



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Autor

Francisco Javier Floría Ruesca

Director

Sergio Puértolas Broto

Escuela de Ingeniería y Arquitectura de la Universidad de Zaragoza
2021-2022

RESUMEN

El uso de placas laterales con tornillos ha sido utilizado en gran medida en fracturas femorales transversales. Diversos estudios han determinado cuáles son las mejores configuraciones de bloqueo para cada zona de la diáfisis del fémur que serán las que se utilizan en este proyecto.

El objetivo de este estudio es observar cuál es la dependencia del espesor del cortical, el cual depende directamente con la edad de paciente, respecto las tensiones, desplazamientos y deformaciones que sufre el hueso al ser sometido a una carga fisiológica determinada.

Se simulan diferentes modelos usando como variables: la zona (3, 4 y 5) y el gap de la fractura (0.5 mm, 3 mm y 20 mm). A cada una de ellas le añadimos 3 espesores de cortical diferentes (2 mm, 3 mm y 4.5 mm) que corresponde a una persona anciana, adulta y joven respectivamente. Con un total de 27 simulaciones se podrá realizar un estudio completo que nos responderá a la pregunta y objetivo inicial que nos habíamos planteado.

ÍNDICE

1 INTRODUCCIÓN	4
2 OBJETIVO Y ALCANCE.....	5
3 CONTEXTO O ANTECEDENTES.....	6
3.1 CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS DE FÉMUR.....	7
3.2 DEPENDENCIA ESPESOR DEL CORTICAL CON LA EDAD	10
4 DESARROLLO DEL ESTUDIO.....	11
4.1 GENERACIÓN DE LOS MODELOS GEOMÉTRICOS.....	13
4.1.1 Modelo geométrico del fémur.....	13
4.1.2 Modelo geométrico de las fracturas	14
4.1.3 Modelos geométricos de la placa y los tornillos	15
4.1.4 Proceso de osteosíntesis.....	16
4.2 GENERACIÓN Y PROCESADO DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS.....	18
4.2.1 Fase de mallado	18
4.2.2 Generación de grupos	19
4.2.2.1 Grupo de materiales.....	19
4.2.2.2 Grupo de contactos	20
4.2.2.3 Grupo de condiciones de contorno	21
4.2.2.4 Grupo de nodos alrededor de la fractura.....	23
4.2.3 Exportación y procesado de los modelos para Abaqus.....	24
5 RESULTADOS.....	26
5.1 TENSIONES GLOBALES MÁXIMAS	27
5.2 DESPLAZAMIENTOS GLOBALES MÁXIMOS	30
5.3 DESPLAZAMIENTOS Y GIROS EN EL FOCO DE FRACTURA	31
6 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	35
7 CONCLUSIÓN.....	37
8 BIBLIOGRAFÍA.....	39
ANEXO. Mapas de tensiones y desplazamientos.....	41

1 INTRODUCCIÓN

Los softwares de simulación 3D y las herramientas de cálculo actuales permiten generar modelos digitales para el estudio cada vez más preciso de estructuras biológicas. Realmente un hueso es una estructura como un edificio, pero mucho más compleja e irregular. Este avance ha dado pie a poder tratar fracturas femorales de una forma menos invasiva que antes ya que la etapa preoperatoria y posoperatoria se pueden simular previamente para aumentar la eficacia, la fiabilidad y el éxito de la operación.

El uso de implantes modernos y una técnica quirúrgica mejorada ha avanzado en el tratamiento de las fracturas de fémur distal. La fijación con placa se usa comúnmente para las fracturas en esta zona ya que tienen una gran capacidad de estabilización, aunque en algunos casos se puede considerar la fijación retrógrada con clavos.

El desarrollo de métodos o herramientas para modular la rigidez ha despertado un creciente interés en el trauma ortopédico. La distancia de la placa lateral y el número de orificios y tornillos de bloqueo son algunos de los factores para tener en cuenta ya que dependen directamente de la movilidad del sistema. Por lo tanto, el equilibrio entre ellos debe ser suficiente para evitar una rigidez excesiva que pueda ocasionar una falta de unión o una falla del implante.

Todavía se necesitan realizar más investigaciones para definir cuál es la mejor configuración de bloqueo definitiva para la fijación de fracturas de fémur distal. Tampoco hay un criterio claro con respecto al material que se debe utilizar ni con cuál es la mejor colocación de los tornillos de bloqueo según el tipo de fractura a tratar. De todas formas, hoy en día los estudios apuntan a que el uso de placas laterales con una longitud adecuada, una correcta colocación de los tornillos y un manejo cuidadoso de los elementos optimizan sustancialmente mejor los resultados que con otro tipo de sujeciones [1].

2 OBJETIVO Y ALCANCE

El objetivo de este trabajo es estudiar el tratamiento de fracturas diafisarias de fémur estabilizadas mediante placas laterales. El estudio se realiza mediante la creación y el uso de modelos computacionales en los que se simulan fracturas de fémur para tres zonas. Para cada una de estas zonas se estudia la configuración de bloqueo mediante placa lateral que mejor estabiliza la fractura y se estudia la influencia de la calidad del hueso en el comportamiento biomecánico del conjunto. Es decir, se quiere estudiar cómo afecta la calidad del hueso que variará en función de la edad del paciente en la respuesta biomecánica de una misma fractura aplicándole el mismo tratamiento.

En definitiva, se trata de poder obtener una visión cuantitativa y objetiva de cómo es el comportamiento biomecánico de la osteosíntesis del fémur utilizando una misma configuración optimizada para cada una de las tres zonas de fractura que se estudian al variar el espesor de cortical. Hay que tener en cuenta que el conjunto de elementos que se anclan a al hueso tiene como función la estabilización del frente de fractura, para posibilitar la generación de callo óseo y su posterior remodelación y consolidación estructural de la zona fracturada. Las simulaciones que se plantean estudian las etapas postoperatorias previas al inicio de la regeneración ósea.

Para ello se van a modelizar un total de 27 fémures, en los que varía: la zona de la fractura femoral (zona 3, zona 4 y zona 5), donde a cada zona le corresponde un determinado tipo de placa (7, 9 y 11) y un número y disposición de tornillos, el gap "ancho" de fractura (0.5 mm, 3 mm y 20 mm) y el espesor del cortical (2 mm, 3 mm y 4.5 mm) el cual será el parámetro clave y depende directamente de la edad del paciente. El material utilizado tanto en la placa como en los tornillos será el acero quirúrgico. Además, las configuraciones de bloqueo que se utilizarán para cada zona serán las que mejores resultados presentan basándonos en el estudio previamente realizado en el trabajo fin de máster de Jorge Rosell Pradas cuyo título es: "*ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL ENCLAVADO INTRAMEDULAR EN FRACTURAS DIAFISARIAS DE FÉMUR*"

El punto de partida va a ser el visionado del modelo geométrico del fémur con las diferentes distribuciones de placas con tornillos y las diferentes herramientas de corte y referencia en NX-Ideas. A continuación, se irán realizando las diferentes simulaciones por separado desde el mallado del objeto, la formación de grupos de materiales y contactos, la aplicación de cargas y condiciones de contorno, hasta el lanzamiento del cálculo mediante el software de Abaqus. Para acabar, se expondrán los resultados obtenidos y se compararán para sacar las correspondientes conclusiones.

3 CONTEXTO O ANTECEDENTES

El fémur es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano. Se encuentra entre la articulación de la rodilla y la pelvis protegido por diferentes músculos como el cuádriceps o el aductor. Además, se considera el principal hueso que conforma la biomecánica del miembro inferior, cumple un papel fundamental en la bipedestación y participa en la extensión y flexión de la rodilla y la cadera [4]. Está constituido por 3 partes las cuales son:

- La diáfisis o cuerpo, que es la parte recta y larga del hueso.
- La parte superior, formada por el trocánter mayor y menor, el cuello y la cabeza.
- La parte inferior, formada por los cóndilos interno y externo.

Por otro lado, la estructura interna ósea está diferenciada en 2 tipos de hueso. El hueso cortical, el cual se sitúa en la parte externa y es un hueso duro y compacto, y el hueso trabecular, el cual es más poroso, se encuentra en el interior y es menos denso que el cortical [5].



Figura 3.1 Localización del fémur en el cuerpo humano

Debido a la fortaleza de este hueso, hace falta aplicarle mucha fuerza para llegar a fracturarlo, pero las fracturas de este hueso son de las más comunes y graves, a causa de a su alta tasa de mortalidad, llegando a suponer más de un 20% de todas las que se producen en el cuerpo humano y que requieren cirugía [6]. Este par de huesos deben de soportar gran parte del peso humano convirtiéndolos en indispensables, y es por eso por lo que las fracturas femorales deben de ser tratadas teniendo en cuenta las condiciones y características de la fractura y del paciente, para garantizar al máximo la correcta recuperación de este y conseguir así una buena calidad de vida.

La causa más común que suele originar una fractura femoral es un traumatismo directo en el hueso. Una caída desde una altura elevada, una herida por arma de fuego o un choque automovilístico, puede ser un ejemplo perfectamente válido. En estos casos, gran parte de la energía cinética que se produce va remitida al cuerpo

humano el cual absorbe el impacto. Esto genera unas tensiones muy grandes en el esqueleto que normalmente superan al límite del material del hueso y, como consecuencia, se produce una fractura. Además, depende de la dirección del esfuerzo, como tracción, flexión o compresión, se generan un tipo de fracturas u otras. Otra causa podría ser un traumatismo de bajo impacto o una rotura espontánea de huesos debilitados [7,8].

Existen diferentes factores que aumentan la probabilidad de que se produzca una fractura. La osteoporosis es uno de ellos. Esta es una enfermedad ósea común, más usual en las mujeres debido a la menopausia, que se caracteriza por la disminución de la densidad de los huesos lo cual produce una disminución de la resistencia a traumatismos o cargas. Los huesos son tejidos vivos que se encuentran en un ciclo constante de formación ósea y de reabsorción ósea simultáneamente y, cuando se rompe este equilibrio, aparecen los problemas [8]. Otros factores podrían ser la práctica de determinados deportes de riesgo, los ciclos menstruales anormales o la menopausia.

Después de haber puesto todo en contexto, se va a ver un poco los tipos de fracturas que existen para tener una visión más amplia y objetivo.

3.1 CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS DE FÉMUR

Hoy en día no hay una clasificación universalmente aceptada, pero sí que hay consenso en describir las diáfisis de fémur según la localización, el patrón de la fractura y el grado de conminución [10].

Según la localización, se puede hablar de la zona tercio proximal, medio o distal. Pero hay una clasificación más visual, propuesta por Wiss, que va desde la zona 1, que correspondería a la zona proximal, hasta la zona 6, que correspondería a la zona distal [11].

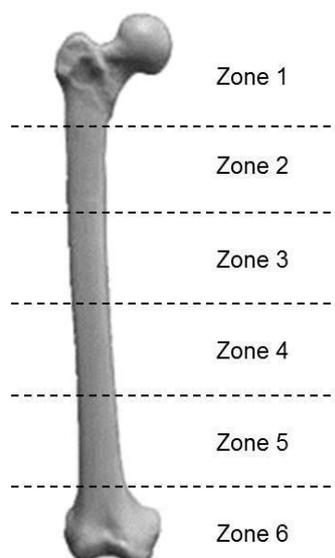


Figura 3.2 Localización de las fracturas femorales de acuerdo con la clasificación de Wiss

Enfocándonos desde el punto de vista del grado de conminución y el patrón de la fractura, se podría hablar de la clasificación de Winquist y Hansen propuesta en 1980. Esta clasificación se utiliza con respecto a la toma de decisiones de tratamiento para determinar si una fractura requiere un clavo intramedular o una reducción abierta. Existen diferentes tipos [12,13].

Tipo 0		Tipo 1	
Sin conminución o muy leve		Pequeño fragmento de mariposa <25% del ancho del hueso	
Tipo 2	Tipo 3		Tipo 4
Fragmento de mariposa <25% del ancho del hueso	Conminuta con un fragmento en mariposa >50% del ancho del hueso		Conminución severa de un segmento completo de hueso

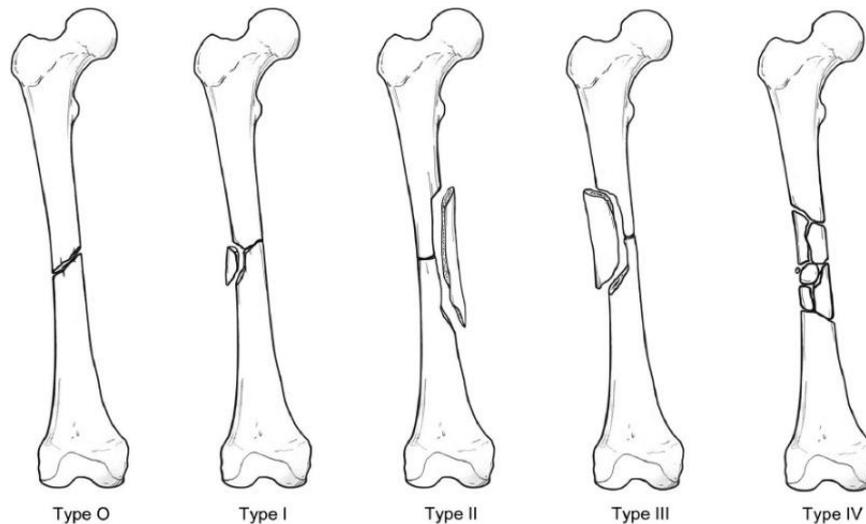


Figura 3.3 Tipos de fracturas femorales de acuerdo con la clasificación de Winquist y Hansen

Centrándonos desde un punto de vista mecánico, es coherente deducir que cada fractura generada depende sustancialmente del tipo de carga a la que el hueso ha sido expuesto. Como ha sido comentado anteriormente, las fracturas suelen ser producidas por traumatismos directos donde aparecen distintas combinaciones de fuerzas en distintas direcciones.

- Cuando el hueso ha sido sometido a una tracción pura, este rompe transversalmente. Tiene una forma plana y general pocos fragmentos óseos. No es una fractura común.
- Si existe un esfuerzo de compresión lo suficientemente grande como para romper la diáfisis femoral, la fractura da lugar a un trazo oblicuo de unos 45 grados respecto la dirección longitudinal.

- Una de las fracturas más frecuentes y menos obvias son las espiroidales. Se producen por esfuerzos de torsión donde existen dos fuerzas de sentido inverso en torno al eje longitudinal del hueso. Pueden abarcar toda la diáfisis, pero, en cambio, apenas hay fragmentación. Un ejemplo muy claro donde puede ocurrir una fractura de este estilo es cuando el pie se queda atrapado en un sitio y existe un giro brusco del cuerpo.
- Con el esfuerzo de flexión ocurre algo más complejo. Ya que el tejido óseo es más resistente a la compresión que a la tracción, cuando un hueso está sometido a este tipo de carga, aparece una fractura de tipo ala de mariposa donde uno de los 3 trozos es un fragmento tipo cuña. Es uno de los mecanismos más comunes que aparecen en los fémures debido a su largura.
- Cuando dos fuerzas son aplicadas en la misma dirección, pero en sentido opuesto en el plano que es perpendicular al eje longitudinal del fémur, se genera una carga de cizalladura. El grado de lesión depende del tipo de traumatismo. Si este es leve, la fractura será plana y limpia. En cambio, si es un traumatismo de alta energía, la fractura puede llegar a tener un alto grado de conminución llegando a afectar a los tejidos y músculos de alrededor. Es una de las fracturas más peligrosas y difíciles de estabilizar.



Figura 3.4 Fractura transversal



Figura 3.5 Fractura oblicua



Figura 3.6 Fractura espiroidal



Figura 3.7 Fractura ala de mariposa



Figura 3.8 Fractura conminuta

Cabe destacar también que, las fracturas que han sido comentadas anteriormente se consideran completas ya que el hueso pierde completamente la continuidad. Por otro lado, existe el grupo de las fracturas incompletas. Aquí el hueso no ha perdido la continuidad y la mayor parte de este permanece intacta. Algunos tipos son: fractura en tallo verde o la fractura fisural.

Por otra parte, dependiendo de si la piel queda indemne o no tras el traumatismo, la fractura se puede clasificar en cerrada o abierta. Incluso, dependiendo de la energía del impacto, se pueden clasificar en fracturas debidas a traumatismos de baja o alta energía [8, 14].

3.2 DEPENDENCIA ESPESOR DEL CORTICAL CON LA EDAD

El envejecimiento constituye un factor directo en la pérdida de masa y calidad ósea. Como hemos visto anteriormente, los cambios metabólicos del tejido óseo, puede aumentar la incidencia de las fracturas.

Estudios han demostrado que se empieza a perder masa ósea a partir de la tercera década de vida, que es cuando se alcanza el pico de dicha masa ósea, tanto en hombres como en mujeres. A partir de esa edad, múltiples factores, como la pérdida de calidad de las fibras de colágeno, el aumento del estrés oxidativo o el aumento de la resorción ósea frente a la formación ósea, producirán la pérdida de hueso cortical y trabecular. Cabe destacar que, la falta de esta capacidad osteoblástica para reconstituir el hueso es el mecanismo predominante para explicar el déficit de la formación ósea al envejecer. Además, esto se verá acelerado en las mujeres debido a la menopausia como consecuencia de la pérdida de estrógenos [15].

Por lo tanto, la pérdida del espesor del hueso cortical va a depender de muchos factores que aumentarán con la edad. La decadencia consecuente de las propiedades mecánicas es objeto de estudio para muchos investigadores de la rama biomecánica. Es por eso por lo que en este proyecto se va a tratar con 3 espesores de cortical diferentes de 2, 3 y 4.5mm correspondientes a valores promedio representativos en función de las franjas de edad de 3 grupos de pacientes: jóvenes (20-39 años), adulto de mediana edad (40-59 años) y mayores (a partir de 60 años) para analizar las diferencias físicas.

4 DESARROLLO DEL ESTUDIO

Las necesidades humanas pueden convertirse en realidad con ayuda de la tecnología. Gracias a la incansable investigación de los científicos se han conseguido avances increíbles, y centrándonos en nuestro campo, el avance tecnológico en la medicina no se ha quedado atrás.

