

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA  
ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA



**Escuela de  
Ingeniería y Arquitectura**  
**Universidad Zaragoza**

Trabajo Final de Grado en Ingeniería Mecánica

**SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LA BIOMECÁNICA DE  
LA ARTICULACIÓN DEL CODO**

---

Redactado por:  
Guillermo Jorde Cerezo

Supervisado por:  
Dr. Jorge Grasa Orús

Curso 2017-2018



## DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D<sup>a</sup>. GUILLERMO JORDE CEREZO,

con nº de DNI 71347388P en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)  
GRADO, (Título del Trabajo)

SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LA BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN  
DEL CODO

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 23 NOVIEMBRE 2018

Fdo:

# Resumen Trabajo Final de Grado

El proyecto que se presenta en las siguientes páginas engloba el análisis biomecánico del codo, queriendo reproducir computacionalmente el movimiento flexo-extensor permitido por dicha articulación. Para ello se ha realizado un modelo en tres dimensiones de tres músculos (*Bíceps Braquial*, *Cabeza Larga del Tríceps* y *Cabeza Corta de Bíceps Braquial*) y tres huesos (*Húmero*, *Cúbito* y *Radio*) utilizando el software Abaqus Cae mediante el método de los elementos finitos. A lo largo del proyecto se introducen conceptos relacionados con el comportamiento mecánico del tejido músculo-esquelético, así como una ligera contextualización del ambiente en el que está situada la articulación. El modelo que permite simular la respuesta del tejido muscular se considera un modelo hiperelástico transversalmente isótropo que contempla tanto la parte pasiva como activa (capacidad para desarrollar fuerza bajo un estímulo) de los músculos desarrollados. Para ello se hace referencia a varios trabajos y artículos anteriores que se han tomado como modelo para la descripción de este complejo tejido.

Como comienzo, las geometrías se obtienen de modelos tridimensionales ya creados de seres humanos [Mitsubishi et al., 2009]. Durante el trabajo se han utilizado diversas funciones que tiene implementadas Abaqus que permiten estructurar el modelo para así conseguir el movimiento deseado. Para llevar a cabo el proyecto se han considerado tres mallados distintos, cuyo número de elementos final es diferente, realizando de esta manera un estudio de convergencia de malla para el modelo.

Se realizan dos estudios para las diferentes mallas. Uno de los dos se encarga del análisis del desplazamiento de un punto del *Cúbito*, situado en su epísis distal, según la densidad de su malla. El segundo se encarga del análisis del desplazamiento de ese mismo punto, variando la tensión isométrica de los músculos y a su vez el mallado. Los resultados obtenidos nos permiten ver las diferencias que se producen en nuestro modelo al variar dichas mallas, con el fin de elegir una que nos aporte unos resultados correctos equilibrándolo con la menor carga computacional posible.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Tejido músculo-esquelético . . . . .	2
1.1.1. Comportamiento mecánico del tejido músculo esquelético . . . . .	3
1.2. La articulación del codo . . . . .	6
1.3. Objetivos y alcance del trabajo . . . . .	7
<b>2. Generación del modelo</b>	<b>9</b>
2.1. Formulación . . . . .	9
2.2. Creación de las diferentes partes del modelo y descripción del modelo con Abaqus . . . . .	12
2.2.1. Creación de las geometrías . . . . .	12
2.2.2. Generación de las mallas . . . . .	14
2.2.3. Unión entre diferentes geometrías . . . . .	16
2.2.4. Interacciones y condiciones de contorno . . . . .	17
2.2.5. Obtención de la orientación de las fibras . . . . .	19
<b>3. Análisis de los resultados</b>	<b>21</b>
3.1. Comparación del grado de flexión según tamaño de malla . . . . .	21
3.2. Comparación del grado de flexión según tensión isométrica para diferentes tamaños de malla . . . . .	28
<b>4. Conclusiones y líneas futuras</b>	<b>34</b>
<b>Anexos</b>	<b>36</b>
.1. Anexo I: Mallado <i>Grueso</i> . . . . .	37
.1.1. Orientación de las fibras musculares . . . . .	37
.1.2. Mapas de tensiones según tensión isométrica $\sigma_{iso}$ . . . . .	38
.1.3. Mapas de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ ) . . . . .	39
.2. Anexo II: Mallado <i>Intermedio</i> : . . . . .	40
.2.1. Orientación de las fibras musculares . . . . .	40
.2.2. Mapas de desplazamiento $u_{magnitud}$ según tensión isométrica $\sigma_{iso}$ . . . . .	41
.2.3. Mapas de tensiones según tensión isométrica $\sigma_{iso}$ . . . . .	42
.2.4. Mapas de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) según tensión isométrica $\sigma_{iso}$ . . . . .	43
.3. Anexo III: Mallado <i>Fino</i> . . . . .	44
.3.1. Orientación de las fibras musculares . . . . .	44
.3.2. Mapas de desplazamiento $u_{magnitud}$ según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ ) . . . . .	45
.3.3. Mapas de tensiones según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ ) . . . . .	46
.3.4. Mapas de elongación de las fibras $\lambda$ según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ ) . . . . .	47

# Índice de figuras

1.1. Estructura anatómica del músculo [Ramírez, 2011]	2
1.2. Relación tensión-longitud del sarcómero [Guede, ].	3
1.3. Relación tensión-longitud músculo [Guede, ].	4
1.4. Relación carga-velocidad [Guede, ].	4
1.5. Evolución de la fuerza de un músculo en función del tiempo [Guede, ].	5
1.6. Curva esfuerzo-deformación del tejido músculo-esquelético [Ramírez, 2011]	6
1.7. Recorrido del movimiento flexo-extensor.	6
1.8. Extensión (izquierda) e hiperextensión (derecha).	7
2.1. Geometrías de los huesos.	12
2.2. Geometrías de los músculos.	13
2.3. Modelo ensamblado	13
2.4. Mallado constante de los huesos <i>Húmero</i> y <i>Cúbito</i> .	14
2.5. Evolución en el mallado del <i>Bíceps Braquial</i> .	15
2.6. Evolución en el mallado del <i>Cabeza Larga del Tríceps</i> .	15
2.7. Evolución en el mallado del <i>Cabeza Corta del Bíceps Braquial</i> .	15
2.8. Unión entre <i>Bíceps Braquial</i> y <i>Cúbito</i> en el mallado <i>Grueso</i> .	16
2.9. Interacción entre <i>Cúbito</i> y <i>Cabeza Larga del Tríceps</i> en mallado <i>Grueso</i> .	17
2.10. Empotramiento del hueso <i>Húmero</i> .	18
2.11. Empotramientos de los músculos <i>Cabeza Larga del Tríceps</i> y <i>Cabeza Corta del Bíceps Braquial</i> .	18
2.12. Ejemplo de flexión del modelo <i>Intermedio</i> .	19
2.13. Orientación de las fibras musculares dependiendo del mallado.	20
3.1. Mapas de desplazamientos de $u_1$	22
3.2. Comparativa de la variable $u_2$ según mallado.	23
3.3. Mapas de desplazamientos de $u_2$	23
3.4. Comparativa de la variable $u_3$ según mallado.	24
3.5. Mapas de desplazamientos de $u_3$	24
3.6. Comparativa de la variable $u_{magnitud}$ según mallado.	25
3.7. Mapas de desplazamientos de $u_{magnitud}$	25
3.8. Evolución del movimiento según $u_{magnitud}$ para mallado <i>Grueso</i> .	26
3.9. Comparación de $u_2$ según $\sigma_{iso}$ para los diferentes mallados.	29
3.10. Comparación de $u_3$ según $\sigma_{iso}$ para los diferentes mallados.	30
3.11. Comparación de $u_{magnitud}$ según $\sigma_{iso}$ para los diferentes mallados.	31
3.12. Mapa de desplazamientos $u_{magnitud}$ máximo en función de $\sigma_{iso}$ en $t = 0,6s$	32
1. Distribución de la orientación de las fibras en el mallado <i>Grueso</i> .	37
2. Mapa de tensiones para el mallado <i>Grueso</i> en $t = 0,6$ .	38
3. Mapa de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) para el mallado <i>Grueso</i> en $t = 0,6s$ .	39
4. Distribución de la orientación de las fibras en el mallado <i>Intermedio</i> .	40
5. Mapa de desplazamientos $u_{magnitud}$ máximo en función de $\sigma_{iso}$ en $t = 0,6s$ en mallado <i>Intermedio</i> .	41
6. Mapa de tensiones para el mallado <i>Intermedio</i> en $t = 0,6$ .	42
7. Mapa de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) para el mallado <i>Intermedio</i> en $t = 0,6s$ .	43
8. Distribución de la orientación de las fibras en el mallado <i>Fino</i> .	44

---

9.	Mapa de desplazamientos $u_{magnitud}$ máximo en función de $\sigma_{iso}$ en $t = 0,6s$ en mallado <i>Fino</i> . . .	45
10.	Mapa de tensiones para el mallado <i>Fino</i> en $t = 0,6s$ . . . . .	46
11.	Mapa de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) para el mallado <i>Fino</i> en $t = 0,6s$ . . . . .	47

# Lista de Tablas

2.1. Parámetros obtenidos [Grasa et al., 2014]. . . . .	11
2.2. Número de elementos en cada músculo según diferentes mallados. . . . .	16
3.1. Tabla de resultados para $t = 0,6s$ . . . . .	27
3.2. Tiempo de cálculo para diferentes tensiones isométricas . . . . .	28
3.3. Desplazamiento $u_2$ según diferentes $\sigma_{iso}$ . . . . .	29
3.4. Desplazamiento $u_3$ según diferentes $\sigma_{iso}$ . . . . .	31
3.5. Desplazamiento $u_{magnitud}$ según diferentes $\sigma_{iso}$ . . . . .	32
3.6. Comparacion $\theta$ según diferentes $\sigma_{iso}$ y diferentes mallados. . . . .	33

# Capítulo 1

## Introducción

La Ingeniería Biomédica es un tipo de ciencia que se basa en la implantación de conceptos y conocimientos relacionados con el mundo de la ingeniería (mecánica, electrónica, de telecomunicaciones...) en el ámbito médico. Es un sector que actualmente se encuentra en pleno auge debido a la necesidad de mejorar la calidad de vida de las personas, con o sin patologías, así como ha satisfacer la reciente consciencia social que se está instaurando en nuestra comunidad para llevar a cabo hábitos saludables. Algunos de los aspectos que engloba esta ciencia son por ejemplo el desarrollo de medicamentos mediante nanopartículas, el desarrollo de prótesis, el descubrimiento y estudio de materiales biocompatibles con el cuerpo humano o la captación del movimiento de las articulaciones para optimizar los esfuerzos de los grupos musculares entre una infinidad de aplicaciones.

Esta serie de demandas provocan una fuerte inversión por parte del Estado o de la industria relacionada con el mundo del deporte, entre otros, para desarrollar productos que cumplan con las expectativas, en cuanto a calidad se refiere, de estos. Aunque España sigue estando a la cola, en comparación con otros países europeos, en inversión en este sector, poco a poco se va dedicando más capital para poder afrontar los nuevos retos que van apareciendo [Arroyo, 2017]. Valorar esta rama del conocimiento y financiarla ayuda a incentivar a las futuras generaciones en su estudio así como poder mantener los equipos de trabajo que hoy en día dedican numerosas horas de trabajo en investigación, motivándolos y de esta manera, generar un incremento de nuestra competitividad sobre el resto de industrias europeas.

El mundo del deporte es un claro ejemplo en la implantación de esta ciencia. Esto se ve claramente en el día a día, por ejemplo, en las nuevas terapias de recuperación de los deportistas, el desarrollo de plantillas y de zapatillas con suelas personalizadas, zonas de sujeción al tobillo, ergonomía en el material deportivo, etc, todo ello con el fin de evitar y reducir lesiones. La optimización de los movimientos dependiendo de que ejercicio se esté realizando para retrasar la fatiga muscular, la rotura de tejido tendinoso, traduciendo esto a productividad y un mayor rendimiento son otras aplicaciones en el mundo deportivo. Conclusión, beneficios para ambas partes. Es una tarea relevante a la hora de mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas, permitiéndoles interactuar mejor con el entorno o con otras personas [Guerra, 2013].

Esta suma de argumentos fueron los que me animaron a lanzarme con el presente proyecto con vistas a un futuro estudio de máster. Por lo que en lo que atañe a este trabajo, se va a estudiar mediante simulación, con el software Abaqus CAE de elementos finitos, el movimiento del brazo derecho de una persona. La articulación que permite dicho movimiento es el codo. En páginas siguientes se procederá a explicar las partes de esta articulación y sus funcionalidades, así como los tejidos que la forman y sus características.

Para empezar el trabajo se cree relevante mencionar ciertas nociones sobre el tejido muscular y la anatomía del codo para poder entender posteriormente los movimientos analizados y las simplificaciones del modelo.



## 1.1. Tejido músculo-esquelético

Existen varios tipos de tejidos con diferentes funcionalidades y características en todo el dominio del cuerpo humano. En concreto el que se va a estudiar en este trabajo es el tejido *músculo esquelético*, el cual pertenece a la familia del *tejido muscular*. Se pueden dividir en tres tipos: cardíaco, liso y esquelético. Al ser un tipo de tejido vivo, presenta una microestructura compleja. Esto le añade cierta dificultad a la hora de poder determinar y entender su comportamiento. La mayoría están compuestos por varias familias de fibras cuyas componentes principales son las proteínas (colágeno y elastina entre otras), ensambladas en una matriz inorgánica con un gran contenido en agua. En la imagen 1.1 se manifiesta dicha organización.

El tejido músculo-esquelético representa el 80% del tejido muscular del cuerpo humano y el muscular a su vez un 40-45% del peso corporal aproximadamente.

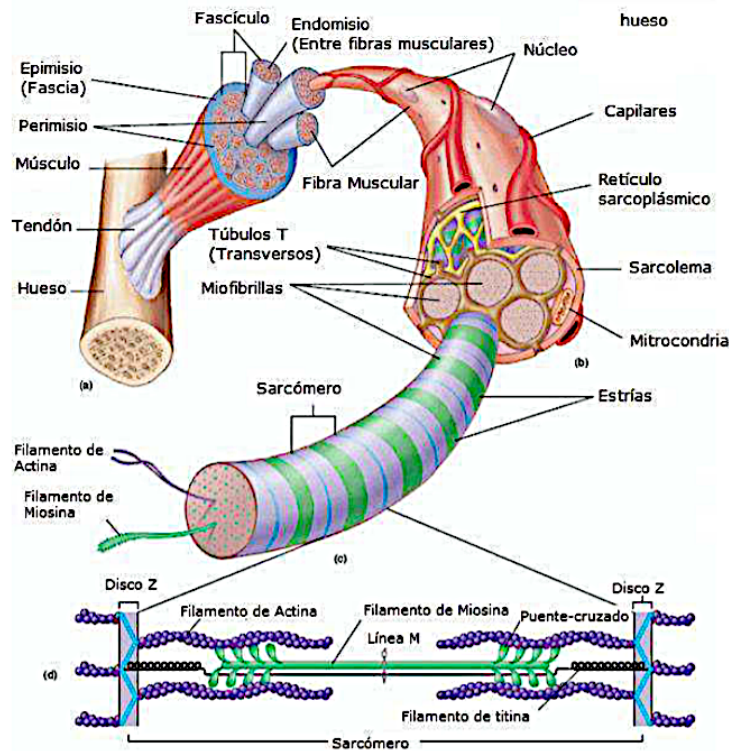


Figura 1.1: Estructura anatómica del músculo [Ramírez, 2011]

El tejido músculo-esquelético es un tipo de tejido formado a partir de células musculares esqueléticas y tejido conectivo. Su control es de tipo voluntario, al contrario que los de tipo liso y cardíaco. Tiene una estructura muy jerarquizada. La capa más superficial es el *epimisio*, el cual rodea a todo el conjunto muscular. Seguidamente el *perimisio*, que es una capa que delimita a los diferentes haces de fibras musculares. Cada uno de estos haces está formado por diferentes fibras musculares, las cuales se separan unas de otras mediante un tejido conjuntivo denominado *endomisio*. La unidad funcional más pequeña del tejido muscular es el *sarcómero*. Tiene una gran cantidad de mitocondrias capaces de generar la energía necesaria para activar sus funciones. Los tejidos biológicos se activan a través de impulsos eléctricos, que mediante procesos químicos, activan los sarcómeros, produciendo la contracción. El proceso de contracción se debe a la interacción de la *actina* y la *miosina*.

Este tipo de tejido blando posee varias funciones de gran importancia. Algunas de las más importantes

son: movilidad, protección, distribución de cargas, locomoción y fuerza. Son tejidos incompresibles por su alto porcentaje de agua. Sus características dependen de la edad, la especie, y el pH entre otras.

Dependiendo del movimiento que realicen los músculos, se pueden clasificar en *agonistas* o *antagonistas*. En el presente trabajo el grupo muscular *Bíceps Braquial* y la *Cabeza Corta del Bíceps Braquial* se comportará como agonista durante la primera fase del movimiento y la *Cabeza Larga del Tríceps* como antagonista.

### 1.1.1. Comportamiento mecánico del tejido músculo esquelético

Durante el presente proyecto se presentan tanto el comportamiento activo como el pasivo del músculo. Los parámetros más relevantes que caracterizan el comportamiento activo del músculo son: la fuerza que se registra en sus extremo y la velocidad de variación de la longitud al ser sometido a un estímulo eléctrico. En el caso del pasivo, es un tipo de comportamiento que se da en el músculo cuando es estirado y se asocia con la distribución de las fibras de colágeno presentes en su estructura.

Cuando el músculo es excitado, su estado mecánico cambia, produciendo contracción. Al aplicarle un estímulo eléctrico el músculo intenta cambiar de longitud, lo que genera tensiones en su interior, las cuales varían en función de las resistencias a las que está sometido.

#### Relación tensión-longitud de una fibra muscular

La figura 1.2 refleja la tensión generada por un sarcómero en función de su longitud. Estas unidades funcionales del músculo poseen una longitud óptima a la cual ejercen una fuerza máxima de contracción. La fuerza generada por los sarcómeros se debe a la teoría de los puentes cruzados y su interacción entre la *actina* y la *miosina* presente en ellos.

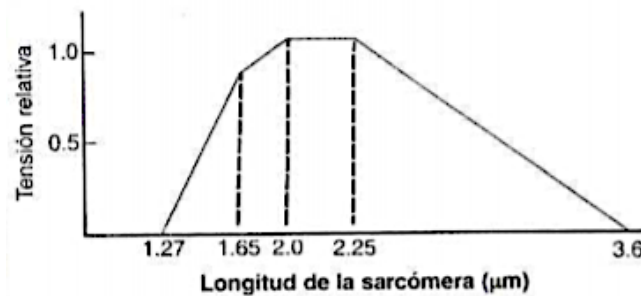


Figura 1.2: Relación tensión-longitud del sarcómero [Guede, ].

### Relación tensión-longitud del músculo

En esta relación se analiza la tensión desarrollada por todo el músculo con la longitud del mismo. En la figura 1.3 se aprecia dicha relación. Estudia el comportamiento de tensión de un músculo como un todo (elementos contráctiles y elásticos) bajo contracción isométrica tetánica [Guede, ]. La tensión activa refleja el esfuerzo desarrollado por los elementos contráctiles del músculo (relación tensión-longitud de una fibra muscular). Sin embargo la pasiva muestra la tensión ejercida cuando se sobrepasa la longitud de reposo y la parte no contráctil del vientre muscular se estira. Cuando este vientre se contrae la suma de ambas tensiones da como resultado la tensión total ejercida.

