

# Índice general

<b>1. Resultados</b>	<b>1</b>
1.1. Introducción . . . . .	1
1.2. Remodelación ósea interna con el modelo fenomenológico . . . . .	2
1.2.1. Densidad y propiedades elásticas obtenidas con la simulación numérica. Comparación con resultados experimentales. Caso I . . . . .	2
1.2.2. Densidad y propiedades elásticas obtenidas con la simulación numérica. Comparación con resultados experimentales. Caso II . . . . .	2
1.3. Remodelación ósea interna con el modelo mecanobiológico . . . . .	3
1.3.1. Resultados . . . . .	3
1.4. Tensiones en el fémur bajo distintos estados de carga . . . . .	4



# Capítulo 1

## Resultados

### 1.1. Introducción

En primer lugar se mostrará la distribución de densidad obtenida para los casos de carga de andar y estar apoyado que son las más frecuentes. Esta distribución de densidad y las propiedades elásticas obtenidas serán las que se usen en el modelo de elementos finitos empleado en la segunda fase.

A continuación se mostrará la distribución de densidad obtenida si a los casos de carga anteriores le sumamos el caso de carga de subir escaleras. Este caso de carga es muy particular ya que ocurre diariamente con una frecuencia muy baja en comparación con los de andar y estar apoyado.

Se hará una comparación entre las distribuciones de densidad obtenidas en la primera y segunda parte.

Una vez obtenidas las propiedades del material, comenzaría la segunda fase, en la que se procede a la simulación de la remodelación ósea del fémur según el modelo de remodelación ósea anisótropo de Martínez Reina [4]. De nuevo se simularán 2 casos distintos: uno sin incluir la actividad de subir escaleras y otro con ésta, para posteriormente comparar resultados.

Por último se muestran las tensiones producidas en el fémur cuando está sometido a los casos de carga de andar, subir escaleras, estar de pie y movimientos de máxima abducción y aducción.

## 1.2. Remodelación ósea interna con el modelo fenomenológico

### 1.2.1. Densidad y propiedades elásticas obtenidas con la simulación numérica. Comparación con resultados experimentales. Caso I

Tras aplicar la simulación descrita en el capítulo ?? con el modelo fenomenológico para los casos de carga de andar y estar de pie, se obtiene la distribución de densidad de la fig.1.1. Esta distribución de densidad es comparable con la obtenida por otros autores [1,3], aunque teniendo en cuenta que los resultados están a distintas escalas.

Se observa que los resultados se corresponden con la morfología real del fémur. Se forman 2 amplias zonas de alta densidad correspondientes a hueso cortical alrededor de la diáfisis, una zona de baja densidad en la zona medular del interior de la diáfisis y una compleja distribución de densidad en la epífisis femoral que incluye 2 regiones de alta densidad en el cuello y la cabeza rodeadas de 2 zonas de muy baja densidad que se corresponden con el hueso trabecular de la cabeza femoral.

Las distribución de densidad representada en la fig.1.2, es la obtenida en el artículo [1]. Esta distribución de densidad se consiguió tras aplicar 300 días de remodelación bajo 10000 ciclos de los casos de carga de estar de pie y movimientos de máxima aducción y abducción partiendo al igual que en este proyecto de una densidad inicial uniforme e isótropa de  $0.5\text{ g/cm}^3$ .

### 1.2.2. Densidad y propiedades elásticas obtenidas con la simulación numérica. Comparación con resultados experimentales. Caso II

Los resultados de este apartado se obtienen añadiendo el caso de carga de subir escaleras a la simulación anterior (fig.1.3). La distribución de densidad es prácticamente igual a la obtenida anteriormente fig.1.4. Esto es debido a que, como ya se comentó, la frecuencia con que se produce esta actividad es muy baja en comparación con el resto.

