

Análisis mediante elementos finitos del efecto de las roturas meniscales y meniscectomías

D. Palanca^a, E. Peña^b, B. Calvo^b, M.A. Martínez^b, M. Doblaré^b y F. Seral^a

^aServicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza. ^bGrupo de Estructuras y Modelado de Materiales (GEMM). Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Universidad de Zaragoza.

Objetivos. Se ha desarrollado un modelo tridimensional mediante elementos finitos de la articulación femorotibial para determinar las áreas de contacto y distribución de presiones entre el menisco y el cartílago articular e investigar los efectos de la meniscectomía.

Material y método. Partiendo de imágenes de una rodilla sana, obtenidas por resonancia magnética nuclear (RMN), se ha elaborado un modelo geométrico de elementos finitos sobre el que se han desarrollado diferentes tipos de meniscectomías, estudiando el comportamiento del modelo en diferentes situaciones: con menisco sano, con lesión meniscal, tras meniscectomía parcial y tras meniscectomía total, para analizar los efectos sobre el cartílago articular.

Resultados. En el modelo de lesión meniscal del tipo longitudinal la aparición de tensiones de tracción en el borde de la fisura meniscal podría explicar la inestabilidad de estas lesiones y su propagación. En el modelo de meniscectomía parcial, se origina un incremento de la compresión sobre el cartílago articular en zonas inicialmente descargadas. Finalmente, en el modelo con meniscectomía total, el menisco externo es el que absorbió la totalidad del contacto apareciendo importantes cambios sobre el cartílago del cóndilo femoral lateral.

Conclusiones. Consideramos, analizando los resultados obtenidos, que influyen tanto la zona meniscal reseca como la cantidad de menisco que se reseca. Además, las roturas de los meniscos son inestables a largo plazo. Asimismo, hemos comprobado que la meniscectomía parcial altera el comportamiento normal de la articulación, y en especial del cartílago articular, aumentando hasta un 126% las tensiones de compresión, lo que podría justificar su deterioro.

Palabras clave: menisco, meniscectomía, biomecánica rodilla, elementos finitos.

Finite-elements analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies

Objective. A three-dimensional finite-elements model of the femorotibial joint was developed to identify contact areas and the distribution of pressures between the meniscus and articular cartilage, and to investigate the effects of meniscectomy.

Materials and methods. Using images of a healthy knee obtained by magnetic resonance imaging (MRI), a finite-element geometric model was prepared and different types of meniscectomy were modeled. We studied the behavior of the knee in different situations to analyze the effects on the articular cartilage: healthy meniscus, meniscal tear, after partial meniscectomy, and after total meniscectomy.

Results. In the model of a longitudinal meniscal tear, the appearance of traction forces at the edge of the meniscal injury could explain the instability of these lesions and their propagation. In the partial meniscectomy model, compression of the articular cartilage increased in zones that were initially unloaded. Finally, in the total meniscectomy model, the lateral meniscus absorbed all the contact, resulting in important changes in the cartilage of the lateral femoral condyle.

Conclusions. In view of the results obtained, we conclude that both the zone and amount of meniscal tissue removed are influential factors. In addition, meniscal tears are unstable in the long term. Likewise, we confirmed that partial meniscectomy alters normal joint behavior, particularly the articular cartilage, by increasing compression forces by up to 126%, which could explain the resulting deterioration.

Key words: meniscus, meniscectomy, knee biomechanics, finite-elements.

Correspondencia:

D. Palanca.
C/ Condes de Aragón 14, 2º B.
50009 Zaragoza.
Correo electrónico: dpalanca@comz.org

Recibido: junio de 2002.
Aceptado: diciembre de 2003.

