

Trabajo de Fin de Grado

SIMULACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS DE LESIONES DE LA POLEA ANULAR DEL DEDO EN ESCALADORES

FINITE ELEMENT SIMULATION OF FINGER PULLERY INJURIES IN CLIMBERS

Autor/es

ALEJANDRO MALLÉN LARDIÉS

Director/es

JOSÉ MANUEL GARCÍA AZNAR

Codirector/es

PABLO FANLO MAZAS

Grado de Ingeniería Mecánica

Escuela de ingeniería y arquitectura / Universidad de Zaragoza

2022/2023

Resumen

En este proyecto se realiza un estudio de los esfuerzos sufridos en los dedos de escaladores, en función de la posición en la que estos soportan los esfuerzos. El motivo del estudio es desarrollar un modelo capaz de predecir donde se acumula la tensión máxima en los elementos denominados poleas cuando, se ven sometidas a diferentes posiciones de carga. El motivo del estudio nace debido a que una de las lesiones más comunes en este deporte se produce en estos elementos.

Para ello, se diseñará un modelo geométrico en Inventor, a partir del cual poder desarrollar un modelo de elementos finitos (Programa ABAQUS) con el fin de estudiar cuales son los puntos críticos y compararlos con situaciones reales, y de esta manera poder validar los resultados obtenidos. De esta manera, a futuro, será posible elaborar aproximaciones de la carga máxima que soportar un dedo en función de su fisiología.

El objetivo final es crear una herramienta de simulación, a partir de la cual, se puedan realizar estudios que puedan ayudar a los deportistas a evitar futuras lesiones.

ÍNDICE

1.	Introducción	6
1.1	Planteamiento del Problema	6
1.2	Estudios de referencia.....	7
2.	Herramientas.....	8
2.1	Inventor	8
2.2	Método de elementos finitos.....	8
2.3	Abaqus.....	8
3.	Realización del modelo	9
3.1	Planteamiento anatómico.....	9
3.2	Preprocesamiento	10
3.3	Análisis y Calculo	11
3.2	Elementos del modelo	14
3.2.1	Sistema óseo	15
3.2.2	Tendones.....	16
3.2.3	Poleas	18
3.2.4	Resumen de las características del sistema	19
4.	Resultados	20
4.1	Planteamiento del estudio	20
4.2	Caso de carga 1: agarre en semiarqueo.....	21
4.3	Caso de carga 2: agarre en arque.....	23
4.4	Caso de estudio 3	26
5.	Conclusiones.....	28
	Bibliografía	29

ÍNDICE TABLAS

Tabla 1: Evolución de los distintos tipos de lesiones producidos en los dedos (Schöffl V et al, 2021)	6
Tabla 2: Nombres de los distintos elementos a analizar que componen un dedo.....	9
Tabla 3: Interactions and constraints.....	12
Tabla 4: Relación de cargas en función de la posición.....	13
Tabla 5: Resumen de la asignación de los materiales según el elemento	19
Tabla 6: Resumen de las propiedades de la malla	20

ÍNDICE FIGURAS

Figura 1: Tipos de agarre en pinza (Jones G, et al, 2016).....	6
Figura 2: Modelo de Referencia para el diseño en Inventor (Miro PH, et al, 2021)	7
Figura 3: Desde la izquierda agarre de arqueo, agarre de extensión y agarre en semiarqueo. (Miro PH et al, 2021)	7
Figura 4: Etapas del análisis por el MEF de Abaqus	8
Figura 5: Aproximación anatomía del dedo humano (Miro PH, et al, 2021)	9
Figura 6: Sistema biomecánico del dedo (Vigouroux L, et al, 2005)	10
Figura 7: Bocetos de las posiciones de semiarqueo, arqueo y de extensión.....	10
Figura 8: Cuadro de dialogo de Inventor.....	11
Figura 9: Modelos 3D de las posiciones a estudiar	11
Figura 10: Cuadro de dialogo para importar archivos	11
Figura 11: Ensamblaje	12
Figura 12: Posicionamiento de las condiciones de contorno en B1 y B4 y cargas.....	13
Figura 13: Material elástico lineal y material hiperelástico (Fernando R., 2022; Claudia, C. G, et al, 2013).....	14
Figura 14: Desarrollo 3D de las Falanges B1, B2, B3 y B4 respectivamente	15
Figura 15: Mallado de la Cabeza del Metacarpiano	16
Figura 16: Mallado de la Falange Proximal	16
Figura 17: Mallado de la Falange Media	16
Figura 18: Mallado de la Falange Discal.....	16
Figura 19: Conjuntos de las posiciones de los Tendones FDP (ROJO) y FDS (VERDE).....	17
Figura 20: Mallado del tendón FDS.....	17
Figura 21: Mallado del tendón FDP.....	17
Figura 22: Conjuntos de los sistemas de poleas para las respectivas posiciones	18
Figura 23: Mallado de las poleas anulares A1, A2, A3, A4, A5	19
Figura 24: Mallado general posición de semiarqueo	20
Figura 25: mallado general posición de arqueo.....	20
Figura 26: Mallado general posición de extensión	20
Figura 27: conjunto resultado de la tensión máxima (SP1)	21
Figura 28: conjunto resultado de la deformación logarítmica (LE).....	22
Figura 29: Conjunto de tensiones máximas (SP1) de las poleas independientes A1, A2, A3, A4 y A5 respectivamente	22
Figura 30: Rotura parcial de la polea A2 (Miro PH, et al, 2021).....	23
Figura 31: conjunto resultado de la tensión máxima (SP1)	23
Figura 32: conjunto resultado de la deformación logarítmica (LE).....	24

Figura 33: Conjunto de tensiones máximas (SP1) de las poleas independientes A1, A2, A3, A4 y A5 respectivamente	24
Figura 34: Representación de la placa volar	25
Figura 35: conjunto resultados de la tensión máxima (SP1) y la deformación máxima (LE)	26
Figura 36: Comparación de las fuerzas aplicadas por las poleas A2 y A5 en los agarres de arqueo y extensión (Vigouroux L, et al, 2005)	26
Figura 37: Conjunto de tensiones máximas (SP1) de las poleas independientes A1, A2, A3, A4 y A5 respectivamente	27

1. Introducción

1.1 Planteamiento del Problema

La práctica de la escalada ha aumentado de forma marcada en los últimos años (Miro et al. 2021). La “International Federation of Sport Climbing” reportó en 2019 que había aproximadamente 44.500.000 personas que practicaban regularmente la escalada, este aumento vino acompañado de un aumento del número de lesiones.

Entre los distintos tipos de lesiones que se producen, las más comunes con un 41% de los casos se producen en los dedos. De entre las lesiones de dedos las más frecuentes se producen en las poleas, siendo estas un 30%, lo que hace que las lesiones en las poleas sean un 12% del total de lesiones en la escalada. (Miro et al. 2021).

En las estadísticas realizadas se puede observar que a lo largo del tiempo la mayor concentración de lesiones se produce en las poleas (Tabla 1).

Finger injuries 2009–2012 (n = 474)	n	% ^a	Finger injuries 1998–2001 (n = 247)	n	% ^a
Pulley injury	140	29.5	Pulley injury	122	49.4
Capsulitis	87	18.4	Tenosynovitis	42	17.0
Tenosynovitis flexor tendon	80	16.9	Strain finger joint capsule	37	15.0
Strain flexor tendon	36	7.6	Capsulitis	13	5.3
Strain finger joint capsule	25	5.3	Ganglion	11	4.5
Ganglion finger flexor tendon	19	4.0	Strain flexor tendon	7	2.8
Collateral ligament injury	17	3.6	Fracture	7	2.8
Epiphyseal fracture	16	3.4	Osteoarthritis	7	2.8
Lumbrical shift syndrome	15	3.2	Dupuytren	5	2.0
Osteoarthritis	14	3.0	Soft tissue injury	5	2.0

Tabla 1: Evolución de los distintos tipos de lesiones producidos en los dedos (Schöffl V et al, 2021)

En el trabajo de (Jones G, Johnson MI, 2016) evalúan cuáles son los principales tipos de agarre, en los que se suele producir este tipo de lesión. Estos agarres se caracterizan por tener una superficie de apoyo muy reducida, siendo esta, la falange más distal del dedo (Fig. 1).

Estos tipos de agarre suelen componerse de 4 apoyos en estático, la sujeción de las dos manos y el apoyo de los dos pies. Pero en cuanto da comienzo el movimiento, por lo general, se mueve uno de estos apoyos, manteniendo siempre que sea posible los otros 3 estables. Esto evita generar sobre esfuerzos en los apoyos estáticos, mejorando así el agarre.

La ruptura de la polea puede suceder de muchas formas, esta se producirá cuando se supere la resistencia del tejido, una de las posibles causas puede ser la pérdida repentina de uno de los apoyos. Llegados a este punto, según testimonios, suele escucharse un pequeño “pop”, que nos avisa de la ruptura de la polea. Inicialmente provoca un pequeño

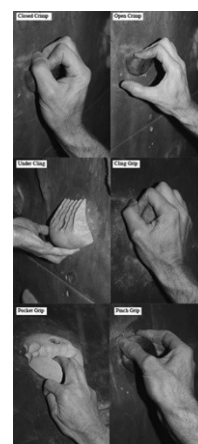


Figura 1: Tipos de agarre en pinza (Jones G, et al, 2016)

dolor, que acaba traduciéndose en una inflamación y de la imposibilidad de realizar esfuerzos medios con el dedo afectado. Estas lesiones pueden ser leves, el tratamiento de elección ante una rotura de polea aislada es el abordaje conservador, mediante la inmovilización con una férula de termoplástico. En el caso de rotura múltiple puede ser necesario el tratamiento quirúrgico.

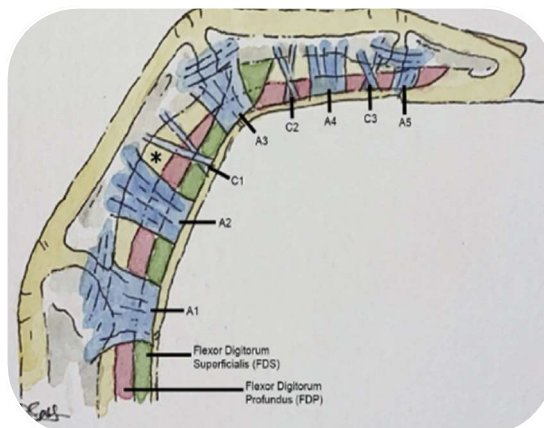


Figura 2: Modelo de Referencia para el diseño en Inventor (Miro PH, et al, 2021)

El Dr. Pablo Fanlo Mazas, codirector de este proyecto, planteo utilizar esta referencia (Fig. 2) para el diseño de los modelos en 3D de las distintas posiciones de agarre. Los agarres que se han seleccionado son algunos de los más comunes en la escalada. El agarre de arqueo, agarre de extensión y agarre en semiarqueo (Fig. 3).



Figura 3: Desde la izquierda agarre de arqueo, agarre de extensión y agarre en semiarqueo. (Miro PH et al, 2021)

1.2 Estudios de referencia

En el trabajo de (Marco RA et al, 1998), se realizaron pruebas experimentales en veintidós dedos cadavéricos. Los resultados dieron resultados aproximados de lo que les ocurría a las poleas al ser sometidas a las tensiones producidas por los tendones FDP (flexor digitorum profundus) y FDS (flexor digitorum superficialis). Las pruebas se realizaron para la posición de arqueo, las conclusiones fueron que las poleas A2, A3 y A4 era las que más sufrían en esta posición.

Otro de los trabajos de referencia es el de (Vigouroux L et al, 2005), donde se pusieron a prueba a 6 escaladores expertos, los cuales a partir de unas condiciones de estabilidad y unos parámetros fijados se calculó cual era la tensión máxima que podían ejercer en las posiciones de agarre de arqueo y de extensión. Gracias a estos estudios se pudo calcular cual era la relación

entre la fuerza ejercida y la tensión generada por los distintos tendones FDP y FDS, además se concluyó que la fuerza que eran capaces de aplicar en las distintas posiciones era similar. Con la única diferencia de que para la posición de arqueado la superficie de apoyo de la yema era mayor.

2. Herramientas

2.1 Inventor

Autodesk Inventor es un software de modelado paramétrico de sólidos en 3D. Inventor ofrece herramientas profesionales y específicas para el diseño mecánico 3D, documentación y simulación de productos, lo que facilita el trabajo de diseño de productos.

