



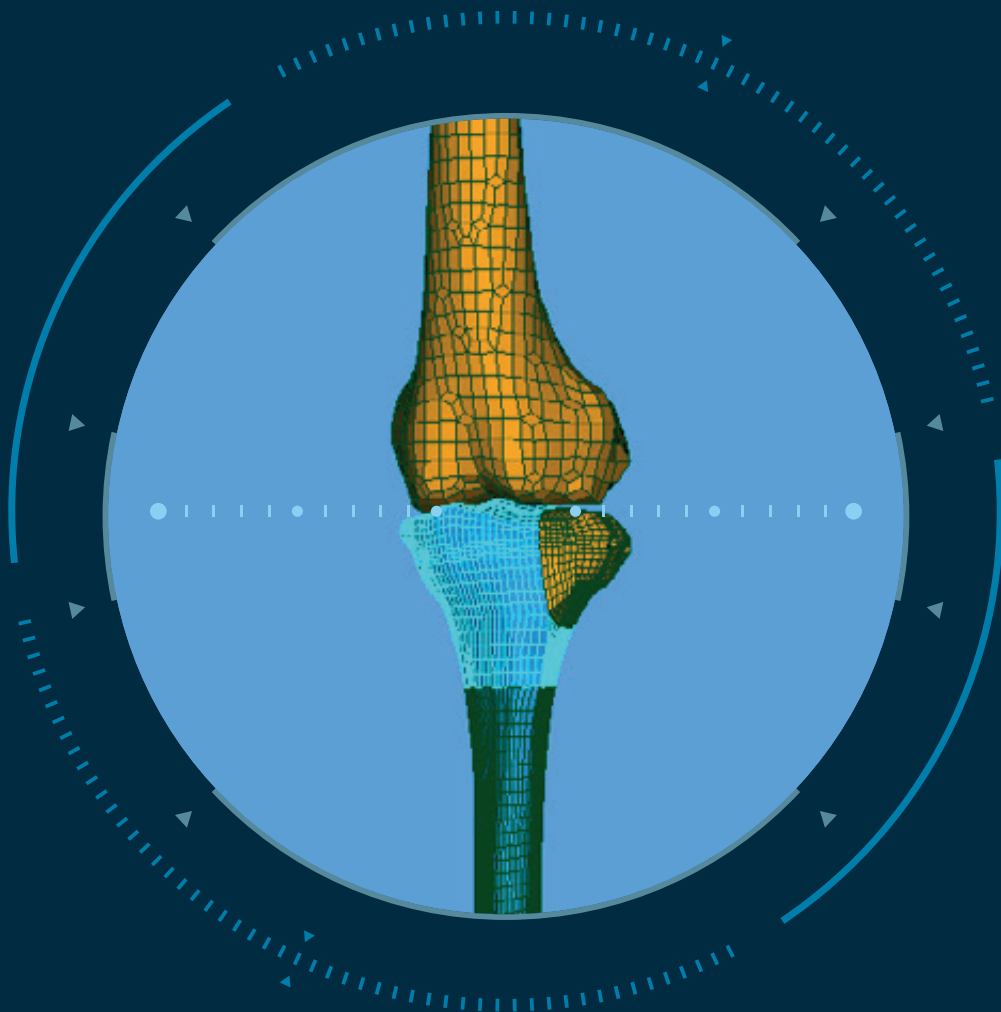
Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>

INVESTIGACIÓN DE LA
BIOMECÁNICA Y MECANOBIOLOGÍA DE
LAS FRACTURAS DE LA MESETA TIBIAL
MEDIANTE UN MODELO
DE ELEMENTOS FINITOS



TESIS DOCTORAL
ION CARRERA FERNANDEZ

UAB

Universitat Autònoma
de Barcelona

FACULTAT DE MEDICINA
Departament de Cirurgia

INVESTIGACIÓN DE LA
BIOMECÁNICA Y MECANOBIOLOGÍA DE
LAS FRACTURAS DE LA MESETA TIBIAL
MEDIANTE UN MODELO
DE ELEMENTOS FINITOS

TESIS DOCTORAL
ION CARRERA FERNANDEZ

Barcelona 2017

DIRECTORES
JOAN CARLES MONLLAU GARCÍA
PABLO EDUARDO GELBER GHERTNER

TUTOR
JOAN CARLES MONLLAU GARCÍA

La tesis doctoral titulada:

INVESTIGACIÓN DE LA BIOMECÁNICA Y MECANOBIOLOGÍA
DE LAS FRACTURAS DE LA MESETA TIBIAL
MEDIANTE UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Y presentada por el doctorando:

ION CARRERA FERNANDEZ

Está realizada bajo el modelo de compendio de publicaciones cumpliendo la normativa de la Universitat Autònoma de Barcelona para este tipo de tesis doctorales.

Referencia bibliogràfica de los artículos incluidos:

Carrera I, Gelber PE, Chary G, Gonzalez Ballester MA, Monllau JC, Noailly J. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. *Int Orthop.* 2016 Oct;40(10):2163-2169.

Carrera I, Gelber PE, Chary G, Gomez Masdeu M, Gonzalez Ballester MA, Monllau JC, Noailly J. An intact fibula may contribute to allow early weight bearing in surgically treated tibial plateau fractures. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Mar 3. DOI:10.1007/s00167-017-4428-7

A mis padres,

A mis padres, gracias por la educación, apoyo y ejemplo que me habéis dado siempre, es un orgullo ser vuestro hijo.

A toda mi familia y en especial a mi tío Miguel por todas las oportunidades que me ha permitido tener, nunca te olvidaré.

A Julia por tu apoyo incondicional cada día y por hacer mi vida mejor.

Al Dr. Joan Carles Monllau, por ser ejemplo y referencia durante mi formación y darme su confianza.

Al Dr. Pablo Gelber, por ayudarme a hacer posible esta tesis doctoral, y gracias por sus conocimientos sobre la rodilla, las fracturas de la meseta tibial y su apoyo.

Al Dr. Jerome Noailly por su ayuda en esta tesis doctoral y por su excelencia profesional.

Al Dr. Xavier Crusi, por darme la oportunidad de trabajar en lo que me apasiona.

Al Dr. Julio de Caso, ejemplo profesional y personal de como tratar a los pacientes y las fracturas.

A la Dra. Mireia Gómez, por su ayuda en esta tesis y por el trabajo que realiza cada día con compañerismo y profesionalidad.

Al Dr. Abat y el Dr. Colomina, los mejores compañeros posibles.

Al grupo de residentes del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau con el que compartí mi formación.

A mis compañeros del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau y en especial al Equipo de Trauma.

→	1. INTRODUCCIÓN	13
	1.1. Fracturas de la Meseta Tibial	14
	1.1.1. Introducción	14
	1.1.2. Anatomía	16
	1.1.3. Factores Biomecánicos y Mecanismos de Lesión	18
	1.1.4. Clasificación	20
	1.1.5. Diagnóstico	23
	1.1.5.1. Clínico	23
	1.1.5.2. Radiológico	24
	1.1.6. Tratamiento	25
	1.1.6.1. Tratamiento Conservador	26
	1.1.6.2. Tratamiento Quirúrgico	26
	1.1.7. Complicaciones	31
	1.2. El Método de Elementos Finitos	32
	1.3. Objetivos del Trabajo	35
	1.4. Hipótesis de Trabajo	38
→	2. MATERIAL Y MÉTODOS	39
→	3. RESULTADOS	47
→	4. DISCUSIÓN	55
→	5. CONCLUSIONES	67
→	6. COPIA DE LOS TRABAJOS	69
→	7. BIBLIOGRAFÍA	85

The background features several concentric circles of varying radii. A prominent dashed white line forms a large arc in the upper-left and lower-left quadrants. A dotted white line forms a smaller arc in the center-right. Two solid white arcs are positioned above and below the dotted line. The text is centered within the dotted arc.

1.

INTRODUCCIÓN

1.1. FRACTURAS DE LA MESETA TIBIAL

1.1.1. INTRODUCCIÓN

Las fracturas de la meseta tibial afectan a una gran articulación de carga como es la rodilla y son lesiones graves que conducen frecuentemente a anomalías funcionales. Para preservar la función normal de la rodilla, se debe mantener la congruencia articular, conservar el eje mecánico normal, asegurar la estabilidad de la fractura y recuperar el rango de movilidad completo. Alcanzar estos objetivos presenta múltiples dificultades por la importante afectación de tejidos blandos, los distintos tipos de calidad ósea y, en ocasiones, la presencia de comorbilidades de los pacientes.

Las fracturas de la meseta tibial representan el 1%-2% de todas las fracturas y el 8% de las fracturas geriátricas ⁽¹⁾. La importancia de las partes blandas en estas lesiones se ha ido tomando cada vez en mayor consideración, paralelamente al desarrollo de nuevos dispositivos y técnicas de fijación interna.

Así es que el tratamiento de estas lesiones ha ido cambiando lentamente desde una actitud predominantemente conservadora a la restauración de la superficie articular mediante fijación interna o externa y movilización precoz, siempre que sea posible. Si bien el tratamiento ortopédico brinda buenos resultados en aquellas fracturas sin desplazamiento, de baja energía y, especialmente, en pacientes ancianos, existe consenso en que la óptima función de una articulación depende de una estable congruencia de las superficies articulares, que permita una transmisión de cargas balanceada a través de las mismas. Además han surgido nuevos métodos de clasificación que han ayudado al mejor tratamiento de estas fracturas.



Imagen de tomografía
computerizada.
Fractura de meseta tibial
→

Las fracturas de la meseta tibial afectan al cartílago articular, a la epífisis y a la metáfisis, y en ocasiones, a la diáfisis. A veces, hay lesiones asociadas de la tuberosidad tibial anterior, las espinas tibiales, meniscos y estructuras capsuloligamentosas con la consecuente dificultad para su tratamiento y la obtención de resultados satisfactorios ⁽²⁾. Por otra parte, en lesiones de alta energía, la restauración ósea anatómica de la superficie articular no garantiza que se evite una futura artritis postraumática, debido al daño sufrido en el cartílago articular, que resulta habitualmente irreparable.

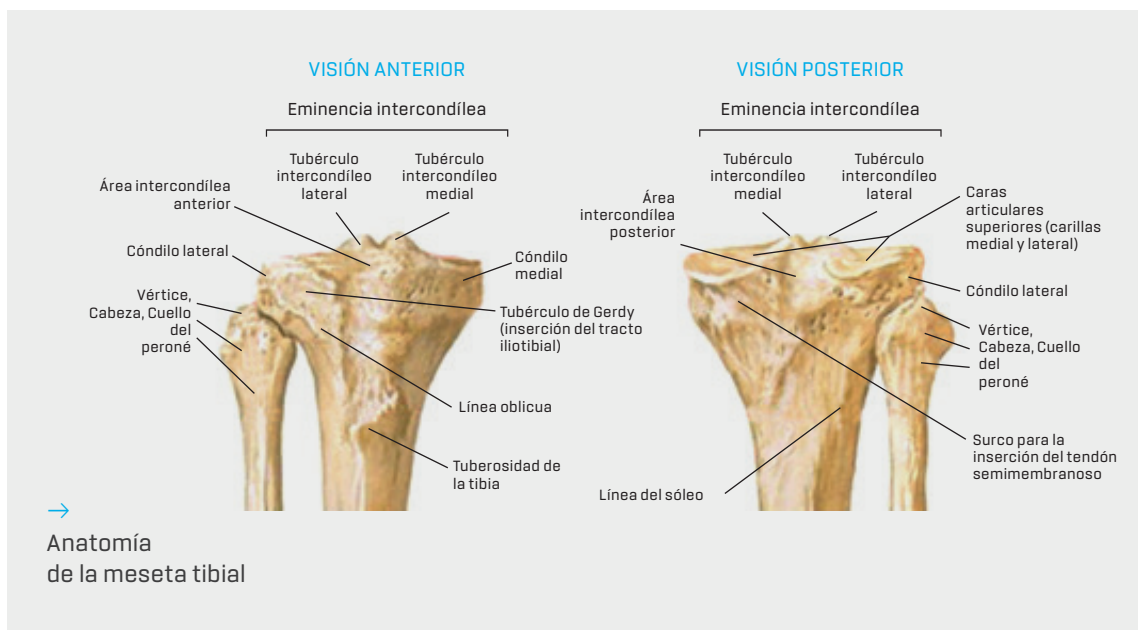
Desde principios de los años ochenta, con las mencionadas mejoras en las técnicas y en los implantes quirúrgicos, ha habido una evolución en el tratamiento de estas lesiones. Así, el tratamiento quirúrgico es de elección en aquellos casos de fracturas desplazadas, de alta energía y/o en pacientes jóvenes que requieren una restitución de la anatomía articular, seguida de una fijación estable para permitir la movilización precoz.

1.1.2. ANATOMÍA

La superficie proximal de la tibia comprende las mesetas tibiales lateral y medial que se encuentran separadas por las eminencias tibiales intercondíleas. El cartílago articular de la meseta lateral es más grueso que el medial.

La meseta tibial lateral es convexa en el plano sagital y prácticamente plana en el plano coronal. La meseta tibial medial es más grande que la lateral y es ligeramente cóncava en el plano sagital y el coronal.

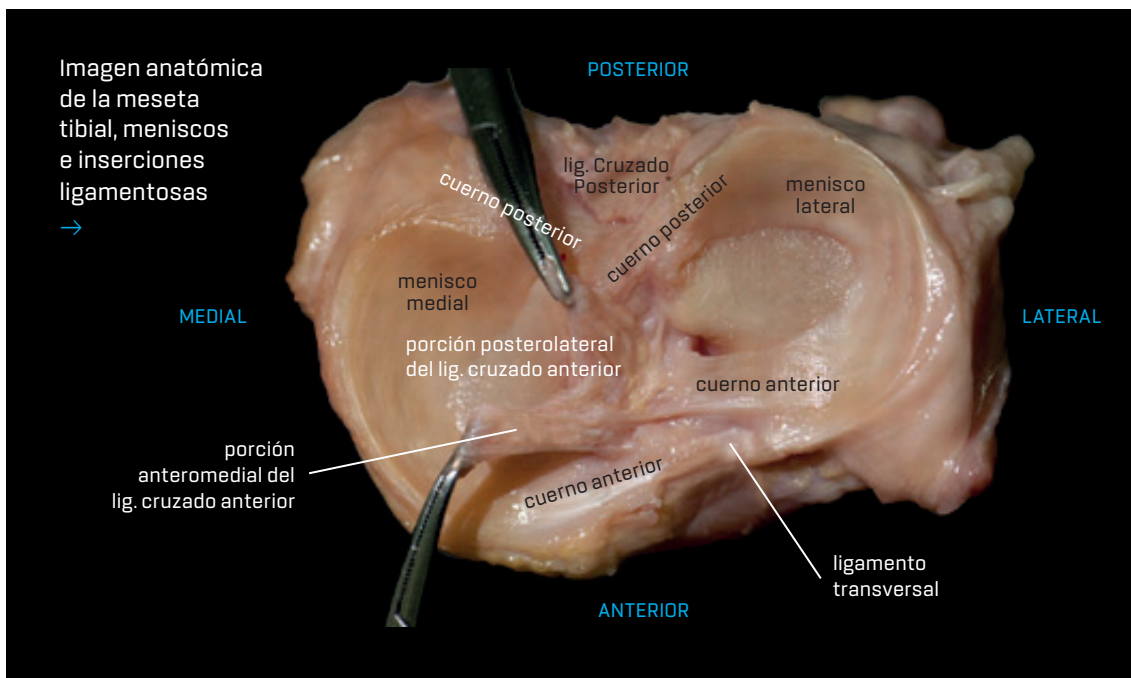
En el plano frontal, la superficie articular de la tibia forma un ángulo de 3° de varo en el eje longitudinal de la tibia. Este varo, junto al mayor espesor del cartílago a nivel lateral, es el que determina que la meseta lateral esté ligeramente más elevada que la medial. El conocimiento de esta anatomía es de gran importancia a la hora de realizar una intervención quirúrgica para evitar el daño del cartílago de la meseta medial en el momento de introducir tornillos desde la meseta lateral.



Entre ambas mesetas hay una zona no articular donde se localizan las espinas tibiales anterior y posterior. La espina anterior es más medial y se sitúa inmediatamente posterior a la inserción del ligamento cruzado anterior.

En una rodilla normoalineada, las cargas se apoyan predominantemente sobre la meseta medial; de esta manera, el hueso trabecular de la meseta medial es más resistente, y puede constituir una de las razones por las que las fracturas de la meseta lateral son más frecuentes.

Los meniscos lateral y medial son dos fibrocartílagos semilunares de sección triangular que se localizan entre los cóndilos femorales y las mesetas tibiales. Cumplen, entre otras muchas funciones, el importante rol de amortiguar y repartir las cargas que reciben y proteger de esta manera el cartílago articular (3). El menisco lateral es mayor que el medial, cubriendo más superficie de su correspondiente meseta tibial. Ambos meniscos están conectados anteriormente por el ligamento intermeniscal, y periféricamente a sus respectivas mesetas tibiales por los ligamentos coronarios.

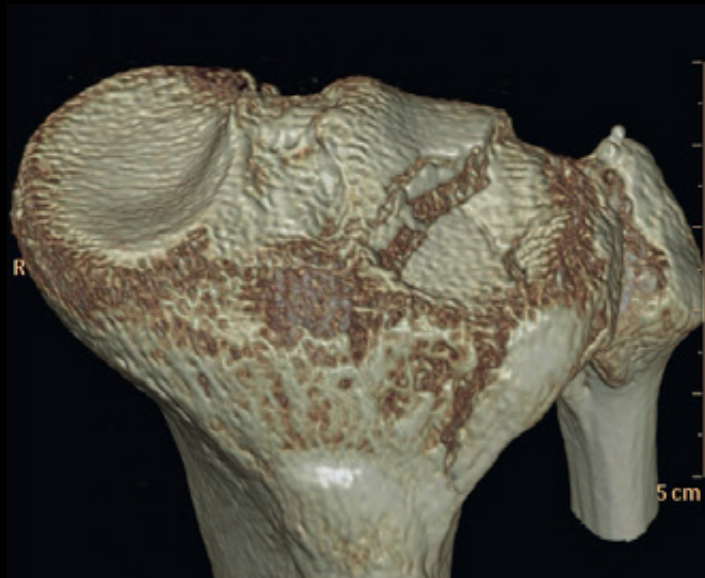


1.1.3. FACTORES BIOMECÁNICOS Y MECANISMOS DE LESIÓN

El mecanismo de lesión principal que da lugar a las fracturas de la meseta tibial es una tensión en varo o valgo con una carga axial asociada. Esta combinación se puede observar en lesiones tanto de baja como de alta energía, como las caídas desde propia altura o los accidentes de tráfico, respectivamente. Cuanto mayor sea el componente de varo o valgo, mayor es el daño medial o lateral, y cuanto mayor sea la carga axial asociada, existirá más riesgo de lesiones bicondíleas y afectación metafisodiafisarias.

La meseta lateral resulta afectada en el 55%-70% de los casos, mientras que la medial se ve afectada en el 10%-30% de los casos ⁽¹⁾.

Imagen de tomografía computerizada.
Fractura de meseta tibial lateral





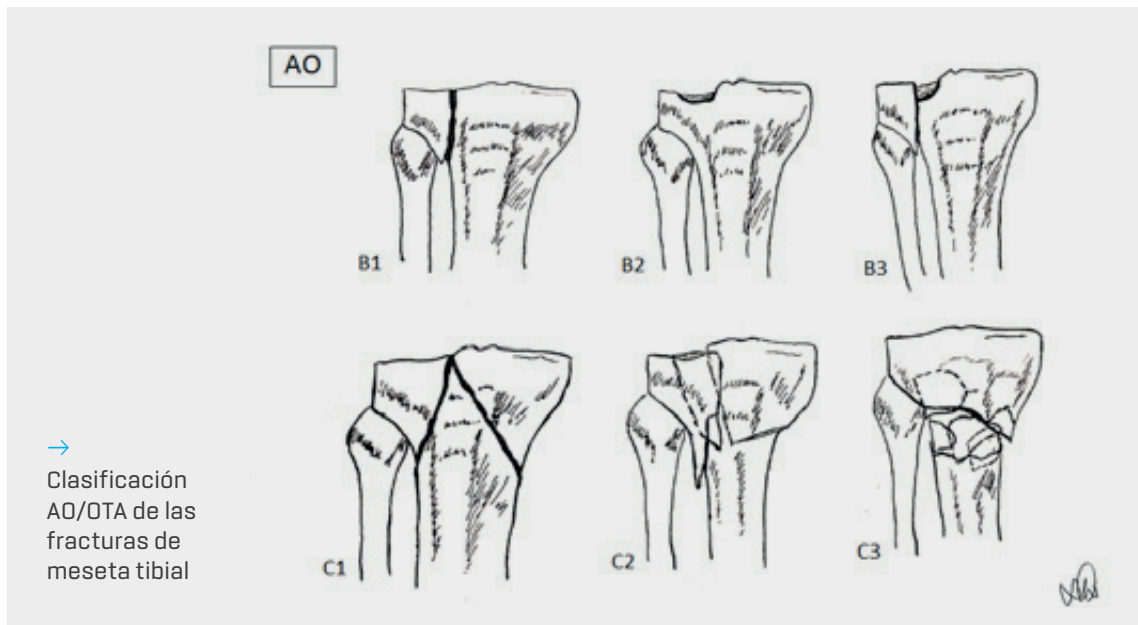
Respecto a la biomecánica de las fracturas de la meseta tibial lateral, las mismas se producen como resultado de un valgo forzado combinado con una sobrecarga axial. La localización y patrón de fractura también se ve influenciado por el grado de flexión o extensión de la rodilla en el momento del traumatismo. Cuando el paciente sufre una fuerza en valgo con una sobrecarga axial, el cóndilo femoral lateral ejerce una fuerza tanto de cizallamiento como de compresión sobre el platillo tibial subyacente, provocando un patrón característico de fractura.

Por otra parte, los mecanismos en varo implican una fuerza abductora de la rodilla; son menos frecuentes y se ven en lesiones donde el pie permanece estático durante un desplazamiento lateral del cuerpo, resultando en una fractura de la meseta medial normalmente por cizallamiento y en ocasiones provocando una importante conminución y hundimiento, debido a una menor densidad trabecular de la meseta afecta.

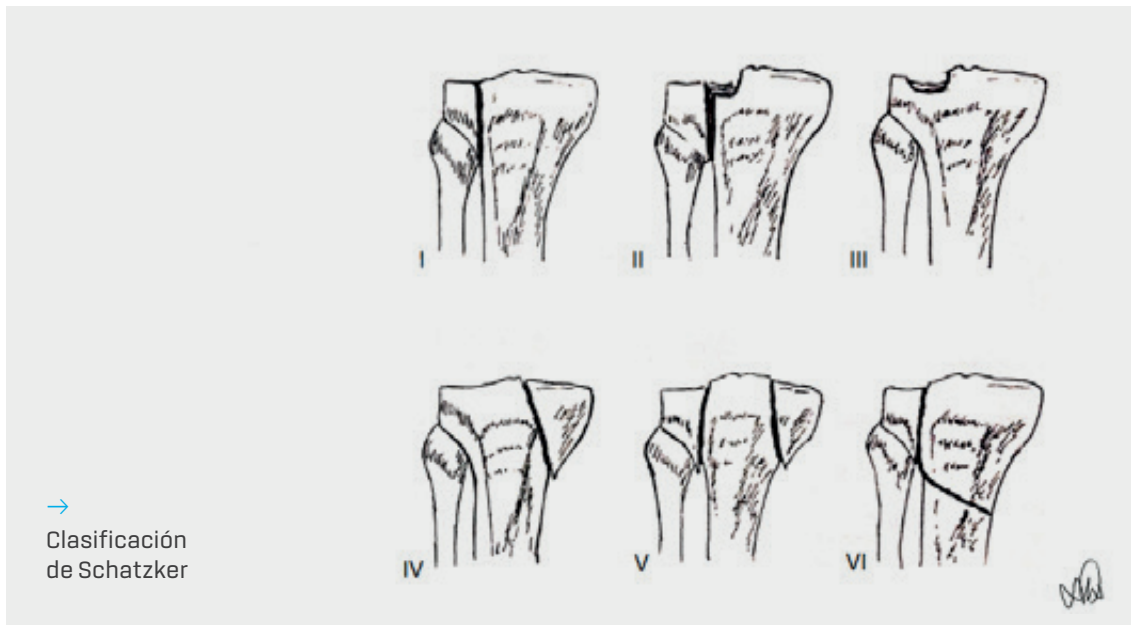
Las fracturas de la meseta tibial lateral presentan dos patrones característicos de acuerdo con grupos de edad concretos. Las fracturas por cizallamiento son características de pacientes adultos jóvenes y las fracturas por hundimiento son más típicas de la población anciana. Las lesiones simples con depresión central suelen producirse por accidentes de baja energía en pacientes osteoporóticos, y las fracturas bicondíleas y transversales son más características de pacientes jóvenes que sufren accidentes de alta energía.

