



ESCUELA UNIVERSITARIA DE  
INGENIERÍA TÉCNICA  
INDUSTRIAL DE ZARAGOZA

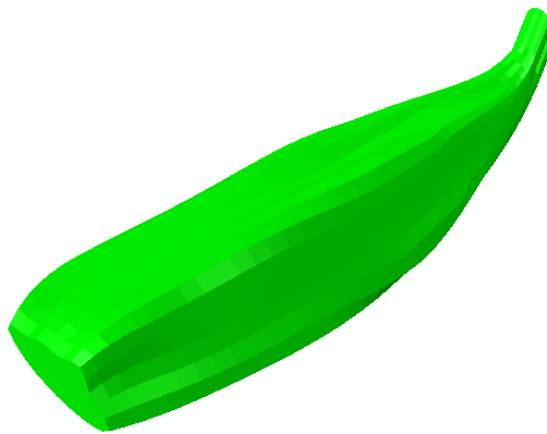
UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

**PROYECTO FIN DE CARRERA**



## SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL TEJIDO MUSCULAR ESQUELÉTICO.

### SENSIBILIDAD DEL MODELO Y COMPORTAMIENTO ACTIVO.



*Autor:* **Borja Diego Sáenz-López**

*Director:* **Jorge Grasa Orús**

*Especialidad:* **Mecánica**

*Zaragoza, Septiembre de 2011*





## *Agradecimientos*

*En primer lugar, agradecer a D. Jorge Grasa Orús, director de este proyecto, su paciencia y tiempo dedicado a lo largo del último año. Sin él, me hubiese sido imposible la realización del mismo.*

*A mis amigos y compañeros de carrera, por hacerme el camino más fácil.*

*A mis amigos de Jaca, por estar a mi lado, por ser como son.*

*A toda mi familia, en especial a mis padres y hermano, porque siempre confiaron en mí y me animaron a continuar adelante.*

*A mi abuela, por su constante preocupación.*

*A todos ellos, GRACIAS.*





## INDICE

1-	INTRODUCCIÓN .....	7
1.1-	Objetivo.....	7
1.2-	Trabajo previo .....	7
1.3-	Tejido muscular.....	8
1.3.1.	Músculo Liso.....	10
1.3.2.	Músculo Cardíaco .....	10
1.3.3.	Músculo Esquelético .....	11
1.4	Unidad músculo-tendón del tibial anterior de rata .....	12
1.4.1	Músculo .....	12
1.4.2	Tendón .....	13
1.4.3	Modelo de comportamiento.....	13
2-	MODELO DE ELEMENTOS FINITOS .....	21
2.1.	Introducción .....	21
2.2.	Geometría idealizada .....	22
2.2.1.	Malla.....	22
2.2.2.	Condiciones de contorno .....	23
2.2.3.	Material .....	24
2.3.	Músculo .....	24
2.3.1.	Comportamiento pasivo.....	24
2.3.2.	Comportamiento activo .....	29
3-	RESULTADOS .....	35
3.1	Geometría idealizada. Comportamiento pasivo .....	35
3.1.1	Músculo .....	35
3.1.2	Tendón .....	41
3.2	Músculo. Comportamiento pasivo.....	47
3.3	Músculo. Comportamiento activo .....	54
4-	CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS .....	61
4.1	CONCLUSIONES .....	61
4.2	LINEAS FUTURAS .....	62
5-	BIBLIOGRAFÍA.....	63





## **1- INTRODUCCIÓN**

### **1.1- Objetivo**

El presente Proyecto Fin de Carrera ha sido desarrollado en el Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras, en el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Zaragoza.

Parte de la idea de llevar a cabo dos objetivos principales.

- El primero de ellos, es el estudio del comportamiento de un modelo de elementos finitos del músculo tibial anterior de rata frente a la variación de los parámetros del material. En este caso se ha simulado el comportamiento pasivo del material, utilizando tanto geometrías idealizadas del músculo y del tendón, como una malla de elementos finitos que reproduce la unidad músculo-tendón. Para ello se han utilizado tanto los valores de la media y la desviación obtenidos mediante ensayos experimentales en laboratorios, como valores aleatorios generados a partir de los mismos.
- En el segundo objetivo, se ha llevado a cabo la simulación del comportamiento activo frente a contracciones isotónicas concéntricas. En este modelo se distinguen dos orientaciones diferentes de las fibras musculares. En la primera de ellas, todas las fibras están orientadas a lo largo de la dirección longitudinal, y la otra simulación sigue la geometría fusiforme del músculo.

### **1.2- Trabajo previo**

Previamente a este proyecto, se llevaron a cabo ensayos experimentales en el laboratorio de caracterización de tejidos del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza. Estos ensayos se realizaron sobre el músculo tibial anterior de rata Wistar, y se obtuvieron una serie de propiedades de este tipo de tejido.

Además, se realizó una resonancia magnética de la pata de la rata para obtener la geometría del músculo tibial anterior. De esta forma, se pudo crear una malla de elementos finitos, a la cual se le introdujeron las propiedades del material obtenidas mediante ensayos. Este modelo de elementos finitos ha permitido simular el comportamiento del músculo en el programa ABAQUS, pudiendo de esta forma cambiar los parámetros del material, reproduciendo otras posibles situaciones.



### 1.3- Tejido muscular

El tejido muscular es el órgano del cuerpo formado por un conjunto de fibras musculares, las cuales a su vez están formadas por numerosas miofibrillas de 1 a 2  $\mu\text{m}$  de diámetro. Las fibras son contráctiles (son capaces de acortarse) y elásticas (son capaces de estirarse). La fibra muscular puede ser de dos tipos: tónica o fásica. Las fibras tónicas, de color más rojo, son de contracción lenta, y resistentes a la fatiga; las fibras fásicas, blancas, son de contracción rápida, pero se fatigan rápidamente. Los músculos tienen distinta proporción de cada tipo de fibras.

El tejido muscular se especializa en producir movimientos, tanto del cuerpo en conjunto, como de sus partes entre sí. Las células musculares muestran gran desarrollo de la función de contractilidad, y en menor grado, de la conductividad. Esta especialización incluye el alargamiento de las células en el eje de contracción, y a causa de esto las células se llaman a menudo fibras musculares.

La contracción muscular es la consecuencia mecánica de un proceso bioquímico que se inicia con la liberación de iones  $\text{Ca}^{++}$  desde el retículo sarcoplásmico de la fibra provocado por la llegada de un impulso eléctrico. Una contracción normal de la fibra implica tres procesos físicos: el eléctrico (excitación de la membrana), la transformación mecánica de la energía (proceso de contracción) y el bioquímico (obtención energética).

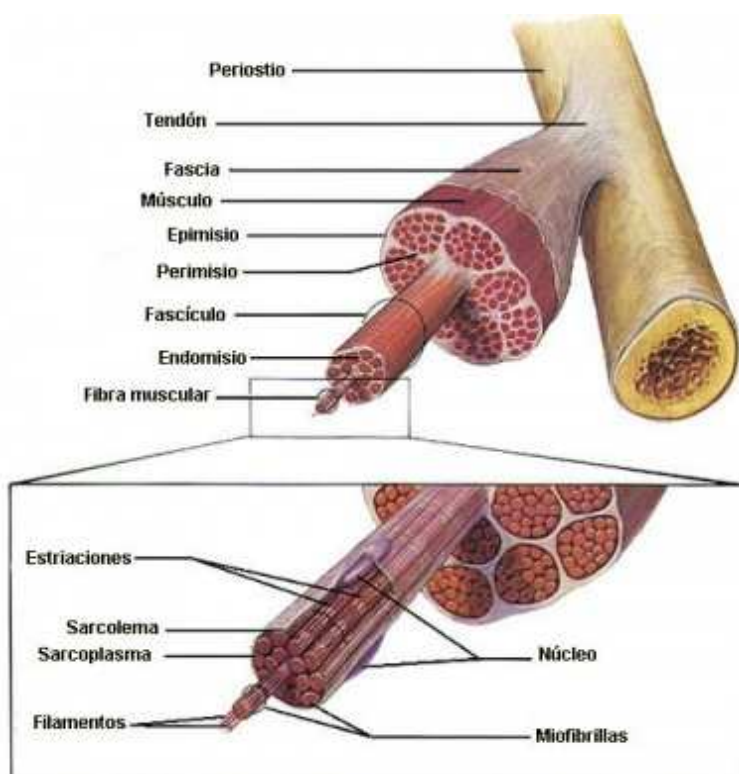
En el tejido muscular, las células o fibras musculares suelen agruparse en haces, pero el tejido muscular no sólo consta de fibras musculares. Las fibras musculares, por realizar trabajo mecánico, necesitan una red abundante de capilares sanguíneos que les proporcionen materiales alimenticios y oxígeno, y eliminen los productos tóxicos de desecho. Los vasos sanguíneos son conducidos por el tejido fibroconectivo, que también sirve para mantener unidas las fibras musculares y para proporcionarles el sostén necesario para que puedan ejercer su tracción con utilidad. Los nervios también cursan en el tejido conectivo.

#### *Partes del músculo*

El músculo está recubierto por una membrana llamada epimisio y está formado por fascículos (Figura 1.3.1).

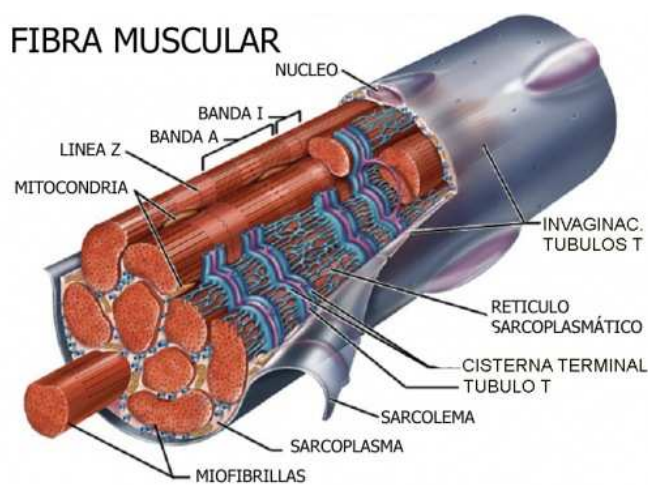
Los fascículos a su vez, están recubiertos por una membrana llamada perimisio y están formados por fibras musculares.





**Figura 1.3.1** Partes que forman el músculo.

La fibra muscular está recubierta por una membrana llamada endomisio y está compuesto por miofibrillas. La fibra muscular es una célula con varios núcleos y tiene la estructura similar a la de cualquier otra (Figura 1.3.2).

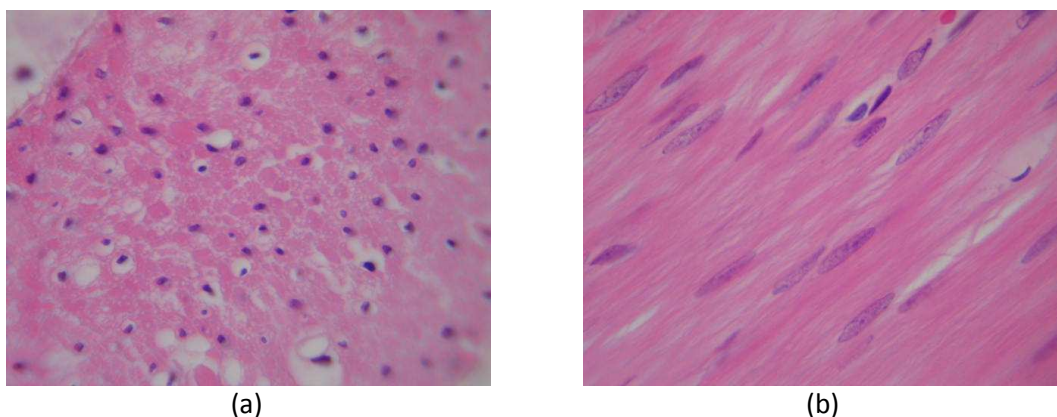


**Figura 1.3.2** Partes que forman la fibra muscular.



### **1.3.1. Músculo Liso**

El músculo liso también es conocido como visceral o involuntario, y se compone de células en forma de huso. Carecen de estrías transversales, aunque muestran ligeramente estrías longitudinales (Figura 1.3.3). El estímulo para la contracción de los músculos lisos está mediado por el sistema nervioso vegetativo autónomo. El músculo liso se localiza en los aparatos reproductor y excretor, en los vasos sanguíneos, en la piel y en los órganos internos.



**Figura 1.3.3** Tejido muscular liso. (a) Corte transversal. (b) Corte longitudinal.

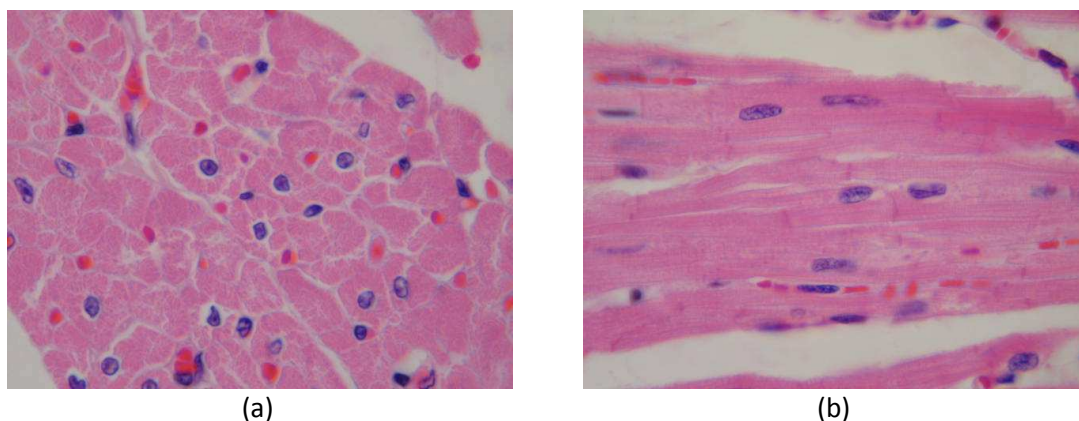
Existen músculos lisos unitarios, que se contraen rápidamente, y músculos lisos multiunitarios, en los cuales las contracciones dependen de la estimulación nerviosa. Los músculos lisos unitarios son los del útero, uréter o aparato gastrointestinal, entre otros. Y los músculos lisos multiunitarios son los que se encuentran por ejemplo en el iris, la membrana nictitante del ojo o la tráquea.

En la contracción de este músculo no se consume tanta energía como en el caso del músculo estriado, por eso dicha acción es más duradera. Además, la distancia que se contrae es mayor que la del músculo esquelético.

Este tipo de músculo forma la porción contráctil de la pared de diversos órganos tales como tubo digestivo y vasos sanguíneos que requieren una contracción lenta.

### **1.3.2. Músculo Cardíaco**

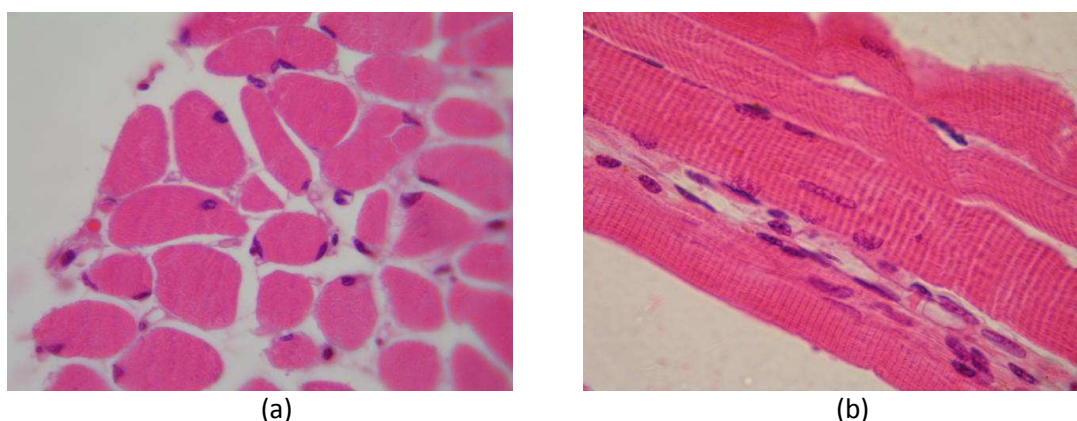
Su control es involuntario y únicamente está presente en el corazón. Su naturaleza es estriada modificada. Este tipo de músculo es auto excitable y su contracción está regulada por el Sistema Nervioso Autónomo. Hay tres tipos de musculatura cardíaca: el músculo auricular, el músculo ventricular y el músculo de conducción. Dichos tipos de musculatura se pueden englobar en dos grupos: músculos de la contracción muscular (músculo auricular y ventricular) y músculo de la excitación muscular cardíaco (músculo de conducción).



**Figura 1.3.4** Tejido muscular cardíaco. (a) Corte transversal. (b) Corte longitudinal.

### 1.3.3. Músculo Esquelético

El tejido muscular estriado está presente en el sarcómero, un tipo de músculo compuesto por fibras largas rodeadas de una membrana celular. Las fibras son células fusiformes alargadas que contienen muchos núcleos y en las que se observa con claridad estrías longitudinales y transversales (Figura 1.3.5).



**Figura 1.3.5** Tejido muscular esquelético. (a) Corte transversal. (b) Corte longitudinal.

Los músculos esqueléticos están inervados a partir del sistema nervioso central y, debido a que éste se halla en parte bajo control consciente, se llaman músculos voluntarios. La mayor parte de los músculos esqueléticos están unidos a zonas del esqueleto mediante inserciones de tejido conjuntivo llamadas tendones. Las células tienen una forma cilíndrica y tienen muchos núcleos. Aproximadamente el 40% del cuerpo humano está constituido por músculo esquelético que, entre otras, tiene la propiedad de responder ante estímulos con una contracción. Durante esta contracción muscular se producen transformaciones energéticas que culminan con el desarrollo de fuerza o potencia externa responsable del movimiento.



## 1.4 Unidad músculo-tendón del tibial anterior de rata

### 1.4.1 Músculo

El tejido muscular con el que se ha realizado este proyecto pertenece al músculo tibial anterior de rata Wistar. Dicho músculo tiene una forma gruesa y está situado, como su propio nombre indica, en la parte anterior de la tibia, concretamente parte de los dos tercios superiores de la cara lateral o externa de la tibia, y finaliza en los primeros metatarsos de la pata del animal.

El tibial anterior, como músculo esquelético, no sólo es sumamente organizado a nivel microscópico, sino que la organización de las fibras a nivel macroscópico también demuestra un asombroso grado de organización. En la imagen (Figura 1.4.1), se muestra una microscopía electrónica de las fibras del músculo.

La arquitectura de un músculo esquelético es definida como la organización de sus fibras en relación con el eje donde se genera la fuerza. Las propiedades funcionales de un músculo como el descrito anteriormente, dependen, en gran medida, de su arquitectura.



**Figura 1.4.1** Microscopía electrónica de las fibras del músculo.

El efecto funcional de la arquitectura del músculo sobre sus propias funciones se resume en que la fuerza del músculo es proporcional al área fisiológica cuadrículada (PCSA), y la velocidad con la que se mueve ese músculo es proporcional a la longitud de la fibra muscular. El PCSA es la suma de las áreas de cada fibra del músculo.

En el caso del tibial anterior, tiene varias funciones principales, como la de flexor, aductor y fuerte supinador en el tobillo. También es el estabilizador de los arcos plantares. Además, evita arrastrar la punta del pie y enfrenta la planta del pie al suelo. Su insuficiencia produce pie vago o plano.





### 1.4.2 Tendón

El tendón es una parte del músculo esquelético, de color blanco lechoso, de consistencia fuerte y no contráctil, constituido por fibras de tejido conectivo denso que se agrupan en fascículos. Los haces de fibras que lo forman se encuentran entrelazados por tejido conectivo denso regular no modelado, recibiendo el nombre de peritendón. Si un tendón se expone al aire, éste se deteriora rápidamente. Los tendones que se localizan en zonas de baja fricción no tienen vaina sinovial. Por el contrario, los que se localizan en zonas de mayor fricción sí que tienen vaina sinovial.

El tendón está formado por fibras de colágeno de tipo I, estrechamente agrupadas entre sí, y de una escasa cantidad de fibras elásticas y mucopolisacáridos, los cuales se encargan de mantenerlo unido al hueso.

Se ubican a nivel de los músculos y hacen de nexo entre los músculos y los huesos, aunque también pueden unir músculos con estructuras blandas. La principal función que tiene el tendón es la de insertar el músculo en el hueso y transmitirles la fuerza de la contracción muscular para producir el movimiento.



**Figura 1.4.2** Unidad músculo-tendón del tibial anterior.

### 1.4.3 Modelo de comportamiento

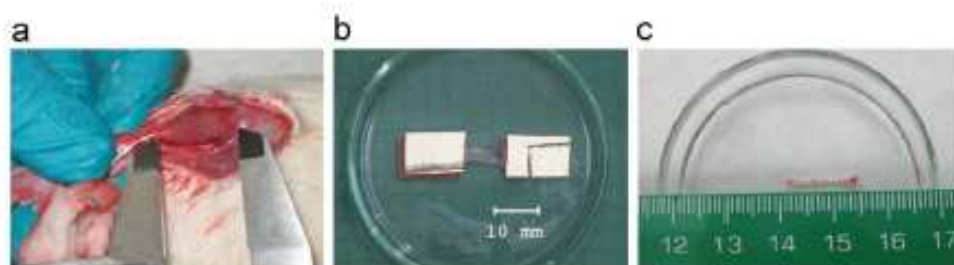
#### *Caracterización experimental in vitro de muestras de músculo y tendón*

Para obtener las propiedades mecánicas de la unidad músculo-tendón, se realizó un estudio del comportamiento pasivo de los tejidos elásticos del músculo tibial anterior de rata.