Estudios clínicos han demostrado que la resección meniscal produce efectos muy negativos para la articulación de la rodilla¹⁻⁴, los meniscos son elementos fundamentales en la función articular para la transmisión de las cargas, reducción de las presiones de contacto articular, aumento de la congruencia articular y propiocepción⁵. Los meniscos distribuyen

las fuerzas de contacto sobre las superficies articulares incrementando las áreas de contacto y dando a la articulación una máxima congruencia que por sí misma no posee⁶. Fairbank¹ observó cómo aparecen cambios degenerativos articulares tras su extirpación. La resección del menisco medial supone una reducción del 50% del área de contacto y un aumento de más del 100% de la presión de contacto⁷. Diversos estudios⁸⁻¹¹ han demostrado cómo tras la meniscectomía total se produce un marcado incremento de las fuerzas de compresión, una mayor concentración de la carga y una disminución de la capacidad de absorción. Teniendo en cuenta estas consecuencias negativas de la meniscectomía total, la meniscectomía parcial es la técnica quirúrgica habitualmente utilizada. No obstante, a pesar de los buenos resultados obtenidos mediante esta última, la rodilla también sufre un deterioro progresivo a lo largo del tiempo. Así, tras un excelente o buen resultado después de la cirugía, éste empeora con el tiempo¹². En un estudio radiológico efectuado, por Fauno y Nielsen¹³, a 8 años de la cirugía, encuentran alteraciones radiológicas en el 53% de la rodilla afectada y en el 23% de la contralateral. Rangger et al¹⁴ también encuentran cambios degenerativos en el 38%, a los 4 años, tras la meniscectomía parcial medial y en el 24% de la meniscectomía parcial lateral.

Mediante la simulación con elementos finitos, se puede proporcionar un mejor conocimiento de la distribución de las cargas en la rodilla, ayudando a prevenir lesiones y cambios degenerativos articulares. Por otra parte, modelos tridimensionales de elementos finitos pueden también ser usados para valorar las consecuencias de las meniscectomías^{15,16}.

El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar un modelo tridimensional de elementos finitos de la articulación femorotibial incluyendo el extremo distal del fémur, el proximal de la tibia, el cartílago articular, los meniscos y los ligamentos para determinar las áreas de contacto y la distribución de presiones entre los meniscos y el cartílago articular, e investigar el efecto de la meniscectomía sobre esas variables.

MATERIAL Y MÉTODO

Los datos geométricos se obtuvieron de una resonancia magnética nuclear (RMN) de rodilla, procedente de un adulto voluntario femenino de 32 años de edad sin patología articular ni alteración del funcionamiento de la rodilla. El bloque de imágenes consistía en imágenes digitales paralelas separadas a intervalos de 1,5 mm en los planos sagital, coronal y axial. Los contornos del fémur, tibia, peroné, meniscos, ligamentos y cartílago articular fueron exportados a un programa informático comercial I-DEAS v.9 (Structural Dynamics Research Corporation, I-Deas Tutorials. Pub: EDS; 2001) donde las principales superficies y un modelo sólido de la articulación fueron reconstruidos. Para obtener la solución de los diversos casos planteados se ha utilizado

el software comercial ABAQUS v.6.2¹⁷.

Hemos desarrollado diferentes modelos de meniscectomía medial mediante elementos finitos, simulando una rotura longitudinal, oblicua y radial o transversal, para conocer su efecto sobre la rodilla y en especial sobre el cartílago articular.

El fémur, la tibia y el peroné se consideraron como sólidos rígidos definidos únicamente por su superficie exterior¹⁸. Los meniscos, formados por matriz extracelular y líquido intersticial, cuyo comportamiento puede considerarse como bifásico, han sido modelizados, siguiendo diversas publicaciones de la bibliografía¹⁹⁻²¹, como materiales poroelásticos. Poseen las siguientes propiedades: módulo de elasticidad de $E = 59$ MPa, coeficiente de Poisson $\nu = 0,2$ y una permeabilidad de $k = 1,28e^{-10}$ ms⁻¹²⁰⁻²³. El cartílago articular es modelizado como elástico lineal e isótropo con un módulo de elasticidad de $E = 1$ MPa y un coeficiente de Poisson de $\nu = 0,46$ ²¹. Por último, los ligamentos se han considerado como materiales hiperelásticos representados por un comportamiento Neo-Hookeano, cuyos parámetros fueron adoptados de la bibliografía (tabla 1)²⁴.

