

Efectos biomecánicos de la avulsión de la raíz anterior del menisco lateral e influencia de los ligamentos colaterales en su extrusión: un estudio de elementos finitos

Alejandro Peña-Trabalon^{1,2,3}, Salvador Moreno-Vegas^{2,3,5}, Maria Belen Estebanez Campos^{1,2,6}, Maria Prado-Nova^{1,2,7}, Ana Perez-Blanca^{1,2,8}

¹Universidad de Málaga, España.

²Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía (BIOCLINA), España. Email: bioclin@uma.es

³Instituto de Investigación Biomédica de Málaga (IBIMA), España.

⁴alejandrop98@uma.es

⁵smorenov@uma.es

⁶belen@uma.es

⁷maria.prado@uma.es

⁸anaperez@uma.es

Resumen

Este trabajo aborda el estudio de las variaciones en las áreas y presiones de contacto cuando se produce una avulsión de la raíz anterior del menisco lateral, la cual está muy poco estudiada comparativamente con la avulsión de la raíz posterior, y el efecto sobre la extrusión de este menisco cuando se modela el ligamento colateral lateral como elemento sólido, frente a su tratamiento como muelle axial elástico no-lineal. Se desarrolló un Modelo de Elementos Finitos validado experimentalmente, incorporando este ligamento como banda sólida y como muelle axial. La avulsión de la raíz anterior implica un aumento de las presiones de contacto medias y máxima, y una disminución del área de contacto, alteraciones similares sobre los parámetros de contacto a cuando se produce una avulsión de la raíz posterior, siendo más crítica la primera, debido a que la mayor parte de la carga de actividades diarias recae sobre ella. Incorporar el ligamento como banda sólida supone significativas variaciones sobre la extrusión meniscal, así como sobre los parámetros de contacto.

Palabras clave: Ligamento Colateral Lateral; Menisco Lateral; Extrusión; Modelo Elementos Finitos.

Abstract

This work deals with the study of the variations in the contact areas and pressures when an anterior root avulsion of the lateral meniscus occurs, which is very little studied compared to the avulsion of the posterior root, and the effect on the extrusion of the lateral meniscus. this meniscus when the lateral collateral ligament is modeled as a solid element, as opposed to its treatment as a non-linear elastic axial spring. An experimentally validated Finite Element Model was developed, incorporating this ligament as a solid band and as an axial spring. Anterior root avulsion involves an increase in medium and maximum contact pressures, and a decrease in the contact area, similar changes on contact parameters to when a posterior root avulsion occurs, being more critical the first, because most of the load of daily activities falls on it. Incorporating the ligament as a band supposes significant variations on the meniscal extrusion, as well as on the contact parameters.

Keywords: Lateral Collateral Ligament; Lateral Meniscus; Extrusion; Finite Element Model.

1. Introducción

Los principales efectos biomecánicos de la avulsión de las raíces meniscales se centran en la variación de los parámetros de contacto. Sin embargo, la principal herramienta de diagnóstico clínico es la observación de extrusión meniscal. Por otra parte, la avulsión de la raíz anterior (ARA) se ha clasificado como una lesión concomitante con fracturas tibiales y lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) [1,2] e iatrogénica en reparaciones del LCA [3]. Sin embargo, está muy poco estudiada comparativamente con la avulsión de la raíz posterior (ARP). En consecuencia, la mayoría de los estudios que se ocupan de los efectos biomecánicos de la avulsión de las raíces del menisco lateral se centran en su raíz posterior [4]. En opinión de los cirujanos traumatólogos de este equipo de investigación, la falta de estudios publicados, y, por tanto, la falta de conocimiento sobre las consecuencias biomecánicas de la avulsión de la raíz anterior del menisco lateral hace que actualmente sea una lesión infradiagnosticada.

Tradicionalmente, las roturas de las raíces meniscales se trataban con meniscectomía total o parcial, pero actualmente, este procedimiento se está viendo sustituido por su reparación, lo cual es un tratamiento cada vez más común, debido a la asociación existente entre la meniscectomía y el desarrollo de artrosis temprana.

En este trabajo se utiliza un modelo computacional de la articulación tibiofemoral humana con meniscos sanos validado experimentalmente para evaluar el efecto biomecánico de la avulsión de la raíz anterior del menisco lateral, comparando la afectación que causa sobre los parámetros de contacto con los de la desinserción de la raíz posterior, por ser esta segunda una lesión cuya reparación quirúrgica es un protocolo ampliamente aceptado. Para ello, se estudian distintos Modelos de Elementos Finitos (MEF) con modificaciones del estado del menisco lateral (sano, con avulsión de la raíz anterior o con avulsión de la raíz posterior).