Para ello, se ensayaron mecánicamente in vitro 10 probetas de tejidos de ratas Wistar hembras, a partir de 3 meses de edad, de  $210 \pm 11$  g.



Después de la disección del tibial anterior, fueron extraídas las muestras de músculo y de tendón, para determinar las propiedades mecánicas (Figura 1.4.3).



**Figura 1.4.3** (a) Disección del músculo. (b) Probeta de músculo. (c) Probeta de tendón.

El área transversal de las muestras fue obtenida dividiendo la masa del músculo por el producto de la longitud y la densidad del tibial anterior de rata.

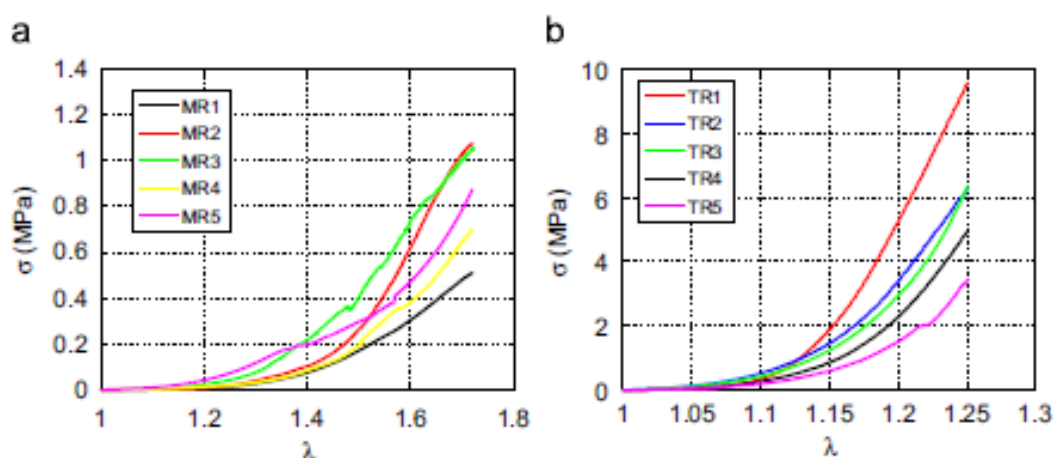
Para realizar los ensayos se disponía de 5 probetas extraídas del músculo y otras 5 probetas del tendón.

La siguiente tabla (Tabla 1.4.4) nos muestra la longitud, el área y la densidad de las probetas de ambos materiales.

MATERIAL	LONGITUD (mm)	ÁREA (mm <sup>2</sup> )	DENSIDAD (mg/mm <sup>3</sup> )
Tendón	4.55±1.1	0.3874±0.0396	-
Músculo	6.59±0.998	1.7749±0.3029	2.6107±0.3353

**Tabla 1.4.4** Longitud, área y densidad de las probetas de tendón y músculo.

Los datos de los ensayos de tracción fueron recogidos en las gráficas mostradas en la Figura 1.4.5.



**Figura 1.4.5** (a) Tejido del músculo. (b) Tejido del tendón.

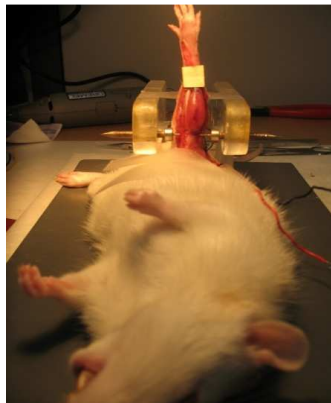


Para los ensayos del músculo las curvas fueron cortadas en  $\lambda=1.72$ , y para los ensayos del tendón fueron cortadas para  $\lambda=1.25$ .

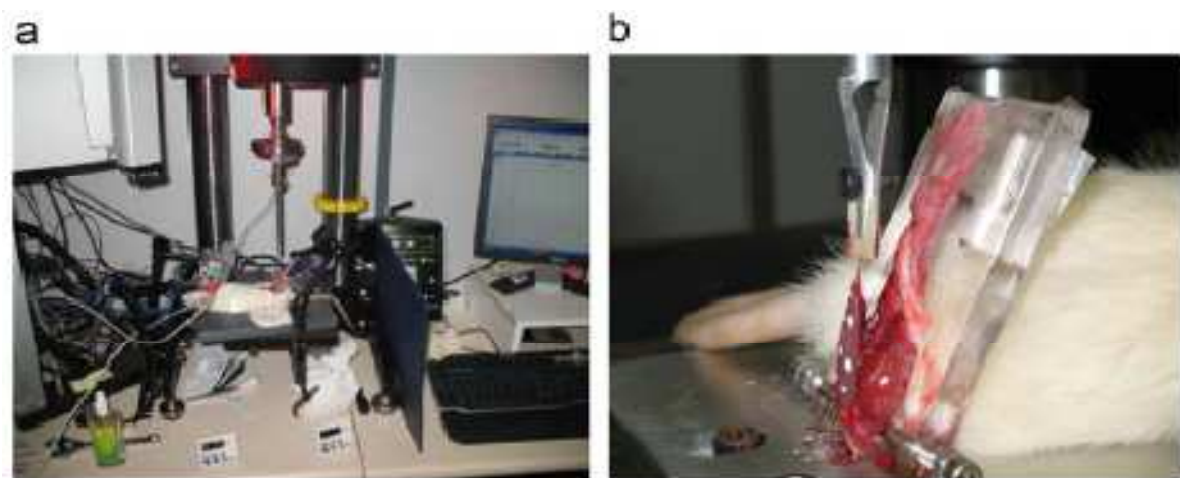
### *Caracterización experimental in vivo de muestras de músculo y tendón*

Para realizar la caracterización *in vivo* se llevaron a cabo diferentes pasos. En primer lugar, se realizó una incisión desde el tobillo de la rata hasta la sección media del muslo. De esta incisión se obtuvo el tibial anterior. La fascia fue eliminada por completo.

A continuación, se colocó al animal en una plataforma y se le inmovilizó la pata usando un par de pernos de fijación a ambos lados de la rodilla (Figura 1.4.6). El músculo fue alineado con la dirección de la fuerza de la máquina de ensayos, y la pata quedó fijada hacia la placa de metacrilato. Bajo esta configuración se llevó a cabo el ensayo bajo control en desplazamiento a una velocidad de 5 mm/minuto (Figura 1.4.7), guardando los valores de fuerza y desplazamiento.



**Figura 1.4.6** Inmovilización de la pata de la rata.



**Figura 1.4.7** (a) Máquina de ensayos. (b) Unidad músculo-tendón.



Las pruebas se dieron por finalizadas cuando el músculo perdía parcialmente su capacidad de resistencia, definida como una caída del 40% en la fuerza obtenida.

Los resultados de los cinco ensayos de tracción realizados a la unidad músculo-tendón quedan reflejados en las curvas que se muestran en la Figura 1.4.8. La curva *TMR mean* es la curva media de todos los ensayos realizados.

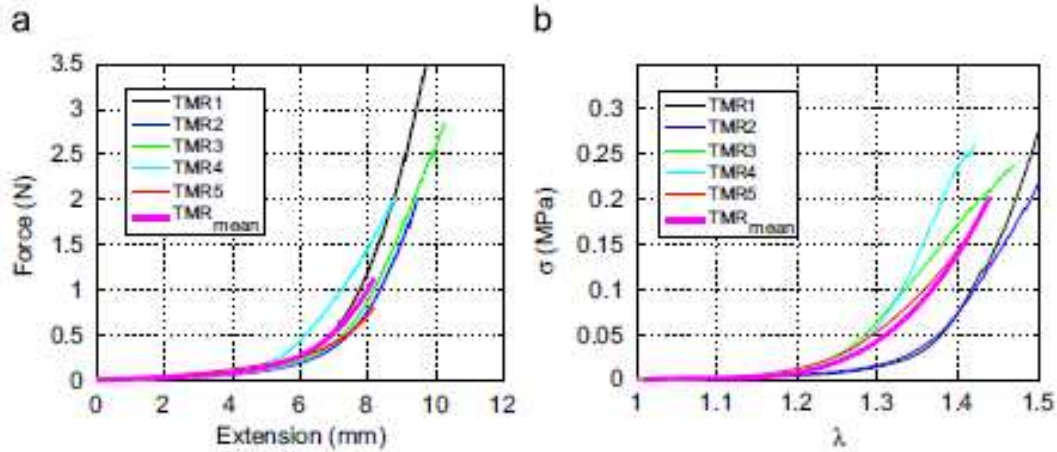


Figura 1.4.8 Curvas de los ensayos realizados.

La Figura 1.4.8 (a) muestra la fuerza que ejerce la máquina conforme se estira el músculo, mientras que la Figura 1.4.8 (b) refleja la tensión en relación con el alargamiento.

Tras haber realizado la caracterización tanto *in vitro* como *in vivo* de ambos materiales y de su unidad conjunta se pasa a la formulación propiamente dicha que se describe a continuación.

### Formulación

En la Figura 1.4.8 (a y b) se observa que tanto el músculo como el tendón presentan un comportamiento en grandes deformaciones. La mejor forma de describir este comportamiento es mediante el uso de una función energía de deformación que depende de la dirección de un conjunto de fibras representadas por un vector unitario  $\mathbf{m}_0$  (Spencer, 1954).

Cada una de las fibras de las que se supone constituye el material, se desplazan junto con los puntos del material, de esta forma, el alargamiento de las mismas puede expresarse como:

$$\lambda_m^2 = \mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{m}_0$$

Donde  $\mathbf{m}_0$  es el vector unitario en la dirección de las fibras en la configuración inicial,  $\mathbf{F} = \mathbf{dx}/\mathbf{dX}$  y  $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$  son el gradiente de deformación y tensor de Cauchy-Green por la derecha respectivamente.





Para establecer la condición de incompresibilidad, es necesario realizar una descomposición multiplicativa de estos tensores como  $\mathbf{F} = \mathbf{f}^{1/3} \bar{\mathbf{F}}$  y  $\mathbf{C} = \mathbf{f}^{2/3} \bar{\mathbf{C}}$  (Simo y Taylor, 1991).

La función energía de deformación, tras esta descomposición queda expresada como:

$$\psi(\mathbf{C}, \mathbf{M}) = \psi_{\text{vol}}(J) + \bar{\psi}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{M}) = \psi_{\text{vol}}(J) + \bar{\psi}(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4)$$

donde  $\psi_{\text{vol}}(J)$  y  $\bar{\psi}$  son funciones de  $J$ ,  $\bar{\mathbf{C}}$ ,  $\mathbf{M} = \mathbf{m} \otimes \mathbf{m}$ , respectivamente, que describen las parte volumétricas e isocóricas del material (Holzapfel, 2000).  $I_1$  y  $I_2$  son el primer y segundo invariante del tensor modificado de Cauchy-Green  $\bar{\mathbf{C}}$  (teniendo en cuenta que  $I_3 = J$  y  $I_3 \approx 1$ ). Finalmente,  $I_4$  es el cuarto invariante que caracteriza la respuesta en la dirección de las fibras (Spencer, 1954):

$$\bar{I}_4 = \mathbf{C} : \mathbf{M} = \bar{\lambda}^2$$

siendo  $\bar{\lambda}$  la extensión de las fibras. El segundo tensor de Piola-Kirchhoff puede obtenerse como:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \psi(\mathbf{C}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{S}_{\text{vol}} + \bar{\mathbf{S}} = Jp\mathbf{C}^{-1} + \bar{\mathbf{S}}$$

donde  $p = d\psi_{\text{vol}}(J)/dJ$  es la presión hidrostática.

El tensor de tensiones de Cauchy  $\sigma$  es  $1/J$  veces el “empuje” de  $\mathbf{S}$  ( $\sigma = J^{-1} \chi_*(\mathbf{S})$ )

$$\sigma = p\mathbf{1} + \frac{2}{J} \left[ \left( \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_2} \right) \bar{\mathbf{b}} - \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_2} \bar{\mathbf{b}}^2 + \bar{I}_4 \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_4} \mathbf{m} \otimes \mathbf{m} - \frac{1}{3} \left( \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_1} \bar{I}_1 + 2 \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_2} \bar{I}_2 + \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_4} \bar{I}_4 \right) \mathbf{1} \right]$$

siendo  $\mathbf{1}$  un tensor identidad de segundo orden y  $\bar{\mathbf{b}} = \bar{\mathbf{F}}\bar{\mathbf{F}}^T$  el tensor de Cauchy-Green por la izquierda.

Los datos experimentales mostraron varios rasgos relevantes de tejidos de tendón y el músculo. En primer lugar, se observa que los tejidos experimentan grandes deformaciones para pequeñas cargas, para posteriormente pasar a un marcado comportamiento no lineal de la curva. Finalmente se obtiene de nuevo un tramo lineal cuando, se supone, todas las fibras se alinean en la dirección de la carga. Además, el tejido fue asumido como incompresible, esto es  $I_3 = J^2 = 1$  (Ogden, 2001).



La función de energía de deformación utilizada para la formación del modelo está basada en aquella propuesta por Weiss (Weiss, 1996).

$$\bar{\Psi} = c_1(\bar{I}_1 - 3) + \bar{\Psi}_f$$

$$\bar{\Psi}_f = 0, \bar{I}_4 < \bar{I}_{4_0}$$

$$\bar{\Psi}_f = \frac{c_3}{c_4} \left( \exp^{c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{4_0})} - c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{4_0}) - 1 \right), \quad \bar{I}_4 > \bar{I}_{4_0} \text{ y } \bar{I}_4 < \bar{I}_{4_{ref}}$$

$$\bar{\Psi}_f = c_5 \sqrt{\bar{I}_4} + \frac{1}{2} c_6 \ln(\bar{I}_4) + c_7, \quad \bar{I}_4 > \bar{I}_{4_{ref}}$$

siendo  $\bar{I}_1$  el primer invariante del tensor modificado de Cauchy-Green.  $\bar{I}_4 > \bar{I}_{4_0}$  caracteriza la respuesta mecánica en la dirección de las fibras, al igual que  $\bar{I}_{4_{ref}}$  lo hace con la extensión en la cual las fibras de colágeno comienzan a estar alineadas en la dirección de la carga.

Después de haber realizado la formulación correspondiente al modelo de comportamiento de la unidad músculo-tendón, se ha obtenido una serie de parámetros de ajuste para cada material y cada ensayo, obteniendo unos valores medios indicados en la fila *Mean* de las tablas de cada material (Calvo et al., 2010).

Las constantes correspondientes al material músculo quedan recogidas en la Tabla 1.4.9, así como las gráficas (Figura 1.4.10) que comparan los resultados analíticos con los experimentales relacionando la tensión en MPa con la extensión que se produce.

	$c_1$	$c_3$	$c_4$	$c_5$	$c_6$	$c_7$	$\bar{I}_{4_0}$	$\bar{I}_{4_{ref}}$	$R^2$	$\varepsilon$
MR1	0.000100	0.007286	1.733214	1.548668	-2.162568	-1.432515	1.212862	2.340900	0.999018	0.037104
MR2	0.010	0.001000	3.152683	3.353723	-4.756563	-3.088166	1.254400	2.220100	0.994218	0.093832
MR3	0.010000	0.037661	1.179584	3.060319	-4.223959	-2.843762	1.254000	2.371600	0.997762	0.044868
MR4	0.011038	0.001000	4.113574	1.908376	-2.687267	-1.764111	1.345600	2.190400	0.995164	0.071639
MR5	0.013046	0.024386	1.010349	5.629029	-9.067829	-4.689102	1.215065	3.240000	0.978601	0.104062
MR <sub>mean</sub>	0.001000	0.053915	0.782802	5.742780	-9.035709	-4.875961	1.254400	3.189796	0.997077	0.060716
Mean	0.008837	0.009877	2.237879	3.063670	-4.759628	-2.763531	1.256385	2.472600	0.996670	0.059816
SD	0.005040	0.015745	1.345049	1.649162	3.100452	1.283559	0.053783	0.435845	0.001953	0.022929

**Tabla 1.4.9** Parámetros obtenidos para el músculo en la prueba *in vitro*.

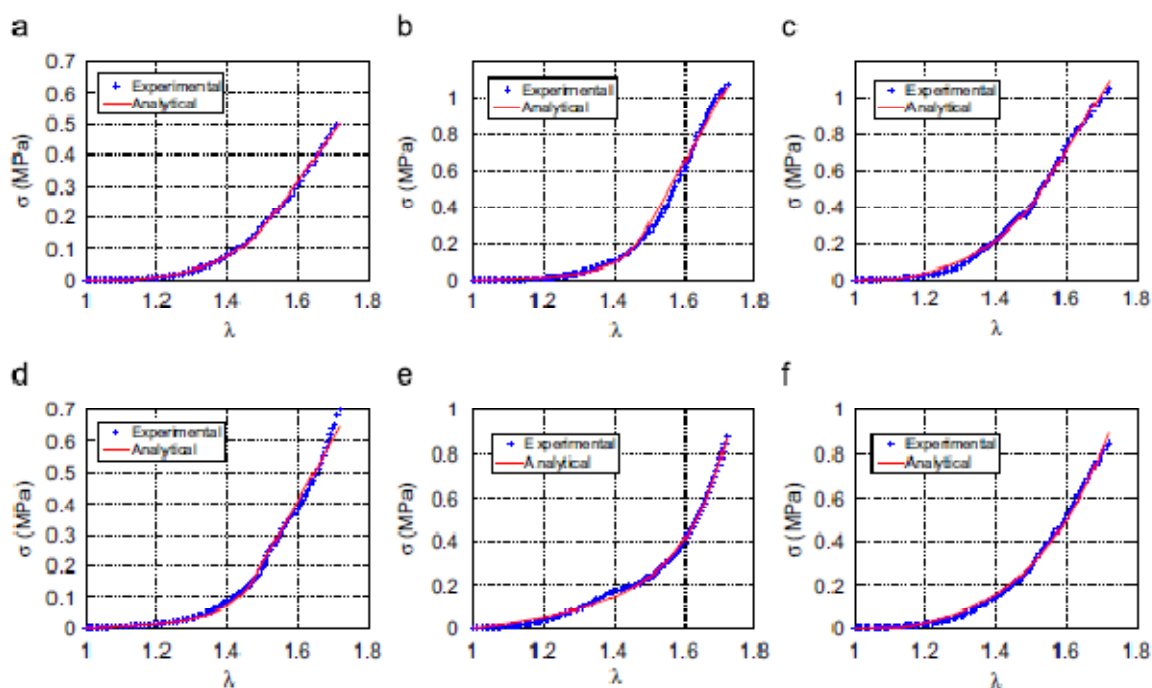


Figura 1.4.10 Gráficas del comportamiento del músculo.

Por otro lado, las constantes correspondientes al material tendón quedan recogidas en la Tabla 1.4.11, así como las gráficas (Figura 1.4.12) que comparan los resultados analíticos con los experimentales relacionando la tensión en MPa con la extensión que se produce.

	$c_1$	$c_2$	$c_3$	$c_4$	$c_5$	$c_6$	$c_7$	$T_{A_0}$	$T_{A_{ref}}$	$R^2$	$\varepsilon$
TR1	0.005	0.021226	10.694553	80.203627	-90.892653	-79.474984	1.0	1.3689	0.999207	0.033818	
TR2	0.100	0.099243	5.662744	61.315855	-70.458744	-60.582217	1.0	1.4641	0.998757	0.037622	
TR3	0.100	0.057691	6.555564	61.734997	-71.328118	-60.953907	1.0	1.4641	0.998306	0.046153	
TR4	0.100	0.028660	7.463493	52.703662	-61.174979	-52.004730	1.0	1.4641	0.999192	0.033622	
TR5	0.100	0.018368	7.478562	34.078472	-39.558832	-33.626217	1.0	1.4641	0.995969	0.073554	
TR <sub>mean</sub>	0.01	0.054292	6.860021	57.738461	-66.243575	-57.078409	1.0	1.44	0.998918	0.037563	
Mean	0.0810	0.045038	7.570983	58.007323	-66.682665	-57.328411	1.0	1.445060	0.998286	0.044954	
SD	0.042485	0.034076	1.900608	16.720022	18.627932	16.615789	0.0	0.042575	0.001347	0.016775	

Tabla 1.4.11 Parámetros obtenidos para el tendón en la prueba *in vitro*.