Tratando de simular en la medida de lo posible las condiciones reales de trabajo de los meniscos, cada uno de los cuernos, anterior y posterior del menisco se encuentran unidos a la tibia, mientras que la zona externa del menisco medial está adherida al ligamento colateral medial. Además, en aquellas zonas de los meniscos libres de contacto, y en la periferia del mismo, se encuentra permitido el drenaje para simular el flujo de líquido intersticial que se produce durante el proceso de carga.

Seguidamente se aplicó una fuerza de compresión vertical de 1.150 N, correspondiendo aproximadamente a la fuerza que se origina durante el primer ciclo de la marcha y en posición de extensión completa sobre el extremo proximal del fémur²⁵.

Para valorar el efecto que tienen las meniscectomías sobre el cartílago articular se han comparado los picos de presión y las áreas de contacto tanto sobre el cartílago articular, como sobre los meniscos en tres modelos de rodilla: con menisco sano, con menisco lesionado y sobre meniscectomías, tratando de explicar el proceso degenerativo que se produce después de una meniscectomía parcial o total.

El interés de nuestro estudio se centró en el comportamiento mecánico y en la estabilidad de estas roturas meniscales, que pueden originar el bloqueo articular a largo plazo.

Tabla 1. Parámetros para el modelo Neo-Hookean de los diferentes ligamentos (MPa)

LCE	LCM	LCA	LCP
6,06	6,43	5,83	6,06

LCE: ligamento colateral externo; LCI: ligamento colateral interno; LCA: ligamento cruzado anterior; LCP: ligamento cruzado posterior; MPa: megapascalas.

RESULTADOS

Articulación con menisco sano

En el caso de una articulación con el menisco sano y con una carga de compresión de 1.150 N, el menisco lateral absorbió aproximadamente el 60% de la carga, mientras que el medial absorbió el resto, concentrándose principalmente la carga sobre la zona lateral del mismo. Las zonas de máxima presión de contacto se situaron en la región posterior del menisco medial con valores de 3,5 MPa, y sobre el cuerno anterior del menisco lateral con 3MPa, correspondiendo a las zonas de contacto de los cóndilos femorales con los meniscos.

La zona de contacto del cartílago con el menisco medial es, lógicamente, la más cargada (fig. 1) con valores medios de tensiones de compresión de 2,72 MPa, ya que se trata de la zona de máximo contacto, y por tanto donde se transmiten las cargas a lo largo de la articulación, aunque la compresión se encuentra uniformemente repartida entre ambos cóndilos.

Articulación con lesión meniscal

Se constató la aparición de tensiones de tracción en el borde de la fisura meniscal (fig. 2). En la fisura radial la propagación fue menos evidente y quizás más lenta, ya que la diferencia de las tensiones entre el frente de grieta y su contorno fueron menores. Esta diferencia fue mucho mayor para la fisura longitudinal (fig. 2).

Articulación con meniscectomía parcial

De los tres tipos de rotura meniscal que hemos utilizado en este estudio la que requirió una mayor resección fue la rotura longitudinal. En este caso las tensiones de compresión y las presiones de contacto que aparecieron en el resto meniscal se elevaron a valores entre 13 y 11 MPa, respectivamente, para el menisco medial. La meniscectomía supondrá un incremento de aproximadamente un 315% de las tensiones de compresión y un 215% de presiones de contacto. En el menisco lateral, intacto, se alcanzaron valores de 4,33 MPa de presión de contacto y 3,96 MPa de tensiones de compresión, suponiendo un incremento de las mismas del 73% y 65%, respectivamente.

