



**CENTRO POLITÉCNICO
SUPERIOR**

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA



PROYECTO FIN DE CARRERA
INGENIERÍA INDUSTRIAL

**SIMULACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS
DEL COMPORTAMIENTO DE UN CLAVO
INTRAMEDULAR PARA FRACTURAS DE TIBIA**

Realizado por:

Silvia Suñer Moreno

Dirigido por:

Elena Ibarz Montaner

Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras

Departamento de Ingeniería Mecánica

Febrero 2011

Agradecimientos

Quisiera agradecer y dedicar este proyecto a toda mi familia, por prestarme siempre todo su apoyo y su cariño.

A mi Directora de proyecto Elena Ibarz Montaner, por su atención, interés y disponibilidad mostrados en todo momento durante la realización de este proyecto.

A D. Luis Gracia Villa, por darme la oportunidad de colaborar en el departamento con éste y otros proyectos y por la atención y dedicación que me ha prestado desde el primer día.

Al Dr. Antonio Herrera Rodríguez, Catedrático de Cirugía Ortopédica y Traumatología, por su apoyo constante en los aspectos clínicos.

A mis compañeros del área “Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras” del departamento de Ingeniería Mecánica, por su ayuda desinteresada y su buena acogida en el grupo.

En general, a todos aquellos profesores del CPS, por haberme enseñado todo lo necesario para estar hoy aquí.

SIMULACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DEL COMPORTAMIENTO DE UN CLAVO INTRAMEDULAR PARA FRACTURAS DE TIBIA

RESUMEN

El objetivo fundamental de este proyecto consiste en el análisis mediante Elementos Finitos (EF) del comportamiento biomecánico del hueso tibial y las variaciones que se producen en el mismo como resultado de la inserción de un clavo intramedular como consecuencia de una fractura tibial.

Para ello se realiza un modelo de EF de una tibia sana para estudiar su comportamiento mecánico ante diversos procesos de carga. Posteriormente, se realiza un modelo de EF de un clavo intramedular comercial para simular un ensayo de flexión de tres puntos y se valida con los resultados obtenidos mediante ensayos experimentales de cara a caracterizar su rigidez.

Del mismo modo, se simula mediante EF la tibia con el clavo intramedular insertado para analizar las modificaciones en el comportamiento biomecánico de una tibia operada.

Por último, se realiza un análisis comparativo de resultados entre el modelo sano y el modelo fracturado con clavo, extrayendo las conclusiones oportunas en lo que se refiere a la capacidad resistente y de estabilización del clavo intramedular analizado.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN	4
1.1 Soluciones clínicas	4
1.1.1 Fase de reducción	4
1.1.2 Fase de contención.....	5
1.1.3 Fase de rehabilitación	8
1.2 Estudios previos.....	8
1.3 Objetivos.....	9
1.4 Material Inicial	9
1.5 Software utilizado.....	10
1.6 Descripción del proceso.....	10
2. DESARROLLO DEL MODELO SANO.....	12
2.1 Obtención de la geometría.....	12
2.2 Generación del modelo de Elementos Finitos	14
2.2.1 Características de la malla	14
2.3 Propiedades de los materiales.....	14
2.4 Cargas y condiciones de contorno	15
2.4.1 Caso de Marcha	15
2.4.2 Caso de Torsión	19
2.5 Condiciones de cálculo en Abaqus.....	19
3. DESARROLLO DEL MODELO DEL CLAVO	
INTRAMEDULAR.....	21
3.1 Obtención de la geometría.....	21
3.2 Generación del modelo de Elementos Finitos	22
3.2.1 Características de la malla del clavo intramedular	23
3.2.2 Características de la malla de los tornillos	23
3.3 Ensayo de flexión	23
3.3.1 Cálculo analítico	24
3.3.2 Cálculo en I-DEAS	25

3.3.3 Comparativa del cálculo analítico frente al cálculo en I-DEAS	26
4. DESARROLLO DEL MODELO IMPLANTADO	27
4.1 Posicionamiento del clavo intramedular	27
4.2 Generación del modelo de Elementos Finitos	28
4.3 Fracturas Tipo.....	29
4.3.1 Fractura Tipo I. Fractura plana en el tercio proximal.....	29
4.3.2 Fractura Tipo II. Fractura oblicua en el tercio medio.....	30
4.3.3 Fractura Tipo III. Fractura plana en el tercio distal.....	31
4.4 Propiedades de los materiales.....	32
4.5 Cargas y condiciones de contorno	32
4.5.1 Caso de Marcha	33
4.5.2 Caso de Torsión	34
4.6 Condiciones de cálculo en Abaqus.....	35
5. RESULTADOS	38
5.1 Resultados. Caso de Marcha.....	38
5.1.1 Deformadas.....	38
5.1.2 Desplazamientos	40
5.1.3 Desplazamiento relativo en el foco de fractura	42
5.1.4 Distribución de tensiones.....	44
5.2 Resultados. Caso de Torsión	47
5.2.1 Desplazamientos	47
5.2.2 Desplazamiento relativo en el foco de fractura	49
5.2.3 Distribución de tensiones.....	52
6. CONCLUSIONES Y DESARROLLO FUTURO	54
6.1 Conclusiones.....	54
6.2 Desarrollo futuro	54
ÍNDICE DE FIGURAS.....	56
ÍNDICE DE TABLAS	58

BIBLIOGRAFÍA 59

ÍNDICE DE LOS ANEXOS

ANEXO I: Escáner 3D y tratamiento de las imágenes 62

**ANEXO II: Correlación de los puntos de aplicación de las fuerzas
intervinientes en el caso de marcha y torsión..... 66**

ANEXO III: Condiciones de cálculo en Abaqus 70

ANEXO IV: Plano del clavo intramedular 76

**ANEXO V: Ensayo de caracterización del comportamiento a
flexión del clavo intramedular 77**

**ANEXO VI: Resultados de desplazamiento en el foco de la
fractura..... 82**

ÍNDICE DE FIGURAS 92

ÍNDICE DE TABLAS 93

1. INTRODUCCIÓN

La tibia es uno de los huesos más largos del cuerpo humano. En su extremo proximal, los cóndilos medial y lateral se articulan con el extremo distal del fémur para formar la articulación de la rodilla. Destinada a soportar la carga del peso, tiene una extensa área desprovista de inserciones musculares, lo que determina una pobre vascularización. Debido a su propia localización la tibia está expuesta a lesiones frecuentes. Por otro lado, es un hueso largo donde las fuerzas de flexión y rotación actúan como grandes brazos de palanca [1].

La fractura puede definirse como la interrupción de la continuidad ósea ó cartilaginosa. El síntoma principal de esta lesión es el fuerte dolor, así como la incapacidad para caminar, soportar peso o mover la pierna. Puede incluso aparecer una deformidad en el lugar de la fractura o ésta puede ser abierta. También se puede encontrar una hinchazón y un exceso de sensibilidad en la zona [2].

Las fracturas de la pierna ocupan el 20% de todas las lesiones óseas referidas a fracturas, siendo superadas solamente por las lesiones óseas del antebrazo. La inestabilidad de la pierna es una de las complicaciones a largo plazo si no se trata la fractura. El daño en los vasos sanguíneos a causa de una fractura causa algunas veces hemorragia interna e hinchazón, así como problemas circulatorios en el pie. La afectación nerviosa puede conllevar problemas serios como pie caído o una pérdida de sensibilidad en la pierna y el pie [2].

1.1 Soluciones clínicas

El objetivo principal es conseguir la máxima recuperación funcional posible del segmento afectado. Para ello, se impondrán unas condiciones que faciliten los procesos biológicos normales de consolidación en una posición adecuada de los fragmentos de la fractura. Las fases del tratamiento pueden resumirse en tres: reducción, contención y rehabilitación [3].

1.1.1 Fase de reducción

Reducir una fractura consiste en manipularla hasta lograr una relación anatómicamente deseable para conseguir una buena función y acelerar la consolidación. Existen dos formas de reducir una fractura [3]:

- Mediante manipulación cerrada. Se incluyen diferentes maniobras manuales o con tracción mecánica sin abrir el foco de fractura. Tiene la ventaja de ser menos agresiva pero la desventaja de no conseguir, a veces, una reducción estable ó una reconstrucción anatómica perfecta.
- Mediante control quirúrgico de la fractura. Se accede directamente al foco de fractura con la desventaja de la agresividad y la ventaja de que se permite la reconstrucción anatómica perfecta.

1.1.2 Fase de contención

Contener una fractura consiste en reducir el movimiento pero sin impedirlo totalmente. Existen dos procedimientos [3]:

- **Procedimientos ortopédicos:** A pesar de que se prefiere el tratamiento quirúrgico a la hora de tratar fracturas de tibia, ya que consigue la reducción anatómica y la recuperación funcional inmediata, existen procedimientos no quirúrgicos que en ocasiones resultan más convenientes:
 - Yesos y similares: Está indicado en niños y adolescentes, en fracturas no desplazadas y sólo en algunos casos de fracturas desplazadas cuando por diversas circunstancias no pueda realizarse la fijación interna. Un yeso bien almohadillado con una adaptación suave y con tres puntos correctos de fijación puede proporcionar una inmovilización satisfactoria. Los tres puntos de fuerza los produce el manipulador quien moldea el yeso en las porciones proximal y distal de la extremidad (dos de los puntos), y localiza el tercer punto directamente opuesto al vértice del yeso.
 - Tracción continua: Aunque cada vez son menos usadas, las tracciones sirven para mantener la longitud de la extremidad, a la vez que alinea y estabiliza el foco de fractura. La tracción puede permitir cierta movilidad articular, dominar la contractura muscular y disminuir el edema al tener la extremidad elevada.

Todo esto se consigue aplicando pesas a través de un sistema de poleas, o empleando como peso la misma gravedad.

- Fijación externa: Está reservada para fracturas ampliamente expuestas, con pérdida de sustancia, infectadas, etc.
- **Procedimientos quirúrgicos:** Este término agrupa los procedimientos de fijación de la fractura que requiere el abordaje quirúrgico del paciente, aunque no siempre es necesaria la apertura quirúrgica del foco de fractura en sí.

Debido a que existen numerosas complicaciones en las intervenciones, principalmente la infección, era frecuente que los traumatólogos optasen por procedimientos ortopédicos ya descritos, reservando la técnica quirúrgica para casos seleccionados. Sin embargo, actualmente, dado el largo tiempo de inmovilización, la atrofia muscular y las rigideces articulares que conlleva, hacen que los tratamientos se orienten a las técnicas quirúrgicas, permitiendo una reducción anatómica y estable, una movilización articular precoz y una deambulación con descarga más segura y precoz.

Una de las técnicas más utilizadas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas es la osteosíntesis. A través de la implantación de diferentes dispositivos, placas, clavos, tornillos, alambres, agujas..., las fracturas se reducen y se fijan de forma estable. Mediante esta técnica se consigue acelerar la consolidación de la fractura, evitar desplazamientos de los fragmentos y obtener una rápida recuperación funcional. En los últimos años se han desarrollado técnicas de osteosíntesis mínimamente invasiva que permiten una recuperación más rápida de las fracturas [4].

El tratamiento quirúrgico debe realizarse con fijaciones sólidas como la placa atornillada o el enclavado intramedular. Los tornillos de compresión interfragmentaria o los cerclajes son osteosíntesis complementarias para fijar algunos fragmentos en fractura de trazo complejo, ya que de forma aislada son osteosíntesis insuficientes [3].

- Placas: La placa atornillada (Fig.1) permite reducciones anatómicas y una fijación firme, pero las características de hueso superficial, y sobre todo, hueso mal vascularizado, facilitan las complicaciones sépticas y de fracaso de consolidación. Se reserva la placa para las fracturas muy proximales o muy

distales, que asientan en hueso más esponjoso y mejor vascularizado, donde el clavo intramedular sujeta peor la fractura. La principal desventaja se debe a que su implantación afecta a los tejidos blandos alrededor de la fractura, además, pueden provocar la reabsorción ósea debido al apantallamiento de tensiones y tienden a fallar por fatiga.

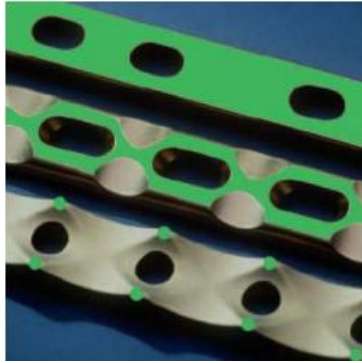


Figura 1. Modelos de placas de fijación

- Clavos intramedulares: La colocación de los clavos intramedulares (Fig.2) 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. La principal desventaja de los clavos intramedulares es su inestabilidad mecánica que puede conllevar inestabilidad rotacional, excesiva deformación de la fractura y reducción de la longitud del hueso.



Figura 2. Modelos de clavos intramedulares

Dado que no existe un implante ideal, el desarrollo de modelos de elementos finitos permite evaluar la biomecánica de la estabilización de las fracturas y ofrece al cirujano una referencia a la hora de elegir el método de fijación más adecuado para cada fractura [5].

1.1.3 Fase de rehabilitación

El objetivo de la fase de rehabilitación es 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 [3].

1.2 Estudios previos

En el ámbito de la simulación mediante elementos finitos, existen numerosos estudios que hacen referencia a las fracturas de tibia. En general, plantean modelos para estudiar el efecto y la interacción que se produce en la tibia ante la implantación de diversos métodos de osteosíntesis. Algunos de ellos, centran su atención en el comportamiento mecánico de placas de fijación, contrastando los resultados obtenidos con ensayos experimentales [6,7]. Otros autores, centran sus estudios en el comportamiento de clavos intramedulares [8,9]. Así mismo, se han realizado trabajos comparando estos dos métodos [5], placas de fijación y clavos intramedulares, debido a que son los métodos de osteosíntesis más utilizados actualmente.

En cuanto a los estados de cargas aplicados, tanto en modelos de elementos finitos como en ensayos experimentales, existen diferentes estudios con distintos procesos propuestos. Por una parte, existen autores que aplican cargas de compresión o torsión [10,11]. Otros, en cambio, aplican cargas fisiológicas y centran el estudio en el comportamiento ante diferentes situaciones reales, tales como la marcha, correr, subir escaleras, etc. [8,12,13].

Por otra parte, existen trabajos orientados a analizar los distintos factores que intervienen en el proceso de consolidación ósea [14], confirmando la gran influencia que ejerce el método utilizado a la hora de tratar la fractura.

1.3 Objetivos

Este proyecto consiste en realizar dos modelos tridimensionales de elementos finitos, uno de la tibia sana y a continuación un modelo de la tibia fracturada con la implantación de un clavo intramedular.

Se estudia el comportamiento biomecánico del hueso tibial ante dos procesos de carga y las variaciones que se producen en el mismo como resultado de la inserción de un clavo intramedular como consecuencia de una fractura tibial.

Así mismo, se realiza un análisis comparativo de resultados entre el modelo sano y el modelo fracturado con clavo, extrayendo las conclusiones oportunas en lo que se refiere a la capacidad resistente y de estabilización del clavo intramedular analizado.

Así los objetivos fundamentales de este proyecto son:

- Realizar un modelo de elementos finitos de la tibia sana.
- Realizar un modelo de elementos finitos del clavo intramedular comercial a implantar.
- Realizar un modelo de elementos finitos de la tibia implantada con el clavo intramedular.
- Estudiar el comportamiento tanto de la tibia sana como de la implantada ante diferentes procesos de carga.
- Realizar un análisis comparativo de los resultados obtenidos.
- Comprobar si los resultados de la simulación mediante elementos finitos permiten obtener conclusiones satisfactorias en cuanto a capacidad resistente del clavo intramedular y estabilización de la fractura.

1.4 Material inicial

El material inicial a comienzo del presente proyecto consiste en:

- Una tibia cadavérica.
- Un clavo comercial modelo 7163-3434 TRIGEN, de la casa Smith-Nephew.