La dificultad y la peligrosidad que existía a la hora de experimentar con pacientes vivos a la hora de realizar ensayos biomecánicos ha incitado a los científicos a buscar alternativas más factibles. El método de los elementos finitos permite repetir el estudio con sus diferentes configuraciones tantas veces como queramos y con una alta rapidez antes de enfrentarnos a la costosa creación de prototipos y pruebas experimentales. Es una herramienta muy versátil con una alta reproducibilidad donde no hace falta tratar con el paciente directamente. El mayor inconveniente, a parte del tiempo de realización y puesta a punto de los modelos digitales, es el alto coste computacional que depende directamente del número de elementos y nodos que tiene el sistema. Por lo tanto, se debe conseguir un balance entre sensibilidad, precisión y tiempo de computación para conseguir la máxima optimización [4, 16].

Cabe destacar también que, los avances que se están consiguiendo recientemente en el mundo de las impresoras 3D, está haciendo posible generar réplicas casi idénticas de cualquier prótesis o implante médico de casi cualquier material biocompatible y geometría. La posibilidad de obtener series de copias en un tiempo relativamente bajo con un coste menos y con una baja generación de residuos, es otra de las muchas ventajas que presenta este método. Antes se solían producir mediante moldes, matrices u otros métodos y el coste monetario y temporal se disparaba [21].

Como ya se indicó anteriormente, el estudio se centra en las fracturas transversales, en las zonas 3, 4 y 5 respectivamente y, con ayuda del método de los elementos finitos, se va a poder estudiar el comportamiento biomecánico de los diferentes modelos de osteosíntesis con placas y tornillos de acero que se van a simular en este trabajo.

Los programas que se van a utilizar van a ser: NX-Ideas[17], el cual es un potente software visionado 3D y simulación, y Abaqus[20], El principal método que utilizan para llevarlo a cabo es el de los elementos finitos (MEF). Fue desarrollado en los años 50 y se utiliza principalmente para el cálculo, como, por ejemplo, para la biomecánica ortopédica. La base de este método se centra en la partición del cuerpo en elementos más pequeños los cuales tienen definidas unas ecuaciones de equilibrio, comportamiento y contorno. Este conjunto de elementos tiene a su vez unos nodos que forman una malla de puntos que sirven para discretizar el dominio. Esto es indispensable para poder relacionar unos elementos con otros y, por tanto, para poder tener un suficiente número de ecuaciones para poder resolver el problema. Este sistema de ecuaciones se puede expresar así:

$$f = K * u$$

Donde (f) es el conjunto de fuerzas solicitantes, (K) es la matriz de rigidez y, finalmente, (u) son los desplazamientos que son las incógnitas [2, 3].

La solución del conjunto será aproximada ya que con este método lo que se está haciendo es generar un grupo de elementos similares en forma y tamaño, como por

ejemplo tetraedros o cuadriláteros, que en cómputo se acercan a la forma real del cuerpo, pero no se ajusta al 100%. Hoy en día se pueden generar elementos muy finos que nos permites obtener soluciones casi exactas a base de mayor coste computacional.

Los 27 modelos que se van a realizar van a aparecer recogidos en la siguiente tabla (4.1).

Tipo de fractura	Edad del paciente	Localización de la fractura (Wiss)	Gap (ancho) de la fractura
Transversal	Joven (Espesor de cortical 4,5mm)	Zona 5	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
		Zona 4	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
		Zona 3	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
	Adulto (Espesor de cortical 3mm)	Zona 5	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
		Zona 4	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
		Zona 3	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
	Anciano (Espesor de cortical 2mm)	Zona 5	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
		Zona 4	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
		Zona 3	0,5 mm
			3 mm
			20 mm
3 x 3 x			3
Total de 27 modelos			

Tabla 4.1 Organización de los diferentes modelos a realizar en el estudio

Lo primero de todo, antes de generar la malla de elementos finitos, va a ser necesario generar la geometría 3D de las diferentes partes que componen el modelo completo las cuales son: el fémur con su respectiva fractura, la placa y los tornillos.

Se utilizarán diferentes herramientas para asegurar la precisión y similitud necesaria que reproducirán una copia casi exacta del modelo real. Este requisito es indispensable para poder obtener unos resultados posteriores válidos que nos permitan concluir con una respuesta lo más objetiva posible.

4.1 GENERACIÓN DE LOS MODELOS GEOMÉTRICOS

4.1.1 Modelo geométrico del fémur

Para abordar la complejidad que presentan las diferentes geometrías, como por ejemplo la forma real de un fémur, hace falta un escáner 3D de alta precisión con sus respectivas herramientas de software.

Conseguir un modelo adecuado y preciso de fémur es necesario para poder obtener unos resultados realistas y fiables. En este estudio se va a trabajar con un fémur de un humano adulto de mediana edad de aproximadamente 41 cm de longitud. Se va a utilizar un escáner láser de alta precisión, concretamente el escáner láser 3D Roland Picza LPX-250.



Figura 4.1 Escáner láser 3D Roland LPX-250

Después de haber realizado el barrido de la pieza completa, se dispondrá a utilizar el software Pixform que ayudará a pulir y a limpiar el ruido de escaneo de la imagen en 3D como, por ejemplo, picos o superficies. Para poder continuar con la siguiente fase, es indispensable que toda la geometría del fémur esté cerrada para que más tarde pueda ser mallada fácilmente mediante el programa NX I-deas.

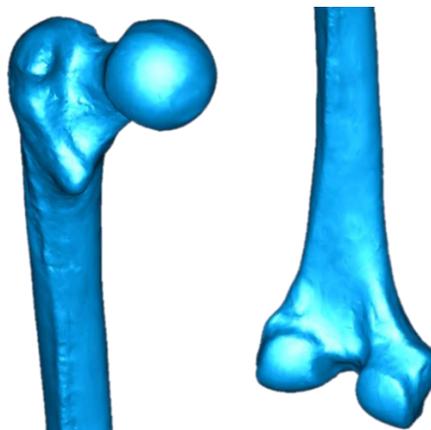


Figura 4.2 Geometría final del fémur

4.1.2 Modelo geométrico de las fracturas

Como se ha explicado anteriormente, este estudio se va a centrar en las fracturas transversales en las zonas Z3, Z4 y Z5 tal y como se clasifican por la propuesta de Wiss [9]. Todas ellas se van a llevar a cabo mediante NX I-deas [17]. Además, para poder simular las fracturas de la forma más real posible, se han utilizado radiografías reales como la que aparece en la siguiente figura.



Figura 4.3 Radiografía real de una fractura transversal de fémur

Las herramientas del software en cuestión son muy variadas y completas en lo que viene siendo el visionado y diseño 3D. La opción de corte tiene diferentes variantes y la que va a ser de más ayuda es aquella que nos permite eliminar el volumen que ocupa una figura geométrica dentro de otro volumen. Se van a utilizar 2 matrices, previamente diseñadas, que van a servir de volumen de corte para conseguir la división del fémur en 2 partes. Cabe destacar que se requiere un riguroso cuidado a la hora de orientar en el plano 3D las diferentes partes. Un mínimo error en la posición espacial puede repercutir directamente en los resultados finales ya que se podría alterar por ejemplo el gap o la zona de la fractura.

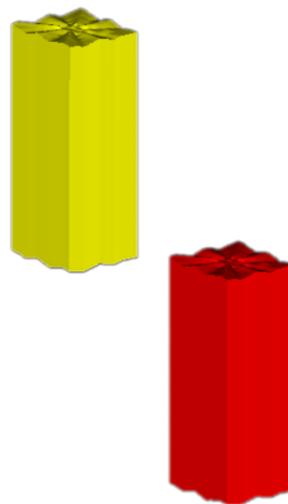


Figura 4.4 Matrices de corte utilizadas para generar la fractura

El primer paso correspondería a escoger el elemento que se quiere cortar, que en este caso es el fémur, y las matrices que servirán como volúmenes de corte. A continuación, haremos una copia del fémur y lo orientaremos con una de las matrices de tal forma que estén alineados. Al realizar el corte, se habrá eliminado el volumen del fémur que estaba contenido en la matriz. Por último, con el fémur original, se realizará la misma operación, pero con la otra matriz.

Una vez orientado las dos partes restantes de los 2 cortes, el fémur se verá de la siguiente forma:

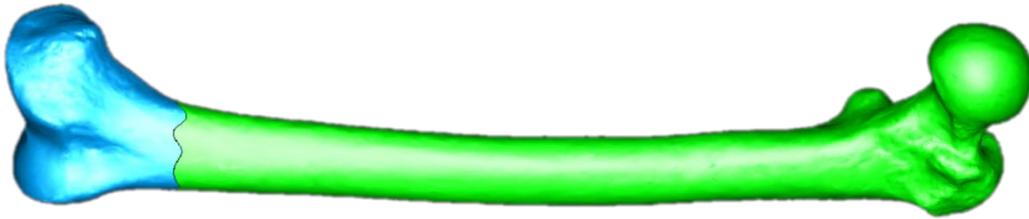


Figura 4.5 Fémur seccionado en dos partes en la Z5 (fractura superior en verde y fractura inferior en azul)

Tras este proceso, se obtienen dos partes distintas del fémur, parte superior “en verde” y parte inferior “en azul”, que serán malladas por separado.

4.1.3 Modelos geométricos de la placa y los tornillos

Debido a que se van a hacer estudios en 3 zonas diferentes, se va a necesitar 3 tipos de placas (Placa11, Placa9 y Placa7) que se adecúen geoméricamente para cumplir correctamente con su función. Las principales diferencias entre cada una de las placas es la longitud y el número de agujeros por dónde irán los tornillos. Además, los modelos geoméricos 3D son obtenidos a mano mediante NX-Ideas.



Figura 4.6 Geometría final de una placa (Placa 7)

Z5

Por otro lado, los tornillos de fijación van a tener un diámetro de 6 mm y 5.5 mm y la longitud va a depender principalmente de la posición que ocupa cada uno de ellos en el fémur. Los modelos geoméricos 3D también son obtenidos a mano mediante NX-Ideas.

La simplificación que se va a llevar a cabo para modelizar los tornillos en el software va a ser el uso de cilindros con unas condiciones de contorno alrededor de este para asemejarse lo mejor posible al tornillo real, por lo tanto, esta simplificación no va a afectar a los resultados ya que su comportamiento y su función serán casi idénticos.



Figura 4.7 Geometría simplificada de un tornillo

Por otro lado, para poder obtener los huecos necesarios en el hueso para poder colocar los cilindros, se va a necesitar usar la función de corte de nuevo. En este caso, haremos una copia de los tornillos para después utilizarlos como herramienta de corte sobre el fémur eliminando así el volumen que ocupa el cilindro.

4.1.4 Proceso de osteosíntesis

Una vez obtenidas todas las partes por separado, es necesario obtener un modelo completo de osteosíntesis donde cada subparte esté correctamente colocada y unida a sus colindantes. Este paso es crucial para poder obtener más adelante una malla tridimensional de elementos finitos tetraédricos que utilizaremos hasta la obtención de los resultados.

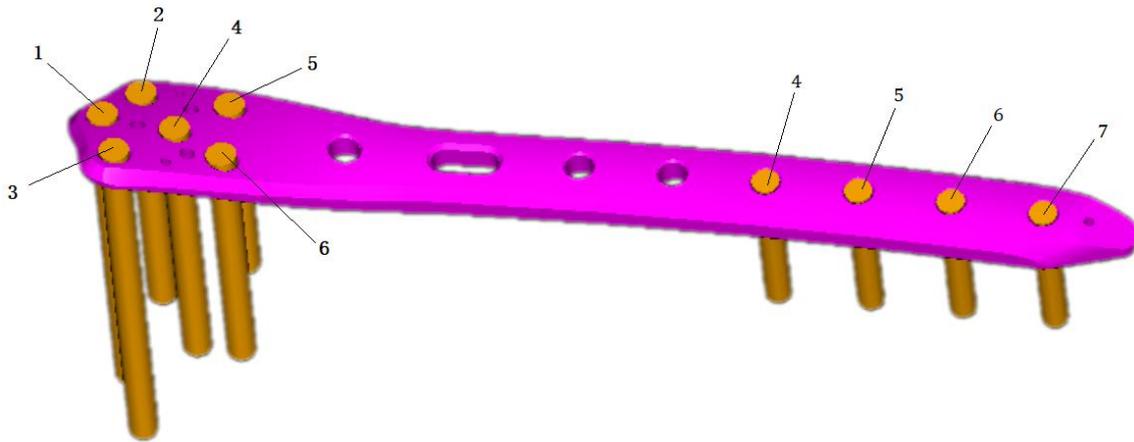
Como punto de partida tenemos, el fémur separado en dos partes por una fractura transversal con diferentes agujeros, los tornillos y la placa. Es muy importante elegir unas etiquetas adecuadas a cada parte para poderlo usar como referencia en los siguientes pasos. Ya que se va a trabajar con muchos elementos diferentes, la organización y el orden es relevante para poder evitar futuros errores o despistes.

Las etiquetas colocadas en el fémur son fáciles de sobreentender ya que, con diferenciar FémurInf y FémurSup, podemos diferenciar las 2 partes. Todavía es más sencillo con la placa ya que, al haber solo una en cada modelo, basta con poner Placa en la etiqueta.

Por último, donde va a hacer falta realizar una enumeración ordenada y válida va a ser en cada uno de los tornillos. Para poder hacernos mejor a la idea de la organización de las etiquetas, se va a poner como referencia la placa con los tornillos una vez están colocados correctamente. Se van a distinguir 2 zonas (T1 y T2) que corresponden a cada lado de la placa separada por el agujero más ancho. Además, en la T1 se utilizarán los tornillos de diámetro 6 mm y en la T2 los tornillos de 5.5 mm. A partir de ahí, la enumeración de cada tornillo dependerá de la posición en la que se encuentre dependiendo del agujero de la placa respecto al agujero más ancho.

A continuación, se van a poder ver 3 figuras que corresponden a las diferentes distribuciones de tornillos en cada placa asociada a cada zona (Z5, Z4 Y Z3):

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS



T1

T2

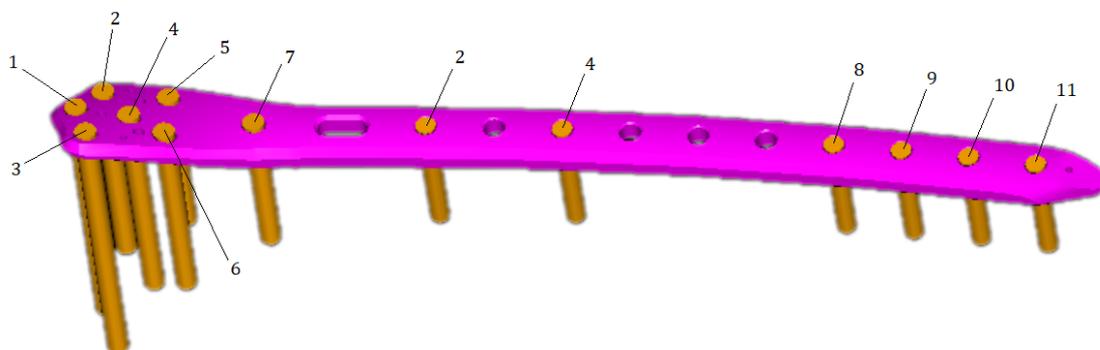
Figura 4.8 Enumeración para la placa 7 en un fémur con fractura en la Z5



T1

T2

Figura 4.9 Enumeración para la placa 9 en un fémur con fractura en la Z4



T1

T2

Figura 4.10 Enumeración para la placa 11 en un fémur con fractura en la Z3

Dos ejemplos para entender definitivamente la designación de cada tornillo serían:
 Si el tornillo a enumerar se encuentra en la T1 y tiene el número 4, será el T1-4.
 Si el tornillo a enumerar se encuentra en la T2 y tiene el número 6, será el T2-6.

Una vez etiquetadas correctamente todas las partes, se posicionan y orientan para ensamblar todas las partes. Como siempre, es importante conocer la orientación exacta de cada parte para evitar futuras interferencias entre las mallas de los diferentes elementos. Un alto grado de penetración de unas mallas con otras, puede ocasionar errores fatales durante el proceso de cálculo y, por eso, es necesario un alto grado de precisión. De todas formas, cuando se hable sobre el mallado, el uso de elementos tetraédricos generará unas pequeñas distorsiones espaciales que inevitablemente producirán pequeñas interferencias entre las mallas.

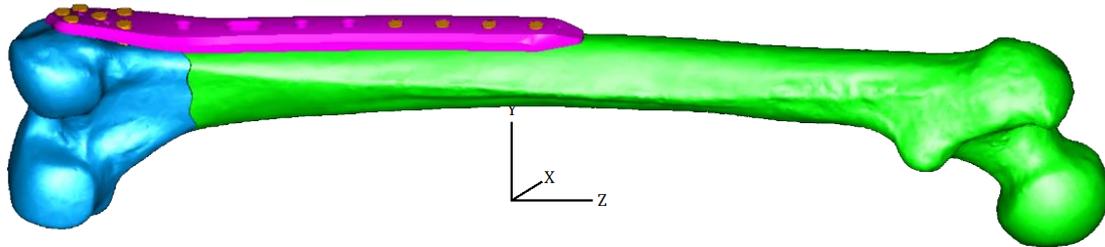


Figura 4.11 Osteosíntesis de un fémur con fractura en la Z5

4.2 GENERACIÓN Y PROCESADO DEL MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

4.2.1 Fase de mallado

Realizado el modelo de osteosíntesis teniendo en cuenta la precisión necesaria, pasaremos a la siguiente fase que es la del proceso de mallado. Desde este momento se va a tratar con una red de elementos finitos que nos acompañarán hasta el procesado de resultados. Cada una de las subpartes de nuestro modelo va a ser mallado por separado mediante NX-Ideas en el módulo de "Meshing". Se van a utilizar unos elementos tetraédricos lineales con un tamaño de malla de 1 o 1.5 mm. Es importante tener en cuenta que hay que intentar que todos los elementos tengan un tamaño similar para facilitar la interacción entre ellas en el proceso de cálculo, para aumentar la precisión o para que el software de Abaqus [18] pueda resolver los contactos sin problemas.