Adicionalmente, el estudio pretende determinar la adecuada estrategia de modelización del LCL para simular con fiabilidad suficiente, tanto la distribución de presiones sobre el cartílago tibial, como la extrusión generada por una avulsión de las raíces del menisco lateral, las presiones por ser determinantes en la biomecánica de contacto y la extrusión clave por ser la herramienta habitual de diagnóstico. Para ello, se comparan modelos que incluyen el ligamento modelado como elemento sólido, de alto coste computacional, o como muelle axial elástico no lineal, procedimiento ampliamente extendido en la literatura. Se parte de la hipótesis de que las alteraciones generadas por la avulsión de la raíz anterior y la avulsión de la raíz posterior del menisco lateral son de

similar magnitud, destacando la gravedad de la primera, probablemente infradiagnosticada por no existir aún estudios sobre sus consecuencias biomecánicas. Se asume, asimismo, que es necesaria una modelización compleja del LCL como elemento sólido para que los resultados de los MEF sean de utilidad clínica.

2. Metodología

Se construyó un modelo MEF a partir de la exploración radiológica de un espécimen de rodilla humana. Con el fin de validar el modelo, se reprodujeron las condiciones de un ensayo experimental al que fue sometido dicho espécimen y se compararon los resultados de ambos análisis.

2.1. Ensayo experimental

Diseño experimental. Tras la aprobación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga, se ha empleado un espécimen cadavérico humano (hombre, 78 años) para la creación y validación de un MEF de rodilla en tres condiciones del menisco lateral: intacto, con avulsión de la raíz anterior y con avulsión de la raíz posterior. El espécimen fue proporcionado por una compañía especializada en proveer especímenes cadavéricos para propósitos de investigación, que se encarga de su posterior retirada e incineración. El espécimen se ha conservado hasta el momento de su ensayo según el protocolo indicado por A. Espejo-Reina y col. [5].

Una vez descongelado, se realizó una resonancia magnética del espécimen sin ninguna intervención. Tras esto, fue preparado por un médico traumatólogo perteneciente al grupo de investigación, mediante un procedimiento en el que se diseccionó la rodilla hasta llegar a la capsula articular. Se mantuvieron intactos los ligamentos principales, es decir, el LCA, el ligamento cruzado posterior (LCP), el LCL y ligamento colateral medial (LCM). Además, se prestó especial atención a no producir ningún daño sobre los meniscos y las superficies de los cartílagos. Tanto el fémur, como la tibia se seccionaron a aproximadamente 150mm desde la articulación (Figura 1).

Los extremos distales de ambos huesos se introdujeron en cajas de madera rectangulares, donde se fijaron mediante la incorporación de resina epoxy, manteniendo el eje de ambos huesos a 90° con respecto al fondo de la caja.

Se insertaron sensores de presión (K-scan 4000, Tekscan Inc., Boston, MA) entre los meniscos y el cartílago tibial para obtener las presiones de contacto y las áreas de contacto en el momento en el que se somete el espécimen a carga. Estos sensores se caracterizan por poseer un área de 27.9x33mm² y una resolución espacial de 62 sensels/cm².

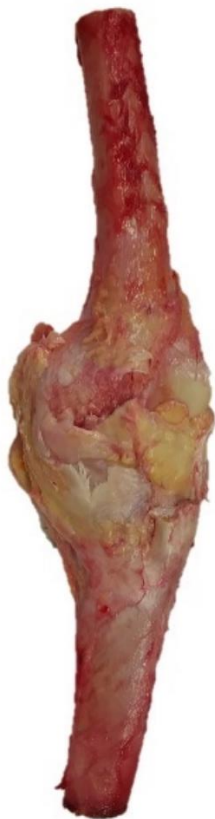


Figura 1. Espécimen de rodilla humana preparado para el ensayo.

Con el fin de identificar la cinemática del espécimen, se colocaron 6 marcadores reflectantes (3 en el fémur y 3 en la tibia), los cuales, mediante un sistema de videogrametría de desarrollo propio, permiten identificar las coordenadas tridimensionales de esos puntos en el instante de la carga, e identificar la posición relativa de los elementos de la rodilla para la reconstrucción de un MEF que reproduzca el ensayo.

El sistema de videogrametría se encuentra compuesto por: dos cámaras de alta velocidad Digital Baumer VCXU-124C (Baumer, Frauenfeld, Suiza), con sensores CMOS con resolución 4096x3000 píxeles, y una frecuencia de 29 frames/s; dos objetivos PENTAX TV LENS (Pentax, Tokio, Japón), con distancia focal fija de 75mm, una apertura 1:2.8, y distancia de enfoque 0.5 - ∞ ; software de desarrollo propio en LabView para el manejo de ambas cámaras.

