



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

Simulación computacional del comportamiento  
biomecánico de los músculos gastrocnemio y sóleo  
humanos

Computational simulation of the biomechanical  
behavior of the human gastrocnemius and soleus  
muscles

Autor

Nicolás Escribano

Director

Jorge Grasa Orús

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA  
2019



## AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por estar siempre ahí.

A mis compañeros, por enseñarme lo que no se enseña en las aulas.

Y sobre todo a Jorge, sin su ayuda este trabajo no podría haber sido posible.





# Simulación computacional del comportamiento biomecánico de los músculos gastrocnemio y sóleo humanos

## RESUMEN

El presente trabajo de fin de grado tiene como objetivo simular el comportamiento biomecánico de los músculos gastrocnemio y sóleo bajo una situación de contracción activa. Para ello crearemos un modelo del conjunto implicado en la flexión plantar que incorpora los músculos y el tendón. Las geometrías tridimensionales en las que nos basamos para crear este modelo las extraemos de la base de datos de Mitsuhashi et al. [2009], estas geometrías las suavizaremos y exportaremos a otro formato para poder trabajar con ellas en el programa “*Abaqus*”.

Después de tener todas las geometrías, impondremos las condiciones de contorno del conjunto y la interacción entre los diferentes músculos para verificar que el modelo se comporta adecuadamente de manera pasiva y con un material hiperelástico isótropo. Una vez el modelo responda correctamente y para considerar el comportamiento anisótropo haremos un análisis térmico de cada geometría, para así, con el flujo de calor, sacar las direcciones de las fibras musculares. Luego pasaremos a asignar un material de usuario que considere la activación de los diferentes músculos del conjunto, esto lo haremos con una subrutina que leerá “*Abaqus*”.

Por ultimo analizaremos y discutiremos sobre los resultados obtenidos, especialmente el alargamiento o acortamiento de las fibras musculares, la tensión que soporta el músculo y el desplazamiento en el eje longitudinal en el extremo del tendón.



# Índice

<b>Lista de Figuras</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de Tablas</b>	<b>IX</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Ámbito. . . . .	1
1.2. Objetivos. . . . .	2
1.3. Metodología. . . . .	3
1.4. Descripción de la memoria. . . . .	3
<b>2. Fisiología del gastrocnemio y sóleo</b>	<b>5</b>
2.1. El tejido músculo esquelético. . . . .	5
2.1.1. Tejido muscular. . . . .	5
2.1.2. Tejido tendinoso. . . . .	9
2.2. Comportamiento mecánico. . . . .	10
2.3. Articulación del tobillo. . . . .	12
<b>3. Simulación del gastrocnemio y sóleo</b>	<b>15</b>
3.1. Modelado numérico del tejido músculo esquelético. . . . .	15
3.1.1. Formulación matemática. . . . .	15
3.2. Modelado de geometrías. . . . .	19
3.2.1. Gastrocnemio. . . . .	19
3.2.2. Sóleo. . . . .	19
3.2.3. Tendón de Aquiles. . . . .	20
3.3. Interacción entre los músculos y condiciones de contorno. . . . .	22
3.4. Orientación de fibras musculares. . . . .	25
3.5. Tipos de mallado. . . . .	27
<b>4. Resultados</b>	<b>29</b>
4.1. Malla gruesa. . . . .	31

4.2. Malla intermedia. . . . .	33
4.3. Malla fina. . . . .	36
<b>5. Conclusiones</b>	<b>39</b>
5.1. Conclusiones. . . . .	39
5.2. Líneas futuras. . . . .	41
<b>6. Bibliografía</b>	<b>43</b>
<b>Anexos</b>	<b>45</b>
<b>A. Tipos de mallado y densidad de fibras musculares.</b>	<b>47</b>

# Lista de Figuras

2.1. Estructura organizativa del músculo desde la escala macro hasta la micro. [Ramirez, 2010] . . . . .	6
2.2. Contracción y relajación de las fibras musculares. . . . .	7
2.3. Músculos gastrocnemio y sóleo en humanos. . . . .	8
2.4. Estructuras peniformes. . . . .	9
2.5. Estructura microscópica del tendón. . . . .	10
2.6. Tendón de Aquiles. . . . .	10
2.7. Grafica tensión-deformación músculos. . . . .	11
2.8. Ejes principales del pie. [Kapandji, 1998] . . . . .	12
2.9. Movimientos de flexión plantar. . . . .	13
3.1. Geometría del gastrocnemio. . . . .	20
3.2. Geometría del sóleo. . . . .	20
3.3. Geometría del tendón calcaneo. . . . .	21
3.4. Geometría del conjunto. . . . .	22
3.5. Regiones de nodos en los diferentes músculos. . . . .	23
3.6. Unión del gastrocnemio con el tendón de Aquiles (izquierda) y unión del sóleo con el tendón de Aquiles (derecha). . . . .	23
3.7. Condiciones de contorno del modelo. . . . .	24
3.8. Orientación de fibras por análisis térmico. . . . .	25
3.9. Orientación de fibras musculares en el sóleo con el mallado 2. . . . .	26
3.10. Orientación de fibras musculares en el conjunto con los tres tipos de mallado. . . . .	26
3.11. Tipos de mallado. . . . .	27
4.1. Grafica de la función de activación en nuestro modelo. . . . .	29
4.2. Conjunto en diferentes instantes de tiempo para el mallado grueso. . . . .	31
4.3. $\lambda$ en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado grueso. . . . .	32
4.4. $\sigma_{max}$ en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado grueso. . . . .	32

4.5. Desplazamiento en el eje Z, U3, en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado grueso. . . . .	33
4.6. Evolución temporal del desplazamiento del extremo del tendón en el eje Z para el mallado grueso. . . . .	33
4.7. $\lambda$ en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado intermedio. . . . .	34
4.8. $\sigma_{max}$ en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado intermedio. . . . .	35
4.9. Desplazamiento en el eje Z, U3, en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado intermedio. . . . .	35
4.10. Evolución temporal del desplazamiento del extremo del tendón en el eje Z para el mallado intermedio. . . . .	36
4.11. $\lambda$ en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado fino. . . . .	37
4.12. $\sigma_{max}$ en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado fino. . . . .	37
4.13. Desplazamiento en el eje Z, U3, en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado fino. . . . .	38
4.14. Evolución temporal del desplazamiento del extremo del tendón en el eje Z para el mallado fino. . . . .	38
5.1. Grafica de la activación y contracción en función del tiempo en el mallado intermedio. . . . .	40
5.2. Desplazamiento del extremo del tendón, U3, en los tres tipos de mallado.	41
A.1. Distribución de elementos según el mallado en la cabeza lateral del gastrocnemio. . . . .	48
A.2. Distribución de las fibras musculares según el mallado en la cabeza lateral del gastrocnemio. . . . .	48
A.3. Distribución de elementos según el mallado en la cabeza medial del gastrocnemio. . . . .	49
A.4. Distribución de las fibras musculares según el mallado en la cabeza medial del gastrocnemio. . . . .	49
A.5. Distribución de elementos según el mallado en el tendón de Aquiles. . .	50
A.6. Distribución de las fibras musculares según el mallado en el tendón de Aquiles. . . . .	50
A.7. Distribución de elementos según el mallado en el sóleo. . . . .	51
A.8. Distribución de las fibras musculares según el mallado en el sóleo. . . .	51

# Lista de Tablas

3.1. Elementos del conjunto según los tres tipos de mallado. . . . .	27
5.1. Tensión principal máxima en los tres tipos de mallado. . . . .	40
5.2. Contracción o alargamiento máximo según el tipo de mallado. . . . .	41
A.1. Elementos de la cabeza lateral del gastrocnemio con los tres tipos de mallado. . . . .	48
A.2. Elementos de la cabeza lateral del gastrocnemio con los tres tipos de mallado. . . . .	49
A.3. Elementos del tendón de Aquiles con los tres tipos de mallado. . . . .	50
A.4. Elementos del sóleo con los tres tipos de mallado. . . . .	51





# Capítulo 1

## Introducción

El desarrollo en el mundo de la biomecánica, ciencia que estudia el comportamiento mecánico del cuerpo humano y una de las grandes disciplinas de la ingeniería biomédica, en las últimas décadas ha sido exponencial. Cada vez se busca un modelado más preciso de los tejidos musculares, para ello la biomecánica computacional ayuda a caracterizar, comprender y poder predecir cambios en estos tejidos. Una de las áreas de trabajo más importante en este ámbito es la simulación numérica del comportamiento de tejidos biológicos en el cual se analizan los parámetros más significativos como el campo de deformaciones, el campo de desplazamientos y el campo de tensiones. Además de esto, los modelos ayudan a desarrollar tratamientos y profundizar en las posibles patologías que se pueden dar en el cuerpo humano.

### 1.1. Ámbito.

El ámbito donde desarrollo mi trabajo es el de la biomecánica, la biomecánica en kinesiología implica la descripción precisa del movimiento humano y el estudio de las causas de este. [Knudson (2007)].

La biomecánica lleva mucho tiempo siendo estudiada desde sus bases, el comportamiento mecánico simple del cuerpo, hasta ahora con modelos computacionales mucho más complejos que tienen en cuenta los diferentes tejidos, interacciones entre ellos y funciones matemáticas que describen su comportamiento.

En este trabajo analizaremos el comportamiento de los músculos gastrocnemio y sóleo en humanos, dos músculos sumamente importantes en el movimiento del pie y sustentación del cuerpo. Para analizar este comportamiento nos basaremos en el

modelo matemático de Hill que se basa en el fenómeno de contracción del músculo completo. Los modelos con los que vamos a trabajar son volúmenes de un material hiperelástico, anisótropo y con grandes deformaciones.

Los modelos tridimensionales que crearemos en este trabajo y para los proyectos de análisis en biomecánica se suelen estudiar con programas de elementos finitos.

“El análisis de elementos finitos (AEF) es un método utilizado en ingeniería y en estudios biomecánicos para estimar el rendimiento y las variaciones producidas por las tensiones y las deformaciones en estructuras mecánicas o del esqueleto humano, así como en tejidos blandos.” [De miguel *et al*, 2006]

## 1.2. Objetivos.

El objetivo principal de este trabajo es crear un modelo que permita obtener la simulación computacional del comportamiento biomecánico de dos músculos (gastrocnemio y sóleo) que están involucrados en la flexión plantar del pie humano.

Los objetivos específicos que se plantean a lo largo del trabajo son:

- Reconstrucción de la geometría y arquitectura muscular de estos dos músculos y del tendón calcáneo, comúnmente conocido como tendón de Aquiles.
- Definición de las uniones entre músculos y el tendón.
- Definición del movimiento producido por la activación de los músculos.
- Cálculo del modelo computacional desarrollado con el programa “*Abaqus*”.
- Refinamiento de la malla para comparar resultados.
- Análisis de resultados y conclusiones del trabajo.

### 1.3. Metodología.

En este trabajo empezaremos optimizando con el programa “*Rhinoceros 3D*” las geometrías tridimensionales que hemos cogido de la página de “*LifeSciencebp*”, que son las dos partes del gastrocnemio (lateral y medial), el sóleo y el tendón de Aquiles para poder trabajar con ellas en el programa “*Abaqus*” y poder generar diferentes mallas sobre estos volúmenes.

Después de obtener estos volúmenes, iremos uniendo las diferentes partes entre ellas y testeando su comportamiento con pequeños desplazamientos y un material homogéneo para ver si las uniones no dan fallos.

Seguiremos con la implantación del tejido muscular en el modelo, para ello será necesario sacar la orientación de las fibras musculares de los músculos y del tendón y luego poner un material de usuario en “*Abaqus*”. Para poder calcular con este material de usuario usaremos una subrutina programada en Fortran.

Comprobaremos que el material de usuario y la subrutina funcionan bien con un pequeño desplazamiento y por ultimo le impondremos la activación a los músculos y analizaremos su comportamiento y sacaremos resultados de tensión, alargamiento de las fibras, deformaciones y desplazamiento en los puntos deseados.

### 1.4. Descripción de la memoria.

La memoria está dividida en cuatro capítulos que explican el trabajo desarrollado durante el Trabajo de Final de Grado.

- Capítulo 2: Fisiología del gastrocnemio y sóleo. Descripción del tejido músculo-esquelético que pretendemos simular, propiedades de los materiales de los músculos y tendón que usaremos para el material de usuario y comportamiento mecánico de la flexión plantar.
- Capítulo 3: Simulación del gastrocnemio y sóleo. Descripción de la formulación matemática que hemos usado para la definición del material de los músculos y del tendón. Descripción del proceso que hemos seguido para la reconstrucción del modelo que queremos simular, con las mallas, uniones e interacciones que se dan entre los músculos. Así como condiciones de contorno que impondremos.

- Capítulo 4: Resultados. Se presentan los resultados obtenidos para el análisis del modelo con diferentes tamaños de malla, reflejando los datos más relevantes para el análisis del comportamiento de los músculos.
- Capítulo 5: Conclusiones. Se analizarán los resultados obtenidos para las diferentes mallas comparando estos resultados y se incluyen líneas futuras de trabajo o mejora de este proyecto..

# Capítulo 2

## Fisiología del gastrocnemio y sóleo

Los modelos computacionales que se desarrollan en este trabajo intentan simular, predecir y caracterizar el comportamiento real de los músculos, gastrocnemio y sóleo y del tendón de Aquiles, para ello tenemos que saber cómo están compuestos sus tejidos y cuáles son sus movimientos principales.

En esta capítulo explicaré los diferentes tejidos que simularemos, el comportamiento mecánico de la flexión plantar y algunos parámetros y propiedades interesantes que debemos definir para entender algunos conceptos del proceso de creación del modelo.

### 2.1. El tejido músculo esquelético.

En este apartado describiremos los tejidos que estudiaremos y simularemos, centrándonos en el análisis anatómico y fisiológico del gastrocnemio, sóleo y tendón de Aquiles. Las uniones e interacciones entre ellos y su estructura interna y externa.

#### 2.1.1. Tejido muscular.

El tejido muscular constituye cerca del 40% de la masa corporal. Tiene múltiples funciones en el cuerpo humano dependiendo el tipo del tipo de éste. Sus funciones principales son el movimiento, la estabilización de la posición del cuerpo, la regulación del volumen de los órganos, la generación de calor y el movimiento de sustancias a través del cuerpo.

Hay tres tipos de tejido muscular:

- Músculo cardíaco.
- Músculo liso.
- Músculo esquelético.

Nosotros nos centraremos en este último, el músculo esquelético tiene células largas, multinucleadas y con bandas alternadas claras y oscuras, es controlado por el sistema nervioso central y su contracción es rápida y voluntaria. La función de este tipo de tejido es movilizar el esqueleto.