El factor principal que va a hacer que se use un tamaño de elementos de 1 o de 1.5 mm, va a ser el espesor del cortical. Cuando se trabaje con espesores de 2 mm, utilizaremos el tamaño de elemento de 1mm y, cuando se trabaje con espesores de 3 o 4.5 mm, se utilizará el tamaño de 1.5 mm. Con el caso del espesor de cortical de 3 mm, se ha realizado un ensayo de sensibilidad para comparar los resultados obtenidos utilizando elementos de 1 mm y 1.5 mm de tamaño. Finalmente, debido a que los cambios son despreciables teniendo en cuenta el correspondiente aumento del coste computacional, se ha decidido trabajar con los elementos de mayor tamaño.

Una vez malladas todas las subpartes, estas se unen de nuevo en un mismo modelo de osteosíntesis de elementos finitos donde se supera el millón de elementos y los 300 mil nodos.

A continuación, se puede ver cómo quedaría el modelo de osteosíntesis ensamblado con los elementos tetraédricos:

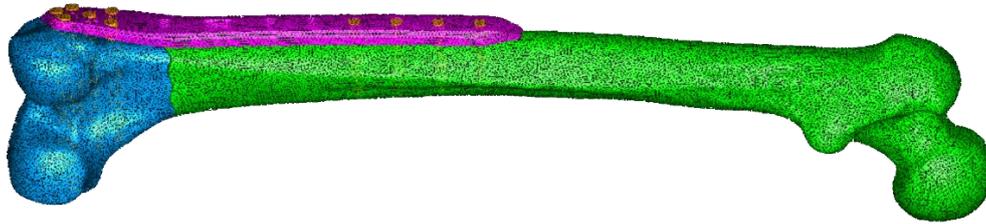


Figura 4.12 Mallado final de un fémur con fractura en la Z5

4.2.2 Generación de grupos

Una vez obtenido el modelo de elementos finitos ensamblado, es importante generar diferentes grupos que caractericen detalladamente cada una de las partes del modelo que luego serán procesadas por Abaqus. Los diferentes grupos se pueden dividir en: grupo de materiales, grupo de contactos, grupo de condiciones de contorno y grupo de nodos alrededor de la fractura.

4.2.2.1 Grupo de materiales

La caracterización del comportamiento mecánico de los diferentes materiales que van a ser tratados en estos modelos es indispensable.

Como ya sabemos, el fémur está dividido estructuralmente en dos partes, el cortical y el trabecular. Cada uno tiene propiedades mecánicas diferentes, por lo tanto, habrá que diferenciarlos. Para ello, mediante diferentes herramientas de NX-Ideas, se pueden separar los dos grupos para poder asignar un material diferente a cada uno. Este procedimiento se va a realizar tanto para la parte superior del fémur como para la parte inferior.

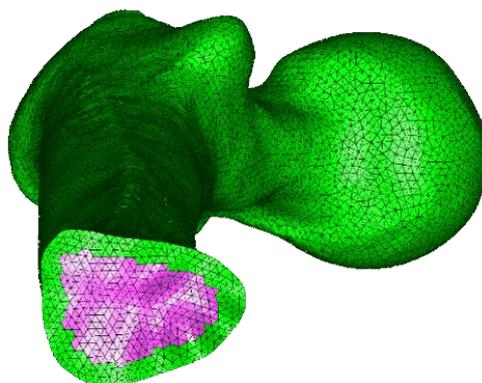


Figura 4.13 Sección transversal de un fémur.
Cortical superior (verde) de 4.5 mm de espesor y tamaño de elemento 1.5 mm

Una vez separados los corticales y los trabeculares del fémur, vamos a generar los grupos de los tornillos y de la placa.

Los grupos creados serán los siguiente:

MAT_PLACAS; MAT_TORNILLOS; MAT TRABECULARSUP; MAT_CORTICALSUP;
MAT TRABECULARINF; MAT_CORTICALINF.

En la siguiente tabla (4.2) se van a recoger los valores de las diferentes propiedades mecánicas utilizados en los diferentes materiales. Los valores de las propiedades del cortical y del trabecular fueron obtenidos de unos estudios previos mediante el uso de tomografías.

Material Elástico Isotrópico	Módulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
Hueso Cortical	20000	0.3
Hueso Trabecular	959	0.12
Acero 316 LVM [18]	192360	0.3

Tabla 4.2 Lista de materiales de las diferentes partes de los modelos

4.2.2.2 Grupo de contactos

La interacción entre los diferentes elementos de cada modelo es clave para simular el comportamiento biomecánico de la forma más realista posible. Es por ello, que hay que generar unos grupos de contactos entre el hueso, la placa y los tornillos que se utilizarán en el procesado de cálculo junto a sus condiciones y restricciones. Todos los elementos que van a estar haciendo contacto con elementos de otro grupo van a necesitar de un grupo.

Para empezar, tornillos van a estar haciendo presión en todo momento con el cortical, el trabecular y con la placa, por lo que se van a necesitar 3 grupos de contacto respecto cada tornillo más el del tornillo propio.

Por ejemplo, en el tornillo T1-4 van a coexistir 4 grupos diferentes de contactos que son: CO_T1-4; CO_PLACA-T1-4; CO TRABECULAR_T1-4; CO_CORTICAL-T1-4.

Se deberá realizar este procedimiento para todos los tornillos.

Por otro lado, la placa va a estar en contacto directo con los corticales, por lo tanto, los grupos serán:

CO_PLACA-CORTICAL; CO_CORTICALSUP-PLACA; CO_CORTICALINF-PLACA.

Finalmente, quedaría los grupos de contactos entre las fracturas que serán: CO_FRACTURASUP-FRACTURAINF; CO_FRACTURAINF-FRACTURASUP.

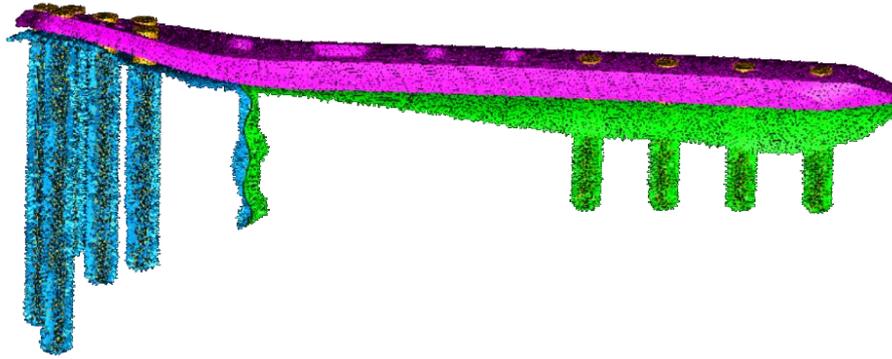


Figura 4.14 Visionado de todos los contactos existentes en un modelo de fémur con fractura en la Z5

4.2.2.3 Grupo de condiciones de contorno

Las condiciones de contorno que se van a aplicar en todos nuestros modelos van a ser dos: condiciones de contorno cinemáticas y condiciones de carga. Además, se aplicarán las mismas condiciones siempre para que se puedan comparar los resultados de una forma análoga.

La condición de contorno cinemática se va a aplicar en los cóndilos femorales, que se sitúan en la parte inferior o distal del fémur, utilizando un encastrado que bloquee el movimiento en los ejes x, y, z. Para ello, se escogen cuidadosamente los nodos, mediante herramientas y referencias de NX-IDEAS, asociados a esa zona y crear un grupo nodal que se llamará: BCS_ENCASTRE-CONDILOS.

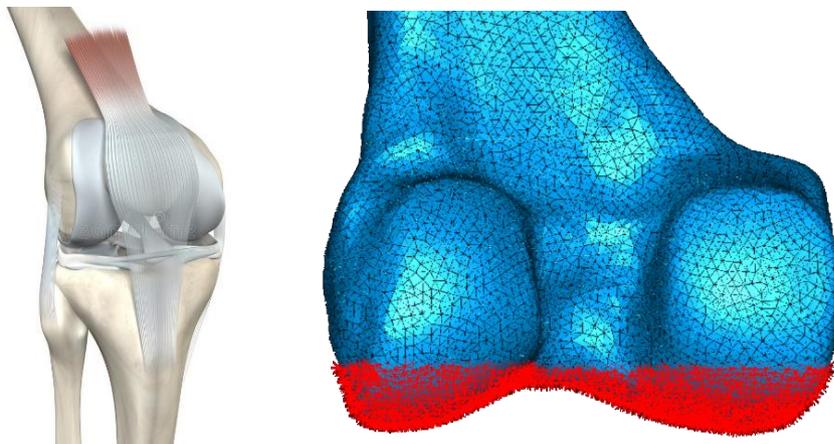


Figura 4.15 Condiciones de contorno, restricciones cinemáticas aplicadas en los cóndilos femorales

Las condiciones de carga se aplican en la zona proximal del fémur para simular las fuerzas a las que el fémur está sometido. Por un lado, las fuerzas generadas por la reacción de la cadera se colocan en la cabeza del fémur, y por el otro, las fuerzas generadas por los músculos abductores se aplican en la zona del trocánter mayor [19].

Igual que en la otra condición de contorno, se va a tener que escoger una serie de nodos de nuestro modelo de elementos finitos que utilizaremos para aplicar las diferentes cargas anteriormente comentadas.

Para poder elegir un número de nodos relativamente constante y en la misma zona geométrica, es necesario hacer uso de unas referencias previamente definidas en el modelo que servirán como guía. Una vez escogidos los nodos superficiales que se encuentran dentro de nuestras referencias, se dispondrá a generar 2 grupos nodales que serán: BCS_FUERZA-CADERA; BCS_FUERZA-TROCANTER.

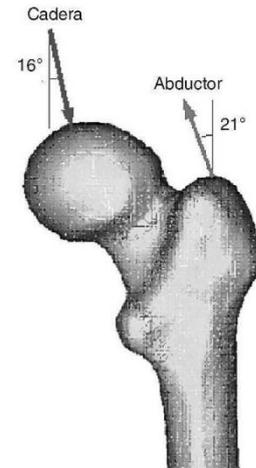


Figura 4.16 Condiciones de contorno, fuerzas aplicadas en el fémur

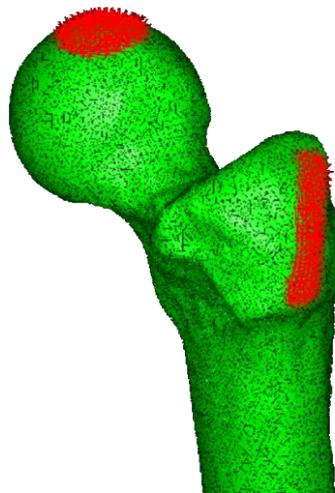


Figura 4.17 Localización de las condiciones de contorno de carga

En la siguiente tabla se pueden observar los valores numéricos de las diferentes fuerzas respecto los ejes cartesianos mostrados anteriormente en la figura 4.11. Para las cargas se tomará como referencia a un humano de 70 kg con una carga fisiológica del 25% y una gravedad de 9.81 m/s^2 .

Fuerza Cabeza Femoral (N)			Fuerza Abductor (N)		
Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
-45.7133	133.7345	-412.5481	7.3820	-99.5715	148.4989

Tabla 4.3 Fuerzas aplicadas en la cabeza femoral y en el trocánter mayor

Los valores de las fuerzas a aplicar en cada nodo van a depender directamente del número que hayamos escogido (Fuerza total/Nº nodos).

Ya que se ha intentado en todo momento elegir los nodos que se encontraban dentro de la referencia, el número total no variará prácticamente y la magnitud de la fuerza aplicada en cada uno se considerará casi constante. Además, al haber usado tamaños de elemento diferentes (1 o 1.5mm), habrá modelos con un valor de carga menores entre los nodos (1mm) y otros modelos con valores de carga mayores entre los nodos (1.5 mm).

4.2.2.4 Grupo de nodos alrededor de la fractura

Uno de los objetivos más importantes de este proyecto es el análisis de los desplazamientos que se producen en los bordes de la fractura. Serán mínimos pero suficientes como para que tengan una gran repercusión en la regeneración ósea. Es por ello por lo que necesitamos localizar diferentes parejas de nodos situados en el foco de la fractura, superior e inferior, para más adelante obtener los micro desplazamientos. Es imprescindible que las parejas de nodos sean colindantes y homólogos.

Cuando un modelo se malla mediante elementos finitos en NX-IDEAS, cada nodo generado recibe un número de identificación que lo diferencia del resto. Por lo tanto, la forma más cómoda de diferenciar dichos nodos es mediante su número de etiqueta. Se realiza manualmente y se eligen números que no hayan sido utilizados todavía para hacerlos únicos. Como ningún modelo supera los 500 mil nodos, se podría partir de ese número. La serie 500 mil para la zona superior y la serie 600 mil.

Los grupos que se generarán son dos, uno para cada borde de fractura, y se llamarán: MOV_FEMURSUP; MOV_FEMMURINF.

Si por ejemplo se escogen 41 parejas de nodos homólogos, la parte superior empezará por el 500000 y acabará en el 500040 y la parte superior empezará por el 600000 y acabará en el 600040. Además, cada pareja coincidirá en las 2 últimas cifras.

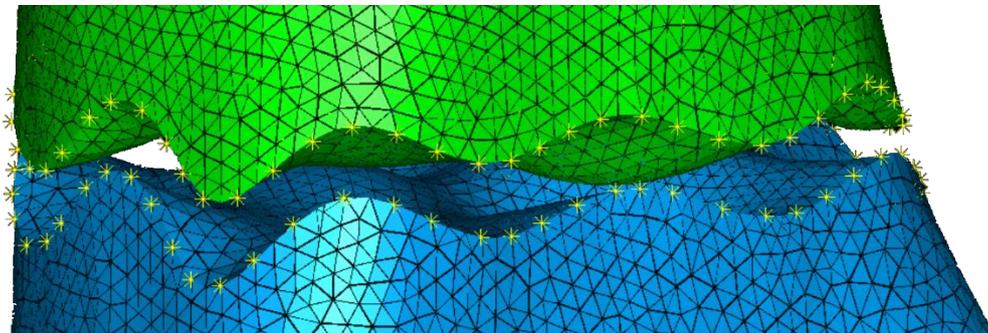


Figura 4.18 Nodos (amarillos) seleccionados alrededor de la fractura

Con este procedimiento podemos guardar los nodos de una forma ordenada para tenerlos localizados a la hora de medir sus desplazamientos y poder así calcular los desplazamientos relativos entre los dos bordes de la fractura.

4.2.3 Exportación y procesado de los modelos para Abaqus

Una vez generada la malla con sus respectivos grupos y orientado respecto los ejes cartesianos que queremos, debemos exportar el modelo a un formato que Abaqus pueda leer. La extensión ".inp" es la que se va a utilizar en todos los modelos y contendrá todo lo guardado en miles de líneas de texto. Como hemos visto anteriormente, se han generado 4 tipos de grupos que serán los necesarios para poder simular un hueso como en la realidad, pero todavía no hemos introducido la información que dará el sentido y la forma. Esa información restante corresponde a: la definición y la asignación de los materiales, la caracterización de los contactos, la asignación de las condiciones de contorno, la generación de la estructura de cálculo y los resultados a obtener. En el propio archivo .inp es donde realizaremos las modificaciones necesarias para finalizar con el procesado del modelo.

Las líneas de código que creen los materiales y las secciones respectivas usarán como referencia la tabla (materiales) detallada anteriormente. Además, las secciones estarán formadas por los grupos de elementos que fueron generados en NX-Ideas. Se podría decir lo mismo para las líneas de código de las condiciones de contorno; los valores a añadir se tomarán de la tabla (fuerzas) y los estados de carga utilizarán los grupos de nodos asignados en el paso previo.

Para poder caracterizar los contactos, habrá que tener en cuenta que existen diferentes tipos de superficies en los modelos y diferentes grados de fijación. No es lo mismo un contacto entre dos superficies de hueso y un contacto entre cortical y tornillo. Las líneas de código deberán reflejarlo en las diferentes asignaciones de los grupos generados utilizando restricciones, tolerancias y coeficientes de fricción.

También es necesario definir unos "Steps" de carga que son indispensables para indicarle al programa cómo se quiere abordar el cálculo. En nuestro caso serán incrementos graduales de orden "Static".

Por otro lado, ya que no se va a introducir el archivo directamente en Abaqus, van a hacer falta unas líneas de código extra que servirán para recalcar qué resultados queremos obtener que serán: los desplazamientos, tensiones y deformaciones en todos los nodos y elementos de nuestro modelo. Además, como uno de los intereses del proyecto es conocer los desplazamientos en los bordes de la fractura, hay que detallarlo también para poder visionar por separado esos valores. En todo momento hay que indicar de qué grupos se quieren obtener los resultados.

Finalmente, se tendrá todo listo para lanzar el archivo por mediación del comando de Abaqus y, tras unas horas de cálculo, se obtendrá: el fichero ".dat", de dónde sacaremos en el último step los micro desplazamientos en el foco de fractura, y el ".odb", que lo podremos abrir desde Abaqus [20] para poder conseguir 3D las deformaciones y los campos de tensiones y desplazamientos de una forma muy visual.

En la siguiente tabla se muestra un ejemplo de cómo aparecen los resultados del ".dat" de los micro desplazamientos en el foco de fractura una vez reorganizado.