Ejecución del ensayo. Una vez preparado, se procedió al ensayo del espécimen en estado intacto. Para ello, se utilizó un banco de ensayos (Figura 2) empleando en trabajos previos del grupo de investigación [5], y desarrollado en el Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía. El banco de ensayos está formado por un husillo de bolas vertical como sistema mecánico,

accionado por un servomotor y un servoaccionamiento. Se trata de una máquina diseñada especialmente para trabajar con tejido biológico, por lo que, incorpora un motor eléctrico para conseguir una adaptación más precisa a la carga. La carga aplicada se mide mediante una célula de carga de 2000N (HBM, Darmstadt, Alemania) situada en el actuador del banco de ensayos.



Figura 2. Banco de ensayos de tracción/compresión uniaxial de construcción propia.

Para la realización del ensayo, el fondo de la caja de madera donde está contenida la tibia se acopla con el actuador del banco de ensayos manteniendo el eje de la tibia alineado con la dirección de carga. Dos guías planas (BWU 60-60, IKO, Tokio, Japón) se encuentran entre la caja y el actuador, lo que permite desplazamientos mediolaterales y anteroposteriores. Por su parte, la caja que aloja al fémur se fija mediante una mordaza a la base del banco de ensayos. La mordaza permite controlar el movimiento de flexo-extensión, mientras que mantiene el grado de libertad de las rotaciones internas-externas y el varo-valgo (Figura 3).

El protocolo de ensayo consistió en posicionar el espécimen en extensión completa, aplicando una

compresión inicial de 0 a 100N a una velocidad de 0,1mm/s, con el fin de permitir la realineación natural de la rodilla. Tras esto, el desplazamiento anteroposterior se fijó, con el fin de evitar inestabilidades posteriores, debido a la falta de los musculos estabilizadores. Seguidamente, se continuó incrementando la carga a compresión hasta llegar a 1000N, donde se mantuvo 1 min, para estabilizar la señal de los sensores de presión.

A continuación, se registraron las mediciones de los sensores de presión, así como la posición de los marcadores videogramétricos anclados a tibia y fémur. A partir de los registros de los sensores de presión, se calcularon mapas de presiones sobre el cartílago tibial, específicamente la presión máxima y media en cada cóndilo tibial, así como, la magnitud del área de contacto en el estado con meniscos intactos de la rodilla. A partir de los registros videogramétricos se calculó la posición tridimensional relativa entre tibia y fémur.

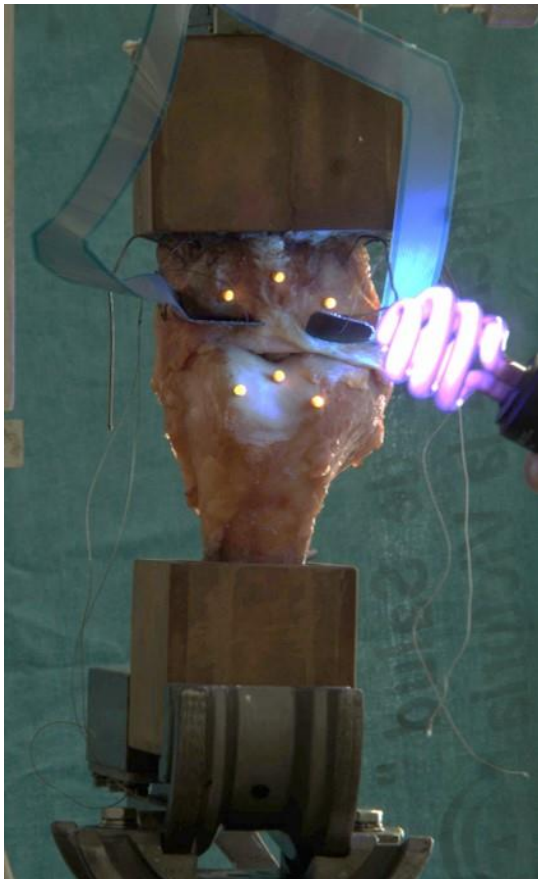


Figura 3. Espécimen cadavérico de rodilla humana posicionado en el banco de ensayos y con marcadores reflectantes en fémur y tibia para la identificación de su cinemática.

