



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

**Programa de Doctorado de BIOMEDICINA, INVESTIGACIÓN
TRASLACIONAL Y NUEVAS TECNOLOGÍAS EN SALUD**

Facultad de Medicina

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LAS CONSECUENCIAS DE LA
LESIÓN DE LA RAÍZ ANTERIOR DEL MENISCO LATERAL Y
DEL EFECTO DE SU REPARACIÓN**

DOCTORANDO

Alejandro Espejo Reina

DIRECTORES:

Prof. Dr. Enrique Guerado Parra

Prof. Dra. María Prado Novoa

TUTOR:

Prof. Dr. Enrique Guerado Parra

Málaga, enero 2025





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Alejandro Espejo Reina

 <http://orcid.org/0000-0001-5812-7627>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es





DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR

D./Dña ALEJANDRO ESPEJO REINA

Estudiante del programa de doctorado BIOMEDICINA INVESTIGACIÓN TRASLACIONAL Y NUEVAS TECNOLOGÍAS EN SALUD de la Universidad de Málaga, autor/a de la tesis, presentada para la obtención del título de doctor por la Universidad de Málaga, titulada: "ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LAS CONSECUENCIAS DE LA LESIÓN DE LA RAÍZ ANTERIOR DEL MENISCO LATERAL Y DEL EFECTO DE SU REPARACIÓN"

Realizada bajo la tutorización de ENRIQUE GUERADO PARRA y dirección de ENRIQUE GUERADO PARRA Y MARÍA PRADO NOVOA (si tuviera varios directores deberá hacer constar el nombre de todos)

DECLARO QUE:

La tesis presentada es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, conforme al ordenamiento jurídico vigente (Real Decreto Legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo.

Igualmente asumo, ante a la Universidad de Málaga y ante cualquier otra instancia, la responsabilidad que pudiera derivarse en caso de plagio de contenidos en la tesis presentada, conforme al ordenamiento jurídico vigente.

En Málaga, a 10 de ENERO de 2025

Fdo.: ALEJANDRO ESPEJO REINA Doctorando/a	Fdo.: ENRIQUE GUERADO PARRA Tutor/a





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Escuela de Doctorado

Fdo.:

MARÍA PRADO NÓVOA

ENRIQUE GUERADO PARRA

Director/es de tesis

UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



EFQM AENOR



Edificio Pabellón de Gobierno. Campus El Ejido.

29071

Tel.: 952 13 10 28 / 952 13 14 61 / 952 13 71 10

E-mail: doctorado@uma.es



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

INFORME PARA AUTORIZACIÓN DE LECTURA

Prof Dr. Enrique Guerado Parra, como tutor y director,

CERTIFICO QUE:

D. Alejandro Espejo Reina, ha llevado a cabo bajo mi supervisión el trabajo titulado **“Estudio Biomecánico de las Consecuencias de la Lesión de la Raíz Anterior del Menisco Lateral y del Efecto de su Reparación”** cuyo contenido se presenta en modalidad de compendio de publicaciones.

Las publicaciones que avalan esta tesis no han sido utilizadas en tesis doctorales anteriores. Estas publicaciones poseen la calidad científica y académica requerida, garantizando que el trabajo está debidamente cualificado para su defensa.

Se constata la idoneidad de la presentación de la tesis en modalidad de compendio de publicaciones, dada la alta calidad de las publicaciones incluidas, así como la relevancia científica de los medios de difusión en los que éstas han sido publicadas. En concreto, el compendio incluye una publicación en la revista oficial de la Asociación Española de Artroscopia (AEA), la sociedad más relevante en este ámbito a nivel nacional, y 3 publicaciones en revistas de editoriales internacionales de reconocido prestigio científico (Springer, Nature, Elsevier) que cuentan con una sólida y dilatada trayectoria ocupando posiciones destacadas en el índice JCR.

En resumen, certifico que este trabajo no tiene conflictos de interés y cumple con los requisitos científicos, éticos y formales necesarios para la obtención del título de Doctor en Medicina en la modalidad de compendio de publicaciones.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

INFORME PARA AUTORIZACIÓN DE LECTURA

Dña. María Prado Nóvoa, en calidad de directora de tesis

CERTIFICO QUE:

D. Alejandro Espejo Reina, ha llevado a cabo bajo mi supervisión el trabajo titulado "**Estudio Biomecánico de las Consecuencias de la Lesión de la Raíz Anterior del Menisco Lateral y del Efecto de su Reparación**" cuyo contenido se presenta en modalidad de compendio de publicaciones.

Las publicaciones incluidas en esta tesis doctoral no han sido utilizadas en tesis doctorales anteriores. Estas publicaciones poseen la calidad científica y académica requerida, garantizando que el trabajo está debidamente cualificado para su defensa.

Se constata la idoneidad de la presentación de la tesis en modalidad de compendio de publicaciones, dada la alta calidad de las publicaciones incluidas así como la relevancia científica de los medios de difusión en los que estas han sido publicadas. En concreto, el compendio incluye una publicación en la revista oficial de la asociación Española de Artroscopia (AEA), la sociedad más relevante en su ámbito a nivel nacional, y tres publicaciones en revistas de editoriales internacionales de reconocido prestigio científico (Springer, Nature, Elsevier) que cuentan con una sólida y dilatada trayectoria ocupando posiciones destacadas en el índice JCR.

En resumen, certifico que este trabajo no tiene conflictos de interés y cumple con los requisitos científicos, éticos y formales necesarios para la obtención del título de Doctor en Medicina en la modalidad de compendio de publicaciones.

Dr. Enrique Guerado Parra

Catedrático/a de Medicina de la Facultad de Medicina de la Universidad de Málaga.
Director de la Unidad de Cirugía Ortopédica, Traumatología y Rehabilitación. Hospital Universitario Costa del Sol, Marbella, Málaga.

Dra. María Prado Novoa

Profesora titular del área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Málaga

CERTIFICAN QUE

D. Alejandro Espejo Reina ha obtenido y estudiado personalmente bajo nuestra dirección los datos necesarios para la realización de su Tesis Doctoral, titulada: *“Estudio biomecánico de las consecuencias de la lesión de la raíz anterior del menisco lateral y del efecto de su reparación”* que consideramos tiene el contenido y rigor científico necesario para ser sometido al superior juicio de la Comisión que nombre la Universidad de Málaga para optar a grado de Doctor.

Y que las publicaciones en coautoría que avalan la presentación de esta tesis y cuyas referencias son:

- Espejo Reina, A., Espejo Reina, M.J., García Gutiérrez, G., Dalla Rosa Nogales, J., Pérez de la Blanca Cobos, A., Prado Novoa, M., Espejo Baena, A. Lesiones de las raíces meniscales. Estado actual. Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular 25(Supl.1): 29-45 (2018)
- Espejo-Reina, A., Prado-Novoa, M., Espejo-Reina, M.J., Gómez-Cáceres, A., Dalla Rosa-Nogales, J., Espejo-Baena, A. Non anatomic reinsertion after amputation of the anterior horn of the lateral meniscus. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research 105(6), 1115-1118 (2019).

- Espejo-Reina, A., Prado-Novoa, M., Espejo-Baena, A., Peña-Trabalón, A., Pérez-Blanca, A. Biomechanical consequences of anterior root detachment of the lateral meniscus and its reinsertion. *Scientific Reports* 12, 6182 (2022).
- Espejo-Reina, A., Prado-Novoa, M., Espejo-Baena, A., Estebanez-Campos, B., Pérez-Blanca, A. Improved tibiofemoral contact restoration after transtibial reinsertion of the anterior root of the lateral meniscus compared to in situ repair: a biomechanical study. *International Orthopaedics* 47, 2419–2427 (2023).

no han sido utilizada en tesis anteriores ni en la Universidad de Málaga ni en otras universidades.

Y para que conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, expedimos el presente

Doctorando:	Tutor:
Directores:	



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AGRADECIMIENTOS

A mis directores, Enrique Guerado Parra y María Prado Nóvoa, por su paciencia, continuo apoyo y estímulo y su comprensión. A Enrique, por abrirme la puerta al mundo académico y por saber adaptarse con elegancia a los cambios que han ido surgiendo, así como por haber respetado siempre mis circunstancias particulares. A María, por haber sido el motor de este trabajo, y por comportarse conmigo como una “madre académica”, ayudándome en cada uno de los pasos que he dado, con la amabilidad y el cariño que siempre brinda a todo el que la rodea.

A los compañeros de BIOCLINA, que han colaborado enormemente a que este trabajo llegue a buen puerto; en los largos días de ensayos, vuestra disposición ha convertido una tarea ardua en un auténtico disfrute.

A mis padres, porque con su ejemplo continuo y con su amor, han sabido crear un hogar que constituye una red tan segura que ha hecho que pueda crecer y desarrollarme con una gran confianza y fortaleza. A mis hermanas, por reforzar esa red que me protege de cualquier mal de este mundo y por haberla hecho crecer con tanta sabiduría con sus parejas. Me siento muy afortunado por ser parte de esta familia y necesitaría varias tesis para poder expresar todo mi agradecimiento.

A María, mi mayor apoyo, mi otra mitad, por ser mi cómplice y mi estímulo diario, por ayudarme a levantarme en cada caída y acompañarme en cada alegría; por quererme tanto que en ocasiones siento que no lo merezco (no necesitaría varias tesis, sino varias vidas para agradecerle); por haberme dado a mis mayores tesoros en la vida, a quienes también agradezco por haberme hecho descubrir que existía un nivel superior de amor y compromiso.

Al Servicio de COT del CH de Jaén, que me permitió desarrollarme como profesional sin juzgar mis orígenes. A mis compañeros del Hospital Parque San Antonio (ahora Vithas Málaga), porque forman un grupo humano y profesional espectacular al que me siento muy afortunado de pertenecer.

A la vida, por darme tanto y tanto; sólo puedo sentirme agradecido, porque lo tengo todo.

RESUMEN

La investigación llevada a cabo para la realización de esta tesis doctoral se ha desarrollado en el seno de un equipo multidisciplinar, donde trabajan en conjunto médicos especialistas en Cirugía Ortopédica y Traumatología e ingenieros biomecánicos, que se ha oficializado en el Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía (BIOCLINA), entidad compuesta por integrantes del grupo de investigación en biomecánica de la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Málaga, el grupo hospitalario privado Vithas y Clínica Espejo, centro privado especializado en Cirugía Ortopédica y Traumatología. Debido a su carácter multidisciplinar la tesis se ha realizado bajo la supervisión de dos co-directores: un médico especialista en Cirugía Ortopédica y Traumatología (Enrique Guerado Parra, catedrático de Traumatología de la Universidad de Málaga y director del Área Integrada de Gestión del Hospital Costa del Sol - Marbella, Málaga) y una ingeniera industrial especializada en biomecánica (María Prado Novoa, profesora titular de Universidad de Málaga y directora del grupo de investigación BIOCLINA en la UMA).

La tesis ha sido financiada a través de dos proyectos de investigación competitivos y una beca de investigación:

- El proyecto "Diseño de la fijación en trasplante de menisco sin porciones óseas con biomecánica natural" (ref. RTI2018-094339-B-I00), financiado en la convocatoria 2018 de proyectos de I+D+i «Retos Investigación», del Programa Estatal de Investigación, Desarrollo e Innovación Orientada a los Retos de la Sociedad, en el marco del Plan Estatal de Investigación Científica y Técnica y de Innovación 2013-2016, en el que la directora de esta tesis, María Prado Nóvoa, actuó como investigadora principal (IP)
- El proyecto " Modelado Computacional de la Sutura Meniscal para el Análisis de Técnicas de Reparación de la Raíz" (ref. P20-00294) financiado en la Convocatoria 2020 de proyectos de investigación destinados a las universidades y entidades públicas de investigación calificadas como agentes

del Sistema Andaluz del Conocimiento, en el ámbito del Plan Andaluz de Investigación, Desarrollo e Innovación (PAIDI 2020), bajo la dirección de la misma IP.

- La financiación de la tesis doctoral se complementó con la Beca de investigación Senior de la Sociedad Española de Rodilla (SEROD), otorgada durante el 7º Congreso conjunto AEA-SEROD celebrado en Santander en 2019.

Antes de centrarse en la reparación meniscal, el equipo investigó en las características biomecánicas de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA). Además de diversas comunicaciones en congresos, la investigación dio lugar a dos publicaciones en revistas incluidas en el índice JCR en las que intervino el autor de esta tesis. Todas las publicaciones tienen un enfoque biomecánico y una clara orientación clínica, ya que se estudian mejoras biomecánicas en las técnicas utilizadas en la clínica por los cirujanos ortopédicos del equipo y se comparan con las técnicas utilizadas previamente. Concretamente:

- Prado M, Martín-Castilla B, Espejo-Reina A, Serrano-Fernández JM, Pérez-Blanca A, Ezquerro F. Close-looped graft suturing improves mechanical properties of interference screw fixation in ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(2):476-84. El trabajo compara tres alternativas para mejorar las propiedades mecánicas iniciales de la fijación con tornillo de interferencia bioabsorbible en la reconstrucción del LCA: suturar los ramales del injerto para cerrar el bucle, suplementar la fijación con grapas o aumentar el diámetro de los tornillos para que sobrepase en 2mm el del túnel óseo (Scopus: 29 citas; Google Scholar: 34 citas)
- Prado-Nóvoa M, Pérez-Blanca A, Espejo-Reina A, Lombardo-Torre M, Ezquerro-Juanco F, Espejo-Baena A. Assessment of fixation for anterior cruciate ligament reconstruction using oversized suspensory devices on full-length femoral tunnels. *Clin Biomech* (Bristol, Avon).

2020;76:105008. Los autores evaluamos desde un punto de vista biomecánico la fijación femoral del LCA que se alcanzaba con dos dispositivos suspensorios agrandados de características similares, uno de lazo fijo y un lazo ajustable, alojados en un túnel de 9 mm de diámetro en toda su longitud, comparándolo con la solución habitual que utiliza un dispositivo de suspensión de lazo fijo y un túnel de doble diámetro (Scopus: 1 cita; Google scholar: 1 cita)

Prueba de la solidez del grupo de investigación es su participación en diversos proyectos de investigación competitivos en el campo de la biomecánica. Centrándose en la articulación de la rodilla, el grupo trabajo inicio en 2002 un primer proyecto "Modelización personalizada de la rodilla protésica ante solicitudes realistas como ayuda a la decisión quirúrgica en la selección de prótesis" (ref. PIO-21329, financiado por el Instituto de Salud Carlos III, siendo IP Antonio Simón Mata. Mas recientemente, ya en el campo de investigación de las lesiones meniscales, el grupo ha participado con éxito en varios proyectos de investigación competitivos de ámbito regional y nacional, en los que el autor de esta tesis ha participado como investigador integrado en su equipo de trabajo y en los que ha sido IP la directora de la tesis. Entre estos proyectos destacan:

- Diseño de la fijación en trasplante de menisco sin porciones óseas con biomecánica natural (ref. RTI2018-094339-B-I00), financiado en la convocatoria 2018 de proyectos de I+D+i «Retos Investigación», del Programa Estatal de I+D+i Orientada a los Retos de la Sociedad en el marco del Plan Estatal de Investigación Científica y Técnica y de Innovación 2017-2020.
- Modelado Computacional de la Sutura Meniscal para el Análisis de Técnicas de Reparación de la Raíz (ref. P20_00294.) proyecto financiado en la convocatoria 2020 de proyectos de investigación destinados a las universidades y entidades públicas de investigación calificadas como agentes del Sistema Andaluz del Conocimiento, en el ámbito del Plan Andaluz de Investigación, Desarrollo e Innovación (PAIDI)

- Modelización del menisco suturado orientada a la reconstrucción de la raíz meniscal (ref. UMA20-FEDERJA-116), proyecto financiado en la convocatoria 2020 en el marco del Programa Operativo FEDER Andalucía 2014-2020.
- Beca de investigación de la Asociación Española de Artroscopia, otorgada durante el XXX Congreso de dicha asociación, celebrado en Valencia en 2012, con Alejandro Espejo Baena como IP.

La tesis se dirige al estudio de las lesiones meniscales de la raíz anterior del menisco lateral (RAML) y su reparación quirúrgica. En los últimos 10 años se ha profundizado mucho en el conocimiento de las raíces meniscales posteriores, y es aceptado que su avulsión puede tener consecuencias similares a la meniscectomía, así como que su reparación restaura, al menos parcialmente, las capacidades biomecánicas del menisco. Este conocimiento no estaba disponible para las raíces anteriores, dentro de las cuales toma especial relevancia la del menisco lateral por su relación con la inserción del ligamento cruzado anterior, que se lesiona y se reconstruye con alta frecuencia.

En la práctica clínica del autor de la tesis hubo un primer caso de un paciente que iba a ser sometido a trasplante de menisco lateral por persistencia del dolor tras una meniscectomía (síndrome postmeniscectomía); al realizársele la artroscopia inicial exploratoria, se comprobó que tenía tejido meniscal suficiente aunque extruido y una avulsión iatrogénica de la RAML, que se había producido tras la meniscectomía original; además, el paciente había presentado una progresión de su alineación al valgo y tenía condropatías de alto grado en el compartimento lateral; por todo esto, se decidió cambiar la indicación de trasplante meniscal a una reinserción de la raíz anterior del menisco lateral, asociada a una osteotomía varizante, con buen resultado clínico. Al haber sufrido una meniscectomía previa en la zona de la raíz anterior del menisco lateral y faltar tejido meniscal, se realizó una reinserción con implante in situ (RIS), en localización no anatómica, ya que se conoce de las lesiones de las raíces posteriores que es biomecánicamente superior la función de un menisco con su raíz insertado en una localización no anatómica que la de un menisco con la raíz avulsionada. Posteriormente, aparecieron 2 casos más muy similares y muy próximos en el tiempo, de nuevo con

lesiones condrales avanzadas asociadas, que se resolvieron con la misma técnica quirúrgica.

Para analizar las consecuencias de la lesión de la RAML y resolver las cuestiones planteadas en los párrafos anteriores, el trabajo de esta tesis se inició con un exhaustivo estudio del tratamiento clínico de las lesiones meniscales, cuyos resultados se publicaron en el artículo **Espejo Reina A, Espejo Reina MJ, García Gutiérrez G, et al. Lesiones de las raíces meniscales. Estado actual. Rev Esp Artrosc Cir Articul. 2018;25(Supl.1):29-45. Doi: 10.24129/j.reaca.25e62.fs1803017.** A la vez, se analizó el resultado clínico a más largo plazo de la reparación no anatómica de la RAML, incluyendo el caso anteriormente citado, que resultó en el artículo **Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Espejo-Reina MJ, Gómez-Cáceres A, Dalla Rosa-Nogales J, Espejo-Baena A. Non anatomic reinsertion after amputation of the anterior horn of the lateral meniscus. Orthop Traumatol Surg Res. 2019;105(6):1115-1118. doi: 10.1016/j.otsr.2019.04.007.** Una vez que se conoció en detalle el resultado de los casos clínicos tratados y la evidencia científica disponible, los trabajos se enfocaron hacia el estudio biomecánico en laboratorio de las lesiones de la RAML y la evaluación del éxito de su reparación. Se estudió en ensayos in-vitro las consecuencias de la avulsión de la RAML en la biomecánica de la rodilla y si era posible quirúrgicamente recuperar las condiciones de la rodilla sana, cuyos resultados fueron recogidos en el artículo **Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Espejo-Baena A, Peña-Trabalón A, Perez-Blanca A. Biomechanical consequences of anterior root detachment of the lateral meniscus and its reinsertion. Sci Rep. 2022;13;12(1):6182. doi: 10.1038/s41598-022-10229-5.** Al comprobar en ese trabajo que la recuperación de la biomecánica de contacto natural era sólo parcial, se planteó evaluar cuál era la técnica quirúrgica que mejores resultados podría ofrecer en relación a la consecución de este objetivo en el postoperatorio inmediato: una reparación transtibial (RTT) o una RIS; los resultados de esta investigación se publicaron en **Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Espejo-Baena A, Estebanez B, Perez-Blanca A. Improved tibiofemoral contact restoration after transtibial reinsertion of the anterior root of the lateral meniscus compared to in situ repair: a biomechanical study. Int Orthop. 2023;47(10):2419-2427. doi: 10.1007/s00264-023-05769-y.**

Los cuatro trabajos mencionados en el párrafo anterior, que se compendian en esta tesis, permiten presentar una orientación para la actuación del cirujano ortopédico ante el hallazgo de una lesión en la RAML, puesto que ayuda al conocimiento de las consecuencias biomecánicas de la lesión y de su reparación con distintas técnicas.

- El primero de los trabajos compendiado se centró en una revisión del estado actual del conocimiento sobre las raíces meniscales. Se realizó una revisión narrativa sobre su anatomía, su función, su lesión y su reparación. Se comprobó que la anatomía de las raíces meniscales era bien conocida: cada uno de los meniscos presenta dos raíces o inserciones óseas directas en sus extremos, una anterior y otra posterior, respectivamente, con una histología diferenciada del resto del menisco. Asimismo, se constató que la biomecánica de las raíces posteriores había sido muy estudiada, habiéndoseles atribuido una función esencial en el funcionamiento meniscal y la transmisión de cargas a través de la rodilla. Igualmente, se vio que las lesiones de las raíces posteriores meniscales habían sido bien descritas, con signos radiológicos específicos, y con una progresión radiográfica hacia el deterioro de la articulación en caso de falta de tratamiento. Los estudios biomecánicos publicados corroboran todos estos hallazgos y comprueban que la reinserción de las raíces meniscales posteriores restaura la función meniscal, lo que se confirma con los estudios clínicos publicados. El trabajo de revisión también corrobora que, hasta ese momento " La lesión de la raíz anterior ha sido descrita en pocos casos y solo para el menisco medial", poniendo de relieve la importante laguna en el conocimiento científico respecto a las lesiones de RAML
- El segundo de los artículos consistió en la descripción de los casos clínicos recogidos por el equipo en el que se integra el autor de la tesis con características similares a las descritas anteriormente, es decir, una lesión de la RAML, con pérdida de sustancia por una meniscectomía previa, en

una rodilla que ya había desarrollado condropatías y que tenía dolor persistente. En los casos recogidos se realizó una re inserción de la raíz meniscal, en posición no anatómica por la pérdida de sustancia resultante de la meniscectomía previa; en el artículo se describió la técnica realizada, mediante RIS con implante y se presentaron los datos de resultados clínicos, que fueron muy positivos, devolviendo a la rodilla una función prácticamente normal.

- El objetivo del tercer artículo fue comprobar in-vitro las alteraciones en la biomecánica de contacto de la articulación tibiofemoral causados por la avulsión de la RAML, así como la eficacia de su re inserción quirúrgica. Se diseñó un estudio utilizando 9 especímenes de rodilla cadavérica, que se ensayaron en una máquina universal de tracción/compresión en cuatro condiciones para su menisco lateral: rodilla intacta, rodilla con desinserción de la RAML, rodilla con RIS de la RAML, y rodilla sin menisco lateral (meniscectomía total). El día previo al ensayo se descongeló el espécimen correspondiente a temperatura ambiente y se preparó para su colocación en la máquina de ensayo, fijando los extremos femoral y tibial de la rodilla en recipientes ad-hoc con resina epoxi. El día del ensayo se preparó la rodilla mediante disección hasta el plano capsular y se colocaron sensores de presión de película fina, previamente calibrados, insertándolos entre los meniscos y la superficie tibial. En primer lugar, se realizó el ensayo de la condición intacta, aplicando compresión axial y situando el espécimen a 0°, 30°, 60° y 90° de flexión secuencialmente. Seguidamente, se extrajo el espécimen de la máquina y se sometió a desinserción de la RAML. Se volvió a colocar en la máquina y se realizó el mismo ensayo que en la condición intacta. Se repitió la operación al finalizar, reinsertando la RAML con un implante in situ. Finalmente, se extrajo el menisco completo y se repitió el ensayo. Se calculó para cada espécimen en cada una de las condiciones ensayadas el área de contacto y las presiones máximas y medias en cada cóndilo. El análisis estadístico de los resultados permitió concluir que se producía un incremento

significativo de la presión de contacto en la condición de avulsión de la RAML respecto a la condición intacta, y que la primera era muy similar a la condición de meniscectomía total, especialmente en bajos grados de flexión. La reinserción de la RAML con técnica in situ restauró parcialmente la capacidad biomecánica del menisco respecto a la condición intacta.

- El cuarto artículo tuvo como objetivo principal la comparación de la capacidad de recuperar la biomecánica de contacto tibiofemoral entre dos técnicas quirúrgicas para la reinserción de la RAML. Se planificó un ensayo similar al descrito en los párrafos anteriores para el tercer artículo compendiado pero, una vez realizada la RIS, se sustituyó por una RTT de la RAML. Para ello, se retiró el dispositivo de fijación y se realizó un túnel desde la corteza anterior de la tibia hasta la inserción anatómica de la RAML, cuya longitud se midió para comprobar el efecto de la longitud del hilo. Se realizó una sutura del extremo del menisco, que se pasó a través del túnel y se anudó a un dispositivo tensor específicamente diseñado para el estudio, que se insertó en la metáfisis tibial. Se repitió el ensayo en la máquina multiensayo mientras se medía la tensión con el dispositivo. Al igual que en el estudio anterior, se calculó en cada condición meniscal y para 0°, 30°, 60° y 90° de flexión el área de contacto y las presiones máximas y medias en cada cóndilo. El análisis estadístico de los resultados puso de manifiesto la existencia de diferencias significativas a favor de la RTT de la RAML.

Como ya se ha detallado, las contribuciones mencionadas en los párrafos anteriores han sido publicadas en revistas de alto impacto revisadas por pares, lo que demuestra la relevancia y novedad del trabajo. En los cuatro artículos el doctorando es primer autor. En su año de su publicación la revista *International Orthopaedics* se situó en el 2º cuartil del índice JCR (Journal Citation Reports) en la categoría “ORTHOPEDICS” clasificada por factor de impacto (IF) (posición 49 de 136) y en el 1º cuartil del mismo ranking clasificada según el Indicador de citas de revistas (JCI) (posición 32 de 136). La revista *Scientific*

Reports se clasifica en la categoría “MULTIDISCIPLINARY SCIENCES” del índice JCR y se sitúa en su año de publicación en el 2º cuartil del ranking si se clasifica según el IF (posición 22 de 73) y en el 1º cuartil si se clasifica según el JCI, (posición 21 de 134). La revista *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* también se clasifica en la categoría “ORTHOPEDECS” del índice JCR situándose en su año de publicación en el 3º cuartil según su IF (posición 45 de 82) y en el 2º cuartil según su JCI (posición 47 de 119). El cuarto artículo está publicado en la Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular (REACA), revista oficial de la Asociación Española de Artroscopia, miembro afiliado de la European Society of Sports medicine, Knee surgery and Arthroscopy (ESSKA), con importante difusión en España e Hispanoamérica.