1.1.4. CLASIFICACIÓN

Las fracturas de la meseta tibial se han clasificado de forma diversa, teniendo en cuenta el tipo de trazo de fractura, la complejidad del mismo o la dificultad técnica en su tratamiento. Las clasificaciones anatómicas exhaustivas, como la clasificación de la AO/OTA, pueden ser de utilidad para los investigadores.



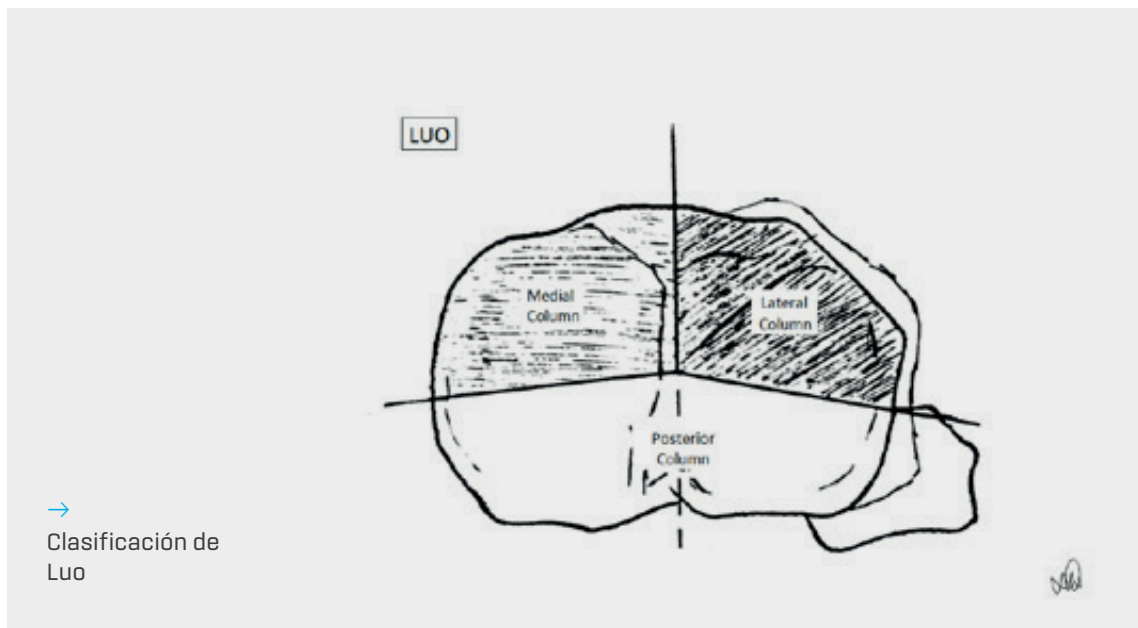
Sin embargo, desde el punto de vista práctico, en la actualidad, la clasificación de Schatzker sigue siendo la más utilizada y aceptada en la práctica clínica ⁽⁴⁾. Dicha clasificación divide estas fracturas en seis tipos según el trazo de fractura:



→
Clasificación
de Schatzker

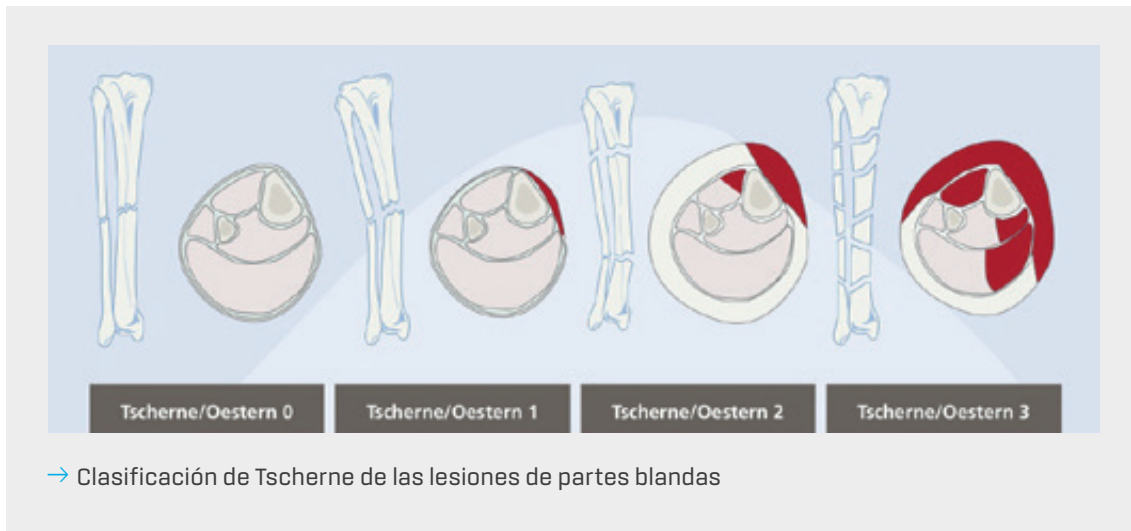
- **TIPO I.** Fractura con separación o cizallamiento puro. Generalmente se observa en pacientes jóvenes con hueso esponjoso resistente y, por definición, no se asocia a depresión articular. Si se produce un desplazamiento significativo, se puede asociar a una lesión del menisco lateral.
- **TIPO II.** Son fracturas combinadas en que coexiste separación y depresión articular. Al igual que en las de tipo I, se relacionan con un mecanismo de carga axial y valgo forzado.
- **TIPO III.** Son fracturas con depresión articular pura y se observan en pacientes ancianos, con hueso osteoporótico, y corresponden a lesiones de baja energía.
- **TIPO IV.** Son fracturas de la meseta medial. La meseta medial es más resistente que la lateral por lo que este tipo de lesiones se asocian a mecanismos de mayor energía.
- **TIPO V.** Son fracturas bicondíleas y, frecuentemente, el mecanismo de lesión es una sobrecarga axial cuando la rodilla se encuentra en extensión. Son lesiones graves habitualmente provocadas por mecanismos de alta energía que presentan concomitantemente otras lesiones con relativa frecuencia.
- **TIPO VI.** Son aquellas en las que existe una disociación metafisodiafisaria y también se producen tras accidentes de alta energía, como los accidentes de tránsito.

Recientemente la clasificación de Luo ⁽⁵⁾ ha ayudado a la mejor comprensión de la llamada columna posterior en estas fracturas, no del todo resueltas con las clasificaciones que existían hasta el momento, ya que introduce su teoría anatómica tricolumnar.



Por otro lado, el estado de las partes blandas es de vital importancia en estas lesiones y su correcto tratamiento condiciona el resultado. La clasificación de Tscherné de las lesiones de partes blandas constituye una herramienta muy útil para evaluar este tipo de lesiones ⁽⁶⁾:

- **TIPO 0.** Traumatismo indirecto con un correcto estado de las partes blandas.
- **TIPO I.** Lesiones o abrasiones superficiales por traumatismos de baja energía.
- **TIPO II.** Contusiones musculares importantes en lesiones de alta energía.
- **TIPO III.** Aplastamientos importantes de las partes blandas y desprendimientos subcutáneos. Los pacientes que sufren síndromes compartimentales se clasifican como lesiones de tipo III.



1.1.5. DIAGNÓSTICO

1.1.5.1. CLÍNICO

El dolor, la incapacidad funcional y la deformidad están presentes en la mayoría de los casos, mientras que el edema en la rodilla es un signo típico de estas lesiones. En las fracturas de alta energía, el estado cutáneo se ve frecuentemente afectado presentando equimosis y abrasiones, y comprometiendo el tratamiento quirúrgico inmediato, por lo cual es necesario esperar el tiempo suficiente para que las partes blandas permitan un seguro acceso quirúrgico. El hemartros es también frecuente debido a la afectación articular y las lesiones capsuloligamentosas.

La estabilidad de la articulación de la rodilla se puede ver afectada en un 30% de los casos, frecuentemente asociada a una lesión del complejo lateral.

En alrededor del 5% de los casos, especialmente en lesiones de alta energía, se observa lesión neurológica parcial o completa por lesión del nervio peroneo común o alguna de sus dos ramas terminales, los nervios peroneos superficial y profundo (7,8).

1.1.5.2. RADIOLÓGICO

La radiología simple y la tomografía computarizada (en adelante, TC) son las pruebas radiológicas más utilizadas en el diagnóstico de las fracturas de la meseta tibial.



En cuanto a la radiología simple, las proyecciones más utilizadas son la anteroposterior, la lateral y las proyecciones oblicuas.

La TC es considerada como la prueba de elección a la hora de evaluar las fracturas de la meseta tibial, pues permite analizar en detalle los fragmentos intraarticulares y de esta manera realizar una mejor planificación preoperatoria.

Por otra parte, la resonancia magnética resulta de gran utilidad para la evaluación de las estructuras capsuloligamentosas y meniscales.

1.1.6. TRATAMIENTO

Los objetivos del tratamiento de las fracturas de meseta tibial son la obtención de una articulación estable, normoalineada, con un correcto balance articular e indolora, con objeto de minimizar el riesgo de artrosis postraumática y la repercusión que esta conlleva para la calidad de vida de los pacientes.

El estado de las partes blandas influye de manera muy significativa a la hora de planificar el tratamiento quirúrgico de estas lesiones y elegir el momento más adecuado para llevarlo a cabo. Los pacientes con lesiones de alta energía frecuentemente requieren una estabilización provisional mediante fijación externa durante 1, 2 o 3 semanas hasta que una mejoría de las partes blandas permita un abordaje quirúrgico más seguro. En las fracturas de baja energía se puede realizar la fijación interna definitiva en un tiempo relativamente menor.



→ Fijación externa provisional para el tratamiento de fractura de meseta tibial de alta energía

1.1.6.1. TRATAMIENTO CONSERVADOR

El tratamiento conservador se reserva para fracturas no desplazadas, con un hundimiento menor de 3 mm o ensanchamientos condíleos de menos de 5 mm. Las inclinaciones en valgo hasta 5° son bien toleradas. Sin embargo, las inclinaciones en varo asocian disminución de la capacidad funcional ⁽⁹⁾. No se aconseja el tratamiento conservador cuando una fractura de la meseta tibial se asocia a una inestabilidad en varo o valgo.

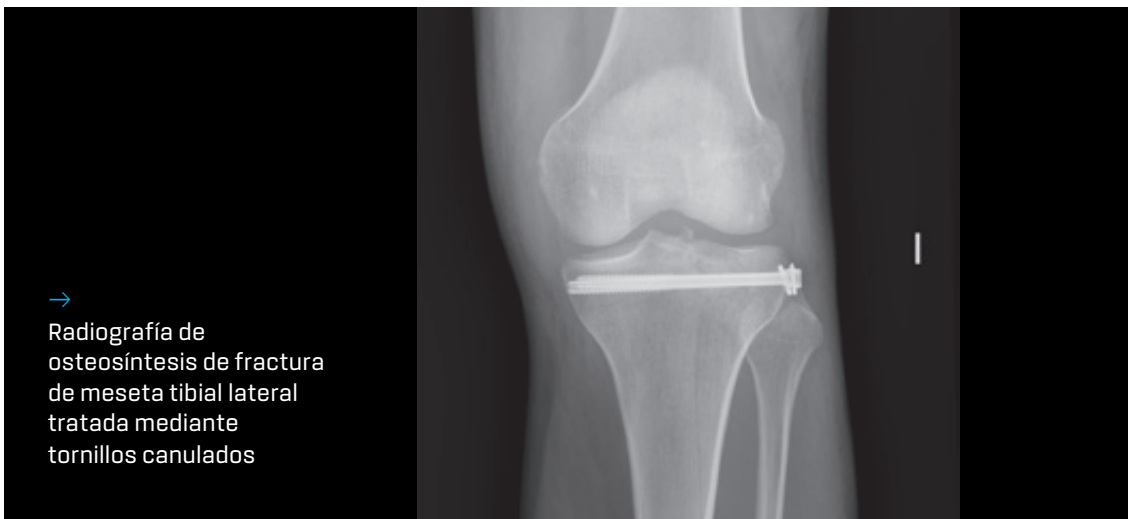
La edad, por sí sola, no representa una contraindicación para el tratamiento quirúrgico, aunque pacientes ancianos con baja demanda funcional consiguen unos resultados aceptables con el tratamiento adecuado ⁽¹⁰⁾.

El objetivo del tratamiento conservador consiste en realizar una movilización lo más precoz posible y conseguir una articulación estable con una función normal. Puede incluir desde inmovilizaciones con férulas o yesos, manteniendo la alineación normal de la rodilla, 15° a 20° de flexión y la posición neutra del tobillo. El periodo de descarga supera frecuentemente las 6 semanas y debe ser individualizado en cada caso de acuerdo a la evolución y características de la fractura y del paciente.

1.1.6.2. TRATAMIENTO QUIRÚRGICO

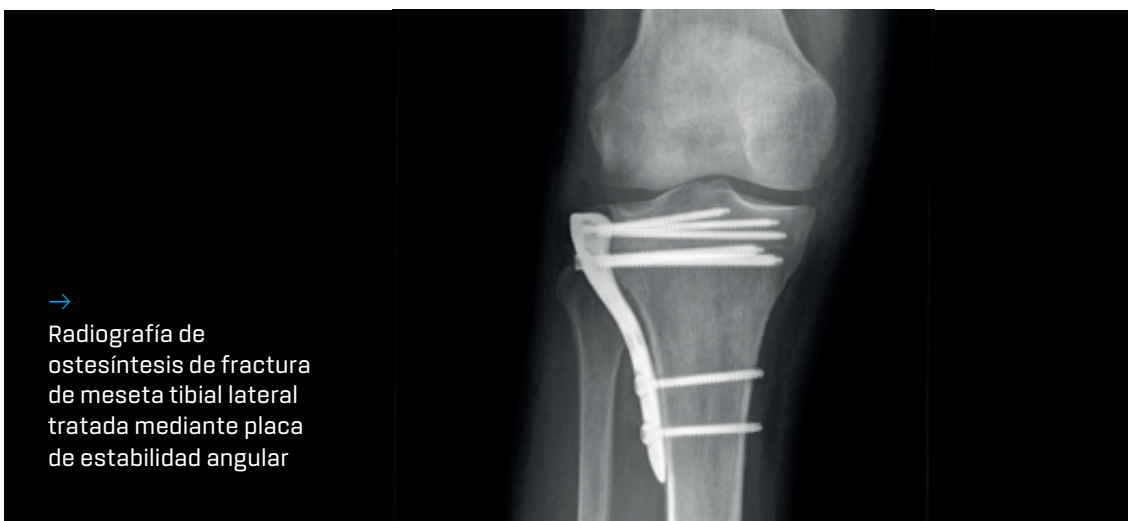
El tratamiento quirúrgico variará dependiendo del tipo de fractura, el estado de las partes blandas y la edad del paciente para así conseguir los objetivos de tratamiento citados anteriormente.

Las fracturas de tipo Schatzker I suelen ser fracturas inestables por lo que está indicada la estabilización quirúrgica mediante reducción abierta y fijación interna. En general, se aplicará una fuerza reductora mediante pinzas de reducción y la estabilización mediante dos o tres tornillos por vía percutánea.



→
Radiografía de
osteosíntesis de fractura
de meseta tibial lateral
tratada mediante
tornillos canulados

Los tornillos deben penetrar perpendicularmente a la fractura para evitar el desplazamiento fractuario al realizar la compresión de los mismos [\(2,11\)](#). La otra técnica ampliamente utilizada para el tratamiento de estas fracturas es la reducción abierta y fijación con placas anatómicas de estabilidad angular, obteniendo una fijación con tornillos subcondrales en la epífisis, mientras que en la diáfisis se fija la placa con tornillos habitualmente bicorticales.



→
Radiografía de
osteosíntesis de fractura
de meseta tibial lateral
tratada mediante placa
de estabilidad angular

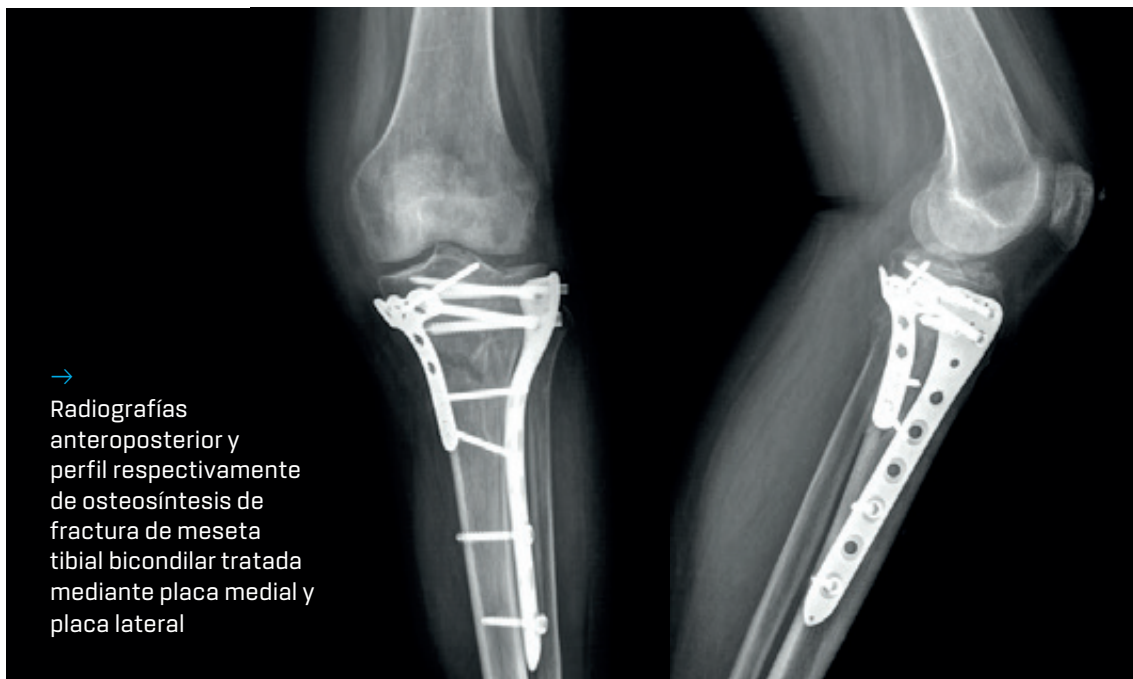
1. INTRODUCCIÓN

En las fracturas tipo II y III, la depresión articular obliga a la reducción de la misma para obtener unos resultados satisfactorios. Las técnicas artroscópicas son cada vez más utilizadas para una mejor visualización de la reducción de la depresión articular. Normalmente se deberá realizar una hiperreducción de la fractura 1 a 2 milímetros, ya que con frecuencia se pierde algo de la altura articular recuperada ⁽¹²⁾. En las lesiones de tipo II el procedimiento más utilizado es la reducción abierta y fijación con tornillos o placa lateral.

En las lesiones de tipo IV, debido a que la mayoría de los casos corresponden a mecanismos de alta energía y presentan desplazamiento, el tratamiento quirúrgico es de elección para evitar consolidaciones defectuosas con deformidad en varo ^(13,14). Estas lesiones frecuentemente se asocian a daño del complejo ligamentoso lateral, de modo que pueden considerarse fracturas-luxaciones. En este caso, las lesiones de partes blandas determinarán el momento de la cirugía y, tal y como se ha indicado previamente, pueden requerir la estabilización provisional con un fijador externo. Dependiendo del componente medial o postero-medial de la fractura, el acceso quirúrgico y la fijación con placa variará, pero el objetivo de conseguir una correcta alineación es vital para conseguir unos resultados favorables ⁽¹⁵⁾.



Las fracturas de tipo V y VI son fracturas por mecanismos de alta energía, por lo que generalmente está contraindicada su reducción abierta y fijación interna inmediata. Una vez que las partes blandas lo permitan, tradicionalmente estas fracturas se sintetizarán mediante una o dos placas dependiendo del caso. En ocasiones, una placa con tornillos bloqueados proximales puede ser suficiente para tratar estas fracturas ⁽¹⁶⁾, pero la aplicación de una placa medial dependerá del trazo de fractura, grado de conminución y severidad de cada caso, ya que estas fracturas presentan cierta variabilidad dependiendo del mecanismo de lesión. En general, cuanto más compleja resulta la lesión, más probabilidades habrá del requerimiento de una placa medial.



En ocasiones, la gran afectación de partes blandas condiciona el tratamiento definitivo de estas fracturas. Así, puede requerirse como tratamiento definitivo una osteotaxis mediante fijador externo híbrido con alambres finos multiplanares y pines uniplanares metafisodiafisarios.

1. INTRODUCCIÓN



En el caso de las fracturas abiertas de la meseta tibial, se aplican los principios generales para el tratamiento de las fracturas abiertas con irrigación y desbridamiento urgente y estabilización habitualmente con un fijador externo.

Todavía no existe una práctica totalmente estandarizada en las fracturas de la meseta tibial, debido a la falta de estudios biomecánicos concluyentes; de esta manera, existen diferentes técnicas usadas para el tratamiento de estas fracturas.

Tener un mejor conocimiento biomecánico de las fracturas de la meseta tibial y realizar la comparación entre los tratamientos más utilizados ha sido uno de los objetivos principales de esta investigación para intentar dar respuesta a la pregunta de cuál es el mejor método para tratar estas fracturas.

1.1.7. COMPLICACIONES

Las complicaciones en las fracturas de la meseta tibial varían según las series desde un 12% hasta un 56% (17,18). La infección es una de las complicaciones más frecuentes si no se tiene un manejo adecuado de las partes blandas, especialmente en las fracturas de alta energía. De nuevo, el estado de las partes blandas es crucial en este tipo de fracturas a la hora de realizar el abordaje quirúrgico.



→ Fasciotomías en paciente politraumatizado que presentaba fractura de meseta tibial por mecanismo de alta energía

El síndrome compartimental es poco frecuente, pero puede observarse hasta en un 10% de las fracturas de meseta tibial de alta energía. En el caso de que se produzca se requieren fasciotomías de los compartimentos de la pierna para evitar la necrosis muscular.

La rigidez articular o artrofibrosis puede ser causada por el daño intrínseco intraarticular o por un inicio tardío de la rehabilitación tras una inmovilización prolongada. En ocasiones será necesario realizar una movilización bajo anestesia o, incluso, una artrolysis para mejorar el rango de movilidad de la articulación.



Otra de las complicaciones es la inestabilidad ligamentosa por lesiones no diagnosticadas o no tratadas, como la lesión de ligamento cruzado posterior, anterior o de los complejos posterolateral o posteromedial ⁽¹⁹⁾.

Son menos frecuentes las complicaciones que reflejan, por ejemplo, la falta de consolidación o la distrofia simpático refleja, y normalmente se asocian a fracturas de alta energía y/o fracturas abiertas en contextos de grandes traumatismos.

La artrosis postraumática resultante de estas fracturas es especialmente más relevante en el compartimento lateral, teniendo una estrecha relación con el grado de conminución y hundimiento inicial y reducción posterior de la fractura ⁽²⁰⁾.

