

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMÉCANICO DE UN CLAVO INTRAMEDULAR PARA FRACTURAS DE FÉMUR MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

RESUMEN

El objeto principal del presente proyecto es la simulación mediante elementos finitos del comportamiento biomecánico de un fémur, ante la implantación de un clavo intramedular en los tipos de fractura más comunes en la práctica clínica.

En primer lugar, se realiza un modelo elementos finitos del fémur para estudiar su comportamiento mecánico, que servirá de referencia frente a los modelos implantados. A continuación, se realiza un modelo de elementos finitos del clavo intramedular que posteriormente será implantado en el fémur para analizar el comportamiento ante diferentes fracturas de la diáfisis femoral.

Por último, y tras la realización de cada modelo, se analizan los resultados de cada fractura extrayendo las conclusiones oportunas, de cara a realizar una comparación del comportamiento biomecánico del mismo con las diferentes fracturas simuladas.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1. Fractura femoral. Problemática.	4
1.1. Descripción del problema	4
1.2. Soluciones clínicas	4
1.2.1. Fase de reducción	5
1.2.2. Fase de contención	5
1.2.3. Fase de rehabilitación	7
1.3. Uso de clavos intramedulares en cirugía ortopédica	7
2. El MEF en cirugía ortopédica femoral.	10
3. Modelos de elementos finitos. Fémur sano.	17
3.1. Obtención de la geometría	17
3.2. Generación del modelo de elementos finitos	19
3.2.1. Características de la malla	20
3.3. Propiedades de los materiales	20
3.4. Cargas y condiciones de contorno	20
3.5. Condiciones de cálculo en Abaqus	22
3.6. Resultados	23
3.6.1. Deformadas	23
3.6.2. Desplazamientos	23
3.6.3. Distribución de tensiones	24
4. Modelo de Elementos Finitos. Clavo Intramedular.	27
4.1. Obtención de la geometría	27
4.2. Generación del modelo de elementos finitos	28
4.2.1. Características de la malla del clavo intramedular	29
4.2.2. Características de la malla de los tornillos	29
5. Modelo de Elementos Finitos. Fémur Implantado.	30
5.1. Posicionamiento del clavo intramedular	30
5.2. Generación del modelo de elementos finitos	31
5.3. Fracturas Tipo	32
5.3.1. Fractura Tipo I. Fractura plana en el tercio medio	32
5.3.1.1. Características de la malla	32
5.3.2. Fractura Tipo II. Fractura plana en la unión del tercio superior con el tercio medio	33
5.3.2.1. Características de la malla	33
5.3.3. Fractura Tipo III. Fractura plana en la unión del tercio medio con el tercio inferior	34
5.3.3.1. Características de la malla	34
5.3.4. Fractura Tipo IV. Fractura tercio medio oblicua-espiroidea.	34
5.3.4.1. Características de la malla	35
5.4. Propiedades de los materiales	35

5.5. Cargas y condiciones de contorno.....	36
5.6. Condiciones de cálculo en Abaqus	37
5.7. Resultados	38
5.7.1. Resultados fractura Tipo I. Fractura plana en el tercio medio.....	39
5.7.1.1. Deformadas	39
5.7.1.2. Desplazamientos	39
5.7.1.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura	40
5.7.1.3. Distribución de tensiones.....	41
5.7.2. Resultados fractura Tipo II. Fractura plana en la unión del tercio superior con el tercio medio.....	46
5.7.2.1. Deformadas	46
5.7.2.2. Desplazamientos	46
5.7.2.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura	47
5.7.2.3. Distribución de tensiones.....	48
5.7.3. Resultados fractura Tipo III. Fractura plana en la unión del tercio medio con el tercio inferior.....	52
5.7.3.1. Deformadas	52
5.7.3.2. Desplazamientos	53
5.7.3.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura	54
5.7.3.3. Distribución de tensiones.....	56
5.7.4. Resultados fractura Tipo IV. Fractura oblicua-espiroidea	60
5.7.4.1. Deformadas.....	60
5.7.4.2. Desplazamientos.....	61
5.7.4.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura.....	62
5.7.4.3. Distribución de tensiones.....	62
6. Conclusiones y futuros estudios.....	67
6.1. Conclusiones	67
6.2. Futuros estudios	67
ÍNDICE DE FIGURAS	68
ÍNDICE DE TABLAS	73
BIBLIOGRAFÍA.....	74
ÍNDICE DE LOS ANEXOS	
ANEXO I: TRATAMIENTO DE IMÁGENES	76
ANEXO II: I-DEAS	80
ANEXO III: ABAQUS	87

1. Fractura femoral. Problemática.

1.1. Descripción del problema

El fémur, el hueso más largo del cuerpo humano, puede sufrir diferentes roturas como la fractura de diáfisis femoral, cuello del fémur o fracturas trocántreas. En este proyecto nos centraremos exclusivamente en las fracturas de la diáfisis femoral.

La diáfisis femoral se extiende desde un plano horizontal a 3 cm. por debajo del trocánter menor, hasta la zona esponjosa supracondílea. Se encuentra envuelta por potentes masas musculares, lo que le confiere una excelente vascularización que favorece la formación del callo óseo. La acción de estas masas musculares, que se insertan a lo largo de la misma, es la responsable de los grandes desplazamientos que se encuentran con frecuencia, así como la difícil reducción e inestabilidad de los fragmentos óseos [1].

Muy cercanos a este hueso se encuentran los vasos femorales. En el caso de que se encuentren segmentos óseos desplazados pueden comprimir, desgarrar o seccionar la arteria o vena femorales. Particularmente peligrosas son, a este respecto, las fracturas del tercio inferior de la diáfisis. La rica irrigación de la diáfisis femoral, así como la de las grandes masas musculares al ser desgarradas por los segmentos fracturados, pueden generar una hemorragia cuantiosa (1 ó 2 litros), transformando así al fracturado en un accidentado grave, con los caracteres propios de un politraumatizado [1].

Este tipo de lesión puede afectar a cualquier persona, sin importar la edad, requiriendo un fuerte impacto para fracturar el fémur, pudiendo provocar graves lesiones musculares, vasculares o viscerales [1].

Este tipo de fracturas representan un 7% de todas las fracturas de fémur y un 1.3% de las fracturas que se producen en el cuerpo humano. Se trata de graves lesiones que provocan discapacidad significativa a largo plazo. El grado de pérdida funcional está influenciado por la afectación muscular, el daño de los tejidos blandos o la combinación de ambos [2, 3].

1.2. Soluciones clínicas

El principal objetivo es conseguir la máxima recuperación posible de la zona afectada, estableciendo unas condiciones que faciliten los procesos biológicos normales de consolidación en una posición adecuada de los fragmentos óseos. El tratamiento puede resumirse en tres fases: reducción, contención y rehabilitación [4].

1.2.1. Fase de reducción

Para reducir una fractura, se debe conseguir una relación anatómica deseable con el fin de conseguir una buena función y acelerar la consolidación. Existen dos métodos para reducir una fractura [4]:

- Manipulación cerrada. Se realizan diferentes maniobras manuales o se aplica tracción mecánica sin abrir el foco de fractura. Este método es menos agresivo aunque cuenta con la desventaja de no conseguir, a veces, una reducción estable o una reconstrucción anatómica perfecta.
- Control quirúrgico de la fractura. Aunque se trata de un procedimiento agresivo, se accede directamente al foco de la fractura y permite una reconstrucción anatómica perfecta.

1.2.2. Fase de contención

Esta fase consiste en reducir el movimiento pero sin impedirlo totalmente. Las finalidades que se persiguen son: reducir el dolor, procurar la consolidación en buena posición e impedir la movilidad del foco. Existen dos procedimientos [4]:

Procedimientos ortopédicos: A pesar de que para el tratamiento de fracturas de fémur se prefieren tratamientos quirúrgicos, debido a que se consigue la reducción anatómica, la recuperación funcional inmediata y una hospitalización más breve, existen otros tratamientos más convenientes en algunas ocasiones [1]:

- Yeso y similares: Se trata de un procedimiento poco usado ya que la reducción suele ser muy difícil y generalmente inestable, sobre todo en fracturas desplazadas, del tercio superior o inferior del fémur, sometidas a violentas tracciones musculares. Sin embargo, esta opción no debe de ser desechada del todo si se trata de pacientes jóvenes y se ha logrado una reducción y estabilización correcta [1].
- Tracción continua: Se trata de un método que sirve para mantener la longitud de la extremidad y que a su vez alinea y estabiliza el foco de fractura.

Procedimientos quirúrgicos: Como se ha mencionado anteriormente, se trata de un tratamiento que logra la reducción anatómica estable, así como una rehabilitación precoz y una hospitalización más breve. Este procedimiento es elegido en pacientes adultos. A continuación, se citan los principales procedimientos de osteosíntesis:

- Placas: Para el uso de este método es preciso un abordaje externo y una extensa desperiostización (membrana fibrosa adherida a los huesos, que sirve para su nutrición y renovación). Se precisa conseguir una reducción anatómica con el anclaje adecuado (Fig. 1). Una vez lograda la consolidación se retira la

osteosíntesis, se protege el muslo y se deben evitar sobreesfuerzos para la recuperación completa de la zona cortical [5].

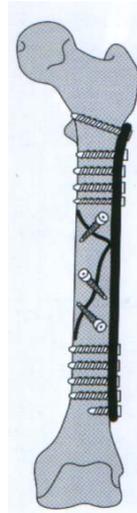


Figura 1. Placa

- Fijadores externos: Se trata de un tratamiento adecuado para fracturas abiertas o pacientes con falta de cobertura cutánea. La fractura debe reducirse lo más anatómicamente posible antes de colocar las puntas roscadas de fijación ancladas en las dos corticales. En algunos casos, la fijación externa es un método previo para la curación de las partes blandas, que deberá ser cambiado posteriormente por un enclavado intramedular [5]. La figura 2 muestra este dispositivo de osteosíntesis.

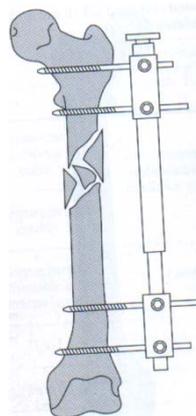


Figura 2. Fijador externo

- Enclavado intramedular: Es el tratamiento de elección en fracturas diafisarias femorales y, gracias al desarrollo de los clavos bloqueados, se consigue una buena estabilización de las fracturas conminutas y oblicuas. La colocación de los clavos intramedulares (Fig. 3) requiere una operación poco invasiva y durante la curación de la fractura, el clavo permite cierto movimiento del callo de fractura, que podría ser beneficioso para su consolidación [5].



Figura 3. Enclavado intramedular

1.2.3. Fase de rehabilitación

Esta fase tiene como objetivo reconstruir la fuerza y la flexibilidad de los músculos de la pierna. Esto se consigue a base de ejercicios de amplitud de movimiento y estiramientos. Una vez que la fractura ha curado, es necesario que se efectúe una vuelta gradual a la actividad cotidiana para prevenir la repetición de la lesión [4].

1.3. Uso de clavos intramedulares en cirugía ortopédica

Como se ha mencionado anteriormente, las fracturas de la diáfisis del hueso femoral corresponden a un 1.3% de las fracturas totales del cuerpo humano, mientras que el porcentaje de rotura de la diáfisis de la tibia y el húmero es del 1% para cada zona [2].

El uso de clavos intramedulares es un método moderno para el tratamiento de fracturas que también se usa en huesos como el húmero y la tibia. La función del clavo es la misma que en el caso del fémur, estabilizar los fragmentos fracturados permitiendo que se transmita la carga a través del foco de la fractura mientras se mantiene el alineamiento anatómico del hueso.

El hueso tibial, uno de los más largos del cuerpo humano, está destinado a soportar la carga del peso y tiene una extensa área desprovista de inserciones musculares, lo que determina una pobre vascularización. Debido a su localización, está expuesta a lesiones frecuentes. Por otro lado, es una zona donde las fuerzas de flexión y rotación actúan como grandes brazos de palanca [6].

Los tratamientos quirúrgicos para la fractura diafisaria de la tibia han sido muy discutidos, debido a la lista de complicaciones que se producen de una larga intervención. Es por eso que se suele recomendar el tratamiento ortopédico para este tipo de lesiones. Sin embargo, el largo tiempo de inmovilización, la atrofia muscular, las rigideces musculares y las rigideces articulares que conlleva, hacen que el procedimiento a seguir se oriente al tratamiento quirúrgico [6].

La mayoría de las fracturas de húmero se presentan en adultos, en plena actividad y como consecuencia de acciones violentas. Cuando esta fractura no muestra complicaciones, se opta por un tratamiento conservador, reducción y posterior inmovilización del brazo, que en el 90% de los casos produce la curación con éxito. Sin embargo, en el caso de fracturas bilaterales y fracturas ipsilaterales del húmero, así como en caso de politraumatismos y lesiones musculares, se recomienda como el mejor tratamiento la intervención quirúrgica. [7].

Los huesos más largos de los que se compone la pierna poseen características anatómicas diferentes, que se citan a continuación:

- El fémur (Fig. 4), par y asimétrico; si se considera un esqueleto en posición vertical, el hueso femoral se dirige oblicuamente de arriba abajo y de fuera hacia dentro. Además el cuerpo del hueso está curvado sobre sí mismo por lo que presenta la forma de un arco cuya concavidad mira hacia atrás. Por último, el fémur presenta una ligera torsión; el eje del cuello femoral no está en el mismo plano que el eje transversal de los cóndilos. Como en todos los huesos largos, se pueden distinguir tres partes: el cuerpo o diáfisis, que posee una forma externa triangular, y las dos extremidades, la epífisis o extremo superior y la epífisis o extremo inferior. [5].

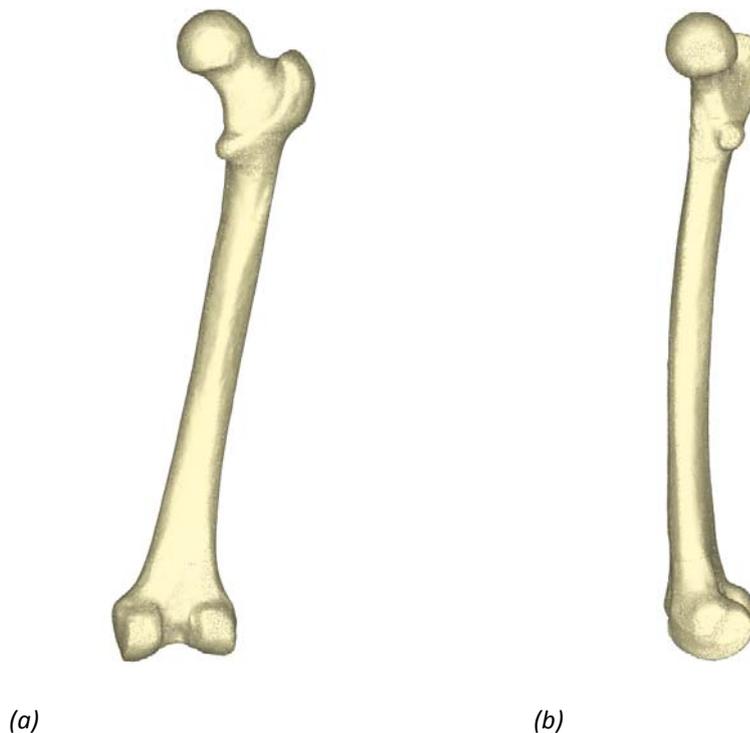


Figura 4. (a) Vista de fémur plano frontal (b) Vista fémur plano sagital

- La tibia (Fig. 5) es el segundo hueso más largo del cuerpo humano con extremidades anchas, especialmente en el extremo superior debido a que en esa zona se articula con el fémur. Al tratarse de un hueso largo, está compuesto con las mismas

partes que el fémur. La diáfisis también posee una forma externa triangular y una sección interna circular [5].



Figura 5. Tibia

Una vez conocida la anatomía de ambos huesos, se debe diseñar un clavo intramedular que se adapte perfectamente a la anatomía de cada hueso. Se debe evitar que el clavo contacte con la zona cortical de la diáfisis y quede insertado en el canal medular.

Por otro lado, los desplazamientos entre fragmentos fracturados, movimientos de hasta 2 mm, estimulan la consolidación ósea [8]. Por tanto, la utilización de clavos intramedulares como método de osteosíntesis ayuda a la formación del callo óseo.

Por último, en este proyecto se va a estudiar el hueso femoral con un único caso de carga, el más desfavorable, que corresponde con el ciclo de marcha. En el caso de la tibia, se deberían estudiar dos casos de carga: el ciclo de marcha y un movimiento de torsión. Este último, es un modo de lesión muy común en el hueso tibial.

2. El MEF en cirugía ortopédica femoral

El método de elementos finitos (MEF) ha adquirido una gran importancia en la resolución de problemas ingenieriles, físicos, etc., ya que permite encontrar la solución de casos que hasta hace poco eran prácticamente irresolubles mediante los métodos matemáticos tradicionales [9].

Esta técnica trae consigo un ahorro de costes, tanto económico como temporal, porque reduce o elimina la necesidad de un prototipo. También se reduce el número de iteraciones “ensayo- error” [9].

El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más sencillo y económico que modificar un prototipo, aunque no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método y por lo tanto, los prototipos no dejan de ser necesarios pero en menor número. También permite la posibilidad de análisis de sensibilidad de parámetros y la reproducción de comportamientos a largo plazo en tiempos reducidos [9].

El método de elementos finitos ha sufrido en los últimos años un gran desarrollo debido a los avances informáticos y se han puesto a disposición del usuario diversos programas que permiten realizar cálculos con elementos finitos [9].

En la actualidad existen numerosos estudios sobre el comportamiento de diferentes fracturas de fémur. A continuación, vamos a citar algunos artículos que han servido de referencia para realizar este proyecto.

En [10] se analiza con el método de elementos finitos un fémur con fractura diafisaria al que se le implanta un dispositivo intramedular bloqueado. La geometría del hueso (Fig. 6) fue generada a partir de imágenes de tomografías axiales computarizadas, mediante un software de reconstrucciones tridimensionales.

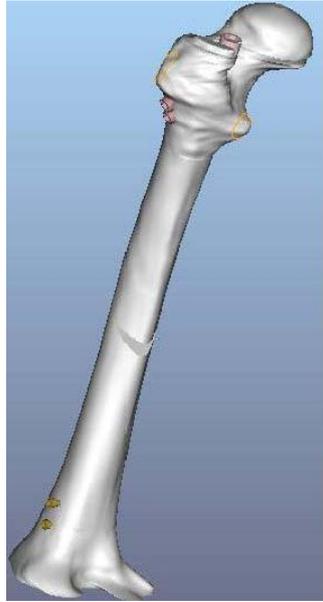


Figura 6. Fémur con fractura diafisis acoplado con el nuevo sistema intramedular

El estudio se realizó asignando al hueso femoral un único material, hueso cortical. El clavo intramedular es de acero quirúrgico y posee un dispositivo de polietileno de alta densidad que va colocado en la parte proximal del clavo, cuya función es reducir la concentración local de esfuerzos. La figura 7 muestra ambos dispositivos.

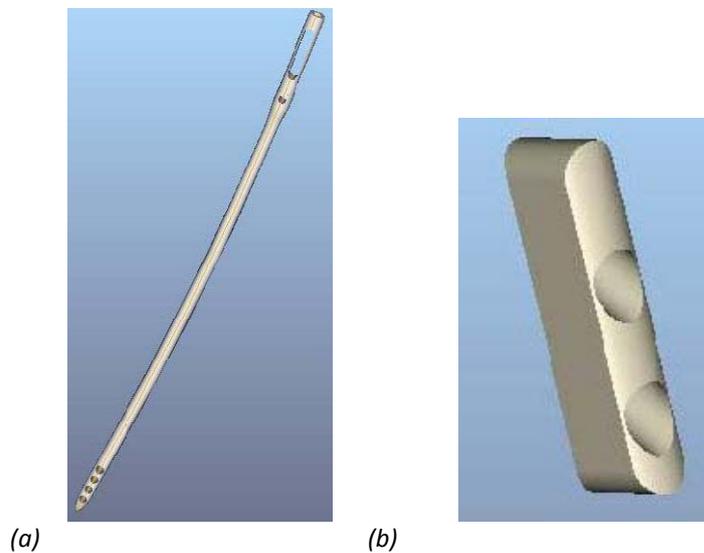


Figura 7. (a) Clavo intramedular (b) Dispositivo

Como programa de cálculo se utilizó el programa Pro\Mecánica.

Por último, el estado de cargas al que se sometió corresponde al caso más crítico que se presenta en un avance de marcha monopodal. Como se puede observar en la figura 8, se introdujo carga en la cabeza femoral, en el trocánter mayor y en el trocánter menor. Como condiciones de contorno se impidieron los desplazamientos en la parte inferior.



Figura 8. Cargas

En [11] se hace un estudio comparativo entre clavos intramedulares y placas para fracturas de la diáfisis femoral. El modelo del fémur fue proporcionado por Prometeo Project y los modelos de clavo intramedular y placa se obtuvieron a partir de implantes reales. Ambos implantes (Fig. 9) fueron simulados con dos materiales: acero y titanio. Al fémur se le dieron las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular.

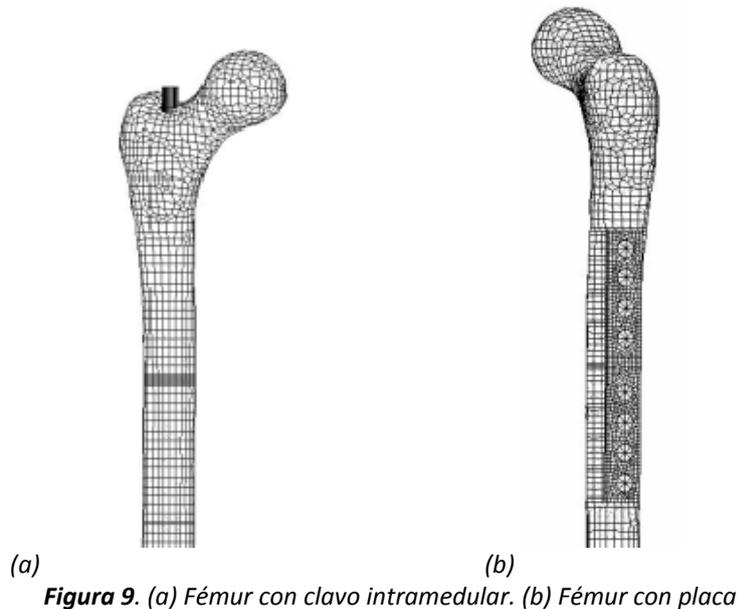


Figura 9. (a) Fémur con clavo intramedular. (b) Fémur con placa

Las simulaciones de las fracturas con los distintos implantes se realizaron con el software Marc-Mentat 2003.

Las cargas introducidas en el hueso fueron las correspondientes al estado más desfavorable durante el ciclo de marcha y como condiciones de contorno, en la parte distal se impidieron los desplazamientos y los giros de rotación.

Otros autores [12] han analizado la consolidación de la fractura media del cuello del fémur mediante un fijador externo (Fig. 10). El modelo del hueso femoral se ha descargado de la página de internet “<http://www.sirio.cineca.it/hosted/LTM-IOR/back2net>” y la prótesis fue creada con SolidWorks. Como material principal del modelo se ha considerado el hueso cortical, y la parte de esponjoso se ha despreciado, por lo que el modelo representa peores condiciones que las reales. El material del que se compone el fijador externo es acero inoxidable de grado médico.

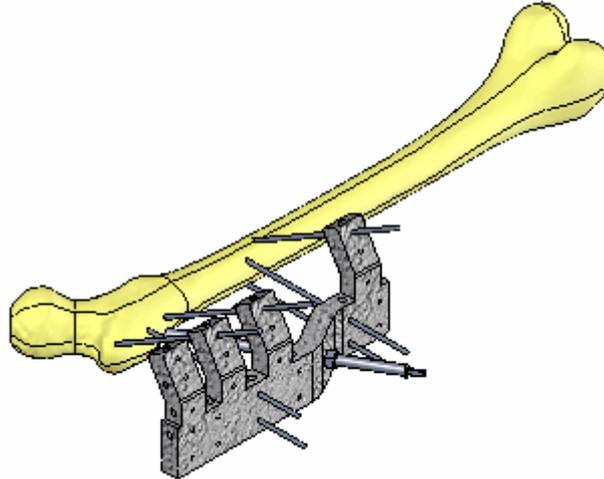


Figura 10. Fémur con fijador externo

El programa que se utilizó para crear el modelo de elementos finitos fue el CosmosWorks.

Para finalizar, se introdujo carga únicamente en la cabeza femoral, correspondiente al peso del cuerpo, y se impidieron los desplazamientos en la zona inferior del hueso.

En [13] se investigan fracturas subtrocanteréas. El modelo del fémur se ha descargado de la página de internet “http://www.tecno.ior.it/VRLAB/researchers/repository/BEL_repository.html” y el modelo del implante fue creado con el software Unigraphics a partir de un catálogo comercial. Para los materiales del hueso, se han considerando cinco zonas en el fémur con propiedades mecánicas diferentes y el clavo es de acero inoxidable. La Figura 11 muestra el modelo de elementos finitos del fémur implantado y del clavo intramedular.

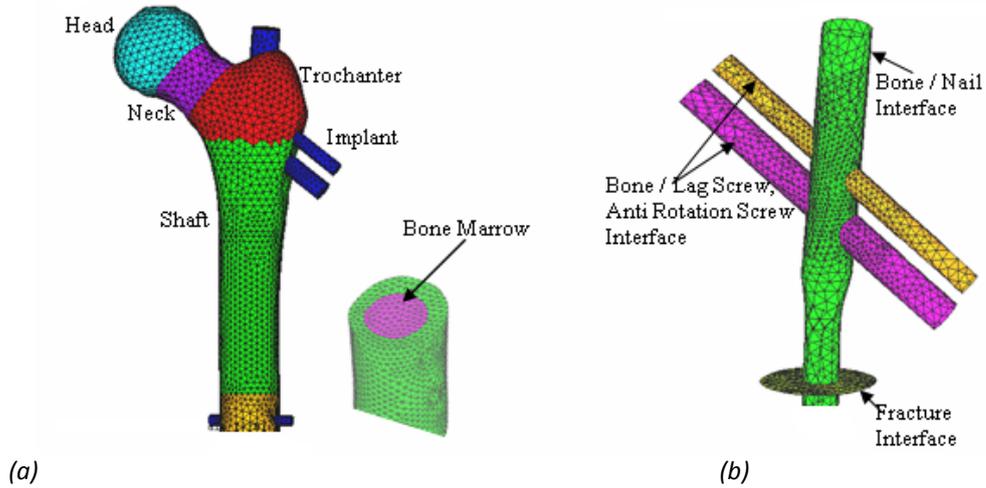


Figura 11. (a) Fémur implantado. (b) Modelo de clavo

En la figura 12 se muestra la distribución de las cargas debido al peso del cuerpo y en la zona inferior del hueso fueron impedidos los desplazamientos y giros.

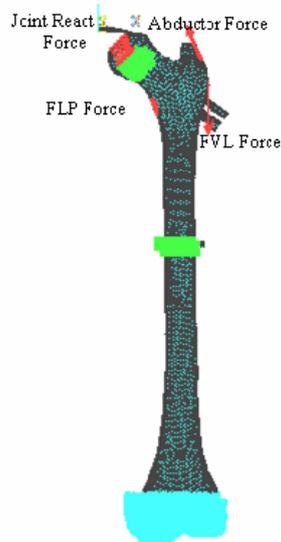


Figura 12. Cargas y condiciones de contorno

Por último en [14] se examinan las fracturas trocantéreas. La geometría del hueso femoral se obtuvo mediante Tomografía Computarizada (TC). El modelo de elementos finitos, tanto del clavo gamma (Fig. 13) como del fémur, se generó con I-DEAS. Los materiales asignados al hueso fueron cortical y trabecular y el material asignado al clavo fue acero. Posteriormente se exportó el archivo para ser calculado en Abaqus.

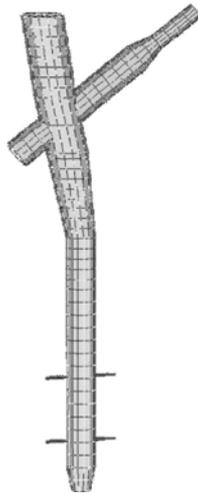


Figura 13. Clavo gamma

Para finalizar, las solicitaciones a las que se expuso el fémur fueron las correspondientes al caso de marcha más desfavorable. Se cargó la cabeza femoral, el trocánter mayor y el trocánter menor (Fig. 14). Para la simulación de este tipo de fracturas basta con fijar una zona cercana al centro de la diáfisis femoral.

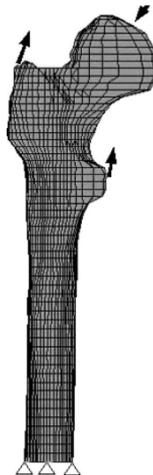


Figura 14. Cargas y condiciones de contorno

En este proyecto, como ya se ha mencionado anteriormente, se desarrollará un modelo tridimensional tanto del fémur como del clavo intramedular y se simulará el comportamiento del fémur ante diferentes fracturas diafisarias para analizar el comportamiento biomecánico.