[15]

1.5 Software utilizado

En la realización de este proyecto se han utilizado varios programas fundamentales. A continuación se detalla una breve descripción de cada uno de ellos. Por orden de utilización son:

- “Dr. Picza”. Este programa se utiliza para obtener una primera versión de la geometría escaneada mediante el escáner láser 3D. Se emplea para tratar la nube de puntos generada en el escáner y construir una primera malla poligonal que aproxima la geometría. Se obtiene un archivo “.pix”.
- “Pixform”. Se utiliza para crear una superficie NURBS compatible con el programa de elementos finitos I-DEAS. Se exporta un archivo “.IGS”.
- “I-DEAS” [16]. Una vez importado el archivo generado en el programa “Pixform” se procede a la realización de los mallados tridimensionales y a la introducción de las condiciones de contorno. En el caso del modelo implantado, previamente fue necesario lograr el posicionamiento adecuado del clavo en la tibia.
- “AutoCad”. Se utiliza para plasmar la geometría del clavo intramedular previamente tomada con la ayuda de un escalímetro y un calibre.
- “Abaqus” [17]. Para el cálculo de los modelos previamente generados y la posterior visualización de sus resultados mediante “Abaqus Viewer”.

1.6 Descripción del proceso

En los diagramas de bloques de las Figuras 3a y 3b, se muestra el software empleado en la realización del proyecto y su orden de utilización. Se resalta el tipo de archivos que se generan y la operación más importante realizada en cada caso.

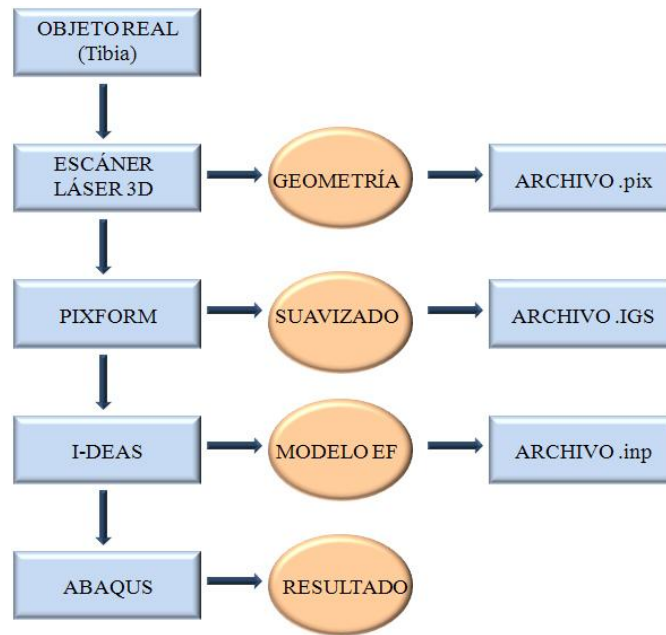


Figura 3a. Diagrama de bloques del proceso y software. Modelo sano

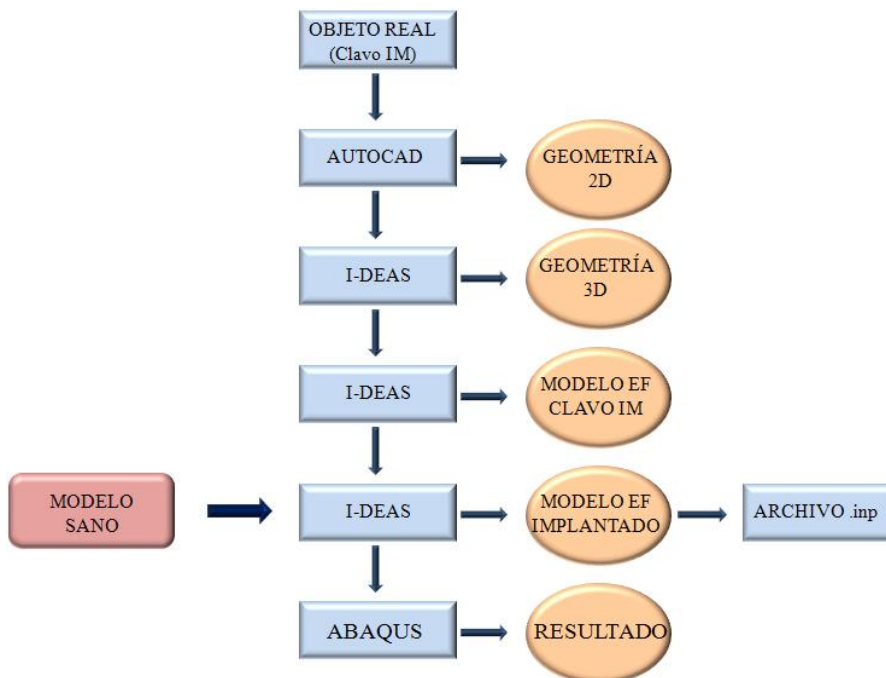


Figura 3b. Diagrama de bloques del proceso y software. Modelo implantado

2. DESARROLLO DEL MODELO SANO

En este capítulo se indica el proceso seguido para la obtención de la geometría de la tibia por medio de un modelo real y del modelo de elementos finitos realizado de la misma. El proceso se puede dividir en dos partes: en primer lugar la obtención de la geometría a partir de una tibia cadavérica y en segundo lugar, la generación del modelo de elementos finitos. Se describe el proceso seguido, los programas empleados en el mismo, las condiciones de contorno y cargas aplicadas y, por último, las condiciones de cálculo.

2.1 Obtención de la geometría

La obtención de la geometría de la tibia se ha realizado con la ayuda de un escáner láser 3D modelo LPX-250. Partiendo de un modelo cadavérico de tibia, se ha obtenido una imagen formada por una nube de puntos mediante un escaneo de 6 planos.

La imagen que se obtiene del escaneo ha sido procesada con el programa Dr. Picza, y a partir de ahí ha sido exportada con formato .PIX al programa de tratamiento de imágenes Pixform.

Con la ayuda de este programa, se ha creado una superficie NURBS (Fig. 4a), compatible con el programa de elementos finitos I-DEAS. Partiendo de la nube de puntos obtenida, el primer paso ha sido eliminar el pedestal que mantenía en posición vertical al modelo real durante el escaneo. A partir de aquí, se ha creado una malla poligonal que aproximaba la geometría y se han eliminado todas las imperfecciones. A continuación se ha aplicado un suavizado y se ha generado una superficie NURBS. Finalmente, se ha exportado con formato .IGS a I-DEAS. Se ha detallado el proceso en el ANEXO I.

Mediante el escaneo de la tibia se ha obtenido un modelo geométrico correspondiente a la superficie exterior sin distinción entre los tres materiales que la componen, hueso cortical, hueso trabecular y canal medular. Para determinar la geometría de las distintas zonas óseas, se ha creado un volumen macizo del modelo (Fig. 4b) y se ha diferenciado la tibia en tres zonas, superior, centro e inferior, (Fig. 4c), correspondientes a la zona proximal, medial y distal respectivamente.

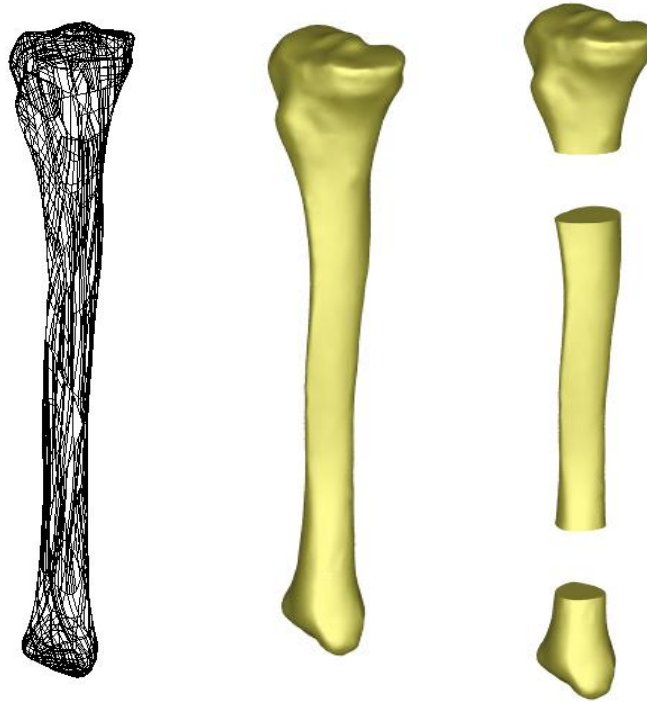


Figura 4. (a) Superficie NURBS (b) Volumen macizo (c) Diferenciación partes tibia

De acuerdo con las tomografías disponibles, la zona superior e inferior consta de hueso cortical y trabecular, mientras que la zona central se compone principalmente de hueso cortical y canal medular. Para obtener la separación entre hueso cortical y canal medular en la zona central, se reconstruyó la zona mediante splines a partir de puntos del contorno seleccionados manualmente. Se dividió la zona en ocho secciones para obtener una precisión suficiente y se dio un espesor de 3mm a la zona cortical (Fig. 5).

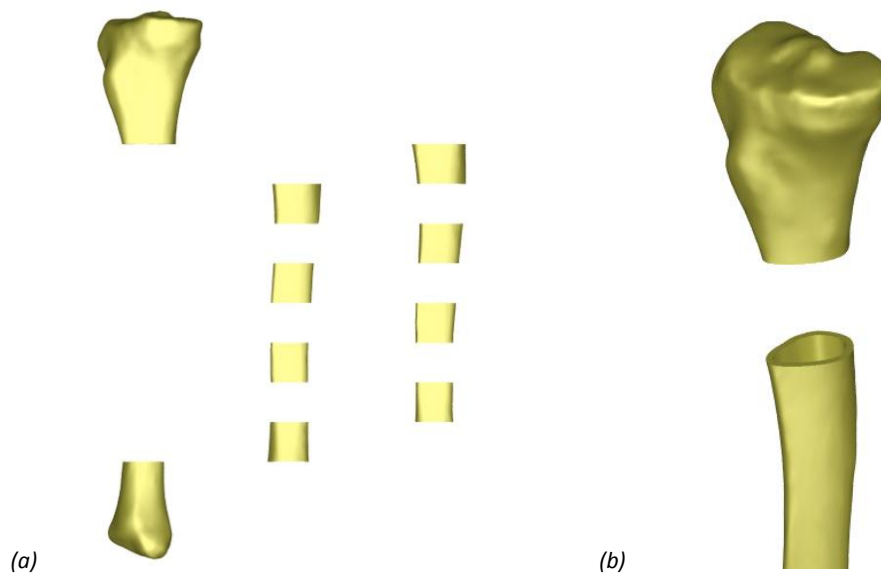


Figura 5. Modelo tibia sana (a) Reconstrucción parte central tibia (b) Detalle reconstrucción cortical

Finalmente se ha generado un volumen de toda la zona central reconstruida. La zona maciza corresponde a hueso cortical mientras que la zona hueca simularía el canal medular. Se ha considerado oportuna dicha simplificación debido a las bajas propiedades mecánicas que posee la médula ósea ($E=1$ MPa).

En el tercio proximal y el tercio distal, no ha sido necesaria reconstrucción geométrica y la diferenciación de zonas óseas, cortical y trabecular, se ha realizado modificando las propiedades de los elementos tal y como se explica en el siguiente apartado.

Se han creado dos copias de la reconstrucción que servirán como base para realizar el modelo de tibia sana y los modelos de tibia implantada.

2.2 Generación del modelo de elementos finitos

Una vez obtenido el modelo con la geometría deseada, se ha realizado un mallado automático, y se ha procedido a la distinción entre materiales. Se han creado dos grupos, cortical y trabecular, con los elementos que conforman cada una de dichas zonas óseas. Para la obtención del grupo cortical, se ha seleccionado en primer lugar los elementos de la superficie y a continuación se han obtenido los nodos y elementos relacionados con la capa superficial. Por último, se ha modificado el color de los elementos para poder distinguirlos del resto y se han obtenido los elementos correspondientes al grupo trabecular mediante una operación de resta entre elementos de grupos. Se ha llevado a cabo el mismo proceso tanto para el tercio proximal como para el tercio distal. La Fig. 6 muestra el modelo de elementos finitos resultante.

2.2.1 Características de la malla

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico lineal, obteniendo un total de 240716 elementos. La distribución de elementos por grupos es:

- Hueso cortical: 187865 elementos
- Hueso trabecular: 52851 elementos

2.3 Propiedades de los materiales

Para obtener las propiedades de los materiales óseos se ha consultado bibliografía especializada en el tema [18,19]. La Tabla 1 muestra las propiedades mecánicas

utilizadas para los distintos tipos de hueso, los cuales se han simplificado considerándolos como materiales elásticos lineales e isotrópicos.

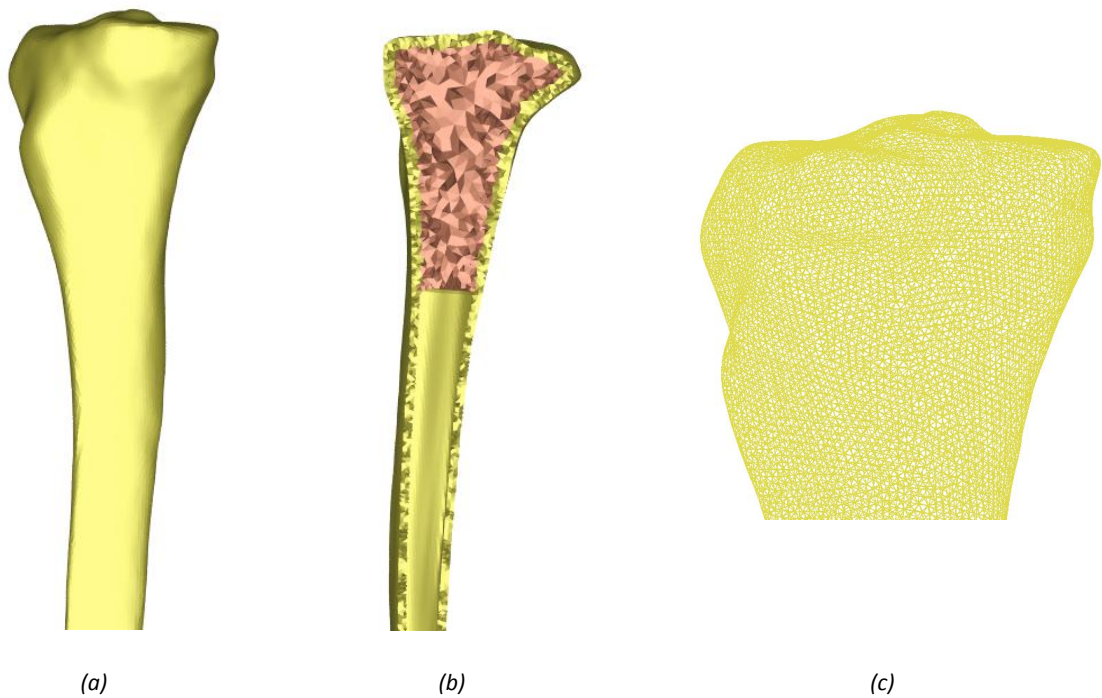


Figura 6. (a) Modelo EF tibia sana (b) Corte longitudinal del modelo de tibia sana (c) Detalle de la malla de EF

Tabla 1. Propiedades mecánicas del hueso

Tipo de hueso	E (MPa)	ν
Trabecular	300	0.3
Cortical	24500	0.3

2.4 Cargas y condiciones de contorno

Muchos autores han propuesto diferentes análisis para estudiar combinaciones de cargas musculares en diferentes procesos de carga [8,10,12]. Este estudio se ha centrado en dos casos particulares como son el ciclo de marcha en el instante, en términos mecánicos, más desfavorable y un movimiento de torsión.

2.4.1 Caso de marcha

Durante el ciclo de marcha (Fig. 7), la fase con mayor actividad muscular y mayor deformación de la tibia es el instante entre elevación de talón y despegue del pie. La elevación del talón ocurre cuando el talón se eleva del suelo, y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo. Este instante corresponde al 45% del ciclo

completo de marcha. En términos mecánicos, este instante refleja el caso más desfavorable durante el desarrollo del ciclo, por lo que el estudio de los modelos se ha centrado en analizar este preciso instante de la actividad [20].