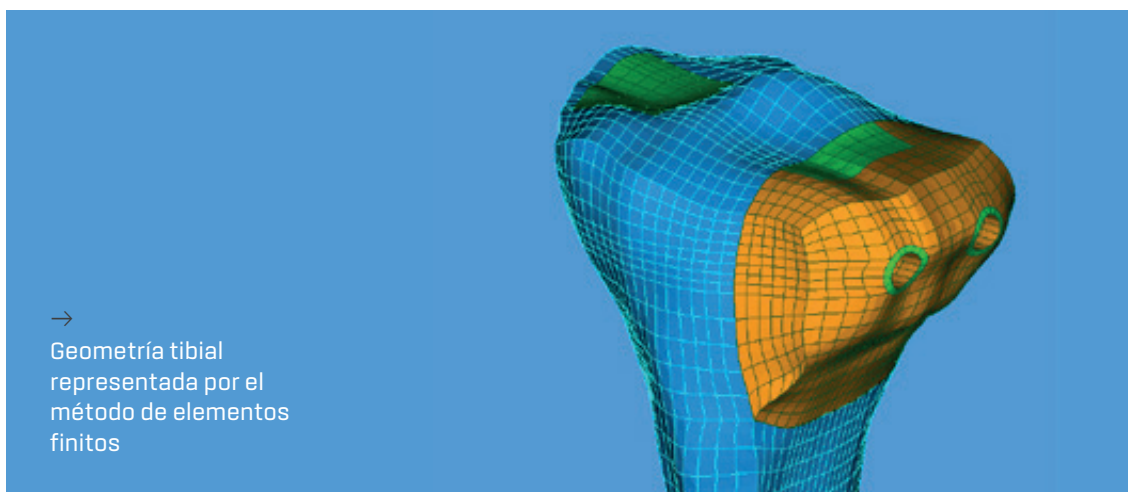
1.2. EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

El sistema musculoesquelético es extremadamente complejo tanto en términos de no linealidad geométrica, como en términos de tejidos o de cargas. Incluso el estudio de sistemas reducidos como un solo hueso conlleva dificultades por la complejidad de las cargas externas que se aplican a través del conjunto de tejidos que rodean la región de interés, y por la complejidad de las cargas internas que se generan por efectos de geometría y posibles no linealidades de materiales.

En el caso muy concreto de la biomecánica, el objetivo de los cálculos teóricos es proveer al usuario con una descripción cuantitativa del conjunto de tensiones y deformaciones que se distribuyen entre varios tejidos y/o dentro de una geometría compleja sometida a cualquier combinación de cargas externas. Para ello, el método más utilizado es el método de los elementos finitos (EF).



Este método consiste en subdividir geometrías complejas en un ensamblado discreto de elementos de geometría sencilla en los cuales los desplazamientos relativos de puntos pueden ser fácilmente calculados en función de las cargas que se ejercen sobre el elemento. Según la dimensión del problema, estos elementos podrán ser líneas (1D), triángulos o cuadrados (2D), o tetraedros o hexaedros (3D). Los desplazamientos relativos de puntos calculados dentro de los elementos están asociados a valores de tensiones vía la introducción de ecuaciones de comportamiento para cuyo material el elemento está virtualmente constituido.



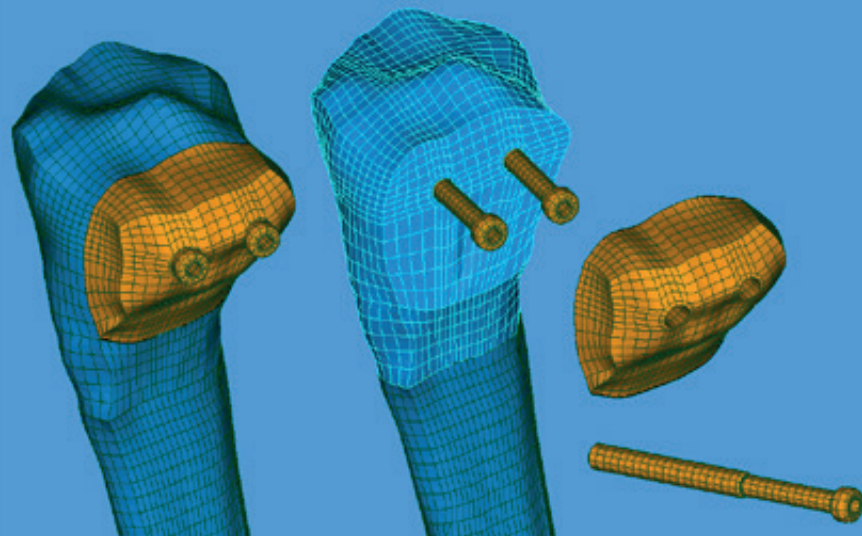
Los análisis por EF proporcionan una descripción cuantitativa de sistemas multiparamétricos, incluyendo los sistemas tales como el del tejido óseo, los implantes y la interdigitación de ambos (21,22).

La asociación de desplazamientos y leyes constitutivas en un modelo de EF permite calcular fuerzas de reacción que serán las fuerzas que se aplican al elemento vecino, generando a su vez un campo de desplazamientos y fuerzas de reacción calculadas según la ecuación constitutiva del material del elemento.

Asimismo, tal y como se mencionaba anteriormente, el método de los EF permite la realización de cálculos mecánicos completos en estructuras de geometrías complejas y con posible yuxtaposición de diferentes materiales que pueden representar diferentes tejidos ⁽²³⁾.

El método de EF ha sido utilizado para el estudio de las fracturas de la meseta tibial y sus diferentes tratamientos que han sido la base de esta investigación.

Modelización de fractura de la meseta tibial tratada con tornillos canulados por el método de elementos finitos





1.3. OBJETIVOS DEL TRABAJO

El objetivo del primer trabajo (*Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration*) fue evaluar con cálculos de EF si la carga inmediata de peso sería posible tras la estabilización quirúrgica, ya sea con tornillos canulados o con una placa bloqueada en una fractura de la meseta tibial lateral.

Debido a la geometría específica de las fuerzas articulares tibiofemorales y de la rodilla, más del 60% de las fracturas de la meseta tibial afectan a su columna lateral ⁽²⁴⁾. La mayoría de las fracturas de la meseta tibial lateral tienen un patrón dividido. Algunas también se asocian a una depresión de la superficie articular. El tratamiento quirúrgico se lleva a cabo al menos con la fijación con tornillos canulados percutáneos. Sin embargo, algunos cirujanos prefieren la fijación con placa bloqueada con tornillos para conseguir un constructo más estable ⁽²⁵⁾.

En el postoperatorio se recomienda un período sin carga de peso de 6 a 8 semanas ^(24,26). Esta descarga determina en gran medida la funcionalidad del paciente, lo que retrasa los resultados finales y posiblemente encarezca el coste sanitario. Finalmente, la ausencia de fuerzas mecánicas aplicadas a la rodilla también puede afectar al cartílago articular ^(27,28).

Algunos estudios in vitro han medido las cargas sobre las fracturas de meseta tibial estabilizadas quirúrgicamente. Se han evaluado desde aproximadamente 300 newtons ^(29,30) a algunos miles de newtons ^(31,32). Por tanto, es difícil extraer conclusiones sobre la resistencia mecánica efectiva de las fracturas estabilizadas quirúrgicamente en cuanto a la técnica óptima de reducción de la fractura. En general, los estudios experimentales han considerado los movimientos interfragmentarios (MIF) en el desplazamiento de la cabeza de carga de los tornillos, mientras que han ignorado el comportamiento de todo el montaje experimental. Así pues, esos datos no pueden representar la biomecánica de la fractura per se.



1. INTRODUCCIÓN

Por el contrario, un método de EF permitiría no solo estimaciones cuantitativas detalladas de los MIF locales, sino también las distribuciones de carga, tanto en los implantes quirúrgicos simulados como en el hueso circundante. Las predicciones de cargas basadas en la simulación de EF dentro de los tejidos también se han indicado como un modelo prometedor para entender el proceso de curación de fracturas óseas (33). Se ha demostrado también que destacan potencialmente como buenos predictores en fracturas (34,35). Esta falta de información sobre la biomecánica de estas fracturas es lo que ha motivado la realización de esta investigación.

El segundo trabajo (*An intact fibula may contribute to allow early weight bearing in surgically treated tibial plateau fractures*) intenta dar respuesta a la estabilidad que el peroné proximal aporta en las fracturas de la meseta tibial lateral. La mecánica de la articulación tibioperonea proximal (ATPP) y su papel en las fracturas de la meseta tibial han sido comúnmente ignoradas tanto por médicos como por anatomistas y siguen siendo aún muy desconocida (36).

Los tests *in vitro* llevados a cabo en la articulación de la rodilla de especímenes humanos cadavéricos mostraron que la ATPP se deforma bajo la carga mecánica que representa la flexión fisiológica de la rodilla durante el movimiento, indicando un papel en la redistribución funcional de las cargas internas de la articulación (37). Aunque se ha considerado que la resección del peroné proximal en pacientes con la meseta tibial intacta no tiene impacto clínico significativo en la biomecánica del movimiento, se ha visto la afectación que tiene en el componente de fuerza de reacción del suelo mediolateral (38). De hecho, los pacientes tratados quirúrgicamente de la fractura de meseta tibial lateral mostraron mejores resultados clínicos cuando el peroné estaba intacto, en contraste con los pacientes que presentaban fracturas de peroné concomitantes de diferentes tipos (39).



Simulaciones recientes de EF sugirieron que la carga de peso inmediata en el postoperatorio de una fractura de meseta tibial Schatzker I amenazaría la integridad de las fijaciones realizadas con sistemas de tornillos canulados (STC) debido a posibles daños locales en el hueso alrededor del tornillo (40). Por el contrario, los sistemas con placa bloqueada (SPB) podrían proteger el hueso alrededor del implante gracias a un mejorado soporte caudolateral del fragmento lateral. Naturalmente, esta percepción innovadora plantea la pregunta de si un peroné intacto contribuiría a la capacidad de carga de peso de las fracturas de meseta tibial tratadas quirúrgicamente poco después de la cirugía.

De esta manera se ha obtenido una nueva visión de la fisiopatología de las fracturas de la meseta tibial, iniciando líneas de trabajo que contribuyan de una manera importante al conocimiento, estudio y manejo de esta patología.

Apenas existen estudios biomecánicos y clínicos comparando estos dos métodos de fijación, y la estabilidad que el peroné aporta en este tipo de fracturas no ha sido científicamente comprobada. Este trabajo ofrece información desconocida hasta ahora y abre nuevas líneas de investigación futuras.

1.4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

• HIPÓTESIS DE TRABAJO 1

La fijación con placa bloqueada ofrecería mayor estabilidad que la fijación con tornillos canulados, y esta estabilidad permitiría la carga inmediata de peso sin movimientos interfragmentarios relevantes.

• HIPÓTESIS DE TRABAJO 2

Un peroné intacto podría contribuir positivamente a la estabilización mecánica de las fracturas de meseta tibial lateral reducidas quirúrgicamente, aumentando la capacidad de carga del sistema tibia-fragmento, y permitiendo la carga de peso inmediata tras la cirugía. La lógica que sustenta esta hipótesis se exploró a través de simulaciones de EF, centrándose en STC y SPB, como las dos principales técnicas de estabilización quirúrgica.

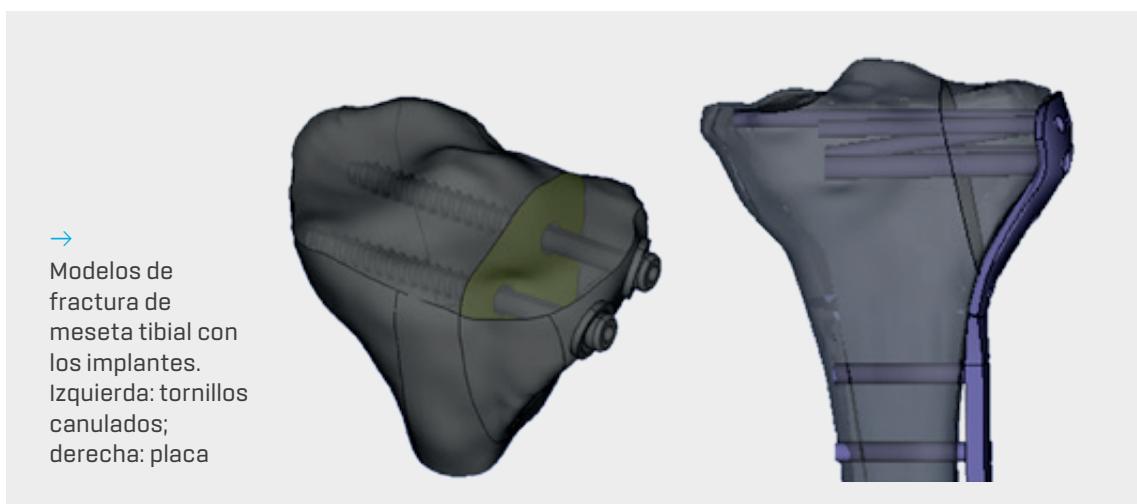
The background features several concentric circles. A prominent dotted line forms a circle that is partially broken by a solid white arc at the top and bottom. The text is centered within this dotted circle.

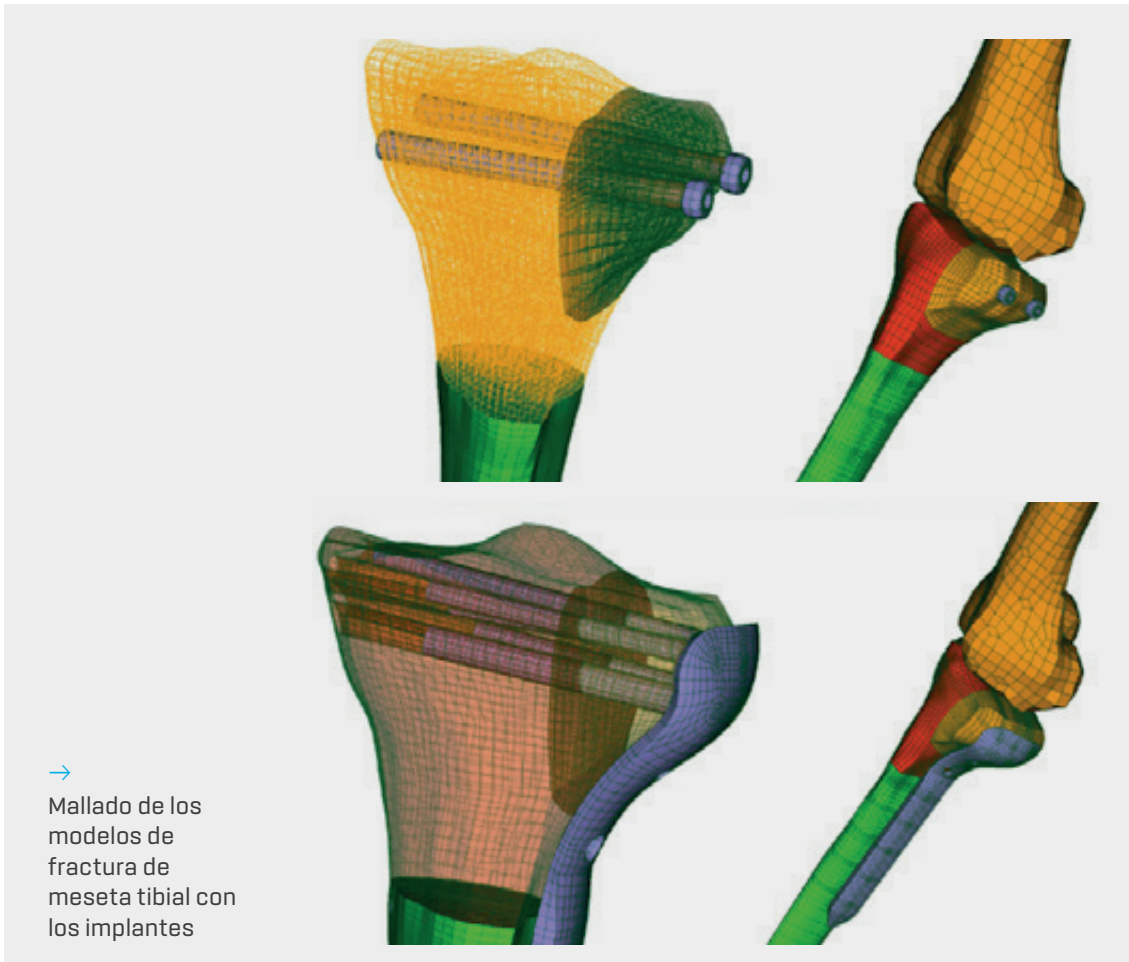
2.

**MATERIAL
Y MÉTODOS**

TRABAJO Nº 1

Se realizó un modelo de geometría tridimensional mediante EF a partir de la base de datos VAKHUM (<http://www.ulb.ac.be/project/vakhum>) y se realizó una reconstrucción del modelo a partir de las imágenes de tomografía computarizada de una mujer de 99 años y 55 kg de peso. La paciente presentaba una morfología ósea normal, así como un ángulo mecánico femorotibial fisiológico. La malla tibial fue reconvertida en una geometría de superficies NURBS. Posteriormente se realizó una fractura tipo de meseta tibial lateral, usando datos geométricos a partir de imágenes radiológicas y de TC. Se simularon los sistemas de tratamiento, la placa bloqueada Polyax® (Biomet Inc., IN, USA) y un set de tornillos canulados de 6,5 mm (Biomet Inc., IN, USA). La geometría externa de la placa Polyax® fue adquirida mediante metrología tridimensional (Mitutoyo® Euro-C-A9166). Se obtuvo una nube de puntos con el software Metrolog XG 14.003 (Metrologic Group, France) para posteriormente ser interpolado, obteniendo de esta manera la geometría completa del implante. Los tornillos canulados fueron directamente modelados a partir de las dimensiones y mediciones facilitadas por el fabricante (Biomet Inc., IN, USA). Ambos sistemas de síntesis fueron implantados en la geometría de la tibia fracturada acordes con la posición y alineación recomendadas.



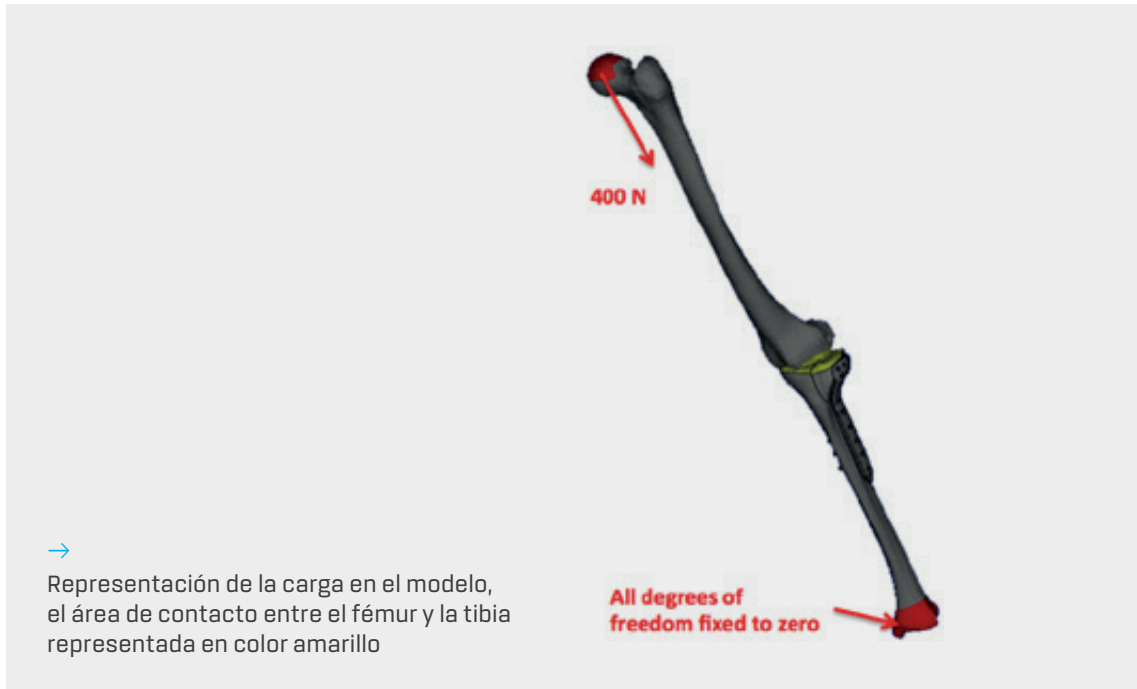


De esta manera, los modelos de tibia con los implantes fueron convertidos en una malla estructurada en elementos en forma de hexaedro. En cuanto al fémur, se utilizaron elementos lineares para los dos modelos de tibia fracturada con sus respectivas síntesis implantadas. El efecto mecánico del hueso cortical fue simulado realizando una yuxtaposición de elementos en las superficies de los componentes en forma de hexaedro en la superficie del hueso modelizado. Para la tibia, se calculó una media de 8 mm de grosor cortical a partir del análisis de tomografía computerizada de un paciente varón de 39 años y de una paciente mujer de 71 años. Se obtuvo el consentimiento informado de los pacientes para el uso de los datos citados. Las mediciones de los diferentes grosores óseos se realizaron con ITK-Snap 3.2.0 (<http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>) ⁽⁴¹⁾.

El hueso fue considerado lineal, elástico e isotrópico. La rigidez cortical fue considerada de 13 GPa, de acuerdo con las medidas de los estudios experimentales realizados en la tibia (42).

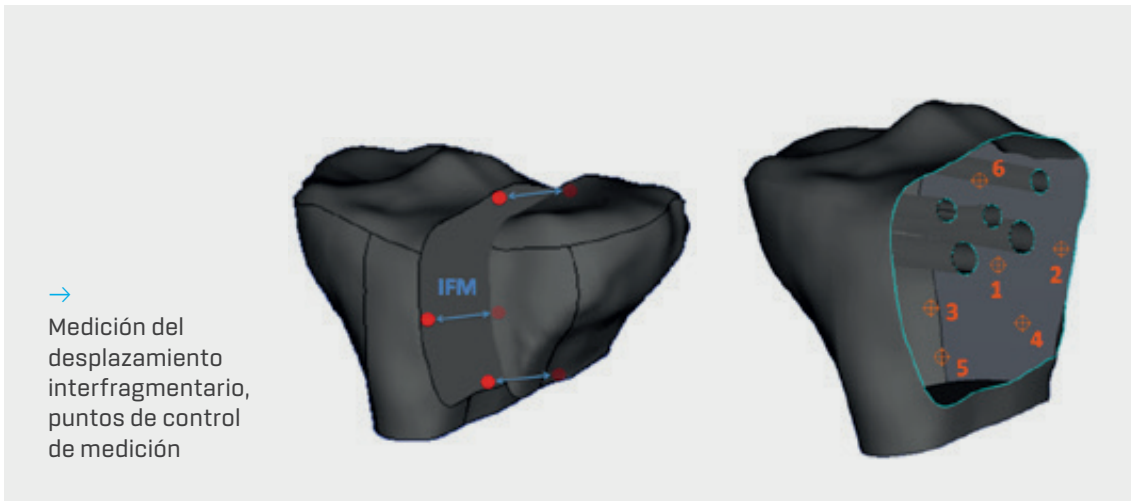
Para el hueso trabecular, la rigidez media calculada fue de 126 MPa de acuerdo a las mediciones de la tibia proximal en especímenes cadavéricos (43). En cuanto a los implantes quirúrgicos, se realizó la simulación con una rigidez de 114 GPa del titanio (Ti 6Al 4V) con una ratio de Poisson de 0,34 (44). Para los componentes óseos, se escogió una ratio de Poisson genérica de 0.3. La fractura se definió como un problema de deslizamiento de contacto finito con una barrera de constricción que impedía la penetración de las superficies.

Se realizó una presión de 400 N sobre el modelo femoral hacia la meseta tibial a través de una resolución de un problema de contacto local sin fricción, simulando el peso en bipedestación de un paciente de 80 kg.



