

Biomecánica, 13 (1), 2005, pp. 7-15

---

## Estudio de la capacidad estabilizadora del peroné en fracturas de tibia de conejo

---

P. FORNELLS MIQUEL<sup>1</sup>, M.J. GÓMEZ BENITO<sup>1</sup>, J.M. GARCÍA AZNAR<sup>1</sup>, J.A. BEA CASCAROSA<sup>1</sup>,  
B. SERAL GARCÍA<sup>2</sup>, J. ALBAREDA ALBAREDA<sup>2</sup>, M. DOBLARÉ CASTELLANO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Grupo de estructuras y Modelado de Materiales (GEMM), Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), Universidad de Zaragoza (España)

<sup>2</sup>Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza (España)

Proyecto financiado por Fundación MAPFRE medicina dentro del proyecto  
«Células madre y mecanobiología en el callo de fractura»

### Resumen

*El objetivo de este trabajo es estudiar la capacidad estabilizadora del peroné en fracturas de tibia. Si dicha capacidad es suficiente, sería posible evitar el uso de sistemas de fijación en los experimentos de laboratorio con este tipo de fracturas. Para comprobarlo se ha realizado una simulación computacional por elementos finitos de la tibia y el peroné de un conejo, con una fractura en el tercio medio superior de la diáfisis sin ningún elemento estabilizador. El conjunto ha sido sometido a las cargas más desfavorables del proceso de salto comprobándose que en este caso el peroné fracturaría en su parte inferior del mismo modo que sucede en la experimentación en laboratorio.*

**Palabras clave:** consolidación ósea, fracturas tibia, biomacánica, simulación computacional.

### Abstract

*The purpose of this preliminary study was to test the capacity of the fibula to stabilize tibial fractures. If this capacity is enough, it will be possible to avoid the use of fixators in experiments of this kind of fracture. A Finite Element computational simulation of the tibia and fibula of a rabbit was performed, in the healthy case and fractured on the proximal third of the diaphysis without any external stabilization device. It was loaded with the worst cases of the hind cycle, in this case fibula will fracture as occurred in the laboratory experiments.*

**Key words:** bone healing, tibial fractures, biomechanics, computational simulation.

---

### Correspondencia:

María José Gómez Benito.

Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras.

Edificio Agustín de Betancourt. C/ María de Luna, 5.

50018 Zaragoza. Email: [gomezmj@unizar.es](mailto:gomezmj@unizar.es)

Fax: 976762578

## Introducción

Como primera aproximación para entender cómo el ambiente mecánico influye en la consolidación de las fracturas óseas, así como para analizar el proceso completo de consolidación se diseñó un experimento con conejos. Se pretendía que hubiese la mínima interacción con elementos externos del tipo fijadores externos, clavos o placas, con el fin de interferir al mínimo en el proceso de consolidación evitando así el daño de vasos sanguíneos o tejidos. Se pensó que dada la especial anatomía del conjunto tibia peroné de los conejos<sup>1</sup> el peroné por sí sólo podría llegar a estabilizar una fractura en el tercio superior de la diáfisis tibial. Antes de proceder a realizar las pruebas en laboratorio se comprobó la validez de nuestra hipótesis de partida mediante la simulación del conjunto tibia-peroné sano y fracturado por ordenador; del mismo modo y para validar los resultados computacionales se realizó el experimento sobre un conejo de 3 kg de peso.

Este estudio se utilizará como base para un estudio más amplio en el que se analizará, utilizando conejos como animales de experimentación, el proceso de consolidación del callo. Dentro de este contexto, el estudio de la estabilidad aportada por el peroné ante una fractura de tibia tiene gran interés al derivarse de ella la necesidad o no de utilizar fijadores externos o internos o placas de fijación en futuros ensayos de laboratorio, lo cual no sólo reduciría los costes del ensayo sino que también evitaría la interacción con elementos no óseos.

## Materiales y Métodos

Se extrajo la tibia y el peroné de un conejo blanco adulto de la variedad de Nueva Zelanda de 3kg de peso. Se tomaron una serie de tomografías computerizadas donde se incluyen cortes transversales y longitudinales, un total de 277 tomografías, que realizan un recorrido de cortes transversales cada cuatro décimas de milímetro a lo largo de toda la longitud del hueso. Las tomografías se utilizaron para obtener la geometría 3D (*Figura 1*) y la malla asociada de elementos finitos mediante el paquete comercial de CAD I-DEAS v.9 (SDRC, Milford, Ohio), con una malla resultante de 4722 nodos y 4391 elementos hexaédricos trilineales, de los cuales 2799 pertenecen al hueso cortical, 1563 al esponjoso y 29 al cartílago que une tibia y peroné en el extremo proximal.