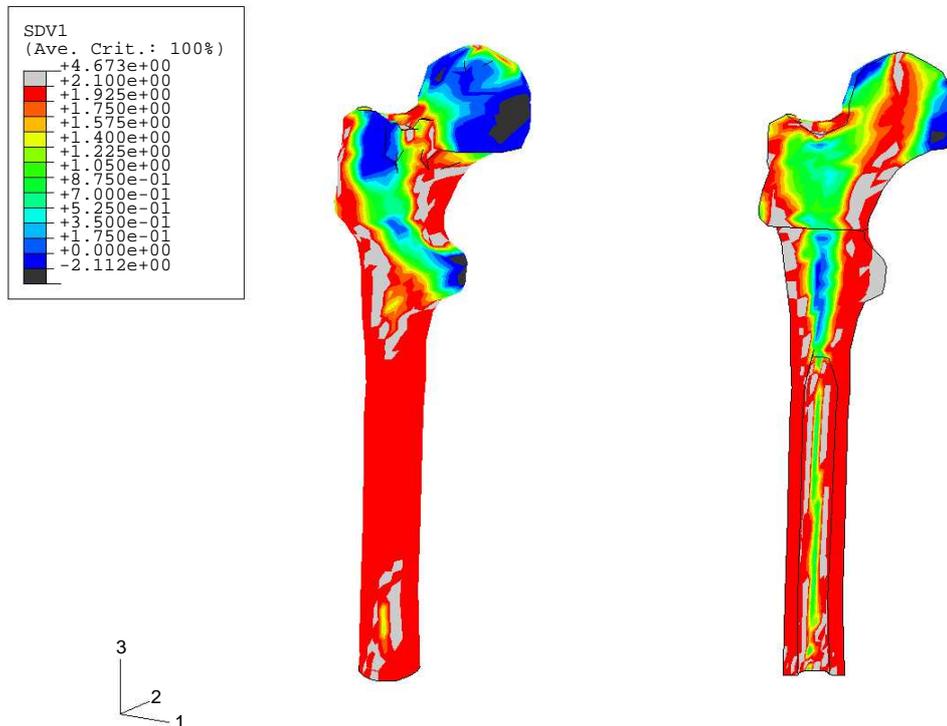


Figura 1.1: Distribución de densidad obtenida. CasoI.

### 1.3. Remodelación ósea interna con el modelo mecanobiológico

#### 1.3.1. Resultados

Las distribución de densidad obtenida al aplicar el modelo mecanobiológico es como se aprecia en la figura 1.5 muy similar a la obtenida con el modelo fenomenológico. No es necesario simular un segundo caso añadiendo la actividad de subir escaleras porque ya se comprobó que este caso de carga se producía con una frecuencia muy baja produciendo cambios inapreciables en los resultados obtenidos.

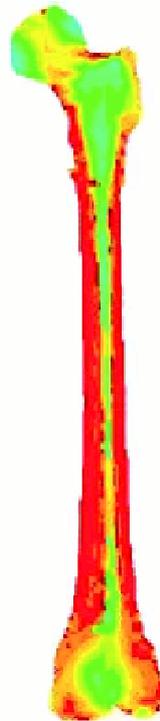
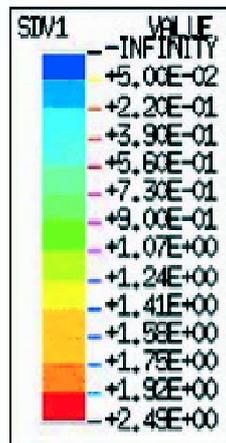


Figura 1.2: Distribución de densidad en una sección frontal del fémur. Figura tomada de [1]

## 1.4. Tensiones en el fémur bajo distintos estados de carga

A continuación se muestran los resultados de tensiones obtenidos al simular los casos de carga descritos en el capítulo ?? andar, estar de pie, subir escaleras y movimientos de máxima abducción y aducción. Para todos los casos de carga que vamos a aplicar, se supone 1 sólo paso de carga.

