



Universidad
Zaragoza

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 MEMORIA

Autor/es

Ian Vladimir Campos Cerdá

Director/es

Óscar Pasetta Martínez

Grado en Ingeniería de Diseño Industrial y Desarrollo de Producto

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA (EINA) 2025

RESUMEN DEL PROYECTO

Este proyecto tiene como objetivo **desarrollar** un **modelo paramétrico tridimensional** del **sistema flexor** del dedo que permita analizar de forma realista el comportamiento mecánico de las **poleas anulares**, especialmente A2, A3 y A4, durante distintos agarres comúnmente usados en la escalada. De esta manera, el modelo pretende ofrecer una **herramienta** que **mejore** el **proceso de diseño** de un **anillo de compresión**, dispositivo comúnmente usado en tratamientos conservadores de pacientes que han sufrido lesiones de poleas, algo muy común en el contexto de la escalada deportiva debido a las **tensiones** a las que se someten las **poleas**.

El trabajo comienza con una **primera fase** que consistió en un estudio **anatómico y biomecánico** de los elementos más relevantes implicados en el sistema flexor (principal responsable de la flexión en los agarres): **falanges, cartílagos articulares, placas volares, tendones flexores y poleas**. Esta fase permitió establecer las proporciones, relaciones y comportamientos que fueron fundamentales para crear un modelado **fiel y funcional**. Con esta base se definieron los requisitos del modelo, comprendiendo el funcionamiento del sistema flexor y de sus principales componentes para facilitar y agilizar el posterior modelado.

La **segunda fase** fue la del **modelado**, que se realizó íntegramente en **SolidWorks**. Esta fase comprendió la parte con mayor extensión del proyecto ya que recoge todo el proceso de desarrollo del modelo, en el cual se utilizaron las distintas **operaciones** de las que dispone el programa (recubrimientos, barridos, revoluciones, extrusiones bidireccionales o herramientas de intersección y combinación) para generar los elementos a partir de **geometrías** que fueran lo más **realistas** posibles y que además, estuvieran conectadas entre sí de manera que se comportaran como un **conjunto** capaz de adoptar múltiples posiciones **imitando** la **flexión** del dedo.

El resultado fue un modelo paramétrico completo del sistema flexor, capaz de adoptar **múltiples posiciones**, incluyendo los agarres más relevantes en escalada: **full crimp, half crimp y open grip**.

Una vez configurado el modelo, comenzó la **tercera y última fase**, que consistió en utilizar las herramientas de SolidWorks de **análisis por elementos finitos (FEM)** para ejecutar **simulaciones** que permitieran para obtener la distribución de tensiones en las **poleas más solicitadas** en distintas posiciones.

Para comprobar la validez de los resultados del modelo, primero se llevó a cabo una serie de simulaciones basadas en los **ensayos** de un estudio biomecánico sobre las tensiones en las poleas **A2, A3 y A4** de los **dedos índice, corazón y anular** en el agarre **full crimp**. Posteriormente, se **compararon** los resultados de las simulaciones FEM con los de dicho estudio y, tras comprobar que los resultados eran **congruentes**, se completó la fase con dos simulaciones más, correspondientes a posiciones de dedos asociadas a los agarres **half crimp** y **open grip**, que permitieron verificar que el modelo desarrollado ofrecía resultados que concordaban con la realidad.

En conclusión, que el modelo desarrollado es capaz de representar la biomecánica del sistema flexor y constituye una **herramienta útil** para estudiar lesiones de poleas y para explorar diseños de dispositivos como anillos de compresión. Finalmente, se plantea como **desarrollo futuro** la incorporación de **modelos mecánicos más complejos** que permitan simular los **daños y procesos de regeneración** de las poleas, impulsando aún más su utilidad en el proceso de diseño de anillos u otras alternativas conservadoras.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Contexto	4
1.2 Objeto	5
1.3 Alcance	6
1.4 Objetivos de desarrollo sostenible	6

2. ESTUDIO PREVIO

2.1 Aspectos anatómicos	7
2.1.1 Estructura ósea	7
2.1.2 Cartílagos articulares	7
2.1.3 Tendones flexores	8
2.1.4 Placas volares	8
2.1.5 Poleas	8
2.2 Importancia biomecánica de las poleas	9

3. GEOMETRÍA PARAMETRIZADA

3.1 Requisitos del modelo	10
3.2 Planteamiento del modelado	10
3.3 Metacarpo y falanges	11
3.3.1 Boceto base	11
3.3.2 Cuerpo - Recubrimiento	12
3.3.3 Cabeza - Revolución	12
3.3.4 Base - Revolución	13
3.3.5 Resultados	13
3.4 Cartílagos articulares	14
3.4.1 Revolución	14
3.4.2 Resultados	15
3.5 Tendones flexores	15
3.5.1 Tendón profundo - Barrido	15
3.5.2 Tendón superficial - Recubrimiento	16
3.5.3 Resultados	17
3.6 Placas volares	18
3.6.1 Recubrimiento	18
3.6.2 Resultados	18
3.7 Poleas	19
3.7.1 Poleas A1, A3 y A5 - Extrusión	19
3.7.2 Poleas A0, A2 y A4 - Recubrimiento	20
3.7.3 Resultados	21
3.8 Fase final	21
3.8.1 Intersección y combinación de elementos	21
3.8.2 Poleas - Interferencias y últimos detalles	23
3.8.3 Resultado final - Dedo completo	25

4. SIMULACIONES

4.1 Validación del modelo	26
4.1.1 Estudio de referencia	26
4.1.2 Modelo de elementos finitos	27
4.1.3 Cálculos y resultados del análisis FEM	30
4.1.4 Resumen de resultados	33
4.2 Agarres: Half crimp y Open grip	34
4.2.1 Half crimp - Cálculos y resultados FEM	35
4.2.2 Open grip - Cálculos y resultados FEM	36
4.2.3 Resumen de resultados	37

5. CONCLUSIONES

5.1 Conclusión	38
5.2 Desarrollo futuro	38

6. BIBLIOGRAFÍA

6.1 Referencias visuales	39
6.2 Referencias textuales	40

1. INTRODUCCIÓN

1.1 CONTEXTO

En la escalada deportiva la fuerza de agarre que una persona puede ejercer con sus dedos es crucial para impulsarse o sustentarse. Para que el agarre suceda participan varios componentes de la mano y los dedos, pero los más importantes en este contexto son los que se centran en el movimiento de flexión de los dedos (principalmente índice, medio y anular), que incluyen falanges, tendones flexores, cartílagos, placas volares y poleas.

En la escalada, el esfuerzo que realiza este sistema flexor es considerable, teniendo en cuenta que en momentos puntuales un escalador puede incluso llegar a soportar su peso corporal sólo con la fuerza de los dedos de una sola mano. Sin embargo, dentro de este sistema, las poleas, concretamente las **anulares**, suelen ser las partes más solicitadas. Cuando la carga que soportan es demasiado grande, se puede producir 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). Así pues, este tipo de lesión es la más frecuente en escalada y no se suele dar en otros ámbitos.

En un estudio realizado en 1998 y 2001 por, entre otros, el Dr. Volker Schöffl [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**, lo que supone **un 20% del total**

La pérdida de la integridad de las 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 obviamente dificulta poder realizar agarres correctamente y, por tanto, imposibilita el poder realizar la actividad de la escalada de manera normal.

En la escalada se usan 3 tipos de agarres básicos, agarre abierto (**open grip**) y los agarres crimpados medio (**half crimp**) o completo (**full crimp**), pero si se trata de exigencia mecánica, el full crimp se encuentra en primer lugar.

El full crimp es un agarre cerrado (el más cerrado) que permite maximizar la fuerza aplicada en superficies muy pequeñas, pero a cambio, incrementa considerablemente la presión entre tendones y poleas. Esto hace que el abuso de este agarre o su empleo sin previo calentamiento pueda aumentar las probabilidades de roturas de las poleas. [A2]

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, seguidos 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**.

Por este motivo, existe un gran interés en explorar las posibilidades reales de los tratamientos conservadores, lo que ha derivado en estudios donde se han evaluado los resultados de dichos tratamientos frente a lesiones de distinta gravedad, revelando resultados **muy positivos** en **casos leves** y **moderados** (roturas únicas parciales o totales) que justifican la priorización de la vía conservadora.

Un estudio clínico realizado en el Hospital Universitario Balgrist, Suiza [A6], planteó incluso el tratamiento conservador como principal alternativa ante 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**.

Todo lo mencionado anteriormente evidencia la importancia de los tratamientos conservadores y las ventajas que ofrecen frente a tratamientos quirúrgicos, así como el **impacto positivo** que podría tener su mejora frente a una problemática real que afecta al rendimiento y calidad de vida de los deportistas de escalada.

1.2 OBJETO

Este proyecto tiene como objetivo desarrollar un **modelo 3D paramétrico** centrado en los principales componentes anatómicos que intervienen en la flexión del dedo, de manera que permitan generar de forma rápida la geometría del dedo de cualquier individuo en distintas posiciones para su posterior **simulación por elementos finitos (análisis FEM)**. De esta forma se podrá estudiar el comportamiento mecánico de las distintas partes, detectando cuáles son las **más solicitadas** y qué **posiciones** o situaciones son las más **desfavorables**.

De esta manera, el proyecto pretende dar como resultado una **herramienta** que pueda simular el comportamiento del sistema flexor del dedo, pudiendo realizar pruebas para diseñar elementos como anillos para tratamientos conservadores de manera más personalizada y optimizada, adaptándose a morfologías anatómicas específicas del dedo de cada persona. Esto contribuiría a la mejora de **tratamientos conservadores** de **roturas de poleas**, dando respuesta a una **problemática real** y **frecuente** en el ámbito de la escalada deportiva, con posibles aplicaciones deportivas, clínicas e incluso didácticas.

1.3 ALCANCE

El presente proyecto comprenderá:

- El **desarrollo** del **modelo 3D paramétrico** del sistema flexor de un dedo largo con **posiciones y parámetros** anatómicos **ajustables** (longitudes, diámetros, ángulos, etc.). Dicho modelo representará **exclusivamente** las siguientes partes anatómicas: mitad distal del **metacarpo**, **falanges** proximal, distal y media, **cartílagos articulares** de las tres articulaciones (MCF, IFP e IFD), **tendones flexores profundo y superficial** (FDS y FDP), **placas volares** de las tres articulaciones y **poleas anulares** (A0, A1, A2, A3, A4 y A5).
- **Asignación** de **propiedades mecánicas y físicas** al modelo en base a la realidad.
- La **ejecución** de simulaciones de diferentes condiciones de carga y flexión mediante el **cálculo por elementos finitos (FEM)**.
- El **análisis** de esfuerzos más determinantes y su correspondencia con el comportamiento real del sistema flexor.

El modelo **no incluirá** otros elementos, más allá de los mencionados, aunque en la realidad forman parte también de la anatomía del dedo (**otros ligamentos, tendones, vasos, sistema nervioso**, etc.).

Los cálculos **no abarcarán** efectos dinámicos complejos y se mantendrán en un plano de trabajo **bidimensional**.

1.4 OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE (ODS)

Este proyecto y sus resultados **están alineados** principalmente a los siguientes **objetivos de desarrollo sostenible (ODS)** [A7]:

- **ODS 3 - Salud y bienestar:** el modelo resultante puede suponer contribuciones positivas en relación a:
 - La prevención de lesiones de poleas en el ámbito deportivo mejorando su comprensión.
 - El desarrollo de los tratamientos conservadores menos invasivos para las roturas de poleas.
- **ODS 12 - Producción y consumo responsables:** su aportación a la mejora de la eficiencia de los tratamientos conservadores y a la demostración de sus posibilidades clínicas podría reducir el uso de cirugías y materiales invasivos ofreciendo una vía sanitaria más sostenible.
- **ODS 4 - Educación de calidad:** un modelo de estas características podría utilizarse como un recurso didáctico para reforzar o dinamizar la enseñanza en ámbitos clínicos, deportivos o fisioterapéuticos.

2. ESTUDIO PREVIO

Previamente al modelado, se consideró necesario investigar acerca de los **elementos anatómicos** que se iban a modelar: sus **funciones, forma, proporciones, relaciones, interacciones**, la **biomecánica de las poleas y los agarres**. Conocer esta información fue crucial para posteriormente, durante el modelado, poder tomar mejores decisiones, **simplificar y agilizar** el proceso obteniendo el mejor resultado posible. Se consultaron distintos **artículos y 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 para lograr un modelo más fiel a la realidad.

2.1 ASPECTOS ANATÓMICOS

En este apartado se explican los principales elementos a modelar y su papel dentro del conjunto del dedo.

2.1.1 ESTRUCTURA ÓSEA

La estructura ósea del dedo anular, medio e índice, que son los biomecánicamente más relevantes, está compuesta por 3 huesos largos: las falanges **proximal, media y distal**. Se conectan mediante las **articulaciones interfalángica proximal o IFP** (proximal-media) e **interfalángica distal o IFD** (media-distal). Por otro lado, aunque dentro de la palma, está el **metacarpo** que es algo más grande y está conectado con la falange proximal por la **articulación metacarpofalángica o MCF**. Estos huesos cuentan con 3 partes principales (Ver *figuras 2.1.1 y 2.1.2*):

- **Base:** extremo inferior del hueso de forma cóncava que articula con la cabeza del hueso precedente
- **Cuerpo:** parte intermedia tubular que abarca casi todo el hueso
- **Cabeza:** extremo superior del hueso de forma redondeada que articula con la base de la falange siguiente.

Las medidas **aproximadas** de la longitud de cada falange [A21],[A22] serían:

- Falange **proximal:** 39-45 mm
- Falange **media:** 20-25 mm
- Falange **distal:** 15-20 mm

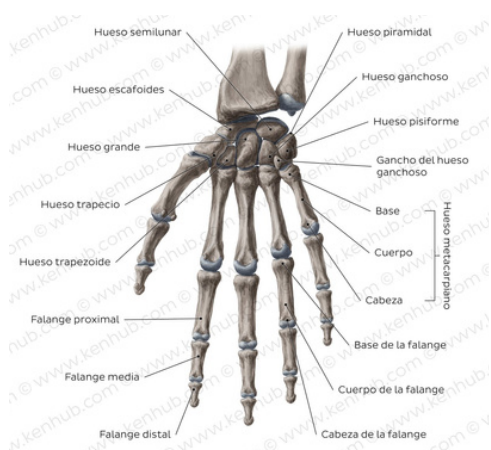


Figura 2.1.1: ilustración huesos de la mano [2.1.1]

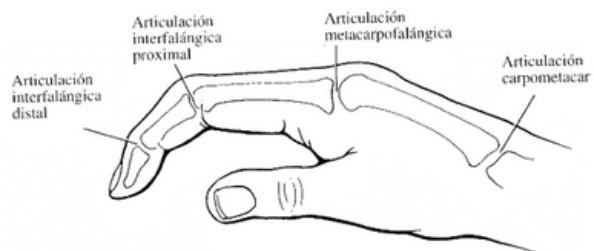


Figura 2.1.2: ilustración articulaciones de la mano [2.1.2]

2.1.2 CARTÍLAGOS ARTICULARES

Los cartílagos articulares comprenden el tejido **flexible y elástico** situado en las articulaciones (MFP, IFP e IFD) que recubre los extremos (cabeza y base) de los huesos para evitar la **fricción** durante el movimiento, reduciendo el desgaste. (Ver *figura 2.1.3*)



Figura 2.1.3: ilustración detalle articulaciones [2.1.3]

2.1.3 TENDONES FLEXORES

Los tendones flexores son **tejidos fibrosos** con forma de cordón que conectan el **músculo** (en este caso situado en el antebrazo) con el **hueso** y transmiten la **tensión** producida por el primero. Distinguimos **dos tipos** de tendones distintos de cara al modelo:

- **Profundo:** llega hasta la zona inferior de la falange distal donde se inserta. Se cruza con el tendón superficial, atravesándolo en un punto anatómico denominado **Quiasma de Camper**. Posee **3,5-5 mm** de ancho y **1,5-2,5 mm** de grosor. [A19],[A20]
- **Superficial:** llega hasta la falange media donde se inserta por la zona media del cuerpo de dicha falange. Posee **3-4 mm** de ancho y **1,5-2,5 mm** de grosor. [A19],[A20]

(Ver figura 2.1.4)

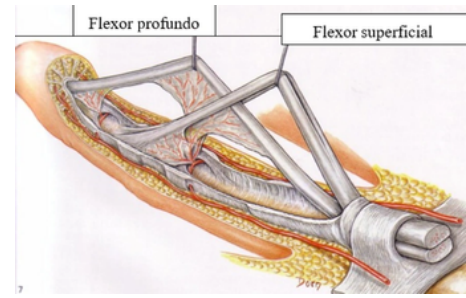


Figura 2.1.4: ilustración de tendones superficial y profundo [2.1.4]

2.1.4 PLACAS VOLARES

Las placas volares son **ligamentos** que refuerzan las articulaciones conectando los huesos y evitando la **hiperextensión excesiva**, además de aportar **estabilidad**. Cada una de las articulaciones (MCF, IFP e IFD) ya mencionadas cuenta con su placa correspondiente.