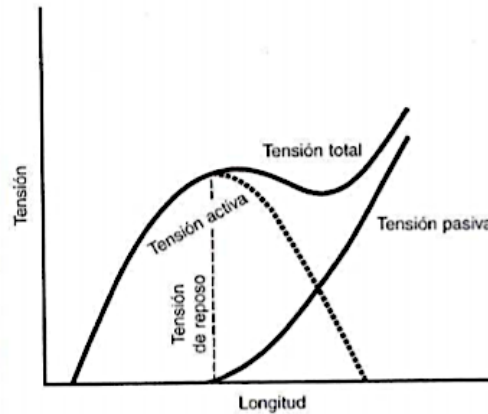


Figura 1.3: Relación tensión-longitud músculo [Guede, ].

### Relación carga-velocidad

A la hora de realizar un movimiento, cuanto menor sea la carga, más rápida será la velocidad de contracción de las fibras musculares, y viceversa. Cuando la carga y la tensión muscular son iguales, la velocidad se hace cero y el músculo se contrae isométricamente.

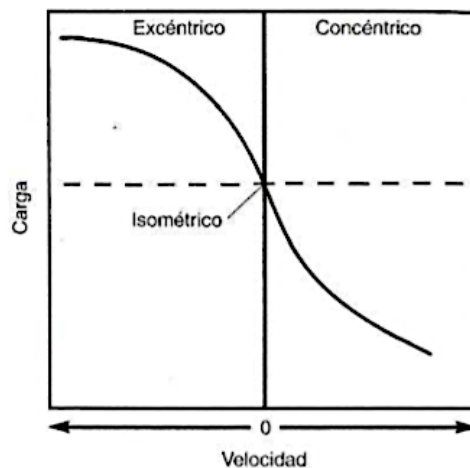


Figura 1.4: Relación carga-velocidad [Guede, ].

### Relación tiempo-fuerza

La fuerza desarrollada por un músculo es variable con el tiempo. La generación de esta fuerza no se da instantáneamente, sino que irá aumentando en función del tiempo de aplicación del estímulo. Por ejemplo, ante una misma carga el músculo irá desarrollando más fuerza según vaya avanzando el tiempo, hasta alcanzar la máxima. Dicha evolución se aproxima a la mostrada en la figura 1.5.

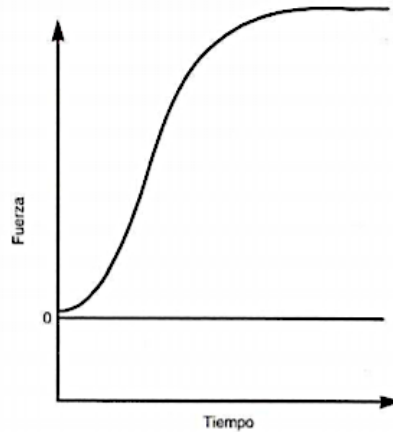


Figura 1.5: Evolución de la fuerza de un músculo en función del tiempo [Guede, ].

### Tensión-deformación

Esta relación es un tipo de comportamiento pasivo y ha sido previamente introducida en el subapartado sobre la relación tensión-longitud del músculo. Al igual que en muchos materiales es de relevante importancia conocer su curva tensión-deformación. Como los tejidos músculo-esqueléticos son hiperelásticos y anisótropos, su comportamiento es difícil de definir, esto se debe a la distribución de las fibras de colágeno. Ante cargas fisiológicas normales experimentan grandes deformaciones y su comportamiento no-lineal se debe a la compleja distribución de las fibras anteriormente comentadas. En este tipo de tejidos podemos clasificar tres fases de comportamiento:

- Fase I: Esta primera fase presenta gran deformación frente a una pequeña tensión aplicada. Esto se debe a que el arrollamiento de las fibras de colágeno comienza a alinearse con la carga.
- Fase II: Muestra un comportamiento aproximadamente lineal debido a la orientación paralela de las fibras frente a la carga.
- Fase III: Momento en el que las fibras comienzan a romperse, dejando la relación tensión-deformación de ser lineal. Se produce la rotura del tejido.

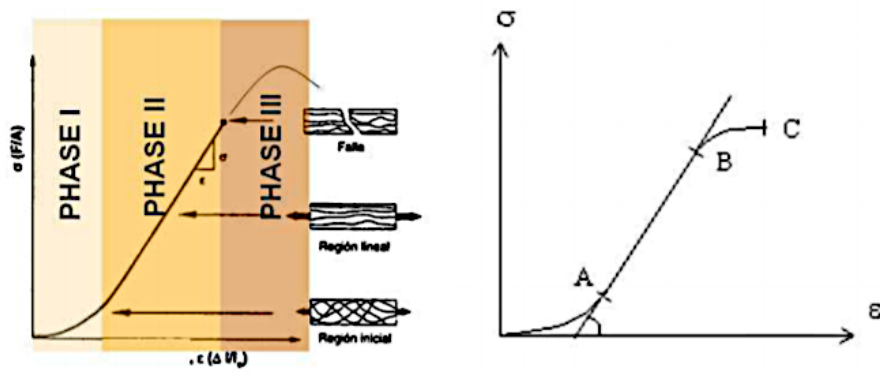


Figura 1.6: Curva esfuerzo-deformación del tejido músculo-esquelético [Ramírez, 2011]

## 1.2. La articulación del codo

El codo es una articulación que sirve como nexo entre las partes superior e inferior del brazo, permitiendo la unión del húmero con el cúbito y el radio. Es un tipo de articulación comúnmente llamada *articulación bisagra*. Posee dos grados de libertad: Uno que produce la *flexo-extensión* y otro la rotación del antebrazo o movimiento de *prono-supinación*. Aunque este último, como tal, es producido por los músculos pertenecientes a la zona inferior del brazo. A su vez, esta articulación está formada por tres subarticulaciones: *húmero-radial*, *húmero-cubital* y la *radio-cubital proximal*.

Una de las partes más importantes del codo es la *cápsula articular*, encargada de proteger la articulación. Formada de tejido fibroso, le proporciona estabilidad en los movimientos, conteniendo líquido sinovial, el cual actúa como lubricante para reducir la fricción y el desgaste entre las diferentes partes. Este conjunto es el centro de rotación del brazo. La interacción entre los diferentes elementos (huesos, músculos, ligamentos y tendones) permite el movimiento *flexo-extensor*. Este se gestiona principalmente mediante las articulaciones *húmero-radial* y *húmero-ulnar*. El rango de amplitud del movimiento oscila entre  $0^\circ$  (extensión completa) y  $140^\circ$ - $146^\circ$  de flexión. Es un movimiento con continua aplicación en la vida cotidiana de las personas a la hora de llevarse a la boca algo, saludar, peinarse entre una infinidad de ejemplos.

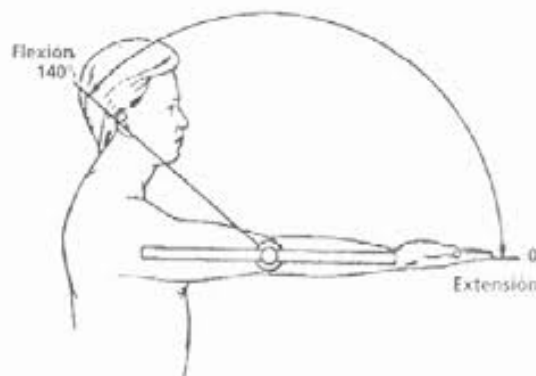


Figura 1.7: Recorrido del movimiento flexo-extensor.

Los músculos encargados del movimiento son el *tríceps* y el *bíceps braquial*. Dependiendo del movimiento que se esté produciendo en cada caso, flexión o extensión, uno actuará de *agonista* (a favor del movimiento) y

otro de *antagonista* (en contra del movimiento).

Para realizar la flexión, el músculo *bíceps braquial* se activa, ejerciendo fuerzas de contracción transmitidas a los tendones. Estos, insertados en cúbito y radio, provocan un momento sobre la articulación, haciendo que rote y se flexione.

Durante la extensión, el tríceps se contrae y el bíceps braquial se relaja. De esta forma el brazo recupera su posición anatómica. Algunas personas tienen la capacidad de formar cierto ángulo abierto mayor de  $180^\circ$ , comúnmente llamado *recurvatum* o *hiperextensión* del codo.



Figura 1.8: Extensión (izquierda) e hiperextensión (derecha).

### 1.3. Objetivos y alcance del trabajo

El presente Trabajo Final de Grado se realiza con la intención de crear mediante el software Abaqus Cae, un modelo en 3D que simule el movimiento de flexo-extensión ejercido por la articulación del codo. Para poder alcanzar este objetivo global se han establecido otros tres más específicos que son:

- Conseguir una serie de modelos con diferentes mallados para los músculos *Bíceps Braquial*, *Cabeza Corta de Bíceps Braquial* y *Cabeza Larga del Tríceps*, así como para los huesos (manteniéndolo constante para los diferentes modelos) *Húmero*, *Cúbito* y *Radio*. El objetivo de la generación de distintos mallados es demostrar la convergencia del modelo variando su tamaño, manteniendo una geometría que respete las dimensiones de las partes.
- Aplicar una serie de condiciones de contorno e interacciones entre las partes que permitan realizar un movimiento óptimo al modelo.
- Realizar un análisis de resultados claro y conciso. El objetivo de este análisis de datos es el de observar las variaciones de los desplazamientos cambiando el mallado. Su fin es el de validar el modelo que menor tiempo tarde en calcularlos siempre que cumpla con un movimiento correcto, y servir de base o ejemplo para poder llevar a cabo futuros trabajos relacionados con dicho movimiento.

La estructura que se llevará a cabo durante esta memoria será la siguiente:

- 
- **Capítulo 1:** Un primer capítulo introductorio en el que se explicará el contexto anatómico del codo, su funcionalidad, tejidos que componen cada una de sus partes junto con sus propiedades.
  - **Capítulo 2:** Un segundo capítulo que refleja el diseño del modelo de elementos finitos y la formulación utilizada para obtener las características del tejido muscular.
  - **Capítulo 3:** El tercer capítulo expone los resultados obtenidos, mostrando tanto datos como gráficas para una mejor comprensión de estos.
  - **Capítulo 4:** El cuarto capítulo hace referencia a las conclusiones y posteriores maneras de mejorar dichos resultados.
  - **Anexo:** Este último capítulo se redacta con el fin de complementar y completar los capítulos anteriores con la inclusión de imágenes, gráficas y tablas.

# Capítulo 2

## Generación del modelo

### 2.1. Formulación

El comportamiento tanto activo como pasivo del músculo, fue simulado en el entorno de la mecánica de medios continuos usando una metodología comúnmente utilizada basada en el principio de existencia de una función de energía de deformación [Hernández-Gascón et al., 2013]. Para un modelo cuyo material es hiperelástico y transversalmente isótropo y casi incompresible, se puede definir esta función dependiente de  $\mathbf{F}$  (gradiente de deformación),  $\lambda_a$  (acortamiento o alargamiento de las fibras musculares),  $\mathbf{M} = \mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0$  y  $\mathbf{N} = \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0$  que definen la anisotropía del músculo debido a las fibras de colágeno y músculo. A su vez, la energía de deformación depende también de  $\mathbf{C}_e$ , la cual se refiere a la deformación elástica de los puentes cruzados. Definiendo el tensor de deformación de Cauchy Green por la derecha como, la función densidad de energía de deformación resulta como  $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ .

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{C}_e, \lambda_a, \mathbf{N}, \mathbf{M}) \quad (2.1)$$

Esta función energía de deformación se puede dividir como suma de dos partes. Una de ellas relacionada con el cambio de volumen, mientras que la otra contempla las restricciones de cuasi-incompresibilidad. Esta última se denomina “desviadora”. La parte desviadora se puede separar en dos partes: una pasiva,  $\Psi_p$ , dependiente de la elastina y el colágeno presente en el tejido, y otra activa,  $\Psi_a$ , relacionada con las fibras musculares. Por lo tanto, la función energía de deformación puede quedar definida de la siguiente manera:

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}_p(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{N}) + \bar{\Psi}_a(\bar{\mathbf{C}}_e, \bar{\lambda}_a, \mathbf{M}) \quad (2.2)$$

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \bar{\Psi}_p(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4) + f_{\lambda} f_V f_{train} \bar{\Psi}_a(\bar{J}_4) \quad (2.3)$$

Los invariantes  $\bar{I}_1, \bar{I}_2$  y  $\bar{I}_4$  se definen como:

$$\bar{I}_1 = tr \bar{\mathbf{C}}, \quad \bar{I}_2 = \frac{1}{2}((tr \bar{\mathbf{C}})^2 - tr \bar{\mathbf{C}}^2), \quad \bar{I}_4 = n_0 \cdot \bar{\mathbf{C}} n_0 = \bar{\lambda}^2 \quad (2.4)$$

$\bar{I}_1$  e  $\bar{I}_2$  son el primer y segundo invariantes del tensor simétrico modificado de Cauchy-Green  $\bar{\mathbf{C}}$  e  $\bar{I}_4$  es el pseudo-invariante relacionado con la anisotropía de la respuesta pasiva (debido a las fibras de colágeno). Por lo tanto, y basándose en la función dada en [Grasa et al., 2014], la respuesta pasiva se puede definir de la siguiente forma:

$$\bar{\Psi}_p = c_1(\bar{I}_1 - 3) + \frac{c_3}{c_4} (exp^{c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{4_0})} - c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{4_0}) - 1) \quad (2.5)$$



Por otra parte, la contribución activa de la función energía de deformación  $\bar{\Psi}_a$  está expresada en términos del pseudo-invariante asociado a  $\bar{\mathbf{C}}_e$  y la dirección  $\mathbf{m}_0$ .

$$\bar{\Psi}_a = \frac{1}{2}P_0(\bar{J}_4 - 1)^2 \quad \bar{J}_4 = \mathbf{m}_0 \cdot \bar{\mathbf{C}}_e \mathbf{m}_0 = \bar{\lambda}_e \quad (2.6)$$

$$f_\lambda = \exp^{-(\bar{\lambda}_a - \lambda_{opt})^2 / 2\xi^2} \quad (2.7)$$

Aquí  $\bar{\lambda}$  representa la parte desviadora de la elongación de las fibras musculares.  $\lambda_{opt}$  define la elongación de las fibras cuya superposición de sus filamentos es óptima para generar fuerza y  $\xi$  ajusta la amplitud horizontal de la función.  $f_V$ , que relaciona la fuerza desarrollada con la amplitud del estímulo, se expresa como:

$$f_V = 1 - e^{-\frac{a-V}{d}} \quad (2.8)$$

Donde  $V$  es la amplitud del voltaje de los estímulos eléctricos,  $a$  es el valor del voltaje donde no se obtiene respuesta por parte de la fuerza y  $d$  controla la curvatura de la función. La relación  $f_{train}$ , que relaciona la fuerza con la frecuencia del estímulo, queda expresada como:

$$f_{train} = (1 - re^{-fr \cdot c}) \sum_{i=1}^n P \frac{t - t_{stim}(i)}{T_c} e^{\left(1 - \frac{t - t_{stim}(i)}{T_c}\right)} \quad (2.9)$$

Donde  $r$  y  $c$  regulan la curvatura de la pendiente inicial y final de la relación fuerza-frecuencia.  $n$  es el número de pulsos simulados,  $P$  y  $T_c$  aparecen como la amplitud y el tiempo de contracción aparente del músculo en su totalidad mientras que  $t$  lo podemos definir como el intervalo de tiempo entre dos estímulos  $(i-1)$  e  $i$ .

$$P_a - \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \lambda_a} + \left( 2\bar{\mathbf{C}}_e \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\mathbf{C}}_e} \bar{\mathbf{F}}_a^{-T} \right) : \frac{\partial \bar{\mathbf{F}}_a}{\partial \lambda_a} = C \bar{\lambda}_a \quad (2.10)$$

Donde  $P_a$  aparece como la tensión activa y se obtiene gracias a la siguiente relación:

$$P_a = P_0 f_\lambda(\bar{\lambda}_a) f_{train} f(\dot{\lambda}_a) \quad (2.11)$$

Se tiene que definir a su vez  $f(\dot{\lambda}_a)$ :

$$f(\dot{\lambda}_a) = \frac{1}{\nu} (\dot{\lambda}_a) + 1 \quad (2.12)$$

$$C = \left( \frac{1}{\nu_0} (P_T - P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{train}) \right)^2 \quad (2.13)$$

donde  $P_T$  es la tensión total de la fibra muscular. Sustituyendo las dos anteriores ecuaciones en 2.10, se obtiene la siguiente expresión para  $\dot{\lambda}_a$ :

$$\dot{\bar{\lambda}}_a = \frac{P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{train} f(\dot{\bar{\lambda}}_a) - \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\lambda}_a} + \left( 2 \bar{\mathbf{C}}_e \frac{\partial \bar{\Psi}}{\partial \bar{\mathbf{C}}_e} \bar{\mathbf{F}}_a^{-T} \right) : \frac{\partial \bar{\mathbf{F}}_a}{\partial \bar{\lambda}_a} = C \bar{\lambda}_a}{\left( \frac{1}{v_0} (P_T - P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{train}) \right)^2 - \frac{1}{v} P_0 f(\bar{\lambda}_a) f_{train}} \quad (2.14)$$

Este cálculo ha sido implementado en Abaqus mediante el uso de la subrutina UMAT, para así poder modelar el comportamiento anisotrópico explicado.

Por último, se muestran en la tabla 2.1 los valores de los parámetros utilizados en el modelo. Estos valores corresponden al músculo *Tibial Anterior* de rata. Estos parámetros que rigen el comportamiento muscular de rata se asemejan a los valores que marcan dicha conducta en los músculos del cuerpo humano. Los artículos [Ramírez et al., 2010] y [Grasa et al., 2012] complementan la formulación anteriormente explicada, así como servir de gran utilidad en la obtención de los parámetros.

	<b>Parámetro</b>
<b>Respuesta pasiva</b>	$c_1 = 0,08837$ MPa
	$c_3 = 0,00987$ MPa
	$c_4 = 2,23787$
	$I_{4_0} = 1,25638$
	$I_{4_{ref}} = 1,25638$
<b>Máxima fuerza isométrica</b>	$F_0 = 8,88$ N
<b>Relación fuerza-deformación</b>	$\lambda = 1$
	$\lambda_{opt} = 1$
	$\xi = 0,1$
<b>Relación fuerza-voltaje</b>	$a = 1,609$ V
	$d = 1,474$ V
	$V = 8$ V
<b>Relación fuerza-tiempo</b>	$f_r = 90$ Hz
	$r = 1,4$
	$P = 1,0036$ N
	$T_c = 0,045$ s
	$c = 0,08$
	$h = -0,85$

Tabla 2.1: Parámetros obtenidos [Grasa et al., 2014].

## 2.2. Creación de las diferentes partes del modelo y descripción del modelo con Abaqus

El presente apartado consiste en desglosar la generación del modelo con Abaqus. Para ello se explica la procedencia de las geometrías utilizadas, la manera en que éstas han sido modificadas a la hora de implementarlas en nuestro modelo, la creación de diferentes mallas que nos permitirán diferenciar los diferentes ejemplos desarrollados, así como la creación de las distintas condiciones de contorno que se le han ido añadiendo al modelo. Entre éstas características, la generación de las fibras, también explicadas en el presente apartado, y junto con el comportamiento muscular obtenido en 2.1, se tienen todos los componentes necesarios para realizar las simulaciones del movimiento flexo-extensor.

### 2.2.1. Creación de las geometrías

Para proceder con la generación de las geometrías, se utilizaron una serie de huesos y músculos desarrollados en [Mitsubishi et al., 2009]. Dichas imágenes biomédicas suelen venir acompañadas de ruidos o ciertas rugosidades por lo que se han tenido que suavizar con el fin de obtener geometrías lo más fieles posibles a la realidad. Para ello hay que tratarlas con el programa *Rinoceros*. Una vez modificadas, se generan unos archivos *\*.iges*, los cuales posteriormente se importan en Abaqus CAE. Una vez dentro del software, ya se puede llevar a cabo el ensamblaje del modelo.