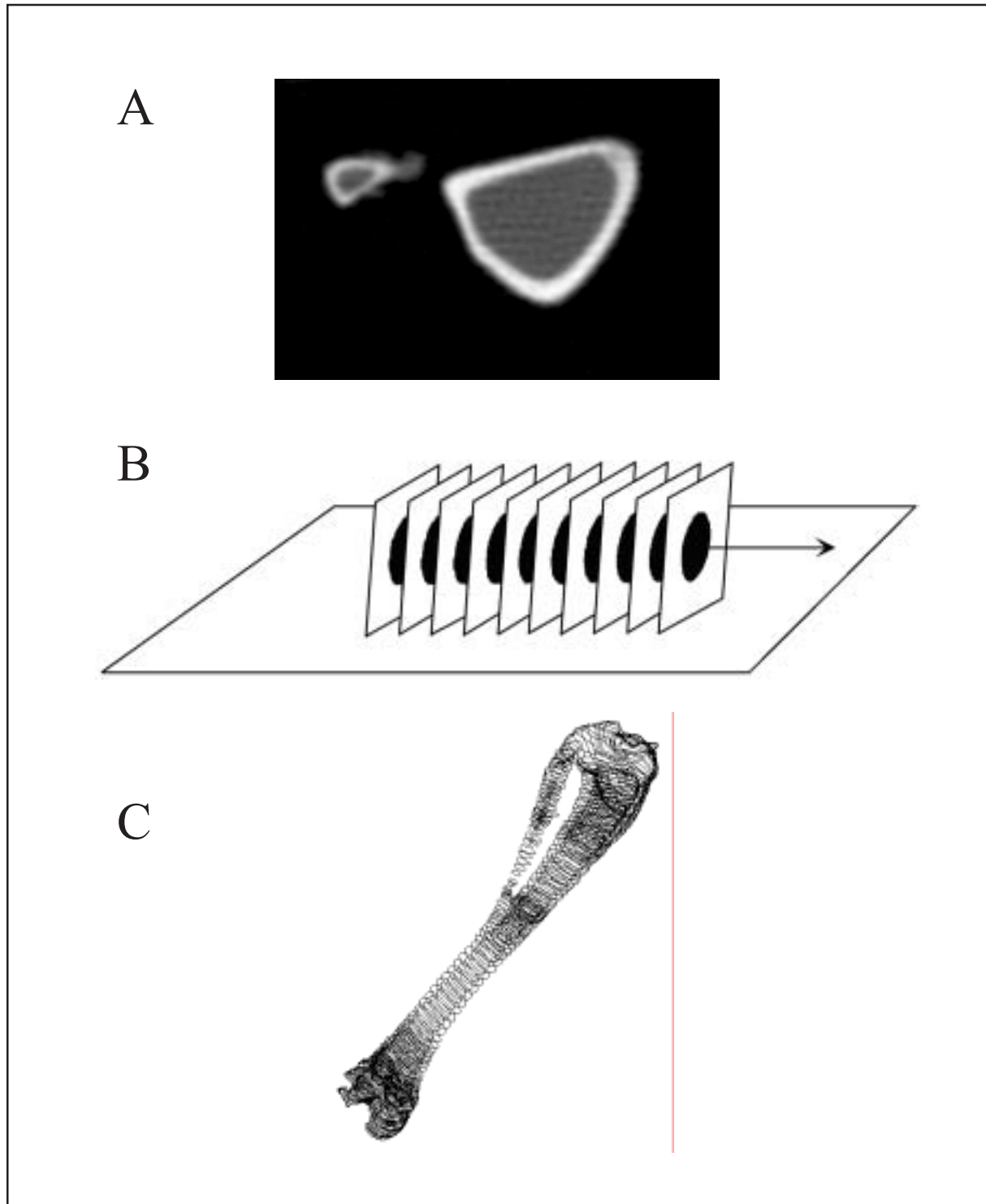
En este modelo de elementos finitos se distingue entre diversos materiales: hueso cortical, hueso esponjoso, cartílago de unión tibia-peroné y los tejidos que componen el gap de fractura que en una primera etapa se considerará formado por tejido de granulación, por considerarse la situación más desfavorable del proceso de consolidación ósea. A pesar de la complejidad del comportamiento mecánico de los tejidos vivos, se estableció como primera aproximación simularlos como homogéneos, elásticos, lineales e isótropos [1]. Por tanto, en el modelo es preciso definir el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson de cada uno de los materiales.

<b>TABLA 1</b>		
	<b>Módulo de Young (MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
Hueso cortical	10500	0.32
Hueso esponjoso	100	0.2
Cartílago	27	0.1
Gap	5	0.2

**Tabla 1.** Propiedades de materiales [2,3]

El módulo elástico del hueso cortical es la propiedad que más influye en los resultados del modelo, ya que tiene una gran rigidez en comparación con el resto de tejidos del conjunto. En el hueso cortical los valores típicos determinados en la bibliografía varían entre 10 y 20 GPa para el módulo elástico tanto en humanos como en

animales [2,3,4,5]. Sin embargo en la tibia del conejo algunos trabajos emplean valores inferiores, de 7 GPa [6]. Para determinar el valor más apropiado se lleva a cabo un ensayo en laboratorio de flexión a tres puntos sobre la tibia comparando los resultados experimentales con los de la simulación computacional del ensayo.