La estructura del tejido músculo esquelético está formada por fibras musculares, recubiertas de una capa de tejido conectivo que las separa de fibras adyacentes, endomisio, y las agrupa creando fascículos, entre los cuales encontramos otra capa de tejido conectivos más densa, el perimisio y todas ellas son recubiertas por una vaina fibrosa, el epimisio.

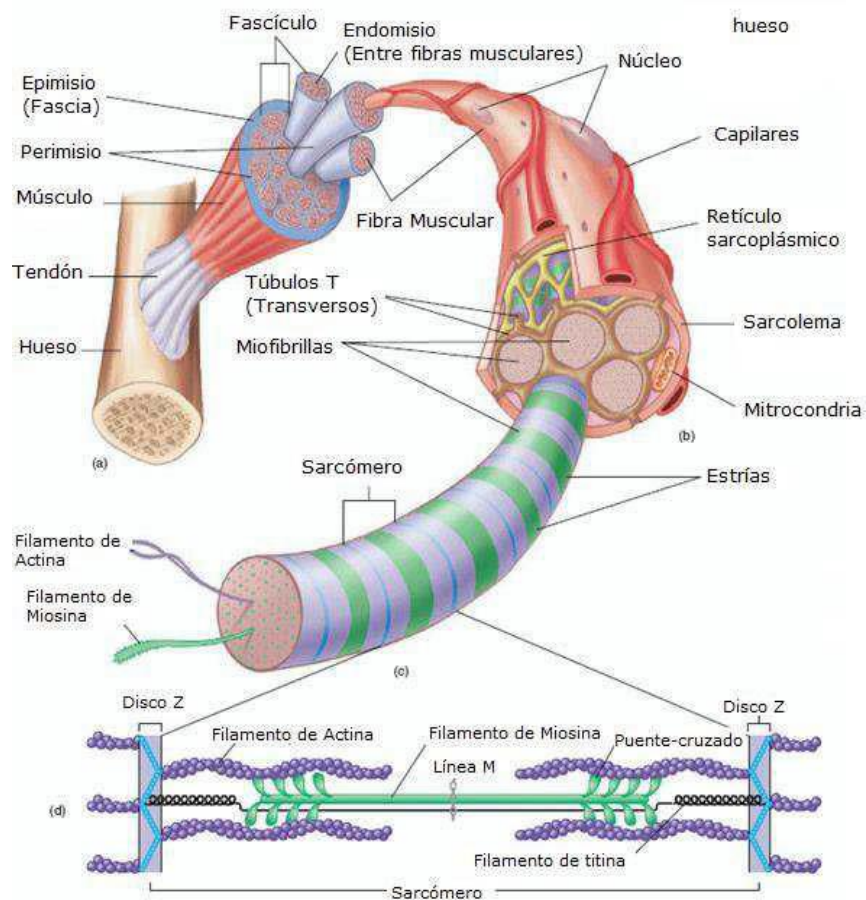


Figura 2.1: Estructura organizativa del músculo desde la escala macro hasta la micro. [Ramirez, 2010]

Cada fibra muscular contiene de varios cientos a varios miles de miofibrillas. Cada miofibrilla está formada por aproximadamente 1.500 filamentos de miosina y 3.000 filamentos de actina adyacentes entre sí, que son grandes moléculas proteicas polimerizadas responsables de la contracción muscular real. [Guyton y Hall, 2016]

La contracción muscular se produce por el deslizamiento de los filamentos, cuando se contrae el musculo los filamentos de actina son traccionados hacia dentro entre los filamentos de miosina y sus extremos se superponen entre sí en su máxima extensión. (figura 2.2)

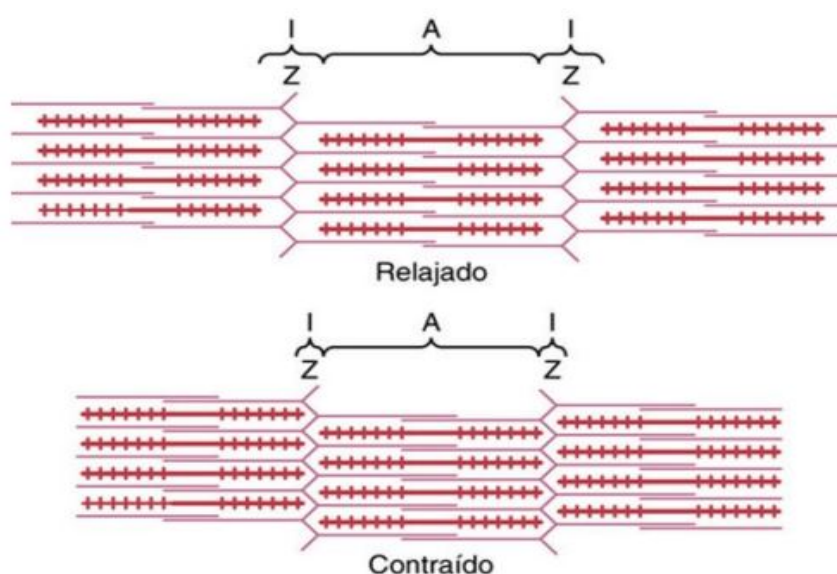


Figura 2.2: Contracción y relajación de las fibras musculares.

### Gastrocnemio.

El gastrocnemio, o comúnmente llamado gemelo, es uno de los principales músculos intervinientes en el movimiento de flexo-extensión plantar y es el motor principal en la propulsión al inicio de la marcha. Este músculo está compuesto de dos cabezas, la cabeza lateral y la cabeza medial (Figura 2.3). Ambas cabezas tienen su unión en la capsula de la rodilla.

Es un músculo peniforme, esto quiere decir que sus fibras se distribuyen en torno a uno o más tendones centrales, y bipenado, las fibras se insertan en los lados opuestos de un tendón de manera que el músculo se parece a una pluma. (Figura 2.4)

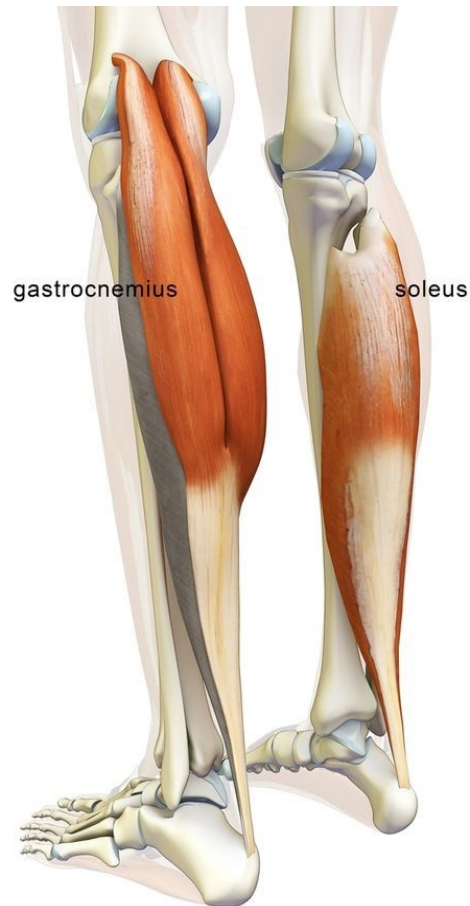


Figura 2.3: Músculos gastrocnemio y sóleo en humanos.

### Sóleo

El sóleo es un músculo antigravedad que ayuda a mantener la postura. Se encarga de estabilizar la pierna en la posición de pie. [Manju et al, 2012] Este músculo se encuentra en la parte posterior de la pierna y se extiende por debajo de los gemelos y, junto con el ya mencionado gastrocnemio, se encarga de la flexión plantar, vital para cualquier movimiento del pie. (Figura 2.3)

El sóleo es un complejo músculo multipeniforme, sus fibras se originan en cada lado de las aponeurosis, que son tendones de inserción en el musculo, unidas a la tibia y peroné.

Hay que mencionar que algunos anatómicos consideran la unión del sóleo y las dos partes del gastrocnemio como el tríceps sural.



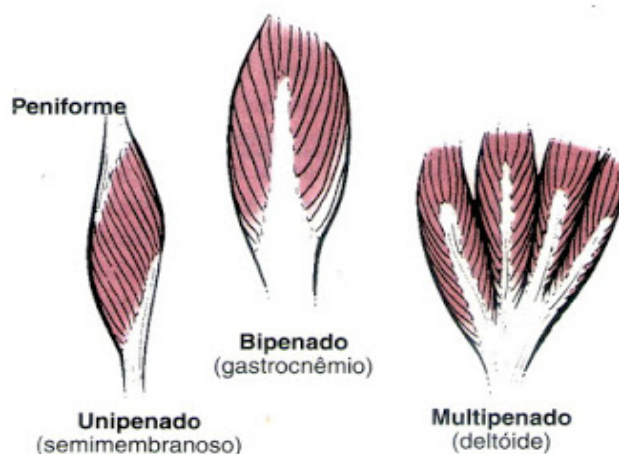


Figura 2.4: Estructuras peniformes.

### 2.1.2. Tejido tendinoso.

El tendón forma parte de la unión entre los músculos y los huesos, la parte que une tendón y musculo se llama miotendinosa y la parte que une tendón y hueso se llama entesis. Éste se encarga de transmitir las fuerzas de los músculos a los huesos para que se puedan mover.

Los tendones corresponden a la matriz extracelular intramuscular junto con las fascias y las aponeurosis, los cuales se encuentran constantemente sometidos a cargas mecánicas y tensión, lo que genera modificaciones en las características que constituyen el tejido conectivo que los conforman. [Rosero y Moreno, 2016]

Su estructura se basa en fascículos tendinosos recubiertos por el paratendon una capa de tejido fino. El fascículo tendinoso se compone de pequeñas fibras llamadas endotendones recubiertas por el epitendon. La fibra tendinosa es compuesta por haces de fibras de colágeno tipo I, que proporciona la fuerza para resistir altas tensiones. (Figura 2.5)

#### Tendón de Aquiles.

El tendón de Aquiles (tendón calcáneo) es el tendón más fuerte y grueso del cuerpo y sirve para conectar el tríceps surae (Soleo y las dos cabezas del gastrocnemio) al calcáneo. [M. Benjamin et al, 2009]

El tendón de Aquiles está sometido a las mayores cargas del cuerpo, soporta tensiones muy superiores al peso corporal en la carrera y saltos. Es plano en su unión con las

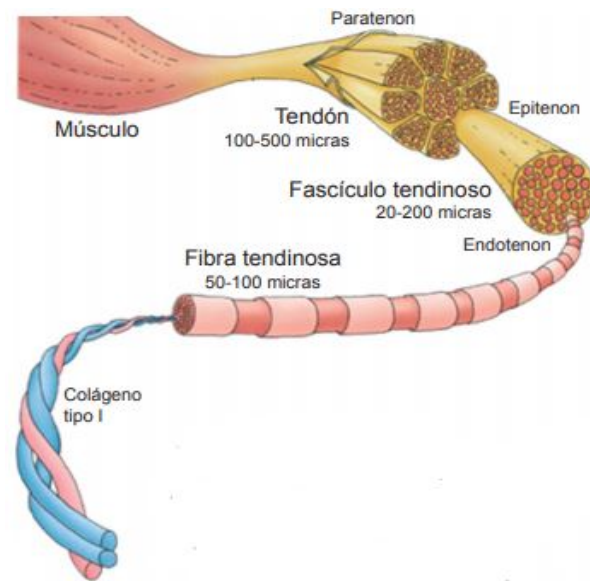


Figura 2.5: Estructura microscópica del tendón.

cabezas de los gemelos y se redondea a mitad superior donde se une con el sóleo para luego volver a aplanarse hasta llegar a insertarse en la mitad de la superficie posterior del hueso calcáneo. (Figura 2.6)



Figura 2.6: Tendón de Aquiles.

## 2.2. Comportamiento mecánico.

En este apartado se explicarán las principales propiedades que hace falta definir para analizar el comportamiento del tejido músculo esquelético. Como ya hemos comentado la contracción muscular en pequeña escala se debe a la superposición de los filamentos de miosina y actina, pero a escala macroscópica la contracción se manifiesta en un cambio de la longitud y de la tensión del músculo.

**Comportamiento elástico.** El tejido muscular tiene un comportamiento anisótropo debido a la orientación de las fibras de colágeno. Presentan grandes deformaciones ante cargas fisiológicas y su comportamiento no lineal es debido al patrón ondulado de las fibras de colágeno presentes en el tejido conectivo.

Como podemos ver en la figura 2.7 hay tres zonas de comportamiento:

- La zona base en la que a pequeños esfuerzos se producen grandes alargamientos y las ondulaciones de las fibras de colágeno se van enderezando en la dirección deseada.
- La zona lineal en la que se comporta elásticamente y se puede hallar la rigidez elástica.
- La zona de rotura, en esta se llega el límite de tensión que aguantan las fibras y se desordenan y rompen.

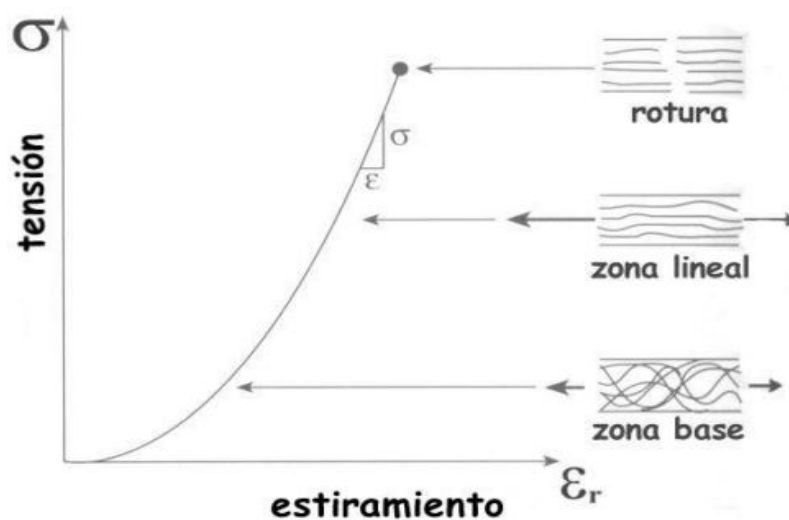


Figura 2.7: Grafica tensión-deformación músculos.

**Comportamiento viscoelástico.** Este comportamiento depende de la velocidad en la aplicación de la carga, por ejemplo, si se aplica una carga rápidamente sufre un mayor esfuerzo que si se aplica lentamente, esto es debido a la interacción entre el colágeno y la matriz de proteoglicanos.

**Tensiones residuales.** Los tejidos musculares tienen un estado tensional propio. Estas tensiones son debidas al crecimiento y remodelación, daño o deformaciones que se desarrollan durante la vida del tejido.