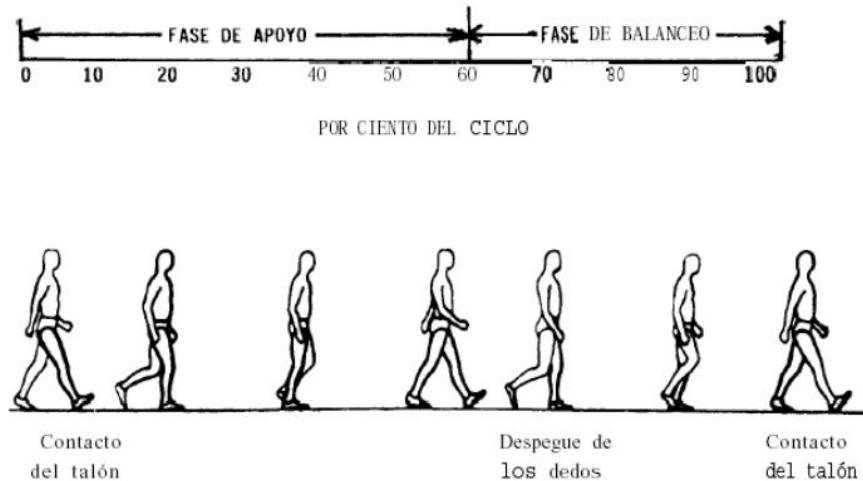


Figura 7. Representación del ciclo de la marcha

A partir de un estudio previo [8], se han obtenido las fuerzas que intervienen en esta fase y se ha realizado una correlación (ANEXO II), para ajustar los puntos de aplicación a la longitud de nuestro modelo de tibia (391 mm).

La Tabla 2 muestra las componentes de las diferentes fuerzas que ejercen músculos, ligamentos y uniones en articulaciones y las coordenadas de los puntos de aplicación de dichas fuerzas una vez realizada dicha correlación.

Estos puntos serán los nodos de referencia donde se introducirán las cargas más significativas. Para evitar problemas de concentración de tensiones, se ha optado por introducir la carga repartida en varios nodos concéntricos al nodo de referencia en lugar de aplicar la carga de manera puntual.

Se ha considerado en todos los casos que la meseta tibial se encuentra fija, y que es la parte inferior la que sufre un desplazamiento para simular las condiciones reales de movimiento, por lo que los puntos correspondientes a la parte proximal de la tibia no se tendrán en cuenta por estar ya incluidos en el empotramiento y en ellos las fuerzas aparecerán como reacciones. La Tabla 3 muestra el reparto entre nodos para cada componente a considerar.

Tabla 2. Correlación fuerzas y puntos de aplicación

Fuerzas	Fuerza (N)			Punto de aplicación (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
<i>Tracto Iliotibial I</i>	-8,5	-8,8	61,3	-19,02	37,56	355,36
<i>Tracto Iliotibial II</i>	-97,4	-64,4	291,5	-26,03	27,09	355,93
<i>Cuadriceps femoral m.</i>	13,6	-32,8	303,5	33,43	18,54	339,51
<i>Tibial anterior m.I</i>	17,2	38,7	-327,7	-4,71	9,51	241,9
<i>Tibial anterior m.II</i>	25,9	53,6	-191,8	-7,3	9,51	122,87
<i>Soleo m.</i>	-63,1	-47,1	-679	-7,11	14,41	319,14
<i>Lig.Ant. Tibiofibular</i>	-132,4	-111,2	-56,8	-7,01	10,66	0,86
<i>Lig. Ant. Cruzado</i>	87,5	101,5	41,1	9,9	-4,8	375,15
<i>Lig. Deltoide</i>	44,9	9,7	15,7	-1,44	-15,85	-0,29
<i>Rodilla</i>	232,3	214,9	-1528,1	1,44	-1,92	372,94
<i>Tobillo</i>	-120	-154,4	2070,4	0,77	0,58	0,38

Tabla 3. Reparto de fuerzas entre nodos

Fuerzas	Nº nodos	Fuerza/nodo (N/nodo)			Punto de aplicación (mm)		
		X	Y	Z	X	Y	Z
<i>Tibial anterior m.I</i>	8	2,15	4,8375	-40,9625	-4,71	9,51	241,9
<i>Tibial anterior m.II</i>	7	3,7	7,6571	-27,4	-7,3	9,51	122,87
<i>Lig.Ant. Tibiofibular</i>	8	-16,55	-13,9	-7,1	-7,01	10,66	0,86
<i>Lig. Deltoide</i>	7	6,4143	1,3857	2,2429	-1,44	-15,85	-0,29
<i>Tobillo</i>	7	-17,1429	-22,0571	295,7714	0,77	0,58	0,38

Dicho reparto se ha realizado tanto para el modelo de tibia sana como para los tres modelos de tibia fracturada.

Se imponen así seis condiciones de contorno:

- Empotramiento en la meseta tibial.
- Dos fuerzas en la zona central generadas por el tibial anterior m.I y tibial anterior m.II.
- Una fuerza en la zona inferior debida a la reacción del tobillo.
- Dos fuerzas en la zona inferior generadas por los ligamentos deltoide y anterior tibiofibular respectivamente.

La Fig. 8 muestra el resultado global tras aplicar todas las condiciones de contorno. La Fig. 9 muestra en detalle algunas de las condiciones de contorno impuestas.

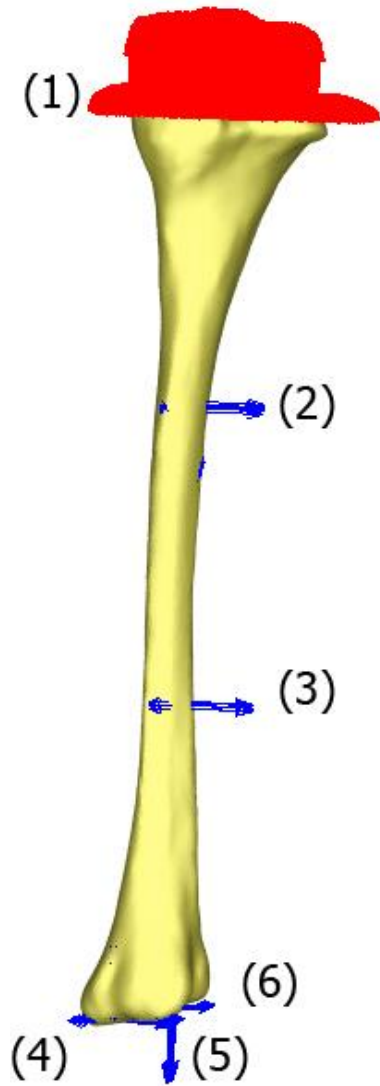


Figura 8. Modelo EF con condiciones de contacto tibia sana (1) Empotramiento (2) Fuerza debida al tibial anterior m.I (3) Fuerza debida al tibial anterior m.II (4) Fuerza debida a la reacción del tobillo (5) Fuerza debida al ligamento anterior tibiofibular (6) Fuerza debida al ligamento deltoide

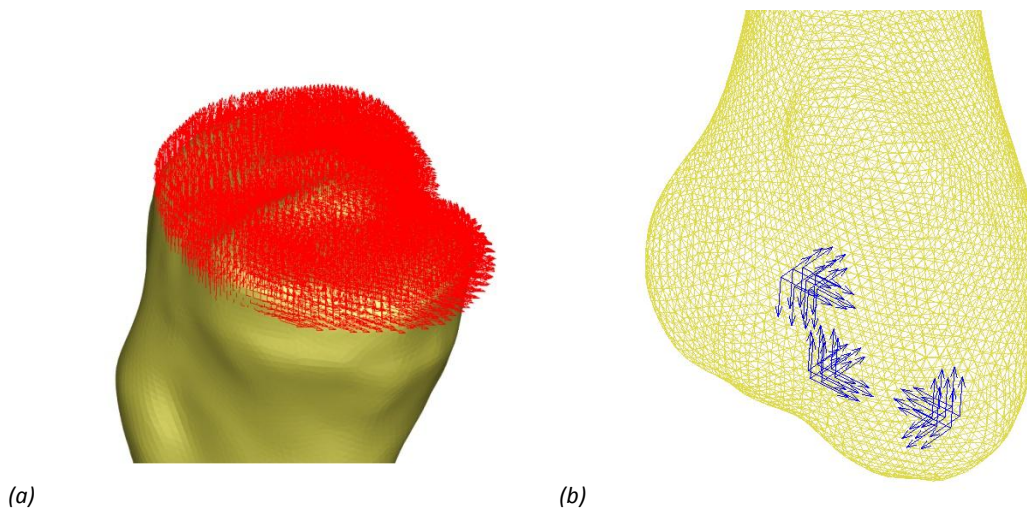


Figura 9. (a) Detalle empotramiento (b) Detalle fuerzas inferiores

2.4.2 Caso de torsión

Para la simulación de este caso, se ha impuesto un empotramiento en la meseta tibial y se ha introducido un giro de 4° en la zona donde se produce la fuerza de reacción debida al tobillo, por ser la de mayor magnitud, y por tanto la más desfavorable. Para calcular el punto de aplicación se ha hallado el nodo promedio entre los nodos donde se encontraba repartida dicha fuerza en el caso anterior.

La Fig. 10 muestra el punto de aplicación del giro propuesto y los nodos afectados.



Figura 10. Condición de contorno. Giro de 4°

2.5 Condiciones de cálculo en Abaqus

El modelo de elementos finitos generado mediante el programa I-DEAS ha sido exportado al software comercial ABAQUS utilizado para obtener la solución de los casos planteados.

En el caso del modelo de marcha en tibia sana, no es necesario realizar ninguna simulación específica de contacto, por tanto, las órdenes introducidas en el fichero con formato .inp, serán más sencillas que en los casos posteriores de los modelos implantados (ANEXO III).

En el caso de torsión, cabe destacar que la condición de contorno se ha añadido en Abaqus dado que no es posible aplicar momentos en las condiciones de contorno de I-DEAS. El comando que se ha utilizado se describe en el ANEXO III.

Se han exportado de I-DEAS todos los grupos de elementos que definen el modelo y sus condiciones de contorno. Posteriormente, se han definido las propiedades de cada uno de los materiales que componen el modelo, los cuales se han considerado elástico lineales, 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.

3. DESARROLLO DEL MODELO DEL CLAVO INTRAMEDULAR

En este capítulo se indica el proceso seguido para la obtención de la geometría del clavo intramedular a partir de un modelo comercial y del modelo de elementos finitos realizado de la misma. Así mismo, se describe la simulación de un ensayo de flexión del modelo de clavo utilizado para la implantación en el modelo de tibia fracturada. Se describe el proceso seguido, los programas empleados en el mismo, las condiciones de contorno y cargas aplicadas y, por último, los resultados obtenidos.

3.1 Obtención de la geometría

Teniendo en cuenta las dimensiones del hueso tibial del que se disponía, se ha elegido, entre varios modelos de clavos comerciales, el más adecuado para su posterior implantación. En concreto, se trata del modelo 7163-3434 TRIGEN, de la casa Smith-Nephew (Fig. 11). Este modelo de clavo es comúnmente utilizado en intervenciones de este tipo. Una vez elegido el clavo, se ha procedido a tomar, con la ayuda de un escalímetro y un calibre, todas las medidas necesarias para generar el modelo de elementos finitos. Estas medidas han sido plasmadas en un plano utilizando el programa de dibujo técnico AutoCAD (ANEXO IV). Cabe destacar que, dado que el clavo está diseñado para su perfecto acoplamiento al hueso, el vástago no es recto, sino que sigue una inclinación similar a la anatómica, por lo que es importante obtener las medidas de dicha curvatura para la posterior implantación en el modelo fracturado.



Figura 11. Clavo comercial

Una vez realizado el plano en Autocad, se ha procedido a crear el modelo (Fig. 12) con el programa de elementos finitos I-DEAS. El primer paso de este proceso ha sido plasmar la curva generatriz del clavo. A continuación, se han creado secciones huecas con un espesor de 2,3 mm en los tramos más significativos del clavo y por último se ha generado el volumen. Partiendo de este volumen, se han creado agujeros pasantes con

orientación de acuerdo al modelo real. Estos agujeros sirven para acoplar tornillos, los cuales tienen la función de bloqueo distal y bloqueo proximal.



Figura 12. Modelo clavo intramedular

A continuación, se ha procedido a crear el modelo de los diferentes tornillos de bloqueo destinados a estabilizar los fragmentos. Se ha simplificado su geometría realizando cinco cilindros del mismo diámetro que los agujeros pasantes y longitud determinada por la sección de la tibia en cada zona. Una vez creados, se han orientado con el mismo ángulo que los agujeros pasantes para obtener un ajuste preciso (Fig. 13).



Figura 13. Modelo conjunto clavo intramedular-tornillos de bloqueo

3.2 Generación del modelo de elementos finitos

Una vez obtenidos los modelos con la geometría deseada, se han realizado mallados automáticos, y se les ha asignado material. Al estar compuesto por un único material,

titanio, no ha sido necesario realizar grupos de elementos para distinguir zonas con distintas propiedades.

3.2.1 Características de la malla del clavo intramedular

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico lineal, obteniendo un total de 33348 elementos. El material asignado ha sido titanio. La Tabla 4 muestra sus propiedades mecánicas.

Tabla 4. Propiedades mecánicas del titanio

Material	E (MPa)	ν
Titanio	105530	0.35

3.2.2 Características de la malla de los tornillos

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

- Tornillo 1: 2487 elementos
- Tornillo 2: 2374 elementos
- Tornillo 3: 2361 elementos
- Tornillo 4: 1159 elementos
- Tornillo 5: 1339 elementos

El material asignado ha sido titanio, cuyas propiedades mecánicas ya han sido mencionadas.

3.3 Ensayo de flexión

A partir de los datos obtenidos de un estudio comparativo de ensayos de caracterización del comportamiento a flexión de distintos tipos de clavos intramedulares, se ha obtenido un desplazamiento y una rigidez teórica. Así mismo, se ha simulado el ensayo reproduciendo las condiciones reales en nuestro modelo de clavo para validar dichos resultados.

3.3.1 Cálculo analítico

Partiendo de los datos obtenidos en un ensayo de caracterización del comportamiento a flexión de clavos intramedulares (ANEXO V) [21], se ha realizado una correlación para adaptar los datos a nuestra geometría y se ha obtenido el valor analítico del desplazamiento máximo y rigidez de nuestro clavo comercial.

A continuación, se muestran los cálculos para adaptar los resultados a nuestra geometría.

La Tabla 5 muestra los datos extraídos del estudio realizado a un clavo intramedular de las mismas características pero de distinta geometría.

Tabla 5. Resultados del ensayo

Resultados ensayo	
Carga P (N)	676,360
Desplazamiento máximo δ (mm)	0,447
Rigidez P/ δ (N/mm)	1513,110
Rigidez EI (N.mm ²)	106500000,00

La Tabla 6 muestra la geometría del modelo de clavo comercial utilizado.

Tabla 6. Geometría clavo intramedular

Datos geométricos	
Diámetro (mm)	10,00
Espesor (mm)	2,30
Inercia (mm⁴)	318,32
Luz (mm)	150,00
Material	
Módulo E (MPa)	105530,00

La Tabla 7 muestra los resultados del desplazamiento obtenido en el cálculo analítico.

Tabla 7. Resultados analíticos

Cálculo analítico	
Carga P (N)	676,360
Desplazamiento δ máximo (mm)	0,960
Rigidez P/ δ (N/mm)	704,885
Rigidez EI (N.mm ²)	33591968,28

Analíticamente, se obtiene una flecha máxima en el clavo de 0.96 mm, correspondiente a la rigidez de 704,885 N/mm mostrada en la Tabla 7. Para validar este resultado, se han reproducido las condiciones en las que se había realizado el ensayo real y se ha simulado en I-DEAS.