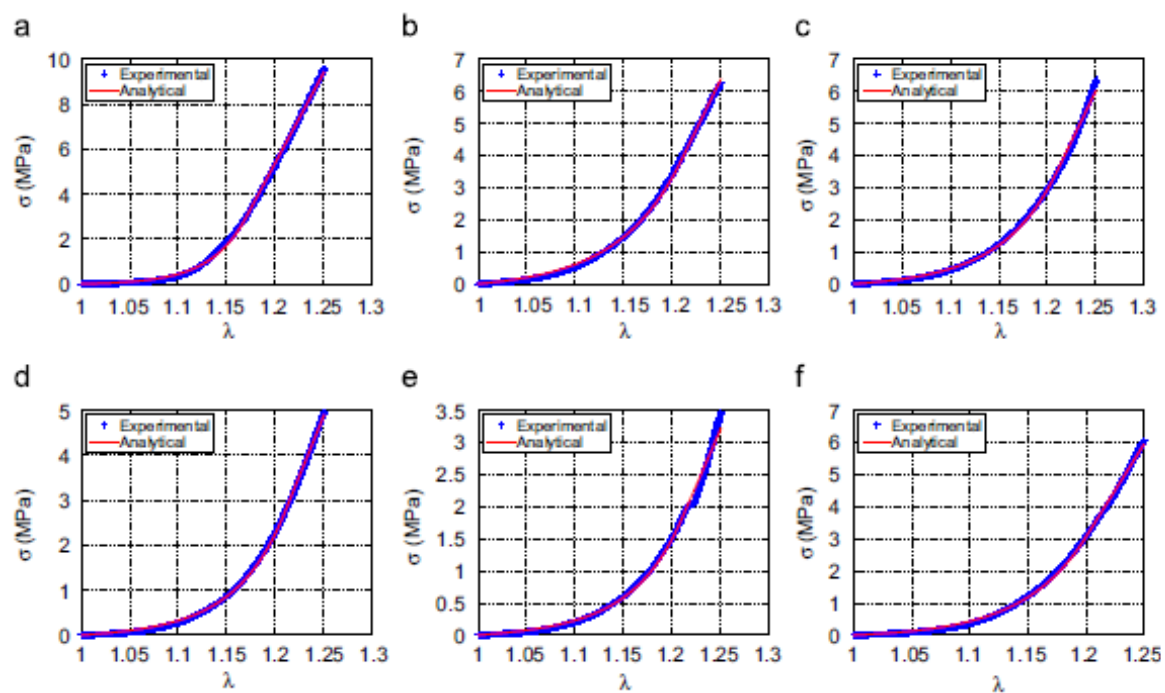


Figura 1.4.12 Gráficas del comportamiento del tendón.



## 2- MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

### 2.1. Introducción

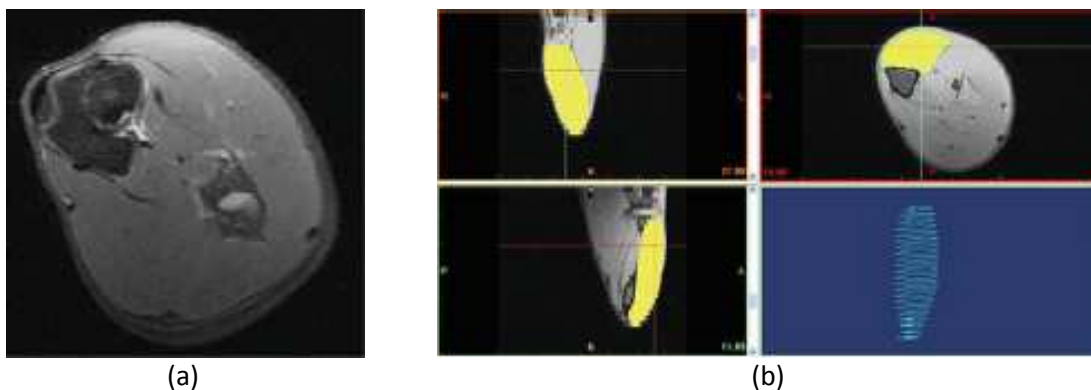
La geometría estudiada y analizada fue reconstruida a través de una resonancia magnética, y pertenecía al tibial anterior de una rata Wistar de masa corporal  $215 \pm 15$  g. Para ello, la rata fue anestesiada con una inyección intraperitoneal de pentobarbital sódico. El experimento fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad Autònoma de Barcelona para el uso de animales en experimentación.

Las imágenes fueron tomadas de los cóndilos femorales hasta el metatarso. La rata fue colocada en posición supina con la extremidad derecha extendida (Figura 2.1.1). Se obtuvieron treinta imágenes de  $512 \times 512$  píxeles a lo largo de toda la longitud del músculo con una resolución de 0.06 mm/píxel.



**Figura 2.1.1** Colocación de la rata en la plataforma para realizar la resonancia magnética.

Las imágenes fueron utilizadas para lograr una reconstrucción detallada del tibial anterior de rata. (Figura 2.1.2). En cada imagen se obtenía el contorno del músculo, y se generó una superficie en tres dimensiones utilizando el programa Mimics.

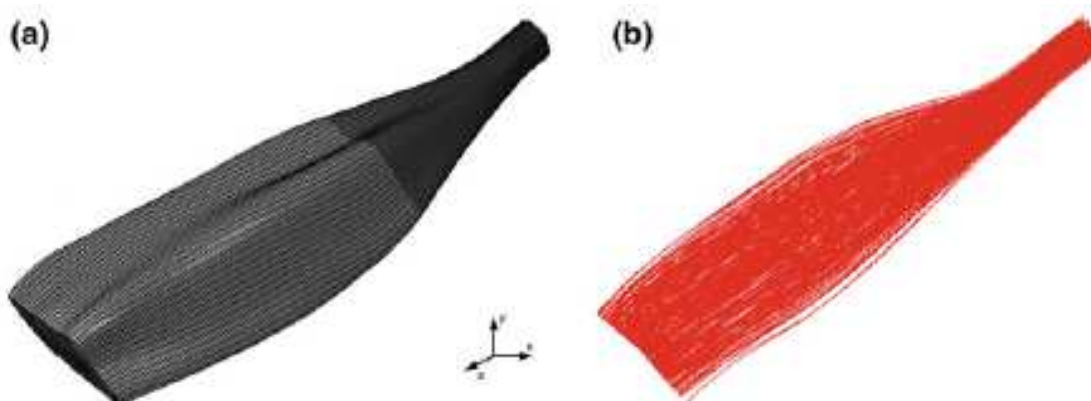


**Figura 2.1.2** (a) Imágenes de la resonancia magnética. (b) Segmentación con el programa Mimics.



A partir de las imágenes obtenidas mediante resonancia magnética, se crearon las mallas de elementos finitos del músculo y del tendón con elementos hexaédricos, utilizando el programa ABAQUS.

La Figura 2.1.3 (a) muestra el modelo en tres dimensiones de la malla de elementos finitos del tibial anterior. También se generaron dos representaciones de la geometría de las fibras: en primer lugar, las fibras fueron definidas en dirección longitudinal (eje z), y en segundo lugar, la geometría del músculo se ajustó a la orientación de las fibras, como se muestra en la Figura 2.1.3 (b).



**Figura 2.1.3** Representación de la geometría del tibial anterior.

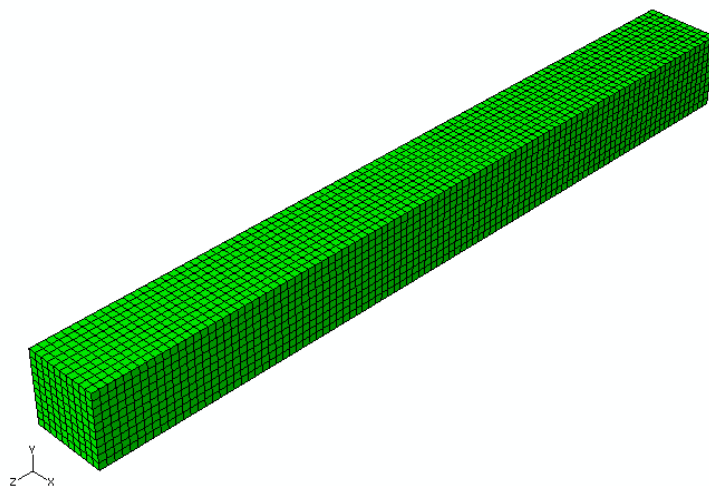
Es importante destacar que las imágenes tomadas por resonancia magnética fueron obtenidas *in vivo*. Por este motivo, el tejido muscular está sometido a una de tensión inicial,  $F_0$  que es considerada en el modelo numérico. Además, no se tuvo en cuenta la fascia, ya que en los modelos experimentales fue eliminada por completo.

## 2.2. Geometría idealizada

### 2.2.1. Malla

Para generar el modelo de elementos finitos de la geometría idealizada se creó en el programa ABAQUS 1/8 de la probeta.

El tamaño total elegido para diseñar el octavo de probeta fue 10x10x100, orientado de forma longitudinal en el eje Z, con un tamaño de los elementos de 1x1x1 (Figura 2.2.1). Las medidas de la probeta fueron elegidas de tal forma que se obtuviera una dimensión mucho mayor que las otras dos, con el fin de que reprodujera lo más fielmente posible el comportamiento real de las probetas de músculo.



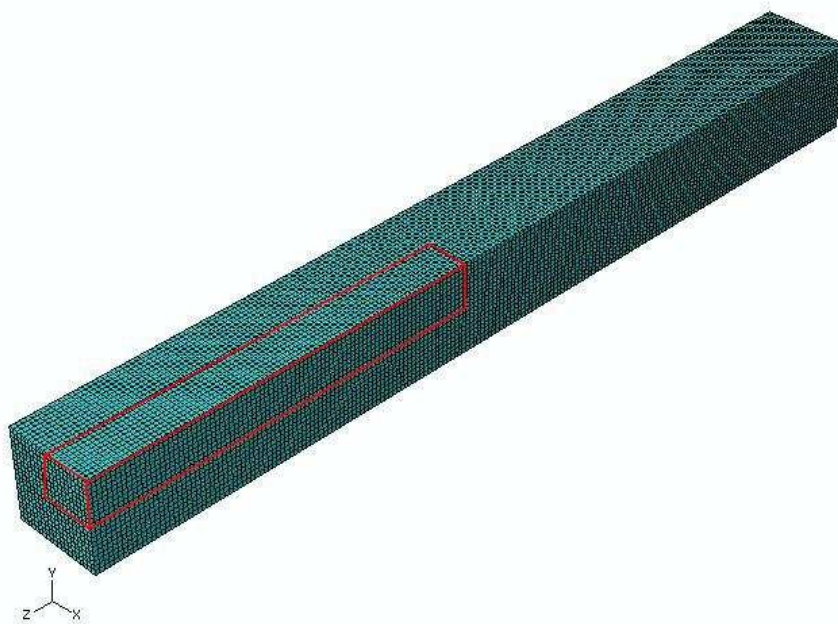
**Figura 2.2.1** Modelo mallado de 1/8 de la probeta.

### 2.2.2. Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno aplicadas al modelo fueron principalmente dos.

La primera de ellas para crear la simetría de la pieza, y la segunda, para imponer un desplazamiento de 50 mm a lo largo del eje Z.

Se aplicaron condiciones de simetría seleccionando las caras situadas en los planos XY, YZ y XZ, impidiendo cualquier desplazamiento en la dirección normal a dichos planos de simetría.



**Figura 2.2.2** Representación completa de la geometría idealizada.





### 2.2.3. Material

Las propiedades y los parámetros del material hiperelástico introducidos en el programa ABAQUS fueron los obtenidos mediante los ensayos descritos en el apartado 1.4.3 (Modelo de comportamiento).

La subrutina necesaria para definir el comportamiento del tejido fue realizada previamente por investigadores del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza. La subrutina programada se denomina UMAT. Todas las propiedades del comportamiento del material fueron introducidas en el programa ABAQUS modificando el fichero de entrada (\*.inp).

Se generaron diez valores aleatorios de los parámetros del músculo, y otros diez de los del tendón, utilizando como valor medio los valores de los parámetros obtenidos mediante ensayos (definidos en el apartado 1.4.3). En el archivo de entrada (\*.inp) sólo se modificaron las constantes  $C1$ ,  $C3$ ,  $C4$ ,  $\bar{I}_{4_0}$ ,  $\bar{I}_{4_{ref}}$ , ya que el resto de parámetros del material son funciones de las mismas. La última fila corresponde a la orientación, que en este caso es únicamente a lo largo del eje longitudinal.

La localización de las constantes en el archivo de entrada es la siguiente:

```
6.0, 0.01, C1, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, C3  
C4, 0.0, 0.0, I40, I4ref, 0., 0., 0.  
fibras, x1, x2, x3, 0., 0., 0., 0.
```

teniendo que modificar únicamente las marcadas en rojo.

Finalmente se crearon, para el músculo y para el tendón, diez ficheros con los valores aleatorios generados, y uno adicional con los parámetros de la media obtenidos en los ensayos, con el fin de comparar, mediante superposición de gráficas, dichos resultados con los obtenidos mediante valores aleatorios.

## 2.3. Músculo

### 2.3.1. Comportamiento pasivo

#### 2.3.1.1. Malla

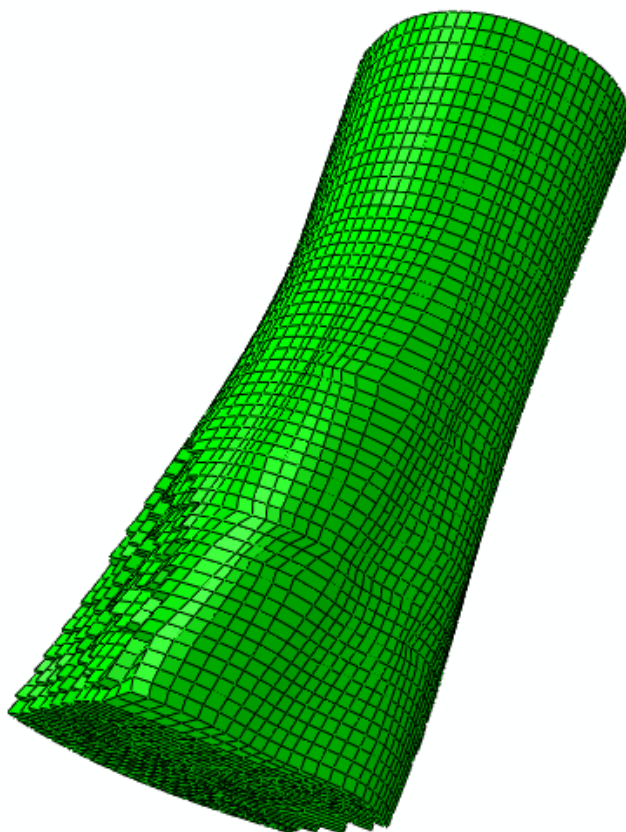
La malla de elementos finitos de este modelo de músculo se obtuvo como se ha descrito anteriormente y está formada por tres grupos de nodos y otros tres grupos de elementos.



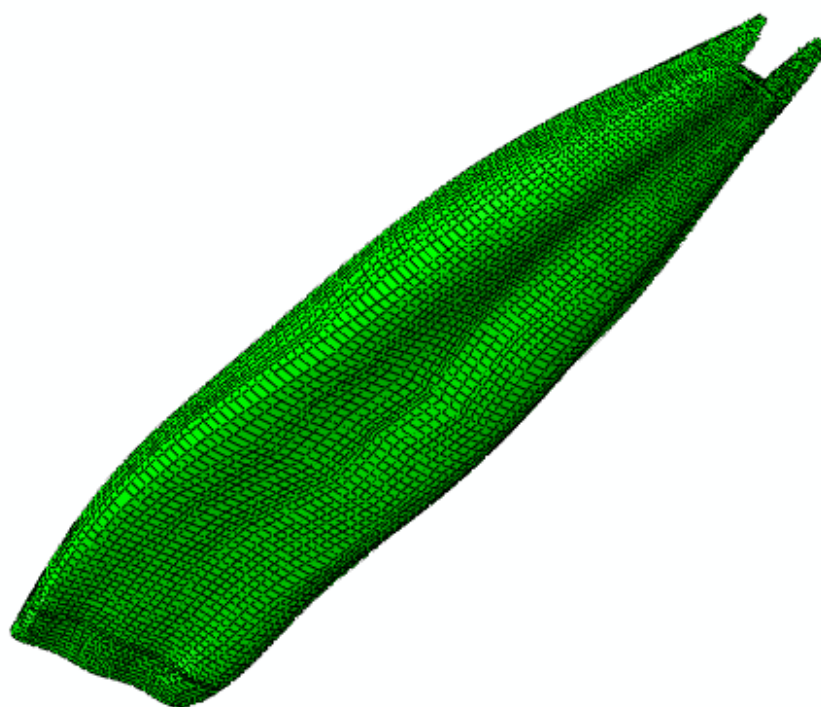


Uno de los grupos de elementos será aquél que reúna todos los elementos cuyas propiedades correspondan al músculo, otro al tendón, y el tercero de ellos al extremo del tendón. El motivo por el cual se distinguen estos tres grupos es que las tres partes mencionadas anteriormente tienen propiedades diferentes.

Referente a los nodos, también se deben realizar tres grupos. El primero de ellos corresponde a los nodos de la inserción del músculo en el hueso (GRUPONODOSINSER), el segundo de ellos a la inserción del tendón en el hueso (GRUPONODOSTENDON), y finalmente, el tercero, corresponde a un único nodo de la inserción del extremo del tendón en el hueso (NODOTENDON). Este último grupo (que consta de un único nodo y no pertenece al segundo de los grupos anteriormente mencionados), se aplica simplemente para que la suma de las fuerzas que se generan en el conjunto de los nodos de la inserción del extremo del tendón en el hueso se concentren en dicho nodo. Esto se hace para que se puedan ver mejor los resultados y generar una gráfica que relaciona el desplazamiento con la fuerza total ejercida para estirar el músculo los 10 mm que se pretenden imponer.



**Figura 2.3.1** Grupo de elementos del tendón.



**Figura 2.3.2** Grupo de elementos del músculo.

La malla final está formada por un total de 2484 elementos y 3196 nodos.

El tipo de elemento utilizado para crear la malla fue el elemento hexaédrico C3D8H. Existen otros tipos de elementos, como por ejemplo los tetraédricos, que se adaptan mejor a geometrías complejas. En este proyecto se trataba de buscar la solución lo más exacta posible, y para ello el mejor tipo de elemento es el hexaédrico. Cabe recordar que mediante el método de los elementos finitos siempre obtendremos una solución aproximada, que dependerá del refinamiento de la malla.

#### **2.3.1.2. Condiciones de contorno**

Las principales condiciones de contorno aplicadas al modelo computacional del músculo (comportamiento pasivo) son las condiciones de apoyo del músculo en el hueso (inserción) y el desplazamiento impuesto a lo largo del eje Z.

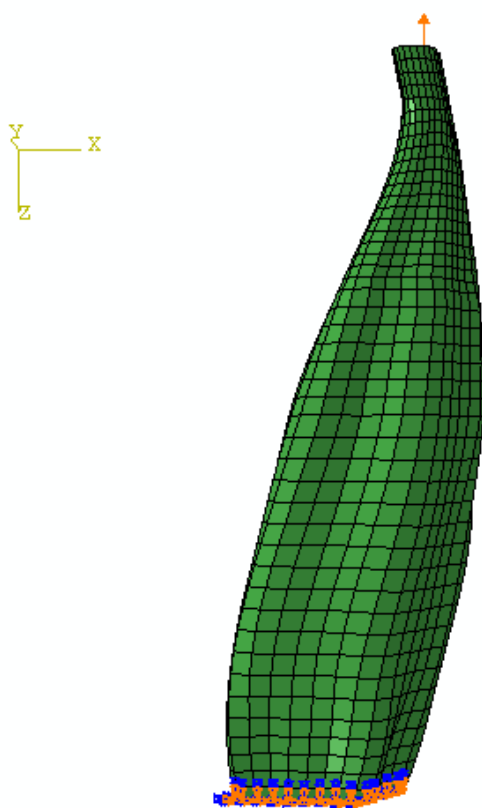
En primer lugar, debemos indicarle al programa que el grupo de nodos de la inserción del extremo del tendón en el hueso sólo se puede mover a lo largo del eje Z, por lo que debemos restringirle el movimiento en los ejes X e Y. Esta misma restricción hay que hacerla con el nodo en el que se suman las fuerzas de los demás nodos del grupo anterior.



El grupo de nodos de la inserción del músculo en el hueso se trata como un empotramiento, así que se deberán restringir todos sus movimientos, de tal forma que queden encastrados.

Además, se impondrá un desplazamiento de 10mm en el grupo de nodos del tendón, para de esta forma poder obtener, para los distintos modelos generados, la fuerza que se debe ejercer para conseguir dicho desplazamiento, que se comentará posteriormente en el apartado de resultados.

A continuación se muestra una imagen (Figura 2.3.3) tomada con el programa ABAQUS en la que se incluyen las condiciones de contorno aplicadas al modelo.



**Figura 2.3.3** Condiciones de contorno aplicadas al músculo.

#### 2.3.1.3. Material

Las propiedades de los distintos materiales se introducen en el archivo de entrada de extensión .inp del programa ABAQUS. Cabe destacar que se deberán introducir las propiedades de los tres tipos de material que se distinguen en este modelo. De la misma forma que con el modelo de la geometría idealizada, se generaron once ficheros con distintos valores. En el primero de ellos se introdujeron los parámetros de la media y la desviación,



tanto del músculo como del tendón, obtenidos mediante ensayos experimentales, y en los otros diez se introdujeron los valores obtenidos de forma aleatoria a partir de los valores de la media y la desviación.

Para definir el comportamiento del músculo se utiliza la misma subrutina que la utilizada en el caso de las geometrías idealizadas, denominada UMAT, para materiales hiperelásticos con familias de fibras.

La forma de comunicarle al programa que los elementos pertenecientes al grupo de elementos denominado MÚSCULO tienen todas las propiedades definidas en MATERIAL 3 es la siguiente:

```
*Solid Section, elset=MUSCULO, material=MATERIAL3
```

Posteriormente se introducen las propiedades del material:

```
*MATERIAL,NAME=MATERIAL3
*USER MATERIAL, CONSTANTS= 24
6.0, 0.01, 0.008837, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.009877
2.237879, 0.0, 0.0, 1.256385, 2.4726, 0.5, 1.0, 0.0
1.0, 0., 0.156434465, -0.9876883, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
```

Los valores que se deben de modificar, al igual que con la geometría idealizada, son solamente los de las dos primeras filas, correspondientes a las propiedades del material. En estas filas se encuentran localizadas las constantes  $C1$ ,  $C3$ ,  $C4$ ,  $\bar{I}_{4_0}$ ,  $\bar{I}_{4_{ref}}$ , ya que el resto de parámetros del material son funciones de las mismas. La última fila corresponde a la orientación inicial de las fibras.