### 2.3. Articulación del tobillo.

El pie, eslabón más distal de la extremidad inferior, sirve para conectar el organismo con el medio que lo rodea, es la base de sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad, gracias a su peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve. [Viladot, 2003]

Los movimientos de esta articulación son diversos (Figura 2.8) pero todos función de los tres movimientos principales:

- La flexoextensión que se hace a través del eje transversal XX.
- Los movimientos de aducción-abducción del pie que se producen en el eje longitudinal de la pierna Y.
- La orientación de la planta, pronación y supinación que se producen en el eje Z.

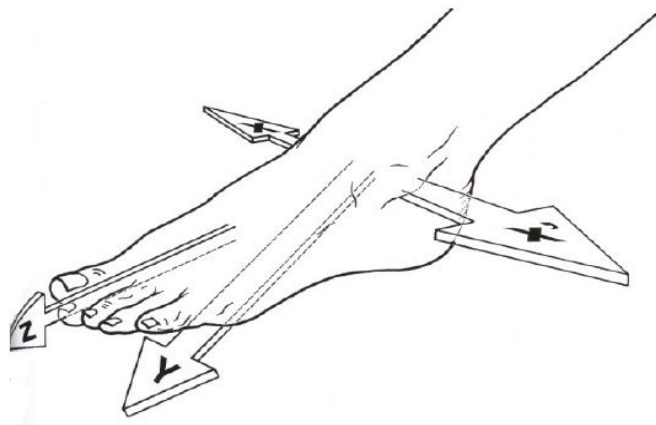


Figura 2.8: Ejes principales del pie. [Kapandji, 1998]

Nosotros nos centraremos en el estudio de la flexo-extensión del pie a través del plano XX. Este movimiento se puede separar en dos, el movimiento de dorsiflexión del pie y la extensión. (Figura 2.9)

La dorsiflexión o flexión dorsal es el movimiento de la articulación que acerca el pie a la pierna, este movimiento disminuye el ángulo entre el pie y la pierna, este rango de movimiento varía según la persona, pero esta alrededor de los 20°.

La flexión plantar es el movimiento de la articulación que aleja el pie de la pierna, aumentando el ángulo entre estos y puede llegar a un ángulo aproximado de 90°.

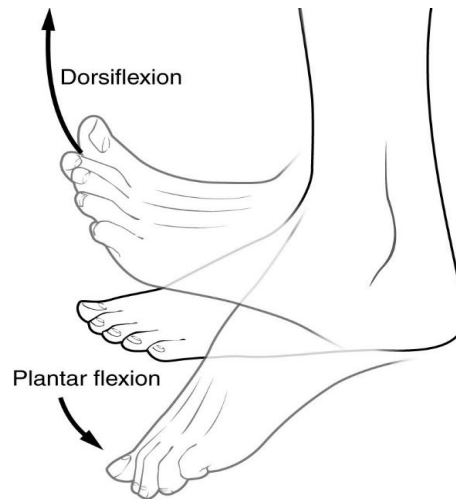


Figura 2.9: Movimientos de flexión plantar.



# Capítulo 3

## Simulación del gastrocnemio y sóleo

El modelo tridimensional que se utiliza en este trabajo se construye desde cero, en este se incluyen los principales músculos y tendón involucrados en la flexo-extensión del pie. En este capítulo explicaremos la formulación utilizada para simular el tejido músculo esquelético y la descripción de todo el proceso de este trabajo, desde la generación de las geometrías a utilizar, hasta los tipos de mallado que hemos usado.

### 3.1. Modelado numérico del tejido músculo esquelético.

En este apartado definiremos la formulación empleada para la simulación de mi modelo tridimensional. La formulación descrita a continuación se desarrolló dentro del grupo de investigación “*Applied Mechanics and Bioengineering*” (AMB) del “*Aragon Institute of Engineering Research*” y CIBER-BBN (Centro de Investigación en Red e Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina). [Hernández-Gascón *et al.*, 2013]

#### 3.1.1. Formulación matemática.

##### Leyes fundamentales de los materiales hiperelásticos.

La respuesta de la deformación activa y pasiva del músculo fue simulada dentro del marco de la mecánica de medios continuos utilizando una metodología basada en la existencia de una función de energía de deformación [Hernandez-Gascon *et al.*, 2013]. Esta función depende de las variables de estado  $\mathbf{F}$  (gradiente de deformación),  $\lambda_a$  (contracción o elongación activa de las fibras musculares) y de los tensores estructurales

$\mathbf{M} = \mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0$  y  $\mathbf{N} = \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0$  que definen la anisotropía del músculo debida a la dirección de las fibras musculares y las fibras de colágeno, respectivamente. La función también depende de  $\mathbf{C}_e$  que representa la deformación elástica de los puentes cruzados.

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{C}_e, \lambda_a, \mathbf{N}, \mathbf{M}). \quad (3.1)$$

$\mathbf{C}_e$  es el tensor de deformación de Cauchy-Green por la derecha que puede obtenerse como  $\mathbf{C}_e = \mathbf{F}_e^T \mathbf{F}_e$ .  $\mathbf{F}_e$  es el tensor gradiente de deformación elástica que surge de la descomposición multiplicativa de  $\mathbf{F} = \mathbf{F}_e \mathbf{F}_a$  en una parte pasiva ( $\mathbf{F}_e$ ) y activa ( $\mathbf{F}_a$ ). A su vez,  $\mathbf{F}_a$  dada la incompresibilidad del tejido puede escribirse como:

$$\mathbf{F}_a = \begin{bmatrix} \lambda_a & & \\ & \frac{1}{\lambda_a} & \\ & & \frac{1}{\lambda_a} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

La función de energía de deformación está separada en dos partes, el cambio de volumen y la conservación de volumen, para contemplar la restricción de cuasi incompresibilidad. Además, la parte desviadora está también dividida en la contribución pasiva, debida al colágeno y la elastina,  $\bar{\Psi}_p$ , y la contribución activa asociada a las fibras musculares,  $\bar{\Psi}_a$ . Así que la función de energía de deformación total  $\Psi$  puede expresarse como:

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}_p(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{N}) + \bar{\Psi}_a(\bar{\mathbf{C}}_e, \bar{\lambda}_a, \mathbf{M}). \quad (3.3)$$

De acuerdo a [Hernandez-Gascon *et al.*, 2013] la ecuación 3.3 puede ser particularizada para el músculo esquelético y formulada como:

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}_p(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4) + f_{\lambda} f_V f_{train} \bar{\Psi}'_a(\bar{J}_4). \quad (3.4)$$

La función de energía de deformación pasiva,  $\bar{\Psi}_p$ , se define como función de los invariantes:

$$\bar{I}_1 = tr \bar{\mathbf{C}}, \quad \bar{I}_2 = \frac{1}{2}((tr \bar{\mathbf{C}})^2 - tr \bar{\mathbf{C}}^2), \quad \bar{I}_4 = \mathbf{n}_0 \cdot \bar{\mathbf{C}} \mathbf{n}_0 = \bar{\lambda}^2, \quad (3.5)$$

donde  $\bar{I}_1$  e  $\bar{I}_2$  son el primer y segundo invariante del tensor simétrico modificado de Cauchy-Green  $\bar{\mathbf{C}}$ , e  $\bar{I}_4$  es el pseudoinvariante relaciona con la anisotropía de la respuesta



pasiva (fibras de colágeno). De acuerdo con la función energía de deformación propuesta por [Calvo *et al.*, 2014], la respuesta pasiva  $\bar{\Psi}_p$ , puede formularse como:

$$\bar{\Psi}_p = c_1(\bar{I}_1 - 3) + \frac{c_3}{c_4}(\exp^{c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{40})} - c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{40}) - 1) \quad (3.6)$$

La energía de deformación asociada con la respuesta activa y en consecuencia con la interacción entre la actina y la miosina, es expresada como el producto de una serie de funciones que escalan la tensión isométrica máxima capaz de ser generada por el músculo. La contribución activa de la función energía de deformación  $\bar{\Psi}'_a$  esta expresada en términos del pseudoinvariante asociado a  $\bar{\mathbf{C}}_e$  y la dirección  $\mathbf{m}_0$  [Hernandez-Gascon *et al.*, 2013]:

$$\bar{\Psi}'_a = \frac{1}{2}P_0(\bar{J}_4 - 1)^2 \quad \bar{J}_4 = \mathbf{m}_0 \cdot \bar{\mathbf{C}}_e \mathbf{m}_0 = \bar{\lambda}_e^2. \quad (3.7)$$

Donde  $P_0$  es un factor proporcional relacionado con la tensión activa máxima debida a la contracción muscular [Hernandez-Gascon *et al.*, 2013]. La influencia de la superposición de filamento en la respuesta activa del musculo  $f_\lambda$  es formulada en términos de la elongación de las fibras musculares:

$$f_\lambda = \exp \frac{-(\bar{\lambda}_a - \lambda_{opt})^2}{2\xi^2} \quad (3.8)$$

Aquí  $\bar{\lambda}_a$  representa la parte desviadora de la elongación de las fibras musculares.  $\lambda_{opt}$  define el estiramiento de la fibra en el que la superposición de filamentos es óptima para la generación de la fuerza y  $\xi$  ajusta la amplitud horizontal de la función.  $f_V$  es expresada como:

$$f_V = 1 - \exp \frac{a-V}{d} \quad (3.9)$$

Donde  $V$  es la amplitud del voltaje del estímulo eléctrico,  $a$  es el valor del voltaje donde no se obtiene respuesta de la fuerza y  $d$  controla la curvatura de la función. La  $f_{train}$  es la relación:

$$f_{train} = (1 - r e^{-fr \cdot c}) \sum_{i=1}^n P \frac{t - t_{stim}(i)}{T_c} e^{(1 - \frac{t - t_{stim}(i)}{T_c})} \quad (3.10)$$

Donde  $r$  y  $c$  regulan la curvatura de la pendiente inicial y final de la relación fuerza frecuencia.  $n$  es el número de pulsos de estimulación,  $P$  y  $T_c$  son los parámetros que definen la amplitud y tiempo de contracción aparente de todo el músculo, respectivamente, y  $t_{stim}(i)$  es el intervalo de tiempo entre los estímulos  $(i-1)$  e  $i$ .

De acuerdo a [Hernandez-Gascon *et al.*, 2013] una relación constitutiva debe satisfacerse para obtener la evolución de  $\dot{\bar{\lambda}}_a$ :

$$P_a - \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\lambda}_a} + \left( 2\bar{\mathbf{C}}_e \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\mathbf{C}}_e} \bar{\mathbf{F}}_a^{-T} \right) : \frac{\partial \bar{\mathbf{F}}_a}{\partial \bar{\lambda}_a} = C \dot{\bar{\lambda}}_a \quad (3.11)$$

En esta relación, una nueva forma de la tensión activa  $P_a$  es propuesta en este trabajo:

$$P_a = P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}} f(\dot{\bar{\lambda}}_a) \quad (3.12)$$

Esta expresión tiene en cuenta la dependencia de la fuerza activa con respecto de la velocidad de contracción. Así que,  $f(\dot{\bar{\lambda}}_a)$  tendrá que ser:

$$f(\dot{\bar{\lambda}}_a) = \frac{1}{\nu} \dot{\bar{\lambda}}_a + 1 \quad (3.13)$$

Donde  $\nu$  representa el valor absoluto de la máxima velocidad concéntrica de la velocidad de contracción. Un nuevo parámetro  $C$  se define:

$$C = \left( \frac{1}{v_0} (P - P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}}) \right)^2 \quad (3.14)$$

Donde  $P$  es la tensión total en la fibra muscular. Sustituyendo las ecuaciones (3.12) and (3.14) en la ecuación (3.11), llegamos a la expresión para  $\dot{\bar{\lambda}}_a$ :

$$\dot{\bar{\lambda}}_a = \frac{P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}} - \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\lambda}_a} + \left( 2\bar{\mathbf{C}}_e \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\mathbf{C}}_e} \bar{\mathbf{F}}_a^{-T} \right) : \frac{\partial \bar{\mathbf{F}}_a}{\partial \bar{\lambda}_a}}{\left( \frac{1}{v_0} (P - P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}}) \right)^2 - \frac{1}{\nu} P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{\text{train}}} \quad (3.15)$$

## 3.2. Modelado de geometrías.

En este apartado describiremos cómo hemos conseguido la reconstrucción de las geometrías de los músculos y tendón interviniente en la flexión plantar del pie. Para hacer esta construcción hemos utilizado geometrías tridimensionales extraídas de la base de datos de “*LifeScienebp*” [Mitsubishi *et al.*, 2009].

Para la obtención del modelo deseado hemos descargado el archivo en formato *\*.obj* y con el programa comercial “*Rhinoceros3D*” modificábamos los puntos problemáticos de la geometría y suavizábamos la malla para así poder exportarla como archivo *\*.igs* y poder trabajar sobre ella en el programa “*Abaqus*”.

Es importante decir que todas las partes de este modelo son de la pierna derecha, para poder crear el modelo de ésta.

### 3.2.1. Gastrocnemio.

El gastrocnemio fue el primer músculo por el que empezamos la reconstrucción del volumen, como ya comentamos este músculo tiene dos cabezas, la lateral y la medial, por lo tanto, lo trataremos como dos músculos diferentes.

Primero descargamos ambas geometrías en *\*.obj* y con “*Rhinoceros3D*” corregimos los errores y la exportamos a *\*.igs*, esto hace que la geometría ya no esté compuesta por triángulos y podamos mallar en “*Abaqus*” la geometría de la manera que queramos.

La cabeza lateral del gastrocnemio no dio problemas al hacer esta conversión en cambio la cabeza medial tuvimos que retocar la parte superior. (Figura 3.1)

### 3.2.2. Sóleo.

Para el sóleo seguimos con el mismo procedimiento, cogemos el archivo *\*.obj* y lo remodelamos y exportamos a *\*.igs*. Esta geometría no dio problemas, pero al unirla al conjunto en el programa “*Abaqus*” tuvimos que recortar un poco la parte inferior para que no se superpusieran las mallas generadas y la unión con el tendón de Aquiles fuera correcta. (Figura 3.2)

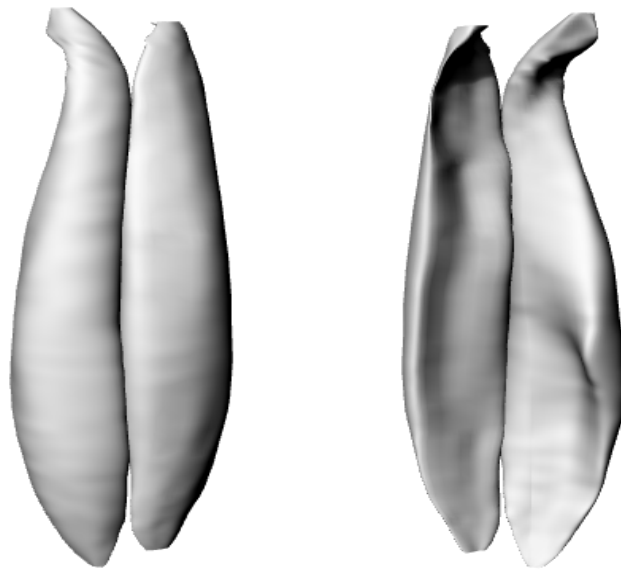


Figura 3.1: Geometría del gastrocnemio.