Inventor permite la integración de datos en 2D y 3D en un mismo entorno creando una representación virtual del producto final, de forma que se puede inspeccionar y ajustar el funcionamiento del producto en cualquier momento durante la fase de diseño.

2.2 Método de elementos finitos

El método de elementos finitos (MEF) es un método numérico, que se combina con el modelado computacional, a partir del cual podemos describir o modelar la mayor parte de los fenómenos físicos. El método de trabajo consiste en resolver ecuaciones diferenciales por medio de aproximaciones discretas.

Es un método ampliamente utilizado en la rama de la ingeniería y de la física, debido a su capacidad de cálculo que nos permite resolver problemas que con el método matemático tradicional resultarían excesivamente complejos. Aunque pueden realizarse los cálculos a mano, la integración de este método a programas de cálculo permite la resolución de geometrías complejas.

El proceso de resolución consiste en dividir un cuerpo continuo en elementos de menor tamaño, estos son los denominados elementos finitos. Este proceso conocido como discretización del modelo crea un conjunto de nodos, a partir de los cuales se generará una malla. En función del tamaño de la malla podremos obtener resultados más próximos a la solución real.

2.3 Abaqus

El programa Abaqus, desarrollado por la empresa Dassault Systemes, es un conjunto de programas informáticos de simulación. Ofrece soluciones potentes y completas para problemas de ingeniería. En la actualidad es una de las herramientas más potentes del mercado en cálculo.

Sigue el proceso de cálculo por el método de elementos finitos para la resolución de los problemas. Este consta esencialmente de 3 partes (Fig. 4).

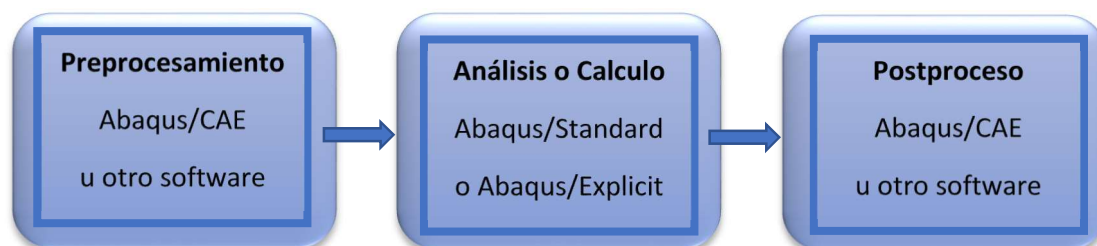


Figura 4: Etapas del análisis por el MEF de Abaqus

3. Realización del modelo

3.1 Planteamiento anatómico

La composición general de los dedos, a excepción del pulgar, consta de la cabeza del metacarpiano (B1) y 3 falanges (B2, B3, B4) distribuidas a lo largo del dedo. El conjunto de las 5 poleas anulares (A1, A2, A3, A4, A5) que mantienen sujeto a los tendones y sirven de estructura flexible para la unión entre los huesos. El FDP (Flexor Digitorum Profundus) y el FDS (Flexor Digitorum Superficialis) encargados de transmitir la tensión a los dedos, generando la fuerza de agarre (Fig. 5).

Además de estos elementos, existen otros que no se tendrán en cuenta para el análisis de elementos finitos (MEF). Tres poleas cruzadas, situadas entre las poleas anulas, los cartílagos existentes en los bordes donde se produce la unión entre los distintos huesos y los distintos elementos de la piel, epidermis, dermis, pulpejo.

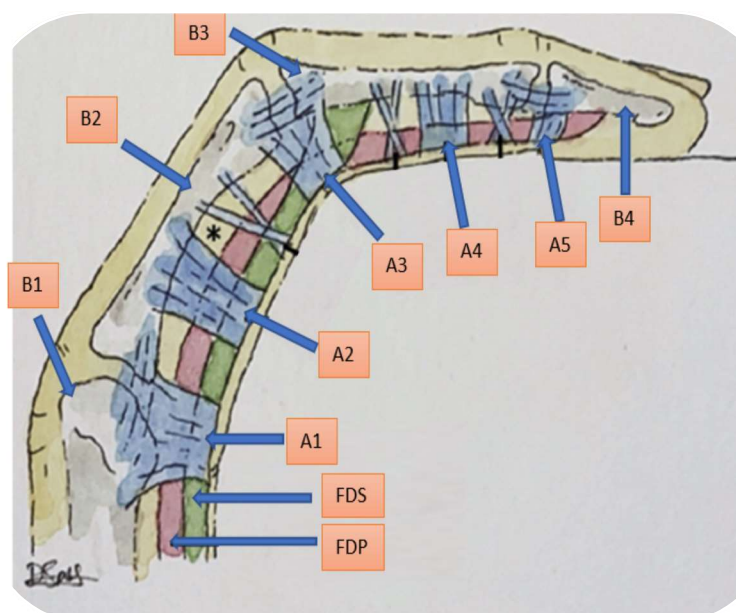


Figura 5: Aproximación anatomía del dedo humano (Miro PH, et al, 2021)

REFERENCIA	NOMBRE	REFERENCIA	NOMBRE
B1	Cabeza del Metacarpiano	A1	Polea anular
B2	Falange Proximal	A2	Polea anular
B3	Falange Media	A3	Polea anular
B4	Falange Discal	A4	Polea anular
FDP	Tendón del Flexor Profundo	A5	Polea anular
FDS	Tendón del Flexor Superficial		

Tabla 2: Nombres de los distintos elementos a analizar que componen un dedo.

Sobre el funcionamiento biomecánico del dedo, el sistema a partir del cual somos capaces de generar fuerza de agarre es producido por la tensión generada por los tendones FDP y FDS (Fig. 6), esta tensión se produce cuando los músculos del antebrazo se contraen tirando de ellos.

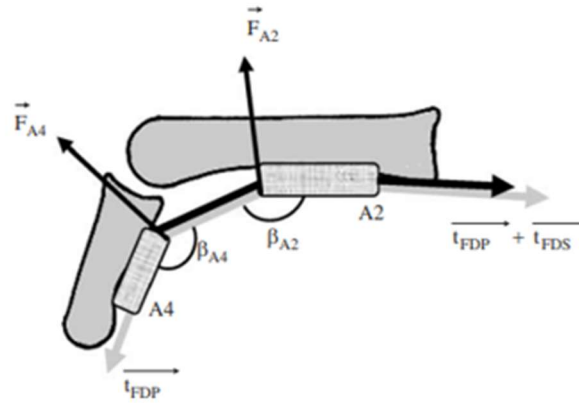


Figura 6: Sistema biomecánico del dedo (Vigouroux L, et al, 2005)

Los tendones están ligados directamente a los huesos. En concreto el tendón FDP se une en la base de la falange distal, mientras que el tendón FDS se une a la base de la falange media (Fig. 6). Para el correcto funcionamiento mecánico de este sistema, el tendón debe seguir una trayectoria casi paralela y cercana a la estructura ósea, pero sin estar conectada a misma. Esto se consigue a través de las poleas anulares las cuales actúan de abrazaderas para los tendones, permitiendo así poder deslizarse a través de estas.

3.2 Preprocesamiento

Se han diseñado los distintos elementos de los que se compone el dedo, esto se ha realizado a través de la herramienta Inventor. Se ha generado una pieza del tipo “standard.ipt”. Para el diseño, se ha introducido la imagen anatómica ya mencionada y se ha escalado a un tamaño aproximado en referencia a mi propio dedo.

Se dibuja un boceto para la representación, a partir del primer modelo, se estandariza la forma de los huesos y se adapta el resto de los elementos a las necesidades de las distintas posiciones (Fig.7).

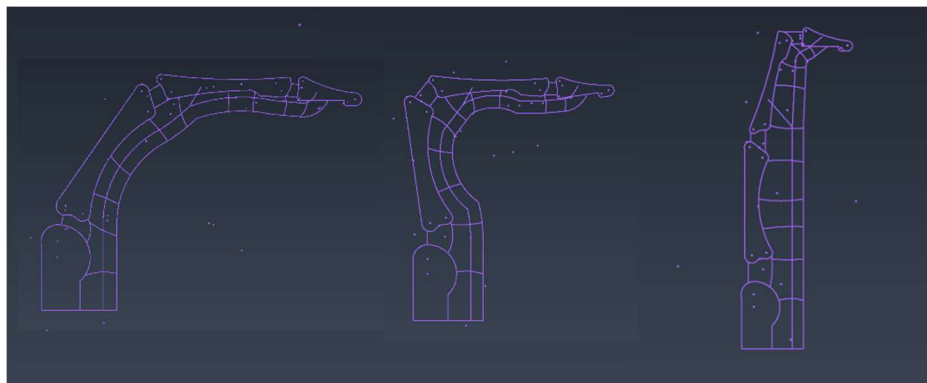


Figura 7: Bocetos de las posiciones de semiarqueo, arqueado y de extensión

Para generar el volumen 3D (Fig. 9) se ha realizado una extrusión para los huesos y las poleas, mientras que para los tendones se han desarrollado con la función de barrido. Primeramente, generando el hueco en las poleas para los tendones y seguidamente desarrollando el volumen. Esto con el fin de asegurar que los tendones quedaran completamente sujetos por las poleas.

Para cada operación se le ha indicado una salida booleana (Fig. 8) de nuevo sólido. Esto permite obtener cuerpos solidos independientes que facilitara el trabajo de modelado cuando sea exportado al programa abaqus.

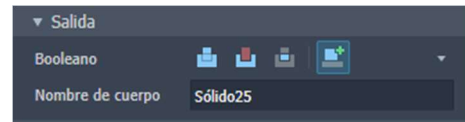


Figura 8: Cuadro de dialogo de Inventor

De esta manera obtenemos un sólido en 3D compacto y con las uniones entre caras bien definidas (Fig. 9).

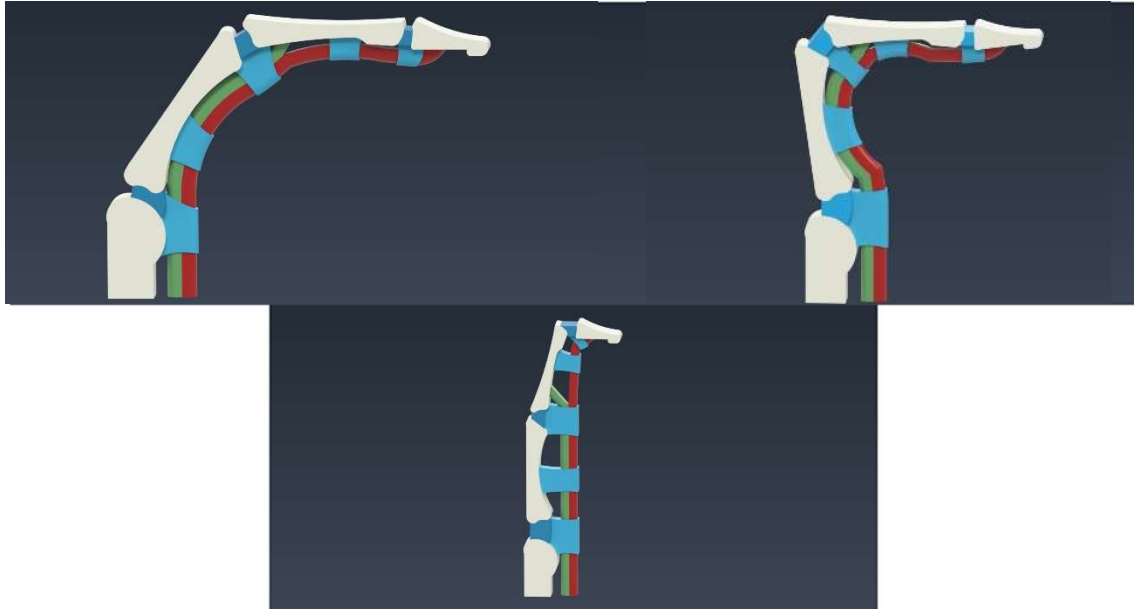


Figura 9: Modelos 3D de las posiciones a estudiar

3.3 Análisis y Calculo

Una vez obtenido el modelo en 3D en Inventor se exporta el archivo en formato SAT, también funcionan bastante bien el formato STEP y el IGES, este formato permite generar todas las piezas de forma independiente, además en caso de ser necesario permite introducir elementos aislados de los anteriormente mencionados sólidos. Dentro del menú "File" se abre la pestaña de "Import" y se selecciona la pestaña "part", en la ventana de opciones seleccionar "Import all parts" y "create individual parts" (Fig. 10) lo que facilitara definir los distintos elementos, al mismo tiempo que respeta su posición original en el ensamblaje.