Los trabajos realizados en el contexto de esta tesis doctoral han dado lugar a diversas comunicaciones en congresos nacionales e internacionales, como son:

- Espejo-Reina A, Gómez-Cáceres A, Espejo-Reina MJ, Jiménez-Garrido C, Dalla Rosa-Nogales J, Espejo-Baena A. Reinserción del cuerno anterior del menisco externo para tratamiento de desinserción su raíz con pérdida de sustancia. 6º Congreso conjunto AEA-SEROD. 2018. Zaragoza. España.
- Gómez-Cáceres A, Espejo-Reina A, Espejo-Reina MJ, Jiménez-Garrido C, Dalla Rosa-Nogales, Espejo-Baena A. Resultados tras reinserción del cuerno anterior del menisco externo. 6º Congreso conjunto AEA-SEROD. 2018. Zaragoza. España.
- Peña-Trabalón A, Espejo-Reina A, Estebanez B, Moreno-Vegas S, Perez-Blanca A, Prado-Novoa M. 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. 25-26 Octubre 2021, Granada
- Estebanez B, Espejo-Reina A, Peña-Trabalón A, Moreno-Vegas S, Nadal F, Perez-Blanca A, Prado-Novoa M. 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. 25-26 Octubre 2021, Granada

- Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Pérez-Blanca A, Estebáñez B, Raya-Herrero A, Espejo-Reina MJ, Espejo-Baena A. Mind the anterior root of the lateral meniscus. A biomechanical perspective. ISAKOS 2021 Global Congress. November 27-28. Cape Town. South Africa
- Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Pérez-Blanca A, Estebáñez B, Peña-Trabalón A, Espejo-Reina MJ, Espejo-Baena A. Study of the influence of an avulsion of the anterior root of the lateral meniscus and its repair on the position of the knee center of pressure. 21st ESSKA Congress. 2022. Paris.
- Peña-Trabalón A, Moreno-Vegas A, Estebanez A, Prado-Novoa M, Espejo-Reina A, García-Vacas F, Perez-Blanca A. Lateral meniscus anterior root avulsion increases contact pressures: a finite element study. 27th Congress of the European Society of Biomechanics. 26 - 29 June 2022, Porto, Portugal.

Por último, es destacable que los trabajos realizados en esta tesis han permitido abrir futuras líneas de investigación, incluyendo la mejora de los dispositivos de fijación para el tratamiento de las lesiones de la raíz meniscal, la influencia de la extrusión meniscal en la transmisión de cargas y de la capsulodesis como gesto asociado para reducirla y el estudio de materiales para el refuerzo de la raíz meniscal y la mejora de su resistencia a la tracción durante su reparación.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. ESTADO DEL ARTE	1
1.1.1. Los meniscos de la rodilla	1
1.1.1.1. Anatomía y fisiología de los meniscos de la rodilla humana	3
1.1.1.2. Histología del menisco	5
1.1.1.3. Propiedades mecánicas del tejido meniscal	7
1.1.1.4. Conexiones articulares de los meniscos	8
1.1.1.5. Cinemática de los meniscos	11
1.1.1.6. Distribución de presiones de contacto sobre los meniscos	14
1.1.2. Las raíces meniscales	16
1.1.2.1. Raíz anterior del menisco medial	16
1.1.2.2. Raíz posterior del menisco medial	18
1.1.2.3. Raíz anterior del menisco lateral	18
1.1.2.4. Raíz posterior menisco lateral	19
1.1.3. Lesiones de las raíces meniscales	19
1.1.3.1. Clasificación de las roturas de la raíz meniscal	20
1.1.3.2. Diagnóstico y epidemiología	22
1.1.3.2.1. Raíces posteriores	22
1.1.3.2.2. Raíces anteriores	22
1.1.4. Reparación de la avulsión de raíces meniscales	23
1.1.4.1. Punción meniscal	23
1.1.4.2. Material de sutura	24
1.1.4.3. Configuración de la sutura meniscal:	24
1.1.4.4. Métodos de fijación	24
1.1.5. Consecuencias biomecánicas de la lesión y su reparación	25
1.2. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	30
1.3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	32

2. MATERIALES Y MÉTODOS	35
2.1. CIRUGÍA DE REINSERCIÓN DE LA RAML	35
2.2. ESTUDIO DE LA INFLUENCIA EN LA BIOMECÁNICA DEL CONTACTO DE LA AVULSIÓN DE LA RAML Y SU POSTERIOR REINSERCIÓN	37
2.2.1. Preparación del espécimen	38
2.2.2. Ensayos biomecánicos	40
2.2.3. Análisis estadístico	44
2.3. COMPARACIÓN BIOMECÁNICA ENTRE LA REPARACIÓN IN SITU Y TRANSTIBIAL DE LA REPARACION DE LA RAML	46
2.3.1. Preparación del espécimen	46
2.3.2. Ensayos biomecánicos	48
2.3.3. Análisis estadístico	50
3. RESULTADOS	52
3.1. REVISIÓN DE LAS LESIONES DE LAS RAICES MENISCALES	52
3.2. CIRUGÍA DE REINSERCIÓN DE LA RAML	53
3.3. ESTUDIO DE LA INFLUENCIA EN LA BIOMECÁNICA DEL CONTACTO DE LA AVULSIÓN DE LA RAML Y SU POSTERIOR REINSERCIÓN	54
3.3.1. Área de contacto normalizada	54
3.3.2. Presión media normalizada	57
3.3.3. Presión máxima normalizada	59
3.4. COMPARACIÓN BIOMECÁNICA ENTRE LA REPARACIÓN IN SITU Y TRANSTIBIAL DE LA REPARACION DE LA RAML	61
3.4.1. Área de contacto normalizada	61
3.4.2. Presión media normalizada	64
3.4.3. Presión máxima normalizada	64
3.4.4. Fuerza de tracción en la sutura	65
4. DISCUSIÓN	67
5. CONCLUSIONES	76

6. TRABAJOS FUTUROS	79
7. REFERENCIAS	82
8. ARTÍCULOS COMPENDIADOS	99

LISTADO DE FIGURAS

Capítulo 1

- Fig. 1. 1.** a) Vista cenital de la meseta tibial de rodilla derecha, con los meniscos ubicados ocupando su periferia a modo de semiluna. Puede apreciarse la mayor separación entre las raíces meniscales en el menisco medial. P: posterior; M: medial; b) Imagen de un plano coronal de resonancia magnética de rodilla derecha en la que se observa la forma triangular de la sección meniscal (flechas naranjas), interpuesta entre el fémur y la tibia a modo de cuña. M: Medial; S: Superior.2
- Fig. 1. 2.** Diagrama de una imagen lateral de rodilla sobre la transmisión de cargas. A) La superficie de contacto en ausencia de menisco entre el fémur y la tibia es pequeña, por lo que las cargas se concentran y se hacen más intensas y localizadas. B) La presencia de los meniscos distribuye las cargas en un área mayor y las disipa.3
- Fig. 1. 3.** Imagen anatómica cenital de meseta tibial humana. 1: Menisco medial, cuya raíz anterior se inserta anterior a la huella del ligamento cruzado anterior (LCA); 2: Menisco lateral, cuya raíz anterior se inserta algo posterior a la huella del LCA; 3: Huella tibial del LCA, que se solapa parcialmente con la inserción de la raíz anterior del menisco lateral; 4: Huella tibial del ligamento cruzado posterior, que se encuentra distal a la meseta tibial. Cortesía Dr. Sáenz.....3
- Fig. 1. 4.** Corte transversal anatómico del tercio medio del menisco medial de una rodilla izquierda. Puede apreciarse la forma triangular del menisco, con su lado periférico vertical, su lado superior oblicuo y su lado inferior horizontal, adaptándose a la forma de la meseta tibial. MM: Menisco Medial; MTC: Cóndilo Tibial Medial; MCL: Ligamento Colateral Medial. Con permiso de Smigielski y cols. (2015).4

- Fig. 1. 5.** Diagrama de una vista cenital de una meseta tibial. Se aprecian las diferencias anatómicas entre los compartimentos medial y lateral: existe una mayor ocupación de la meseta lateral por parte del menisco lateral (84%) que de la meseta medial por parte del menisco.....5
- Fig. 1. 6.** Diagrama sobre la disposición de las fibras de colágeno del menisco, donde se aprecia la red que forman las fibras circunferenciales entrelazadas con las fibras radiales. Con permiso de Seo S-S y cols (2021).....6
- Fig. 1. 7.** Diagrama del menisco con las cifras medias de los módulos de elasticidad frente a fuerzas de tracción circunferencial (E_h) y radial (E_r) y el módulo agregado de compresión (H_A). Con permiso de Masouros y cols. (2008).7
- Fig. 1. 8.** Imagen cenital del complejo meniscal sobre la meseta tibial: (A) Se observa el menisco medial dividido en 5 regiones anatómicas: las zonas 1 y 5 son las raíces anterior y posterior respectivamente; la zona 2 se subdivide en 2a (anterior) y 2b (posterior) en relación al ligamento intermeniscal; la zona 3 abarca el tercio medio, a la altura del ligamento colateral medial y la zona 4 se sitúa posterior al mismo constituyendo el cuerno posterior del menisco medial. Cortesía Dr. Sáenz.....9
- Fig. 1. 9.** Imagen anatómica de la vista posterolateral de la meseta tibial izquierda. Se observa el recorrido de los ligamentos meniscofemorales (Lig. Meniscofemoral Anterior o de Humphrey y ligamento meniscofemoral Posterior o de Wrisberg respectivamente). Cortesía Dr. Sáenz11
- Fig. 1. 10.** a) Fuerzas de contacto sobre el menisco debido a la interacción con el cartílago femoral (F_{fem}) y tibial (F_{tib}); b) Tensiones en el menisco: radiales, generadas del contacto tibiofemoral, y circunferenciales, generadas por la fijación de las raíces.....12
- Fig. 1. 11.** Vista en el plano transversal de la meseta tibial de una rodilla humana izquierda mostrando las raíces meniscales. Se puede observar una menor distancia entre las raíces anterior y posterior del menisco lateral que entre las del medial.....13
- Fig. 1. 12.** Desplazamientos medios (mm) en cada menisco durante la flexión (sombreado) y la extensión (punteado). ANT, anterior; POST, posterior; mme, desplazamiento meniscal medio; P/A: ratio de traslación posterior a

anterior durante la flexión. *diferencia significativa con $P < 0.05$ (test t-student). Con permiso de Thompson y col. (1991).14

Fig. 1. 13. Distribución de esfuerzos de contacto en la articulación tibio-femoral en los instantes de carga máxima durante la marcha y subiendo escaleras. El área bordeada en rojo corresponde al cartílago y en verde a los meniscos: A)14% y B) 45% del ciclo de marcha; E)19% y F) 48% del ciclo de subir escaleras. A: Anterior; P: Posterior; M: Medial; L: Lateral. Adaptado de Gilbert y col. (2014) con permiso.15

Fig. 1. 14. A: corte anatómico en visión axial de una rodilla normal; B: imagen artroscópica de la zona posterior del compartimento lateral de la rodilla; C: imagen artroscópica de la zona posterior del compartimento medial de la rodilla; D: imagen artroscópica de la zona anterior del compartimento lateral de la rodilla; E: imagen artroscópica de la zona anterior del compartimento medial de la rodilla. *: raíz anterior del menisco medial; **: raíz anterior del menisco lateral; ***: raíz posterior del menisco medial; ****: raíz posterior del menisco lateral. LCA: ligamento cruzado anterior. LCP: ligamento cruzado posterior.17

Fig. 1. 15. a). Avulsión de la raíz posterior del menisco lateral (ML) con fragmento óseo (flecha: fragmento óseo avulsionado). b). Rotura radial de la raíz posterior del menisco medial (MM). CM: cóndilo medial con condropatías; RPMM: raíz posterior del MM. Flecha: zona de rotura radial.20

Fig. 1. 16. Cargas de la articulación tibiofemoral de la rodilla humana intacta, con avulsión de la raíz posterior del menisco lateral (RPML), tras la re inserción de la misma y tras menisectomía total. Reproducido con permiso de Perez-Blanca A, et al. Arthroscopy. 2016 Apr;32(4):624-33.27

Fig. 1. 17. Puntos de inserción del hilo de sutura en el menisco durante el ensayo con carga cíclica entre 10 y 30 N. A: en el primer ciclo de carga; B: en el ciclo de carga 1.000. No se observan signos macroscópicos de corte del menisco por la sutura. Reproducido con permiso de Pérez-Blanca A, et al. Int Orthop. 2018;42(4):811-8.28

Capítulo 2

- Fig. 2. 1.** Imágenes esquemáticas de las condiciones estudiadas en el ensayo: (a) menisco lateral intacto, (b) avulsión de la raíz anterior del menisco lateral, (c) reparación in situ, (d) meniscectomía total. El detalle muestra una representación ampliada de la técnica de reparación.....**38**
- Fig. 2. 2.** Montaje experimental: (a) vista frontal y (b) vista lateral mostrando la máquina de ensayos con un espécimen de rodilla derecha montado a 90° de flexión. Las flechas blancas destacan los elementos las fijaciones a la máquina de ensayo que permiten los movimientos asociados a los grados de libertad del experimento. 1a: Contenedor tibial; 1b: Contenedor femoral; 2: guías de la mordaza para permitir e la rotación tridimensional de la fijación del fémur; 3: actuador de la máquina con rodamientos lineales interpuestos; 4: sensor de presión; 5: célula de carga; 6: tornillos para fijar el sensor al contenedor tibial.**41**
- Fig. 2. 3.** Distribución representativa de presiones en los compartimentos lateral y medial. Las cuatro condiciones del menisco lateral probadas están representadas para el espécimen n.º 3 a 0° de flexión: la avulsión de la raíz anterior del compartimento lateral resultó en una distribución de presiones más concentrada en el lado lesionado, con gradientes más pronunciados. Estos efectos fueron similares a la meniscectomía. Con la reparación, la distribución de presiones tendió a recuperarse hacia la condición intacta **42**
- Fig. 2. 4.** Diagrama de las técnicas de reparación de la raíz anterior del menisco lateral. A) reinserción in situ con implante; B) reinserción transtibial sin implante, con hilos de sutura anudados a dispositivo medidor de tensión.**47**
- Fig. 2. 5.** Configuración experimental que muestra la máquina de pruebas con un espécimen de rodilla izquierda montado en extensión completa en la condición TTR. (1) Contenedor tibial; (2) contenedor femoral; (3) célula de carga; (4) sensor de presión; (5) transductor diseñado a medida, mostrando (5a) tornillo que fija el transductor al túnel tibial, (5b) elemento para fijar los

hilos de sutura, y (5c) célula de carga; (5d) rueda calibrada que desplaza el elemento de fijación de los hilos en dirección al túnel tibial48

Capítulo 3

Fig. 3. 1. Área de contacto normalizada (a), presión media (b) y presión máxima (c) en el compartimento lateral para las tres condiciones meniscales alteradas (lesionado, reparado y meniscectomía total) para los cuatro ángulos de flexión de la rodilla probados. La línea vertical cerca de cada grupo de puntos representa el intervalo de confianza (IC) del 95% para los datos del grupo. Las líneas horizontales representan diferencias significativas entre grupos en las comparaciones por pares planificadas. Diferencia significativa con respecto a la condición intacta56

Fig. 3. 2. Valores medios de los parámetros biomecánicos normalizados para las tres condiciones meniscales alteradas en los cuatro ángulos de flexión ensayados, con la línea vertical representando el intervalo de confianza del 95%: a) área de contacto normalizada, b) presión media normalizada y c) presión máxima normalizada en el compartimento lateral; d) área de contacto normalizada, e) presión media normalizada y f) presión máxima normalizada en el compartimento medial.....63

LISTADO DE TABLAS

- Tabla 3. 1.** Resultados de las escalas de valoración pre y postoperatorias de los pacientes a los que se realizó re inserción de la raíz anterior del menisco lateral53
- Tabla 3. 2.** Área de contacto normalizada respecto a la condición intacta en los compartimentos lateral y medial en cada ángulo de flexión y para las 3 condiciones meniscales alteradas (expresado como valor medio con el intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Los valores del área de contacto (mm^2) en el grupo Intacto se proporcionan como referencia55
- Tabla 3. 3.** Presión media normalizada respecto a la condición intacta en los compartimentos lateral y medial en cada ángulo de flexión y para las 3 condiciones meniscales alteradas (expresado como valor medio con el intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Los valores de la presión media (N/mm^2) en el grupo Intacto se proporcionan como referencia58
- Tabla 3. 4.** Presión máxima normalizada respecto a la condición intacta en los compartimentos lateral y medial en cada ángulo de flexión y para las 3 condiciones meniscales alteradas (expresado como valor medio con el intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Los valores de la presión media (N/mm^2) en el grupo Intacto se proporcionan como referencia60
- Tabla 3. 5.** Parámetros de contacto normalizados en el compartimento lateral en cada ángulo de flexión para las 3 condiciones meniscales alteradas (se muestra valor medio con un intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Valor p junto al símbolo correspondiente si se detecta diferencia significativa entre grupos.....62
- Tabla 3. 6.** Fuerza de tracción en la sutura para el grupo RTT después de 1 minuto a 1000N de compresión (expresado como valor medio con un intervalo de confianza del 95% entre paréntesis).65

ABREVIATURAS

LCA: ligamento cruzado anterior

LCM: ligamento colateral medial

LMF: ligamento menisco-femoral

RAML: raíz anterior del menisco lateral

RAMM: raíz anterior del menisco medial

RPML: raíz posterior menisco lateral

RPMM: raíz posterior menisco medial

RIS: re inserción in situ

RTT: re inserción transtibial

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ESTADO DEL ARTE

1.1.1. Los meniscos de la rodilla

Las propiedades biomecánicas de los meniscos y, por tanto, su función, vienen definidas por su forma y su composición. Además, dichas propiedades están íntimamente ligadas a las conexiones de los meniscos al resto de estructuras de la rodilla por lo que para comprender el funcionamiento biomecánico de la rodilla es crucial el estudio de dichas conexiones.

Las raíces meniscales son sus únicas inserciones directas en la meseta tibial, convirtiéndose en los principales limitadores de sus movimientos. Su desinserción, entendida como una rotura completa de sus fibras circunferenciales, con o sin fragmento óseo, altera el funcionamiento biomecánico del menisco, cuyo efecto se asimila al de la meniscectomía total, por lo que se ha propuesto distintas técnicas de reparación quirúrgica para restaurar la funcionalidad de la articulación sana.

Los meniscos están presentes en diversas articulaciones sinoviales de los animales vertebrados; en el cuerpo humano se encuentran estructuras similares en la articulación radiocarpiana, en la temporomandibular, acromioclavicular, esternoclavicular y costovertebrales. En la rodilla tienen forma de “C” o de semiluna (lo que les da su nombre¹) y su sección es triangular, por lo que se interponen en forma de cuña entre los cóndilos femorales y la meseta tibial (**Fig. 1. 1**).

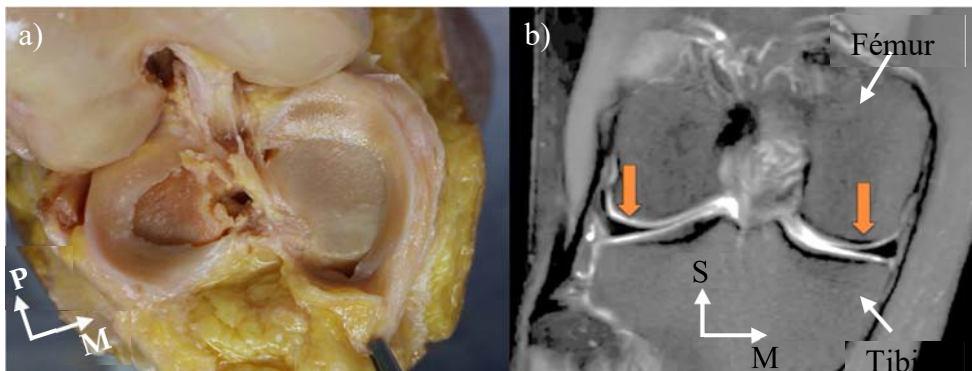


Fig. 1. 1. a) Vista cenital de la meseta tibial de rodilla derecha, con los meniscos ubicados ocupando su periferia a modo de semiluna. Puede apreciarse la mayor separación entre las raíces meniscales en el menisco medial. P: posterior; M: medial; b) Imagen de un plano coronal de resonancia magnética de rodilla derecha en la que se observa la forma triangular de la sección meniscal (flechas naranjas), interpuesta entre el fémur y la tibia a modo de cuña. M: Medial; S: Superior.

La superficie del extremo distal de los cóndilos femorales que contacta con la proximal de la meseta tibial es pequeña porque ambas tienen distinta curvatura. Los meniscos mejoran la congruencia, incrementando el área de contacto y hacen que las cargas que se transmiten a través de la rodilla disminuyan y lo hagan con una mejor distribución (**Fig. 1. 2**): los meniscos soportan entre un 40 y un 70% de la carga transmitida por la rodilla², por lo que las presiones de compresión que sufre el cartílago disminuyen respecto a las que tendría una articulación sin meniscos, limitando su desgaste.

Los meniscos también participan en la estabilidad de la rodilla, en la lubricación de las superficies articulares, y en su sensibilidad propioceptiva³. Todo esto produce que la meniscectomía genere un deterioro de la rodilla a medio-largo plazo⁴⁻⁷. Por todo lo previo, actualmente se prefiere preservar los meniscos mediante su reparación⁸ o mediante tratamiento conservador en lesiones degenerativas⁹.

La biomecánica de la rodilla en general y de los meniscos en particular depende también de sus conexiones a otras estructuras articulares mediante ligamentos; los constructos menisco-ligamentarios deben entenderse como un conjunto cuya integridad es esencial para el adecuado desarrollo de las funciones meniscales.

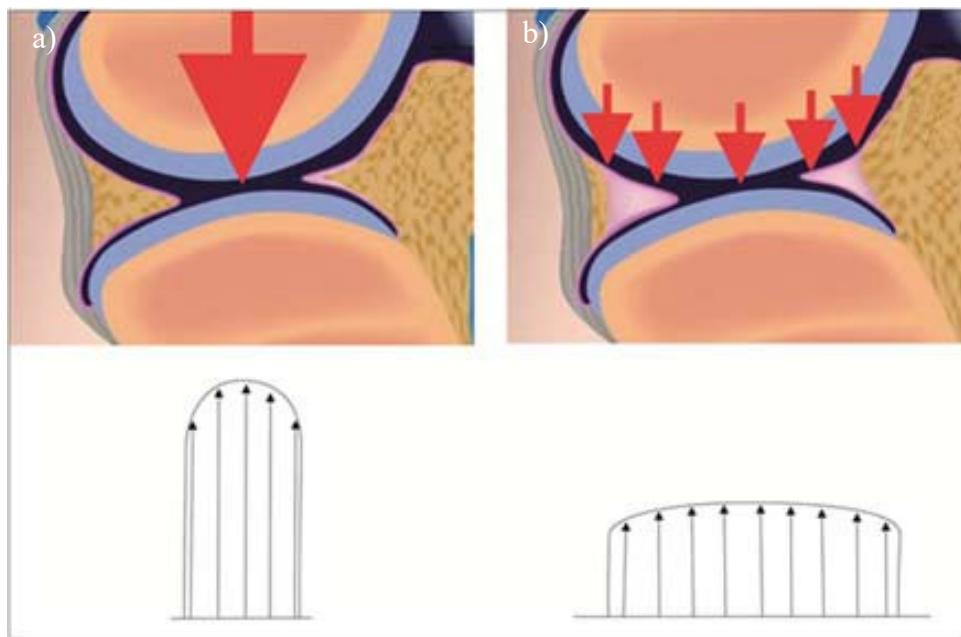


Fig. 1. 2. Diagrama de una imagen lateral de rodilla sobre la transmisión de cargas. A) La superficie de contacto en ausencia de menisco entre el fémur y la tibia es pequeña, por lo que las cargas se concentran y se hacen más intensas y localizadas. B) La presencia de los meniscos distribuye las cargas en un área mayor y las disipa.

1.1.1.1. Anatomía y fisiología de los meniscos de la rodilla humana

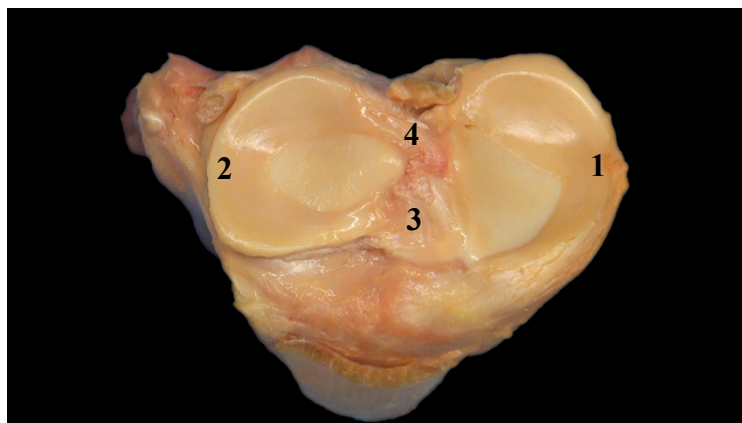


Fig. 1. 3. Imagen anatómica cenital de meseta tibial humana. 1: Menisco medial, cuya raíz anterior se inserta anterior a la huella del ligamento cruzado anterior (LCA); 2: Menisco lateral, cuya raíz anterior se inserta algo posterior a la huella del LCA; 3: Huella tibial del LCA, que se solapa parcialmente con la inserción de la raíz anterior del menisco lateral; 4: Huella tibial del ligamento cruzado posterior, que se encuentra distal a la meseta tibial. Cortesía Dr. Sáenz.

La rodilla humana tiene dos meniscos, uno lateral o externo y uno medial o interno, que se sitúan en su compartimento correspondiente (**Fig. 1. 3**).

Los meniscos tienen consistencia elástica y, macroscópicamente, están compuestos por un tejido blanquecino, liso y turgente. Son semilunares en el plano axial y aproximadamente triangulares en el plano coronal (**Fig. 1. 4**), con base periférica (algo convexa), que está adherida a la cápsula articular, y vértice central, libre de inserciones, donde confluyen el lado superior o craneal (oblicuo y algo cóncavo para ser congruente con la periferia de la forma convexa del cóndilo femoral correspondiente) y el lado caudal o inferior (horizontal y aproximadamente plano, para ser congruente con la superficie de la periferia de la meseta tibial correspondiente)¹⁰.