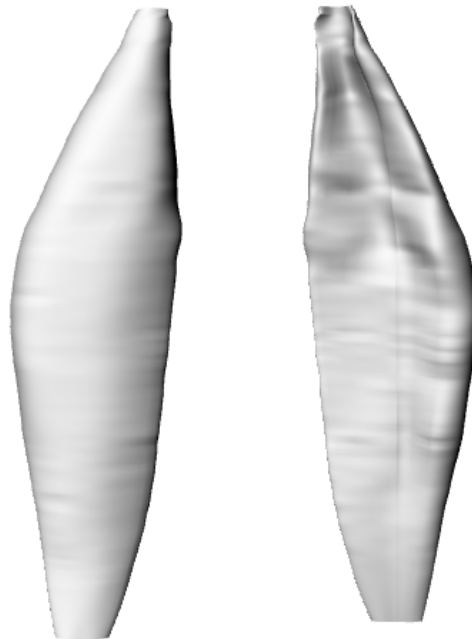


Figura 3.2: Geometría del sóleo.

### 3.2.3. Tendón de Aquiles.

Por ultimo reconstruimos la geometría del tendón de Aquiles, esta fue una de las geometrías que dio más problemas debido a que su arquitectura es más compleja en la parte superior, media e inferior.

En la parte superior tuvimos que crear un volumen sólido sin los huecos de unión de las cabezas del gastrocnemio y luego restarle los volúmenes creados anteriormente, así obtenemos esa forma de tridente que tiene el tendón. En la parte media tuvimos que aproximar a un volumen liso sin el pico que sale por delante del soleo y en la parte inferior recortamos un poco el volumen para que no se superponga con el calcáneo. (Figura 3.3)



Figura 3.3: Geometría del tendón calcáneo.

En la figura 3.4 podemos ver todo el conjunto de músculos y tendones que hemos creado en su posición real, como podemos observar el modelo ya se parece a la parte posterior baja de la pierna, ahora queda importar estos modelos en “*Abaqus*” y empezar a poner las interacciones y condiciones de contorno para que se comporte como el conjunto real.

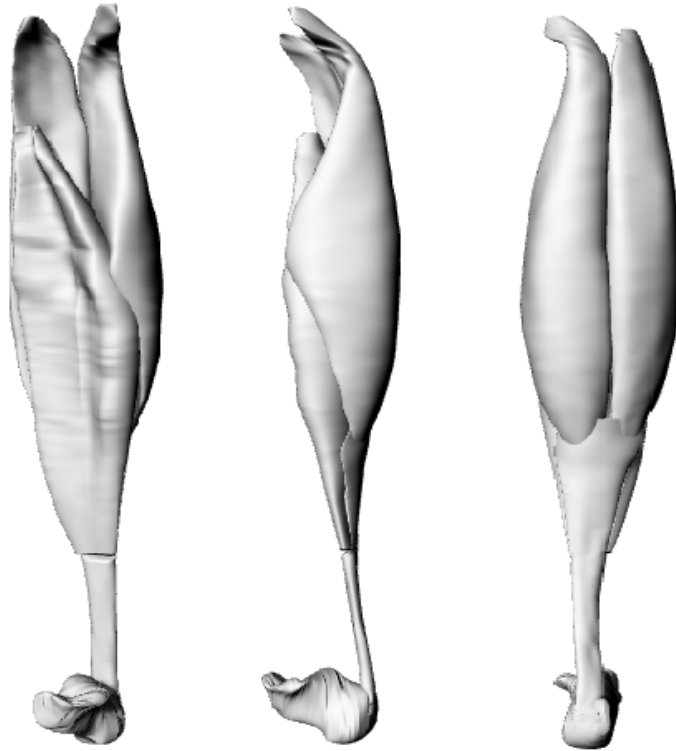


Figura 3.4: Geometría del conjunto.

### 3.3. Interacción entre los músculos y condiciones de contorno.

Una de los aspectos más importantes para analizar el comportamiento de los músculos y que el modelo funcione como deseamos es la interacción entre las geometrías y las condiciones de contorno que hemos impuesto.

En este modelo plantearemos que las dos cabezas del gastrocnemio y el sóleo están unidos al tendón de Aquiles y que no hay interacción entre los músculos. Para realizar esta conexión en el programa “*Abaqus*” lo que haremos es ponerle una condición “Constraint” de tipo “Tie” como si estas regiones estuvieran atadas, esto lo hacemos cogiendo diferentes regiones de nodos en la zona cercana de cada geometría e imponiendo esta conexión.

En total necesitamos seis regiones de nodos para unir el modelo, tres de estas regiones estarán en el tendón calcáneo y las otras estarán en la parte de contacto entre el músculo deseado y el tendón. (Figura 3.5)

Como ya hemos explicado en el capítulo 1 las cabezas de los gemelos se insertan en la

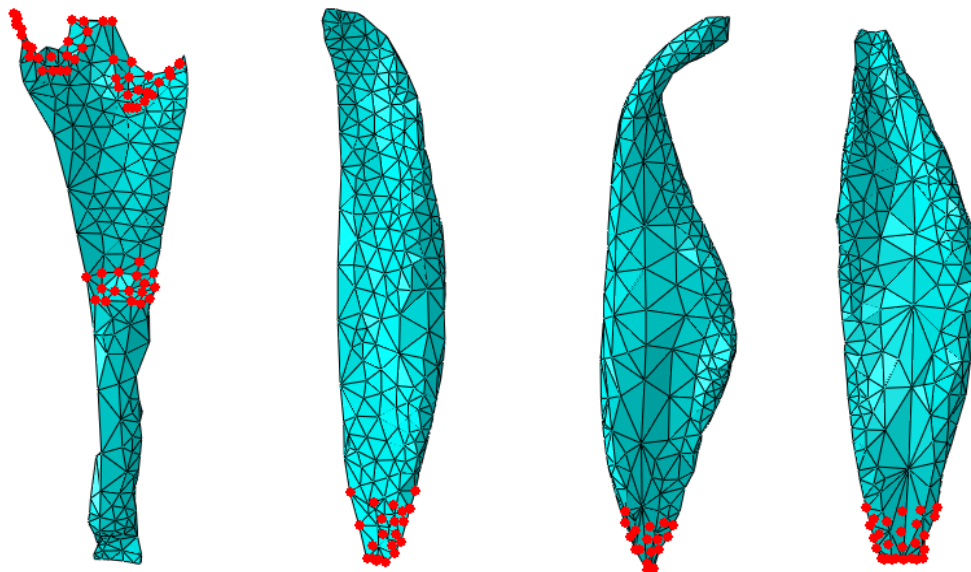


Figura 3.5: Regiones de nodos en los diferentes músculos.

parte superior del tendón de Aquiles como hemos hecho y podemos ver en la figura 3.6 y el sóleo se une al tendón calcáneo aproximadamente en su mitad longitudinal.

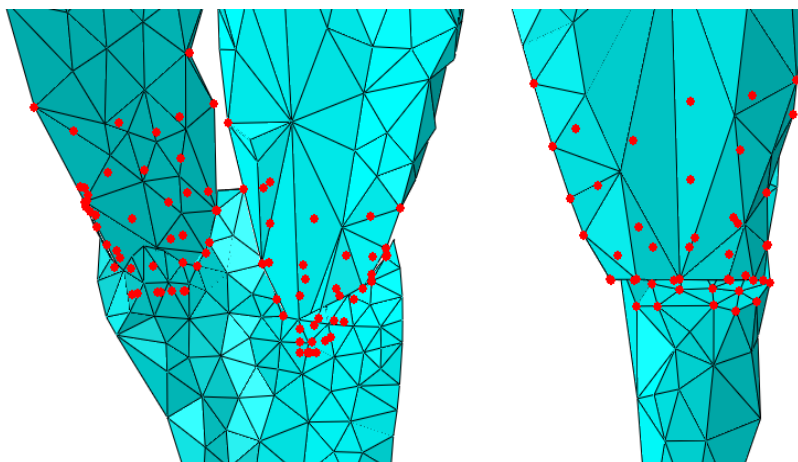


Figura 3.6: Unión del gastrocnemio con el tendón de Aquiles (izquierda) y unión del sóleo con el tendón de Aquiles (derecha).

Las condiciones de contorno que impondremos en el modelo son que en los extremos superiores de las cabezas del gastrocnemio y en el soleo, el movimiento debe ser nulo, ya que en la flexión plantar solo interviene el giro del pie.

Estas condiciones de contorno las conseguiremos hacer con el comando “Boundary conditions” de “Abaqus” y el tipo “Encastre” que sería como una unión empotrada. Las impondremos en las “tapas” superiores de los músculos. (Figura 3.7)

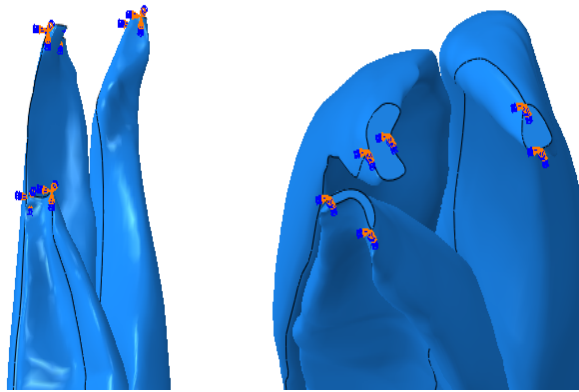


Figura 3.7: Condiciones de contorno del modelo.

Después de incluir estas interacciones y condiciones de contorno fuimos probando a imponer pequeños desplazamientos al tendón de Aquiles para comprobar que estas uniones se comportaban de la manera deseada. Este proceso fue de menos a más, primero empezamos uniendo cada parte por separado y comprobando que funcionaba probando distintas regiones de nodos. Cuando tuvimos cada parte con el comportamiento deseado empezamos a ensamblar el conjunto y ver si respondía bien a un pequeño desplazamiento. Todas estas pruebas se hicieron con un material elástico lineal.



### 3.4. Orientación de fibras musculares.

Después de tener el conjunto funcionando perfectamente con un material elástico lineal tenemos que implementar el tejido músculo esquelético definido matemáticamente en el apartado 3.1 de este trabajo.

Este tejido lo podremos implementar gracias a una subrutina de usuario en lenguaje FORTRAN que leerá “*Abaqus*” cuando realice los cálculos, pero para que esta subrutina funcione se tiene que obtener la dirección de las fibras musculares de los músculos y de las fibras de colágeno en el tendón. La densidad y dirección de las fibras musculares es de vital importancia para reproducir el comportamiento real de los músculos, como explicamos en el capítulo 2, las dos cabezas del gastrocnemio y el sóleo son bipenados y unipenado, respectivamente.

Para intentar reproducir la orientación de las fibras musculares primero intentamos coger regiones de nodos donde se ubican las aponeurosis y haciendo un análisis térmico, poniendo una temperatura mayor a una de las regiones y luego una menor en la otra parte. La orientación del vector flujo de calor la identificamos con la dirección de la fibra muscular en cada punto de integración del elemento, pero en las regiones de aponeurosis estas direcciones no se distribuían de manera lógica y no se podían usar estas direcciones. (Figura 3.8)

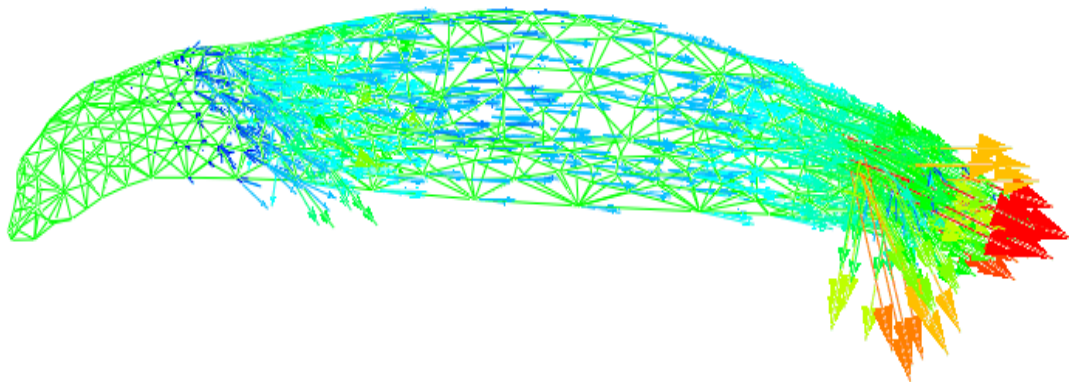


Figura 3.8: Orientación de fibras por análisis térmico.

Después de diferentes intentos de corregir este fenómeno de irregularidad en las direcciones decidimos aproximar la dirección de las fibras a que sigan la curvatura del

músculo, para esto hicimos el mismo análisis térmico, pero cogiendo cada extremo del músculo y aplicando a cada uno una temperatura diferente. Una vez visto en “*Abaqus*” que estas direcciones eran correctas usamos el programa “*Matlab*” para sacar estas direcciones en archivos *\*inp* y poder usarlas en la subrutina.

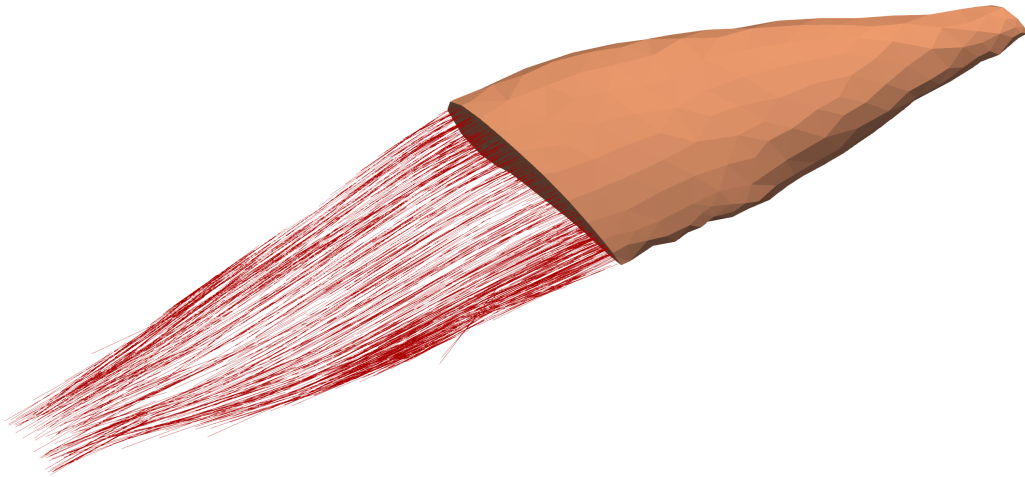


Figura 3.9: Orientación de fibras musculares en el sóleo con el mallado 2.