En la figura 1.6 se muestra la distribución de tensiones en el hueso producidas por la actividad de subir escaleras. Se observa claramente que las tensiones son mucho mayores en la base del fémur, en concreto en los alrededores de los apoyos. Esto se debe a que los apoyos actúan como concentradores de tensiones, el hecho de que el daño producido por estas tensiones tan elevadas no se propague por el resto del hueso es debido a la aplicación en la zona cercana a los apoyos del modelo fenomenológico, que como ya digimos no tiene en cuenta

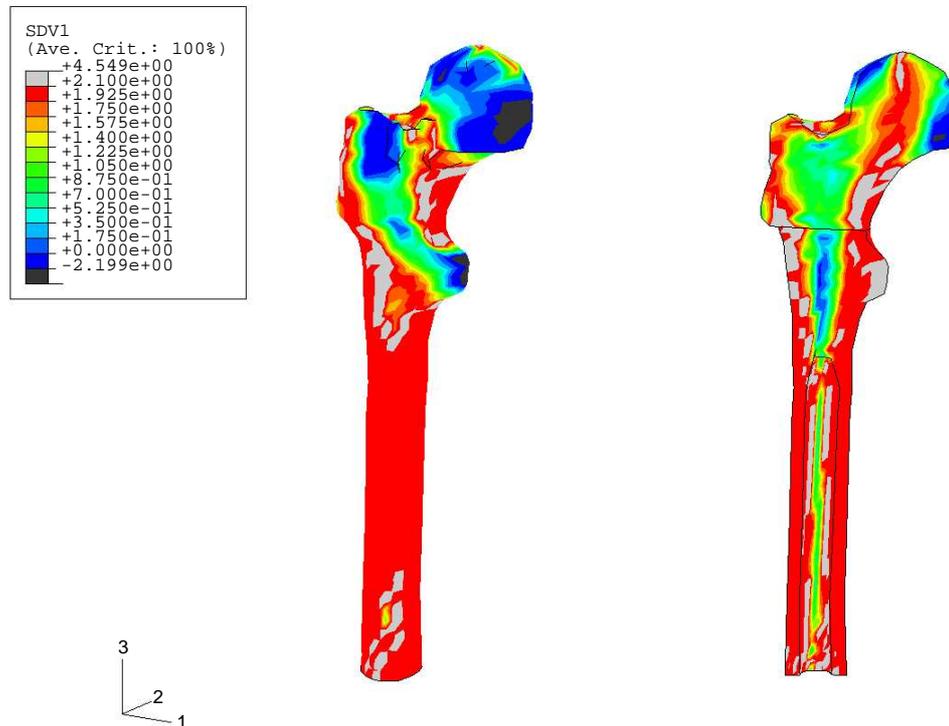


Figura 1.3: Distribución de densidad obtenida. CasoII.

este daño. Se observa en las tensiones de Von Mises, que existe una importante componente de torsión. Esto ya ha sido comentado anteriormente por algunos autores et.al. [2]

Para las actividades de estar de pie y andar, las tensiones que aparecen son predominantemente de flexión. Las fuerzas que actúan en el fémur en ambas actividades son muy similares en módulo, siendo un poco mayores las del abductor en el caso de estar de pie. A pesar de que no existe mucha diferencia en las fuerzas aplicadas los resultados de tensiones son muy distintos siendo mucho mayores para el caso de carga de estar de pie.

El hecho de aplicar las fuerzas producidas por los músculos abductor, tensor fascia lata... entre otros hace según et. al. [2] que disminuyan los esfuerzos de flexión, obteniéndose unas tensiones más parecidas a las reales.

A continuación se comparan los valores de tensión obtenidos para el caso de carga de máxima aducción usando el modelo de Tsubota y el propuesto en este proyecto. (Fig. 1.10,1.9).

La distribución de tensiones es completamente distinta en los 2 modelos. En ambos se