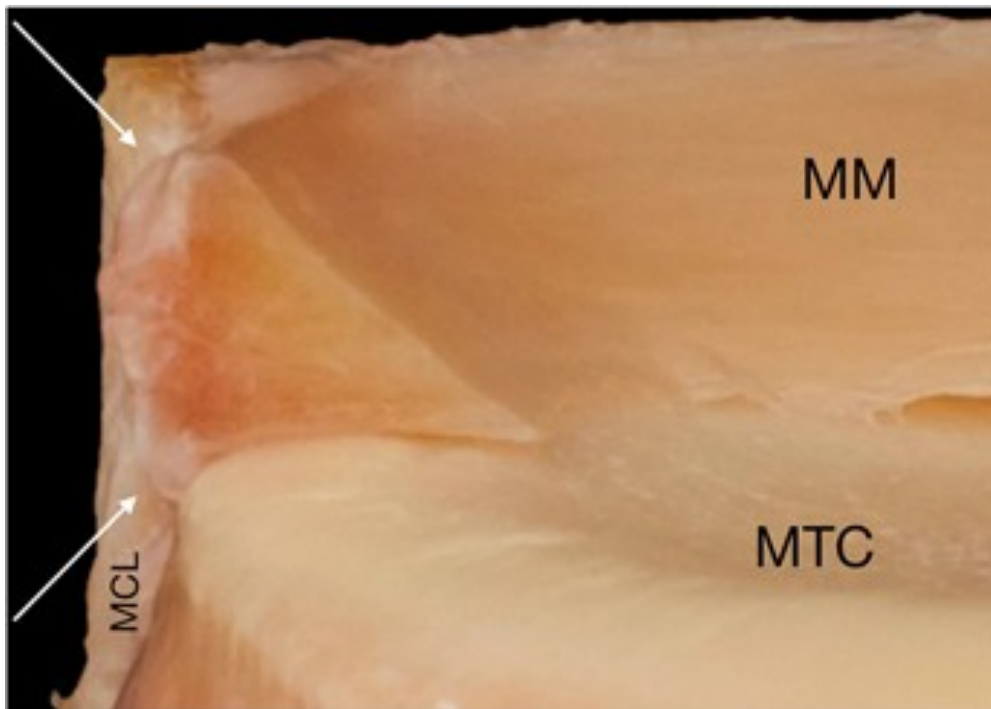


Fig. 1. 4. Corte transversal anatómico del tercio medio del menisco medial de una rodilla izquierda. Puede apreciarse la forma triangular del menisco, con su lado periférico vertical, su lado superior oblicuo y su lado inferior horizontal, adaptándose a la forma de la meseta tibial. MM: Menisco Medial; MTC: Cóndilo Tibial Medial; MCL: Ligamento Colateral Medial. Con permiso de Smigielski y cols. (2015).

Los meniscos se pueden dividir en tres zonas en el plano axial: el cuerpo meniscal y los cuernos, anterior y posterior, según su localización dentro de la rodilla (**Fig. 1. 5**).

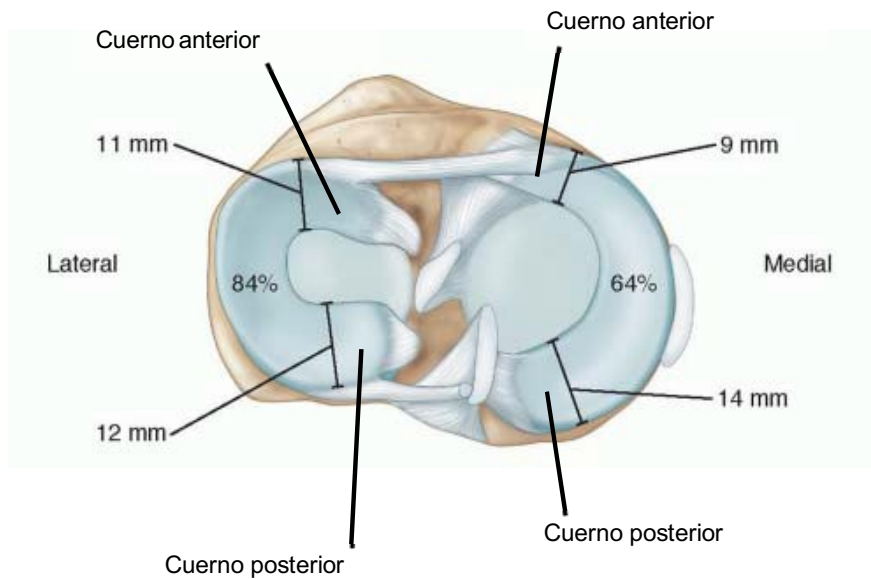


Fig. 1. 5. Diagrama de una vista cenital de una meseta tibial. Se aprecian las diferencias anatómicas entre los compartimentos medial y lateral: existe una mayor ocupación de la meseta lateral por parte del menisco lateral (84%) que de la meseta medial por parte del menisco.

Ambos meniscos son parecidos, pero existen diferencias entre ellos, que dependen en gran medida del compartimento donde se sitúan (**Fig. 1. 5**): la meseta tibial lateral es ligeramente convexa y de menor tamaño, mientras que la medial es moderadamente cóncava y más amplia¹¹; por lo tanto, el menisco medial presenta sus extremos más abiertos, cubriendo aproximadamente el 60% de la meseta tibial medial, con un cuerno posterior más ancho que el anterior. El menisco lateral es más pequeño y sus extremos se sitúan más cercanos entre sí. Su tamaño presenta más variabilidad que el menisco medial, aunque es más uniforme en todo su recorrido, cubriendo aproximadamente el 80% de la meseta tibial lateral¹⁰.

1.1.1.2. Histología del menisco

La composición de los meniscos se basa en una matriz extracelular (MEC) densa formada por agua y colágeno (72% y 22% de peso hidratado respectivamente); en su intersticio se ubican los fibrocondrocitos^{10,12-14}, que sintetizan y mantienen la MEC que, además, se compone de otros elementos como gluosilaminoglicanos (17%), ADN (2%), glucoproteínas adhesivas (<1%) y elastina (<1%)¹⁴⁻¹⁶, cuyas proporciones cambian con la edad, la lesión o la patología intrínseca^{14,17}.

Las fibras de colágeno son fundamentales en la composición del menisco, aunque sus fibras varían en tipo, cantidad y disposición según su ubicación dentro del mismo: en la capa más superficial presentan una disposición aleatoria, formando una red, asemejándose al cartílago¹⁸; en la zona más central, sólo se encuentran fibras colágenas tipo II (60%) y tipo I (40%)¹⁹ y predomina la disposición radial de las fibras²⁰ (**Fig. 1. 6**). En los dos tercios más periféricos predomina el colágeno tipo I (80% del peso seco), con presencia de pequeñas cantidades de otros tipos (II, III, IV VI y XVIII). En esta región, que es más ancha, las fibras de colágeno se sitúan más circunferencialmente en la zona profunda, mientras que la disposición radial predomina más superficialmente. No obstante, hay fibras radiales en la capa profunda, que se entrelazan con las circunferenciales cohesionando la estructura^{21,22} y previniendo la progresión de las grietas longitudinales²³.

Los proteoglicanos son moléculas de gran tamaño que se forman a partir de los glucosaminoglicanos de la MEC, cuando se adhieren a una proteína central. Su función principal es la de retener agua para mantener al menisco hidratado. El agua puede fluir mediante la aplicación de altas presiones hidráulicas¹⁰ que puedan superar la resistencia a la fricción de la MEC^{24,25}. El menisco tiene más cantidad de agua en su región posterior.

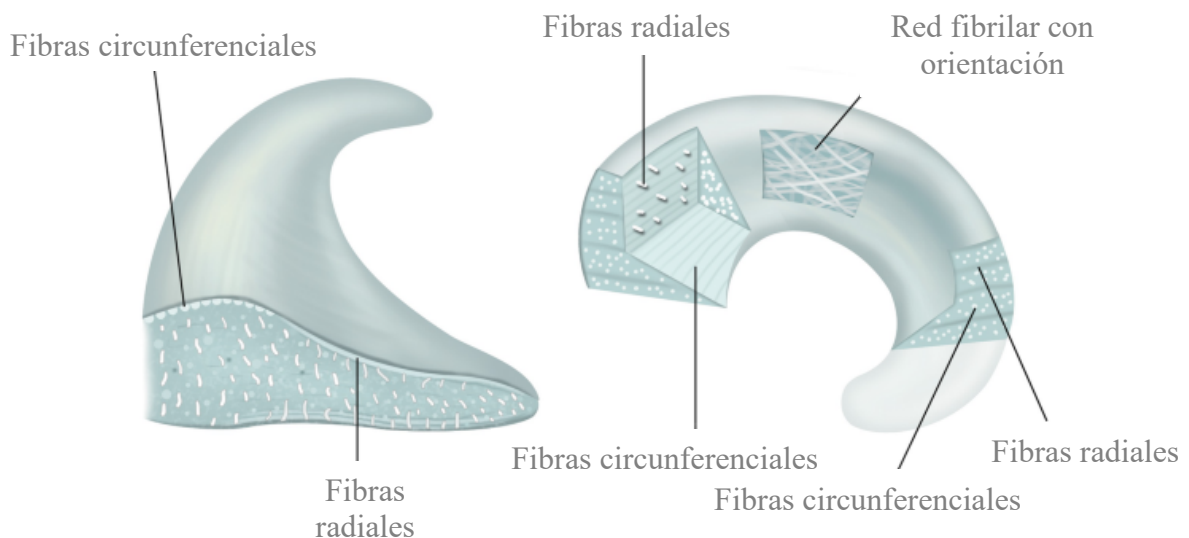


Fig. 1. 6. Diagrama sobre la disposición de las fibras de colágeno del menisco, donde se aprecia la red que forman las fibras circunferenciales entrelazadas con las fibras radiales. Con permiso de Seo S-S y cols (2021).

1.1.1.3. Propiedades mecánicas del tejido meniscal

La histología y la forma del menisco le confieren sus propiedades biomecánicas, de manera que actúa como un material compuesto cuya dirección preferencial es la de las fibras circunferenciales de colágeno tipo I.

Los ensayos practicados en tejido meniscal sobre su comportamiento frente a fuerzas de tracción (**Fig. 1. 7**), son escasos y establecen un valor medio aproximado del módulo de elasticidad en dirección circunferencial, E_h , de 110 MPa²⁶. En las direcciones radial (E_r), y axial (E_a) se obtuvo un resultado similar, siendo menor en ambos casos el módulo de elasticidad que en dirección circunferencial²⁶. Estos resultados llevan a considerar habitualmente que el menisco es un tejido isótropo frente a fuerzas de tracción en dirección perpendicular a la circunferencial, siendo más deformable en ese plano.

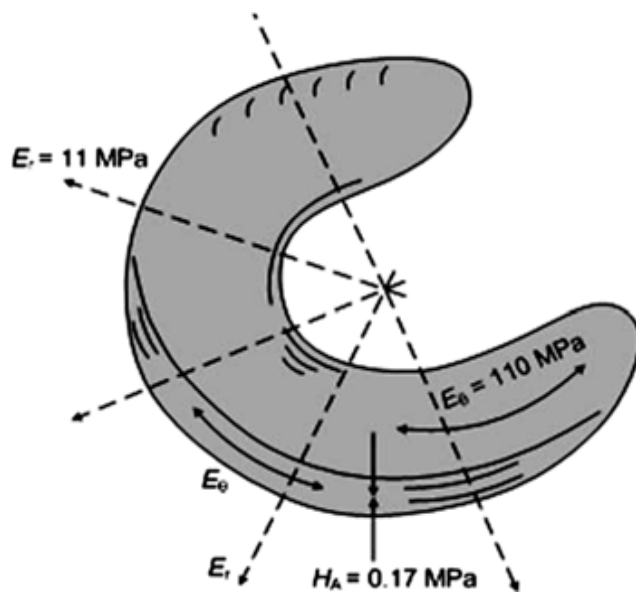


Fig. 1. 7. Diagrama del menisco con las cifras medias de los módulos de elasticidad frente a fuerzas de tracción circunferencial (E_h) y radial (E_r) y el módulo agregado de compresión (H_A). Con permiso de Masouros y cols. (2008).

El módulo agregado de compresión (H_A) y la permeabilidad del menisco han sido estudiados frente a fuerzas de compresión axial (**Fig. 1. 7**), encontrándose que el tejido meniscal es 1000 veces menos rígido que frente a fuerzas de tracción circunferencial. Esto confiere al menisco una deformabilidad ante cargas de compresión habituales que favorece su adaptación a la geometría variable del fémur a lo largo de la flexión de la rodilla²⁶. Esto demuestra, además, que el tejido meniscal está especializado en soportar tracción en vez de compresión. La permeabilidad hidráulica en ensayos de compresión presenta valores inferiores a la del cartílago articular. Hay que destacar que existen controversias sin resolver respecto a las variaciones en cuanto a la lateralidad del menisco (medial o lateral) como a la localización del tejido en el menisco (cuernos anterior, posterior o zona central; superficie media, superior o inferior...).

1.1.1.4. Conexiones articulares de los meniscos

Los meniscos están conectados a otras estructuras articulares mediante ligamentos que van a ser una pieza esencial en la biomecánica de la rodilla. Las uniones se realizan a través de conexiones ligamentosas que aportan movilidad al menisco; se han encontrado valores superiores a 10mm de desplazamiento¹⁰, pero limitando a su vez su desplazamiento, lo que le permiten adaptarse a los movimientos articulares. Esta movilidad restringida resulta esencial en la transferencia de cargas y la función estabilizadora del menisco.

Los cuernos anterior y posterior de cada menisco se continúan con unas prolongaciones ligamentarias llamadas raíces, que se anclan directamente al hueso subcondral tibial²⁷⁻²⁹ y funcionan como los restrictores más importantes de la extrusión meniscal. Por otro lado, cada menisco está unido en su periferia a diferentes estructuras que actúan moderando su movilidad (**Fig. 1. 8**):

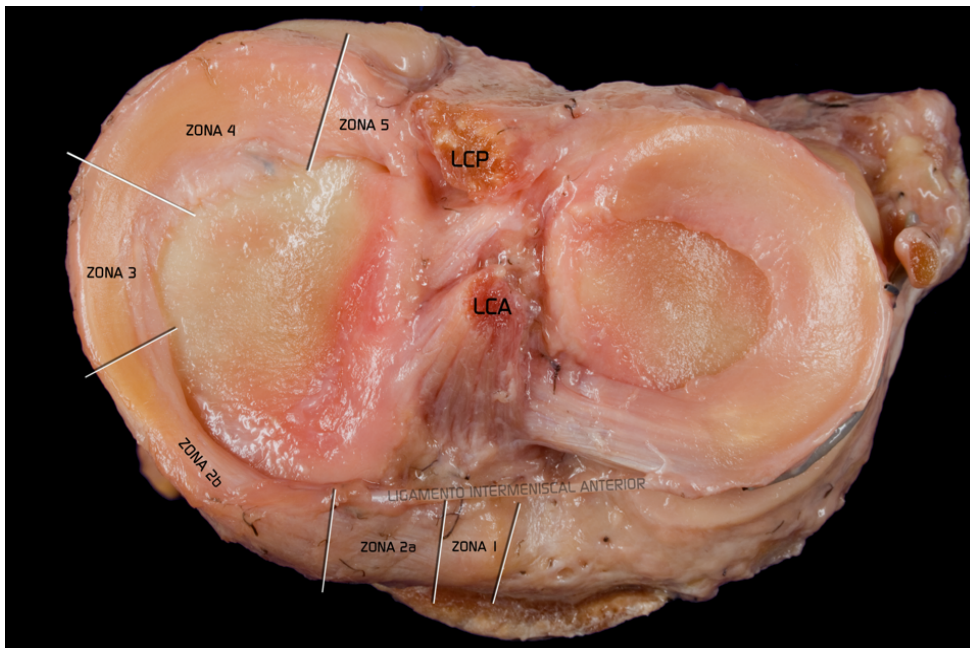


Fig. 1. 8. Imagen cenital del complejo meniscal sobre la meseta tibial: (A) Se observa el menisco medial dividido en 5 regiones anatómicas: las zonas 1 y 5 son las raíces anterior y posterior respectivamente; la zona 2 se subdivide en 2a (anterior) y 2b (posterior) en relación al ligamento intermeniscal; la zona 3 abarca el tercio medio, a la altura del ligamento colateral medial y la zona 4 se sitúa posterior al mismo constituyendo el cuerno posterior del menisco medial. Cortesía Dr. Sáenz.

Menisco medial: El cuerno anterior se prolonga con el ligamento intermeniscal o transversal en su borde posterior, conectándose a través de él con la región anterior del cuerno anterior del menisco lateral. La raíz anterior presenta una expansión, directamente o a través de un refuerzo capsular hacia la rótula, llamada ligamento meniscorrotuliano³⁰. Entre el cuerno anterior y el límite anterior del ligamento colateral medial el menisco se une a la tibia mediante el ligamento coronario o meniscotibial, sin más conexiones capsulares. En el tercio medio, la periferia meniscal está fuertemente conectada a tibia y fémur mediante el ligamento colateral medial profundo, a través de sus componentes meniscofemoral y meniscotibial³¹.

Inmediatamente posterior al ligamento colateral medial profundo, el menisco presenta una fuerte conexión también con el ligamento oblicuo posterior³¹. La rampa meniscal constituye la unión del menisco a la cápsula articular en su cuerno posterior, y se continúa en su zona distal hacia la tibia mediante el ligamento meniscotibial, mientras el borde superior permanece libre según la mayoría de las descripciones³².

La raíz posterior conecta el cuerno posterior a la tibia en una posición entre la inserción del LCP y el ápex de la eminencia tibial medial. No hay conexiones directas entre el menisco medial y ningún músculo. Sin embargo, conexiones indirectas al semimembranoso a través de la cápsula pueden producir cierta retracción de la raíz posterior³³ y de la rampa meniscal³².

Menisco lateral: La raíz anterior del menisco lateral se entrelaza con la inserción tibial del LCA³⁴⁻³⁷ (**Fig. 1. 3**). La conexión menisco-tibial en el cuerno anterior y el tercio medio es menos firme que en el compartimento medial, y se interrumpe en la región de paso del tendón poplíteo. Además, el menisco lateral no está conectado al ligamento colateral lateral (LCL). En la zona posterolateral del cuerpo meniscal hay una unión firme entre el menisco y el peroné a través de una extensión capsular recientemente denominada “complejo menisco-tibio-poplíteo-fibular”, y se ha relacionado dicha estructura con la extrusión meniscal³⁸.

El cuerno posterior se inserta en la tibia a través de la raíz posterior, por detrás de la espina tibial, en un punto entre el LCA y de la raíz posterior del menisco medial en el plano axial de la meseta tibial³⁹.

Por otro lado, los ligamentos menisco-femorales unen el cuerno posterior a la cara lateral del cóndilo medial del fémur (**Fig. 1. 9**): el anterior (LMFa) o de Humphrey se sitúa anterior al LCP y el posterior (LMFp) o de Wrisberg lo hace por detrás del LCP²⁶. Ambos ligamentos meniscofemorales son estabilizadores del cuerno posterior del menisco lateral, pero sólo están presentes simultáneamente en el 50% de las personas, aunque existe al menos uno en la mayoría de los casos⁴⁰.

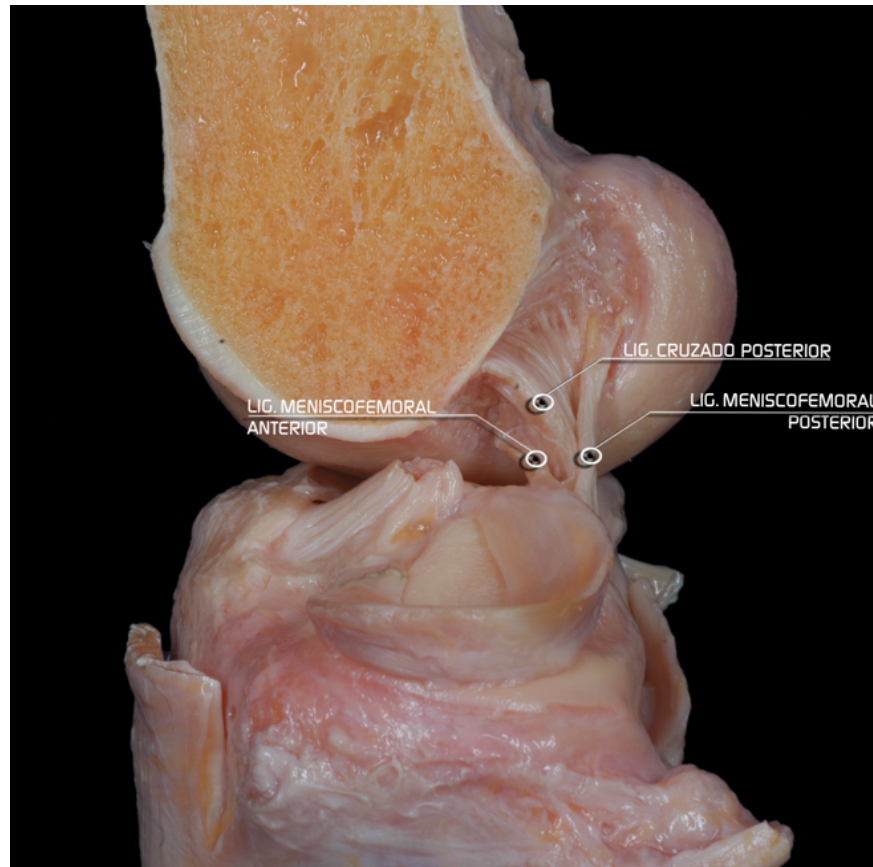


Fig. 1. 9. Imagen anatómica de la vista posterolateral de la meseta tibial izquierda. Se observa el recorrido de los ligamentos meniscofemorales (Lig. Meniscofemoral Anterior o de Humphrey y ligamento meniscofemoral Posterior o de Wrisberg respectivamente). Cortesía Dr. Sáenz

1.1.1.5. Cinemática de los meniscos

La sección triangular del menisco facilita que las fuerzas de contacto entre menisco y fémur y entre menisco y tibia, se traduzcan en tensiones radiales (**Fig. 1. 10**). Dichas cargas radiales tienden expulsar al menisco de su localización interósea. Es necesario restringir este desplazamiento porque una localización periférica a la interósea provocaría una disminución parcial o incluso una pérdida total de su capacidad de interposición en el área de contacto femoro-tibial. La restricción de movimientos meniscales es proporcionada por los ligamentos descritos en el punto 1.1.1.4.

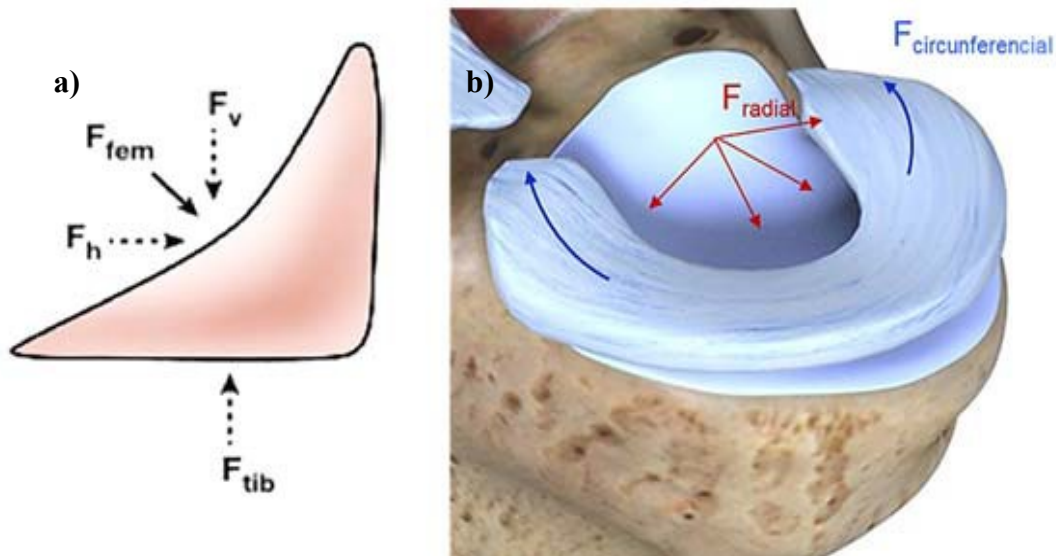


Fig. 1. 10. a) Fuerzas de contacto sobre el menisco debido a la interacción con el cartílago femoral (F_{fem}) y tibial (F_{tib}); b) Tensiones en el menisco: radiales, generadas del contacto tibiofemoral, y circunferenciales, generadas por la fijación de las raíces.

La periferia meniscal se une a la cápsula articular y a la cara profunda de los ligamentos colaterales de la rodilla, mientras que las raíces meniscales se unen a la superficie articular de la tibia (**Fig. 1. 11**). Estas uniones otorgan cierta movilidad meniscal para adaptarse a los movimientos de la rodilla a la vez que la limitan. De hecho las raíces meniscales son los principales restrictores de la extrusión meniscal⁴¹⁻⁴³. La limitación del libre desplazamiento meniscal hace que se generen fuerzas de tracción circunferenciales desde las raíces del menisco, sustentadas por sus fibras circunferenciales (**Fig. 1. 10**).

La correcta biomecánica de la rodilla precisa de la translación restringida de los meniscos, aunque la cantidad de movimiento que experimenta cada uno en flexión sigue siendo relativamente desconocida, especialmente en carga y en combinación con otros movimientos como los de rotación. El menisco lateral es más móvil y deformable que el medial, por la mayor proximidad entre sus raíces y por la ausencia de inserciones al ligamento colateral lateral y a la cápsula posterolateral⁴⁴.

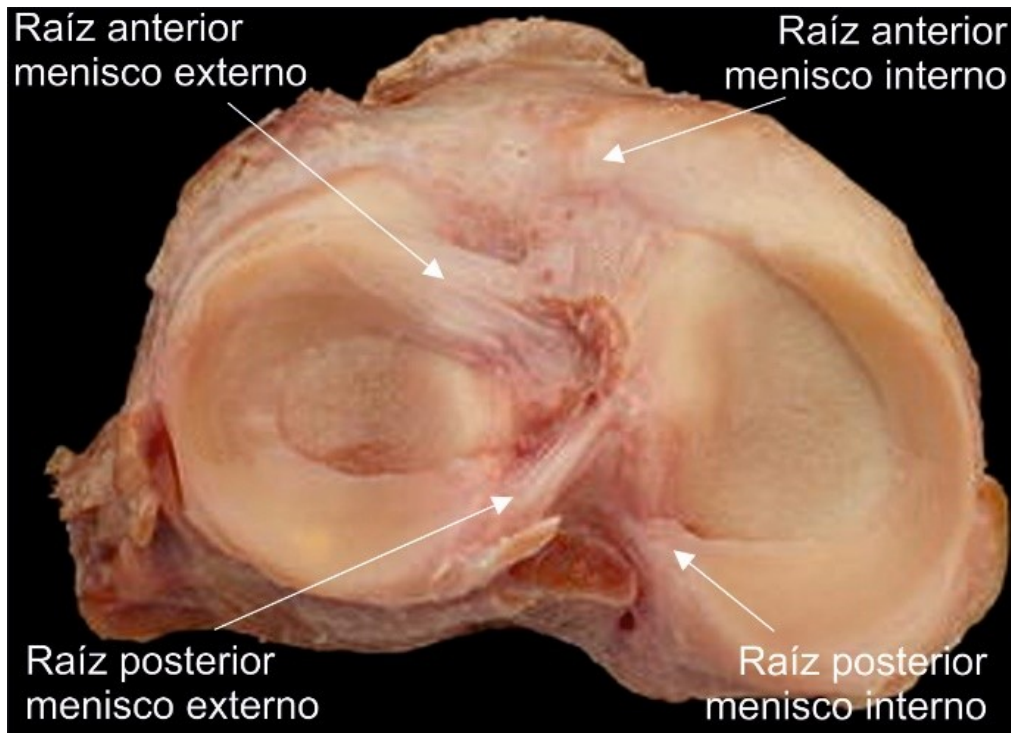


Fig. 1. 11. Vista en el plano transversal de la meseta tibial de una rodilla humana izquierda mostrando las raíces meniscales. Se puede observar una menor distancia entre las raíces anterior y posterior del menisco lateral que entre las del medial.