Con respecto al cartílago articular (fig. 3) se produjo una redistribución de las tensiones de compresión, ampliándose la zona de contacto hacia la parte posterior del cóndilo medial, obteniéndose una tensión máxima de 4,6 MPa en dicho cóndilo medial y de 3,39 MPa en el lateral, lo que representó un incremento en las tensiones de compresión del 70% para el cóndilo medial y de 126% para el lateral.

En este tipo de meniscectomía, además de producirse un incremento de la compresión sobre el cartílago articular, se produjeron compresiones en las zonas inicialmente descargadas (figs. 1 y 3).

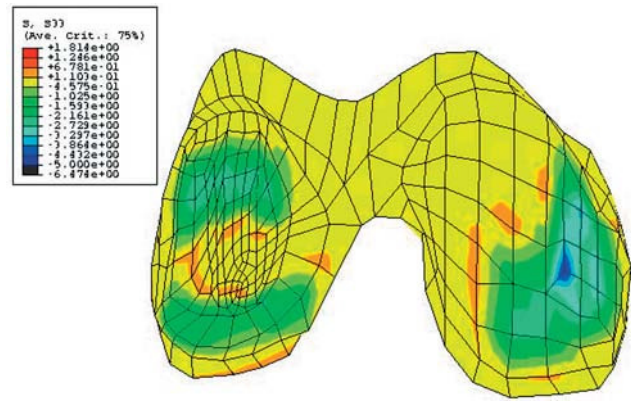


Figura 1. Tensiones de compresión para el cartílago articular en estado sano.

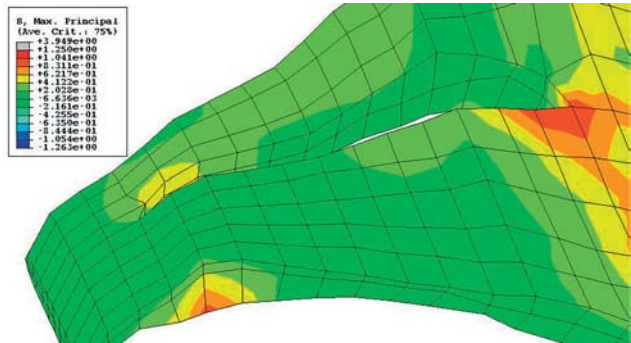


Figura 2. Tensiones de tracción en el borde de una fisura meniscal longitudinal, que explica la inestabilidad de dichas fisuras.

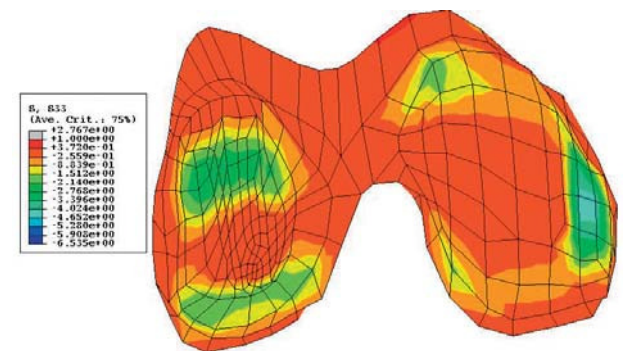


Figura 3. Tensiones de compresión en cartílago articular tras meniscectomía medial.

En las otras dos meniscectomías la cantidad de material resecado fue menor. Este hecho resultó problemático, ya que la zona resecada coincidió en ambos casos con la región de máximo contacto. Consecuentemente, las zonas de contacto sufrieron una pequeña reducción sin redistribución, causando un importante incremento de las fuerzas de compresión. Así, en el caso de la meniscectomía radial aparecieron valores altos, localizados en las zonas de mayores tensiones.