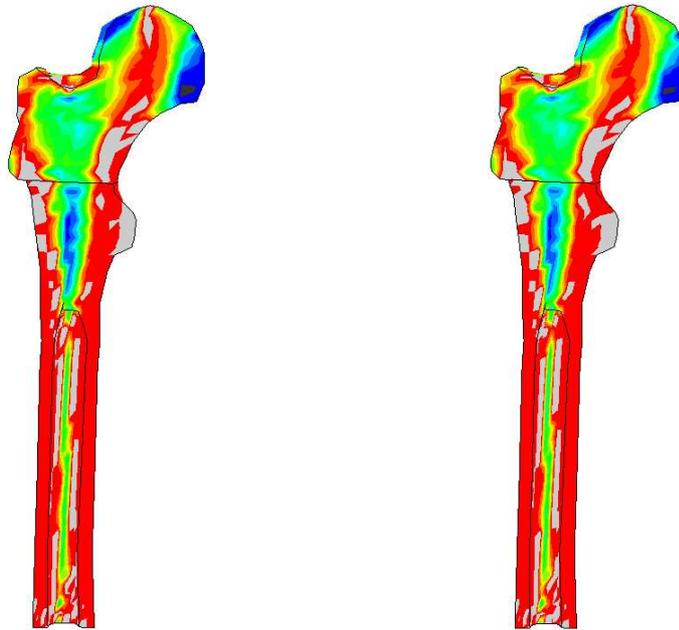


Figura 1.4: Comparación de la distribución de densidad obtenida en los casos I y II.

aprecian valores máximos de tensión en las zonas cercanas a los apoyos, situados en la base en el modelo de Tsubota y en la zona de contacto con la cadera en el modelo empleado en este proyecto. En el modelo propuesto se dan valores muy elevados de las tensiones en la base, esto es debido a que es donde se encuentra aplicado el peso propio repartido entre los nodos de ésta. Las tensiones en ambos modelos son de flexión, pero en planos distintos para cada modelo. Los valores de tensión obtenidos en el modelo de Tsubota son muy grandes en comparación con los que existen realmente, a los cuales se aproxima más el modelo empleado en este proyecto.

Por último se compara la distribución de tensiones obtenida para la actividad de máxima abducción con el modelo de Tsubota y el propuesto en este proyecto. Como ocurría con el caso de aducción la distribución de tensiones es completamente distinta en un modelo del otro, siendo mucho más realistas los valores obtenidos con el modelo propuesto. Los valores de tensión con el modelo de Tsubota son muy grandes en comparación con los que existen realmente en el fémur. (Fig.1.12,1.11.)

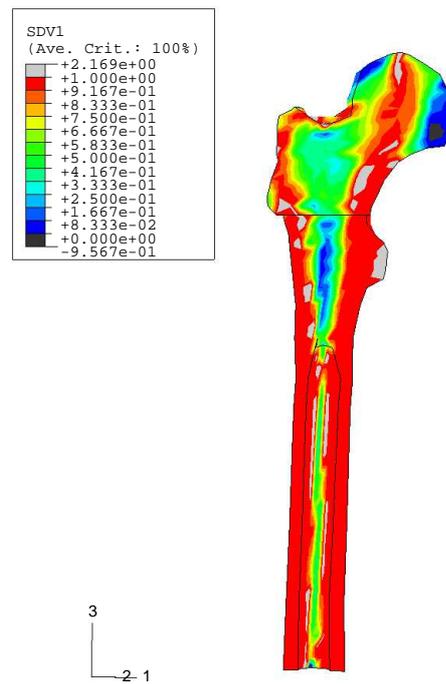


Figura 1.5: Fracción volumétrica de tejido obtenida con el modelo mecanobiológico.