Se ha estimado que la traslación posterior media para el menisco lateral en flexión completa es de 9-11,2 mm y de 2-5,1 mm para el medial^{45,46}. Además, se ha comprobado que, en ambos meniscos, los cuernos anteriores son más móviles que las posteriores.

A pesar de ser más móvil, el menisco lateral actúa más como un conjunto, encontrándose menores diferencias en la traslación entre sus cuernos anterior y posterior que en el medial, donde el cuerno anterior presenta un desplazamiento del cuerno anterior 2,4 veces superior al del posterior⁴⁵ (**Fig. 1. 12**).

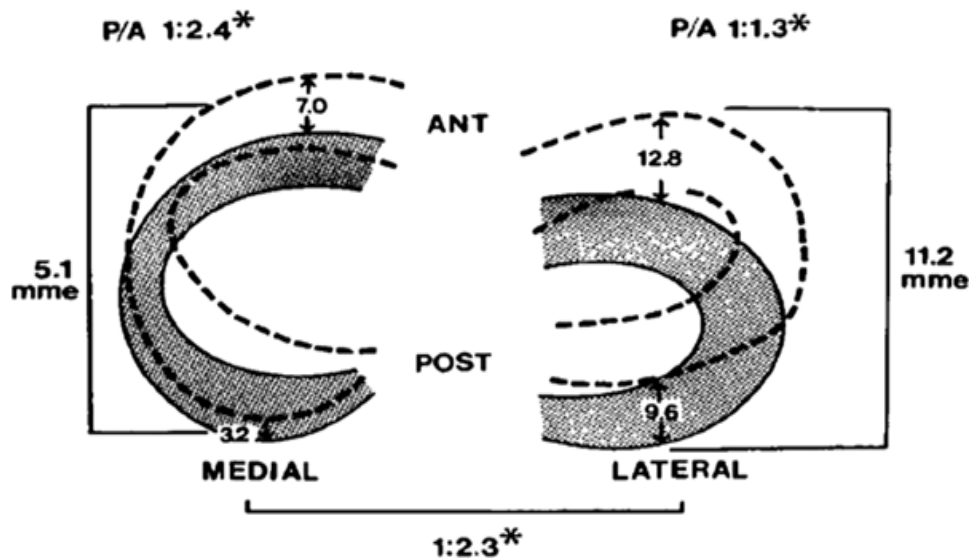


Fig. 1. 12. Desplazamientos medios (mme) en cada menisco durante la flexión (sombreado) y la extensión (punteado). ANT, anterior; POST, posterior; mme, desplazamiento meniscal medio; P/A: ratio de traslación posterior a anterior durante la flexión. *diferencia significativa con $P < 0.05$ (test t-student). Con permiso de Thompson y col. (1991).

1.1.1.6. Distribución de presiones de contacto sobre los meniscos

Las cargas de compresión disipadas por los meniscos con la rodilla extendida en bipedestación estática alcanzan el 40-60%, constituyendo un 65-70% de las cargas del compartimento lateral y un 40-50% de las del medial^{47,48}. Estas cargas crecen hasta el 85%-90% en flexión⁴⁹.

La localización de los picos de presión máximos varía con el movimiento⁵⁰: durante la marcha, el contacto máximo aparecía en áreas de contacto cartílago-cartílago mientras que subiendo escaleras lo hacía bajo el menisco medial en la zona posterior del platillo tibial (**Fig. 1. 13**). Por el contrario, dicho pico de contacto se producía bajo el menisco lateral durante la marcha y el inicio de la subida de escaleras, mientras en la fase final, aparecía en área de contacto cartílago-cartílago (**Fig. 1. 13**).

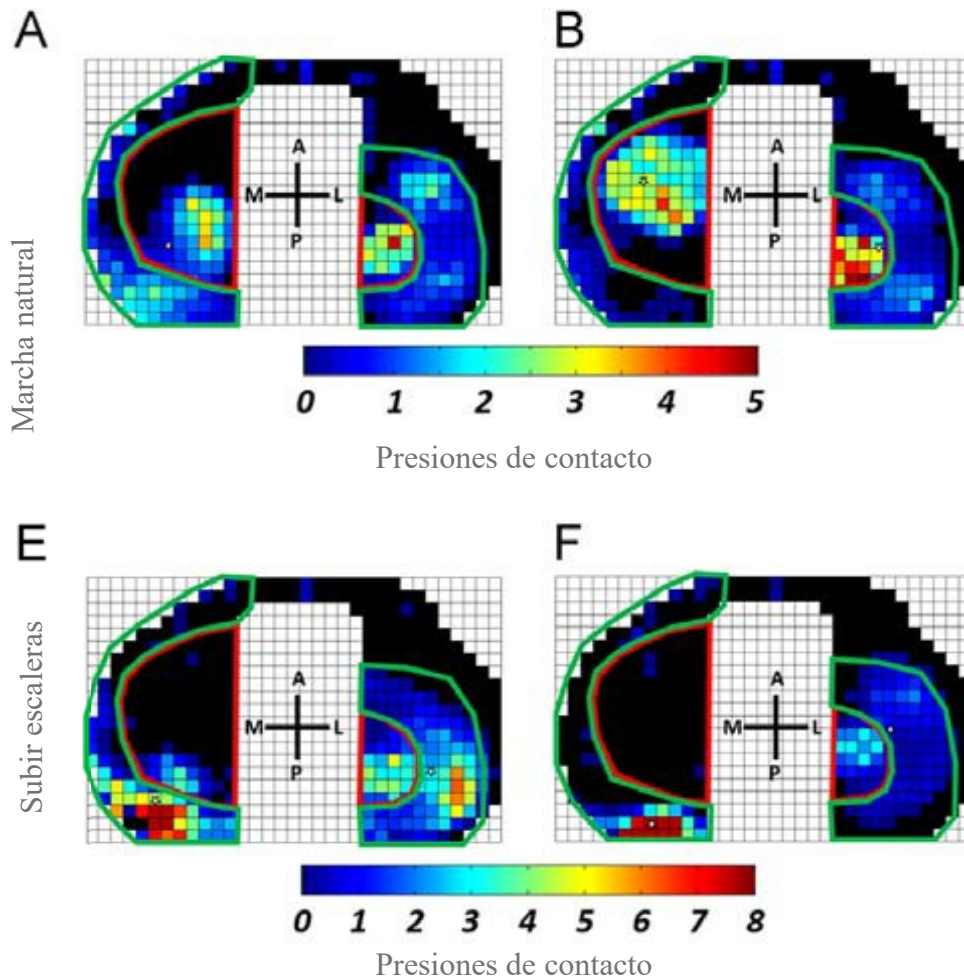


Fig. 1.13. Distribución de esfuerzos de contacto en la articulación tibio-femoral en los instantes de carga máxima durante la marcha y subiendo escaleras. El área bordeada en rojo corresponde al cartilago y en verde a los meniscos: A)14% y B) 45% del ciclo de marcha; E)19% y F) 48% del ciclo de subir escaleras. A: Anterior; P: Posterior; M: Medial; L: Lateral. Adaptado de Gilbert y col. (2014) con permiso.

La distribución de las cargas en la rodilla es idónea si los meniscos y sus conexiones están intactos, mientras que su alteración por cualquier lesión empeora los esfuerzos de contacto⁵¹⁻⁵⁴: la meniscectomía medial disminuye el área de contacto femorotibial un 50-70% y aumenta los picos de presión de contacto hasta el 100%^{51,52}. En el compartimento lateral, se han medido disminuciones del área de contacto del 40-50% e incrementos de picos de presión del 200-300%^{51,55,56}.

1.1.2. Las raíces meniscales

Las únicas inserciones directas que tiene el menisco en el hueso son las raíces: cuando se lesionan, se altera profundamente la biomecánica de la rodilla⁵⁷, lo cual induce una aceleración en el proceso degenerativo de la misma⁵⁸.

Las raíces comprenden ambos extremos de ambos meniscos y conforman una estructura ligamentosa ovalada, salvo la anterior del menisco medial, que es plana; su unión a la tibia se establece en forma de entesis, mediante fibrocartílago⁵⁹; contienen fibras de colágeno muy organizadas, paralelas a las fuerzas de tensión que soporta la raíz, que siguen a una zona de transición con el cuerpo meniscal, donde las fibras de colágeno se encuentran más desorganizadas. Dicha transición entre el cuerpo meniscal y la raíz constituye el punto más débil de la raíz meniscal, siendo aún más débil en las raíces posteriores que en las anteriores, lo que concuerda con la mayor proporción de roturas a dicho nivel⁶⁰.

1.1.2.1. Raíz anterior del menisco medial

En el plano coronal, la raíz anterior del menisco medial (RAMM) (**Fig. 1. 14a y e**), se ubica en la región de la meseta tibial medial que se encuentra justo proximal al borde medial de la tuberosidad tibial anterior, y medial y proximal al vértice superior de la misma³⁴. En el plano axial, el centro de dicha raíz está situado por delante de la espina tibial medial, en posición anterior y lateral al límite del cartílago articular del platillo tibial medial y anterior y medial al centro del LCA. El ligamento intermeniscal se origina en el borde posterior y medial del cuerno anterior del menisco medial³⁴.

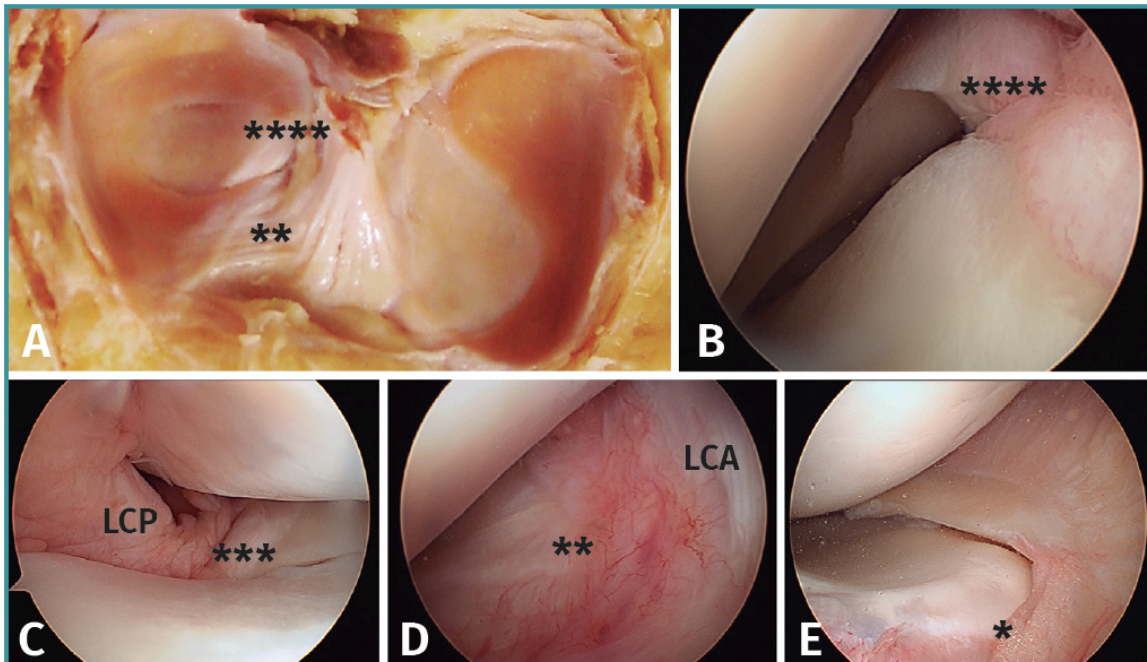


Fig. 1. 14. A: corte anatómico en visión axial de una rodilla normal; B: imagen artroscópica de la zona posterior del compartimento lateral de la rodilla; C: imagen artroscópica de la zona posterior del compartimento medial de la rodilla; D: imagen artroscópica de la zona anterior del compartimento lateral de la rodilla; E: imagen artroscópica de la zona anterior del compartimento medial de la rodilla. *: raíz anterior del menisco medial; **: raíz anterior del menisco lateral; ***: raíz posterior del menisco medial; ****: raíz posterior del menisco lateral. LCA: ligamento cruzado anterior. LCP: ligamento cruzado posterior.

La inserción tibial de la RAMM ocupa un área de alrededor de 110 mm², con un 50% de fibras centrales, que constituyen el grupo de fibras más densas, y un 50% de fibras suplementarias (menor densidad)³⁴. El ligamento oblicuo une la zona posterior del cuerno anterior del menisco medial con la anterior del LCA⁶¹.

La RAMM corresponde a la zona I de la clasificación de Smigielski⁶¹. Según Berlet⁶², la RAMM puede presentar cuatro posibles variaciones en su inserción: el tipo I (más frecuente) se inserta en la zona plana entre ambas mesetas tibiales. El tipo II se inserta más medial y adyacente a la superficie articular. El tipo III se fija más anterior que el tipo I, ya en la caída anterior de la meseta y el tipo IV no tiene un anclaje sólido.

1.1.2.2. Raíz posterior del menisco medial

La raíz posterior del menisco medial (RPMM) (**Fig. 1. 14a y c**) se localiza posteriormente a la espina tibial medial, lateralmente al cartílago de la meseta tibial medial, y en una posición anterior y medial respecto a la inserción tibial del LCP y posterior y medial a la raíz posterior del menisco lateral. La RPMM se inserta en la zona 5 de la clasificación de Smigielski⁶¹. Según descripción de Johannsen y col.²⁹ la RPMM se sitúa a 9,6 mm en dirección posterior y a 0,7 mm en dirección lateral con respecto al ápex medial de las espinas tibiales, a 3,5 mm en dirección lateral con respecto al punto de transición del cartílago articular del platillo tibial medial y a 8,2 mm en dirección anterior al punto superior de la inserción tibial del LCP²⁹. La inserción abarca una huella media de 30,4 mm². Se ha descrito una inserción más débil de esta raíz meniscal, constituida por unas fibras brillantes blancas⁶³. que se insertan en la región anterior y medial a la banda anterolateral del LCP. Esta inserción presenta un área media de 47,3 mm²²⁹.

1.1.2.3. Raíz anterior del menisco lateral

La raíz anterior del menisco lateral (RAML) (**Fig. 1. 14a y d**) está constituida por un conjunto de fibras todas ellas de la misma densidad. La raíz se inserta en la huella del LCA en la tibia con una huella que abarca un área media de 140,7 mm². El solapamiento de la RAML con la inserción tibial del LCA es muy destacable, alcanzando los 88,9 mm² de media, lo que supone el 63,2% de la huella de la RAML o el 40,7% de la del LCA³⁴.

La huella de la RAML se sitúa en posición anteromedial a la espina tibial lateral, y en una localización anterior y medial respecto al límite del cartílago articular de la meseta tibial lateral, anterior y lateral al centro de la huella del LCA y anterior a la raíz posterior del menisco lateral. Además, cuando está presente, el ligamento intermeniscal, se origina en la zona anterior y lateral de la RAML³⁴.

1.1.2.4. Raíz posterior menisco lateral

La raíz posterior del menisco lateral (RPML) (**Fig. 1. 14a y b**) se ubica en posición posteromedial respecto a la espina tibial lateral, siendo medial al límite lateral del cartílago articular de la meseta lateral, anterior y lateral a la RPMM y anterior al LCP. Las fibras posteriores de la RPML presentan una continuación hacia la zona posterior del borde lateral de la tuberosidad tibial medial²⁹.

La huella de la RPML abarca en media de 39,2 mm²²⁹. Esta huella se localiza a 4,2 mm en dirección medial y 1,5 mm en dirección posterior de la espina tibial lateral. Su posición se localiza a 4,3 mm en dirección medial del límite del cartílago del platillo tibial lateral, a 12,7 mm en dirección superior al LCP y a 10,1 mm del ángulo posteromedial de la RAML.

1.1.3. Lesiones de las raíces meniscales

La lesión de la raíz meniscal consiste en su avulsión, con (**Fig. 1. 15a**) o sin fragmento óseo, o en la disrupción completa de las fibras circunferenciales (normalmente radial) en el último cm desde su inserción en el hueso (**Fig. 1. 15b**). Esta disrupción altera la biomecánica de la rodilla, produciendo un efecto similar al de la meniscectomía total.

La rotura de la raíz meniscal es una lesión frecuente, aunque puede pasar desapercibida en pruebas de imagen. Su naturaleza puede ser traumática o degenerativa, siendo estas más frecuentes en el menisco medial mientras que las traumáticas son más frecuentes en el lateral, estando muy comúnmente ligadas a lesiones ligamentosas^{64,65}.

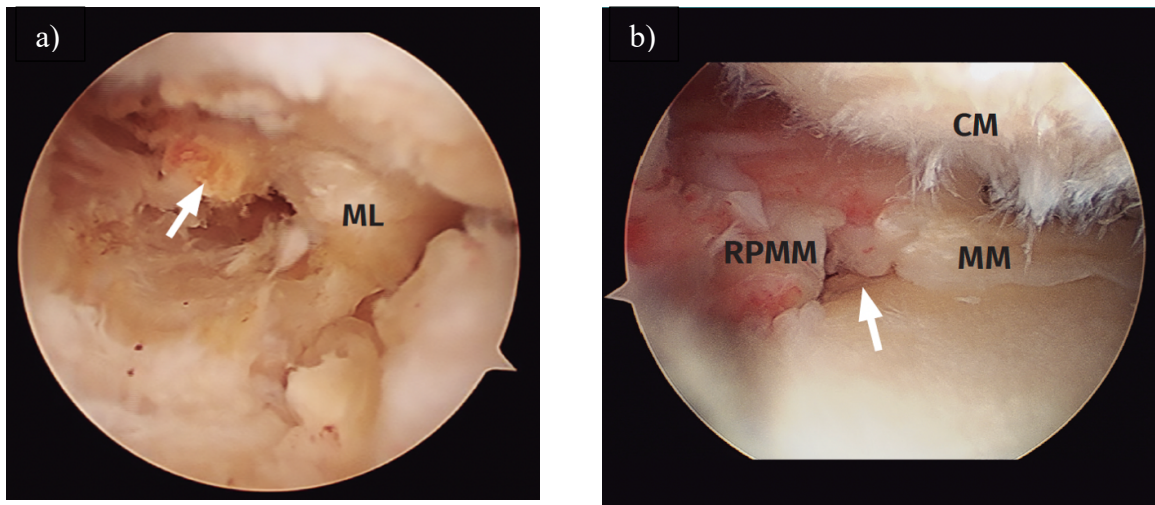


Fig. 1. 15. a). Avulsión de la raíz posterior del menisco lateral (ML) con fragmento óseo (flecha: fragmento óseo avulsionado). b). Rotura radial de la raíz posterior del menisco medial (MM). CM: cóndilo medial con condropatías; RPMM: raíz posterior del MM. Flecha: zona de rotura radial.

1.1.3.1. Clasificación de las roturas de la raíz meniscal

Hay distintos tipos de lesión de la raíz meniscal y distintas clasificaciones. Laprade y cols clasificaron las roturas de la RPMM (origen más degenerativo) en 5 tipos⁶⁶:

- Tipo 1 (7%): Rotura parcial estable.
- Tipo 2 (67,6%): Rotura radial completa en los primeros 9 mm de su inserción ósea (tipo 2A (38%): < 3 mm; tipo 2B (16,9%): 3-6 mm; tipo 2C (12,7%): 6-9 mm).
- Tipo 3 (5,6%): Avulsión completa de la raíz en presencia de una rotura de menisco en asa de cubo.
- Tipo 4 (9,9%): Rotura oblicua completa o longitudinal con avulsión de la raíz.
- Tipo 5 (9,9%): Avulsión ósea de la inserción de la raíz meniscal.

Bin et al⁶⁷ diseñaron una clasificación las mismas lesiones según su extrusión en RM y según el desplazamiento de los bordes de la rotura durante la intervención:

- Tipo I: sin desplazamiento
- Tipo II: solapamiento de ambos bordes.
- Tipo III: amplio desplazamiento

También correlacionaron el desplazamiento intraoperatorio con la extrusión en RM: no se halló extrusión, o fue mínima, en los tipos I y II; sin embargo, en el tipo III sí se halló una gran extrusión. Además, la rotura tipo III se relacionó con más signos degenerativos en el compartimento medial que el resto.

Kim et al⁶⁸ publicaron una clasificación sobre las lesiones de la RPMM basada en la separación de los bordes de la rotura: encontraron que había una mayor extrusión, peor daño condral y más artrosis en pacientes con un grado superior en su clasificación, es decir, una mayor separación de los bordes de la rotura:

- Tipo 1: rotura incompleta (16,4%)
- Tipo 2: rotura completa. Sin separación o con bordes solapados (9,5%)
- Tipo 3: rotura completa. Separación 1-3 mm (40,5%)
- Tipo 4: rotura completa. Separación 4-6 mm (25%)
- Tipo 5: rotura completa. Separación ≥ 7 mm (8,6%)

Forkel y cols⁶⁹ revisaron las lesiones de la RPML que aparecían junto a una lesión del LCA (origen más traumático) y las clasificaron en función del estado de los ligamentos menisofemorales (LMF):

- Tipo 1: Desinserción ósea de la RPML sin alteración de los LMF.
- Tipo 2: Rotura radial del cuerno posterior del menisco lateral, entre la RPML y el origen de los LMF en el menisco.
- Tipo 3: Rotura asociada de la RPML y de los LMF.
- Recientemente, se ha descrito un tipo 4 de rotura de la RPML en la clasificación de Forkel: la elongación de la raíz meniscal⁷⁰

1.1.3.2. Diagnóstico y epidemiología

El diagnóstico clínico de la lesión no está definido por no presentar un cuadro específico, aunque la detección de la lesión de las raíces mediante la resonancia magnética ha progresado en los últimos años⁷¹; no obstante, la visualización artroscópica constituye la prueba diagnóstica definitiva.

1.1.3.2.1. Raíces posteriores

La rotura de la RPML aparece sobre todo en asociación con la del LCA. Se ha encontrado su presencia en entre el 5%⁶⁴-12%⁷² de las lesiones del LCA. Koo y cols⁶⁵, reportaron que, de 20 casos de lesión de la RPML, 19 aparecieron junto a rotura del LCA. Se ha descrito que sólo el 1% de las lesiones de la RPML se produce de manera aislada⁷³.

Las roturas de la RPMM están presentes entre el 10-21% de los casos de cirugía meniscal^{74,75}; hasta una tercera parte de ellas pasa desapercibida en RM⁷⁴. Tienen un origen más frecuentemente degenerativo (**Fig. 1. 15b**), asociando lesiones condrales en una proporción 5,8 veces mayor que las lesiones de la RPML⁷⁶. Los pacientes con lesión de la RPMM son mayores, más frecuentemente mujeres, tienen más sobrepeso, más artrosis, mayor deformidad en varo menor nivel de actividad que en otros tipos de rotura⁷⁵. Koo y cols sólo encontraron lesión del LCA asociada a la rotura de la RPMM en 3 de 22 casos⁶⁵.

1.1.3.2.2. Raíces anteriores

Generalmente, las raíces meniscales anteriores se afectan mucho menos que las posteriores, por lo que han sido poco estudiadas⁷⁷. Esto podría ser debido a que presentan más movilidad⁴⁵ y a que su zona de transición raíz-cuerpo meniscal es menos débil que las raíces posteriores⁶⁰.

Dentro de la literatura científica disponible sobre las raíces meniscales anteriores, podemos encontrar artículos sobre su anatomía y su relación anatómica con la huella del LCA³⁴; se han descrito algunos casos asociados a fracturas de la meseta tibial^{78,79} y se ha estudiado el riesgo de lesión iatrogénica en la perforación del túnel tibial del LCA por la inserción solapada de la RAML con éste⁸⁰⁻⁸⁵, con un 18% de incidencia en mujeres asiáticas (con rodillas de pequeño tamaño⁸⁶.

Se ha investigado las lesiones del cuerno anterior del menisco medial en modelos porcinos y se encontró cambios histopatológicos en el cartílago un mes después de la lesión⁸⁷⁻⁸⁹, que se hicieron progresivamente más evidentes a los 3 y a los 6 meses de la lesión^{87,88}.

1.1.4. Reparación de la avulsión de raíces meniscales

Históricamente, las lesiones de las raíces meniscales se han tratado mediante meniscectomía, pero, dado el conocimiento de las consecuencias de la misma (que se sintetiza en el siguiente apartado de este capítulo), hoy en día se opta más por su reparación, habiendo surgido múltiples técnicas de re inserción. Dichas técnicas se podrían diferenciar en cuanto al tipo de punción que se realiza en el menisco, el material de sutura utilizado, a la configuración de la sutura meniscal, y el sistema de fijación, incluyendo tanto la localización como el dispositivo de fijación.

1.1.4.1. Punción meniscal

Se ha descrito que la punción del menisco durante la sutura de su raíz puede realizarse con aguja espinal, especialmente en la raíz anterior⁹⁰, con pinza directa⁹¹, con gancho curvo⁹² o con aguja transósea⁹³.

1.1.4.2. Material de sutura

El material más recomendado en la reparación de la rotura de las raíces meniscales es el hilo de ultraalta resistencia⁹⁴. Se ha propuesto el uso de cintas mismo material que el hilo de sutura pero se ha comprobado que no aporta grandes ventajas en el desplazamiento permanente de la sutura de la raíz meniscal, salvo en la resistencia por carga máxima⁹⁵.

1.1.4.3. Configuración de la sutura meniscal:

Se han descrito y probado biomecánicamente numerosas técnicas de sutura a emplear en la reparación de la raíz meniscal, especialmente en la posterior; probablemente, la más utilizada por su sencillez y por haber demostrado unas capacidades biomecánicas aceptables sea la sutura con dos puntos simples⁹⁶⁻⁹⁹.

Dentro de las suturas más complejas técnicamente, la de Mason-Allen modificada^{96,97} y la de Kessler modificada¹⁰⁰ probablemente sean las más favorables desde el punto de vista biomecánico, aunque su complejidad hace que sean difíciles de usar intraoperatoriamente.

Se han descrito otras técnicas como la sutura horizontal simple o la sutura doble con lazo⁹⁶, y las suturas con lazo autobloqueado simple y doble⁹⁷, que han demostrado ser inferiores en cuanto a la rigidez del constructo y al desplazamiento meniscal que se produce.