Esto tuvimos que hacerlo en cada músculo y en cada mallado, en la figura 3.9 podemos ver cómo quedaron estas direcciones del conjunto para cada tipo de mallado y en el Anexo A tenemos la comparativa de densidad de fibras musculares en cada músculo.



Figura 3.10: Orientación de fibras musculares en el conjunto con los tres tipos de mallado.

Como podemos observar la densidad de fibras musculares se va incrementando de manera proporcional al número de elementos de cada volumen. (Figura 3.10)

### 3.5. Tipos de mallado.

Para completar el modelo y comparar los resultados haremos tres tipos de mallado diferentes el primero con aproximadamente 5000 elementos en el conjunto, el segundo con el doble de este primer mallado y el tercero con el cuádruple de elementos como podemos ver en la tabla 3.1. El tipo de elemento utilizados son tetraedros C3D4 con el orden de geometría lineal.

Esto afectará a la densidad de fibras musculares que tiene cada modelo, ya que el número de las fibras corresponde con el número de elementos que hay en la malla por el análisis térmico que saca cada dirección de esta. En la figura 3.11 podemos ver los tres conjuntos cada uno con su mallado, y en el anexo A podemos ver los tres tipos de mallado en cada músculo y tendón.

Tipo de mallado	Elementos
Mallado grueso	5087
Mallado intermedio	10646
Mallado fino	20087

Tabla 3.1: Elementos del conjunto según los tres tipos de mallado.

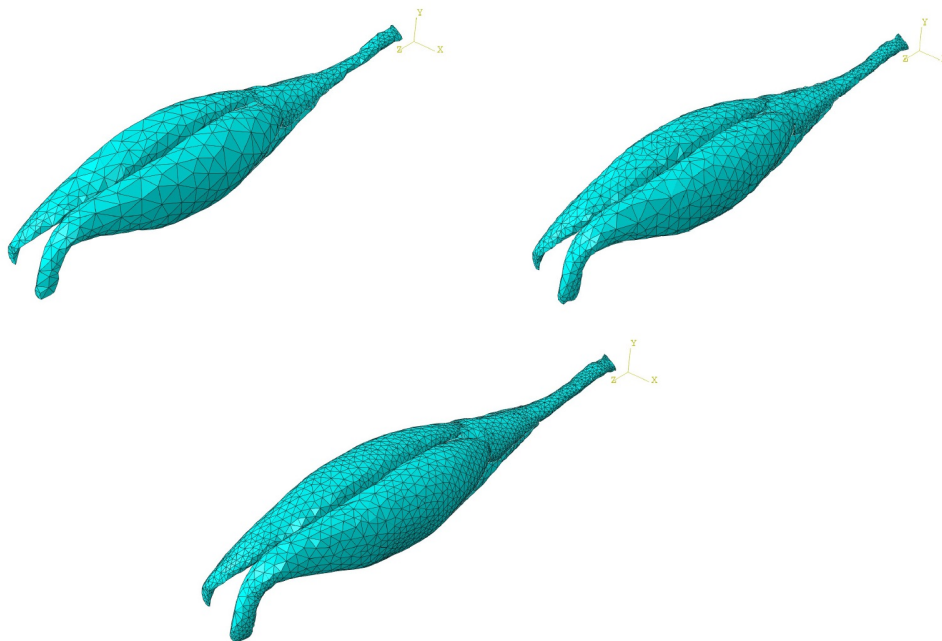


Figura 3.11: Tipos de mallado.



# Capítulo 4

## Resultados

Las simulaciones de este trabajo se hacen gracias a la subrutina de FORTRAN ya mencionada que hace que los diferentes músculos del conjunto produzcan su activación en un período de tiempo.

Este período de tiempo en el que hemos hecho la simulación es de 0,7 s, pero el tiempo en el que se da la activación es de 0,6 s. Como podemos observar en la figura 4.1 en los primeros 0,05 s la función de activación crece hasta el valor 1, se mantiene en este valor desde 0,05 hasta 0,45 aproximadamente y a partir de ahí se produce la relajación muscular que empieza bajando lentamente para luego, a partir de los 0,5 s baja rápidamente hasta llegar a 0,6 s. El tendón de Aquiles no tiene activación y se comporta de forma pasiva mientras se produce la contracción y relajación de los músculos.

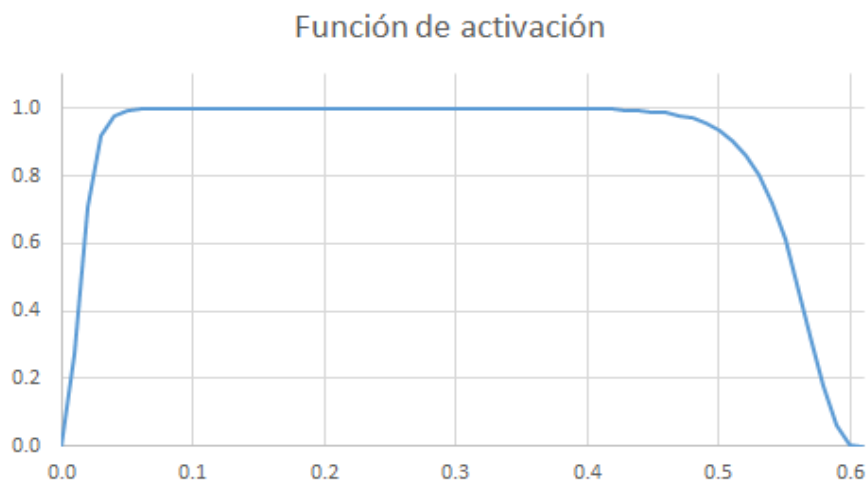


Figura 4.1: Grafica de la función de activación en nuestro modelo.

Los resultados que se presentan en este trabajo, obtenidos para diferentes mallados, son el alargamiento o acortamiento,  $\lambda$ , la tensión principal,  $\sigma$  y el desplazamiento en el eje Z del extremo del tendón de Aquiles.

En el programa “*abaqus*” las variables que sacaremos son:

- Alargamiento o acortamiento “**SDV1**”
- Tensión principal: “**S Max. Principal**”
- Desplazamiento en el eje Z del extremo del tendón de Aquiles: “**U3**”

El alargamiento o contracción,  $\lambda$ , lo definimos como la deformación en la dirección perpendicular a la fibra muscular, siendo esto el cociente entre la longitud final de la fibra muscular y su longitud inicial en cada instante de tiempo. Si  $\lambda$  es mayor que 1 las fibras se estarán estirando y si  $\lambda$  es menor que 1 las fibras se estarán acortando.

$$\lambda = \frac{\mathbf{L}_{final}}{\mathbf{L}_{inicial}} \quad (4.1)$$

Como hemos visto en la figura 4.1 la función de activación pasa por diferentes estados, para hacer un análisis óptimo representaremos los resultados en el instante de tiempo 0,4 que se da la máxima contracción, para el alargamiento,  $\lambda$  y para la tensión principal,  $\sigma_{max}$ .

Para el desplazamiento en el extremo inferior del tendón de Aquiles representaremos en una gráfica la evolución a través del tiempo, ya que es más interesante ver esta evolución.

En la figura 4.2 podemos ver la evaluación de la contracción del modelo frente al tiempo, se puede observar que, como ya comentamos, los músculos son los únicos que se contraen y el tendón se comporta de manera pasiva. Además, se comprueba que alrededor de los 0,4 s se da la máxima contracción y que en el instante de tiempo 0,6 s la contracción ha desaparecido completamente.

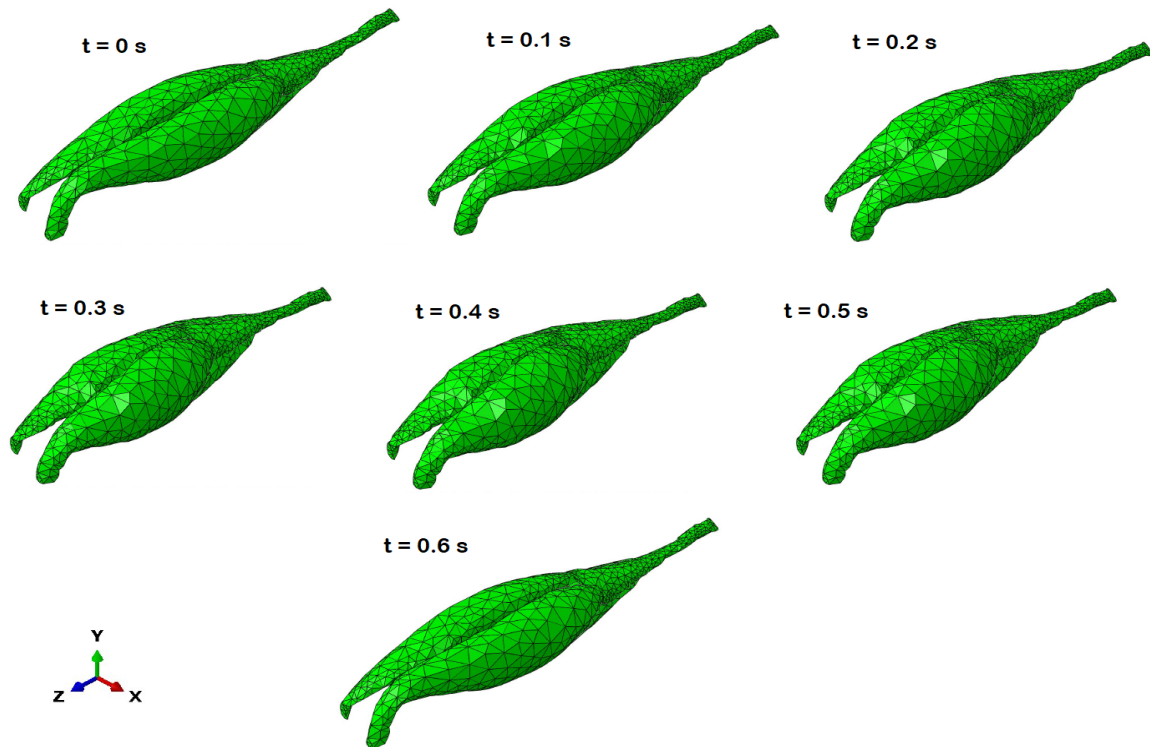


Figura 4.2: Conjunto en diferentes instantes de tiempo para el mallado grueso.

## 4.1. Malla gruesa.

Aquí se presentan los resultados del mallado grueso que cuenta con 5087 elementos en su conjunto. En este modelo, el periodo de tiempo de simulación son 0.7 s y el incremento de tiempo para que converjan los resultados es 0,0025, ya que, con un incremento de 0,01, que era con el que hicimos las pruebas de unión, el análisis no podía completarse. El tiempo de cálculo para esta malla fue de 1'37", un cálculo muy rapido como podemos ver.

La figura 4.3 muestra el alargamiento o contracción en el instante de tiempo 0,4 segundos con el mallado grueso, como podemos observar el alargamiento máximo, que se da en la condicion de contorno del sóleo, ( $\lambda_{max}$ ) es de 1,187, esto quiere decir que la fibra se alarga 1,187 veces la longitud inicial y la contracción máxima, que se da en la parte superior de la cabeza media del gastrocnemio, ( $\lambda_{min}$ ) es de 0,6788, ósea que la fibra se acorta hasta una longitud de 0,6788 veces la longitud inicial. Además, se puede apreciar que esta contracción y alargamiento solo actúa en los músculos.

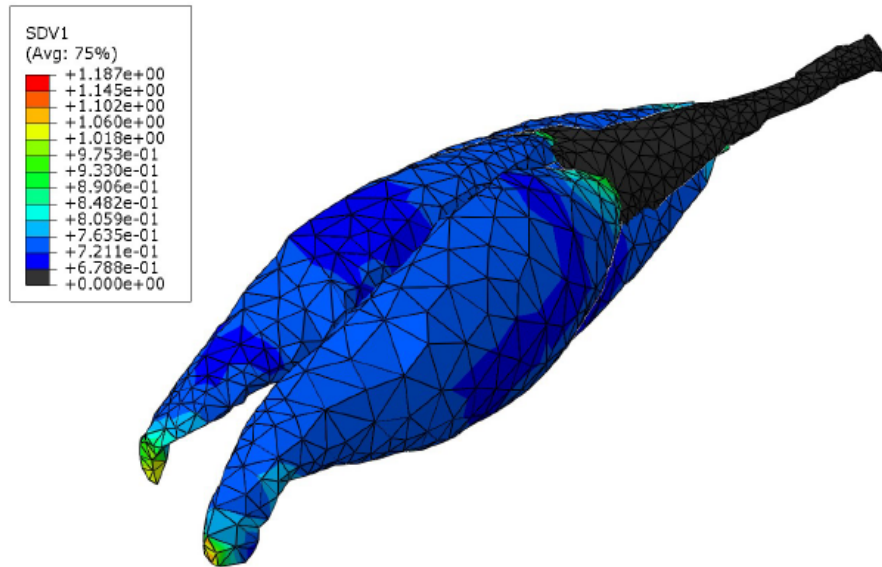


Figura 4.3:  $\lambda$  en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado grueso.

La figura 4.4 muestra la tensión máxima principal que tiene el modelo, la tensión máxima con este tipo de mallado es de 12,01 MPa que se da en las uniones de los músculos con el tendón.

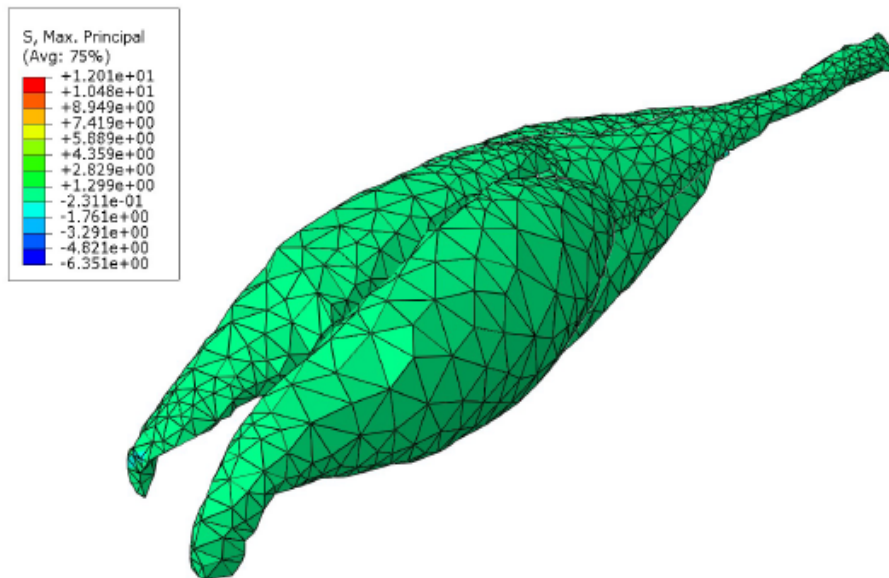


Figura 4.4:  $\sigma_{max}$  en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado grueso.