Se insertan en la zona palmar (parte orientada al lado de la palma) de la base del hueso superior de manera **rígida** y cerca de la mitad del hueso inferior de manera **laxa, permitiendo cierto deslizamiento y libertad** a la placa durante el movimiento. (Ver figura 2.1.5)

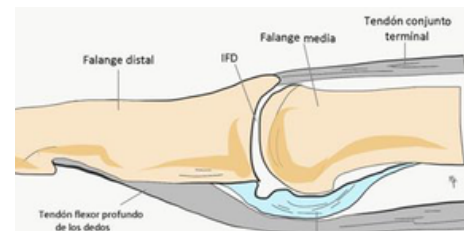


Figura 2.1.5: ilustración placa volar [2.1.5]

2.1.5 POLEAS

Las poleas son estructuras con forma de **bandas de tejido fibroso** que rodean los tendones flexores profundos y superficiales (figura 2.1.6). Su principal función es mantener los tendones cerca del hueso para **optimizar** la transmisión de fuerza de los tendones. Distinguimos 2 tipos de poleas:

- **Cruciformes** (C1-C4): bandas en cruz con **gran flexibilidad**. Favorecen la flexión y evitan el estrangulamiento de los tendones.
- **Anulares** (A0-A5): son **rígidas y resistentes**, soportan la mayor parte de la tensión sujetando y guiando el tendón durante los movimientos de flexión o extensión.

El modelo a desarrollar en este proyecto se centrará en las poleas anulares, ya que su esfuerzo biomecánico es el **más relevante**. Dentro del grupo de las anulares, **A1, A3 y A5** se insertan en las **placas volares** de las articulaciones y las **A0, A2 y A4** se insertan cerca de las zonas medias de las **falanges**.

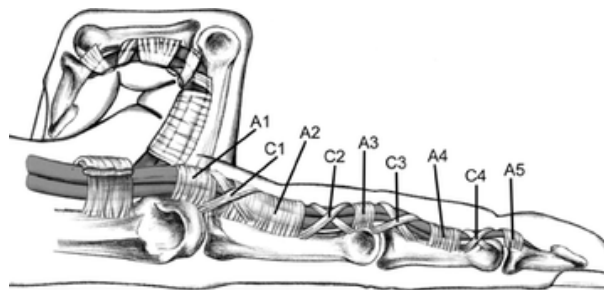


Figura 2.1.6: poleas anulares y cruciformes [2.1.6]

Las medidas **aproximadas** de las **longitudes** [A23] de las poleas son:

A0: 10 mm	A2: 15-18,9 mm	A4: 6,7-7 mm y
A1: 5-8 mm	A3: 2,7-2,9 mm	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].

Para ampliar más estos aspectos se recomienda revisar el **ANEXO 1. ANATOMÍA DEL DEDO**

2.2 IMPORTANCIA BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS

Como se ha mencionado anteriormente, los tendones transmiten la fuerza originada en el **vientre muscular** (parte del músculo con mayor concentración de fibras), al dedo para llevar a cabo la flexión. Esta flexión depende principalmente de **dos variables**:

- **La tensión del tendón:** fuerza que produce el músculo al contraerse.
- **El brazo de palanca:** es la **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. A mayor distancia, mayor palanca y por tanto, mayor momento.

Las poleas mantienen los tendones pegados a los huesos obteniendo un brazo de palanca pequeño, pero **óptimo**, y en consecuencia, toda la tracción del tendón es convertida en momento para flexionar la articulación.

Cuando una polea sufre una rotura favorece la aparición de lo que se conoce como “bowstringing” o **efecto de cuerda de arco** (figura 2.2.2). Este fenómeno se produce cuando el tendón, al perder la sujeción de la polea, se aleja del hueso adoptando un recorrido **recto** y **más corto**. En consecuencia, el tendón **pierde tensión** y recorre menos distancia por milímetro contraído por el músculo, es decir, que por 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 limita la capacidad del mismo para generar fuerza. Esto hace que las poleas sean cruciales en la actividad de escalada y que por consiguiente su **lesión** tenga un **impacto muy negativo** en el desarrollo de la misma.

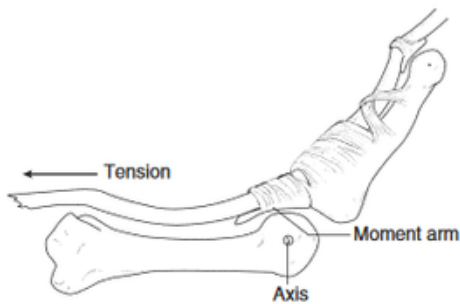


Figura 2.2.1: biomecánica de la flexión del dedo [2.2.1]

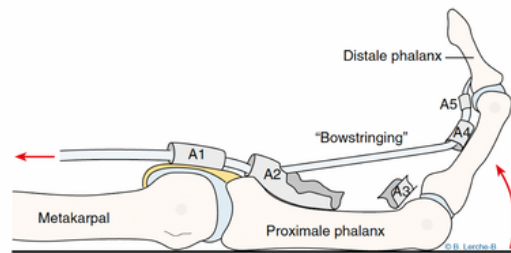


Figura 2.2.2: “bowstringing” o efecto de cuerda de arco [2.2.2]

Por su posición y estructura, las poleas **más solicitadas** mecánicamente son la **A2 y A4**, las más grandes, rígidas y gruesas, seguidas de la **A3**. Las **cargas** más pesadas se producen cuando la desviación del tendón en el borde de la polea es grande, lo cual se da si hay un **cambio de dirección** considerable en el recorrido del tendón en la polea. Por ello, dentro de los agarres típicos de escalada, el **full crimp** (figura 2.2.3), donde la articulación IFP está a 90° y la IFD está hiperextendida 10°, es el **más exigente**, ya que maximiza la fuerza y el contacto en superficies pequeñas, pero produce una **mayor sollicitación**, especialmente sobre la polea A4.

Los otros 2 agarres típicos, aunque no producen unas sollicitaciones tan grandes, son el open crimp (IFP a 30° e IFD a 50° aprox.) y el half crimp (IFP a 90° e IFD a 10°).



Figura 2.2.3: agarres open (a), half crimp (b) y full crimp (c) [2.2.3]

Para ampliar más estos aspectos se recomienda revisar el **ANEXO 2. BIOMECÁNICA DE LAS POLEAS EN LA ESCALADA**

3. GEOMETRÍA PARAMETRIZADA

3.1 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**.

Para profundizar más se recomienda acudir al apartado **3.1 Alcance del modelo** del **ANEXO 3**

3.2 PLANTEAMIENTO DEL MODELADO

El modelo se desarrollará con el programa CAD **SolidWorks** en el entorno de pieza(.SLDPRT) debido a la complejidad del modelo y a la necesidad de poder realizar posteriormente las **simulaciones por elementos finitos (FEM)**.

El proceso consistirá en generar en un mismo archivo los sólidos correspondientes a las distintas partes del dedo a partir de las operaciones de las que dispone el programa. El **orden de modelado** será el siguiente:

1. **Metacarpo y falanges**
2. **Cartílagos articulares**
3. **Tendones flexores**
4. **Placas volares**
5. **Poleas**

Finalmente, se resolverán posibles interferencias entre elementos mediante distintas herramientas para que todos los elementos estén correctamente representados y mantengan los contactos adecuados entre ellos.

Para profundizar más se recomienda acudir al apartado análogo **3.2 Modo de trabajo** del **ANEXO 3**

3.3 METACARPO Y FALANGES

Tras analizar las particularidades formales de las falanges, se optó por **simplificar** las geometrías y hacerlas **simétricas** respecto a lo que sería el **plano sagital**. Además, el modelado se dividió en **3 fases** así como partes tienen las falanges (cuerpo, cabeza y base), recurriendo a **2 tipos de operaciones**:

- **Revolución**: operación sencilla que genera un **sólido** como resultante de la **revolución** de un **boceto cerrado 2D**, denominado **perfil**, en torno a un **eje** determinado.
- **Recubrimiento**: operación que genera un **sólido** como resultante de la **conexión** de 2 o más **bocetos 2D cerrados** (perfiles), pudiendo modificar la **trayectoria** de dicha conexión a través de una o varias líneas denominadas **líneas guía**, que atraviesen los bocetos mencionados.

3.3.1 BOCETO BASE

El metacarpo se modeló siguiendo un procedimiento similar al de las falanges (el cual se explicará más adelante), aunque sin ninguna referencia, ya que es el primero y el único hueso cuya posición es fija. Además, sólo se modeló parte del mismo (la mitad aprox.). Sin embargo, para las falanges, se decidió crear un **boceto base**, que podría considerarse como el **“esqueleto”** de las mismas. Este boceto se dibujó en un plano a modo de plano de perfil que se correspondería también con el plano de simetría del modelo.

El boceto base es un **conjunto de geometrías** que se posiciona en referencia a la falange precedente. También establece **proporciones y dimensiones básicas** y contiene distintos elementos pueden ser usados como referencia para crear planos, bocetos o cualquier entidad que pudiera ser útil de cara a las operaciones de modelado (ver figura 3.3.1).

Además, en cada boceto base se definió una **cota de ángulo** con una **variable global (beta)** en la figura 3.3.1), es decir, una variable numérica, aplicable en todo el modelo, cuyo valor puede ser modificado de manera **externa** al boceto. Esta variable permite relacionar las falanges entre sí, pudiendo controlar el ángulo que forma cada falange de manera **independiente** (ver figura 3.3.2). En el caso de la **falange distal** esta cota se estableció de una manera **especial** para poder aplicar ángulos negativos y representar la **hiperextensión** (explicación detallada en los anexos).

Así pues, se generó una variable global para controlar el ángulo de cada falange:

- Falange proximal: **“FALANGE 2A”**
- Falange media: **“FALANGE 3A”**
- Falange distal: **“FALANGE 4A”**

Antes de realizar las operaciones de cada falange, se definió el boceto base. A continuación se muestran los bocetos base de cada falange.

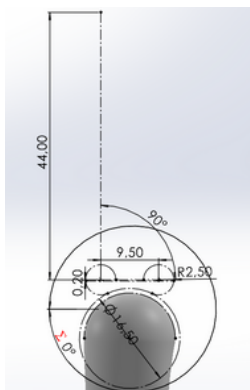


Figura 3.3.3: boceto base de la falange proximal

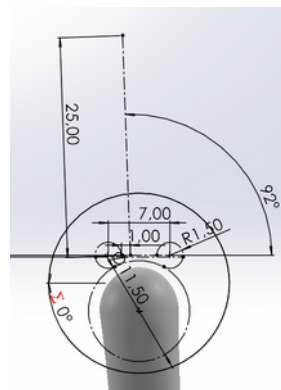


Figura 3.3.4: boceto base de la falange media

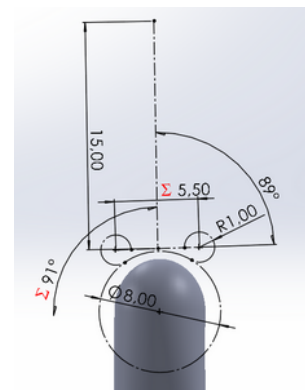


Figura 3.3.5: boceto base de la falange distal

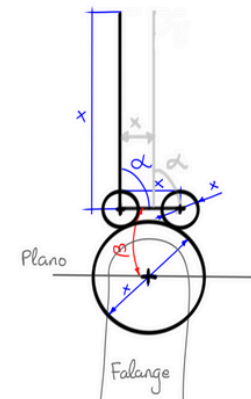


Figura 3.3.1: estructura general del boceto base

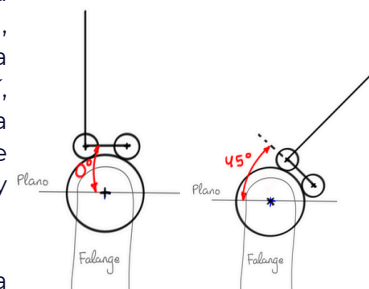


Figura 3.3.2: comportamiento del boceto base: variable global=0, variable global=45

Para ampliar la información sobre el boceto base acudir al apartado **3.3.1 Boceto base del ANEXO 3**

3.3.2 CUERPO - RECUBRIMIENTO

La parte del cuerpo es la que va a ser **más característica** de cada hueso. Por ello se realizó mediante la operación de **recubrimiento**, que por sus características ofrece más posibilidades para lograr formas más complejas gracias a las líneas guía.

Primero, se definieron los **planos** donde se realizarían los bocetos que utilizarían de perfiles y de líneas guía (figura 3.3.6). Los planos en **azul** corresponden a los **perfiles**, y el **rojo** y el **verde** (plano de perfil) a las **líneas guía**. Estos planos se establecieron utilizando como referencia elementos del boceto base. (figura 3.3.7).

Como perfil superior e inferior se dibujaron una **elipse** y una **circunferencia** respectivamente (figura 3.3.8/9). De esta manera la forma obtenida sería redondeada. Para las líneas guías se usaron **splines**, que son curvas variables definidas por 2 o más puntos. En el plano de perfil (verde) se dibujaron dos líneas guía **independientes** (figura 3.3.11), mientras que en el plano perpendicular (rojo) se dibujaron dos líneas guía **simétricas** (figura 3.3.10). De esta manera el resultado se ajustaba más a las formas reales.

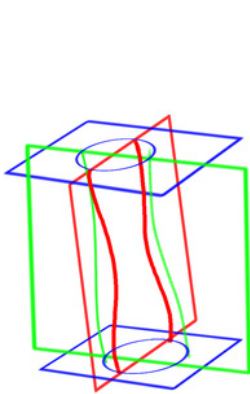


Figura 3.3.6: planos para el recubrimiento de las falanges en perspectiva

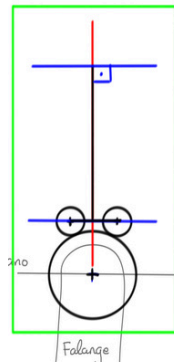


Figura 3.3.7: planos para el recubrimiento de las falanges con respecto al boceto base en vista de perfil

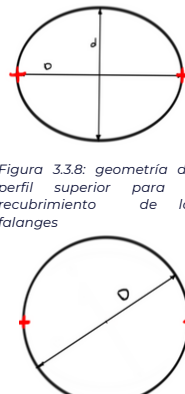


Figura 3.3.8: geometría del perfil superior para el recubrimiento de las falanges

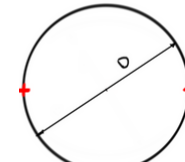


Figura 3.3.9: geometría del perfil inferior para el recubrimiento de las falanges

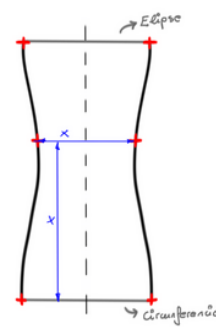


Figura 3.3.10: forma general de las líneas guía en el plano alzado

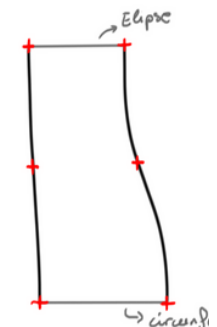


Figura 3.3.11: forma general de las líneas guía en el plano de perfil

Obviamente, en cada falange las cotas y proporciones varían, pero en esencia, el proceso, los planos y los bocetos se realizaron tal y como se ha explicado. Así pues, en las siguientes figuras se muestran la operación y el resultado de la falange proximal, representativo de las demás falanges.

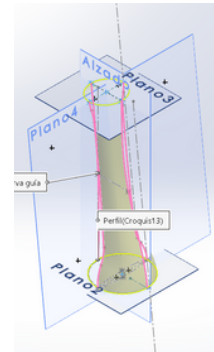


Figura 3.3.12: recubrimiento de la falange proximal



Figura 3.3.13: cuerpo de la falange proximal

3.3.3 CABEZA - REVOLUCIÓN

Para la **revolución** se aprovechó la cara superior de la falange, la cual es una elipse, como se ha explicado previamente. En el propio plano de dicha cara se dibujó media elipse y se seleccionó la línea divisora como eje de rotación de la operación (ver figura 3.3.14). El resultado obtenido fue medio **elipsoide**, ya que no se realizó una rotación completa, sino de 180° (ver figuras 3.3.15 y 3.3.16).