2.2. Modelado computacional

Para el modelado, se partió de las imágenes de resonancia magnética (T1, thickness=3.5mm) del

espécimen ensayado, obtenidas previamente a la disección de este. Haciendo uso de ellas, y con el software 3D Slicer®, se segmentaron los elementos de interés, es decir, los meniscos, los cartílagos tibial y femoral, el fémur y la tibia. Debido a la baja resolución de la resonancia, mediante un escáner láser 3D (Picza LPX-1200, Roland DG, Hamamatsu, Japón) se refinó la superficie de los cartílagos, con el fin de obtener una geometría más realista del espécimen. Se obtuvieron las nubes de puntos de estos tejidos mediante el software libre CloudCompare®, a partir de los archivos stl obtenidos en 3D Slicer®. Con estas nubes, se crearon los elementos sólidos en Solidworks®, mediante el módulo ScanTo3D. Igualmente, en Solidworks® se ensamblaron todos los elementos haciendo uso de la cinemática de la articulación en extensión obtenida mediante el sistema de videogrametría, y se exportó a Abaqus® para la preparación del MEF (Figura 4).

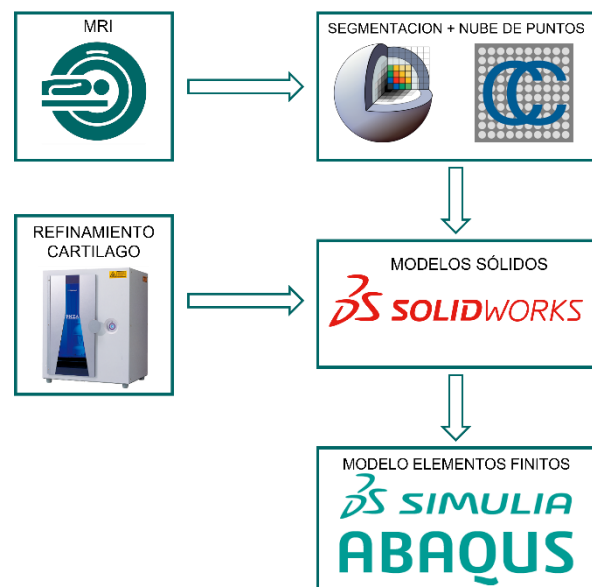


Figura 4. Esquema seguido para la construcción del Modelo de Elementos Finitos a partir de imágenes de resonancia magnética.

Materiales con comportamiento elástico lineal e isótropo se utilizaron al modelar los meniscos ($E=59\text{MPa}$, $\nu=0.3$), y los cartílagos ($E=5\text{MPa}$, $\nu=0.45$). Las raíces meniscales, el LCA y el LCP se han modelado como muelles axiales elásticos no lineales (Figura 5) con propiedades del material extraídas de la literatura [6,7] ($K_{LCA-AM}=100\text{N/mm}$, $K_{LCA-PL}=90\text{N/mm}$, $K_{LCP}=50\text{N/mm}$, $K_{RAML}=151\text{N/mm}$, $K_{RPML}=129\text{N/mm}$, $K_{RAMM}=125\text{N/mm}$, $K_{RPMM}=123\text{N/mm}$). La banda anterior y posterior del LCA, así como el LCP se han definido mediante dos muelles axiales en serie para cubrir el área anatómica de inserción y actuación del ligamento, mientras que las raíces meniscales se han modelado mediante un único muelle axial [8].