3.3.2 Cálculo en I-DEAS

Para simular el comportamiento a flexión del clavo, se ha reproducido el ensayo a flexión en tres puntos. Se ha aplicado una carga en el eje Z de 676,36 N en el punto central del clavo y se han introducido condiciones de apoyo a ambos lados del clavo para impedir su movimiento. La situación de dichos apoyos coincide con los apoyos en el utillaje de la máquina de ensayos utilizada para realizar el caso real (Fig. 14). Así mismo, para impedir la rotación del clavo, se han introducido restricciones en el eje X e Y, dejando libre el eje Z (Fig. 15).

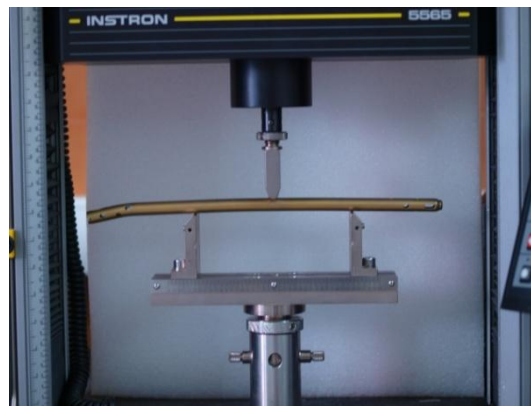


Figura 14. Máquina de ensayos



Figura 15. Condiciones de contorno del clavo intramedular

La Fig. 16 muestra en detalle la orientación de cada una de las condiciones de contorno impuestas.

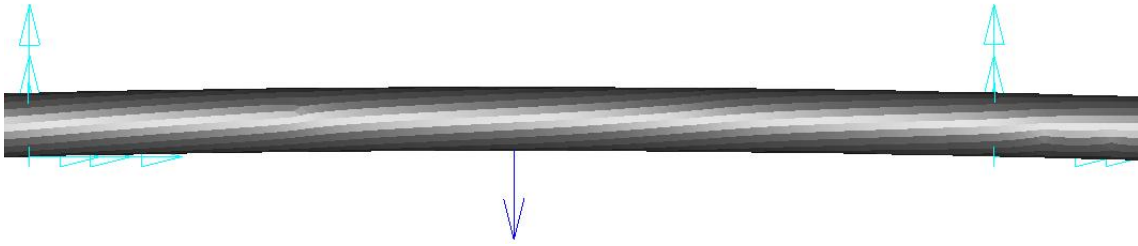


Figura 16. Detalle de las condiciones de contorno

La Fig. 17 muestra los resultados obtenidos en la simulación del ensayo. Como podemos comprobar, se ha obtenido una flecha máxima de 0.956 mm.

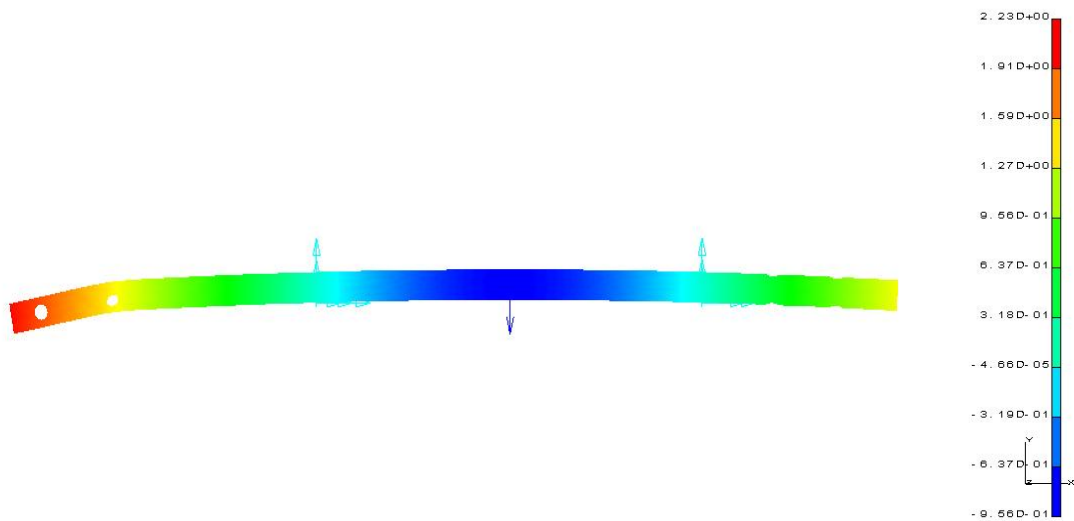


Figura 17. Resultados obtenidos ensayo a flexión

3.3.3 Comparativa del cálculo analítico frente al cálculo en I-DEAS

Comparando los resultados obtenidos en la simulación del ensayo en el modelo de EF del clavo y los resultados analíticos, se ha obtenido una flecha máxima en el eje Z de 0.956 mm en la simulación, frente a los 0.96 mm obtenidos en el resultado analítico, con lo que la rigidez estimada para el clavo se considera correcta.

4. DESARROLLO DEL MODELO IMPLANTADO

En este capítulo se indica el proceso seguido para la obtención de la geometría de la tibia implantada y el modelo de elementos finitos realizado de la misma. Así mismo, se indica el procedimiento para simular tres 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 en el mismo y las condiciones de contorno y cargas aplicadas y, por último, las condiciones de cálculo.

4.1 Posicionamiento del clavo intramedular

El clavo intramedular actúa como férula interna que controla pero no evita los micromovimientos de los fragmentos. Proporciona una estabilidad relativa que produce una cicatrización indirecta mediante la formación de un callo.

El adecuado posicionamiento del clavo intramedular proporciona una fijación relativamente estable de la fractura y un traumatismo mínimo para el riego vascular. Esto ayuda a crear un entorno mejor para la cicatrización ósea, lo cual acelera el retorno del paciente a la movilización.

El punto de entrada es determinante para la posición óptima del clavo en el canal intramedular. Según recomendaciones del fabricante [15], en la proyección anteroposterior, el punto de entrada está en línea con el eje del canal. En la proyección lateral, el punto de entrada está en el borde ventral de la meseta tibial. La Fig. 18 muestra la localización de dicho punto.

Una vez posicionado el conjunto de clavo y tornillos, se ha creado una copia de todo ello y se ha eliminado el volumen que ocupaban sobre el modelo de tibia reconstruida para crear el espacio necesario para alojarlos.

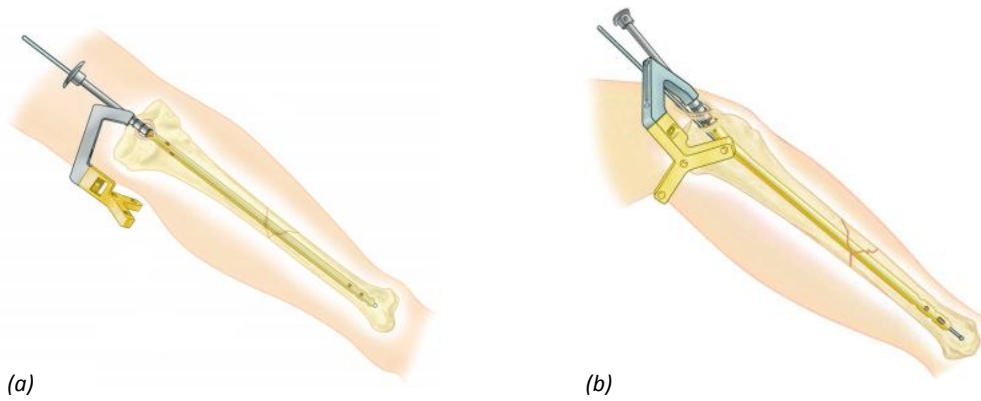


Figura 18. Punto de entrada clavo intramedular (a) Proyección anteroposterior de la tibia (b) Proyección lateral de la tibia

4.2 Generación del modelo de elementos finitos

Una vez obtenida la geometría deseada, se ha realizado un mallado automático del modelo. A continuación, se ha adjuntado la malla de elementos finitos previa del conjunto clavo-tornillos. Una vez generado el modelo completo, se ha procedido a la distinción entre materiales. En primer lugar, se han creado diferentes grupos seleccionando los elementos de las distintas zonas óseas con el mismo procedimiento que el descrito para el modelo de tibia sana, tanto para la zona proximal como para la distal. Para los elementos del modelo clavo-tornillos no ha sido necesario realizar ningún grupo ya que el material es únicamente titanio. A partir de aquí, el modelo está preparado para el análisis de diferentes casos de fractura de tibia (Fig. 19).

Dado que se han estudiado tres casos distintos, cada modelo tiene sus propias características. En el siguiente apartado se detallan las propiedades de cada tipo de fractura.

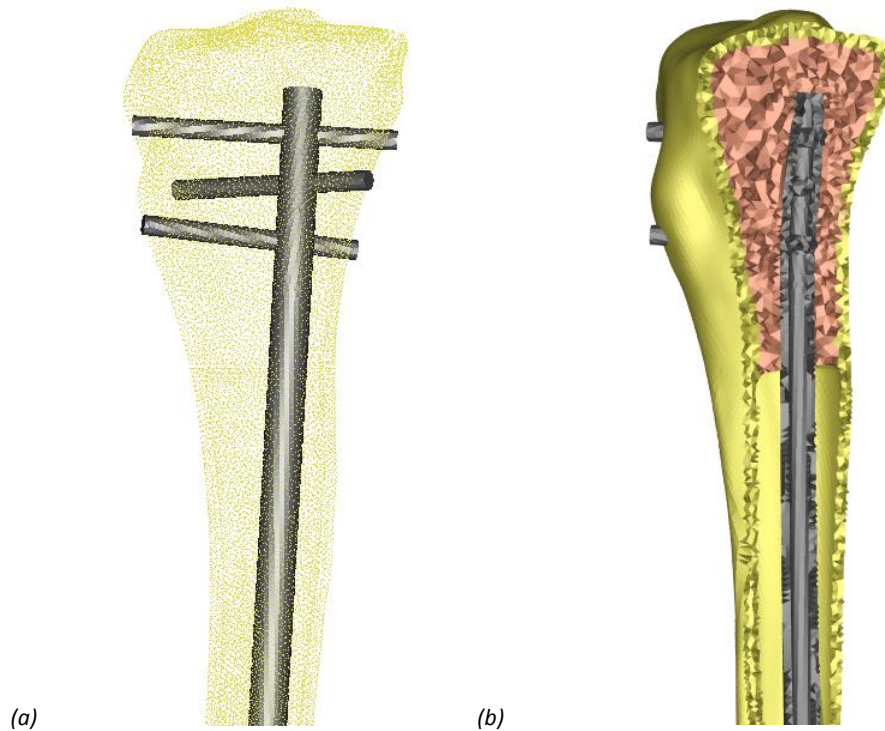


Figura 19. (a) Modelo EF tibia implantada (b) Corte longitudinal del modelo de EF tibia implantada

4.3 Fracturas Tipo

Se han analizado radiografías de diferentes fracturas [4] y, según recomendaciones médicas, se han seleccionado tres tipos de fracturas, una oblicua en el tercio medio de la tibia y dos planas en la zona proximal y distal, respectivamente. Se ha observado que este tipo de fracturas son las más frecuentes, por lo que el estudio se ha centrado en su análisis.

4.3.1 Fractura Tipo I. Fractura plana en el tercio proximal

Este tipo de fractura (Fig. 20), se caracteriza por encontrarse en la zona superior de la tibia. Se ha observado que las fracturas que se producen en la zona cercana a la cabeza de la tibia son más planas, es decir, tienen menor ángulo de inclinación. Para simular la fractura en el análisis, se ha procedido a eliminar manualmente elementos de la malla en la zona proximal de la tibia. Una vez eliminados los elementos deseados, se ha suavizado el contorno con el fin de evitar picos de concentraciones manteniendo a su vez las irregularidades propias de una fractura.

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico lineal, obteniendo un total de 314615 elementos. La distribución de elementos por grupos es:

- Hueso cortical: 184106 elementos
- Hueso trabecular: 87441 elementos
- Titanio: 43068 elementos

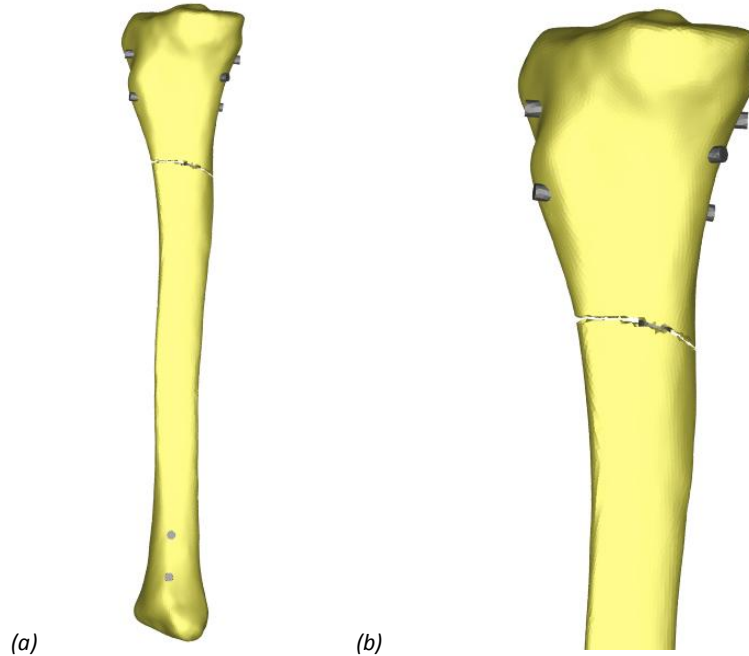


Figura 20. (a) Fractura Tipo I (b) Detalle fractura Tipo I

4.3.2 Fractura Tipo II. Fractura oblicua en el tercio medio

Este tipo de fractura (Fig. 21), se caracteriza por encontrarse en la zona central de la tibia y ser, en la mayoría de los casos, oblicua. Para simular la fractura en el análisis, el procedimiento para eliminar los elementos en el modelo ha sido el mismo que en el caso anterior.

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico lineal, obteniendo un total de 314758 elementos. La distribución de elementos por grupos es:

- Hueso cortical: 184244 elementos
- Hueso trabecular: 87446 elementos
- Titanio: 43068 elementos

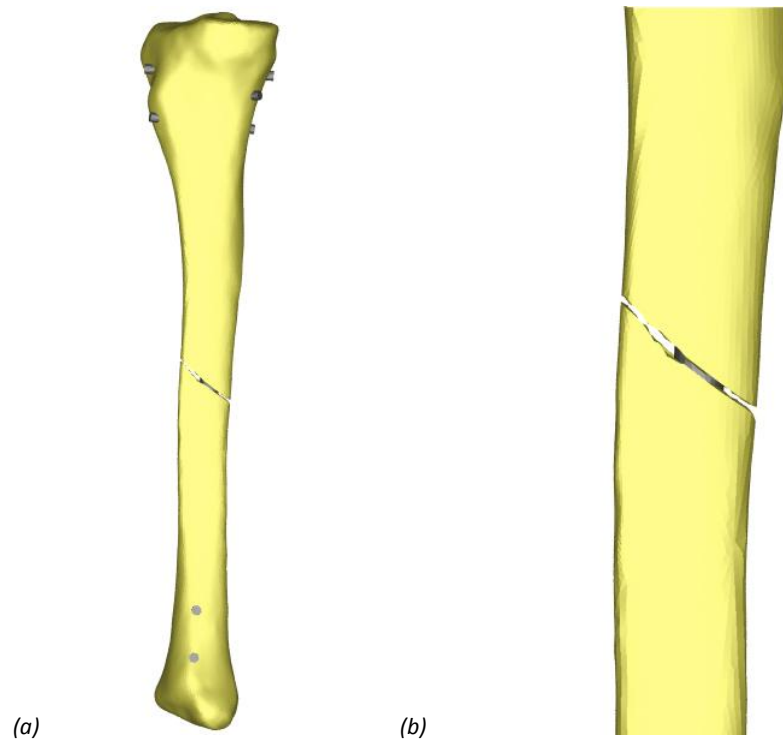


Figura 21. (a) Fractura Tipo II (b) Detalle fractura Tipo II

4.3.3 Fractura Tipo III. Fractura plana en el tercio distal

Este tipo de fractura (Fig. 22), se caracteriza por encontrarse en la zona inferior de la tibia. Se ha observado que las fracturas que se producen en la zona inferior de la tibia son más planas, es decir, tienen menor ángulo de inclinación. Para simular la fractura en el análisis, el procedimiento para eliminar los elementos en el modelo ha sido el mismo que en el primer caso.