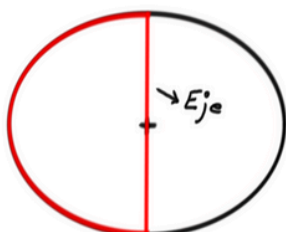


Figura 3.3.14: geometría general para el perfil de la revolución de la cabeza de las falanges

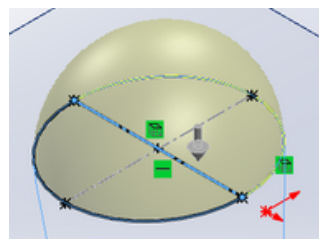


Figura 3.3.15: revolución de la cabeza de la falange

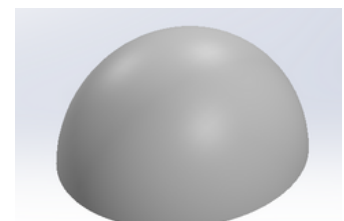


Figura 3.3.16: cabeza de la falange

3.3.4 BASE - REVOLUCIÓN

En el caso de la base, se aprovechó parte del **boceto base** para definir la geometría del perfil (ver figura 3.3.17). Como eje de giro se definió una línea perpendicular a la cara inferior del cuerpo y que pasa por el centro de la misma, dando lugar a la forma que se ve en las imágenes a continuación.

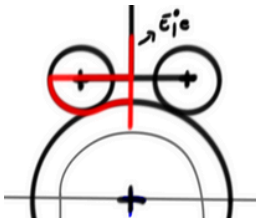


Figura 3.3.17: geometría general del perfil de la revolución de las bases de las falanges

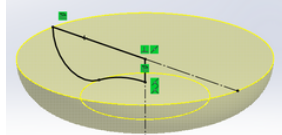


Figura 3.3.18: revolución de la base de la falange proximal



Figura 3.3.19: vista en sección de la base de la falange proximal

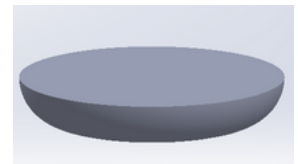


Figura 3.3.20: base de la falange proximal

3.3.5 RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados de todas las operaciones juntas de cada falange, y de la mitad del metacarpo (no cuenta con base).

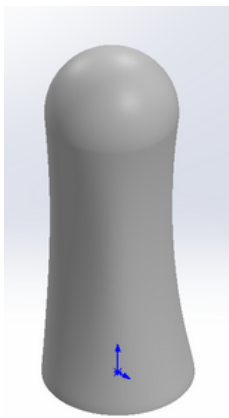


Figura 3.3.21: parte metacarpo

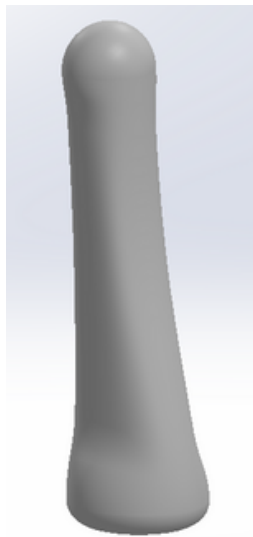


Figura 3.3.22: falange proximal

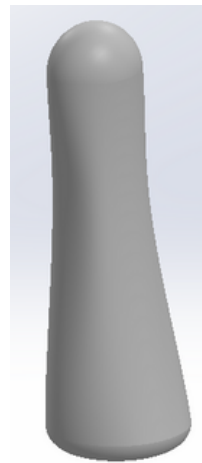


Figura 3.3.23: falange media



Figura 3.3.24: falange distal

Cabe mencionar que tal y como se explicó al principio, cada operación genera un sólido, pero existe una opción que permite fusionar el resultado de la operación con el sólido o los sólidos con los que esté en contacto ("fusionar resultado"). De esta manera se activó esta opción para que los sólidos resultados de las tres operaciones de cada falange se fusionaran en uno sólo, aunque en general, para el resto de partes del dedo los sólidos generados se dejarán como independientes.

En las siguientes imágenes se muestra cómo se centraliza la **gestión** de las **variables globales** aplicadas en los bocetos base para así controlar la **posición global en** distintos casos y cómo quedarían las falanges y el metacarpo modelados posicionados en dichos casos.

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

Figura 3.3.25: variables globales (falange proximal a 0°, falange media a 0° y falange distal a 0°)



Figura 3.3.28: posición base (huesos alineados)

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

Figura 3.3.26: variables globales (falange proximal a 15°, falange media a 95° y falange distal a -10°)

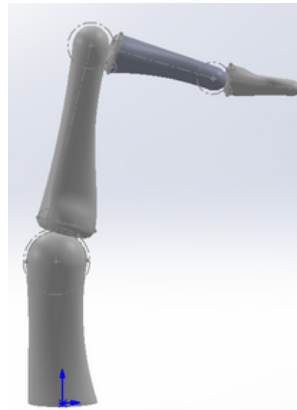


Figura 3.3.29: falange proximal a 15°, media a 95° y distal a -10° (hiperextensión)

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

Figura 3.3.27: variables globales (falange proximal a 90°, falange media a 90° y falange distal a 90°)

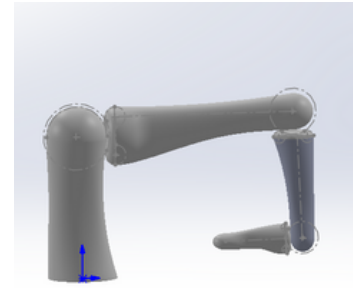


Figura 3.3.30: falange proximal a 90°, media a 90° y distal a 90°

El resto de partes a modelar estarán referenciadas a las falanges y al metacarpo a través de bocetos planos u otros elementos empleados en el proceso visto en este apartado. De esta manera, cuando las falanges cambien de posición, todos los elementos que se hayan modelado en base a estas se adaptarán a dichas posiciones. Por este motivo, los huesos se establecieron como el primer paso (y el más crucial) dentro del modelado del dedo.

Para profundizar en el modelado de los huesos acudir al apartado **3.3 Metacarpo y falanges del ANEXO 3**

3.4 CARTÍLAGOS ARTICULARES

Los cartílagos son tejidos blandos y flexibles que recubren los extremos de los huesos. Así pues, como no se pretende estudiarlos mecánicamente sino simplemente que transmitan fuerzas entre falanges, se decidió considerar los cartílagos como tres "almohadillas" situadas en las 3 articulaciones correspondientes (MCF, IFP e IFD), entre hueso y hueso.

Dado que la **forma** buscada era bastante **simple** y teniendo en cuenta las geometrías de los extremos de las falanges y metacarpo, se decidió realizar estos elementos mediante **revolución**.

3.4.1 REVOLUCIÓN

Para el boceto perfil se utilizaron como referencia geometrías de las circunferencias mayores de los bocetos base para que se adaptara a la forma de las bases. El eje se hizo paralelo a la vertical del boceto base para que se moviera conjuntamente al cambiar los ángulos de las falanges.

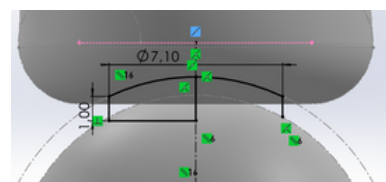


Figura 3.4.1: geometría general perfil de la revolución de los cartílagos articulares

3.4.2 RESULTADOS

A continuación se muestran varias imágenes con los resultados de las operaciones de cada cartílago. Se observa como quedan centrados respecto a los huesos y como giran con las falanges al cambiar de posición.



Figura 3.4.1: cartílago (MCF)



Figura 3.4.2: vista de perfil de huesos y cartilagos (proximal 15°, media 90°, distal -10°)

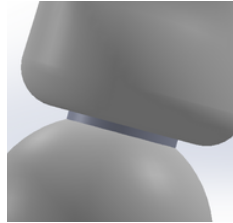


Figura 3.4.3: detalle cartilago MCF (flexión 15°)

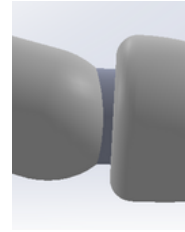


Figura 3.4.4: detalle cartilago IFD (hiperextensión 10°)

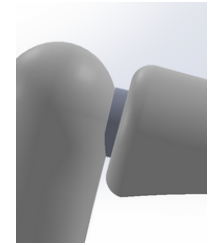


Figura 3.4.5: detalle cartilago IFP (flexión 90°)

Para profundizar en el modelado de los cartílagos acudir al apartado **3.4 Cartílagos articulares** del **ANEXO 3**

3.5 TENDONES FLEXORES

Los **tendones flexores** se mantienen en contacto a lo largo del dedo, aunque inserten en falanges distintas y se crucen en el ya mencionado Quiasma de Camper. Por este motivo, **primero** se modeló el **tendón flexor profundo**, el más largo, y posteriormente el **tendón flexor superficial** aprovechando la **geometría** del profundo.

3.5.1 TENDÓN PROFUNDO - OPERACIÓN DE BARRIDO

La parte a modelar del tendón profundo va desde la base del metacarpo hasta la parte baja palmar de la falange distal y es de grosor uniforme. Por este motivo, para esta parte se optó por la operación de **barrido**. El barrido genera un sólido a partir la conducción de **un sólo boceto cerrado 2D** a través de una **trayectoria** establecida por una línea guía.

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 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) El boceto se dibujó sobre un plano a 20° respecto al plano "suelo" del modelo (figura 3.5.2) para que el barrido estuviera mejor orientado para seguir la curva del metacarpo.

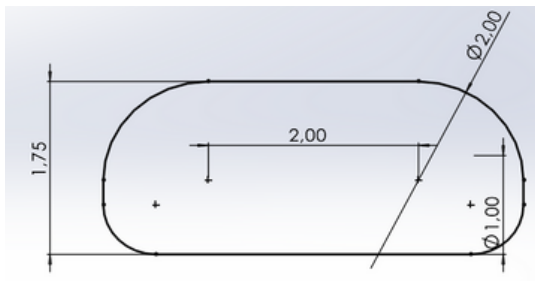


Figura 3.5.1: boceto perfil del barrido del tendón profundo

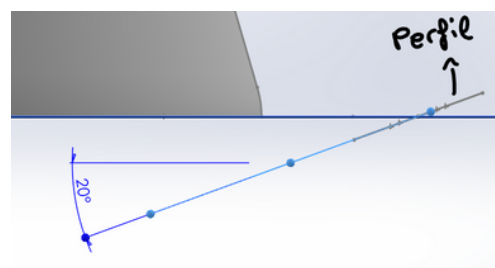


Figura 3.5.2: posicionamiento del boceto perfil

TRAYECTORIA DEL BARRIDO

La trayectoria se definió con un **spline** en el que cada punto se situó de manera que la curva resultante se adaptase a la forma del modelo, teniendo en cuenta también la posterior inclusión de otros elementos que se sitúan en las zonas articulares, entre el tendón y los huesos (placas volares, el otro tendón).

En la *figura 3.5.3* se muestra la forma en que se han ubicado los puntos del spline respecto a distintos elementos: **líneas** o **puntos** de los bocetos base (rojo) y **planos** (verde). Aunque los puntos del spline establecen un cierto recorrido, la trayectoria con la que pasa por los puntos cambiaba al variar la posición del conjunto.

La solución que se halló, consistió en aplicar **ecuaciones** en las cotas de **puntos estratégicos** que las relacionaran con las **variables globales** de manera que se pudiera controlar mejor el comportamiento del spline en función de los ángulos de las falanges. De esta manera se consiguió una **mejor adaptación** del tendón en **cualquier posición**. En el apartado **“Trayectoria del barrido-Acotación con ecuaciones”** del ANEXO 3 se explica esta característica en profundidad.

En la *figura 3.5.4* se muestra el resultado.

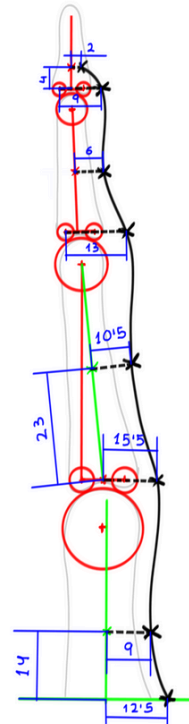


Figura 3.5.3: definición de línea guía para el barrido del tendón profundo



Figura 3.5.4: Tendón profundo en posición base

3.5.2 TENDÓN SUPERFICIAL - OPERACIÓN DE RECUBRIMIENTO

El hecho de que el tendón profundo atravesase al superficial (Quiasma de Camper) hace que para representarlo haga falta ensanchar este último en un tramo, por lo que su grosor deja de ser constante. Por ello, para simplificar el proceso se dividió el tendón superficial en **dos partes**, que se realizaron por **recubrimiento**, para poder modificar las secciones (perfiles) del tendón en ciertos puntos y lograr ese ensanchamiento.

RECUBRIMIENTO 1 - PRIMERA PARTE

Para definir la línea guía de la operación se utilizó una parte de la curvatura generada por la geometría del tendón profundo ya modelado (*figura 3.5.5*).

Por otro lado, el boceto utilizado como perfil es el mismo que el empleado en el tendón profundo (*figura 3.5.7*), solo que colocado en espejo con respecto a este último. El perfil se situó en el mismo plano utilizado en el tendón profundo.

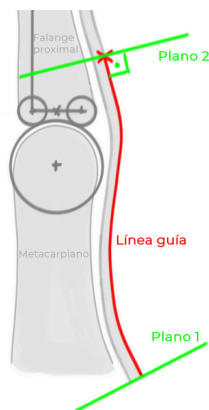


Figura 3.5.5: línea guía y planos para el barrido del tendón superficial

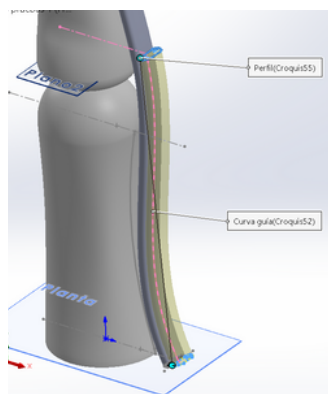


Figura 3.5.6: barrido del tendón superficial

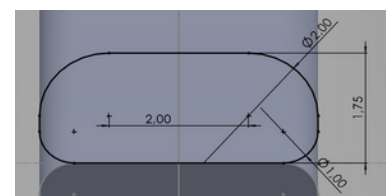


Figura 3.5.7: boceto perfil para el barrido del tendón superficial

RECUBRIMIENTO 2 - SEGUNDA PARTE

El caso de la segunda parte del tendón superficial fue **más complejo**, ya que en el Quiasma de Camper los tendones dejan de ser paralelos. Esto impidió aprovechar completamente la geometría del tendón profundo para definir la línea guía.

Así pues, se definió una **línea guía** compuesta por **3 tramos: inicial, intermedio y final**. El intermedio es una parte recortada de la curvatura proyectada por el tendón profundo. A partir de este tramo se establecieron el inicial y el final, conectándolo con la primera parte del tendón y con la falange distal. Ambos tramos inicial y final consistieron en **splines** de 2 puntos tangentes a la curvatura en cada punto. (Ver figura 3.5.9)

En cada punto de la línea guía se estableció un plano perpendicular a la misma para dibujar los perfiles para la operación. En el segundo plano empezando por abajo, se dibujó una **variante** (figura 3.5.8) **más ancha** del boceto original ya mostrado (figura 3.5.7), el cual se usó en el resto de casos (figura 3.5.9). Esto permitió modelar un ensanchamiento que permitiría representar la bifurcación del tendón superficial.

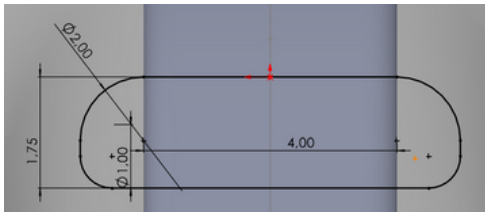


Figura 3.5.8: variante del boceto perfil para el tendón superficial

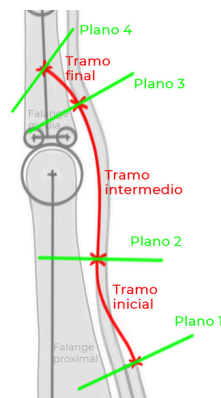


Figura 3.5.9: línea guía y planos para recubrimiento 2 del tendón superficial

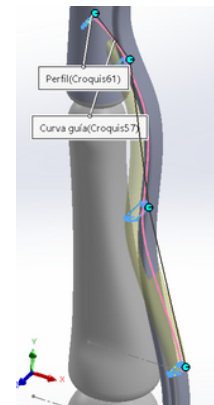


Figura 3.3.10: recubrimiento 2 tendón superficial

3.5.3 RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados en conjunto de ambos tendones en distintas posiciones. Se comprueba cómo la trayectoria de ambos se adapta a la posición del dedo.