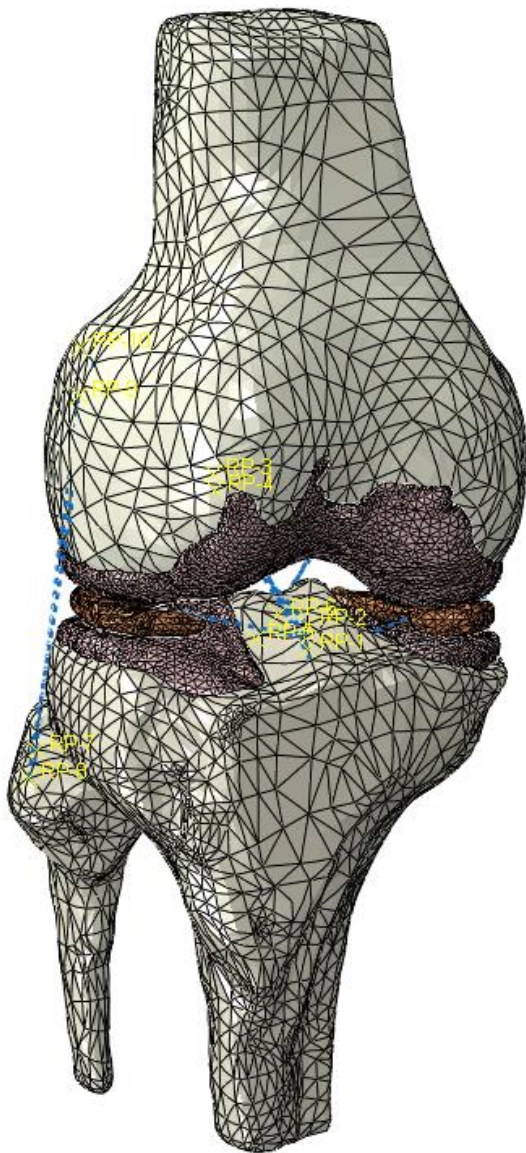


Figura 5. Modelo de Elementos Finitos de la rodilla humana.

El LCL y LCM se han tratado como muelles axiales elásticos no lineales (Figura 6), mediante su inclusión con tres muelles axiales en serie para cubrir el área anatómica. El LCL se ha definido adicionalmente, como elemento sólido (Figura 7) con propiedades elásticas lineales isotropas ($E=280\text{MPa}$, $\nu=0.4$) para comparar los efectos de su inclusión. Los huesos se han considerado elementos rígidos. Se han creado mallas de 1,5mm con elementos tetraédricos de segundo orden para los cartílagos y los meniscos, generándose 22003 elementos para el cartílago femoral, 16620 elementos para el cartílago tibial, 6298 elementos para el menisco lateral, y 7168 elementos para el menisco medial.

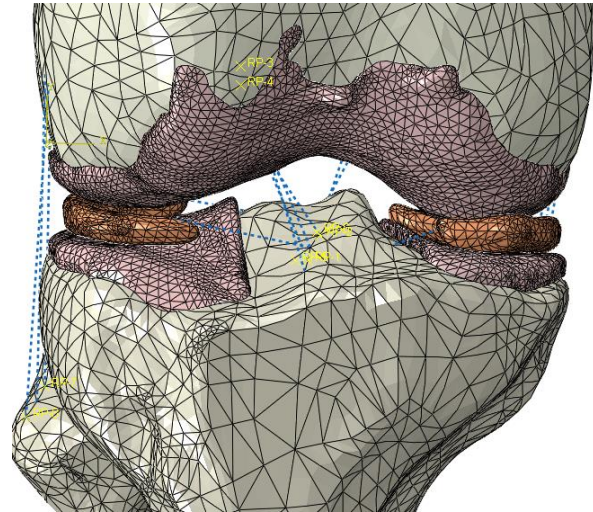


Figura 6. Modelo con LCL tratado como muelle axial elástico no lineal.

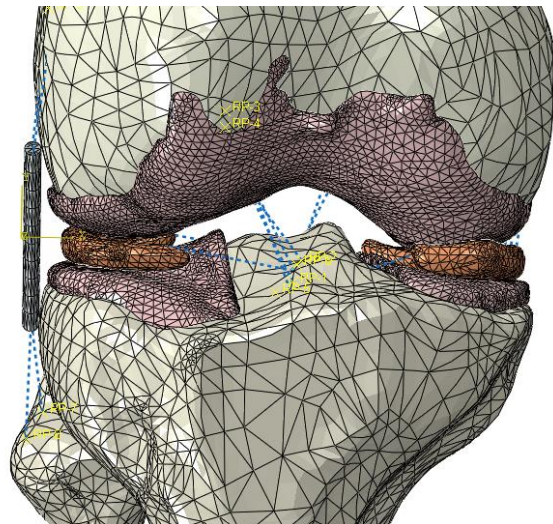


Figura 7. Modelo de Elementos Finitos con LCL tratado como banda sólida con propiedades elásticas lineales isotropas.

Todas las interfaces entre los meniscos, los cartílagos y el LCL se definieron mediante contacto Surface-to-Surface. En los modelos se reprodujeron las condiciones de contorno y cargas del ensayo, y se compararon las presiones de contacto y áreas de contacto para el modelo con meniscos intactos con las obtenidas experimentalmente para validarlos.

3. Resultados

La distribución de presiones de contacto con la rodilla intacta y en extensión obtenidas experimentalmente y las obtenidas mediante el MEF en ese mismo estado son similares (Figura 8). De este modo, se puede dar por validados el MEF de rodilla desarrollado.