Todo el modelo ha sido mallado con elementos sólidos de tipo tetraédrico lineal, obteniendo un total de 314878 elementos. La distribución de elementos por grupos es:

- Hueso cortical: 184365 elementos
- Hueso trabecular: 87445 elementos
- Titanio: 43068 elementos

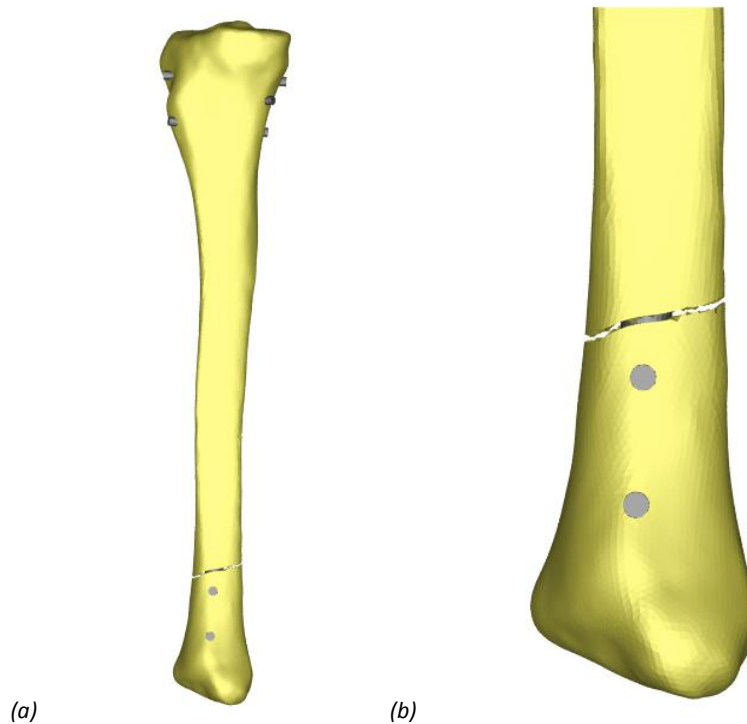


Figura 22. (a) Fractura Tipo III (b) Detalle fractura Tipo III

4.4 Propiedades de los materiales

Las propiedades de los materiales asignados a los distintos elementos del modelo de tibia implantada han sido los mencionados anteriormente, tanto como para las zonas óseas como para el clavo intramedular.

La Tabla 8 muestra las propiedades mecánicas utilizadas para los distintos tipos de hueso, los cuales se han simplificado considerándolos material elástico lineal e isótropos, así como para el clavo intramedular.

Tabla 8. Propiedades mecánicas del conjunto

Material	E (MPa)	ν
Trabecular	300	0.3
Cortical	24500	0.3
Titanio	105530	0.35

4.5 Cargas y condiciones de contorno

Al igual que en el modelo de tibia sana, se han estudiado dos casos, marcha y torsión. Se ha procedido de la misma forma para los tres tipos de fractura.

4.5.1 Caso de marcha

Partiendo de los puntos obtenidos como referencia en el caso de tibia sana para las distintas fuerzas que ejercen músculos, ligamentos y uniones en articulaciones, se han seleccionado los nodos más cercanos a dichos puntos para introducir las cargas más significativas. De la misma forma que se hizo anteriormente, se ha optado por introducir la carga repartida en varios nodos concéntricos al nodo de referencia en lugar de aplicar la carga de manera puntual para evitar problemas de concentración de tensiones.

Se ha considerado en todos los casos que la cabeza de la tibia se encuentra fija, y que es la parte inferior la que sufre un desplazamiento para simular las condiciones reales de movimiento.

Teniendo en cuenta que la malla es la misma para los tres tipos de fractura, la numeración de los nodos a los que les hemos aplicado carga coincide para los tres casos. Por tanto, el proceso se realiza para el primer tipo de fractura y queda simplificado para los dos restantes, ya que no es necesario seleccionar nuevos nodos a partir de los puntos de referencia.

Se imponen así las seis mismas condiciones de contorno:

- Empotramiento en la meseta tibial.
- Dos fuerzas en la zona central generadas por el tibial anterior y posterior.
- Una fuerza en la zona inferior debida a la reacción del tobillo.
- Dos fuerzas en la zona inferior generadas por los ligamentos anterior cruzado y anterior tibiofibular respectivamente.

La Fig. 23 muestra el resultado global tras aplicar todas las condiciones de contorno.

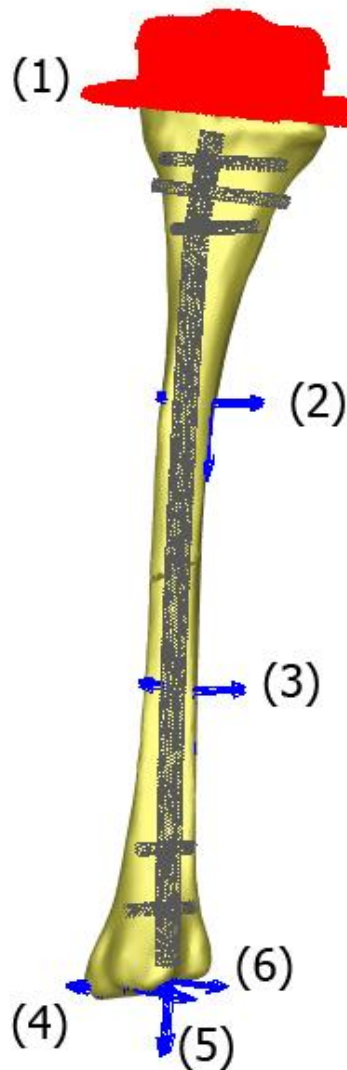


Figura 23. Modelo EF con condiciones de contacto tibia implantada (1) Empotramiento (2) Fuerza debida al tibial anterior m.I (3) Fuerza debida al tibial anterior m.II (4) Fuerza debida a la reacción del tobillo (5) Fuerza debida al ligamento anterior tibiofibular (6) Fuerza debida al ligamento deltoide

4.5.2 Caso de torsión

Para la simulación de este caso, al igual que en el modelo de tibia sana, se ha introducido un giro de 4° en la zona donde se produce la fuerza de reacción debida al tobillo, por ser la de mayor magnitud, y por tanto la más desfavorable. Para calcular el punto de aplicación se ha hallado el nodo promedio entre los nodos donde se encontraba repartida dicha fuerza en el caso anterior.

Teniendo en cuenta que la malla es la misma para los tres tipos de fractura, la numeración del nodo promedio en el que se ha aplicado el giro coincide para los tres casos. Por tanto, el proceso se realiza para el primer tipo de fractura y queda

simplificado para los dos restantes, ya que no es necesario seleccionar nuevos nodos a partir de los puntos de referencia.

La Fig. 24 muestra el punto de aplicación del giro propuesto.

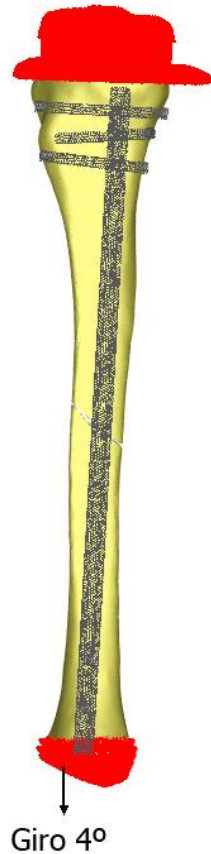


Figura 24. Condición de contorno. Giro de 4°

4.6 Condiciones de cálculo en Abaqus

Con el fin de simular la fractura y analizar los resultados obtenidos es necesario definir contactos y uniones entre los componentes de la tibia implantada en las condiciones de cálculo en Abaqus. Para ello, se han creado diferentes grupos de elementos de los distintos componentes del modelo de elementos finitos.

Para definir uniones en la zona proximal y distal del modelo entre los cinco tornillos de bloqueo, clavo y tibia se han creado grupos de las caras externas de todos ellos. Esta selección se ha realizado de forma automática.

La Fig. 25 muestra las uniones existentes en la zona proximal y distal, respectivamente.

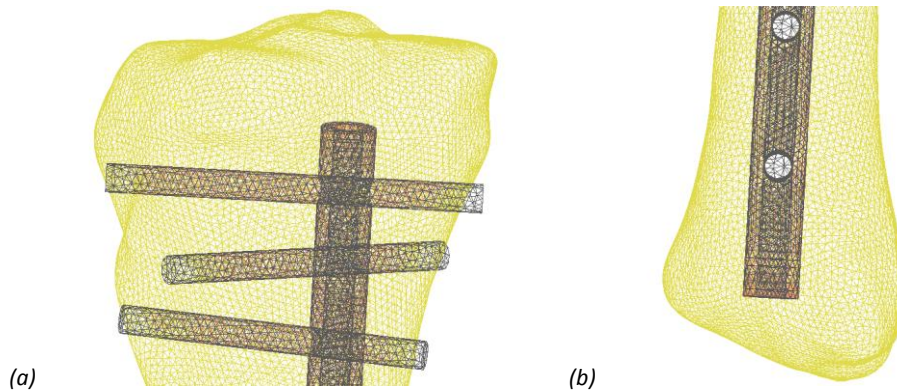


Figura 25. Uniones entre tibia, clavo intramedular y tornillos de bloqueo (a) Zona proximal de la tibia
(b) Zona distal de la tibia

Para definir contacto entre clavo y tibia en la zona central del modelo, se han definido grupos correspondientes a la cara externa del clavo y la cara interna del cortical, tanto para la zona superior de la fractura como para la inferior. Dicha selección de elementos se ha realizado manualmente y posteriormente se ha cambiado de color y creado el grupo para poder definirlos en las condiciones de contorno. La Fig. 26 muestra el contacto existente entre tibia y clavo intramedular.

Teniendo en cuenta los resultados que se desean analizar posteriormente, se creyó conveniente realizar un grupo de todos los nodos relacionados con los elementos que definían la fractura, así como un grupo de la zona superior de la fractura para tener distintas vistas del conjunto tibia-clavo. Se ha procedido de la misma forma para los tres tipos de fractura, creando los diferentes grupos para cada una de las mismas.

Las órdenes introducidas en el fichero con formato .inp, son las mismas para los tres casos de fractura. Los comandos utilizados se explican detalladamente en el ANEXO III.

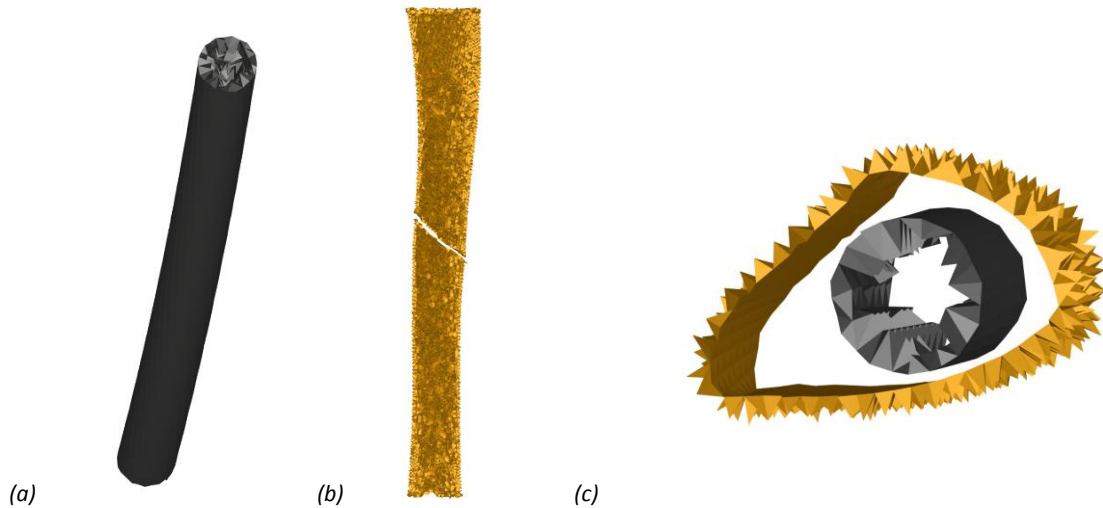


Figura 26. Contacto entre tibia y clavo intramedular (a) Superficie exterior del clavo intramedular (b) Superficie interior de la tibia (c) Corte transversal de las superficies de contacto

En el caso de torsión, dado que se trata de un modelo tridimensional elástico, sólo se dispone de grados de libertad de translación por las propias características de la formulación. Debido a ello, no se pueden imponer de manera directa condiciones en momento y/o giro. Para ello, se recurre a una condición cinemática global, permitida por Abaqus, consistente en imponer un giro global a un grupo de nudos preseleccionado, con respecto a un nudo de referencia y a un eje fijado (ANEXO III).

Se ha exportado de I-DEAS todos los grupos de elementos que definen el modelo y sus condiciones de contorno. Posteriormente, se han definido las propiedades de cada uno de los materiales que componen el modelo, los cuales se han considerado elástico lineales, 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. RESULTADOS

En este capítulo se indican los resultados obtenidos de cada uno de los modelos a partir de la simulación en Abaqus. En primer lugar, se analiza el caso de marcha. Se comparan los resultados de desplazamientos obtenidos para los dos modelos, tibia sana y tibia implantada. Así mismo, se analizan los resultados obtenidos en cuanto a tensiones. A continuación, se realiza un estudio similar para el segundo caso, el movimiento de torsión.

5.1 Resultados. Caso de Marcha

Se ha plasmado la deformada resultante en la tibia y el clavo intramedular tanto en el plano frontal como en el sagital. Así mismo, se ha analizado el desplazamiento del conjunto y a continuación se han obtenido los desplazamientos en el foco de fractura. Por último, se ha obtenido la distribución de tensiones, tanto en la tibia como en el clavo intramedular, debidos a las cargas impuestas.

5.1.1 Deformadas

La Fig. 27 muestra la deformada resultante debida a las cargas impuestas tanto para el plano sagital como para el frontal. Se ha utilizado un factor multiplicador de 5 con el fin de apreciar el resultado con detalle.