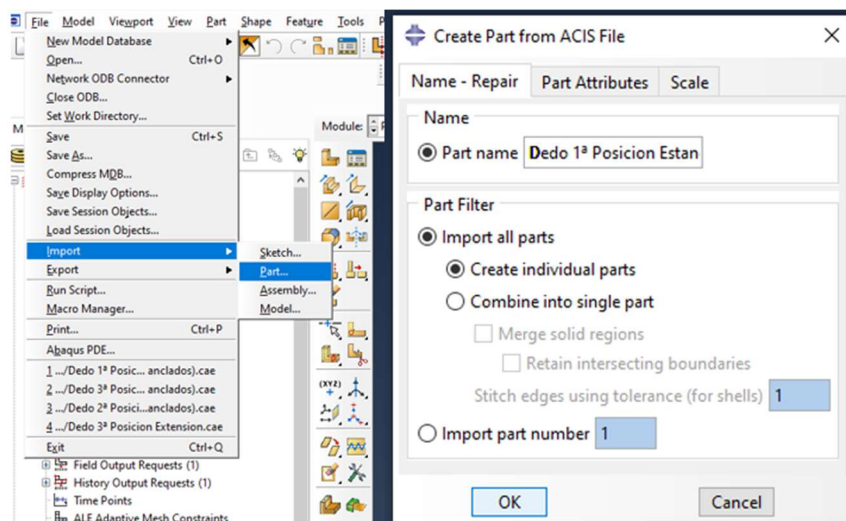


Figura 10: Cuadro de dialogo para importar archivos

Con todos los elementos generados y definidos (la definición de las propiedades del material se plantea en los siguientes apartados), se crea un ensamblaje en el módulo de “assembly” (Fig. 11). En este punto se decide definir las superficies (de tipo geométrico) de los distintos elementos, de esta manera se facilita el proceso de uniones por contacto entre las distintas caras. Así mismo se generarán dos puntos en el centro de las bases de los tendones FDP y FDS, con el fin de facilitar el posicionamiento de las cargas.

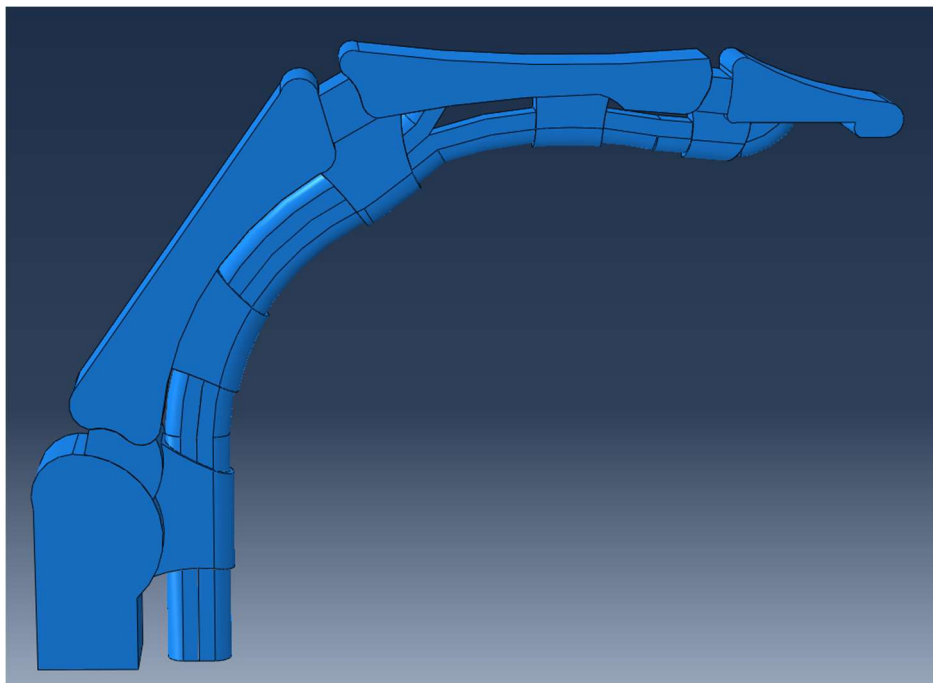


Figura 11: Ensamblaje

En el módulo de “Interaction”, lo primero que se define son las propiedades de rozamiento. En este estudio se supondrán unas condiciones de comportamiento tangencial sin fricción. Los distintos tipos de uniones entre elementos se definen en la tabla 3.

ELEMENTOS	TIPO DE UNION	ELEMENTOS	TIPO DE UNION
B1-A1	CONSTRAINTS-TIE	FDP-A1	SURFACE TO SURFACE
B2-A1	CONSTRAINTS-TIE	FDP-A2	SURFACE TO SURFACE
B2-A2	CONSTRAINTS-TIE	FDP-A3	SURFACE TO SURFACE
B2-A3	CONSTRAINTS-TIE	FDP-A4	SURFACE TO SURFACE
B3-A2	CONSTRAINTS-TIE	FDP-A5	SURFACE TO SURFACE
B3-A3	CONSTRAINTS-TIE	FDS-A3	SURFACE TO SURFACE
B3-A4	CONSTRAINTS-TIE	FDS-A4	SURFACE TO SURFACE
B3-A5	CONSTRAINTS-TIE	FDS-A5	SURFACE TO SURFACE
B3-FDS	CONSTRAINTS-TIE	FDP-FDS	SURFACE TO SURFACE
B4-A5	CONSTRAINTS-TIE	FDP-P.Ref	COUPLING
B4-FDP	CONSTRAINTS-TIE	FDS-P.Ref	COUPLING

Tabla 3: Interactions and constraints

En el módulo de “Load”, están definidas las condiciones de contorno. Se generan dos condiciones de apoyo:

- Una horizontal en B4, que representará el apoyo de la yema en una superficie, esta impedirá el desplazamiento en “Y”, pero permitirá que el deslizamiento en “X” (Fig. 12).

- Otra en vertical en B1, con el fin de darle estabilidad al sistema, esta impedirá el desplazamiento en “X” y permitirá el deslizamiento en “Y” (Fig. 12).

Con estas condiciones se pretende representar un sistema lo más parecido al método de agarre de un escalador.

Por otra parte, se define la carga (Tabla 4). En este apartado están diferenciadas tres modelos de carga, en función de la posición del dedo. En todos los casos la carga se localiza en la base de los tendones, posicionado en el punto de referencia. En los tres casos las cargas serán perpendiculares a la superficie del tendón y con dirección opuesta a la posición del cuerpo.

El motivo de las diferentes cargas es un estudio que comprobó las acciones de los tendones en las distintas posiciones, concluyendo que, según la extensión del dedo el tendón que más actuaba era el FDP o el FDS. Estos valores han sido obtenidos del trabajo (Vigouroux L et al, 2005). Las cargas aplicadas se indicarán en cada caso.

	Pos. 1 semiarqueo	Pos. 2 arqueado	Pos. 3 extensión
FDP	1.3	1.75	0.88
FDS	1	1	1

Tabla 4: Relación de cargas en función de la posición

Para la generación de paso que define la carga se activa el proceso de cálculo Nlgeom, esto hará que Abaqus tenga en cuenta los efectos no lineales de los materiales hiperelásticos, es decir, trabajara con la hipótesis de grandes deformaciones. Además, es necesario variar los parámetros de incrementos. Para ello se cambiarán los incrementos máximos y mínimos a 0,001 y se aumentara el número de incrementos a 50000. Esto debido a que la complejidad del sistema, debido a los distintos elementos hiperelásticos que participan de modelo, el número de incrementos necesarios para alcanzar la convergencia ha de ser muy elevados. Gracias a esto se pueden obtener resultados aplicando cargas mayores, a costa de un mayor tiempo de cálculo.

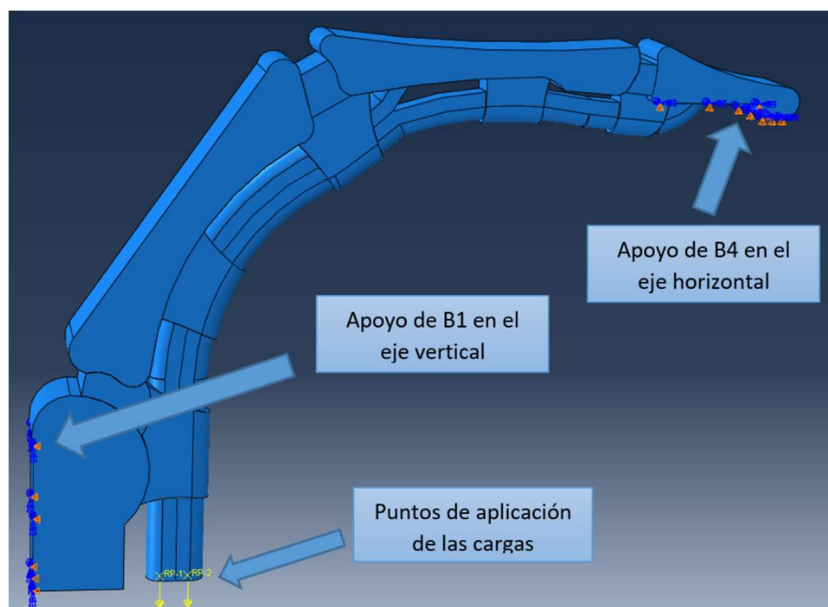


Figura 12: Posicionamiento de las condiciones de contorno en B1 y B4 y cargas

Finalmente se genera un trabajado en el módulo “job”, en este apartado se ha dejado todo predeterminado. A excepción de los parámetros de “Parallelization” en donde se ha optimizado el tiempo de cálculo añadiendo múltiples procesadores de los que se disponía.

Como advertencia, esta configuración puede producir sobrecalentamientos del dispositivo computacional.

3.2 Elementos del modelo

Para describir los distintos elementos del modelo se han tenido en cuenta dos tipos de parámetros, teoría de material elástico lineal y teoría de materiales hiperelásticos.

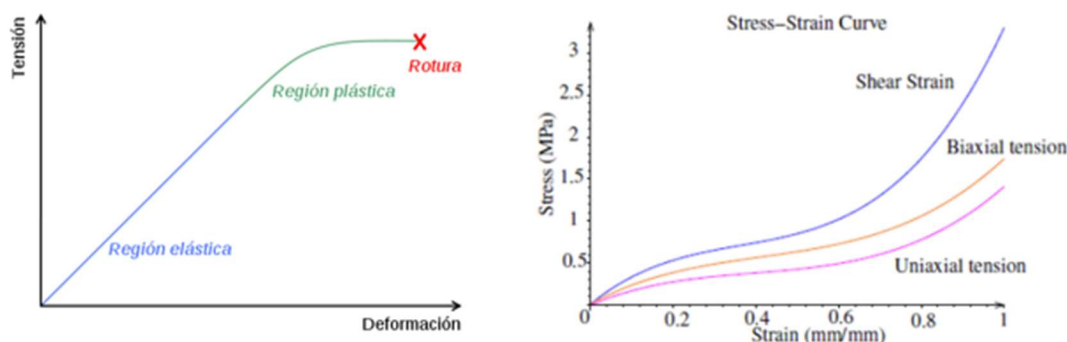


Figura 13: Material elástico lineal y material hiperelástico (Fernando R., 2022; Claudia, C. G, et al, 2013)

El comportamiento elástico lineal (Fig. 13) define la relación existente entre un esfuerzo uniaxial y la deformación que este provoca en el material. Además, una de las principales características es la capacidad de recuperar la forma original una vez es anulada la carga. Sin embargo, es importante distinguir tres elementos.

- Región elástica
- Región plástica
- Rotura

Las principales constantes utilizadas para el análisis de los materiales elásticos son el módulo de Young (E), y el coeficiente de Poisson (ν). En su forma más común se definen tal que:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta L/L} ; \quad \nu = -\frac{\varepsilon_{transversal}}{\varepsilon_{axial}}$$

En ocasiones, la teoría de los materiales elásticos lineales no es suficiente para definir el comportamiento de algunos cuerpos, como en el caso de los elastómeros, cuya relación entre tensión y deformación es no lineal. La teoría de la hiperelasticidad nos da una herramienta para definir estos comportamientos no lineales (Fig. 13). Entre los elementos incluidos en este fenómeno se encuentran los tejidos biológicos, como puede ser la piel humana y otros tejidos blandos.