Por último, en este tipo de mallado hemos analizado el desplazamiento en el eje Z frente al tiempo. En la gráfica de la figura 4.6 se ve cómo se va desplazando el extremo del tendón de Aquiles. Se observa que llega al máximo de desplazamiento en 0,4 s y se mantiene hasta 0,5 s, para luego volver a su posición inicial. Además, en la figura 4.5



podemos ver el desplazamiento en el instante 0,4 s de todo el conjunto.

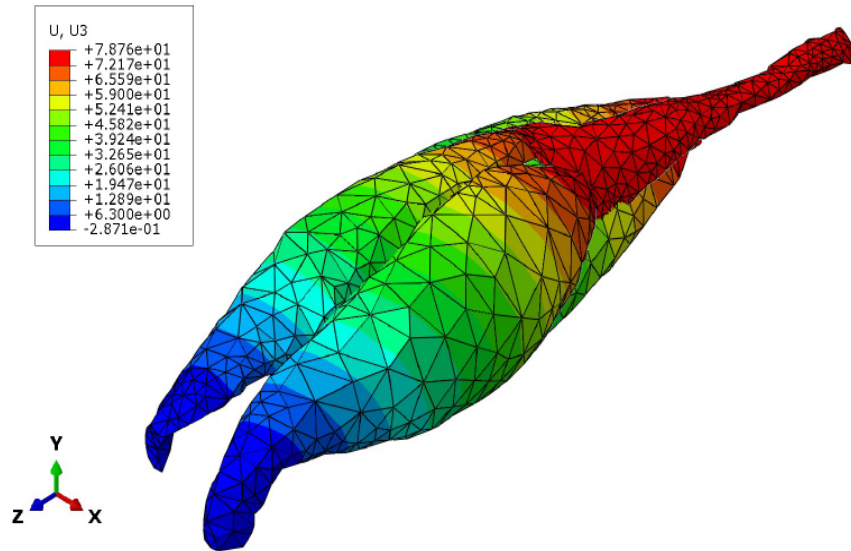


Figura 4.5: Desplazamiento en el eje Z, U3, en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado grueso.

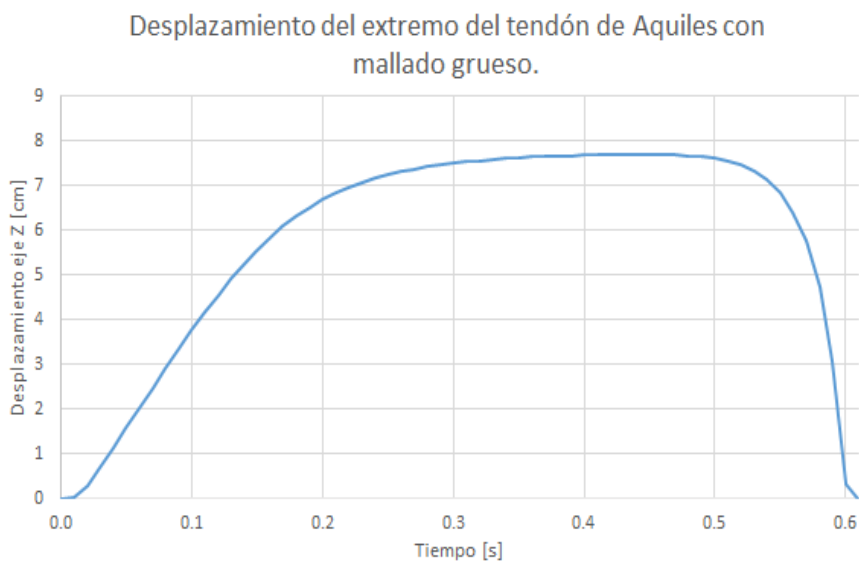


Figura 4.6: Evolución temporal del desplazamiento del extremo del tendón en el eje Z para el mallado grueso.

## 4.2. Malla intermedia.

Ahora se presentan los resultados para el mallado intermedio que cuenta con 10.646 elementos, el periodo de tiempo de análisis también es de 0,7 s y el incremento de

tiempo usado para que finalizara el cálculo correctamente es de 0,0025 s. El tiempo de calculo para este mallado fue de 7'36".

La figura 4.7 representa el parámetro  $\lambda$  en el instante de tiempo 0,4 s.  $\lambda_{max}$ , que se da en la condición de contorno del sóleo igual que en la anterior malla, es 1,26, por lo tanto, las fibras se alargan un máximo de 1.26 veces la longitud inicial y  $\lambda_{min}$ , que se da en la parte superior de la cabeza lateral del gastrocnemio, es 0,7066 por lo que las fibras tienen una longitud de 0,7066 veces la longitud inicial en este instante.

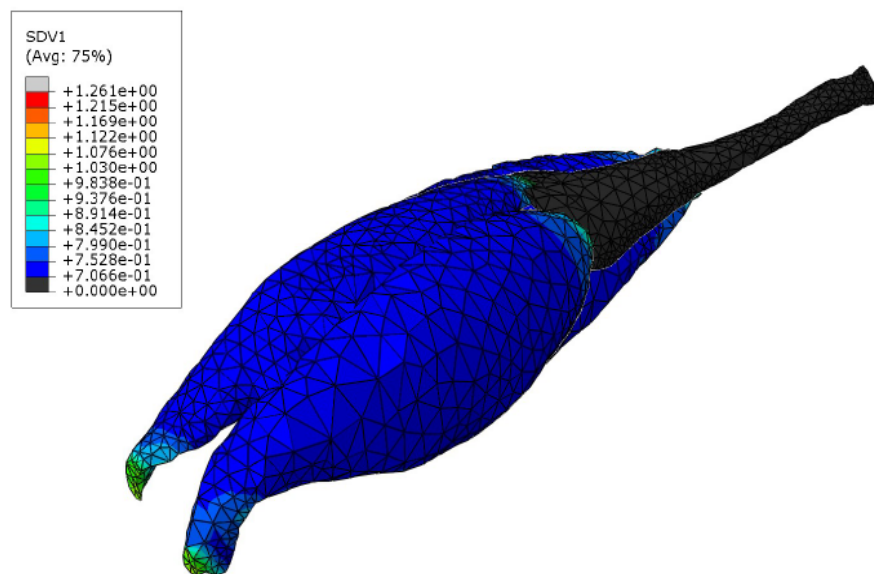


Figura 4.7:  $\lambda$  en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado intermedio.

La tensión máxima en este mallado es de 6,195 MPa y también se da en la unión entre el tendón y los músculos. (Figura 4.8)

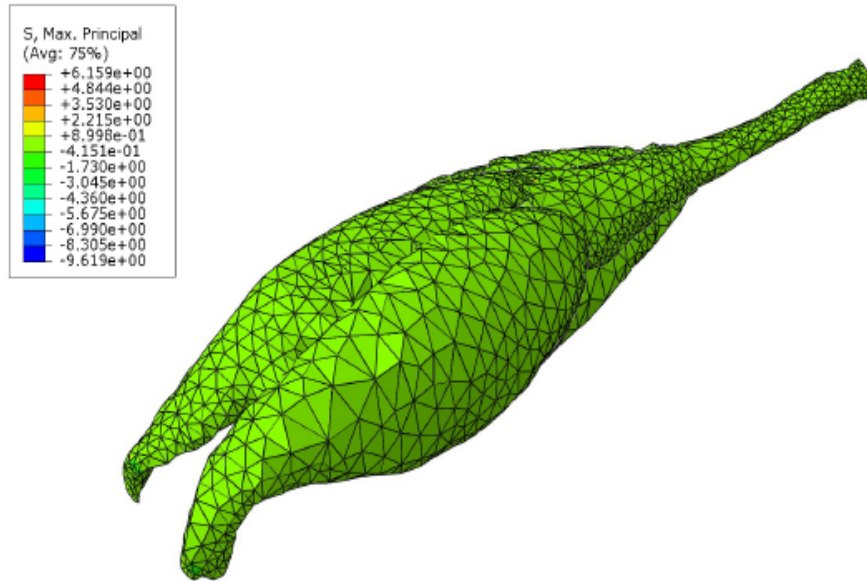


Figura 4.8:  $\sigma_{max}$  en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado intermedio.

En la figura 4.9 podemos ver el desplazamiento en el eje Z del conjunto, como vemos el máximo se da en el tendón y coincide con el máximo de la gráfica del desplazamiento frente al tiempo (figura 4.10), esta grafica responde correctamente a la función de activación, contrayéndose al principio, luego manteniéndose en la máxima contracción y por ultimo relajando el músculo.

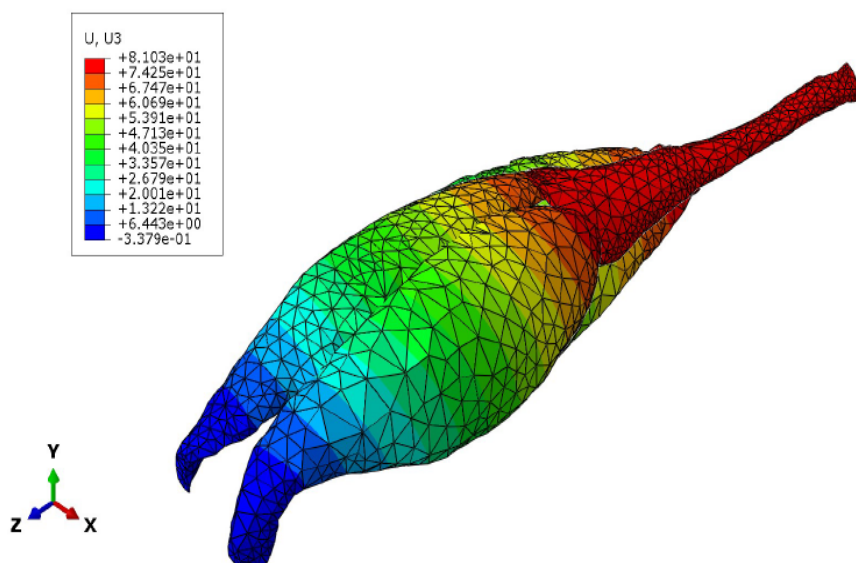


Figura 4.9: Desplazamiento en el eje Z, U3, en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado intermedio.

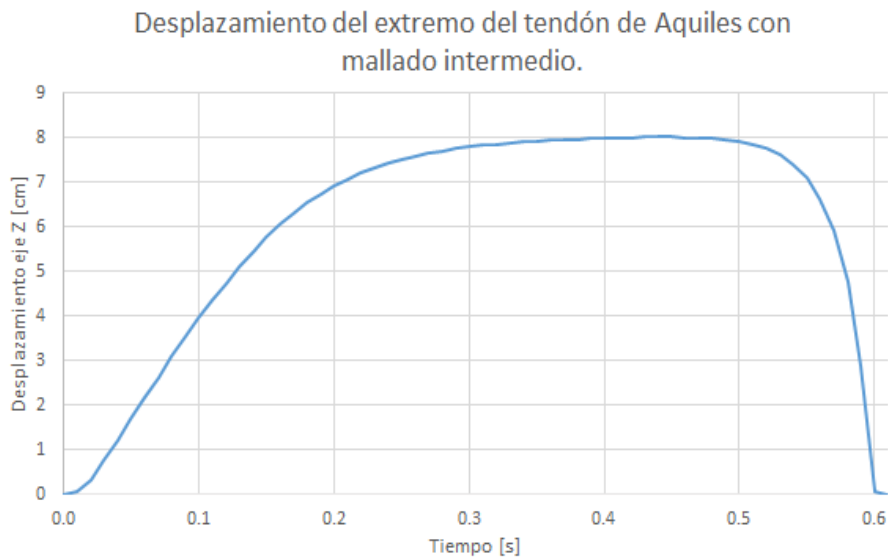


Figura 4.10: Evolución temporal del desplazamiento del extremo del tendón en el eje Z para el mallado intermedio.

### 4.3. Malla fina.

Por último en este capítulo se presentan los resultados del mallado fino que tiene 20.087 elementos. Este modelo también tiene un periodo de tiempo de 0,7 s, pero el incremento de tiempo para que los resultados converjan lo tuvimos que bajar a 0,001 s y así pudo finalizar el cálculo. El tiempo de cálculo en este último mallado fue de 16'38".

La figura 4.11 representa la contracción y elongación en el instante de tiempo 0,4 s,  $\lambda_{max}$ , que se da nuevamente en el empotramiento del sóleo, es de 1,129 y  $\lambda_{min}$ , que esta vez se da en la parte inferior de la cabeza lateral del gastrocnemio, es de 0,703, esto quiere decir que la fibra se alarga hasta 1,129 veces su longitud inicial y que se contrae hasta el 70,3% de su longitud inicial.

La tensión principal máxima es parecida al caso anterior y tiene un máximo de 6,384 MPa. (Figura 4.12)

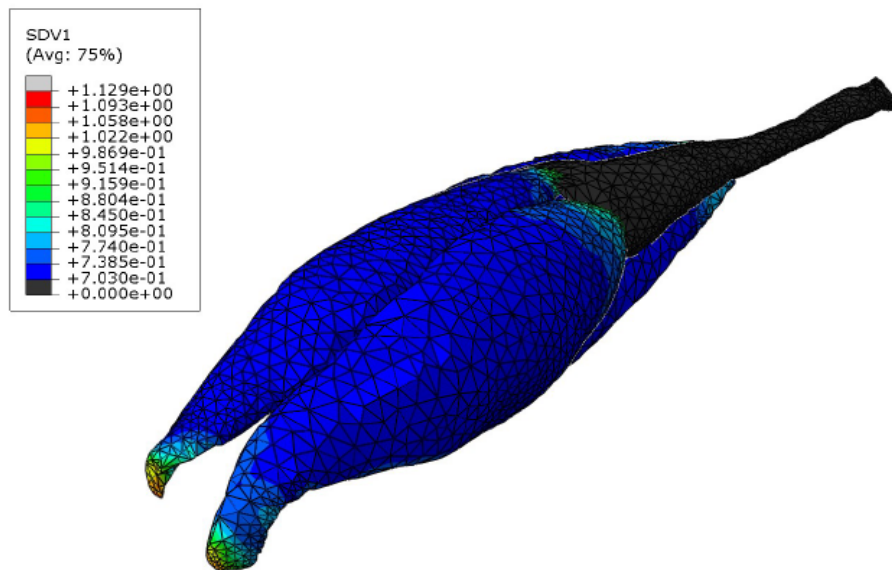


Figura 4.11:  $\lambda$  en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado fino.