Este modelo completo está compuesto de seis partes: tres huesos y tres músculos. Los tres huesos que lo forman son el *Húmero*, el *Radio* y el *Cúbito*. Por parte de los músculos, los integrantes son el *Bíceps Braquial*, la *Cabeza Corta del Bíceps Braquial* y la *Cabeza Larga del Tríceps*. Comentar que el *Radio* en un principio sí que se utilizó, pero al no aportar gran relevancia al estudio, puesto que ninguno de los músculos estaba insertado en él, se decidió suprimir. El hecho de eliminarlo, supuso un modelo más simplificado y con menor carga computacional, por lo que se consiguió disminuir los tiempos de cálculo. A continuación se presentan las geometrías que después se utilizaron para crear el modelo.

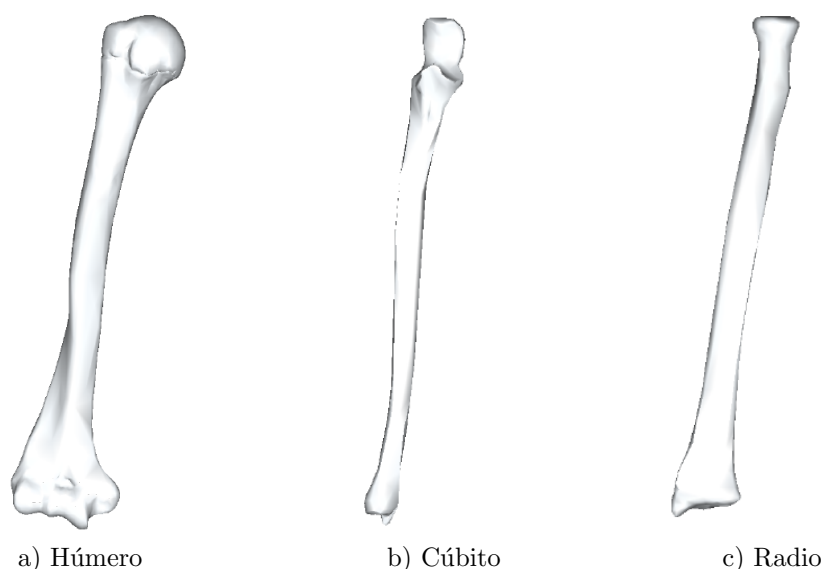


Figura 2.1: Geometrías de los huesos.

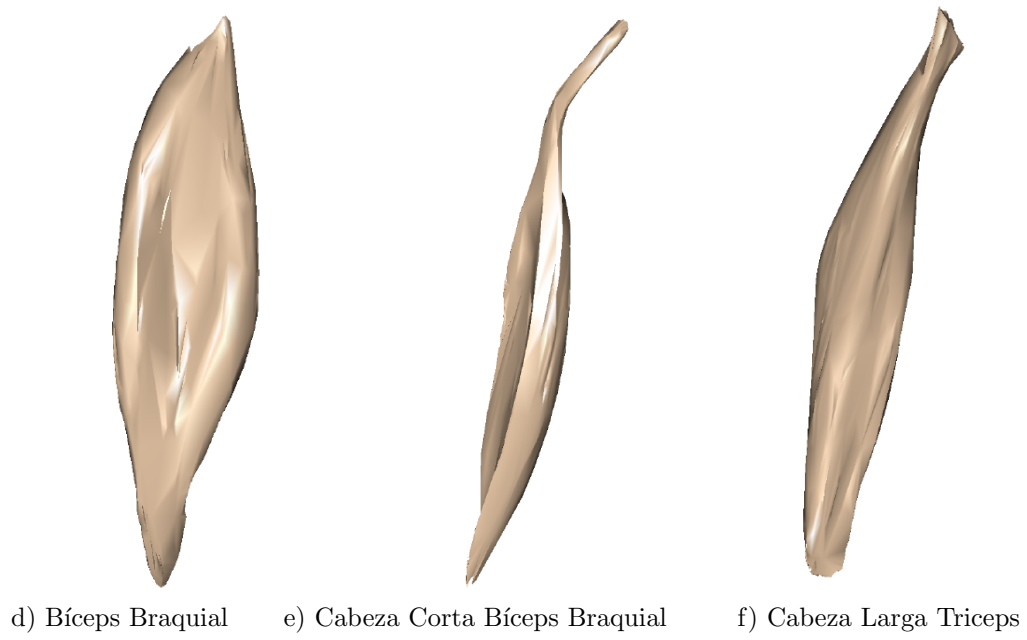


Figura 2.2: Geometrías de los músculos.



g) Modelo ensamblado

Figura 2.3: Modelo ensamblado

### 2.2.2. Generación de las mallas

Para llevar a cabo el proyecto se ha realizado un análisis de convergencia de malla. Para ello, se ha fijado un número de elementos pequeño en los músculos en el momento de estudiar una primera convergencia. A raíz de ese, se han ido disminuyendo los tamaños de malla con el fin de visualizar la dispersión que se producen en los resultados así como las diferencias en los tiempos de cálculo que se producen. La finalidad es la de conseguir un comportamiento óptimo, con un tamaño de malla no demasiado elevado para no incrementar los tiempos de cálculo, así como respetando lo máximo posible la geometría de las partes [AUTODESKSupport, 2015].

En el caso de los huesos se decide utilizar un mallado constante a lo largo del trabajo puesto que su implicación en el modelo no es de excesiva relevancia pues no se va a estudiar el comportamiento de estos en función de su malla, ya que el estudio se realiza por el esfuerzo ejercido por los músculos sobre la estructura. Dicho mallado, como se ha comentado anteriormente, es de un tamaño óptimo para mantener una concordancia entre su geometría y un número de elementos no muy elevado. Para el tipo de cálculos que se realizan basta con utilizar *hexaedros* en este tipo de geometrías.

En la figura 2.4 se muestran los mallados utilizados para *Húmero* y *Cúbito*, los cuales, como ya se ha descrito, no sufrirán modificaciones a lo largo del análisis.

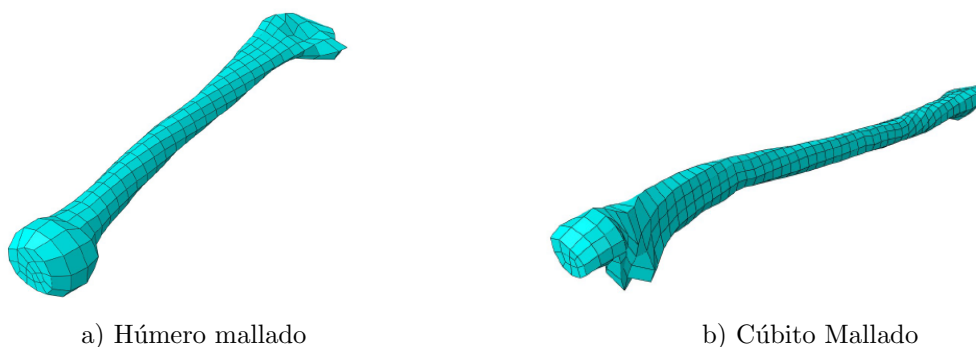


Figura 2.4: Mallado constante de los huesos *Húmero* y *Cúbito*.

Por parte de los músculos, al ser los productores del movimiento, interesa ver cómo se comportan frente a diferentes mallados, así como observar si se aprecian diferencias en el movimiento producido debido a estos. Los tipos de elementos que se utilizan en este caso son *tetraedros*. Tal y como se comentará más detenidamente en líneas próximas, se desarrollan tres tipos de mallado diferente. Para apreciar la variación de la geometría en función de la cantidad de elementos, o del tamaño de malla, se adjuntan tres imágenes de cada uno de los músculos según su malla. La figura 2.5 muestra el grupo de músculos que se corresponden con la evolución del mallado del *Bíceps Braquial*.

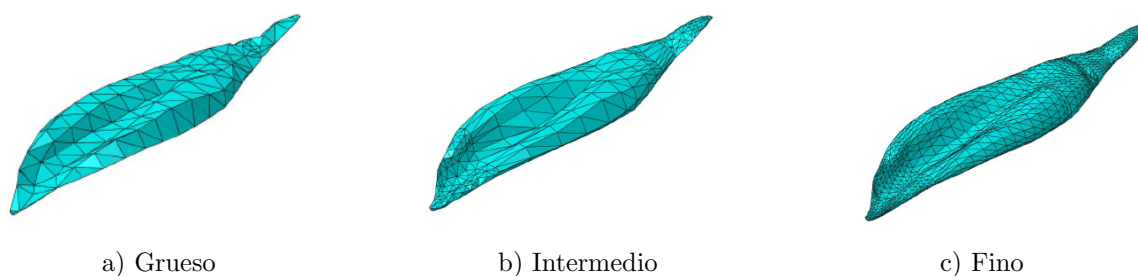


Figura 2.5: Evolución en el mallado del *Bíceps Braquial*.

La figura 2.6 engloba los tres mallados del músculo *Cabeza Larga del Tríceps*:

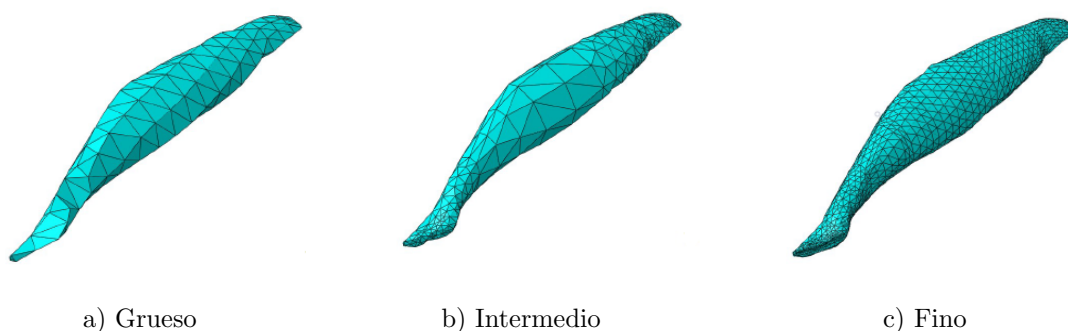


Figura 2.6: Evolución en el mallado del *Cabeza Larga del Tríceps*.

Por último, la figura 2.7 muestra la evolución del mallado de la *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*:

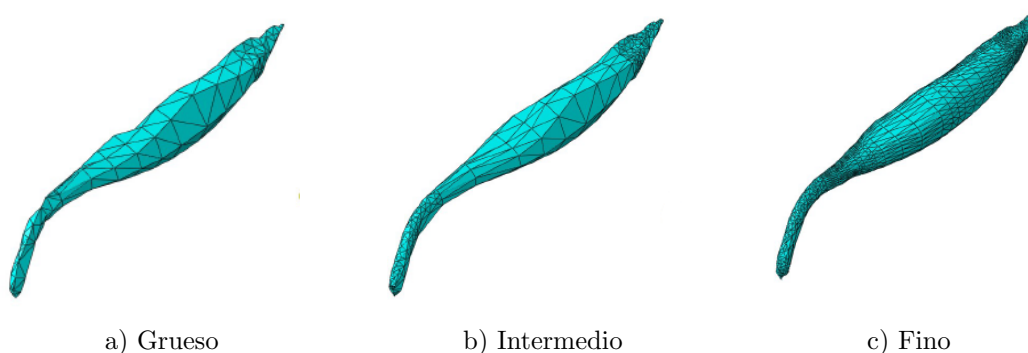


Figura 2.7: Evolución en el mallado del *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*.

En vez de focalizarlo en el tamaño propiamente dicho de los elementos, se intenta conseguir un número de elementos similar para cada uno de los músculos de cada modelo. La tabla 2.2 detalla la cantidad de elementos en cada uno de los músculos de los distintos modelos.

En el caso del modelo *Grueso* se procuró aproximar la cantidad de elementos de cada músculo a unos 500, en el caso del *Intermedio* a unos 1500 y en el del *Fino* a 9000.

Músculo	Número de elementos		
	Grueso	Intermedio	Fino
Bíceps Braquial	508	1567	9079
Cabeza Corta B.B.	565	1576	9150
Cabeza Larga Triceps	411	1532	8909

Tabla 2.2: Número de elementos en cada músculo según diferentes mallados.

### 2.2.3. Unión entre diferentes geometrías

Para llevar a cabo las uniones entre las diferentes geometrías se utilizaron distintas características que proporciona Abaqus.

Las inserciones de los músculos al hueso, por ejemplo, fueron simulados como uniones de tipo *Tie*. Esta opción permite unir varias regiones de nodos que se encuentren cercanas fijando dos nodos que estén muy próximos el uno del otro. La unión por ejemplo, *Bíceps Braquial-Cabeza Corta del Bíceps Braquial* fue representada también de esta manera, a pesar de ser músculo-músculo. La imagen 2.8 muestra la unión entre la *epíffisis proximal del Cúbito* con el *extremo inferior anterior del Bíceps Braquial*.

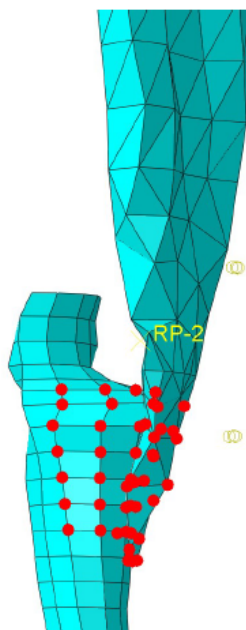


Figura 2.8: Unión entre *Bíceps Braquial* y *Cúbito* en el mallado *Grueso*.

### 2.2.4. Interacciones y condiciones de contorno

Para la creación de las interacciones entre las distintas superficies de contacto, primeramente se deben definir estas regiones. Para llevarlo a cabo, lo único que se tiene que hacer es seleccionar el área de contacto de un músculo con otro, o con un hueso. De esta manera, a la hora de realizar la interacción se puede elegir la superficie maestra y la superficie esclava. Normalmente, la superficie maestra es la que posee mayor rigidez, que en este caso se da en los huesos.

La finalidad de estas interacciones consiste en conseguir que las superficies no penetren unas en otras. Así, se reproduce un comportamiento real entre diferentes superficies. Las que se realizan en este trabajo son de tipo *penalty* con un coeficiente de fricción  $\mu = 0$ .

La figura 2.9 muestra una de dichas interacciones, en concreto la aplicada entre el *Húmero* y la *Cabeza Larga del Triceps*.

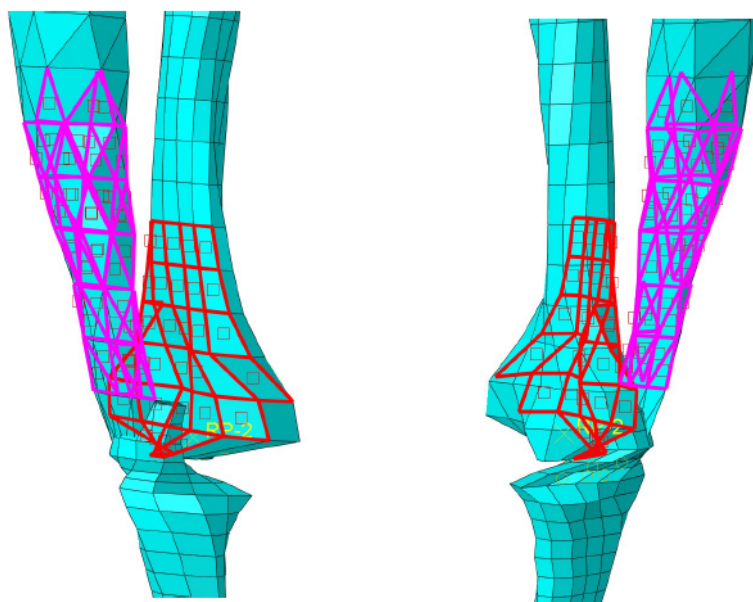


Figura 2.9: Interacción entre *Cúbito* y *Cabeza Larga del Triceps* en mallado *Grueso*.

Viendo la figura 2.9 se aprecia lo anteriormente comentado. En morado se aprecia los elementos seleccionados como superficie esclava perteneciente a la *Cabeza Larga del Triceps* y en rojo los elementos de la región maestra incluidos en la geometría del *Húmero*. Entre ambas forman la interacción denominada en el modelo *Contacto Humero LongHeadTriceps*.

El siguiente paso es el de asignar las condiciones de contorno al modelo. En el caso del *Húmero* y de los músculos *Cabeza Corta de Biceps Braquial* y *Cabeza Larga del Triceps* al no encontrarse diseñados los espacios donde van insertados, y al tener que estudiar simplemente el movimiento flexo-extensor, se decide utilizar la propiedad *Encastre*. Esta opción lo que te permite es restringir los grados de libertad de los puntos que se seleccionen. En el caso del *Húmero*, al tratarse como sólido rígido, se fija un punto de referencia. El hecho de tratar los huesos como sólidos rígidos se debe a su despreciable deformación en comparación con los músculos. El punto seleccionado para este hueso se sitúa en su epífisis proximal tal y como aparece en la figura 2.10.



Figura 2.10: Empotramiento del hueso *Húmero*.

La figura 2.11 muestra el empotramiento de los músculos *Cabeza Corta del Bíceps Braquial* y la *Cabeza Larga del Tríceps* su regiones superiores.

a) *Cabeza Larga del Tríceps*b) *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*Figura 2.11: Empotramientos de los músculos *Cabeza Larga del Tríceps* y *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*.

La siguiente acción es de vital importancia puesto que es la base de los resultados que se exponen en los últimos capítulos. Esta no es otra que la de elegir un punto de referencia en el *Cúbito* sobre el cual se va a originar la rotación. Esta rotación se debe al momento creado por las fuerzas ejercidas por los músculos. Por lo tanto, lo que se ha hecho es definir tal punto de rotación, sobre el cual se han restringido cinco de los seis grados de libertad, es decir,  $u_1 = u_2 = u_3 = 0$  y  $u_{r2} = u_{r3} = 0$ . Las tres primeras variables representan la restricción del movimiento en los tres ejes, mientras que las dos restantes imposibilitan el giro respecto Y y Z. De esta manera sólo se le permite el giro en el eje X. La figura 2.12 representa el modelo completo sobre el cual se van a realizar los estudios del presente trabajo. Como se puede ver, esta figura se divide en la posición inicial del brazo y en la posición en la cual la flexión es completa. Dicha imagen ha sido obtenida del modelo con la malla del tamaño *Intermedio*.

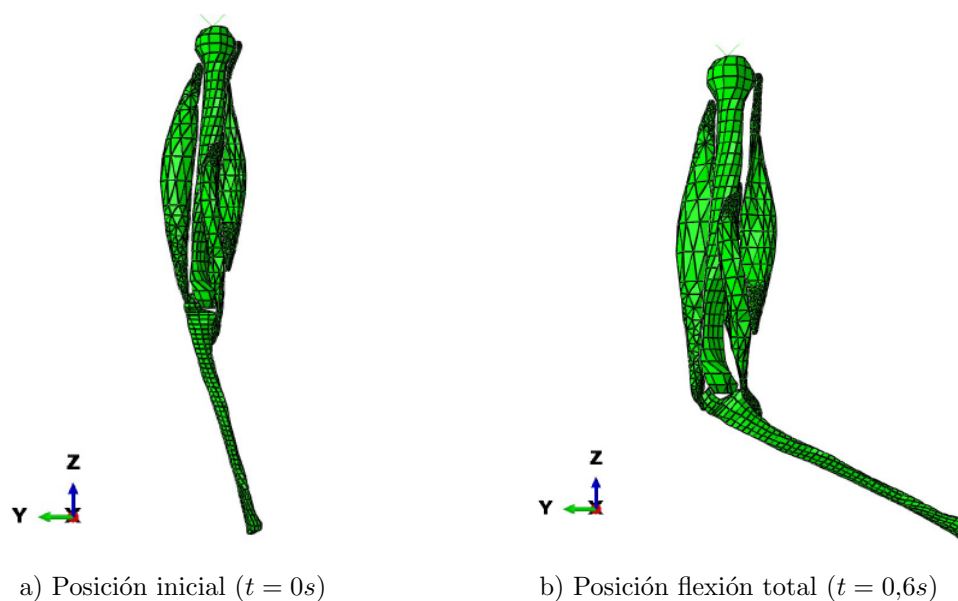


Figura 2.12: Ejemplo de flexión del modelo *Intermedio*.