El comportamiento hiperelástico se caracteriza por ser no lineal, lo cual significa que la respuesta ante una carga en aumento no es proporcional a su deformación. Al igual que en el caso de los materiales elásticos, cuando la carga se disipa, el cuerpo recupera su forma inicial. Las principales características de los materiales no lineales son:

- Grandes deformaciones
- No tiene deformaciones permanentes, si desaparece la deformación, la energía de deformación es nula.
- Esfuerzo y deformación no son proporcionales

Así mismo, en el comportamiento hiperelástico se pueden definir tres fases.

- Pequeña deformación lineal elástica
- Pendiente de deformación, ante un aumento del esfuerzo relativamente pequeño se produce una gran deformación.
- Región de densificación, se produce a altos esfuerzos y genera poca deformación.

Los modelos que utiliza Abaqus para definir estos comportamientos son el Mooney-Rivlin, Neo Hooke, Ogden, Yeoh entre otros. De estos modelos se utilizará el Mooney-Rivlin debido a que para obtener las constantes que definen el material, se hace necesario realizar pruebas experimentales. Por ello se utilizarán las constantes ya calculadas en antiguos proyectos, las cuales se obtuvieron las constantes para el modelo anteriormente nombrado.

3.2.1 Sistema óseo

Tanto la cabeza del metacarpiano como las falanges de los dedos son elementos óseos, y a pesar de su pequeño tamaño, se les denomina huesos largos debido a que predomina su longitud frente a su grosor y anchura. En los casos que se van a estudiar intervienen 4 de estos elementos (Fig. 14), el pulgar no será analizado debido a que no interviene a la hora de realizar los agarres que van a ser estudiados.



Figura 14: Desarrollo 3D de las Falanges B1, B2, B3 y B4 respectivamente

Sobre ellos se han establecido las condiciones de contorno. Estos son los encargados de realizar las diferentes acciones de agarre. Debido a que son los elementos con la estructura más rígida.

Todos los huesos se evaluarán como material del tipo sólido y homogéneo, tendrán un comportamiento elástico definido con un módulo de Young de 15000 MPa y un coeficiente de Poisson de valor 0,3. Datos obtenidos del trabajo (Akagi T et al, 1994).

Para la realización del mallado, se ha aplicado el mismo tipo de malla para los cuatro huesos. El modelo de malla utilizada es tetraédrico libre del tipo (C3D10) (Fig. 15, 16, 17 y 18), con una separación de 6 milímetros entre nodos para los huesos B1, B2 y B3, mientras que para B4 se ha utilizado una separación de 4 milímetros, con el fin de que la verificación de la malla fuese positiva.

El tamaño de estos elementos es bastante elevado, esto debido a que las deformaciones sufridas por los huesos en comparación con las deformaciones de los tejidos biológicos se consideran despreciables. Por lo tanto, no es de interés para el análisis.

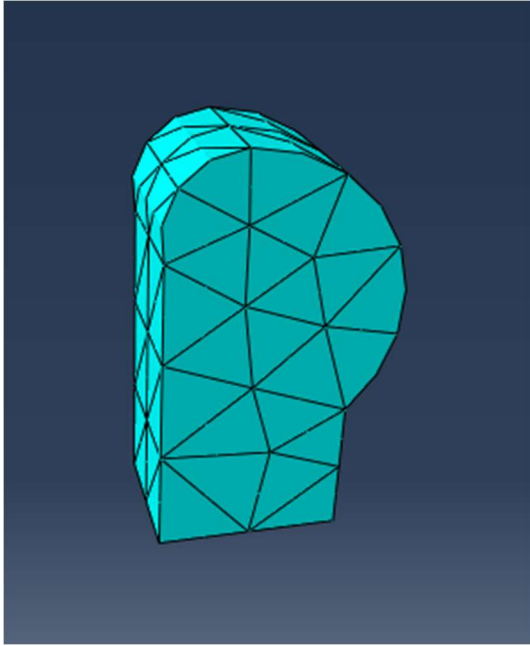


Figura 15: Mallado de la Cabeza del Metacarpiano

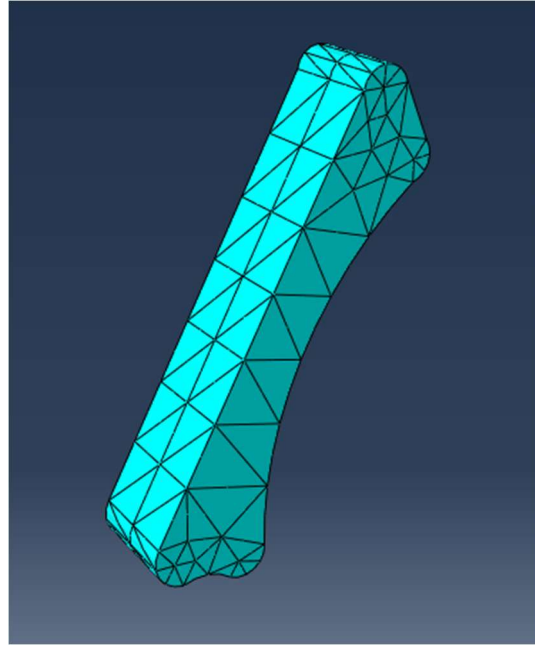


Figura 16: Mallado de la Falange Proximal

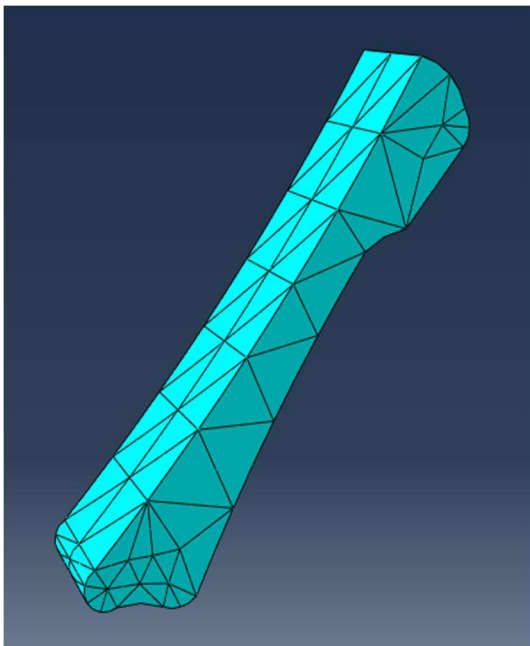


Figura 17: Mallado de la Falange Media

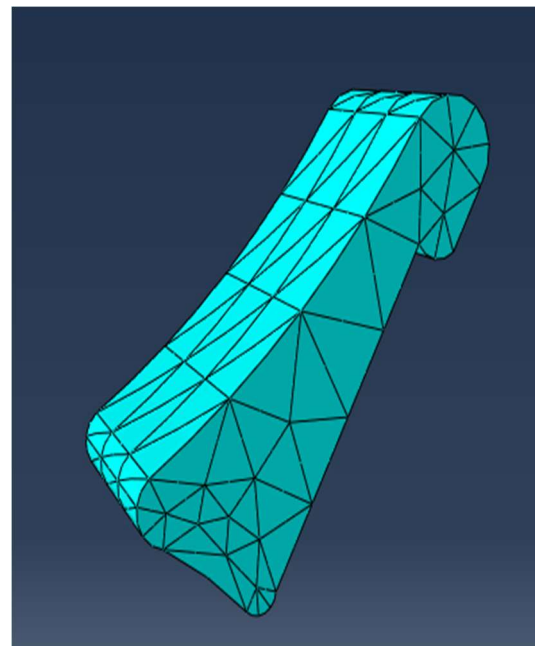


Figura 18: Mallado de la Falange Distal

3.2.2 Tendones

Los tendones (Fig. 19) son los elementos encargados de transmitir la fuerza producida por las contracciones musculares a los puntos de origen e inserción en el hueso. Cuando se activan producen el movimiento articular provocan una serie de cargas sobre las poleas, esta carga es la que nos permite poder mantener la tensión de agarre.

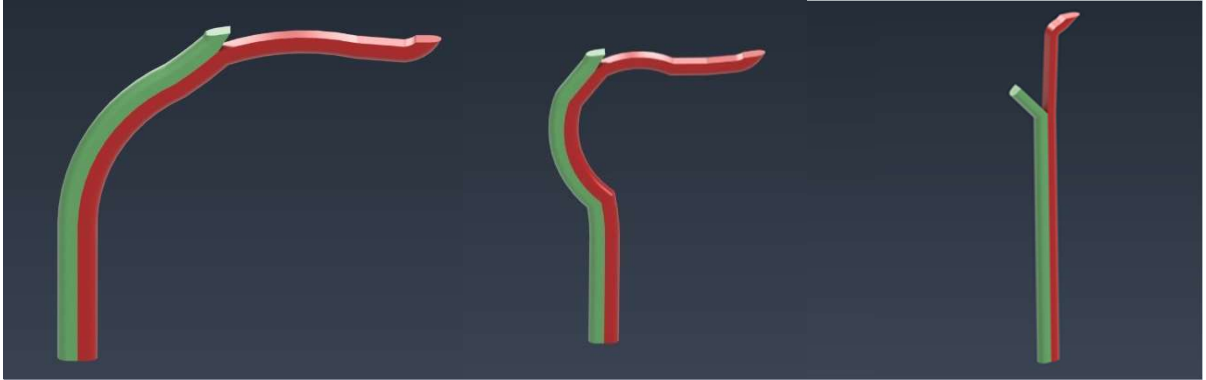


Figura 19: Conjuntos de las posiciones de los Tendones FDP (ROJO) y FDS (VERDE)

Pese a ser un tejido, para poder cumplir con su función los tendones deben tener un módulo de Young alto. La alta composición en colágeno tipo I, la cual tiene una estructura fibrilar, le otorga una gran rigidez. Esto hace que los tendones FDP y FDS se comporten como un material elástico lineal, con un módulo de Young de 14,6 MPa y un coeficiente de Poisson con un valor de 0,14. Estos valores han sido obtenidos del trabajo de (Alajmo, G et al, 2011).

Para la realización del mallado (Fig. 20 y 21), se ha aplicado un modelo de malla tetraédrica libre del tipo (C3D10). Cada elemento ha sido ajustado y verificado para evitar problemas con el cálculo. Dando así una separación de nodos de 1,6 mm para el tendón FDP y una separación de 1 mm para el tendón FDS.

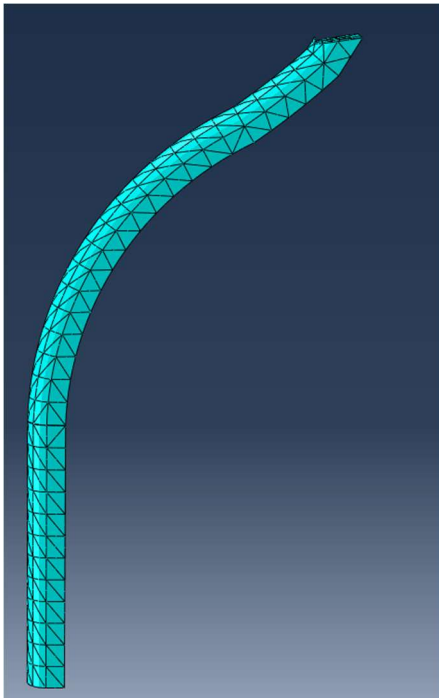


Figura 20: Mallado del tendón FDS

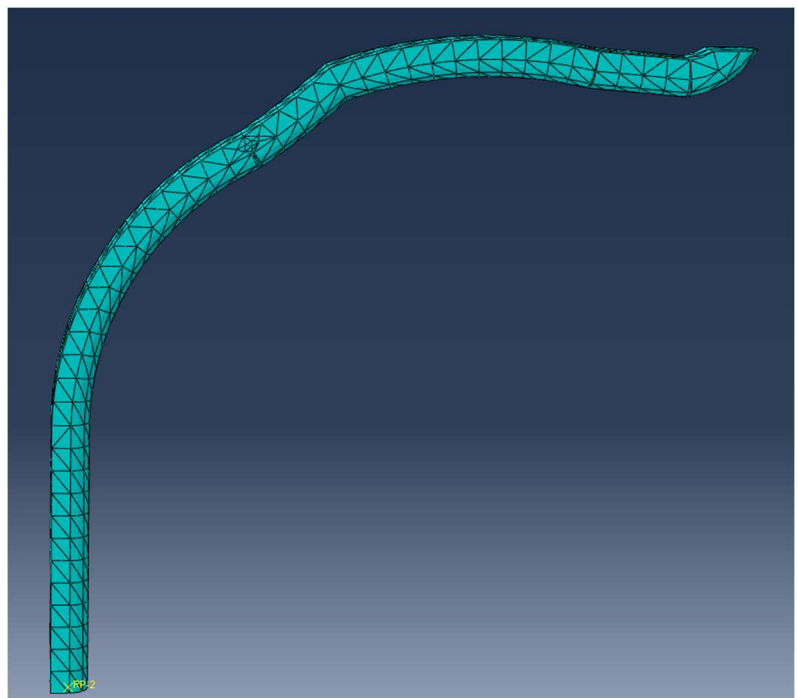


Figura 21: Mallado del tendón FDP

3.2.3 Poleas

El análisis de las poleas (Fig. 22) es el principal objetivo de este proyecto. A diferencia del resto de los componentes. La función de las poleas es mantener en contacto los tendones con el hueso para que cuando el musculo del antebrazo se contraiga, el tendón pueda aplicar la tensión de forma útil, evitando el desplazamiento palmar del aparato flexor.