Step 1.00	MOV_FEMURSUP (mm)			MOV_FEMURINF (mm)		
NODE FOOT - NOTE	U1	U2	U2	U1	U2	U3
1	-0.011	0.219	-0.292	-0.008	0.000	-0.002
2	-0.018	0.223	-0.321	-0.007	0.000	-0.002
3	-0.024	0.225	-0.343	-0.007	0.000	-0.001
4	-0.034	0.219	-0.372	-0.007	0.000	-0.001
5	-0.044	0.204	-0.393	-0.006	0.001	-0.001
...
...
...
37	0.032	0.233	-0.148	-0.010	0.000	-0.003
38	0.026	0.241	-0.178	-0.009	0.000	-0.003
39	0.021	0.246	-0.202	-0.009	0.000	-0.003
40	0.011	0.240	-0.229	-0.008	0.000	-0.002
41	-0.001	0.225	-0.260	-0.008	0.000	-0.002
SERIE	500000-500040			600000-600040		

Tabla 4.4 Ejemplo de resultados obtenidos en los nodos alrededor de la fractura para un modelo de fémur, mallado con un tamaño de elemento de 1.5 mm y con un espesor de cortical de 3 mm, con una fractura de gap 05 mm situada en la Z5

5 RESULTADOS

Este apartado se van a mostrar todos los resultados obtenidos para más adelante poder sacar unas conclusiones concluyentes. Nos basaremos en los desplazamientos y tensiones máximas y en los desplazamientos relativos y giros alrededor de la fractura. Esto nos dará una idea de cómo afectan las distintas configuraciones en el fémur fracturado pudiéndonos basar en las diferentes tablas que se mostrarán más adelante.

Las tensiones y desplazamientos máximos se podrán sacar de los archivos “.odb” visualizando el modelo completo 3D y centrándonos en la cabeza del fémur, placa y tornillos. Los valores que se obtienen son directos y se miden en Mpa y mm respectivamente. En cambio, para poder conseguir los desplazamientos y giros alrededor de la fractura, es necesario hacer uso de diferentes operaciones matemáticas y necesitaremos fijar algunas referencias que serán muy útiles para agilizar el proceso. Por ejemplo, obtener la dirección del eje anatómico del fémur o el plano medio de fractura son algunos de los datos útiles para caracterizar cada modelo y así poder orientarlo en el espacio. A partir de ahí, se utilizan matrices 3x3 para cambiar las coordenadas globales a locales y diferentes ecuaciones que involucran el sólido-rígido, los desplazamientos axiales y rotacionales o el C.I.R.

También, cabe destacar de nuevo que se ha seleccionado de una forma manual cada nodo del borde de la fractura en cada simulación realizada. Por lo tanto, todos los modelos no tendrán el mismo número de nodos, aunque se tiene siempre en cuenta el elegirlos de la forma más equidistante posible. Además, la enumeración nodal se ha realizado de tal forma que todos empiezan por la misma zona y eso nos servirá para poder usar esa referencia para las distintas tablas. Por otro lado, ya que la diáfisis del fémur tiene una forma parecida a la de una circunferencia, se ha dividido la sección en 360 grados con el fin de unificar el eje de abscisas a esa coordenada circunferencial y poniendo como punto de referencia (0) el primer número de la enumeración nodal.

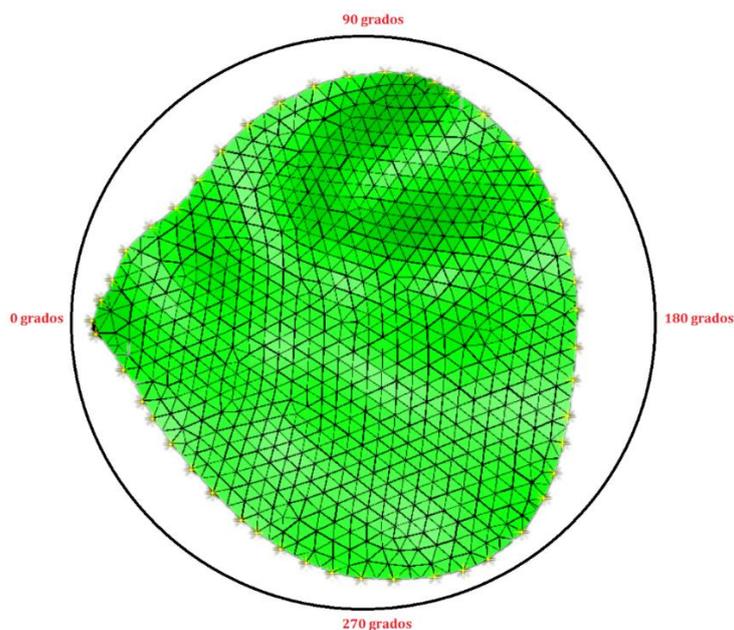


Figura 5.1 Coordenada circunferencial

5.1 TENSIONES GLOBALES MÁXIMAS

Los valores que se van a representar en las diferentes gráficas que se van a mostrar han sido sacados de los archivos visionados en Abaqus. Este apartado servirá para concluir si los bloqueos utilizados con capaces de absorber las cargas de tal forma que no haya una sobretensión en ningún punto del fémur ni de la placa.

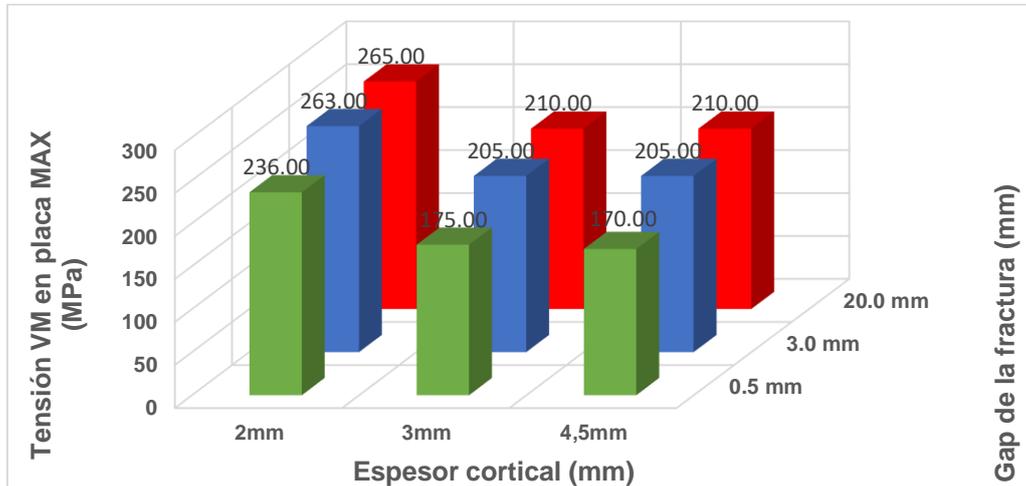


Tabla 5.1 Tensiones VM (Von Mises) máximas en la placa (Z3)

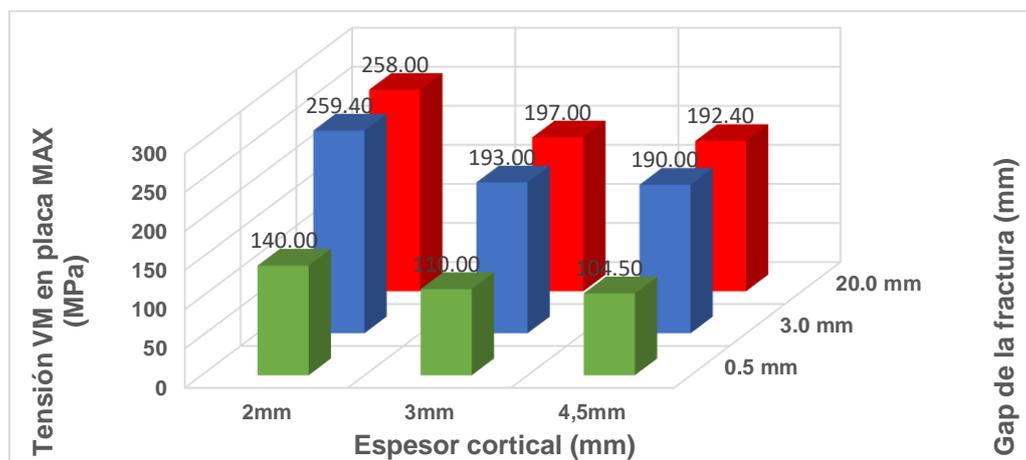


Tabla 5.2 Tensiones VM máximas en la placa (Z4)

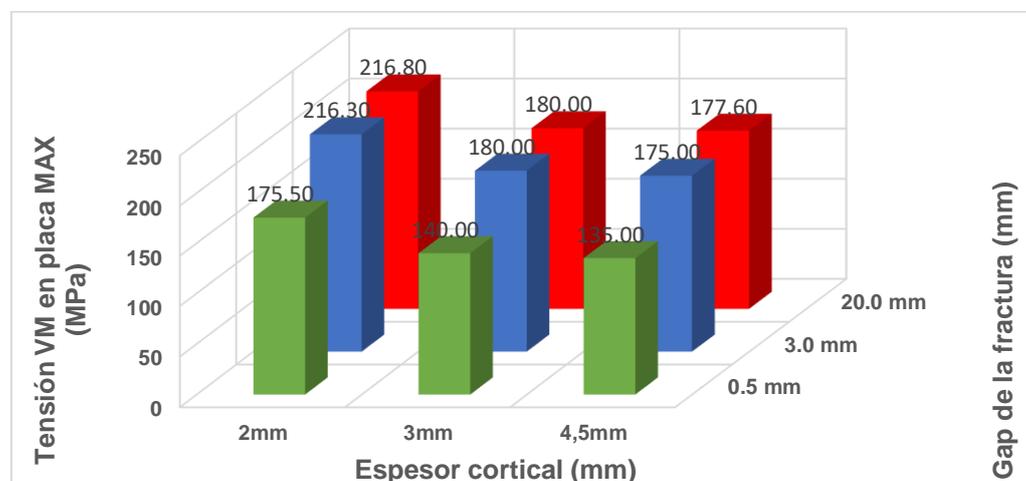


Tabla 5.3 Tensiones VM máximas en la placa (Z5)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

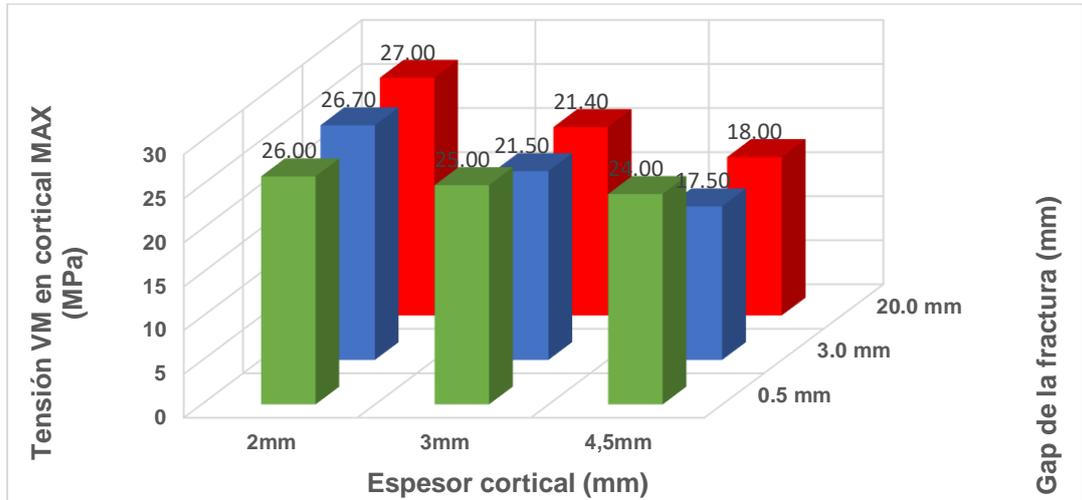


Tabla 5.4 Tensiones VM máximas en el cortical (Z3)

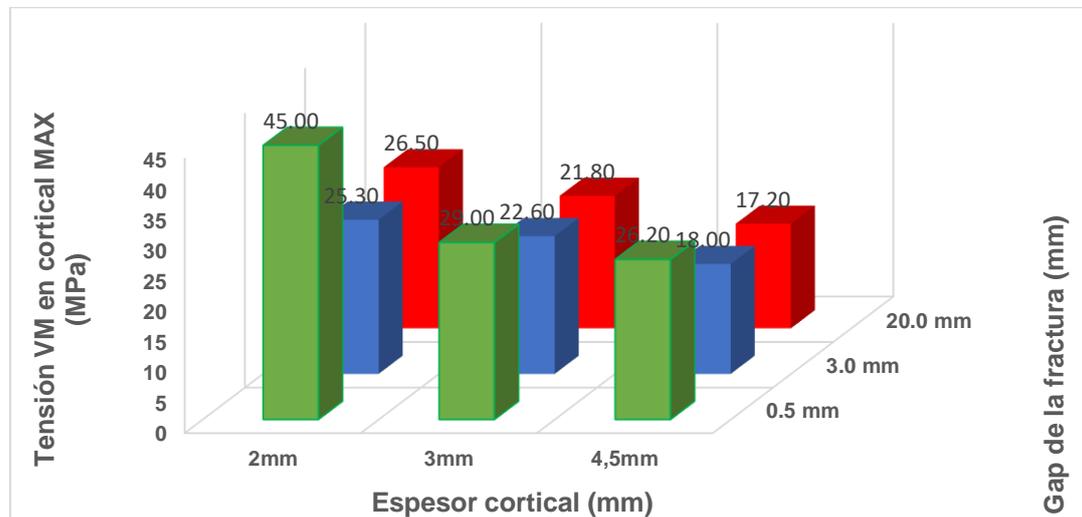


Tabla 5.5 Tensiones VM máximas en el cortical (Z4)

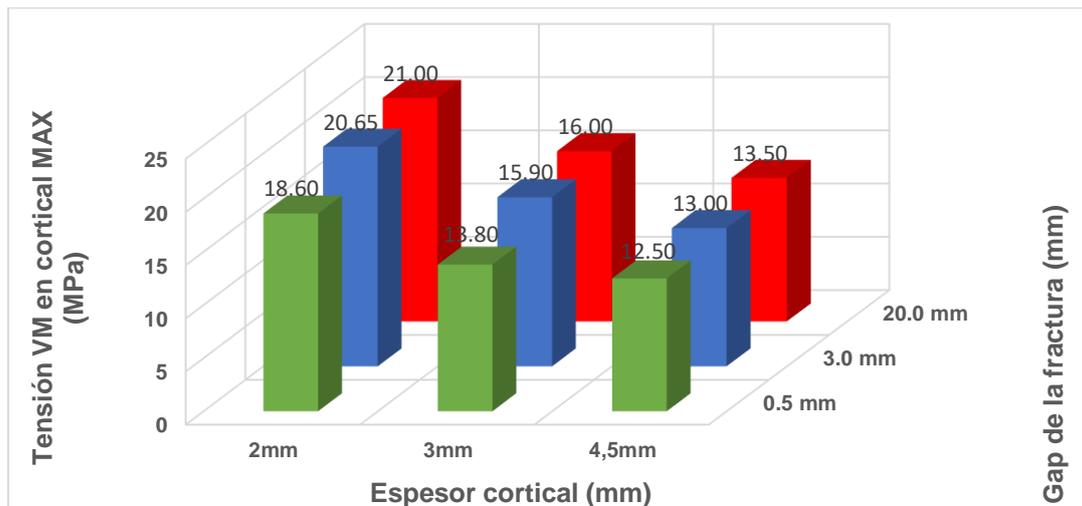


Tabla 5.6 Tensiones VM máximas en el cortical (Z5)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

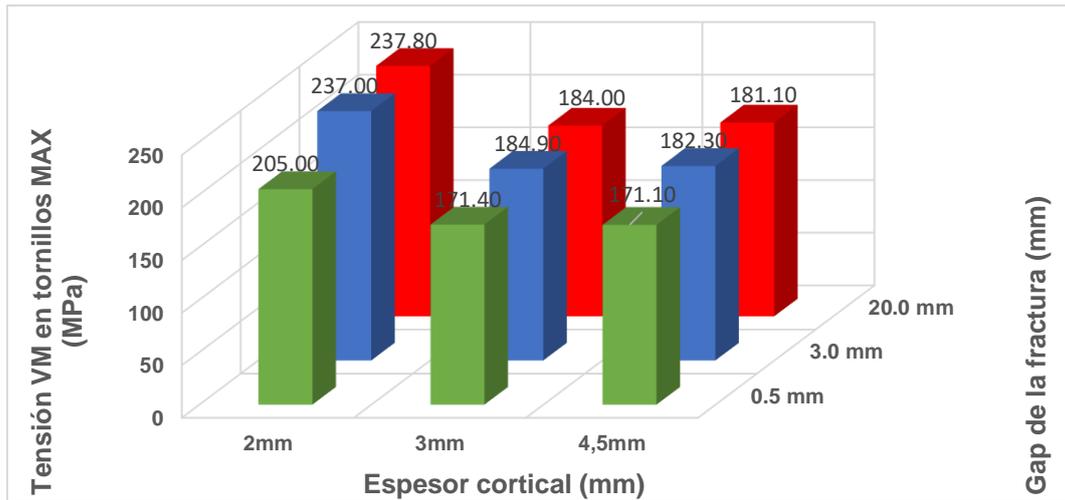


Tabla 5.7 Tensiones VM máximas en los tornillos (Z3)

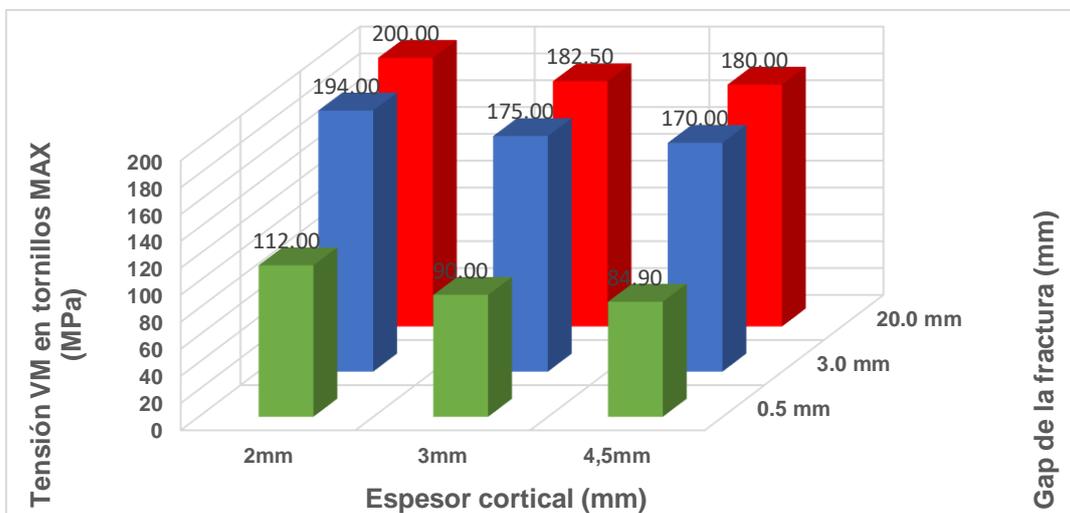


Tabla 5.8 Tensiones VM máximas en los tornillos (Z4)