Figura 3.5.11: tendón superficial y profundo (posición base)



Figura 3.5.12: tendón superficial y profundo (falange proximal a 15°, media a 30° y distal a -10°)

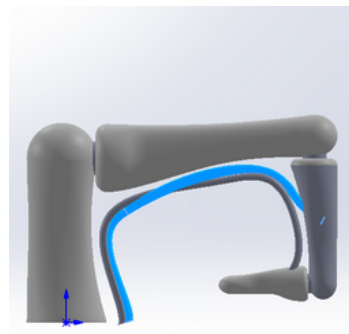


Figura 3.5.13: tendón superficial y profundo (falange proximal a 90°, media a 90° y distal a 90°)

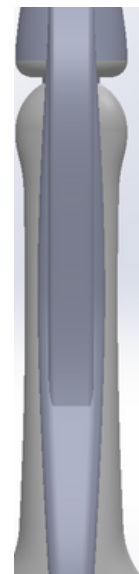


Figura 3.5.14: detalle resultado del Quiasma de Camper

Para profundizar en el modelado de los tendones acudir al apartado **3.5 Tendones flexores** del **ANEXO 3**

3.6 PLACAS VOLARES

Las placas volares se conectan a los huesos de 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**. 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)

3.6.1 RECUBRIMIENTO

Se estimaron necesarios **tres perfiles** por placa, situados en sus planos correspondientes. Los planos definidos consistieron en planos paralelos a los utilizados en los recubrimientos de las falanges. Dos planos quedan acotados con respecto a un hueso de la articulación y el tercero con respecto al otro hueso (ver figura 3.6.1)

La geometría general utilizada como **perfil** consiste en un **arco de anillo** (figura 3.6.2) cuyo diámetro, grosor y ángulo se establece de manera que el situado más abajo será el de menor ángulo y diámetro, y el intermedio será el de mayor diámetro, quedando más alejado del hueso. En la figura 3.6.3 se puede observar el ejemplo de posicionamiento de los perfiles de la placa IFP.

En este caso se prescindió de líneas guía. Cuando no hay línea guía en un recubrimiento, la forma en la que el sólido conecta los perfiles depende de cómo estén situados los unos respecto a los otros. Por ello, la definición de los perfiles fue muy importante en el resultado de la operación (figura 3.6.4).

Aunque no se muestre, el proceso fue el mismo para el resto de placas.

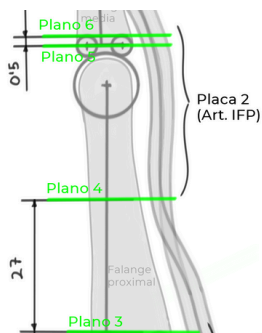


Figura 3.6.1: planos de referencial para placa IFP

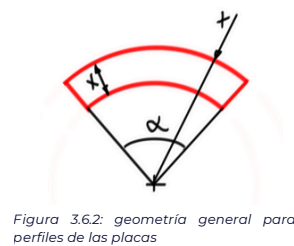


Figura 3.6.2: geometría general para perfiles de las placas

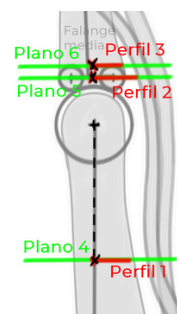


Figura 3.6.3: posición de perfiles de la placa 2 (art. IFP)

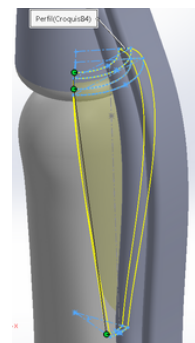


Figura 3.6.4: recubrimiento de placa IFP

3.6.2 RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados de las 3 placas volares de forma individual y en conjunto. También puede verse cómo se comporta cada placa en función de la flexión de las falanges correspondientes.



Figura 3.6.5: vista de perfil placa IFD (falange distal a 90°)

Figura 3.6.6: vista de perfil placa IFD (falange distal a 45°)

Figura 3.6.7: vista de perfil placa IFD (falange distal hiperextensión de 10°)

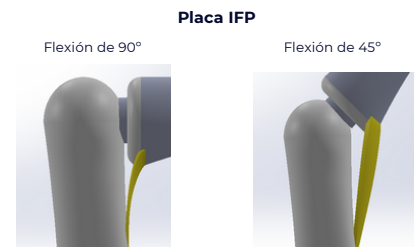


Figura 3.6.8: vista de perfil placa IFP (falange media 90°)

Figura 3.3.9: vista de perfil placa IFP (falange media 45°)



Figura 3.6.10: vista de perfil placa MCF (falange proximal a 45°)

Figura 3.6.11: vista de perfil placa MCF (falange proximal a 90°)

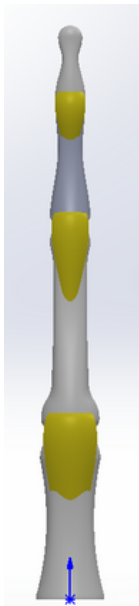


Figura 3.6.12: vista alzado de las placas volares

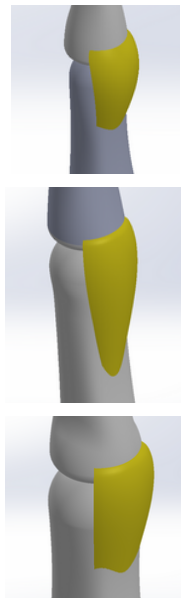


Figura 3.6.13: vista en perspectiva de las placas volares

Como se ve en la *figura 3.6.10*, la placa IFP se hace demasiado fina en ángulos muy cerrados. Por ello de manera específica en algunos cálculos se necesitó modificar el modelado, añadiendo líneas guía. Este cambio sólo se aplicó para dichos cálculos. Se puede consultar más en profundidad en el apartado **3.6.5 “Modificación de la placa IFP” del ANEXO 3**.

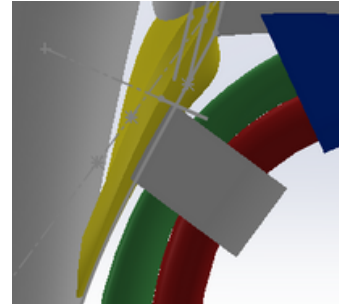


Figura 3.6.14: variante de placa volar

Para profundizar en el modelado de las placas volares acudir al apartado **3.6 Placas volares del ANEXO 3**

3.7 POLEAS

Las poleas se dividieron en **2 grupos** para su modelado en función de su **inserción**. Por un lado, las poleas situadas en las articulaciones, en las que insertan en las **placas volares** (A1, A3 y A5), y por otro, las poleas que se insertan en las **falanges y metacarpo** (A0, A2 y A4).

3.7.1 POLEAS A1, A3 y A5 - EXTRUSIÓN

Estas poleas son las de **menor tamaño** y al estar situadas en las articulaciones, la variación del espacio libre en estas zonas por los cambios de posición hace que el posicionamiento de las poleas sea más complejo. Por esta razón se decidió **simplificar** su modelado con operaciones de **extrusión**.

La extrusión genera un sólido a partir de un sólo **boceto cerrado 2D** y en **dirección perpendicular** al plano de dicho boceto.

Para obtener los planos necesarios, se dibujaron **rectas** que conectaban dos de los perfiles usados en las placas (*figura 3.7.1*). Los planos se hicieron perpendiculares a dichas rectas por su punto medio, a excepción del plano de la polea A3, que se situó a una distancia variable del punto medio mediante una ecuación. (Ver *figura 3.7.3*)

El boceto consistió en **rectángulos de 5-6 mm** de ancho centrados con respecto a las placas y que abarcaban los tendones (*figura 3.7.2*).



Figura 3.7.1: geometrías de referencia placa IFD

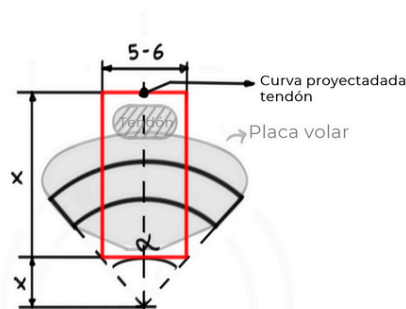


Figura 3.7.2: definición y geometría del perfil para las poleas A1, A3 y A5

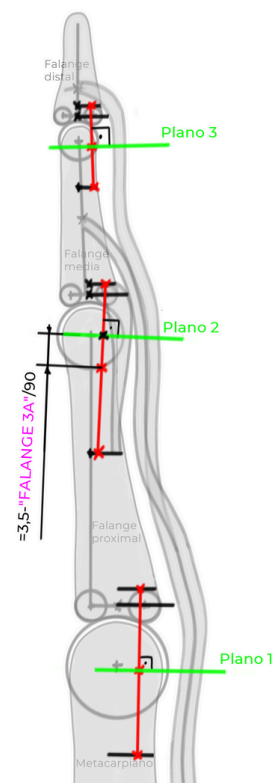


Figura 3.7.3: definición de planos para los perfiles de las placas

Con el objetivo de **controlar** mejor la **posición** de las poleas independientemente de la posición del dedo, se optó por realizar una extrusión **bidireccional**, es decir, que el sólido se genera en los **dos sentidos** posibles. Además, se aplicaron **ecuaciones** a las distancias de extrusión de manera que el **tamaño** fuera **variable** en función los ángulos de flexión del modelo, manteniendo siempre una misma altura total, pero aumentando o disminuyendo en cada sentido para "moverse" por la placa posicionándose de manera coherente independientemente de la posición del modelo

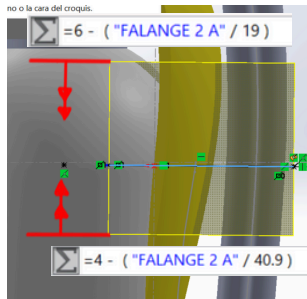


Figura 3.7.4: funcionamiento de la extrusión bidireccional de la polea A1

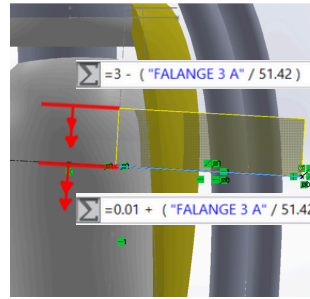


Figura 3.7.5: funcionamiento de la extrusión bidireccional de la polea A3

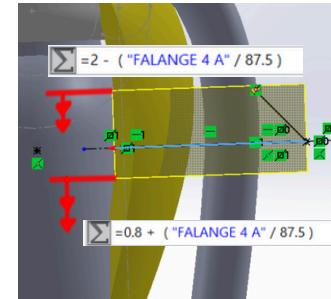


Figura 3.7.6: funcionamiento de la extrusión bidireccional de la polea A5

En las figuras mostradas se observan los tres casos, señalando con flechas el sentido en el que aumenta o disminuye la extrusión dependiendo de la ecuación. Este aspecto se explica más ampliamente en el apartado **3.7 Poleas del ANEXO 3**.

3.7.2 POLEAS A0, A2 Y A4 - RECUBRIMIENTO

Este grupo de poleas se corresponden con las de **mayor tamaño** y están situadas en las zonas medias de los huesos, por lo que los cambios de posición no afectan tanto a su posición. Así pues, se decidió modelarlas por **recubrimiento** para adaptar su forma a los tendones más fácilmente.

Primero se definieron los planos necesarios a distintas distancias de los planos de las bases de las falanges y metacarpo. En algunos casos se hicieron perpendiculares a la curvatura proyectada por los tendones. (Ver figura 3.7.7)

Los planos se utilizaron para recortar los tramos de las curvas proyectadas de los tendones que se necesitaban para hacer de líneas guía de la operación (figura 3.7.8). Estas curvas contaban con un pequeño **desfase** respecto a la curva original, para que las poleas no quedaran a ras de los tendones. En el caso de la línea guía de la polea A2, se tuvo que crear un spline de 2 puntos, ya que justo en ese tramo se producía el cruce de los tendones.

Nuevamente, se utilizaron rectángulos como perfiles de la operación (figura 3.7.9), en este caso con una anchura de 4,75-7,25 mm, dependiendo de la polea y del perfil, ya que, como ya se ha explicado, el tendón superficial se ensancha en cierto tramo.

En las figuras 3.7.10-11-12 se muestran las operaciones de cada polea.

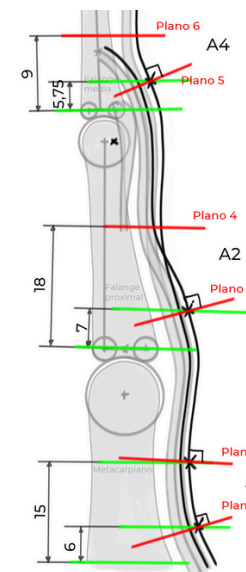


Figura 3.7.7: definición de planos para los perfiles de las poleas A0, A2 y A4

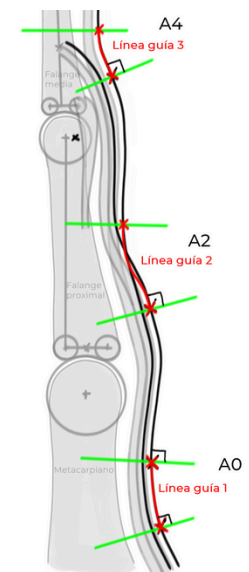


Figura 3.7.8: definición de líneas guía de las poleas A0, A2 y A4 (vista de perfil)

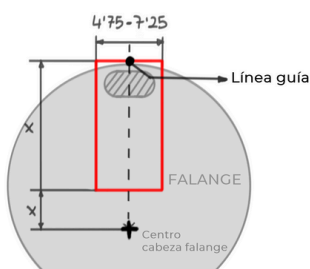


Figura 3.7.9: geometría y posicionamiento de los perfiles de las poleas A0, A2 y A4

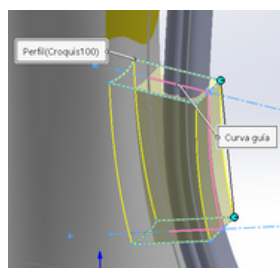


Figura 3.7.10: recubrimiento polea A0

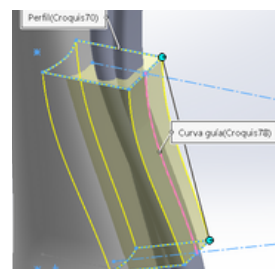


Figura 3.7.11: recubrimiento polea A2

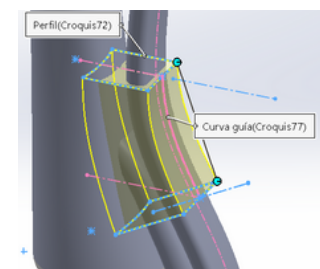


Figura 3.7.12: recubrimiento polea A4

3.7.3 RESULTADOS

En las siguientes figuras se muestran los resultados de todas las poleas. Se puede ver cómo se adaptan a distintas posiciones y cómo las poleas A0, A2 y A4 adoptan la forma de la curva de los tendones.