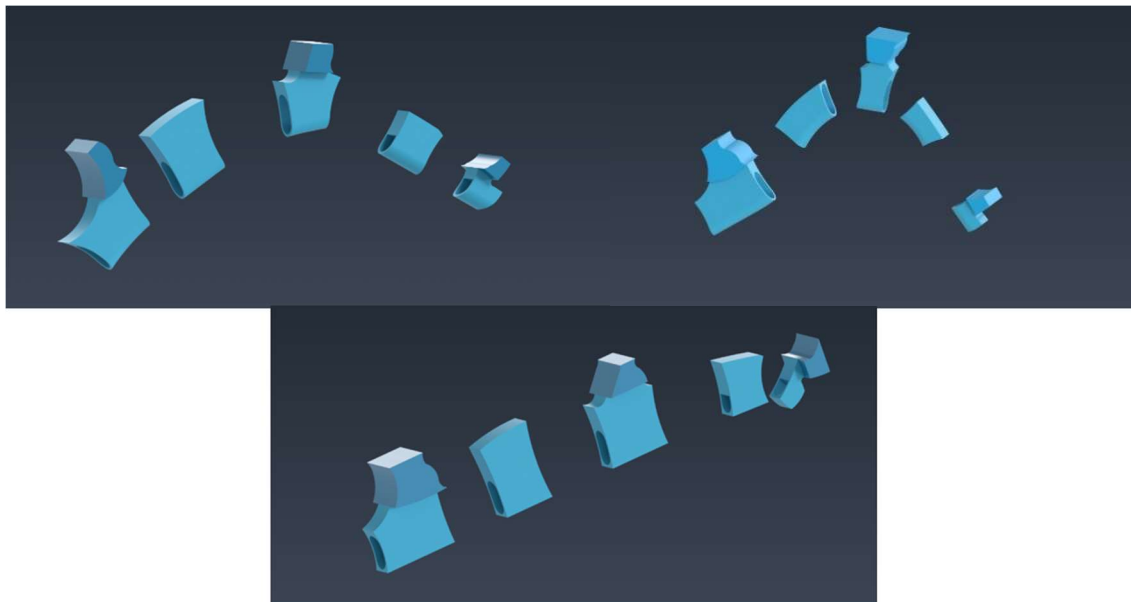


Figura 22: Conjuntos de los sistemas de poleas para las respectivas posiciones

El comportamiento de los ligamentos responde a un modelo hiperelástico. Para este caso se aplicará el modelo de Mooney Rivlin. El motivo de seleccionar este modelo se debe a que para obtener las constantes en los modelos hiperelásticos es necesario realizar pruebas experimentales. Por este motivo se reutilizarán los datos de antiguos experimentos para la obtención de las constantes. En este caso las constantes que buscamos son $C_{10} = 832.4 * 10^{-6} \text{ MPa}$, $C_{01} = 11.05 * 10^{-6} \text{ MPa}$ y $k = 9.19802 \text{ MPa}$.

Estas constantes han sido obtenidas del trabajo (Marqués, R, et al 2022), en él se calcularon las constantes de Mooney Rivlin para dos parámetros.

Para la realización del mallado, se ha aplicado una malla tetraédrica del tipo (C3D10) (Fig. 23). Cada elemento se ha ajustado a las necesidades de la malla verificada, rondando el valor de 1 mm entre nodos.

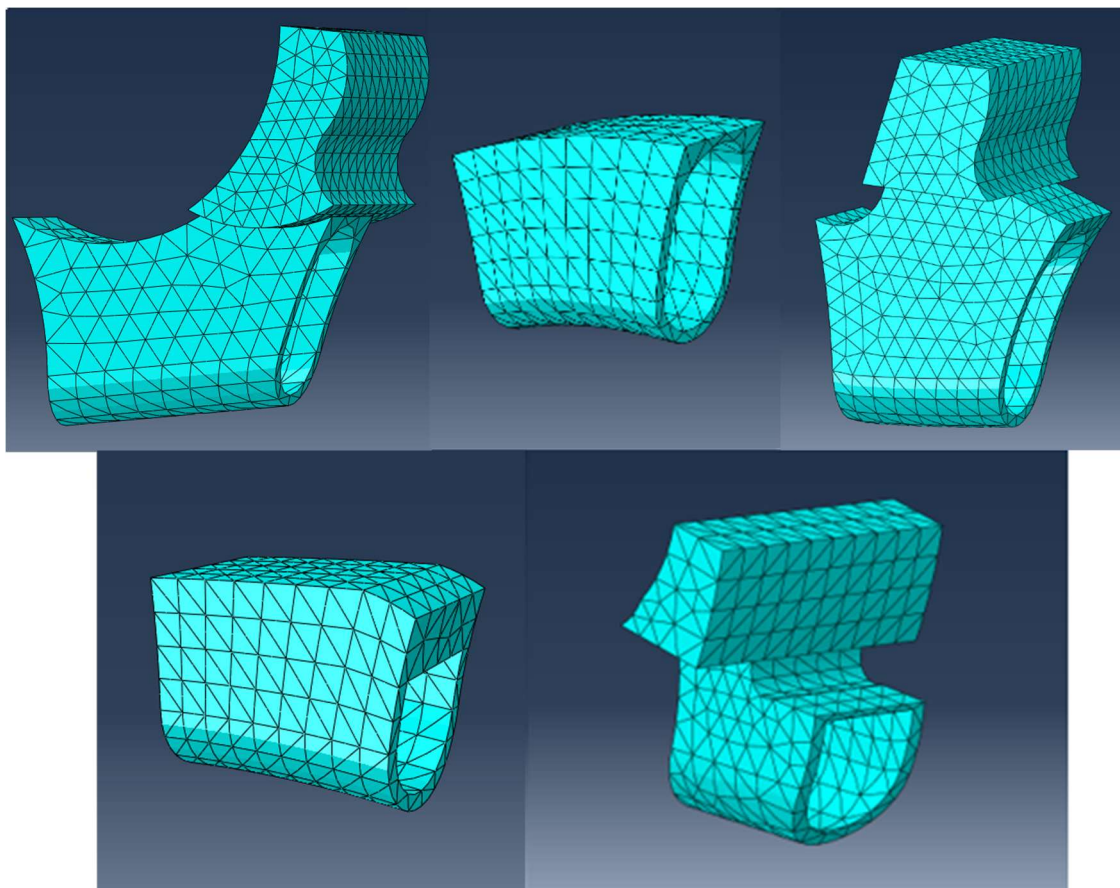


Figura 23: Mallado de las poleas anulares A1, A2, A3, A4, A5

3.2.4 Resumen de las características del sistema

En esta sección se van a incluir una serie de tablas que recogen el conjunto de datos más relevantes que participan de este sistema (Tablas 5 y 6). El objetivo de este punto es facilitar la visualización y consulta de las propiedades.

	Elasticos		Hiperelásticos		
	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	C10 (MPa)	C01 (MPa)	K (MPa)
Huesos	17000	0.3	-	-	
Tendones FDP y FDS	14.6	0.14	-	-	
Poleas Anulares	-	-	832.4e-6	11.05e-6	9.19802

Tabla 5: Resumen de la asignación de los materiales según el elemento

	Separación entre nodos de cada elemento (mm)	Nº de nodos generados en cada elementos
Cabeza del Metacarpiano (B1)	6	159
Falange Proximal (B2)	6	393
Falange Media (B3)	6	262
Falange Discal (B4)	4	401
Tendón del Flexor Profundo (FDP)	1.6	3787
Tendón del Flexor Superficial (FDS)	1	7542
Polea anular (A1)	1.5	1937

Polea anular (A2)	1.3	935
Polea anular (A3)	1	2543
Polea anular (A4)	1	1241
Polea anular (A5)	1	907

Tabla 6: Resumen de las propiedades de la malla

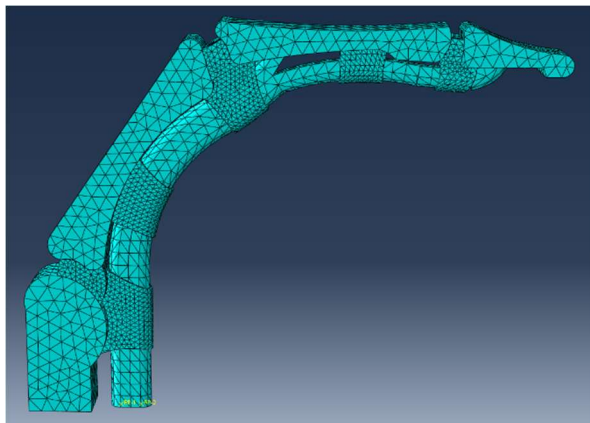


Figura 24: Mallado general posición de semiarqueo

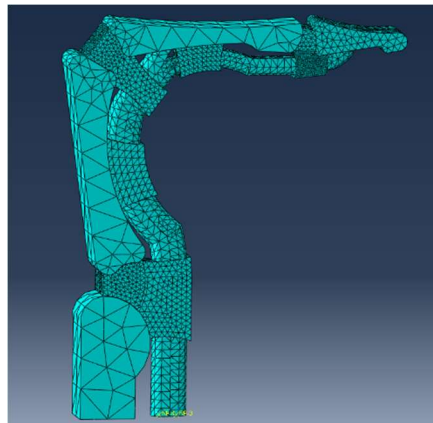


Figura 25: Mallado general posición de arqueo

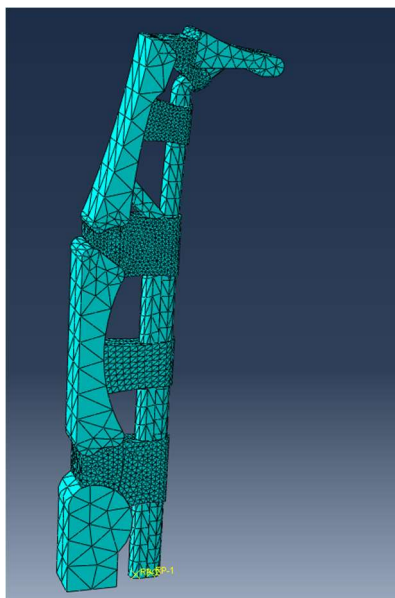


Figura 26: mallado general posición de extensión

4. Resultados

4.1 Planteamiento del estudio

Una vez desarrollado el modelo para elementos finitos, se ha procedido a realizar los cálculos para la comprobación de la funcionalidad del modelo. Para ello se ha sometido al sistema a los esfuerzos típicos que sufriría en una situación normal.

Como ya se ha planteado al comienzo, el objeto de este proyecto es desarrollar una herramienta para el estudio de las poleas, debido al gran número de lesiones en esta zona. Por lo tanto, para los tres casos de estudio que se van a realizar se supondrá un estado sano de las poleas para ver cómo estas reaccionan ante un estímulo.