Para obtener la representación geométrica del fémur, se ha usado un escáner láser tridimensional. La imagen proporcionada por el escáner ha permitido aproximar la geometría básica del hueso, siendo preciso eliminar posteriormente todas las irregularidades con la ayuda de un programa de tratamiento de imágenes, como es Pixform.

Una vez procesada la imagen, se ha pasado a crear el modelo de elementos finitos con el programa I-DEAS [15]. En ese momento se contaba con una superficie correspondiente a la superficie exterior del fémur, sin distinción entre los diferentes materiales que lo componen (esponjoso y cortical). A continuación, se ha realizado un mallado tridimensional y se ha procedido a la distinción de materiales, nombrada anteriormente. Imponiendo las condiciones de contorno necesarias y las cargas aplicadas, se ha procedido a calcular con el programa Abaqus [16], obteniendo resultados que se asemejaban al comportamiento mecánico del fémur.

Una vez que se obtuvo el modelo del fémur sano, se ha procedido a la modelización del hueso femoral con la implantación del clavo intramedular. El clavo intramedular y los tornillos, se modelaron en I-DEAS según las características geométricas aportadas por el fabricante. Tanto el posicionamiento del clavo, como la generación de las diferentes fracturas que se simularon en el modelo, fue un trabajo realizado bajo supervisión médica, con el objetivo de realizar una simulación lo más real posible.

Finalmente se comparará analíticamente el comportamiento biomecánico del fémur sano con el fémur implantado.

3. Modelos de elementos finitos. Fémur sano.

En este capítulo se indica el procedimiento seguido para la obtención de la geometría de un fémur, a través de un modelo real, y el modelo de elementos finitos. Se describe el proceso seguido, los programas empleados, las condiciones de contorno, las condiciones de cálculo y los resultados.

3.1. Obtención de la geometría

Para reproducir la geometría del fémur lo más fielmente posible se ha partido de un modelo anatómico femoral adulto. Este se escaneó en un escáner láser tridimensional, marca Roland PIZCA modelo LPX-250, mediante un escaneo por 6 planos. Se obtuvo una nube de puntos que permitió aproximar la geometría básica del fémur. Debido a que la altura de escaneo tenía una limitación de 400 mm y el hueso femoral mide aproximadamente 455 mm, se tuvo que hacer el escaneo en dos partes.

Una vez que se obtuvieron ambas imágenes, se procesaron con el programa Dr.Pizca, donde se les ha eliminado el ruido. Posteriormente, se exportaron con formato .pix a un programa de tratamiento de imágenes, Pixform.

En primer lugar, y partiendo de las imágenes que se obtuvieron del escáner, se eliminó el pedestal que mantenía en posición vertical al modelo, a continuación, se creó una malla poligonal que se aproximaba a la geometría, se eliminaron todas las imperfecciones y para unir las dos mallas se procedió a un fusión de las mismas. Por último, se generó una superficie NURBS (Fig. 15), y se exportó con formato .igs a un programa de elementos finitos, I-DEAS. Se ha detallado el proceso en el ANEXO I.

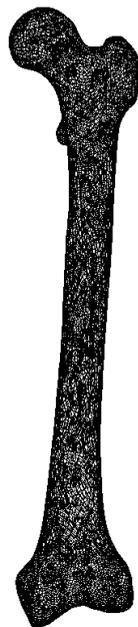


Figura 15. Superficie NURBS del fémur

Tras el tratamiento de la imagen, se había obtenido un modelo geométrico del hueso que corresponde a la superficie exterior del fémur. En I-DEAS, se dividió el modelo en tres zonas: superior, media e inferior que se corresponden con la zona proximal, medial y distal, respectivamente (Fig. 16).



Figura 16. Diferenciación partes del fémur

La zona superior e inferior se componen de hueso cortical y trabecular, mientras que la zona central consta principalmente de hueso cortical y canal medular. Para obtener la separación de los diferentes materiales en la zona medial y un buen mallado, se decidió reconstruir esta. Se dividió en secciones cada 5 mm para conseguir una buena precisión y en cada una de ellas se dibujó un spline, que se correspondía con el contorno del hueso, a partir de puntos seleccionados manualmente. Una vez terminado este proceso se dió un espesor de 3 mm a la zona cortical (Fig. 17). Se ha detallado el proceso en el ANEXO II.



Figura 17. Reconstrucción cortical

Por último, para reconstruir la zona medial se generó un volumen con las secciones anteriores. La zona maciza se corresponde con hueso cortical mientras que la zona hueca reproduciría el canal medular. Esta última zona se ha considerado hueca debido a las bajas propiedades mecánicas de la médula ósea.

En el resto del fémur no ha sido necesaria una reconstrucción geométrica, y la asignación de materiales se ha realizado modificando las propiedades de los elementos, tal y como se explica en el siguiente apartado.

3.2. Generación del modelo de elementos finitos

Tras la obtención de la geometría deseada en el proceso anterior, se ha realizado un mallado automático y posteriormente se ha procedido a la distinción de los materiales. Para ello, se han creado dos grupos, cortical y trabecular, con los elementos que componen cada zona ósea. Para el grupo cortical en la cabeza superior, se ha hecho una selección de los elementos y nodos de la superficie y en la zona cercana al medial se han seleccionado los elementos relacionados con los elementos de la superficie para crear una zona de transición entre la zona medial y la zona proximal. Este procedimiento se repitió en la cabeza inferior y como se ha mencionado anteriormente, los elementos de la zona central han sido considerados elementos del grupo cortical. A continuación, se ha modificado el color de los elementos para diferenciarlos del resto. Los elementos de la zona trabecular se obtuvieron como diferencia entre los elementos de la zona cortical y el resto de los elementos del modelo. Se ha detallado el proceso en el ANEXO II.

La figura 18 muestra el modelo de elementos finitos.

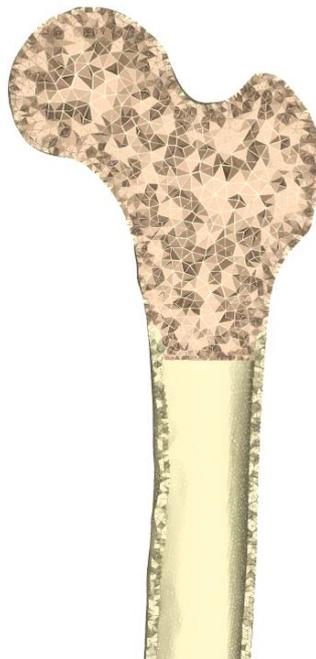


Figura 18. Detalle de la malla

3.2.1. Características de la malla

El modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal, obteniéndose un total de 377692 elementos. Estos elementos se dividen en cortical y trabecular:

- Hueso cortical: 187696 elementos.
- Hueso trabecular: 189996 elementos.

3.3. Propiedades de los materiales

Se ha consultado bibliografía especializada para la obtención de las propiedades de los materiales óseos [14, 17]. La Tabla 1 muestra las propiedades mecánicas de las distintas zonas óseas y se han simplificado considerándolos como materiales elásticos lineales e isotrópicos, como es habitual en este tipo de estudios.

Tabla 1. Propiedades mecánicas del hueso

Tipo de hueso	E(MPa)	Poisson
Cortical	20000	0.3
Trabecular	959	0.2

3.4. Cargas y condiciones de contorno

Para la selección adecuada de las cargas y condiciones de contorno se han estudiado varios artículos y seleccionado el que mejor se ajustaba a la realidad [10, 11, 12, 13, 14, 17]. Este estudio se ha centrado en el ciclo de marcha en el instante, en términos mecánicos, más desfavorable.

El ciclo de marcha comienza al contactar el pie con el suelo y termina con el siguiente contacto del pie en el suelo. Durante el ciclo de marcha existen dos fases: la fase de apoyo y la de balanceo (Fig. 19). Se considera que una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y que está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. El 60% del ciclo de marcha corresponde a la fase de balanceo y el 40% a la fase de apoyo [18].

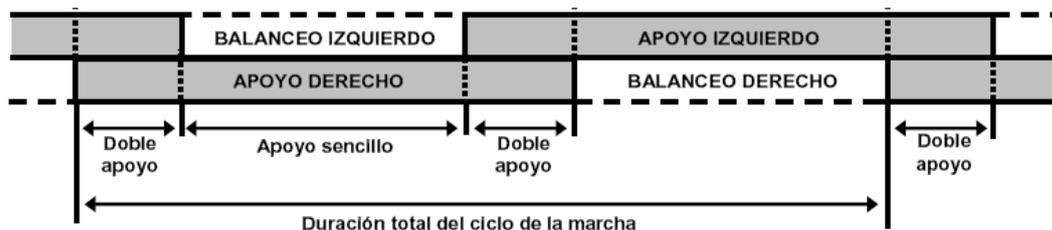


Figura 19. Representación del ciclo de marcha

La fuerza que generan los abductores es dos veces el peso del cuerpo y produce una reacción en la cabeza femoral de 2.75 veces el peso. El caso más desfavorable en el ciclo de marcha ocurre cuando el talón impacta con el suelo o en el doble apoyo, en ese momento la carga puede incrementarse hasta 4 veces el peso del cuerpo. La carga de la cabeza femoral se aplicará con un ángulo de 16° y la carga debida al músculo abductor se aplicará con un ángulo de 21° [17]. La figura 20 muestra la zona donde se deben aplicar las cargas.



Figura 20. Condiciones de contorno en el tercio proximal

Para este proyecto, se ha considerado un individuo varón de 80 kg, por lo tanto la fuerza en la cabeza femoral sería de 3172 N y la carga que se aplica en el trocánter mayor sería de 1586 N.

Al introducir la carga en I-DEAS, y para que a su vez resulte más real, se ha introducido la fuerza en varios nodos en lugar de aplicarlo a un solo nodo. De este modo, se evitan los problemas puntuales de la concentración de tensiones que aparecería al introducir la carga en un solo nodo y alejaría esta simulación de la realidad. La figura 21 muestra las cargas en la cabeza femoral.

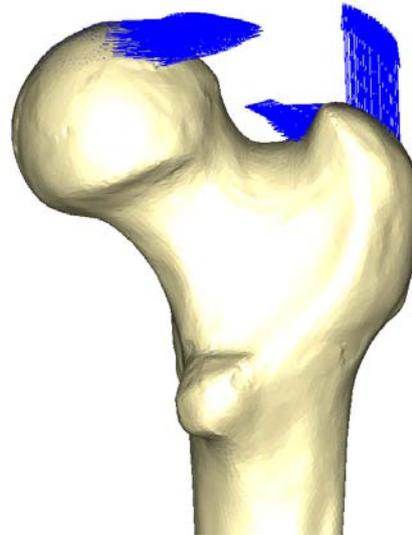


Figura 21. Cargas en la parte proximal

Como condición de contorno se van a impedir los desplazamientos en la zona de los cóndilos (Fig. 22).

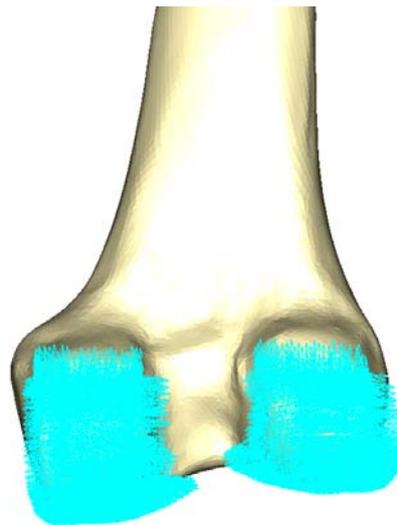


Figura 22. Condiciones de contorno

3.5. Condiciones de cálculo en Abaqus

Una vez que el modelo de elementos finitos se ha completado, se ha exportado al software comercial ABAQUS v.6.7 para la obtención la solución de los casos planteados.

Para el fémur sano no será necesario realizar ninguna simulación específica de contacto, por tanto, las órdenes introducidas en el fichero .inp serán más sencillas que en los posteriores ficheros que se generaran con el fémur implantado.

Los grupos de elementos que definen el modelo y sus condiciones de contorno se han exportado de I-DEAS. En el fichero generado, se han introducido las propiedades de cada uno de los materiales que componen el modelo, los cuales se han considerado que tienen un comportamiento elástico lineal e isótropo y se ha realizado un análisis estático. Una vez procesado el modelo en Abaqus, se ha utilizado el módulo "Abaqus Viewer" para la visualización de los resultados. Este proceso se ha detallado en el ANEXO III.

3.6. Resultados

Se indican los resultados de la deformada resultante, desplazamientos y tensiones obtenidos a partir de la simulación de Abaqus.

3.6.1. Deformadas

La figura 23 muestra la deformada resultante debida a las cargas y condiciones de contorno tanto en el plano sagital como para el frontal. Para apreciar el resultado con detalle se ha aplicado un factor de amplificación de 5.

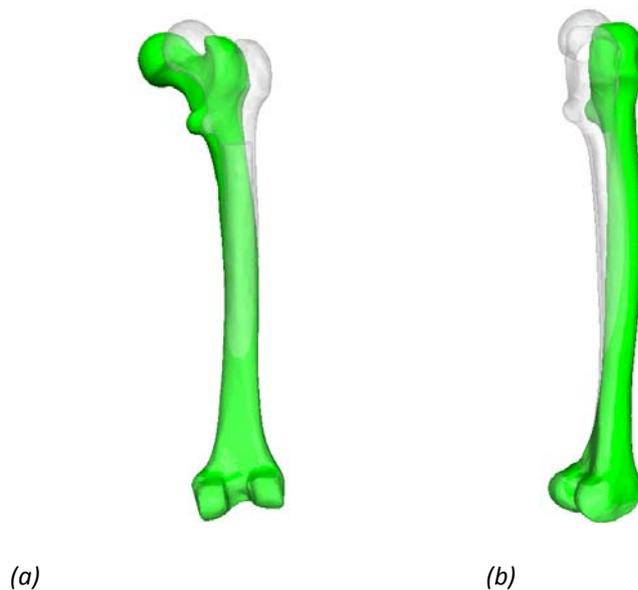


Figura 23. (a) Deformada plano frontal (b) Deformada plano sagital

3.6.2. Desplazamientos

La figura 24 muestra los desplazamientos obtenidos del fémur sano. En la cabeza del fémur se puede observar el elevado desplazamiento debido a la carga impuesta, que genera un momento flector respecto a la zona apoyada debido a la excentricidad de la

carga, mientras que en la zona distal no existe desplazamiento debido a que se han impedido los desplazamientos.

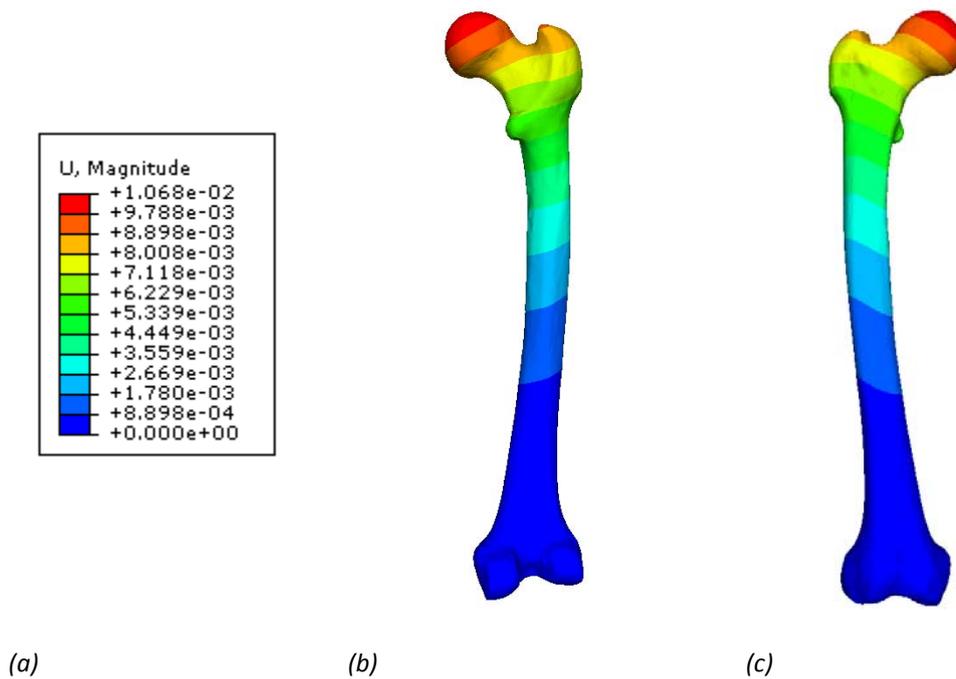


Figura 24. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

3.6.3. Distribución de tensiones

En la Figura 25 se puede observar la distribución de tensiones de Von Mises. En la figura 26 se puede apreciar cómo la cara interior de la fémur está traccionada y en la figura 27 se puede ver la cara exterior del hueso está comprimida. Esto se debe, como se ha mencionado anteriormente, a la excentricidad de la carga. Así mismo, se puede observar una gran sollicitación debido a las cargas.

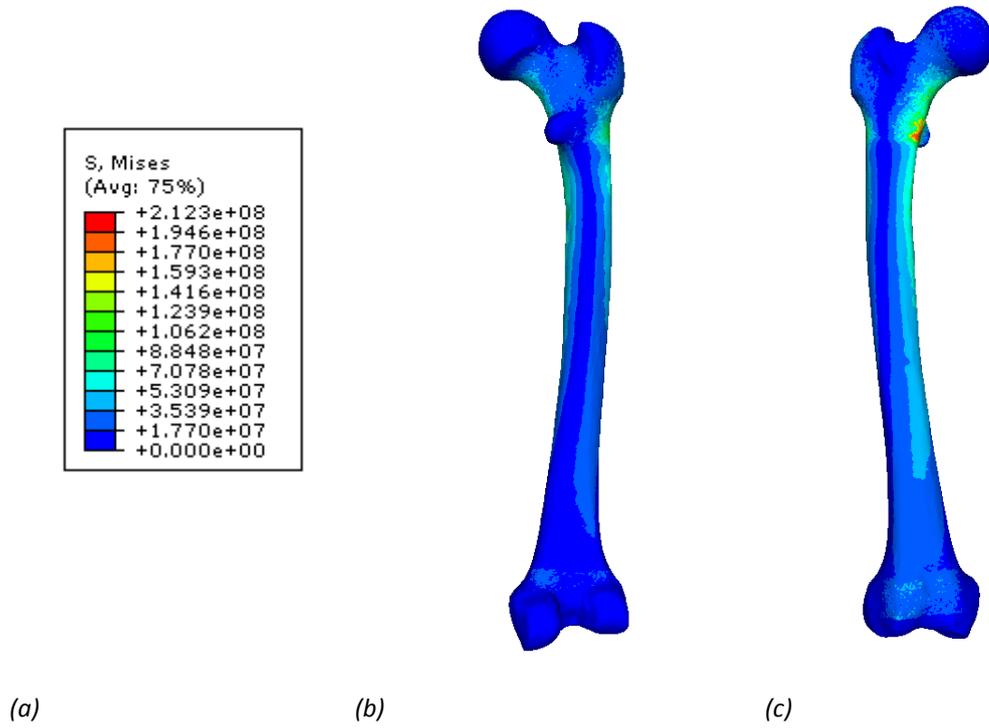


Figura 25. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

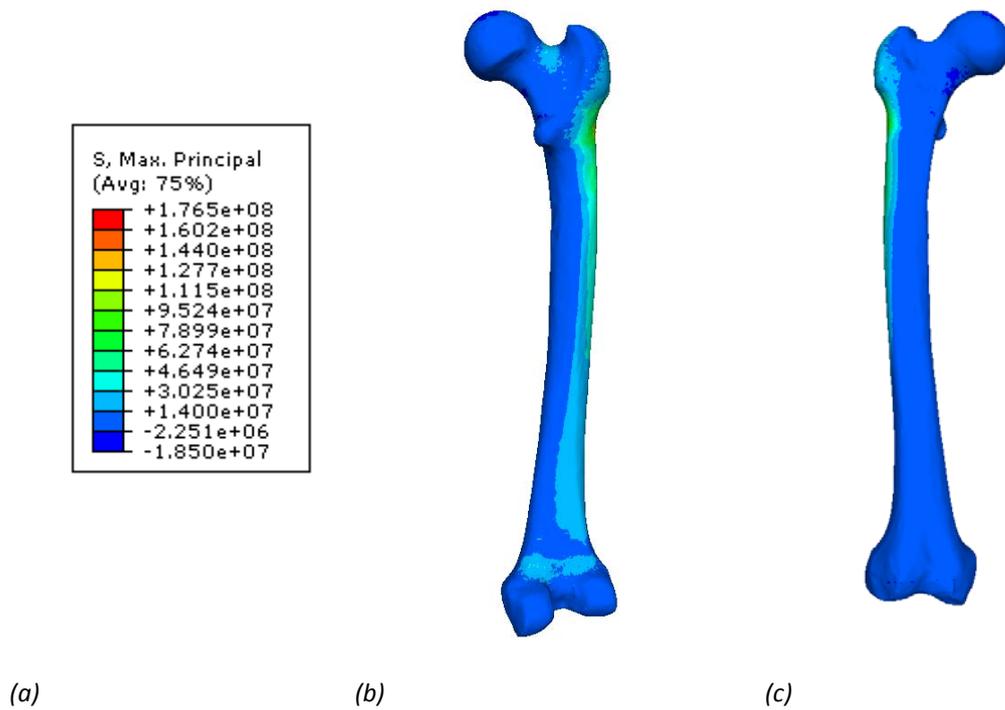


Figura 26. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

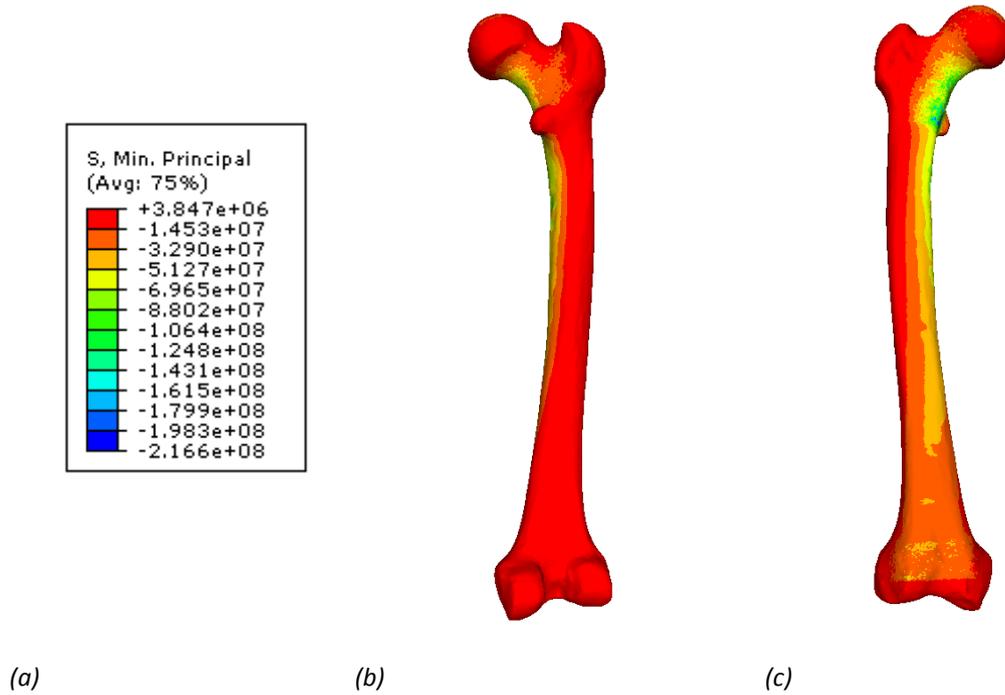


Figura 27. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

En la figura 28, se pueden observar las tensiones tangenciales a las que está sometido el fémur. En el cuello del fémur, se puede apreciar que es la zona más solicitada.

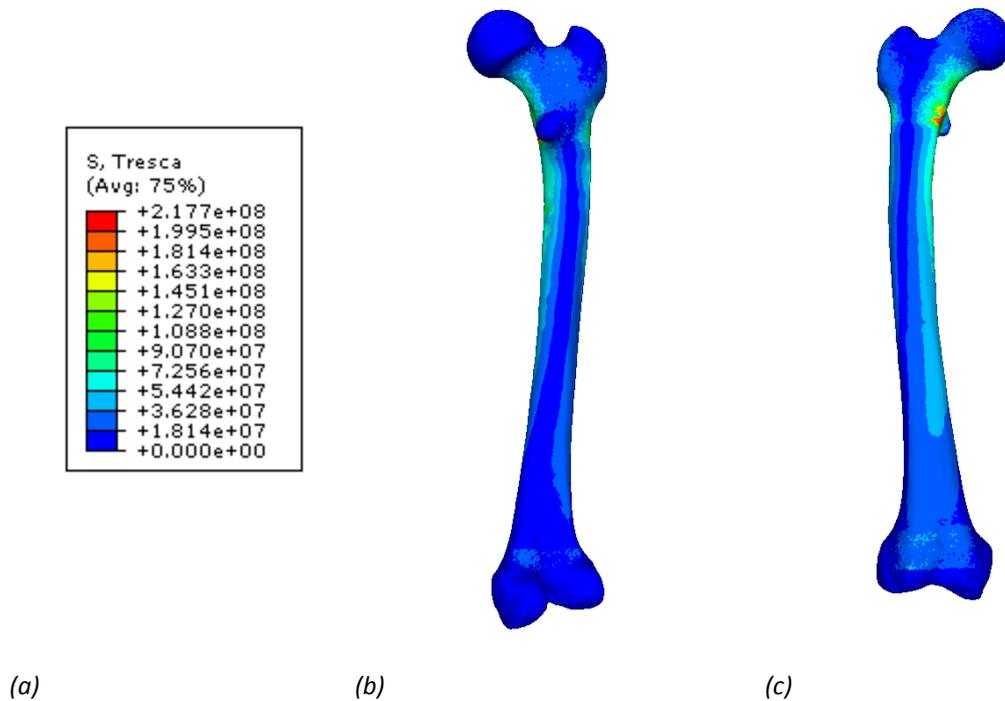


Figura 28. (a) Leyenda tensión Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

4. Modelo de Elementos Finitos. Clavo Intramedular

En este capítulo se indica el proceso seguido para la obtención de la geometría y el modelo de elementos finitos de un clavo intramedular a partir de un modelo comercial.

4.1. Obtención de la geometría

El hueso femoral presenta una ligera curvatura de concavidad posterior por lo tanto el clavo deberá seguir una inclinación similar a la anatómica para conseguir un perfecto acoplamiento [5]. A partir de las dimensiones del hueso femoral, con el que se ha trabajado en este proyecto, se ha elegido el clavo más adecuado entre varios modelos de clavos comerciales. En este caso, se trata del modelo 2252-400-11 de la casa comercial Zimmer, (Fig. 29) [19]. Una vez elegido el clavo, se procede a tomar las medidas necesarias del mismo con ayuda de calibre para generar la geometría y que posteriormente servirá para crear un modelo de elementos finitos.



Figura 29. Clavo comercial

Con ayuda del programa I-DEAS se procedió a crear el modelo (Fig. 30). En primer lugar se halló la curva generatriz del clavo para poder obtener una buena compenetración entre hueso y clavo. A continuación, se crearon secciones huecas que reproducían la geometría del implante y por último se generó el volumen. A este volumen, se le crearon agujeros pasantes con la orientación adecuada para acoplar tornillos con la funcionalidad de conseguir un bloqueo distal y proximal. Se ha detallado el proceso en el ANEXO II.



Figura 30. Modelo de clavo intramedular

Para finalizar, se crearon los diferentes tornillos de bloqueo destinados a estabilizar los fragmentos. Su geometría se ha simplificado creando 3 cilindros con el diámetro y longitud adecuados y se han orientado con el mismo ángulo que los agujeros pasantes creados en el modelo del clavo para obtener un ajuste preciso (Fig. 31).

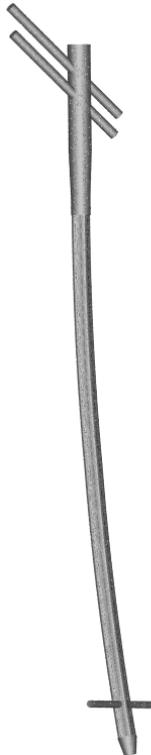


Figura 31. Modelo de conjunto clavo intramedular-tornillos de bloqueo

4.2. Generación del modelo de elementos finitos

Una vez que se ha obtenido la geometría del clavo intramedular y los tornillos, se ha realizado un mallado automático y se le ha asignado el material, en este caso se trata de titanio. La tabla 2 muestra sus propiedades mecánicas.