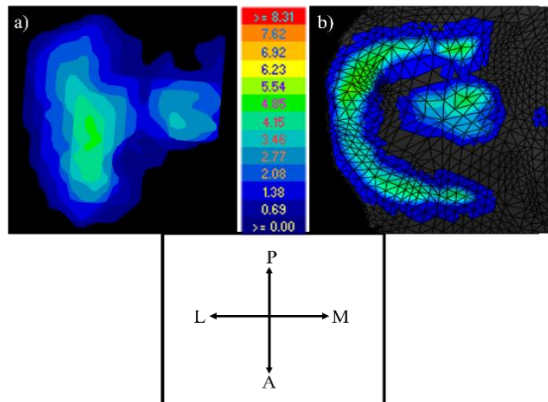


Figura 8. Validación del Modelo de Elementos Finitos de rodilla humana a partir de los datos obtenidos experimentalmente. Presiones de contacto entre el menisco lateral y el cartilago tibial con LCL tratado como muelle axial elástico no lineal: (a) Experimentales; (b) Modelo de Elementos Finitos.

Centrándonos en los resultados obtenidos con el LCL definido como muelle axial elástico no lineal, las presiones de contacto máximas y medias aumentan con respecto al estado intacto cuando se produce una avulsión de la raíz anterior, frente a cuando se produce una avulsión de la raíz posterior. Además, en ambos casos se produce una disminución del área de contacto, siendo esta mayor cuando se produce la avulsión de la raíz anterior, como se observa en la Figura 9 y se cuantifica en la Tabla 1.

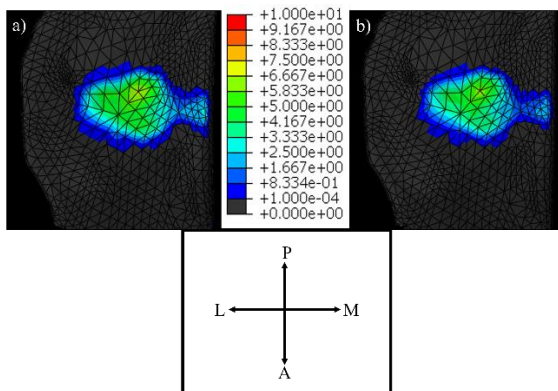


Figura 9. Presiones de contacto entre el menisco lateral y el cartilago tibial con el LCL tratado como muelle axial elástico no lineal: (a) Avulsión de la raíz anterior del menisco lateral; (b) Avulsión de la raíz posterior del menisco lateral.

Tabla 1. Presiones de contacto máximas y medias, y área de contacto del Modelo de Elementos Finitos en las tres condiciones del menisco lateral con LCL como muelle axial.

MEF	Pmax	Pmedia	Área
Intacto	5,89MPa	1,24MPa	481,31mm ²
ARA	6,39MPa	1,58MPa	279,99mm ²
ARP	5,94MPa	1,49MPa	254,93mm ²

En el caso de definir el LCL como elemento sólido con propiedades de material elásticas lineales isotrópicas se obtiene una disminución de las presiones máximas y medias de contacto con avulsión de la raíz anterior del menisco lateral, así como una disminución del área de contacto, como se observa en la Figura 10, y se cuantifica en la Tabla 2. Este resultado es debido a que en la simulación el menisco medial absorbe una mayor proporción de la carga.

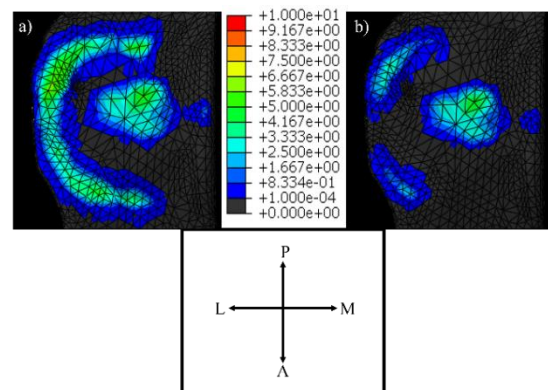


Figura 10. Presiones de contacto entre el menisco lateral y el cartilago tibial con LCL tratado como banda sólida con propiedades elásticas lineales isotrópicas: (a) Condición intacta; (b) Avulsión de la raíz anterior del menisco lateral.

Tabla 2. Presiones de contacto máximas y medias, y área de contacto del Modelo de Elementos Finitos en estado intacto y con avulsión de la raíz anterior del menisco lateral con LCL como banda sólida.

MEF	Pmax	Pmedia	Área
Intacto	5,89MPa	1,22MPa	482,93mm ²
ARA	5,04MPa	0,73MPa	303,78mm ²

La magnitud de la extrusión del menisco lateral cuando se define el LCL como muelle axial observa en la Figura 11 y se cuantifica en la Tabla 3.