### 2.2.5. Obtención de la orientación de las fibras

El último paso antes de llevar a cabo la simulación y el análisis de resultados es el de conseguir una orientación de las fibras musculares correcta y realista.

Para crear dicha orientación se parte de la hipótesis de que se supone que la dirección de las fibras musculares llevarán la misma dirección que el vector flujo de calor cuando se le realiza un análisis térmico aplicando una diferencia de temperaturas entre los extremos del músculo. Es básico para proceder con un análisis térmico en Abaqus Cae el cambiar el tipo de elemento de la malla. Antes de realizar este proceso se contaba con un tipo de elemento denominado *3D Stress* y se pasó a definir un tipo *Heat Transfer*, permitiendo que se produjera la transmisión de calor entre los elementos de la malla.

Para llevar a cabo este análisis se deben aislar los tres músculos en Abaqus Cae. Entonces, sobre ellos se aplica una serie de modificaciones respecto a sus condiciones de contorno anteriores, generando un gradiente de temperatura entre los extremos de cada uno de los músculos. La diferencia de temperaturas entre ambos extremos escogida es de  $495^{\circ}\text{C}$ . En los anexos .1, .2 y .3 se pueden visualizar las orientaciones definidas para los diferentes mallados para cada uno de los músculos. La figura 2.13 muestra la disposición de las fibras y su orientación.

Con esto y utilizando el comportamiento del músculo obtenido en el apartado 2.1, se obtiene una respuesta de los músculos que se acerca fielmente a la realidad y que da resultados bastante próximos a partir de los cuales poder ir sacando conclusiones.

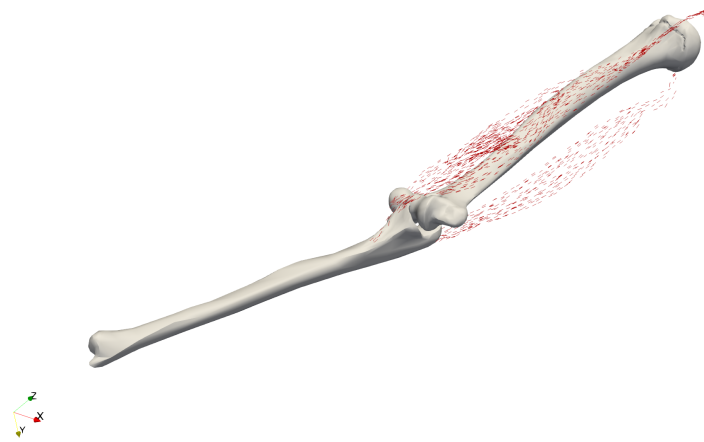
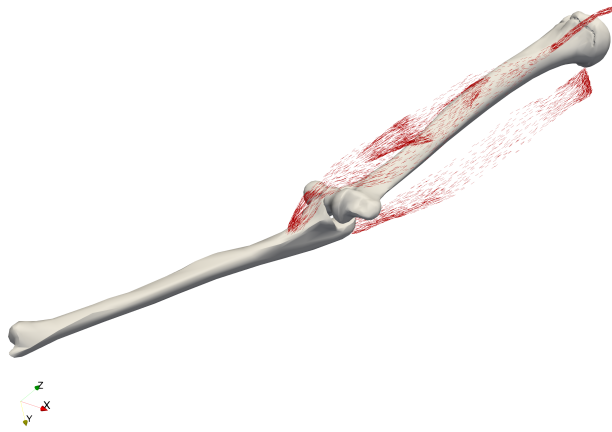
a) Mallado *Grueso*.b) Mallado *Intermedio*.c) Mallado *Fino*.

Figura 2.13: Orientación de las fibras musculares dependiendo del mallado.

## Capítulo 3

# Análisis de los resultados

En el presente capítulo se va a proceder a analizar los resultados de los diferentes casos estudiados durante el trabajo. Aparece dividido en dos secciones. Una de ellas estudia la diferencia entre los desplazamientos de un punto dado del hueso *Cúbito*, situado en su epífisis inferior, según los diferentes mallados. La finalidad es la de observar si el modelo se comporta de manera diferente o no variando dicha malla. El segundo apartado, de lo que se encarga es de analizar la diferencia en el movimiento que se produce al variar el parámetro relacionado con la tensión isométrica para los diferentes mallados. Para ello se estudiará el desplazamiento también de un punto de la epífisis inferior del *Cúbito*. El punto seleccionado en ambos casos es el nodo 832.

### 3.1. Comparación del grado de flexión según tamaño de malla

En este primer apartado se estudia la diferencia en el desplazamiento de un punto situado en el extremo distal del *Cúbito* para los tres casos de mallado diferente, viendo como afecta la variación de esta en cada simulación. El análisis se realiza suponiendo la tetanización completa de los músculos activos.

Como se puede observar, las gráficas están compuestas de tres líneas. Cada una de ellas se corresponde con un tipo de mallado diferente. En el eje de abscisas, está representado el tiempo (s), que equivale al tiempo que dura la simulación, mientras que en el eje de ordenadas está reflejado el desplazamiento (mm).

Cada una de las gráficas muestra una variable diferente. La primera se corresponde con el desplazamiento en Y ( $u_2$ ), la segunda al desplazamiento en Z ( $u_3$ ) y la tercera a su combinación ( $u_{magnitud}$ ) (junto con  $u_1$ , que al ser cero no se muestra, más adelante se comenta detenidamente).

Como comentario general antes de analizar cada una en particular decir que, a primera vista se observa un mayor desplazamiento tanto en  $u_2$  como en  $u_3$  para el *Intermedio*, comparado con los otros dos ejemplos de mallado, lo que genera una resultante proporcionalmente mayor en la gráfica de  $u_{magnitud}$ . Sin embargo, se puede destacar que el momento en el que el desplazamiento es máximo, se da para los tres casos en el mismo instante  $t = 0,6s$ . En este momento el tríceps comienza su contracción y el bíceps braquial se relaja. El hecho de que el modelo de tamaño medio tenga una pendiente mayor significa que la velocidad a la que se mueve el modelo en esa franja temporal será mayor que en los otros dos casos. Con respecto a los mallados *Fino* y *Grueso* comentar que presentan curvaturas similares pero no iguales.

Los tiempos de cálculo para cada uno de los modelos ha sido el siguiente:

- Tiempo de cálculo mallado *Grueso*: 1 minuto y 7 segundos.

- Tiempo de cálculo mallado *Intermedio*: 2 minutos y 27 segundos.
- Tiempo de cálculo mallado *Fino*: 23 minutos y 53 segundos.

Respecto a la variable  $u_1$  es fácilmente comprensible que salgan todos los valores aproximados a cero puesto que el eje fijado sobre el cual rota el *Cúbito* es el X, siendo nulos los desplazamientos en esta dirección. A continuación se aprecian en la imagen los valores de los desplazamientos en el modelo, verificando lo que se acaba de comentar.

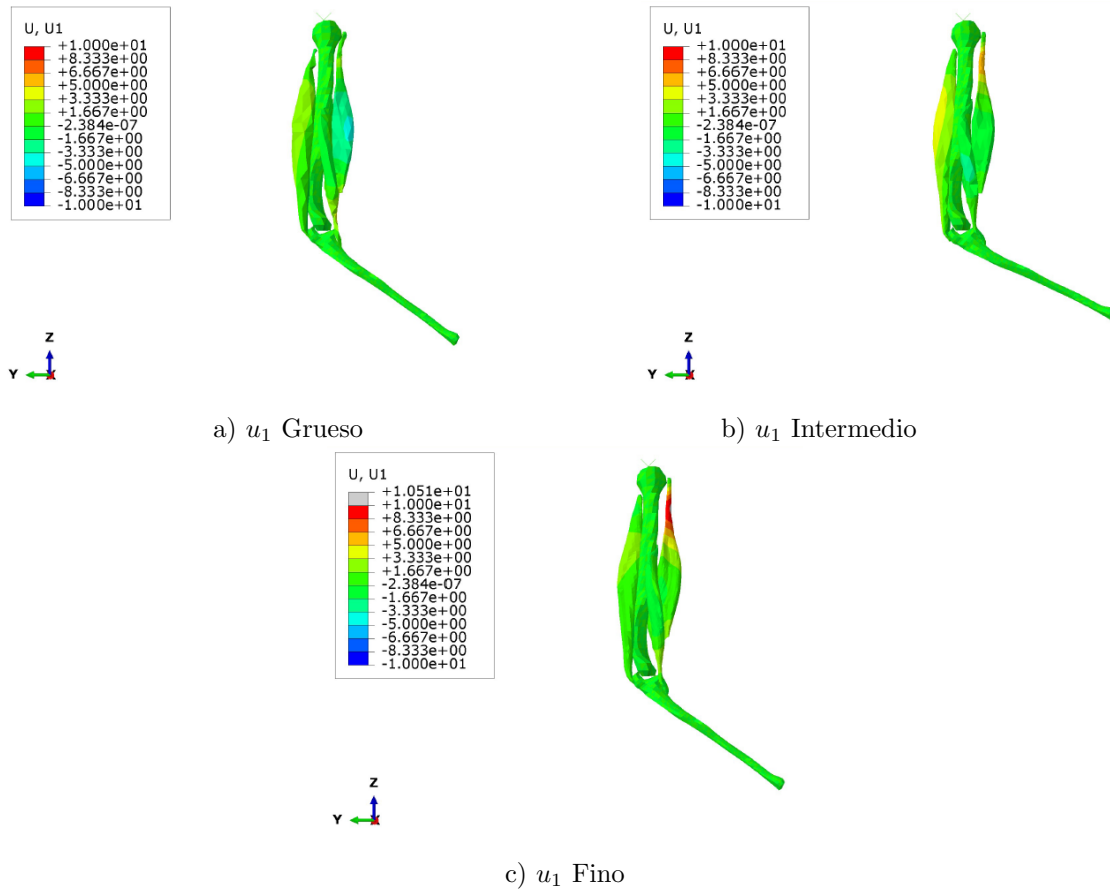


Figura 3.1: Mapas de desplazamientos de  $u_1$  en  $t = 0,6s$

Por otro lado, la gráfica 3.2 representa la variable  $u_2$ , que ya se ha comentado anteriormente que visualiza el desplazamiento en Y, deja ver una serie de valores negativos, los cuales a primera vista hicieron pensar que podrían estar mal. Al detenerse a pensar, se llegó a la conclusión de que salen negativos puesto que el movimiento se lleva a cabo en el sentido contrario al que está estipulado como positivo en dicho eje. Por lo tanto se concluye con la veracidad de los resultados y evidencia un correcto movimiento del modelo. Los valores máximos obtenidos para esta variable en las simulaciones de gran tamaño de malla y pequeño son de  $u_2(t = 0,6s) = -133,11mm$  y  $u_2(t = 0,6s) = -133,76mm$  respectivamente, mientras que en el ejemplo de tamaño medio se da un valor de  $u_2(t = 0,6s) = -157,83mm$ .

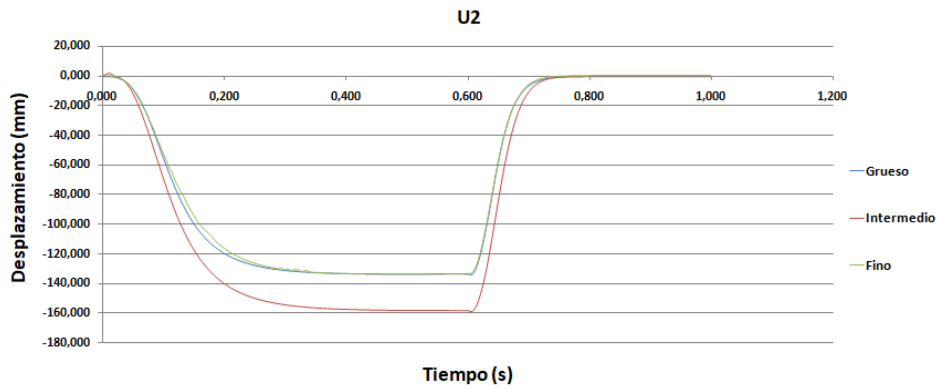


Figura 3.2: Comparativa de la variable  $u_2$  según mallado.

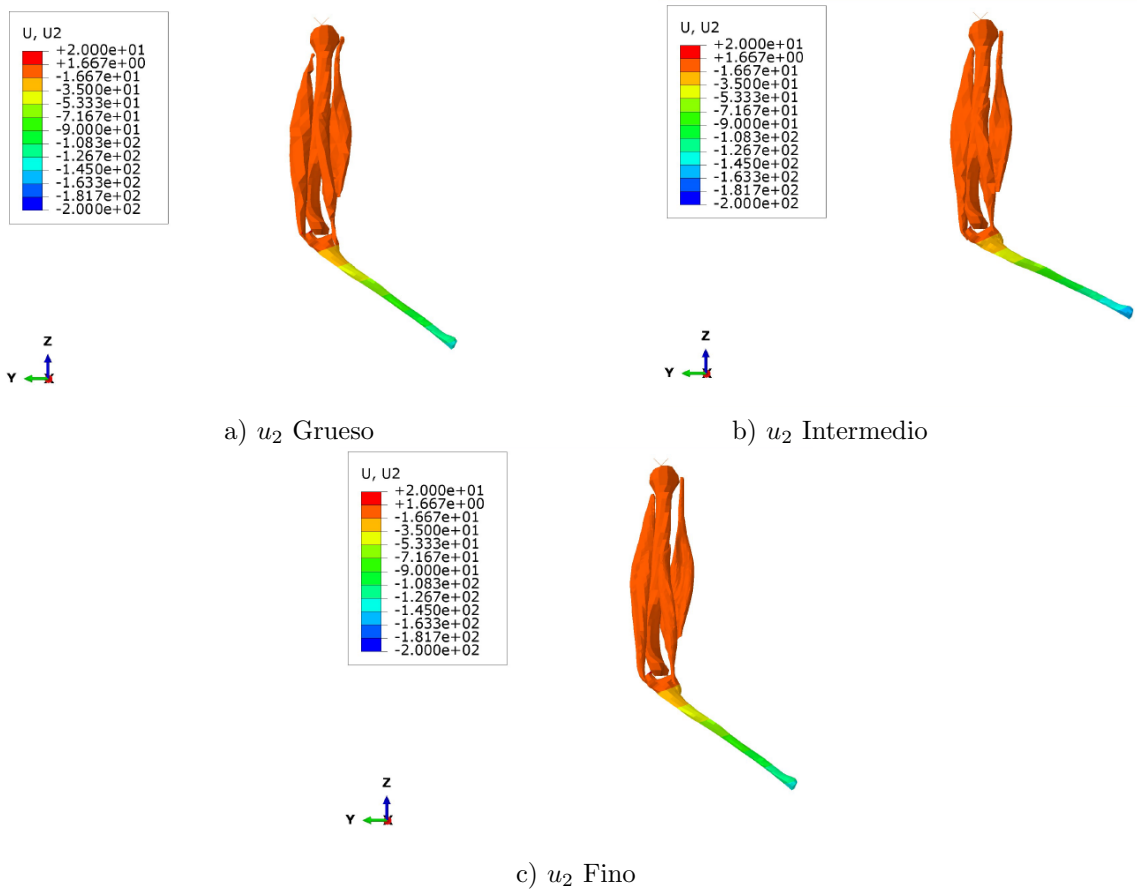


Figura 3.3: Mapas de desplazamientos de  $u_2$  en  $t = 0,6s$

La gráfica 3.4 enseña el desplazamiento  $u_3$ , es decir, el del eje Z. Visualmente los resultados cercioran el comportamiento del modelo en el sentido positivo del eje Z. Los valores de desplazamiento máximo en este eje se corresponden a  $u_3(t = 0,6s) = 75,06mm$  y  $u_3(t = 0,6s) = 74,33mm$  en los mallados *Fino* y *Grueso* respectivamente, mientras que en el *Intermedio*  $u_3(t = 0,6s) = 107,33mm$ .

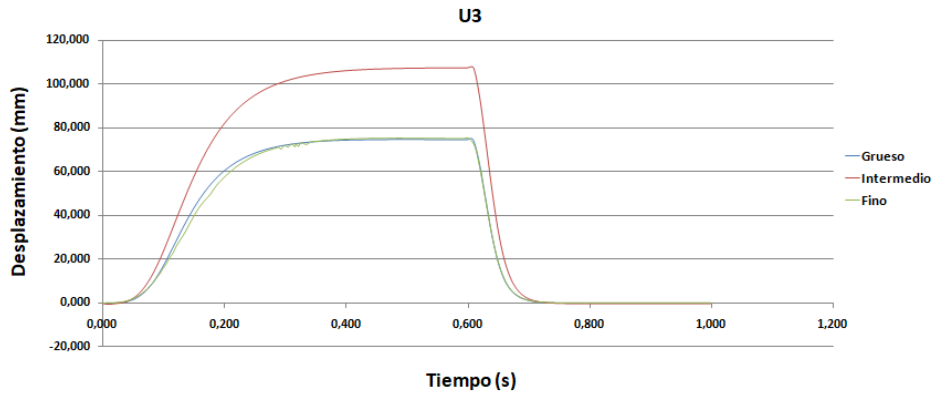


Figura 3.4: Comparativa de la variable  $u_3$  según mallado.

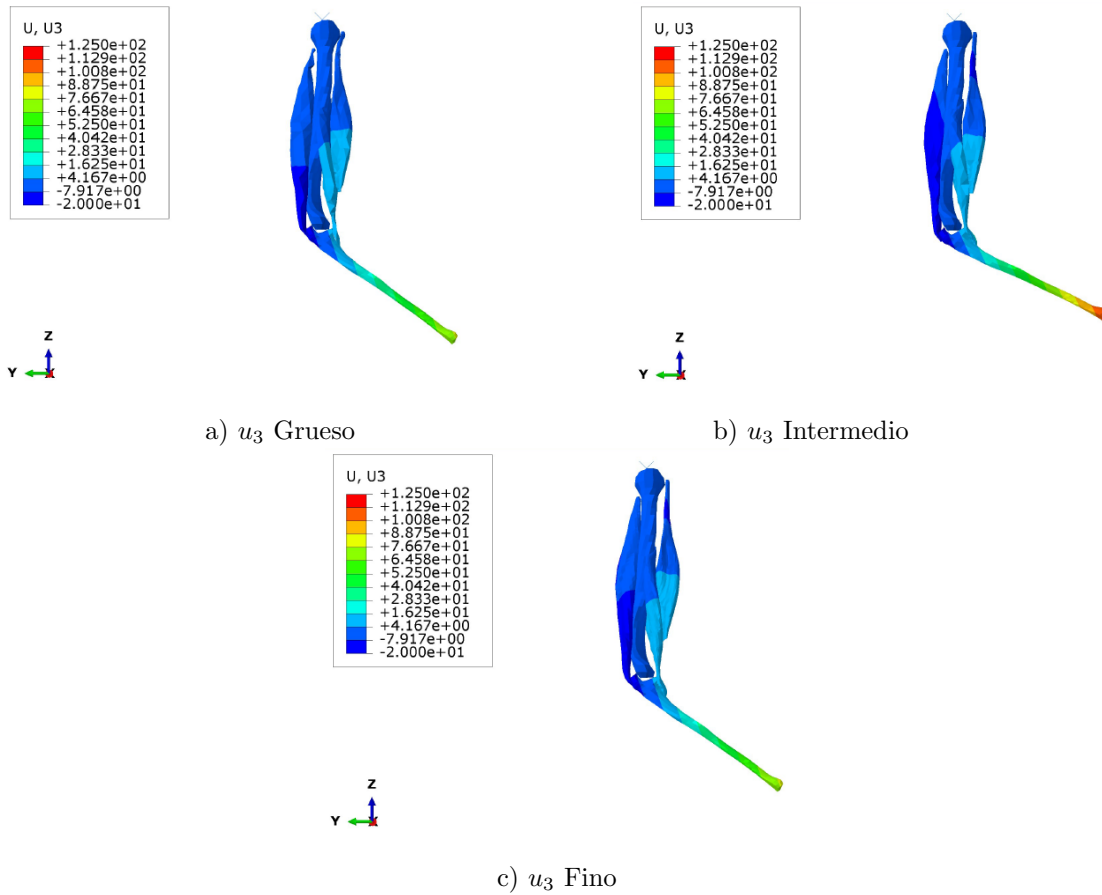


Figura 3.5: Mapas de desplazamientos de  $u_3$  en  $t = 0,6s$

Por último quedaría analizar la gráfica 3.6 relacionada con  $u_{magnitud}$ , que, como ya se ha comentado previamente, es la resultante de las otras tres gráficas. Siguiendo con la tónica de  $u_2$  y  $u_3$ , el mallado *Intermedio* acumula una mayor cantidad de desplazamiento que los otros ejemplos. El mallado medio llega a  $u_{magnitud}(t = 0,6s) = 190,87mm$  aproximadamente, mientras que en los otros dos casos se captan unos valores de  $u_{magnitud}(t = 0,6s) = 152,45mm$  en el *Grueso* y  $u_{magnitud}(t = 0,6s) = -153,38mm$  en el *Fino*.