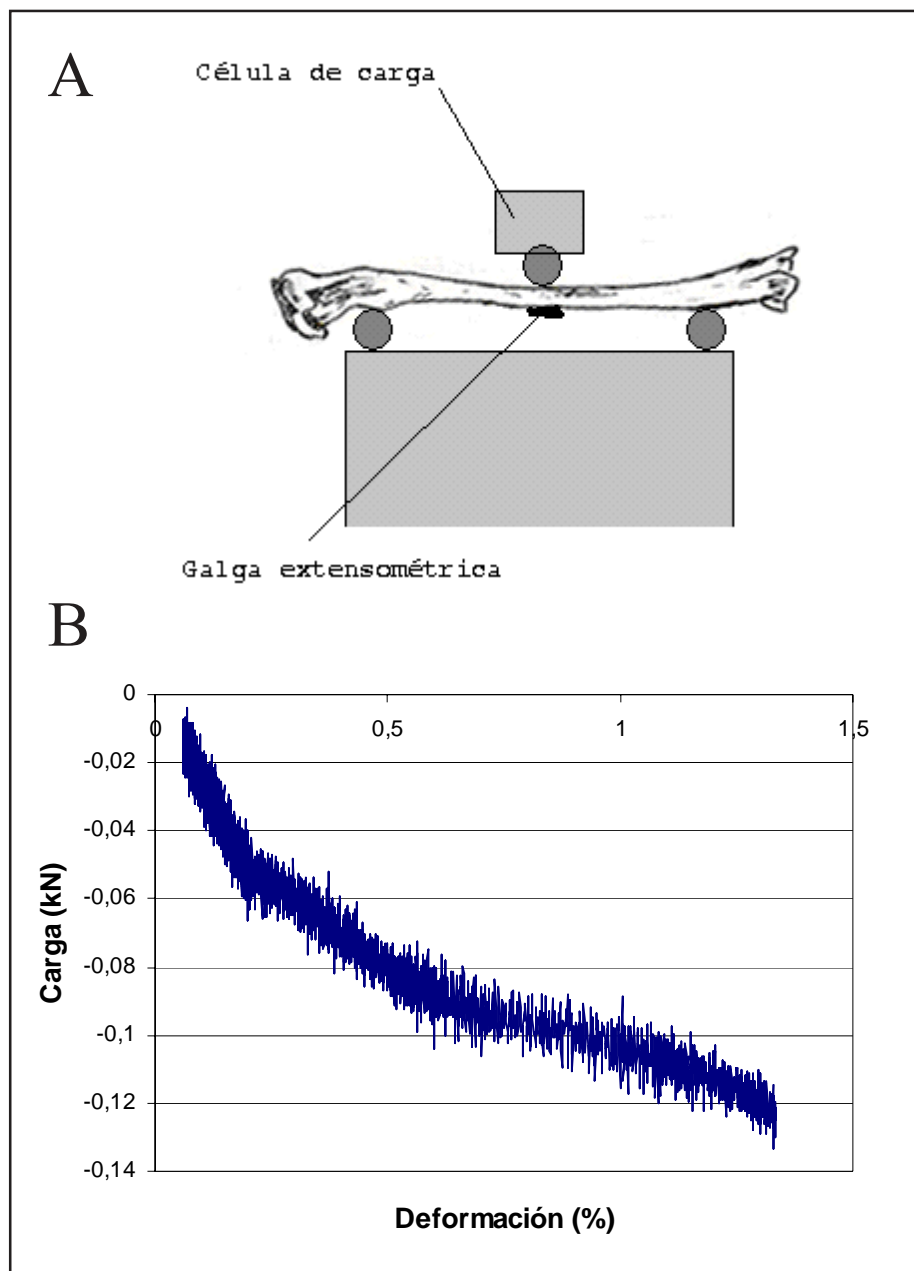


**Figura 1.** Proceso de obtención de la geometría de tibia y peroné: (a) tomografía computarizada axial, (b) esquema de alineamiento de los cortes, (c) contornos que definen la geometría del conjunto.

En este ensayo, realizado sin peroné, la tibia se apoya en dos puntos cercanos a sus extremos, y en el centro por la parte superior una célula de carga (*Figura 2a*). En oposición a la célula se sitúa una galga extensométrica para medir la deformación según el eje longitudinal de la tibia en esa zona. El ensayo se realiza a velocidad constante: la plataforma inferior va subiendo y así los apoyos inferiores provocan la flexión de la tibia, con la célula de carga y la galga se determinan la carga aplicada y la deformación inducida (*Figura 2b*). Simulando este mismo caso de carga mediante un cálculo de elementos finitos, se puede estimar el módulo elástico del hueso cortical, que será de 10.5 GPa.

Para las propiedades mecánicas del resto de tejidos se emplean valores de bibliografía [1,7]. En el gap de fractura, formado por tejido de granulación de muy baja rigidez, se introduce un módulo de elasticidad muy bajo en comparación con el resto del sistema, exactamente 5 MPa [8]. Los valores de las propiedades mecánicas de los distintos tejidos se detallan en la tabla 1.