En este caso, las tensiones de compresión en el menisco medial y en el lateral fueron de 8 MPa y 3,8 MPa, mientras que las presiones de contacto fueron de 10 MPa y 3,75 MPa, respectivamente. Para el cartílago articular las tensiones de compresión en el cóndilo medial fueron de 5 MPa y en el lateral de 3,16 MPa, sin producirse (fig. 4) una redistribución de las tensiones hacia la parte posterior del cóndilo medial y aumentando las tensiones de compresión.

En el caso de la meniscectomía oblicua los resultados obtenidos fueron similares a los anteriores. Así, las tensiones de compresión en el menisco medial y en el lateral fueron de 10 MPa y 4 MPa, mientras que las presiones de contacto fueron de 11,9 MPa y 3,25 MPa respectivamente. En cuanto al cartílago articular la compresión en el cóndilo medial fue de 5,2 MPa, y en el cóndilo lateral de 3,1 MPa (fig. 5).

Articulación con meniscectomía total

Tras la meniscectomía total fue el menisco externo el que absorbió la totalidad del contacto. Esta tendencia también se vio en las tensiones de compresión con valores máximos de 11 MPa y valores medios de 9,7 MPa.

Los cambios más llamativos se apreciaron en el cartílago articular del cóndilo femoral lateral. El área de contacto entre el menisco lateral y el cóndilo femoral está desplazada hacia atrás, siendo los valores de tensiones de compresión de 3,89 MPa en puntos donde antes sólo se recibía 1 MPa. Las tensiones máximas de compresión fueron de 6 MPa con un valor medio de 5,15 MPa (fig. 6).

DISCUSIÓN

Las formas habituales de rotura meniscal han sido ampliamente descritas en la bibliografía^{7,9,26,27}. Entre un 50% y un 60% de las mismas se producen en el menisco medial, correspondiendo casi el 70% a roturas de tipo longitudinal y menos de un 10% a las de tipo horizontal²⁸.

Clínicamente se ha comprobado que la producción de una fisura en la sustancia meniscal origina por sí misma un cuadro doloroso sin provocar inicialmente ningún tipo de alteración degenerativa, aunque su propagación a lo largo del menisco sí que puede originar un problema mecánico con bloqueo articular. Así, la rotura longitudinal puede extenderse desde el cuerno posterior hasta el tercio medio del menisco, ocupando una extensión aproximada de entre el 50% y el 65% de la longitud meniscal²⁶. Además, si aparte de propagarse longitudinalmente dicha fisura también lo hace en dirección medial, puede originar la interposición del cóndilo medial entre los labios de la rotura meniscal ocasionando un bloqueo articular. A la vista de nuestros resultados la existencia de mayores tensiones en las roturas meniscales entre el frente de grieta y el propio contorno de la rotura po-

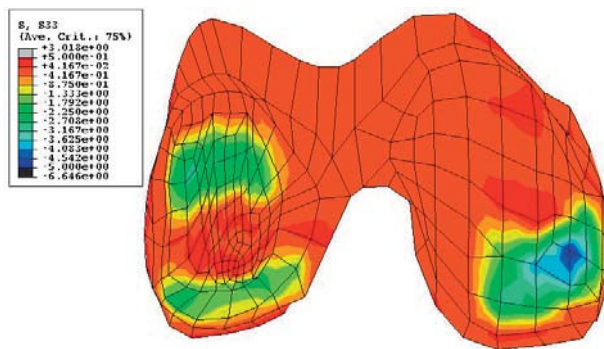


Figura 4. Tensiones de compresión en el cartílago articular en meniscectomía radial.

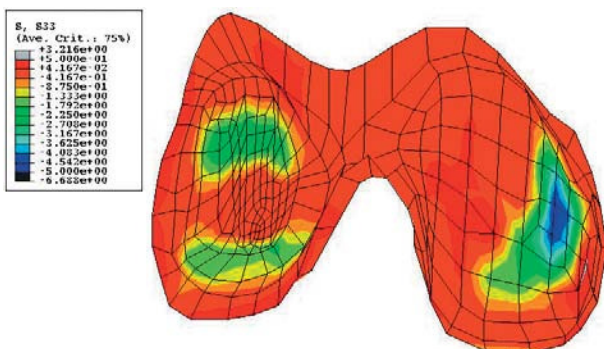


Figura 5. Tensiones de compresión en el cartílago articular en meniscectomía oblicua.