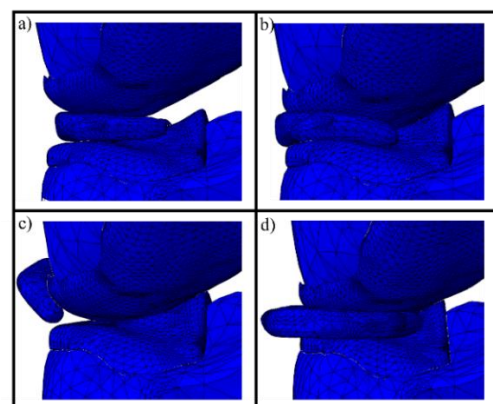


Figura 11. Extrusión del menisco lateral en el Modelo de Elementos Finitos con LCL tratado como muelle axial: (a) Intacto sin cargar; (b) Intacto cargado a 1000N; (c) Avulsión de raíz anterior cargado a 1000N; (d) Avulsión de raíz posterior cargado a 1000N.

Tabla 3. Magnitud de la extrusión del menisco lateral en sus tres condiciones con el LCL tratado como muelle axial.

MEF	Extrusión
Intacto	3,37mm
ARA	6,32mm
ARP	5,51mm

Mientras que la magnitud de la extrusión del menisco lateral cuando se define el LCL como banda sólida observa en la Figura 12 y se cuantifica en la Tabla 4.

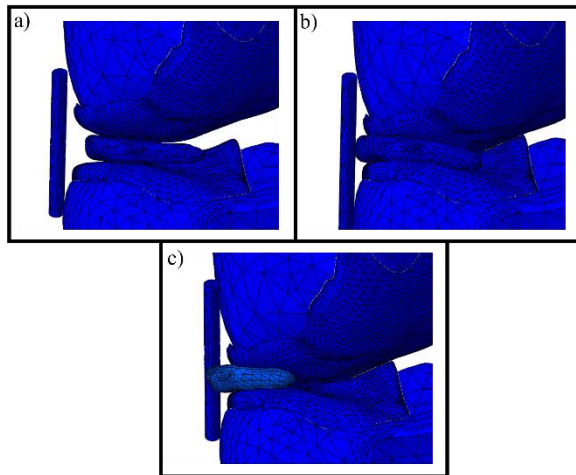


Figura 12. Extrusión del menisco lateral en el Modelo de Elementos Finitos con LCL tratado como muelle axial: (a) Intacto sin cargar; (b) Intacto cargado a 1000N; (c) Avulsión de raíz anterior cargado a 1000N;

Tabla 4. Magnitud de la extrusión del menisco lateral en sus tres condiciones con el LCL tratado como banda sólida.

MEF	Extrusión
Intacto	3,37mm
ARA	3,49mm

4. Discusión

Los principales hallazgos de este trabajo acerca de los efectos sobre los parámetros de contacto en la articulación se pueden resumir en que cuando se produce una avulsión de la raíz anterior del menisco lateral las alteraciones de los parámetros estudiados tienen magnitud similar a cuando se produce una avulsión de la raíz posterior.

Sin embargo, tal y como se encuentra publicado en diversos estudios de la raíz posterior, los mayores cambios ocurren a ángulos de flexión elevados, mientras que para la avulsión de a raíz anterior ocurre lo contrario, las mayores alteraciones están a ángulos de flexión bajos, como en extensión completa [4].

Esto hace pensar que las alteraciones producidas por ambas lesiones pueden tener unas consecuencias similares en el daño articular. Sin embargo, en el caso de la avulsión de la raíz anterior, al producirse las

mayores alteraciones a baja flexión, y coincidiendo con ángulos en los que se realizan la mayor parte de las actividades diarias, así como deportivas, se piensa que podría tener consecuencias más críticas que la avulsión de la raíz posterior.

También hay que tener en cuenta, que la raíz posterior se encuentra estabilizada adicionalmente por el ligamento meniscofemoral, mientras que no existe ninguna estructura con capacidad similar en la raíz anterior, por lo que, esta se encuentra más desprovista de una estabilización posterior a su avulsión.

Esto nos lleva a recomendar que se deberá prestar especial atención al diagnóstico y tratamiento de esta lesión.

Comparando los efectos de modelar el LCL como elemento sólido o como muelle axial frente a la extrusión del menisco lateral, se determina que el LCL como elemento sólido disminuye la extrusión del menisco lateral, debido a que simula de una forma más realista el comportamiento del menisco, que entra en contacto con un elemento sólido, tal y como ocurre experimentalmente con la banda del LCL.