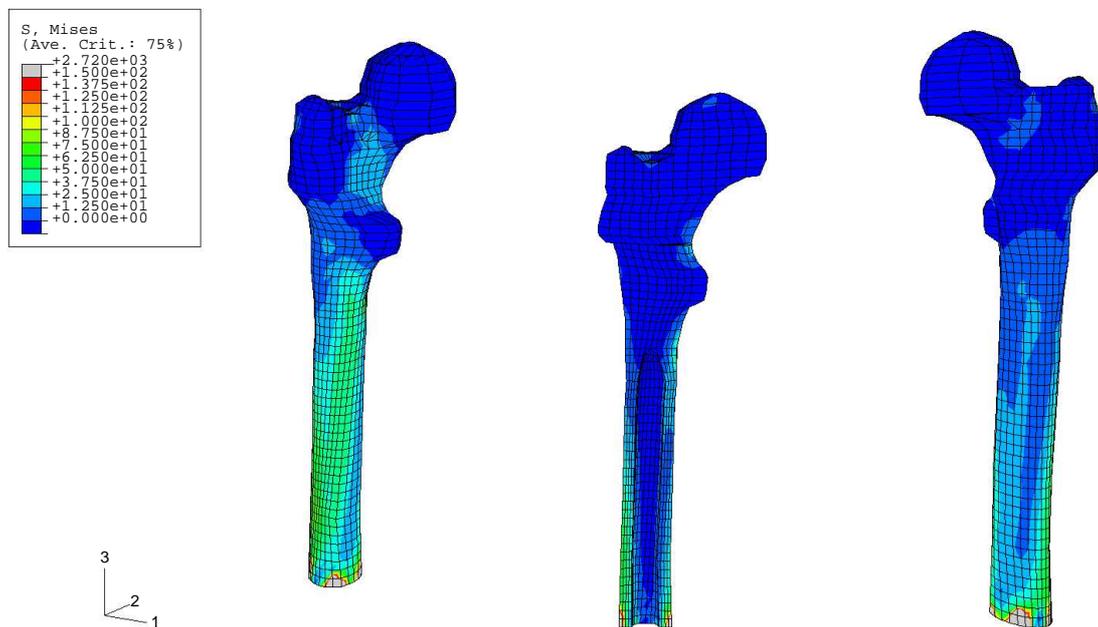


Figura 1.6: Tensiones de Von Misses en la actividad de subir escaleras.

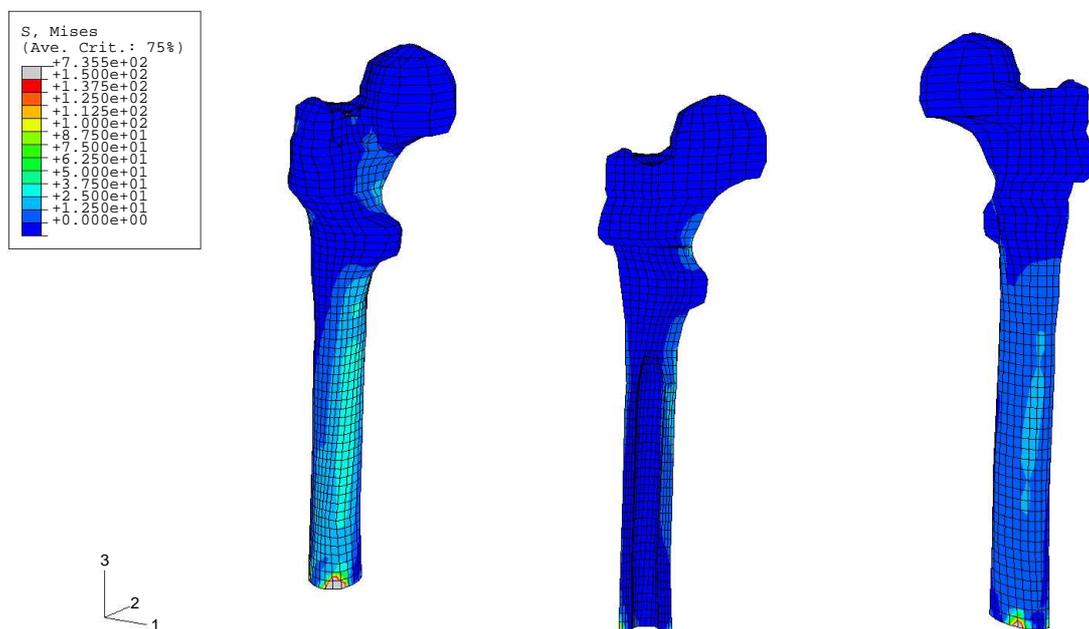


Figura 1.7: Tensiones de Von Misses en la actividad de andar.