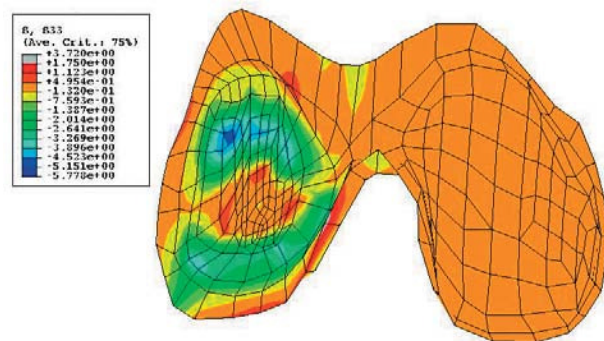


Figura 6. Tensiones de compresión en el cartílago articular en meniscectomía total.

drían explicar que las roturas longitudinales sean más inestables que las de tipo radial, favoreciéndose a largo plazo la provocación de un bloqueo meniscal.

Los valores obtenidos por nuestro modelo de articulación con menisco sano son muy similares a los obtenidos experimentalmente mediante las técnicas de Walker et al⁶ en las que aparece fundamentalmente cargado el menisco medial. Si a esto se le une que este último tiene un espesor mucho menor que el lateral en la zona de contacto, y que el movimiento es más restringido, cabe esperar que esta zona sea la que tiene mayores tensiones, y por tanto la más frecuentemente dañada.

En este artículo se presenta un modelo de elementos finitos tridimensional de la articulación de la rodilla, incluyendo los extremos óseos articulares, el cartílago articular, los meniscos y los ligamentos que han sido utilizados para investigar el efecto de las roturas meniscales y de la meniscectomía parcial y total. A partir de imágenes de RMN se han creado modelos sólidos de fémur, tibia, meniscos y cartílago. El fémur y la tibia han sido modelados como cuerpos rígidos; el cartílago como linealmente elástico, isótropo y como material homogéneo; los meniscos han sido considerados como bifásicos e isótropo; y finalmente los ligamentos fueron modelados como materiales hiperelásticos.

Algunos autores^{3,10,13,14} han mostrado que tanto la meniscectomía parcial como total alteran la transmisión de la carga, disminuyendo la zona de contacto, asociando incrementos en la magnitud y gradientes de las tensiones de contacto. Elliot et al²⁹ sugieren que la reducción en las fuerzas de tensión originan cambios en la estructura del colágeno y de los proteoglicanos dando lugar a la degeneración del cartílago. Bendjaballah et al¹⁵ encuentran que las tensiones de compresión sobre los meniscos varían de 1 MPa a 4 MPa en la periferia externa e interna, respectivamente. Donahue et al¹⁸ obtienen resultados similares con una presión de contacto máxima de 3,46 MPa en el menisco medial, mientras que Périé³⁰ y Li³¹ también obtienen resultados similares con una presión de 2.039 MPa para el líquido intersticial.

Como ya observaron diferentes autores⁸⁻¹¹ las mayores concentraciones de sollicitaciones se encontraron tras una meniscectomía completa. Nosotros hemos podido observar en este análisis que tras la meniscectomía total se produce un incremento de las tensiones de compresión sobre el cartílago articular que alcanza valores del 400%. Sin embargo, el peor efecto es la aparición de nuevas zonas de altas presiones de contacto donde anteriormente éste no existía, y que provocan inestabilidad y una modificación en el comportamiento mecánico de la rodilla.