Para introducir las propiedades del tendón se procede de la misma forma que con las del músculo, quedando el fichero de entrada .inp de la siguiente forma:

```
*Solid Section, elset=TENDON, material=MATERIAL1

*Material, name=MATERIAL1
*USER MATERIAL, CONSTANTS= 24
6.0, 0.01, 0.081, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.045038
7.570983, 6, 532.526, 1.0, 1.445060, 0.0, 0.0, 0.0
1.0, 0., 0.156434465, -0.9876883, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
```

El último tipo de material del que se deben introducir propiedades es el del extremo del tendón. La forma de proceder con este material es distinta a la del músculo y el tendón. En este caso solamente se debe introducir el coeficiente de Poisson y el módulo de elasticidad. Este último tiene un valor muy alto, que dota al material de una rigidez muy elevada. Esto es debido a que si no se realiza de esta forma, se comprobó que al aplicar condiciones de contorno directamente sobre el material tendón la solución no llegaba a converger.



---

```
*Solid Section, elset=EXTREMOTENDON, material=MATERIAL2
```

```
*Material, name=MATERIAL2  
*Elastic  
1400000., 0.3
```

### 2.3.2. Comportamiento activo

En este nuevo ensayo se trató de reproducir el comportamiento activo del músculo tibial anterior, más concretamente la contracción isotónica concéntrica. A diferencia del comportamiento pasivo, en estos nuevos modelos el músculo tiene la capacidad de contraerse.

Los músculos esqueléticos realizan dos acciones: contracción y relajación. Al ser estimulado por un impulso motor, el músculo se contrae, pero cuando el impulso desaparece, el músculo se relaja. Existen dos tipos de contracciones: isotónicas e isométricas. Las primeras se realizan con dos variaciones: concéntricas ó excéntricas.

Las contracciones concéntricas son las más comunes en la mayoría de los deportes, actividades físicas y actividades correspondientes a la vida diaria, ya que en la mayoría de las tensiones musculares que se ejercen suelen ir acompañadas por acortamiento de las fibras musculares de un músculo determinado. Es por ello por lo que se relaciona directamente con las contracciones dinámicas. Pero realmente es un modelo teórico de contracción, ya que la velocidad de acortamiento del músculo durante la contracción no es igual en todo el recorrido del movimiento.

Se define como contracciones concéntricas isotónicas, desde el punto de vista fisiológico, a aquellas contracciones en las que las fibras musculares, además de contraerse (acortan su longitud), lo hacen a una velocidad constante. A este tipo de contracción también se le conoce como contracción positiva.

Se define como contracciones excéntricas isotónicas, a aquellas contracciones en las que, al contrario que en las concéntricas, los músculos aumentan su longitud, cediendo a la resistencia ofrecida.

La contracción isométrica se refiere al tipo de contracción en la cual el músculo desarrolla una tensión sin cambiar su longitud. Un músculo a menudo puede desarrollar una tensión más alta que aquellas desarrolladas durante una contracción dinámica, realizando una contracción estática o isométrica.

#### 2.3.2.1. Malla

La malla utilizada para reproducir el comportamiento activo de la unidad músculo-tendón del tibial anterior es exactamente la misma que la utilizada para reproducir el comportamiento pasivo, ya que en este caso también se debe distinguir entre los tres grupos de nodos y de elementos.



Además, en este modelo, se distinguen dos orientaciones diferentes de las fibras musculares. En la primera de ellas todas las fibras están orientadas a lo largo del eje longitudinal, y la otra sigue la geometría fusiforme del músculo. Esto se realizó, como se verá en el apartado de resultados, para reproducir lo más fielmente posible el comportamiento activo del músculo.

Para calcular los resultados de la contracción concéntrica fusiforme, se debía comunicar al programa de cálculo ABAQUS la orientación que debía utilizar, y para ello se copió en el directorio correspondiente a este ensayo un fichero de entrada llamado "orientation.inp", en el que estaban introducidas las direcciones correspondientes de cada fibra en cada punto de integración del elemento.

#### ***2.3.2.2. Condiciones de contorno***

Así como la malla de elementos finitos era la misma para los ensayos pasivos y activos, las condiciones de contorno debían de ser modificadas con respecto a las utilizadas en los ensayos pasivos.

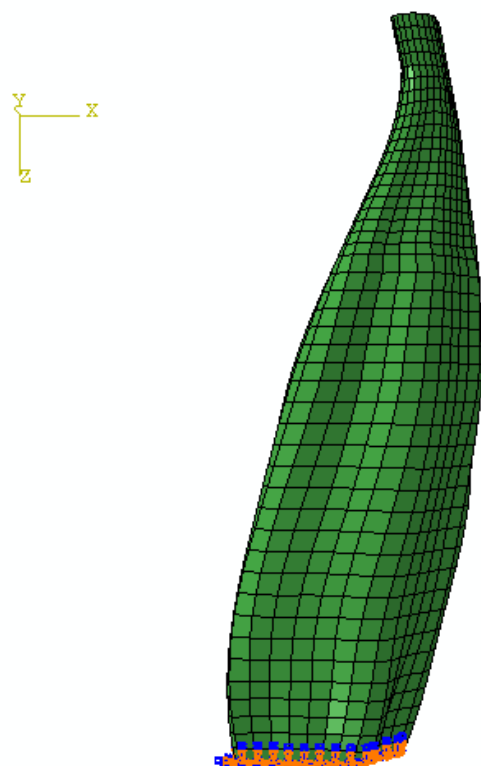
El extremo del músculo correspondiente al grupo de nodos GRUPONODOSINSER (correspondiente a la inserción del músculo en el hueso) se mantiene empotrado, es decir, se restringen todos sus movimientos.

El otro extremo, el del grupo de nodos de la inserción del tendón en el hueso (GRUPONODOSTENDÓN), se libera de tal forma que no tenga ninguna restricción de sus movimientos en ninguna dirección.

Además, se elimina el desplazamiento impuesto de 10mm que se había aplicado en el grupo NODOTENDÓN.

Estas condiciones de contorno hacen que en un extremo queden totalmente restringidos los movimientos, mientras que el otro extremo queda liberado.

A continuación se muestra una imagen (Figura 2.3.4) con las condiciones de contorno aplicadas a este modelo.



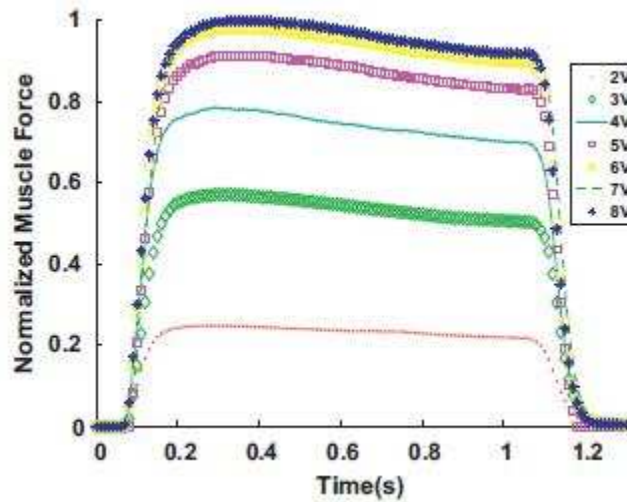
**Figura 2.3.4** Condiciones de contorno aplicadas al músculo.

#### **2.3.2.3. Material**

EL modelo de comportamiento utilizado en estos ensayos es el desarrollado por Ramírez et al. 2010 para obtener la relación entre la fuerza desarrollada por el músculo y parámetros como el voltaje y la frecuencia de excitación. Este experimento se llevó a cabo para determinar el cambio en la fuerza del músculo para voltajes cada vez mayores. Se extrajeron un total de tres músculos de tibial anterior y se fijaron a la máquina de ensayos.

Se aplicaron a los animales una serie de ondas de amplitud cuadrada y de voltaje variable a intervalos de 1V a 2V y 8V con una duración de 1 segundo. Se fijó la frecuencia en 90 Hz y la longitud óptima del músculo. La fuerza máxima se normalizó a 8N (8.0 +/- .2N).

En la Figura 2.3.5 se muestra la gráfica Fuerza-Tiempo, observándose un aumento de la fuerza al aumentar los valores de la tensión de la señal de entrada. A pesar de que la fuerza máxima se alcanzó a 8V, los experimentos se llevaron a cabo a 5V para evitar la fibrilación muscular observada durante períodos de descanso cuando se aplicaron tensiones superiores.



**Figura 2.3.5** Relación Fuerza-Voltaje. Media de la fuerza del músculo a 2, 3, 4, 5, 6, 7 y 8 V con un estímulo de 90 Hz durante 1s, con la longitud óptima.

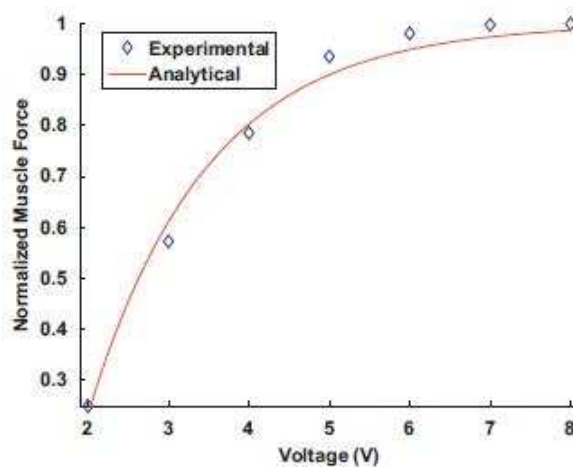
La corriente estimuladora que fluye desde el electrodo a lo largo de todos los axones en el nervio ciático es la misma. Incrementando el voltaje de la señal de excitación se produce inicialmente un aumento de la fuerza muscular hasta que se alcanza el umbral, lo que indica que todas las motoneuronas han sido reclutadas.

Así la relación propuesta entre fuerza y voltaje es:

$$f_V = 1 - e^{-(a-V)/d}, \quad V \geq 2$$

donde **a** es el punto de corte con el eje, y **d** controla la curvatura.

Con el fin de adaptarse mejor a los datos experimentales (Figura 2.3.6), estos parámetros se fijaron en  $a = 1,609$  y  $d = 1,4737$ .



**Figura 2.3.6** Relación Fuerza-Voltaje a la longitud óptima y 90 Hz.





En la siguiente tabla (Tabla 2.3.7) se muestran los parámetros obtenidos de los experimentos “in vivo”.

$\sigma_0$ (MPa)	$\lambda_{opt}$	$\beta$	$T'(s)$	$P'(N)$	$t_i$	$r$	$c$
0.8	1	0.83616	0.04	0.11	0.01667	1.0535	1.1245

**Tabla 2.3.7** Parámetros obtenidos de los experimentos “in vivo”.

Para definir el comportamiento del músculo de este nuevo modelo, se utiliza la misma subrutina que las utilizadas en el caso de las geometrías idealizadas y del comportamiento pasivo de la unidad músculo-tendón, denominada UMAT.

En este nuevo modelo, se le comunica al programa de cálculo que ahora el músculo se debe contraer. Esto se consigue modificando el archivo de texto “param\_umat.txt” y en el parámetro ACTIV\_FLAG se iguala a 1. Además se debe introducir el número exacto de nodos (3196) y de elementos (2484).

A continuación, se deben introducir las propiedades de los distintos materiales que componen la unidad músculo-tendón. Para ello se modifica el archivo de entrada de extensión .inp del programa ABAQUS. La forma de proceder es la misma que con el modelo del comportamiento pasivo del músculo. Los parámetros introducidos son los de la media y la desviación del músculo y del tendón obtenidos en los ensayos experimentales, modificando únicamente los valores correspondientes a las constantes  $C1$ ,  $C3$ ,  $C4$ ,  $\bar{I}_{4_0}$ ,  $\bar{I}_{4_{ref}}$ , ya que el resto de parámetros del material son funciones de las mismas. En el caso del material músculo también se modificó el primer parámetro, y se introdujo el valor 7.0. De esta forma se consiguió que el músculo se contrajera.

En este modelo de comportamiento se distinguen dos orientaciones diferentes de las fibras musculares. En el primer caso, todas las fibras están orientadas a lo largo del eje longitudinal, así que la última fila de los parámetros del material se deja igual que en el resto de los casos. En el segundo caso, la contracción concéntrica sigue la geometría del músculo. Para conseguir dicha simulación, además de introducir el fichero con la orientación de las fibras, se debe modificar la última fila de los parámetros del material. El primer valor de la última fila debe ser un valor superior a 1. Además, se debe modificar también “param\_umat.txt”. En este fichero se debe indicar al programa de cálculo que la orientación ya no es en los ejes  $x1$ ,  $x2$  y  $x3$ . Esto se consigue igualando el parámetro FIB\_FICHERO a 1.



De esta forma el archivo de entrada .inp del modelo de contracción concéntrica a lo largo del eje longitudinal queda de la siguiente forma:

```
*Material, name=MATERIAL1
*USER MATERIAL, CONSTANTS= 24
 6.0, 0.01, 0.081, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.045038
 7.570983, 6, 532.526, 1.0, 1.445060, 0.0, 0.0, 0.0
 1.0, 0.,0.156434465,-0.9876883, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
*DEPVAR
8
*Material, name=MATERIAL2
*Elastic
1400000., 0.3
*MATERIAL,NAME=MATERIAL3
*USER MATERIAL, CONSTANTS= 24
 7.0, 0.01, 0.008837, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.009877
 2.237879, 0.0, 0.0, 1.256385, 2.4726, 0.5, 1.0, 0.0
 1.0, 0.,0.156434465,-0.9876883, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
*DEPVAR
8
```

Y el archivo de entrada .inp de la contracción concéntrica siguiendo la geometría del músculo queda de la siguiente manera:

```
*Material, name=MATERIAL1
*USER MATERIAL, CONSTANTS= 24
 6.0, 0.01, 0.081, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.045038
 7.570983, 6, 532.526, 1.0, 1.445060, 0.0, 0.0, 0.0
 5.0, 0.,0.156434465,-0.9876883, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
*DEPVAR
8
*Material, name=MATERIAL2
*Elastic
1400000., 0.3
*MATERIAL,NAME=MATERIAL3
*USER MATERIAL, CONSTANTS= 24
 7.0, 0.01, 0.008837, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.009877
 2.237879, 0.0, 0.0, 1.256385, 2.4726, 0.5, 1.0, 0.0
 5.0, 0.,0.156434465,-0.9876883, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
*DEPVAR
8
```



### 3- RESULTADOS

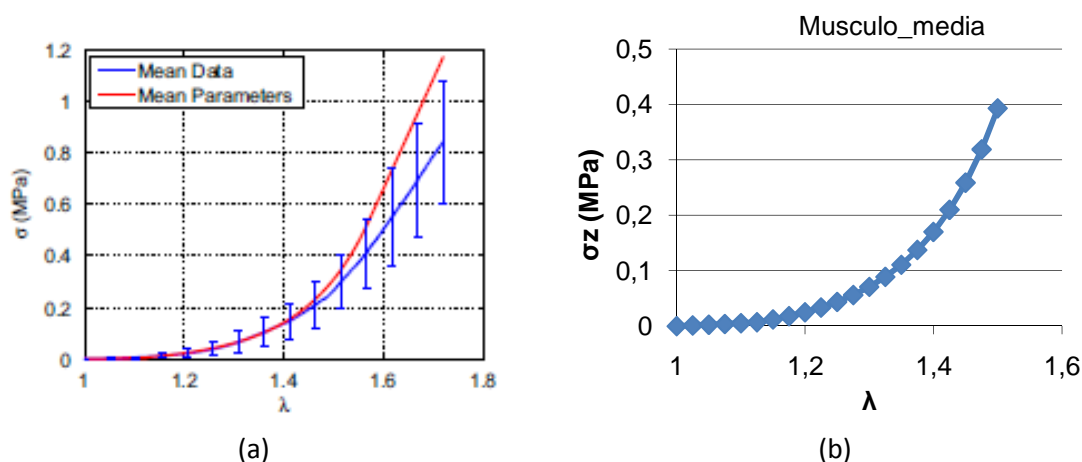
En esta sección se presentan los resultados obtenidos de las diferentes simulaciones computacionales, tanto de la geometría idealizada como de la unidad músculo-tendón del tibial anterior, analizando en este último caso tanto el comportamiento pasivo como el comportamiento activo.

Una vez obtenidos los resultados computacionales se analizarán y se compararán gráficamente con los resultados obtenidos en los ensayos experimentales en el laboratorio, y de esta forma se determinará la sensibilidad del modelo.

#### 3.1 Geometría idealizada. Comportamiento pasivo

##### 3.1.1 Músculo

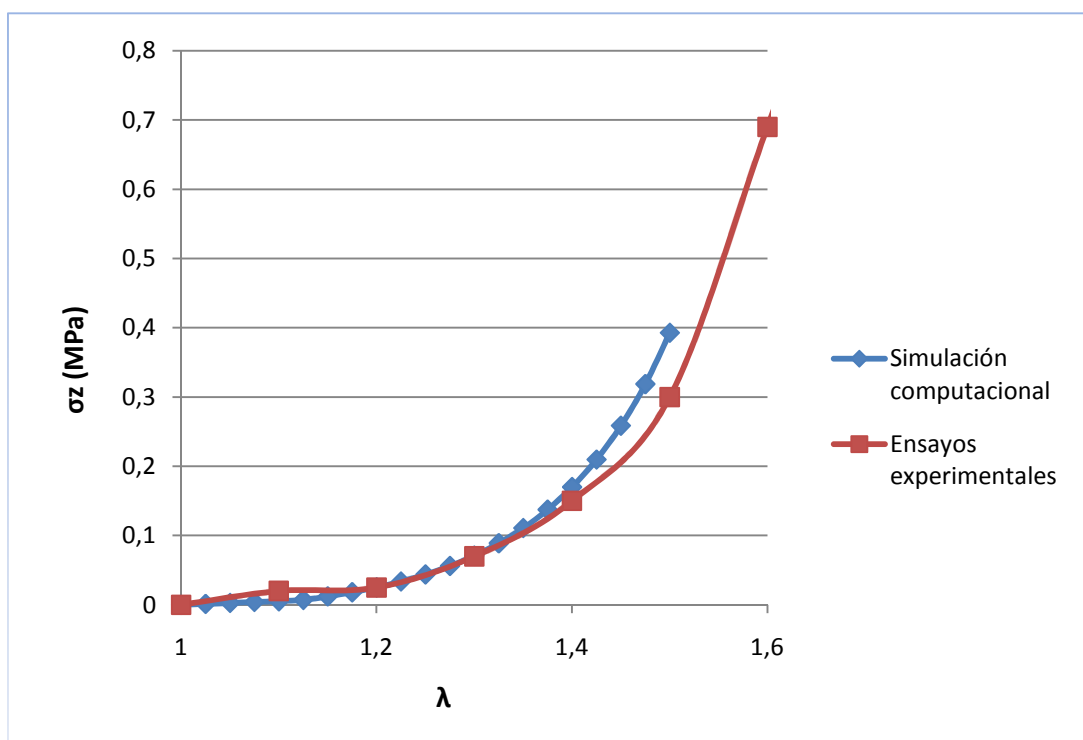
En primer lugar se comparará la gráfica obtenida de los datos de los ensayos experimentales y la gráfica obtenida de los datos resultantes de la simulación hecha en ABAQUS con los parámetros de los valores medios del material (Figura 3.1.1).



**Figura 3.1.1** Geometría idealizada del músculo.

(a) Curva media de los datos experimentales. (b) Curva media de la simulación computacional.

A continuación, se muestra la gráfica de la geometría idealizada del músculo, en la que se representan de forma superpuesta la curva experimental y la curva de la simulación computacional (Figura 3.1.2).