Tabla 2. Propiedades mecánicas del titanio

Material	E(MPa)	Poisson
Titanio	105530	0.35

4.2.1. Características de la malla del clavo intramedular

Este modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal y se ha obtenido 109148 elementos.

4.2.2. Características de la malla de los tornillos

Todos los tornillos han sido mallados con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal. Se han obtenido los siguientes elementos:

- Tornillo 1: 10214 elementos
- Tornillo 2: 9352 elementos
- Tornillo 3: 3337 elementos

5. Modelo de Elementos Finitos. Fémur Implantado

En este capítulo se indica el proceso seguido para la obtención del modelo del fémur implantado y el modelo de elementos finitos. Una vez obtenido el modelo, se cita el procedimiento seguido para simular cuatro tipos de fractura. El proceso se puede dividir en dos partes: en primer lugar el correcto posicionamiento del clavo intramedular y la generación del modelo de elementos finitos y en segundo lugar, la obtención de la geometría de dichas fracturas. Se describe el proceso seguido, los programas empleados, las condiciones de contorno, las condiciones de cálculo y los resultados.

5.1. Posicionamiento del clavo intramedular

El clavo intramedular actúa como una férula interna que controla pero no evita los movimientos. Mantiene tres puntos de contacto con el hueso: el punto de entrada, el segmento más estrecho del canal medular y el hueso esponjoso del extremo opuesto; lo que permite sollicitaciones axiales que ponen en contacto un fragmento con otro y previene la angulación, la traslación y en menor medida, la rotación de los fragmentos entre sí. Todo esto favorece a la formación del callo óseo.

Para la reparación de fracturas es fundamental la llegada de circulación intramedular; por lo tanto, se debe posicionar adecuadamente el clavo intramedular proporcionando una fijación relativamente estable y un traumatismo mínimo para el riego vascular. Esto proporciona una buena cicatrización ósea y favorece el retorno del paciente a la movilización.

Para un buen posicionamiento del clavo en el canal intramedular, el punto de entrada es un factor importante. En la figura 32 se puede observar el punto de entrada del clavo, realizada bajo supervisión médica y según las recomendaciones del fabricante.

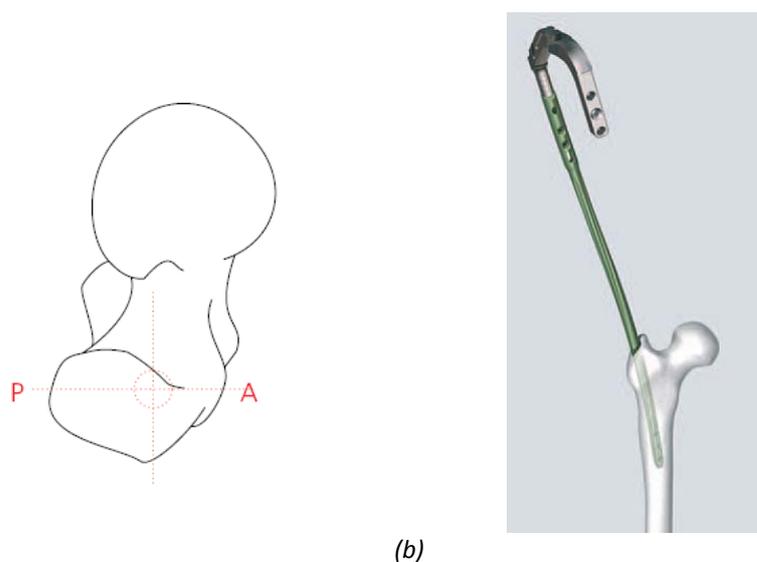


Figura 32. (a) Punto de entrada del clavo intramedular (b) Inserción del clavo intramedular

Una vez posicionado el clavo y los tornillos, se necesitaba crear el espacio necesario para alojarlos. Para ello se creó una copia de todo el conjunto y se eliminó el volumen que ocupaban.

5.2. Generación del modelo de elementos finitos

Una vez obtenida la geometría deseada se realizó un mallado automático del modelo. Posteriormente, se adjuntó el modelo de elementos finitos del conjunto clavo-tornillos y con el modelo completo, se procedió a la distinción de materiales. En primer lugar se crearon diferentes grupos, seleccionando los elementos de las distintas zonas óseas, con el mismo procedimiento que se realizó en el modelo de fémur sano. Para los elementos del conjunto clavo-tornillos no ha sido necesario realizar ningún grupo, debido a que se componen de un único material, titanio. En este punto, el modelo está preparado para el análisis de diferentes casos de fractura (Fig. 33). Se ha detallado el proceso en el ANEXO II.

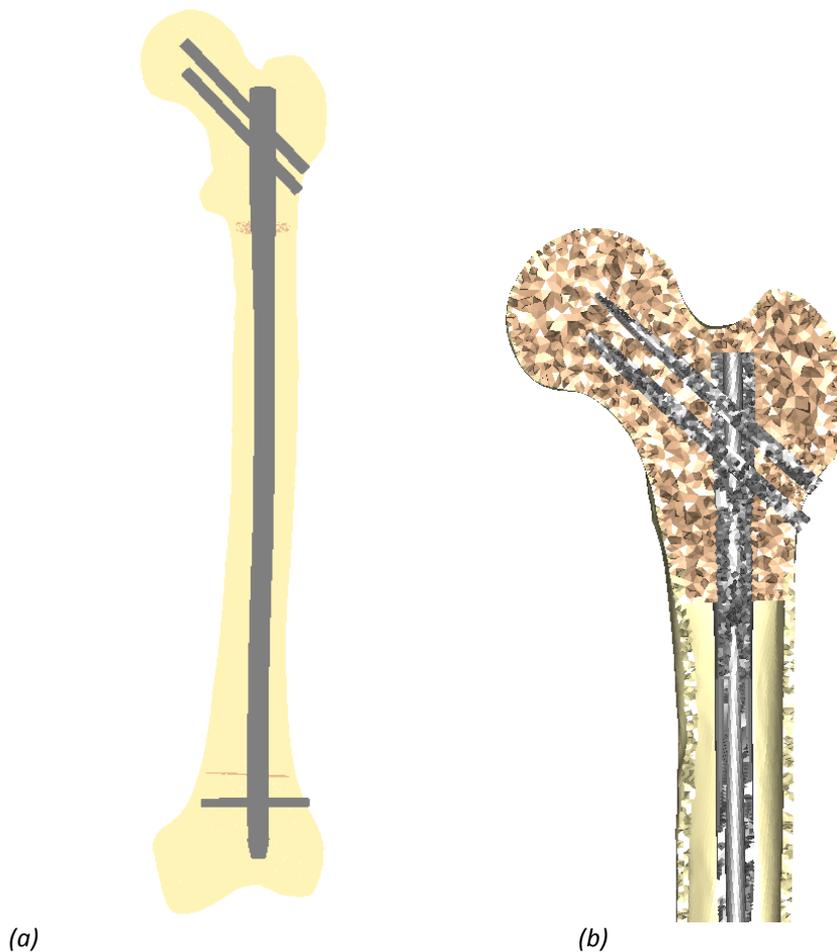


Figura 33. (a) Modelo EF fémur implantado (b) Corte longitudinal modelo EF fémur implantado

5.3. Fracturas Tipo

Para la elección de las fracturas se analizó la clasificación de fracturas diafisarias según Winquist y según recomendaciones médicas, se eligieron las más frecuentes. En concreto se seleccionó [5]:

- Fractura plana en el tercio medio.
- Fractura plana en la unión del tercio superior con el tercio medio.
- Fractura plana en la unión del tercio medio con el tercio inferior.
- Fractura tercio medio oblicua-espiroidea.

5.3.1. Fractura Tipo I. Fractura plana en el tercio medio

Este tipo de fractura (Fig. 34) se caracteriza por encontrarse en la zona central del fémur. El procedimiento para generar la fractura ha sido eliminando los elementos necesarios del modelo.

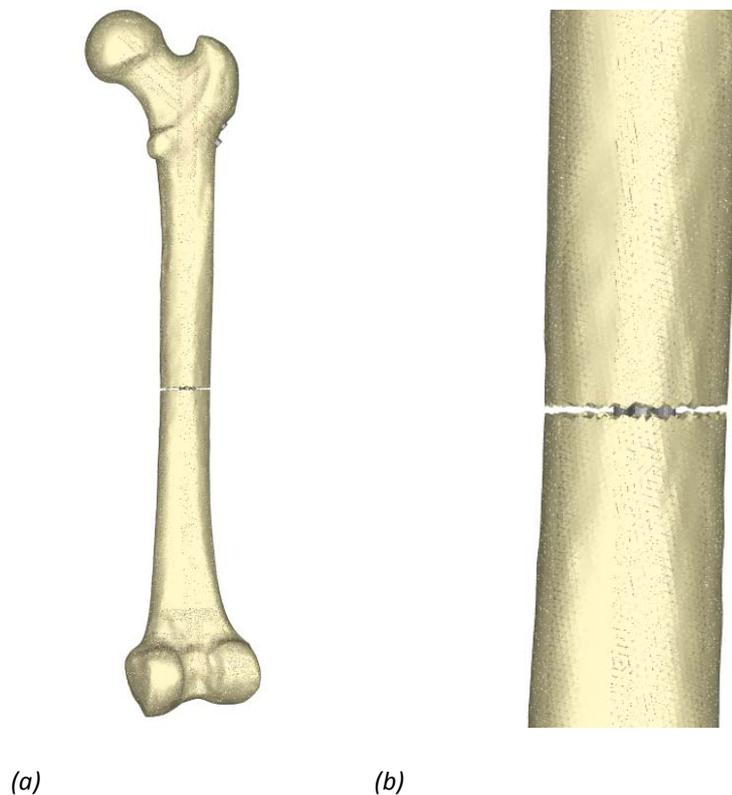


Figura 34. (a) Fractura tipo I (b) Detalle fractura tipo I

5.3.1.1. Características de la malla

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal, obteniendo un total de 717298 elementos. La distribución de elementos por grupos es la siguiente:

- Hueso cortical: 188267 elementos
- Hueso trabecular: 258609 elementos
- Titanio: 132051 elementos

5.3.2. Fractura Tipo II. Fractura plana en la unión del tercio superior con el tercio medio

Este tipo de fractura (Fig. 35) se caracteriza por encontrarse en la zona de unión del tercio medio con el tercio superior. Para simular esta fractura se procedió a eliminar manualmente elementos de la malla en la zona deseada.

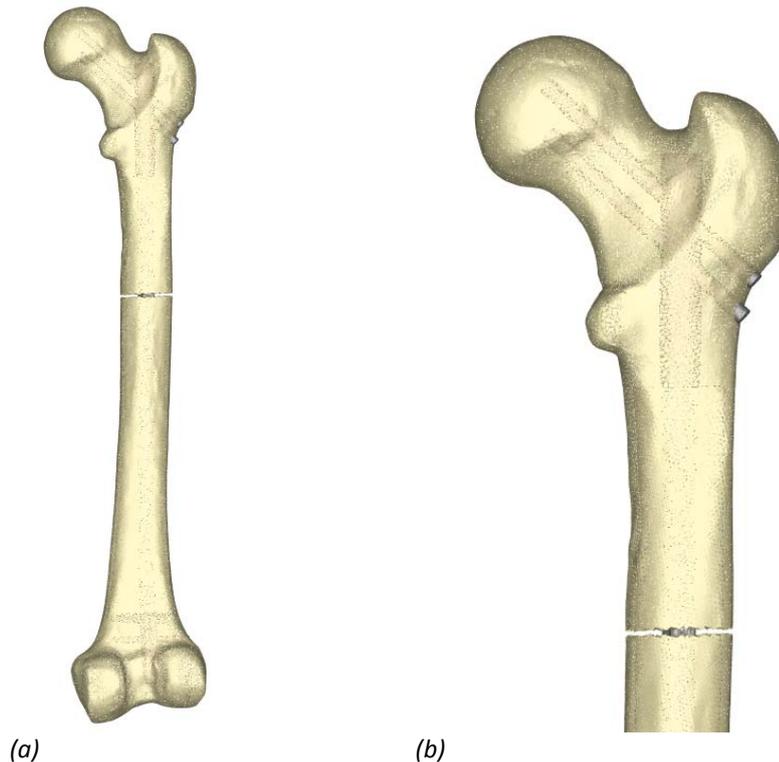


Figura 35. (a) Fractura tipo II (b) Detalle fractura tipo II

5.3.2.1. Características de la malla

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal, obteniendo un total de 717371 elementos. La distribución de elementos por grupos es la siguiente:

- Hueso cortical: 178375 elementos
- Hueso trabecular: 258609 elementos
- Titanio: 132051 elementos

5.3.3. Fractura Tipo III. Fractura plana en la unión del tercio medio con el tercio inferior

Este tipo de fractura (Fig. 36) se caracteriza por encontrarse en la zona de unión del tercio medio con el tercio inferior. El procedimiento para generar la fractura ha sido el mismo que en el caso anterior, eliminando los elementos.

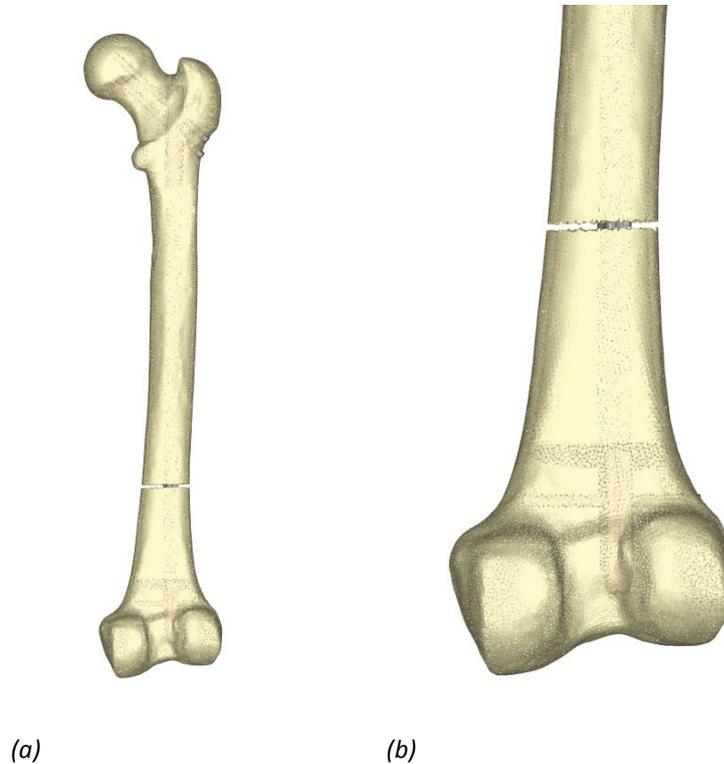


Figura 36. (a) Fractura tipo III (b) Detalle fractura tipo III

5.3.3.1. Características de la malla

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal, obteniendo un total de 716997 elementos. La distribución de elementos por grupos es la siguiente:

- Hueso cortical: 187966 elementos
- Hueso trabecular: 258609 elementos
- Titanio: 132051 elementos

5.3.4. Fractura Tipo IV. Fractura tercio medio oblicua-espiroidea.

Este tipo de fractura (Fig. 37) se caracteriza por encontrarse en la zona central del fémur con forma de espiral. El procedimiento para generar la fractura ha sido el mismo que en los casos anteriores, eliminando los elementos

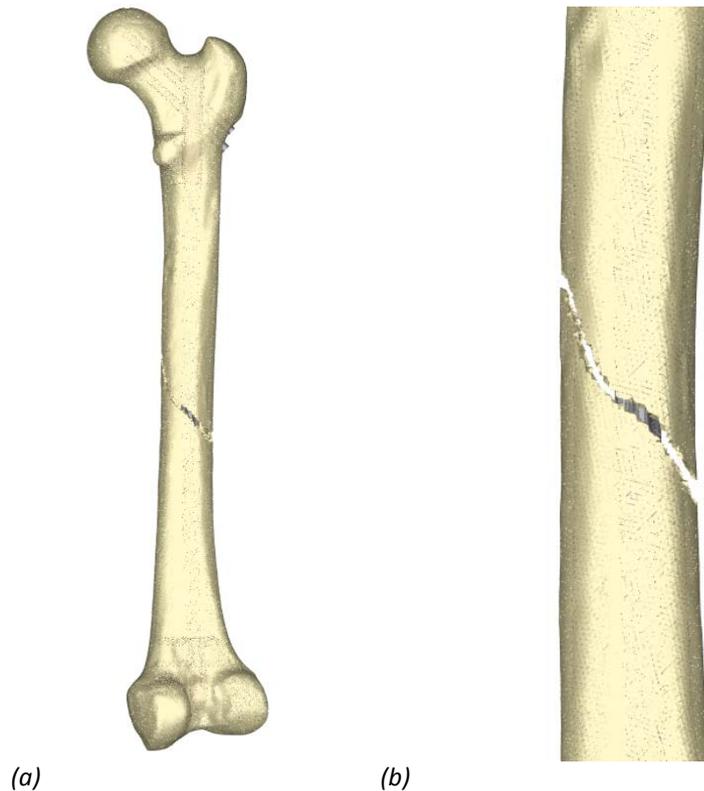


Figura 37. (a) Fractura tipo IV (b) Detalle fractura tipo IV

5.3.4.1. Características de la malla

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico de aproximación lineal, obteniendo un total de 716997 elementos. La distribución de elementos por grupos es la siguiente:

- Hueso cortical: 186749 elementos
- Hueso trabecular: 258609 elementos
- Titanio: 132051 elementos

5.4. Propiedades de los materiales

Los materiales asignados a los distintos elementos del modelo de fémur implantado han sido mencionados anteriormente, tanto como para las zonas óseas como para el clavo intramedular y los tornillos.

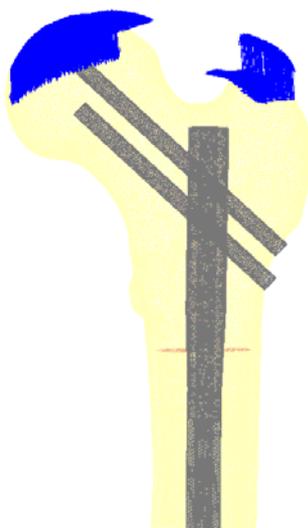
En la tabla 3 se muestran las propiedades mecánicas utilizadas. Tanto en el hueso como en el conjunto clavo-tornillos se han simplificado las propiedades considerándolos materiales con un comportamiento elástico lineal e isótropo [17].

Tabla 3. Propiedades mecánicas del conjunto

Tipo de hueso	E(MPa)	Poisson
Cortical	20000	0.3
Trabecular	959	0.2
Titanio	105530	0.35

5.5. Cargas y condiciones de contorno

Teniendo como referencia los nodos en los cuales se aplican las fuerzas en la cabeza femoral y en el trocánter mayor del fémur sano, se han seleccionado los nodos más cercanos a dichos puntos para introducir las cargas (Fig. 38). Del mismo modo que se realizó anteriormente, se ha optado por introducir la carga repartida en varios nodos y no de manera puntual para evitar problemas de concentración de tensiones. Tras la operación, el fémur no soportará el peso completo de la parte superior del cuerpo porque para trasladarse el paciente se ayuda de muletas, por lo tanto, se ha minorado en un factor de diez la carga que soporta el fémur implantado [11].

**Figura 38.** Cargas en la parte proximal

En la parte distal del fémur se ha aplicado como condición de contorno un empotramiento en la zona de los cóndilos (Fig. 39), impidiendo así los giros y desplazamientos.

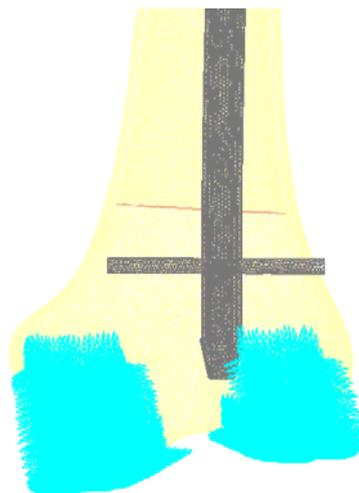


Figura 39. Condiciones de contorno

Se ha generado un fichero para cada tipo de fractura, partiendo de un fichero donde no se había eliminado ningún elemento del fémur, se contaba con el conjunto clavo-tornillos y las cargas y condiciones de contorno habían sido aplicadas.

5.6. Condiciones de cálculo en Abaqus

Para simular la fractura y realizar un análisis de los resultados, es preciso definir condiciones de contacto y unión entre las partes del hueso femoral implantado en las condiciones de cálculo de Abaqus. Para conseguir esta simulación, es necesario crear diferentes grupos de elementos, para definir las superficies de contacto del conjunto clavo-tornillos y el fémur.

El procedimiento que se ha seguido para definir las uniones en la cabeza superior e inferior del hueso ha sido crear grupos de elementos entre las superficies de contacto de los tornillos de bloqueo, clavo y fémur. La creación de cada grupo se ha realizado de la siguiente manera: se ha seleccionado la superficie externa de cada componente de titanio y la correspondiente zona de contacto con el esponjoso. La selección de los elementos se ha realizado de manera automática y posteriormente se han eliminando los elementos que no estaban en contacto.

Para definir el contacto entre el clavo intramedular y la diáfisis del fémur, se ha creado un grupo con los elementos de la superficie externa del clavo y otro grupo con los elementos pertenecientes a la superficie interna del hueso. La selección de estos elementos se ha realizado manualmente (Fig. 40).

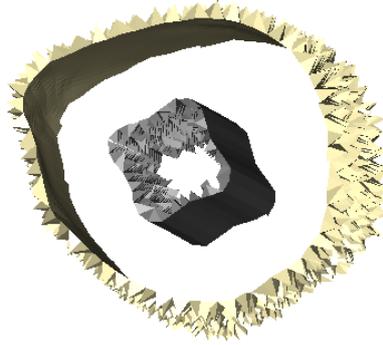


Figura 40. Detalle contacto clavo intramedular-diáfisis femoral

Una vez realizado el cálculo, se deseaba conocer el desplazamiento que se producía en el foco de fractura para ver si se favorecía la formación de callo óseo. Para ello, se crearon dos grupos de elementos, uno correspondiente a los nodos superiores de la fractura y otro grupo con los nodos inferiores.

Las órdenes introducidas en el fichero con formato .inp, son las mismas para los cuatro casos de fractura. El proceso seguido se explica detalladamente en el ANEXO III.

Cada uno de los diferentes archivos de modelo de fémur fracturado, se ha exportado de I-DEAS. Posteriormente, se han definido los contactos y uniones, se han definido las propiedades mecánicas de los materiales, los cuales se han considerado que tienen un comportamiento elástico lineal e isótropo, y se ha realizado un análisis estático. Una vez procesado el modelo en Abaqus, se ha utilizado el módulo “Abaqus Viewer” para la visualización de los resultados.

5.7. Resultados

En la realidad, las fracturas se intentan reducir engranando la parte superior del hueso con la inferior y la carga se transmite tanto por el hueso como por el clavo. En este proyecto, se ha simulado el caso más desfavorable de fractura, que ocurre cuando la zona superior y la zona inferior no engranan y en clavo tiene que soportar toda la carga.

A continuación, se indican los resultados de la deformada resultante, desplazamientos y tensiones obtenidas, a partir de la simulación con Abaqus de cada una de las fracturas tipo.

5.7.1. Resultados fractura Tipo I. Fractura plana en el tercio medio

5.7.1.1. Deformadas

La figura 41 muestra la deformada resultante debida a las cargas impuestas tanto en el plano sagital como para el frontal. Para apreciar el resultado con detalle se ha aplicado un factor amplificador de 2.5.

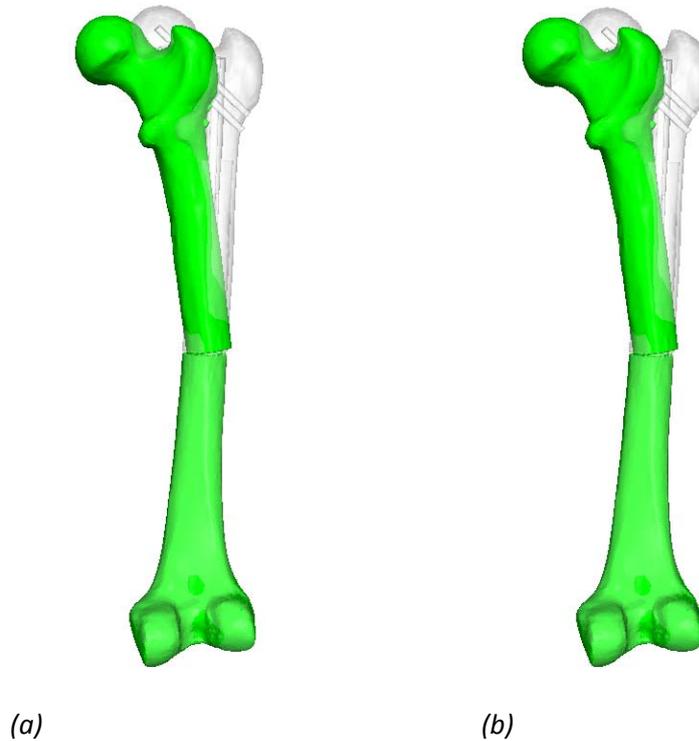


Figura 41. (a) Deformada plano frontal (b) Deformada plano sagital

5.7.1.2. Desplazamientos

En las figuras 42 y 43 se muestran los desplazamientos obtenidos del fémur implantado y los desplazamientos del clavo, respectivamente. Se puede apreciar que el máximo desplazamiento se produce en la parte superior, esto se debe a que la parte superior del fémur gira como sólido rígido, por encima del foco de fractura. Conforme nos acercamos al foco de fractura, podemos ver como los desplazamientos aumentan, debido al momento flector que produce la resultante de fuerzas.

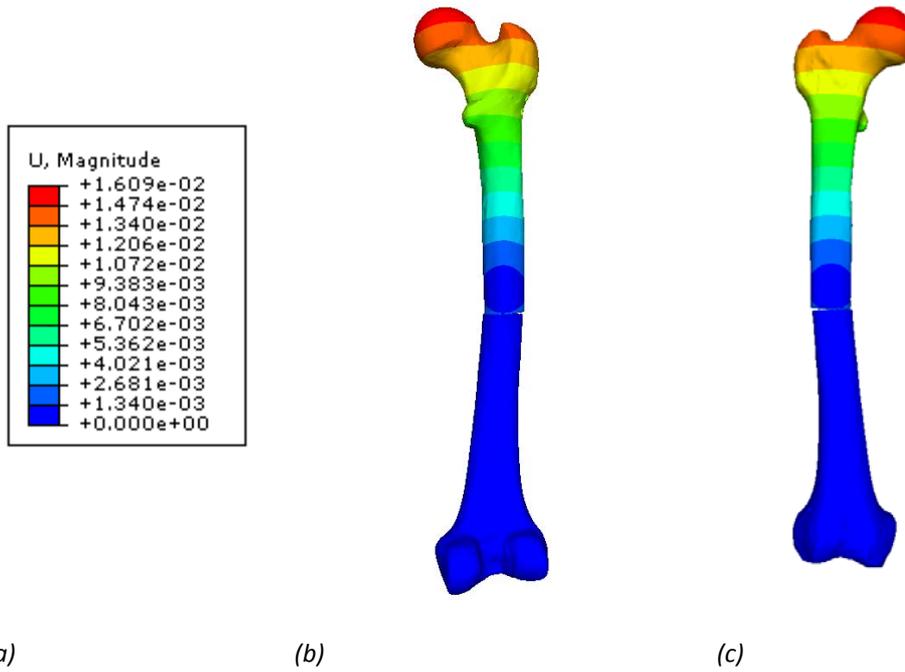


Figura 42. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

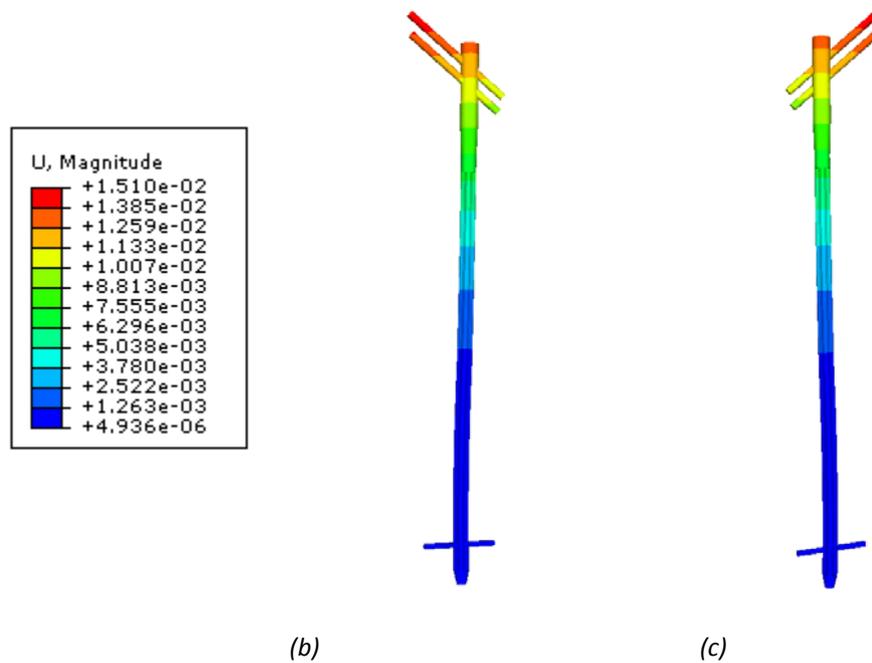


Figura 43. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

5.7.1.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura

Para calcular el desplazamiento relativo en el foco de la fractura, se ha obtenido el desplazamiento de los nodos. Se ha utilizado el fichero .dat que ha sido generado por Abaqus y se ha procesado la información de los nodos de interés en una hoja Excel.