Para este estudio se han supuesto unas cargas bajas como base inicial para la validación del modelo. Todos los casos se ha supuesto que la falange discal se encuentra apoyada sobre una superficie lisa, permitiendo el desplazamiento horizontal. La otra restricción se realiza sobre la cabeza del metacarpiano, limitando el desplazamiento horizontal, pero permitiendo su desplazamiento vertical.

Debido a que hemos activado el modo de cálculo no lineal (NLgeom), lo que significa que trabajamos con componentes de deformación no lineal con grandes deformaciones. Por lo tanto, no podemos usar la deformación de Cauchy para el análisis, debido a que solo es aplicable para la hipótesis de pequeñas deformaciones. Las variables que vamos a utilizar para analizar cómo afectan los distintos agarres a las poleas son la deformación logarítmica (Strain logarithmic, LE) y la tensión máxima principal (SP1). Estos datos nos aportan la deformación y la tensión real que sufrirían las poleas.

Como ya es sabido, no existen dos cuerpos iguales, pero si es posible aproximar los resultados para estudiar la coherencia del modelo y poder así verificarlo. De esta manera podremos analizar cuál de estos elementos son los más perjudicados y propensos a la sufrida de lesiones.

Una vez lanzado el modelo nos centraremos únicamente en analizar los datos de las poleas, por lo cual los datos de los huesos y de los tendones no serán analizados. Debido a las bajas cargas aplicadas, para destacar los resultados se ha aplicado un factor de deformada ampliada para su mejor visualización.

4.2 Caso de carga 1: agarre en semiarqueo

En este primer caso, el dedo se encuentra en la posición de semiarqueo (Fig. 3). Se aplicarán dos cargas puntuales, una en el centro de la base del FDP y la otra en el centro de la base de FDS. Estas cargas serán de 1.3 N y 1 N respectivamente.

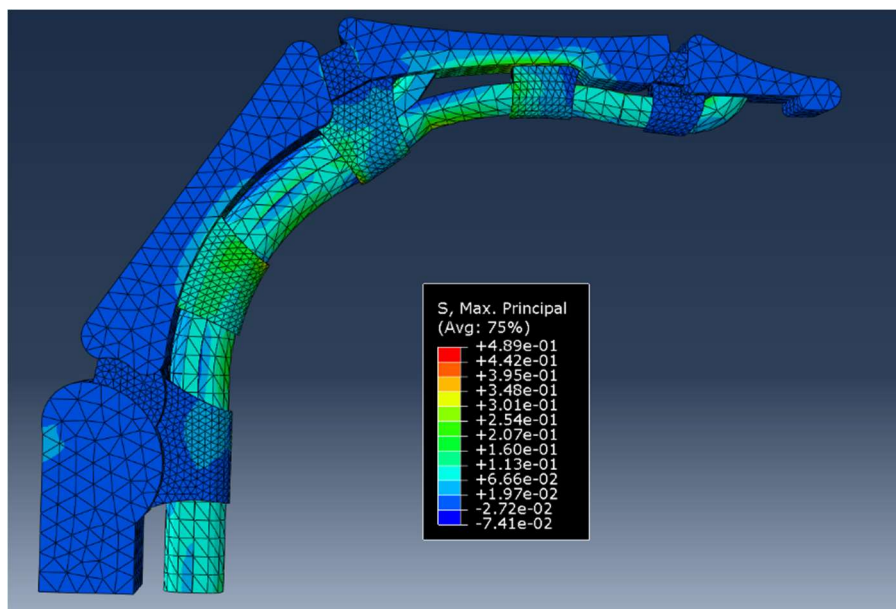


Figura 27: conjunto resultado de la tensión máxima (SP1)

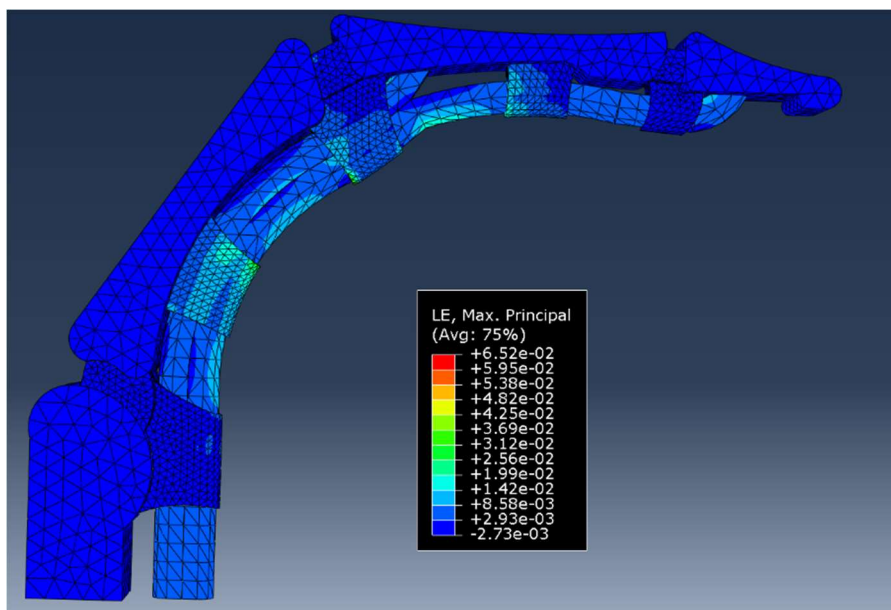


Figura 28: conjunto resultado de la deformación logarítmica (LE)

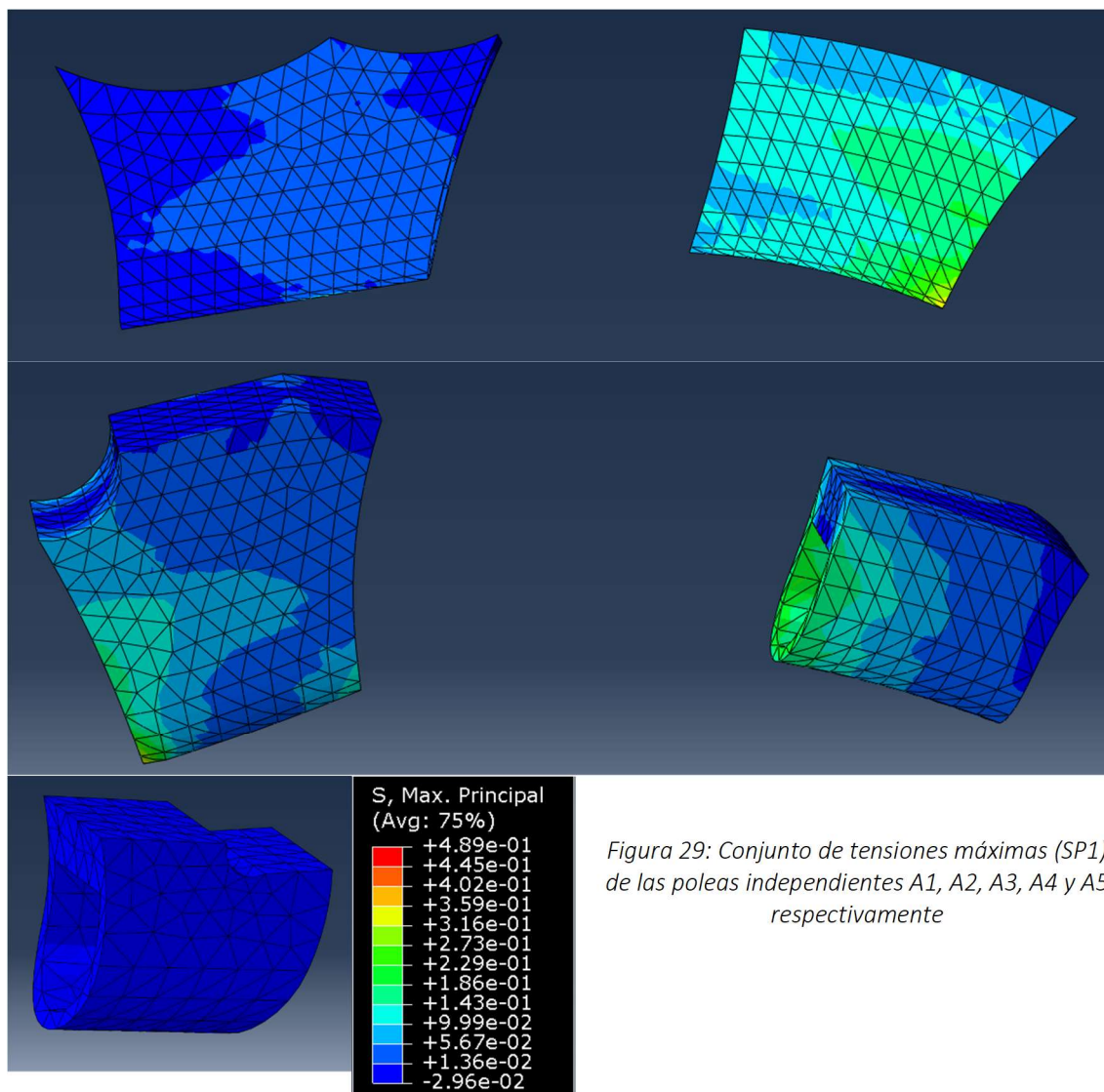


Figura 29: Conjunto de tensiones máximas (SP1) de las poleas independientes A1, A2, A3, A4 y A5 respectivamente

Como análisis preliminar se puede observar que las zonas más críticas se localizan en la zona céntrica del sistema (Fig. 27), es decir las poleas A2, A3 y A4. Ahora pasaremos a un análisis con algo más de profundidad sobre las poleas.

El primer punto a analizar son los elementos más afectados, estos primeros valores servirán de referencia para comprobar si los modelos desarrollados se aproximan a lo que sucede en la realidad. Según los resultados obtenidos la polea A2 es la que mayor tensión y deformación acumula (Fig. 27 y 28). En este punto acudimos a los trabajos de (Hume et al., 1991; Schweizer, 2001). Llegaron a la conclusión de que la polea A2 soportaba la mayor parte de la carga, debido a la compresión contra la vaina del tendón.

El segundo punto para analizar es la distribución de tensiones en A2 (Fig. 29), donde la máxima tensión se acumula en uno de los extremos y va reduciéndose conforme se acerca al otro. Siendo el punto de más tensión aquel que se encuentra cerca de la polea A3. Esta distribución es importante destacarla debido a que la ruptura de A2 tiende a iniciarse desde el lado cercano a A3, esto es observado cuando se producen roturas parciales (Fig. 30).

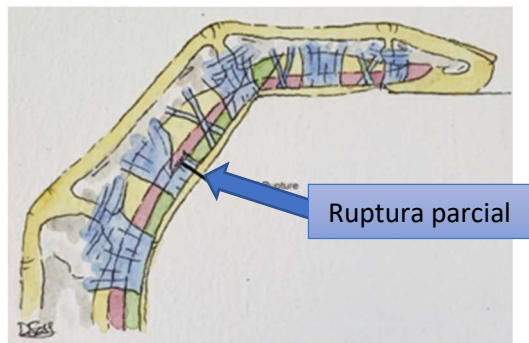


Figura 30: Rotura parcial de la polea A2 (Miro PH, et al, 2021)

4.3 Caso de carga 2: agarre en arque

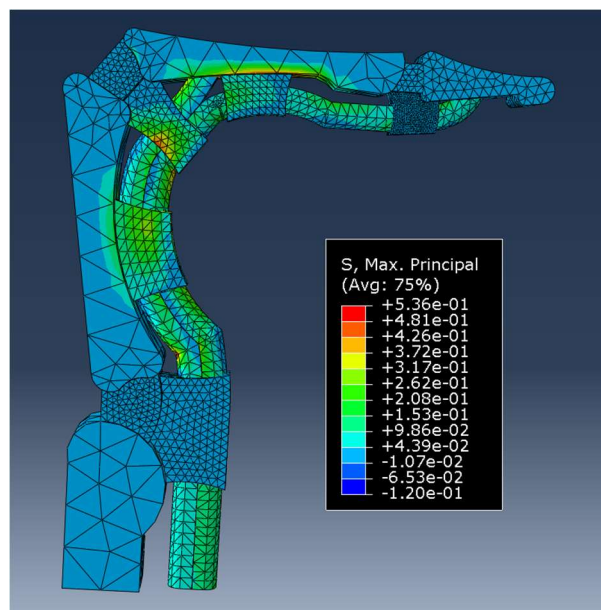


Figura 31: conjunto resultado de la tensión máxima (SP1)