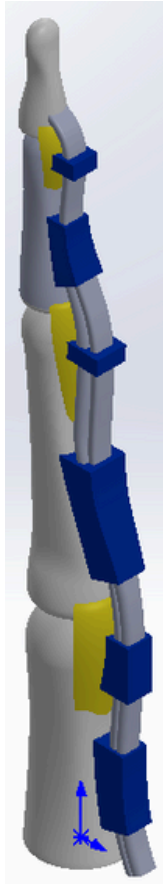


Figura 3.7.13: modelo tras modelado de poleas

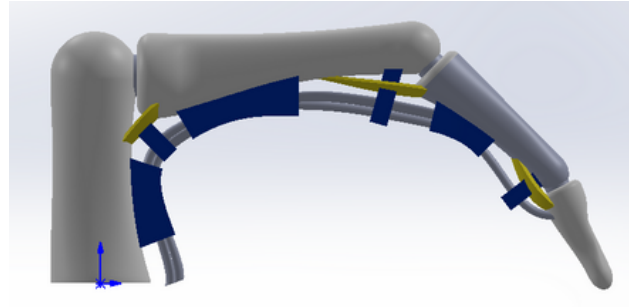


Figura 3.7.14: modelo tras modelado de poleas en posición alternativa

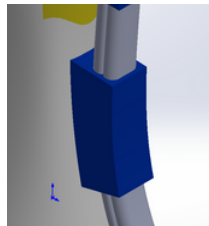


Figura 3.7.15: polea A0

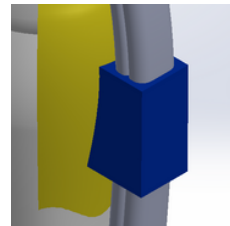


Figura 3.7.16: polea A1

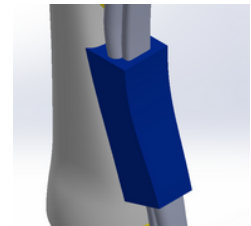


Figura 3.7.17: polea A2

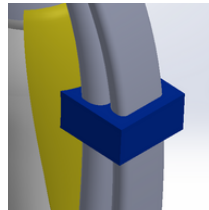


Figura 3.7.18: polea A3

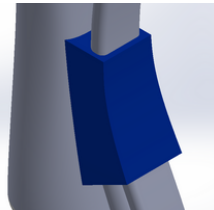


Figura 3.7.19: polea A4

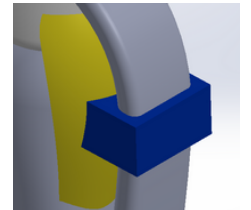


Figura 3.7.20: polea A5

Las poleas, no obstante, deberían asemejarse más a una banda que sujeta los tendones, y no ser atravesados. Este aspecto se tratará en el siguiente apartado "FASE FINAL".

Para profundizar en algún aspecto del modelado de las poleas se recomienda consultar el apartado **3.7 Poleas** del **ANEXO 3**.

3.8 FASE FINAL

En el modelo, hay elementos, como el tendón superficial, que están compuestos por dos sólidos distintos o sólidos que interfieren entre sí, como los tendones, que penetran en las falanges, poleas y o el otro tendón. Por ello, es necesario gestionar los sólidos de manera que todas las partes del dedo estén correcta y completamente representadas por un sólo sólido.

En esta última fase, se usarán las herramientas **intersección** y **combinar** para la configurar los sólidos y se completará el modelado de las poleas.

3.8.1 INTERSECCIÓN Y COMBINACIÓN DE ELEMENTOS

La herramienta **intersección** permite seleccionar distintos sólidos que se penetren entre sí y convertir las regiones intersección (parte común) y las regiones que no pertenecen a dicha intersección en sólidos **nuevos** e **independientes**. La herramienta **combinar** permite seleccionar dos o más sólidos independientes que estén en contacto y combinarlos en uno solo y también eliminar unos u otros a voluntad.

En las siguientes figuras se ilustra de manera visual el funcionamiento de ambas herramientas con un ejemplo sencillo.

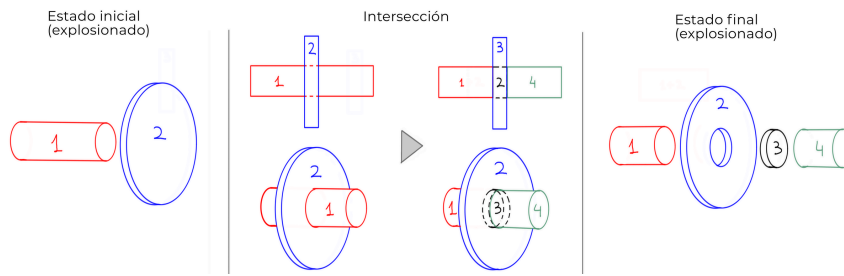


Figura 3.8.1: esquema de funcionamiento de la herramienta intersección

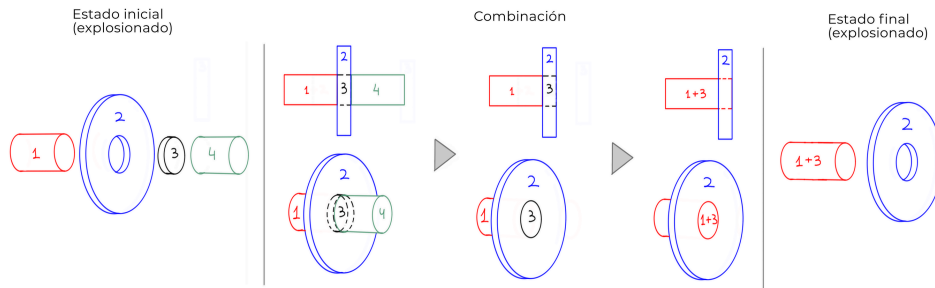


Figura 3.8.2: esquema de funcionamiento de la herramienta intersección

Estas herramientas se aplicarán conjuntamente a grupos de sólidos que necesiten dividirse en nuevos sólidos para luego combinarse para resolver las interferencias, o bien se aplicará sólo la combinación, como es el caso del tendón superficial que únicamente necesita la combinación de sus dos tramos en contacto.

Los grupos de elementos a los que se aplicaron intersección, combinación o ambas fueron: **metacarpo/falanges-poleas (A0, A2 y A4), placas volares-poleas (A1, A3 y A5), metacarpo/falanges-placas volares-cartílagos, tendón superficial (tramos) y falanges-tendones.** A continuación se muestran ejemplos representativos de comparativas **antes/después** del proceso en los distintos grupos.

Falange media-polea A4

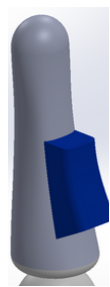


Figura 3.8.3: falange media-polea A4

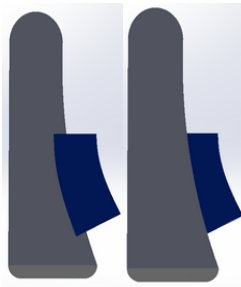


Figura 3.8.4: falange media-polea A4. Vista en sección antes/después de intersección y combinación

Tendón superficial



Figura 3.8.7: tramo 2 del tendón superficial



Figura 3.8.9: combinación tramos tendón superficial

Placa volar MCF - Polea A1

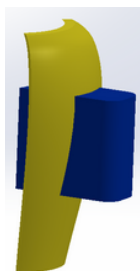


Figura 3.8.5: placa volar MCF - Polea A1

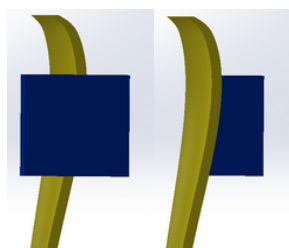


Figura 3.8.6: placa volar MCF-Polea A1. Vista en sección antes/después de intersección y combinación



Figura 3.8.8: tramo 1 del tendón superficial

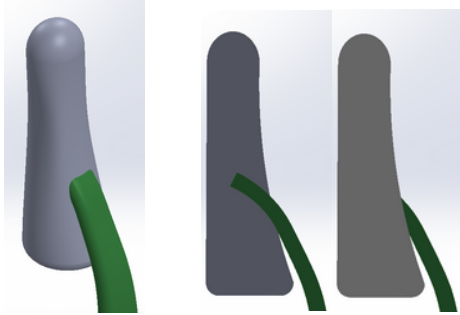
Falange media-tendón superficial

Figura 3.8.10: falange media-tendón superficial.

Figura 3.8.11: falange media-tendón superficial. Secciones antes y después de la intersección/combinación

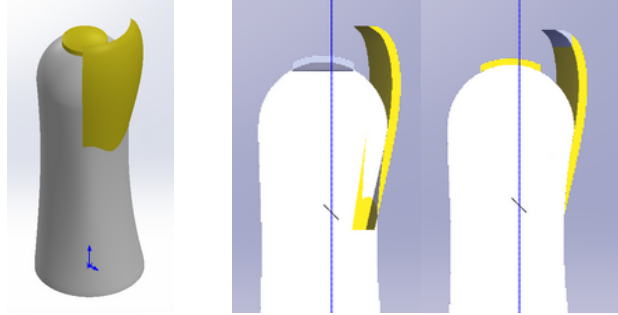
Metacarpo-Placa MCF-Cartílago MCF

Figura 3.8.12: metacarpo-placa volar MCF-Cartilago MCF. Intersección, Región metacarpo

Figura 3.8.13: metacarpo-placa volar MCF-Cartilago MCF. Vistas en sección antes/después de intersección y combinación

Se puede observar cómo cambia la configuración de los sólidos en cada caso, pero manteniendo siempre el contacto. Esto se realizó de la misma forma para el resto de sólidos de los distintos grupos mencionados.

Se recomienda revisar el subapartado **3.8.1 “Intersección y combinación de elementos”** del **ANEXO 3** para ver el proceso más detalladamente.

3.8.2 POLEAS - INTERFERENCIAS Y ÚLTIMOS DETALLES

Las **interferencias** entre las **poleas** y los **tendones** no fueron tratadas de la misma forma que las mostradas en el anterior apartado debido a **errores** en el programa. En su lugar, se utilizaron las herramientas de **recubrimiento de corte** y **barrido de corte**. El proceso es exactamente igual al del recubrimiento y barrido normales respectivamente, pero en vez de generar sólido, eliminan el existente en el espacio abarcado por la operación.

Así pues, se utilizó el barrido de corte para eliminar el sólido de las poleas por donde pasaba el tendón profundo y también la parte del tendón superficial que era atravesada. Por otro lado, se utilizó el recubrimiento de corte para hacer lo mismo con las poleas atravesadas por el superficial.

Utilizar las mismas operaciones pero con su función de corte permitió aprovechar todos los **perfiles** y **líneas guía** ya generados en el modelado de los tendones, dejando además los agujeros con la **forma exacta** de los tendones.

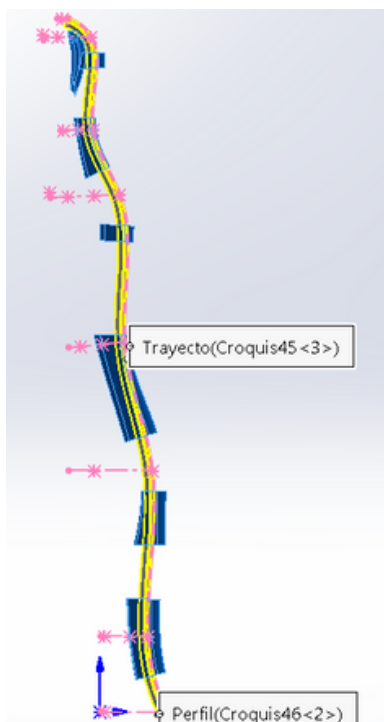


Figura 3.8.14: barrido de corte sobre las poleas y el tendón superficial

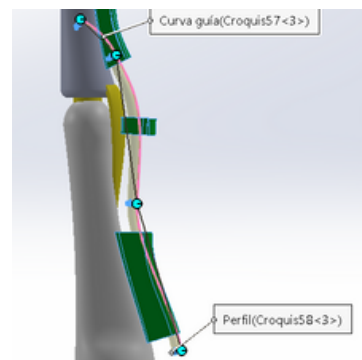


Figura 3.8.15: recubrimiento de corte 2 sobre las poleas.

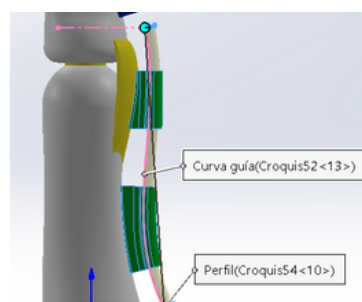


Figura 3.8.16: recubrimiento de corte 1 sobre las poleas

Una vez hechos los agujeros de los tendones, aún quedaba parte sólida por eliminar, ya que estas se asemejan más a bandas que rodean por la parte externa del tendón.

Por ello, se realizaron **recubrimientos o extrusiones de corte**, dependiendo de la polea, para eliminar el sólido restante y finalizar su modelado.

Utilizando como referencia el **contorno** de los **agujeros** de los tendones, se realizaron las operaciones empleando como perfiles **rectángulos redondeados**, obteniendo los resultados mostrados en las siguientes imágenes. En el caso de los recubrimientos de corte, también se aprovecharon las líneas guía de los recubrimientos previos para realizar un corte que siguiera también la curvatura de los tendones.

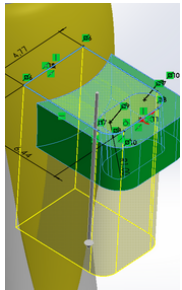


Figura 3.8.17: barrido de corte sobre la polea A3

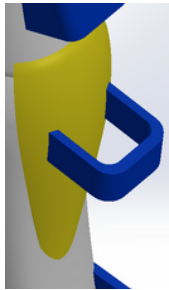


Figura 3.8.18: polea A3

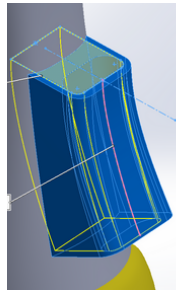


Figura 3.8.19: barrido de corte sobre la polea A4

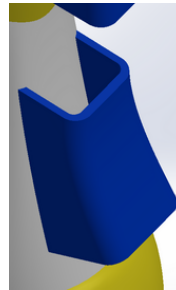


Figura 3.8.20: polea A4

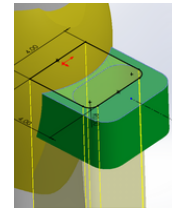


Figura 3.8.21: barrido de corte sobre la polea A5

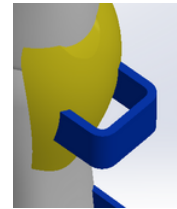


Figura 3.8.22: polea A5

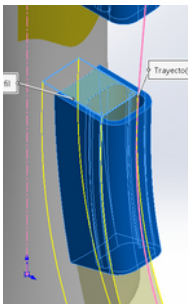


Figura 3.8.23: barrido de corte sobre la polea A0

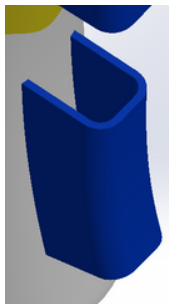


Figura 3.8.24: polea A0

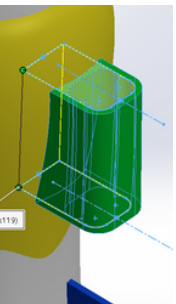


Figura 3.8.25: barrido de corte sobre la polea A1



Figura 3.8.26: polea A1

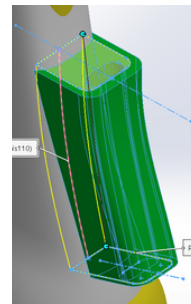


Figura 3.8.27: barrido de corte sobre la polea A2

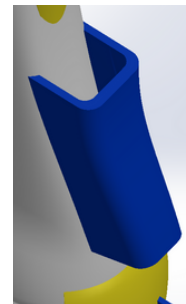


Figura 3.8.28: polea A2

Finalmente también se ejecutaron varios **redondeos** para eliminar **aristas vivas** que habían dejado las operaciones de corte y que podrían actuar como **concentradores de tensiones** en las simulaciones

Para profundizar en las últimas operaciones de las poleas acudir al apartado **3.8.2 Poleas Interferencias y últimos detalles** del **ANEXO 3**

3.8.3 RESULTADO FINAL - DEDO COMPLETO

A continuación se muestran varias imágenes donde se puede observar el modelo finalizado en diversas posiciones y otros detalles.