Para cada incremento de carga, se ha obtenido un promedio de desplazamientos de los nodos, tanto de la parte superior como de la inferior, y se ha calculado el desplazamiento relativo entre los nodos promedio. Es importante conocer, como se ha mencionado anteriormente, que el clavo intramedular soporta gran parte de la carga, por lo que la rigidez del clavo determinará la magnitud de los micromovimientos en la zona de la fractura.

En este tipo de fractura, se puede observar un desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga aumenta (Fig. 44). Debido a que el foco de la fractura se encuentra en la zona central, se observa un desplazamiento mínimo en comparación con el resto de los casos de fractura plana planteados, como se verá más adelante.

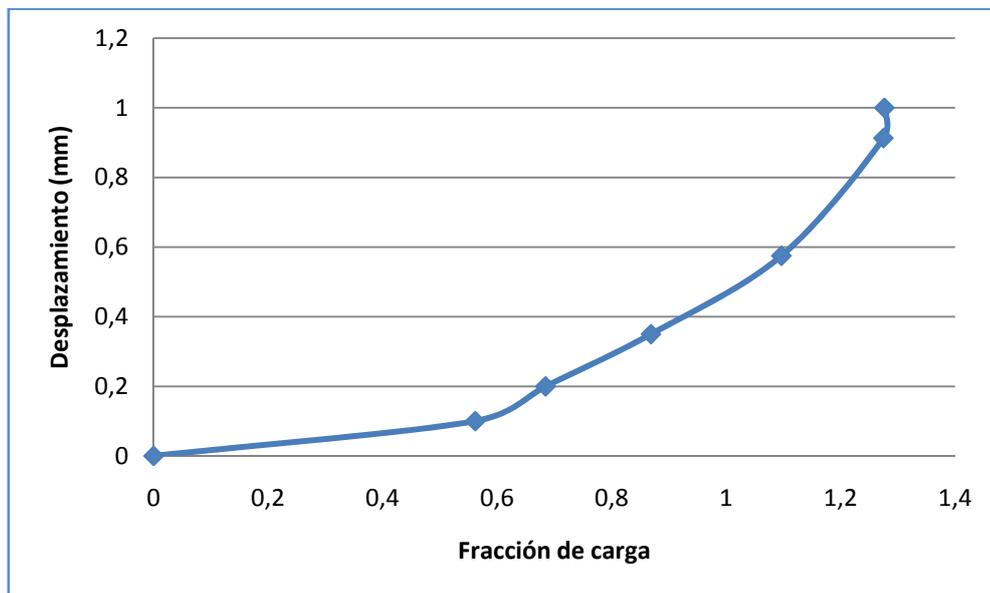


Figura 44. Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura

Como se puede observar en la gráfica anterior, la tendencia del desplazamiento es no lineal debido a los contactos existentes en los dos extremos del conjunto.

5.7.1.3. Distribución de tensiones

Como se puede apreciar en la figura 45 el fémur queda liberado de gran parte de las tensiones mientras que el clavo (Fig. 46) responde perfectamente a la sollicitación de las cargas. Como se observa en las imágenes, la cara exterior del clavo está sometida a tracción (Fig. 48) y la cara interior se encuentra comprimida (Fig. 50).

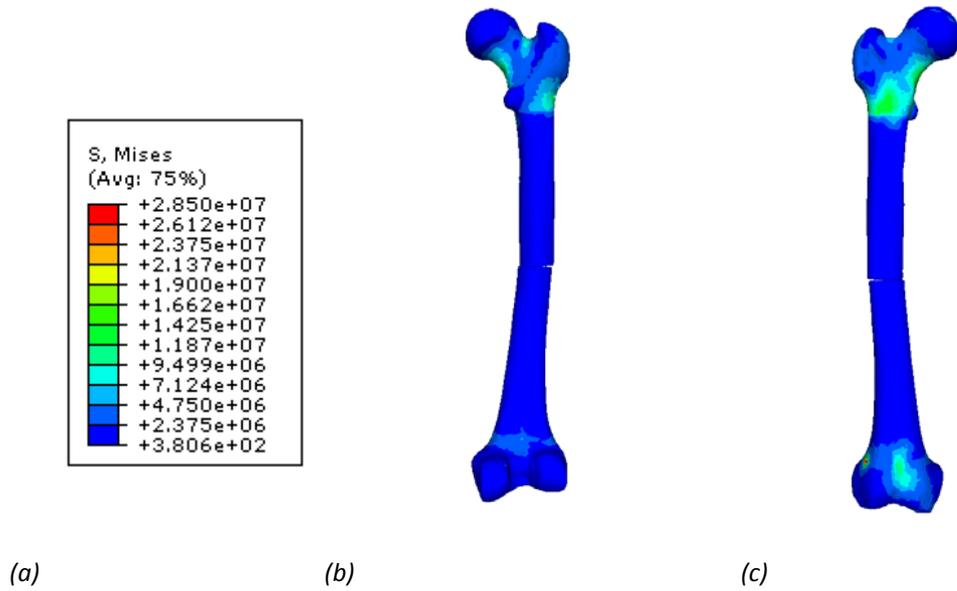


Figura 45. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

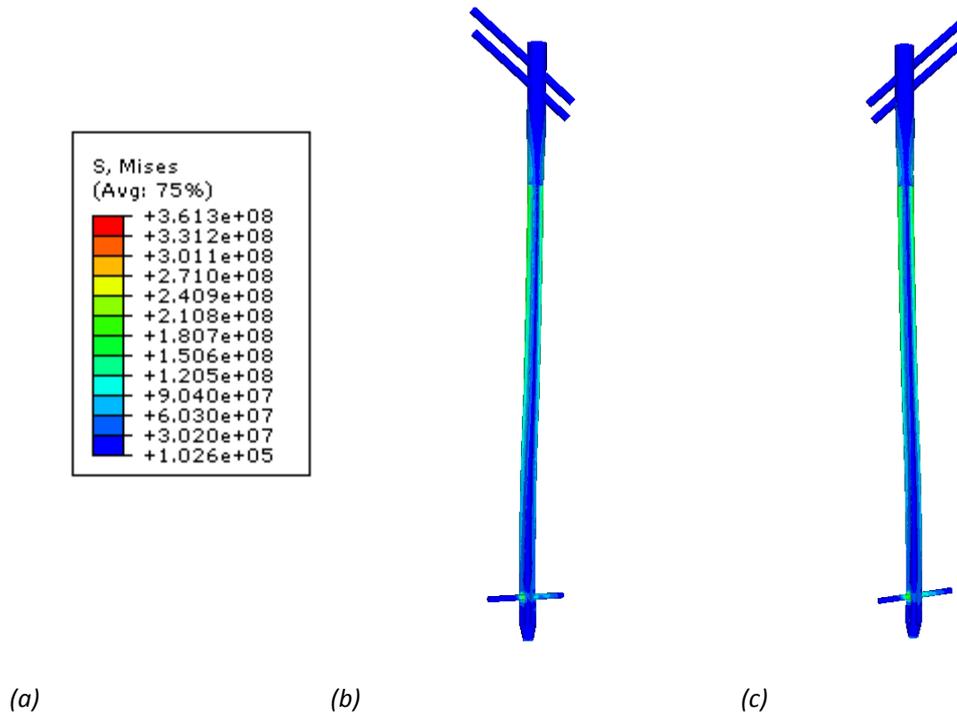


Figura 46. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

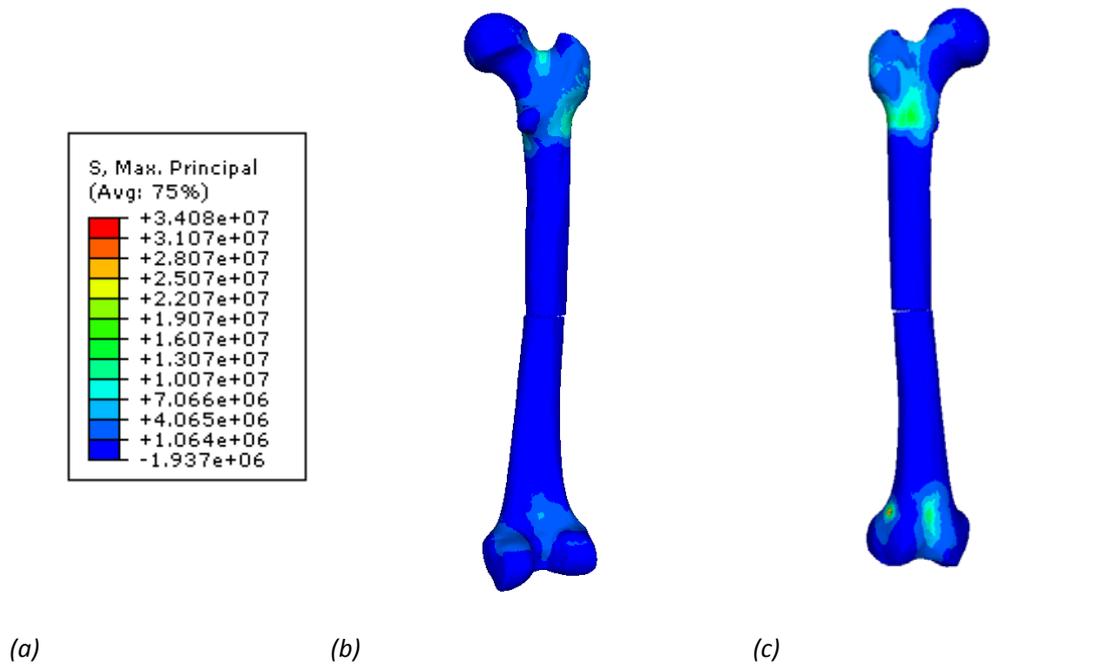


Figura 47. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

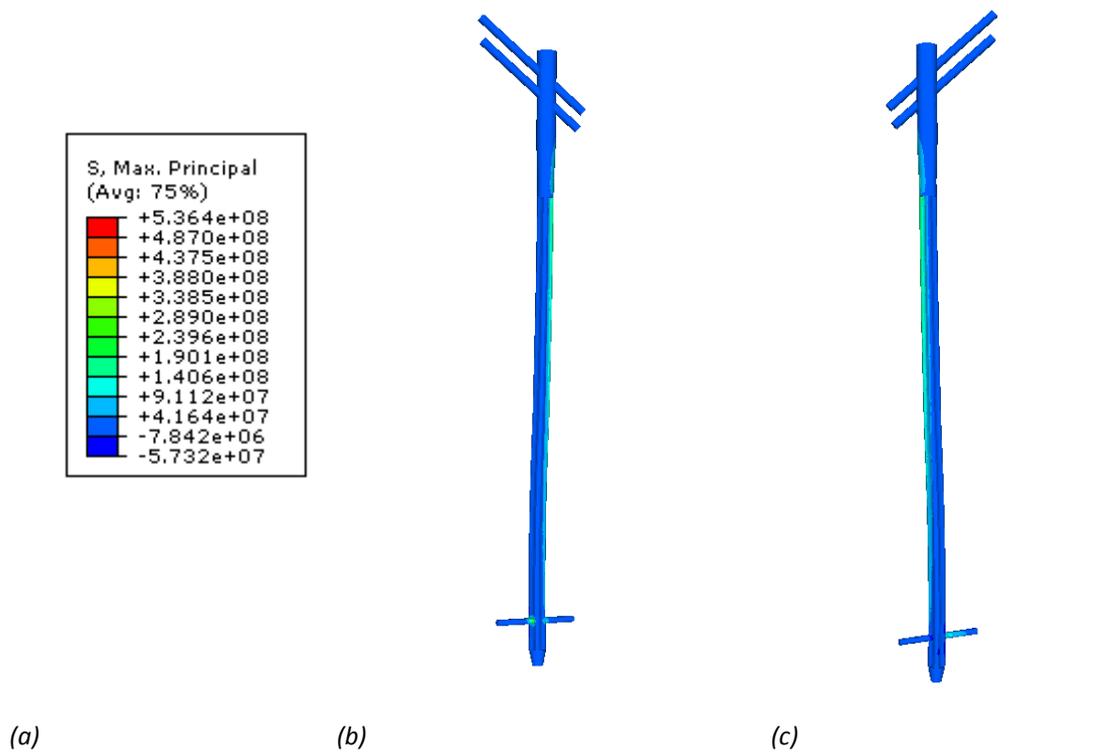


Figura 48. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

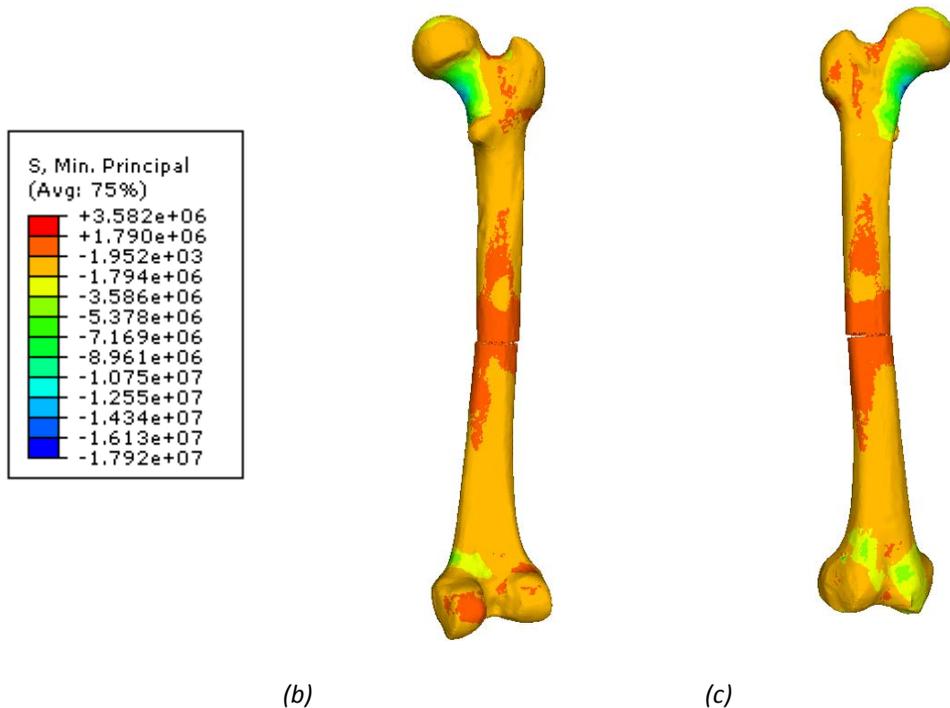


Figura 49. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

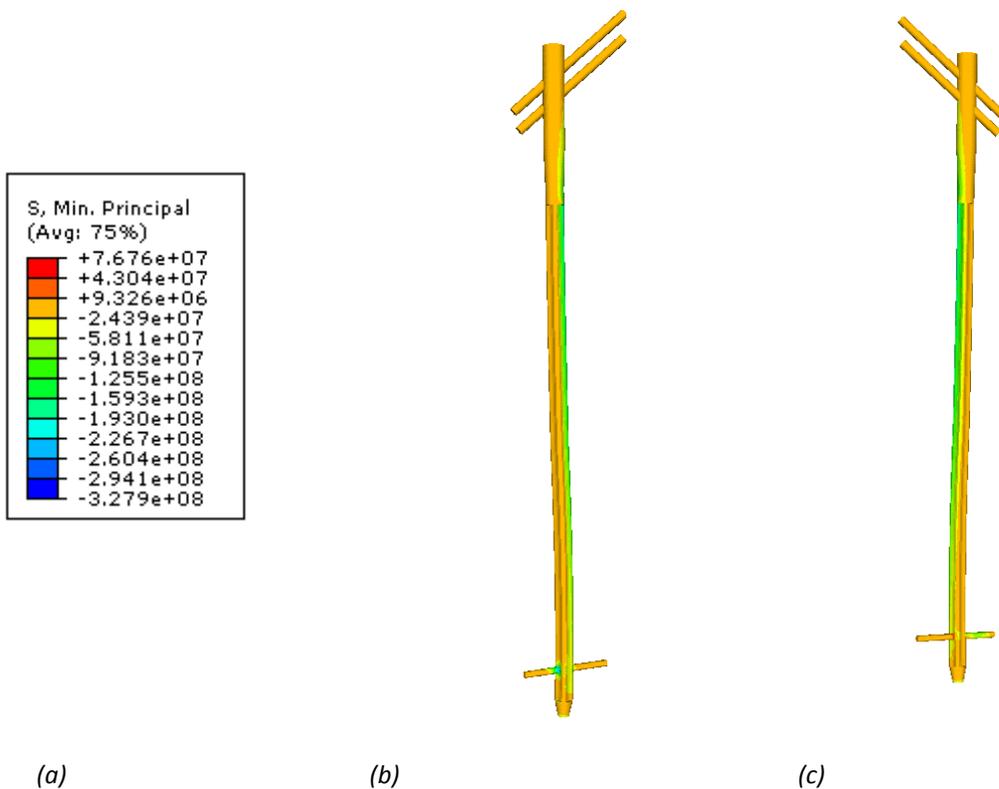


Figura 50. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

En la figura 51, se pueden observar las tensiones tangenciales a las que está sometido el fémur. Se puede apreciar que la cabeza superior e inferior del fémur es la zona más solicitada, debido a los tornillos de bloqueo.

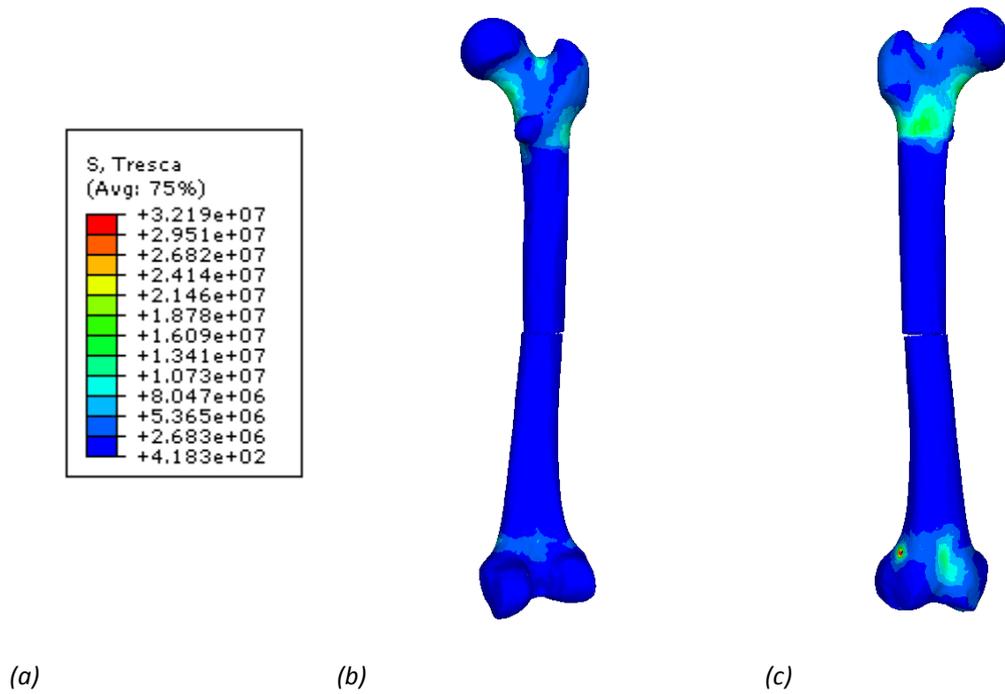


Figura 51. (a) Leyenda tensión Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

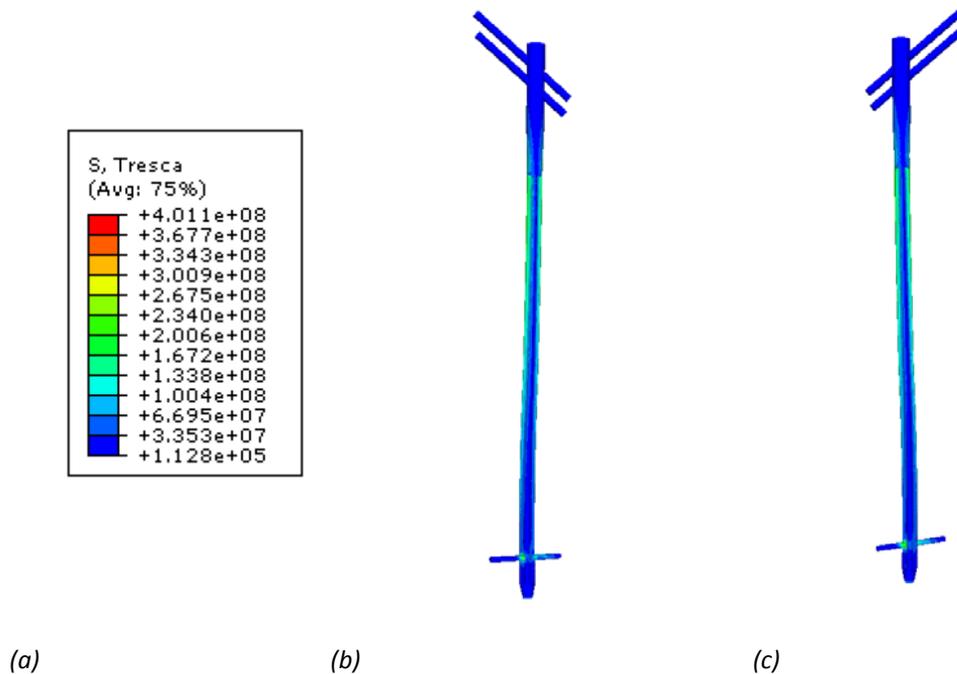


Figura 52. (a) Leyenda Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

5.7.2. Resultados fractura Tipo II. Fractura plana en la unión del tercio superior con el tercio medio

5.7.2.1. Deformadas

A la deformada resultante (Fig. 53) se le ha aplicado un factor amplificador de 2.5 para apreciar con detalle el resultado tras la aplicación de la carga.

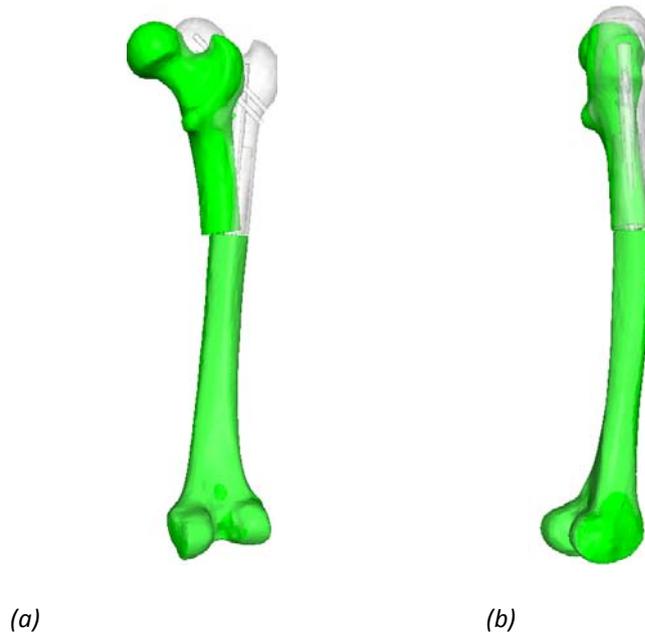


Figura 53. (a) Deformada plano frontal (b) Deformada plano sagital

5.7.2.2. Desplazamientos

En las figuras 54 y 55 se muestran los desplazamientos obtenidos del fémur implantado y del clavo intramedular, respectivamente. Como se puede observar, los desplazamientos máximos se encuentran en el tercio superior, debido a que este gira como sólido rígido. Debido al momento flector que se genera por las fuerzas actuantes, se puede apreciar que los desplazamientos aumentan al acercarse al foco de fractura.

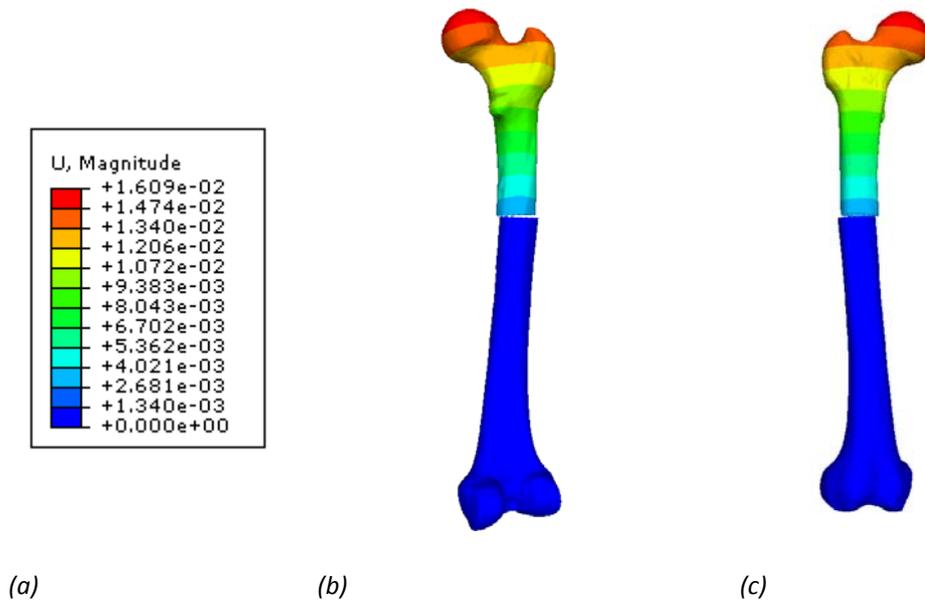


Figura 54. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

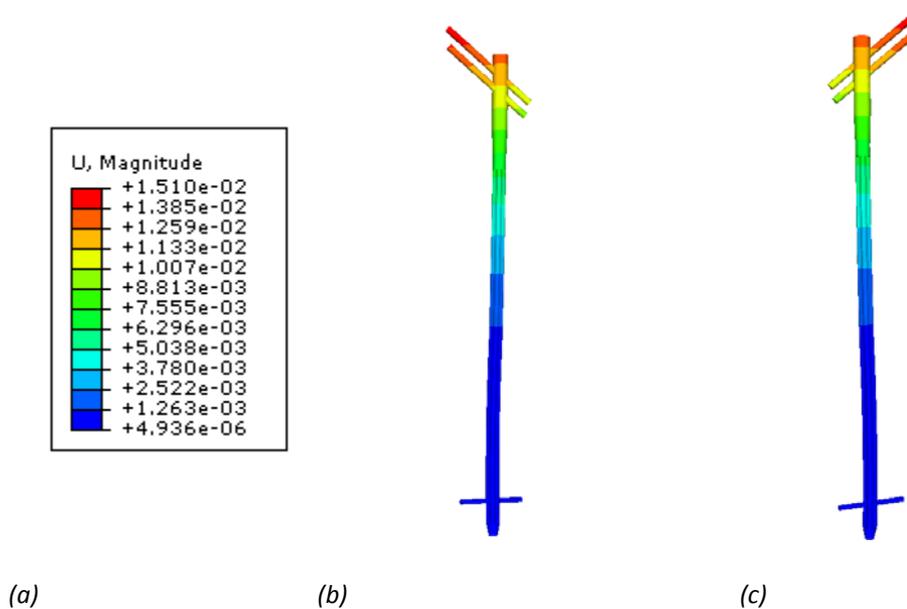


Figura 55. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

5.7.2.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura

Para calcular el desplazamiento relativo en el foco de la fractura, se ha seguido el mismo procedimiento que en el caso anterior.

En este tipo de fractura, se puede observar un desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 56).