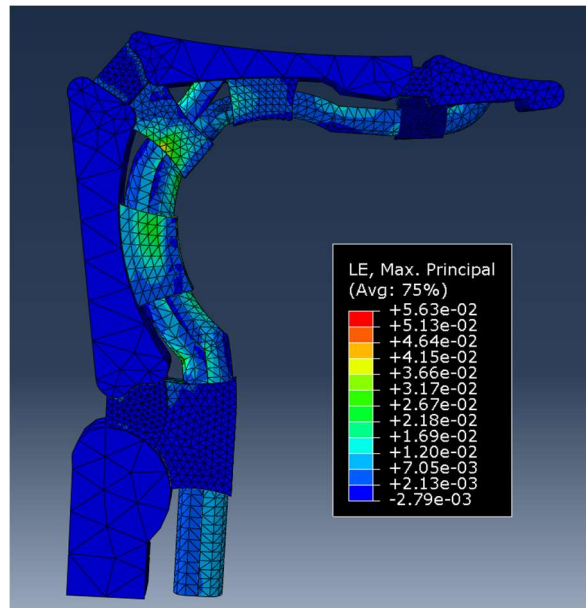


Figura 32: conjunto resultado de la deformación logarítmica (LE)

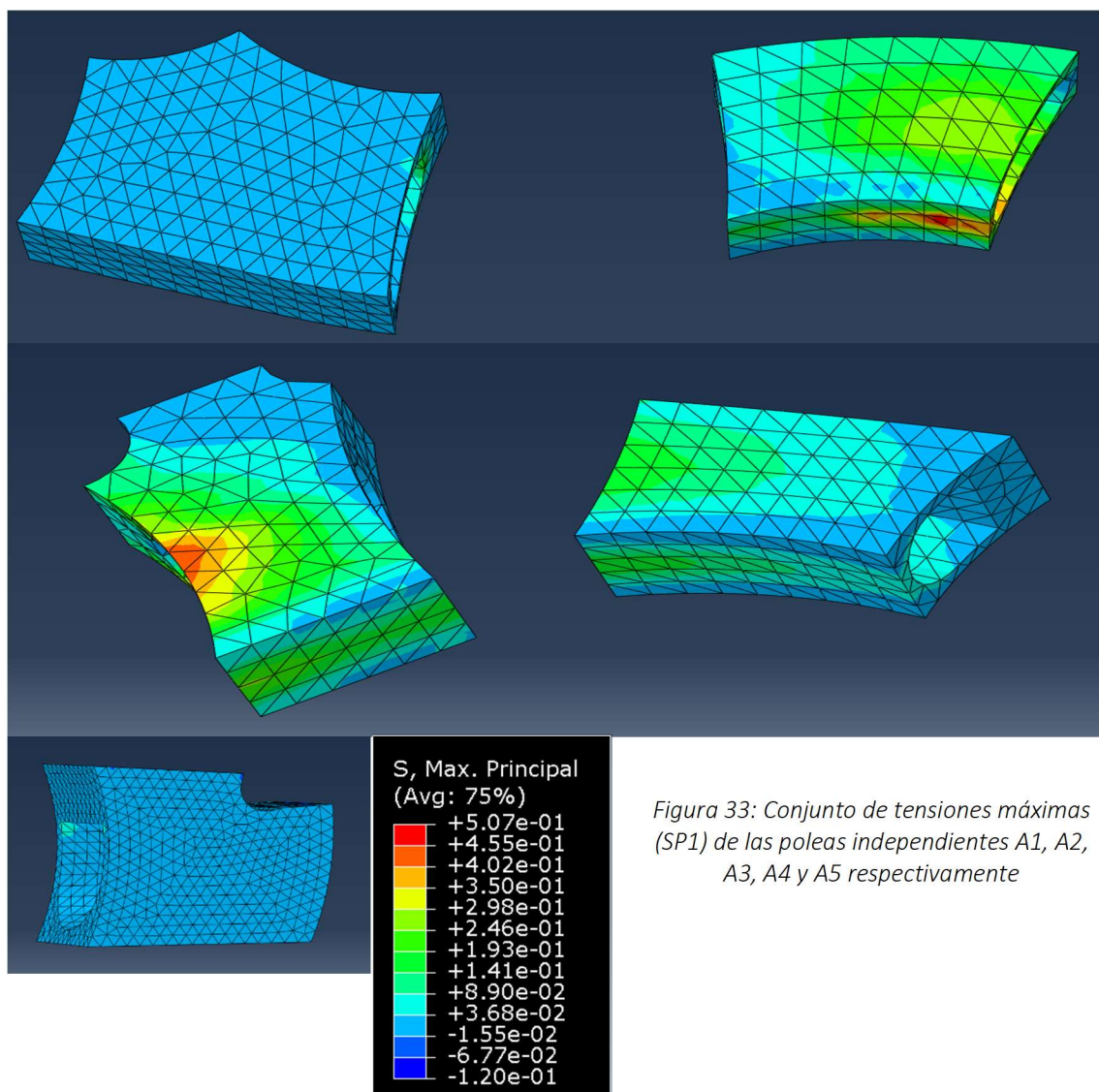


Figura 33: Conjunto de tensiones máximas (SP1) de las poleas independientes A1, A2, A3, A4 y A5 respectivamente

En este segundo caso, el dedo se encuentra en la posición de arqueo (Fig. 3). Se aplicarán dos cargas puntuales, una en el centro de la base del FDP y la otra en el centro de la base de FDS. Estas cargas serán de 1.75 N y 1 N respectivamente.

El primer punto volvemos a analizar los puntos de máxima tensión y deformación (Fig. 31 y 32). Según los resultados obtenidos la polea A2 y A3 son las que mayor tensión soportan, seguida de estas esta la polea A4. El agarre de arqueo es considerado de los lesivos, debido a que 10% del peso corporal es soportado por la fricción entre vainas tendinosas y poleas (Schöffl et al., 2009).

Para este tipo de agarre la mayoría de las lesiones se concentran en A2 y en A4. Como podemos observar estos son dos de los puntos más afectados junto a la polea A3 y al igual que en el caso anterior, las tensiones tienden a ir de mayor a menor conforme se alejan de A3 (Fig.33).

La pregunta que surge es, si las tensiones sobre A2, A3 y A4 son tan similares, porque la polea A3 tiende a sufrir menos daños o lesiones, cabe mencionar la difícil visualización de este elemento debido a su estructura extremadamente pequeña y delicada, lo que complica la realización de diagnósticos de rotura.

La principal diferencia entre las poleas A2 y A4 con el resto de las poleas es que estas se insertan directamente sobre el hueso, mientras que A1, A3 y A5 se insertan sobre la placa volar (Fig. 34), este elemento ofrece a las poleas la posibilidad de moverse libremente y alejarse de la falange. Una de las causas por las que se produce este efecto es debido al desplazamiento que sufre inicialmente A3, mayor de 2 mm, antes siquiera de realizarse esfuerzo alguno (Schöffl et al., 2009).

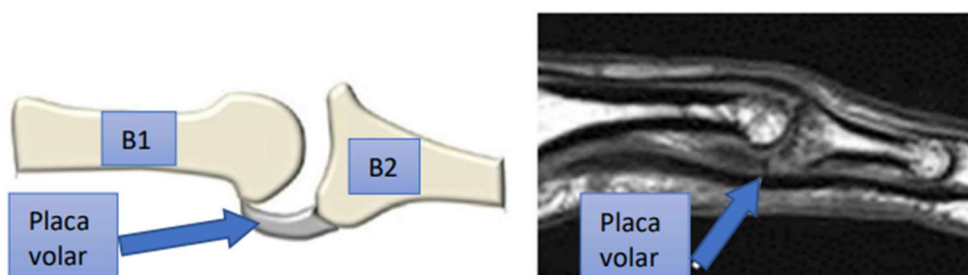


Figura 34: Representación de la placa volar

4.4 Caso de estudio 3

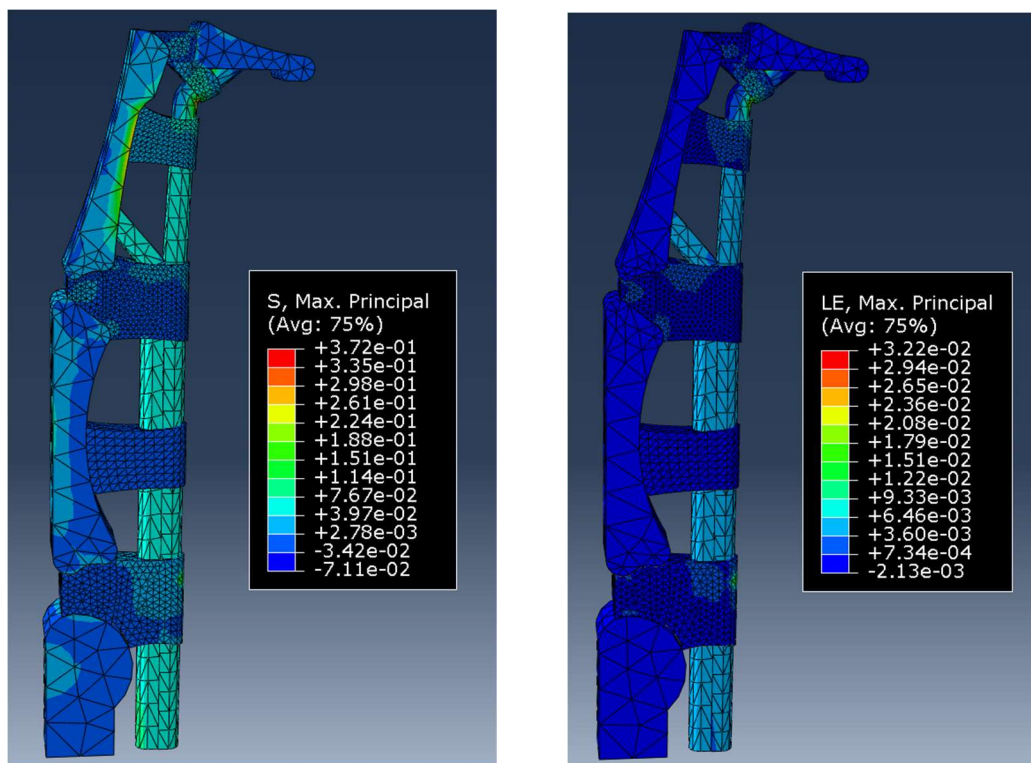


Figura 35: conjunto resultados de la tensión máxima (SP1) y la deformación máxima (LE)

En este tercer caso, el dedo se encuentra en la posición de extensión (Fig. 3). Se aplicarán dos cargas puntuales, una en el centro de la base del FDP y la otra en el centro de la base de FDS. Estas cargas serán de 0.88 N y 1 N respectivamente.

En primer lugar, en este caso las tensiones máximas se acumulan en A5 (Fig. 35). En este punto observamos que las tensiones en el agarre de extensión son mucho más bajas en comparación con los otros casos. (Fig. 27, 31 y 35). Donde el máximo alcanzado es de $2,14 \times 10^{-1}$ frente a los $5,07 \times 10^{-1}$ del agarre de arqueo.

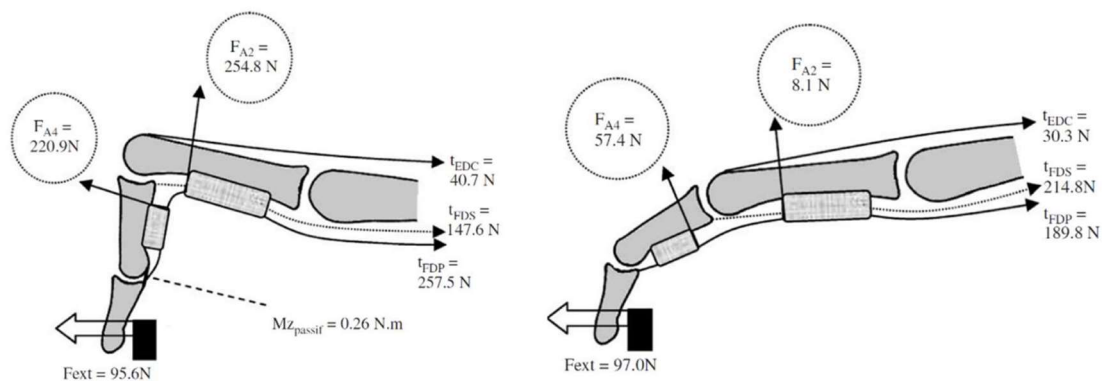


Figura 36: Comparación de las fuerzas aplicadas por las poleas A2 y A5 en los agarres de arqueo y extensión (Vigouroux L, et al, 2005)

Si observamos en conjunto de las poleas, A1, A2, A3 y A4 las tensiones son muy bajas, (Fig. 37). Acudiendo al trabajo (Vigouroux L, et al, 2006). Se estimó que en el agarre de arqueo transmitía una carga 36 veces mayor para la polea A2 y 4 veces mayor para la A4, en comparación con el agarre de extensión (Fig. 36). Este fenómeno se explica en (Schweizer, A. (2001)). Las bajas tensiones que acumulan las poleas en el agarre de extensión se deben a que la articulación interfalángica proximal permanece poco flexionada.