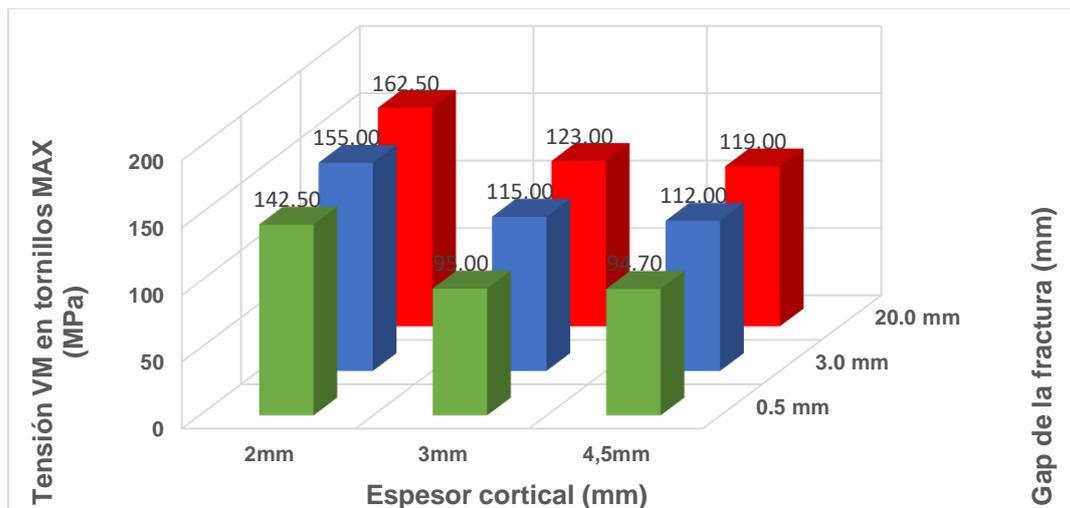


Tabla 5.9 Tensiones VM máximas en los tornillos (Z5)

5.2 DESPLAZAMIENTOS GLOBALES MÁXIMOS

El desplazamiento global máximo se va a dar lugar en la cabeza femoral ya que la zona de los cóndilos tiene restringidos todos los grados de libertad. Cada valor es obtenido de un nodo específico del modelo.

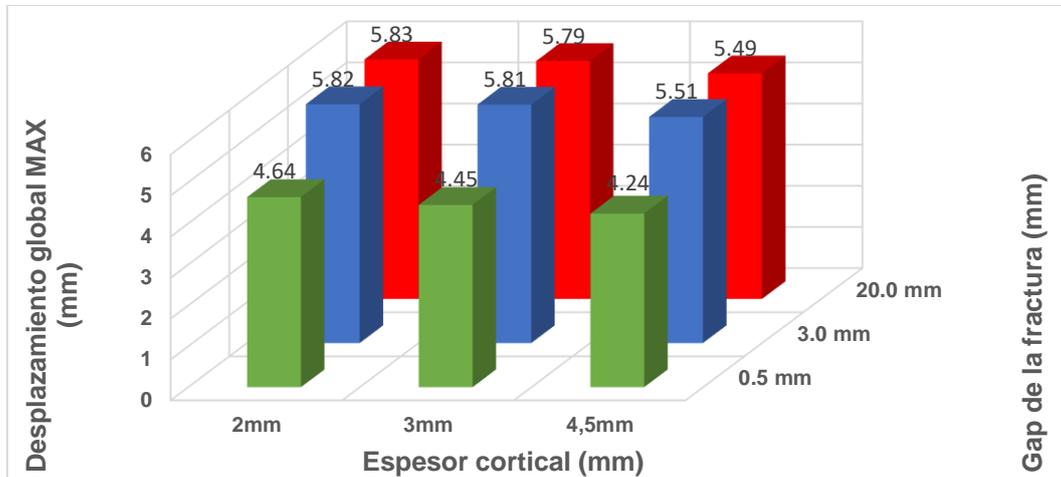


Tabla 5.10 Desplazamientos máximos (Z3)

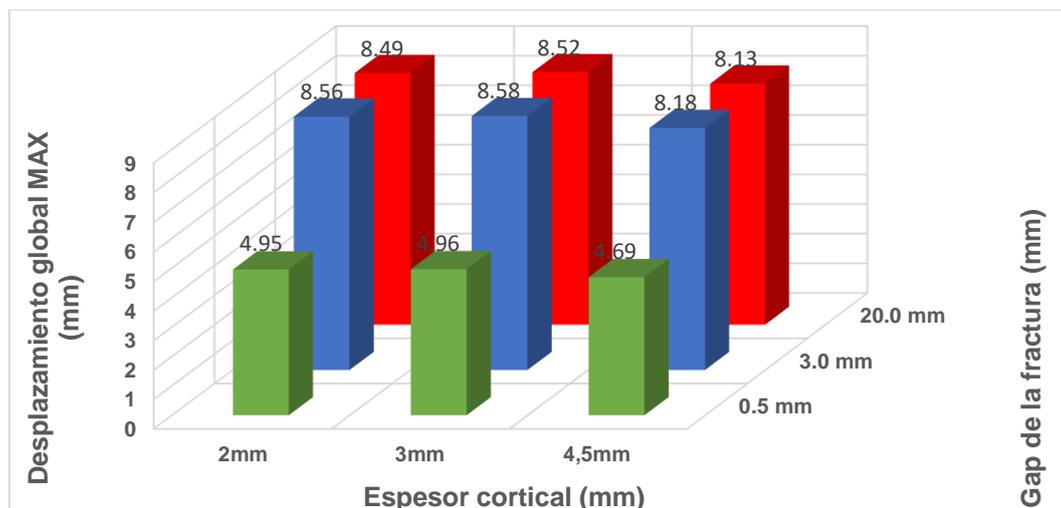


Tabla 5.11 Desplazamientos máximos (Z4)

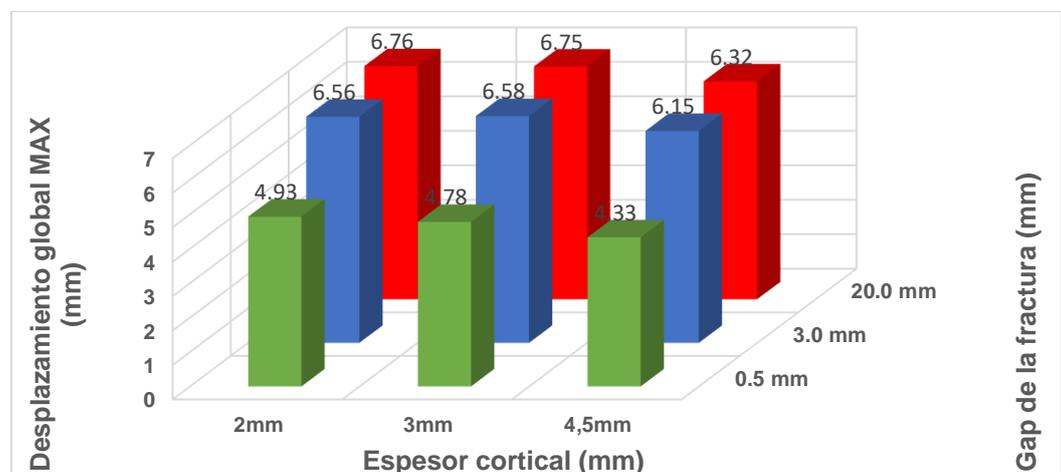


Tabla 5.12 Desplazamientos máximos (Z5)

5.3 DESPLAZAMIENTOS Y GIROS EN EL FOCO DE FRACTURA

Se van a visionar diferentes tablas en las cuales se puede ver el desplazamiento relativo de los nodos seleccionados anteriormente y el desplazamiento medio y giro en la fractura. Como se ha comentado al inicio de este apartado, se ha estandarizado el eje x convirtiéndolo en un eje circunferencial que rodea toda la diáfisis del fémur (coordenada circunferencial).

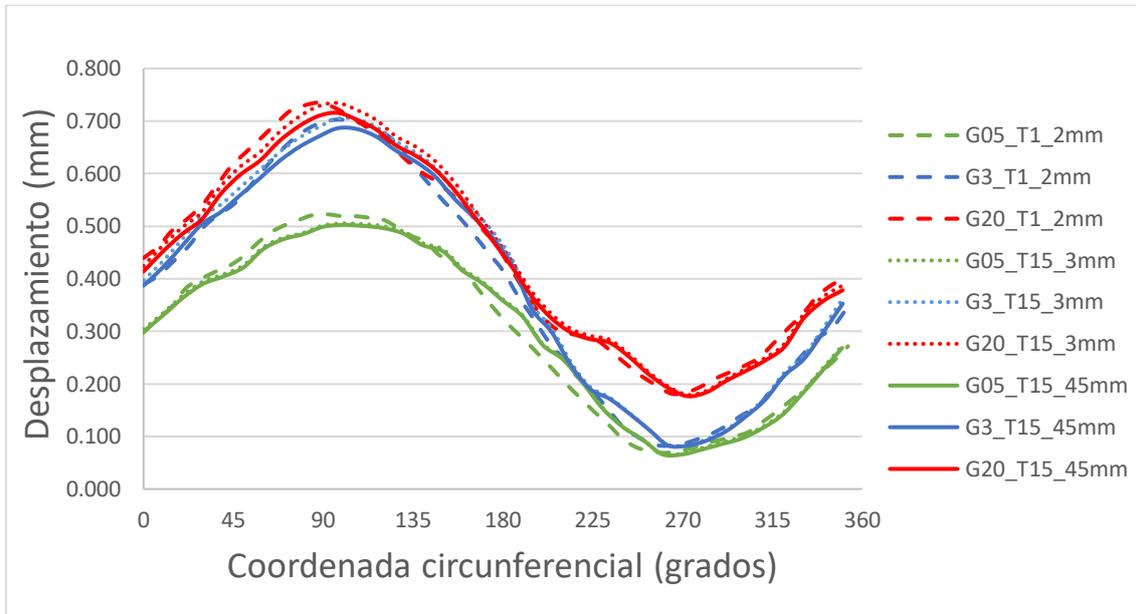


Tabla 5.13 Desplazamientos en el foco de la fractura (Z3)

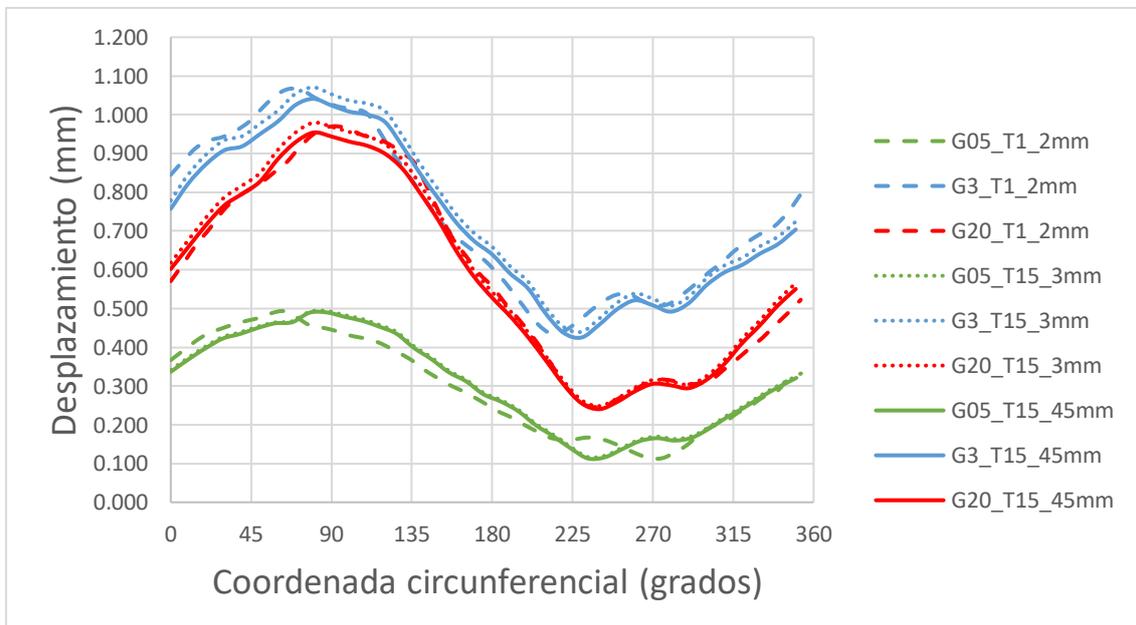


Tabla 5.14 Desplazamientos en el foco de la fractura (Z4)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

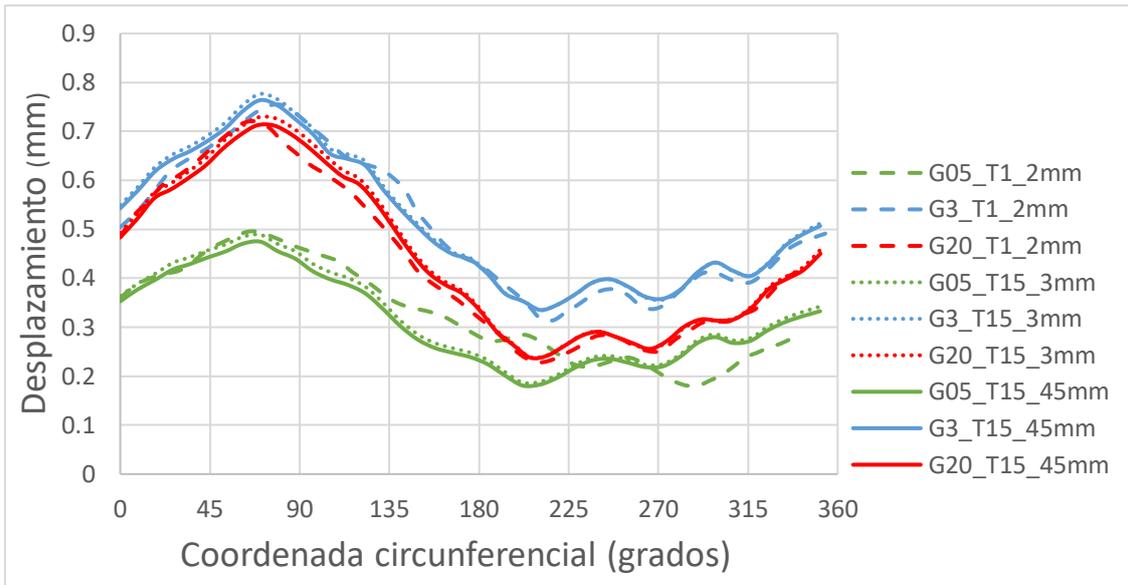


Tabla 5.15 Desplazamientos en el foco de la fractura (Z5)

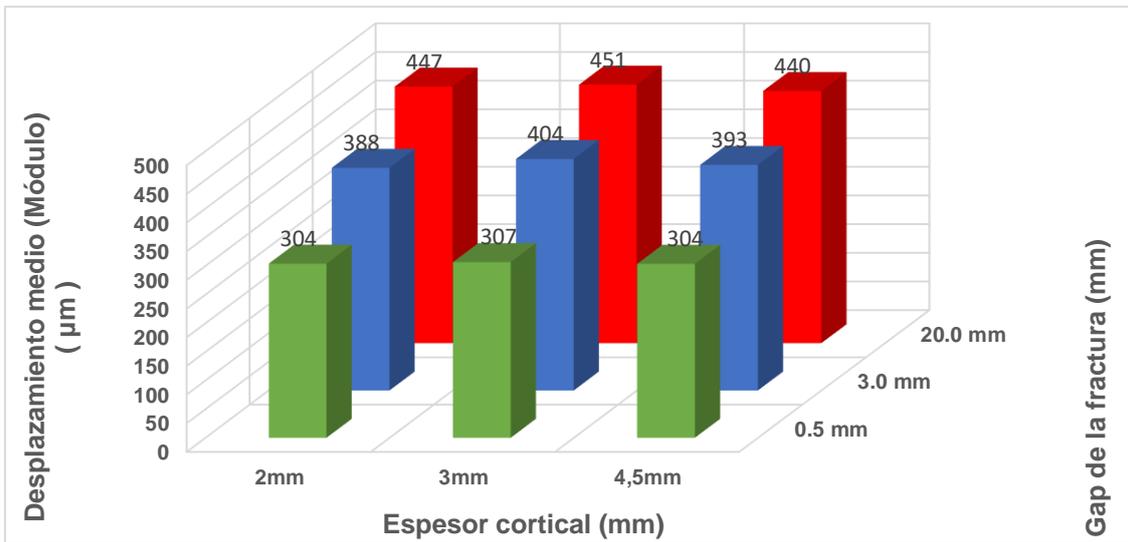


Tabla 5.16 Desplazamiento medio en el foco de la fractura (Z3)