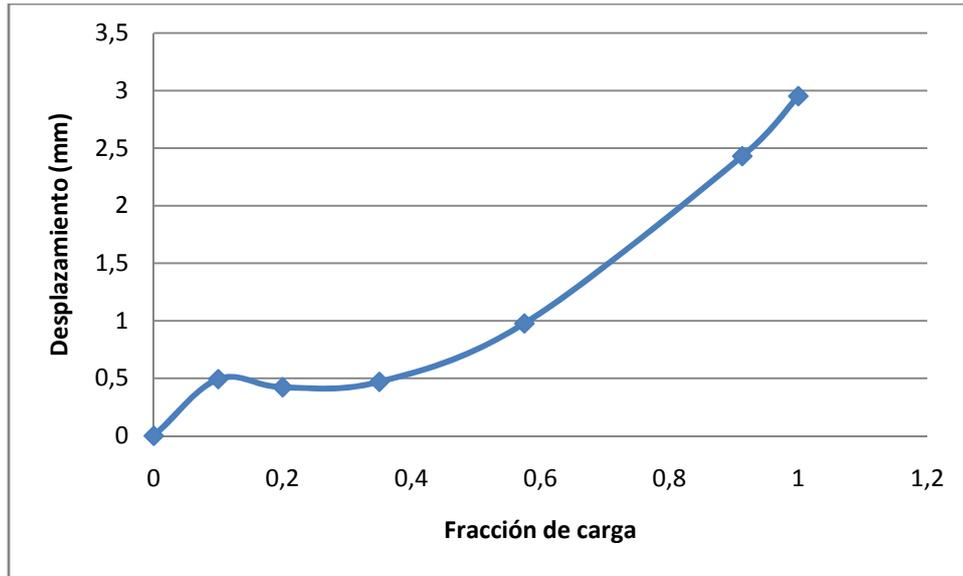


Figura 56. Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura

Debido a los contactos existentes en los dos extremos del conjunto, la tendencia del desplazamiento es no lineal. Los desplazamientos entre los fragmentos fracturados son superiores a 2 mm. Esto se debe a que el canal medular está muy labrado.

5.7.2.3. Distribución de tensiones

La interpretación en tensiones es similar al caso anterior, el clavo intramedular responde a las sollicitaciones de carga mientras que el fémur queda liberado de gran parte de las tensiones.

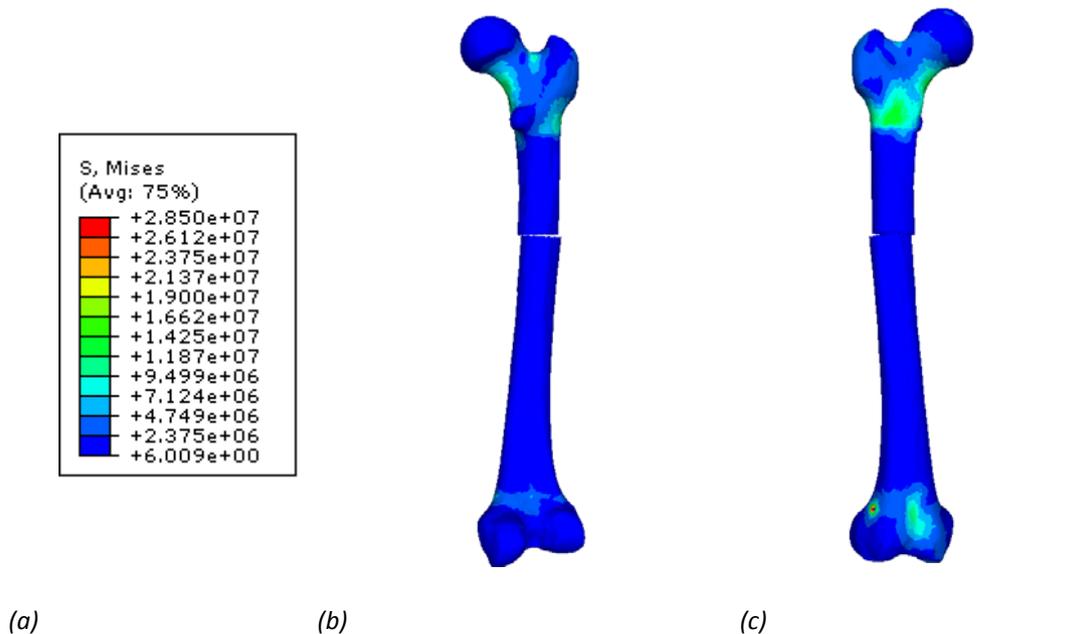


Figura 57. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

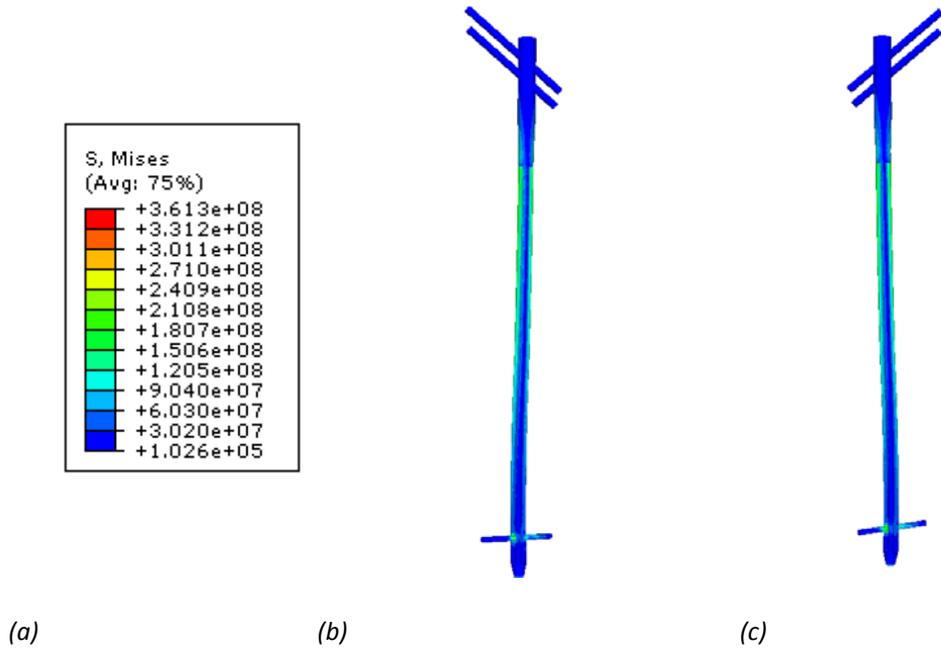


Figura 58. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

Como se puede observar en las siguientes imágenes, la cara exterior del clavo está sometida a tracción (Fig. 60) y la cara interior se encuentra comprimida (Fig. 62), al igual que ocurría en el caso anterior.

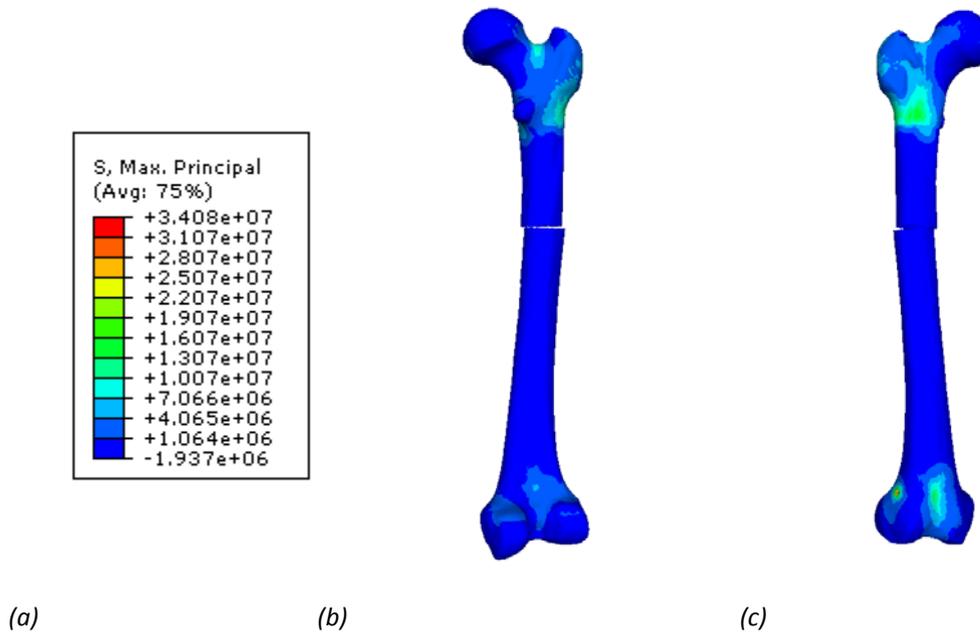


Figura 59. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

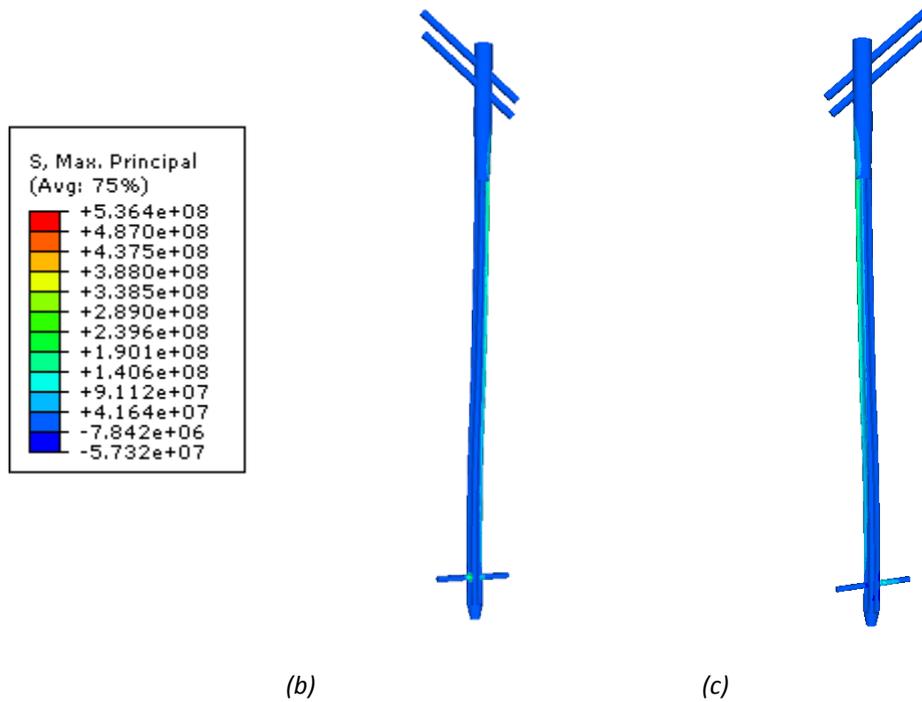


Figura 60. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

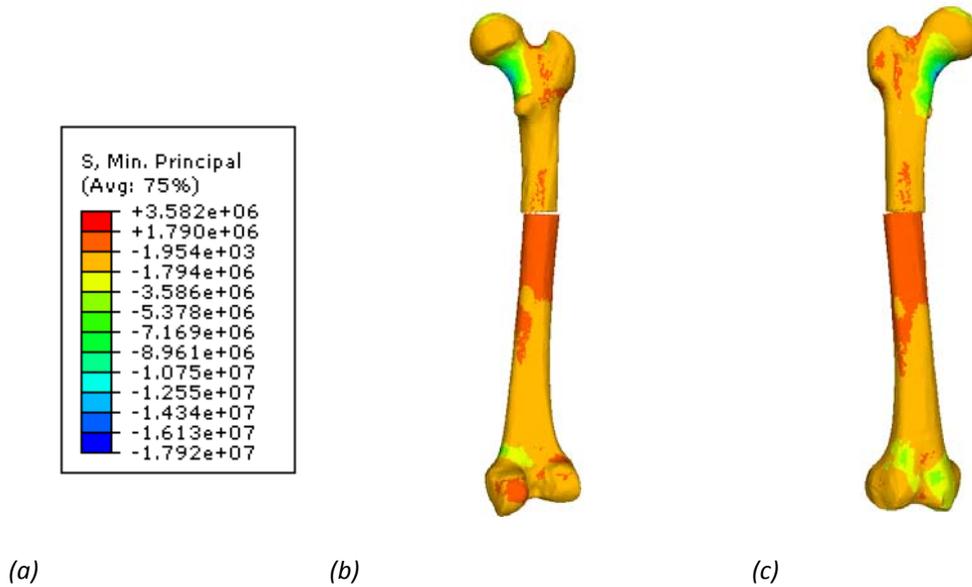


Figura 61. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

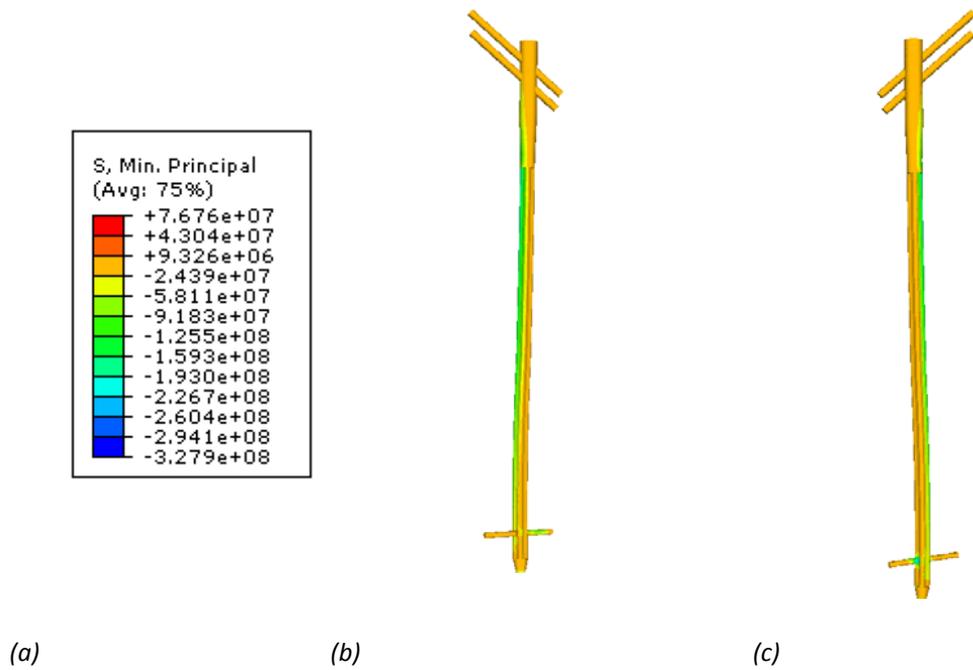


Figura 62. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

La tensión de Tresca muestra que la parte más solicitada por tensiones tangenciales se encuentra en la parte proximal y distal.

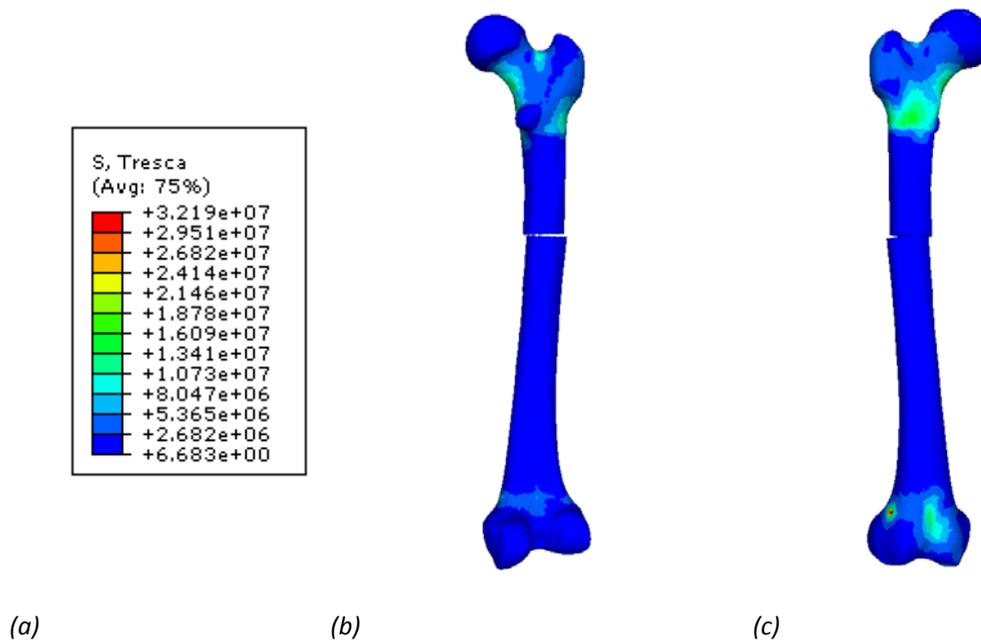


Figura 63. (a) Leyenda tensión Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

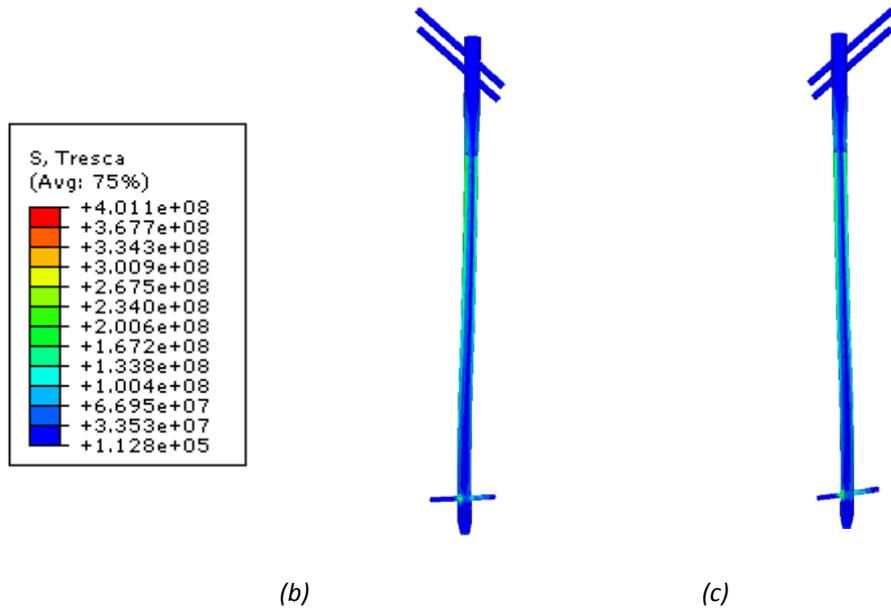


Figura 64 (a) Leyenda Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

5.7.3. Resultados fractura Tipo III. Fractura plana en la unión del tercio medio con el tercio inferior

5.7.3.1. Deformadas

En la figura 65 se muestra la deformada resultante, a la que se le ha aplicado un factor amplificación de 2.5.

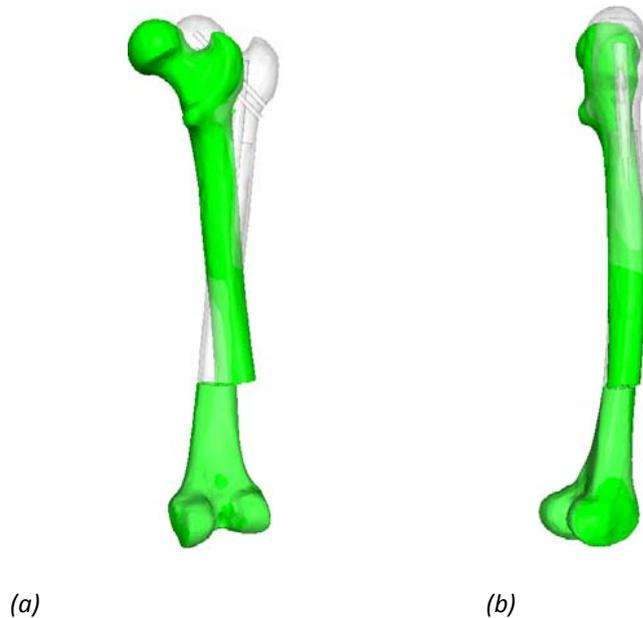


Figura 65 (a) Deformada plano frontal (b) Deformada plano sagital

5.7.3.2. Desplazamientos

En la figura 66 se puede observar que el máximo desplazamiento se produce en la parte superior de la rotura, mientras que en la zona inferior los desplazamientos son nulos debido a las condiciones apoyo de que se han aplicado en los cóndilos. Al igual que ocurría en los casos anteriores, podemos observar como los desplazamientos aumentan conforme nos acercamos al foco de la fractura.

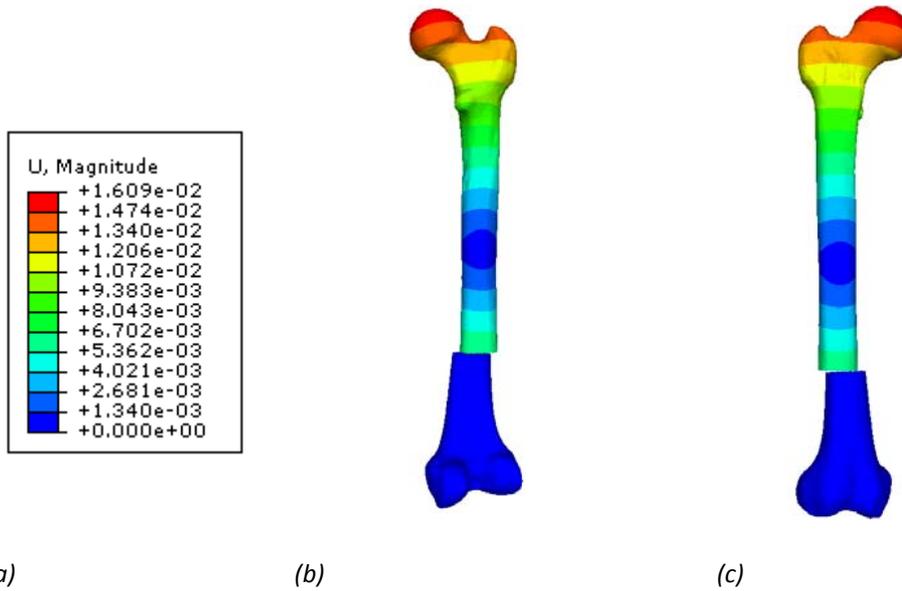


Figura 66. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

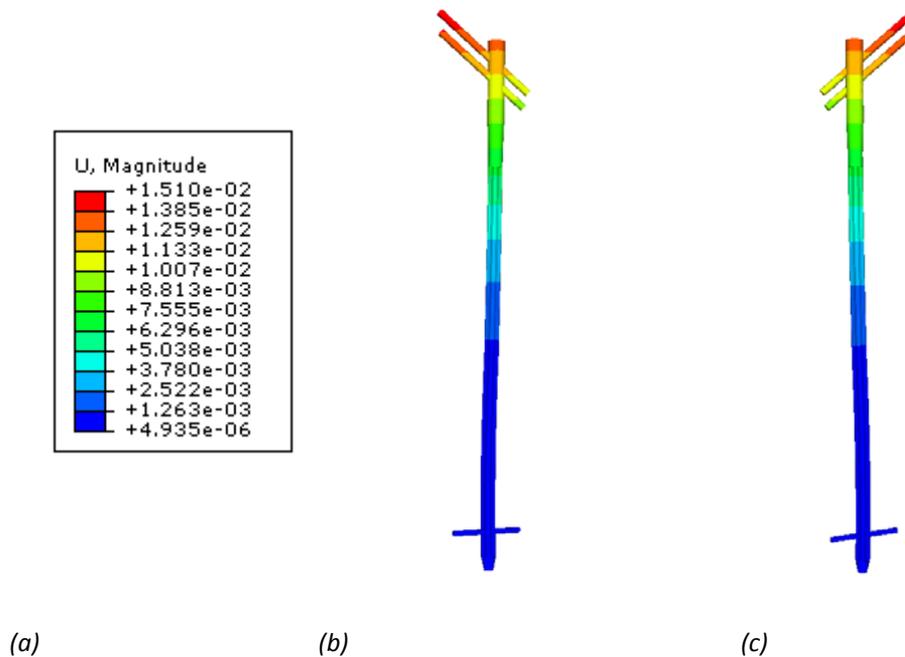


Figura 67. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

El desplazamiento lateral en el foco de esta fractura es aproximadamente de unos 6 mm. Se trata de un desplazamiento muy grande para que haya una buena consolidación del hueso. Esto se debe a que el alojamiento del clavo ha sido muy labrado y debería de ser más estrecho. Para ello, se ha simulado en I-DEAS con varios elementos tipo spring el hueso trabecular, reproduciendo una situación más recomendable en este tipo de fractura, que consiste en un mayor ajuste al canal intramedular con la pared cortical, bloqueando de esta forma gran parte del movimiento. A continuación, se muestran los resultados obtenidos con este modelo.

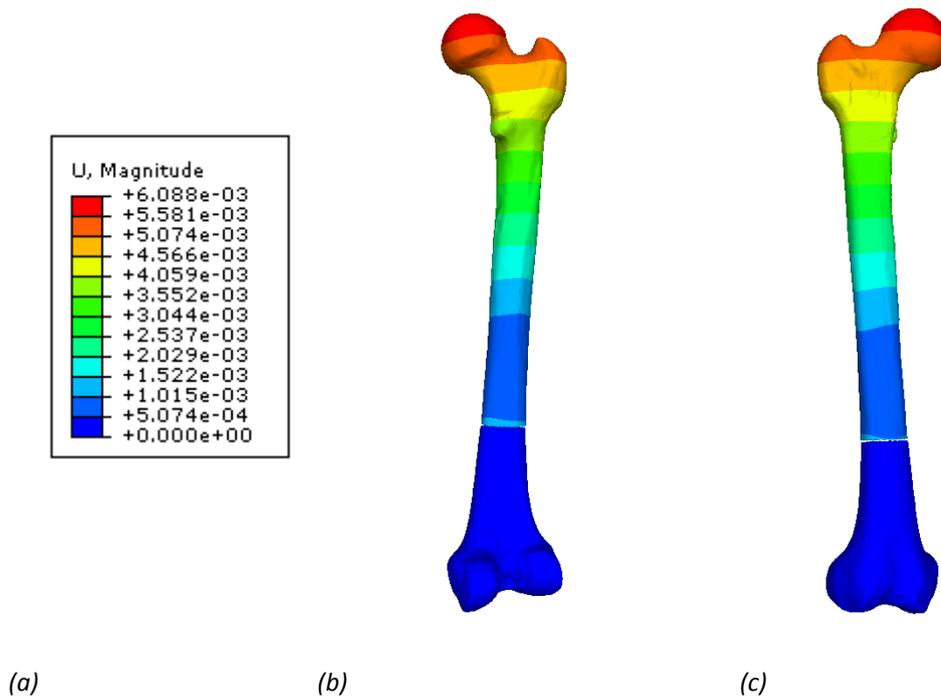


Figura 68. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

En la figura anterior, se ve como el desplazamiento lateral ha disminuido, llegando a ser de 1 mm.

5.7.3.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura

Para calcular el desplazamiento relativo en el foco de la fractura, se ha seguido el mismo procedimiento que en el caso anterior.

En esta fractura, se puede observar un desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga aumenta (Fig. 69). El foco de la fractura se encuentra en la zona de unión entre el tercio medio y el tercio inferior. Se observa un desplazamiento relativo entre nodos muy elevado.

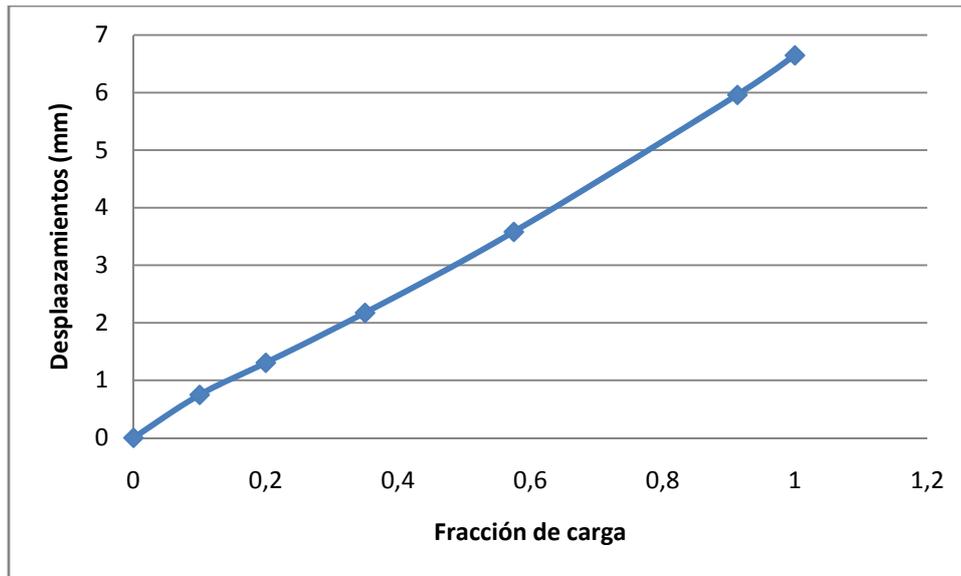


Figura 69. Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura

Como se puede observar en la gráfica anterior, los desplazamientos entre los fragmentos fracturados son superiores a 2 mm y la consolidación del hueso no será la adecuada.

Este gran desplazamiento, como se ha mencionado en el caso anterior, se debe a que el lugar donde se aloja el clavo está muy labrado. Por lo tanto, se ha calculado el desplazamiento relativo en el foco de fractura con la zona trabecular simulada. Como se puede observar en la figura 70 el desplazamiento relativo disminuye considerablemente.