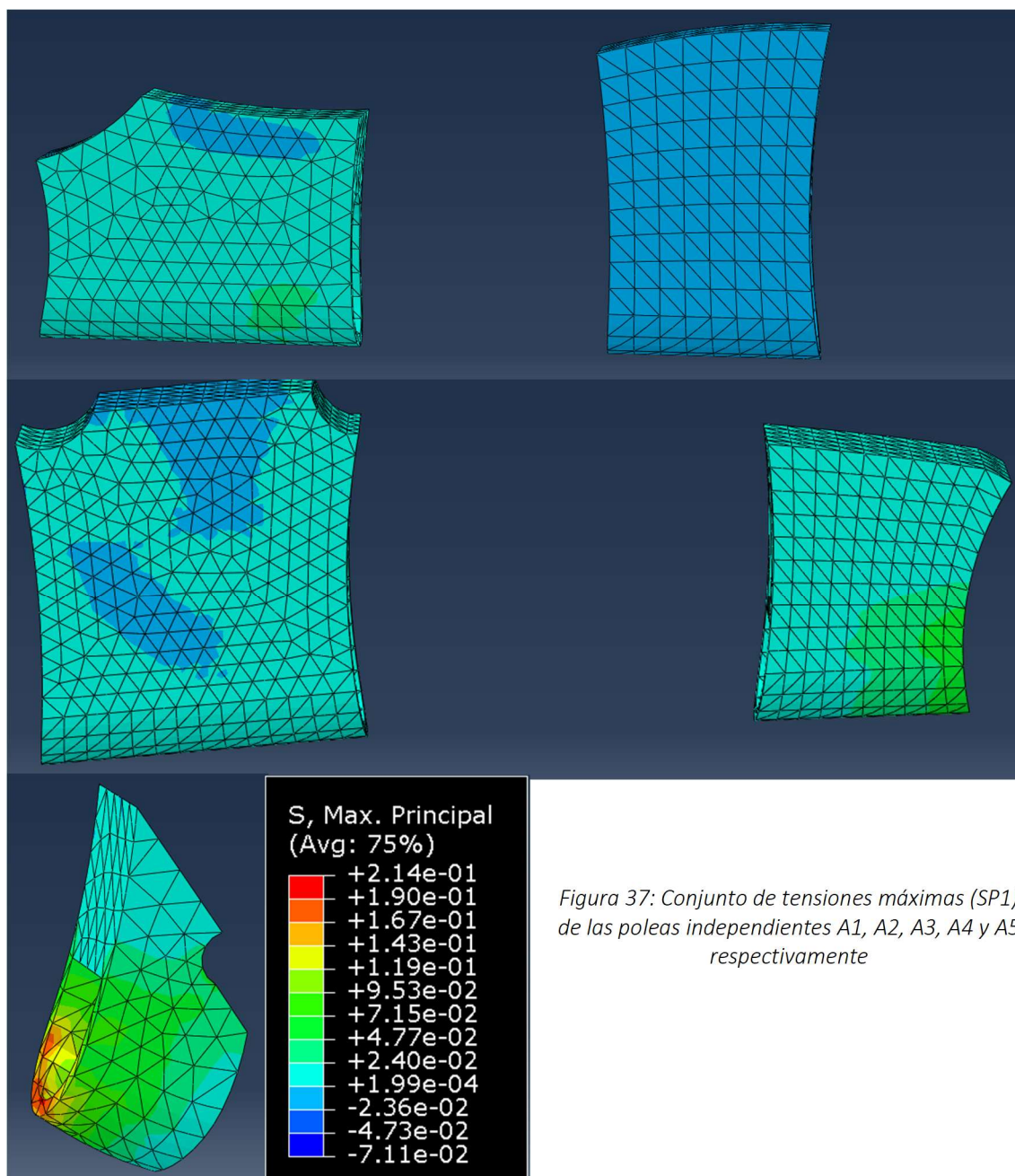


Figura 37: Conjunto de tensiones máximas (SP1) de las poleas independientes A1, A2, A3, A4 y A5 respectivamente

5. Conclusiones

Uno de los primeros detalles que observamos al buscar información sobre los distintos tipos de agarre, son las referencias hacia el riesgo de lesión de cada agarre. Gracias al trabajo (Vigouroux L, et al, 2006), podemos conocer las relaciones entre la tensión que ejerce el tendón FDP y FDS en cada agarre. Con esta información se han planteado los análisis respetando estos valores de referencia para poder realizar una comparación.

Siguiendo los trabajos de (Vigouroux et al., 2006; Schöffl et al., 2009), se pueden plantear los distintos agarres en función de su probabilidad de lesión. Siendo el agarre de arqueo el más propenso a producir lesiones, seguido del agarre de semiarqueo y terminando con el de extensión, que esta categorizado como uno de los menos lesivos. Estas situaciones se pueden ver reflejadas en los resultados, ya que para cargas similares el agarre de arqueo tiene una tensión máxima que duplica la tensión máxima del agarre de extensión.

Otro detalle que sirve para validar este modelo son los resultados del agarre por extensión, en él se puede observar que las poleas A1, A2, A3 y A4 no sufren unas tensiones considerables en comparación con la A5. Este tipo de agarre se permite realizar a los escaladores que aun sufrido roturas parciales en las poleas A2 y A4, debido a que con este agarre no se fuerzan estos elementos.

Cada tipo de agarre tiene una serie de características que en parte son reproducidas por el modelo actual. No obstante, hay que tener en mente que el modelo aquí presentado supone una primera aproximación numérica al problema. Se han considerado varias simplificaciones para este primer módulo, aplicando una carga mucho más pequeña que la real. Esta simplificación no nos ha permitido evaluar la distribución tensional justo antes del fallo, pero al menos facilita el análisis de como la carga se transmite entre las poleas. Este es un aspecto importante de mejora del módulo para el futuro.

Otro punto importante para desarrollar en profundidad son las propiedades físicas de las poleas, debido a que en la actualidad se plantean con unas propiedades aproximadas. Hasta ahora se sabe que las poleas A2 y A4 son elementos más rígidos que A1, A2 y A3. En estas características podría encontrarse el porqué de las lesiones en las poleas A2 y A4 en el agarre de arqueo, son superiores a las producidas en la polea A3.

Además, el modelo tridimensional aquí propuesto no deja de ser un planteamiento simplificado con el fin de facilitar el desarrollo de un modelo que fuese fiel a la realidad. Por lo cual, otro de los pasos a seguir sería una recreación cada vez más fiel a la fisiología real de un dedo, tanto a nivel de la forma específica de cada elemento, como de añadir más elementos que en este proyecto no se han tenido en cuenta.

A pesar de estas simplificaciones, este es el primer trabajo ha permitido analizar la biomecánica del agarre de la mano.

Bibliografía

Miro PH, vanSonnenberg E, Sabb DM, Schöffl V. Finger Flexor Pulley Injuries in Rock Climbers. *Wilderness Environ Med*. 2021 Jun;32(2):247-258. doi: 10.1016/j.wem.2021.01.011. Epub 2021 May 6. PMID: 33966972. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33966972/>

Marqués, R., Melchor, J., Sánchez-Montesinos, I., Roda, O., Rus, G., & Hernández-Cortés, P. (2022). Biomechanical Finite Element Method Model of the Proximal Carpal Row and Experimental Validation. *Frontiers in Physiology*, 2429. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.749372>

Lin GT, Cooney WP, Amadio PC, An KN. Mechanical properties of human pulleys. *J Hand Surg Br*. 1990 Nov;15(4):429-34. doi: 10.1016/0266-7681(90)90085-i. PMID: 2269832. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2269832/>

Marco RA, Sharkey NA, Smith TS, Zissimos AG. Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Jul;80(7):1012-9. doi: 10.2106/00004623-199807000-00010. Erratum in: *J Bone Joint Surg Am* 1999 Mar;81(3):439. PMID: 9698006. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9698006/>

Vigouroux L, Quaine F, Labarre-Vila A, Moutet F. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *J Biomech*. 2006;39(14):2583-92. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.08.027. Epub 2005 Oct 12. PMID: 16225880. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16225880/>

Wei, Y., Zou, Z., Wei, G. *et al*. Subject-Specific Finite Element Modelling of the Human Hand Complex: Muscle-Driven Simulations and Experimental Validation. *Ann Biomed Eng* **48**, 1181–1195 (2020). <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02439-2>

Moreno, M., Plazaola, C., González, G., Zambrano, M., & Spadafora, C. (2018). Revisión de Modelos Hiperelásticos utilizados en Tejidos. *KnE Engineering*, 3(2), 100-110. <https://doi.org/10.18502/keg.v3i1.1417>

González-Carbonell, Raide & García, E. & Moya Rodríguez, Jorge. (2009). Modelos de materiales hiperelásticos para el análisis de los elastómeros usando el MEF. *Ingeniería Mecánica*. <http://tangara.uis.edu.co/biblioweb/tesis/2014/155698.pdf>

G. Silber, M. Alizadeh, M. Salimi, Large Deformation Analysis for Soft Foams Based on Hyperelasticity, *Journal of Mechanics*, Volume 26, Issue 3, September 2010, Pages 327–334, <https://doi.org/10.1017/S1727719100003889>

Majid Shazad, Ali Kamran, Muhammad Zeeshan Siddiqui, & Muhammad Farham. (2015). Mechanical characterization and FE Modelling of a Hyperelastic Material.

Schöffl V, Popp D, Küpper T, Schöffl I. Injury trends in rock climbers: evaluation of a case series of 911 injuries between 2009 and 2012. *Wilderness Environ Med*. 2015 Mar;26(1):62-7. doi: 10.1016/j.wem.2014.08.013. PMID: 25712297.

Jones G, Johnson MI. A Critical Review of the Incidence and Risk Factors for Finger Injuries in Rock Climbing. *Curr Sports Med Rep*. 2016 Nov/Dec;15(6):400-409. doi: 10.1249/JSR.0000000000000304. PMID: 27841811.

Grimaldo Ruiz, O., Rodríguez Reinoso, M., & Surace, C. (2021). Finite element analysis of the flexor digitorum profundus tendon during a passive rehabilitation protocol. *Revista Facultad De*

Ingeniería Universidad De Antioquia, (100), 124–132.
<https://doi.org/10.17533/udea.redin.20210528>

Alajmo, G., Espinosa, G., Vargas, R., Daccach, J. A., Briceño, J. C., & González, J. C. (2011). Modelo tridimensional del tendón del músculo supraespinoso. *Rev. colomb. ortop. traumatol.*

Akagi T, Hashizume H, Inoue H, Ogura T, Nagayama N. Computer simulation analysis of fracture dislocation of the proximal interphalangeal joint using the finite element method. *Acta Medica Okayama*. 1994 Oct;48(5):263-270. DOI: 10.18926/amo/31111. PMID: 7863798.

Hume, E. L., Hutchinson, D. T., Jaeger, S. A., & Hunter, J. M. (1991). Biomechanics of pulley reconstruction. *The Journal of hand surgery*, 16(4), 722-730.

Schweizer, A. (2001). Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers. *Journal of biomechanics*, 34(2), 217-223.

Schöffl, I., Oppelt, K., Jüngert, J., Schweizer, A., Neuhuber, W., & Schöffl, V. (2009). The influence of the crimp and slope grip position on the finger pulley system. *Journal of Biomechanics*, 42(13), 2183-2187.

Schöffl, I., Deeg, J., Lutter, C., Bayer, T., & Schöffl, V. (2018). Diagnosis of A3 pulley injuries using ultrasound. *Sportverletzung· Sportschaden*, 32(04), 251-259.