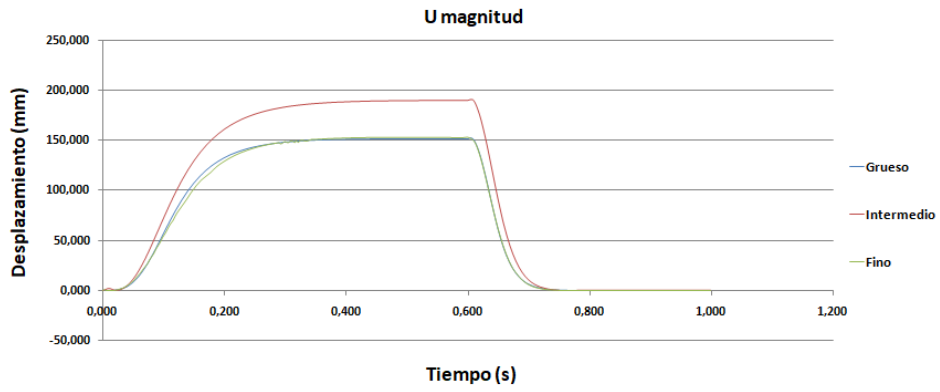


Figura 3.6: Comparativa de la variable  $u_{magnitud}$  según mallado.

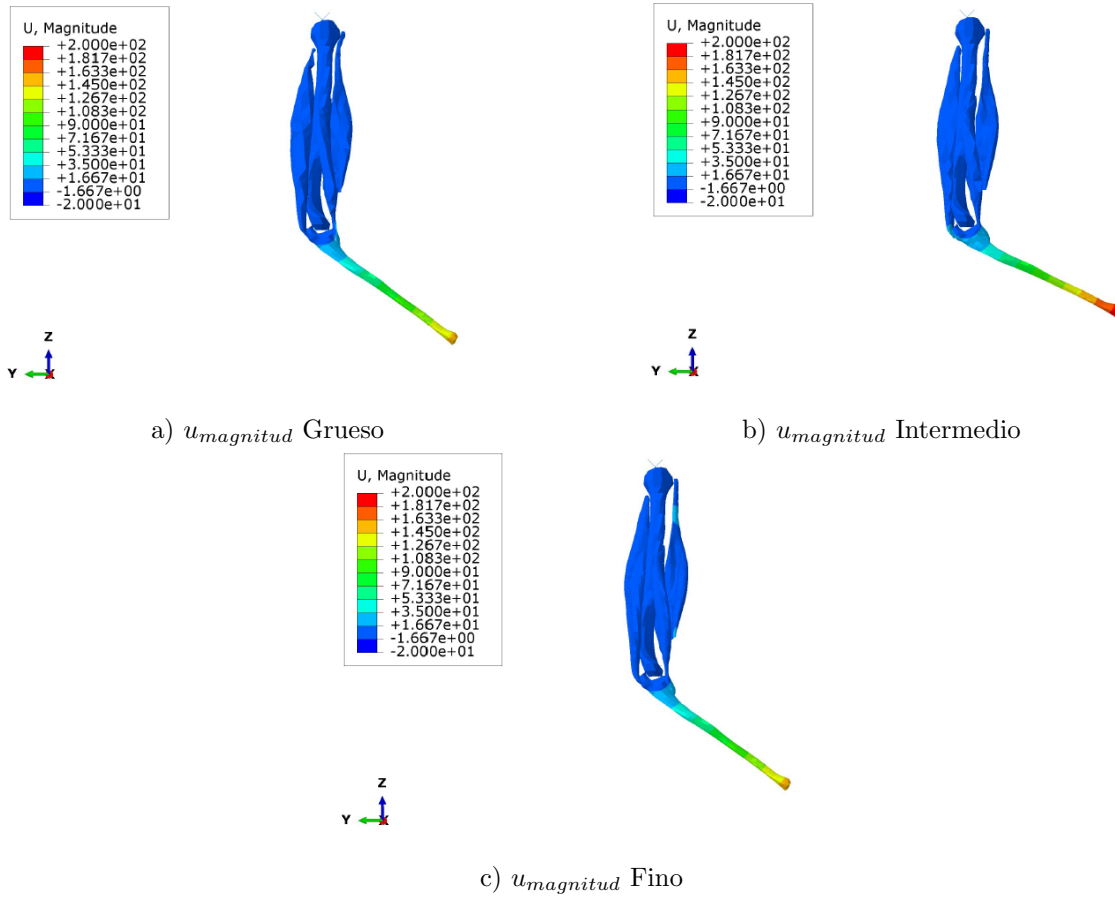


Figura 3.7: Mapas de desplazamientos de  $u_{magnitud}$  en  $t = 0,6s$



Ahora, una vez explicada y analizada la diferencia del movimiento de los distintos mallados se va a proceder a analizar el movimiento visualmente de uno de los mallados para la variable  $u_{magnitud}$ . Como se ha visto en las gráficas, el recorrido dibujado por el mallado *Fino* y por el *Grueso* es el mismo. Al ser menor el tiempo de cálculo del mallado más grande, se selecciona como mejor opción de mallado y por tanto es el elegido para analizar dicho movimiento. Para llevarlo a cabo se van a escoger diez instantes en el tiempo, uno cada 0,1s con el fin de apreciar su evolución. Estos instantes marcados reflejan a la perfección la evolución del movimiento, ya que, si nos fijamos en la figura, podemos ver como va adquiriendo los mismos valores a lo largo del tiempo. Estos instantes quedan recogidos en la figura 3.8.

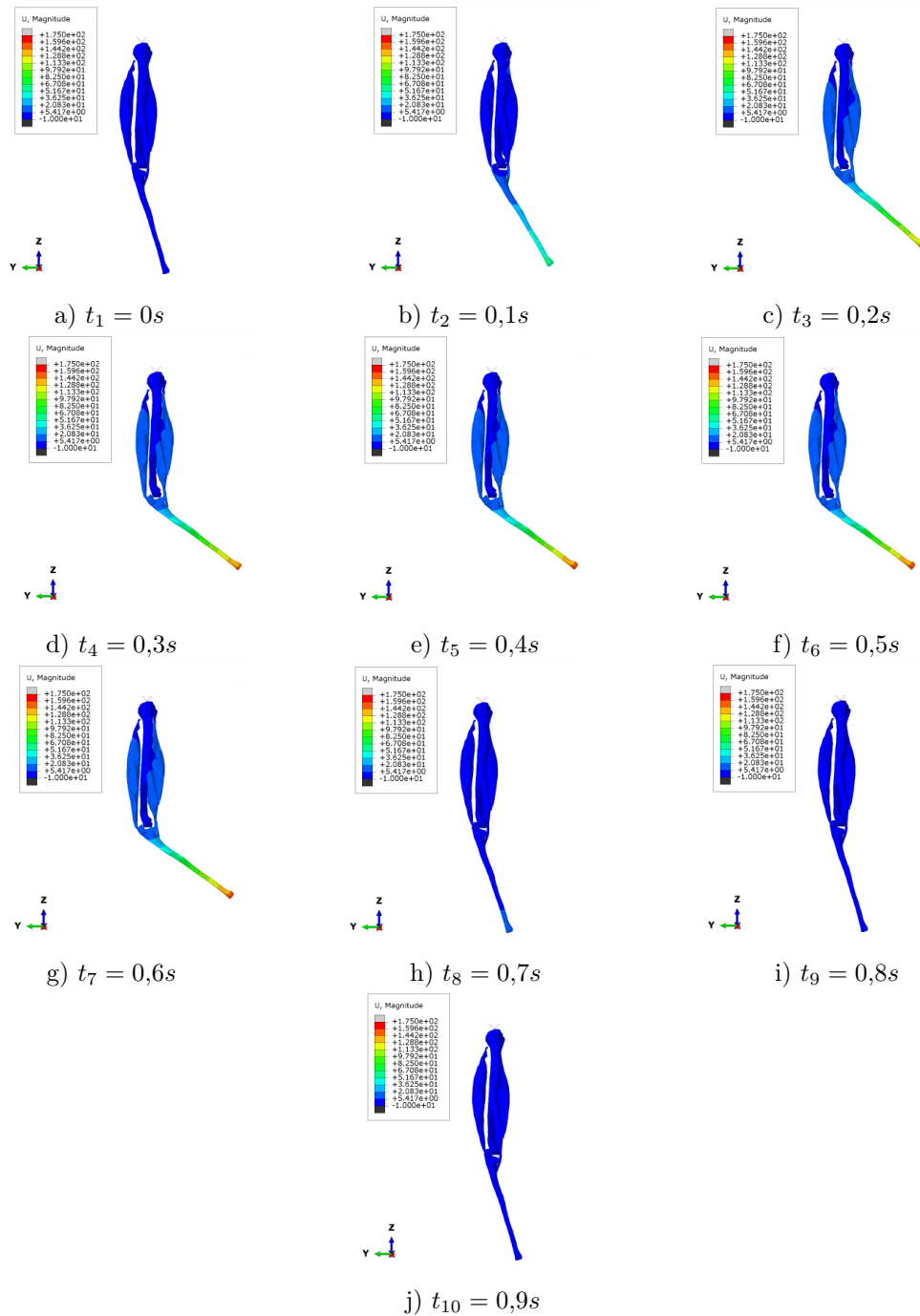


Figura 3.8: Evolución del movimiento según  $u_{magnitud}$  para mallado *Grueso*.

A continuación la tabla 3.1 muestra la comparativa de resultados entre los diferentes mallados para las cuatro variables comentadas y se ha añadido la variable  $\theta$  que es el ángulo girado por el cúbito respecto su punto de referencia. Como se aprecia, la variación es mínima entre los modelos *Grueso* y *Fino*. En el caso del intermedio, se obtiene un resultado mayor.

<b>Comparación de resultados</b>			
	<b>Grueso</b>	<b>Intermedio</b>	<b>Fino</b>
$u_1$ (mm)	0	0	0
$u_2$ (mm)	-133,11	-157,83	-133,76
$u_3$ (mm)	74,33	107,33	75,06
$u_{magnitud}$ (mm)	152,45	190,87	153,38
$\theta$ (°)	34,41	41,86	34,44

Tabla 3.1: Tabla de resultados para  $t = 0,6s$ .

### 3.2. Comparación del grado de flexión según tensión isométrica para diferentes tamaños de malla

Este apartado se encarga de mostrar la diferencia que supone variar el parámetro relacionado con la tensión isométrica máxima capaz de desarrollar el tejido en una simulación manteniendo el tamaño de malla del modelo constante. Para cada mallado, es decir, *Grueso*, *Intermedio* y *Fino*, se simulan cuatro casos diferentes. Los valores del parámetro que se introduce en Abaqus CAE relacionado con la tensión isométrica son los siguientes: 0,2, 0,15, 0,1 y 0,05 *MPa*. El punto sobre el que se estudia el desplazamiento es el nodo 832, situado al igual que en el apartado anterior en el extremo distal del cúbito. De hecho, como se verá a continuación, las gráficas resultantes serán similares en forma a las del apartado anterior. A lo largo del capítulo se irán referenciando los valores de tensión isométrica en sus correspondientes porcentajes, siendo  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$  el valor máximo y por lo tanto, el 100 % de la tensión ejercida.

Al igual que antes, el instante en el cual el desplazamiento es máximo se da para  $t = 0,6s$ . Al ser el mismo movimiento, tal y como se había comentado previamente el desplazamiento de  $u_1$  es también cero en los tres casos.

El hecho de que el instante en el que la simulación obtiene los valores máximos y mínimos de desplazamientos sean los mismos en los cuatro casos, afecta en que las curvaturas resultantes sean menos bruscas, aumenten y decrezcan de manera más paulatina según se disminuye  $\sigma_{iso}$ . Esto provoca un efecto directo sobre la velocidad de contracción, relacionada con la pendiente de estas curvas. Mayor pendiente equivale a mayor velocidad, por lo tanto, mayores valores de tensión isométrica causan velocidades de contracciones mayores.

$\sigma_{iso}$	Tiempo de cálculo		
	Grueso	Intermedio	Fino
100 %	1'7"	2'27"	23'53"
75 %	1'5"	2'19"	29'45"
50 %	1'7"	2'14"	23'52"
25 %	54"	2'10"	48'16"

Tabla 3.2: Tiempo de cálculo para diferentes tensiones isométricas

En la tabla 3.2 se exponen los tiempos de cálculo resultantes de cada una de las simulaciones. Como se puede apreciar, hay una gran diferencia de tiempo entre un tipo de mallado y otro, siendo el mallado *Grueso* el más rápido y el *Fino* el más lento. Dentro del *Grueso* apreciamos una disminución en el tiempo según se disminuye el parámetro  $\sigma_{iso}$ . Esto mismo ocurre en el *Intermedio*. Sin embargo, en el *Fino*, se aprecia un aumento de gran relevancia en los ensayos con dicho parámetro igualado al 75 % y 25 % de la tensión máxima isométrica. Esto puede deberse al número de iteraciones a la hora de calcular.

A continuación se evalúa la variable  $u_2$ . Como podemos apreciar las curvas correspondientes a *Grueso* y a *Fino* son similares en cuanto a forma, pero no iguales en cuanto a valores.

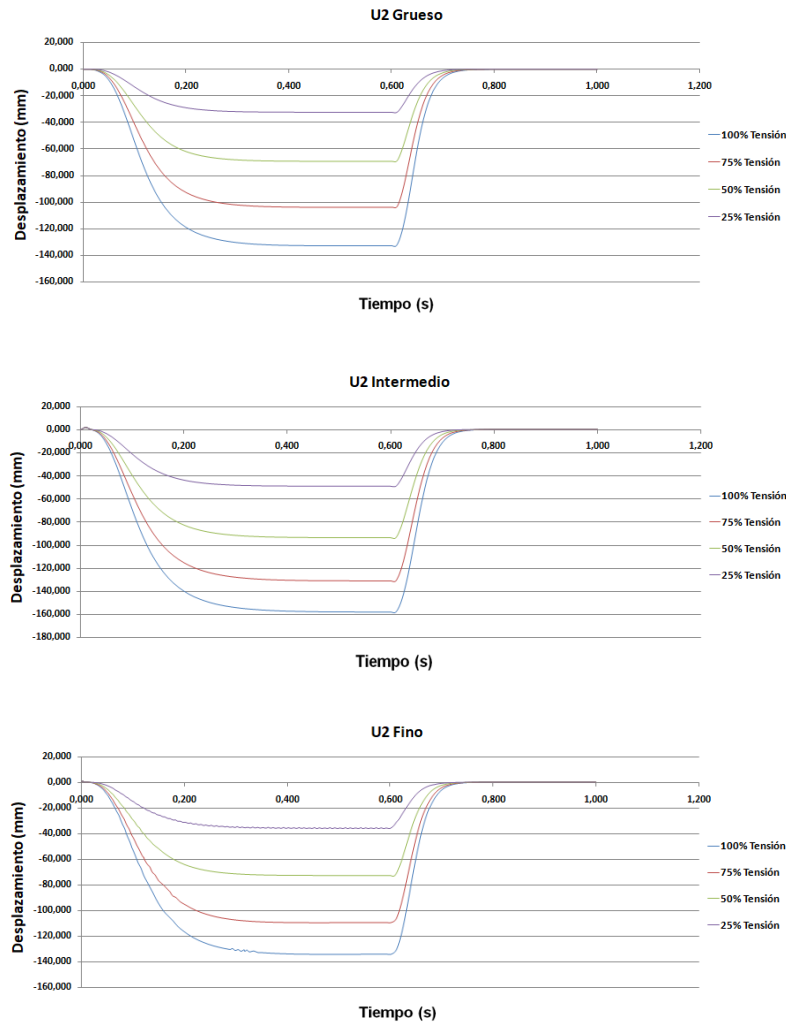


Figura 3.9: Comparación de  $u_2$  según  $\sigma_{iso}$  para los diferentes mallados.

Los máximos valores de desplazamientos, para cada valor de tensión isométrica establecida, se dan para el mallado *Intermedio*. En la tabla 3.3 se muestra una serie de valores máximos de desplazamiento en el instante  $t = 0,6s$ .

$\sigma_{iso}$	Desplazamiento máximo $u_2$ (mm)		
	Grueso	Intermedio	Fino
<b>100 %</b>	-133,11	-157,83	-133,76
<b>75 %</b>	-103,77	-130,71	-109,07
<b>50 %</b>	-69,38	-93,91	-72,45
<b>25 %</b>	-32,65	-48,96	-35,63

Tabla 3.3: Desplazamiento  $u_2$  según diferentes  $\sigma_{iso}$ .

En las gráficas de la figura 3.9 se puede observar cómo desde el instante  $t = 0,05s$  hasta  $t = 0,15s$  aproximadamente, el comportamiento de las curvas es lineal.

Al igual que en los casos anteriores, el mallado *Intermedio* refleja los valores máximos en comparación con los otros dos modelos de malla si se compara con el mismo valor de tensión isométrica de los otros ejemplos

de mallado. A su vez vemos un comportamiento similar por parte de los tres modelos a pesar de diferir en los valores obtenidos.

En comparación con el análisis de  $u_2$ , en esta variable se observa una gran diferencia entre los máximos de las curvas de un mismo mallado, es decir, así como en  $u_2$  para modelo *Grueso*, por ejemplo, la diferencia de máximos entre las curvas de 100% y 25% era de  $100,46mm$ , en  $u_3$  para el mallado también *Grueso* y esos mismos parámetros de  $\sigma_{iso}$  se aprecia una diferencia de  $65,98mm$ . Esto quiere decir que en el caso de  $u_2$  esta diferencia suponía el 24,52% del desplazamiento frente al 11,23% que le supone a  $u_3$ . Esta situación es extrapolable al resto de representaciones y comparaciones entre ambas variables.