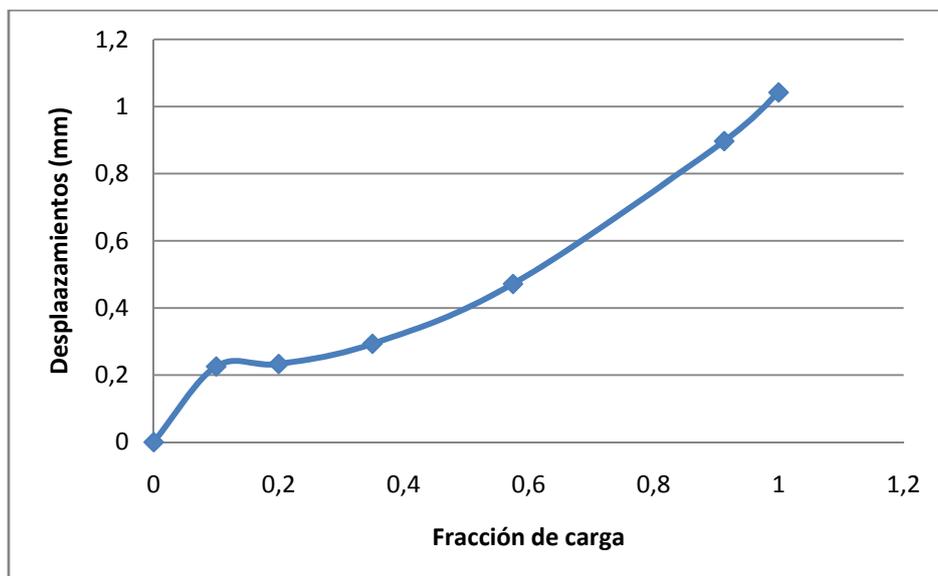


Figura 70. Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura

La tendencia del desplazamiento es no lineal. Como se puede observar en la gráfica, los desplazamientos entre fragmentos fracturados ha disminuido y la formación de callo óseo se verá favorecida.

Cabe destacar que si la simulación se realizará caracterizando el material trabecular en el resto de las fracturas realizadas, el desplazamiento relativo de los nodos de la fractura también resultaría menor que el obtenido, que supone una envolvente superior.

5.7.3.3. Distribución de tensiones

La tensión de Von Mises muestra como el fémur (Fig. 71) queda descargado de gran parte de las tensiones mientras que el clavo intramedular (Fig. 72) absorbe la sollicitación de las cargas.

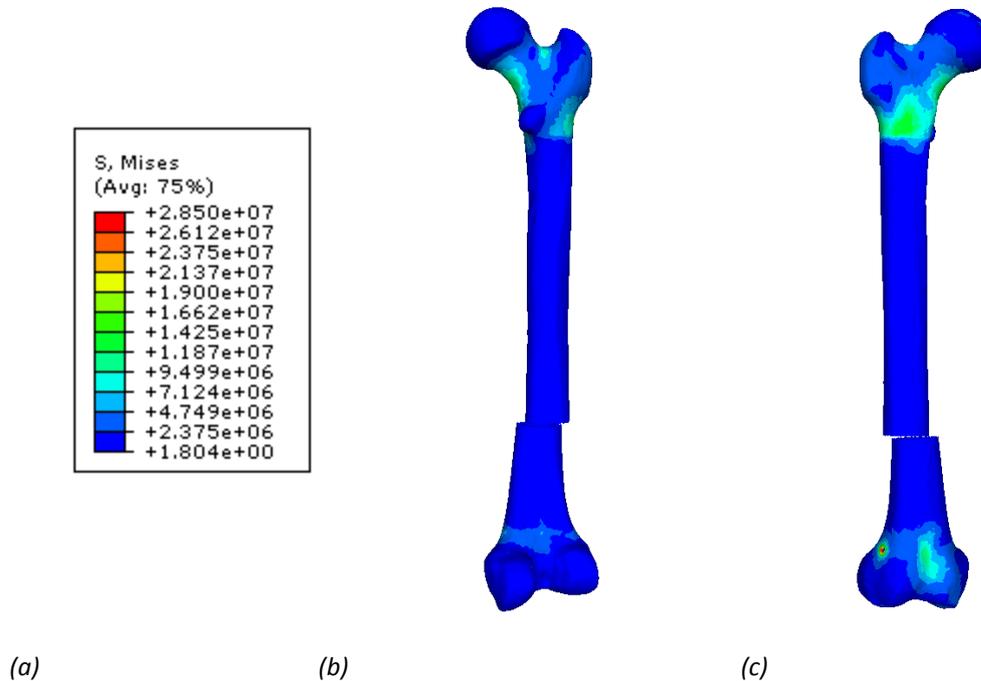


Figura 71. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

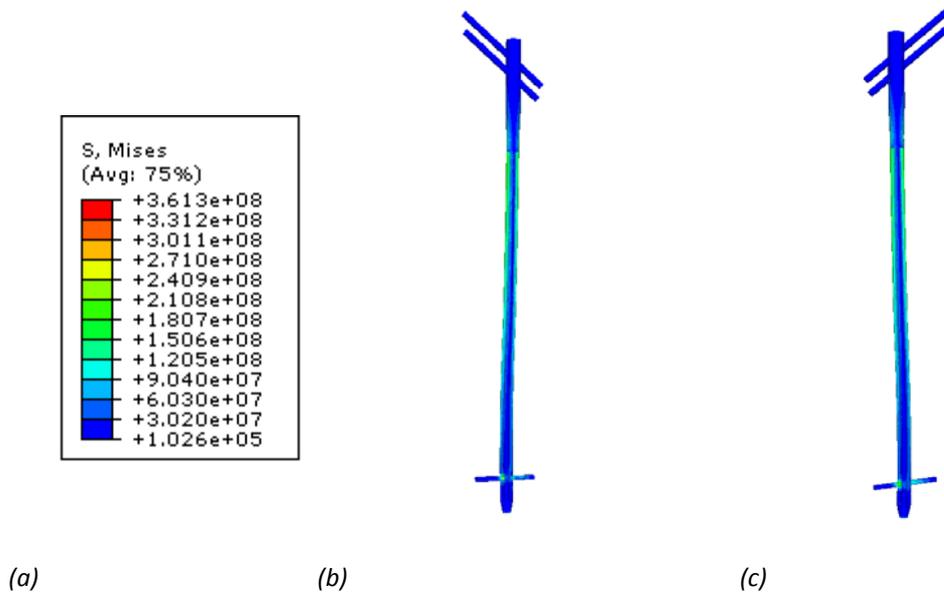


Figura 72. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

La tensión máxima principal muestra el clavo (Fig. 74) traccionado en la zona exterior del mismo.

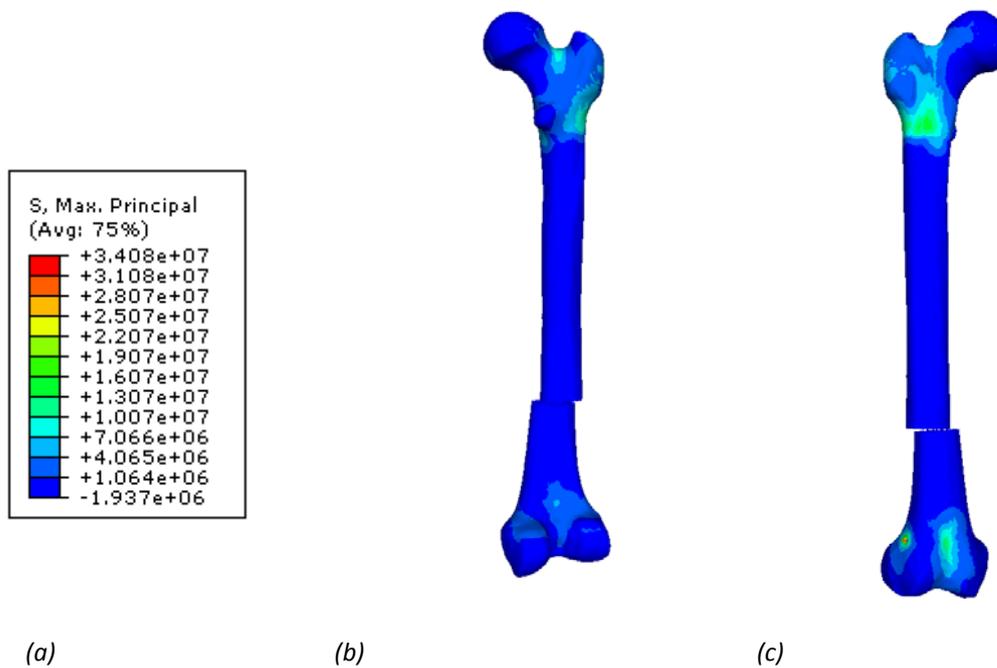


Figura 73. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

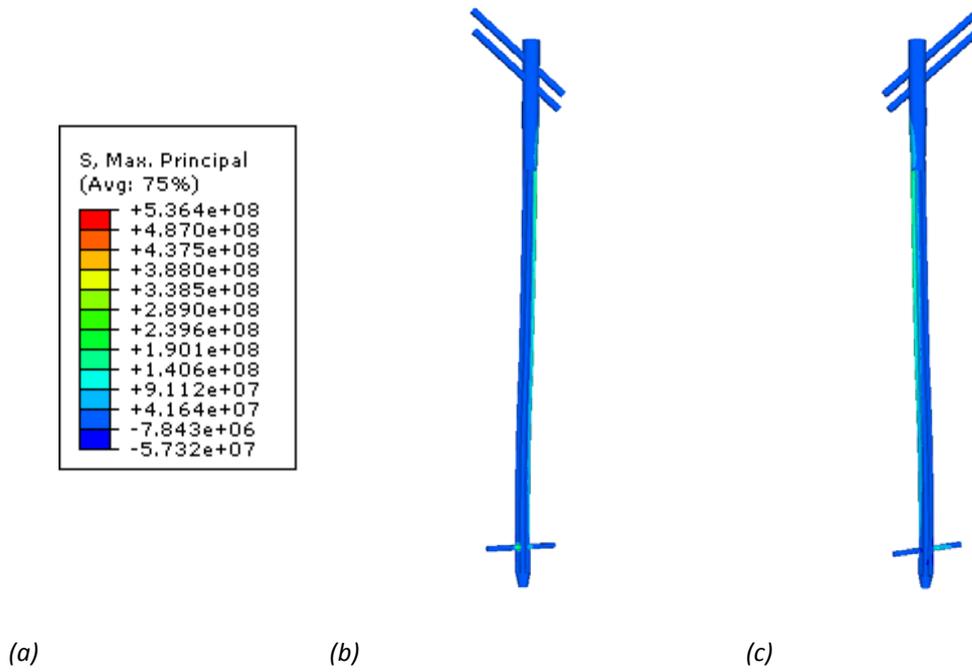


Figura 74. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

La tensión mínima principal muestra el clavo (Fig. 76) comprimido en la zona interior del mismo.

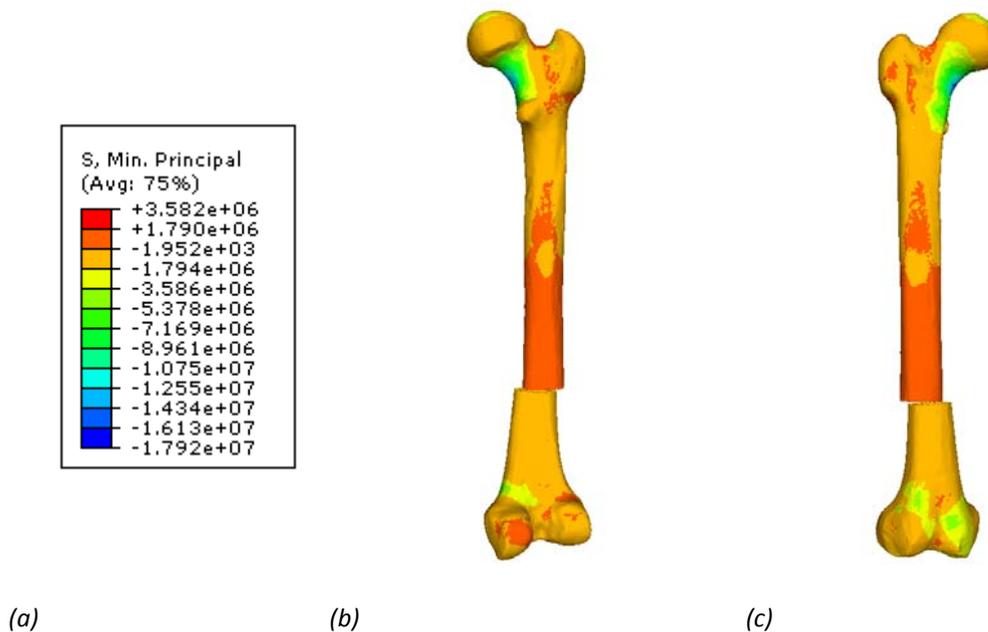


Figura 75. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

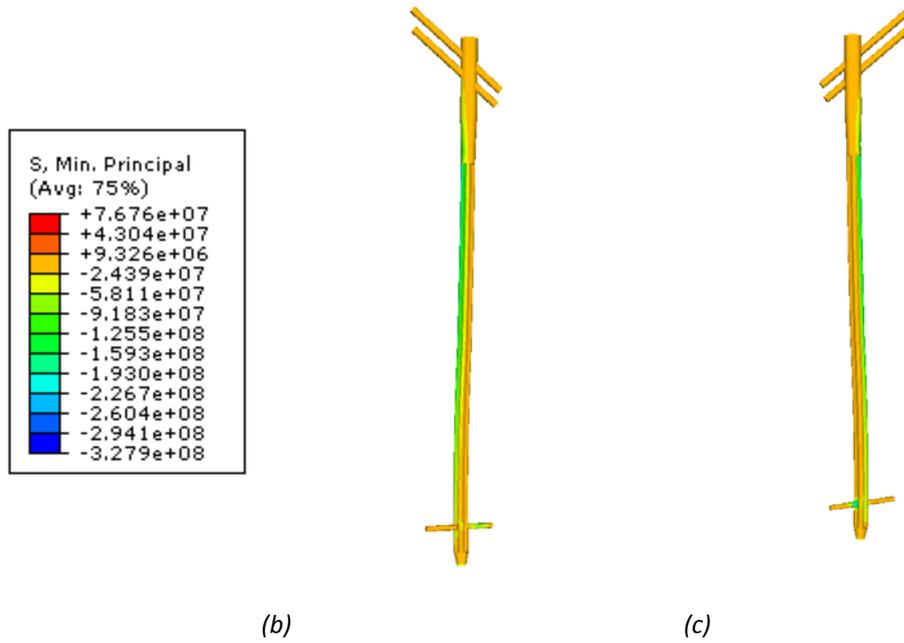


Figura 76. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

En las figuras 77 y 78, se pueden observar las tensiones tangenciales a las que están sometidos el fémur y el clavo, respectivamente.

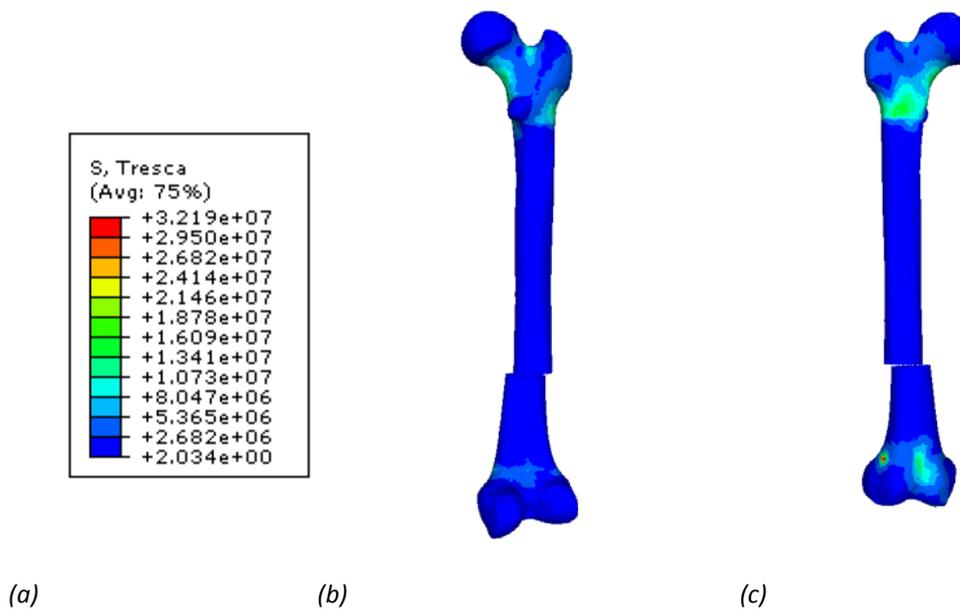


Figura 77. (a) Leyenda tensión Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

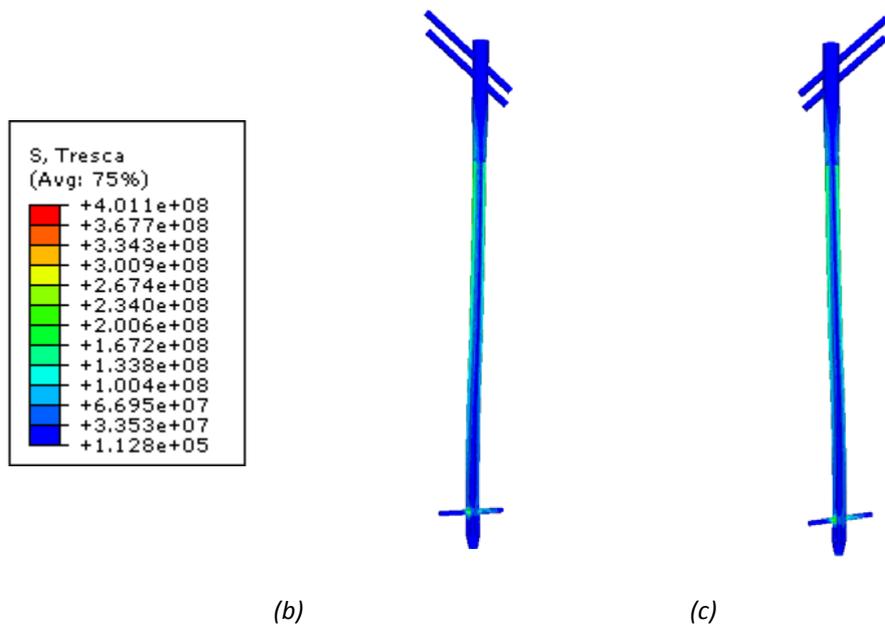


Figura 78. (a) Leyenda Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

5.7.4. Resultados fractura Tipo IV. Fractura oblicua-espiroidea

5.7.4.1. Deformadas

En la siguiente figura (Fig. 79) se muestran imágenes de la indeformada y deformada, amplificadas por un factor de 2.5.

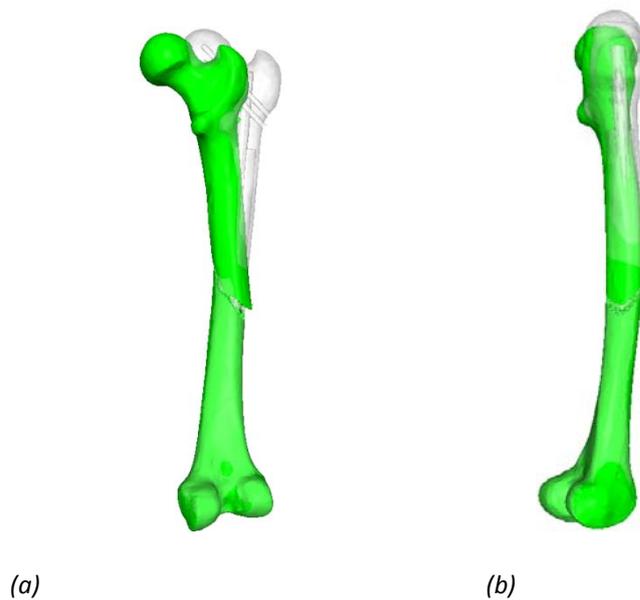


Figura 79. (a) Deformada plano frontal (b) Deformada plano sagital

5.7.4.2. Desplazamientos

Las figuras 80 y 81 se muestran los desplazamientos obtenidos del fémur implantado y del clavo, respectivamente. Al igual que en los casos anteriores, los desplazamientos se encuentran en la parte superior debido a que esta gira como sólido rígido y los desplazamientos aumentan conforme nos acercamos al foco de la fractura.

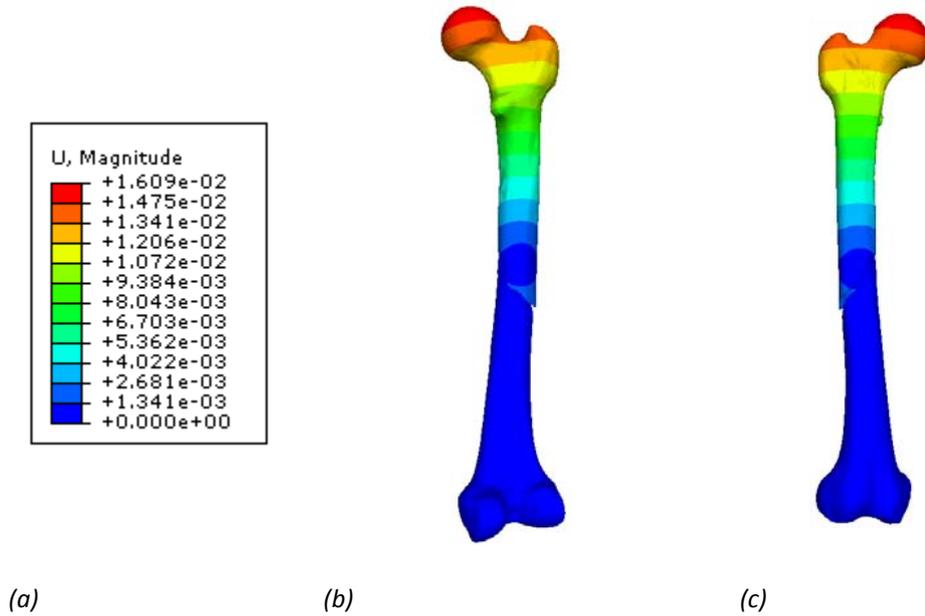


Figura 80. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

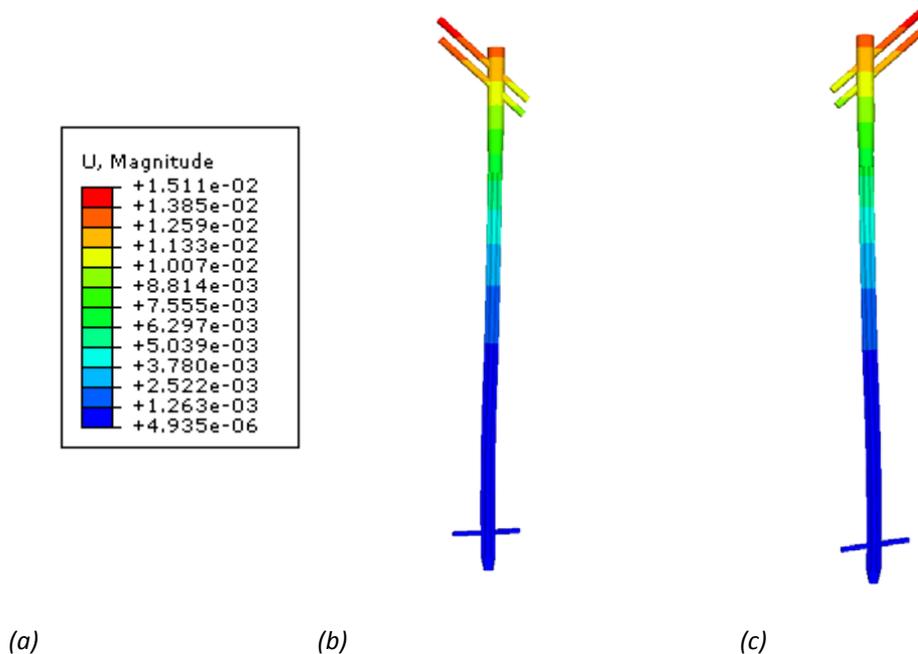


Figura 81. (a) Leyenda desplazamientos [m] (b) Desplazamientos cara anterior (c) Desplazamientos cara posterior

5.7.4.2.1. Desplazamiento relativo en el foco de fractura

Para calcular el desplazamiento relativo en el foco de la fractura, se ha seguido el mismo procedimiento que en el caso anterior.

En esta fractura, se puede observar un desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga aumenta (Fig. 82). El foco de la fractura se encuentra en la zona central.

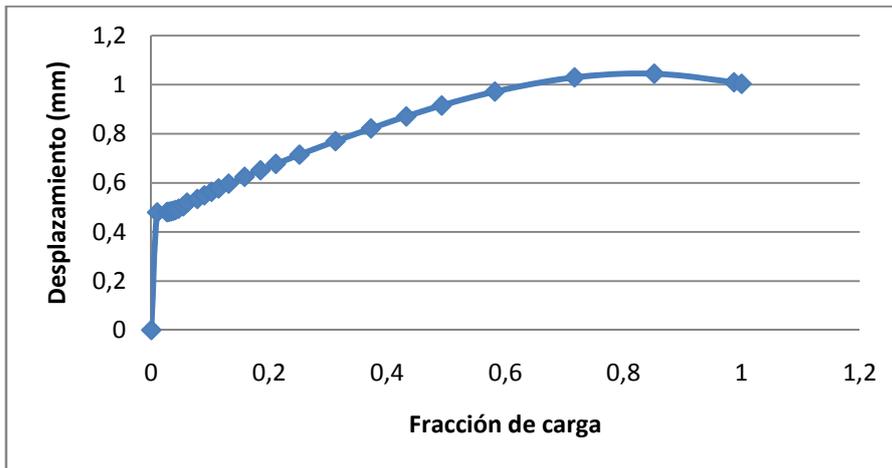


Figura 82. Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura

Debido a los contactos existentes en los dos extremos del conjunto, la tendencia del desplazamiento es no lineal. Los desplazamientos entre los fragmentos fracturados son inferiores a 2 mm.

5.7.4.3. Distribución de tensiones

En la figura 83 se puede ver como el hueso se encuentra libre de gran parte de las tensiones mientras que el clavo (Fig. 84) responde a la sollicitación de las cargas, tal y como ocurre en los casos anteriores.

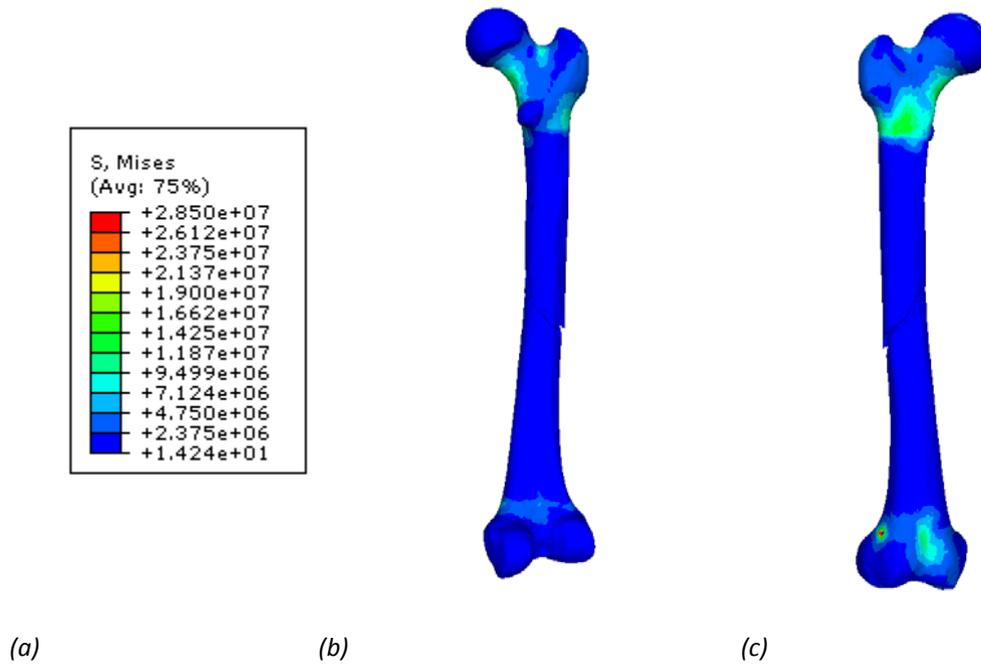


Figura 83. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

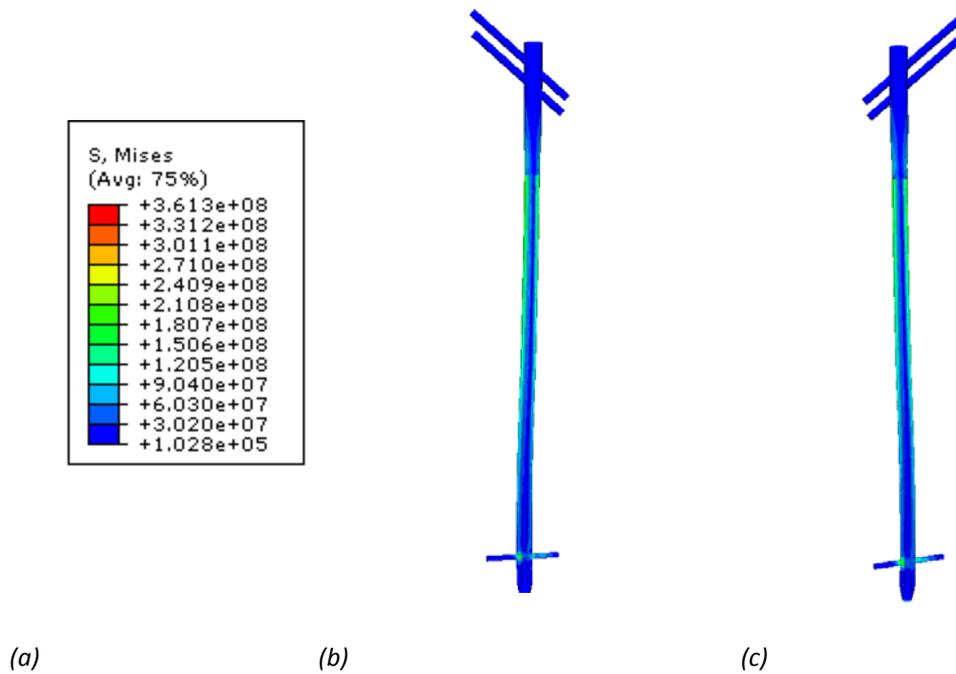


Figura 84. (a) Leyenda Von Mises [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

En la figura 86 se ve cómo se tracciona el clavo en la cara exterior.