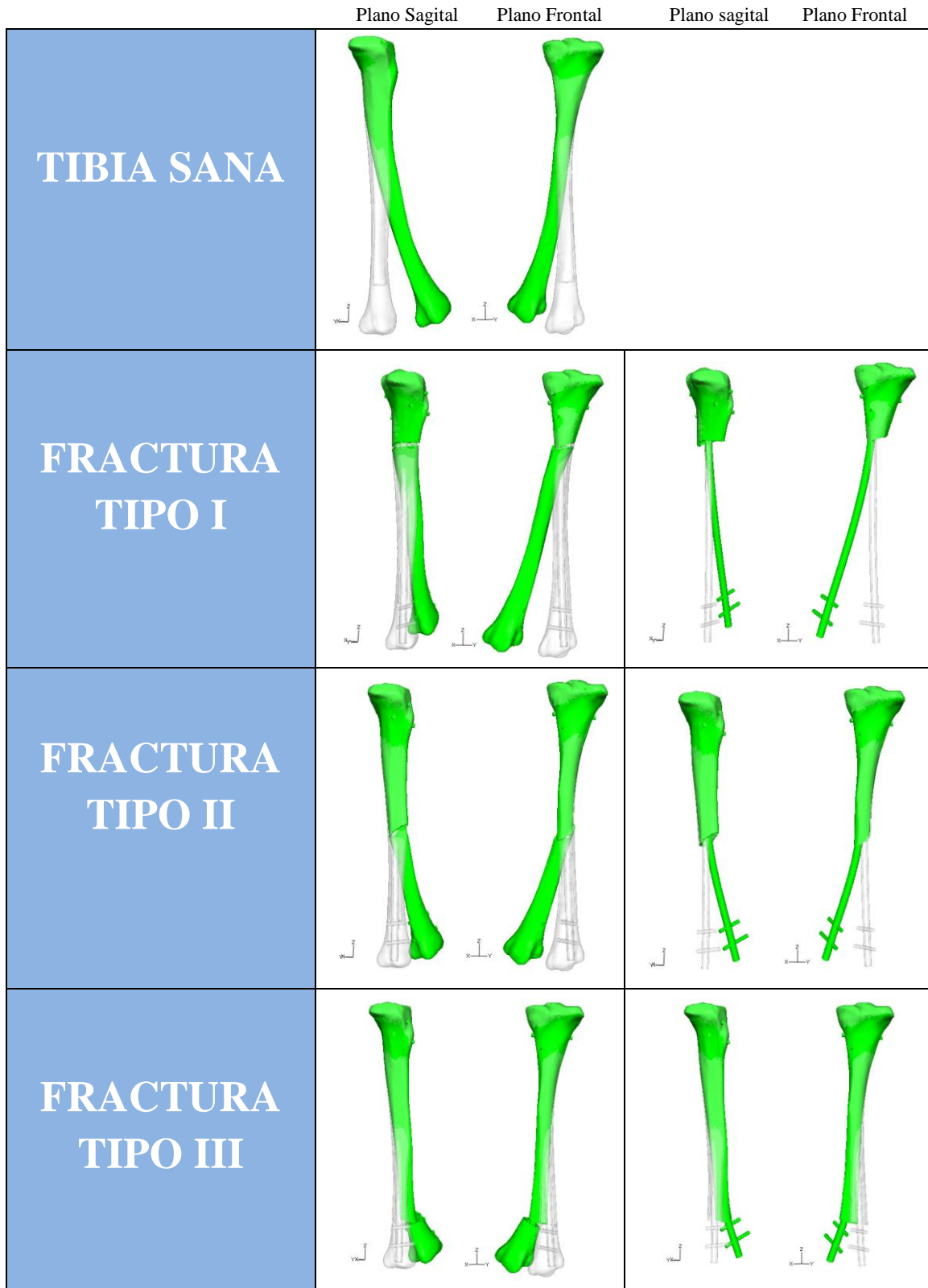


Figura 27. Deformada resultante. (Factor 5)

5.1.2 Desplazamientos

La Fig. 28 muestra los desplazamientos obtenidos comparando el modelo de tibia sana y el de tibia implantada. Se ha impuesto la misma escala en todos los casos para facilitar la comparación.

En el modelo de tibia sana, se observa un elevado desplazamiento debido a la magnitud de las fuerzas que han sido establecidas. Debido a que el empotramiento ha sido impuesto en la zona proximal de la tibia, se aprecia mayor desplazamiento en la zona distal, ya que el momento flector que resulta es mayor.

En el modelo de tibia implantada, se puede apreciar que aparecen desplazamientos únicamente en la parte inferior de la fractura, ya que dicha parte se encuentra libre de unión respecto a la parte superior debido a la fractura existente. Así mismo, si se comparan los tres tipos de fracturas planteadas, se observan mayores desplazamientos cuanto más proximal se encuentra el foco de fractura, ya que en este caso existe más longitud libre.

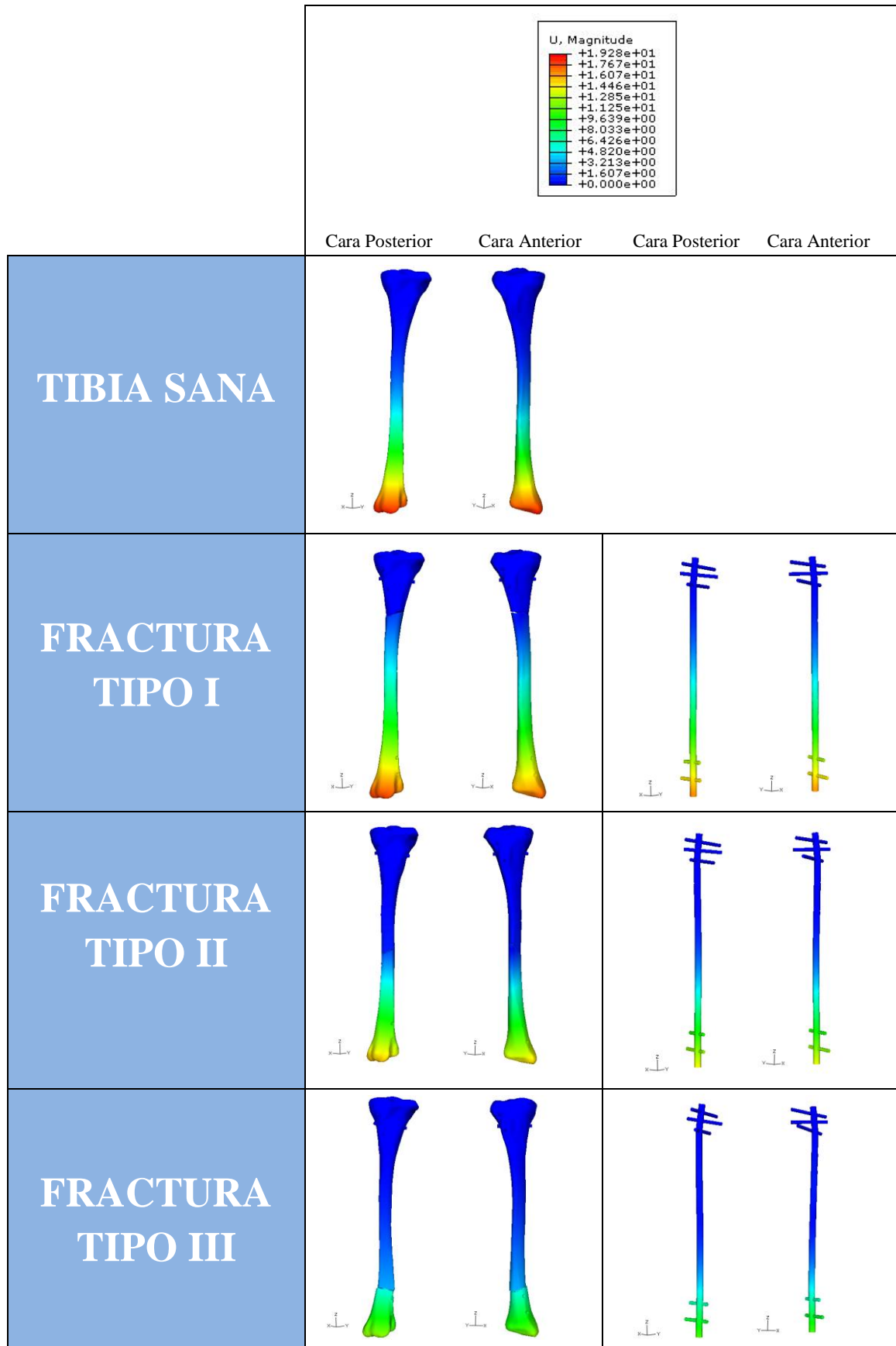


Figura 28. Desplazamientos. Caso de Marcha

5.1.3 Desplazamiento relativo en el foco de fractura

Se ha obtenido el desplazamiento de los nodos localizados en el foco de fractura. Para ello se ha utilizado el fichero .DAT generado por Abaqus y se han procesado los datos correspondientes a los nodos de interés en una hoja Excel (Anexo VI). Se ha obtenido, para cada incremento, un promedio de las coordenadas de los nodos tanto de la parte superior de la fractura como de la inferior y se ha calculado el desplazamiento relativo entre nodos promedio. Se ha procedido de la misma forma para los tres tipos de fractura. Cabe destacar que es el clavo intramedular el que soporta toda la carga, por lo que la rigidez que tenga el clavo determinará la magnitud de los micromovimientos en el foco de fractura. De esta forma, un clavo con una rigidez muy elevada no permitirá apenas movimiento, mientras que un clavo poco rígido podría llegar a desestabilizar la fractura.

- **Fractura Tipo I**

Se observa un aumento del desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 29). En este caso, el desplazamiento relativo entre nodos es muy pequeño. Esto es debido a que la fractura está en la zona proximal y, por tanto, la movilidad está localizada en una longitud mayor que en los otros dos tipos de fractura.

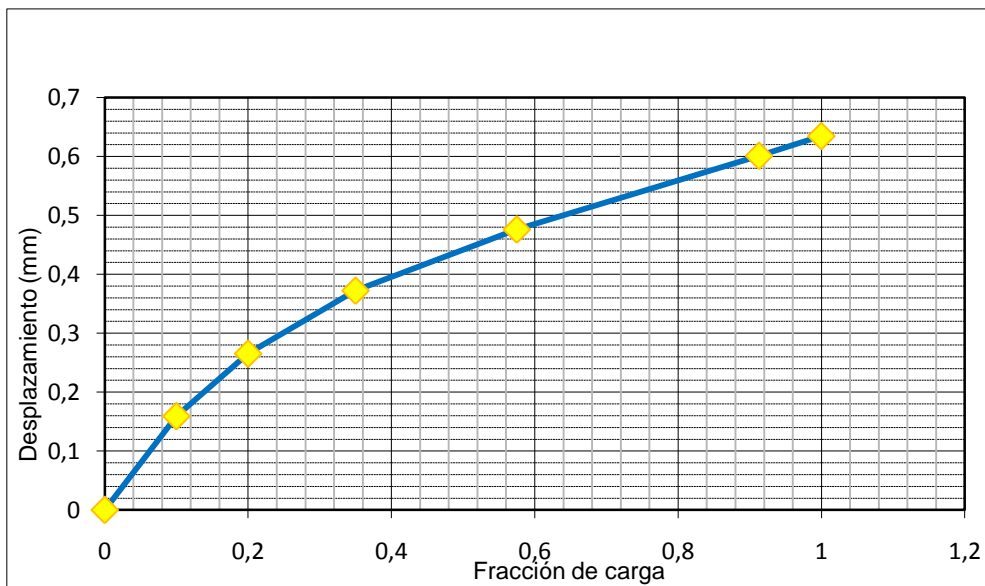


Figura 29. Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo I)

- **Fractura Tipo II**

Se observa un aumento del desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 30). Dado que el foco de fractura se encuentra en la zona central, se obtiene un desplazamiento relativo entre nodos mayor que en el caso anterior.

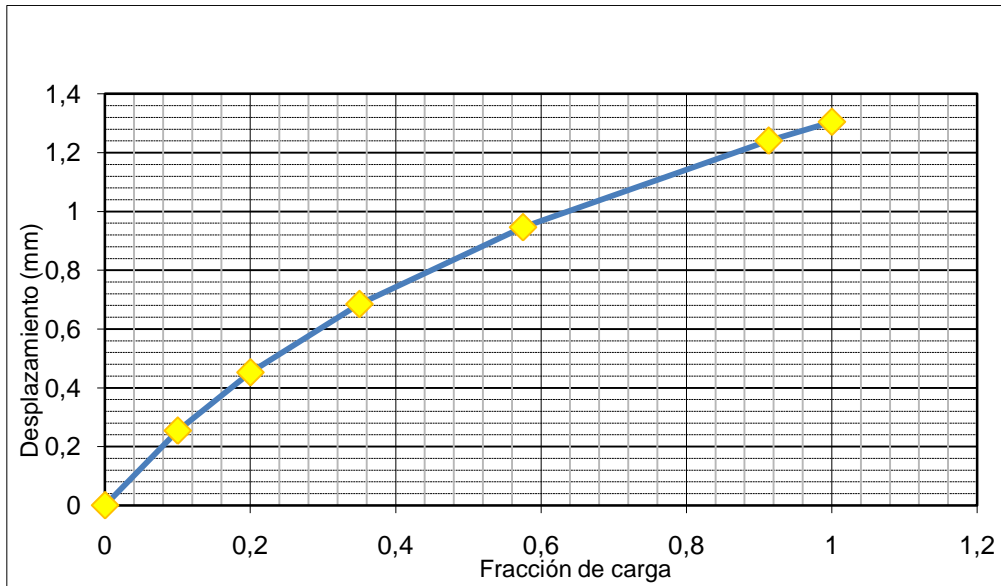


Figura 30. Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo II)

- **Fractura Tipo III**

Se observa un aumento del desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 31). Dado que el foco de fractura se encuentra en la zona distal, la movilidad está localizada en una longitud más pequeña y, por tanto, el desplazamiento relativo entre nodos es más elevado.

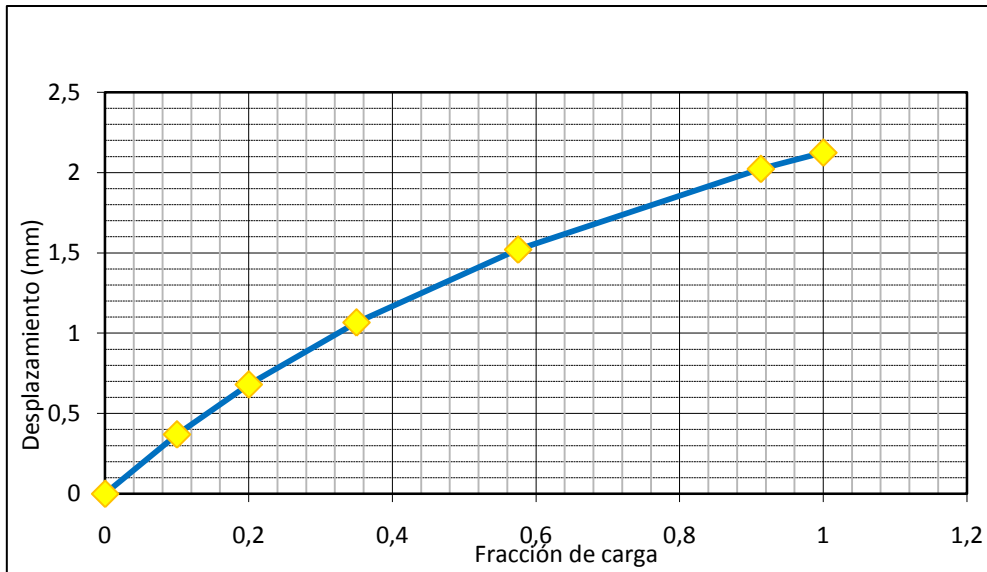


Figura 31. Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo III)

A la vista de los resultados, se observa una tendencia del desplazamiento no lineal debido a los contactos existentes en los dos extremos del conjunto.

Por otra parte, según artículos especializados [22,23] se sabe que los desplazamientos entre fragmentos fracturados, micromovimientos de hasta 2 mm, estimulan la consolidación ósea. Por tanto, se comprueba que la utilización de clavos intramedulares como método de osteosíntesis aporta un beneficio en la formación de callo óseo.

5.1.4 Distribución de tensiones

La Fig. 32 muestra la distribución de tensiones en el modelo de tibia sana y en el de tibia implantada. Con el fin de obtener resultados de tensiones relevantes, se ha utilizado en la zona ósea la componente de tensión que predomina en el eje vertical, componente S33 en Abaqus, y en el clavo intramedular la tensión de Von Mises. Se ha impuesto la misma escala en todos los casos para facilitar la comparación.

En el modelo de tibia sana, se puede apreciar cómo la cara posterior de la tibia está sometida a tracción y la cara anterior a compresión. Así mismo, se observa una gran sollicitación debida a la magnitud de las cargas que han sido impuestas.

En el modelo de tibia implantada, se puede apreciar cómo el clavo intramedular responde por completo a la sollicitación de las cargas, quedando la tibia prácticamente libre de tensiones. Se observa cómo la cara posterior del clavo queda sometida a

tracción y la cara anterior a compresión. Así mismo, se puede comprobar en los tres tipos de fractura, que la zona del clavo intramedular más solicitada coincide con la zona del foco de fractura, obteniendo mayores tensiones cuanto más distal se encuentra. Esto es debido a que se ha impuesto el empotramiento en la meseta tibial y por tanto en la zona proximal se obtiene mínima flexión, resultando, por tanto, tensiones casi nulas. No obstante, en la fractura más desfavorable, Tipo III, han resultado tensiones por debajo del límite del material, en este caso titanio de grado 5 (<827 MPa), por lo que se puede afirmar que el clavo analizado es capaz de soportar las cargas fisiológicas.