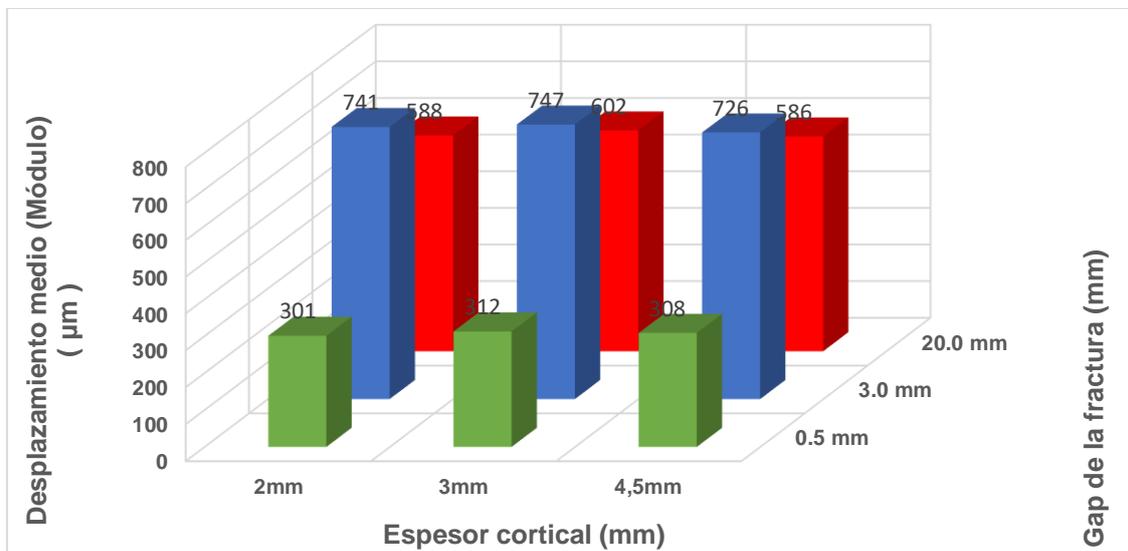


Tabla 5.17 Desplazamiento medio en el foco de la fractura (Z4)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

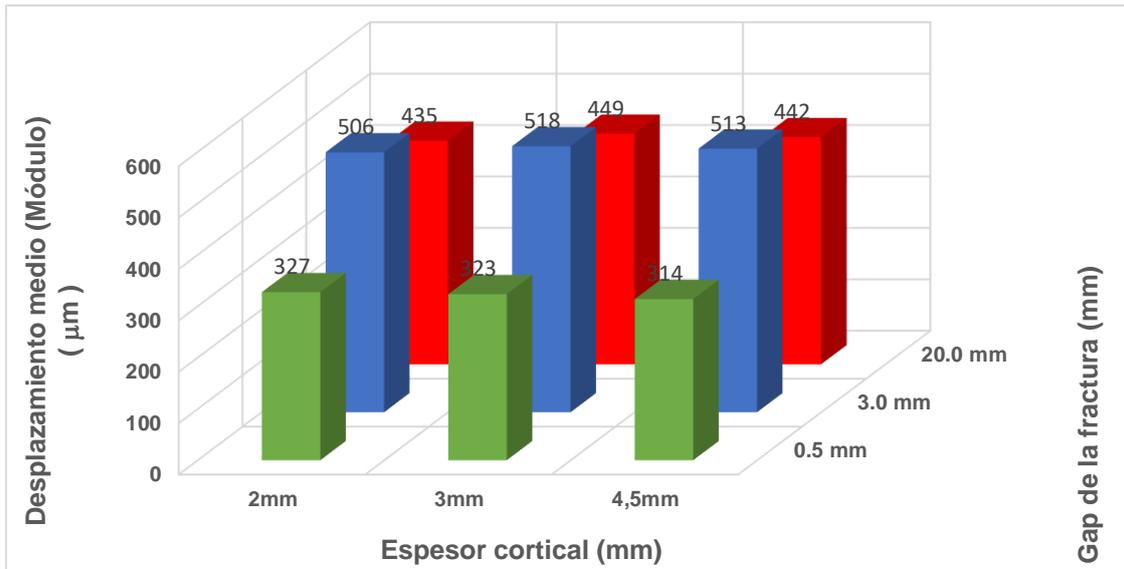


Tabla 5.18 Desplazamiento medio en el foco de la fractura (Z5)

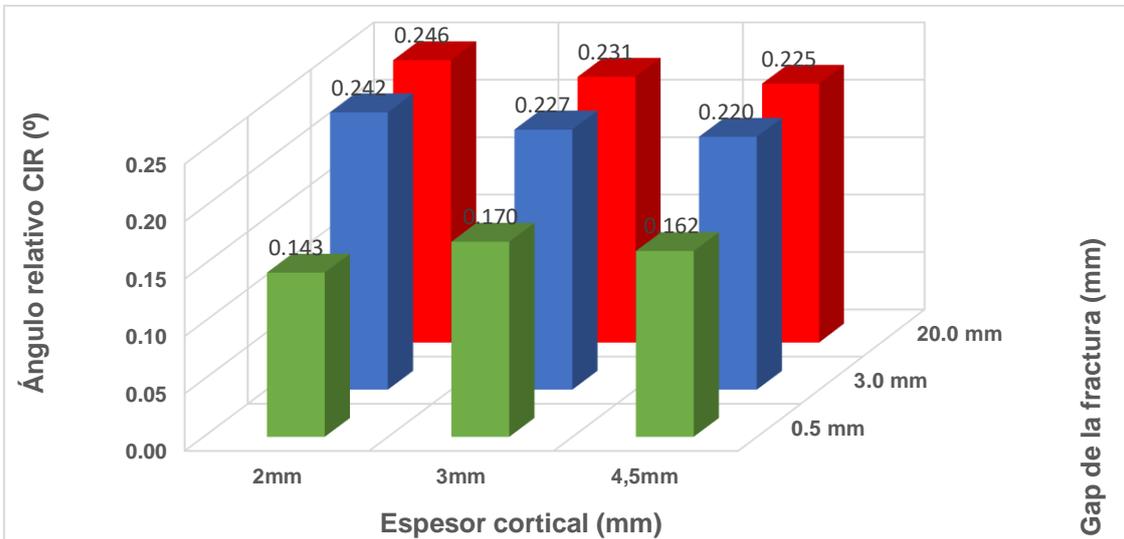


Tabla 5.19 Giro relativo en el foco de la fractura (Z3)

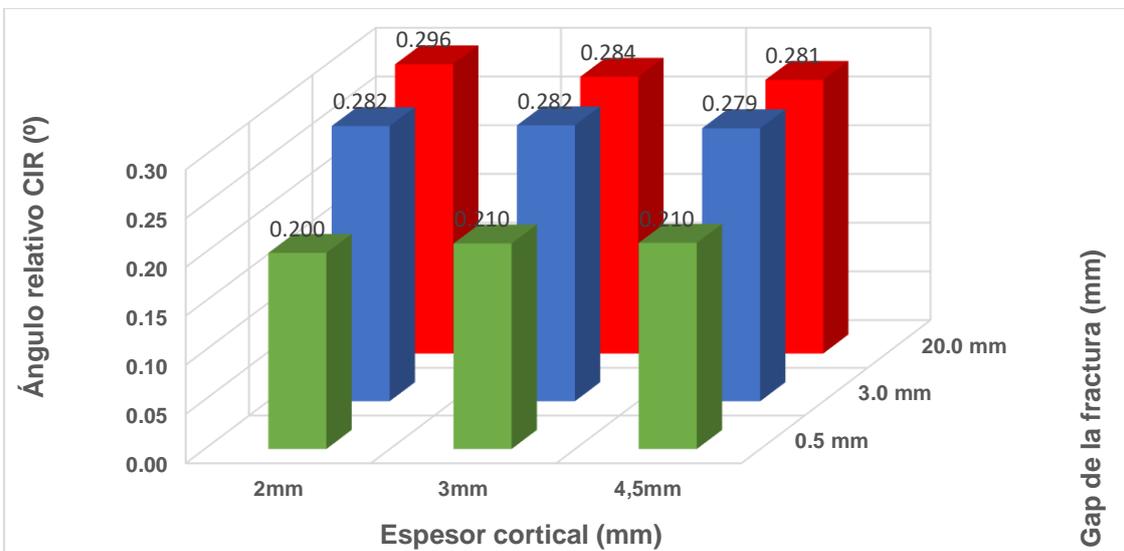


Tabla 5.20 Giro relativo en el foco de la fractura (Z4)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

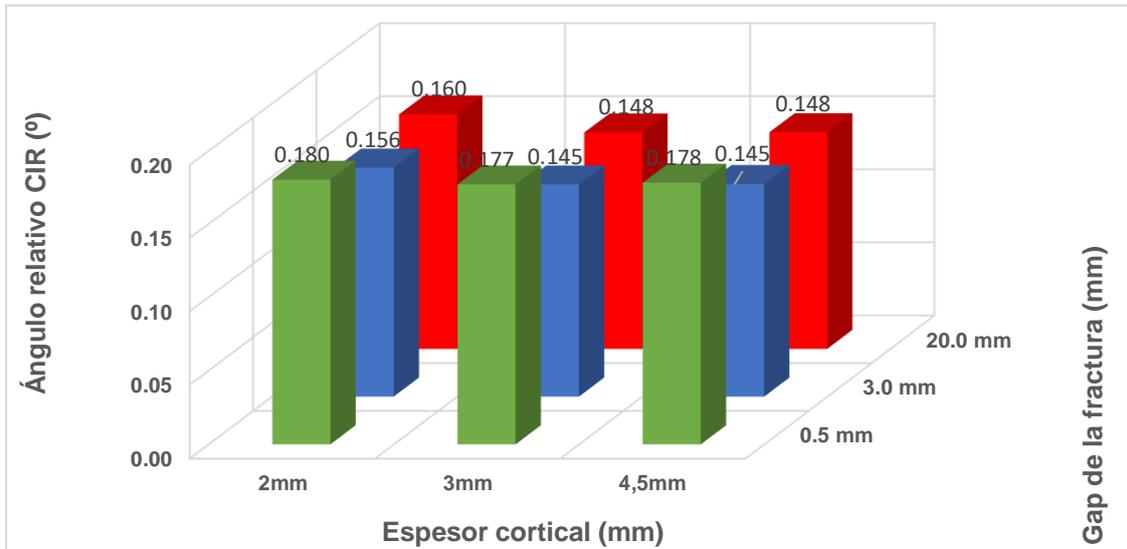


Tabla 5.21 Giro relativo en el foco de la fractura (Z5)

6 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Una vez mostrados todos los resultados en el apartado 5, se van a comparar de tal forma que tengamos una visión general del comportamiento mecánico que ha seguido cada modelo. Para no generar dudas, cabe destacar que cada color representa un gap de fractura. El verde, azul y rojo van asociados a los gaps de fractura de 0.5, 3 y 4.5 mm respectivamente.

Además, se establecen criterios para considerar las concentraciones de tensiones locales, tomando valores representativos de la zona y evitando valores numéricos espurios e irreales.

Las conclusiones que darán una cohesión con los resultados obtenidos se podrán obtener en el siguiente apartado.

Tensiones VM máximas

Si comparamos la tensión en la placa, en el cortical y en los tornillos (tablas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 y 5.9), al aumentar el espesor del cortical, se puede apreciar una disminución progresiva (entre el 20% y el 28%) de los valores en todas las zonas y gaps.

Además, conforme aumenta el gap, manteniendo constante el espesor del cortical y la zona, la tensión aumenta progresivamente (entre el 12% y el 84%) en la placa y (entre el 5% y el 112%) en los tornillos. No ocurre lo mismo en el cortical ya que en el gap de 0.5mm hay unos picos de tensión que llegan hasta los 45 Mpa como por ejemplo en la zona 4.

También se puede ver que las máximas tensiones tanto en la placa como en el cortical, comparando los 9 valores de cada zona, se encuentran en la zona 3.

Desplazamientos máximos

Centrándonos en el desplazamiento global máximo (tablas 5.10, 5.11 y 5.12), que se localiza en la cabeza femoral, se puede observar cómo hay una disminución progresiva de los valores conforme aumentamos el espesor del cortical (entre el 5% y el 9%) a excepción de unos pocos casos donde el valor es mínimamente mayor en los modelos de 3 mm de espesor de cortical respecto los modelos de 2 mm de espesor.

También se puede observar un aumento claro del desplazamiento máximo (entre el 25% y el 73%) conforme aumentamos el gap de fractura dejando el resto de los parámetros constantes.

Cabe destacar además que los desplazamientos más altos, comparando los 9 valores de cada zona, se encuentran en la Z4 y que los más bajos se encuentran en la Z3.

Desplazamientos y giros en el foco de la fractura

Si nos fijamos en las tablas que representan el módulo del desplazamiento en cada nodo de la fractura respecto la coordenada circunferencial, aparecen divididos en 3 colores que tienen la misma connotación que antes y, a su vez, aparecen diferenciados en 3 trazos diferentes que representan el espesor de cortical. Estos trazos son el discontinuo a rayas, el discontinuo a puntos y el continuo que van asociados a un espesor de cortical de 2, 3 y 4.5 mm respectivamente.

Se puede apreciar en estas 3 tablas (5.13, 5.14 y 5.15) cómo el espesor del cortical no es un factor muy relevante a la hora de ver cambios en el desplazamiento alrededor del foco de fractura. Los 3 trazos del mismo color siguen un camino similar sin notables cambios. Además, se diferencian muy bien los 3 colores donde el verde (gap 0.5 mm) siempre recoge los desplazamientos más pequeños. En cambio, en la zona 3, los desplazamientos mayores se encuentran en el color rojo (gap 20 mm) mientras que en las zonas 4 y 5, los mayores desplazamientos se encuentran en el color azul (gap 3 mm).

Esta información queda recogida de una forma más concisa en las tablas (5.16, 5.17 y 5.18) donde se aprecia el poco efecto que causa el cambio de espesor de cortical en el desplazamiento de los nodos del foco de fractura y cómo los desplazamientos medios máximos se encuentran en el gap 3 mm y gap 20 mm.

Por otro lado, también se pueden observar las tablas (5.19, 5.20 y 5.21) que muestran cómo el cambio del espesor del cortical tampoco depende sustancialmente del giro relativo que se produce en el foco de fractura. Lo que sí que se puede apreciar es un aumento progresivo del giro (entre el 33% y el 72%) al aumentar el gap de la fractura tanto en la Z3 como en la Z4.

7 CONCLUSIÓN

Después de haber obtenido y comparado los resultados, se puede afirmar que conforme aumenta el espesor del cortical, más rígido que el hueso esponjoso o trabecular (tabla 4.2), hay una disminución general de las tensiones ya que éstas se reparten de una forma más uniforme. Sin embargo, la mayor rigidez del hueso produce leves cambios en los desplazamientos máximos que se dan siempre en la cabeza femoral. Lo cual resulta lógico, ya que la simulación comprende las fases previas a la generación de callo y consolidación, y por tanto, la sección resistente corresponde con la de la placa. En fases más avanzadas de consolidación ósea es previsible que esto cambie considerablemente, al entrar en juego la rigidez del hueso junto con la placa.

Por otro lado, es coherente pensar que los valores máximos se deberían encontrar en los modelos donde la fractura se encuentra en la zona 5 ya que hay más voladizo desde la fractura hasta la cabeza femoral, pero hay otros factores como la configuración de bloqueo que pueden interferir directamente en los resultados finales.

Conviene enfatizar que los picos de tensión obtenidos en los modelos cuyos gaps de fractura eran de 0,5 mm se deben a un contacto de los corticales en el foco de fractura. No ocurre de una forma tan abrupta en los modelos donde la fractura se encuentra en la zona 5 ya que los valores son más regulares y, además, el punto de máxima tensión se encuentra en uno de los orificios de los tornillos más próximos a la fractura.

También cabe resaltar que no existe una dependencia sustancial entre el espesor del cortical y los desplazamientos y giros en el foco de fractura como se ha podido ver en las tablas (5.13-21). Además, la intuición nos haría pensar que los valores serán mayores conforme aumentamos el gap de la fractura ya que hay más espacio entre los bordes, pero esto no ocurre ni en la zona 4 ni en la zona 5. Esto se puede corroborar con la existencia de otros factores que tienen una importancia mayor como la zona de la fractura o la configuración general de placas laterales con tornillos. En cambio, el factor que depende directamente del desplazamiento y del giro existente es la distancia que hay entre el borde de la fractura más próxima a la cabeza femoral y el tornillo colindante. Esto ocurre en esa zona específica ya que el otro extremo está empotrado y, por lo tanto, el movimiento está restringido.

Con las figuras que se muestran a continuación se puede explicar de una forma más visual de qué es lo que está pasando. Manteniendo constante la zona 4 y el espesor del cortical de 2mm, se obtienen unos valores mayores en el modelo con gap de 3 mm (1.06 mm MAX) que en el modelo con gap de 20 mm (0,97 mm MAX). Esto se debe a que el tornillo colindante se encuentra más lejos del borde de la fractura con el gap más estrecho lo que genera un mayor voladizo de esa sección del fémur y una menor inmovilización del flanco de fractura.

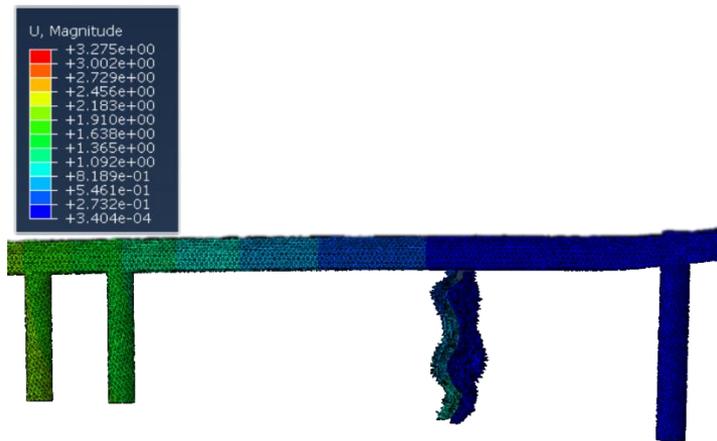


Figura 7.1 Desplazamientos en el foco de la fractura de gap 3 mm y situada en la Z4

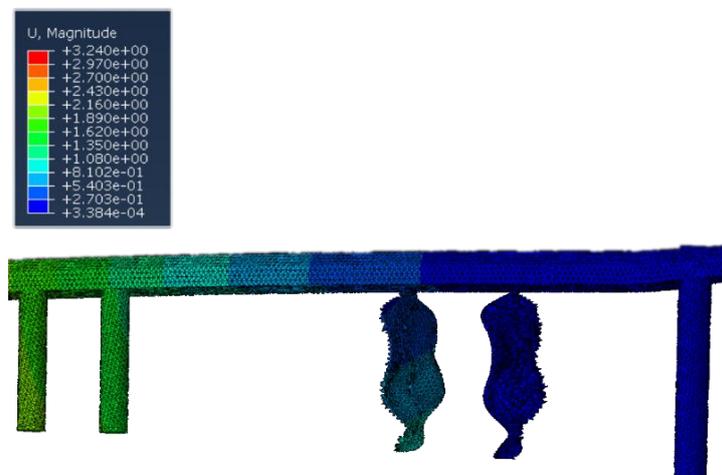


Figura 7.2 Desplazamientos en el foco de la fractura de gap 20 mm y situada en la Z4

En definitiva, la variación del espesor del cortical es un factor que afecta en mayor medida a las tensiones que a los desplazamientos. Es por eso por lo que los materiales utilizados tanto en las placas como en los tornillos deben de resistir sin dificultad las cargas liberando en mayor medida al hueso. Además, se debe de tener especial atención en las configuraciones de bloqueo para las personas de mayor edad para asegurar la estabilidad global y para evitar microrroturas y sobretensiones provocadas por la falta de rigidez en sus huesos.