Por último, será necesario determinar las resistencias a tracción y a compresión del tejido óseo con el fin de determinar su fractura o no. El valor máximo de resistencia a compresión del hueso cortical es muy variable dependiendo del espécimen considerado, el tipo de hueso y su localización. A



**Figura 2.** Ensayo de flexión a tres puntos (a) esquema; (b) Gráfica carga-deformación en el ensayo.

modo de ejemplo, en el hueso cortical humano es de 195 MPa, y de 237 MPa para el bovino [9]. Para una tibia de conejo, se ha considerado un valor adecuado de resistencia máxima a compresión de 150 MPa. Para la resistencia a tracción de un hueso, se consideran valores muy variables entre el 30 y el 80 % de la resistencia a compresión [10]. Se considerará que la resistencia máxima a tracción de la tibia y del peroné es de 30 MPa. Existen numerosos trabajos que han estudiado qué criterios de fallo son los más adecuados para simular la fractura ósea [10,11] a partir de estos trabajos se puede concluir que el criterio de las tensiones principales es suficientemente adecuado. Por ello, y por su simplicidad, se ha adoptado este criterio para la simulación. Dicho criterio establece que hay rotura del hueso si la tensión máxima principal es mayor que la resistencia a tracción o bien si la tensión mínima principal (máxima principal de compresión) supera la resistencia a compresión:

$$\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3 \quad \text{fallo si} \quad \begin{cases} \sigma_1 > \sigma_t \\ \sigma_3 < \sigma_c \end{cases}$$

Otro aspecto fundamental que hay que tener en cuenta a la hora de analizar la capacidad estabilizadora del peroné en fracturas tibiales de conejo son las cargas que pueden actuar. En este caso, se considerarán las más desfavorables,

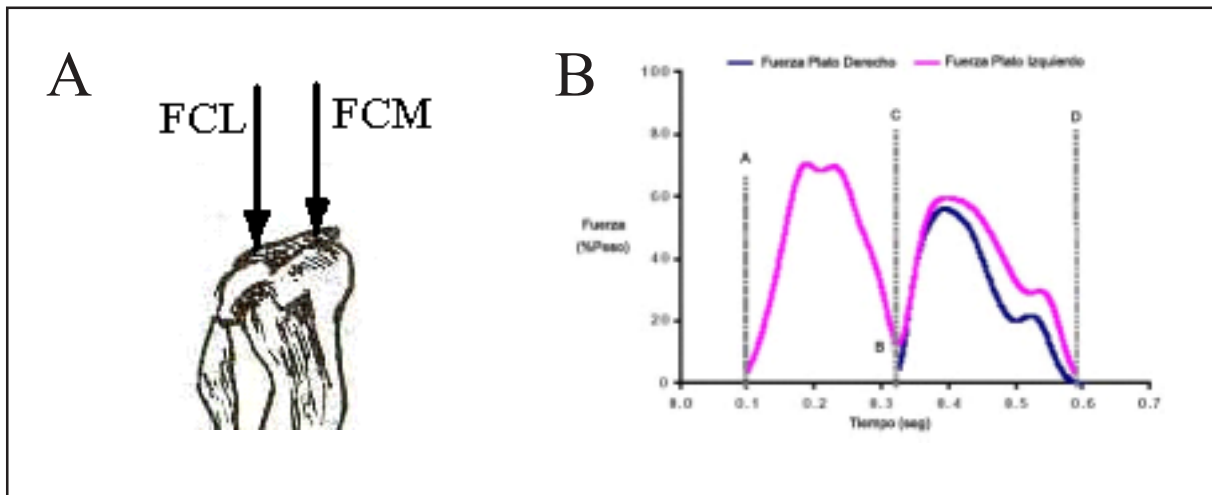
correspondientes al salto del conejo. A lo largo de este proceso, las acciones que se producen sobre la tibia presentan una gran variación. Debido a ello, no es posible caracterizarlo únicamente con un caso de carga. Lo habitual es simular tres estados de carga distintos para definir el movimiento: abducción (en el momento de despegar), aducción (en el momento de contactar de nuevo con el suelo) y neutro (en el aire). Los valores de carga se han tomado de los obtenidos por Gushue et al. [12], que indican los valores medios de carga para once conejos en el caso de abducción y para cinco en los casos de aducción y neutro. El valor de las cargas en newtons, para un conejo de 3 kg, se representa en la tabla 2.

Para la simulación computacional de estos estados de carga se supone el extremo distal empotrado, aplicándose las cargas se aplican en el extremo proximal de la tibia. Estas cargas se corresponden con las fuerzas de contacto en la articulación de la rodilla, las llamadas fuerzas de contacto medio y lateral representadas en la *figura 3*. Estas dos fuerzas simulan la resultante de todas las acciones correspondientes a los músculos y ligamentos presentes en la zona [12].