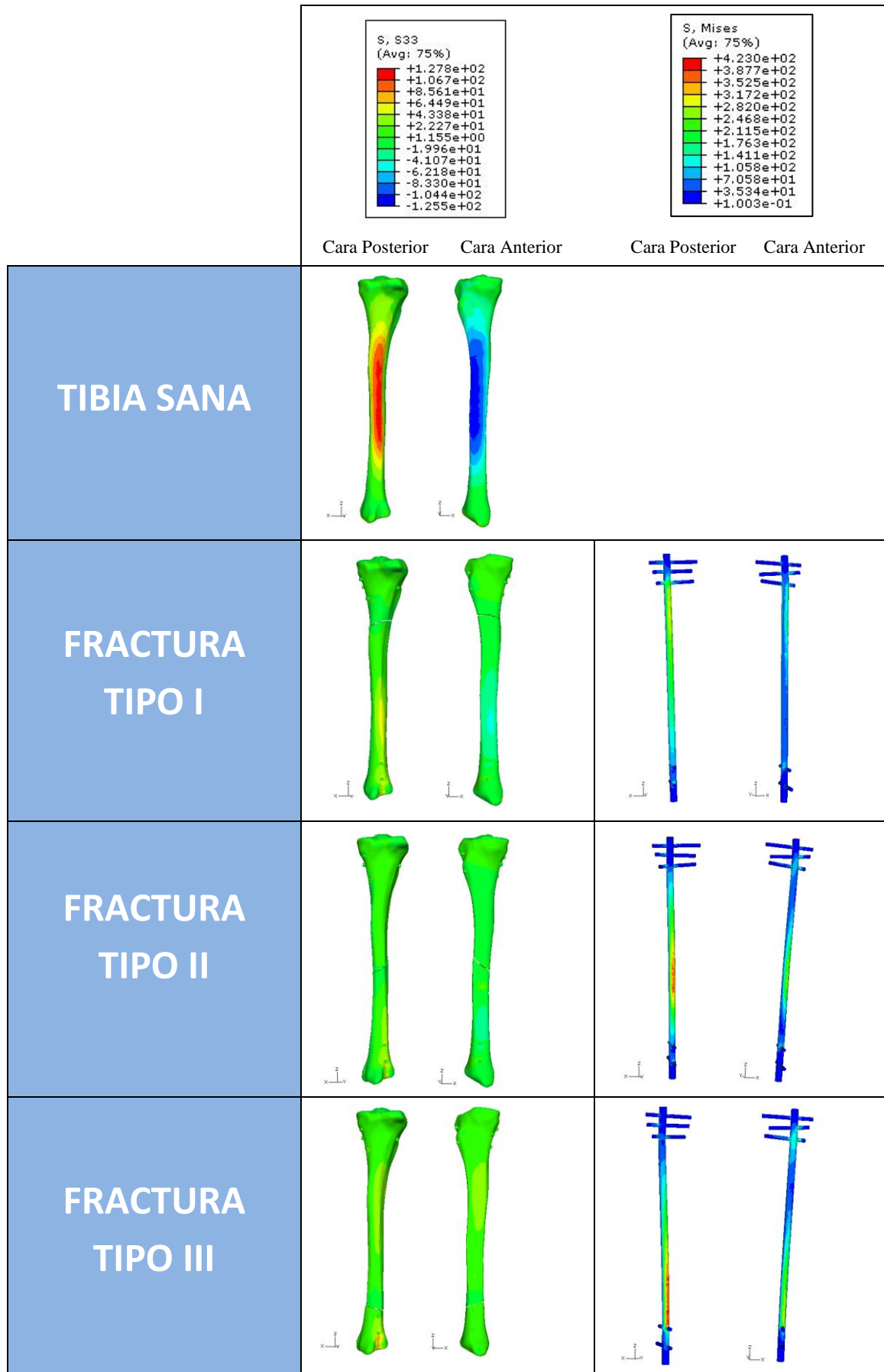


Figura 32. Distribución de tensiones. Caso de marcha

5.2 Resultados. Caso de Torsión

Se ha analizado el desplazamiento del conjunto y a continuación se han obtenido los desplazamientos en el foco de fractura para los distintos casos propuestos. Por último, se ha obtenido la distribución de tensiones, tanto en la tibia como en el clavo intramedular, debidos a las cargas impuestas.

5.2.1 Desplazamientos

La Fig. 33 muestra los desplazamientos obtenidos comparando el modelo de tibia sana y el de tibia implantada. Se ha impuesto la misma escala en todos los casos para facilitar la comparación.

En el modelo de tibia sana, se puede apreciar que el desplazamiento máximo se encuentra en los puntos donde la distancia al eje de giro es mayor, es decir, de acuerdo con la fisonomía de la tibia, se obtiene mayor desplazamiento en la zona más distal de la tibia y disminuye a medida que disminuye su sección. Por otra parte, se observa desplazamiento nulo en la parte proximal de la tibia debido a que el empotramiento existente impide el giro.

En el modelo de tibia implantada, se debe diferenciar el comportamiento entre el clavo intramedular y la zona ósea.

En el clavo intramedular, se observa el desplazamiento máximo en los puntos donde la distancia al eje de giro es mayor, es decir, en los extremos de los tornillos de bloqueo, siendo nulo en la zona proximal, debido al empotramiento existente que impide el giro.

En la zona ósea, se observa desplazamiento únicamente en la parte inferior de la fractura, ya que dicha parte se encuentra libre de uniones debido a la fractura existente. Por otra parte, se observa el mismo comportamiento que en el modelo de tibia sana, es decir, se aprecia desplazamiento máximo en los puntos donde la distancia al eje de giro es mayor y disminuye a medida que disminuye la sección de la tibia. Así mismo, se observan mayores desplazamientos cuanto más proximal se encuentra la fractura, ya que el desplazamiento aumenta con la longitud de voladizo.

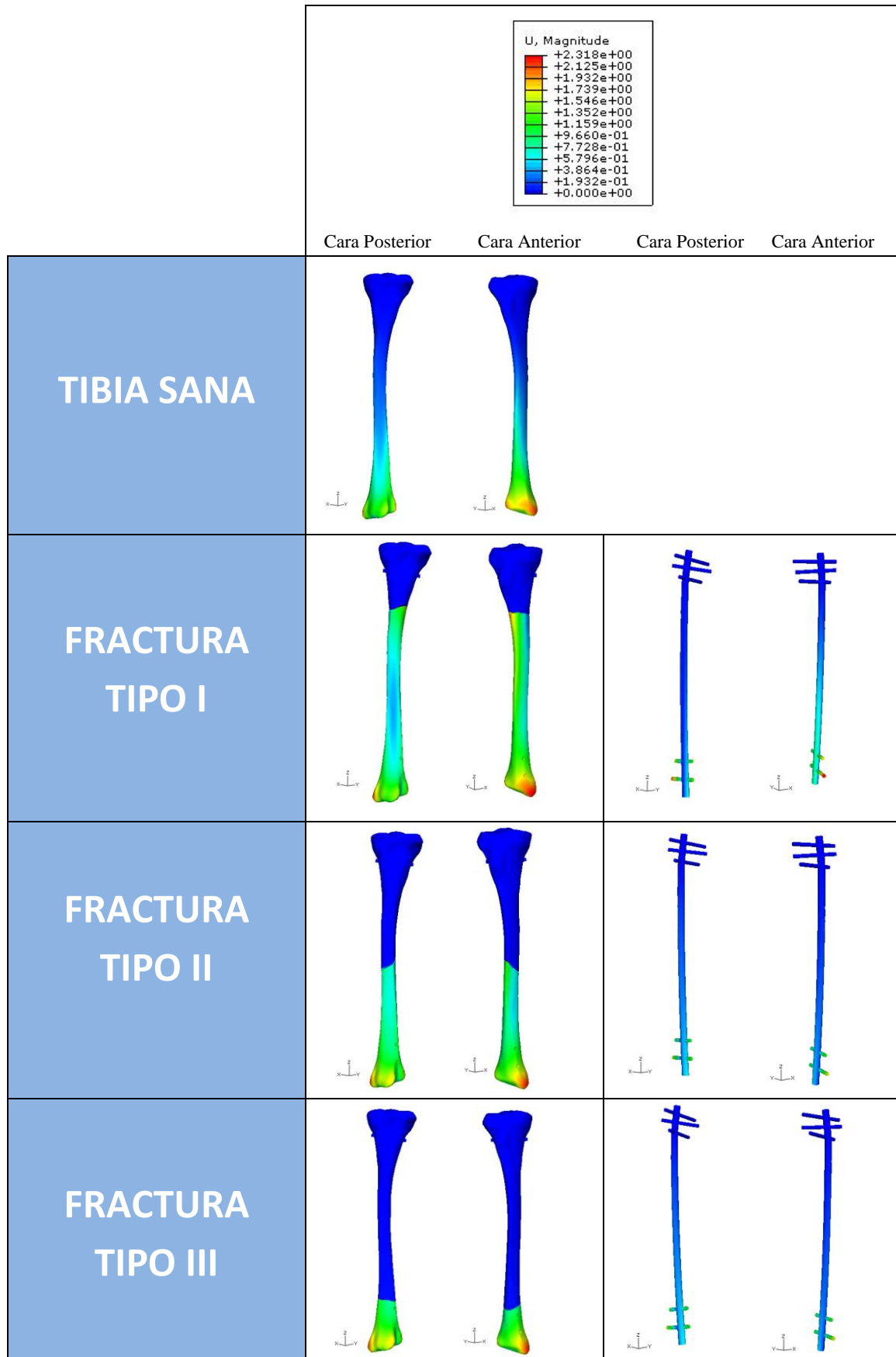


Figura 33. Desplazamientos. Caso de torsión

5.2.2 Desplazamiento relativo en el foco de fractura

De la misma forma que en el caso de marcha, se ha obtenido el desplazamiento de los nodos localizados en el foco de fractura. Para ello se ha utilizado el fichero .DAT generado por Abaqus y se han procesado los datos correspondientes a los nodos de interés en una hoja Excel (ANEXO VI). Para cada incremento, se ha obtenido un promedio de las coordenadas de los nodos tanto de la parte superior de la fractura como de la inferior y se ha calculado el desplazamiento relativo entre nodos promedio. Se ha procedido de la misma forma para los tres tipos de fractura.

- **Fractura I**

Se observa un aumento del desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 34). Dado que el foco de fractura se encuentra en la zona proximal, el modelo es más flexible y por tanto se observa un desplazamiento relativo máximo entre nodos para este tipo de fractura.

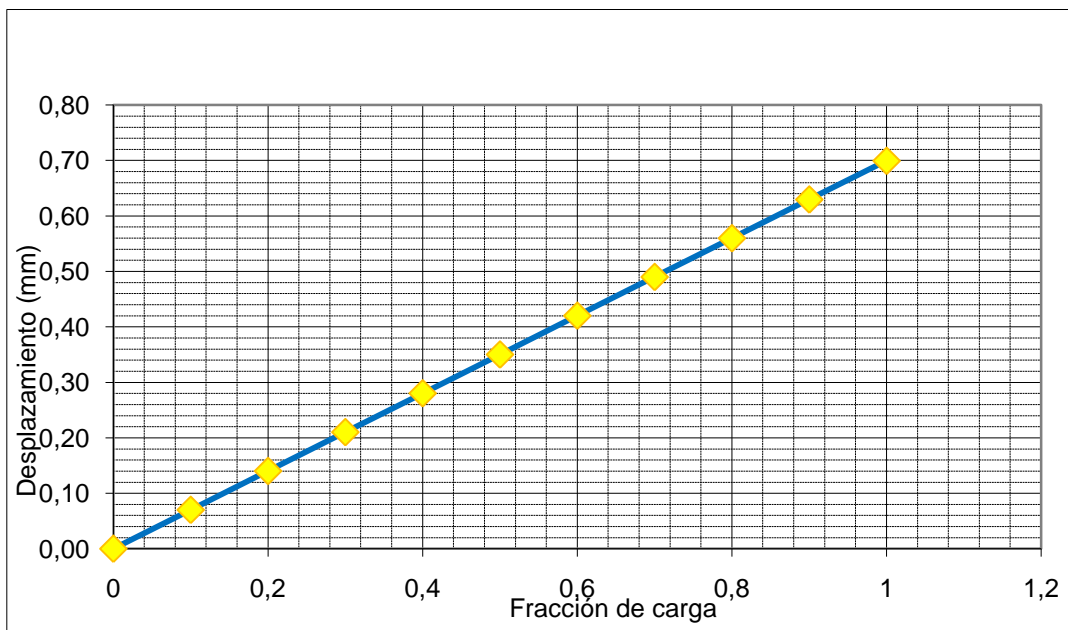


Figura 34. Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo I)

- **Fractura II**

Se observa un aumento del desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 35). Dado que el foco de fractura se encuentra en la zona central, se observa un desplazamiento relativo medio entre nodos para este tipo de fractura en comparación con los tres casos planteados.

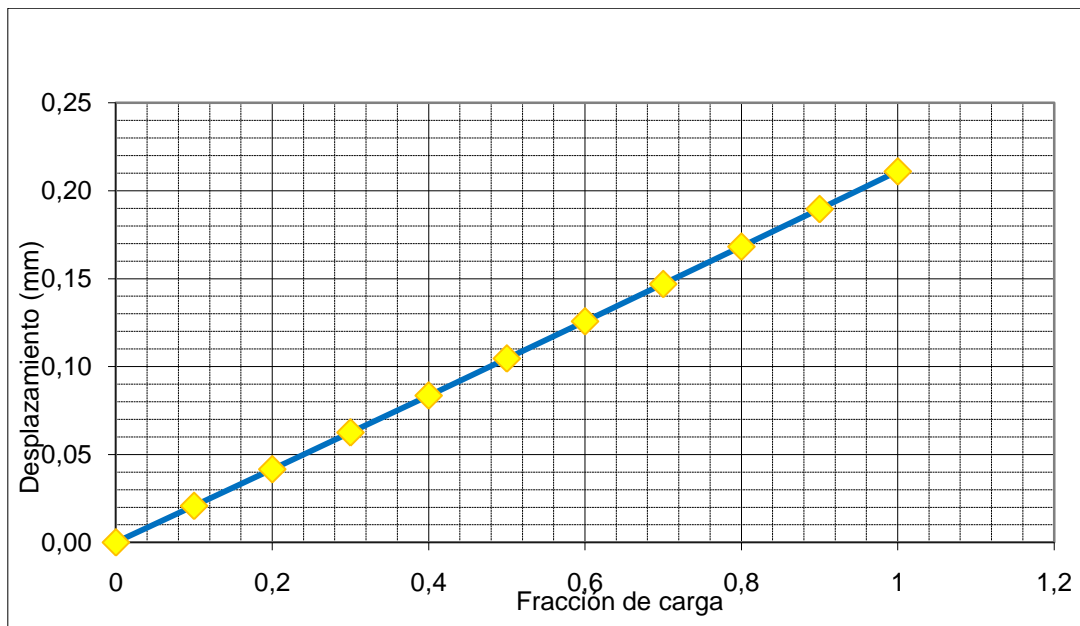


Figura 35. Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo II)

- **Fractura III**

Se observa un aumento del desplazamiento relativo de los nodos localizados en el foco de fractura a medida que la fracción de carga se incrementa (Fig. 36). Dado que el foco de fractura se encuentra en la zona distal, el modelo es más rígido y por tanto se observa un desplazamiento relativo mínimo entre nodos para este tipo de fractura.