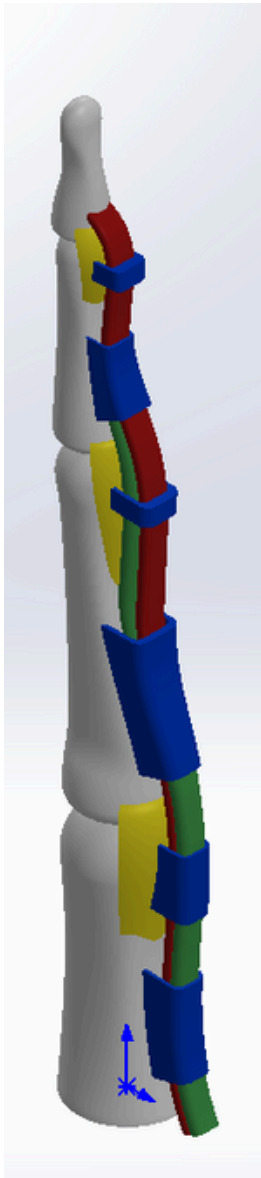


Figura 3.8.29: modelo del dedo completo

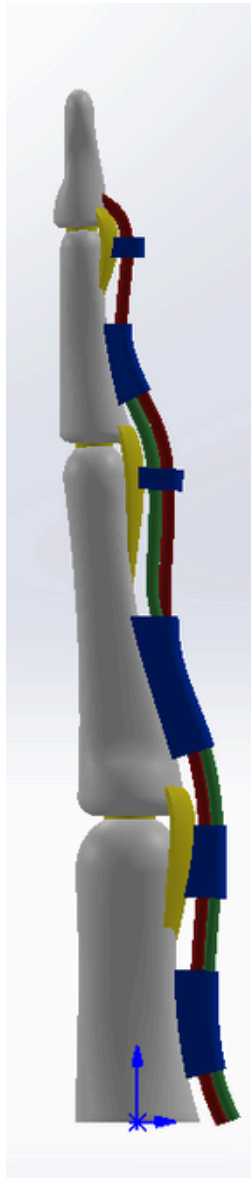


Figura 3.8.30: modelo del dedo completo (perfil)

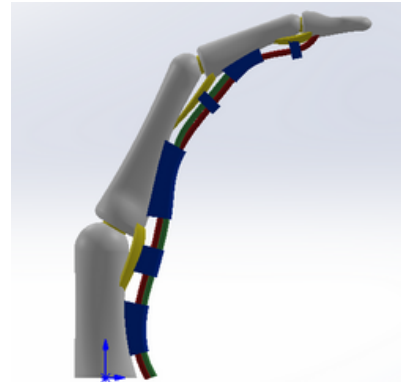


Figura 3.8.31: modelo del dedo completo posición aleatoria 1

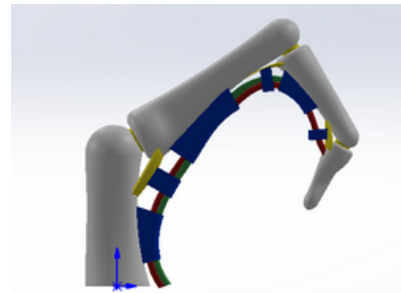


Figura 3.8.32: modelo del dedo completo posición aleatoria 2

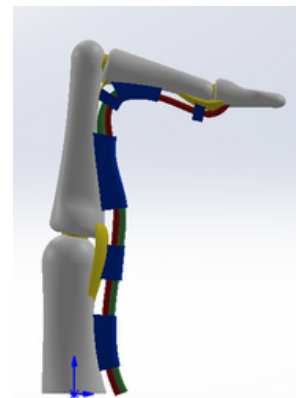


Figura 3.8.33: modelo del dedo completo posición aleatoria 3 (hiperextensión de la IFD)

En las imágenes mostradas puede comprobarse la adaptabilidad de todas las partes del dedo y cómo responden a distintas posiciones: más abiertas (figuras 3.8.31 y 3.8.34) más cerradas (figuras 3.8.32 y 3.8.33).

En conclusión, el modelo será perfectamente capaz de representar distintos **agarres** y someterse a las **simulaciones** por elementos finitos (FEM) planteadas para este proyecto.

Todo el proceso de modelado, sus particularidades, métodos, etc. están explicados más detalladamente en el **ANEXO 3**. Se recomienda revisarlo en caso de querer profundizar en cualquiera de sus apartados.

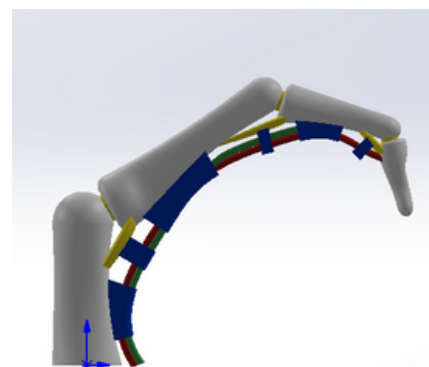


Figura 3.8.34: modelo del dedo completo posición aleatoria 4

4. SIMULACIONES

Las simulaciones computacionales se plantearon con el objetivo de obtener las **tensiones** de las poleas en según distintas posiciones y determinar las **posiciones más desfavorables**. El proceso comenzó la **validación** del modelo desarrollado tomando como referencia un **estudio experimental** sobre el comportamiento de las roturas traumáticas de poleas. Tras esto, se simularon algunas posiciones comunes en agarres de escalada.

4.1 VALIDACIÓN DEL MODELO

4.1.1 ESTUDIO DE REFERENCIA

El estudio tomado como referencia es **“Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers” (1998) de Marco RA [A34]**, el cual se propuso estudiar la forma en que se producían las roturas de poleas mediante la ejecución de unos ensayos y las implicaciones biomecánicas de los resultados obtenidos. Para ello, se sometieron a ensayo los tres dedos largos (índice, corazón y anular) de 7 antebrazos de cadáveres

El procedimiento consistió en sujetar el **antebrazo** mediante un soporte, apoyando el dedo a analizar en una plataforma que simulara el posicionamiento del dedo correspondiente en el agarre **full crimp**. Por otro lado, unos motores transmitían la fuerza de **tracción** a los **tendones** profundo y superficial hasta el **fallo** inicial y terminal.

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.

R. A. W. MARCO, N. A. SHARKEY, T. S. SMITH, AND A. G. ZISSIMOS

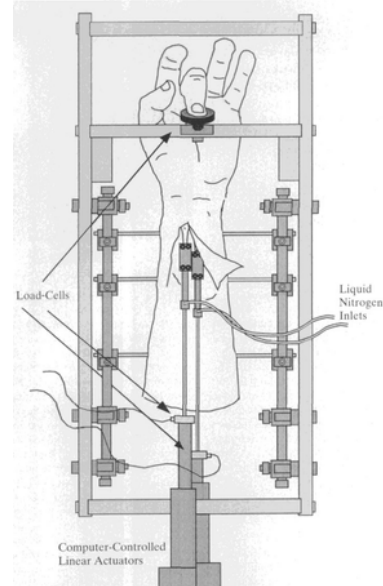


Imagen 4.1: esquema del procedimiento de ensayo del estudio de Marco RA [A34]

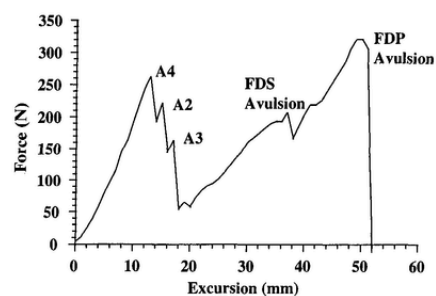


Imagen 4.1.2 Secuencia más probable de rotura de las poleas

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

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

Las **condiciones de ejecución** de los ensayos (posiciones de los dedos, fuerzas, sujeciones) del estudio [34] sirvieron de base para recrear dichas condiciones en el modelo desarrollado y ejecutar unas **simulaciones** cuyos resultados pudieran compararse con los datos y conclusiones del estudio, validando la capacidad del modelo paramétrico para representar el comportamiento de las poleas dentro del sistema flexor.

En el apartado **4.1 Estudio de referencia del ANEXO 4** se explica de manera más detallada dicho estudio

4.1.2 DEFINICIÓN DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Para definir el modelo de elementos finitos se definieron **parámetros** que son 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]

GEOMETRÍA - POSICIONES ESTUDIADAS

El Full crimp se caracteriza por ser el agarre **más cerrado** y aplicar una **hiperextensión** en la articulación **IFD**, siendo útil en presas (elementos de apoyo) muy pequeñas, ya que **maximiza** el contacto con la yema del dedo y la fuerza ejercida. En consecuencia, también es el agarre biomecánicamente **más exigente** para las poleas.

Dentro del agarre full crimp, el estudio de referencia [A34] consideró **3 variantes** de posición de dedo (**anular, corazón e índice**). Así pues, se decidió someter a estudio el modelo en las tres variantes de posición mencionadas, representando a cada uno de los dedos **únicamente** mediante la variación de los ángulos de flexión de las articulaciones, sin cambios en las proporciones de los elementos del dedo. Esto se hizo así para comprobar las diferencias de resultados generadas únicamente por la posición del dedo independientemente de la geometría.

A continuación se muestran las variantes posicionales de los tres dedos: anular, corazón e índice. Las posiciones se obtuvieron mediante la modificación de las variables globales, procedimiento explicado en el apartado 3.3 Metacarpo y falanges.

FULL CRIMP

DEDO ÍNDICE	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	15° (Flexión)	90° (Flexión)	5° (Hiperextensión)

Figura 4.1.4: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo índice

DEDO CORAZÓN	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	30° (Flexión)	95° (Flexión)	5° (Hiperextensión)

Figura 4.1.5: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo corazón

DEDO ANULAR	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	45° (Flexión)	100° (Flexión)	5° (Hiperextensión)

Figura 4.1.6: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo anular

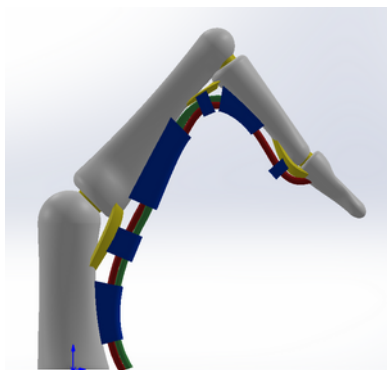


Figura 4.1.7: modelo en posición de dedo anular visto de perfil

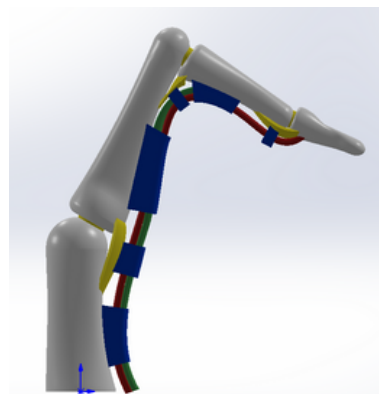


Figura 4.1.8: modelo en posición de dedo corazón visto de perfil

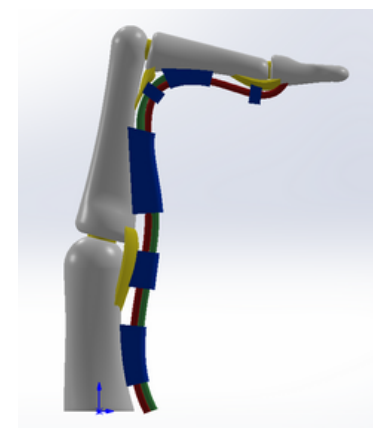


Figura 4.1.9: modelo en posición de dedo índice visto de perfil

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** de los tendones con dichas magnitudes, tal y como se muestra en las *figuras 4.1.12 y 4.1.13*.

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 (*figuras 4.1.10-11*)

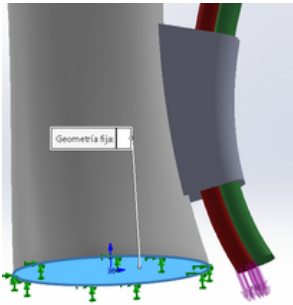


Figura 4.1.10: sujeción de la base

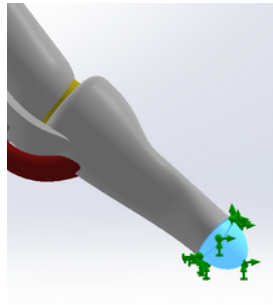


Figura 4.1.11: sujeción de la punta del dedo

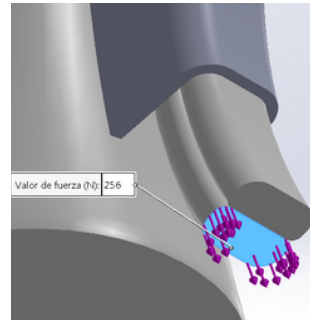


Figura 4.1.12: fuerza sobre el tendón profundo

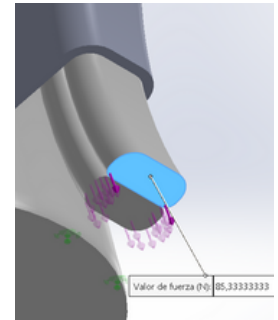


Figura 4.1.13: fuerza sobre el tendón superficial

INTERACCIONES ENTRE COMPONENTES

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.

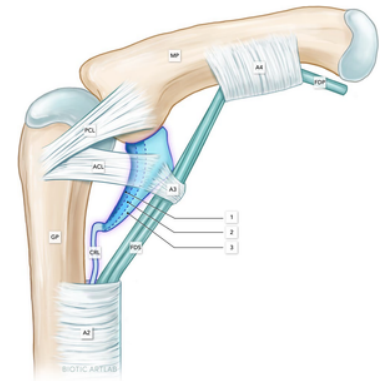


Figura 4.1.14: detalle inserciones de la placa volar [4.1.14]

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 4.1.14*), por lo que se decidió considerarla como contacto.

También se establecerá como unión rígida las interacciones **cartilago articular-hueso**, ya que el modelo es una simplificación y no cuenta con todos los ligamentos que refuerzan la articulación y la mantienen unida, por lo que se consideró de esta forma para evitar el movimiento como sólido rígido y no tiene influencia en los resultados.

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 volares en los huesos.

En las *figuras 4.1.15 y 4.1.16* se puede observar de manera más visual cómo se distribuyen las interacciones explicadas.

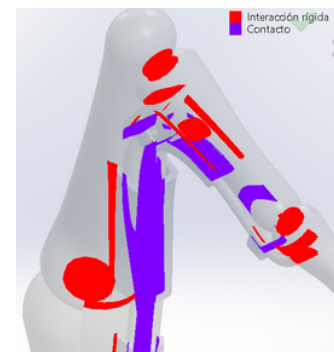


Figura 4.1.15: visualización de interacciones 2

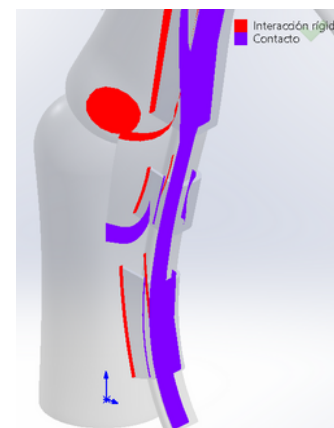


Figura 4.1.16: visualización de interacciones 1

COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LOS MATERIALES

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**: **cartilago** (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	Cartilago	Placa	Polea	Tendón
Módulo de Young (MPa)	15.000	5.000	150	400	1.500
Densidad (kg/mm ³)	1.700	1.100	1.200	1.300	1.100
Coeficiente de Poisson	0,3	0,45	0,3	0,3	0,25

Tabla 4.1.17: propiedades mecánicas/físicas de los materiales generados para el modelo

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 4.1.20). En el dedo anular e índice este valor fue del mismo orden: 68252 y 65336 respectivamente

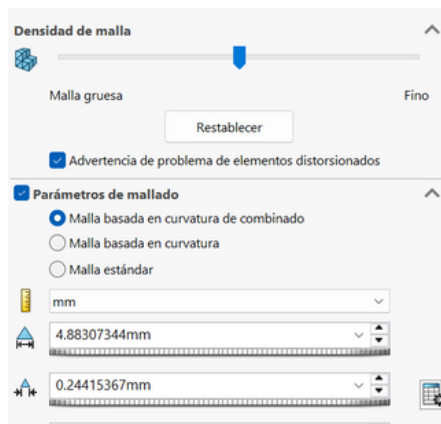


Figura 4.1.18: configuración del mallado del caso Full Crimp Corazón.

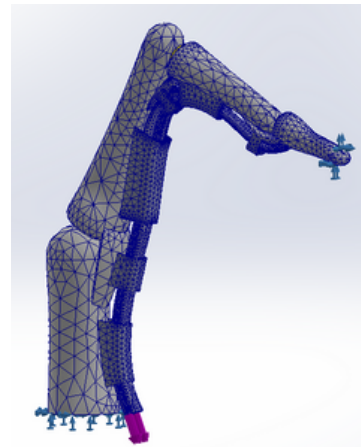


Figura 4.1.19: mallado del caso Full Crimp: Corazón

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 4.1.20: datos de mallado del caso Full Crimp Corazón.

4.1.3 CÁLCULOS Y RESULTADOS DEL ANÁLISIS FEM

Una vez establecidas todas las condiciones necesarias se ejecutaron los análisis FEM para cada una de las posiciones mencionadas obteniendo resultados de tensiones de Von Mises, resultantes de desplazamientos y deformaciones. Para facilitar el análisis y la comparación de resultados entre los distintos casos analizados, se estableció **250 MPa** como valor máximo de tensión a representar por la escala de colores en todos ellos.

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.

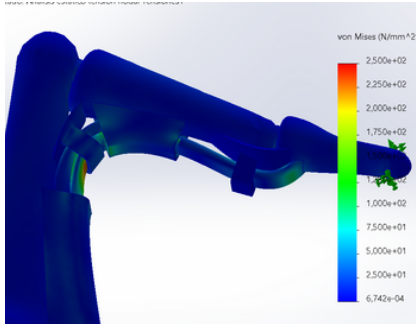


Figura 4.1.21: visualización de tensiones de Von Mises en posición Anular.