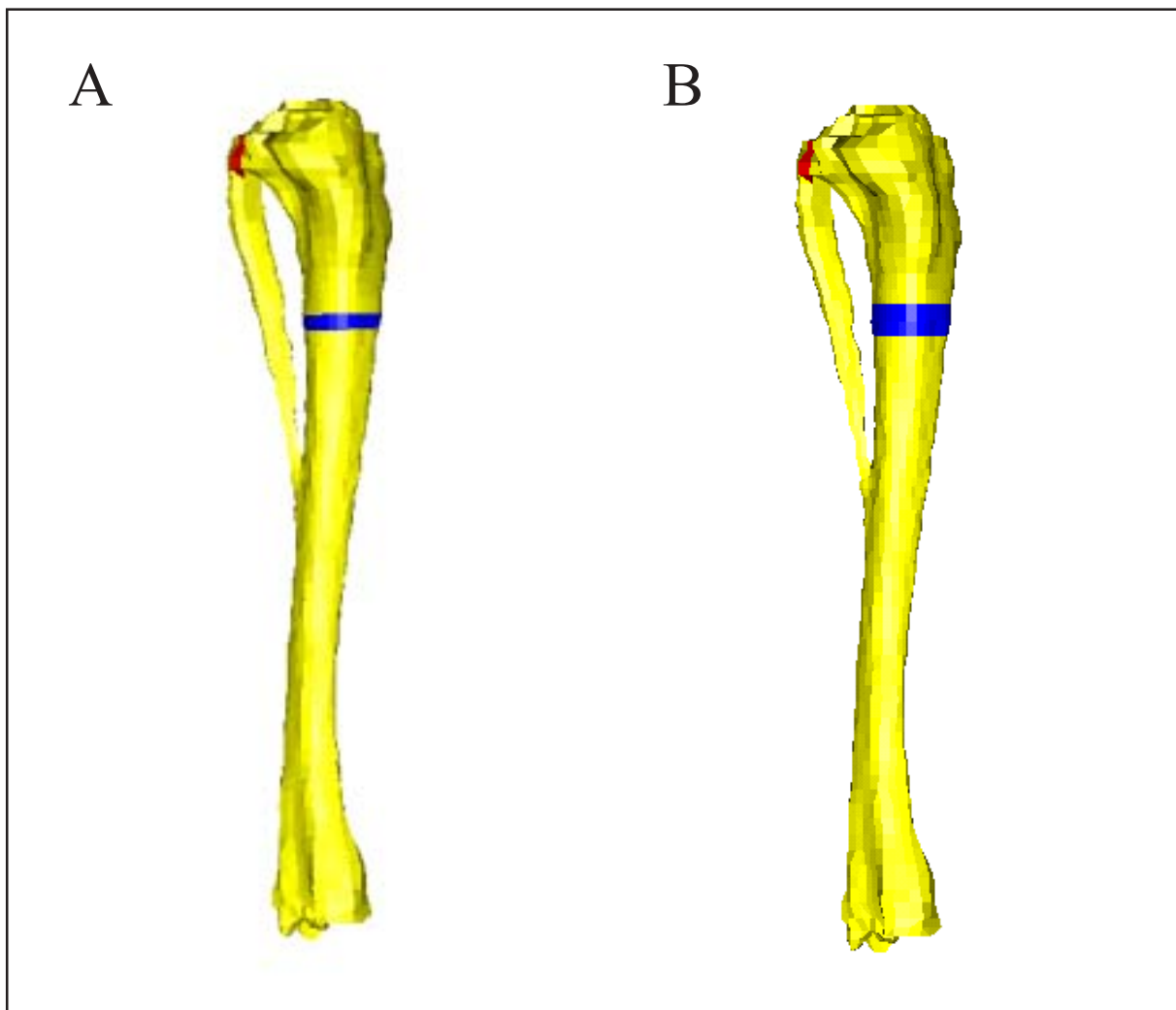
Se simularán el caso sano y un modelo de fractura transversa en la zona proximal de la diáfisis tibial con tamaños del gap de fractura (zona intermedia entre los dos fragmentos óseos), de 2 y 4 mm (*Figura 4*). La simulación se llevará a cabo en Abaqus v.6.3-1 (Abaqus Inc., Pawtucket, Rhode Island).

	Abducción		Aducción		Neutro	
	% Peso	N	% Peso	N	% Peso	N
Fuerza de contacto media	240.8	70.87	417.8	122.96	298.0	87.70
Fuerza de contacto lateral	375.9	110.63	155.1	45.65	222.6	65.51
% Peso: valor de la carga en relación al peso corporal del conejo. N: valor de la carga, en newtons, para un conejo de 3 kg de peso.						

**Tabla 2.** Cargas que actúan en la tibia durante el salto [7]



**Figura 3.** (a) Esquema de las cargas aplicadas [12]; (b) Valores promedio de las cargas: A, despegue pata delantera izquierda; B, aterrizaje pata delantera izquierda; C, despegue patas traseras; D, aterrizaje patas traseras (FCL=Fuerzas de contacto lateral, FCM= Fuerzas de contacto medial)