Las consecuencias que sobre la articulación de la rodilla tiene la meniscectomía parcial son menos importantes que las que se producen con la extirpación completa del menisco (tabla 2). Además, en este trabajo se ha observado que es tan importante la cantidad de material reseca como la zona donde se reseca. Intuitivamente la lesión más problemática es la rotura meniscal longitudinal, pues exige reseca una mayor cantidad de menisco, disminuyendo la zona de contacto. Por otra parte, los efectos de las meniscectomías oblicua y radial o transversa afectan a una zona más localizada del menisco y la cantidad de material reseca es mucho menor, lo que supone una menor disminución del área de contacto. En contra de lo que cabría esperar el incremento de tensión en el cartílago para las diferentes meniscectomías es muy parecido. En el caso de la meniscectomía longitudinal se aprecia un incremento del 126% de las tensiones de compresión, produciéndose una nueva redistribución de las zonas de contacto que se sitúan en la parte anterior del menisco

Tabla 2. Resultado numérico de las diferentes meniscectomías consideradas en este estudio (MPa).

	TCCM	TCCL
Articulación sana	2,7	1,5
Meniscectomía longitudinal	4,6	3,39
	70%	126%
Meniscectomía radial	5	3,16
	85%	110%
Meniscectomía oblicua	5,2	3,1
	92%	101%
Meniscectomía total medial		6
		400%

TCCM: tensiones de compresión en el cartílago articular del cóndilo medial; TCCL: tensiones de compresión en el cartílago articular del cóndilo lateral; MPa: megapascales.

medial y en la posterior del menisco lateral que permiten una redistribución de la carga externa, causando un discreto aumento de la presión de contacto. Por el contrario, en la meniscectomía radial y oblicua la redistribución no se produce tan efectivamente como en la meniscectomía longitudinal, ocasionando un incremento de las tensiones de compresión sin aparecer nuevas zonas de contacto.

Deben ser consideradas diversas limitaciones del modelo. En primer lugar, los resultados han sido obtenidos para extensión completa. Sería importante estudiar cómo varía la presión de las áreas de contacto con diferentes ángulos de flexión. Además, la reconstrucción manual mediante RMN tomando los tres planos principales a 15,5 mm envuelve errores que una reconstrucción digital podría evitar. Es por ello importante destacar el carácter cualitativo del modelo. El principal objetivo es comparar el comportamiento mecánico de la rodilla ante diferentes tipos de lesiones y de tratamientos. Nuestro modelo permite comprender el papel que ejercen los meniscos en la transmisión de la carga en la rodilla, y también estudiar los efectos negativos que sobre la articulación, y especialmente sobre el cartílago articular, tienen la aparición de roturas de los meniscos y sus posteriores meniscectomías.

Finalmente, nuestro estudio de elementos finitos simula y compara la influencia de la meniscectomía parcial y total sobre las presiones de contacto en la rodilla; Bendjaballah et al¹⁵ presentan un trabajo similar en el que se había practicado una meniscectomía total.

BIBLIOGRAFÍA

1. Fairbank PG. Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Br* 1948;30B:664-70.
2. Crevoisier X, Munzinger U, Drobny T. Arthroscopic partial meniscectomy in patients over 70 years of age. *Arthroscopy* 2001;17:732-6.
3. Jackson JP. Degenerative changes in the knee after meniscectomy. *Br Med J* 1968;2:525-7.