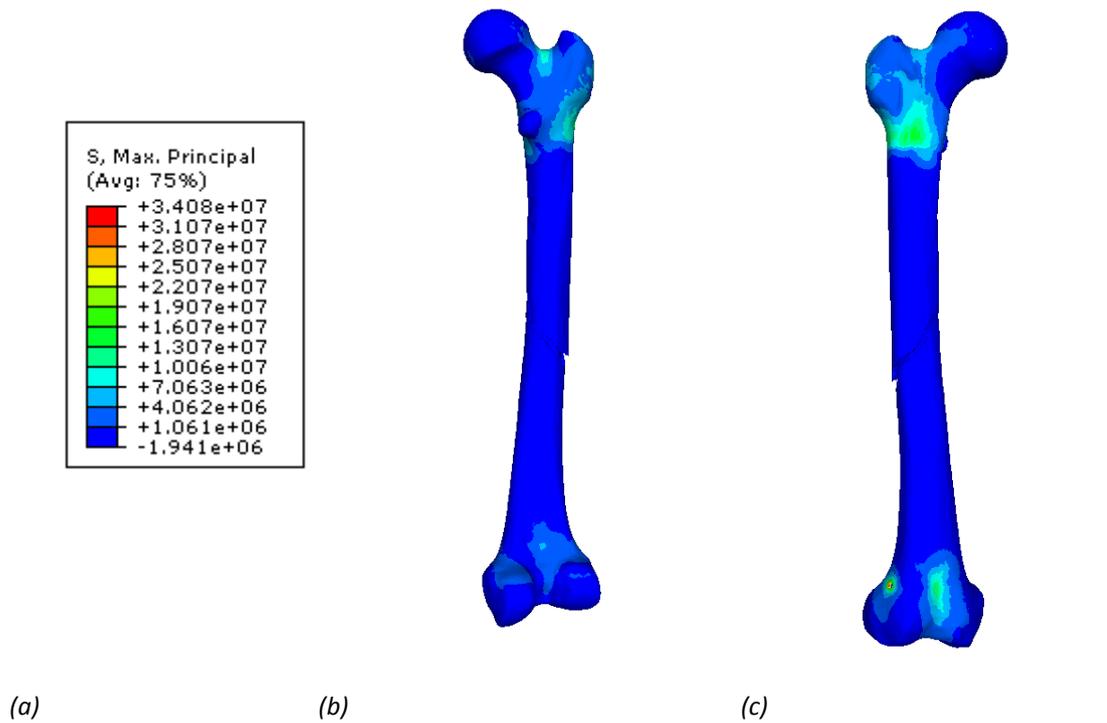


Figura 85. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

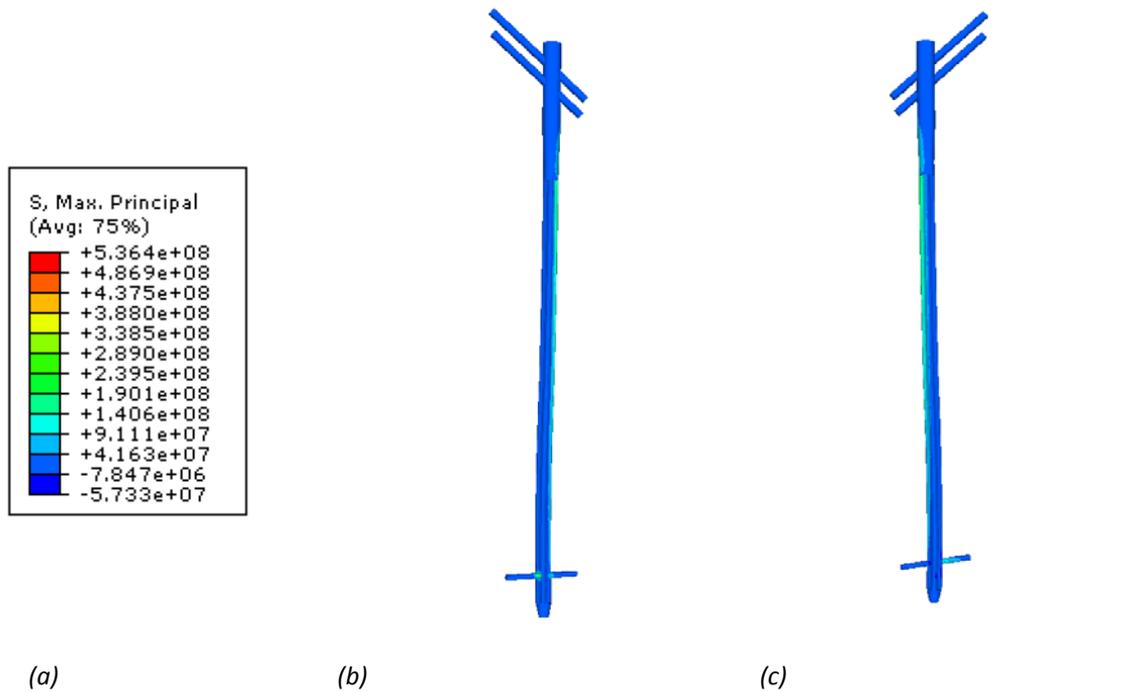


Figura 86. (a) Leyenda tensión máxima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

En la figura 88 se ve cómo se comprime el clavo en la cara interior.

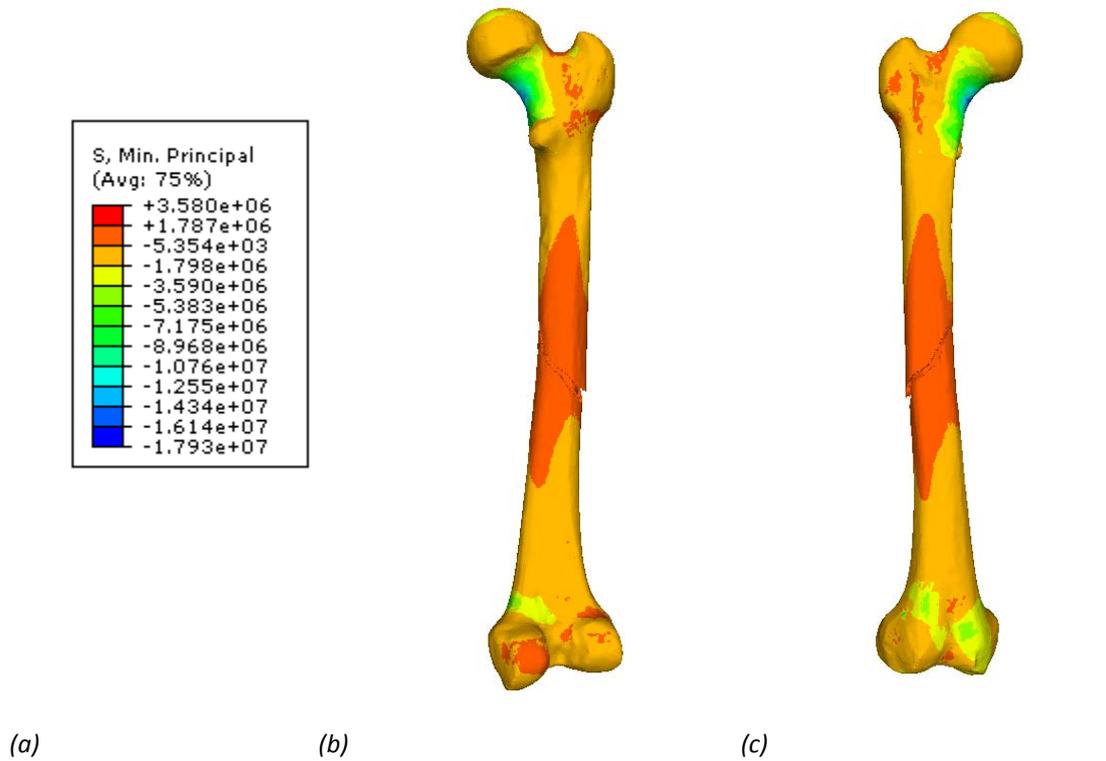


Figura 87. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

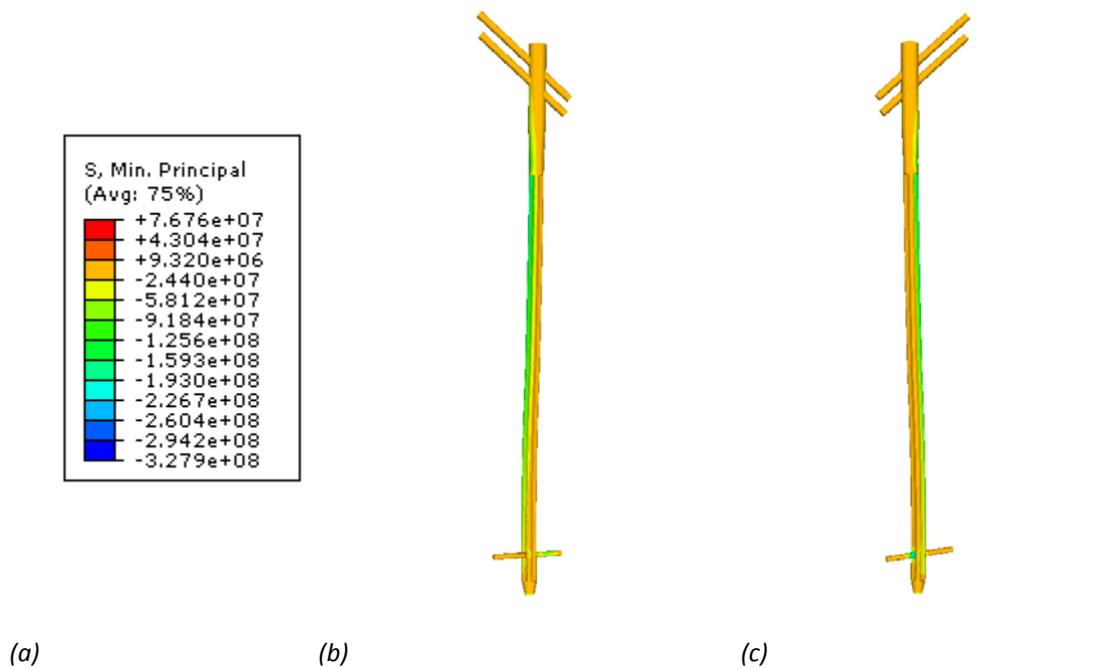


Figura 88. (a) Leyenda tensión mínima principal [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

Las tensiones tangenciales máximas aparecen en el cuello del fémur y en la parte inferior del mismo, como ocurre en los casos anteriores.

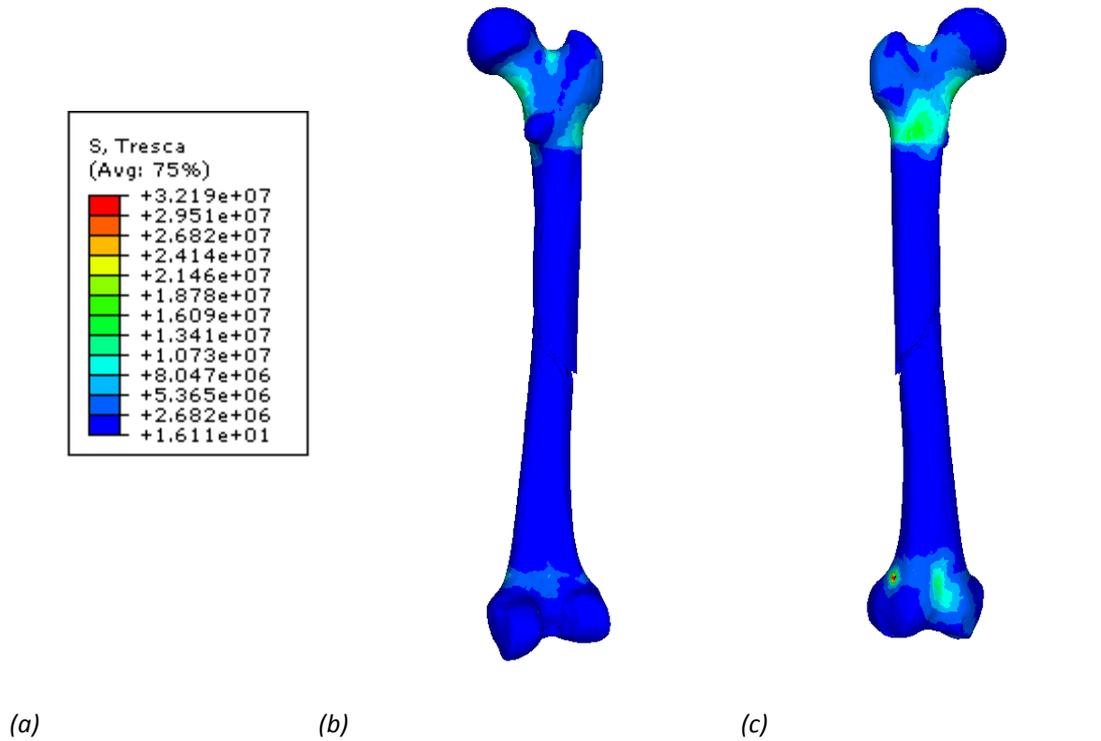


Figura 89. (a) Leyenda tensión Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

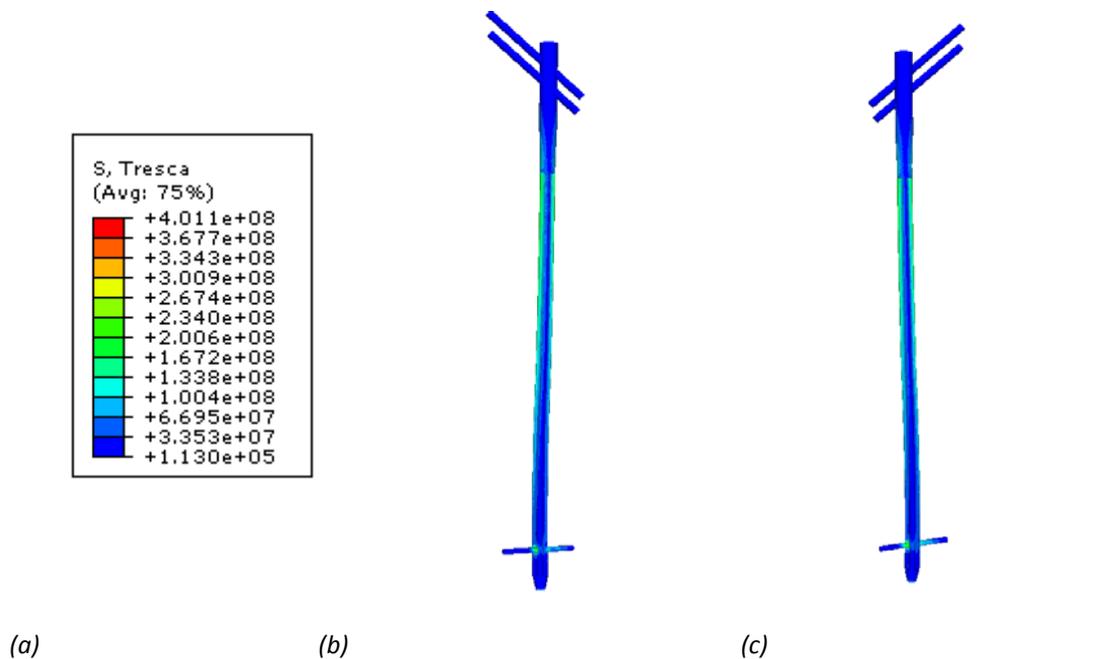


Figura 90. (a) Leyenda Tresca [Pa] (b) Tensiones cara anterior (c) Tensiones cara posterior

6. Conclusiones y futuros estudios

6.1. Conclusiones

La simulación mediante elementos finitos permite caracterizar los cambios biomecánicos que se producen en el fémur tras la implantación de un clavo intramedular y explicar los cambios biológicos sufridos en el hueso femoral como consecuencia de una fractura.

De este modo, este estudio permite un análisis comparativo entre un fémur sano y uno implantando como consecuencia de una fractura, así como una comparativa ante diferentes tipos de fractura.

Con este proyecto se demuestra que el fémur responde positivamente ante la implantación de un clavo intramedular y se comprueba que aparecen desplazamientos controlados en el foco de la fractura, lo que resulta beneficioso para la formación de callo óseo.

6.2. Futuros estudios

Con el modelo de elementos finitos que se ha desarrollado durante este proyecto se podrían realizar estudios que analizasen diferentes modelos de clavos intramedulares, en cuanto a material y geometría, así como diferentes técnicas de posicionamiento. Así mismo, se podrían estudiar otros métodos de osteosíntesis.

Actualmente, debido a los accidentes de tráfico existen numerosos tipos de fractura. Gracias al modelo de elementos finitos que se ha creado en este proyecto, se podrían simular estos tipos de fractura.

Para finalizar, se ha estudiado el fémur ante un único caso de carga por lo que se podría ampliar simulando el fémur ante otros procesos de carga habituales y así comprobar la funcionalidad del clavo intramedular.

Índice de figuras

FIG.	TÍTULO	PÁG.	REF.
1	Placa	6	[5]
2	Fijador externo	6	[5]
3	Enclavado intramedular	7	[5]
4a	Vista de fémur plano frontal	8	
4b	Vista de fémur plano sagital	8	
5	Tibia	9	
6	Fémur con fractura diafisal acoplado con un nuevo sistema intramedular	11	[10]
7a	Clavo intramedular	11	[10]
7b	Dispositivo	11	[10]
8	Cargas	12	[10]
9a	Fémur con clavo intramedular	12	[11]
9b	Fémur con placa	12	[11]
10	Fémur con fijador externo	13	[12]
11a	Fémur implantado	14	[13]
11b	Modelo de clavo	14	[13]
12	Cargas y condiciones de contorno	14	[13]
13	Clavo gamma	15	[14]
14	Cargas y condiciones de contorno	15	[14]
15	Superficie NURBS del fémur	17	
16	Diferenciación partes del fémur	18	
17	Reconstrucción del cortical	18	
18	Detalle de la malla	19	
19	Representación del ciclo de marcha	20	[18]
20	Condiciones de contorno en el tercio proximal	21	[17]
21	Cargas en la parte proximal	22	
22	Condiciones de contorno	22	
23a	Deformada plano frontal	23	
23b	Deformada plano sagital	23	
24a	Leyenda desplazamiento [m]	24	
24b	Desplazamientos cara anterior	24	
24c	Desplazamientos cara posterior	24	
25a	Leyenda Von Mises [Pa]	25	
25b	Tensiones cara anterior	25	
25c	Tensiones cara posterior	25	
26a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	25	
26b	Tensiones cara anterior	25	
26c	Tensiones cara posterior	25	
27a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	26	
27b	Tensiones cara anterior	26	

27c	Tensiones cara posterior	26	
28a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	26	
28b	Tensiones cara anterior	26	
28c	Tensiones cara posterior	26	
29	Clavo comercial	27	[19]
30	Modelo de clavo intramedular	28	
31	Modelo de conjunto clavo intramedular-tornillos de bloqueo	28	
32a	Punto de entrada del clavo intramedular	30	[20]
32b	Inserción del clavo intramedular	30	[20]
33a	Modelo EF fémur implantado	31	
33b	Corte longitudinal modelo EF fémur implantado	31	
34a	Fractura tipo I	32	
34b	Detalle fractura tipo I	32	
35a	Fractura tipo II	33	
35b	Detalle fractura tipo II	33	
36a	Fractura tipo III	34	
36b	Detalle fractura tipo III	34	
37a	Fractura tipo IV	35	
37b	Detalle fractura tipo IV	35	
38	Cargas en la parte proximal	36	
39	Condiciones de contorno	37	
40	Detalle contacto clavo intramedular-diáfisis femoral	38	
41a	Deformada plano frontal	39	
41b	Deformada plano sagital	39	
42a	Leyenda desplazamientos [m]	40	
42b	Desplazamientos cara anterior	40	
42c	Desplazamientos cara posterior	40	
43a	Leyenda desplazamientos [m]	40	
43b	Desplazamientos cara anterior	40	
43c	Desplazamientos cara posterior	40	
44	Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura	41	
45a	Leyenda Von Mises [Pa]	42	
45b	Tensiones cara anterior	42	
45c	Tensiones cara posterior	42	
46a	Leyenda Von Mises [Pa]	42	
46b	Tensiones cara anterior	42	
46c	Tensiones cara posterior	42	
47a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	43	
47b	Tensiones cara anterior	43	
47c	Tensiones cara posterior	43	
48a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	43	
48b	Tensiones cara anterior	43	
48c	Tensiones cara posterior	43	
49a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	44	

49b	Tensiones cara anterior	44	
49c	Tensiones cara posterior	44	
50a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	44	
50b	Tensiones cara anterior	44	
50c	Tensiones cara posterior	44	
51a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	45	
51b	Tensiones cara anterior	45	
51c	Tensiones cara posterior	45	
52a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	45	
52b	Tensiones cara anterior	45	
52c	Tensiones cara posterior	45	
53a	Deformada plano frontal	46	
53b	Deformada plano sagital	46	
54a	Leyenda desplazamientos [m]	47	
54b	Desplazamientos cara anterior	47	
54c	Desplazamientos cara posterior	47	
55a	Leyenda desplazamientos [m]	47	
55b	Desplazamientos cara anterior	47	
55c	Desplazamientos cara posterior	47	
56	Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura	48	
57a	Leyenda Von Mises [Pa]	48	
57b	Tensiones cara anterior	48	
57c	Tensiones cara posterior	48	
58a	Leyenda Von Mises [Pa]	49	
58b	Tensiones cara anterior	49	
58c	Tensiones cara posterior	49	
59a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	49	
59b	Tensiones cara anterior	49	
59c	Tensiones cara posterior	49	
60a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	50	
60b	Tensiones cara anterior	50	
60c	Tensiones cara posterior	50	
61a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	50	
61b	Tensiones cara anterior	50	
61c	Tensiones cara posterior	50	
62a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	51	
62b	Tensiones cara anterior	51	
62c	Tensiones cara posterior	51	
63a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	51	
63b	Tensiones cara anterior	51	
63c	Tensiones cara posterior	51	
64a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	52	
64b	Tensiones cara anterior	52	
64c	Tensiones cara posterior	52	

65a	Deformada plano frontal	52	
65b	Deformada plano sagital	52	
66a	Leyenda desplazamientos [m]	53	
66b	Desplazamientos cara anterior	53	
66c	Desplazamientos cara posterior	53	
67a	Leyenda desplazamientos [m]	53	
67b	Desplazamientos cara anterior	53	
67c	Desplazamientos cara posterior	53	
68a	Leyenda desplazamientos [m]	54	
68b	Desplazamientos cara anterior	54	
68c	Desplazamientos cara posterior	54	
69	Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura	55	
70	Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura	55	
71a	Leyenda Von Mises [Pa]	56	
71b	Tensiones cara anterior	56	
71c	Tensiones cara posterior	56	
72a	Leyenda Von Mises [Pa]	57	
72b	Tensiones cara anterior	57	
72c	Tensiones cara posterior	57	
73a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	57	
73b	Tensiones cara anterior	57	
73c	Tensiones cara posterior	57	
74a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	58	
74b	Tensiones cara anterior	58	
74c	Tensiones cara posterior	58	
75a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	58	
75b	Tensiones cara anterior	58	
75c	Tensiones cara posterior	58	
76a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	59	
76b	Tensiones cara anterior	59	
76c	Tensiones cara posterior	59	
77a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	59	
77b	Tensiones cara anterior	59	
77c	Tensiones cara posterior	59	
78a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	60	
78b	Tensiones cara anterior	60	
78c	Tensiones cara posterior	60	
79a	Deformada plano frontal	60	
79b	Deformada plano sagital	60	
80a	Leyenda desplazamientos [m]	61	
80b	Desplazamientos cara anterior	61	
80c	Desplazamientos cara posterior	61	
81a	Leyenda desplazamientos [m]	61	
81b	Desplazamientos cara anterior	61	

81c	Desplazamientos cara posterior	61	
82	Desplazamiento relativo de nodos del foco de fractura	62	
83a	Leyenda Von Mises [Pa]	63	
83b	Tensiones cara anterior	63	
83c	Tensiones cara posterior	63	
84a	Leyenda Von Mises [Pa]	63	
84b	Tensiones cara anterior	63	
84c	Tensiones cara posterior	63	
85a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	64	
85b	Tensiones cara anterior	64	
85c	Tensiones cara posterior	64	
86a	Leyenda tensión máxima principal [Pa]	64	
86b	Tensiones cara anterior	64	
86c	Tensiones cara posterior	64	
87a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	65	
87b	Tensiones cara anterior	65	
87c	Tensiones cara posterior	65	
88a	Leyenda tensión mínima principal [Pa]	65	
88b	Tensiones cara anterior	65	
88c	Tensiones cara posterior	65	
89a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	66	
89b	Tensiones cara anterior	66	
89c	Tensiones cara posterior	66	
90a	Leyenda tensión Tresca [Pa]	66	
90b	Tensiones cara anterior	66	
90c	Tensiones cara posterior	66	

Índice de tablas

TABLA	TÍTULO	PÁG.	REF.
1	Propiedades mecánicas del hueso	20	[17]
2	Propiedades mecánicas del titanio	28	[17]
3	Propiedades mecánicas del conjunto	36	[17]

Bibliografía

[1]http://escuela.med.puc.cl/publ/OrtopediaTraumatologia/Trau_Secc01/Trau_Sec01_39.html

[2]http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v19n1/pag02_03_con.html

[3] W Bucholz, R. Fractures in adults. Volumen I. Editorial RockWood & Green's.

[4]<http://www.medynet.com/usuarios/jraguilar/Manual%20de%20urgencias%20y%20Emergencias/fractgen.pdf>

[5] Lucas Cadenas, P. Manual de osteosíntesis. Editorial Masson.

[6]http://escuela.med.puc.cl/publ/OrtopediaTraumatologia/Trau_Secc01/Trau_Sec01_39.html

[7] <http://web.jbjs.org.uk/cgi/reprint/82-B/3/336>

[8] Dr. Daniel Hernández Vaquero. Biomecánica de la osteosíntesis. Nuevas tecnologías y biomateriales en cirugía ortopédica, Jaca, 2011.

[9] Dra. Elena Ibarz Montaner. Simulación del comportamiento de prótesis e implantes. Nuevas tecnologías y biomateriales en cirugía ortopédica, Jaca, 2011.

[10] Gerónimo A. Velásquez Mejías, César González, Miguel Cerrolaza. Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantéricas del fémur. 2002.

[11] M. Charles-Harris. D. Lacroix. I. Proubasta. J. A- Planell. Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos. Biomecánica, 12(1), pp. 64-70. 2004.

[12] Dr. Estrada Cingualbres R., Dr. Vargas Marrero E., Dr. Gómez García E., Ing. Bosh Cabrera J., Ing. Quintero Alvarez G. Análisis por elementos finitos de fijador externo para la consolidación de fractura de cuello de fémur. 2007.

[13] Sowmianarayanan.S, A.Chandrasekaran, R.Krishnakumar. Finite Element Analysis of Proximal Femur Nail for Subtrochanteric Fractured Femur.

[14] B. Seral, J. M. García, J. Cegoñino, M. Doblaré, F. Seral. Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma and PFN. Injury, Int. J. Care Injured (2004) 35, 130—135.