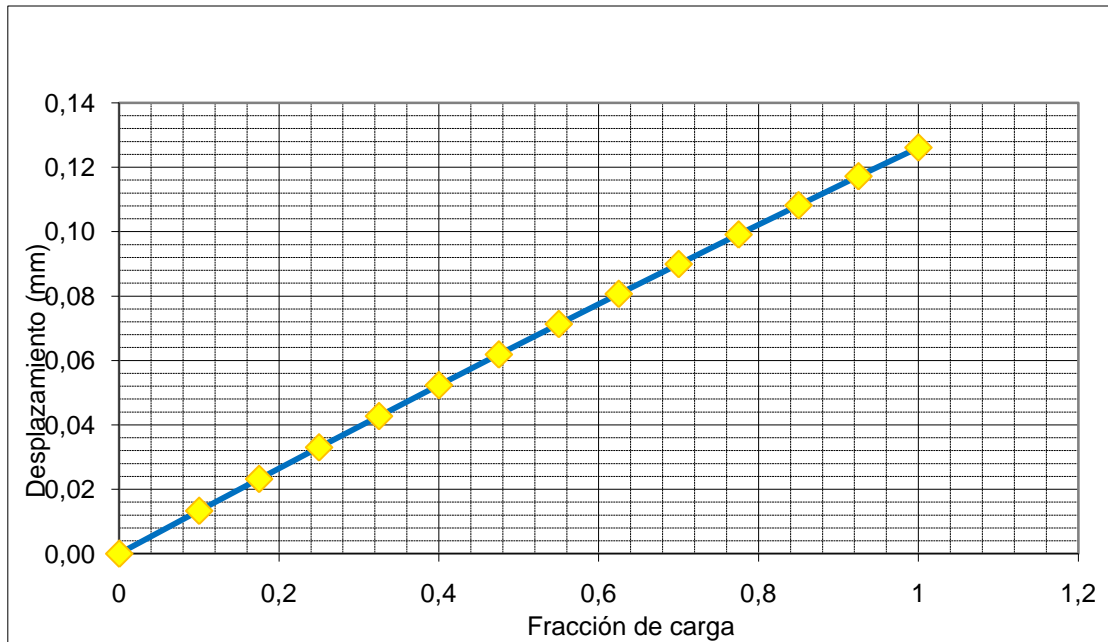


Figura 36. Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo III)

A la vista de los resultados, se observa una tendencia del desplazamiento lineal debido a que el conjunto está sometido a un caso de torsión uniforme con un momento torsor constante.

Por otra parte, de acuerdo con bibliografía especializada en el tema [22,23] se sabe que los desplazamientos entre fragmentos fracturados, micromovimientos de hasta 2 mm, estimulan la consolidación ósea. En este caso, a pesar de que los desplazamientos son menores debido a que estamos aplicando un giro de tan sólo 4° , se comprueba que existen micromovimientos que estimularán la formación de callo óseo.

5.2.3 Distribución de tensiones

La Fig. 37 muestra la distribución de tensiones en el modelo de tibia sana y en el de tibia implantada. Debido a que existe un predominio de la tensión tangencial, se ha utilizado la tensión de Tresca, tanto para la zona ósea como para el clavo intramedular, con el fin de obtener resultados de tensiones relevantes. Se ha impuesto la misma escala en todos los casos para facilitar la comparación.

En el caso del modelo de tibia sana, se puede apreciar cómo la zona más solicitada se encuentra en la parte central de la tibia. Esto es debido a que toda la tibia se encuentra sometida a un momento torsor constante y, de acuerdo a la fisonomía de la tibia, la zona central presenta una disminución de sección, por lo que las tensiones en la zona con menor sección aumentan.

En el caso del modelo de tibia implantada, se observan las mismas tensiones para los tres tipos de fractura, debido a que la sección del clavo intramedular es la misma en los tres casos. Así mismo, se puede apreciar que las tensiones generadas son mayores que en el modelo de tibia sana, dado que la sección del clavo es menor que la de la tibia y el giro impuesto es el mismo.

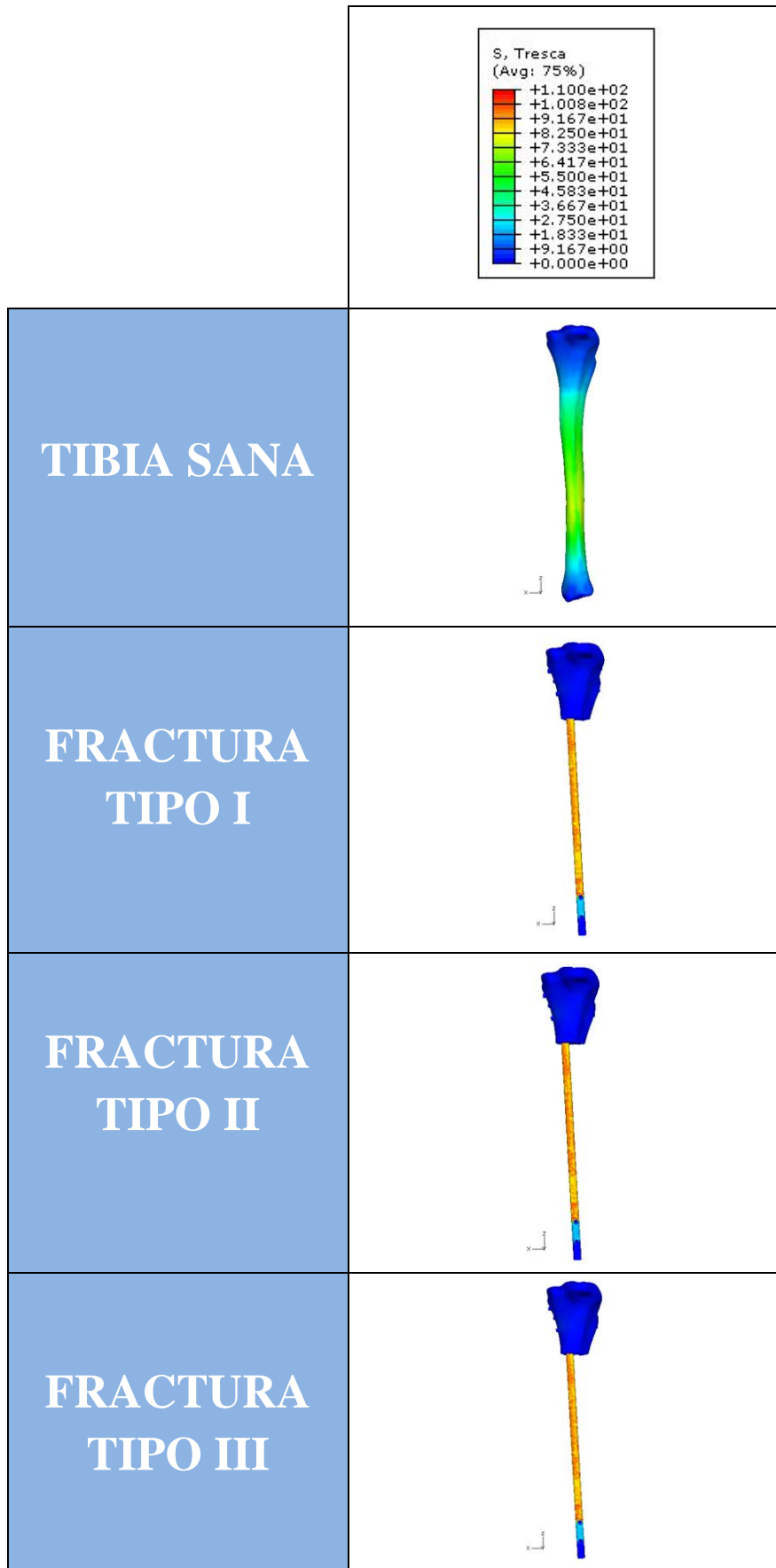


Figura 37. Distribución de tensiones. Caso de Torsión

6. CONCLUSIONES Y FUTUROS ESTUDIOS

6.1 Conclusiones

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

De este modo, este estudio permite un análisis comparativo entre una tibia sana y una implantada como consecuencia de una fractura, así como una comparativa ante diferentes tipos de fractura. Mediante la simulación por elementos finitos, se puede prever el comportamiento del tejido óseo ante la colocación de un dispositivo ajeno al organismo.

Se demuestra que la tibia responde positivamente ante la implantación del clavo intramedular y se comprueba que aparecen microdesplazamientos en el foco de fractura, por lo que se verifica que la colocación de clavos intramedulares, como método de osteosíntesis para tratar fracturas de tibia, aporta un estímulo para la consolidación ósea y es beneficioso para la formación del callo de fractura.

Así mismo, se puede comprobar que las tensiones resultantes en el caso más desfavorable se encuentran por debajo del límite del material, por lo que se puede afirmar que el clavo analizado es capaz de soportar las cargas fisiológicas.

6.2 Futuros estudios

Dado que se ha obtenido un modelo de elementos finitos de la tibia, sería interesante realizar estudios que analizaran diferentes modelos de clavos intramedulares, en cuanto a material y geometría, así como diferentes técnicas de posicionamiento, con el fin de comparar el funcionamiento de dichos sistemas y así evaluar el dispositivo más eficiente en cada caso. Así mismo, se podrían estudiar otros métodos de osteosíntesis, como por ejemplo, la utilización de placas de fijación para tratar fracturas de meseta tibial.

Por otra parte, dado que este estudio simula el comportamiento de la tibia en el instante posterior al postoperatorio, sería interesante realizar un análisis que estudiase la

evolución del tejido óseo con el paso del tiempo. Un posible estudio sería la simulación de la formación del callo óseo variando el límite elástico del material en el tiempo y así mismo, contrastarlo con datos clínicos. Otro estudio interesante, sería el seguimiento en el tiempo de distintos dispositivos y el análisis de sus rigideces con el fin de evitar la aparición de stress shielding con el paso del tiempo.

Por último, en este proyecto se ha realizado un estudio de la tibia ante dos situaciones específicas, marcha y movimiento de torsión, por lo que se podría ampliar simulando la tibia ante otros procesos de carga habituales, como pueden ser saltar o subir escaleras, comprobando, para los distintos casos, la funcionalidad del clavo intramedular.

ÍNDICE DE FIGURAS

FIG.	TÍTULO	PÁG.	REF.
1	Modelos placas de fijación	7	[4]
2	Modelos de clavos intramedulares	7	[4]
3a	Diagrama de bloques del proceso y software. Modelo sano	11	
3b	Diagrama de bloques del proceso y software. Modelo implantado	11	
4a	Superficie NURBS de la tibia	13	
4b	Volumen macizo	13	
4c	Diferenciación partes tibia	13	
5a	Reconstrucción parte central tibia	13	
5b	Detalle reconstrucción cortical	13	
6a	Modelo EF tibia sana	15	
6b	Corte longitudinal del modelo de tibia sana	15	
6c	Detalle de la malla de EF	15	
7	Representación del ciclo de la marcha	16	[20]
8	Modelo EF con condiciones de contacto tibia sana	18	
9a	Detalle empotramiento	18	
9b	Detalle fuerzas inferiores	18	
10	Condición de contorno. Giro de 4 ^o	19	
11	Clavo comercial	21	
12	Modelo clavo intramedular	22	
13	Modelo conjunto clavo intramedular-tornillos de bloqueo	22	
14	Máquina de ensayos	25	[21]
15	Condiciones de contorno del clavo intramedular	25	
16	Detalle de las condiciones de contorno	26	
17	Resultados obtenidos ensayo a flexión	26	
18a	Proyección anteroposterior de la tibia	28	[15]
18b	Proyección lateral de la tibia	28	[15]
19a	Modelo EF tibia implantada	29	
19b	Corte longitudinal del modelo de EF tibia implantada	29	
20a	Fractura Tipo I	30	

20b	Detalle fractura Tipo I	30	
21a	Fractura Tipo II	31	
21b	Detalle fractura Tipo II	31	
22a	Fractura Tipo III	32	
22b	Detalle fractura Tipo III	32	
23	Modelo EF con condiciones de contacto tibia implantada	34	
24	Condición de contorno. Giro de 4 ^o	35	
25a	Zona proximal de la tibia	36	
25b	Zona distal de la tibia	36	
26a	Superficie exterior del clavo intramedular	37	
26b	Superficie interior de la tibia	37	
26c	Corte transversal de las superficies de contacto	37	
27	Deformada resultante. (Factor 5)	39	
28	Desplazamientos. Caso de Marcha	41	
29	Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo I)	42	
30	Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo II)	43	
31	Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo III)	44	
32	Distribución de tensiones. Caso de marcha	46	
33	Desplazamientos. Caso de torsión	48	
34	Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo I)	49	
35	Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo II)	50	
36	Desplazamiento relativo de los nodos del foco de fractura (Tipo III)	51	
37	Distribución de tensiones. Caso de Torsión	53	

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA	TÍTULO	PÁG.	REF.
1	Propiedades mecánicas del hueso	15	
2	Correlación fuerzas y puntos de aplicación	17	
3	Reparto de fuerzas entre nodos	17	
4	Propiedades mecánicas del titanio	23	
5	Resultados del ensayo	24	[7]
6	Geometría clavo intramedular	24	
7	Resultados analíticos	24	
8	Propiedades mecánicas del conjunto	32	

BIBLIOGRAFÍA

- [1] http://escuela.med.puc.cl/publ/OrtopediaTraumatologia/Trau_Secc01/Trau_Sec01_45.html
- [2] Dr. Herlan Antonio García Camacho. Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de la diáfisis de tibia. 2004
- [3] M^a Joaquina Ruiz del Pino. Silvia Hazañas Ruiz. Melchor J. Conde Melgar. Elena Enríquez Alvarez. Dolores Jiménez- Peña Mellado. Hospital Universitario “Virgen de la Victoria”. Malaga. Fracturas: Conceptos generales y tratamiento.
- [4] Daniel Hernández Vaquero. Implantes para fracturas osteoporóticas. Curso Nuevas tecnologías aplicadas a prótesis e implantes en cirugía ortopédica y traumatología, Jaca, 2010.
- [5] 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
- [6] Lilibeth A. Zambrano, Carmen Müller-Karger. Estudio del efecto de placas de fijación en fracturas de tibia proximal utilizando el método de elementos finitos. 2008
- [7] Lindeque, MD, PhD; Todd Baldini, MS. A biomechanical comparison of three different lateral tibia locking plates. 2010
- [8] George N. Duda. Francesco Mandruzzato. Markus Heller. Jörg Goldhahn. Ruedi Moser. Markus Hehli. Lutz Claes. Norbert P. Haas. Mechanical boundary conditions of fracture healing: Borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *Journal of Biomechanics* 34. 639-650. 2001
- [9] SebastianKuhn, MatthiasHansen, PolM.Rommens. Extending the indication of intramedullary nailing of tibial fractures. 2007

- [10] Daniela Tarnita, D. Popa, D. N. Tarnita, D. Grecu. CAD method for three-dimensional model of the tibia bone and study of stresses using the finite element method. 2006
- [11] Sailesh Rajani .3-D Modeling And Finite Element Analysis of the Tibia. 1995
- [12] Zhao, D, Fregly, B J, Banks, S A, D'Lima, D D, Colwell, C W Jr In vivo medial and lateral tibial loads during gait, stair, kneel, and lunge activities. 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Paper N0: 0277
- [13] Tim Wehter, Lutz Claes, Ulrich Simon. Internal loads in the human tibia during gait. 2009
- [14] Augat, Peter PhD, Penzkofer, Rainer MS, Nolte, Alexander MS, Maier, Michael MD, Panzer, Stefanie MD. Interfragmentary Movement in Diaphyseal Tibia. 2008 Fractures Fixed With Locked Intramedullary Nails
- [15] Catálogo Surgical Technique. Smith&Nephew. Trigen Meta-Nail. Tibial nail system.
- [16] I-DEAS, web site, <http://www.ugs.com/>, 2007.
- [17] ABAQUS, web site, <http://www.abaqus.com/>, 2007
- [18] S.A. Goldstein. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. J. Biomechanics Vol 20. No 11 12. pp 1055-1061. 1987
- [19] A.H. Burstein. D.T. Reilly. M. Martens. Aging of bone tissue: Mechanical properties. J. Bone Joint Surg. Am. 58:82-86. 1976
- [20] Natalia I. Wiereszen. Análisis de la actividad muscular en posición bípeda y durante la marcha. 2005

[21] Grupo de BioMateriales (GBM) del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Ensayos de caracterización del comportamiento a flexión de clavos intramedulares. Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza. 2009

[22] Curso clínico práctico de medicina y cirugía. Apuntes Consolidación de las fracturas. Patología del callo óseo. Universidad de Valencia 2010

[23] <http://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoID=58218>