4. Scheller G, Sobau C, Bülow JU. Arthroscopic partial lateral meniscectomy in an otherwise normal knee: clinical, functional and radiographic results of a long-term follow-up study. *Arthroscopy* 2001;17:946-52.
5. Vedi V, Williams A, Tennant SJ, Spouse E. Meniscal movement. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81B:37-41.
6. Walker PS, Erkman MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin Orthop* 1975;109:184-92.
7. Greis PE, Bardana DD, Holmstrom MC, Burks RT. Meniscal injury I: Basic science and evaluation. *J Am Acad Orthop Surg* 2002;10:168-76.
8. Fithiam DC, Kelly MA, Van C Mow. Material properties and structure-function relationship in the menisci. *Clin Orthop* 1990;252:19-31.
9. Dandy DJ. The arthroscopic anatomy of symptomatic meniscal lesions. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72B:628-33.
10. Macnicol MF, Thomas NP. The knee after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82B:157-9.
11. Soejima T, Horibe S, Abe T, Tanaka N, Noguchi J, Maeda T, et al. Deterioration of the femoral articular surface after meniscal repair evaluated by second-look arthroscopy: comparison with partial meniscectomy. *Knee* 1997;4:215-20.
12. Schimmer RC, Brulhart KB, Duff C, Glinz W. Arthroscopic partial meniscectomy: A 12-year follow-up and two-step evaluation of the long-term course. *Arthroscopy* 1998;14:136-42.
13. Fauno P, Nielsen A. Arthroscopic partial meniscectomy: A long-term follow-up. *Arthroscopy* 1992;8:345-9.
14. Rangger C, Klestil T, Gloetzer W, Kemmler G, Benedetto KP. Osteoarthritis after arthroscopy partial meniscectomy. *Am J Sports Med* 1995;23:240-4.
15. Bendjaballah MZ, Shirazi-adl A, Zukor DJ. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *Knee* 1995;2:69-79.
16. Wilson W, van Rietbergen B, van Donkelaar CC, Huiskes R. Pathways of load-induced cartilage damage causing cartilage degeneration in the knee after meniscectomy. *J Biomech* 2003;36:845-51.
17. Hibbit, Karlsson and Sorensen, Inc. *Teory Manual*, v. 5.8. HKS inc. Pawtucket-et, RI, USA., 1999.
18. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs RC. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibiofemoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. *J Biomech* 2003;36:19-34.
19. Spilker RL, Suh JK. Formulation and evaluation of a finite element of linear biphasic equations for hydrated soft tissues. *Computer and Structures* 1992;35:425-39.
20. Spilker RL, Donzelli PD, Mow VC. A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus. *J Biomech* 1992;25:1027-45.
21. Donzelli PS, Spilker RS, Ateshian GA, Mow VA. Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlation with tissue failure. *J Biomech* 1999;32:1037-47.
22. LeRoux MA, Setton LA. Experimental biphasic fem determinations of the material properties and hydraulic permeability of the meniscus in tension. *J Biomech Eng* 2002;124:315-21.
23. Proctor CS, Schmidt MB, Kelly MA, Mow VC. Material properties of the normal medial bovine meniscus. *J Orthop Res* 1989;7:771-82.
24. Weiss J, Gardiner JC. Computational modelling of ligament mechanics. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 2001;29:1-70.
25. Sathasivam S, Walker PS. A computer model with surface friction for the prediction of total knee kinematics. *J Biomech* 1997;30:177-84.
26. Cicott MG, Shields CL, El Attrache NS. Meniscectomy En: Fu FH, Harner C, Vince KG, editors. *Knee Surgery*. Tomo I. Baltimore: Ed. Willians and Wilkins, 1994; p. 591-613.
27. Kidron A, Thein RF. Radial tears associated with cleavage tears of the medial meniscus in athletes. *Arthroscopy* 2002;18:254-6.
28. Hulet CH, Locker BG, Schiltz D, Texier A, Tallier E. Arthroscopic medial meniscectomy on stable knees. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83B:29-32.
29. Elliot DM, Guilak F, Parker Vail T, Wang JY, Setton LA. Tensile properties of articular cartilage are altered by meniscectomy in a canine model of osteoarthritis. *J Orthop Res* 2000;18:383-92.
30. Périé D, Hobatho MC. *In vivo* determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non-linear finite element analysis. *Clin Biomech* 1998;13:394-402.
31. Li G, Gil J, Kanamori A, Woo SL. A validated three-dimensional computational model of a human joint. *J Biomech Eng* 1999;121:657-62.

Conflicto de intereses. Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estemos afiliados.