8 BIBLIOGRAFÍA

- [1] Yarboro, Seth R. MD. Lateral Distal Femur Plate for Periprosthetic Fracture. *Journal of orthopaedic trauma* 2018. Volumen 32, número 5, S30-S31.
<https://journals.lww.com/jorthotrauma/fulltext/2018/08004/lateral_distal_femur_plate_for_periprosthetic.16.aspx>
- [2] R.HUIKES. Una revisión del análisis de elementos finitos en biomecánica ortopédica. *ELSEVIER. Revista de biomecánica*. 1983. Volumen 16, número 6, 385-409 .
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0021929083900726?via%3Dihub>>
- [3] JACOB FISH. A first course in finite elements 2007.
- [4] FisiOnline. Anatomía del fémur
<<https://www.fisioterapia-online.com/glosario/hueso-femur>>
- [5] PÉREZ ALCAZAR, Micaela. Osteoporosis. Huesos frágiles. *ELSEVIER. Farmacia Profesional*. 2002. Volumen 16, número 2, 46-53
<<https://www.elsevier.es/es-revista-farmacia-profesional-3-articulo-osteoporosis-huesos-fragiles-13026460#:~:text=Dentro%20de%20la%20estructura%20%C3%B3sea,la%20envoltura%20exterior%20del%20esqueleto.>>
- [6] Acta médica grupo Ángeles. *Frecuencia y tipos de fracturas clasificadas por la Asociación para el estudio de la Osteosíntesis en el Hospital General de León durante un año*. 2017. Volumen 14, número 4.
<https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-72032017000400275>
- [7] CALVAGNA, Mary. MS. *Fractura femoral*
<<https://www.wnyurology.com/content.aspx?chunkid=103700#:~:text=Una%20fractura%20femoral%20es%20cuando,fuerza%20para%20romper%20el%20f%C3%A9mur.>>
- [8] Femur shaft fractures (broken thighbone). Ortho Info—American Academy of Orthopaedic Surgeons website.
<<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00521>>
- [9] Clínica Universidad de Navarra. *Osteoporosis*
<<https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/osteoporosis>>
- [10] GUILLEM MOLINA, Jordi Espona. *Facturas diafisarias de fémur*. Hospital Universitario de Lleida. Capítulo 79
<https://unitia.secot.es/web/manual_residente/CAPITULO%2079.pdf>

- [11] WISS DA, FLEMING CH, MATTA JM, CLARK D. Clin Orthop. *Conminuted and rotationally unstable fracture of the femur treated with interlocking nail*. 1986; 212: 35- 47.
- [12] WEERAKKODY, Dr Yuranga. Winqvist classification of femoral shaft fractures. (2022)
<<https://radiopaedia.org/articles/winqvist-classification-of-femoral-shaft-fractures-1>>
- [13] Winqvist RA, Hansen ST. Conminuted fractures of the femoral shaft treated by intramedullary nailing. *Orthop Clin North Am* 1980, 11: 633-648.
- [14] Investigación UCM (Universidad Complutense de Madrid)
<<https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-02-18-02%20Fracturas.pdf>>
- [15] PORTAL NÚÑEZ. Sergio, LOZANO. Daniel, DE LA FUENTE. Mónica, ESBRIT. Pedro. Fisiopatología del envejecimiento óseo. *ELSEVIER. Revista Española de Geriatría y Gerontología*. 2021. Volumen 47, número 3, 125-131
<<https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-geriatria-gerontologia-124-articulo-fisiopatologia-del-envejecimiento-oseo-S0211139X11003155>>
- [16] DRISCOLL, Mark, The Impact of the finite Element Method on Medical Device Design. *J.Med. Biol. Ing* 2019. 39, 171-172.
<<https://doi.org/10.1007/s40846-018-0428-4>>
- [17] Siemens, I-deas® 11 NXSeries PLM software,
<<https://www.plm.automation.siemens.com/global/es/>>
2018 (acceso 19.11.18).
- [18] Alloy wire international. Stainless Steel 316 LVM
< <https://www.alloywire.es/products/stainless-steel-316lvm/>>
- [19] WEINANS.H, HUISKES.R, GROOTENBOER.H. J, Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptative bone remodeling, *J Biomech Eng* 1994, 116 393-400.
- [20] Dassault Systemes, Simulia products, Abaqus Unified FEA,
< <https://www.3ds.com/es/>>, 2018 (acceso 19.11.18).
- [21] P. Andrés-Cano, J.A. Calvo-Haro, F.Fillat-Gomá, I. Andrés-Cano y R. Perez-Mañanes. ScienceDirect. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 2021. Volumen 65, número 2, 138-151.
<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1888441520301223>>

ANEXO. Mapas de tensiones y desplazamientos

Las figuras que se van a mostrar a modo de ejemplo a continuación corresponden con los modelos cuyo gap es de 3 mm y cuyo espesor de cortical es de 2 mm.

ZONA 3

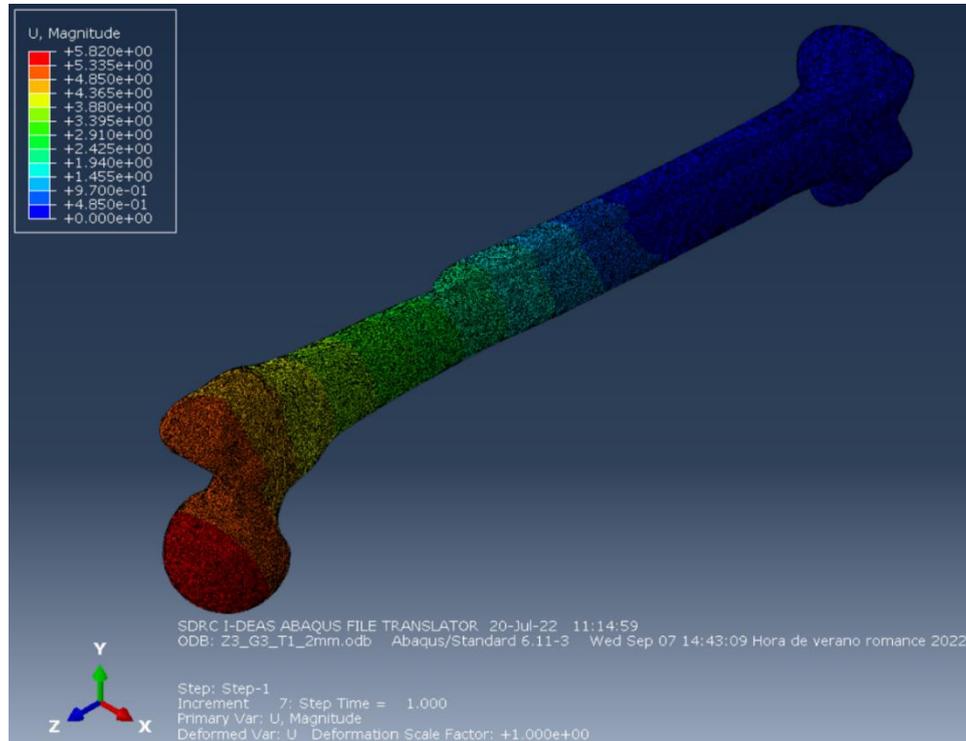


Figura A.1 Desplazamiento YZ (Zona 3)

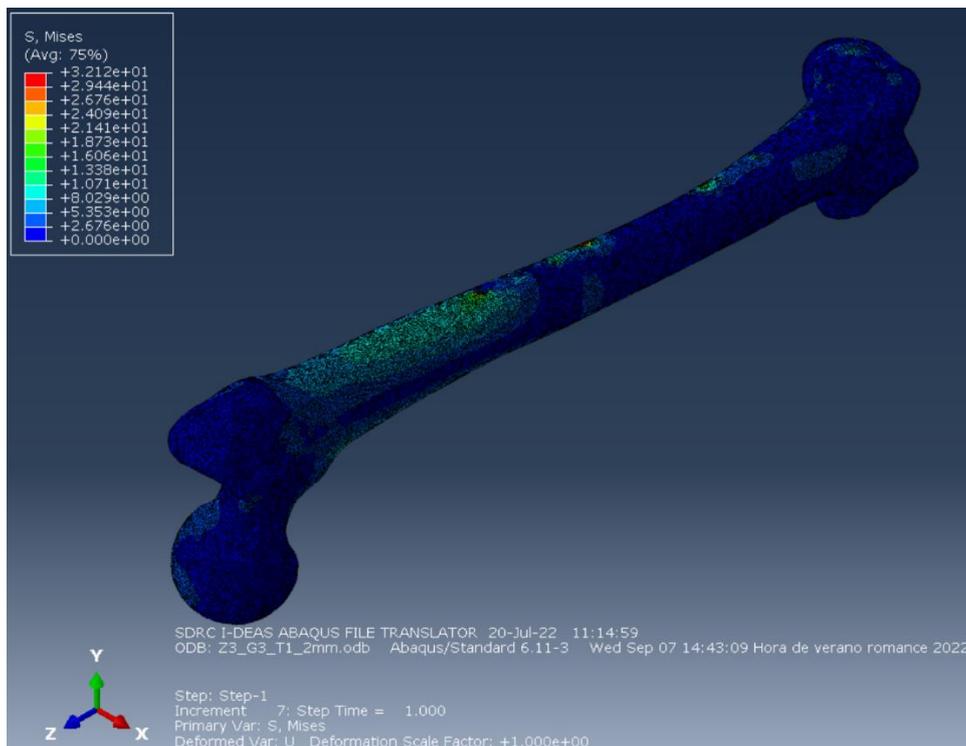


Figura A.2 Tensiones en el cortical (Zona 3)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

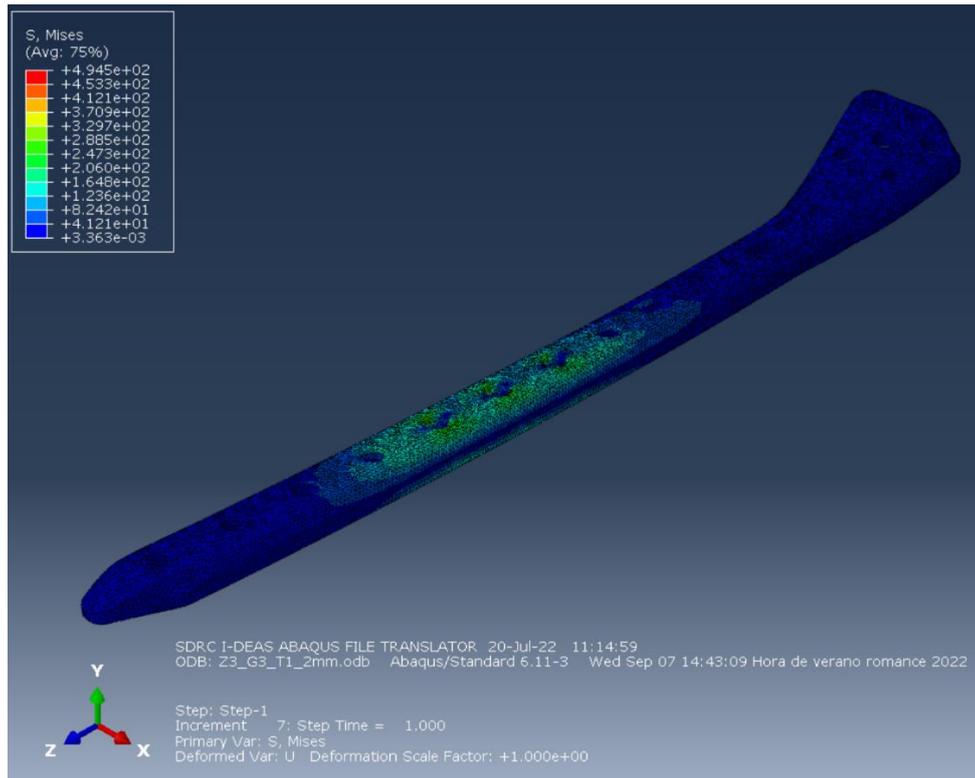


Figura A.3 Tensiones VM en la placa (Zona 3)

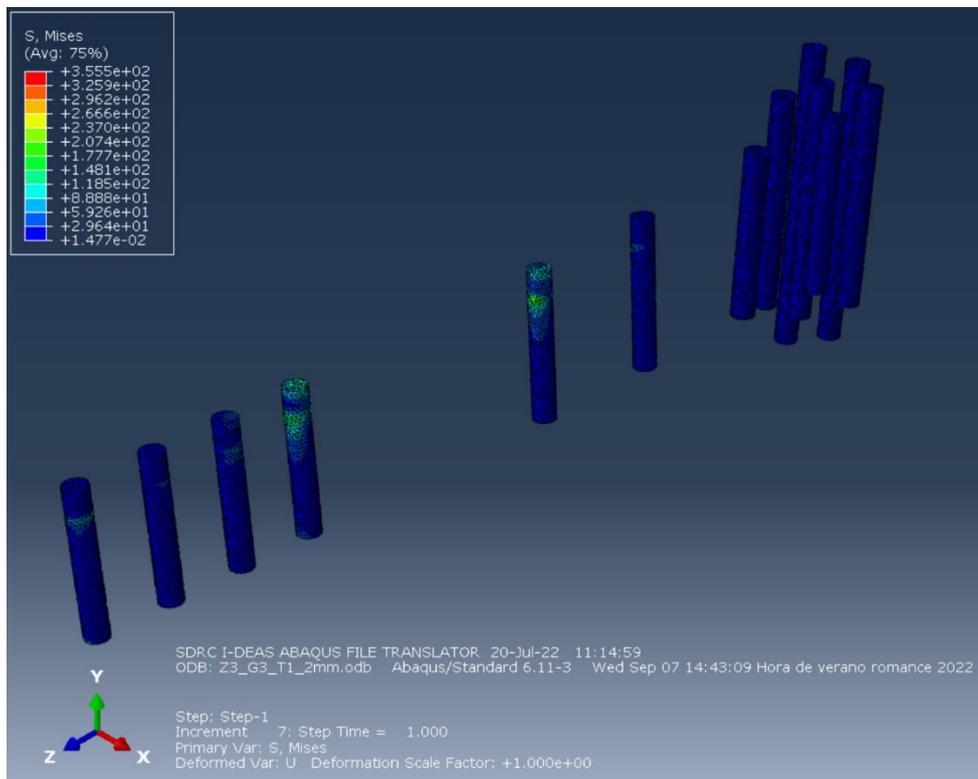


Figura A.4 Tensiones VM en los tonillos (Zona 3)

ZONA 4

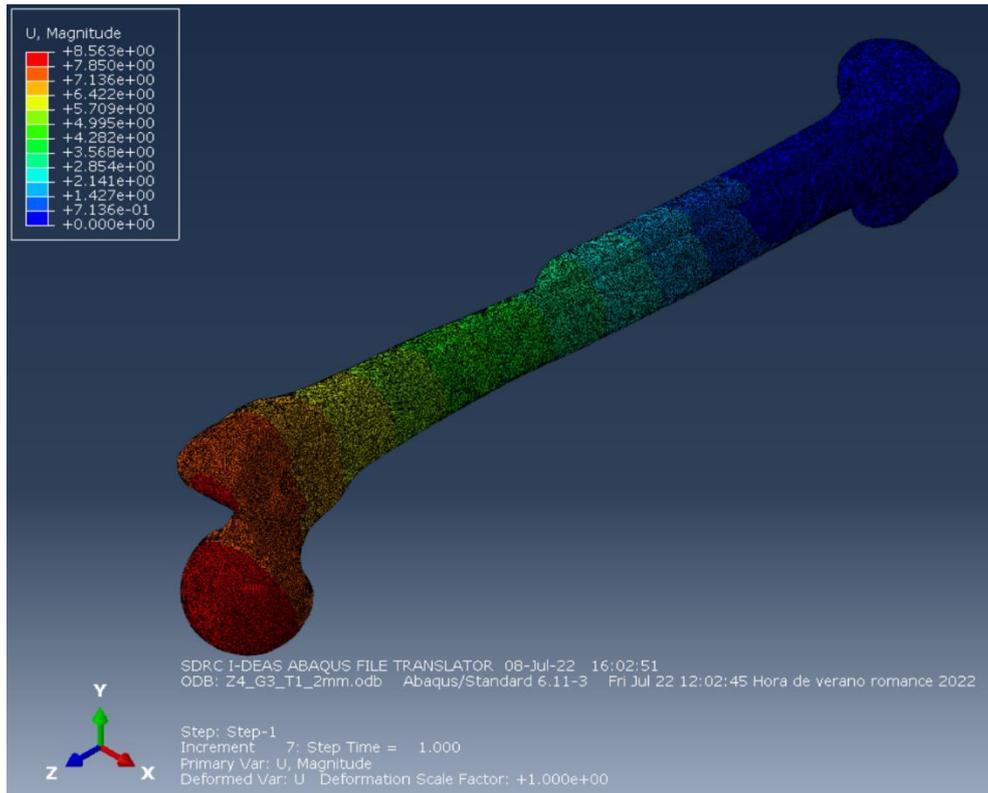


Figura A.5 Desplazamiento YZ (Zona 4)