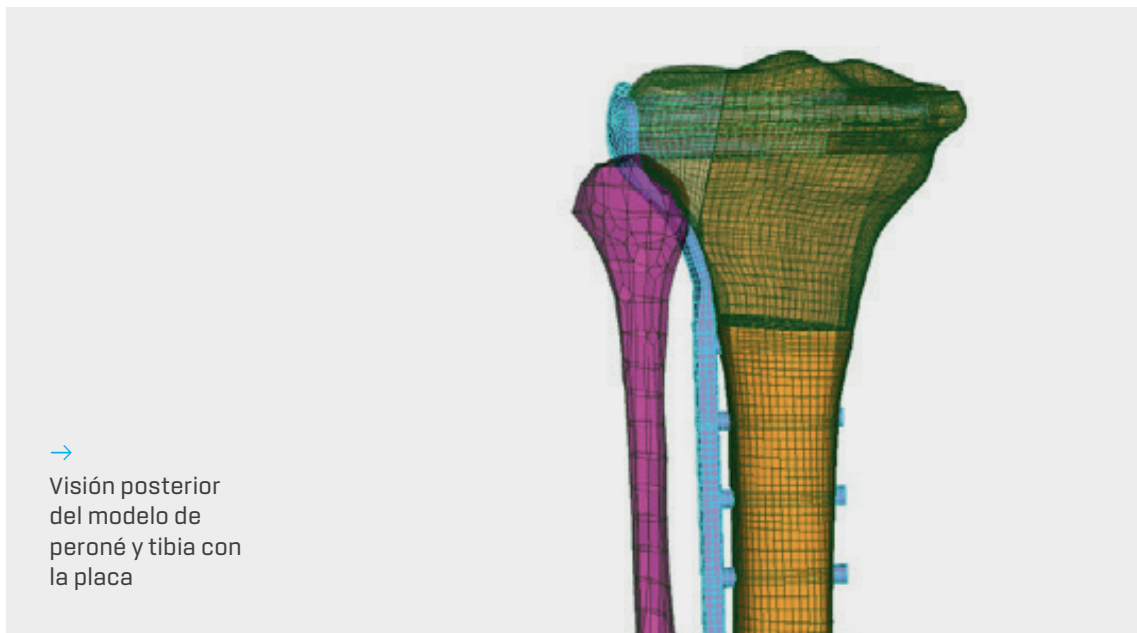


A través de las interfaces de contacto (fémur/tibia, fémur/fragmento y tibia/fragmento) se transmitieron fuerzas normales, y las superficies podían deslizar libremente una sobre otra en las direcciones tangentes al contacto. Los desplazamientos interfragmentarios se calcularon como el desplazamiento de dos nodos inicialmente superpuestos en el plano de la fractura, tomándose 6 puntos de control como referencia. Se calcularon las diferentes fuerzas de reacción y los principales estreses transmitidos al hueso. Para las operaciones CAD, preprocesamiento y postprocesamiento se utilizó Salome 7.5.1 y para las simulaciones se utilizó Salome-Meca 2015.1 (Code Aster solver, EDF, France).



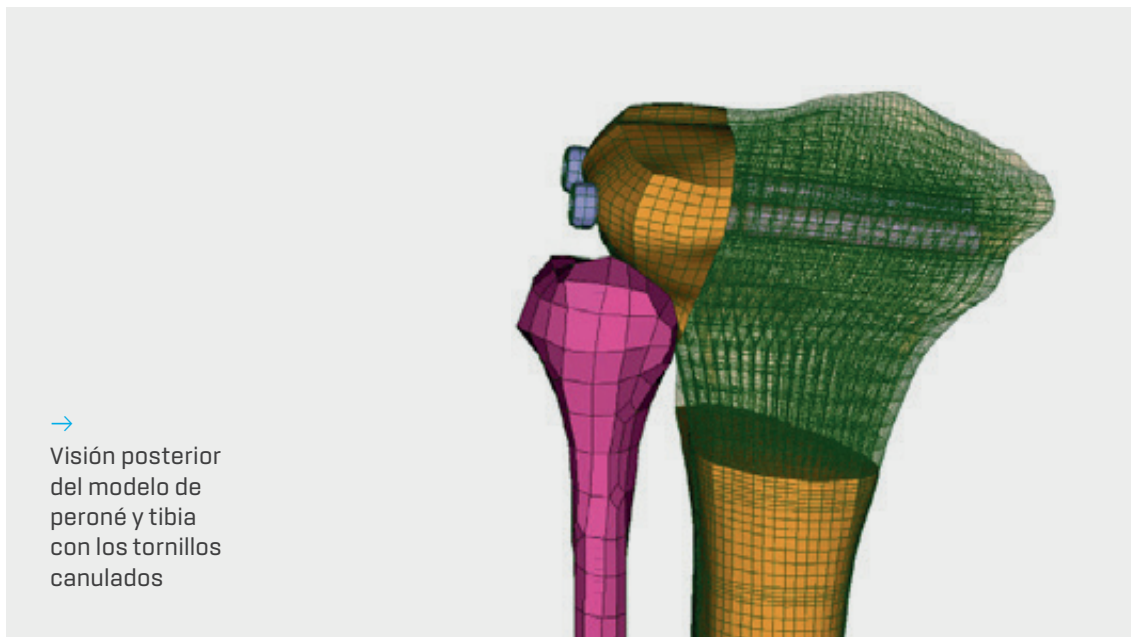
TRABAJO Nº 2

Se utilizaron unos modelos de fémur, tibia y peroné de la base de datos del Proyecto VAKHUM (<http://www.ulb.ac.be/project/vakhum>). Los modelos finales fueron creados a partir de imágenes de TC de una mujer de 99 años de edad y 155 cm de estatura, con un peso de 55 kg. La alineación de la extremidad era normal, así como la morfología ósea. A fin de asegurar la precisión de los cálculos de EF, la simulación de la fractura y la coherencia de la malla de los modelos con el implante, la tibia fue de nuevo envuelta en malla, conduciendo a una red estructurada de elementos en forma de hexaedro, como se describió previamente [\(40,45,46\)](#). El sistema de placa bloqueada correspondía a la placa Polyax® (Biomet Inc., IN, USA) y el sistema de tornillos canulados consistía en tornillos canulados de titanio de 6,5 mm de grosor (Biomet Inc., IN, USA). Los implantes fueron modelizados e implantados de acuerdo con los datos recogidos y la información aportada por el fabricante [\(47\)](#).





Las interacciones entre la tibia y el peroné se simularon como un contacto sin capacidad de movimiento; esto significaba que no había movimientos relativos en la articulación tibioperonea proximal. La fractura fue simulada como una fractura de meseta tibial lateral Schatzker I.



En ausencia de implante, la fractura podía realizar el desplazamiento interfragmentario mediante un modelo de deslizamiento relativo que asimismo impedía la penetración de los fragmentos entre sí. Se obvió el componente de fricción, de esta manera la interacción tibia-fragmento solo producía fuerzas de reacción normales. Para simular la reducción de la fractura con el sistema de tornillos canulados y la placa bloqueada, se definieron contactos entre los nodos del hueso y los tornillos adyacentes entre sí.



Todos los materiales del modelo se consideraron elásticos e isotrópicos, y todas sus propiedades quedan recogidas en la siguiente imagen.

	Bone		Implanted parts		
	Trabecular	Cortical	Cannulated screws	Polyax	LPS screws
Young's modulus (MPa)	126 (Coldstein et al. 1983)	13000 (Guo 2001)	114000 (ASTM F136)		
Poisson's Ratio (-)	0.3	0.3	0.34		

→ Sumario de las propiedades de los materiales utilizados en el modelo

Se aplicó una carga axial de 400 N (80 kg de peso en bipedestación) en la cabeza femoral, y la transmisión de fuerza de los cóndilos femorales hacia la geometría de la meseta tibial se controló mediante otro problema de contacto. Los desplazamientos de tibia y peroné distales fueron restringidos en todas las direcciones. Se midieron los campos de estrés del hueso y los implantes, así como el movimiento interfragmentario, que se definió como la media de las distancias de separación de los nodos establecidos. Los resultados con peroné fueron comparados con los resultados sin peroné.

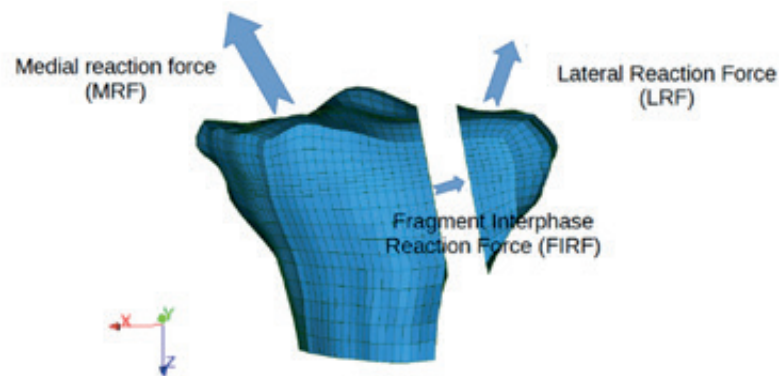
The background features several concentric white circles of varying radii. A prominent dotted white arc is positioned in the middle-right section of the page, with two small white triangles pointing towards each other at its left end. The text '3. RESULTADOS' is centered within the area defined by the dotted arc.

3.

RESULTADOS

TRABAJO N° 1

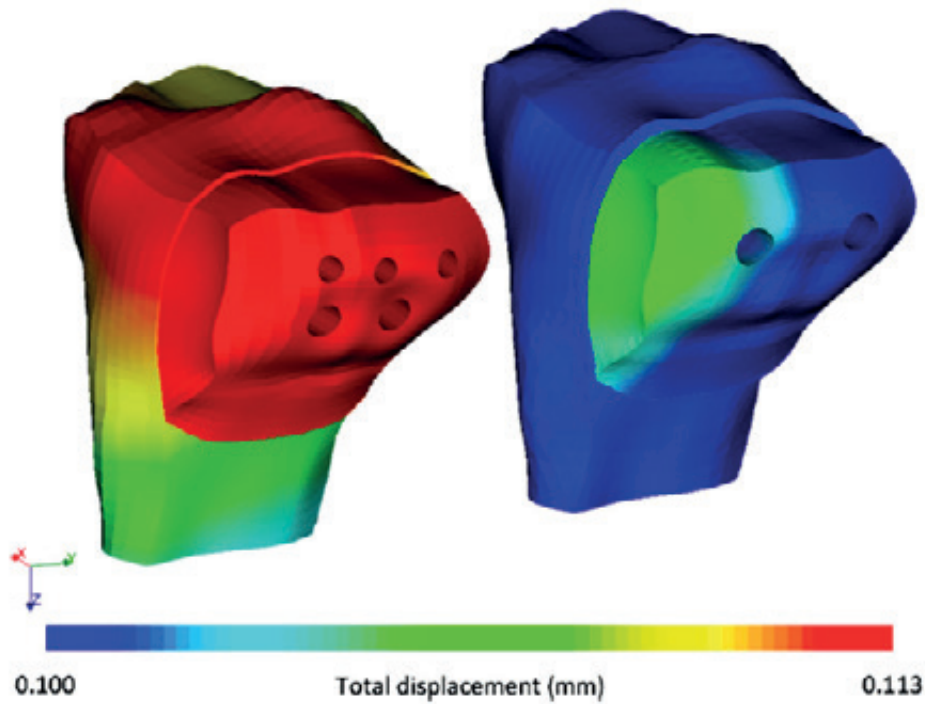
Las fuerzas de reacción mediales y laterales en la meseta tibial fueron, respectivamente, de 325 N y 75 N con el Polyax®, y de 367 N y 33 N con los tornillos canulados.



	Polyax® system			Cannulated screws		
Direction	X	Y	Z	X	Y	Z
MRF (N)	-2.0	9.0	325.0	-33.0	8.8	367.0
LRF (N)	-18.0	9.0	75.0	7.5	13	33
FIRF (N)	2.4	0.0	0.0	-29.0	0.0	-4.0

→ Representación y valores de las fuerzas de reacción calculadas en las diferentes superficies de contacto del modelo

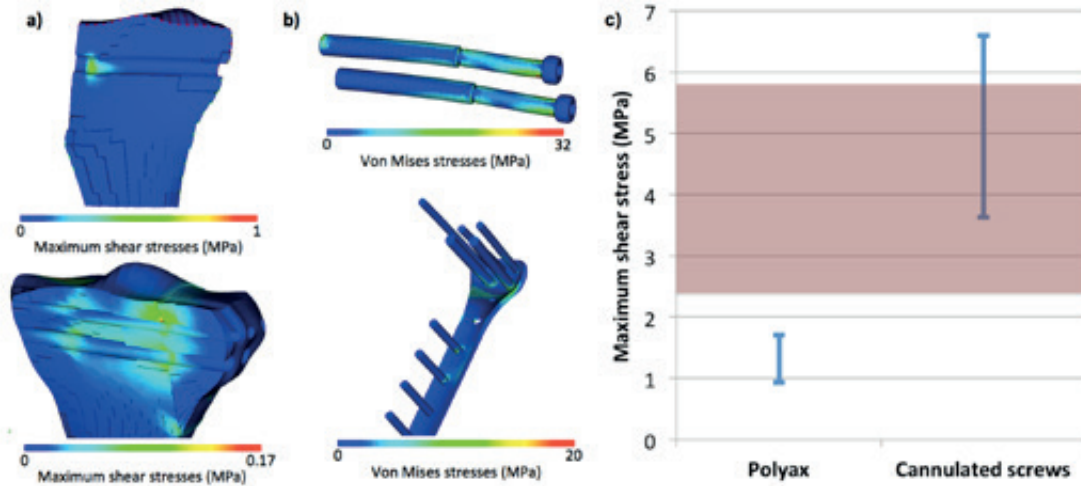
La fuerza de reacción entre el fragmento y la tibia fue un orden de magnitud superior con los tornillos canulados que con el dispositivo Polyax®. Además, mientras que el fragmento lateral fue ligeramente comprimido contra el modelo de tibia con el sistema de placas Polyax®, se observó una tendencia a separarse de la tibia con los tornillos canulados. En consecuencia, los máximos MIF calculados con los tornillos canulados eran más del doble que los calculados con Polyax®. Sin embargo, los valores no superaron los 0,03 mm.



→ Mapa de color del desplazamiento interfragmentario de la fractura de meseta tibial con placa y tornillos canulados

En lo que respecta a la tensión transmitida al hueso trabecular, la máxima tensión de corte fue de 0,17 MPa y 0,66 MPa con el Polyax® y los tornillos canulados, respectivamente. Las tensiones máximas fueron siempre superiores con los tornillos canulados que con el Polyax®, y los mayores valores registrados fueron de 0,24 MPa y 0,13 MPa en tracción y compresión, respectivamente. Las tensiones del hueso trabecular tendían a concentrarse alrededor de los tornillos cerca del plano de la fractura, mientras que mostraban una tendencia a concentrarse alrededor del comienzo de la rosca del tornillo en los tornillos canulados.

3. RESULTADOS



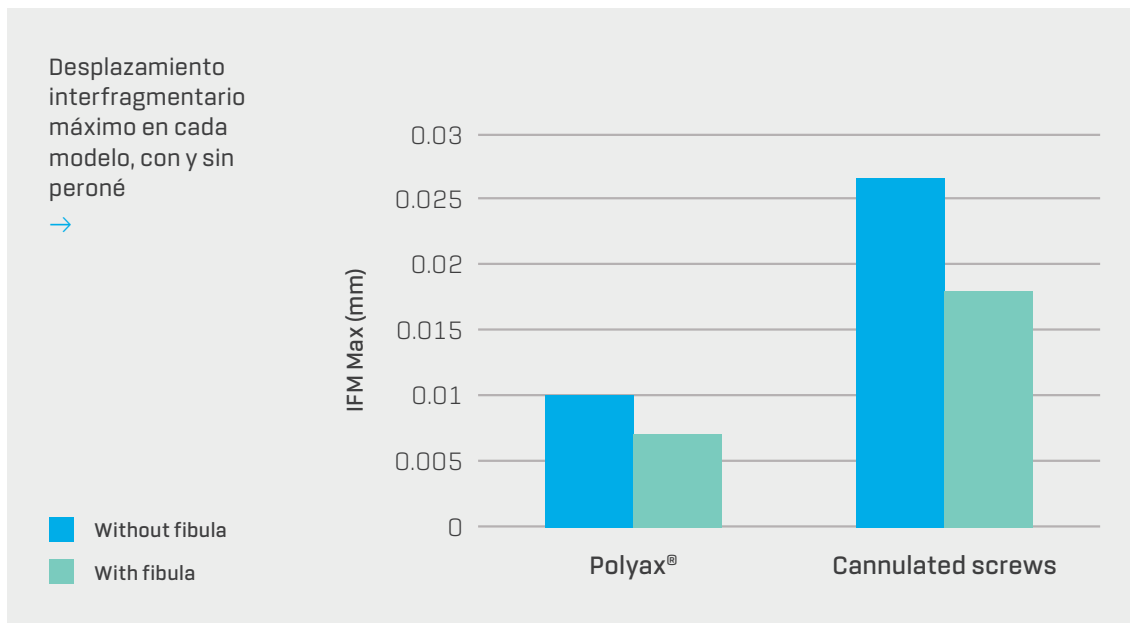
→ Distribución de los estreses en diferentes zonas de los modelos de elementos finitos. A) El corte frontal del modelo indica el estrés de cizallamiento trabecular alrededor de los tornillos tanto en los tornillos canulados como en la placa. B) Estrés de Von Mises en los implantes virtuales. C) Estreses de cizallamiento máximo estimados con los implantes y aproximación a la resistencia trabecular ósea (rectángulo coloreado)

Las máximas tensiones de Von Mises en los implantes se generaron por el contacto con la cortical ósea, con valores de cerca de 20 MPa para la Polyax® y de 32 MPa para los tornillos canulados. La figura 5c muestra la posible relación entre la máxima tensión de cizallamiento, basada en predicciones y aproximaciones modelo, y la fuerza de cizallamiento, que intenta ilustrar el posible riesgo de fractura de cada modelo implantado, como aparece detallado en la discusión.



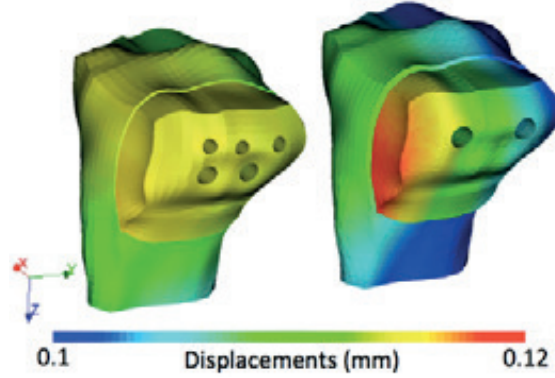
TRABAJO Nº 2

Bajo cargas mecánicas, el MIF máximo conseguido con el peroné era aproximadamente un 30% más bajo que sin el peroné, tanto con el STC como con el SPB. Oscilaba entre los 7.10^{-3} mm a los 18×10^{-3} mm.



Los campos de desplazamiento obtenidos en el modelo de tibia proximal con SPB fueron relativamente homogéneos a lo largo del plano sagital. Por contra, los desplazamientos anteriores calculados con el STC fueron mayores que los posteriores en aproximadamente un 10% en la tibia y un 20% en el fragmento.

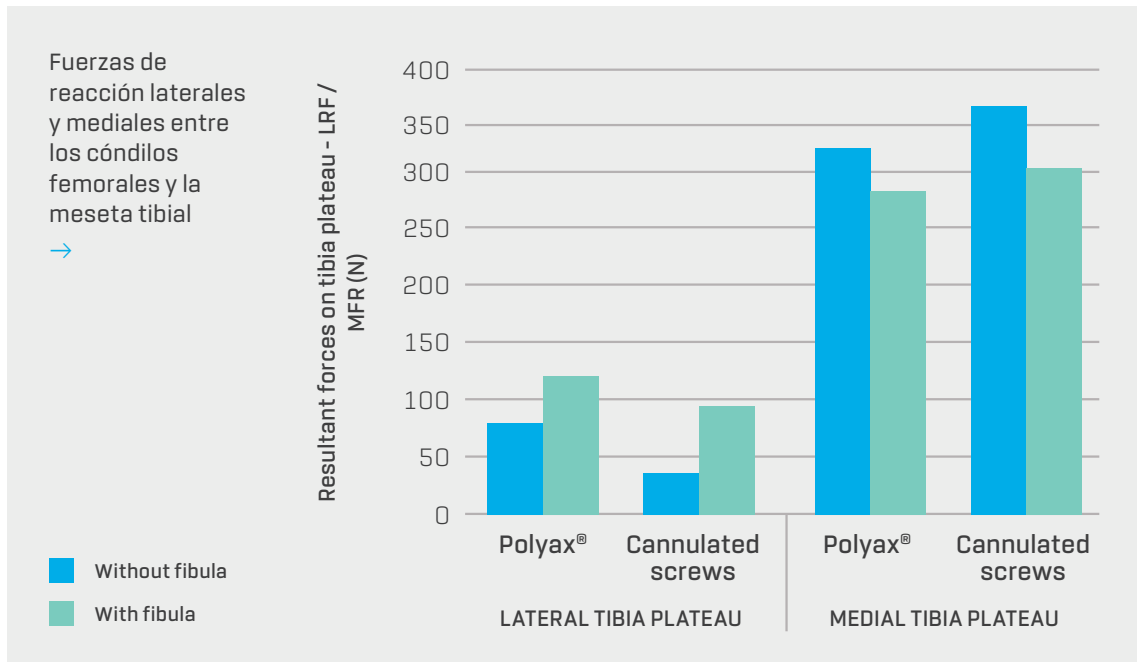
3. RESULTADOS



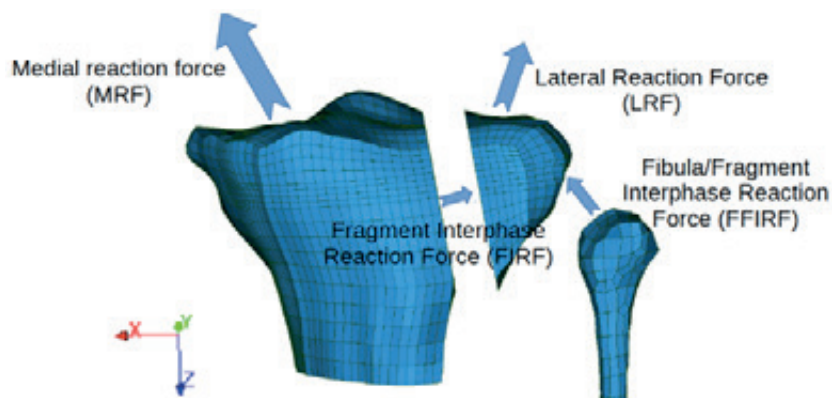
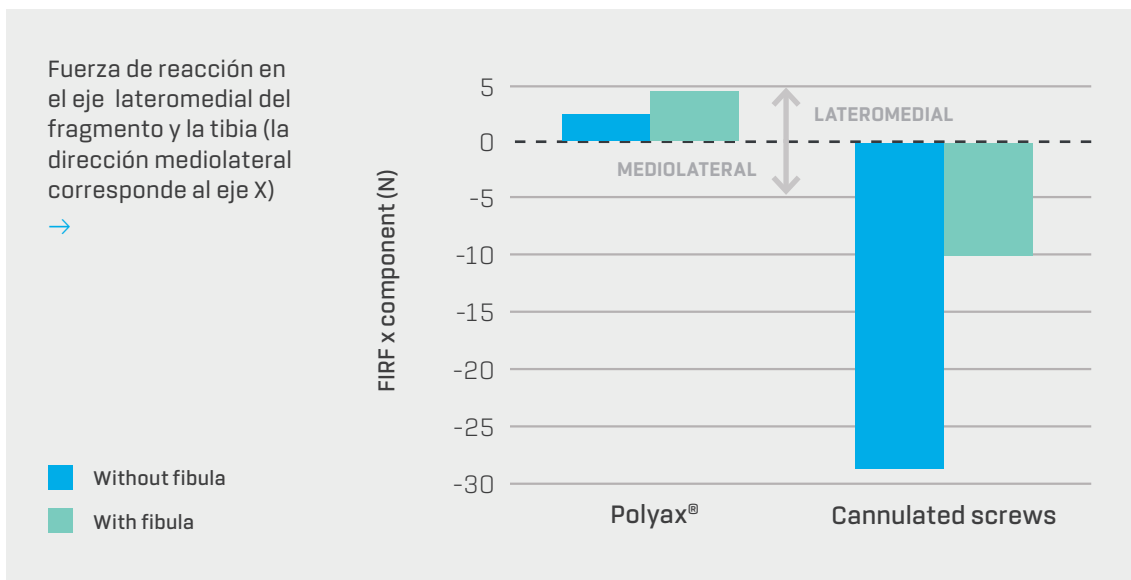
→ Mapa de color representando los desplazamientos interfragmentarios, utilizando placa y tornillos canulados, con la presencia del peroné (no representado en la imagen para mayor claridad)

En general, la inclinación anterior del fragmento llevó a una inclinación anterolateral mayor que la meseta lateral reducida quirúrgicamente con el STC.

En cuanto a las fuerzas de reacción calculadas, la presencia del peroné disminuyó e incrementó respectivamente la fuerza total resultante de la meseta medial y lateral.



Las fuerzas de reacción interfragmentarias (FRIF) fueron lateromediales con el SPB y medio-laterales con el STC. Las fuerzas de reacción interfragmentarias lateromediales revelan una compresión del fragmento contra la tibia en el punto de la fractura, mientras que las fuerzas de reacción interfragmentaria mediolaterales se interpretarían como fuerzas de distracción en el punto de la fractura.