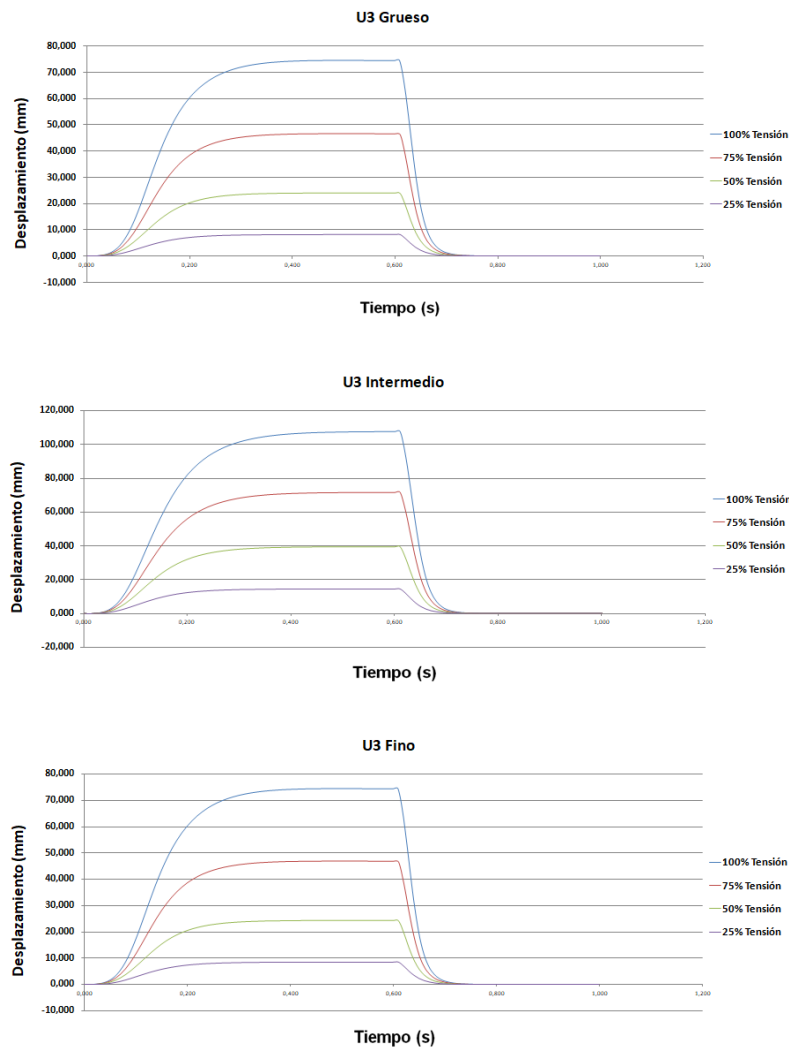


Figura 3.10: Comparación de  $u_3$  según  $\sigma_{iso}$  para los diferentes mallados.

En la tabla 3.4 se muestran estos máximos de cada una de las curvas de cada gráfica.

$\sigma_{iso}$	Desplazamiento máximo $u_3$ (mm)		
	Grueso	Intermedio	Fino
100 %	74,33	107,33	75,06
75 %	46,77	71,7	51,082
50 %	24,21	39,4	25,89
25 %	8,35	14,48	9,36

Tabla 3.4: Desplazamiento  $u_3$  según diferentes  $\sigma_{iso}$

Por último se muestra la combinación entre  $u_2$  y  $u_3$ , nombrado como  $u_{magnitud}$ . Al ser la resultante de ambas variables no se va dedicar muchas líneas a su explicación más que para hacer énfasis en varios aspectos. Los valores máximos de desplazamiento, lógicamente siguen apareciendo en la resultante del mallado *Intermedio*.

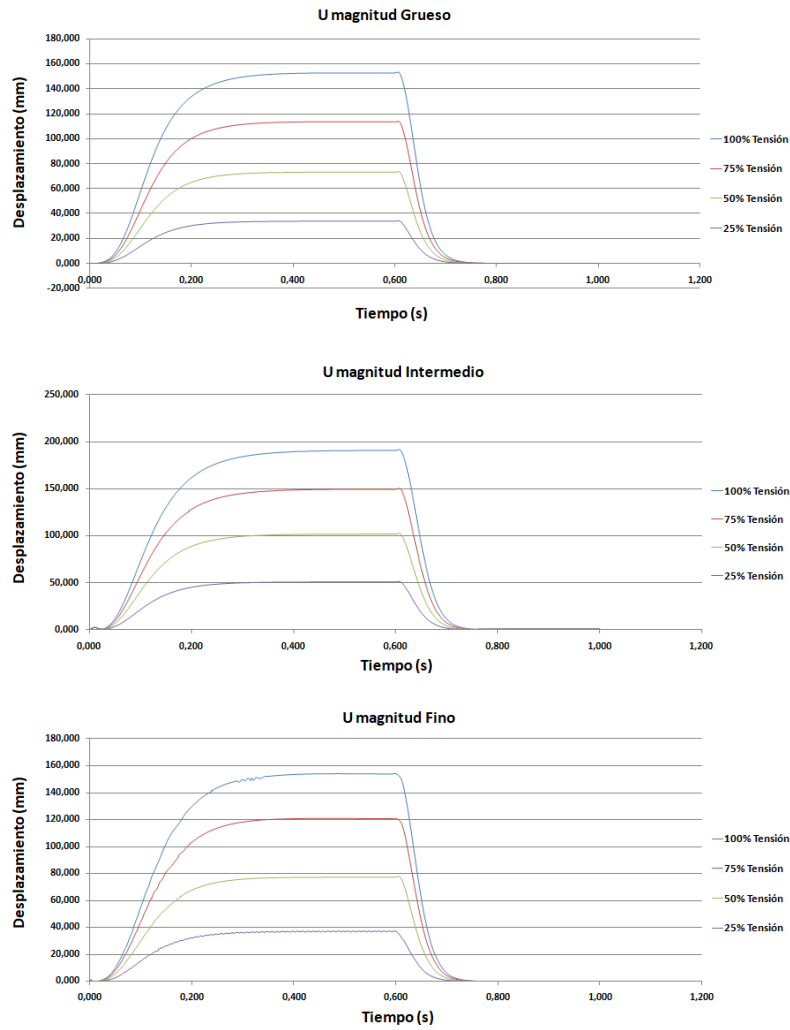


Figura 3.11: Comparación de  $u_{magnitud}$  según  $\sigma_{iso}$  para los diferentes mallados.

Al igual que en apartados anteriores se ofrece a continuación una tabla con los valores característicos de estas gráficas.

	Desplazamiento máximo $u_{magnitud}$ (mm)		
$\sigma_{iso}$	Grueso	Intermedio	Fino
100 %	152,45	190,87	153,38
75 %	113,82	149,08	120,44
50 %	73,5	101,84	76,94
25 %	33,7	51,06	36,84

Tabla 3.5: Desplazamiento  $u_{magnitud}$  según diferentes  $\sigma_{iso}$

Para finalizar el capítulo se enseña para el mallado *Grueso* los cuatro mapas de desplazamientos máximos en función de la tensión aplicada estudiando la variable  $u_{magnitud}$ . Al igual que en el apartado anterior, este tamaño de malla posee los menores tiempos de cálculo así como unos desplazamientos prácticamente idénticos que el caso más fino.

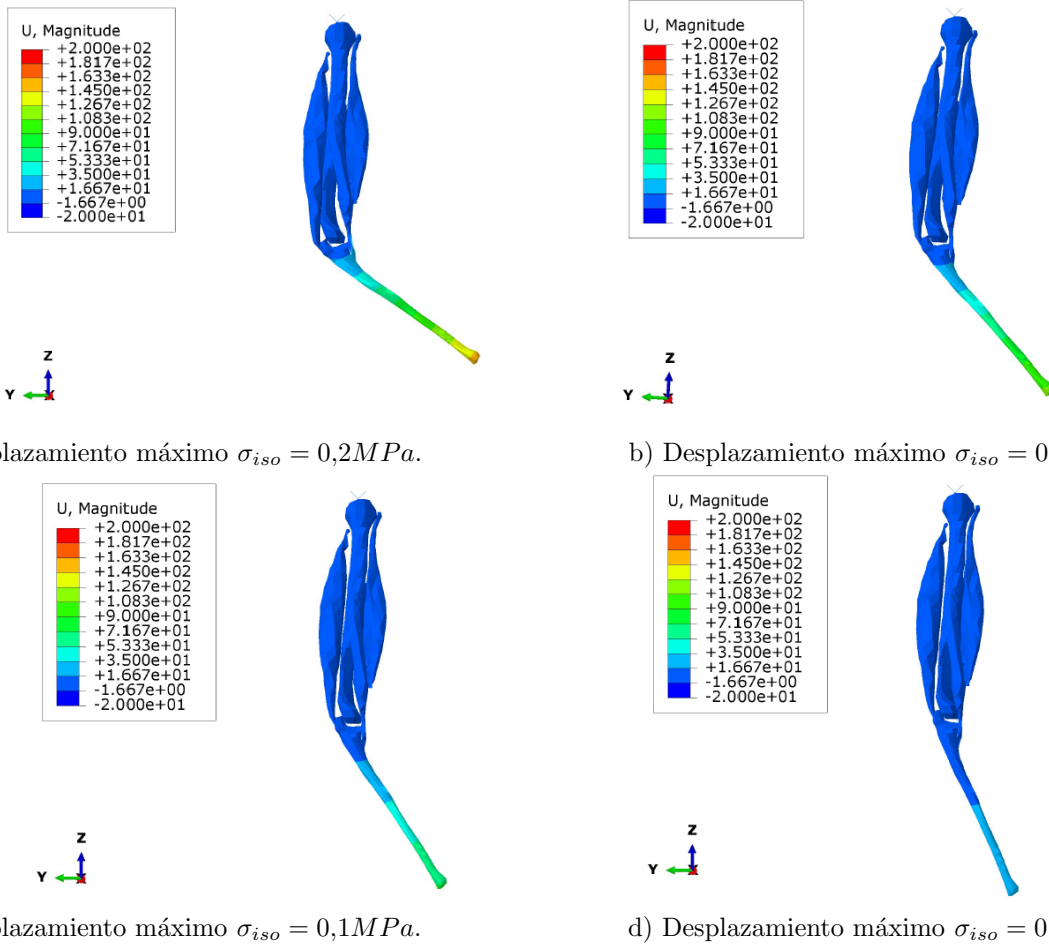


Figura 3.12: Mapa de desplazamientos  $u_{magnitud}$  máximo en función de  $\sigma_{iso}$  en  $t = 0,6s$

Tal y como evidencian la figura 3.11 y la tabla se observa un menor desplazamiento máximo según se va reduciendo el valor de dicha tensión, es decir, el ángulo respecto de la vertical que forma el *Cúbito* va disminuyendo.

$\sigma_{iso}$	Ángulo girado ( $\theta$ )		
	Grueso	Intermedio	Fino
<b>100 %</b>	34,41	41,86	34,44
<b>75 %</b>	26,02	33,55	27,46
<b>50 %</b>	17,05	23,39	17,83
<b>25 %</b>	7,93	11,94	8,66

Tabla 3.6: Comparacion  $\theta$  según diferentes  $\sigma_{iso}$  y diferentes mallados.

Por último, la tabla 3.6 analiza la diferencia en los ángulos obtenidos dependiendo del mallado utilizado y la tensión isométrica aplicada. Estos valores se complementan con los obtenidos en tablas anteriores dejando ver que para unos valores pequeños de tensión isométrica se obtienen pequeños valores en giro.



## Capítulo 4

# Conclusiones y líneas futuras

El presente capítulo se centra en recoger una serie de conclusiones que se han ido sacando a lo largo del capítulo de resultados.

Referente al apartado 3.1. se pueden observar los siguientes aspectos:

- Gracias a las especificaciones preestablecidas en el modelo en el software Abaqus hemos conseguido observar un movimiento flexo-extensor correcto.
- Se ha conseguido llevar a cabo un estudio satisfactorio en la convergencia del modelo a la hora de ir variando la malla. Esta cuestión es de vital importancia puesto que a lo largo del proyecto se han presentado numerosas dificultades debido al difícil análisis del comportamiento del músculo mediante el método de elementos finitos. A la hora realizar una simulación con tres, esta complejidad aumentaba ocasionando numerosos problemas a la hora de converger.
- El hecho de variar la malla, manteniendo el resto de parámetros constantes nos ofrece resultados similares. Por lo tanto se puede confirmar la posibilidad de generar un modelo flexo-extensor fiable sin la necesidad de tener un coste computacional excesivamente alto. Dependiendo de la precisión en los resultados que se quiera tener se optará por elegir mallados más o menos grandes, pero se tendrá la certeza de que el diseño se comportará correctamente.
- Los resultados obtenidos en el modelo *Intermedio* no sigue la misma tendencia que se ha obtenido en los otros dos mallados.

Sobre el apartado 3.2. las conclusiones serían las siguientes:

- La primera conclusión que se puede sacar es que al igual que en el caso del apartado 3.1 los máximos valores de desplazamiento se dan para el mallado *Intermedio* para cualquier valor de  $\sigma_{iso}$  comparándolos con sus respectivos en diferentes mallados.
- Se observa en las gráficas un comportamiento no lineal en la resultante  $u_{magnitud}$  para los mallados *Grueso* y *Fino* en función del aumento o disminución de la tensión establecida, puesto que los valores obtenidos de desplazamientos máximos para las curvas del 75 %, 50 % y 25 % de tensión no se corresponde con el respectivo valor de los resultados si se supusiera máxima tensión, es decir, por ejemplo, que el máximo valor de desplazamiento de la curva de  $\sigma_{iso} = 0,15MPa$  no se corresponde con el 75 % del desplazamiento máximo de la curva de  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$ .
- Al igual que en el caso anterior, para el modelo *Intermedio* se obtiene una serie de valores que no encajan con lo previsible, puesto que debería comportarse como los otros modelos, ya que todos los parámetros permanecen constantes exceptuando la tensión isométrica y el tamaño de malla.

Como conclusiones globales del trabajo se pueden describir las siguientes:

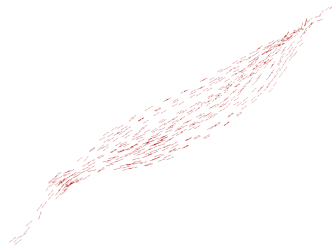
- 
- El estudio mediante elementos finitos de tejidos vivos, como en este caso el tejido músculo-esquelético es de gran complejidad debido al comportamiento de dicho tipo de tejidos.
  - El hecho de intentar conectar tres músculos diferentes entre sí, que se comporten adecuadamente y que a la vez se obtengan una serie de resultados que se puedan tachar de óptimos es un trabajo complejo y que hay que ir abordando con sumo cuidado puesto que pequeños cambios o matices en el modelo equivalen a posibles posteriores errores en la convergencia del mismo.
  - Remarcar que es el primer trabajo en 3D en el que se incluyen tres músculos trabajando a la vez de manera correcta.
  - El giro realizado por el *Cúbito* no se considera del todo óptimo puesto que a tensiones isométricas máximas no realiza un movimiento de tensión completa. Esto se puede deber a la falta de más músculos que intervienen en la flexión, y que por tanto ayudarían a un mayor movimiento.
  - Para los mallados propuestos, se puede concluir que el mallado *Grueso* es una buena alternativa puesto que presenta valores muy similares al mallado *Fino* pero tomando tiempos de cálculo menores. Se debería realizar otro mallado aún más fino que el de mayor densidad que tenemos para intentar verificar el buen comportamiento del mallado más grande. Así se contaría con un nuevo resultado para poder evaluar la tendencia de la solución con el tamaño de la discretización.
  - Estos resultados no se han podido validar con resultados experimentales “in vivo” puesto que haría falta incluir varios músculos aún.
  - A partir de ahora, y con este trabajo como ejemplo básico se pueden lanzar una serie de trabajos que aborden otros con mayor nivel de dificultad incluyendo uniones simulando ligamentos o tendones, por ejemplo.
-

# Anexos

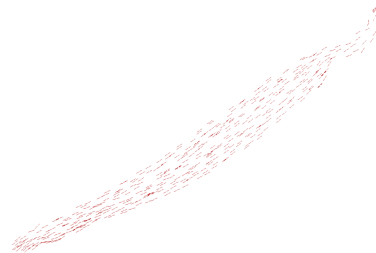
## .1. Anexo I: Mallado *Grueso*

### .1.1. Orientación de las fibras musculares

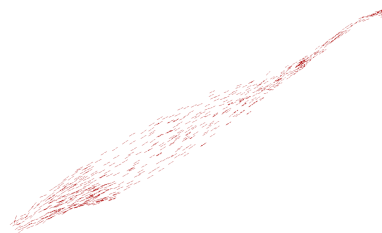
Como se hace referencia en 2.2.5 aquí se muestran en mayor tamaño e individualizados los músculos a los que se les ha obtenido la dirección de las fibras.



a) Músculo *Bíceps Braquial*.



b) Músculo *Cabeza Larga del Tríceps*.



c) Músculo *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*.

Figura 1: Distribución de la orientación de las fibras en el mallado *Grueso*.

## .1.2. Mapas de tensiones según tensión isométrica $\sigma_{iso}$

La figura 2 enseña las tensiones máximas que se dan en el modelo según se varía la tensión isométrica.

Las tensiones máximas para cada uno de los modelos se observan en los extremos de cada uno. Esta zona se asociaría con los tendones. Según va disminuyendo el valor  $\sigma_{iso}$  dichas tensiones van menguando. En este apartado y los referentes a .2.3 y .3.3 se han acotado los valores de las leyendas para así visualizar mejor la distribución de tensiones.

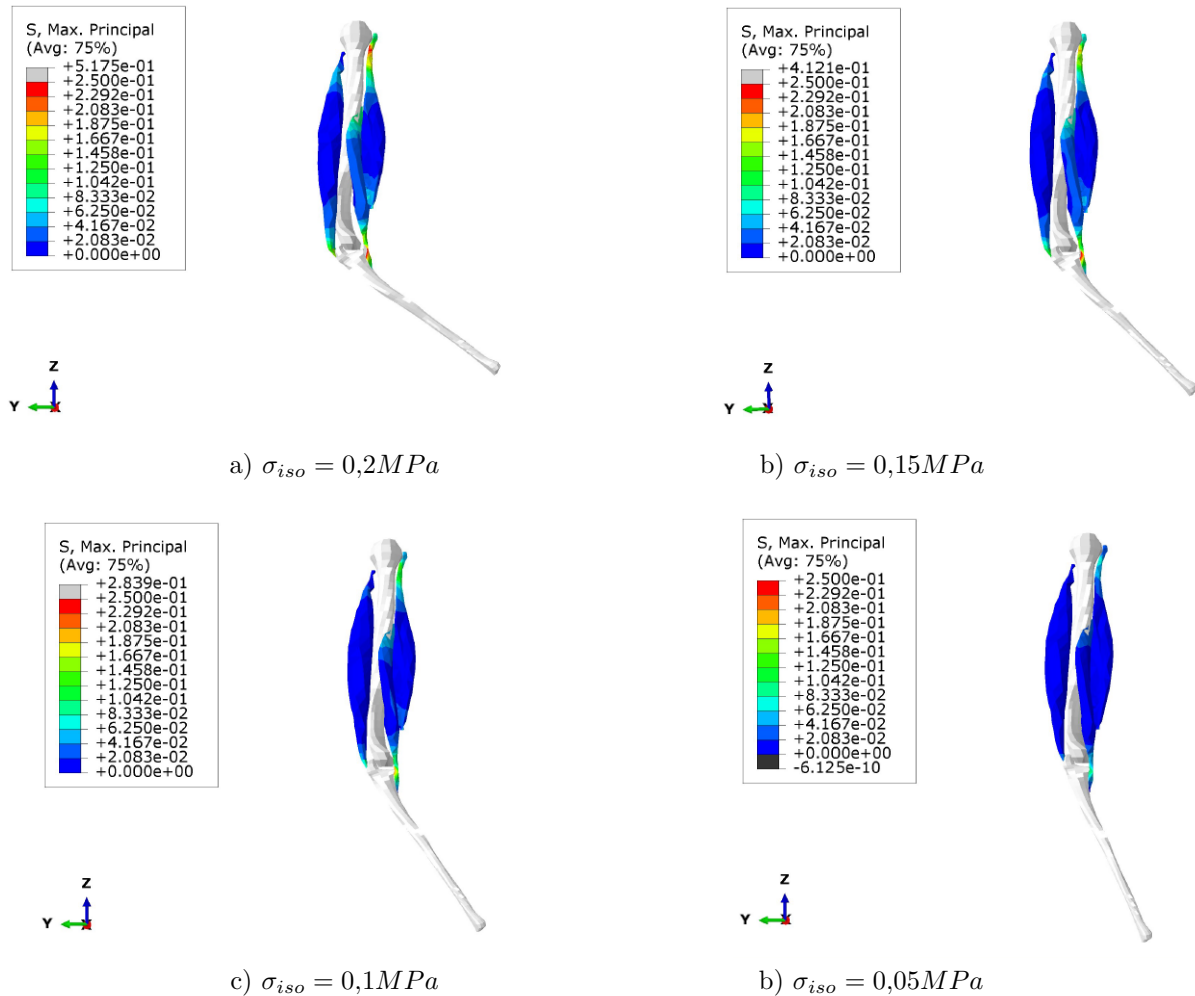


Figura 2: Mapa de tensiones para el mallado *Grueso* en  $t = 0,6$ .