**Figura 3.1.2** Geometría idealizada del músculo. Curvas medias superpuestas.

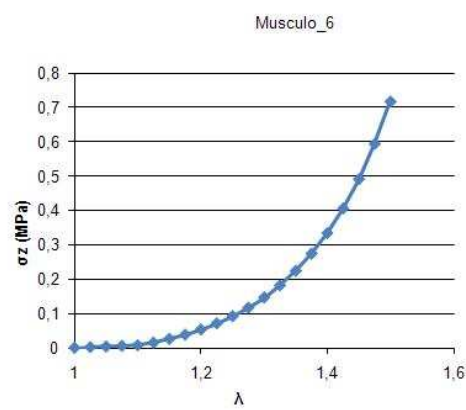
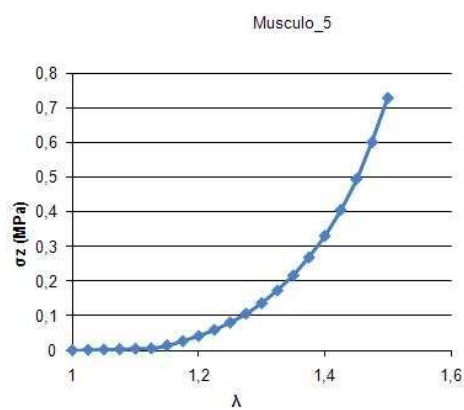
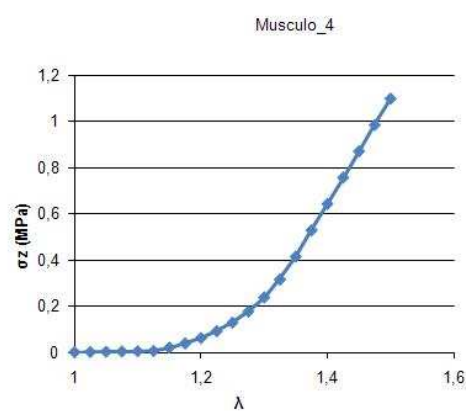
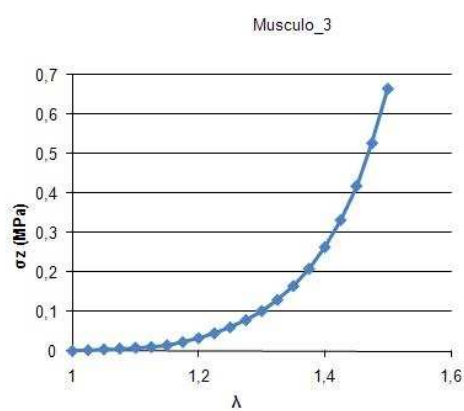
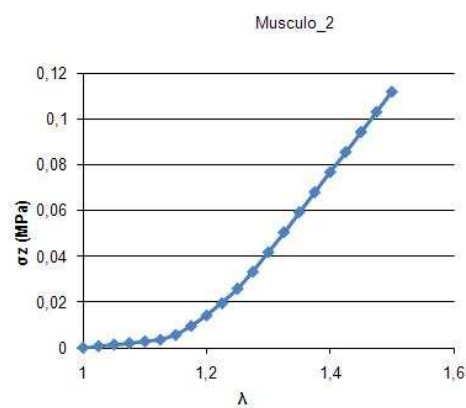
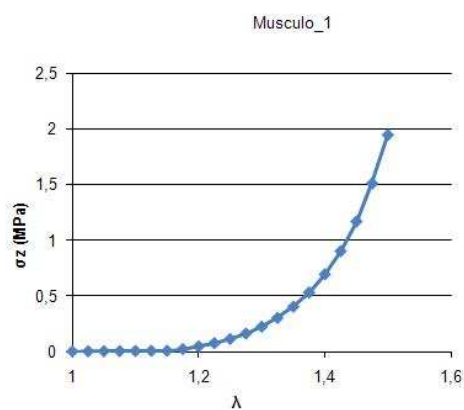
Se puede observar que la curva característica realizada mediante los resultados obtenidos de la simulación computacional guarda la misma forma característica que la realizada con los valores obtenidos mediante ensayos experimentales. Además de guardar la misma forma, para los mismos valores de  $\lambda$  se obtienen valores similares de las tensiones.

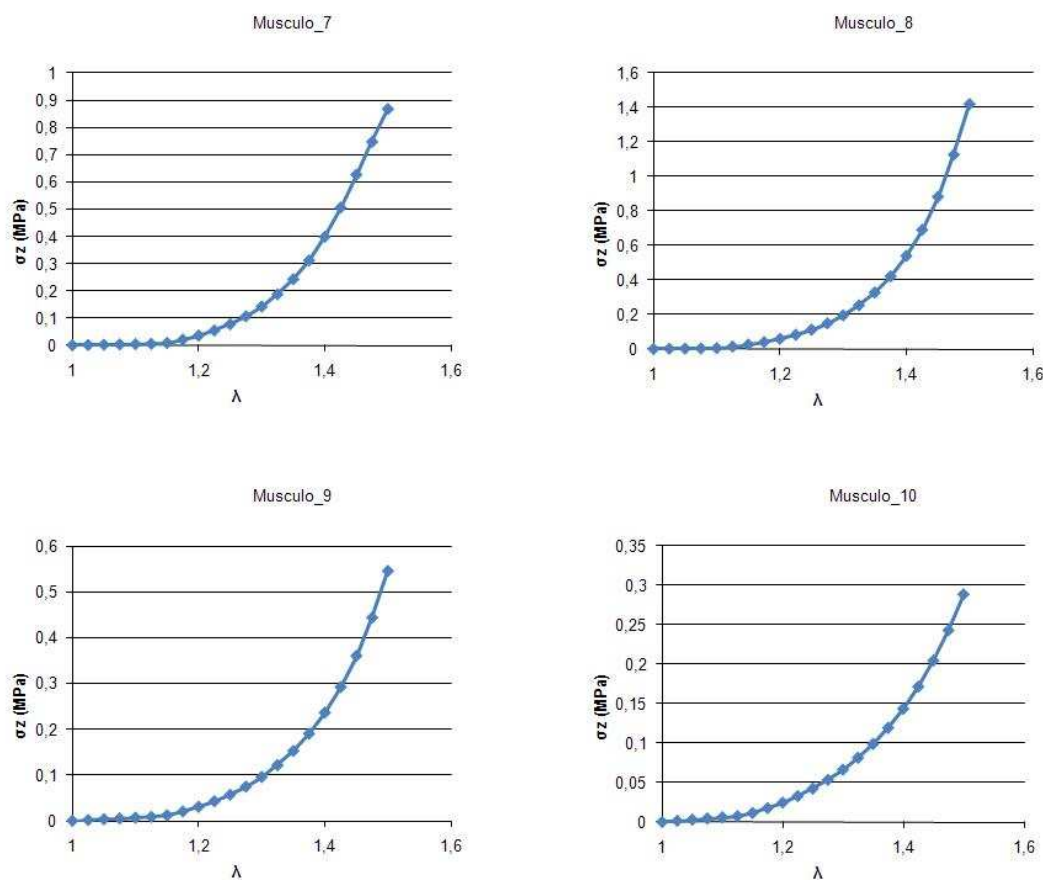
En nuestra simulación se impuso un desplazamiento de 50mm, por lo que la  $\lambda$  máxima es 1.5, ya que  $\lambda = 1 + \frac{Uz}{l_0}$ , siendo  $Uz= 50\text{mm}$  y  $l_0=100\text{mm}$ .

Para un valor de  $\lambda=1.5$  se obtiene una tensión de 0.3929 MPa.

Con un  $\lambda$  superior a 1.5 se observa que la gráfica de los resultados experimentales tiene un comportamiento lineal con una pronunciada pendiente, lo que permite deducir que a partir de un desplazamiento superior a la mitad del músculo, las tensiones aumentan de forma significativa en comparación con las tensiones producidas en los instantes iniciales.

A continuación se muestran las diez gráficas obtenidas con los resultados de los cálculos realizados con los valores aleatorios de los modelos computacionales del músculo (Figura 3.1.3).

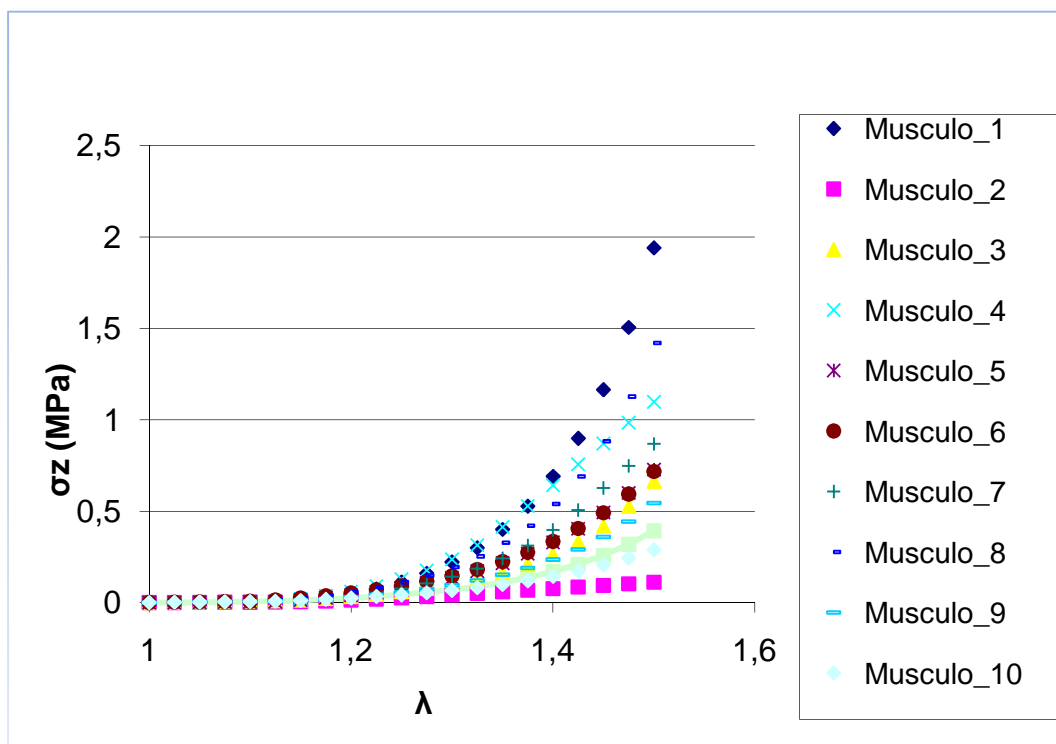




**Figura 3.1.3** Geometría idealizada del músculo. Graficas obtenidas con valores aleatorios.

Todas ellas muestran una curva característica cuya forma es similar a la de la gráfica obtenida con datos experimentales. Todos los valores aleatorios de las constantes han de ser positivos.

En la Figura 3.1.4 se muestra la representación de forma conjunta de las curvas de las diez simulaciones obtenidas con valores aleatorios y la realizada con los valores medios experimentales.



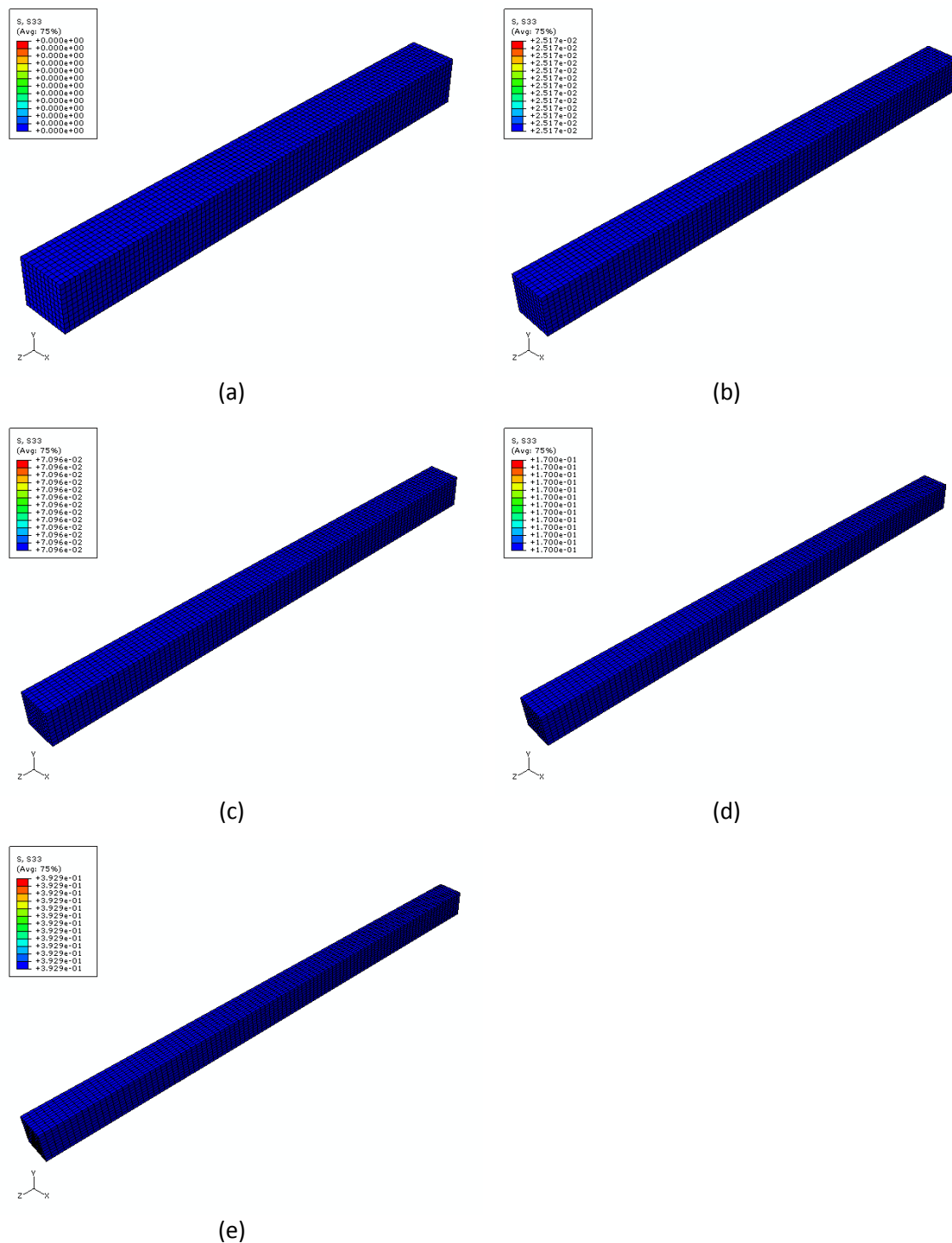
**Figura 3.1.4** Geometría idealizada del músculo. Gráfica  $\sigma_z - \lambda$  de todas las simulaciones computacionales.

En esta gráfica se observa la gran diferencia de tensiones obtenidas para un mismo alargamiento. Para  $\lambda=1.5$ , la tensión mínima es 0.112 MPa correspondiente a la simulación Músculo 2, y la máxima es 1.94 MPa, correspondiente a la simulación Músculo 1. Esto es debido a que los valores aleatorios del Músculo 1 son más elevados que los valores medios, mientras que con los del Músculo 2 sucede todo lo contrario. Esta diferencia se haría más grande a medida que incrementáramos el valor del desplazamiento impuesto.

A continuación (Figura 3.1.6) se muestran las imágenes de la geometría idealizada del músculo obtenidas con el programa ABAQUS en diferentes instantes, y se detalla en una tabla (Tabla 3.1.5) los valores exactos de la tensión para un determinado desplazamiento. Sólo se muestra la simulación realizada con los valores medios, ya que es la que mejor representa los ensayos realizados de forma experimental.

	Uz (mm)	$\sigma_z$ (MPa)
(a)	0	0
(b)	20	25.1717E-03
(c)	30	70.9603E-03
(d)	40	170.022E-03
(e)	50	392.905E-03

**Tabla 3.1.5** Tabla resumen de la simulación de la geometría idealizada del músculo.



**Figura 3.1.6** Imágenes de la geometría idealizada del músculo obtenidas con ABAQUS.

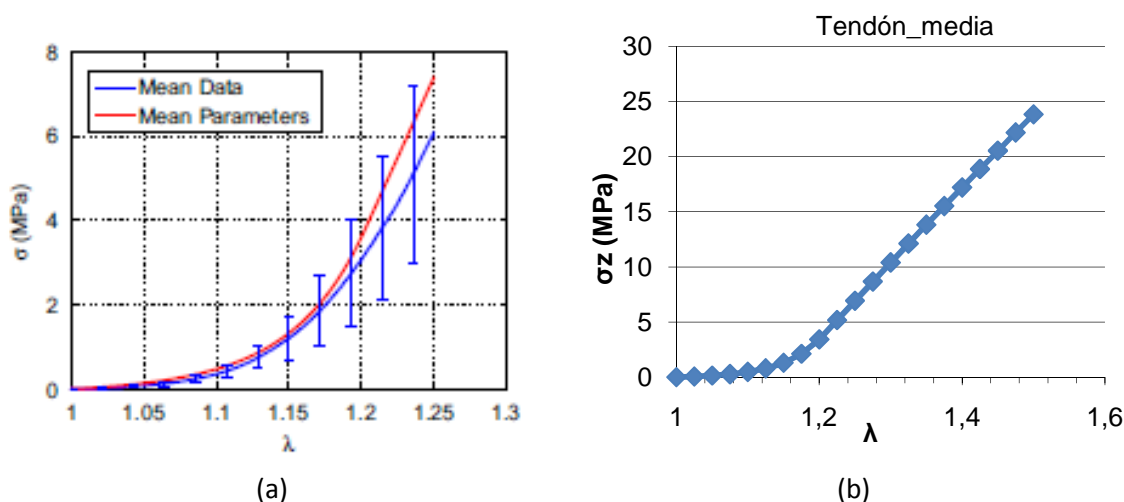




### 3.1.2 Tendón

Para analizar los resultados obtenidos con la simulación computacional del tendón se seguirá el mismo procedimiento que con el músculo.

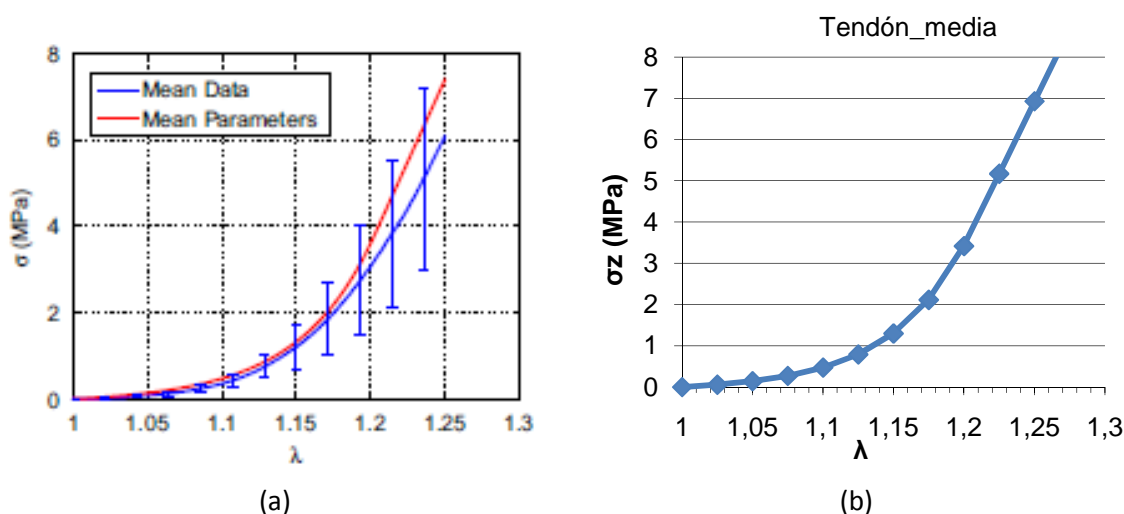
En primer lugar se muestran las gráficas obtenidas con los valores medios (Figura 3.1.7), tanto la realizada con los datos experimentales, como la realizada a partir de los datos obtenidos de la simulación en ABAQUS con los parámetros medios.



**Figura 3.1.7** Geometría idealizada del tendón.

(a) Curva media de los datos experimentales. (b) Curva media de la simulación computacional.

En nuestra simulación se impuso un desplazamiento de 50mm, por lo que la  $\lambda$  máxima es 1.5. Dado que en la gráfica obtenida mediante ensayos experimentales sólo se tienen datos hasta  $\lambda=1.25$ , se compararán de nuevo las dos gráficas cortando la de la simulación computacional en el mismo valor para facilitar el análisis (Figura 3.1.8).

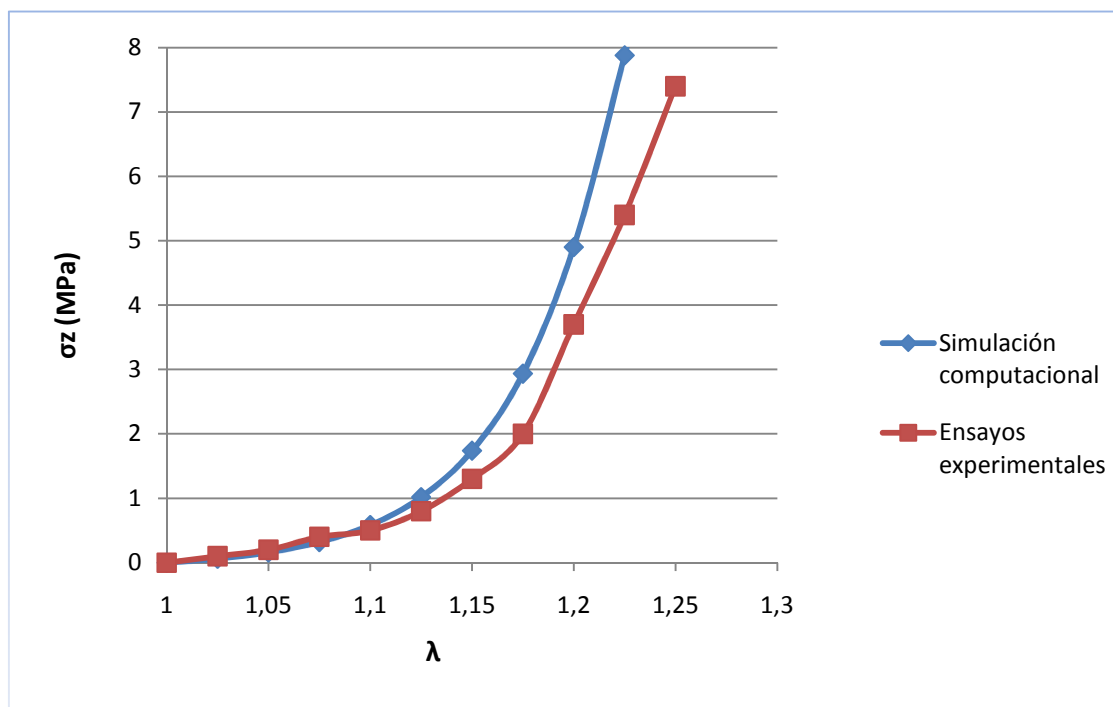


**Figura 3.1.8** Geometría idealizada del tendón.

(a) Curva media de los datos experimentales. (b) Curva media de la simulación computacional.