**Figura 4.** Fracturas de tibia estudiadas (a) Gap de 2 mm (b) Gap de 4 mm

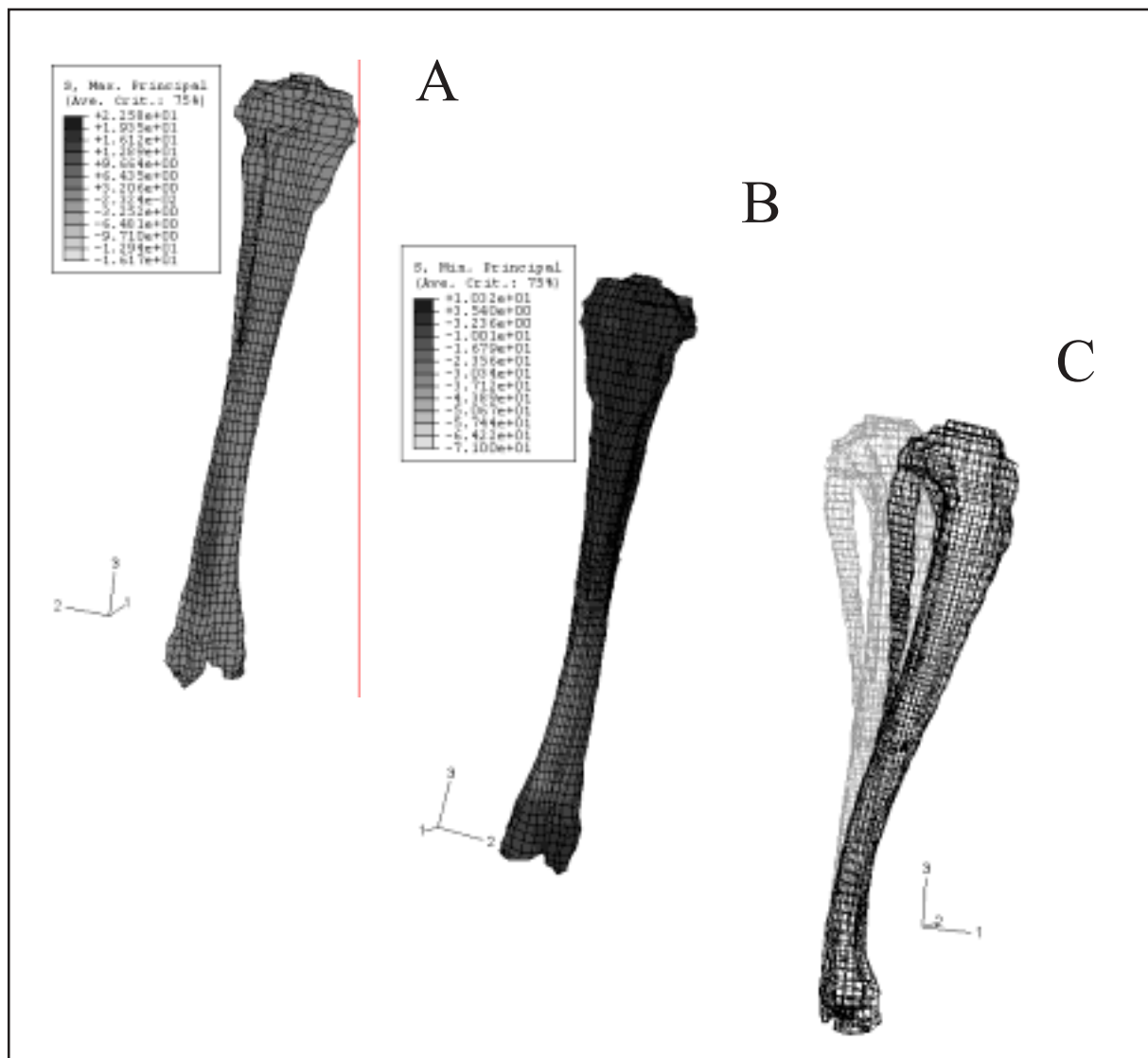
## Resultados

En primer lugar se analiza el comportamiento del conjunto de tibia y peroné en estado sano, comprobando que las tensiones que aparecen son muy inferiores a las de rotura. Concretamente, la tracción máxima es de 15 MPa frente a una resistencia de 30 MPa, mientras que teniendo una resistencia a compresión de 150 MPa el valor máximo que aparece es de 50 MPa (Figura 5). Se observa que el caso de aducción es, mecánicamente, el más desfavorable para la tibia y el peroné. En la configuración deformada (Figura 5c) se observa la presencia de un pequeño efecto de flexión sobre la tibia.