A continuación se muestran las tensiones máximas para los dos casos más diferenciados de la simulación para hacernos una idea sobre las tensiones máximas que va a soportar el modelo en sus casos más extremos. En el caso de  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$  se obtiene un valor máximo de  $\sigma = 0,517MPa$ . Visualmente se observan algunas de valor aproximado  $\sigma = 0,23MPa$ . Sin embargo para  $\sigma_{iso} = 0,05MPa$  al sufrir menor movimiento, los músculos sólo adquieren valores tensionales máximos en torno a  $0,0625MPa$ .

### .1.3. Mapas de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ )

La variable  $\lambda$  se encarga de relacionar la tensión inicial y final de las fibras. Si  $\lambda > 1$  se supone como alargamiento, mientras que si es al contrario, se define como acortamiento.

En la figura 3 se aprecia valores mayores que la unidad en todo el dominio de la *Cabeza Larga del Tríceps*, mientras que menores que uno aparecen valores en el músculo *Bíceps Braquial* y *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*. Estos resultados son coherentes con el movimiento ejercido por la articulación.

Al igual que en el caso anterior, para el estudio de los mapas de la elongación de las fibras también se acotan los valores esta variable para una mejor comprensión.

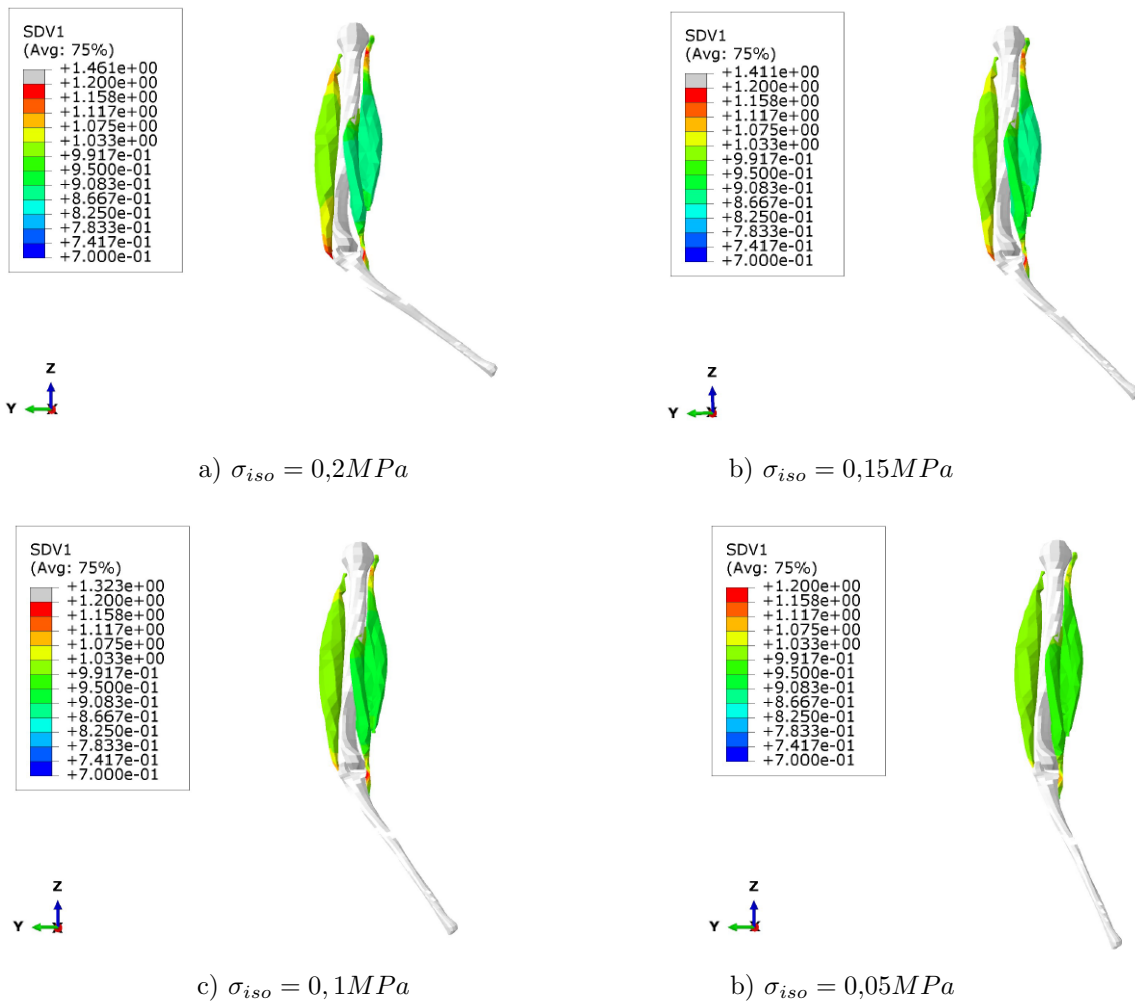


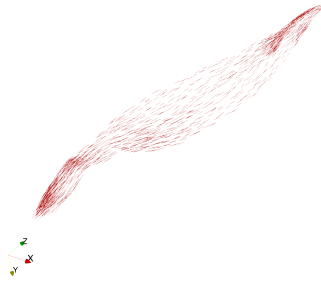
Figura 3: Mapa de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) para el mallado *Grueso* en  $t = 0,6s$ .

Los valores de  $\lambda_{max}$  para los casos de  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$  y  $\sigma_{iso} = 0,05MPa$  son aproximadamente de 1,46 y 1,03 respectivamente fijándonos en la figura 3. Ambos se dan en la zona inferior del músculo *Cabeza Larga del Tríceps*, en su unión con el *Cúbito*. Mientras que las fibras que se encuentran en acortamiento recogen unos resultados de  $\lambda_{min}$  de 0,866 en el caso de tensión máxima y 0,0917 en el caso de tensión mínima.

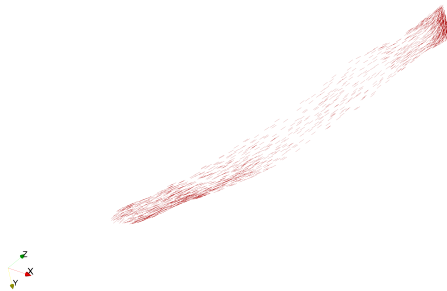
## .2. Anexo II: Mallado *Intermedio*:

### .2.1. Orientación de las fibras musculares

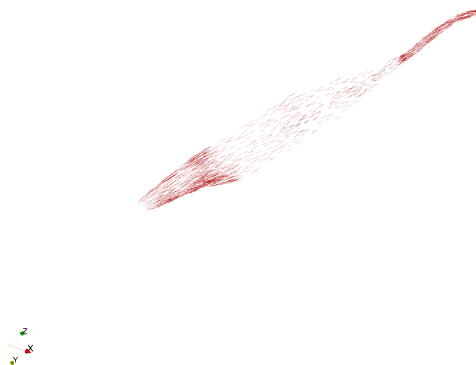
En este anexo se visualiza la distribución de la orientación de las fibras para el mallado *Intermedio* debido al análisis térmico realizado en 2.2.5. Se aprecia una mayor cantidad de fibras en las zonas donde se concentran mayor número de elementos. Es por eso que se ven zonas más oscuras respecto a la distribución del mallado *Grueso*.



a) Músculo *Bíceps Braquial*.



b) Músculo *Cabeza Larga del Tríceps*.



c) Músculo *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*.

Figura 4: Distribución de la orientación de las fibras en el mallado *Intermedio*.

## .2.2. Mapas de desplazamiento $u_{magnitud}$ según tensión isométrica $\sigma_{iso}$

La figura 5 representa el desplazamiento del punto seleccionado comentado en 3 para el mallado intermedio y diferentes tensiones isométricas. Los detalles de los máximos desplazamientos del modelo se muestran en 3.5.

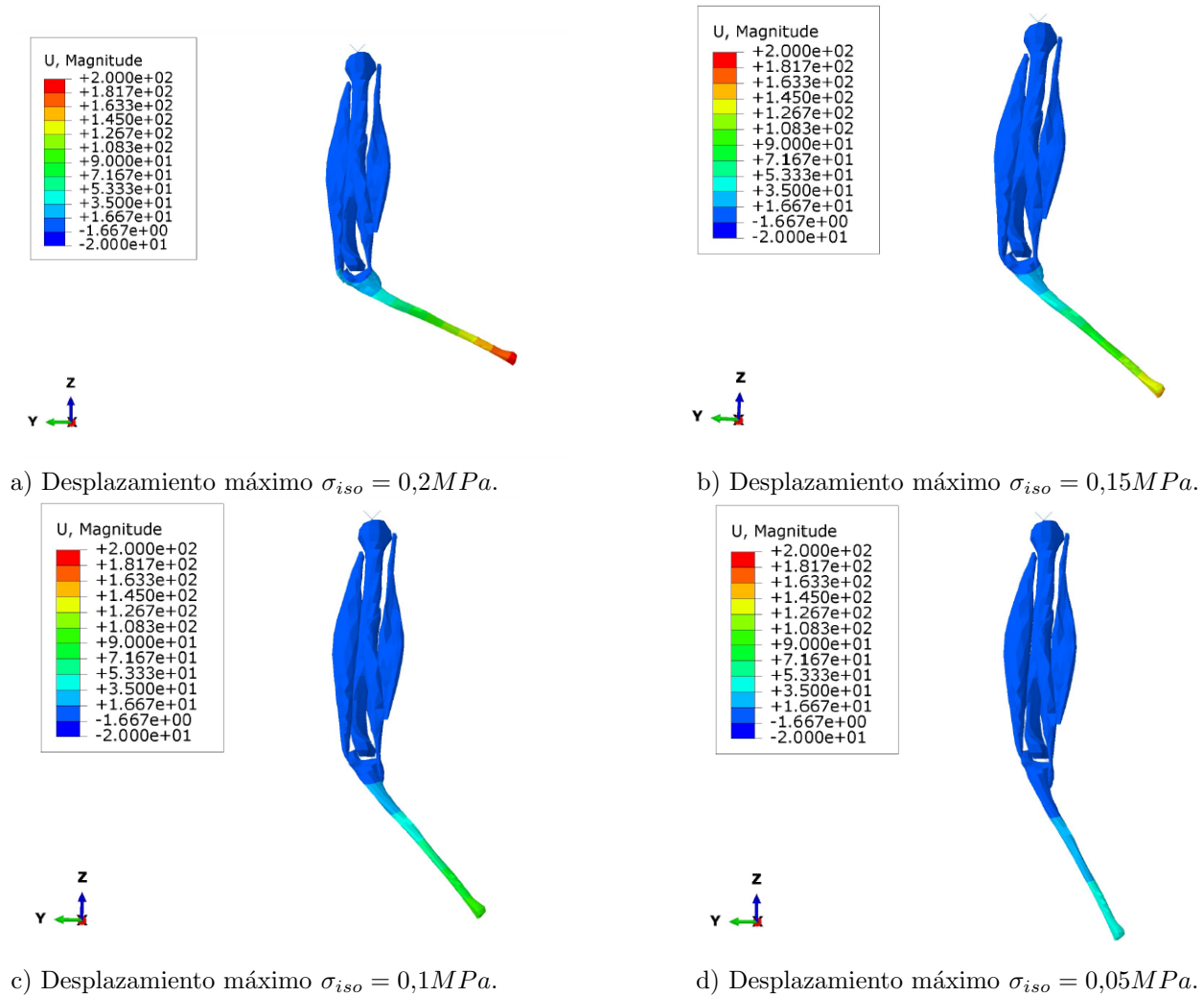


Figura 5: Mapa de desplazamientos  $u_{magnitud}$  máximo en función de  $\sigma_{iso}$  en  $t = 0,6s$  en mallado *Intermedio*.



### .2.3. Mapas de tensiones según tensión isométrica $\sigma_{iso}$

La figura 6 al igual que en lo anteriormente comentado en .1.2 se aprecian las mayores tensiones en las uniones que se producen entre las diferentes partes.

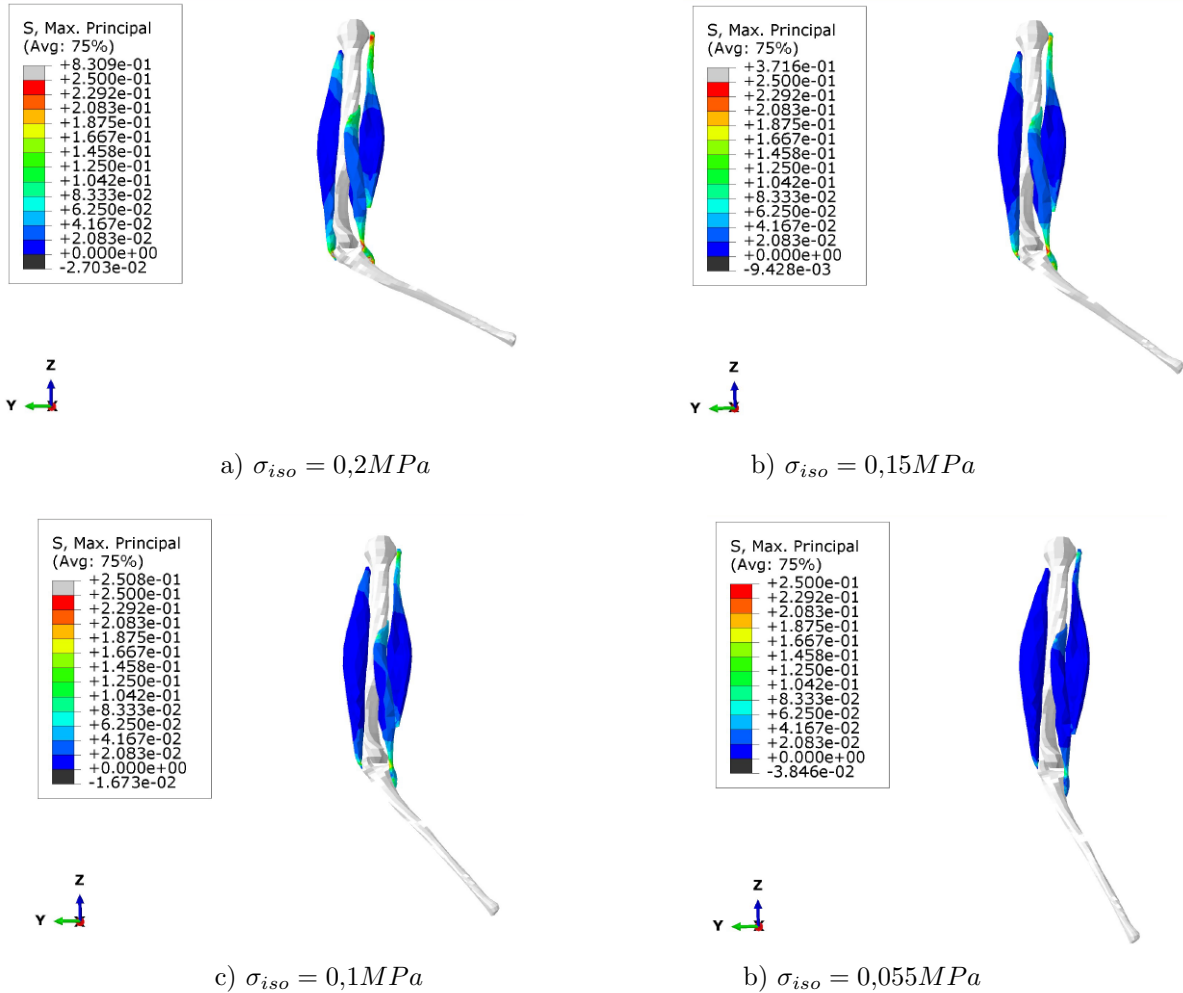


Figura 6: Mapa de tensiones para el mallado *Intermedio* en  $t = 0,6$

En este ejemplo, la tensión más alta que se da en la simulación para  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$  es de  $0.8309 MPa$ . Mientras que la mayor en el caso de  $\sigma_{iso} = 0,05$  es de  $0,062MPa$  aproximadamente.

## .2.4. Mapas de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) según tensión isométrica $\sigma_{iso}$

Al igual que lo comentado en .1.3, la variable  $\lambda$  permite desarrollar un cociente entre la longitud inicial y final de la fibra. Los máximos valores obtenidos de esta variable se dan al igual que en .1.3 en el extremo inferior del músculo *Cabeza Larga del Tríceps* de aproximadamente  $\lambda_{max} = 1,46$ . Por su parte la contracción máxima se da en el vientre del vientre del *Bíceps Braquial* donde obtenemos unos valores del orden de  $\lambda_{min} = 0,825$ . Esto en el caso de  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$ . Según se va disminuyendo la tensión isométrica ejercida, se van captando valores más próximos a la unidad por el regreso a la posición de reposo por parte del modelo.