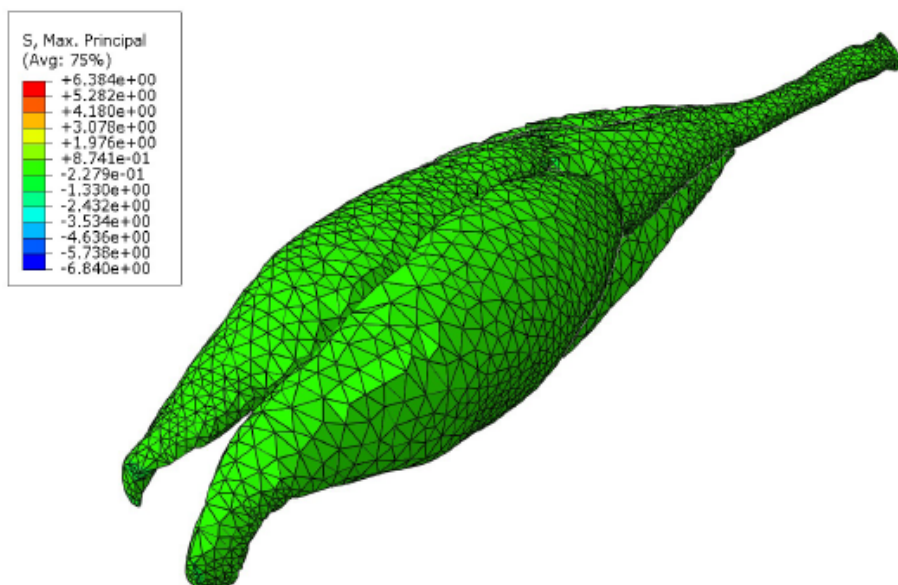


Figura 4.12:  $\sigma_{max}$  en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado fino.

El desplazamiento en el instante de tiempo 0,4 s tiene el máximo en el tendón de Aquiles y en los extremos que están unidos a éste, que es de 8,02 cm (figura 4.13). La grafica que podemos ver (figura 4.14) presenta el desplazamiento en el extremo del tendón en el eje Z frente al tiempo.

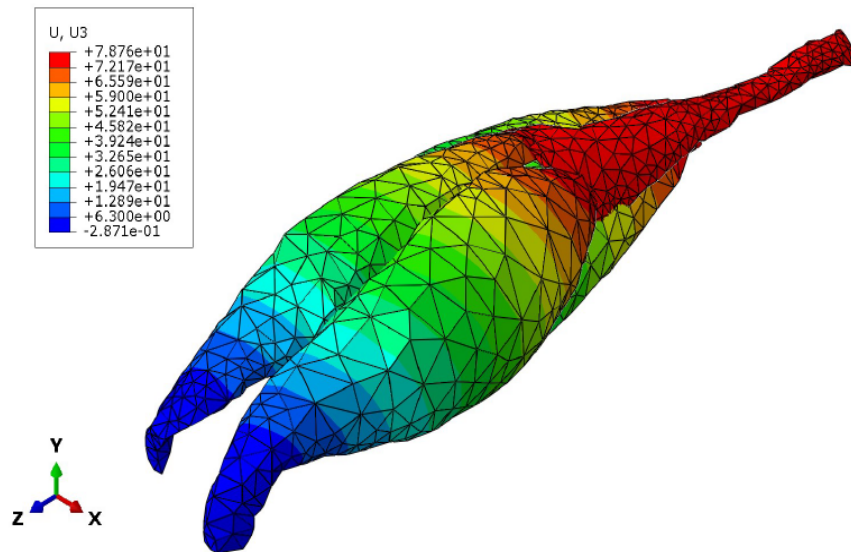


Figura 4.13: Desplazamiento en el eje Z, U3, en el instante de tiempo 0,4 s para el mallado fino.

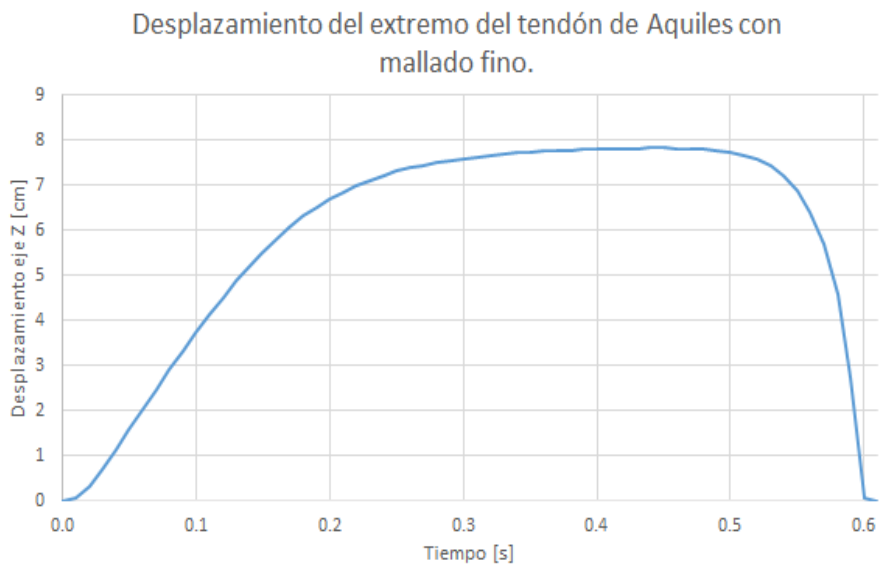


Figura 4.14: Evolución temporal del desplazamiento del extremo del tendón en el eje Z para el mallado fino.

# Capítulo 5

## Conclusiones

En este Trabajo Fin de Grado se ha desarrollado un modelo computacional que simula el comportamiento de los músculos gastrocnemio y sóleo unidos al tendón de Aquiles, que actúa como elemento pasivo, basado en la formulación de la función de activación del tejido músculo esquelético. [Hernández-Gascón *et al.*, 2013]

### 5.1. Conclusiones.

Aquí se recogen las conclusiones más importantes que se pueden sacar del desarrollo de este Trabajo Fin de Grado que han permitido cubrir los objetivos propuestos:

- \* La principal conclusión a la que llegamos en este trabajo es que hemos conseguido simular el comportamiento del tejido músculo esquelético con la activación de las dos cabezas del gastrocnemio y el sóleo conjuntamente.
- \* La tensión principal máxima se da en las tres simulaciones en la unión entre los músculos y el tendón, y en el mallado grueso el valor no coincide con los otros dos mallados (Tabla 5.1), esto puede deberse a que hay menos puntos de integración.
- \* La respuesta del acortamiento,  $\lambda$ , sigue de manera lógica a la función de activación empezando contrayéndose poco a poco a medida que se da la activación y luego manteniéndose alrededor de un valor constante cuando la  $\mathbf{f}_{act} = 1$  para después comenzar a volver a su forma original cuando se produce la relajación muscular. (Figura 5.1)

Tipo de mallado	$\sigma_{max}$
Mallado grueso	12,01 MPa
Mallado intermedio	6,195 MPa
Mallado fino	6,384 MPa

Tabla 5.1: Tensión principal máxima en los tres tipos de mallado.

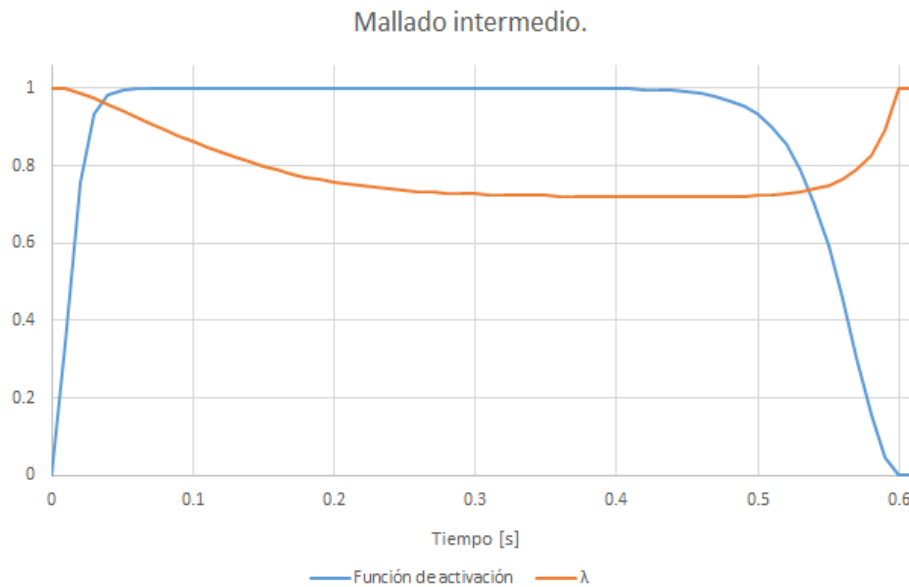


Figura 5.1: Gráfica de la activación y contracción en función del tiempo en el mallado intermedio.

- \* Los tres modelos tienen un desplazamiento casi idéntico en el extremo inferior del tendón de Aquiles como podemos observar en la figura 5.2. El modelo que nos proporciona más desplazamiento es el de la malla intermedia y el que proporciona menos es la malla gruesa, siendo la diferencia máxima de 3,1 mm en el instante de tiempo 0,43 s, esta diferencia es del 3,78 %. Como podemos ver son resultados muy similares.
- \* La contracción máxima,  $\lambda_{min}$ , en todos los modelos es similar y el alargamiento máximo también,  $\lambda_{max}$ . (Tabla 5.2) Esto nos deja intuir que el número de elementos no influye mucho en el alargamiento o contracción de las fibras musculares del modelo.
- \* Como limitación en este modelo no se tiene en cuenta la condición de contacto entre los músculos y eso puede distorsionar algunos resultados ya que se pueden superponer mallas. Al incluir el contacto tuvimos problemas de convergencia en los resultados y al ver que estas zonas de solapamiento eran pequeñas decidimos simplificar el modelo.



- \* Como hemos visto en el capítulo de resultados, el tiempo de cálculo incrementa con el número de elementos de la malla y los resultados son similares en cuanto al alargamiento y contracción.

Tipo de mallado	$\lambda_{min}$	$\lambda_{max}$
Mallado grueso	0,6788	1,187
Mallado intermedio	0,7066	1,26
Mallado fino	0,703	1,129

Tabla 5.2: Contracción o alargamiento máximo según el tipo de mallado.

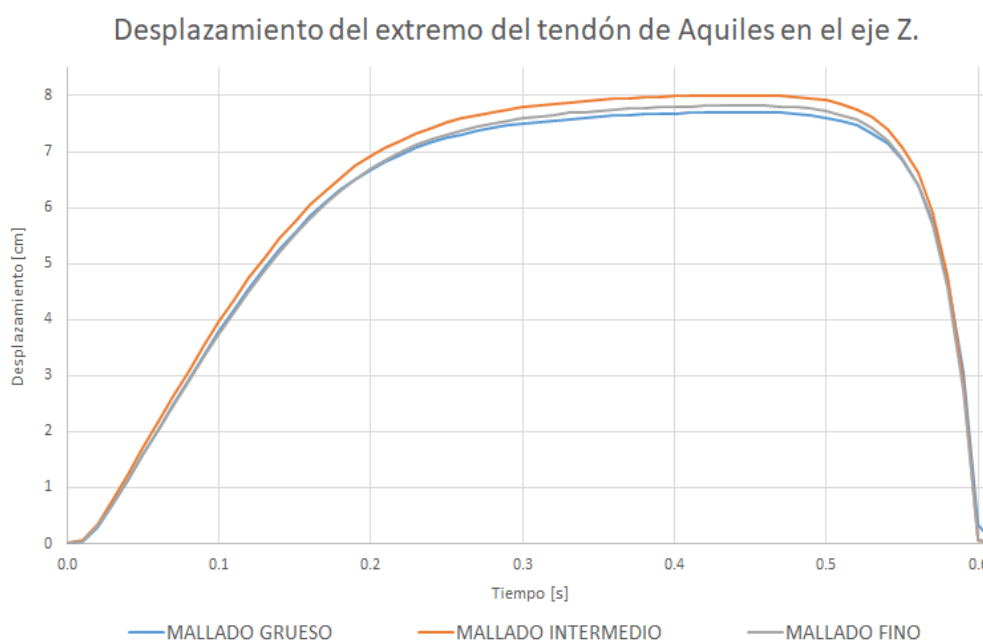


Figura 5.2: Desplazamiento del extremo del tendón, U3, en los tres tipos de mallado.

## 5.2. Líneas futuras.

Este trabajo sirve como punto de partida para la simulación del comportamiento biomecánico del gastrocnemio y el sóleo involucrados en la flexión plantar. Las siguientes ampliaciones o modificaciones que podría tener son:

- Incluir la condición de contacto entre los músculos gastrocnemio y sóleo para ver cómo responde el conjunto.
- Añadir otros músculos que intervienen en la flexión plantar y la articulación del tobillo para que la simulación sea más exacta, como podría ser el tibial anterior que es el músculo antagonista.

- Añadir efectos de fatiga muscular.
- Incluir las zonas de aponeurosis y con ello redistribuir la orientación de las fibras para simular mejor el comportamiento.
- Hacer el cálculo dinámico con cargas externas que afecten a los músculos.

# Capítulo 6

## Bibliografía

- [1] Viladot Voegeli A. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista Española de reumatología*, 2003.
- [2] A.M. Agur, NG-Thow-Hing, K.A. Ball, E. Fiume, and N Hunt Mckee. Documentation and three-dimensional modelling of human soleus muscle architecture. *Clinical anatomy*, 2003.
- [3] N. Chatzistefani, M.J. Chappell, C. Hutchinson, C. Kletzenbauer, and N.D. Evans. A mathematical model characterising achilles tendon dynamics in flexion. *Mathematical Biosciences*, 2017.
- [4] J.E. Hall. *Tratado de fisiología médica 13ª edición*. Elsevier, 2016.
- [5] B. Hernández-Gascón, J. Grasa, B. Calvo, and J.F. Rodríguez. A 3d electro-mechanical continuum model for simulating skeletal muscle contraction. *Journal of Theoretical Biology*, 2013.
- [6] S.S. Joshi, S.D. Joshi, and P.S. Kishve. Feathered fibres of human soleus muscle. *International Journal of Morphology*, 2010.
- [7] A.I. Kapandji. *Fisioloía Articular 2 Miembro Inferior 2ª edición*. Maloine, 1998.
- [8] D. Knudson. *Fundamentals of biomechanics second edition*. Springer, 2007.
- [9] D.S. Manju, Nisha B.K., A.S. Gandotra, and A.S. Panwar. Bipennate arrangement os soleus muscle in human and its relevance to the force of contraction. *Journal of Anatomical Society of India*, 2012.
- [10] A. Masquelet and P. Sassu. Gastrocnemius flap. *Flaps and Reconstructive Surgery*,

- 2009.
- [11] B. Michael, P. Theobald, D. Suzuki, and H. Toumi. The anatomy of the achilles tendon. *The Achilles tendon*, 2007.
  - [12] A. Ramírez. *Modelado y simulación del tejido músculo-esquelético. Validación experimental con el músculo tibial anterior de rata*. PhD thesis, Universidad de Zaragoza, 2011.
  - [13] V. Rodrigues, M. KG Rao, and S. Nayak. Multiple heads of gastrocnemius with bipennate fiber arrangement- a clinically significant variation. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 2016.
  - [14] D. Rosero and F. Moreno. Aspectos histológicos y moleculares del tendón como matriz extracelular extramuscular. *Salutem Scientia Spiritus*, 2016.
  - [15] S. Velásquez and Velásquez R. Modelado y simulación de un músculo mediante el uso de las herramienta simulink de matlab. *Revista Interdisciplinar de Estudios en Ciencias Básicas e Ingenierías*, 2015.