→ Representación gráfica de las fuerzas de reacción en el modelo de tibia fracturado



3. RESULTADOS

El peroné intacto aumentó la magnitud del componente de las fuerzas de reacción interfragmentaria lateromediales con el SPB y redujo la magnitud de las FRIF en un 66% con el STC. Las fuerzas de reacción en la ATPP fueron en su mayoría axiales y un 16% menores con el STC que con el SPB. Los detalles de estas fuerzas se encuentran en la tabla a continuación.

Implanted system	LPS			CSS		
	x	y	z	x	y	z
Force component	(without / with fibula)					
MRF (N)	-2.0 / 1.6	9.0 / 7.0	325.0 / 283.0	-33.0 / -9.0	8.8 / 17.0	367.0 / 304.0
LRF (N)	-18.0 / -23.0	9.0 / 10.0	75.0 / 117.0	7.5 / -5.4	13.0 / 11.	33.0 / 96.0
FIRF (N)	2.4 / 4.8	0.0 / 0.0	0.0 / 0.0	-29.0 / -10.0	0.0 / 0.0	-4.0 / -1.5
FFIRF (N)	- / 5.0	- / -1.4	- / 97.0	- / 3.6	- / 0.0	- / 82.0

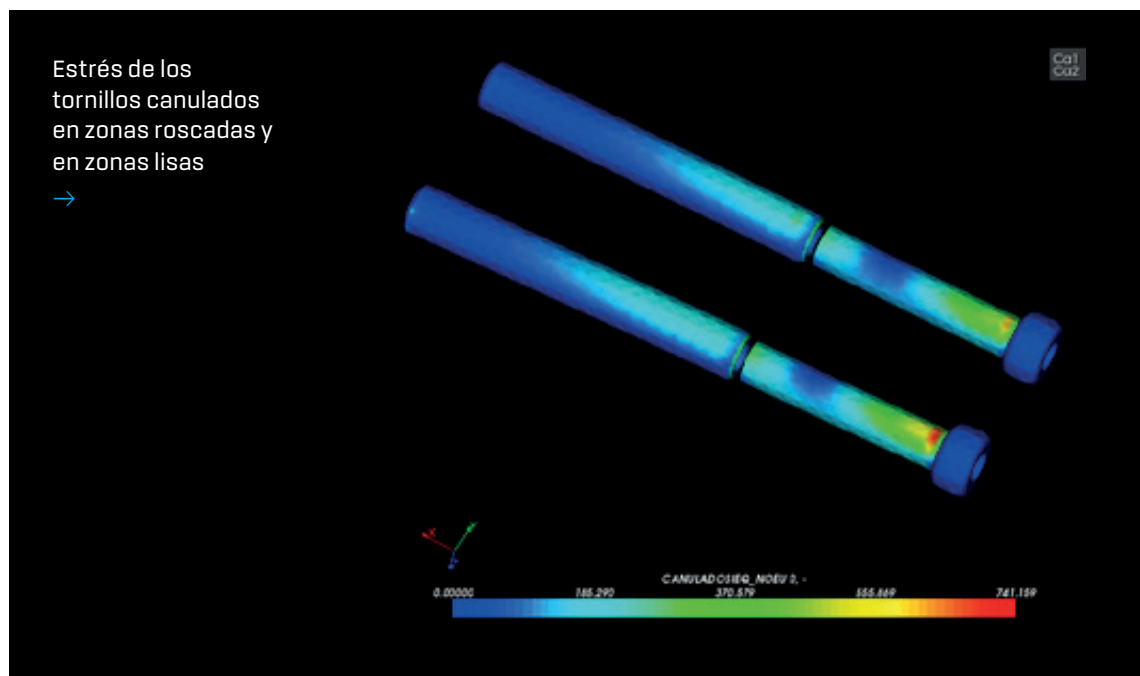
→ Fuerzas de reacción de los diferentes modelos en fémur y tibia. Fuerzas de reacción medial, fuerzas de reacción laterales y fuerzas de reacción en la interfase femur-tibia

The background features a series of concentric circles. A solid white line forms a large circle. Inside it, a dotted white line forms a smaller circle. A solid white line forms a third circle, which is partially cut off by the right edge of the page. The text is centered within the dotted circle.

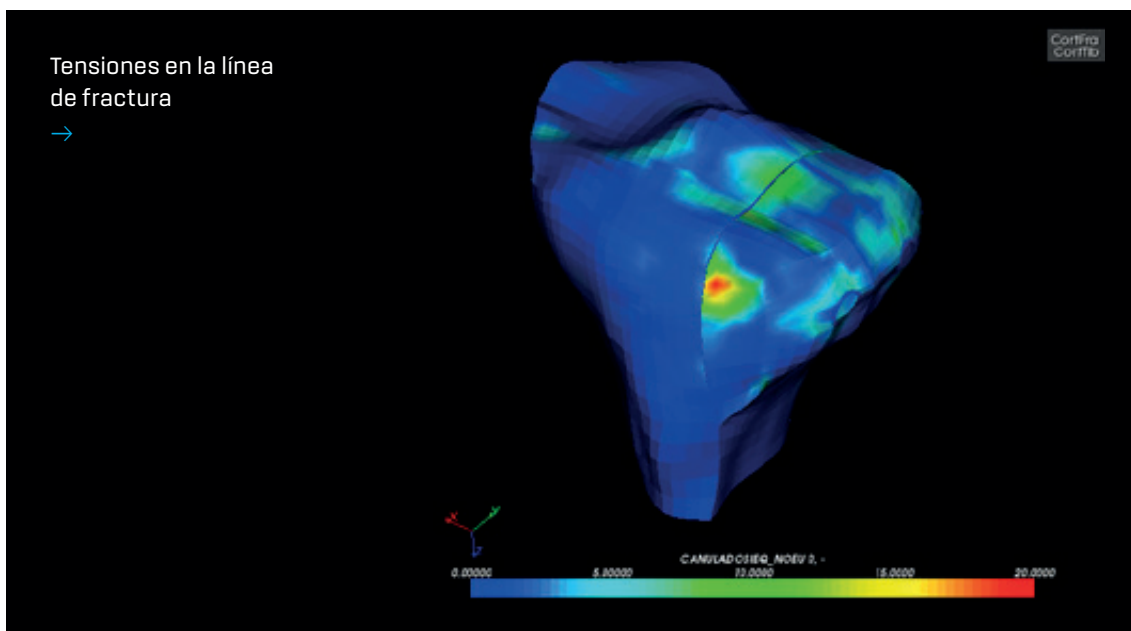
4. DISCUSIÓN

TRABAJO Nº 1

Mientras que las simulaciones calculadas sugirieron que los MIF no suponían una limitación a la carga de peso tras la cirugía, la combinación de la interfaz tibia-fragmento podría transmitir tensiones dañinas para el hueso trabecular que rodea los tornillos. A partir de los cálculos e interpretaciones cuantitativas actuales de los resultados, el riesgo de fracaso en la fijación del hueso con tornillos canulados era particularmente alto. Asimismo, las tensiones en los tornillos canulados se localizaban en la unión entre las secciones roscadas y lisas. En el caso de localizarse esta unión cerca del plano de la fractura, el riesgo de daño local adicional al hueso aumentaría considerablemente. Por el contrario, el soporte distal al fragmento proporcionado por el sistema Polyax[®], así como la redistribución sobre varios tornillos del soporte mecánico interno proporcionado por el implante, sugirieron la posibilidad de conseguir una carga más segura en la fractura de tibia estabilizada quirúrgicamente.



Desde el punto de vista de la mecánica ósea, los resultados de los cálculos indicaron que las tensiones fueron los mayores componentes de carga transmitida al hueso trabecular por el implante. Estas tensiones resultaron de la flexión de los tornillos en la unión tibia-fragmento, debida a la fuerza ejercida por el cóndilo femoral sobre la meseta tibial lateral. La forma de Polyax® y el soporte caudal han ayudado en gran medida a reducir esta flexión, ya que se proporciona soporte mecánico distal al fragmento.



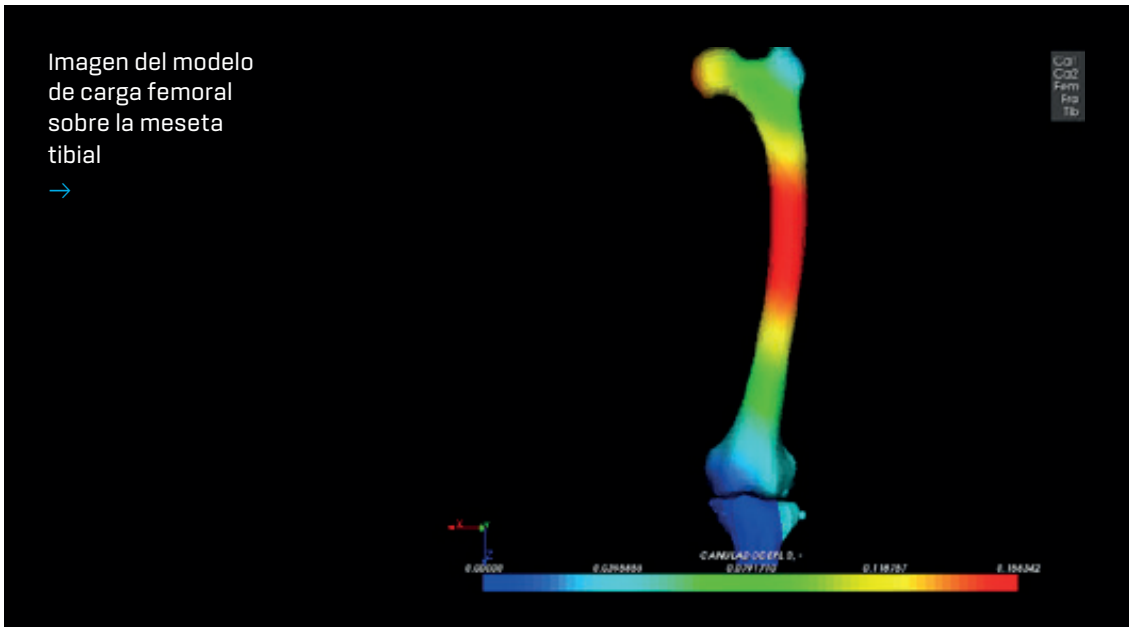
En cuanto a la tensión del hueso calculada en relación a la fuerza ósea, se adoptó un módulo de Young de 126 MPa para el hueso trabecular de la tibia proximal, que lleva a una fuerza compresiva homogeneizada de alrededor de 3 MPa (43). Desafortunadamente, existe poca información disponible sobre la fuerza del hueso tibial bajo fuerzas de cizallamiento. Sanyal *et al.* (48) reportaron fuertes correlaciones entre la fluencia del hueso trabecular y la fracción de volumen en un amplio número de muestras óseas, incluyendo muestras óseas de tibia proximal. Por una parte, estas correlaciones infligen una fuerza compresiva de aproximadamente 3 MPa a una fracción de volumen óseo de aproximadamente 0,1, que a su vez se asociaría a una fuerza de cizallamiento de aproximadamente 1,3 MPa.



4. DISCUSIÓN

Las mediciones independientes del volumen de fracción del hueso trabecular en la tibia proximal lateral ofrecieron valores que oscilan entre 0,14 y 0,24 ⁽⁴⁹⁾. Estos valores sugieren que la fuerza de cizallamiento podría variar entre 2,4 y 5,8 MPa, de acuerdo a las correlaciones citadas anteriormente ⁽⁴⁸⁾. Asimismo, la rigidez regional del hueso trabecular puede variar de 30 a 300 MPa en la tibia proximal, llevando a variaciones similares en la fuerza compresiva local ⁽⁴²⁾ y la fuerza de cizallamiento ⁽⁴⁸⁾. En consecuencia, un factor 10 de seguridad podría aplicarse a este análisis de la mecánica del hueso. Mientras que la máxima tensión de cizallamiento puede variar de 0,17 a 1,7 MPa, una estimación aproximada sugiere un riesgo relativamente bajo de fractura ósea con el sistema Polyax[®]. En cambio, con el rango obtenido de tensión de corte máxima de 0,66 a 6,6 MPa en el caso del sistema de tornillos canulados, podría considerarse un riesgo sustancialmente más alto de fractura ósea.

La rigidez axial de los modelos implantados oscilaba entre unos 2.800 N/mm (tornillos canulados) y unos 3.300 N/mm (Polyax[®]), y la rigidez del modelo intacto de tibia era superior a 3.700 N/mm. Las comparaciones directas de los MIF calculados con los datos experimentales reportados en la literatura son difíciles de conseguir. Por una parte, los estudios experimentales que se hayan centrado en tales comparaciones son limitados. Los valores hallados en este estudio tenían el mismo orden de magnitud que aquellos reportados por Karunakar *et al.* ⁽³⁶⁾, que usaron los cóndilos femorales de una prótesis total de rodilla para cargar mecánicamente ambos especímenes con la tibia intacta, y un espécimen con fracturas repetidas de meseta Schatzker tipo II. La rigidez medida en los especímenes intactos fue del orden de 4.000 N/mm y la del espécimen fracturado con el implante quirúrgico fue del orden de 2.000 N. Por desgracia, los tipos de fijación explorados en sus experimentos fueron diferentes de los utilizados en el presente estudio.

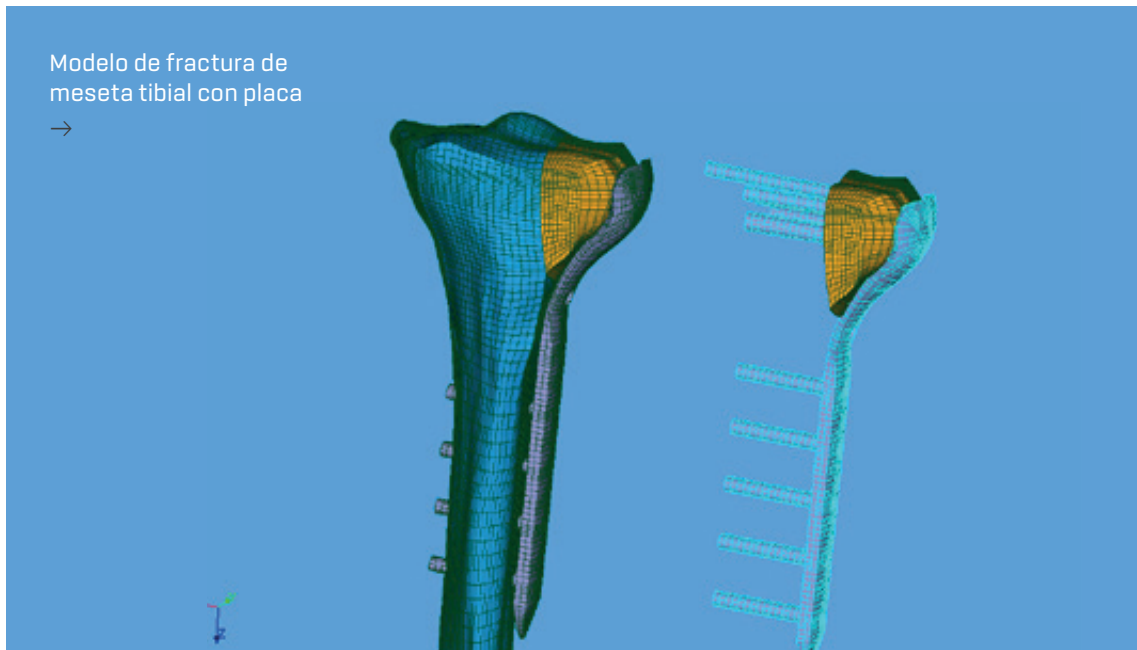


Aún así, se ha reportado repetidamente que el tipo de fijación utilizado para reducir fracturas de la meseta tibial tenía una influencia muy limitada en la rigidez postoperatoria o la fuerza de la fijación (29,30,36,50). En lo que se refiere al régimen de deformación elástica, los MIF calculados en el estudio fueron relativamente bajos independientemente del tipo de fijación simulado. De hecho, se predijo una diferencia de 0,02 mm entre los máximos MIF obtenidos con la placa Polyax® y los tornillos canulados, que podía ser difícil de medir *in vitro*. Si se considera solo el fragmento, el modelo predijo una rigidez aparente de la meseta lateral prácticamente reducida que resultó ser de aproximadamente 2.700 N/mm para la placa Polyax® y de 2.600 N/mm para los tornillos canulados. Estos valores permanecieron similares a aquellos obtenidos cuando la meseta tibial estaba cargada a través de los componentes femorales de prótesis totales de rodilla (2.000-2.600 N/mm) (18).

En general, los máximos MIF conseguidos estuvieron muy por debajo del umbral de MIF considerados clínicamente (2 mm) para evaluar el éxito de la reducción de una fractura de meseta tibial (51). Los valores calculados con los dos modelos fueron inferiores a 0,1 mm, lo que se esperaba que favoreciera en gran medida los procesos de consolidación intramembranosa de la fractura de acuerdo a los datos mecanobiológicos experimentales reportados por

4. DISCUSIÓN

Claes *et al.* (52). Sin embargo, estos autores informaron de que el tamaño del gap de la fractura tiene un importante efecto combinado tanto en la capacidad como en el tipo de curación de la fractura. En los modelos consideramos un contacto perfecto de la superficie de la fractura (el espacio era prácticamente nulo), mientras que algunos milímetros de gap podrían existir clínicamente. Aún así, un tamaño de separación inferior a un milímetro normalmente favorecería la curación intramembranosa. De igual modo, el modelo de fractura consistía en una discontinuidad mecánica controlada por un problema de contacto sin fricción: tan pronto como se establecía el contacto, el movimiento relativo del fragmento no dependía de la presión ejercida por los implantes, sino únicamente de la rigidez del sistema de implante óseo y de las respectivas direcciones de las fuerzas de reacción impuestas por el implante.



Por tanto, podemos inferir que esta aproximación numérica compensaría en parte la falta de consideración del efecto del tamaño de la separación.

En lo referente a los componentes de la fuerza calculada, la mayoría de las fuerzas de contorno que simulaban el peso del cuerpo estático se transmitieron al modelo de tibia a través de la meseta lateral, de acuerdo a su papel biomecánico. Con la placa de fijación de Polyax[®], la fuerza de reacción en la meseta lateral representaba alrededor del 18% de la fuerza total, mientras que la meseta lateral solo soportaba el 8% de la fuerza total tras una reducción virtual de la fractura con tornillos canulados. Tal diferencia puede atribuirse al soporte caudal adicional al fragmento proporcionado por el sistema Polyax[®], como se demuestra por la ausencia de fuerzas interfragmentarias en dirección axial.

La validación directa de las distribuciones de la fuerza predicha entre la meseta lateral y medial tampoco es sencilla. Se han evaluado previamente varios patrones de carga en la meseta tibial, tanto en modelos cadavéricos como con seguimiento del movimiento y cálculos de fuerza inversa (53,55). Notablemente, la mayoría de estos estudios han confirmado una frecuencia más alta y/o una más alta magnitud de cargas en el lateral sobre la meseta medial durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Los cálculos con EF llevados a cabo con modelos de rodilla anatómicamente detallados reportaron resultados similares (56).

Sin embargo, los análisis dinámicos inversos recopilados a partir del cuerpo en movimiento han reportado consistentemente fuerzas máximas en la meseta lateral, que son la mitad de las fuerzas máximas de la meseta medial (54,55). Sin duda, nuestras mayores diferencias entre las cargas de la meseta lateral y medial surgieron de la falta de consideración de los efectos de la dinámica/complejidad de la articulación de la rodilla, especialmente en cuanto a las fuerzas de inercia y movimientos asociados de aducción (54).

Podría decirse que el uso de diferentes hipótesis para resolver un problema específico de contacto podría también afectar a los resultados de la fuerza de reacción. En nuestro caso, permitimos que las diferentes partes del modelo deslizaran la una sobre la otra, pero no que se separaran en la dirección normal.

4. DISCUSIÓN

Por un lado, la convergencia adecuada de esta suposición numérica se verificó con simulaciones sin restricción sobre la separación del contacto de la superficie. Por otra parte, nuestro planteamiento específico era ventajoso de tres maneras diferentes: 1) el contacto inicial entre fémur y tibia (o fragmento) estaba asegurado sin la necesidad de simular tejidos blandos; 2) puesto que se ignoraron los efectos de la fricción, nuestros valores de MIF se encuentran probablemente sobreestimados, contribuyendo a la seguridad relativa de nuestras interpretaciones, y 3) el problema de contacto permaneció lineal, llevando a reducir tanto los recursos de CPU como el tiempo de los cálculos.



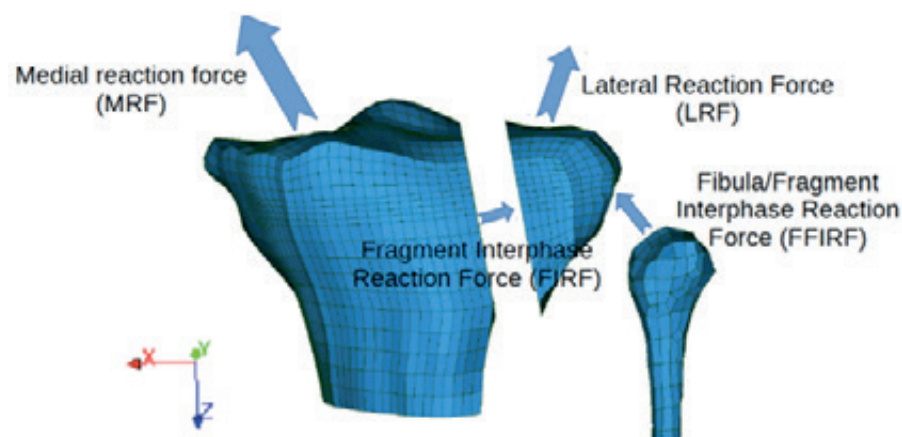
Las tensiones de Von Mises máximas calculadas en los implantes pueden compararse directamente con la máxima resistencia de 795 MPa reportadas bajo tracción axial para los materiales simulados (44). Esta comparación sugiere que no hay riesgo de daño mecánico con los implantes por el peso del cuerpo simulado. Este resultado coincide con los resultados del test *in vitro* reportados por Parker *et al.* (29), los cuales demostraron que en las fracturas de la meseta tibial lateral fijadas con tornillos canulados no se observaba flexión de los tornillos incluso con cargas superiores a 900 N. Además, los autores no informaron de extrusiones de los tornillos, lo que sostiene las predicciones de máximos locales solamente en el hueso alrededor de los tornillos. Por el contrario, la inmediata extrusión de los tornillos supondría tensiones más altas en todos los tornillos.

Este estudio sugiere que la fijación con placa bloqueada con tornillos permitiría la carga de peso total o al menos parcial en postura estática. Generalmente ofrece mayor estabilidad mecánica que la fijación con tornillos canulados, aunque ninguna de estas técnicas de fijación presentaba MIF clínicamente relevantes. De manera importante, los resultados del cálculo de tensión del hueso sugieren que el margen de seguridad no permitiría aplicar varias veces el peso del cuerpo, ya que se produciría con efectos de inercia (57). Una de las limitaciones del estudio fue que la heterogeneidad o calidad del hueso no se consideraron en las tensiones localmente calculadas del hueso, lo que podría ser crítico y sigue sin explorarse. El tamaño y número de fragmentos podrían ser determinantes para la elección del implante y los resultados (58,59), sin embargo utilizamos la misma calidad y tamaño de fragmento óseo para reducir la variabilidad en nuestro estudio. Las propiedades óseas locales también se relacionan con la alineación femorotibial (60), y la combinación de cálculos con geometrías modelo específicas del paciente deberían ser parte de futuras evaluaciones de la capacidad inmediata de soporte de carga después de una reducción de fractura. Con este fin, la personalización de modelos de EF basada en la población es factible y prometedora (61,62).