1.1.4.4. Métodos de fijación

Existen dos grandes grupos de métodos de fijación para la re inserción de la avulsión de las raíces meniscales:

- In situ: Consisten en la reparación de la lesión de la raíz meniscal a través de su sutura directa en su inserción anatómica, ya sea mediante sutura meniscal directa lado a lado¹⁰¹ o mediante un implante que sirve para realizar la sutura meniscal y su reanclaje en el hueso, a través del portal posteromedial¹⁰² o a través del túnel femoral para la reconstrucción del LCA¹⁰³.
- Transósea: Consisten en realizar una sutura de la raíz meniscal y en la perforación de un túnel transóseo para el paso de los hilos de sutura a su través, para realizar una fijación a distancia de la raíz meniscal, con el fin de facilitar la técnica y conseguir una mejor tracción de los hilos de sutura. Se ha descrito la realización de esta técnica mediante la perforación de uno⁹³ o dos túneles en la tibia¹⁰⁴. La fijación final en el hueso se suele realizar en la cortical anterior mediante el uso de un botón^{104,105}, mediante sutura en puente óseo¹⁰⁶, mediante sutura a poste¹⁰⁷ o mediante sutura con implante sin hilos⁹³.

1.1.5. Consecuencias biomecánicas de la lesión y su reparación

Como se detalló en el punto 1.1.1.5. (**Fig. 1. 10**), los meniscos tienen una sección triangular, lo que hace que las cargas perpendiculares a sus superficies craneal y caudal, que se generan por el contacto con el fémur y la tibia, generen un vector radial que tiende a expulsar al menisco de la articulación. Las raíces meniscales actúan cerrando el “anillo” meniscal, evitando su extrusión y generando cargas circunferenciales soportados por las fibras longitudinales¹⁰⁸. Esta función como principal restrictor de la extrusión hace que las raíces sean imprescindibles para que el menisco conserve su posición relativa sobre la tibia, facilitando el aumento de la congruencia a la hora de articular con el fémur, y disminuyendo de esta forma las presiones que recibe el cartílago de la rodilla durante la fase de carga.

Los efectos de la rotura de la raíz meniscal han sido muy investigados, sobre todo en las posteriores de ambos meniscos, donde se ha demostrado un incremento de los picos de carga y una disminución de la superficie de contacto⁵⁷. Asimismo, se ha comprobado la participación de esta lesión en la alteración de movilidad y estabilidad tibio-femorales, tanto en el menisco medial¹⁰⁹ como en el lateral¹¹⁰⁻¹¹². También, se han comprobado cambios biomecánicos similares¹¹³ y la aceleración del deterioro articular⁵⁸ tras el daño de los cuernos anteriores.

Numerosos trabajos han estudiado las consecuencias biomecánicas de la lesión de la RPMM y se ha comprobado que para una flexión de 0 a 90º, dicha lesión disminuye el contacto tibio-femoral (17-64%) y aumenta las cargas media (13-26%) y máxima (25-64%) en el compartimento medial de forma similar a lo que ocurre tras una meniscectomía total^{109,114,115}. La re inserción de la RPMM recupera estos valores hasta los de la rodilla sana para ángulos de flexión cercanos a la extensión completa (0-30º), pero solo de forma parcial con mayor flexión (60-90º). LaPrade y cols¹¹⁶. constataron la relevancia de una reparación en la inserción anatómica de la RPMM, demostrando que si se hace a 5 mm de ella no se alcanza los valores normales de contacto.

Los trabajos que estudian la desinserción de la RPML (**Fig. 1. 16**) muestran cambios parecidos a los que se producen en el caso de la RPMM^{57,117-121}. Las alteraciones más severas ocurren cuando, junto con la RPML, se lesionan los ligamentos menisco-femorales (LMFs)¹¹⁸⁻¹²⁰. Al reparar la lesión, el grado de recuperación de los parámetros biomecánicos estudiados varía entre los estudios, probablemente por las grandes diferencias en sus diseños (porcino vs. humano, presión ejercida, método de sujeción o técnicas de reparación).

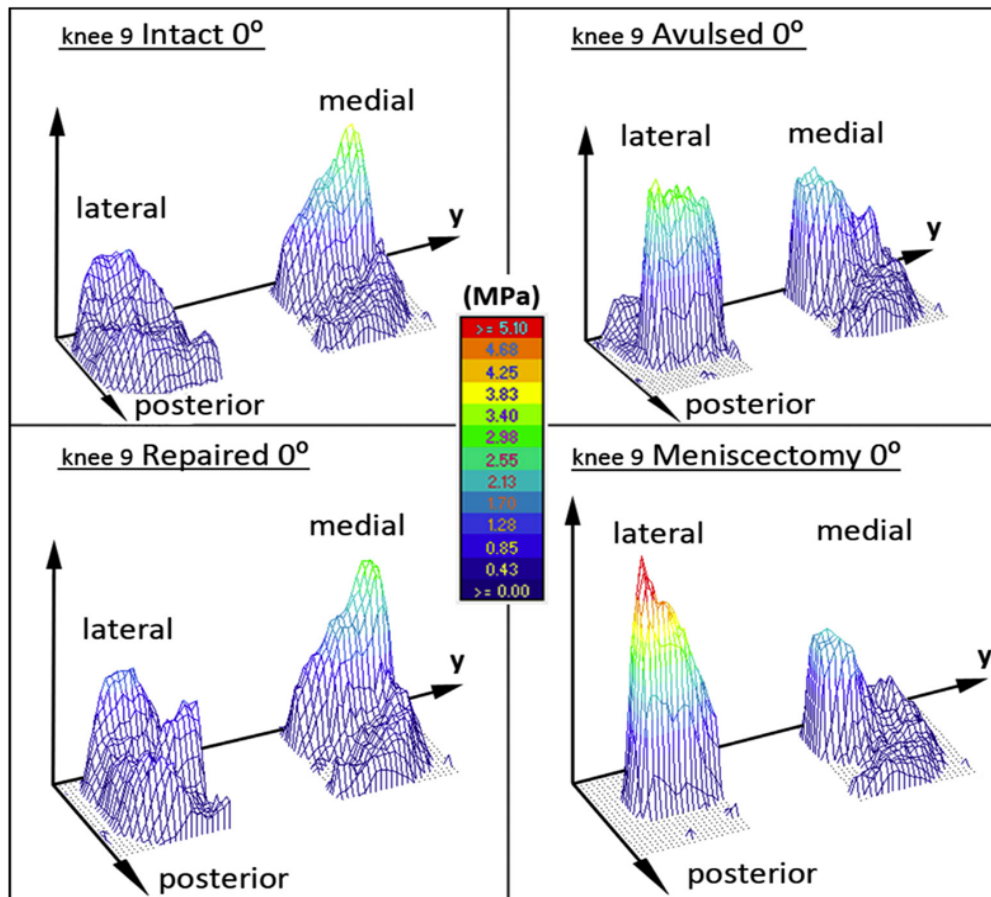


Fig. 1. 16. Cargas de la articulación tibiofemoral de la rodilla humana intacta, con avulsión de la raíz posterior del menisco lateral (RPML), tras la reinserción de la misma y tras meniscectomía total. Reproducido con permiso de Perez-Blanca A, et al. *Arthroscopy*. 2016 Apr;32(4):624-33.

Las técnicas transtibiales de reparación de la raíz, antes de la cicatrización, consiguen una situación parecida a la de una reparación no anatómica¹¹⁵. Se producen unos desplazamientos excesivos que se atribuyen al alargamiento elástico de las suturas¹²². y a la sección de la raíz meniscal por los hilos en la zona de la sutura, al soportar las tensiones que soportaría en el período postquirúrgico inmediato⁹⁹. Para limitar estos desplazamientos, se han realizado distintas comparaciones desde el punto de vista biomecánico, tras las que se recomienda utilizar 2 hilos en lugar de uno¹²³, el polietileno de ultra alto peso molecular como material (conocido como UHMWPE, por sus siglas en inglés), por ser un material con muy baja deformación, y, como técnica, el método de Mason-Allen modificado, o dos puntos simples¹²⁴.

Se ha encontrado desplazamientos permanentes del constructo sutura-menisco superiores a 3mm¹²⁵; para evitar este desplazamiento se ha sugerido la utilización de una sutura de mayor área para limitar el corte del menisco por la sutura⁹⁹. Sin embargo, se ha comprobado que dicho corte no aparece hasta niveles de carga muy superiores a los aplicados normalmente en la rehabilitación postoperatoria inmediata⁹⁵; esto justifica que haya una carga de rotura superior usando la cinta pero no una disminución del desplazamiento permanente con cargas cíclicas⁹⁵ (**Fig. 1. 17**).

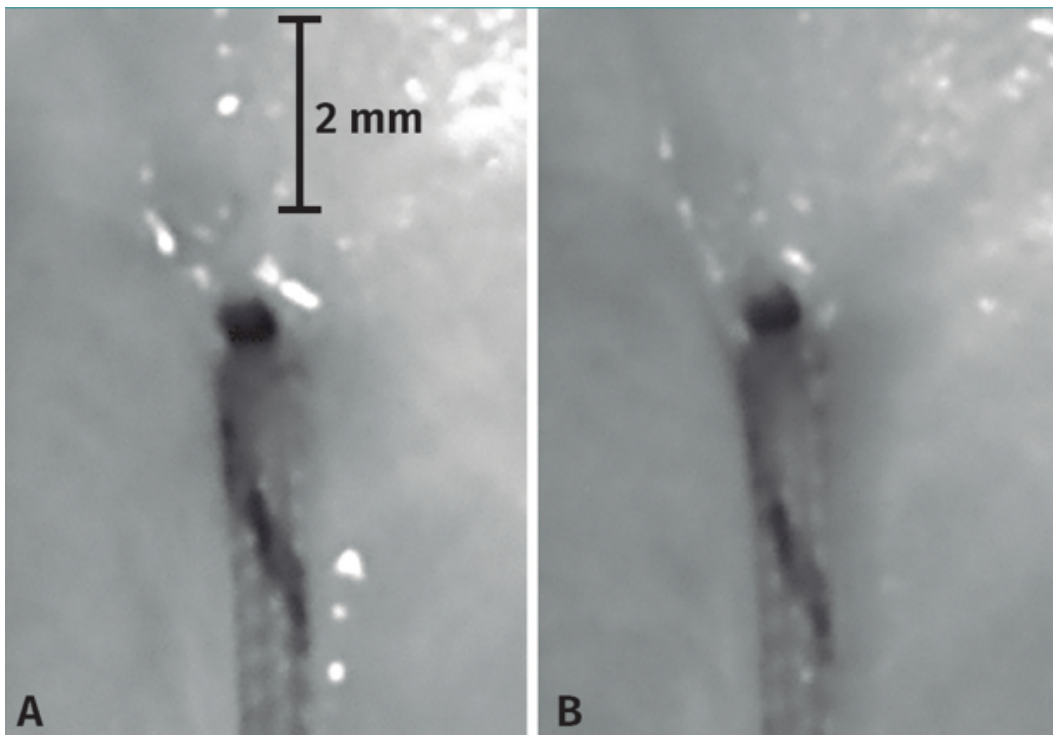


Fig. 1. 17. Puntos de inserción del hilo de sutura en el menisco durante el ensayo con carga cíclica entre 10 y 30 N. A: en el primer ciclo de carga; B: en el ciclo de carga 1.000. No se observan signos macroscópicos de corte del menisco por la sutura. Reproducido con permiso de Pérez-Blanca A, et al. *Int Orthop.* 2018;42(4):811-8.

Se ha estudiado la influencia de las lesiones de la raíz meniscal en la estabilidad articular mediante estudios cinemáticos *in vitro*. En el menisco medial¹⁰⁹ se encontró un aumento de la traslación tibial anterior, del valgo y de la rotación externa. Respecto al menisco lateral¹¹⁰ se ha podido comprobar un papel de la RPML como estabilizador esencial de la rotación interna de la rodilla sana, especialmente con la flexión profunda.

También se ha comprobado su función estabilizadora de la rotación en rodillas con rotura del LCA en ángulos de flexión menos acusados (0° y 30°) y de la traslación anterior con pivot-shift con una flexión más profunda (75° y 90°); de la misma manera, se ha confirmado que los LMFs proporcionan una estabilidad extra a la rotación interna en casos de rotura asociada de LCA y RPML. Estos resultados concuerdan con estudios biomecánicos previos^{111,112} y con estudios clínicos más recientes⁷².

La lesión de la raíz meniscal anterior se ha reportado en pocos casos, tanto en el menisco medial^{90,126} como en el lateral⁷⁸. Prince y cols¹¹³ han estudiado biomecánicamente los hallazgos producidos en ambos compartimentos tras la lesión del cuerno anterior del menisco lateral y su restauración tras la reparación de la lesión, siendo estos similares a los encontrados en los trabajos que estudian las raíces meniscales posteriores.

1.2. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

Las lesiones de las raíces meniscales anteriores son poco frecuentes en relación con las lesiones de las raíces posteriores, o al menos son menos diagnosticadas; se han descrito, fundamentalmente, en el contexto de lesiones iatrogénicas.

Durante la práctica clínica del autor de esta tesis, se presentó el caso de un paciente que se iba a someter a trasplante de menisco lateral por síndrome postmeniscectomía. Al realizársele la artroscopia inicial exploratoria, se comprobó que se había producido una avulsión iatrogénica de la RAML. Además, se observó falta de tejido en esa zona de la raíz anterior, por haber sufrido el paciente una meniscectomía previa, pero conservándose tejido meniscal suficiente, aunque extruido, para evaluar la reinserción de la RAML. Ante estos hallazgos se decidió cambiar la indicación a una reinserción de la misma. Esta actuación resultó en una evolución con buen resultado clínico.

Posteriormente aparecieron 2 casos más muy similares y muy próximos en el tiempo. Los pacientes de nuevo presentaban un considerable deterioro en la región anterior del menisco lateral, con deshilachado de la RAML, y lesiones condrales avanzadas asociadas, aunque el tiempo de evolución no era excesivo. Debido al deterioro meniscal se hizo necesario someter a los pacientes a meniscectomía parcial hasta tejido sano. Posteriormente, al conservarse también en estos casos tejido meniscal suficiente, se evalúa la reinserción de la RAML.

La cronología relatada en los párrafos anteriores, específicamente observar que varios pacientes con avulsión de la RAML desarrollaban lesiones condrales, llevo al equipo de investigación al que pertenece el autor de esta tesis a cuestionarse si esta lesión tendría consecuencias biomecánicas similares a las relatadas en la literatura científica para las lesiones de la RPML. Además, la revisión de la literatura disponible, permitió constatar que el conocimiento científico en este campo era muy limitado

Por todo ello, en primer lugar, se decidió estudiar la evolución clínica a más largo plazo de las reinsertaciones de la RAML, ejecutadas con la técnica no-anatómica propuesta por el autor de esta tesis. Simultáneamente, se decidió abordar una revisión bibliográfica en profundidad para conocer el estado del arte sobre la patología de las raíces meniscales en general y de la RAML en particular. En esa revisión se constató una gran escasez de conocimiento acerca de las lesiones de las raíces anteriores y sus consecuencias, especialmente si se compara con el volumen de trabajo que existe alrededor de las raíces meniscales posteriores.

Conociendo las muy desfavorables consecuencias de la lesión de las raíces posteriores y su efecto similar a la meniscectomía total (con sus correspondientes consecuencias deletéreas para la rodilla), especialmente en altos grados de flexión, así como los efectos beneficiosos de su reparación, que consiguen restaurar parcialmente la biomecánica articular de la rodilla además de excelentes resultados clínicos, se planifica continuar en el marco de esta tesis doctoral con los trabajos necesarios para conocer el efecto biomecánico de la lesión de la RAML y de la eficacia de su reparación. Se opta además por investigar la reparación comparando dos técnicas quirúrgicas para comprobar cuál sería más eficaz en el tratamiento de dicha lesión).

1.3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

El objetivo general de la tesis consiste en contribuir al avance del conocimiento científico relativo al comportamiento e importancia de las raíces meniscales, en particular de la raíz anterior del menisco lateral (RAML), con el propósito de mejorar las indicaciones clínicas para el tratamiento de sus lesiones.

Para alcanzar este objetivo general el trabajo persigue el siguiente conjunto de objetivos específicos:

- Describir con profundidad el estado del conocimiento relativo al papel de las raíces meniscales en la biomecánica de contacto de la rodilla, con especial atención a las consecuencias de su avulsión y a la capacidad de recuperar la biomecánica natural que consigue su reparación quirúrgica.
- Describir, evaluando el resultado clínico, una técnica quirúrgica para la reparación no-anatómica de la RAML aplicable en caso de avulsión crónica de la raíz en el que se encuentre una profusa degeneración del tejido remanente de la raíz.
- Analizar en un modelo cadavérico las consecuencias en la biomecánica de contacto en la articulación tibiofemoral causados por la avulsión de la RAML y evaluar la eficacia de su re inserción quirúrgica mediante técnica in-situ.
- Analizar la eficacia en la recuperación de la biomecánica de contacto natural de la reparación quirúrgica de la avulsión de la RAML mediante una reparación transtibial y una reparación in situ, con el objetivo de determinar qué técnica resulta más ventajosa.
- Analizar el papel de la tensión de la sutura en el éxito de la reparación de la avulsión de la TTR

El trabajo parte de las siguientes hipótesis, que se verificarán o refutarán a lo largo de los siguientes capítulos:

- HIPÓTESIS 1.** El conocimiento científico relativo a la importancia en la biomecánica de contacto de la RAML es escaso, en todo caso mucho menor al que se dispone en relación a las raíces posteriores, que han sido más estudiadas por su mayor frecuencia y facilidad de diagnóstico.
- HIPÓTESIS 2.** La re inserción no anatómica de la RAML, puede obtener buenos resultados clínicos, mejorando la situación de lesión de la RAML.
- HIPÓTESIS 3.** La avulsión de la RAML modifica el contacto tibiofemoral, aumentando la presión sobre el cartílago articular y disminuyendo el área de contacto en la articulación tibiofemoral.
- HIPÓTESIS 4.** La reparación de la desinserción de la avulsión de la RAML puede restablecer la biomecánica de contacto de la articulación tibiofemoral a la situación de la rodilla sana. Con este objetivo no puede establecerse como más ventajoso optar por una reparación transtibial o una reparación in-situ.
- HIPÓTESIS 5.** La tensión y deformación en el hilo de la sutura que retiene la RAML en su posición tras la reparación es determinante para la eficacia de la cirugía en el post-operatorio inmediato



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Para conocer el estado general del conocimiento sobre las lesiones de la raíz meniscal, se realizó una revisión narrativa mediante búsqueda bibliográfica en las bases de datos Pubmed, Scopus y Google Scholar, para identificar la literatura publicada hasta el año 2017, limitando la búsqueda a artículos en inglés. Se utilizó el término *“menisc* root”, “anatomy”, “epidemiology”, “biomechanic*”, “technique”, “treatment”, “rehabilitation”, “outcomes”, “results”* combinados con operadores booleanos (AND, OR, NOT). Los estudios debían abordar la anatomía, la epidemiología, la biomecánica, el diagnóstico, las técnicas de tratamiento, la rehabilitación postquirúrgica y los resultados clínicos de las raíces meniscales y se agruparon siguiendo estas categorías. Se excluyeron los estudios directamente relacionados con trasplante meniscal.

2.2. CIRUGÍA DE REINSERCIÓN DE LA RAML

Durante la práctica clínica del autor, se detectaron 3 casos de lesión de la RAML, en los que se realizó una re inserción in situ de la misma. Todos los casos presentaban un considerable deterioro, con deshilachado de la RAML, que precisó meniscectomía parcial hasta tejido sano (uno de los casos ya había sido sometido previamente a meniscectomía, pero la lesión progresó). En todos ellos se descubrió una lesión condral avanzada, aunque el tiempo de evolución no era excesivo, por lo que se hipotetizó que la lesión de la RAML tendría unas consecuencias biomecánicas similares a las lesiones de la RPML.

La reinserción de la RAML se realizó con fijación in situ con implante TwinLoop FLEX de 3.5 mm (Stryker, Mahwah, NJ, EEUU) en un caso y con implante Iconix de 2.3 mm (Stryker, Mahwah, NJ, EEUU) en los otros 2 casos, insertados en localización no exactamente anatómica por la pérdida de tejido consiguiente a la meniscectomía parcial tras cruentación del lecho de inserción con artromotor. A través del portal anterolateral, con la ayuda de un abboath del nº 16 con un monofilamento de tamaño 1 enhebrado en su interior, se atravesó el menisco a 5 mm aproximadamente del borde del remanente meniscal y se utilizó el bucle de monofilamento creado como hilo de tracción, introduciendo a través de él uno de los dos cabos de hilo del implante utilizado para la fijación intraósea.

Seguidamente, se tiró del bucle de monofilamento y se pasó el hilo del implante a través del menisco. Se repitió el mismo procedimiento con el 2º hilo del implante y, posteriormente, se anudaron ambos cabos del implante quedando el menisco adherido al hueso. Se repitió el procedimiento con un segundo implante para conseguir una mejor fijación del menisco.

Uno de los pacientes se sometió a osteotomía varizante en asociación a la reinserción meniscal y en los otros dos se realizó microfracturas como gesto quirúrgico asociado.

El postoperatorio inmediato consistió en descarga del miembro intervenido con bastones, con movilidad completa desde el inicio durante 2 semanas, permitiéndose el apoyo con carga parcial manteniendo los bastones durante 4 semanas más.

Se realizó un seguimiento clínico de dichos casos durante más de dos años, tras lo que se les sometió a las escalas de valoración KOOS¹²⁷, Lysholm y Tegner¹²⁸. El seguimiento incluyó la realización de pruebas complementarias, como son radiografías en carga y resonancia magnética.

2.3. ESTUDIO DE LA INFLUENCIA EN LA BIOMECÁNICA DEL CONTACTO DE LA AVULSIÓN DE LA RAML Y SU POSTERIOR REINSERCIÓN

Los estudios in-vitro con especímenes de rodillas cadavéricas realizados en el ámbito de esta tesis contaron con la aprobación del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga (ref. 473 con nº de registro CEUMA: 69-2018-H).

Para estudiar la influencia en la biomecánica del contacto de la avulsión de la RAML y su posterior inserción se utilizaron nueve rodillas humanas cadavéricas congeladas (5 hombres y 4 mujeres; edad media, 84 años; rango 68-91 años). Los especímenes fueron proporcionados por una empresa (Ekokojes Tecnología y Servicios SL, Valencia, España) especializada en proporcionar especímenes cadavéricos para fines educativos, entrenamiento quirúrgico o investigaciones. La empresa también se encargó de la incineración subsiguiente.

Todos los especímenes contaban con el preceptivo consentimiento informado del donante o el familiar más cercano. Todos los experimentos se realizaron de acuerdo con las pautas y regulaciones pertinentes. Un espécimen fue descartado debido a una geometría anómala en el compartimento tibial externo que se observó después de la desarticulación al final de su prueba. Por lo tanto, el tamaño de muestra final fue $n = 8$.

2.3.1. Preparación del espécimen

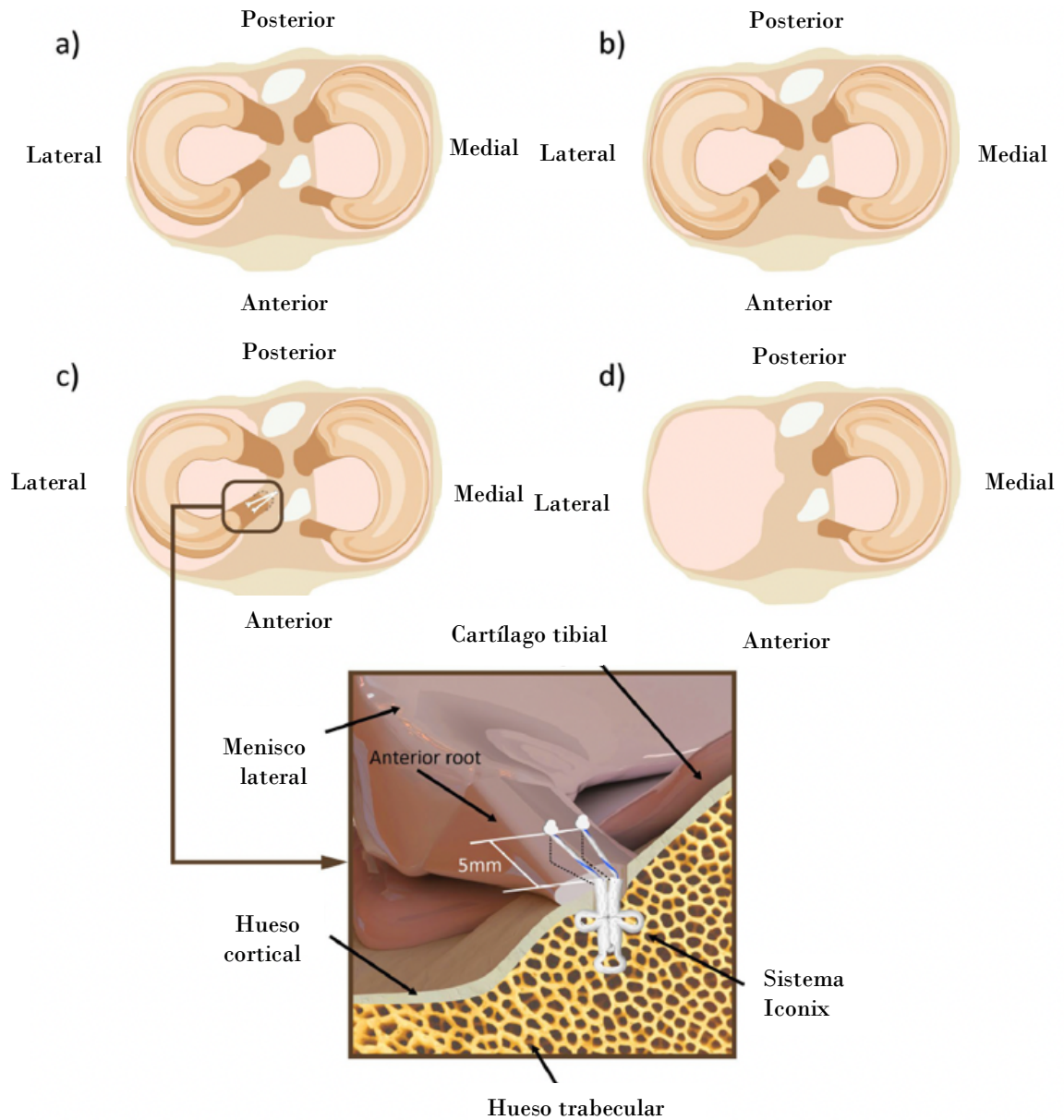


Fig. 2. 1. Imágenes esquemáticas de las condiciones estudiadas en el ensayo: (a) menisco lateral intacto, (b) avulsión de la raíz anterior del menisco lateral, (c) reparación in situ, (d) meniscectomía total. El detalle muestra una representación ampliada de la técnica de reparación

Un día antes de la prueba, el espécimen se dejó a temperatura ambiente, envuelto en gasa húmeda. Una vez descongelada, la rodilla fue disecada hasta su plano capsular e inspeccionada visualmente a través de una artrotomía en busca de patologías previas, prestando especial atención a la integridad de los meniscos y los ligamentos principales de la rodilla, y a la ausencia de lesiones condrales (esto se volvió a verificar al final de la prueba mediante la desarticulación de la articulación hasta que se expuso la superficie intraarticular). La artrotomía se dejó abierta durante el resto del procedimiento de ensayo.