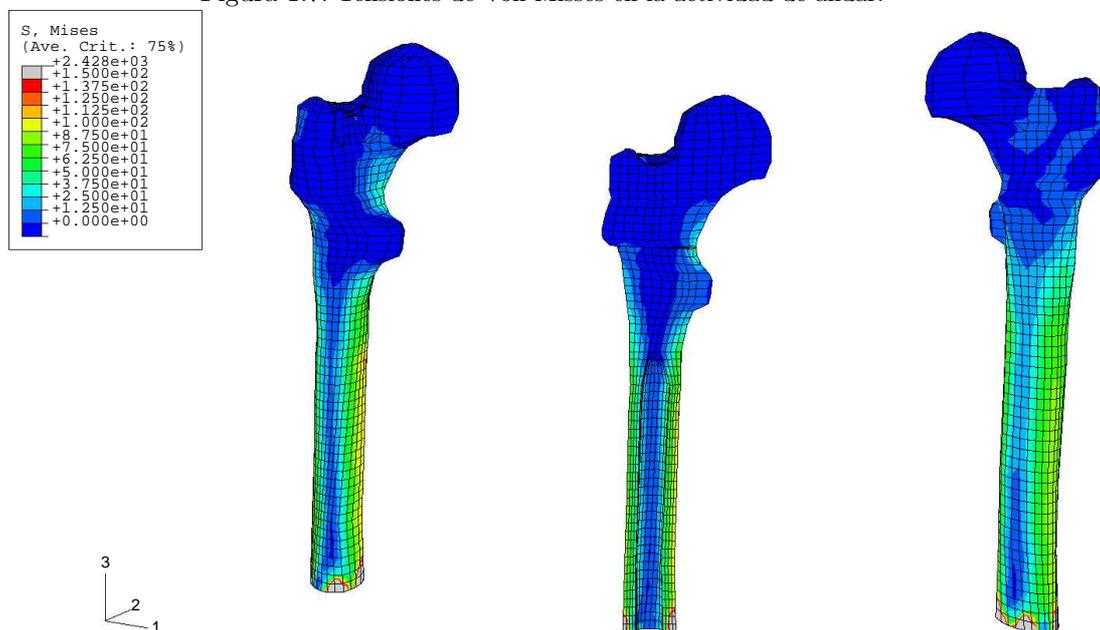


Figura 1.8: Tensiones de Von Misses en la actividad de estar de pie.

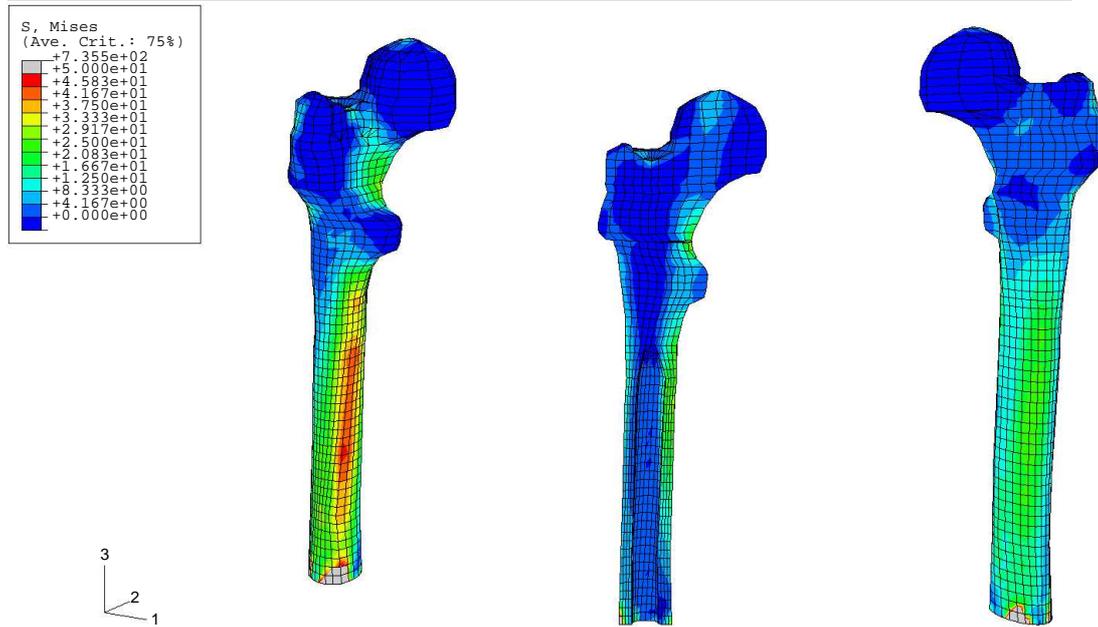


Figura 1.9: Tensiones de Von Mises en aducción según el modelo de Tsubota [5].