[15] I-DEAS, web site, <http://www.ugs.com/>, 2007.

[16] ABAQUS, web site, <http://www.abaqus.com/>, 2007

[17] Antonio Herrera, Juan J. Panisello, Elena Ibarz, Jose Cegoñino, José A. Puértolas, Luis Gracia. Long-term study of bone remodelling after femoral stem: A comparison between dexa and finite element simulation. *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 3615–3625.

[18]http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf

[19] Catálogo Zimmer. M/DN Femoral/Reconstruction Nails, complete femoral nail set.

[20] Catálogo Surgical Technique. Synthes. Antegrade femoral nail (AFN).

ANEXO I: Tratamiento de imágenes

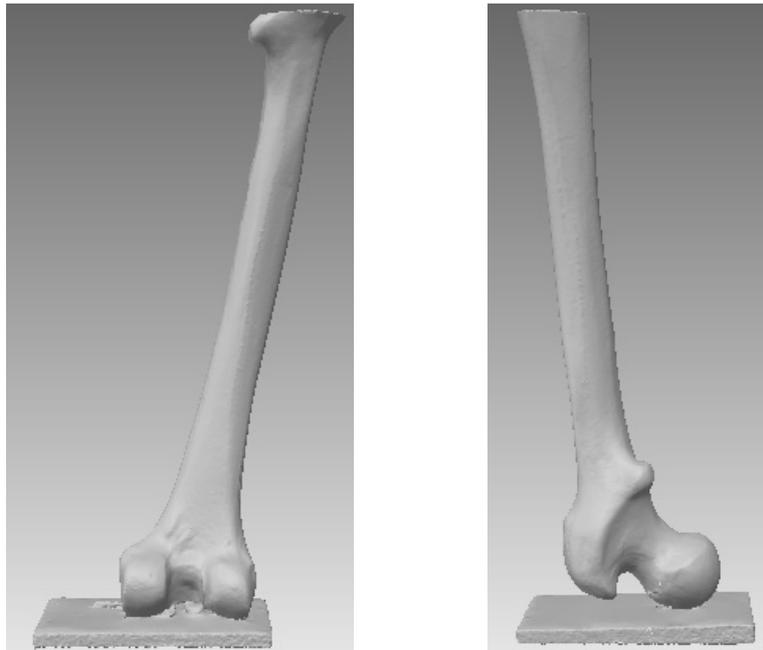
Para la reproducción geométrica del fémur, se partió de un modelo anatómico de un fémur correspondiente a una persona adulta. Este se escaneó mediante un escáner láser tridimensional, marca Roland PIZCA modelo LPX-250 (Fig. 1), realizando un escaneo de 6 planos con un paso de 1 mm. Se obtuvo una nube de puntos que permitió aproximar la geometría básica del fémur. El hueso tenía una altura de 455 mm y la altura de escaneo tenía una limitación de 400 mm., por ello se escaneó el hueso femoral en dos partes. Para mantener el hueso en posición vertical se colocó en un pedestal.



Figura 1. Escáner

Una vez que se obtuvieron ambas imágenes, se procesaron con el programa Dr. Pizca donde se les ha eliminado el ruido. A continuación, se exportaron con formato .pix a un programa de tratamiento de imágenes, Pixform.

En primer lugar, se eliminó el pedestal (Fig. 2), que mantenía en posición vertical el modelo, y las posibles irregularidades que se habían creado durante el escaneo entre el hueso y el pedestal, para evitar distorsiones en el fémur. Las zonas que fueron borradas se seleccionaron manualmente.

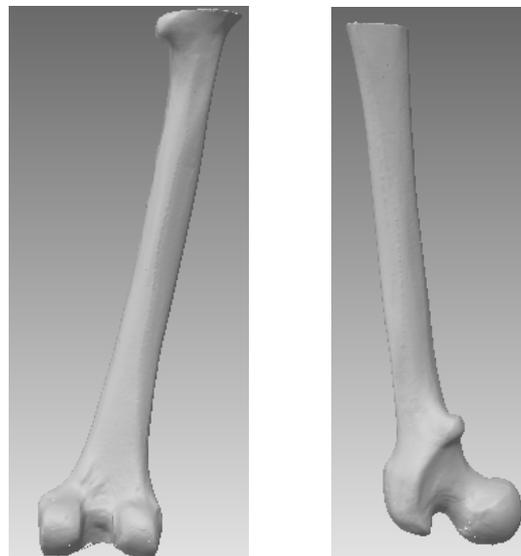


(a)

(b)

Figura 2. (a) Vista con peana parte inferior fémur (b) Vista con peana parte inferior fémur

A continuación, las superficies innecesarias fueron eliminadas. La figura 3 muestra las partes del hueso femoral sin pedestal. El proceso descrito hasta ahora, se siguió para ambas partes del fémur.



(a)

(b)

Figura 3. (a) Vista sin peana parte inferior fémur (b) Vista sin peana parte inferior fémur

Una vez que se habían eliminado las imperfecciones, se procedió a fusionar las mallas. Para ello, se aproximó una parte a la otra en la posición correspondiente. Ahora que se tenían las mallas en la posición adecuada se procedió al fusionado de la misma, creando una sola malla (Fig. 4).



Figura 4. Malla fusionada

Posteriormente, se localizaron automáticamente las superficies anómalas. Una vez seleccionadas, fueron eliminadas y se comprobó que no existían más superficies de este tipo. A continuación, se procedió a cerrar los agujeros (Fig. 5) y para ello, se utilizaron varios procedimientos debido a la existencia de diferentes tipos de agujeros.



Figura 5. Agujeros

Para cerrar el primer tipo de agujero consiste en buscar de manera automática los agujeros más pequeños, para su posterior rellenado.

En el otro tipo de agujero es más grande que el anterior, se debe seleccionar manualmente el hueco y el programa lo rellenará.

El último tipo de agujero, se trata de agujeros complejos, que no pueden ser cerrados con los métodos explicados anteriormente. Se debe borrar la zona conflictiva, buscar automáticamente el hueco y por último el programa lo rellenará.

Una vez que se han rellenado los agujeros se debe comprobar que no existen superficies anómalas. En caso de que existan, se deben borrar y cerrar los huecos con el método anteriormente descrito.

A continuación, en la figura 6 se puede ver el fémur tras haberlo sometido a este proceso.



Figura 6. Fémur

Para finalizar, se exportó el archivo con extensión .igs para crear el modelo de elementos finitos.

Anexo II: I-DEAS

En el programa de tratamiento de imágenes, Pixform, se generó una superficie NURBS (Fig. 1) que posteriormente fue exportada con formato .igs para crear un modelo de elementos finitos en I-DEAS. La superficie creada era un modelo geométrico del hueso femoral que corresponde a la superficie exterior del fémur.

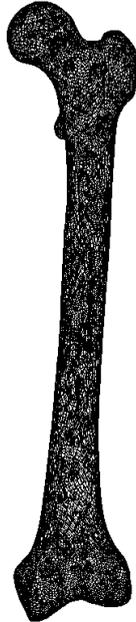


Figura 1. Superficie NURBS del fémur

La primera operación que se realizó en I-DEAS fue orientar el fémur con respecto a los ejes xyz. A continuación, se dividió el modelo en tres zonas: superior, media e inferior (Fig. 2).



Figura 2. Diferenciación partes del fémur

Se decidió reconstruir la zona medial por dos razones: para conseguir un buen mallado y para obtener la separación de los distintos materiales de los que se compone (cortical y canal medular). Para ello, se dividió en secciones cada 5 mm (Fig. 3), para conseguir una buena reconstrucción, y en cada una de ellas se dibujó un spline, que se correspondía con la superficie del hueso, a partir de puntos seleccionados manualmente.



Figura 3. Splines para reconstrucción del medial

Una vez concluido el procedimiento, se dió un espesor de 3 mm a la zona cortical y para terminar con la reconstrucción de la zona medial, se generó un volumen con las secciones anteriores (Fig. 4).



Figura 4. Reconstrucción cortical

Una vez que se obtuvo la geometría deseada, se realizó un mallado automático con elementos shell, con un tamaño de 1.5 mm, de cada una de las zonas. Posteriormente, como no existía coincidencia entre los nodos de la parte superior con el medial y entre los nodos de la parte inferior con el medial (Fig. 5) se hicieron coincidir con un modificado manual de la malla. Una vez que los nodos fueron coincidentes, se transformó la malla superficial a una malla tridimensional.

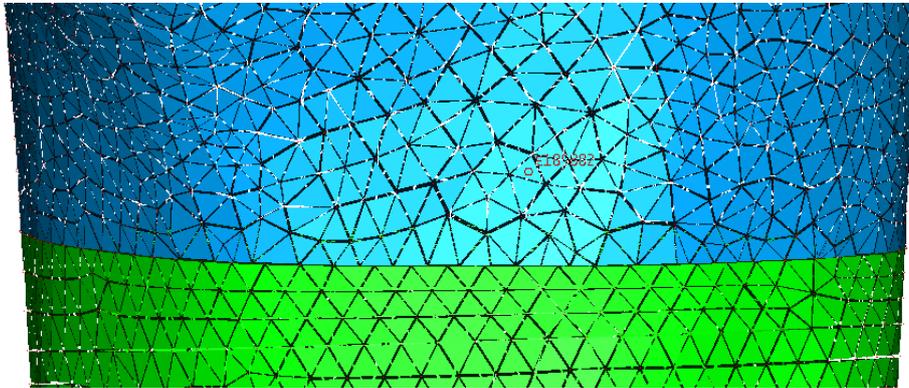


Figura 5. Detalle no coincidencia de nodos

Tras la obtención de la malla tridimensional, se procedió a la distinción de los distintos materiales. Para ello, se crearon dos grupos, cortical y trabecular, con los elementos que componen cada zona ósea. Para el grupo cortical en la parte proximal, se han seleccionado los elementos y nodos de la superficie y en la zona cercana al medial se han seleccionado los elementos relacionados con los elementos de la superficie, para crear una zona de transición entre la zona medial y zona superior. Este procedimiento se repitió en la cabeza inferior y los elementos de la zona central fueron considerados hueso cortical. Para diferenciar estos elementos del resto se les ha modificado el color. Los elementos del hueso trabecular fueron obtenidos como diferencia de los elementos del hueso cortical y el resto de los elementos del modelo. La figura 6 muestra el modelo de elementos finitos.

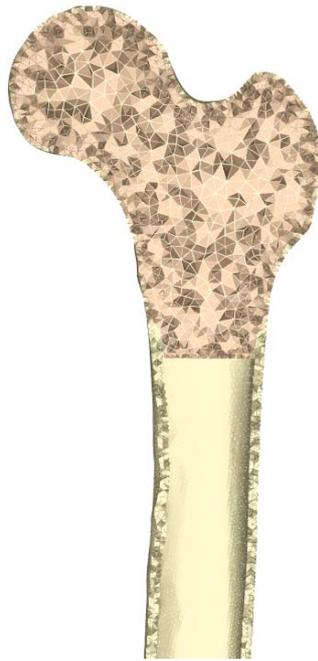


Figura 6. Detalle de la malla

El siguiente paso fue la introducción de las cargas y condiciones de contorno. Se seleccionó un grupo de nodos en la cabeza femoral, el trocánter mayor y los cóndilos. A continuación, se introdujo la carga (Fig. 7(a)) en la cabeza femoral y en el trocánter mayor y a los cóndilos (Fig. 7(b)) se le impidieron los giros y los desplazamientos.

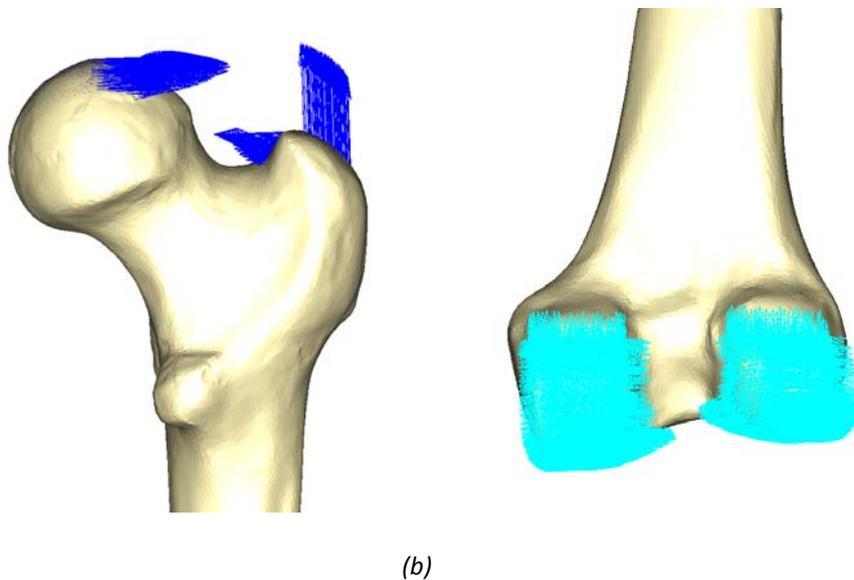


Figura 7. (a) Cargas (b) Condiciones de contorno

Tras obtener el modelo de elementos finitos del fémur sano se procedió a la obtención del modelo del hueso femoral implantado. En primer lugar se creó el conjunto clavo-tornillos (Fig. 8). A continuación, se posicionó el conjunto respecto del hueso,

colocándolo en la posición deseada, y las zonas donde el fémur se superponía con el conjunto fueron eliminadas.



Figura 8. Modelo de conjunto clavo intramedular-tornillos de bloqueo

Una vez que se obtuvo la geometría deseada, el procedimiento seguido para conseguir un mallado tridimensional del modelo fue el mismo que para el caso del fémur sano. El conjunto clavo-tornillos fue mallado de modo automático con un tamaño de elemento de 1 mm. La figura 9 muestra el modelo de elementos finitos del hueso femoral implantado.

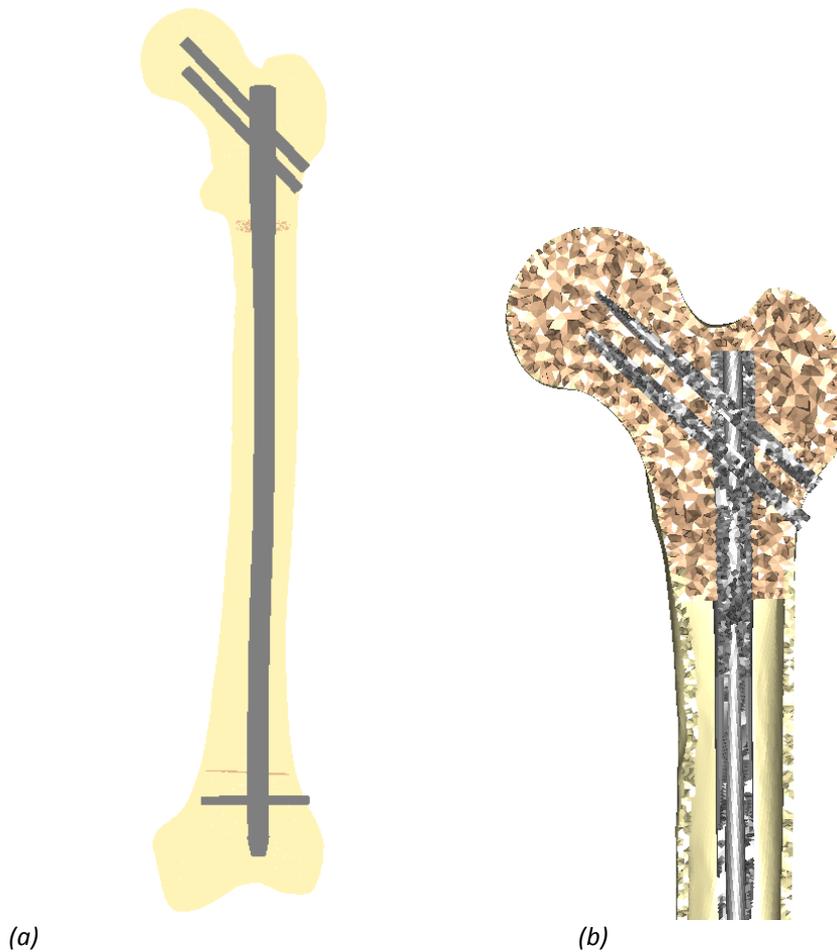


Figura 9. (a)Modelo EF fémur implantado (b) Corte longitudinal modelo EF fémur implantado

El método seguido para la distinción de materiales también fue el mismo que en el caso de fémur sano. Para los elementos del conjunto clavo-tornillos no fue necesario crear ningún grupo debido a que se componen de un único material, titanio.

Cada una de las fracturas tipo fue generada eliminando los elementos necesarios del modelo. En la figura 10 aparece un ejemplo de fractura.

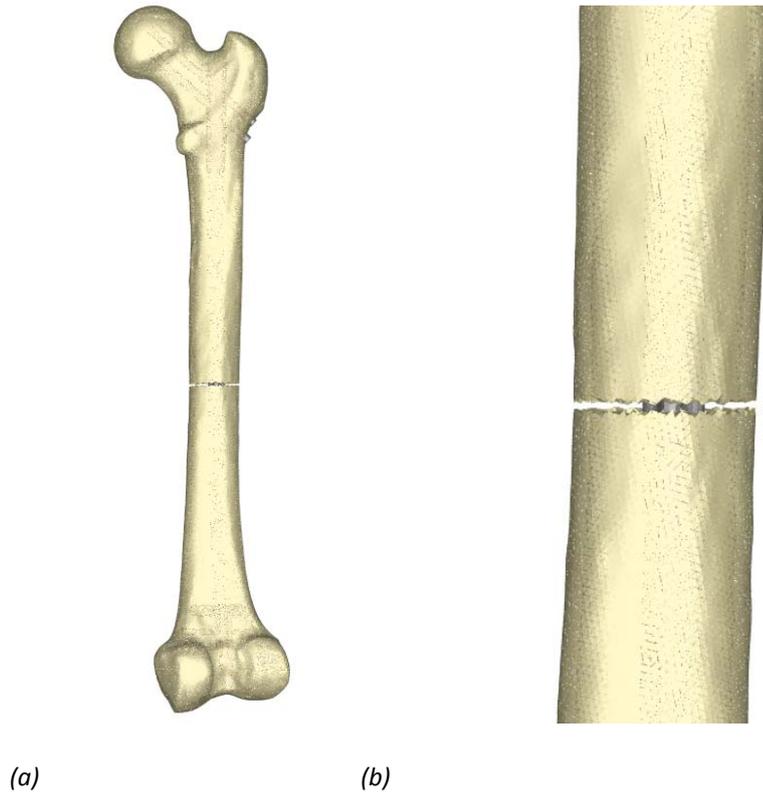


Figura X. (a) Fractura (b) Detalle fractura

Por último, las cargas fueron introducidas con el mismo procedimiento que se siguió en el modelo de fémur sano. La figura 11 muestra las cargas y condiciones de contorno.

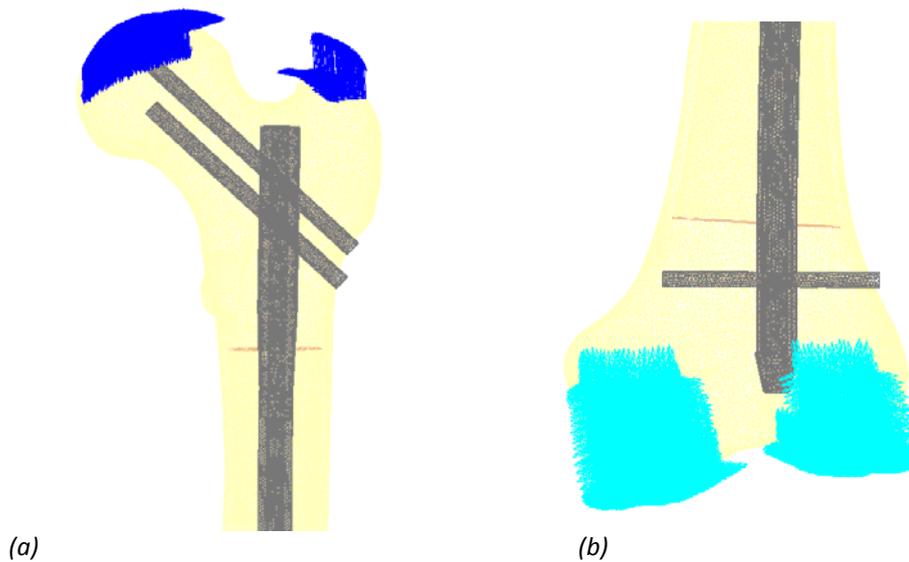


Figura 11. (a) Cargas (b) Condiciones de contorno

Anexo III: Abaqus

Con el modelo de elementos finitos completado, se ha exportado al software comercial Abaqus v 6.7 para la obtención de la solución.

En el fichero que se ha generado, con extensión .inp, se han exportado los grupos de elementos y condiciones de contorno. En el mismo, se han introducido las propiedades de los materiales. A continuación, se cita el modo de asignar un material a un grupo de elementos:

- Material esponjoso

```
*SOLID SECTION,  
ELSET=ESPONJOSO,  
MATERIAL=ESPONJOSO  
1.00000E+00,  
*MATERIAL,NAME=ESPONJOSO  
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC  
959000000, 0.2
```

- Material trabecular

```
*SOLID SECTION,  
ELSET=CORTICAL,  
MATERIAL=CORTICAL  
1.00000E+00,  
*MATERIAL,NAME=CORTICAL  
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC  
20000000000, 0.3
```

En el caso de fémur implantado es necesario definir las propiedades mecánicas del conjunto clavo-tornillos. A continuación, se muestra los comandos usados:

- Material clavo intramedular

```
*SOLID SECTION,  
ELSET=CLAVO_INTRAMEDULAR,  
MATERIAL=TITANIO  
1.00000E+00,  
*MATERIAL,NAME=TITANIO  
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC  
105530000000, 0.35
```

- Material tornillo 1

```
*SOLID SECTION,  
ELSET=TORNILLO_SUPERIOR1,  
MATERIAL=TITANIO1  
1.00000E+00,  
*MATERIAL,NAME=TITANIO1  
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC  
105530000000, 0.35
```

- Material tornillo 2

```
*SOLID SECTION,  
ELSET=TORNILLO_SUPERIOR2,  
MATERIAL=TITANIO2  
1.00000E+00,  
*MATERIAL,NAME=TITANIO2  
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC  
105530000000, 0.35
```

- Material tornillo 3

```
*SOLID SECTION,  
ELSET=TORNILLO_INFERIOR3,  
MATERIAL=TITANIO3  
1.00000E+00,  
*MATERIAL,NAME=TITANIO3  
*ELASTIC,TYPE=ISOTROPIC  
105530000000, 0.3
```

Para simular las fracturas y realizar un análisis de los resultados, es preciso definir condiciones de contacto y de unión entre las partes del hueso femoral implantado en las condiciones de cálculo de Abaqus. Se define el contacto entre dos superficies: maestra y esclava. Para cada nodo de la superficie definida como esclava, el programa encuentra el nodo más cercano la superficie maestra, de manera que la normal a la superficie maestra pase por un nodo de la esclava. Para escoger que superficie de ambas es la esclava o la maestra, se deben tener en cuenta una serie de características que se describen a continuación:

Superficie maestra. Entre las dos superficies de contacto, debe ser la más rígida. En el caso de que ambas sean igual de deformables, se debe escoger como superficie maestra aquella que tenga la malla más gruesa. Esta superficie además debe cumplir las siguientes restricciones:

- Debe estar basada en elementos o ser “analítica”.
- Debe tener propiedades de orientación.
- Debe ser continua.
- En simulaciones de contacto con deslizamiento, la superficie maestra debe ser suave.

Superficie esclava. Es la superficie menos rígida, o en el caso de tener la misma rigidez, la que tenga una malla más fina. Al contrario de lo que sucede con la superficie maestra en la que es necesaria su orientación y geometría, en la superficie esclava sólo interesa la posición de los nodos y el área de la superficie asociada a cada nodo. La dirección normal a la superficie esclava ya no es importante, por lo tanto, una superficie esclava puede estar definida por un grupo de nodos.

Por lo tanto, basándonos en la definición, la superficie maestra ha de ser la más rígida de las superficies en contacto y debe tener la malla más gruesa.

A continuación, se incluyen los comandos que han sido necesarios para definir las condiciones de contacto entre el fémur y el conjunto clavo-tornillos.

- Unión tornillo 1 – fémur

```
*SURFACE, NAME=CSURF_TOR1_FEMUR, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_TOR1_FEMUR
*SURFACE, NAME=CSURF_FEMUR_TOR1, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_FEMUR_TOR1
*TIE, NAME=CONTACTOTOR1_FEMUR
CSURF_FEMUR_TOR1, CSURF_TOR1_FEMUR
```

- Unión tornillo 2 – fémur

```
*SURFACE, NAME=CSURF_TOR2_FEMUR, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_TOR2_FEMUR
*SURFACE, NAME=CSURF_FEMUR_TOR2, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_FEMUR_TOR2
*TIE, NAME=CONTACTOTOR2_FEMUR
CSURF_FEMUR_TOR2, CSURF_TOR2_FEMUR
```

- Unión tornillo 3 – fémur

```
*SURFACE, NAME=CSURF_TOR3_FEMUR, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_TOR3_FEMUR
*SURFACE, NAME=CSURF_FEMUR_TOR3, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_FEMUR_TOR3
*TIE, NAME=CONTACTOTOR3_FEMUR
CSURF_FEMUR_TOR3, CSURF_TOR3_FEMUR
```

- Unión tornillo 1 - clavo intramedular

```
*SURFACE, NAME=CSURF_TOR1_CLAVO, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_TOR1_CLAVO
*SURFACE, NAME=CSURF_CLAVO_TOR1, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_CLAVO_TOR1
*TIE, NAME=CONTACTOTOR1_CLAVO
CSURF_TOR1_CLAVO, CSURF_CLAVO_TOR1
```

- Unión tornillo 2 - clavo intramedular

```
*SURFACE, NAME=CSURF_TOR2_CLAVO, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_TOR2_CLAVO
*SURFACE, NAME=CSURF_CLAVO_TOR2, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_CLAVO_TOR2
*TIE, NAME=CONTACTOTOR2_CLAVO
CSURF_TOR2_CLAVO, CSURF_CLAVO_TOR2
```

- Unión tornillo 3 - clavo intramedular

```
*SURFACE, NAME=CSURF_TOR3_CLAVO, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_TOR3_CLAVO
*SURFACE, NAME=CSURF_CLAVO_TOR3, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_CLAVO_TOR3
*TIE, NAME=CONTACTOTOR3_CLAVO
CSURF_TOR3_CLAVO, CSURF_CLAVO_TOR3
```

- Contacto fémur parte proximal - clavo intramedular

```
*SURFACE, NAME=CSURF_FEMUR_CLAVO_1, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_FEMUR_CLAVO_1
*SURFACE, NAME=CSURF_CLAVO_FEMUR_1, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_CLAVO_FEMUR_1
*CONTACT PAIR, INTERACTION=CONTFEMURCLAVO1,
TYPE=SURFACE TO SURFACE
  CSURF_FEMUR_CLAVO_1, CSURF_CLAVO_FEMUR_1
*SURFACE INTERACTION, NAME=CONTFEMURCLAVO1
*FRICTION
0.0
```

- Contacto fémur parte distal - clavo intramedular

```
*SURFACE, NAME=CSURF_FEMUR_CLAVO_2, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_FEMUR_CLAVO_2
*SURFACE, NAME=CSURF_CLAVO_FEMUR_2, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_CLAVO_FEMUR_2
*CONTACT PAIR, INTERACTION=CONTFEMURCLAVO2,
TYPE=SURFACE TO SURFACE
  CSURF_FEMUR_CLAVO_2, CSURF_CLAVO_FEMUR_2
*SURFACE INTERACTION, NAME=CONTFEMURCLAVO2
*FRICTION
0.0
```

- Contacto fémur medial - clavo intramedular

```
*SURFACE, NAME=CSURF_MEDIAL_CLAVO, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_MEDIAL_CLAVO
*SURFACE, NAME=CSURF_CLAVO_MEDIAL, TYPE=ELEMENT, TRIM=YES
SURF_CLAVO_MEDIAL
*CONTACT PAIR, INTERACTION=CONTMEDIALCLAVO,
TYPE=SURFACE TO SURFACE
  CSURF_MEDIAL_CLAVO, CSURF_CLAVO_MEDIAL
*SURFACE INTERACTION, NAME=CONTMEDIALCLAVO
*FRICTION
0.0
```

A continuación, para conocer el desplazamiento de los nodos pertenecientes al foco de fractura se introdujeron las siguientes órdenes.

```
*NODE PRINT,NSET=NODOSSUPERIORES
U
*NODE PRINT,NSET=NODOSINFERIORES
U
```

Por último, se ha realizado un análisis estático. Una vez calculado el modelo en Abaqus, se ha utilizado el módulo “Abaqus Viewer” para la visualización de resultados.