# Anexos



## **Anexos A**

### **Tipos de mallado y densidad de fibras musculares.**

En este primer anexo veremos el mallado para cada parte del conjunto, como podemos ver al ir aumentando el número de elementos de la malla se va adaptando mejor a la curvatura del volumen. Además de esto, veremos la densidad de fibras musculares para cada tipo de mallado.

La presentación de las figuras es: arriba a la izquierda el mallado grueso, arriba a la derecha el mallado intermedio y abajo en el centro el mallado fino.

Cabeza lateral del gastrocnemio

Tipo de mallado	Parametro de sembrado	Elementos
Mallado grueso	50	1403
Mallado intermedio	35	2914
Mallado fino	26	5089

Tabla A.1: Elementos de la cabeza lateral del gastrocnemio con los tres tipos de mallado.

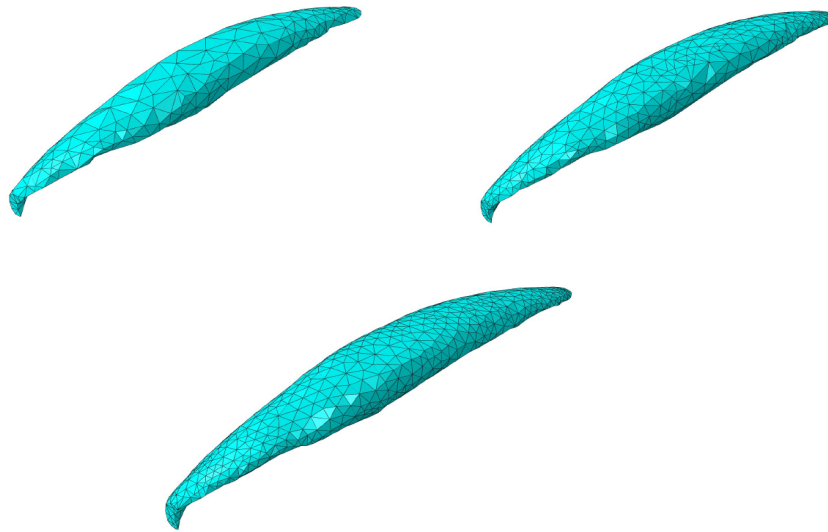


Figura A.1: Distribución de elementos según el mallado en la cabeza lateral del gastrocnemio.

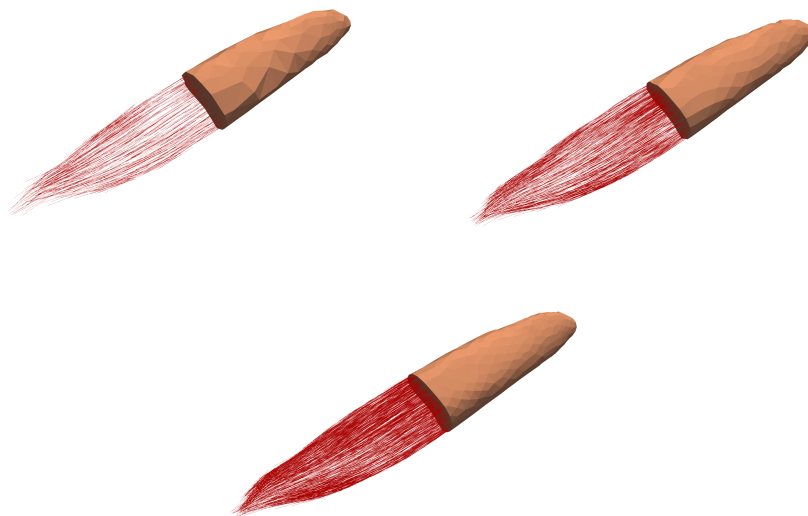


Figura A.2: Distribución de las fibras musculares según el mallado en la cabeza lateral del gastrocnemio.



## Cabeza medial del gastrocnemio

Tipo de mallado	Parametro de sembrado	Elementos
Mallado grueso	50	1282
Mallado intermedio	30	2638
Mallado fino	17	5568

Tabla A.2: Elementos de la cabeza lateral del gastrocnemio con los tres tipos de mallado.

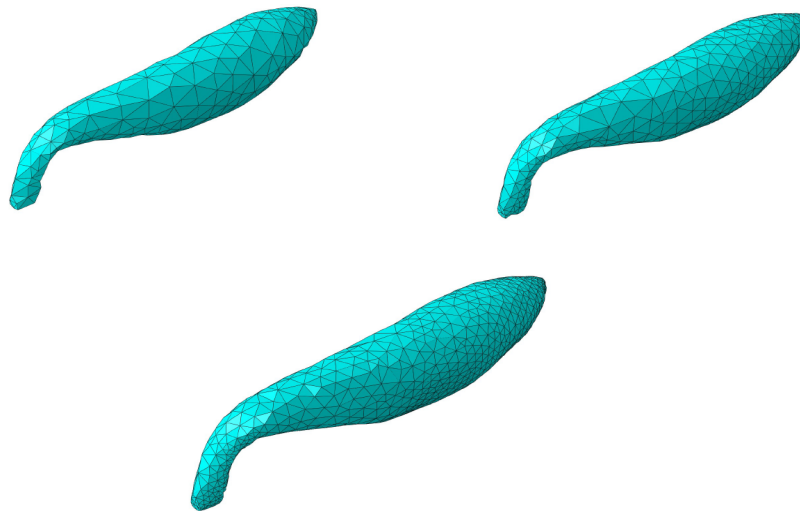


Figura A.3: Distribución de elementos según el mallado en la cabeza medial del gastrocnemio.

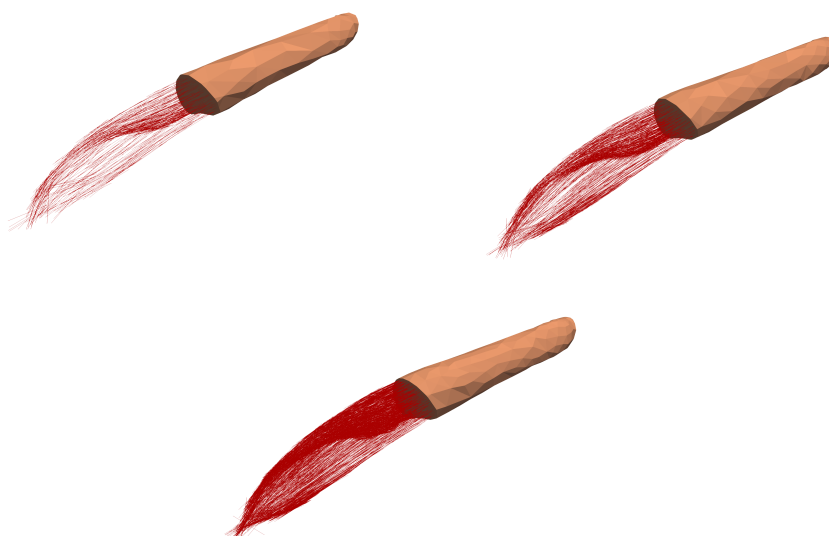


Figura A.4: Distribución de las fibras musculares según el mallado en la cabeza medial del gastrocnemio.

### Tendón de Aquiles

Tipo de mallado	Parametro de sembrado	Elementos
Mallado grueso	35	933
Mallado intermedio	22	1960
Mallado fino	13	3928

Tabla A.3: Elementos del tendón de Aquiles con los tres tipos de mallado.

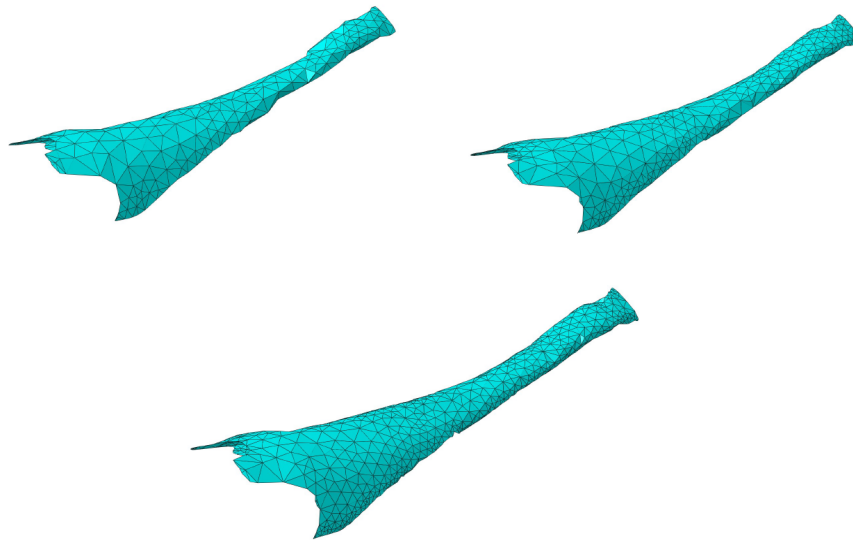


Figura A.5: Distribución de elementos según el mallado en el tendón de Aquiles.

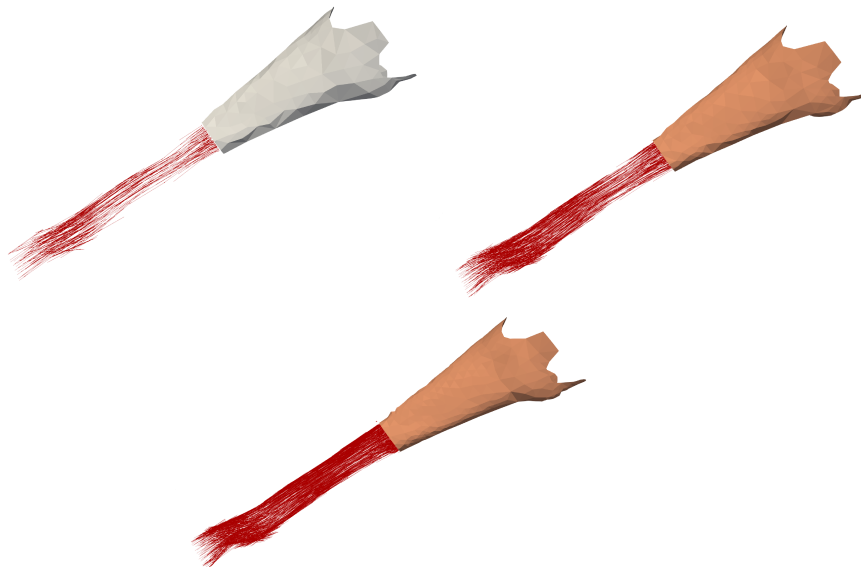


Figura A.6: Distribución de las fibras musculares según el mallado en el tendón de Aquiles.

## Sóleo

Tipo de mallado	Parametro de sembrado	Elementos
Mallado grueso	50	1469
Mallado intermedio	30	3143
Mallado fino	19	5702

Tabla A.4: Elementos del sóleo con los tres tipos de mallado.

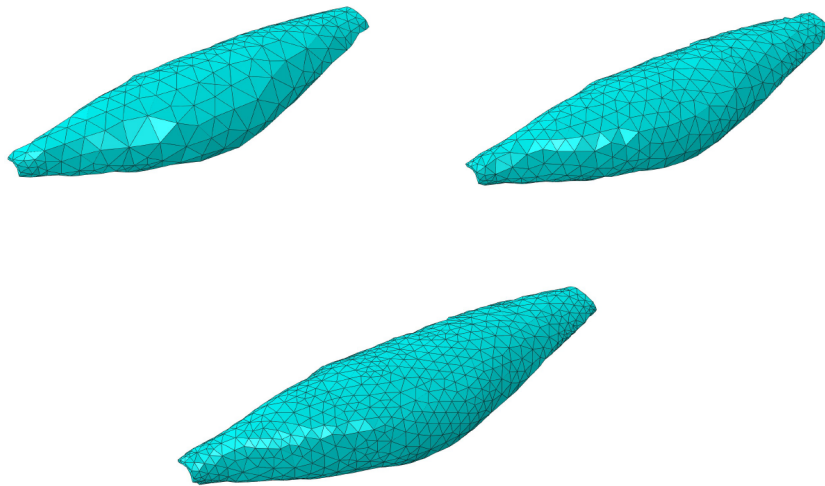


Figura A.7: Distribución de elementos según el mallado en el sóleo.

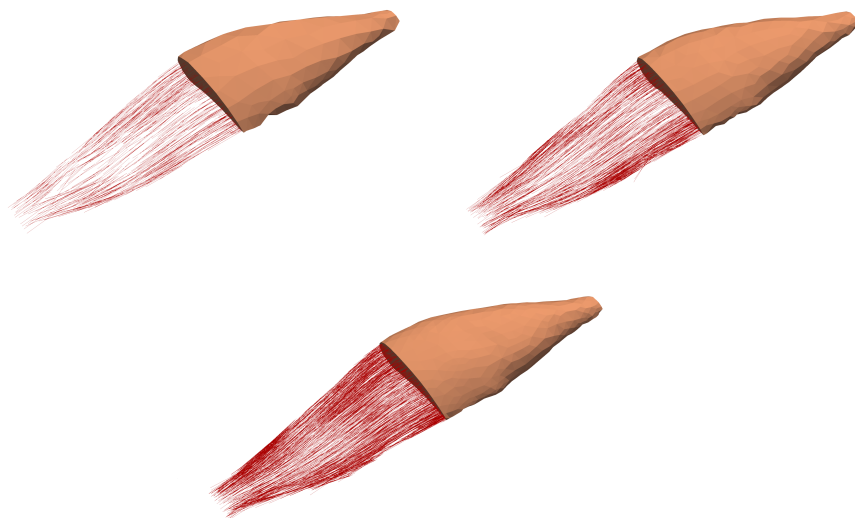


Figura A.8: Distribución de las fibras musculares según el mallado en el sóleo.