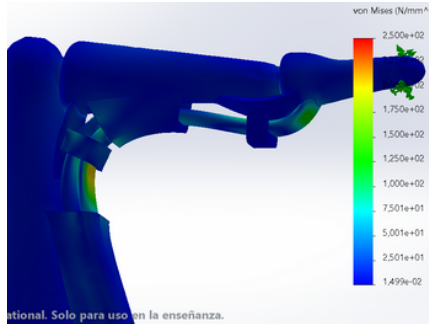


Figura 4.1.22: visualización de tensiones de Von Mises en posición Corazón

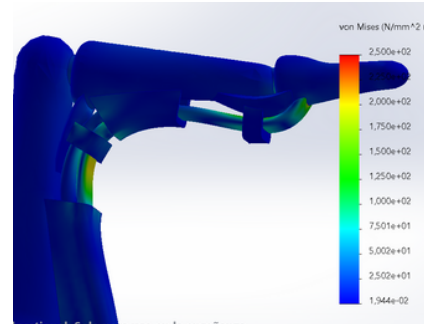


Figura 4.1.23: visualización de tensiones de Von Mises en posición Índice

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 el ensayo [34] la polea A4 en el anular rompía bajo cargas menores, lo que explica que las tensiones sean mayores en este dedo. Por otro lado, en los dedos corazón e índice las cargas eran similares, por eso las tensiones que se obtienen también lo son.

En posición **anular**, las mayores tensiones se mueven en torno a los **300 MPa**, 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**.

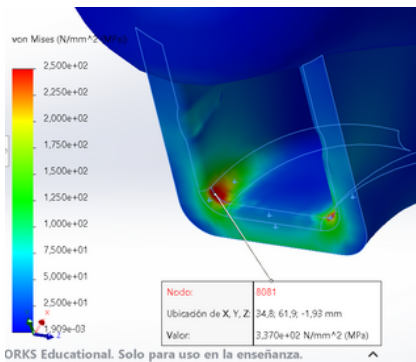


Figura 4.1.24: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Anular. Vista 1

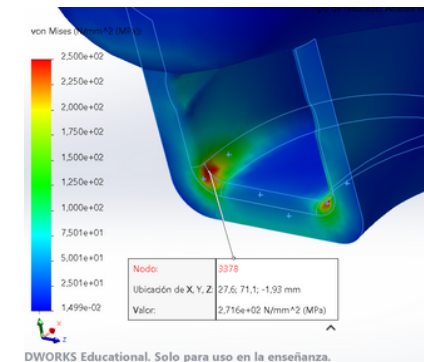


Figura 4.1.25: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Corazón. Vista 1

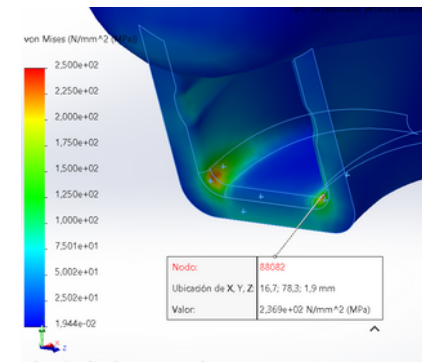


Figura 4.1.26: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Índice. Vista 1

En las **zonas circundantes** y cercanas a las de mayor tensión (rojas/haranjas), representadas en **color verde**, las tensiones se sitúan entre **100 y 140 MPa**. En las siguientes figuras se pueden visualizar las diferencias entre una posición y otra, confirmando que la **magnitud** de las tensiones es **mayor** en la posición del **dedo anular**, seguida de la del corazón y por último, la del **índice**, la que registra las **menores tensiones** con apenas tonos rojos y zona verde menos amplia y de menor intensidad.

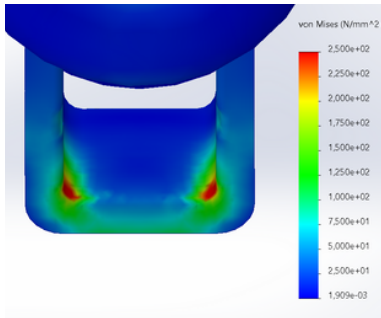


Figura 4.1.27: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Anular. Vista 2

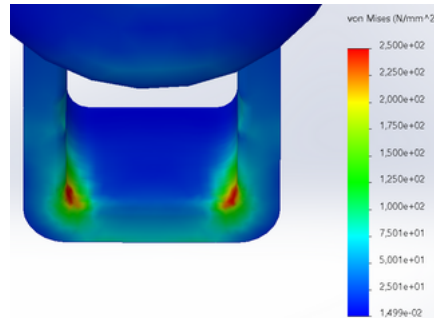


Figura 4.1.28: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Corazón. Vista 2

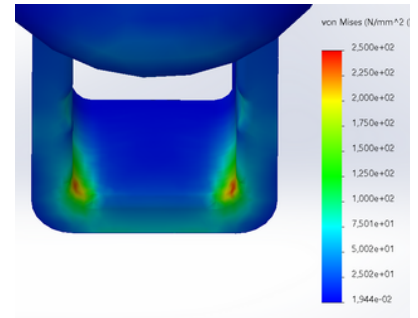


Figura 4.1.29: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en posición Índice. Vista 2

Respecto a las **poleas A2 y A3**, en comparación con la polea A4 las tensiones son inferiores y se concentran en los bordes distales. En **A3**, en general están en torno a **100 MPa**, aunque con **máximas 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 esta diferencia no es significativa.

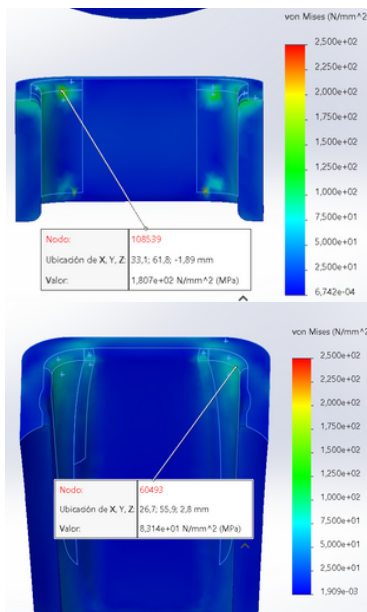


Figura 4.1.30: tensiones en polea A3 y borde distal de la A2, con valores máximos indicados (anular)

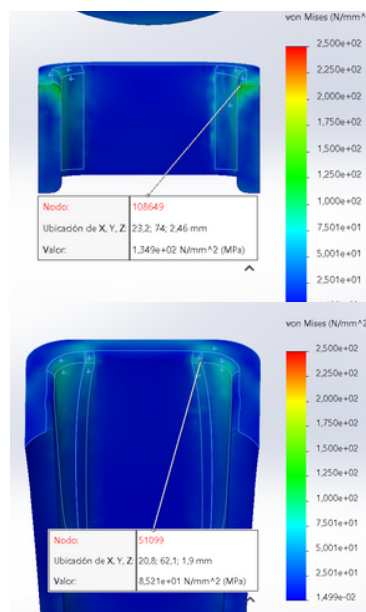


Figura 4.1.31: tensiones en polea A3 y borde distal de la A2, con valores máximos indicados (corazón)

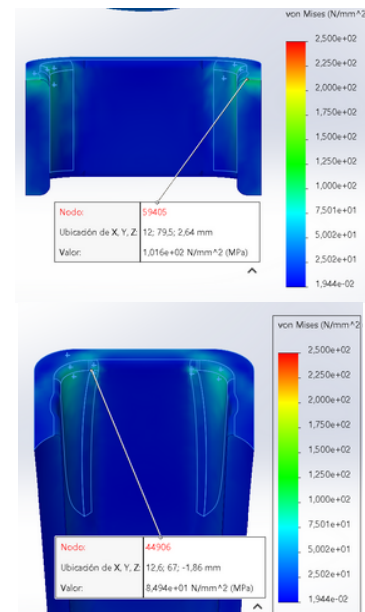


Figura 4.1.32: tensiones en polea A3 y borde distal de la A2, con valores máximos indicados (índice)

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 4.1.33), donde la placa y la polea A1 se separan más del hueso.

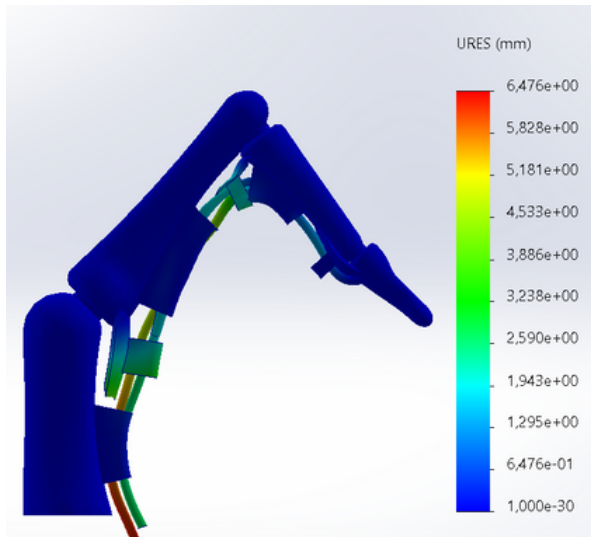


Figura 4.1.33: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento (anular)

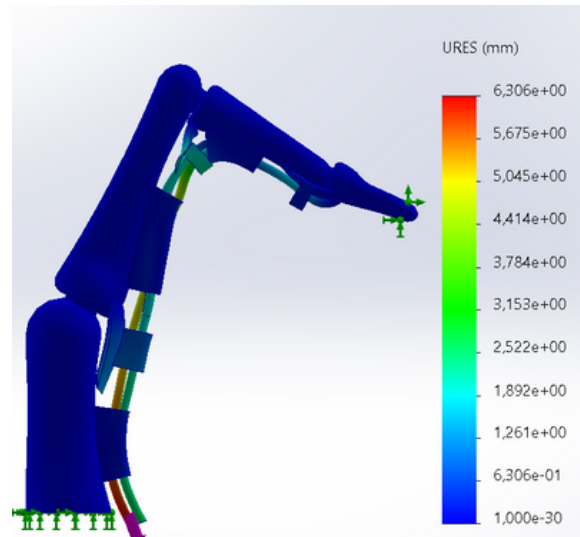


Figura 4.1.34: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento (corazón)

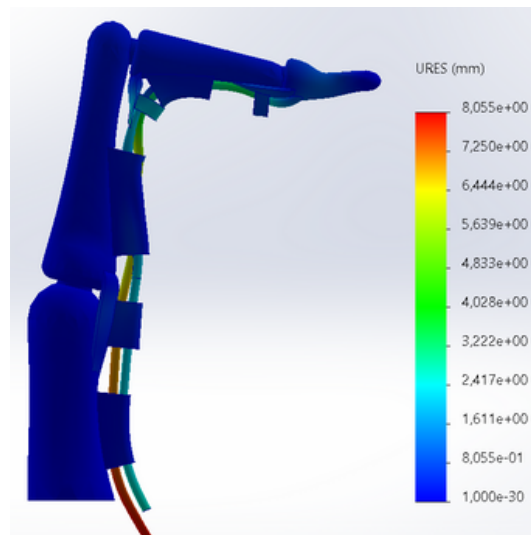


Figura 4.1.35: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento (índice)

4.1.4 RESUMEN DE RESULTADOS

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

- | | |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • 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. | <ul style="list-style-type: none"> • 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. |
| <ul style="list-style-type: none"> • 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 | <ul style="list-style-type: none"> • 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. |
| <ul style="list-style-type: none"> • 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. | <ul style="list-style-type: none"> • 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. |
| <ul style="list-style-type: none"> • 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. | <ul style="list-style-type: none"> • 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. |
| <ul style="list-style-type: none"> • 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 | <ul style="list-style-type: none"> • 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. |

Tras analizar los resultados del modelo con los del estudio, se determinó que el modelo era congruente con los resultados que se consideran más determinantes del estudio [A34] y por tanto el modelo era válido en cuanto a su capacidad para estudiar las **tensiones** en las poleas.

Tras validar el modelo, se decidió realizar el mismo **estudio FEM** para simular las otras dos posiciones comúnmente adoptadas en agarres: **Half crimp** y **Open grip**.

4.2 AGARRES: HALF CRIMP Y OPEN GRIP

Las siguientes simulaciones 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.

Los **ángulos de flexión** utilizados para lograr las posiciones buscadas se basaron en las **posiciones habituales** adoptadas en cada uno de los agarres [A2].

HALF CRIMP

	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	30° (Flexión)	90° (Flexión)	5° (Flexión)

Figura 4.2.1: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo anular

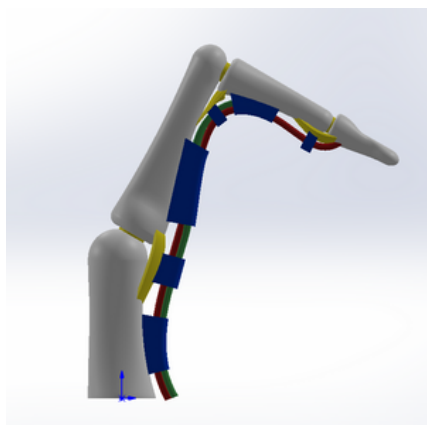


Figura 4.2.3: modelo en posición de half crimp

El **half crimp** es un agarre también de tipo **cerrado**, pero menos agresivo que el full crimp. Permite aplicar bastante fuerza en **presas pequeñas y horizontales** y es **más seguro** para las poleas.

La articulación **IFD** no hiperextiende, incluso hace una leve flexión; la articulación **MCF** flexiona ligeramente, unos **30°**, y la **IFD** flexiona hasta **90°**.

OPEN

	Articulación MCF	Articulación IFP	Articulación IFD
Ángulo	15° (Flexión)	35° (Flexión)	15° (Flexión)

Figura 4.2.2: tabla con los ángulos de las articulaciones del modelo en posición de dedo anular

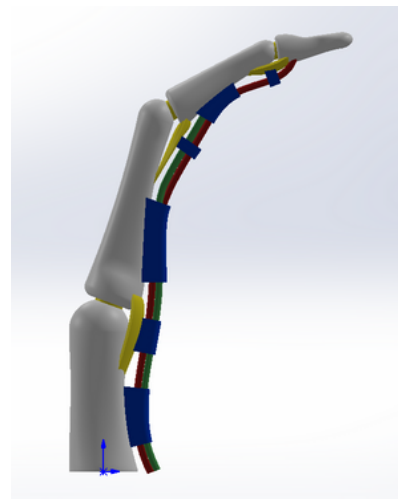


Figura 4.2.4: modelo en posición "open"

El **open grip** es un agarre **abierto** y el menos exigente de todos. Permite aplicar bastante fuerza en **presas grandes y redondeadas**, donde generalmente no se pueden aplicar agarres cerrados.

La articulación **IFD** flexiona **40-50°**, incluso hace una leve flexión; la articulación **MCF** flexiona ligeramente, unos **30°**, y la **IFD** flexiona hasta **15°**.

4.2.1 HALF CRIMP - CÁLCULOS Y RESULTADOS FEM

Bajo las mismas fuerzas que se aplicaron en las simulaciones anteriores (256 y 256/3 N) los resultados son parecidos a los del dedo **índice** en **full crimp**. 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 4.2.5). 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.

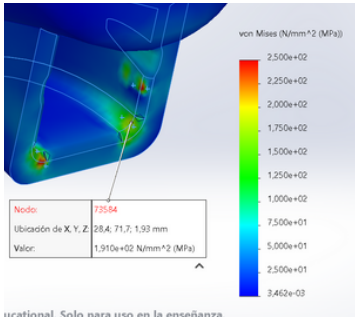


Figura 4.2.5: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en Half Crimp. Vista 1

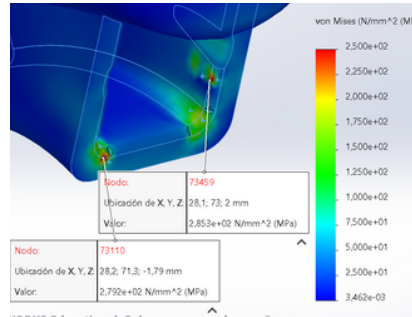


Figura 4.2.6: valores de los picos en la polea A4 en Half Crimp asociados a un fallo del programa

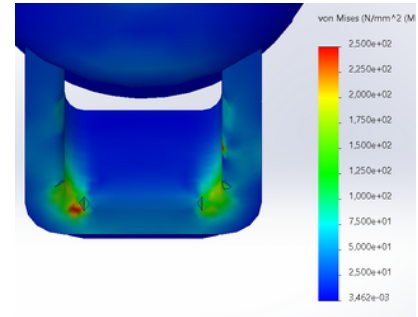


Figura 4.2.7: tensiones en el borde proximal de la polea A4 en Half Crimp. Vista 2

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.