A continuación, se muestra la gráfica de la geometría idealizada del tendón, en la que se representan de forma superpuesta la curva experimental y la curva de la simulación computacional (Figura 3.1.9).



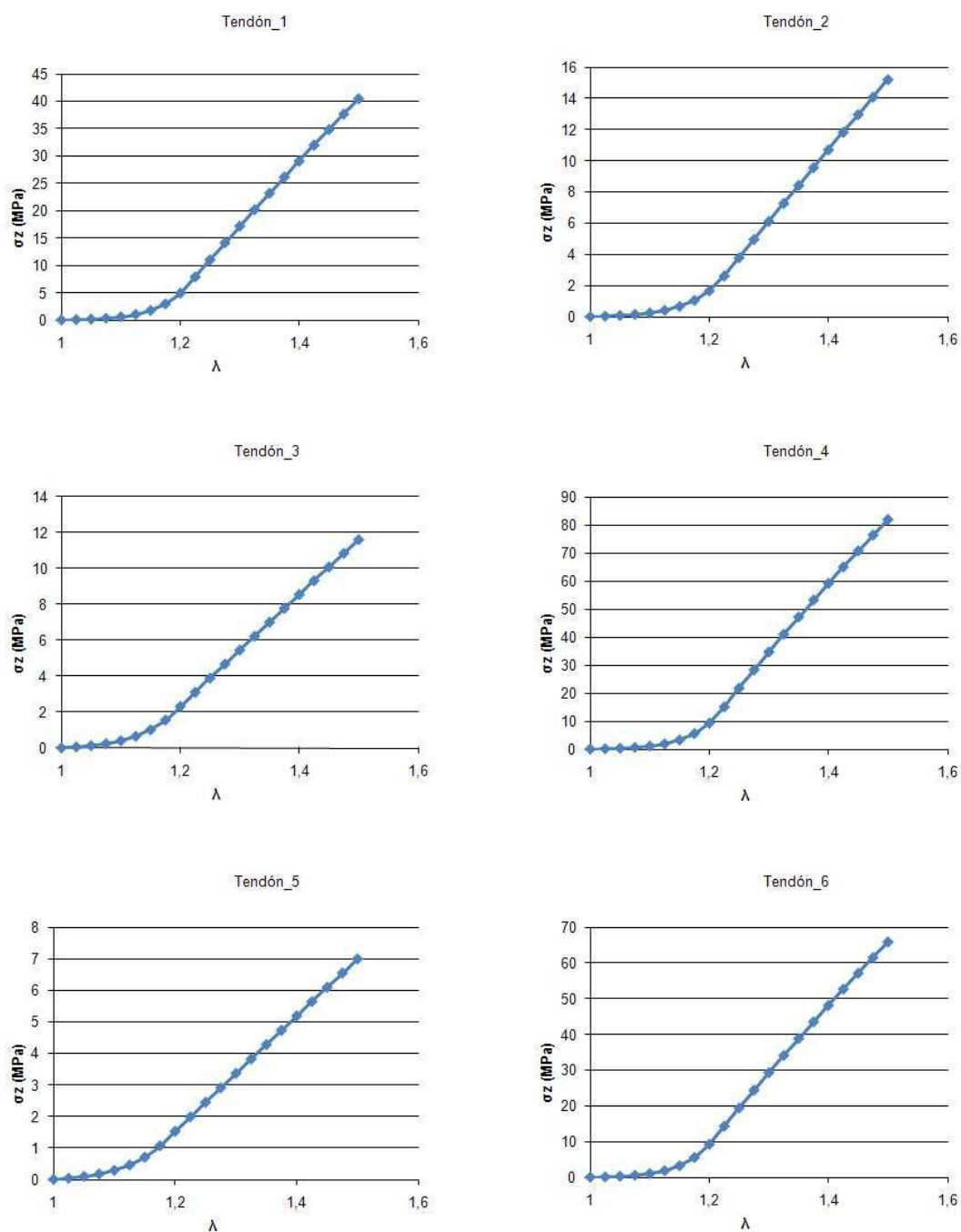
**Figura 3.1.9** Geometría idealizada del tendón. Curvas medias superpuestas.

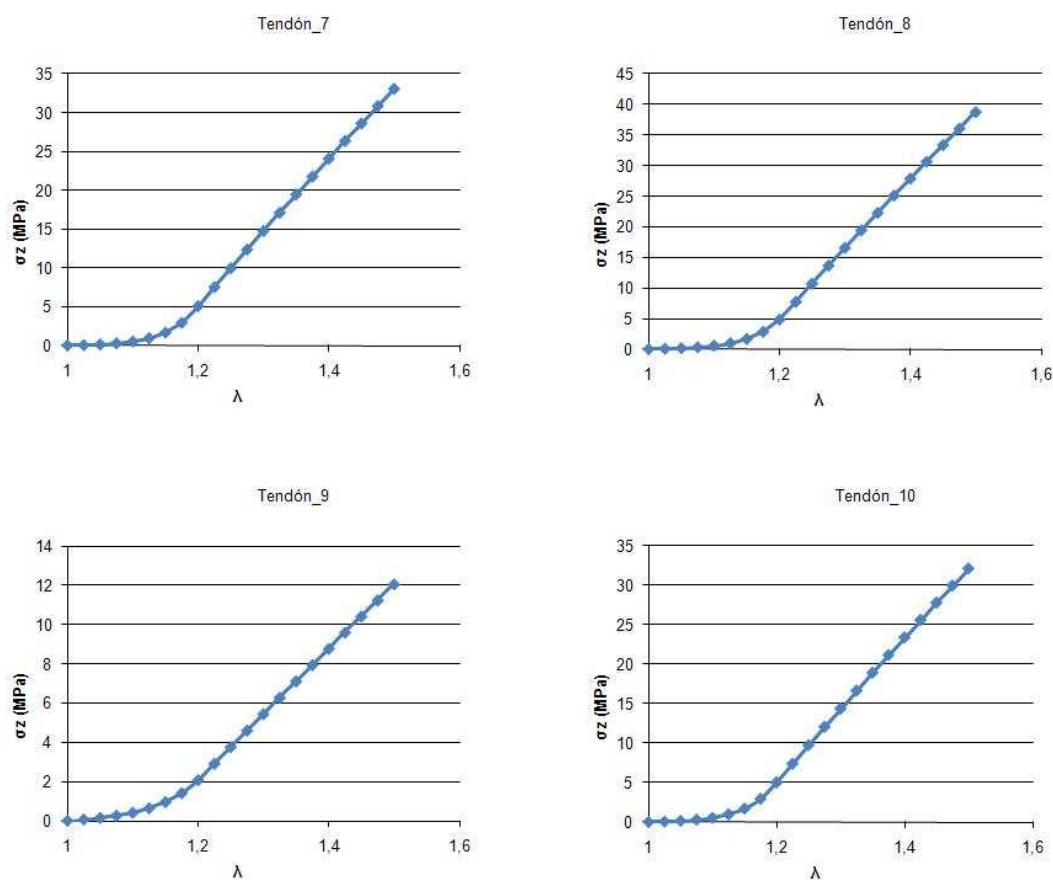
Como se puede observar, la simulación se ajusta muy bien a la realidad, ya que se obtienen unos datos muy similares a los de los ensayos experimentales. En la primera grafica mostrada de la simulación (Figura 3.1.8 (b)) se aprecia el marcado carácter lineal de la gráfica desde  $\lambda=1.2$  hasta  $\lambda=1.5$ . De esto se puede deducir que a partir de un desplazamiento igual a 1/5 de la longitud del tendón, la relación entre tensión y deformación es lineal.

Al igual que con el músculo, en nuestra simulación se impuso un desplazamiento de 50mm, por lo que  $\lambda$  máxima es 1.5, ya que  $\lambda = 1 + \frac{U_z}{l_0}$ , siendo  $U_z= 50\text{mm}$  y  $l_0=100\text{mm}$ .

Para un valor de  $\lambda=1.25$ , se obtiene una tensión igual a 6.92711 MPa.

A continuación se muestran las diez gráficas obtenidas con los resultados de los cálculos realizados con los valores aleatorios de los modelos computacionales del tendón.

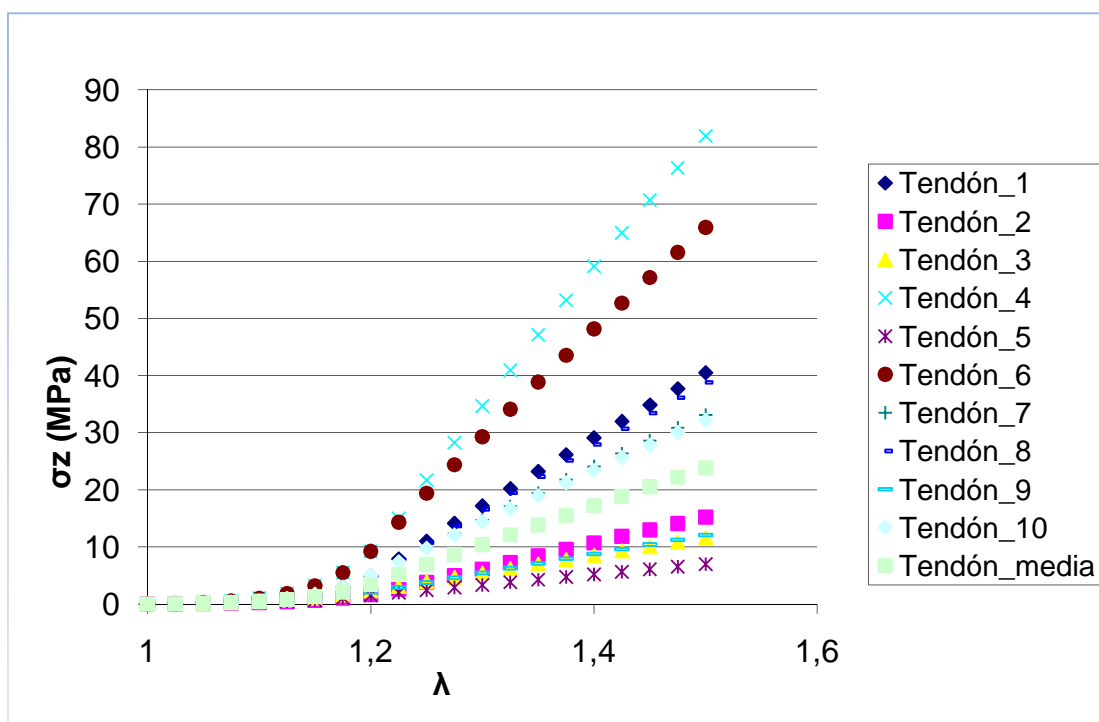




**Figura 3.1.10** Geometría idealizada del tendón. Graficas obtenidas con valores aleatorios.

Todas las gráficas de las simulaciones hechas con valores aleatorios de las constantes del tendón, guardan la misma forma característica que la realizada con los valores obtenidos mediante ensayos experimentales.

A continuación se muestra la representación de forma conjunta de las curvas de las diez simulaciones obtenidas con valores aleatorios y la realizada con los valores de la media de los parámetros experimentales.



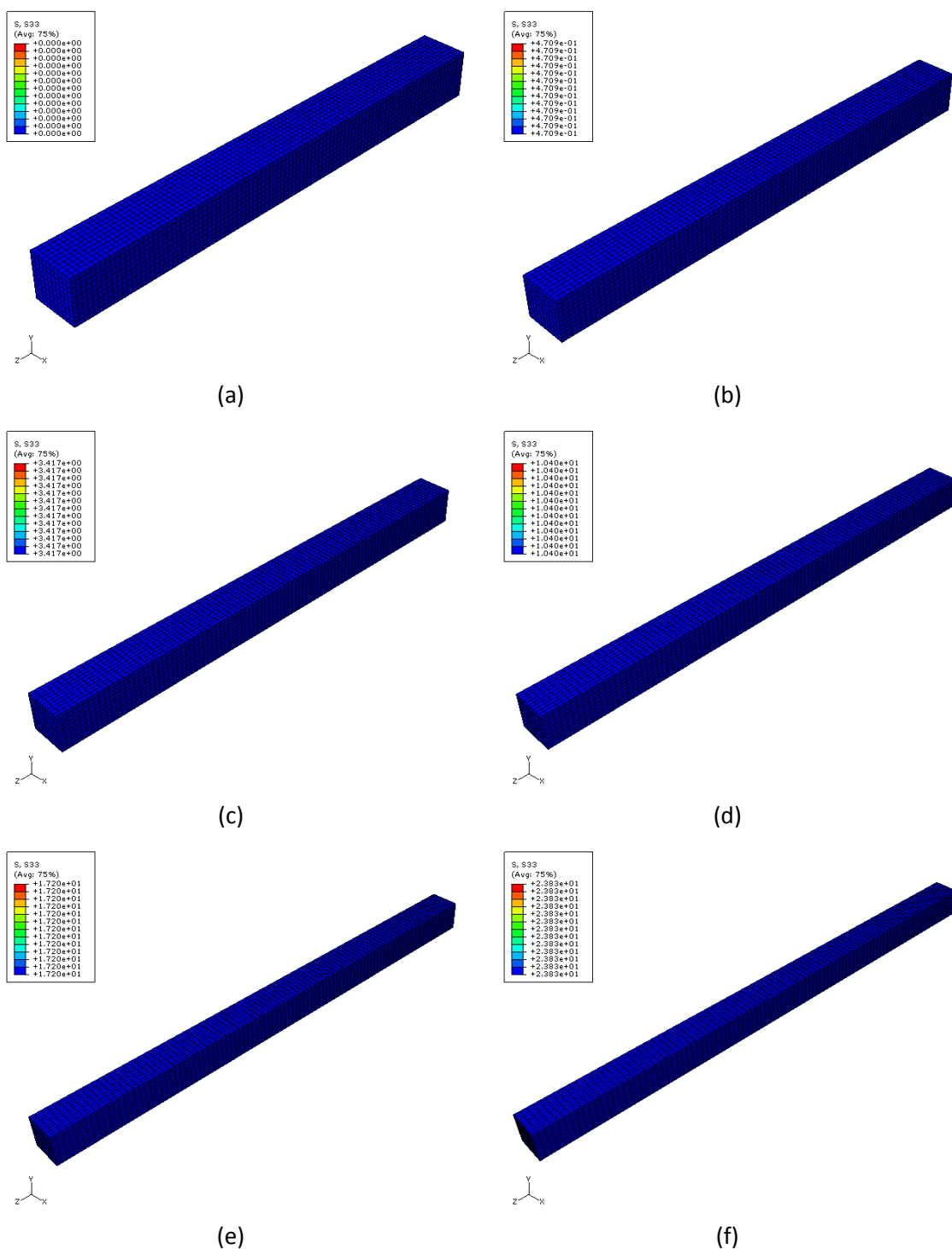
**Figura 3.1.11** Geometría idealizada del tendón. Gráfica  $\sigma_z - \lambda$  de todas las simulaciones computacionales.

Al igual que ocurría con la simulación del músculo, en esta gráfica se observa la gran diferencia de tensiones obtenidas para un mismo alargamiento. Para  $\lambda=1.5$ , la tensión mínima es 6.99 MPa correspondiente a la simulación Tendón 5, y la máxima 81.90 MPa, correspondiente a la simulación Tendón 4. Esto es debido a que los valores aleatorios del Tendón 4 son más elevados que los valores medios, mientras que con los del Tendón 5 sucede todo lo contrario. Esta diferencia se haría más grande a medida que incrementáramos el valor del desplazamiento impuesto.

A continuación se muestran las imágenes de la geometría idealizada del tendón obtenidas con el programa ABAQUS en diferentes instantes (Figura 3.1.13), y se detalla en la Tabla 3.1.12 los valores exactos de la tensión para un determinado desplazamiento. Sólo se muestra la simulación realizada con los valores medios, ya que es la que mejor representa los ensayos realizados de forma experimental.

	Uz (mm)	$\sigma_z$ (MPa)
(a)	0	0
(b)	10	470.889E-03
(c)	20	3.41719
(d)	30	10.3982
(e)	40	17.2014
(f)	50	23.8275

**Tabla 3.1.12** Tabla resumen de la simulación de la geometría idealizada del músculo.



**Figura 3.1.13** Imágenes de la geometría idealizada del tendón obtenidas con ABAQUS.

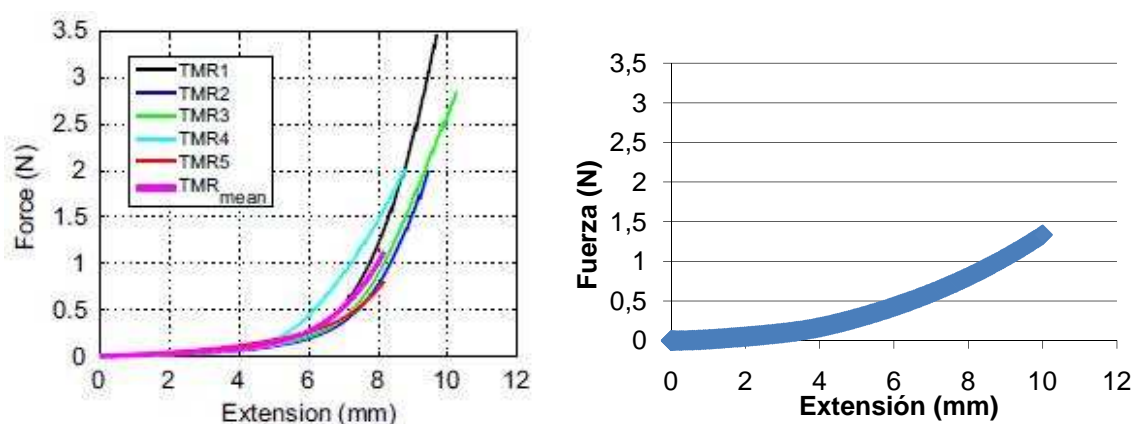
En este caso toda la probeta soporta la misma tensión, por ello no hay remarcados otros colores correspondiente a distintas tensiones a lo largo de la misma.



### 3.2 Músculo. Comportamiento pasivo

En este apartado se analizarán los resultados obtenidos de la simulación computacional del comportamiento pasivo de la unidad músculo-tendón, comparándolos con los resultados obtenidos mediante ensayos experimentales en laboratorio.

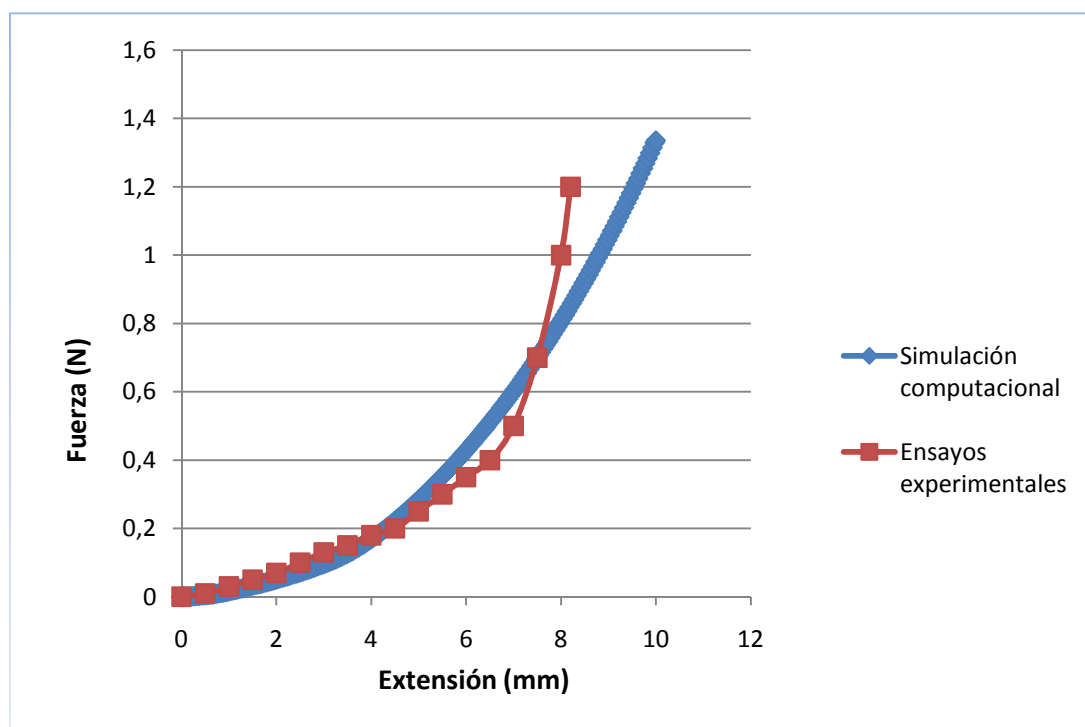
En primer lugar se comparará la gráfica Fuerza-Extensión dibujada con los datos obtenidos de la simulación realizada con los parámetros de la media del músculo y del tendón (Figura 3.2.1 (b)), y la gráfica de la media obtenida mediante ensayos experimentales (Figura 3.2.1 (a)).



**Figura 3.2.1** Unidad músculo-tendón.

(a) Curva media de los datos experimentales. (b) Curva media de la simulación computacional.