A continuación, los huesos se cortaron aproximadamente a 150 mm de la articulación, y el extremo distal del fémur y proximal de la tibia y peroné se fijaron con resina epoxi en receptáculos rectangulares de madera, manteniendo los ejes tibial y femoral a 90° del fondo de los contenedores¹²¹. Seguidamente, se realizaron todas las preparaciones y simulaciones quirúrgicas. En primer lugar, se seccionó el ligamento coronario sólo lo estrictamente necesario para introducir el sensor entre cada menisco y la superficie articular tibial, asegurándose de que los meniscos y los ligamentos de la rodilla no resultaran dañados. El ligamento intermeniscal anterior también se seccionó para homogeneizar la muestra, ya que esta estructura no está presente en todos los especímenes, cuando se encuentra sus características son altamente variables y a que su no está clara su influencia en la biomecánica de la rodilla¹²⁹.

Cada muestra se ensayó en cuatro condiciones del menisco lateral: (1) íntegro; (2) lesionado por desinserción completa de la RAML; (3) reparado; (4) menisectomizado. Los ensayos se realizaron secuencialmente y siempre en el mismo orden. Para ello, tras completar el ensayo para la condición de menisco intacto (**Fig. 2. 1a**), se simuló la avulsión de la RAML seccionando completamente sus fibras circunferenciales con un bisturí a aproximadamente 5 mm desde el centro de su inserción tibial, incluyendo aquellas entrelazadas con el LCA (**Fig. 2. 1b**).

Seguidamente se simuló la reparación quirúrgica con fijación in situ (**Fig. 2. 1c**); para ello, se insertó un anclaje de sutura (Iconix® 2.3 mm, dos hilos; Stryker, Greenwood Village, CO, EE. UU.) en la huella anatómica de la RAML y se tiró de sus hilos hasta sentir un tope firme. Un extremo del primer hilo se pasó a través del menisco en la unión entre los tercios meniscales periférico e intermedio, y un extremo del segundo hilo en la unión entre el tercio meniscal intermedio y el borde libre. Finalmente, cada extremo se suturó con su extremo libre correspondiente, abrazando el menisco en su parte periférica y en su lado interno, respectivamente. Las ubicaciones de las suturas estaban aproximadamente a 5 mm del borde anterior del menisco lateral y separadas 5 mm entre sí.

Como medida representativa de la longitud libre del hilo en la RIS, con la rodilla sin carga, se midió con un calibre digital la distancia entre el punto de entrada del anclaje de sutura en la superficie tibial y el punto medio entre los orificios de sutura en la superficie proximal del cuerno meniscal. Una vez completado el ensayo en la condición reparada, se retiró el menisco lateral para probar la última condición (**Fig. 2. 1d**).

2.3.2. Ensayos biomecánicos

Se introdujeron sensores de presión piezorresistivos de película fina (K-scan 4000, Tekscan Inc., Boston, MA) entre el menisco y la tibia para registrar las presiones en el cartílago (**Fig. 2. 2**), utilizando un nuevo sensor para cada espécimen. Justo antes de su uso, cada sensor se preconditionó con cinco ciclos de 1000 N y posteriormente se realizó una calibración de tres puntos, siguiendo el protocolo del fabricante. El sensor consta de dos secciones, cada una con un área de 27,9 x 33 mm² y una resolución espacial de 62 sensels/cm².

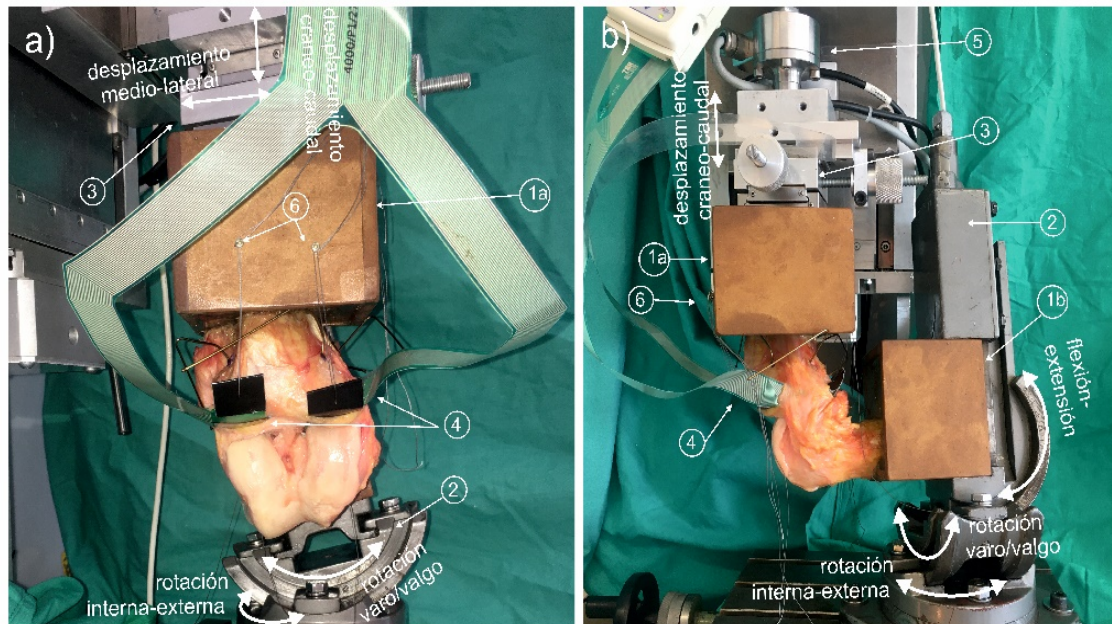


Fig. 2. 2. Montaje experimental: (a) vista frontal y (b) vista lateral mostrando la máquina de ensayos con un espécimen de rodilla derecha montado a 90° de flexión. Las flechas blancas destacan los elementos las fijaciones a la máquina de ensayo que permiten los movimientos asociados a los grados de libertad del experimento. 1a: Contenedor tibial; 1b: Contenedor femoral; 2: guías de la mordaza para permitir e la rotación tridimensional de la fijación del fémur; 3: actuador de la máquina con rodamientos lineales interpuestos; 4: sensor de presión; 5: célula de carga; 6: tornillos para fijar el sensor al contenedor tibial.

Las cuatro lengüetas existentes en los extremos frontal y posterior de cada una de las dos secciones de sensado se reforzaron con cinta adhesiva; luego, se pasaron hilos de Dyneema® a través de ellas que se utilizaron para guiar la inserción del sensor de anterior a posterior. Dado que las áreas rectangulares de sensado no coinciden exactamente con las superficies intraarticulares, se posicionaron específicamente en cada condición de prueba para maximizar la cobertura de las zonas de contacto intraarticular, bajo compresión manual de la rodilla, La recolocación se realizó en base a la imagen de los datos de presión en bruto y tiempo real ofrecidos por el sensor de presión. Una vez que ambas áreas del sensor estuvieron en su lugar, los hilos de Dyneema® se ataron a un tornillo insertado en el contenedor tibial para minimizar su movimiento durante los ensayos. (Fig. 2. 2).

Las rodillas se ensayaron en una máquina universal de tracción/compresión¹³⁰ (Fig. 2. 2), controlando el ángulo de flexión y preservando los demás grados de libertad¹²¹. La parte inferior del contenedor tibial se acopló al cabezal actuador de la máquina de ensayo, con el eje tibial alineado en la dirección de carga. Entre el contenedor y el cabezal se interpusieron dos cojinetes lineales planos, perpendiculares entre sí, (BWU 60–60, IKO, Tokio, Japón) para permitir los desplazamientos tibiales mediolaterales y anteroposteriores (Fig. 2. 2). Una célula de carga de clase 1 con una capacidad de 2 kN (HBM, Darmstadt, Alemania) situada en el cabezal de la máquina registró la carga aplicada.

El contenedor del fémur se conectó a la base de la máquina de ensayos con una mordaza con tres grados de libertad de rotación, antes de cada ensayo se fijó el ángulo de flexión correspondiente, pero se mantuvo la libertad en las rotaciones varo-valgo e interna-externa para permitir la realineación de la rodilla según su cinemática natural.

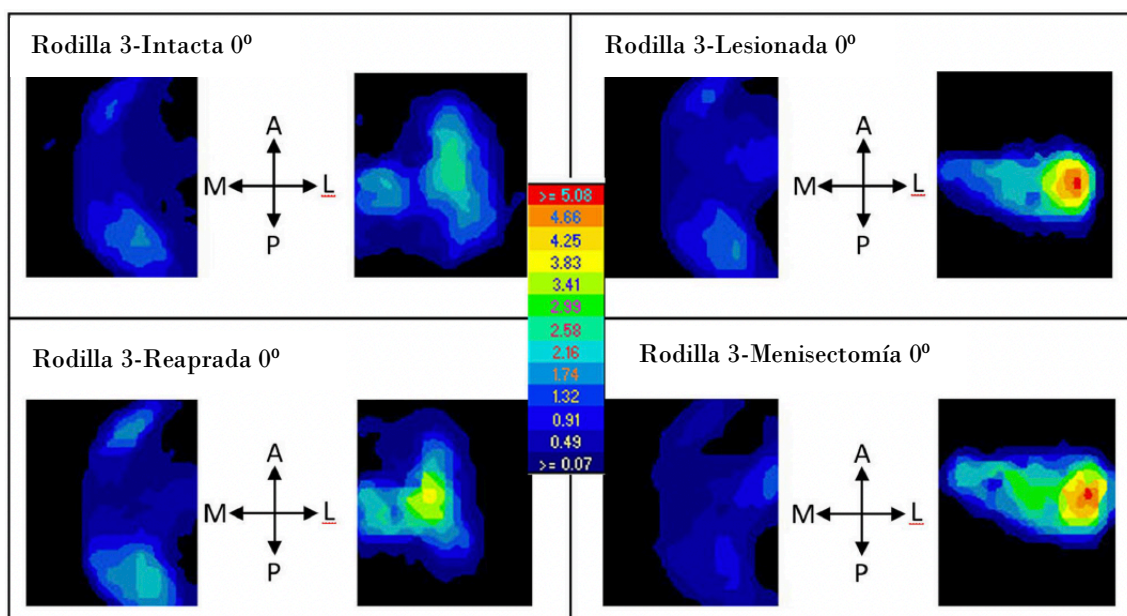


Fig. 2. 3. Distribución representativa de presiones en los compartimentos lateral y medial. Las cuatro condiciones del menisco lateral probadas están representadas para el espécimen n.º 3 a 0° de flexión: la avulsión de la raíz anterior del compartimento lateral resultó en una distribución de presiones más concentrada en el lado lesionado, con gradientes más pronunciados. Estos efectos fueron similares a la meniscectomía. Con la reparación, la distribución de presiones tendió a recuperarse hacia la condición intacta

Para cada condición meniscal, el espécimen se ensayó en cuatro ángulos de flexión de manera secuencial: 0°, 30°, 60° y 90°. En todos los casos, en primer lugar, se aplicó una carga de compresión creciente desde 0 hasta 100 N a 0.1 mm/s, permitiendo el alineamiento natural del espécimen a través de la mordaza que sujetaba el fémur y los rodamientos lineales en el cabezal de la máquina descritos en el párrafo anterior. Una vez alcanzado este nivel de carga, se bloqueó el desplazamiento anteroposterior, según procedimiento similar a otros trabajos¹³¹. El bloqueo de estos desplazamientos se hizo necesario para evitar posteriores inestabilidades de la rodilla debido a la ausencia de músculos¹³² (como se evidenció también en nuestras pruebas piloto, especialmente en los ángulos de flexión más altos).

Inmediatamente después, la compresión axial se aumentó a 1 mm/s desde 100 N hasta alcanzar los 1000 N. Luego, esta carga se mantuvo durante 1 min para estabilizar la señal de los sensores de presión (**Fig. 2. 3**) y minimizar las posibles variaciones en los registros debido a efectos viscoelásticos. En este momento, se tomó registro del mapa de presiones de contacto. La compresión axial de 1000 N se seleccionó para facilitar las comparaciones con estudios anteriores sobre el menisco humano^{57,109,117,121,133}, aun conociéndose que el valor es mayor de lo esperado en el periodo postoperatorio inmediato.

Los datos proporcionados por los sensores de presión se exportaron a un archivo de texto y se procesaron utilizando MatLab® v.R2019b (The Mathworks Inc., Massachusetts, EE. UU). Para excluir ruido de la señal y otros valores confusos, como los generados por la presencia de arrugas en el sensor, solo se consideraron presiones mayores a 0.07 MPa¹³⁴. A partir de esos mapas de presiones se calcularon el área de contacto, la presión media y la presión máxima en cada compartimiento tibial. Para limitar la variabilidad entre especímenes debida a diferencias de forma, tamaño o alineación natural, los parámetros relacionados con la presión y el tamaño del área de contacto se normalizaron respecto al mismo parámetro en la condición intacta del espécimen con el mismo ángulo de flexión.

2.3.3. Análisis estadístico

Para evaluar las diferencias entre las condiciones de ensayo, se aplicaron pruebas no paramétricas (más apropiadas para muestras pequeñas en las que no se conoce si la distribución de la población es normal). Los valores normalizados de área de contacto, de presión media y de presión máxima para cada condición de ensayo se compararon con el valor 1 para evaluar las variaciones con respecto a la condición intacta, utilizada como referencia, mediante una prueba de rango con signo de Wilcoxon.

Las diferencias entre los tratamientos se evaluaron mediante la prueba de análisis de varianza de Friedman.; se consideró $p \leq 0.05$ como estadísticamente significativo. Cuando se detectó una diferencia general significativa, se llevaron a cabo comparaciones pareadas preplanificadas entre los grupos de lesionados versus reparados y lesionados versus menissectomía utilizando una prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, con corrección de Bonferroni para tener en cuenta variaciones múltiples (significación estadística corregida $p \leq 0.025$). Las pruebas estadísticas se realizaron con el paquete SPSS Statistics v.25 (IBM, Chicago, IL, EE. UU.).

El tamaño del grupo se seleccionó en función de la presión máxima normalizada obtenida en el compartimento lateral para los primeros tres especímenes ensayados, dado que no se conocen diferencias clínicamente relevantes en los parámetros de contacto. Utilizando el software G*Power 3.1.9.2.¹³⁵, se calculó con la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon un tamaño mínimo de $n = 7$ para un tamaño de efecto detectable de 1.5 entre las condiciones lesionadas e intactas a $\alpha = 0.05$ con una potencia del 0.8; y mediante la prueba de Friedman un tamaño mínimo de grupo de $n = 4$ para un tamaño de efecto detectable de 2.1 entre las condiciones de tratamiento en cada ángulo de flexión ensayado.

Finalmente, se eligió un tamaño de muestra conservador de $n = 9$, en concordancia con estudios previos^{109,117,119,133,136,137}. Sin embargo, tras descartar un espécimen por anomalías anatómicas, se trabajó con una muestra final de $n = 8$. Un análisis de potencia de sensibilidad con $n = 8$, $\alpha = 0.05$ y $(1-\beta) = 0.8$ mostró un efecto mínimo detectable de 1.2 para las comparaciones pareadas planificadas utilizando las pruebas de los rangos con signo de Wilcoxon.

2.4. COMPARACIÓN BIOMECÁNICA ENTRE LA REPARACIÓN IN SITU Y TRANSTIBIAL DE LA REPARACION DE LA RAML

El estudio, al igual que el referido en el punto anterior, contó con la aprobación del del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga (ref. 473 con nº de registro CEUMA: 69-2018-H).

Se utilizaron ocho rodillas humanas cadavéricas congeladas en el estudio (5 hombres y 3 mujeres; rango 68-91 años). Los especímenes fueron proporcionados por la empresa mencionada en el punto 3 de este capítulo en las condiciones ya descritas.

2.4.1. Preparación del espécimen

Los especímenes se prepararon según se describe en el punto 2.2.1 de esta tesis. Concretamente, una vez descongelado el espécimen se disecó hasta su plano articular y se verificó la ausencia de lesiones o patologías; se seccionaron los extremos óseos de la rodilla y se fijaron con resina epoxi a receptáculos rectangulares para su posterior ubicación en máquina de ensayos; posteriormente se seccionaron el ligamento coronario, para permitir la inserción de sensores de presión de película fina entre menisco y superficie articular de la tibia, e intermeniscal anterior en caso de estar presente¹²⁹.

Cada muestra se ensayó en cuatro condiciones del menisco lateral: (1) íntegro; (2) lesionado por desinserción completa de la RAML; (3) reparación in situ de la RAML, RIS; (4) reparación transtibial de la RAML, RTT. Las condiciones íntegro, lesionado y RIS se simularon siguiendo el procedimiento descrito en el punto 2.2.1. de esta tesis. Finalizado el ensayo con RIS (**Fig. 2. 4a**), se retiró el anclaje de sutura y se realizó la RTT (**Fig. 2. 4b**).

Se perforó un túnel tibial de 3.2 mm con la entrada en la inserción de la RAML, superponiéndose a la huella del LCA 1 mm lateralmente, teniendo cuidado de no dañarlo aún más, y con salida 1 cm anterior al borde anterior del ligamento colateral medial y 1 cm proximal los tendones de la pata de ganso. Como medida representativa de la longitud libre del hilo en el RTT, se midió la longitud del túnel entre los puntos centrales aproximados de las salidas del túnel utilizando un calibre digital. Luego, se insertó un hilo de sutura N.º 2 (Force Fiber, Stryker, Endoscopy, San José, CA) a través de cada uno de los orificios previamente creados en el menisco para el RIS, y ambos extremos de cada sutura se pasaron a través del túnel tibial. Los hilos se anudaron a un transductor diseñado y fabricado específicamente para el ensayo (Fig. 2. 5).

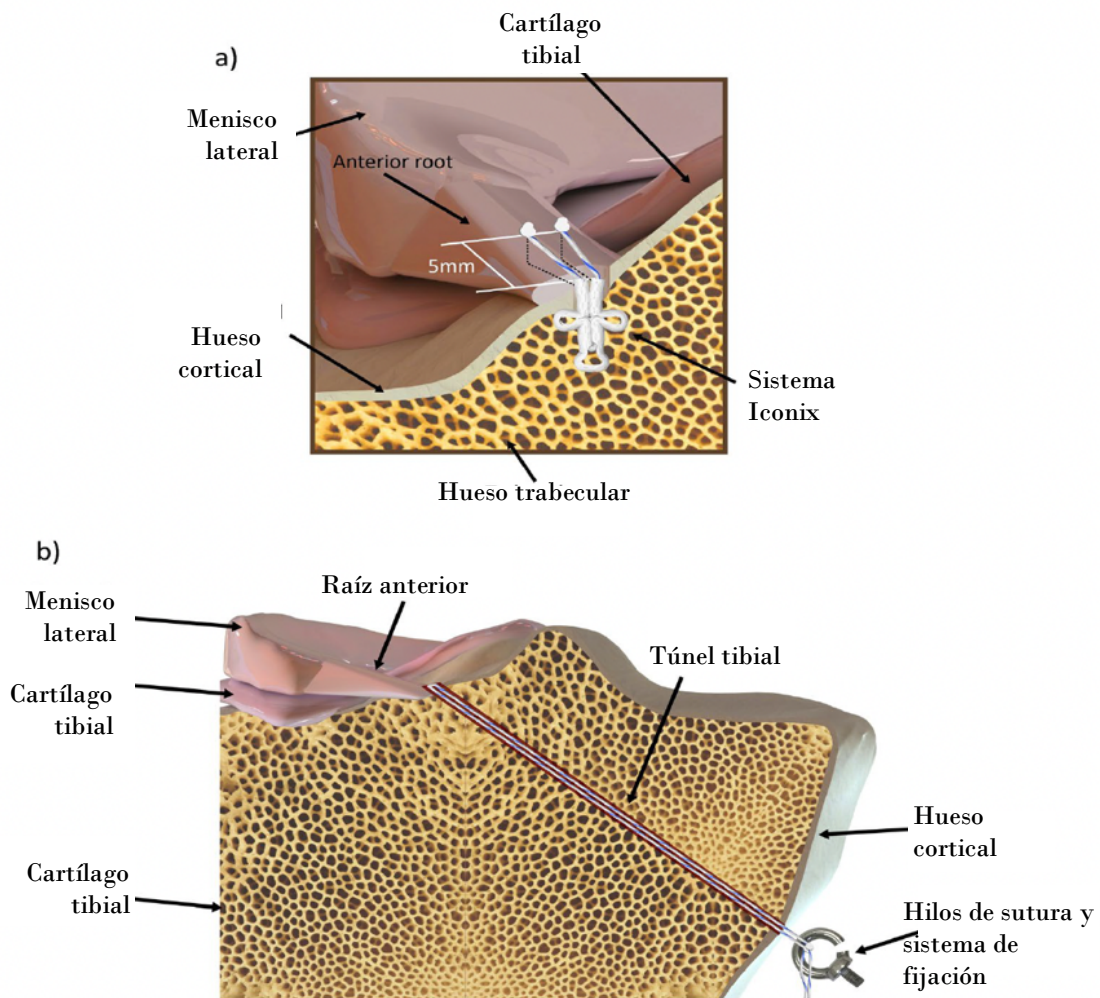


Fig. 2. 4. Diagrama de las técnicas de reparación de la raíz anterior del menisco lateral. A) reinserción in situ con implante; B) reinserción transtibial sin implante, con hilos de sutura anudados a dispositivo medidor de tensión.

El transductor registra la fuerza de tracción en el hilo con una célula de carga de clase 0.2 y 200N de fondo de escala (HBM, Darmstadt, Alemania), al mismo tiempo que permite controlar la posición del extremo de la sutura a la salida del túnel tibial. El transductor se fijó firmemente a la salida distal del túnel tibial.

2.4.2. Ensayos biomecánicos

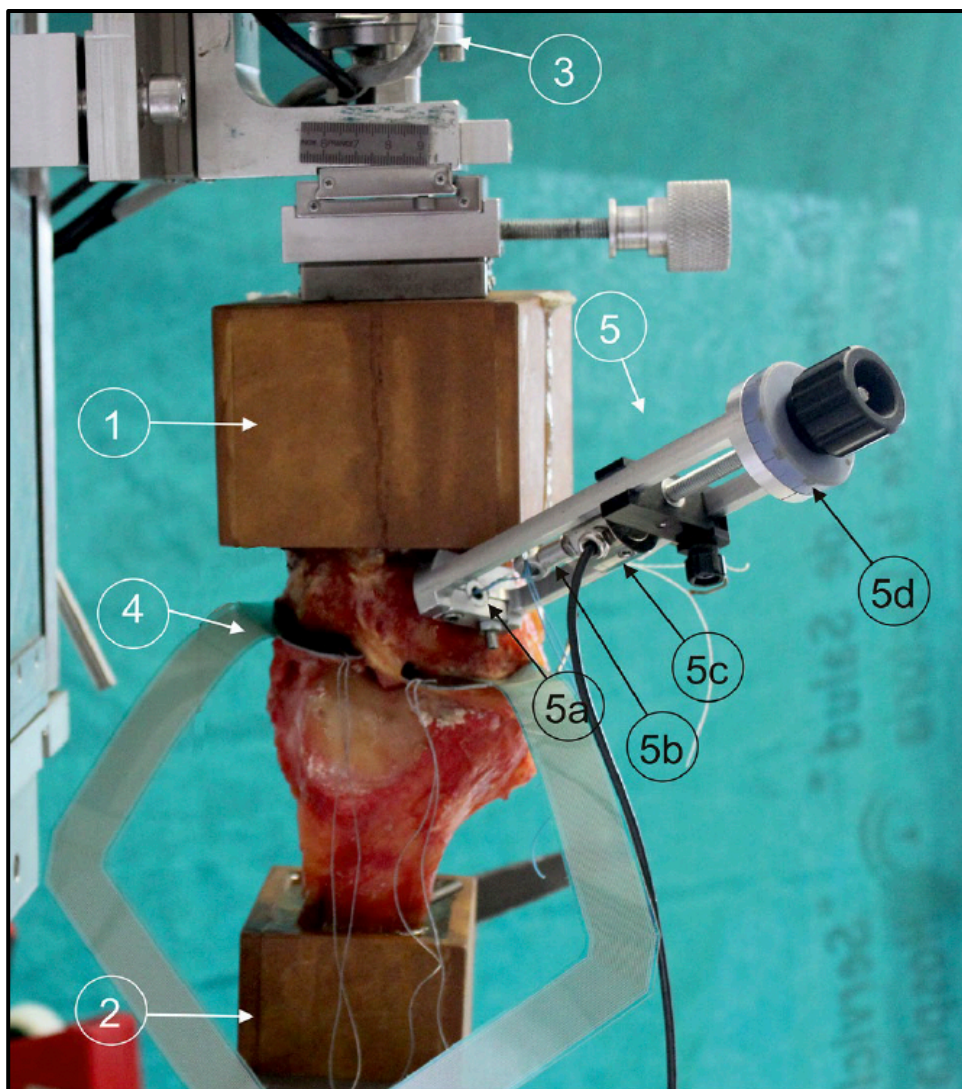


Fig. 2.5. Configuración experimental que muestra la máquina de pruebas con un espécimen de rodilla izquierda montado en extensión completa en la condición TTR. (1) Contenedor tibial; (2) contenedor femoral; (3) célula de carga; (4) sensor de presión; (5) transductor diseñado a medida, mostrando (5a) tornillo que fija el transductor al túnel tibial, (5b) elemento para fijar los hilos de sutura, y (5c) célula de carga; (5d) rueda calibrada que desplaza el elemento de fijación de los hilos en dirección al túnel tibial

Los especímenes se ensayaron en la máquina de tracción/compresión universal mencionada anteriormente en el punto 2.2.2. de esta tesis. Para ello, se introdujeron sensores de presión de película fina (K-scan 4000, Tekscan Inc., Boston, MA) entre la superficie distal de los meniscos y la superficie articular de la tibia, y se ubicó el espécimen en la máquina de ensayos según el protocolo descrito en el punto 2.2.2. Siguiendo ese mismo protocolo, los sensores de presión se recolocaron para maximizar la monitorización de la superficie de contrato intraarticular en cada condición meniscal y cada ángulo de flexión de la rodilla. Para cada condición meniscal, el espécimen se ensayó en cuatro ángulos de flexión de manera secuencial: 0°, 30°, 60° y 90°, siguiendo el protocolo de carga ya descrito (**Fig. 2.2** del punto 2.2.2.). Para el grupo de RTT, una vez alcanzada la carga inicial de compresión de 100N e inmediatamente después de bloquear los cojinetes lineales que permiten el desplazamiento anteroposterior de la rodilla, la tensión de la sutura se restableció a 15 N. Se eligió un valor de tensión inicial del hilo común para todos los especímenes con el fin de descartar posibles aflojamientos causados por los ensayos que se hubiesen realizado previamente en menores ángulos de flexión, lo cual podría ser importante en este grupo debido a la longitud del hilo.