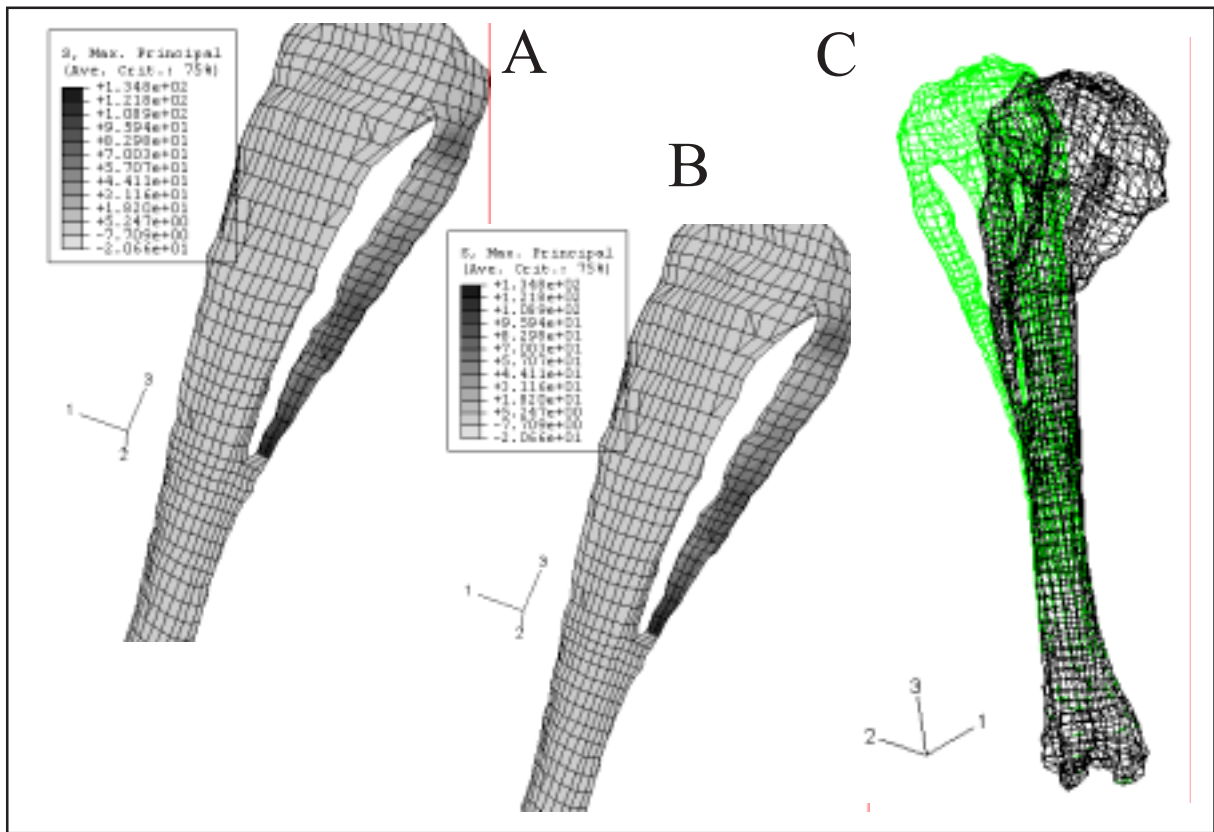
En cuanto a los resultados para la tibia fracturada, para el gap de 4 mm (Figura 6) las

tensiones máximas son de 200 MPa a compresión y de 130 MPa a tracción. Estos valores máximos se dan en el extremo distal del peroné, en la zona más próxima a la unión con la tibia, y superan ambos el nivel de resistencia del hueso. Por tanto, se prevé que en este caso se produzca una fractura de peroné en dicha zona.

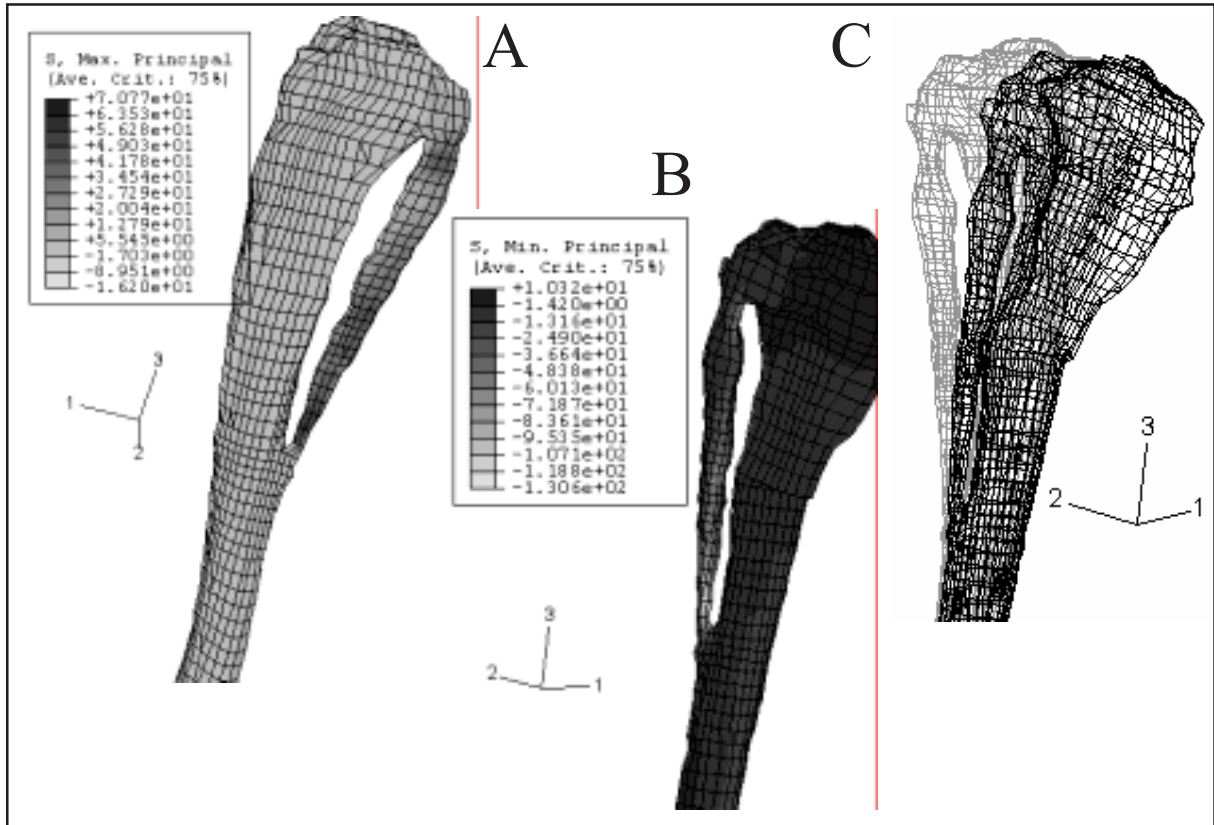
Para una situación de fractura con menor espacio interfragmentario como es la del gap de 2 mm se observa que la zona mecánicamente más desfavorable sigue siendo el extremo distal del peroné (Figura 7). En esa zona, el peroné sufre una tensión máxima de compresión de 130 MPa, por debajo de su límite resistente. Sin embargo, la tracción máxima es de 70 MPa para una resistencia de 30 MPa, de modo que se produce también rotura de peroné en este caso.