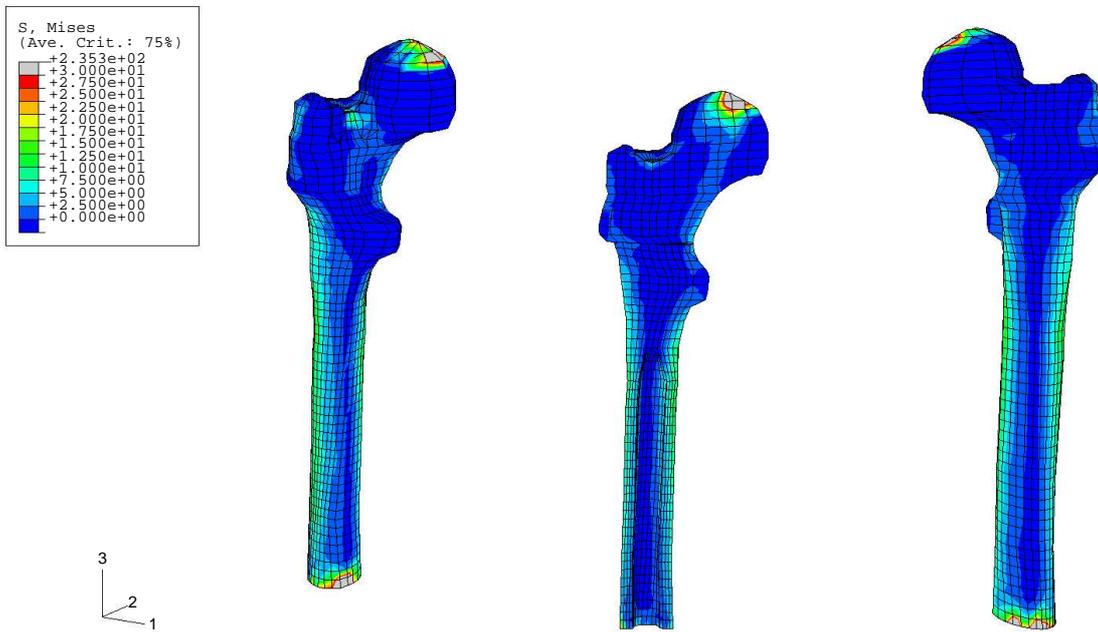


Figura 1.10: Tensiones de Von Mises en aducción según el modelo propuesto.