Como también se comentó en el apartado 2.2.2. de esta tesis, la distribución de presión de contacto se registró a 1000N para permitir comparación con otros estudios, aun conociendo que es un valor previsiblemente superior a la carga fisiológica en la rodilla. A partir de la distribución de presión registrada por los sensores, descartando presiones inferiores a 0.07MPa, se calculó el área de contacto, la presión media y la presión máxima en cada compartimiento tibial. En el grupo de RTT, se identificaron las tensiones máximas de sutura durante la carga en la rodilla y después de un minuto bajo 1000 N de compresión. Para para limitar la variabilidad entre especímenes los parámetros relacionados con la presión y el tamaño del área de contacto se normalizaron respecto al mismo parámetro en la condición intacta del espécimen con el mismo ángulo de flexión. Por su parte, las fuerzas de tracción en la sutura en diferentes ángulos de flexión se normalizaron con respecto al instante homólogo para la misma rodilla en extensión.

2.4.3. Análisis estadístico

Para evaluar posibles diferencias en la biomecánica de contacto respecto al menisco intacto, se utilizaron pruebas no paramétricas. Los valores normalizados de área de contacto, presión media y presión máxima en cada compartimento tibial se compararon con la unidad, por ser éste el valor representativo de la rodilla con el menisco lateral intacto. En primer lugar, para evaluar si existían diferencias entre las condiciones ensayadas, se utilizó la prueba de análisis de varianza de Friedman. A continuación, en los casos en los que se detectó una diferencia global significativa, se utilizó la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon con una corrección de Bonferroni para realizar comparaciones pareadas respecto a la condición intacta. Un resultado $p \leq 0,05$ se consideró estadísticamente significativo. Para el esfuerzo de tracción en la sutura en el grupo con RTT, las posibles diferencias en cada ángulo de flexión con respecto a la rodilla en extensión se analizaron comparando los valores normalizados con 1 mediante la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

Para seleccionar el tamaño de los grupos, dado que se desconocen que diferencias en los parámetros de contacto son clínicamente relevantes, se utilizaron los valores de presión máxima en el compartimento lateral obtenida para los tres primeros especímenes ensayados. Se obtuvo un tamaño mínimo $n = 7$ con las pruebas con signo de Wilcoxon para un tamaño del efecto calculado de 1,5 entre las condiciones lesionada e intacta; y $n = 7$ con la prueba de Friedman para un tamaño del efecto de 2,19 entre las dos condiciones reparadas utilizando $\alpha = 0,05$ y una potencia de 0,8. Se eligió un tamaño muestral conservador $n = 8$, en concordancia con estudios publicados anteriormente^{57,109,121,136,138,139}.

3. RESULTADOS

3.1. REVISIÓN DE LAS LESIONES DE LAS RAICES MENISCALES

En la revisión bibliográfica narrativa que se realizó sobre las raíces meniscales se encontró una adecuada información sobre la anatomía, su epidemiología, su biomecánica, su diagnóstico y su tratamiento, descritos en profundidad en el apartado 1 de esta tesis; no obstante, la inmensa mayoría de artículos incluidos en la revisión se centraba en las raíces posteriores, por lo que se detectó una ausencia de información sobre estas características alrededor de las raíces anteriores; si bien su anatomía y sus relaciones con el resto de estructuras de la rodilla sí está bien definida, existe una total ausencia de información respecto a las consecuencias biomecánicas de las lesiones de las raíces anteriores y de su tratamiento. Los artículos publicados sobre las lesiones de las raíces anteriores consisten en estudios en cadáver o estudios de imagen; en cuanto a los estudios clínicos, se centran en casos aislados y se han relacionado especialmente con lesiones iatrogénicas, por enclavado intramedular de tibia en la RAMM y por la realización del túnel tibial para la reconstrucción del LCA en la RAML.

3.2. CIRUGÍA DE REINSERCIÓN DE LA RAML

A los dos años de seguimiento de la re inserción in situ de la RAML se comprobó un aumento en las escalas de valoración hasta niveles de funcionalidad buenos o excelentes en todos los casos (**Tabla 3. 1**), incluso a pesar de que la localización no era completamente anatómica por la pérdida de tejido meniscal secundaria a la lesión original.

Tabla 3. 1. Resultados de las escalas de valoración pre y postoperatorias de los pacientes a los que se realizó re inserción de la raíz anterior del menisco lateral

Casos	Tegner		Lysholm		KOOS	
	Preop	Postop	Preop	Postop	Preop	Postop
1	4	5	38	90	42,9	97
2	5	5	43	90	50,6	95,2
3	5	5	46	86	48,8	91,1

Preop = valor preoperatorio; postop = valor postoperatorio a los dos años de seguimiento;
KOOS = Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score

En los resultados de las pruebas de imagen a los dos años de evolución, se descubrió una ausencia de progresión de artrosis en radiografía simple (dos de los casos no tenían signos degenerativos y el tercero presentaba una gonartrosis grado II en la escala de Kellgren-Lawrence antes de la cirugía, que no progresó). No se encontró, asimismo, progresión de la extrusión meniscal, que no existía preoperatoriamente tampoco, en resonancia magnética.

3.3. ESTUDIO DE LA INFLUENCIA EN LA BIOMECÁNICA DEL CONTACTO DE LA AVULSIÓN DE LA RAML Y SU POSTERIOR REINSERCIÓN

Los resultados del estudio biomecánico recogido en el tercer artículo compendiado en esta tesis, publicado en Scientific Reports, responde a la metodología expuesta en el punto 2.3. de este documento.

3.3.1. Área de contacto normalizada

En el compartimento de la lesión la avulsión de la RAML produjo una disminución significativa en el área de contacto en comparación con la rodilla sana en todos los ángulos de flexión ($p = 0,012$ a 0° , $p = 0,012$ a 30° , $p = 0,017$ a 60° y $p = 0,025$ a 90°) (**Tabla 3. 2; Fig. 3. 1a**). El efecto fue más pronunciado con la rodilla en extensión completa, con una reducción media del área de contacto de un 45%, mientras que la menor influencia se encontró a 90° de flexión, alcanzando solo una reducción del área de contacto del 24%.

La menisectomía también mostró diferencias significativas en comparación con el grupo de control en todos los ángulos ($p = 0,012$ a 0° , $p = 0,012$ a 30° , $p = 0,018$ a 60° , $p = 0,018$ a 90°). Las diferencias fueron de una magnitud similar a las causadas por la avulsión de la RAML en posiciones de flexión poco profunda mientras que fueron mayores a 90° , posición esta última en la que el efecto de la desinserción de la RAML se observa que es menos acusado.

Tabla 3. 2. Área de contacto normalizada respecto a la condición intacta en los compartimentos lateral y medial en cada ángulo de flexión y para las 3 condiciones meniscales alteradas (expresado como valor medio con el intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Los valores del área de contacto (mm²) en el grupo Intacto se proporcionan como referencia

		Ángulo de flexión en rodilla			
		0	30°	60°	90°
		Menisco Lateral			
	Intacto (mm ²)	58.39 (53.86, 62.92)	53.90 (45.15, 62.64)	49.65 (38.04, 61.26)	38.89 (31.22, 46.55)
Área normalizada	Lesionado	0.55 * (0.48, 0.62)	0.60 * (0.49, 0.73)*	0.60 * (0.45, 0.76)	0.76 * [†] (0.61, 0.91) ¹
	Reparado	0.77 * ^{&} (0.71, 0.83)	0.70 * (0.61, 0.80)	0.72 * ^{&} (0.59, 0.86) ^o	0.81 (0.62, 0.99)
	Meniscectomía	0.54 * (0.46, 0.61)	0.53 * (0.44, 0.62)	0.57 * (0.41, 0.72)	0.49 * ^{&} (0.38, 0.61) ·
		Menisco Medial			
	Intacto (mm ²)	54.23 (43.97, 64.62)	43.18 (33.82, 52.54)	43.86 (36.66, 51.06)	43.93 (37.81, 50.05)
Área normalizada	Lesionado	0.90 (0.72, 1.07)	0.77 (0.57, 0.97)	0.87 (0.66, 1.84)	0.95 (0.76, 1.13)
	Reparado	1.03 (0.95, 1.12)	0.96 (0.84, 1.09)	0.78 (0.93, 1.08)	1.02 (0.78, 1.25)
	Meniscectomía	0.89 (0.76, 1.02)	0.82 (0.70, 0.92)	0.85 (0.71, 1.00)	0.91 (0.76, 1.05)

*Diferencia significativa respecto a la condición intacta. [†]Diferencia significativa respecto a la meniscectomía. [&]Diferencia significativa respecto a estado lesionado.

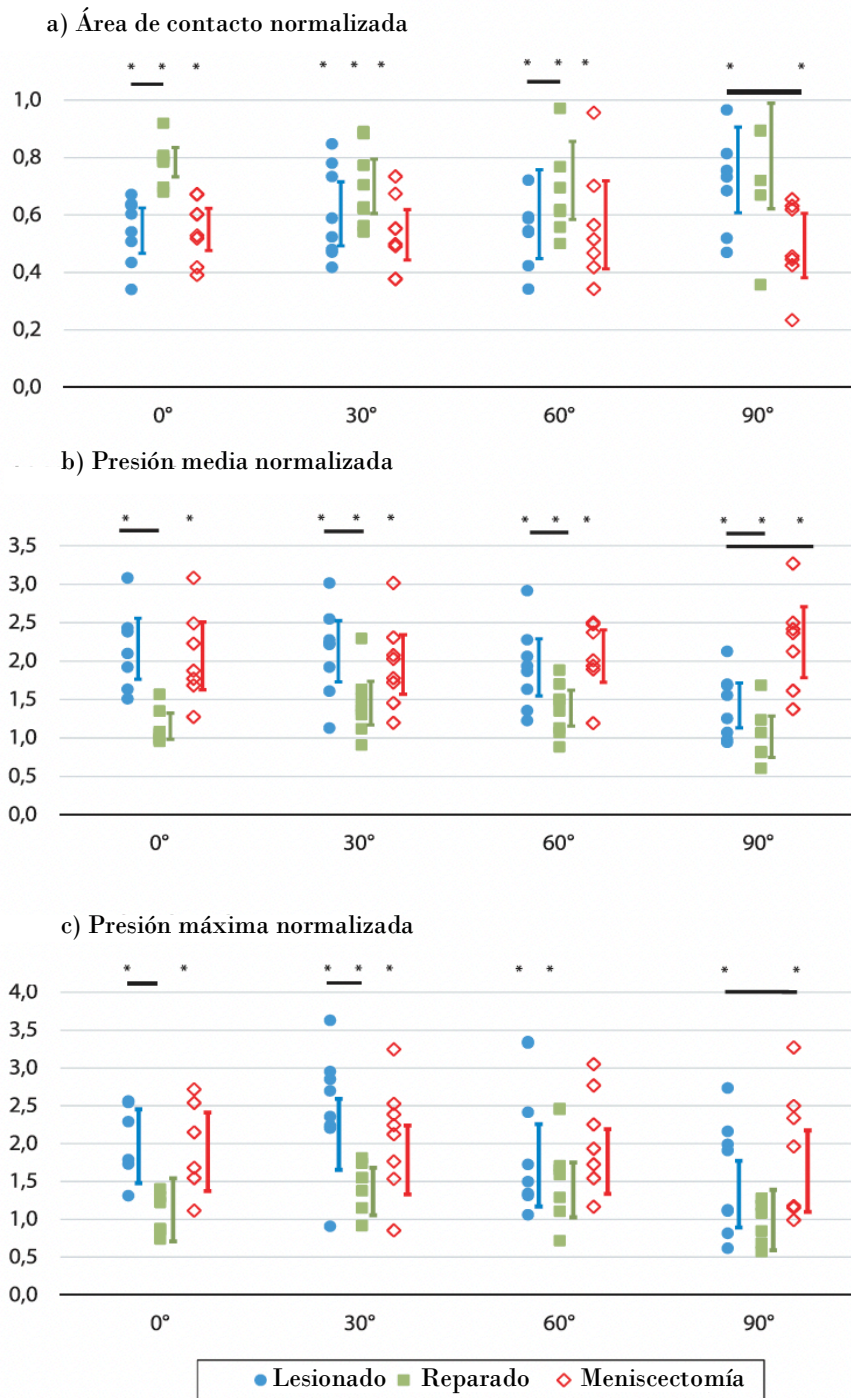


Fig. 3. 1. Área de contacto normalizada (a), presión media (b) y presión máxima (c) en el compartimento lateral para las tres condiciones meniscales alteradas (lesionado, reparado y meniscectomía total) para los cuatro ángulos de flexión de la rodilla probados. La línea vertical cerca de cada grupo de puntos representa el intervalo de confianza (IC) del 95% para los datos del grupo. Las líneas horizontales representan diferencias significativas entre grupos en las comparaciones por pares planificadas. Diferencia significativa con respecto a la condición intacta

La reparación in situ no logró recuperar completamente el área de contacto en el cóndilo lateral, que fue significativamente menor a la encontrada para la rodilla sana en los ángulos de flexión de 0° ($p = 0.012$), 30° ($p = 0.012$) y 60° ($p = 0.025$), mientras que a 90° mostró una tendencia a la significancia ($p = 0.063$). Sin embargo, la reparación de la raíz sí mostró una recuperación parcial del área de contacto en el compartimento lesionado que aumentó con respecto a la existente en el grupo con lesión, resultando más similar a la encontrada para la rodilla sana en todos los ángulos de flexión.

El aumento medio en el área de contacto respecto a la condición de lesión fue del 40% en extensión, 17% a 30°, 20% a 60° y 7% a 90°. Dicha recuperación fue estadísticamente significativa a 0° ($p = 0.024$) y 60° ($p = 0.05$).

En el compartimento medial (**Tabla 3. 2**), no se detectaron diferencias significativas en términos de área de contacto en ningún ángulo de flexión entre ninguna de las condiciones meniscales ensayadas.

3.3.2. Presión media normalizada

En el compartimento lateral (**Tabla 3. 3; Fig. 3. 1b**), la lesión produjo un aumento significativo en la presión media en todos los ángulos de flexión ($p = 0.018$ a 0°, $p = 0.012$ a 30°, $p = 0.012$ a 60°, $p = 0.036$). El efecto fue más pronunciado con la rodilla en extensión y se suavizó a medida que progresaba la flexión, con un aumento del 115% en la extensión completa frente al 41% a 90°.

La menisectomía también mostró diferencias significativas en comparación con la condición íntegra en todos los ángulos ($p = 0.018$ a 0°, $p = 0.012$ a 30°, $p = 0.018$ a 60°, $p = 0.018$ a 90°), aunque sin mostrar un aumento tan pronunciado de la alteración con la flexión. Además, en comparación con la avulsión, la menisectomía solo mostró diferencias significativas a 90° ($p = 0.018$).

Tabla 3. 3. Presión media normalizada respecto a la condición intacta en los compartimentos lateral y medial en cada ángulo de flexión y para las 3 condiciones meniscales alteradas (expresado como valor medio con el intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Los valores de la presión media (N/mm²) en el grupo Intacto se proporcionan como referencia

		Angulo de flexión en rodilla			
		0	30°	60°	90°
		Menisco Lateral			
	Intacto (N/mm ²)	1.06 (0.77, 1.34)	1.17 (0.78, 1.56)	1.26 (1.07, 1.45)	
Área normalizada	Lesionado	2.15 * (1.75, 2.55)	2.12 * (1.72, 2.52)	1.91 * (1.54, 2.28)	1.41* [†] (1.12, 1.70) ^t
	Repairado	1.14 ^{&} (0.96, 1.31) ^o	1.44* ^{&} (1.16, 1.73)	1.38* ^{&} (1.14, 1.61)	1.01 ^{&} (0.74, 1.27) ^o
	Meniscectomia	2.06* (1.62, 2.50)	1.95* (1.56, 2.33)	2.05* (1.71, 2.40)	2.24* ^{&} (1.78, 2.70) ·
		Menisco Medial			
	Intacto (N/mm ²)	0.79 (0.43, 1.15)	1.91 (1.01, 1.61)	1.39 (1.02, 1.77)	1.41 (1.00, 1.83)
Área normalizada	Lesionado	1.23 (0.97, 1.58)	1.24 (0.84, 1,64)	1.16 (0.88, 1.44)	1.09 (0.93, 1.35)
	Repairado	1.24 (0.96, 1,52)	1.18 (0.93, 1,43)	1.18 (0.93, 1.44)	1.27 (0.87, 1.31)
	Meniscectomia	1.22 (0.84, 1.60)	1.39 (1.11, 1.68)	1.17 (0.91, 1.42)	1.16 (0.96, 1.36)

. *Diferencia significativa respecto a la condición intacta. [†]Diferencia significativa respecto a la meniscectomía.

[&]Diferencia significativa respecto a estado lesionado.

La reparación de la raíz disminuyó la presión media en comparación con la lesión en todos los ángulos de flexión, logrando una reducción del 47% en la extensión, 32% a 30°, 28% a 60° y 28% a 90°. La diferencia fue estadísticamente significativa en todos los ángulos ($p = 0.018$ a 0°, $p = 0.017$ a 30°, $p = 0.012$ a 60° y $p = 0.018$ a 90°). Sin embargo, igual que se observó para el área de contacto, los valores de presión media en el cóndilo lateral obtenidos con la reparación fueron diferentes de los de la rodilla sana específicamente para ángulos de flexión de 30° ($p = 0.017$) y 60° ($p = 0.12$). En el compartimento medial (**Tabla 3. 3**) no se detectaron diferencias estadísticas entre las condiciones probadas.

3.3.3. Presión máxima normalizada

En el compartimento lateral la lesión produjo un aumento significativo en la presión máxima en comparación con la rodilla sana en todos los ángulos de flexión excepto a 90° ($p = 0.018$ a 0°, $p = 0.017$ a 30° y $p = 0.012$ a 60°) (**Tabla 3. 4; Fig. 3.1c**). La alteración fue nuevamente mayor en extensión que en la flexión profunda.

La menisectomía incrementó significativamente la presión máxima ($p = 0.018$ a 0°, $p = 0.017$ a 30°, $p = 0.018$ a 60°, $p = 0.028$ a 90°) pero sin una diferencia particularmente mayor a baja flexión. Además, se encontraron diferencias significativas entre los grupos de lesión de la RAML y de menisectomía solo a 90° ($p = 0.018$).

La reparación logró una disminución de la presión máxima normalizada media, alcanzando niveles más cercanos a los valores de la condición íntegra, con diferencias significativas encontradas a 30° ($p = 0.017$) y 60° ($p = 0.025$) al comparar los grupos de rodilla sana reparada. La disminución de la presión máxima desde la condición lesionada hasta la reparada alcanzó el 43% en extensión, el 35% a 30°, el 19% a 60° y el 26% a 90°, con diferencias significativas a 0° ($p = 0.018$) y 30° ($p = 0.025$).

Tabla 3. 4. Presión máxima normalizada respecto a la condición intacta en los compartimentos lateral y medial en cada ángulo de flexión y para las 3 condiciones meniscales alteradas (expresado como valor medio con el intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Los valores de la presión media (N/mm²) en el grupo Intacto se proporcionan como referencia

		Angulo de flexión en rodilla			
		0	30°	60°	90°
		Menisco Lateral			
	Intacto (N/mm ²)	2.91 (2.18, 3.65)	3.53 (1.98, 5.07)	3.67 (2.45, 4.89)	4.35 (3.87, 4.84)
Área normalizada	Lesionado	2.30* (1.73, 2.87)	2.48* (1.93, 3.03)	2.00* (1.37, 2.64)	1.56 $\bar{\tau}$ (1.04, 2.08)'
	Reparado	1.32 ^{&} (0.83, 1.81)	1.60 * ^{&} (1.23, 1.97)	1.62 * (1.20, 2.05)	1.16 (0.69, 1.63)
	Meniscectomia	2.21* (1.61, 2.82)	2.09* (1.56, 2.62)	2.06 (1.57, 2.56)	1.91* ^{&} (1.28, 2.54)
		Menisco Medial			
	Intacto (N/mm ²)	2.91 (1.66, 4.17)	5.58 (3.54, 7.62)	5.11 (3.35, 6.88)	6.41 (4.19, 8.63)
Área normalizada	Lesionado	1.21 (0.84, 1.58)	0.99 (0.65, 1.32)	1.07 (0.55, 1.30)	0.99 (0.76, 1.21)
	Reparado	1.21 (1.04, 1.39)	0.92 (0.68, 1.16)	1.12 (0.92, 1.33)	1.27 (0.92, 1.62)
	Meniscectomia	1.08 (0.84, 1.58)	1.06 (0.65, 1.32)	1.07 (0.55, 1.30)	0.97 (0.76, 1.21)

. *Diferencia significativa respecto a la condición intacta. $\bar{\tau}$ Diferencia significativa respecto a la meniscectomía. [&]Diferencia significativa respecto a estado lesionado.

3.4. COMPARACIÓN BIOMECÁNICA ENTRE LA REPARACIÓN IN SITU Y TRANSTIBIAL DE LA REPARACION DE LA RAML

Los resultados del estudio biomecánico recogido en el cuarto artículo compendiado en esta tesis, publicado en International Orthopaedics, responde a la metodología expuesta en el punto 2.4. de este documento

3.4.1. Área de contacto normalizada

En el compartimento lateral, se volvió a verificar que la avulsión de la RAML modificaba significativamente el área de contacto en todos los ángulos de flexión ensayados (**Tabla 3. 5; Figs. 3. 2a y d**)

Al reparar, se observó que el valor del área de contacto era siempre más cercano a la unidad, valor representativo de la condición intacta, para el grupo RTT que para el grupo RIS. Un análisis en detalle de los resultados de ambas reparaciones de la RAML permitió observar que la reparación mediante técnica in situ resultaba en una mejora significativa del área de contacto con respecto al grupo lesionado en extensión y a 60°; aunque seguía siendo significativamente diferente respecto a la condición intacta en todos los valores de flexión excepto a 90°. Al reparar con técnica transtibial, la mejora con respecto al grupo lesionado fue significativa en todos los ángulos de flexión excepto a 90°, desapareciendo las diferencias respecto al estado intacto excepto en extensión y a 30° (las posiciones más afectadas por la lesión, según se muestra en el punto 3.3.1. de este documento). En el cóndilo medial no se encontraron diferencias significativas.

Tabla 3. 5. *Parámetros de contacto normalizados en el compartimento lateral en cada ángulo de flexión para las 3 condiciones meniscales alteradas (se muestra valor medio con un intervalo de confianza del 95% entre paréntesis). Valor p junto al símbolo correspondiente si se detecta diferencia significativa entre grupos.*

		Angulo de flexión en rodilla			
		0	30°	60°	90°
Área de contacto normalizada	Lesionado	0.55 (0.08)	0.61 (0.11)	0.60 (0.15)	0.76 (0.15)
		*p=0.012	* p=0.012	* p=0.017	* p=0.025
	RIS	0.78 (0.05)	0.70 (0.09)	0.72 (0.14)	0.81 (0.18)
		* p=0.012	* p=0.012	* p= 0.012	
	RTT	0.85 (0.07)	0.88 (0.08)	0.94 (0.09)	0.99 (0.20)
		* p= 0.012	* p= 0.017		
Presión media normalizada	Lesionado	2.08 (0.45)	2.13 (0.39)	1.85 (0.42)	1.35 (0.24)
		* p 0.018	* p=0.012	* p=0.012	* p=0.036
	RIS	1.02 (0.20)	1.21 (0.26)	1.24 (0.20)	0.90 (0.22)
			* p= 0.017	* p=0.025	
	RTT	0.92 (0.17)	0.88 (0.18)	0.82 (0.18)	0.62 (0.31)
		◇ p= 0.036	◇ p=0.034	◇ p=0.024	
		◇ p= 0.036	◇ p=0.024	◇ p 0.024	

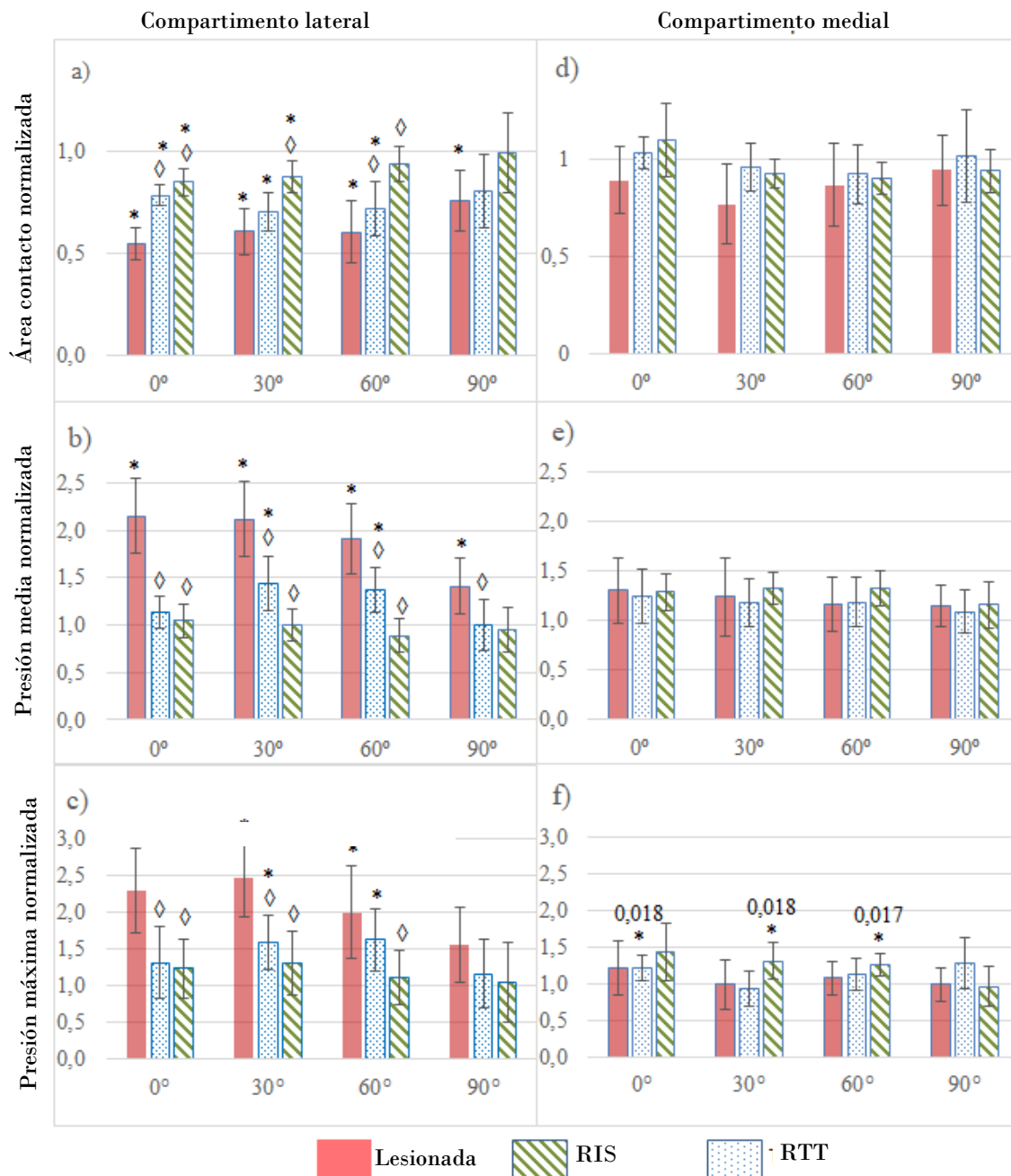


Fig. 3. 2. Valores medios de los parámetros biomecánicos normalizados para las tres condiciones meniscales alteradas en los cuatro ángulos de flexión ensayados, con la línea vertical representando el intervalo de confianza del 95%: a) área de contacto normalizada, b) presión media normalizada y c) presión máxima normalizada en el compartimento lateral; d) área de contacto normalizada, e) presión media normalizada y f) presión máxima normalizada en el compartimento medial.