**Figura 5.** Resultados para la tibia sana (a) tensiones de tracción (b) tensiones de compresión (c) deformada, factor de amplificación 10



**Figura 6.** Resultados en la fractura con gap de 4 mm (a) tensiones de tracción (b) tensiones de compresión (c) deformada, sin amplificar



**Figura 7.** Resultados en la fractura con gap de 2 mm (a) tensiones de tracción (b) tensiones de compresión (c) deformada, sin amplificar



## Discusión

Los resultados de este estudio evidencian claramente que el peroné no tiene capacidad suficiente para estabilizar una fractura proximal de tibia de conejo. Por tanto, aunque se produzca una fractura de tibia que no vaya acompañada por una fractura de peroné está no puede ser estabilizada sin la ayuda de osteosíntesis, por lo que en el estudio del proceso de consolidación será necesario emplear algún sistema de fijación para conseguir una consolidación adecuada. Este resultado ha sido comparado con los obtenidos en laboratorio en los que también el peroné fracturaba en su parte inferior desprendiéndose de la tibia.

A pesar de las simplificaciones de partida (el hueso ha sido considerado como material elástico lineal y homogéneo sin tener en cuenta el proceso de remodelación, la anisotropía o viscoelasticidad del mismo, las cargas han sido aplicadas de un modo estático) los resultados obtenidos son similares a los del experimento de laboratorio.

Gracias a la simulación por ordenador hemos sido capaces de desechar una de las hipótesis de partida de nuestro trabajo sin necesidad de una extensa experimentación en laboratorio. Además, cabe destacar que este modelo va a servir como base para futuros trabajos en esta línea.

## Agradecimientos

Agradecemos a Andrés Cano de Philips España, su colaboración en la realización de las tomografías computerizadas.

## Bibliografía

1. **Martin RB, Burr DB, Sharkey NA.** Skeletal Tissue Mechanics. New York: Springer; 1998.
2. **Reilly DT, Burstein AH, Frankel VH.** The elastic modulus for bone. *J Biomech* 1974; 7(3): 271-275.
3. **Reilly DT, Burstein AH.** The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975; 8(6): 393-406.
4. **Yoon HS, Katz JL.** Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness. *J Biomech* 1976; 9(7): 459-464.
5. **Ashman RB, Cowin SC, VanBuskirk WC, Rice JC.** A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J Biomech* 1984; 17(5): 349-361.
6. **Richards M, Waanders NA, Weiss JA, Bhatia V, Senunas LE, Schaffer MB et al.** Reduced gap strains induce changes in bone regeneration during distraction. *J Biomech Eng* 1999; 121(3): 348-355.
7. **Currey JD.** Bones. Structure and mechanics. Princeton and Oxford: Princeton University Press; 2002.
8. **Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ.** Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 1997; 15(4): 577-584.
9. **Cowin SC.** Bone Mechanics. Boca Raton: CRC Press; 1989.
10. **Keyak JH, Rossi SA.** Prediction of femoral fracture load using finite elements models: an examination of stress- and strain-based failure theories. *J Biomech* 2000; 33: 209-214.
11. **Gómez M.J., García J.M., Doblaré M.** Finite element prediction of proximal femoral fracture patterns under different loads, *J Biomec. Eng.* (Febrero 2005).
12. **Gushue DL, Long J, Houk J, Lerner AL.** Motion analysis and mathematical modeling of the forces in the adult rabbit knee joint during hopping. On Summer Bioengineering Conference, Key Biscayne, Florida (June 25-29, 2003).