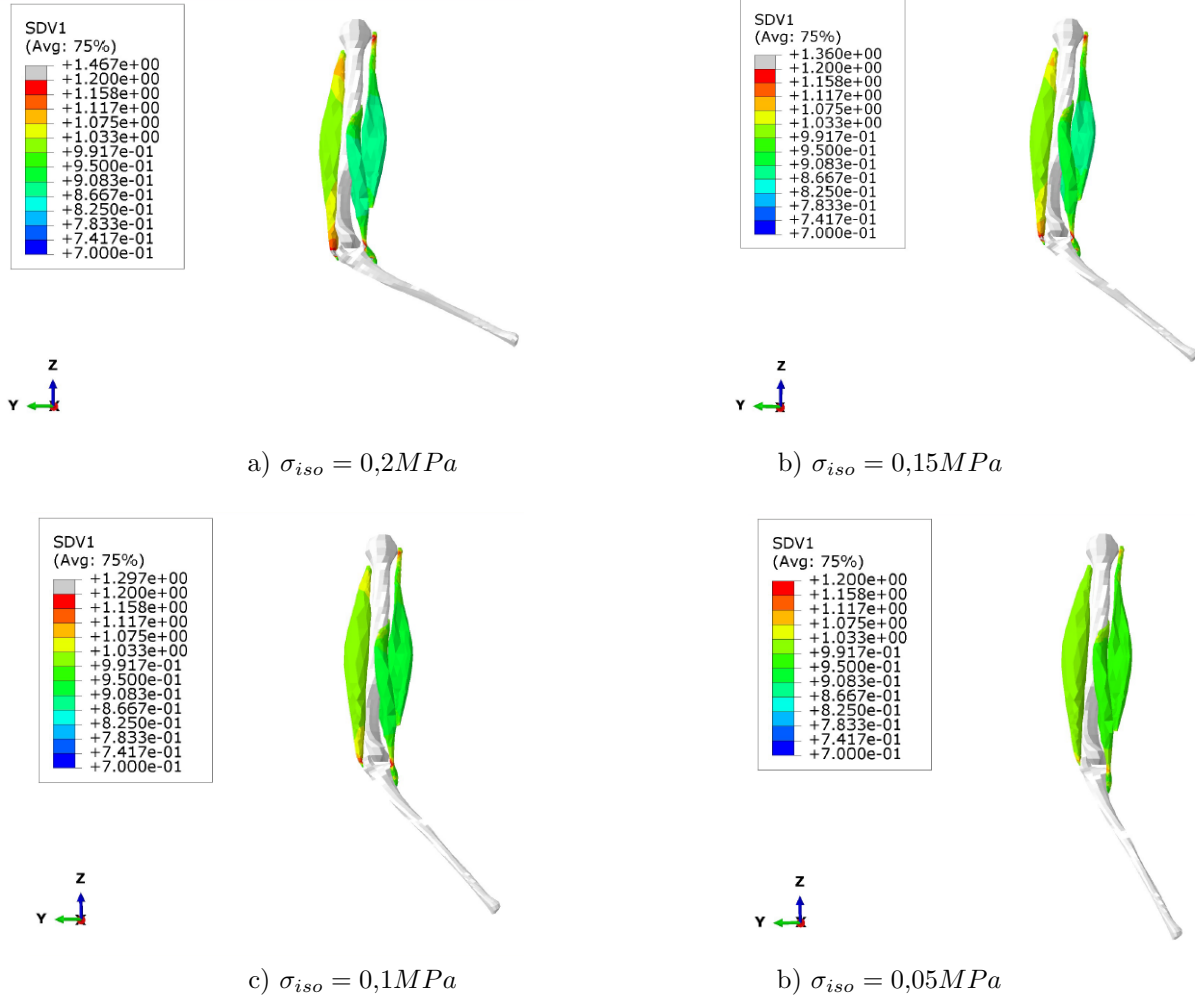
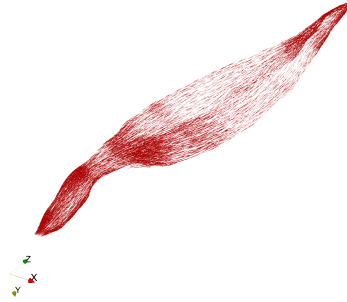


Figura 7: Mapa de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) para el mallado *Intermedio* en  $t = 0,6s$ .

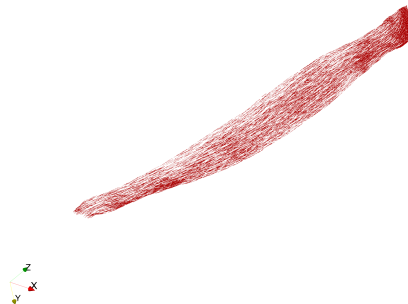
### .3. Anexo III: Mallado *Fino*

#### .3.1. Orientación de las fibras musculares

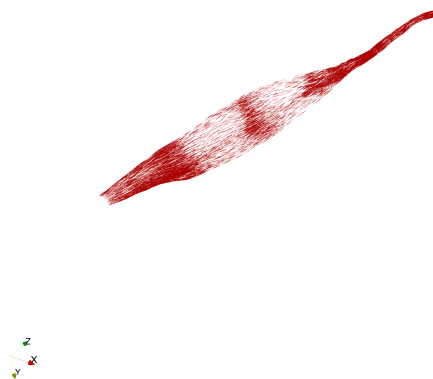
En el caso del mallado fino, los músculos que lo forman al tener unos 7500 y 8500 elementos más que los mallados *Intermedio* y *Grueso* respectivamente, muestra de manera óptima la orientación de sus fibras. Al contrario de los otros dos mallados, en este se aprecia nítidamente la geometría de los músculos.



a) Músculo *Bíceps Braquial*.



b) Músculo *Cabeza Larga del Tríceps*.



c) Músculo *Cabeza Corta del Bíceps Braquial*.

Figura 8: Distribución de la orientación de las fibras en el mallado *Fino*.

### .3.2. Mapas de desplazamiento $u_{magnitud}$ según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ )

En la figura 9 se aprecia el desplazamiento obtenido en el mallado fino para una distinta activación muscular. Como se ha comentado en apartado .2.2, la tabla 3.5 muestra los análisis de los resultados en detalle para esta simulación.

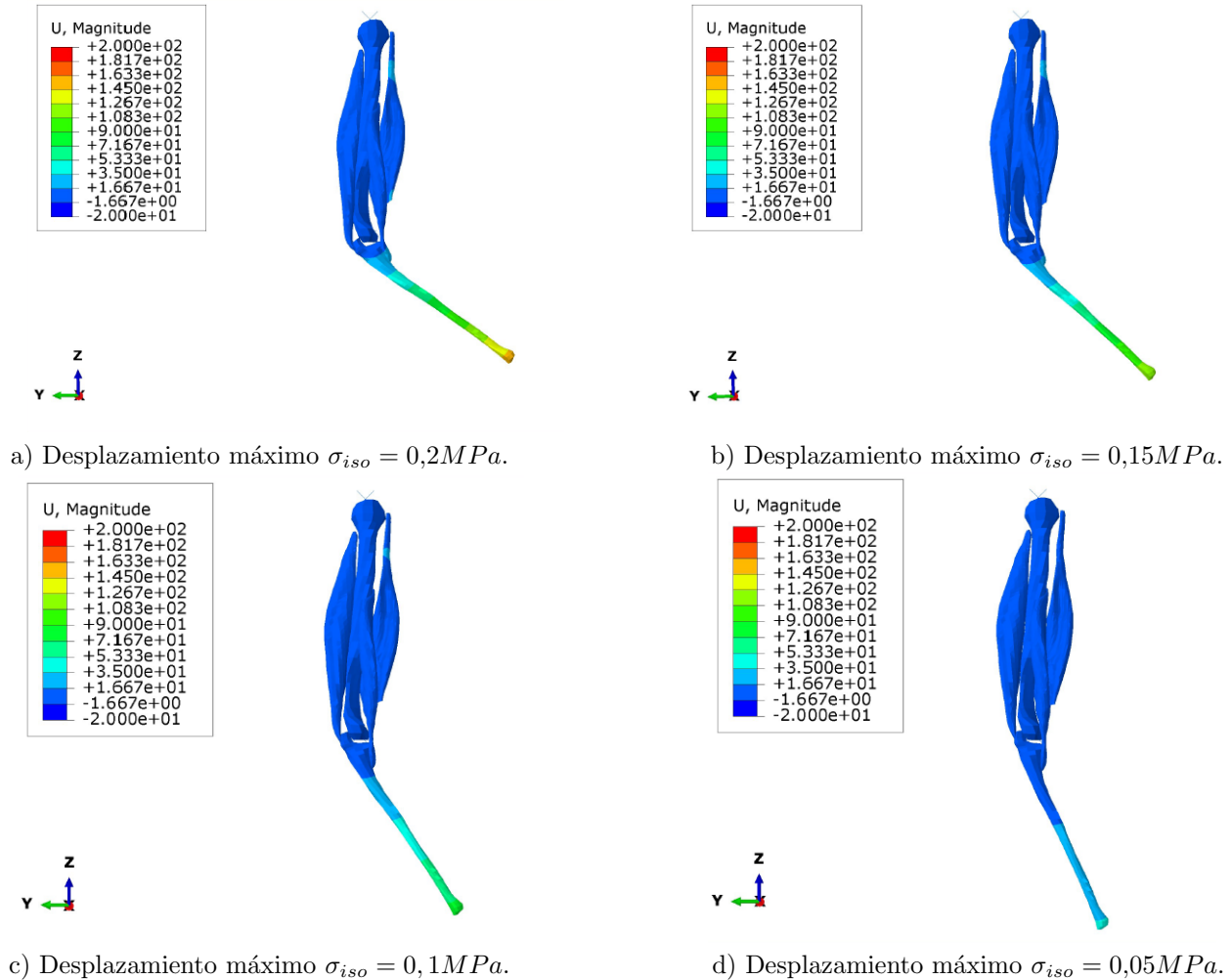


Figura 9: Mapa de desplazamientos  $u_{magnitud}$  máximo en función de  $\sigma_{iso}$  en  $t = 0,6s$  en mallado *Fino*.

### .3.3. Mapas de tensiones según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ )

La figura 10 refleja el mapa de tensiones máximas principales en el caso del mallado *Fino*. Al igual que en 2 y 6 se obtienen las máximas tensiones en las uniones entre las diferentes partes.

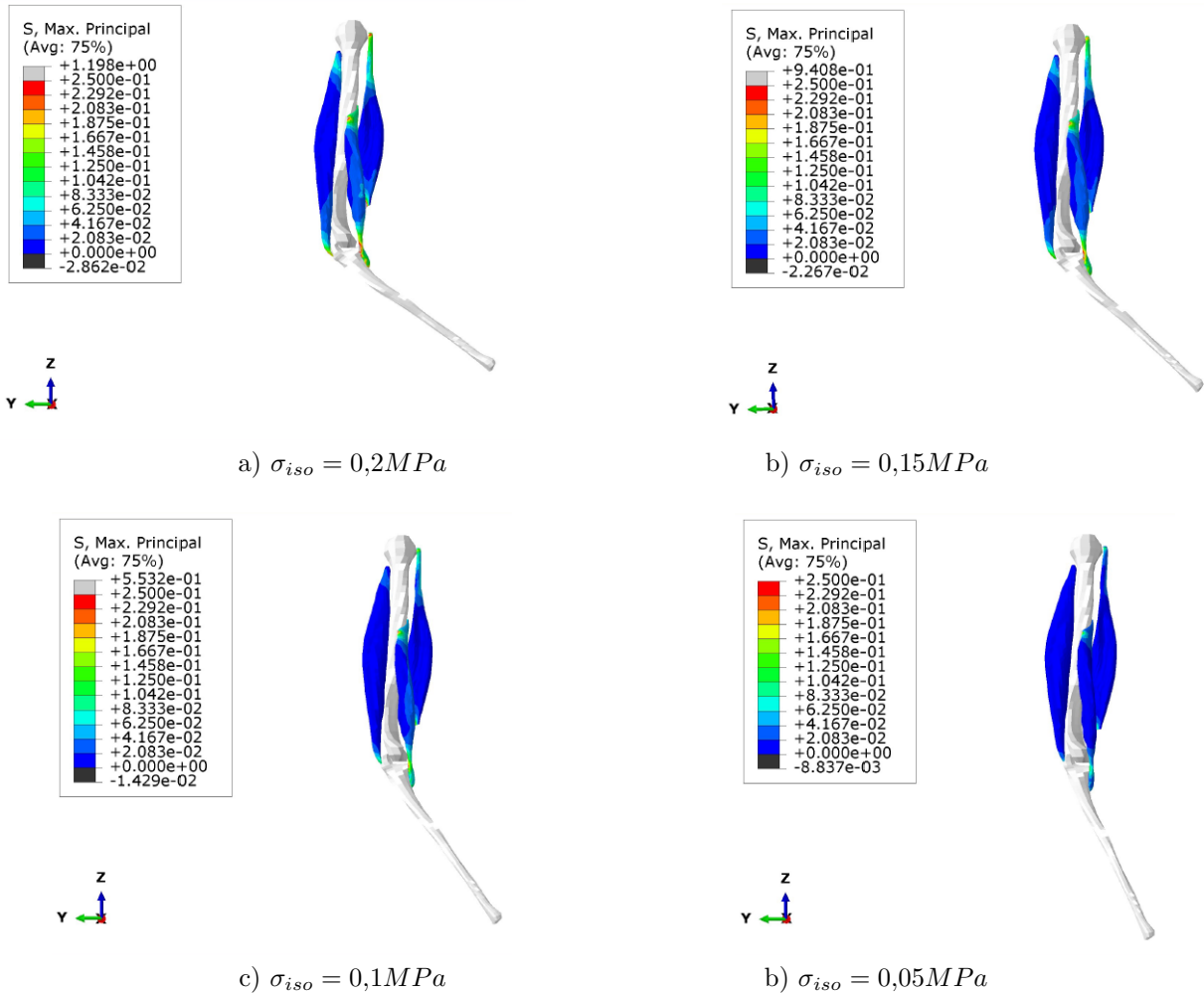


Figura 10: Mapa de tensiones para el mallado *Fino* en  $t = 0,6s$ .

Como se puede observar el valor máximo captado por la simulación es de  $1,198MPa$  en el caso de tensión isométrica máxima, mientras que en el caso de menor valor las tensiones mayores que se observan son de  $0,0625MPa$ .

### .3.4. Mapas de elongación de las fibras $\lambda$ según tensión isométrica ( $\sigma_{iso}$ )

Por último se comenta el mapa de elongación de las fibras, como en los anexos anteriores. Decir que para este mallado, el *Fino*, la tendencia en el alargamiento de sus fibras es similar que para los otros dos casos estudiados .1.3 y .2.4, obteniéndose los valores máximos de alargamiento en la zona inferior de la *Cabeza Larga del Tríceps*. Sin embargo, los valores de acortamiento mayores se dan en la zona media del *Bíceps Braquial*. La figura 11 representa el mapa de elongación de las fibras para el mallado *Fino*.

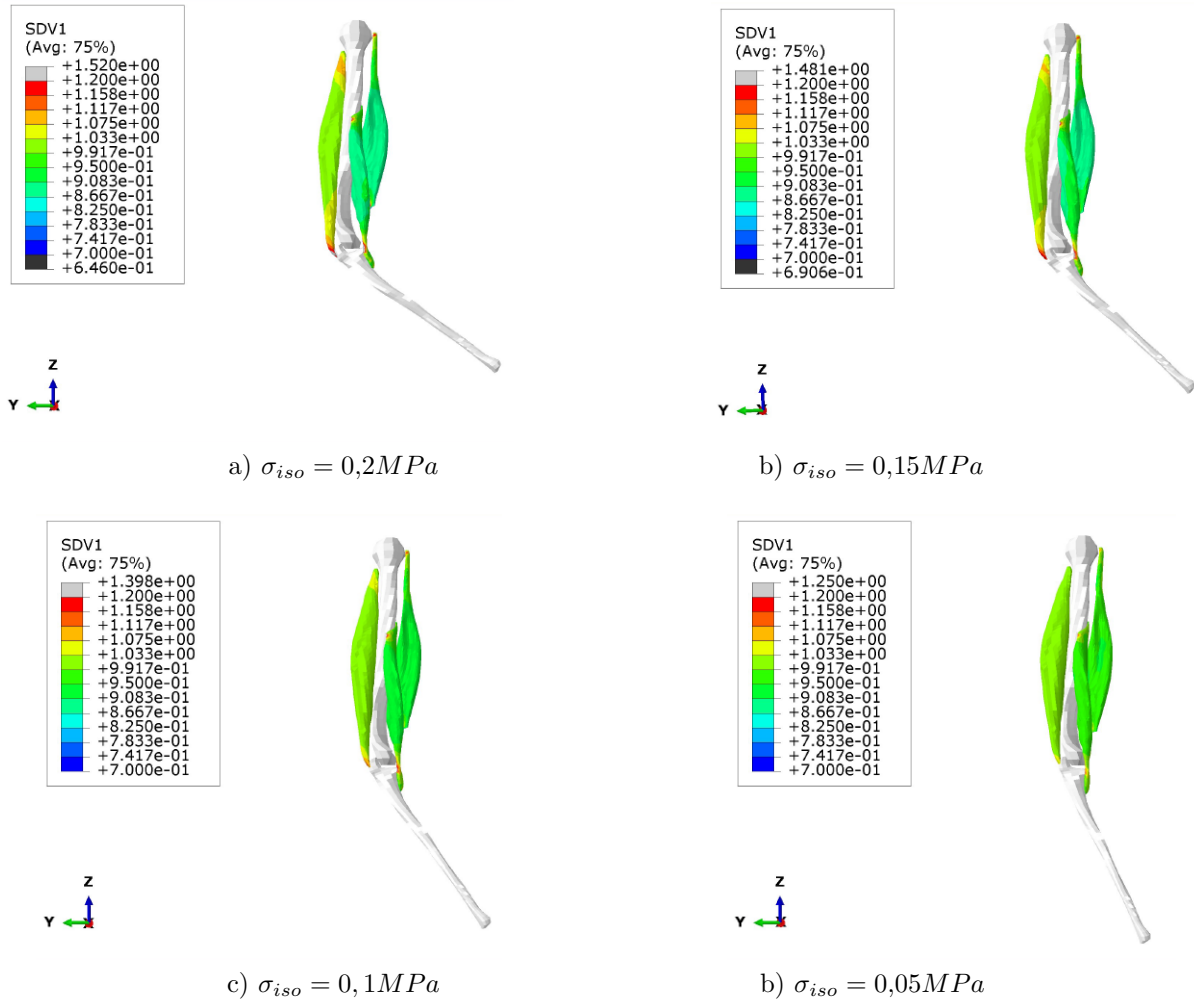


Figura 11: Mapa de elongación de las fibras ( $\lambda$ ) para el mallado *Fino* en  $t = 0,6s$ .

En este caso para valores de  $\sigma_{iso} = 0,2MPa$  obtenemos una  $\lambda_{max} = 1,52$  y un acortamiento  $\lambda_{min} = 0,866$ , mientras que para el caso en el que  $\sigma_{iso} = 0,05MPa$  se aprecia una distribución más homogénea para el rango de valores seleccionado, estando prácticamente se aprecian valores entorno a 1 en todo el dominio del modelo. Lo que quiere decir que sus fibras no están prácticamente deformadas:  $\lambda_{max} = 1,033$  y  $\lambda_{min} = 0,9917$ .

# Bibliografía

- [Arroyo, 2017] Arroyo, J. (2017). España gana un puesto pero no pasa del 15 de europa en inversión sanitaria. <https://www.redaccionmedica.com/secciones/sanidad-hoy/espana-gana-un-puesto-pero-no-pasa-del-15-de-europa-en-inversion-sanitaria-4131>.
- [AUTODESKSupport, 2015] AUTODESKSupport (2015). Cómo realizar un estudio de convergencia de malla. <https://knowledge.autodesk.com/es/support/simulation-mechanical/learn-explore/caas/sfdcarticles/sfdcarticles/ESP/How-to-Perform-a-Mesh-Convergence-Study.html>.
- [Grasa et al., 2012] Grasa, J., Hernández-Gascón, B., Ramírez, A., Rodríguez, J. F., and Calvo, B. (2012). Modelado numérico del comportamiento del tejido músculo esquelético. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*.
- [Grasa et al., 2014] Grasa, J., Sierra, M., Muñoz, M. J., Soteras, F., Osta, R., Calvo, B., and Miana-Mena, F. J. (2014). On simulating sustained isometric muscle fatigue: a phenomenological model considering different fiber metabolisms. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 13:1373–1385.
- [Guede, ] Guede, F. R. Biomecánica del músculo.
- [Guerra, 2013] Guerra, V. (2013). La ingeniería biomédica en el deporte. <https://prezi.com/fzhc9idcqsq/la-ingenieria-biomedica-en-el-deporte/>.
- [Hernández-Gascón et al., 2013] Hernández-Gascón, B., Grasa, J., Calvo, B., and Rodríguez, J. F. (2013). A 3d electro-mechanical continuum model for simulating skeletal muscle contraction. *Journal of theoretical biology*, 335:108–118.
- [Mitsuhashi et al., 2009] Mitsuhashi, N., Fujieda, K., Tamura, T., Kawamoto, S., Takagi, T., and Okubo, K. (2009). Bodyparts 3d: 3d structure database for anatomical concepts. *Nucleic Acids Research*.
- [Ramírez et al., 2010] Ramírez, A., Grasa, J., Alonso, A., Soteras, F., Osta, R., noz, M. J. M., and Calvo, B. (2010). Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation. *Journal of Theoretical Biology*, 267:546–553.
- [Ramírez, 2011] Ramírez, A. M. (2011). *Modelo y simulación del tejido músculo-esquelético. Validación experimental con el músculo tibial anterior de rata*. PhD thesis, Centro Politécnico Superior. Universidad de Zaragoza.