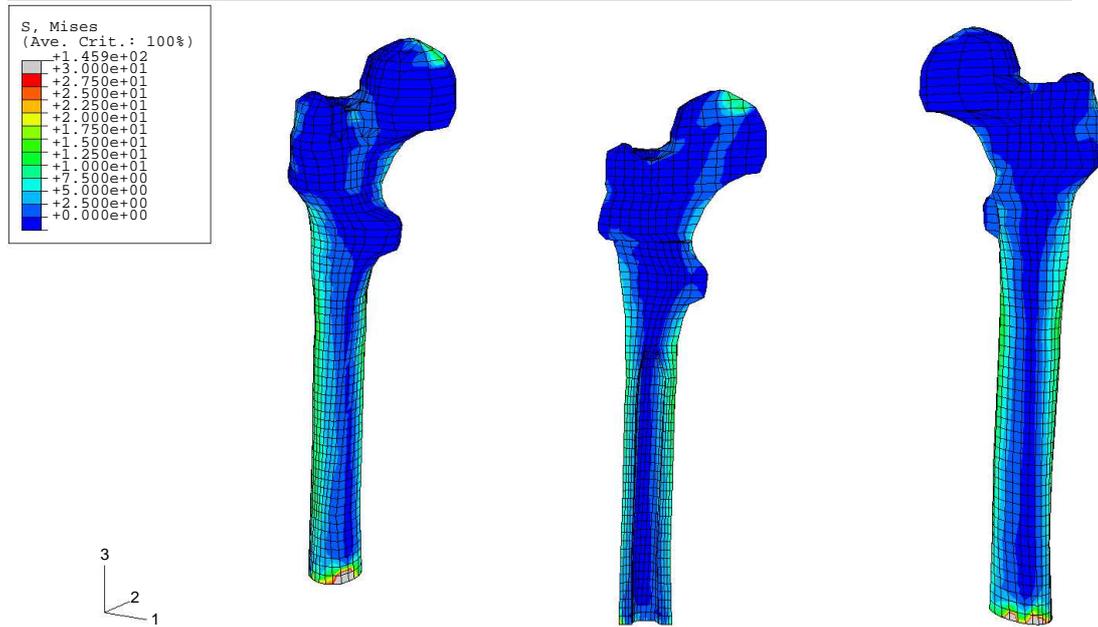


Figura 1.11: Tensiones de Von Misses en abducción según el modelo propuesto.

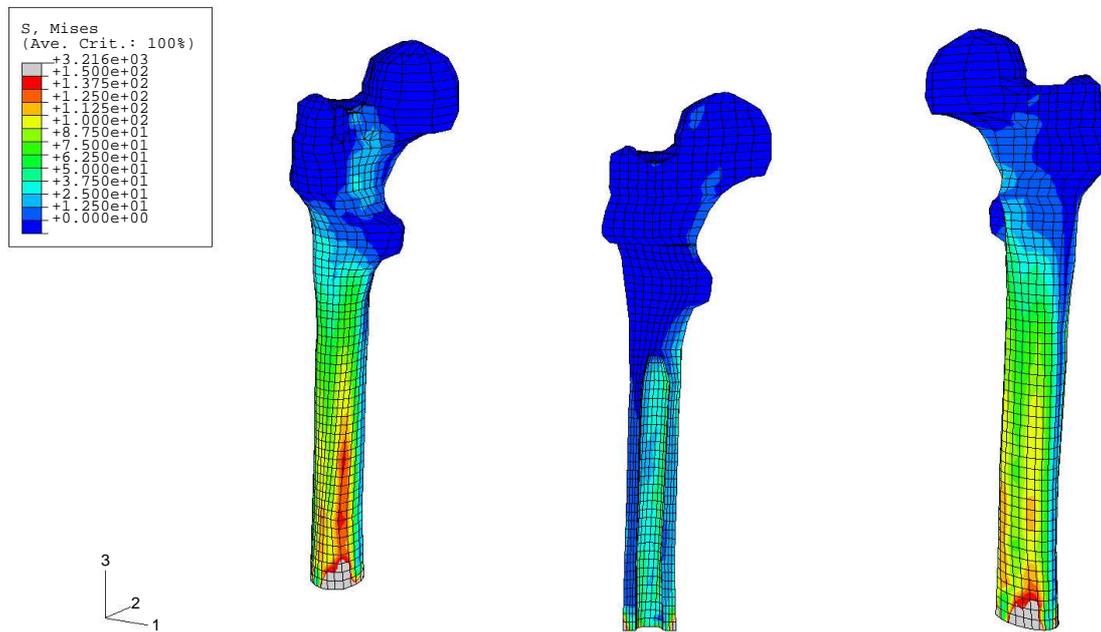


Figura 1.12: Tensiones de Von Misses en abducción según el modelo de Tsubota [5].

# Bibliografía

- [1] M. Doblaré D. Palanca B. Seral J. Cegon Ino, J.M. García Aznar and F. Seral. A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method. *Comp.Meth.Biomech.Biomed.Engin.*, 7:245–256, 2004.
- [2] Ulrich Stoeckle Carsten Perka Georg N. Duda Jean-Pierre Kassi, Markus O. Heller. Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless tha in vitro. *Journal of Biom.*, 38:1143–1154, 2005.
- [3] J.M. García M. Doblaré. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *Journal of Biom.*, 35:1–17, 2002.
- [4] Fco. Javier Martínez Reina. *Aplicación de modelos de remodelación ósea interna al estudio del comportamiento de implantes dentales*. PhD thesis, E.S.I. Industriales. Universidad de Sevilla, 2006.
- [5] K. Tsubota, T. Adachi, and Y. Tomita. Functional adaptation of cancellous bone in human proximal femur predicted by trabecular surface remodeling simulation toward uniform stress state. *J. Biomech.*, 35(12):1541–1551, 2002.