A continuación, se muestra la gráfica de la geometría idealizada de la unidad músculo-tendón, en la que se representan de forma superpuesta la curva experimental y la curva de la simulación computacional (Figura 3.2.2).



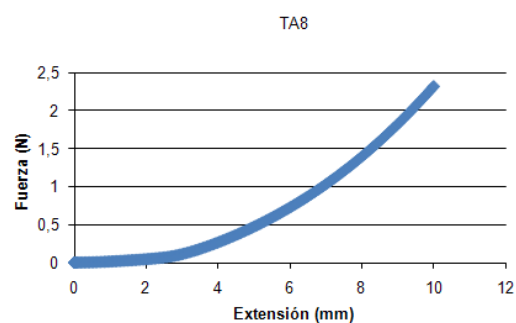
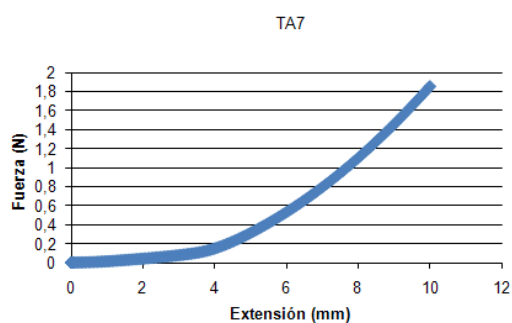
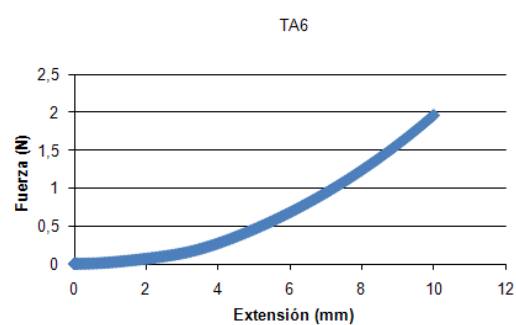
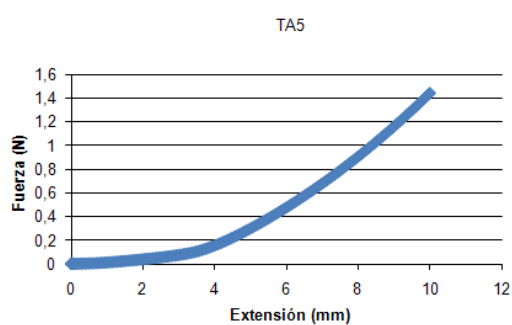
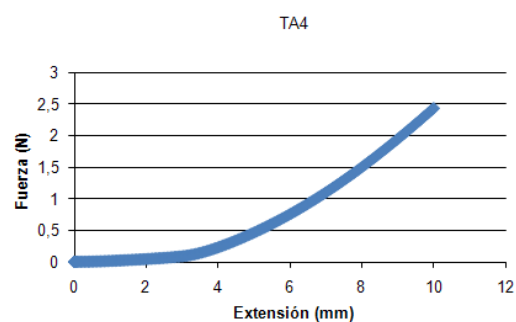
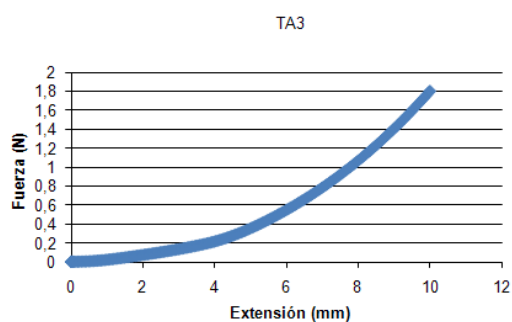
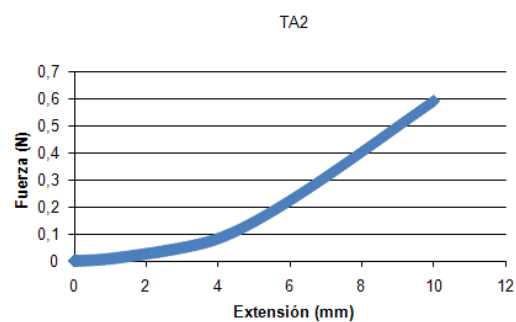
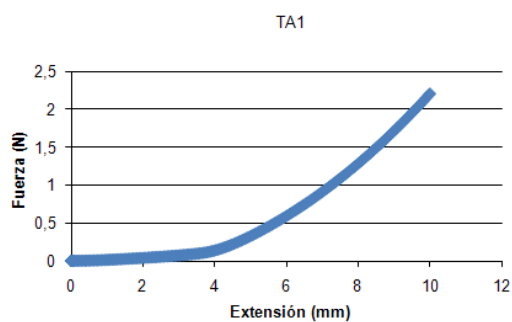
**Figura 3.2.2** Unidad músculo-tendón. Curvas medias superpuestas.

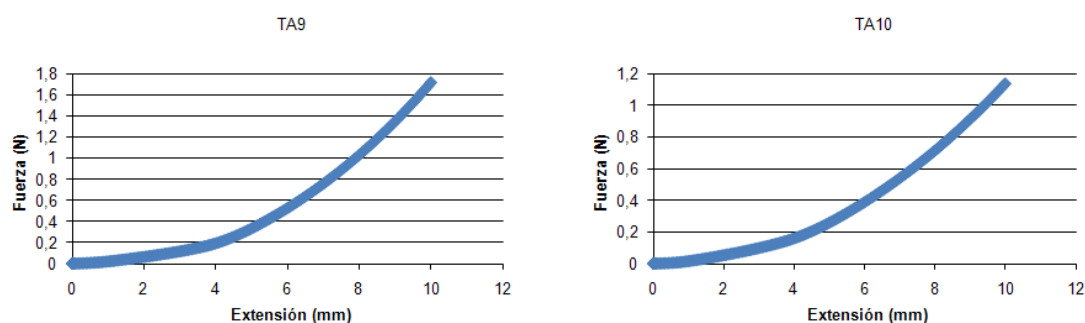
Como se puede observar en la Figura 3.2.2, la forma de la gráfica de la simulación computacional es muy similar a la de la curva media de los ensayos experimentales.

En los siete primeros milímetros de extensión los valores obtenidos en ambas gráficas son casi idénticos. En la simulación, para 7 mm de extensión se obtiene una fuerza de 0,6 N, casi la misma que para los resultados experimentales. La mayor diferencia se aprecia en el final de la curva, entre 7mm y 10mm de extensión. En este intervalo la pendiente de la curva (a) es más pronunciada que la pendiente de la curva (b), por lo que a igual extensión, en la curva de los ensayos experimentales se obtienen unos valores de Fuerza mayores que en la curva de la simulación computacional realizada en ABAQUS. La extensión máxima simulada es 10mm, obteniéndose una Fuerza de 1,33596 N, mientras que en los resultados experimentales se obtuvieron aproximadamente 2,6 N (TMR3) y 3,6N (TMR1) para dicha extensión. Es en este límite donde mejor se aprecia la diferencia entre ambas gráficas.

A continuación se muestran las diez gráficas obtenidas con los resultados de los cálculos realizados con los valores aleatorios de los modelos computacionales de la unidad músculo-tendón.



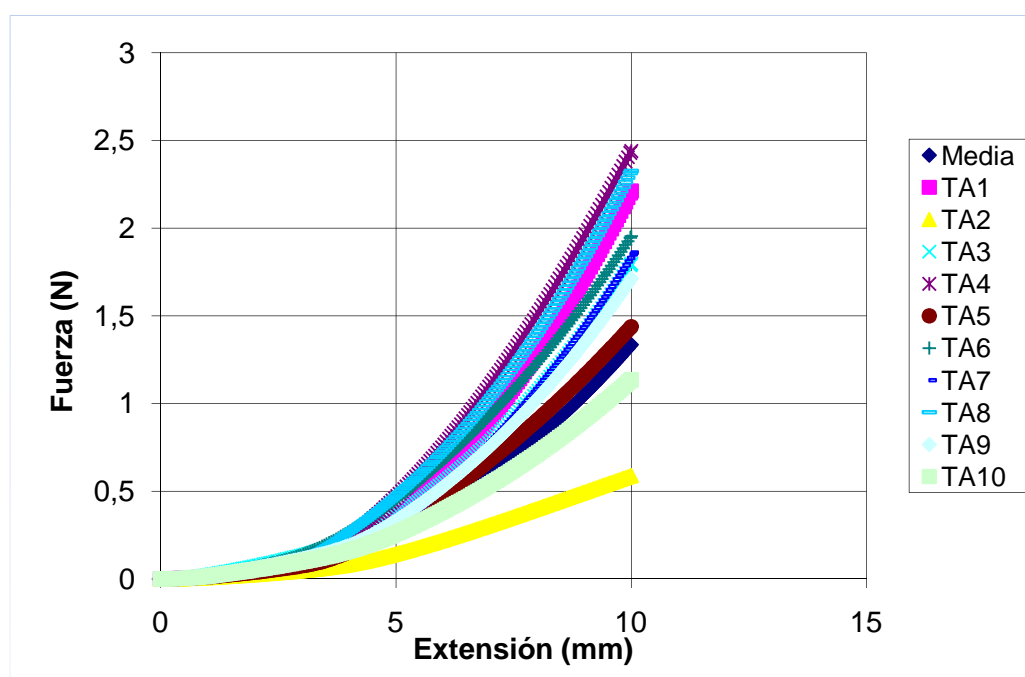




**Figura 3.2.3** Unidad músculo-tendón. Graficas obtenidas con valores aleatorios.

Todas las gráficas muestran una curva característica similar a la realizada con los valores medios de los parámetros obtenidos mediante ensayos experimentales. Al igual que ocurría con la gráfica dibujada con los datos obtenidos de la simulación computacional realizada con los valores medios de los parámetros de la unidad músculo-tendón, en el tramo comprendido entre 7mm y 10mm de extensión se aprecia que la pendiente de la curva es menor que en la de los resultados experimentales. Para una misma extensión, en los resultados experimentales se obtenía una fuerza mayor que en la simulación computacional, mientras que para los primeros 6mm de extensión la forma de la curva es prácticamente idéntica en ambos casos.

A continuación se muestra la representación de forma conjunta de las curvas de las diez simulaciones obtenidas con valores aleatorios de la unidad músculo-tendón y la realizada con los valores de la media de los parámetros experimentales (Figura 3.2.4).



**Figura 3.2.4** Unidad músculo-tendón. Gráfica  $\sigma - \lambda$  de todas las simulaciones computacionales.



De todas las simulaciones hechas, las que más se acercan a los resultados experimentales son TA4, TA8 y TA1. Estas han sido realizadas con los valores aleatorios más elevados. Para la extensión máxima simulada, es decir, para una extensión de 10mm, el valor máximo de fuerza es 2,43993N, que se obtiene en la simulación TA4, mientras que el valor mínimo es 5,91E-01N, obtenido en la simulación TA2.

A continuación se muestran las imágenes de la unidad músculo-tendón obtenidas con el programa ABAQUS en diferentes instantes (Figura 3.2.6), y se detallan en una tabla (Tabla 3.2.5) los valores exactos de la fuerza para un determinado desplazamiento.

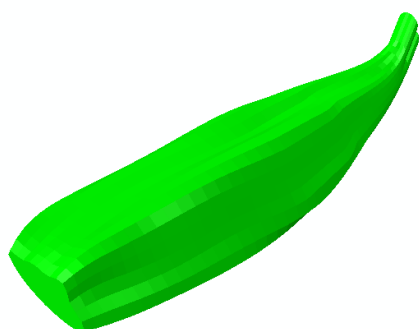
	Uz (mm)	F (N)
(a)	0	0
(b)	4,79E-01	4,47E-03
(c)	1,47925	3,17E-02
(d)	4,42925	2,14E-01
(e)	8,97925	1,0448
(f)	10	1,33596

**Tabla 3.2.5** Tabla resumen de la simulación de la unidad músculo-tendón.

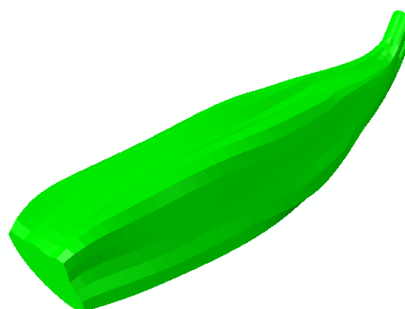
Estas imágenes no han sido tomadas en los mismos intervalos de extensión, con el fin de que se aprecie claramente la variación de forma del músculo.



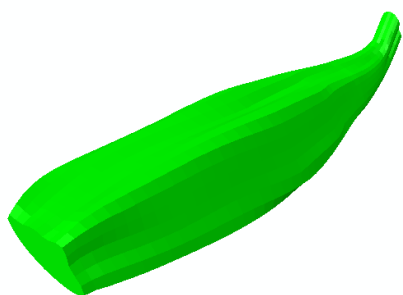
En primer lugar se muestran las imágenes de la deformada de la unidad músculo-tendón (Figura 3.2.6), en las que se aprecia el cambio de forma que sufre la misma a lo largo de toda la simulación del comportamiento pasivo.



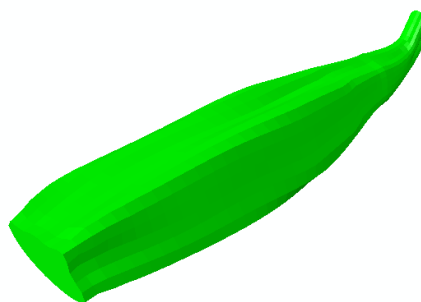
(a)



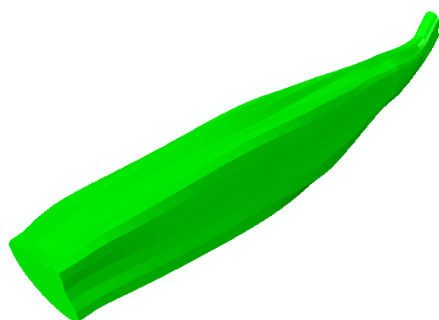
(b)



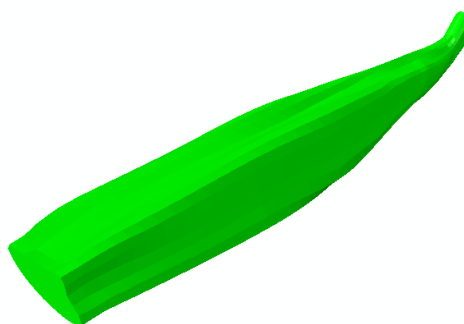
(c)



(d)



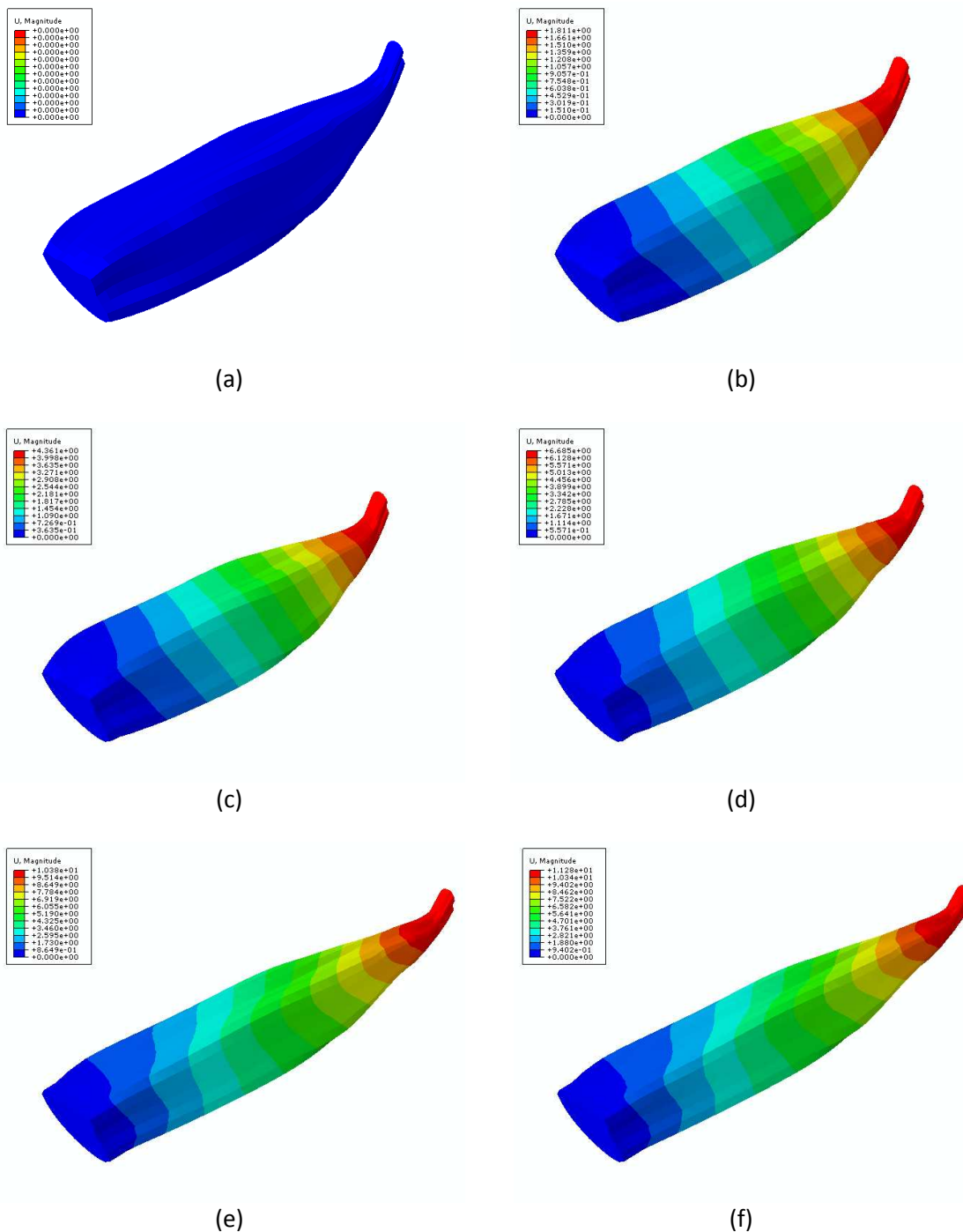
(e)



(f)

**Figura 3.2.6** Imágenes de la deformada de la unidad músculo-tendón obtenidas con ABAQUS.

Por último, se muestran las imágenes tomadas de la unidad músculo-tendón en la que se representan los desplazamientos que sufre cada parte de la misma a lo largo de la simulación (Figura 3.2.7).



**Figura 3.2.7** Imágenes de los desplazamientos de la unidad músculo-tendón obtenidas con ABAQUS.



---

### **3.3 Músculo. Comportamiento activo**

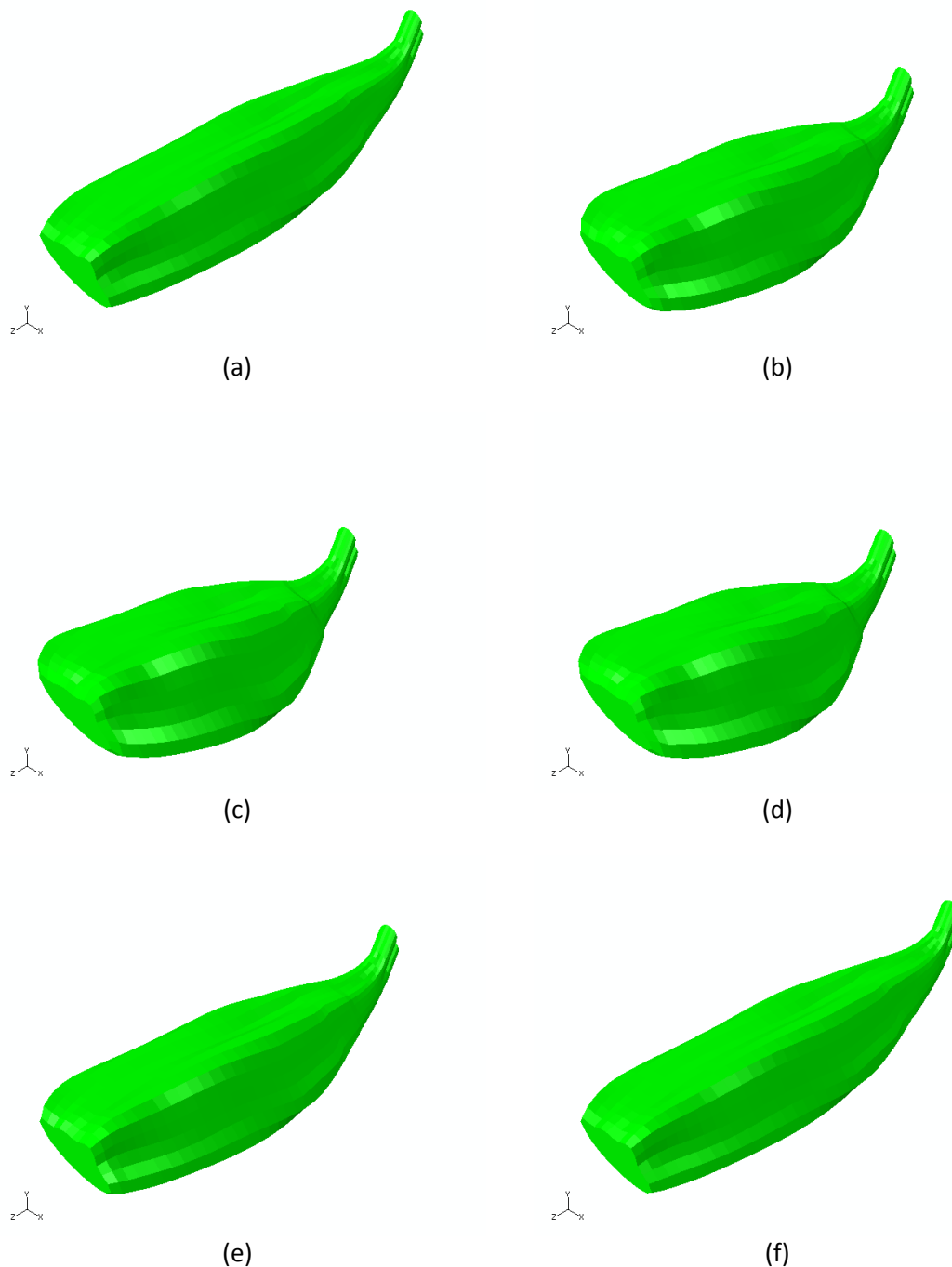
En este apartado se mostrarán distintas imágenes tomadas de la simulación realizada en ABAQUS de la contracción concéntrica de la unidad músculo-tendón del tibial anterior. Para realizar la simulación se introducen en el programa los datos de la media del músculo y del tendón obtenidos mediante ensayos experimentales.