TRABAJO Nº 2

4. DISCUSIÓN

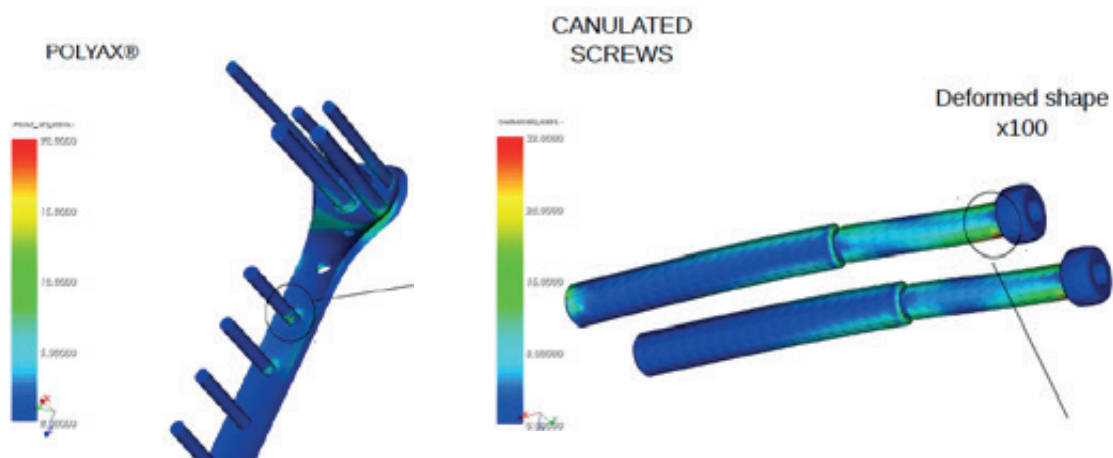
El descubrimiento más importante de este estudio fue que el peroné contribuye a la estabilidad mecánica de las fracturas simuladas de la meseta tibial lateral. Este análisis de EF es el primero, a nuestro leal saber y entender, que explora el posible papel del peroné en la estabilización mecánica de fracturas de la meseta tibial tratadas quirúrgicamente. Como se ha indicado anteriormente, es difícil de lograr la validación precisa del modelo implantado, debido a la falta de datos correspondientes en la literatura experimental ⁽⁴⁵⁾. Además, la rigidez en el plano axial del modelo de tibia intacta sin el peroné fue de al menos 3.700 N/mm, lo cual correspondía con las medidas de 4.000-4.700 N/mm referidas para la tibia proximal ⁽⁶³⁾. La presencia del peroné tendía a aumentar en un 15% la rigidez general del sistema, lo que se tradujo en una reducción de los MIF calculados en los dos modelos implantados. La capacidad de soporte de carga del peroné mejoró la de la meseta lateral y esta mejora fue particularmente pronunciada cuando la fractura se encontraba prácticamente fijada con el STC. El análisis de las fuerzas interfragmentarias indica que cuanto mayor es la proporción de la carga axial en la meseta lateral, más se presiona el fragmento contra la tibia o menos empuja la tibia el fragmento lateralmente.



→ Representación gráfica de las fuerzas de reacción en la meseta tibial



Resulta digno de atención que el fragmento siempre se presionaba contra la tibia con el SPB mientras que era desplazado por la tibia con el STC. De hecho, el STC causó inclinaciones laterales comparativamente más grandes de la meseta lateral tanto en el plano anterior como en el mediofrontal, lo que hizo que los componentes de fuerza frontal en la meseta medial fueran mediolaterales.



→ Tensiones en los implantes (placa y tornillos respectivamente) al realizar la simulación de la carga

En general, el peroné contribuyó a reducir la magnitud de este componente de carga medio lateral y limitó el empuje del fragmento por la tibia. Sin embargo, el soporte mecánico simulado de peroné fue localizado geométricamente y para el STC, los gradientes posteroanteriores de los campos de desplazamiento con peroné fueron tres veces mayores que los calculados sin peroné. En este sentido, probablemente, sería necesaria una descripción completa de la ATPP con todos los ligamentos tibioperoneos. La limitada descripción de la ATPP en el presente modelo también implica un contacto unido entre el peroné y la tibia proximal: mientras que esta aproximación no sería capaz de capturar el comportamiento de la articulación bajo cargas laterales o posteroanteriores, las deformaciones articulares axiales insignificantes registradas bajo varias configuraciones de la rodilla dan un cierto grado de confianza en nuestra hipótesis de modelo de contacto (37).



4. DISCUSIÓN

La relevancia clínica de este estudio se demuestra por la estabilidad mecánica que el peroné intacto proporcionó a la meseta tibial cuando se aplicaron fuerzas de carga axial. Por otra parte, cuando se cargó el modelo de SPB, el peroné intacto contribuyó a las fuerzas lateromediales sobre los fragmentos fracturados, lo que se traduciría clínicamente en un aumento de fuerzas de compresión normales en el plano de la fractura que contribuirían a la consolidación de la misma. Sin embargo, la traducción clínica de estos resultados de simulación debe abordarse con cuidado. Se estudió el movimiento de las estructuras óseas y de las interacciones mecánicas de los mismos, pero sigue siendo importante una comprensión completa de las estructuras de tejido blando y ligamentoso con el fin de obtener resultados más precisos. Asimismo, el estudio compara un modelo con un peroné intacto y un modelo sin peroné (o un peroné fracturado sin prácticamente resistencia mecánica axial) que podría no comportarse mecánicamente de manera similar a un modelo de fractura de peroné real. Sin embargo, este estudio mostró varias diferencias entre estos dos modelos y abre la puerta a futuras investigaciones con diferentes tipos de fractura de peroné.

Como se demostró en estudios anteriores, la calidad del hueso, el tamaño del fragmento y su número, así como la alineación femorotibial, podrían ser determinantes para la elección de un implante en particular ^(63,64). En la presente exploración teórica, estos parámetros se fijaron a fin de limitar la variabilidad de los modelos y lograr interpretaciones claras. Sin embargo, los cálculos de geometrías de modelos específicos para el paciente, así como las exploraciones estadísticas basadas en la población, deberían ser parte del desarrollo futuro para extrapolar estas interpretaciones a las evaluaciones clínicas ⁽⁴³⁾.

The page features a dark gray background with several concentric white circles. A prominent dotted white line forms a circle around the central text. Two solid white arcs are positioned above and below the dotted circle. The text '5.' is located in the upper right quadrant of the dotted circle, and 'CONCLUSIONES' is centered below it.

5.

CONCLUSIONES

TRABAJO N° 1

Las fracturas de la meseta tibial lateral, fijadas ya sea con placas bloqueadas o con tornillos canulados, no mostraron MIF clínicamente relevantes en un modelo de EF. La fijación de la fractura con una placa bloqueada mostró una mayor estabilidad mecánica que la fijación con tornillos canulados. La placa bloqueada podría también permitir una capacidad de carga completa o al menos parcial bajo postura estática.

TRABAJO N° 2

Este modelo de EF mostró que un peroné intacto podría contribuir a la estabilidad mecánica de las fracturas de la meseta tibial lateral, y combinado con SPB la integridad mecánica tanto del peroné como de la ATPP puede permitir una capacidad de carga temprana y sin MIF significativos.

The page features a dark gray background with several concentric white circles. A dotted white line forms a circle in the center, with a small white arrowhead pointing to the left from its midpoint. The text is positioned to the right of this dotted circle.

6.

**COPIA DE LOS
TRABAJOS**

TRABAJO Nº 1

International Orthopaedics (SICOT)
DOI 10.1007/s00264-015-3106-y



ORIGINAL PAPER

Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration

Ion Carrera¹ · Pablo Eduardo Gelber^{1,2} · Gaetan Chary^{3,4} · Miguel A. González-Ballester^{3,5} · Juan Carlos Monllau^{2,6} · Jerome Noailly^{3,4}

Received: 26 October 2015 / Accepted: 29 December 2015
© SICOT aisbl 2016

Abstract

Purpose To assess, with finite element (FE) calculations, whether immediate weight bearing would be possible after surgical stabilization either with cannulated screws or with a locking plate in a split fracture of the lateral tibial plateau (LTP).

Methods A split fracture of the LTP was recreated in a FE model of a human tibia. A three-dimensional FE model geometry of a human femur-tibia system was obtained from the VAKHUM project database, and was built from CT images from a subject with normal bone morphologies and normal alignment. The mesh of the tibia was reconverted into a geometry of NURBS surfaces. A split fracture of the lateral tibial plateau was reproduced by using geometrical data from patient radiographs. A locking screw plate (LP) and a cannulated screw (CS) systems were modelled to virtually reduce the fracture and 80 kg static body-weight was simulated.

Results While the simulated body-weight led to clinically acceptable interfragmentary motion, possible traumatic bone shear stresses were predicted nearby the cannulated screws. With a maximum estimation of about 1.7 MPa maximum bone shear stresses, the Polyax system might ensure more reasonable safety margins.

Conclusions Split fractures of the LTP fixed either with locking screw plate or cannulated screws showed no clinically relevant IFM in a FE model. The locking screw plate showed higher mechanical stability than cannulated screw fixation. The locking screw plate might also allow full or at least partial weight bearing under static posture at time zero.

Keywords Tibial plateau fractures · Finite element · Weight bearing · Interfragmentary motion · Bone fixation · Fracture fixation

Introduction

Due to the specific geometry of the knee and the tibiofemoral joint forces, more than 60 % of the tibial plateau fractures affect its lateral column [1]. Most of these fractures of the lateral tibial plateau have a split pattern. Some of them also associate a depression of the articular surface. Surgical treatment is frequently accomplished with *ad minimum* fixation with percutaneous cannulated screws. However, some surgeons prefer plate fixation with locking screws, in order to achieve a more stable construct [2].

Post-operatively, a non-weight bearing period of six to eight weeks is recommended [1, 3]. This non-weight bearing period highly impairs the patient's functionality, which probably delays the final outcomes, and increases health-care costs. Finally, the absence of mechanical forces applied to the knee might also affect the articular cartilage [4, 5].

✉ Ion Carrera
dr.carrera@orthopaedic-trauma.eu; icarrera@santpau.cat

¹ Orthopaedic Surgery Department, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Universitat Autònoma de Barcelona, C/Sant Quintí 89, 08041 Barcelona, Spain

² ICATME-Hospital Universitari Quirón-Dexeus, Universitat Autònoma de Barcelona, Sabino de Arana 5-19, 08028 Barcelona, Spain

³ Department of Communication and information Technologies (DTIC), Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, Spain

⁴ Institute for Bioengineering of Catalonia (IBEC), Barcelona, Spain

⁵ ICREA, Pg. Lluís Companys 23, 08010 Barcelona, Spain

⁶ Orthopaedic Surgery Department, Parc de Salut Mar, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, Spain

Published online: 15 January 2016





Few in vitro studies have measured the loads on surgically stabilized tibial plateau fractures. They have tested from about 300 N [6, 7] to a few thousands of Newtons [8, 9]. Hence, clear conclusions are often difficult to achieve in terms of an effective mechanical resistance of surgically stabilized fractures and in terms of the optimal fracture reduction technique. In general, experimental studies have considered the interfragmentary motions (IFM) to the displacement of the loading head, while neglecting the compliance of the whole experimental setup. Thus, those data cannot represent the biomechanics of the fracture per-se.

Conversely, a finite element (FE) method would allow not only detailed quantitative estimations of local IFM, but also the load distributions in both the simulated surgical implants and the surrounding bone. Finite element simulation-based loads predictions within tissues have also been reported as a promising model to understand the process of healing in bone fractures [10]. It has also been shown to potentially stand for good predictors of bone fracture [11, 12].

The objective of this study was to assess, with FE calculations, whether immediate weight bearing would be possible after surgical stabilization either with cannulated screws or with a locking plate in a simple fracture of the lateral tibial plateau. It was hypothesized that locking plate fixation would offer higher stability than cannulated screw fixation, and this stability would allow immediate weight bearing without clinical relevant IFM.

Materials and methods

A three-dimensional FE model geometry of a human femur-tibia system was obtained from the VAKHUM project database (<http://www.ulb.ac.be/project/vakhum>), and was built from computerized tomography images of a 99 years-old female of 155 cm and 55 kg. The subject had normal bone morphologies, and the femoro-tibial mechanical angle had a normal alignment. The mesh of the tibia was reconverted into a geometry of NURBS surfaces. A simple split fracture of the lateral tibial plateau was reproduced by using geometrical data from patient radiographs. The Polyax® tibial locked plating system (Biomet Inc, IN, USA) and a set of cannulated titanium 6.5 mm cancellous bone screws (Biomet Inc, IN, USA) were simulated. External shape of the Poliax plate was acquired with a three-dimensional metrology (Mitutoyo® Euro-C-A9166). A cloud of points was obtained with the software Metrolog XG 14.003 (Metrologic Group, France), and was then interpolated so as to obtain the entire geometry of the implant. The cannulated screws were directly modelled from the dimensions provided by the manufacturer (Biomet Inc). Both devices were virtually implanted into the fractured tibia geometry, according to commonly recommended positioning and alignment (Fig. 1a).

Implanted tibia models were then discretized into a structured meshed of hexahedral elements (Fig. 1b). For the femur,

linear elements were used for both the implants and the tibia. The mechanical effect of the cortical bone was simulated through the juxtaposition of shell elements to the faces of the hexahedral elements at the bone model surface. For the tibia, a mean cortical thickness of 8 mm was calculated from the analysis of computerized tomography (CT) images from a 39 years old male and a 71 years old female patients. Informed consents were obtained from these two patients to use their data for study purposes. Thickness measurements were performed after segmentation with ITK-Snap 3.2.0 (<http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>) [13].

The bone was considered isotropic linear elastic. The cortical bone had a mean stiffness of 13 GPa, according to reported macroscopic experimental measurements on tibial bone samples [14]. A mean stiffness of 126 MPa was calculated for the trabecular bone according to a unique set of regional mechanical measurements on normal cadaveric specimens of the proximal tibia [15]. For the surgical devices, a 114 GPa stiff Ti 6Al 4 V material with a Poisson's ratio of 0.34 was simulated [16]. For the bone components, generic Poisson's ratios of 0.3 were chosen. The fracture was treated as a finite sliding contact problem with a direct boundary constraint that prevented surface penetration. The screws and the bone were considered perfectly bounded.

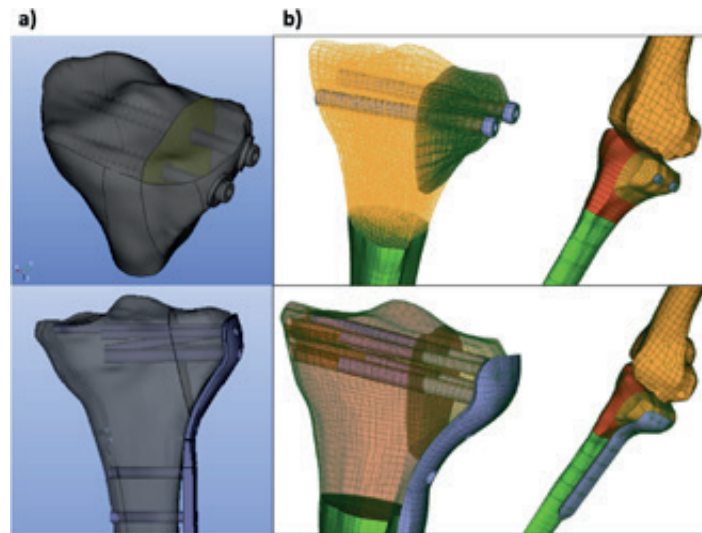
An axial force of 400 N pressed the femur model against the tibial plateau through the resolution of a frictionless local contact problem, simulating the weight of an 80 kg patient in bipedal stance (Fig. 2a). Along contact interfaces (Femur/Tibia, Femur/Fragment and Tibia/Fragment), normal efforts are transmitted, while surfaces can slip freely one over each other in the directions tangent to contact. IFM were calculated as the displacements between two nodes initially superimposed in the plane of the fracture, and six control points were chosen (Fig. 2b). The different contact reaction forces and the principal stresses transmitted to the bone were also calculated. CAD operations, pre- and post-processing were performed with Salome 7.5.1, and simulations used the Salome-Meca 2015.1 (Code Aster solver, EDF, France).

Results

The medial and lateral reaction forces on the tibial plateau were respectively 325 and 75 N with the Polyax®, and 367 and 33 N with the cannulated screws (Fig. 3). The reaction force between the fragment and the tibia was one order of magnitude higher with the cannulated screws than with the Polyax® device. In addition, while the lateral fragment was slightly compressed against the tibia model with the Polyax® plating system, a tendency to separate from the tibia with the cannulated screws was observed. Accordingly, the maximum IFM calculated with the cannulated screws was more than

International Orthopaedics (SICOT)

Fig. 1 Implanted models of the proximal tibia with the simulated split fracture of the lateral plateau (*top*: cannulated screws; *bottom*: Polyax[®] tibial locked plating system). **a)** Geometries. **b)** Finite element meshes



twice that calculated with the Polyax[®] (Fig. 4). However, the values did not overcome 0.03 mm.

With regard to the stresses transmitted to the trabecular bone, maximum shear stresses were 0.17 and 0.66 MPa with the Polyax[®] and the cannulated screws, respectively (Table 1).

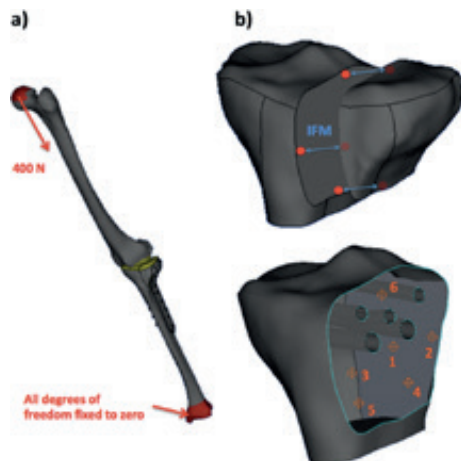


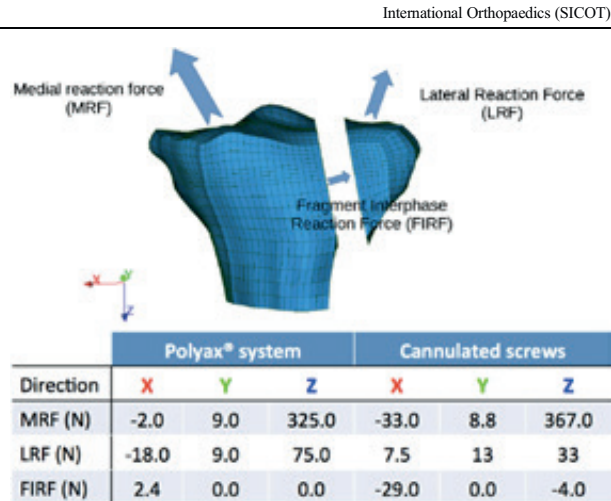
Fig. 2 **a)** Representation of the load boundary conditions imposed on the model (the contact area between the femur and the tibia appears in yellow). **b)** Calculation of the interfragmentary movement (IFM) — *top*: representation of the IFM as defined in this study — *bottom*: control points effectively used in the fracture plane to calculate the IFM

Maximum principal stresses were always one order of magnitude higher with the cannulated screws than with the Polyax[®], and the largest computed values were 0.24 and 0.13 MPa in traction and compression respectively. Trabecular bone stresses tended to concentrate around the screws nearby the fracture plane with the Polyax[®], while they showed a tendency to concentrate around the beginning of the screw thread with the cannulated screws (Fig. 5a). Maximum von Mises stresses within the simulated implants were generated by the contact with the cortical shell, with values of nearly 20 MPa for the Polyax[®] and 32 MPa for the cannulated screws (Fig. 5b). Figure 5c shows the possible relation between trabecular bone maximum shear stress, based on predictions and model approximations, and shear strength, which aims to illustrate the possible risk of fracture for each implanted model, as detailed in the Discussion.

Discussion

While the calculated simulations suggested that IFM were not a limitation for weight bearing loading after surgery, the bending of the tibia-fragment interface might transmit damaging shear stresses to the trabecular bone that surrounds the screws. From the current calculations and quantitative interpretations of the results, the risk of local bone failure for fixation with cannulated screws was particularly high. Further, the stresses in the cannulated screws were localized at the junction between the non-threaded and the threaded sections. Should this

Fig. 3 Representation and values of the reaction forces calculated at the different contact interfaces of the model



junction be localized nearby the fracture plan, the risk of additional local bone damage would increase considerably. In contrast, the distal support provided by the Polyax® system to the fragment, and the redistribution over several screws of the internal mechanical support provided by the implant suggested the possibility to achieve a safer loading of the surgically stabilized fracture.

In terms of bone mechanics, calculation results indicated that shear stresses were the highest load components transmitted to the trabecular bone by the implant. These stresses resulted from the bending of the screws at the tibia-fragment junction, due to the force exerted by the femoral condyle onto the lateral tibia plateau. The shape of the Polyax® and the

caudal support greatly helped to reduce this bending as it provided distal mechanical support to the fragment.

In regards to the calculated bone stress in relation to bone strength, a homogenized Young's modulus of 126 MPa was adopted for the trabecular bone of the proximal tibia, leading to a homogenized compressive strength of about 3 MPa [15]. Unfortunately, little information is available about tibial bone strength under shear loads. Sanyal et al. [17] reported strong correlations between trabecular bone yield strength and volume fraction for a large number of bone samples, including proximal tibia bone samples. On one hand, these correlations associate a compressive strength of about 3 MPa to a bone volume fraction of about 0.1, which in turn would be associated to a shear strength of about 1.3 MPa. Independent measurements of the trabecular bone volume fraction in lateral proximal tibia gave values in a range of 0.14–0.24 [18]. These values suggest that the shear strength might vary from 2.4 to 5.8 MPa, according to the above-cited correlations [17]. Moreover, the regional stiffness of the trabecular bone may vary from 30 to 300 MPa in the proximal tibia, leading to similar variations in local compressive [15] strength and in shear strength [17]. Accordingly, a factor of safety of 10 might

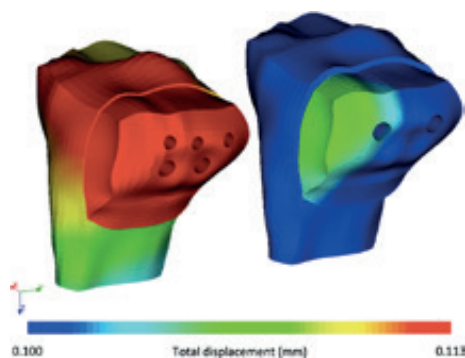
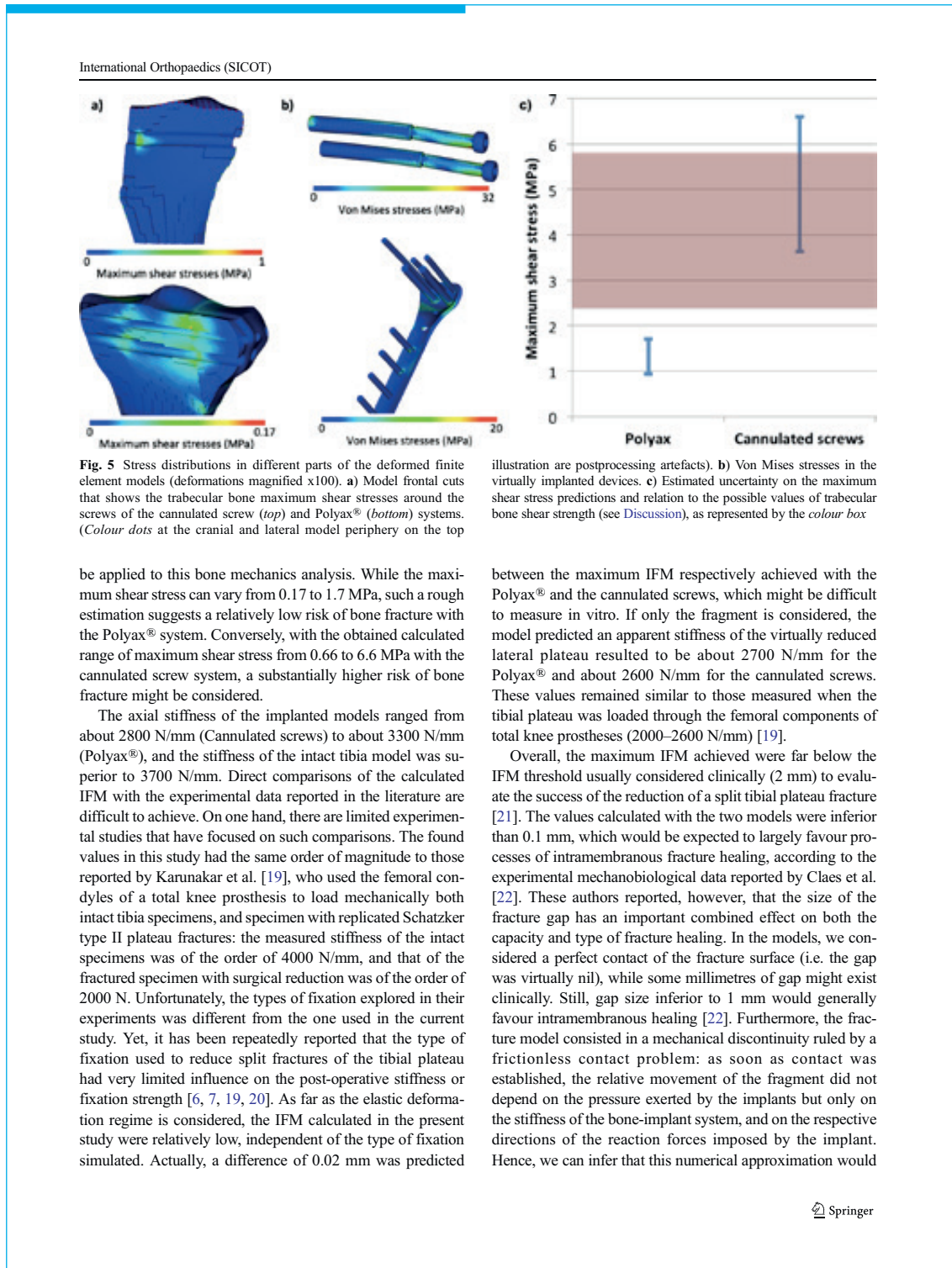


Fig. 4 Colour map of the total displacement values in the proximal part of the femur models with fracture and virtually treated with the Polyax® (left) and with the cannulated (right) screw systems (Deformations magnified x100)

Table 1 Maximum values calculated for the maximum principal stress (traction), minimum principal stress (compression), and maximum shear stress in the trabecular bone around the screws of the different simulated fixation systems

	Polyax® system	Cannulated screws
Maximum principal stress (MPa)	0.02	0.24
Minimum principal stress (MPa)	-0.04	-0.13
Maximum shear stress (MPa)	0.17	0.66





International Orthopaedics (SICOT)

partly compensate the lack of consideration of the gap size effect.