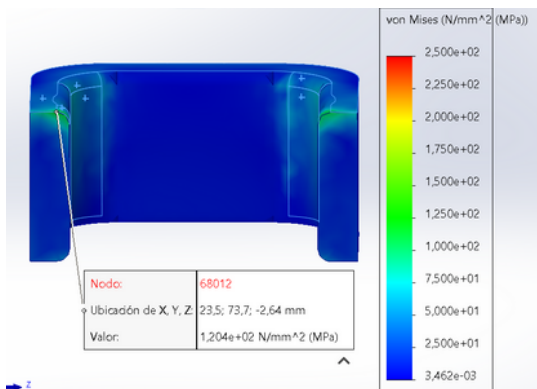


Figura 4.2.8: tensiones en polea A3 en Half Crimp.

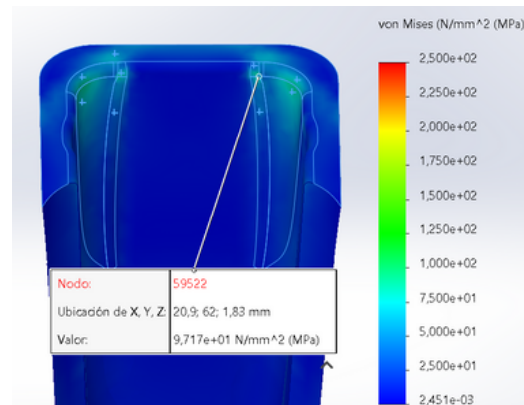


Figura 4.2.9: tensiones en borde distal de la polea A2 en Half Crimp.

En cuanto a desplazamientos y deformaciones, el resultado es similar al observado en el dedo corazón del full crimp del apartado anterior. Los desplazamientos mayor magnitud están en los **tendones**, especialmente en el **profundo**, debido a la fuerza externa. También se observan desplazamientos considerables en la zona de la articulación **IFP**, en la placa volar y la polea A3. Se aprecian **deformaciones** sobre todo en la **placa volar IFP** y ligeramente en los bordes distal y proximal de las poleas **A2** y **A4** respectivamente.

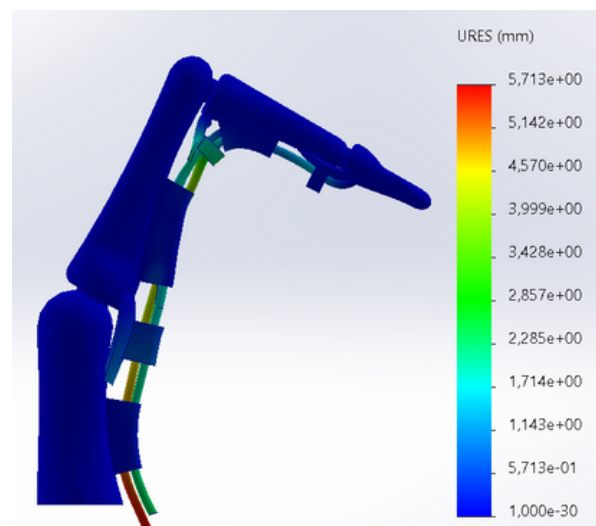


Figura 4.2.10: vista de la deformada del modelo con las resultantes de desplazamiento en Half Crimp

4.2.2 OPEN GRIP - CÁLCULOS Y RESULTADOS FEM

En este agarre se presentan las mayores diferencias respecto al resto de casos. 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. Las mayores tensiones 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 mayores tensiones se hayan en el **borde distal** también, con valores en torno a los **90-100 MPa** y un máximo de **111 MPa**.

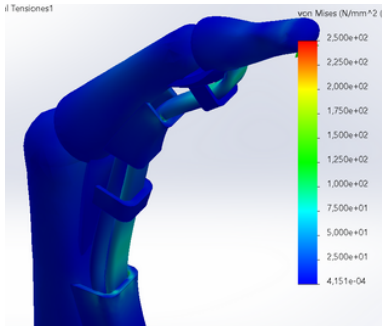


Figura 4.2.11: tensiones de Von Mises en Open grip

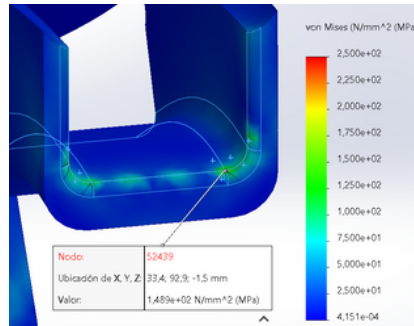


Figura 4.2.12: valor máximo de tensión en borde distal de polea A4 en Open grip

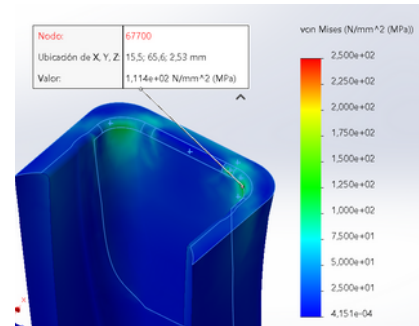


Figura 4.2.13: valor máximo de tensión en borde distal de polea A2 en Open grip

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.

Se observan **pequeñas deformaciones** en las poleas **A2** y **A4**, siendo las 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) los desplazamientos son **menores** que en los casos anteriores. Las placas MCF y la polea A1, apenas presentan desplazamiento en comparación a los agarres previos.

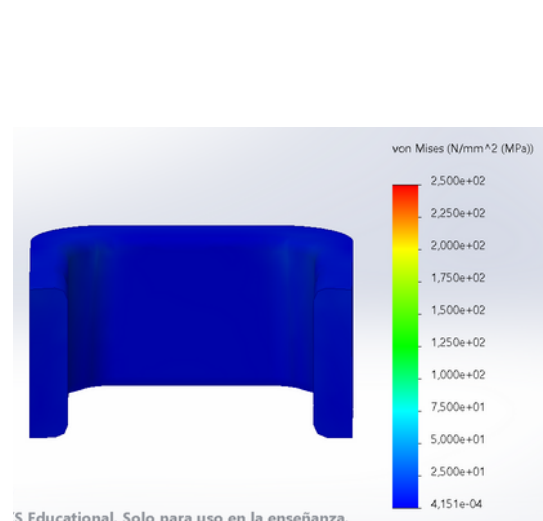


Figura 4.2.14.: tensiones en polea A3 en Open

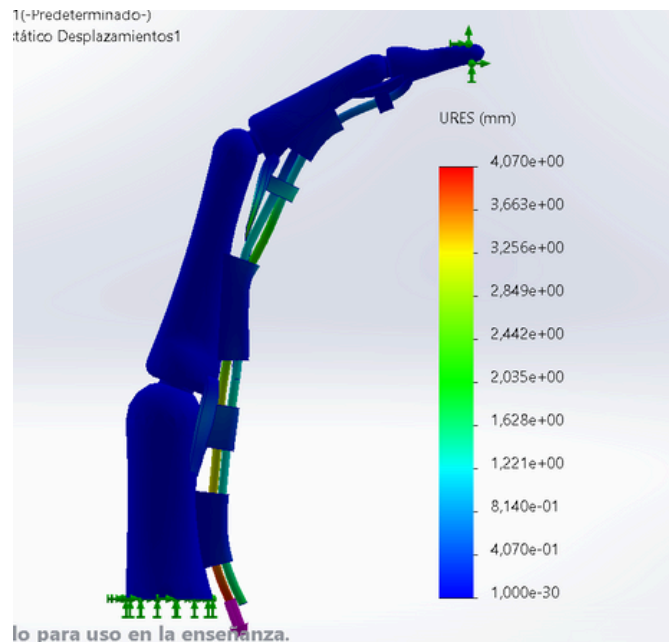


Figura 4.2.15: vista de la deformada del modelo con los resultantes de desplazamiento en Open

4.3 RESUMEN DE RESULTADOS

A continuación se resumen los resultados obtenidos en las simulaciones realizadas:

- En las simulaciones de validación, los resultados de los tres dedos en **full crimp** mostraron una clara concentración de **tensiones** en la zona de la articulación **IFP**, en las poleas **A2, A3 y A4**, siendo esta última la más solicitada con diferencia, seguida de la A2 y en último lugar la A3, aunque con menos diferencia entre estas dos últimas. Los **desplazamientos** y **deformaciones** se concentran la zona mencionada, aunque también se observa en la zona de la polea **A1**, siendo más notable en el dedo índice.
- Como era previsible, los resultados del modelo en posición correspondiente a **half crimp** se **asemejan** a los obtenidos en el dedo **índice** en **full crimp** en las simulaciones de validación. Se observó una distribución de **tensiones** en las poleas **A4, A2 y A3** similares, aunque en **menor magnitud**, ya que aunque en half crimp no hay hiperextensión de la IFD, la posición global es bastante similar. Las deformaciones y desplazamientos también se mantienen bastante parecidas a las vistas en el full crimp durante la validación. La placa volar al ser libre por la zona proximal se deforma especialmente en esta posición.
- En el agarre **open grip** se observa una considerable **disminución** de la magnitud de las **tensiones** en todas las poleas y se distribuyen de forma **más uniforme** entre la polea **A2 y A4**. También se observa un cambio en la **ubicación** de las tensiones de la **A4**, ya que se encuentran en la **zona distal**, al contrario de lo observado en agarres cerrados. Las **deformaciones** y **desplazamientos** también **disminuyen** bastante en comparación al resto de agarres. Esto se observa especialmente en la **placa volar IFP**, que pese a la libertad de movimiento de la zona proximal, apenas se separa del hueso.

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		
Tensiones A2 (MPa)	100 MPa (Max 180 MPa)	100 MPa (Max 134 MPa)	100 MPa (Max 101 MPa)	100 MPa (Max 97 MPa)	90-100 MPa (Max 111 MPa)
Tensiones A3 (MPa)	75 MPa (Max 83 MPa)	75 MPa (Max 85 MPa)	75 MPa (Max 84 MPa)	100 MPa (Max 120 MPa)	-
Tensiones A4 (MPa)	300 MPa (Max 331 MPa)	240 MPa (Max 271 MPa)	210 MPa (Max 237 MPa)	150 MPa (Max 191 MPa)	100-110 MPa (149 MPa)

Tabla 4.2.16: resultados de tensiones de las poleas A2, A3 y A4 obtenidas en las simulaciones FEM

Los resultados demuestran la influencia de la **posición** en las **tensiones** de las poleas críticas (A2, A3 y A4) y son congruentes con la información que se ha recabado a lo largo del trabajo a cerca de anatomía y biomecánica.

Los agarres **cerrados** son los **más exigentes** para las poleas A2, A3 y A4 debido a la posición del tendón y el **esfuerzo** que tienen que realizar las poleas para **sujetar** los tendones y mantenerlos cerca del hueso en una posición en la que el tendón tiende a intentar tomar un camino más recto hasta la inserción (efecto cuerda de arco) alejándose del hueso. Esto explica que, en el **Open grip**, como el recorrido del tendón no traza desviaciones tan grandes, aunque el tendón busque el arco (camino más corto), las poleas no tienen que realizar tanto esfuerzo para evitarlo. Un ejemplo que puede ilustrar mejor este concepto sería el dedo completamente erguido (*figura 4.2.17*) y alineado con la palma; en esta posición los tendones ya siguen una trayectoria bastante alineada con la fuerza, por tanto el arco que podría generarse si no estuvieran las poleas es **mínimo**.

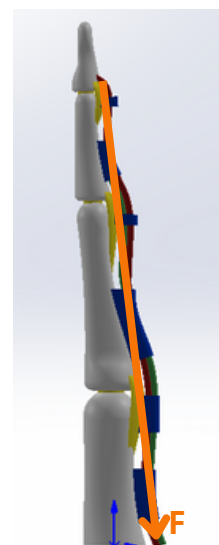


Tabla 4.2.17: dedo en posición erguida

5. CONCLUSION

5.1 CONCLUSIONES

Se ha desarrollado una **geometría parametrizada** que permite la generación de la geometría simplificada de **cualquier** dedo en un corto periodo de tiempo. Aunque el desarrollo se ha centrado en las posiciones del dedo asignando como variables de entrada los ángulos de flexión, realmente, se puede **modificar** con facilidad **cualquier dimensión** del modelo como diámetros, distancias entre planos o puntos para obtener distintas geometrías de los diferentes elementos que lo componen: una polea más larga o más gruesa, un tendón más ancho o más grueso, falanges con distintas proporciones, etc.

De los **análisis FEM**, se puede concluir que el modelo 3D desarrollado es capaz de proporcionar **resultados aproximados** en relación a las **solicitaciones de tensiones** en las poleas para distintas posiciones y geometrías del dedo, siendo congruentes con los resultados experimentales del estudio de Marco RA [A34] sobre el mecanismo de rotura de las poleas y con otros aspectos explicados en este trabajo acerca del papel biomecánico de las poleas A2, A3 y A4.

5.2 DESARROLLO FUTURO

Este proyecto se planteó como el desarrollo de una **herramienta** de diseño de un **anillo de compresión** para **tratamientos conservadores**, y la línea de desarrollo futuro se correspondería con el siguiente paso lógico: la aplicación del diseño de un anillo en un modelo paramétrico de un dedo.

El **modelo paramétrico** se realizó pensando en esta aplicación, ya que al igual que se han modelado las distintas partes del dedo, es posible generar un anillo con distintos diseños y aplicarlo como un elemento más para, posteriormente, ejecutar **simulaciones FEM** y observar cómo afecta a las **tensiones** de las poleas la presencia o no del anillo. Esto ofrece muchas posibilidades gracias a los siguientes aspectos:

- Capacidad de representación de morfologías más **personalizadas** y propias de cada usuario pudiendo adaptar en gran medida distintas partes del modelo mediante la **modificación** de **parámetros** de manera **rápida**.
- Capacidad para **probar** prototipos (diseños formales, colocaciones o materiales) y determinar cuál es la **mejor opción** en cuanto a la reducción de las tensiones en las poleas más críticas,
- La posibilidad de usar herramientas para la **optimizar** el diseño, pudiendo **reducir** el material utilizado, empleando sólo aquel que realiza una función mecánica asumiendo las tensiones de las poleas.

Estas características, en conjunto, convierten al modelo paramétrico desarrollado en una herramienta de **apoyo** en el **proceso de diseño** como una forma de respaldar la **toma de decisiones** relativas a distintos aspectos del mismo (ergonomía, forma, materiales, coste, funcionalidad).

Aun así, es necesario recalcar que, aunque el modelo ha presentado **resultados positivos** en relación a los objetivos planteados para este proyecto, el trabajo es susceptible de ser **ampliado** y mejorar sus resultados, desarrollando **geometrías más realistas** o incluyendo **modelos** de simulación del comportamiento mecánico de las poleas **más complejos** que contemplen como se dañan y regeneran. Esto también permitiría estudiar de forma más realista el efecto de estos anillos y la optimización de su diseño para **agilizar** el proceso de **curación** de las lesiones.

Así pues, el desarrollo futuro de estos puntos mejoraría la capacidad del modelo como herramienta con aplicación en **ámbitos clínicos** o **deportivos**, especialmente en el contexto de las lesiones de poleas en escalada. No obstante, queda fuera del alcance de este proyecto.

6. BIBLIOGRAFÍA

6.1 REFERENCIAS VISUALES

[2.1.1]

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>

[2.1.2]

DR. EMILIO L. JUAN GARCÍA . Documento ‘Biomecánica de la Mano” (s.f.)

ElHombro.es; [imagen] disponible en:

http://www.elhombro.es/Documentacion_files/Biomeca%CC%81nica%20de%20la%20Mano.pdf

[2.1.3]

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

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

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

[2.1.4]

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/>

[2.1.5]

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>

[2.1.6]

Hand Therapy BCN (s.f.)

Hand Therapy BCN; <https://handtherapybcn.com> [imagen] disponible en:

https://handtherapybcn.com/page/2/?attachment_id=seuytgha

[2.2.1]

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)

[2.2.2]

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

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

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

[2.2.3]

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

[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>

[4.1.14]

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>

6.2 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>

[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**

[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/>**

[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>**

[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

[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)

[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/>

[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., Elías 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>