Se distinguen dos orientaciones de contracción distintas. La primera de ellas se realiza a lo largo del eje longitudinal y la otra sigue la geometría fusiforme del músculo.

Las imágenes tomadas en ambos casos se hacen prácticamente en los mismos desplazamientos con el fin de diferenciar la forma del músculo según las dos orientaciones de contracción.



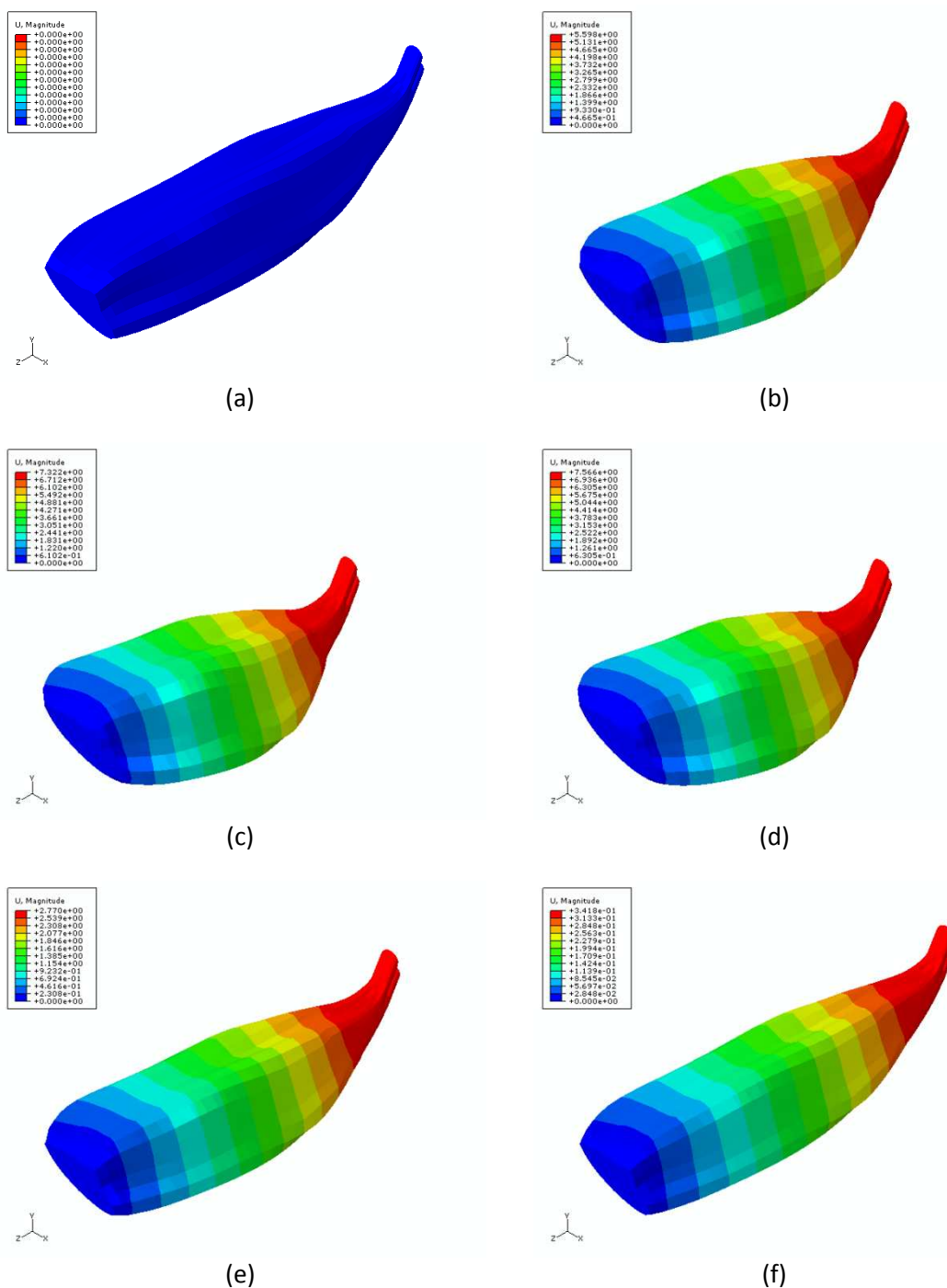
En primer lugar se muestran las imágenes de la deformada de la contracción concéntrica de la unidad músculo-tendón a lo largo del eje longitudinal (Figura 3.3.1).



**Figura 3.3.1** Imágenes de la deformada de la unidad músculo-tendón obtenidas con ABAQUS.



A continuación se muestran las imágenes tomadas de la unidad músculo-tendón en la que se representan los desplazamientos que sufre cada parte de la misma a lo largo de la simulación (Figura 3.3.3), y se detalla en la Tabla 3.3.2 el valor de los mismos en cada instante.



**Figura 3.3.3** Imágenes de los desplazamientos de la unidad músculo-tendón obtenidas con ABAQUS.



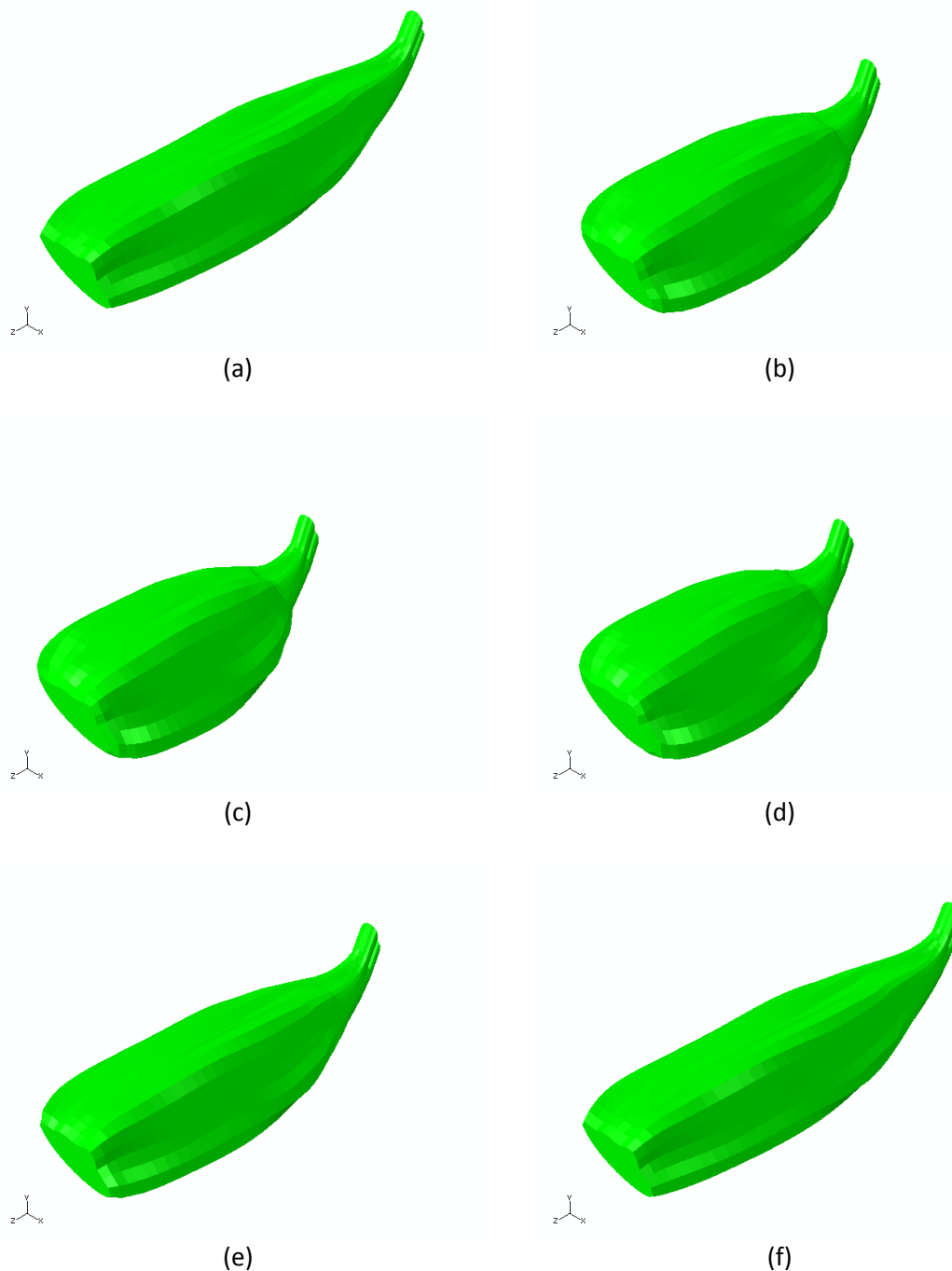


	Uz (mm)
(a)	0
(b)	5.21649
(c)	6.84105
(d)	7.07136
(e)	2.58534
(f)	318.062E-03

**Tabla 3.3.2** Tabla resumen de la simulación de la unidad músculo-tendón.



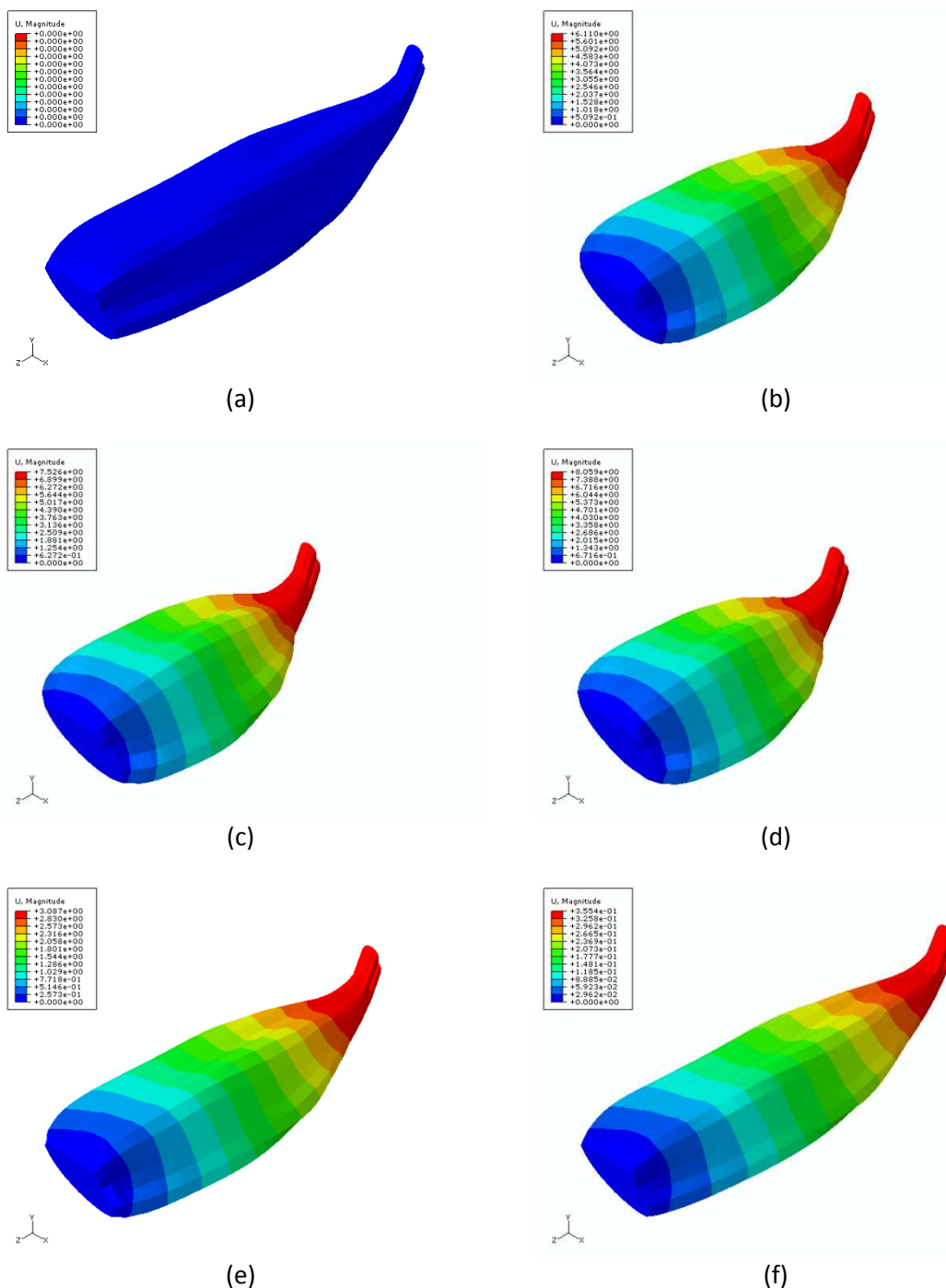
En segundo lugar se muestran las imágenes de la deformada de la contracción concéntrica siguiendo la geometría fusiforme de la unidad músculo-tendón (Figura 3.3.4).



**Figura 3.3.4** Imágenes de la deformada de la unidad músculo-tendón obtenidas con ABAQUS.



A continuación se muestran las imágenes tomadas de la contracción concéntrica siguiendo la geometría fusiforme de la unidad músculo-tendón en la que se representan los desplazamientos que sufre cada parte de la misma a lo largo de la simulación (Figura 3.3.6), y se detallan en la Tabla 3.3.5 el valor de los mismos en cada instante.



**Figura 3.3.6** Imágenes de los desplazamientos de la unidad músculo-tendón obtenidas con ABAQUS.



	Uz (mm)
(a)	0
(b)	5.22934914
(c)	6.4894619
(d)	6.97317696
(e)	2.60835004
(f)	294.241089E-03

**Tabla 3.3.5** Tabla resumen de la simulación de la unidad músculo-tendón.



## **4- CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS**

### **4.1 CONCLUSIONES**

Tras realizar el análisis de los resultados de las simulaciones computacionales se ha llegado a una serie de conclusiones que se exponen a continuación.

En cuanto al estudio de las geometrías idealizadas del comportamiento pasivo del músculo y del tendón por separado, cabe destacar los buenos resultados a los que se han llegado tras realizar las simulaciones computacionales con valores aleatorios. Dichos resultados se ajustan casi a la perfección a los resultados obtenidos mediante ensayos experimentales en laboratorio.

Uno de los primeros problemas que se encontró al realizar estas simulaciones es que con determinados valores aleatorios la solución no llegaba a converger, por lo que para obtener diez simulaciones con las condiciones deseadas fue necesario llevar a cabo más simulaciones de las que se plantearon inicialmente.

En cuanto al estudio del comportamiento pasivo de la unidad músculo-tendón hay que resaltar que durante los siete primeros milímetros de extensión los resultados se ajustan muy bien a los obtenidos experimentalmente. En intervalo final, entre 7 y 10 milímetros de extensión, la pendiente de la gráfica de los ensayos experimentales es mayor que la obtenida en la simulación, por lo que las fuerzas obtenidas en el primer caso son mayores que las obtenidas en el segundo caso. Esto puede ser debido a que la geometría utilizada en los dos ensayos no es exactamente la misma, o que las orientaciones de las fibras no se ajusten suficientemente a la realidad. Para caracterizar correctamente las propiedades se necesitaría realizar más ensayos experimentales.

También se debe señalar que el método de los elementos finitos es un método aproximado. Gracias a otros compañeros se disponía de mallas de la unidad músculo-tendón con un mayor número de elementos. A priori, se podría pensar que el número de elementos influye considerablemente en las soluciones obtenidas mediante las simulaciones, pero gracias a estos trabajos previos se comprobó que no influía tanto el número de elementos de la malla como la forma de los mismos. La malla estaba formada por elementos hexaédricos, ya que son con los que mejores resultados se obtienen. Los elementos tetraédricos se adaptan mejor a geometrías complejas, pero este problema, en nuestro caso, se solucionaría haciendo un refinamiento de la malla. Por todo ello, y debido a que se debía realizar un número elevado de cálculos, se decidió hacer todas las simulaciones con la malla de 2000 elementos, ya que obteniendo resultados muy buenos y similares en todas las mallas, es con la que más rápido se realizaban los cálculos.



Personalmente, este proyecto me ha servido para aplicar el método de los elementos finitos en un campo muy distinto al estudiado durante la carrera. Este método es aplicable en biomecánica para el estudio de estructuras, pero con unas propiedades muy particulares como son las del cuerpo de los tejidos vivos, y por lo tanto, también las del cuerpo humano. Además, se ha utilizado ABAQUS, un programa de elementos finitos que no conocía, y que me ha permitido aprender cómo se trabaja con este tipo de programas fuera del ámbito académico.

También debo destacar el trabajo previo a este Proyecto Fin de Carrera. Lo que a simple vista es una simulación computacional del tibial anterior de rata Wistar, lleva detrás el trabajo de mucha gente, tanto en el ámbito experimental como de simulación por ordenador. El trabajo realizado por el grupo de investigadores del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) y el realizado por otros alumnos en su Proyecto Fin de Carrera, me ha permitido la realización del mismo.

## **4.2 LINEAS FUTURAS**

Al igual que se ha hecho en este Proyecto Fin de Carrera con las geometrías idealizadas del músculo y del tendón, y con el comportamiento pasivo del tibial anterior de rata, en un futuro se podrían realizar ensayos en laboratorio para contrastar los resultados experimentales de comportamiento activo (contracción concéntrica) del tibial anterior de rata con los obtenidos mediante la simulación computacional, y de esta forma ver si dicha simulación reproduce de forma fiel la contracción concéntrica de dicho músculo.

Además, se podrían realizar simulaciones de otros tipos de contracción como la excéntrica, llevando a cabo el mismo procedimiento que en este proyecto, y posteriormente comparar los resultados obtenidos mediante gráficas para comprobar si dichas simulaciones se ajustan a la realidad.

La biomecánica es una disciplina que cobra especial importancia en la actualidad, estando presente en varios ámbitos, como la biomecánica médica, la deportiva y la ocupacional. Por lo tanto, es un campo que está en continua evolución y tiene abierto un gran abanico de posibles investigaciones.



## 5- BIBLIOGRAFÍA

- 1- Hibbitt, Karlsson & Sorensen. Abaqus/Explicit user's manual: version 6.3. Farmington Hills (USA). 2002.
- 2- Abaqus/CAE User's Manual. SIMULIA.
- 3- Calvo, B; Ramírez, A; Alonso, A; Grasa, J; Soteras, F; Osta, R; Muñoz, M.J.; "Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: Experimental results and model formulation". Journal of Biomechanics 43 (2010) 318-325.
- 4- Grasa, J; Ramírez, A; Osta, R; Muñoz, M.J.; Soteras, F; Calvo, B; "A 3D active-passive numerical skeletal muscle model incorporating initial tissue strains. Validation with experimental results on rat tibialis anterior muscle". Biomech Model Mechanobiol. Springer-Verlag. 2010.
- 5- Ramírez, A; Grasa, J; Alonso, A; Soteras, F; Osta, F; Muñoz, M.J.; Calvo, B.; "Active response of skeletal muscle: *In vivo* experimental results and model formulation. Journal of Theoretical Biology 267 (2010) 546-553.
- 6- Martínez Barca, Miguel Ángel; Gómez Benito, M<sup>a</sup> José; "La Biomecánica: puentes entre la Ingeniería y las Ciencias Biomédicas". Prensas Universitarias de Zaragoza. 2009.
- 7- Grasa, J; Muñoz, M.J.; Soteras, F; Ramírez, A.; Alonso, A.; Calvo, B.; "Músculo: La producción de fuerza". La Biomecánica: puentes entre la Ingeniería y las Ciencias Biomédicas. Capítulo 13". Prensas Universitarias de Zaragoza. 2009.
- 8- Revista de Biomecánica. Instituto de Biomecánica de Valencia. [www.ibv.org](http://www.ibv.org)
- 9- Enciclopedia Planeta Multimedia.
- 10- [www.fuerzaycontrol.com](http://www.fuerzaycontrol.com)
- 11- Schünke; Schulte; Schumacher; Voll; Wesker; "Prometheus: Texto y atlas de anatomía", Tomo 1. Editorial Panamericana. Madrid. 2005.
- 12- M. Lloret Riera. "Anatomía aplicada a la actividad física y deportiva". Editorial Paidotribo. Barcelona. 2002.
- 13- R. Pabst, R. Putz, "Sobotta: Atlas de anatomía humana". Editorial Panamericana. Madrid. 2001.