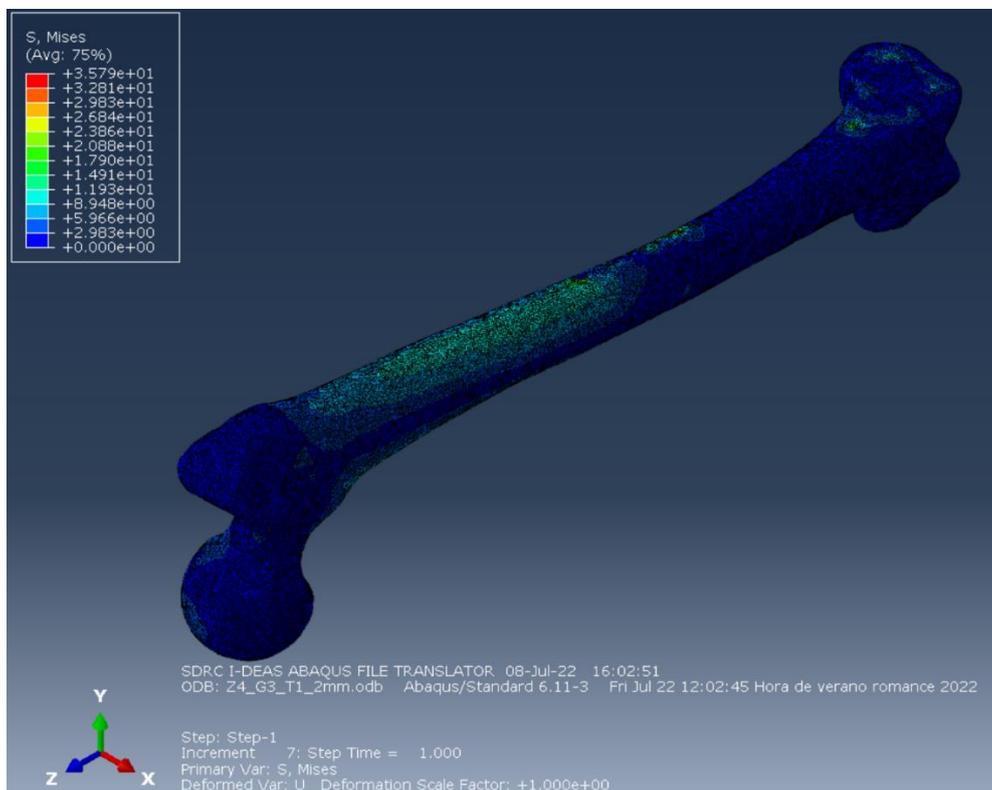


Figura A.6 Tensiones VM en el cortical (Zona 4)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

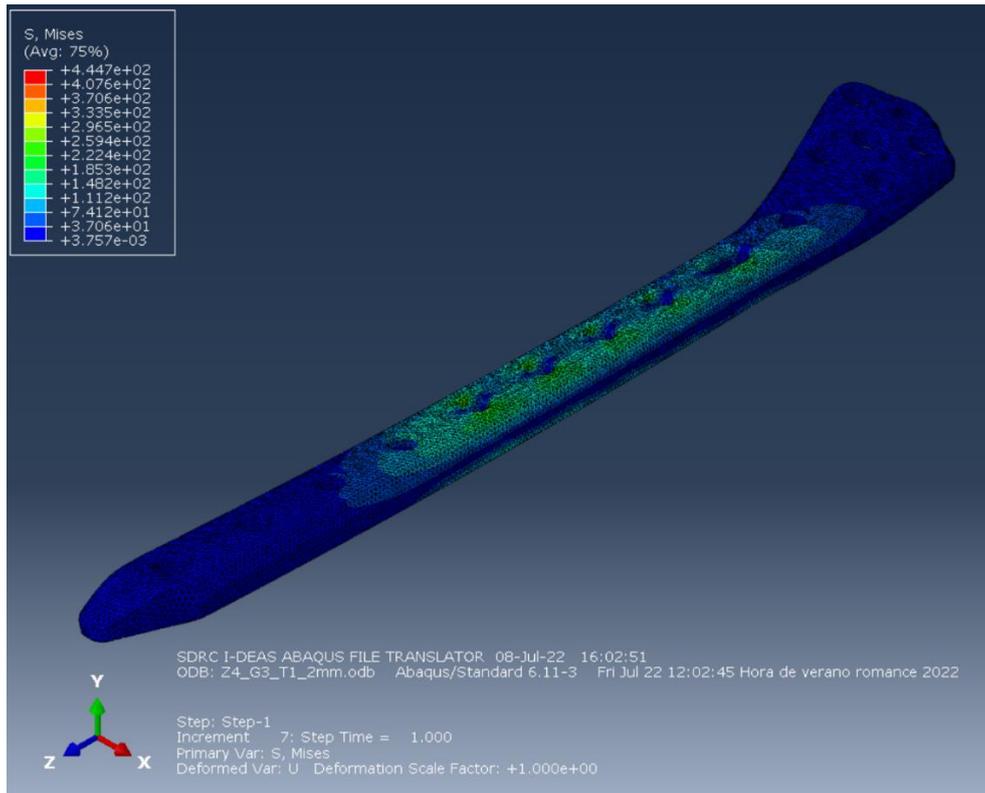


Figura A.7 Tensiones VM en la placa (Zona 4)

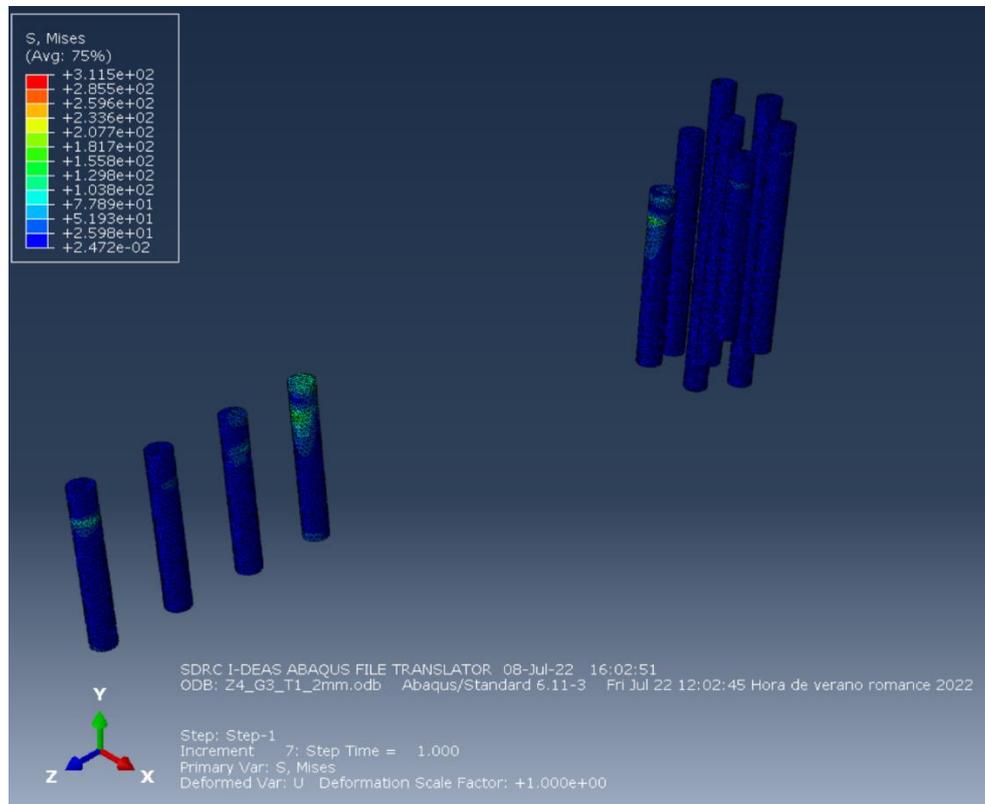


Figura A.8 Tensiones VM en los tornillos (Zona 4)

ZONA 5

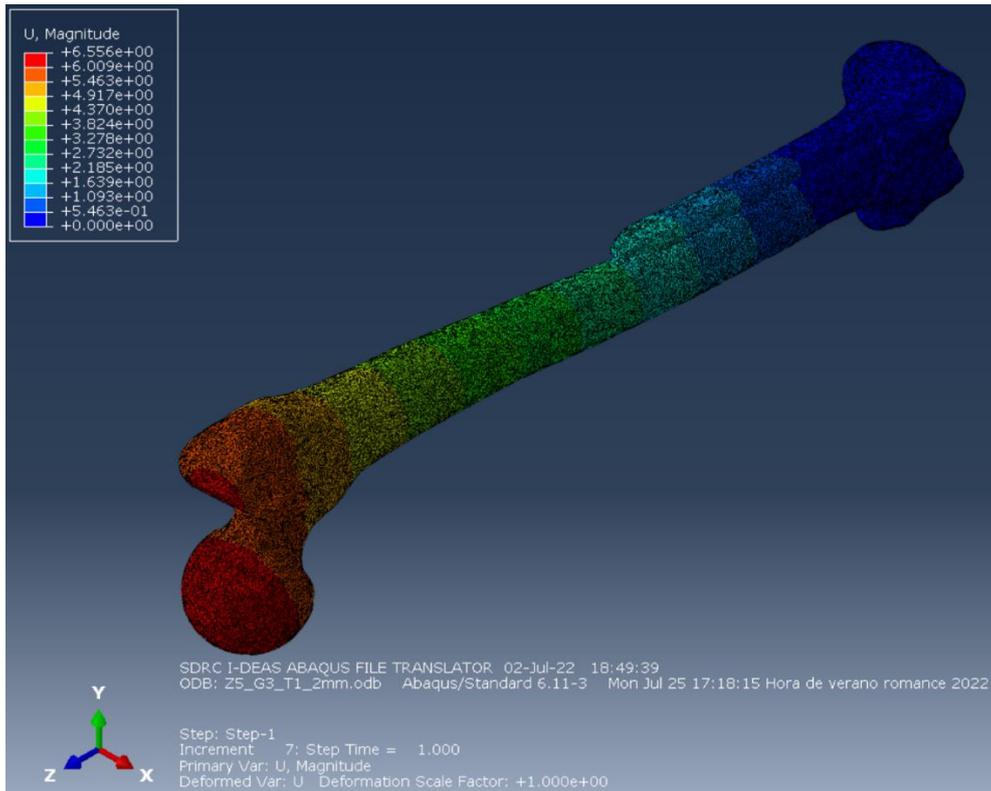


Figura A.9 Desplazamiento YZ (Zona 5)

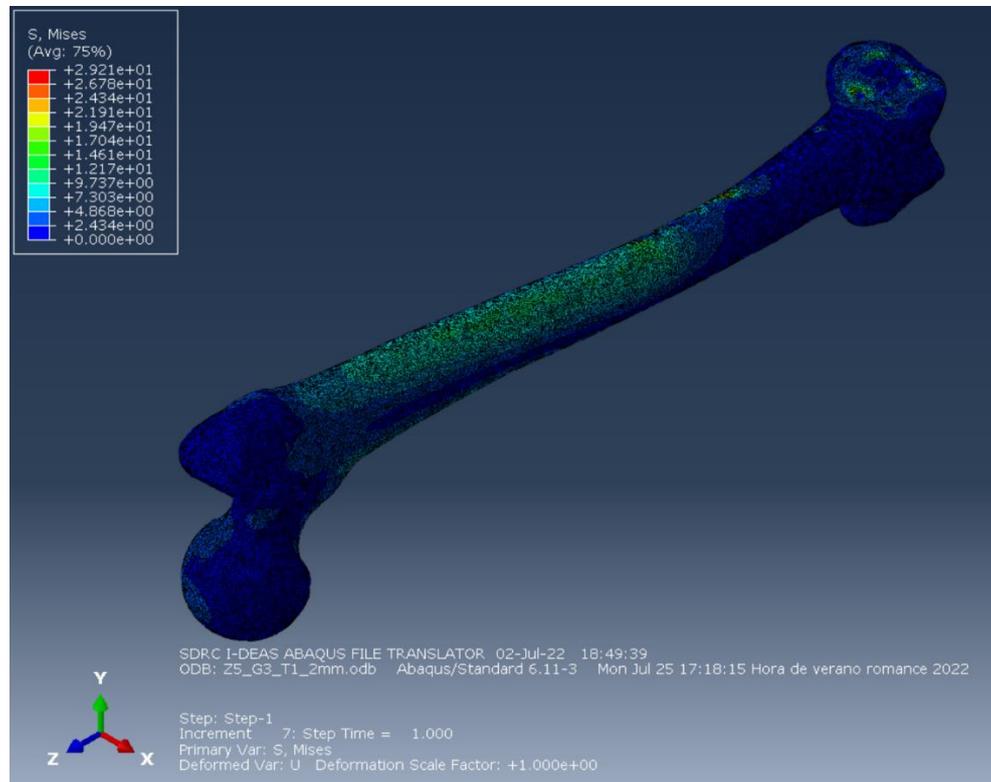


Figura A.10 Tensiones VM en el cortical (Zona 5)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE FRACTURAS FEMORALES TRATADAS CON PLACAS LATERALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

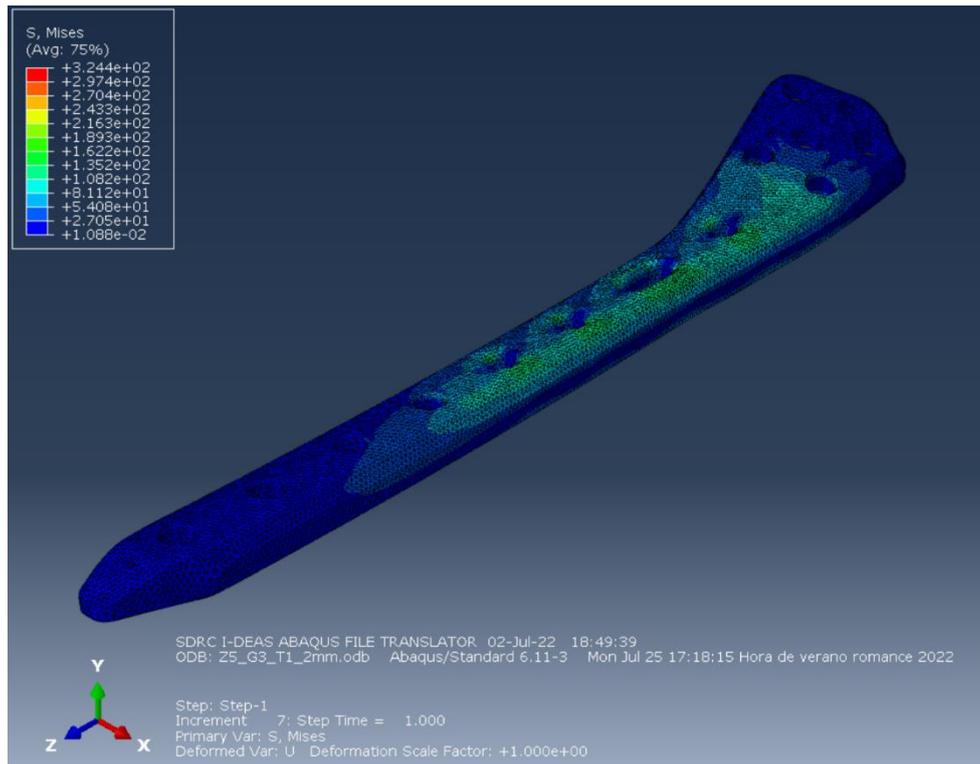


Figura A.11 Tensiones VM en la placa (Zona 5)

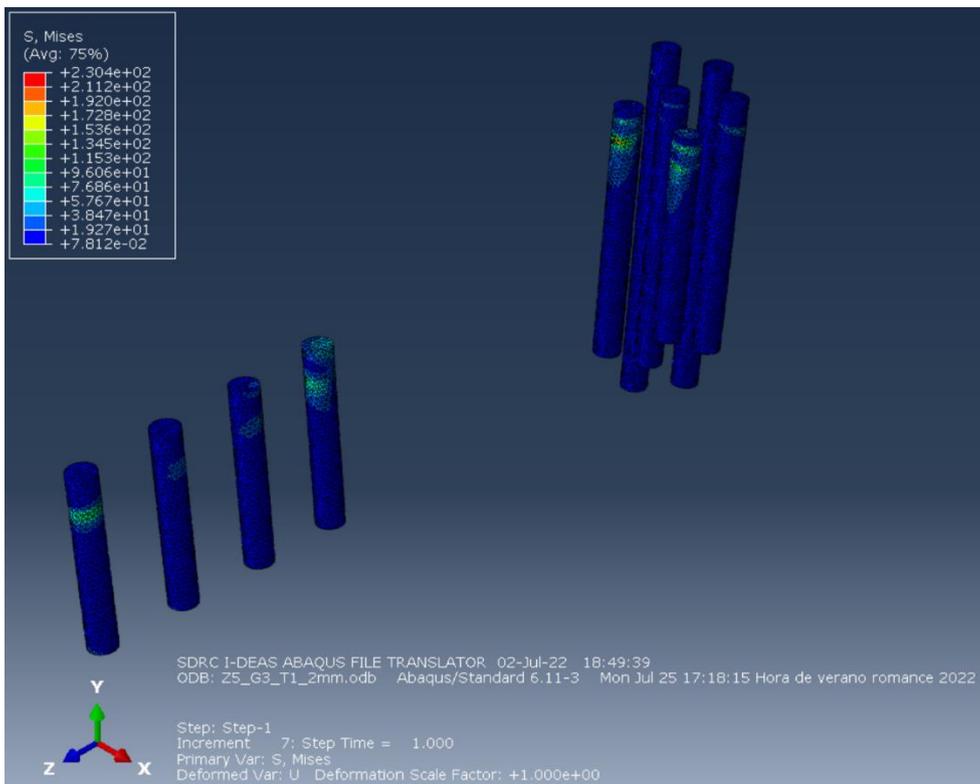


Figura A.12 Tensiones VM en los tornillos (Zona 5)