Sin embargo, estas diferencias no se limitan a la extrusión del menisco, sino que también produce alteraciones sobre los parámetros de contacto simulados, debido a que, al producirse una extrusión del menisco lateral en una magnitud menor, el área de contacto aumenta con respecto al modelado del LCL como muelle axial, así como, las presiones medias y máximas disminuyen. Principalmente, se debe a que al extruirse en menor medida el menisco, este entra en mayor contacto con el cartílago tibial, aumentando el área de contacto, y evita un mayor contacto entre cartílago femoral y tibial, reduciendo las presiones medias y máximas. Por tanto, consideramos necesario modelar el LCL como elemento sólido, para el estudio de los efectos sobre los parámetros de contacto de la avulsión de alguna de las raíces del menisco, así como del nivel de extrusión que se alcanza, independientemente del mayor coste computacional y complejidad de modelado, ya que esto produce importantes alteraciones sobre la biomecánica articular, y simula el comportamiento articular de una forma más cercana a la biomecánica natural de la rodilla.

5. Conclusiones

La avulsión de la raíz anterior del menisco lateral puede tener consecuencias similares a la desinserción de la raíz posterior, por lo que la recomendación de su reparación debe ser similar a la aceptada para la raíz posterior.

La modelización del LCL como resorte no ofrece resultados satisfactorios en la misma simulación de la extrusión meniscal, ni de las presiones de contacto en la articulación tibio-femoral para el estudio de la avulsión de las raíces del menisco lateral, haciéndose necesario su modelización como elemento sólido.

6. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España, bajo el amparo del Proyecto del Plan Nacional con referencia RTI2018-094339-B-I00, por la Junta de Andalucía al amparo del proyecto UMA20-FEDERJA-116, y por la Universidad de Málaga, a través del Plan Propio de Investigación.

7. Referencias

- [1] A. Krych, y col. “Meniscal Root Injuries”. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 28, pp. 461-469, 2020. [PDF]. Disponible en: https://journals.lww.com/jaaos/fulltext/2020/06150/meniscal_root_injuries.3.aspx
- [2] T.J. Menge, y col. “Avulsion of the Anterior Lateral Meniscal Root Secondary to Tibial Eminence Fracture”. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 47, n° 5, 2018. Disponible en: <https://www.chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.jorgechahlamd.com/wp-content/uploads/2019/12/Spine-Avulsion-Case.pdf>
- [3] Y. Kodama, y col. “Transtibial fixation for medial meniscus posterior root tear reduces posterior extrusion and physiological translation of the medial meniscus in middle-aged and elderly patients”. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 28, pp. 3517-3523, 2020. [PDF]. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00167-019-05810-x>
- [4] A. Peña-Trabalón, y col. “Estudio de la influencia de la avulsión de la raíz anterior del menisco lateral y de su reparación en la biomecánica de contacto articular”. X Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica (ESB), Granada, España. [PDF]. Disponible en: <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/23222>
- [5] A. Espejo-Reina, y col. “Biomechanical consequences of anterior root detachment of the lateral meniscus and its reinsertion”. *Scientific Reports*, vol. 12, n° 1, pp. 1-10, 2022. [PDF]. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41598-022-10229-5>
- [6] G.A. Orozco, y col. “The effect of constitutive representations and structural constituents of ligaments on knee joint mechanics”. *Scientific Reports*, vol. 8, n° 2323, 2018. [PDF]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29396466/>
- [7] E. Peña, y col. “Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics”. *Clinical Biomechanics*, vol. 20, pp. 498-507, 2005. [PDF]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0268003305000203>
- [8] M.D. Harris, y col. “A Combined Experimental and Computational Approach to Subject-Specific Analysis of Knee Joint Laxity”. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 138, n° 8, 2016. [PDF]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27306137/>
- [9] A. Peña-Trabalón, y col. “Lateral meniscus anterior root avulsion increases contact pressures: A Finite Element study”. 27th Congress of the European Society of Biomechanics, Oporto, Portugal. [PDF]. Disponible en: <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/24547>
- [10] M.B. Estebanez Campos, y col. “Estudio preliminar para la caracterización del tejido de la raíz meniscal humana reparada con sutura transtibial”. X Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica (ESB), Granada, España [PDF]. Disponible en: <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/23231>
- [11] M.B. Estebanez Campos, y col. “A two-phase genetic algorithm to model the meniscal horn repaired with suture”. 27th Congress of the European Society of Biomechanics, Oporto, Portugal. [PDF]. Disponible en: <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/24579>