As for the calculated force components, most of the boundary forces that simulated the static body weight were transmitted to the tibia model through the lateral plateau, according to its biomechanical role. With the Polyax® plate fixation, the reaction force on the lateral plateau stood for about 18 % of the total force, while the lateral plateau only bore 8 % of the total force after virtual fracture reduction with the cannulated screws. Such a difference can be attributed to the additional caudal support provided to the fragment by the Polyax® system, as shown by the absence of interfragmentary forces in the axial direction. Direct validation of the predicted force distributions between the lateral and medial plateau is not straightforward either. Several load patterns on the tibial plateau have been evaluated previously, either in cadaveric models as well as with motion tracking and inverse force calculations [23–25]. Remarkably, most of these studies have confirmed the higher frequency and/or higher magnitude of loads on the lateral over the medial plateau during the stance phase of a gait cycle. Finite element calculations performed with anatomically detailed knee models reported similar outcomes [26]. However, inverse dynamic analyses from captured body motion have consistently reported lateral plateau peak forces that are half the peak forces of the medial plateau [24, 25]. Certainly, our larger differences between lateral and medial plateau loads arose from the lack of consideration of the knee joint dynamics/complexity effects, especially in terms of forces of inertia and adduction coupled motions [24]. Arguably, the use of different assumption to solve a specific contact problem might also affect the reaction force results. In our case, the different parts of the model in contact were allowed to slide one over each other, but not to separate in the normal direction. On one hand, proper convergence of this numerical assumption was verified against simulations with no restriction on surface contact separation. On the other hand, our specific approach was advantageous in three different ways: 1) initial contact between femur and tibia (or fragment) was ensured without the need of simulating soft tissues, 2) since friction effects were neglected, our IFM values were probably overestimated, adding to the relative safety of our interpretations, 3) contact problem remained linear, leading to reduced CPU resources and calculations times.

The maximum von Mises stresses calculated in the implants can be directly compared to the maximum resistance of 795 MPa reported under axial traction for the simulated materials [16]. This comparison suggests that no mechanical damage would be expected in the implants because of the simulated body weight. This outcome is in agreement with the in vitro testing results reported by Parker et al. [6], who demonstrated that in split fractures of the lateral tibial plateau fixed with cannulated screws, no bending of the screws were observed even with loads as high as 900 N. In addition, the

authors reported no screw pull-out, which supports the predictions of only local peak for the bone around the screws. Conversely, immediate screw pull-out at the beginning of failure should involve high stresses all along the screws.

This study suggests that plate fixation with a locking screw plate might allow full or at least partial weight bearing under static posture. It generally offers higher mechanical stability than cannulated screw fixation, though none of these fixation techniques led to calculate clinically relevant IFM. Importantly, the results of the bone stress calculation suggest that the safety margin would not allow applying several times the body weight, as it would occur with inertial effects [27]. One of the limitations of the study was that bone heterogeneity or quality was not considered on the locally calculated bone stresses, which might be critical and remains to be explored. Fragment size and number could be determinant for implant choice and results [28, 29], however we used the same bone quality and fragment size in order to reduce variability in our study. Local bone properties also relate to the femoro-tibial alignment [30], and combining calculations with patient-specific model geometries should be part of future assessments of immediate load bearing capacity after fracture reduction. For this purpose, population-based customization of FE models is both feasible and promising [31, 32].

Conclusions

Split fractures of the lateral tibial plateau fixed either with a locking screw plate or with cannulated screws showed no clinically relevant IFM in a FE model. Fracture fixation with a locking screw plate showed higher mechanical stability than cannulated screw fixation. The locking screw plate might also allow full or at least partial weight bearing under static posture at time zero.

References

1. Burdin G (2013) Arthroscopic management of tibial plateau fractures: surgical technique. *Orthop Traumatol Surg Res* 99:S208–S218
2. Ehlinger M, Adamczewski B, Rahmé M, Adam P, Bonnet F (2015) Comparison of the pre-shaped anatomical locking plate of 3.5 mm versus 4.5 mm for the treatment of tibial plateau fractures. *Int Orthop* 39(12):2465–2471
3. Tscherné H, Lobenhöffer P (1993) Tibial plateau fractures. Management and expected results. *Clin Orthop Relat Res* 87–100
4. Eckstein F, Hudelmaier M, Putz R (2006) The effects of exercise on human articular cartilage. *J Anat* 208:491–512
5. Honkonen SE (1995) Degenerative arthritis after tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma* 9:273–277
6. Parker PJ, Tepper KB, Brumback RJ et al (1999) Biomechanical comparison of fixation of type-I fractures of the lateral tibial

International Orthopaedics (SICOT)

- plateau. Is the antiglide screw effective? *J Bone Joint Surg (Br)* 81: 478–480
7. Boisrenoult P, Bricieux S, Beauflis P, Hardy P (2000) Screws versus screw-plate fixation of type 2 schatzker fractures of the lateral tibial plateau. Cadaver biomechanical study. *Arthroscopy French Society. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 86:707–711
 8. Ratcliff JR, Werner FW, Green JK, Harley BJ (2007) Medial buttress versus lateral locked plating in a cadaver medial tibial plateau fracture model. *J Orthop Trauma* 21:444–448
 9. Cift H, Cetik O, Kalaycioglu B et al (2010) Biomechanical comparison of plate-screw and screw fixation in medial tibial plateau fractures (Schatzker 4). A model study. *Orthop Traumatol Surg Res* 96:263–267
 10. Anderson DD, Thomas TP, Campos Marin A et al (2014) Computational techniques for the assessment of fracture repair. *Injury* 45:997–1003
 11. Van Den Munckhof S, Zadpoor AA (2014) How accurately can we predict the fracture load of the proximal femur using finite element models? *Clin Biomech* 29:373–380
 12. Falcinelli C, Schileo E, Balistreri L et al (2014) Multiple loading conditions analysis can improve the association between finite element bone strength estimates and proximal femur fractures: a preliminary study in elderly women. *Bone* 67:71–80
 13. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC et al (2006) User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 31:1116–1128
 14. Guo XE (2001) Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. *Bone Mech. Handb. Second Ed*
 15. Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, Matthews LS (1983) The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech* 16:965–969
 16. ASTM F136 “Standard specification for wrought titanium-6aluminum-4vanadium ELI (extra low interstitial) alloy for surgical implant applications (UNS R56401)
 17. Sanyal A, Gupta A, Bayraktar HH et al (2012) Shear strength behavior of human trabecular bone. *J Biomech* 45:2513–2519
 18. Ding M, Dalstra M, Danielsen CC et al (1997) Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Joint Surg (Br)* 79:995–1002
 19. Karunakar MA, Egol KA, Peindl R et al (2002) Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 16: 172–177
 20. Koval KJ, Polatsch D, Kummer FJ et al (1996) Split fractures of the lateral tibial plateau: evaluation of three fixation methods. *J Orthop Trauma* 10:304–308
 21. Haller JM, O’Toole R, Graves M, et al. (2015) How much articular displacement can be detected using fluoroscopy for tibial plateau fractures? *Injury*
 22. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, et al. (1998) Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res* S132–S147
 23. Wang H, Chen T, Torzilli P et al (2014) Dynamic contact stress patterns on the tibial plateaus during simulated gait: a novel application of normalized cross correlation. *J Biomech* 47:568–574
 24. Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA (1998) Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech* 31:423–430
 25. Lin YC, Walter JP, Banks SA et al (2010) Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait. *J Biomech* 43: 945–952
 26. Adouni M, Shirazi-Adl A (2014) Evaluation of knee joint muscle forces and tissue stresses-strains during gait in severe OA versus normal subjects. *J Orthop Res* 32:69–78
 27. Kutzner I, Trepczynski A, Heller MO, Bergmann G (2013) Knee adduction moment and medial contact force-facts about their correlation during gait. *PLoS One* 8:8–15
 28. Chang SM, Hu SJ, Zhang YQ, Yao MW, Ma Z, Wang X, Dargel J, Eysel P (2014) A surgical protocol for bicondylar four-quadrant tibial plateau fractures. *Int Orthop* 38(12):2559–2564
 29. Li Q, Zhang YQ, Chang SM (2014) Posterolateral fragment characteristics in tibial plateau fractures. *Int Orthop* 38(3):681–682
 30. Thorp LE, Wimmer MA, Block JA et al (2006) Bone mineral density in the proximal tibia varies as a function of static alignment and knee adduction angular momentum in individuals with medial knee osteoarthritis. *Bone* 39:1116–1122
 31. Prendergast PJ, Galibarov PE, Lowery C, Lennon AB (2011) Computer simulating a clinical trial of a load-bearing implant: an example of an intramedullary prosthesis. *J Mech Behav Biomed Mater* 4:1880–1887
 32. Taddei F, Palmadori I, Taylor WR et al (2014) Safety factor of the proximal femur during gait: a population-based finite element study article. *J Biomech* 47:3433–3440



TRABAJO Nº 2

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc
DOI 10.1007/s00167-017-4428-7



KNEE

An intact fibula may contribute to allow early weight bearing in surgically treated tibial plateau fractures

Ion Carrera¹ · Pablo Eduardo Gelber^{1,2} · Gaetan Chary³ · Mireia Gomez Masdeu¹ · Miguel A. González Ballester^{3,4} · Juan Carlos Monllau^{2,5} · Jerome Noailly³

Received: 11 October 2016 / Accepted: 3 January 2017
© European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery, Arthroscopy (ESSKA) 2017

Abstract

Purpose The role of the proximal tibiofibular joint (PTFJ) in tibial plateau fractures is unknown. The purpose of this study was to assess, with finite-element (FE) calculations, differences in interfragmentary movement (IFM) in a split fracture of lateral tibial plateau, with and without intact fibula. It was hypothesized that an intact fibula could positively contribute to the mechanical stabilization of surgically reduced lateral tibial plateau fractures.

Methods A split fracture of the lateral tibial plateau was recreated in an FE model of a human tibia. A three-dimensional FE model geometry of a human femur-tibia system was obtained from the VAKHUM project database, and was built from CT images from a subject with normal bone morphologies and normal alignment. The mesh of the tibia was reconverted into a geometry of NURBS surfaces. The fracture was reproduced using geometrical data from patient radiographs, and two models were created: one with intact fibula and other without fibula. A locking screw plate and cannulated screw systems were modelled to

virtually reduce the fracture, and 80 kg static body weight was simulated.

Results Under mechanical loads, the maximum interfragmentary movement achieved with the fibula was about 30% lower than without fibula, with both the cannulated screws and the locking plate. When the locking plate model was loaded, intact fibula contributed to lateromedial forces on the fractured fragments, which would be clinically translated into increased normal compression forces in the fractured plane. The intact fibula also reduced the mediolateral forces with the cannulated screws, contributing to stability of the construct.

Conclusion This FE model showed that an intact fibula contributes to the mechanical stability of the lateral tibial plateau. In combination with a locking plate fixation, early weight bearing may be allowed without significant IFM, contributing to an early clinical and functional recovery of the patient.

Keywords Fibula fracture · Tibial plateau fracture · Finite element · Weight bearing · Interfragmentary motion · Bone fixation · Fracture fixation

✉ Ion Carrera
dr.carrera@orthopaedic-trauma.eu; icarrera@santpau.cat

¹ Orthopaedic Surgery Department, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Universitat Autònoma de Barcelona, Sant Quintí 89, 08041 Barcelona, Spain

² ICATME-Hospital Universitari Quirón-Dexeus, Universitat Autònoma de Barcelona, Sabino de Arana 5-19, 08028 Barcelona, Spain

³ Department of Communication and Information Technologies (DTIC), Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, Spain

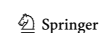
⁴ ICREA, Pg. Lluís Companys 23, 08010 Barcelona, Spain

⁵ Orthopaedic Surgery Department, Parc de Salut Mar, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, Spain

Introduction

The proximal tibiofibular joint (PTFJ) mechanics and its role in tibial plateau fractures have been largely overlooked by both the clinicians and the anatomists, and remain poorly known [1]. In vitro tests on human knee joint cadaveric specimens revealed that the PTFJ deforms under mechanical loads representative of physiological knee flexion during motion, pointing out a role in the functional redistribution of the internal loads in the joint [12]. Although resection of the proximal fibula in patients with

Published online: 15 March 2017



intact tibial plateau was deemed to have no clinically significant impact on motion biomechanics, it affected the mediolateral ground reaction force component [5]. Actually, patients surgically treated for lateral tibial plateau fracture showed better clinical outcomes when the fibula was intact, in contrast to patients with concomitant fibular fractures of different types [2]. There is also a lack of information in the literature about the incidence of fibula fractures associated with tibial plateau fractures.

Recent finite-element (FE) simulations [4] suggested that immediate postoperative load bearing of a Schatzker I tibial plateau fracture could threaten the integrity of fixations accomplished with cannulated screws, due to possible local bone damage around the screw. Conversely, locking plate systems might protect the bone around the implant thanks to an improved caudo-lateral support of the lateral fragment. There is no clear information or recent studies about the mechanical support that the fibula offers to the tibial plateau. This insight raises the question whether an intact fibula would add to the load-bearing capacity of surgically treated tibial plateau fractures short after surgery.

The aim of the study was to determine whether an intact fibula could positively contribute to the mechanical stabilization of surgically reduced lateral tibial plateau fractures, increasing the load-bearing capacity of the tibia-fragment system, allowing immediate weight bearing after surgery. The rationale that underlies this hypothesis was explored through FE simulations that compared models with and without fibula and considered virtual fracture reduction with Cannulated screws and locking plate systems, as the two major surgical stabilization techniques.

Materials and methods

A matching set of tibia, fibula, and femur bone models from the VAKHUM project database was used (<http://www.ulb.ac.be/project/vakhum>). Models were built from computerized tomography images of a 99-year-old female of 155 cm and 55 kg, with normal bone morphologies and alignments. No bone density or stiffness information was taken from the patient; only the bone geometries were used from the donor, and both dimensions and shapes were deemed normal. Informed consent was obtained from the patient to use the radiological data for study purposes. Bone stiffness was obtained from experimental measurements on healthy human tissues. For the trabecular bone, tissue average material properties were directly derived from in vitro mechanical tests of proximal tibia bone specimens [7]. As for the cortical bone, an average stiffness was adopted from several experimental measurements that involved various orientations of the internal loads in the cortical layer of tibia specimens. Cortical bone specimens came from

59- to 60-year-old healthy males [7, 10], and trabecular bone specimens were obtained from 50- to 70-year-old male and female donors with no apparent arthritic pathology or osteopenia [7].

To ensure the accuracy of the FE calculations, the simulation of the fracture, and the mesh coherence of the models with implant, the tibia was remeshed, leading to a structured mesh of hexahedral elements, as previously described [4, 7]. The simulated locking plate corresponded to a Pol-yax® tibial locked plating system (Biomet Inc, IN, USA), and the cannulated screws (Biomet Inc, IN, USA) consisted of in two titanium 6.5 mm cancellous bone screws. The devices were modelled and virtually implanted, according to metrology data acquisition and to the dimensions reported by the manufacturer (Fig. 1).

Interactions between tibia and fibula were treated as a tied contact, meaning that no relative movements were allowed within the PTFJ. The fracture plane simulated a split fracture of the lateral tibial plateau (Fig. 1). In the absence of any modelled implant, the fragment could move relatively to the tibia, and a finite sliding contact model measured this relative motion while preventing any non-physical penetration of the points of the fragment model into the tibia model. Frictions were neglected, so that the tibia-fragment interactions produced only perpendicular reaction forces. To simulate fracture reduction with the cannulated screws or the locking plate system, tied contacts were defined between the nodes of the bone and the screws that were adjacent to each other.

All the materials of the model were considered isotropic elastic (Table 1). A 400 N axial force (80 kg static body weight in bipedal standing) was applied on the head of the femur model, and force transmission to the tibial plateau was measured by the interaction between the femoral condyles and tibial plateau geometries through another contact

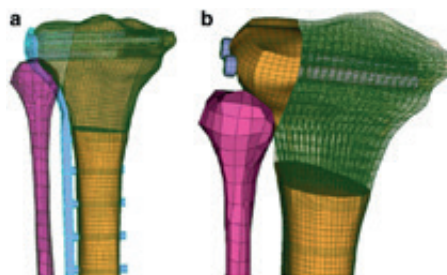


Fig. 1 Posterior view of the fibula and fractured tibia models with the virtually implanted LPS (a) and CSS (b). In specific zones, the volumetric mesh is represented as partially transparent so as to show the detail of all device components

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc

Table 1 Summary of the material parameter properties used in the model

	Bone		Implanted parts		
	Trabecular	Cortical	Cannulated screws	Polyax	LPS screws
Young's modulus (MPa)	126 [7]	13,000 [7]	114,000 (ASTM F136)		
Poisson's ratio (-)	0.3	0.3	0.34		

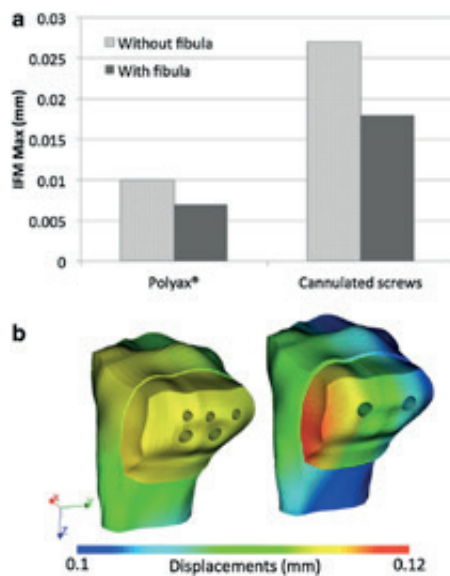


Fig. 2 **a** Maximum IFM obtained in each implanted model, with and without fibula. **b** Mapping of the displacement fields calculated in the proximal implanted tibia models with fibula (deformations magnified $\times 100$ – fibula not represented for the sake of graphical clarity)

problem. The displacements at the distal ends of both the fibula and the tibia model were restricted in all directions. The stress fields in the bone and the devices were calculated, as well as the interfragmentary movement, defined as the average distance of node separation in the fracture plane. The results obtained without the fibula were compared to those obtained with the fibula.

Results

Under mechanical loads, the maximum interfragmentary movement achieved with the fibula was about 30% lower than without fibula, with both the cannulated screws and the locking plate. It ranged from 7 to 18 μm (Fig. 2a). The displacement fields obtained in the proximal tibia model

with the locking plate were relatively homogeneous along the sagittal plane. In contrast, the anterior displacements calculated with the cannulated screws were larger than the posterior ones, by about 10% in the tibia and by about 20% in the fragment (Fig. 2b). In general, the anterior tilt of the fragment led to an increased anterolateral tilt of the lateral plateau surgically reduced with the cannulated screws.

As for the calculated reaction forces, the presence of the fibula, respectively, decreased and increased the total force resultant on the medial and lateral plateau (Fig. 3a). Interfragmentary reaction forces (FIRF) were lateromedial with the locking plate and mediolateral with the cannulated screws. Lateromedial interfragmentary reaction forces (i.e., along the X direction in Fig. 3c) reveal a compression of the fragment against the tibia at the fracture site, whereas mediolateral interfragmentary reaction forces would be interpreted as distraction forces at the fracture site. The intact fibula increased the magnitude of the lateromedial FIRF component with the locking plate, and it reduced the mediolateral FIRF magnitude by 66% with the cannulated screws. Reaction forces at the PTFJ were mostly axial and were about 16% lower with the cannulated screws than with the locking plate (Table 2).

Discussion

The most important finding of this study was that the fibula contributes to mechanical stability of the simulated lateral tibial plateau fractures. Tibial plateau fractures account for 1% of all fractures in adults. Unicondylar fractures contribute 60% of cases and usually involve the lateral plateau (90%) [3]. This FE analysis explores the possible role of the fibula in the mechanical stabilization of surgically fixed tibial plateau fractures. As reported previously, accurate validation of the implanted model is difficult to achieve because of the lack of matching data in the experimental literature [4]. Yet, the overall axial stiffness of the intact tibia model without fibula was at least 3700 N/mm, which matched with the measurements of 4000 and 4700 N/mm reported for the proximal tibia [8]. The presence of the fibula tended to increase by about 15% the overall axial stiffness of the system, which was translated into a reduction of the calculated interfragmentary movement in the two implanted models. The load-bearing capacity of the fibula improved the stability

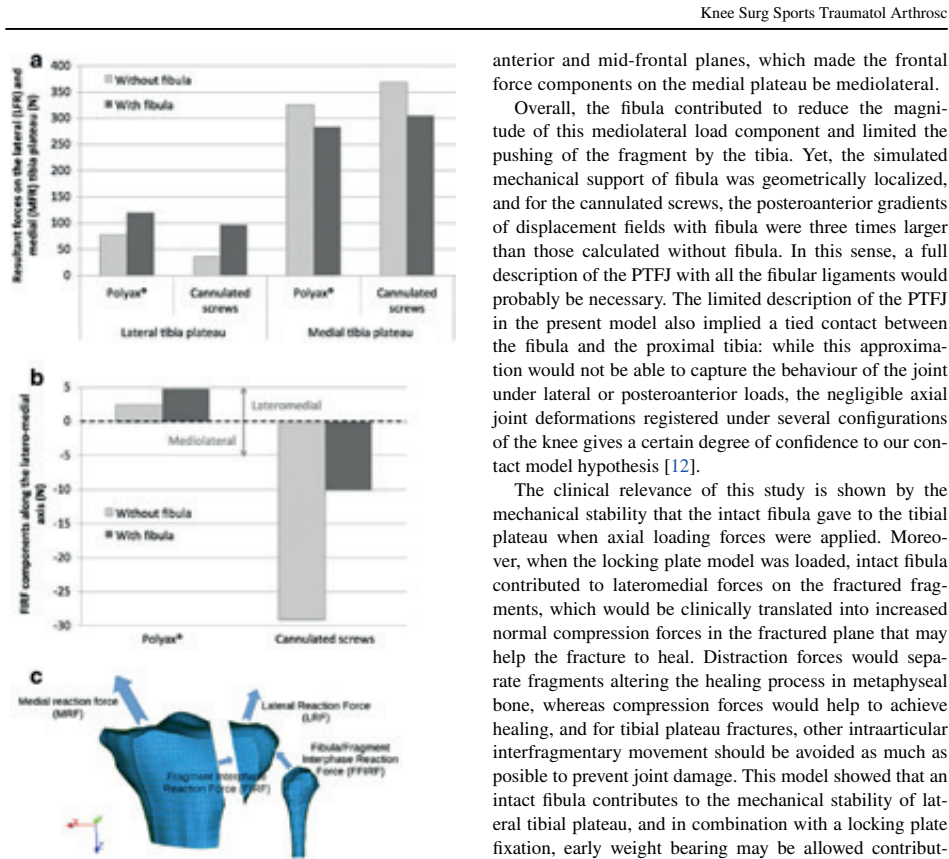


Fig. 3 **a** Lateral and medial total reaction forces between the femoral condyles and the tibial plateau. **b** Reaction force component between the fragment and the tibia along the lateromedial axis (mediolateral direction corresponds to “x-axis” in **c**). **c** Graphical representations of the reaction forces in the fractured proximal tibia model

of the lateral plateau, and such improvement was particularly pronounced when the fracture was virtually fixed with the cannulated screws. The analysis of the interfragmentary forces indicates that the larger the proportion of axial load on the lateral plateau is, the more the tibia pushes the fragment laterally. Noteworthy, the fragment was always pressed against the tibia with the locking plate, while it was always pushed by the tibia with the cannulated screws. Actually, the cannulated screws led to comparatively larger lateral tilts of the lateral plateau in both the

anterior and mid-frontal planes, which made the frontal force components on the medial plateau be mediolateral.

Overall, the fibula contributed to reduce the magnitude of this mediolateral load component and limited the pushing of the fragment by the tibia. Yet, the simulated mechanical support of fibula was geometrically localized, and for the cannulated screws, the posteroanterior gradients of displacement fields with fibula were three times larger than those calculated without fibula. In this sense, a full description of the PTFJ with all the fibular ligaments would probably be necessary. The limited description of the PTFJ in the present model also implied a tied contact between the fibula and the proximal tibia: while this approximation would not be able to capture the behaviour of the joint under lateral or posteroanterior loads, the negligible axial joint deformations registered under several configurations of the knee gives a certain degree of confidence to our contact model hypothesis [12].

The clinical relevance of this study is shown by the mechanical stability that the intact fibula gave to the tibial plateau when axial loading forces were applied. Moreover, when the locking plate model was loaded, intact fibula contributed to lateromedial forces on the fractured fragments, which would be clinically translated into increased normal compression forces in the fractured plane that may help the fracture to heal. Distraction forces would separate fragments altering the healing process in metaphyseal bone, whereas compression forces would help to achieve healing, and for tibial plateau fractures, other intraarticular interfragmentary movement should be avoided as much as possible to prevent joint damage. This model showed that an intact fibula contributes to the mechanical stability of lateral tibial plateau, and in combination with a locking plate fixation, early weight bearing may be allowed contributing to early clinical and functional recovery of the patient. This model also could help the surgeon in decision making, identifying which fractures and constructs are suitable for an early weight bearing physical therapy. Yet, the clinical translation of these simulation results should be carefully addressed. The movement of bony structures and mechanical interactions thereof was studied, but a full understanding of ligamentous and soft-tissue structures remains important to obtain more accurate results.

As for the bone tissue stiffness, elastic constants were obtained from experimental measurements on cortical bone specimens from 59- to 60-year-old healthy males [10] and on trabecular bone specimens from 50- to 70-year-old male and female donors with no apparent arthritic pathology or osteopenia [7]. Though the quality of the tested bone specimen was deemed normal by the authors of the cited experimental studies, most specimens were representative of middle-aged patients, and might be up to 20% softer than the bone of younger adults [6]. In the absence of more precise

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc

Table 2 Interaction force values calculated throughout the models at the femur–tibia (MRF/LRF), fragment–tibia (FIRF), and fibula–tibia interfaces (see graphical representation in Fig. 3c)

Implanted system	Locking plate system			Cannulated screws		
	x	y	z	x	y	z
	Values without fibula/values with fibula					
MRF (N) Medial Reaction Force	-2.0/1.6	9.0/7.0	325.0/283.0	-33.0/-9.0	8.8/17.0	367.0/304.0
LRF (N) Lateral Reaction Force	-18.0/-23.0	9.0/10.0	75.0/117.0	7.5/-5.4	13.0/11	33.0/96.0
FIRF (N) Fragment Interphase Reaction Force	2.4/4.8	0.0/0.0	0.0/0.0	-29.0/-10.0	0.0/0.0	-4.0/-1.5
FFIRF (N) Fibula Fragment Interphase Reaction Force	-/5.0	-/-1.4	-/97.0	-/3.6	-/0.0	-/82.0

quantitative information about the properties of tibia and fibula bone tissues in adolescents and young adults, this limitation represents a pessimistic estimation of the overall model stiffness which adds to a relatively safe interpretation of the present simulation results.

There are some limitations in this study. Most of the work about the experimental characterization of bone mechanics was reported decades ago when this topic was an active topic of research. In the present study, the trabecular bone stiffness was an average axial stiffness [7], according to the specific boundary load used. As for the cortical bone, the effective simulated stiffness stood for a mean stiffness that takes into account the tissue mechanical response in all directions. Certainly, the stiffness in the longitudinal direction of the haversian structure might be about 20% higher than the mean stiffness used in this study [13], which makes the current model not suitable for quantitative fracture predictions, for example. To this respect, advanced bone models based on micromechanics and calibrated from clinical CT data have been recently proposed and have a great potential [1].

Another limitation was that interactions between tibia and fibula were treated as a tied contact, meaning that no relative movements were allowed within the PTFJ. A sliding contact would have required the additional modelling of the soft tissues of the PTFJ with all the supplementary (and largely uncontrolled) approximations required by such a level of modelling. Nevertheless, only the axial stiffness of the PTFJ was targeted in the present study, and since axial deformations of this joint under physiological compressive loads are expected to be low [12], the tied contact

was chosen as an acceptable tradeoff between reasonable model management and significance of the predictions. Yet, the current model would not be valid if rotational boundary loads would have been additionally used. In addition, the study compares a model with an intact fibula and a model without fibula (or a virtually fractured fibula with no axial mechanical resistance) that may not mechanically behave similarly to a model of fractured fibula. However, this model might better represent the time zero situation at which the surfaces of the fractured fibula are not in contact with each other. Nevertheless, this study showed several differences between these two models, and opens the door for future investigations with different types of fibula fractures.

As it was shown in the previous studies, bone quality, fragment size and number, as well as femoro-tibial alignment could be determinant for the choice of a particular implant [8, 14]. In the present theoretical exploration, these parameters were fixed so as to limit the variability of the models and achieve clear interpretations. However, calculations with patient-specific model geometries, as well as population-based statistical explorations should be part of future developments to extrapolate these interpretations to clinical evaluations [9].

Conclusion

In conclusion, this FE model showed that an intact fibula contributes to mechanical stability of lateral tibial plateau fractures, and combined with locking plate system, the



mechanical integrity of both the fibula and of the PFTJ may allow an early weight bearing without significant interfragmentary movement.

References

1. Blanchard R, Morin C, Malandrino A, Vella A, Zdenka S, Hellmich C (2016) Patient specific fracture risk assesment of vertebrae: a multiscale approach coupling X-ray physics and continuum micromechanics. *Int J Numer Meth Biomed Eng.* doi:10.1102/cnm.2760
2. Bozkurt M, Turanli S, Doral MN, Karaca S, Dogan M, Sesen H et al (2005) The impact of proximal fibula fractures in the prognosis of tibial plateau fractures: a novel classification. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 13(4):323–328
3. Burdin G (2013) Arthroscopic management of tibial plateau fractures: surgical technique. *Orthop Traumatol Surg Res* 99(1 Suppl):S208–S218
4. Carrera I, Gelber PE, Chary G, González-Ballester MA, Monllau JC, Noailly J (2016) Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. *Int Orthop.* doi:10.1007/s00264-015-3106-y
5. Draganich LF, Nicholas RW, Shuster JK, Sathy MR, Chang AF, Simon MA (1991) The effects of resection of the proximal part of the fibular on stability of the knee and on gait. *J Bone Joint Surg Am* 73(4):575:583
6. Evans FG (1976) Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men. *Anat Rec* 185
7. Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, Matthews LS (1983) The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech* 16(12):965–969
8. Karunakar M, Egol KA, Peindl R, Harrow ME, Bosse MJ, Kellam JF (2002) Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 16(3):172–177
9. Kozic N, Weber S, Bücher P, Lutz C, Reimers N, González-Ballester MA et al (2010) Optimisation of orthopaedic implant design using statistical shape space analysis based on level sets. *Med Image Anal* 14(3):265–275
10. Rho JY, Ashman RB, Turner CH (1993) Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomechanics* 26(2):111–119
11. Sarma A, Borgohain B, Saikia B (2015) Proximal tibiofibular joint; Rendezvous with a forgotten articulation. *Indian J Orthop* 49(5):489–495
12. Scott J, Lee H, Barsoum W, van den Bogert AJ (2007) The effect of tibiofemoral loading on proximal tibiofibular joint motion. *J Anat* 211(5):647–653
13. Taylor WR, Roland E, Hertig D, Klabunda R, Warner MD, Hobatho MC et al (2002) Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *J Biomechanics* 35:767–773
14. Thorp LE, Wimmer MA, Block JA, Moisio KC, Shott S, Goker B et al (2006) Bone mineral density in the proximal tibia varies as a function of static alignment and knee adduction angular momentum in individuals with medial knee osteoarthritis. *Bone* 39(5):1116–1122

The page features a dark gray background with several concentric white circles. A prominent dotted white line forms a circle around the central text. Two solid white arcs are positioned above and below the dotted circle, partially overlapping it. The text is centered within the dotted circle.

7. BIBLIOGRAFÍA



7. BIBLIOGRAFÍA

1. Ruth J. Fractures of tibial plateau. Am J Knee Surg 2001, 14:125-128.
2. Koval KJ, Helfet DL. Tibial plateau fractures: Evaluation and treatment. J Am Acad Orthop Surg 1995, 3:86-94.
3. Walker PS, Erkman MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee. Clin Orthop 1975, 109:184-192.
4. Schatzker J, McBroom R, Bruce D. The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968-1975. Clin Orthop 1979, 138: 94-104.
5. Luo CF, Sun H, Zhang B, Zeng BF. Three-column fixation for complex tibial plateau fractures. J Orthop Trauma 2010, 24(11): 683-92.
6. Oestern HJ, Tscherné H. Pathophysiology in classification of soft tissue injuries associated with fractures. In Tscherné H, Gotzen L (eds.) Fractures with soft tissue injuries. New York, Springer-Verlag 1984, 1-9.
7. Parekh AA, Smith WR, Silva S, Agudelo JF, Williams AE, Hak D, Morgan SJ. Treatment of distal femur and proximal tibia fractures with external fixation followed by planned conversion to internal fixation. J Trauma 2008, 64:736-9.
8. Nowotarsky PJ, Turen CH, Brumback RJ, Scarboro JM. Conversion of external fixation to intramedullary nailing for fractures of the shaft of the femur in multiply injured patients. J Bone Joint Surg Am 2000, 82:781-8.
9. Honkonen SE. Indications for surgical treatment of tibial condyle fractures. Clin Orthop 1994, 302:199-205.
10. Houben PF, van der Linden ES, van der Wildenberg FA, Stapert JW. Functional and radiological outcome after intra-articular tibial plateau fractures. Injury 1997, 28:459-62.



11. Koval KJ, Sanders R, Borrelli J, et al. Indirect reduction and percutaneous screw fixation of displaced tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma* 1992, 6:340-346.
12. Koval KJ, Polatsch D, Kummer FJ, et al. Split fractures of the lateral tibial plateau: evaluation of three fixation methods. *J Orthop Trauma* 1996, 10:304-308.
13. Delamarter R, Hohl M. The cast brace and tibial plateau fractures. *Clin Orthop* 1989, 242:26-31.
14. Drennan DB, Locker FG, Maylahn D. Fractures of the tibial plateau: Treatment by closed reduction and spica cast. *J Bone Joint Surg Am* 1979, 61:989-995.
15. Georgiadis GM. Combined anterior and posterior approaches for complex tibial plateau fractures. *J Bone Joint Surg Br* 1994, 76:285-289.
16. Kode L, Lieberman JM, Motta AO. Evaluation of tibial plateau fractures: Efficacy of MR imaging compared with CT. *AJR Am J Roentgenol* 1994, 163:141-147.
17. Barei DP, Nork SE, Mills WJ, et al. Functional outcomes of severe bicondylar tibial plateau fractures treated with dual incisions and medial and lateral plates. *J Bone Joint Surg Am* 2006, 88:1713-1721.
18. Higgins TF, Klatt J, Bachus KN. Biomechanical analysis of bicondylar tibial plateau fixation: how does lateral locking plate fixation compare to dual plate fixation? *J Orthop Trauma* 2007, 21:301-306.
19. Barei DP, Nork SE, Mills WJ, et al. Complications associated with internal fixation of high-energy bicondylar tibial plateau fractures utilizing a two incision technique. *J Orthop Trauma* 2004, 18:649-657.



7. BIBLIOGRAFÍA

20. Phisitkul P, McKinley TO, Nepola JV, Marsh JL. Complications of locking plate fixation in complex proximal tibia injuries. *J Orthop Trauma* 2007, 21:83-91.
21. Noailly, J. & Lacroix, D. Finite element modelling of the spine. In L. Ambrosio & K. E. Tanner, eds. *Biomaterials for Spinal Surgery - Part I: Fundamentals of Biomaterials for Spinal Surgery*. Cambridge: Woodhead Publishing Ltd 2012, 144-232.
22. Noailly, J. et al. In silico evaluation of a new composite disc substitute with a L3-L5 lumbar spine finite element model. *European Spine Journal* 2012, 21 Suppl 5 S675-687.
23. Erdemir, A. Open Knee: Open Source Modeling and Simulation in Knee Biomechanics. *The journal of knee surgery* 2016, 29:107-116.
24. Burdin G. Arthroscopic management of tibial plateau fractures: surgical technique. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013, 99:S208-S218.
25. Ehlinger M, Adamczewski B, Rahmé M, Adam P, Bonnomet F. Comparison of the pre-shaped anatomical locking plate of 3.5 mm versus 4.5 mm for the treatment of tibial plateau fractures. *Int Orthop* 2015, 39(12):2465-2471.
26. Tscherner H, Lobenhoffer P. Tibial plateau fractures. Management and expected results. *Clin Orthop Relat Res* 1993, 87-100.
27. Eckstein F, Hudelmaier M, Putz R. The effects of exercise on human articular cartilage. *J Anat* 2006 208:491-512.
28. Honkonen SE. Degenerative arthritis after tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma* 1995, 9:273-7.
29. Parker PJ, Tepper KB, Brumback RJ, et al. Biomechanical comparison of fixation of type-I fractures of the lateral tibial plateau. Is the antiglide screw effective? *J Bone Joint Surg Br* 1999, 81:478-480.



30. Boisrenoult P, Bricteux S, Beaufils P, Hardy P. Screws versus screw-plate fixation of type 2 Schatzker fractures of the lateral tibial plateau. Cadaver biomechanical study. Arthroscopy French Society. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2000, 86:707-11.
31. Ratcliff JR, Werner FW, Green JK, Harley BJ. Medial Buttress Versus Lateral Locked Plating in a Cadaver Medial Tibial Plateau Fracture Model. J Orthop Trauma 2007, 21:444-448.
32. Cift H, Cetik O, Kalaycioglu B, et al. Biomechanical comparison of plate-screw and screw fixation in medial tibial plateau fractures (Schatzker 4). A model study. Orthop Traumatol Surg Res 2010, 96:263-267.
33. Anderson DD, Thomas TP, Campos Marin A, et al. Computational techniques for the assessment of fracture repair. Injury 2014, 45:997-1003.
34. Van Den Munckhof S, Zadpoor AA. How accurately can we predict the fracture load of the proximal femur using finite element models? Clin Biomech 2014, 29:373-380.
35. Falcinelli C, Schileo E, Balistreri L, et al. Multiple loading conditions analysis can improve the association between finite element bone strength estimates and proximal femur fractures: A preliminary study in elderly women. Bone 2014, 67:71-80.
36. Karunakar M, Egol KA, Peindl R, Harrow ME, Bosse MJ, Kellam JF. Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study. J Orthop Trauma 2002, 16(3):172-7.
37. Kozic N, Weber S, Bücher P, Lutz C, Reimers N, González-Ballester MA et al. Optimisation of orthopaedic implant design using statistical shape space analysis based on level sets. Med Image Anal 2010, 14(3):265-75.
38. Burdin G. Arthroscopic management of tibial plateau fractures: surgical technique. Orthop Traumatol Surg Res 2013, 99:S208-218.



7. BIBLIOGRAFÍA

39. Blanchard R, Morin C, Malandrino A, Vella A, Zdenka S, Hellmich C. Patient specific fracture risk assesment of vertebrae: A multiscale approach coupling x-ray physics and continuum micromechanics. *Int J Numer Meth Biomed Engng* 2016, DOI 10.1102/cnm.2760.
40. Carrera I, Gelber PE, Chary G, González-Ballester MA, Monllau JC, Noailly J. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. *Int Orthop* 2016, 40(10):2163-2169 .
41. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006, 31:1116-1128.
42. Guo XE. *Mechanical Properties of Cortical Bone and Cancellous Bone Tissue*. Bone Mech. Handb. Second Ed. 2001.
43. Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, Matthews LS. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech* 1983, 16:965-969.
44. ASTM F136 "Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401).
45. Bozkurt M, Turanlı S, Doral MN, Karaca S, Dogan M, Sesen H, et al. The impact of proximal fibula fractures in the prognosis of tibial plateau fractures: a novel classification. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005 13(4):323-328.
46. Draganich LF, Nicholas RW, Shuster JK, Sathy MR, Chang AF, Simon MA. The effects of resection of the proximal part of the fibular on stability of the knee and on gait. *J Bone Joint Surg Am* 1991 73(4):575:83.

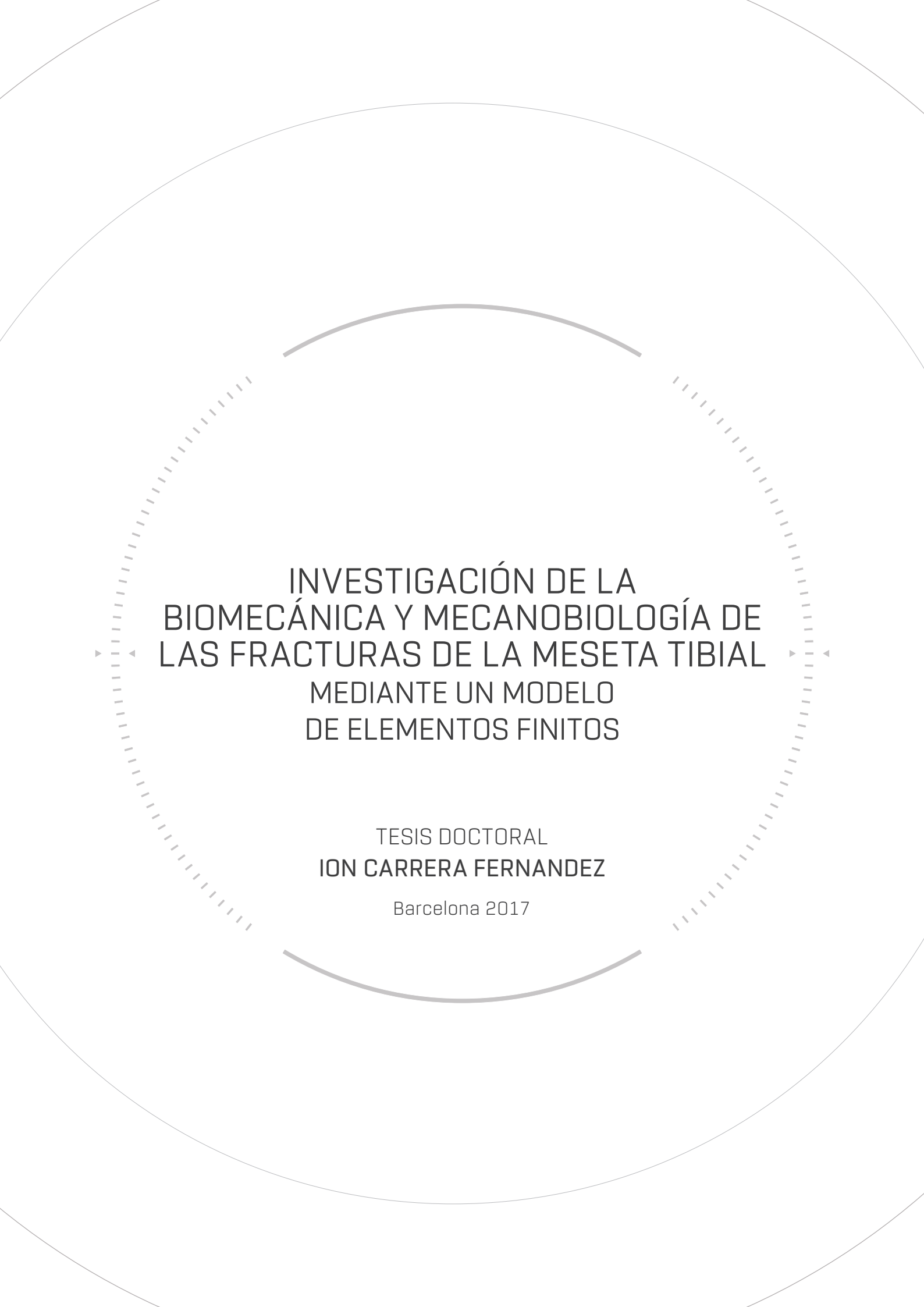


47. ASTM F136 "Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401).
48. Sanyal A, Gupta A, Bayraktar HH, et al. Shear strength behavior of human trabecular bone. *J Biomech* 2012, 45:2513-2519.
49. Ding M, Dalstra M, Danielsen CC, et al. Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Joint Surg Br* 1997, 79:995-1002.
50. Koval KJ, Polatsch D, Kummer FJ, et al. Split fractures of the lateral tibial plateau: evaluation of three fixation methods. *J Orthop Trauma* 1996, 10:304-308.
51. Haller JM, O'Toole R, Graves M, et al. How much articular displacement can be detected using fluoroscopy for tibial plateau fractures?. *Injury* 2015, 46(11):2243-7.
52. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, et al. (1998) Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res* 1998, 132-147.
53. Wang H, Chen T, Torzilli P, et al. Dynamic contact stress patterns on the tibial plateaus during simulated gait: A novel application of normalized cross correlation. *J Biomech* 2014, 47:568-574.
54. Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech* 1998, 31:423-430.
55. Lin YC, Walter JP, Banks SA, et al. Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait. *J Biomech* 2010, 43:945-952.
56. Adouni M, Shirazi-Adl A. Evaluation of knee joint muscle forces and tissue stresses-strains during gait in severe OA versus normal subjects. *J Orthop Res* 2014, 32:69-78.



7. BIBLIOGRAFÍA

57. Kutzner I, Trepczynski A, Heller MO, Bergmann G. Knee adduction moment and medial contact force-facts about their correlation during gait. *PLoS One* 2013, 8:8-15.
58. Chang SM, Hu SJ, Zhang YQ, Yao MW, Ma Z, Wang X, Dargel J, Eysel P. A surgical protocol for bicondylar four-quadrant tibial plateau fractures. *Int Orthop* 2014, 38(12):2559-64.
59. Li Q, Zhang YQ, Chang SM. Posterolateral fragment characteristics in tibial plateau fractures. *Int Orthop* 2014, 38(3):681-2.
60. Thorp LE, Wimmer MA, Block JA, et al. Bone mineral density in the proximal tibia varies as a function of static alignment and knee adduction angular momentum in individuals with medial knee osteoarthritis. *Bone* 2006, 39:1116-1122.
61. Prendergast PJ, Galibarov PE, Lowery C, Lennon AB. Computer simulating a clinical trial of a load-bearing implant: An example of an intramedullary prosthesis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011, 4:1880-1887.
62. Taddei F, Palmadori I, Taylor WR, et al. Safety factor of the proximal femur during gait: a population-based finite element study Article. *J Biomech* 2014, 47:3433-3440.
63. Evans FG. Mechanical Properties and histology of cortical bone from younger and older men. *Anat Rec* 1976, 185.
64. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomechanics* 1993, 26(2):111-119.



INVESTIGACIÓN DE LA
BIOMECÁNICA Y MECANOBIOLOGÍA DE
LAS FRACTURAS DE LA MESETA TIBIAL
MEDIANTE UN MODELO
DE ELEMENTOS FINITOS

TESIS DOCTORAL
ION CARRERA FERNANDEZ

Barcelona 2017