*Diferencia significativa con respecto a la condición intacta. ◊: diferencia significativa con respecto a la condición lesionada. Para los resultados en el compartimento medial, se indica el valor p cuando se detecta una diferencia significativa.

3.4.2. Presión media normalizada

En el compartimento lateral, la presión media aumentó significativamente con la lesión en todos los ángulos de flexión ensayados, como ya se había observado en el apartado 3.3.2. de este documento. (**Tabla 3. 5; Figs. 3. 2b y e**)

Tras la RIS, se observaron mejoras significativas con respecto al grupo lesionado en todos los ángulos; sin embargo, seguía existiendo un aumento significativo en comparación con el grupo sano a 30° y a 60°. Tras la RTT, también se consiguieron mejoras significativas respecto al grupo lesionado excepto para la máxima flexión, 90°, donde sólo se consiguió una tendencia a la diferencia ($p=0,056$) probablemente debido a la gran dispersión en esta posición. Cabe destacar que las diferencias respecto a la condición intacta desaparecieron para todas las posiciones con la RTT. En el cóndilo medial no se encontraron diferencias.

3.4.3. Presión máxima normalizada

En el cóndilo lateral también se observó un aumento significativo de la presión máxima causada por la lesión, excepto a 90° (**Tabla 3. 5; Figs. 3. 2c y f**).

El éxito en la disminución de dicho aumento fue superior con la RTT para todas las posiciones en las que se detectaron diferencias significativas respecto al grupo lesionado. En concreto, tras la RIS, sólo se pudo detectar una mejora significativa con respecto al grupo lesionado en extensión y a 30°, mientras que el aumento de la presión máxima con respecto a la condición intacta continuó detectándose a 30° y a 60°. En comparación, tras la RTT se observó una mejora significativa con respecto al grupo lesionado en todas las posiciones ensayadas excepto a 90°, mientras que no se mantuvieron las diferencias con el grupo sano.

En el cóndilo medial, se observó un aumento significativo con respecto a la condición intacta con la RIS en extensión y con la RTT a 30° y a 60°; no se detectaron otras diferencias.

3.4.4. Fuerza de tracción en la sutura

Los datos de dos especímenes a 90° y un espécimen a 60° se descartaron por resultar valores atípicos.

Para todos los especímenes ensayados en todas las posiciones ensayadas se produjo un claro aumento de la fuerza de tracción de la sutura a medida que aumentaba la carga de compresión sobre la rodilla (**Tabla 3. 6**).

Al agrupar el porcentaje de aumento en todos los ángulos de flexión, se encontró un aumento medio máximo del 398% (SD 0,91) a 1000 N de compresión. Posteriormente, se observó un fenómeno de relajación en la sutura que resultó en un aumento medio del 322% (SD 0,83) tras el primer minuto con la rodilla bajo carga.

Al normalizar la fuerza de tracción tras un minuto con la rodilla a compresión máxima respecto a su valor para la rodilla en extensión, sólo se observó una diferencia significativa a 30° con un aumento medio del 26% ($p=0,015$).

Tabla 3. 6. Fuerza de tracción en la sutura para el grupo RTT después de 1 minuto a 1000N de compresión (expresado como valor medio con un intervalo de confianza del 95% entre paréntesis).

	Angulo de flexión en rodilla			
	0	30°	60°	90°
Fuerza de tracción (N)	36.46 (11.75)	44.32 (11.71)	40.38 (14.93)	43.18 (14.89)
Fuerza de tracción normalizada	1	1.26 (0.17) *	1.09 (0.08)	1.29 (0.27)

*: diferencia significativa con respecto a la fuerza de tracción en extensión completa



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

4. DISCUSIÓN

Los hallazgos principales de esta tesis doctoral son que la avulsión de la raíz anterior del menisco lateral (RAML) altera significativamente la biomecánica de contacto tibiofemoral, especialmente en el compartimento con la lesión. La alteración del contacto fue especialmente pronunciada en ángulos de flexión bajos, donde mostró efectos similares a la meniscectomía total. Por otra parte, la reparación quirúrgica de la raíz mediante una técnica de reparación in situ y mediante una técnica de abordaje transtibial restauró parcialmente la condición previa a la lesión, siendo más exitosa desde un punto de vista biomecánico la reparación transtibial.

Los ensayos in-vitro realizados en esta tesis confirmaron que la lesión redujo significativamente el área de contacto en comparación con la rodilla íntegra en todos los ángulos de flexión ensayados (extensión, 30°, 60° y 90°), y aumentó significativamente las presiones medias y máximas en el cartílago del compartimento lesionado en ángulos de flexión entre 0° y 60°. Estas alteraciones fueron más agudas en la extensión completa que en ángulos de flexión mayores. Es más, la lesión se asemeja a una meniscectomía lateral total, excepto a 90°, posición para la que los efectos de la lesión fueron menos pronunciados.

Tras la reparación, los parámetros de contacto mostraron una recuperación hacia los niveles de la rodilla intacta, especialmente en ángulos de flexión poco profunda. Sin embargo, la mayoría de ellos fueron significativamente menores que en la rodilla sana, demostrando que la recuperación era incompleta. Los resultados mostraron que, aunque las alteraciones biomecánicas causadas por la avulsión de la ARLM fueron parcialmente restauradas tanto por la RIS como por la RTT en términos de recuperación de las dimensiones del área de contacto tibiofemoral, presión media y presión máxima en cada cóndilo, la recuperación fue más satisfactoria utilizando la RTT.

La mayoría de los estudios biomecánicos sobre la avulsión de la raíz meniscal se centran en las raíces posteriores. Las alteraciones tras avulsión de la raíz posterior del menisco medial (RPMM) son similares a los hallazgos de esta tesis en cuanto al área de contacto media, presión máxima y presión media en el compartimento lesionado, aunque no hay un rango claro de flexión de la rodilla más influenciado por la lesión según los datos publicados.

En cuanto al menisco lateral, la desinserción de la raíz posterior del menisco lateral (RPML) también se ha publicado que reduce significativamente el área de contacto y aumenta las presiones medias y máximas en el compartimento lesionado. Cuando se agrupan todos los ángulos, las variaciones que se producen tras la desinserción de la RPML respecto a la rodilla íntegra publicadas por Laprade et al.¹¹⁷ (34% en el área de contacto, 56% en presiones medias y máximas), son similares en el área de contacto y menos pronunciadas en términos de presiones que las encontradas en esta tesis para la avulsión de la raíz anterior. Este resultado sugiere que, cuando no se repara, la avulsión de la RAML puede conducir a un daño en el cartílago comparable a la de la RPML. Por otro lado, al evaluar las consecuencias biomecánicas de la avulsión de la RPML en distintos ángulos de flexión, las intensidades de las alteraciones de los parámetros de contacto son mayores en los ángulos de flexión más altos. Laprade et al. informaron una variación relativa a la condición íntegra en el área de contacto que fue 1,5 veces mayor a 90° que en la extensión completa, 1,9 en presión media y 1,8 en presión máxima¹¹⁷. Pérez-Blanca et al. también encontraron variaciones mayores a 90° en comparación con 0°, aunque las diferencias fueron más moderadas, con factores de 1,3 para el área de contacto y la presión media, y 1,1 para la presión máxima¹²¹. Ohori et al. también reportaron un aumento en las alteraciones causadas por la ruptura completa de la raíz posterior a medida que el ángulo de flexión aumentaba de 30° a 120°, aunque el estudio se realizó en un modelo porcino¹⁴⁰. Este resultado es contrario a nuestros hallazgos para la avulsión de la RAML, lo cual creemos que podría deberse a la cinemática articular: en ángulos bajos de flexión, el área de contacto se coloca más anteriormente, más cerca de la raíz anterior, y se desplaza hacia atrás a medida que la rodilla se flexiona, acercándose a la raíz posterior y, por lo tanto, es razonable que su desinserción tenga menos influencia.

También está en consonancia con las conclusiones de trabajos anteriores que reportaron, para la articulación a compresión, una carga de presión más alta en la porción anterior del menisco con la rodilla en extensión y en la porción posterior en flexión profunda. Por lo tanto, creemos que la avulsión del RAML podría tener una mayor importancia clínica que la lesión de la RPML, considerando que las actividades diarias y deportivas involucran períodos más prolongados de carga sobre la rodilla a ángulos de flexión poco profunda. Además, se debe tener en cuenta que, mientras que la función estabilizadora de la RPML se refuerza con el ligamento menisco-femoral (cuando está presente), no hay una estructura similar que colabore con la RAML y, por lo tanto, su integridad puede ser más crítica.

El solapamiento anatómico de las huellas tibiales del LCA y la RAML, con superposiciones del 63,2% de la RAML y el 40,7% del LCA^{80,141}, es probablemente la razón del riesgo de lesiones iatrogénicas en procedimientos quirúrgicos del LCA^{80,82,84,86,142}. Es esperable que la mayoría de estas lesiones iatrogénicas produzcan lesión parcial y no completa de la RAML, pero podría progresar postoperatoriamente⁸². Además, las desviaciones leves del túnel del LCA durante la perforación no son raras y pueden causar un mayor daño^{84,142} que puede ser difícil de detectar⁸⁶, por lo que se recomienda una inspección cuidadosa de la estabilidad meniscal. Es importante mencionar que, si bien se ha estudiado la influencia de la posición de la abertura del túnel tibial para la reconstrucción del LCA en la fijación del menisco lateral en términos de extrusión meniscal⁸⁰, no tenemos conocimiento de ningún estudio que analice la influencia de la posición del túnel para la RTT de la RAML en la integridad del LCA, lo que justifica una investigación adicional. Además, se debe tener especial cuidado cuando ambas lesiones requieren tratamiento, ya que los túneles para su reconstrucción pueden converger.

En cuanto al éxito en la reparación de la lesión, varios análisis de resultados clínicos después de reparaciones de la raíz meniscal posterior sugirieron que esta intervención podría retrasar la progresión de los cambios degenerativos en la rodilla en hasta un 80-84% de los pacientes^{143,144}. Desde un punto de vista biomecánico, se ha publicado que la reparación de la raíz posterior mediante técnicas transtibiales restauró parcialmente la condición de contacto previa a la lesión^{117,121}.

En nuestros estudios, utilizando tanto una técnica quirúrgica in situ como una RTT, también encontramos que la reparación del RAML recuperó parcialmente la condición íntegra en todos los ángulos de flexión. Aunque la comparación cuantitativa con otros autores en cuanto a los niveles de recuperación es difícil debido a las diferentes técnicas quirúrgicas aplicadas, lo que podría haber llevado a resultados distintos.

Desde un punto de vista clínico, no se conoce el grado de alteración necesario para desencadenar el inicio de la osteoartritis de rodilla. Dado que las reparaciones aplicadas en nuestra investigación lograron una restauración parcial de la biomecánica de la rodilla tras la reinserción de la RAML, se podría esperar que contribuyera a reducir el daño en la rodilla, como se observa con la reparación de las raíces posteriores^{145,146}, y produjera una mejoría clínica. Esta mejora clínica se verificó, a los dos años de evolución en tres casos estudiados por el autor de esta tesis doctoral, como se describe en el punto 3.2. de este documento.

Si bien las alteraciones biomecánicas causadas por la avulsión de RAML se restauraron parcialmente con la reinserción in situ (RIS), la recuperación de las propiedades biomecánicas de la rodilla fue más exitosa con la reinserción transtibial (RTT). Específicamente, la RTT logró una mejora significativa de más del 50% en comparación con el grupo lesionado para todos los parámetros estudiados en extensión, a 30° y 60°. Además, la RTT logró una restauración de la biomecánica de la rodilla que llevaron a la inexistencia de diferencias estadísticamente significativas respecto a la situación previa a la lesión en los parámetros relacionados con la presión, aunque persistió una ligera disminución del área de contacto en extensión y a 30°. Como ya se ha discutido, la RIS también atenuó los efectos de la avulsión, pero en menor medida: se observaron diferencias con respecto al grupo sano para los parámetros relacionados con la presión, excepto en extensión; en comparación con el grupo sano, el área de contacto fue considerablemente más pequeña después de la RIS que después de la RTT en extensión (reducción del 22% frente al 15%), a 30° (reducción del 30% frente al 12%) y a 60° (reducción del 28% frente al 6%).

En cuanto a la flexión a 90°, no se encontraron diferencias significativas con respecto al grupo sano para ninguna de las técnicas de reparación excepto para la presión media después de la RIS, pero ninguna respecto al grupo lesionado. Este último hallazgo probablemente sea debido a la menor influencia de la avulsión en esta posición.

Se han propuesto diversas técnicas quirúrgicas para tratar las avulsiones de las raíces meniscales; sin embargo, la mayoría de los estudios biomecánicos sobre la evaluación de las reparaciones se centran en el menisco medial y principalmente en su raíz posterior^{136,138,147}, estableciendo la RTT como el estándar¹⁴⁸. Para el menisco lateral, se ha informado sobre la aplicación de técnicas de RTT para reinsertar la RPML, y algunos estudios han evaluado el éxito de la reparación^{117,121}. En cuanto a las avulsiones de las raíces anteriores, se han propuesto técnicas de RIS como la descrita en el punto 2.1. del Capítulo 2 de esta tesis doctoral tanto para la re inserción del menisco lateral como para la del menisco medial⁹⁰ debido a la facilidad de aplicación en esta ubicación anatómica.

Además, se han aplicado técnicas de RTT para reparar ambas raíces anteriores del menisco medial¹⁴⁹ y lateral⁷⁸. Según nuestro conocimiento, no hay trabajos previos a los estudios realizados para esta tesis doctoral que evalúen el éxito de la RTT de la RAML, y mucho menos que compare su eficacia con el uso de la RIS.

Prince et al.¹¹³ estudiaron una rotura longitudinal de 2 cm en el tercio periférico del cuerno anterior del menisco lateral, la lesión simulada no interrumpió completamente las fibras meniscales como lo hace la avulsión de la raíz. Los autores ensayaron ocho rodillas humanas en extensión y a 30° de flexión, sometidas a una carga axial similar a la compresión en los estudios incluidos en esta tesis. Solo la meniscectomía parcial mostró un aumento significativo en la presión máxima y el área de contacto en el compartimento lesionado con respecto a la rodilla íntegra, pero no encontraron alteraciones en la biomecánica de contacto causadas ni por la rotura ni por su reparación.

En esta tesis, se encuentran diferencias significativas en los parámetros de contacto entre los grupos íntegro y lesionado, lo cual pensamos que se debe al hecho de que la avulsión de la raíz analizada en nuestro trabajo interrumpió completamente la continuidad de las fibras circunferenciales, mientras que la rotura estudiada por Prince et al. no lo hizo. En línea con este resultado, estudios anteriores informaron que las roturas radiales incompletas del menisco lateral de hasta el 66% de ancho en un modelo porcino¹⁵⁰ y hasta el 75% de ancho en un modelo humano¹³¹ no indujeron cambios significativos en los parámetros de contacto o en la cinemática de la rodilla bajo compresión, mientras que las roturas radiales completas sí generaron alteraciones significativas en ambos casos.

En cuanto a la meniscectomía, en esta tesis se han observado cambios en todos los parámetros de contacto a 0° y 30°, aunque la comparación con los resultados de los autores mencionados se ve impedido porque en esos trabajos se realizó solo una meniscectomía parcial que preservó la continuidad de las fibras circunferenciales.

El papel de la rigidez de la fijación puede ser importante, ya que una mayor rigidez implica un menor desplazamiento de la raíz para la misma fuerza aplicada. Las reparaciones abordadas en esta tesis empleaban material de sutura similar y en ambos casos utilizando dos puntadas; sin embargo, la longitud de las suturas era considerablemente mayor en la RTT. Por ello es razonable considerar que, a pesar de las diferencias en el elemento de fijación, la RIS muy probablemente resultaba de mayor rigidez. Esto lleva a hipotetizar que una razón para los resultados superiores en la RTT fue que la rigidez de la raíz reparada con esta técnica era menor y con ello se conseguía que su valor más cercano al de la fijación natural del menisco previo a la lesión.

Por el contrario, la menor elongación que puede desarrollar la sutura de la RIS debido a su menor longitud, limitaría en exceso la movilidad del menisco necesaria para adaptarse a la ubicación variable del área de contacto, empeorando los resultados de la reparación.

Si investigaciones adicionales confirman esta hipótesis, no sería cierto en general que cuanto más rígida sea la sutura, mejores serán los resultados de la reparación en el período postoperatorio inmediato, y las mejores propiedades mecánicas para suturas quirúrgicas sometidas a condiciones de carga fisiológica deberían estudiarse para cada técnica de reparación con su longitud característica de sutura¹⁵¹. Es decir, una mayor rigidez de la fijación no sería sinónimo de un mejor resultado clínico.

Por otra parte, se encontró que la fuerza generada en la sutura por la compresión axial de la rodilla fue significativamente mayor, en comparación con su valor en extensión, solo a 30°, pero no a 60° y 90°. Este hallazgo refuerza una de las principales conclusiones de esta tesis, que la avulsión de la RAML y su reparación son especialmente determinantes en ángulos bajos de flexión, como observamos en los parámetros de contacto y como se informó previamente.

Las fuerzas máximas de la sutura medidas en la RTT fueron más de cuatro veces menores que las necesarias para iniciar el desgarro del tejido meniscal, según los datos encontrados en modelos cadavéricos⁹⁵. La gran diferencia entre las máximas fuerza en la sutura y el valor mencionado para el inicio del desgarro del menisco, llevan a creer que el riesgo de esta complicación postoperatoria es bajo¹⁵². En cuanto a la RIS, aunque probablemente se necesitaría una fuerza de tracción más alta para permitir una movilidad similar del menisco debido a hilos más cortos, no se midió en este grupo, y debe reconocerse que hay otros conjuntos de variables que influyen en el estado tensional de la raíz meniscal.

Los estudios de esta tesis presentan ciertas limitaciones debido al uso de especímenes cadavéricos que no permiten la reproducción de la respuesta biológica de los tejidos, lo cual es inherente al uso de especímenes in vitro. Aunque se tomaron precauciones para evitarlo, la alineación natural del espécimen podría haberse visto alterada en los ensayos. Concretamente, como no se reprodujo actividad muscular, para mantener la rodilla estable en condiciones de flexión alta, la actuación muscular se simuló con el bloqueo del desplazamiento anteroposterior, una práctica común^{131,153}, pero que podría haber alterado la posición final de contacto a 90°.

Para disminuir este posible efecto, la rodilla flexionada mantenía el grado de libertad de desplazamiento anteroposterior hasta alcanzar los 100 N de compresión, momento en que se bloqueaba. El mismo protocolo se aplicó en todas las condiciones meniscales, por lo que el resultado comparativo presentado sería válido desde el punto de vista del autor de esta tesis. No se evaluaron fenómenos dinámicos, como los efectos de la fluencia debido a la respuesta viscoelástica de los tejidos blandos o la carga cíclica. Al igual que en estudios similares publicados, se aplicó una carga compresiva estática y las variables se registraron después de la estabilización del espécimen. Además, como también es común en este tipo de trabajos^{113,121,136,138,147,153}, se realizó una artrotomía, se tuvo que eliminar la mayor parte del tejido blando de la rodilla, y se seccionó parcialmente el ligamento coronal para permitir la inserción de los sensores; no obstante, se tuvo especial cuidado de no dañar las raíces meniscales ni los ligamentos de la rodilla para minimizar las alteraciones anatómicas de la articulación.

Finalmente, es conocido que los valores cuantitativos proporcionados por los sensores de presión Tekscan, utilizados para medir las presiones intraarticulares en especímenes cadavéricos, podría disminuir con el tiempo y después de la aplicación de varios ciclos de carga dinámica para la misma presión real existente¹³⁴. Para corregir esta posible inexactitud, la presión medida en cada prueba se normalizó con respecto a la fuerza total aplicada. El número de especímenes en cada grupo es pequeño; un mayor número de especímenes proporcionaría conclusiones más sólidas, especialmente en aquellas posiciones con mayor dispersión estadística. Sin embargo, se realizó un cálculo de tamaño mínimo de grupo para intentar garantizar suficiente poder estadístico para respaldar nuestras conclusiones. Por otro lado, el tamaño muestral está en línea con estudios previos^{57,109,117,121,136}.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

5. CONCLUSIONES

Este trabajo aborda el estudio de las lesiones meniscales de la raíz anterior del menisco lateral y la evaluación de su reparación quirúrgica.

Se inicia con un análisis de las lesiones de las raíces meniscales y el estado actual de su tratamiento, la descripción de los métodos seguidos para alcanzar los objetivos de la tesis, la presentación de los resultados obtenidos y la discusión de esos resultados.

A continuación, se recogen las conclusiones extraídas de los cuatro artículos publicados en revistas de prestigio que apoyan la tesis y de la propia tesis:

- Las lesiones de la RAML han sido poco estudiadas por su baja frecuencia y existe un gran desconocimiento respecto a su etiopatogenia, sus consecuencias biomecánicas y las opciones de tratamiento que existen.
- La lesión de la RAML puede generar condropatías avanzadas en el ámbito clínico, así como dolor y limitación funcional. Su tratamiento mediante re inserción in situ mejora clínicamente la situación lesional preoperatoria.
- La avulsión de la raíz anterior del menisco lateral (RAML) altera significativamente la distribución de la presión biomecánica de contacto en el cartílago tibiofemoral, especialmente en el compartimento con la lesión.
- La alteración de la biomecánica de contacto provocada por la avulsión de la RAML es de magnitud similar a la encontrada para la raíz posterior.
- La alteración de la biomecánica de contacto provocada por la avulsión de la RAML es especialmente pronunciada en flexión poco profunda de la rodilla, donde muestra alteraciones similares a la meniscectomía total.

- La avulsión del RAML podría tener una mayor importancia clínica que la lesión de la raíz posterior, considerando que las actividades diarias y deportivas involucran períodos más prolongados de carga sobre la rodilla a ángulos de flexión poco profunda.
- La reparación quirúrgica de la RAML mediante una técnica de reparación in situ y mediante una técnica transtibial puede restaurar parcialmente la condición previa a la lesión.
- El la reinscripción quirúrgica de la RAML es más exitosa desde un punto de vista biomecánico la reparación transtibial que la reparación con técnica in situ.
- El riesgo de desgarro meniscal tras la reparación de la RAML es bajo, dada las máximas fuerza en la sutura para la RTT son considerablemente menores que el valor de fuerza en la sutura que se ha publicado que inicia el desgarro del tejido meniscal.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

6. TRABAJOS FUTUROS

En esta tesis se han explorado aspectos relacionados con el impacto en la biomecánica de contacto en la articulación tibiofemoral de la avulsión de la RAML, además de proponer técnicas quirúrgicas para su reparación, evaluando la posible eficacia de estas. El conocimiento del efecto biomecánico de esta lesión sobre la rodilla es esencial para orientar al personal clínico hacia su diagnóstico. Una vez demostrada la importancia de la lesión, es de interés conocer las técnicas disponibles para su reparación y el éxito esperable con cada una de ellas, ya sea cuando el estado del cuerno meniscal y el remanente de la raíz permiten una reparación anatómica, o cuando esto no es así. Los trabajos presentados en esta tesis también abordan, por ello, la evaluación de la reparación quirúrgica de la lesión.

Para seguir avanzando en el objetivo general de la tesis, es decir, contribuir al avance del conocimiento científico relativo al comportamiento e importancia de la RAML, con el propósito de mejorar las indicaciones clínicas para el tratamiento de sus lesiones, se proponen los siguientes trabajos de investigación:

1. Estudiar el efecto de la avulsión de la RAML en la estabilidad de la rodilla, así como la capacidad de las técnicas quirúrgicas empleadas para su reparación en recuperar la estabilidad de la articulación sana. Los trabajos de esta tesis se centraron en estudiar el impacto de la avulsión de la RAML en la biomecánica de contacto, por considerar función fundamental del menisco el aumentar la congruencia entre tibia y fémur, incrementando en consecuencia el área de contacto intraarticular y, por tanto, permitiendo una distribución más uniforme de las presiones sobre los cartílagos. Sin embargo, es conocido que los meniscos, y en especial sus uniones ligamentosas, también colaboran con los ligamentos principales de la rodilla en mantener la estabilidad articular, especialmente en movimientos de torsión o rotación. Por tanto, esta investigación profundizaría

en el conocimiento general sobre esta patología y la importancia de su reparación.

2. Analizar la eficacia de las técnicas evaluadas en esta tesis para la reparación de la RAML, además de otras que puedan proponerse, a largo plazo, cuando los mecanismos biológicos intervienen e inducen cambios ineludibles en el comportamiento de la reparación. Los trabajos de esta tesis se han centrado fundamentalmente en estudios in-vitro. Este tipo de investigaciones adolecen de ciertas limitaciones, entre ellas, fundamentalmente, el no tener en cuenta aspectos biológicos cuya importancia crece conforme se avanza desde el postoperatorio inmediato y que son fundamentales para determinar el éxito clínico de las intervenciones.
3. Cuantificar la rigidez natural de las raíces meniscales, en particular de la RAML, así como realizar un análisis de sensibilidad que determine su importancia en la biomecánica de la rodilla. En esta tesis se encontró que la reparación de la RAML con la técnica transtibial propuesta ofrecía mejores resultados que su reparación con la técnica in-situ estudiada. Se hipotetizó que el resultado podía derivar del hecho de que la RIS rigidizase en exceso la fijación meniscal, limitando en demasía su movilidad y, en consecuencia, generando un peor comportamiento postoperatorio. Sin embargo, también es necesario tener en cuenta que ha sido propuesta habitual en distintos estudios que evalúan de forma comparativa la eficacia de reparaciones de raíces meniscales el considerar que la reparación más rígida es la más adecuada, lo que contradice la hipótesis anterior. El autor de esta tesis cree que hay una falta de conocimiento tanto en relación al valor de la rigidez de las fijaciones naturales del menisco como, seguramente a consecuencia de ese desconocimiento, en cuanto a la rigidez deseable en su reparación.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

7. REFERENCIAS

1. <https://dle.rae.es/menisco>.
2. Seedhom BB, Hargreaves DJ. Transmission of the load in the knee joint with special reference to the role of the menisci. Part II: Experimental results, discussion and conclusions. *Eng Med*. 1979;8(4):220-228. doi:10.1243/EMED
3. Mow VC, Ratcliffe A, Robin Poole A. Cartilage and diarthrodial joints as paradigms for hierarchical materials and structures. *Biomaterials*. 1992;13(2):67-97. doi:10.1016/0142-9612(92)90001-5
4. Fautrel B, Hilliquin P, Rozenberg S, et al. Impact of osteoarthritis: Results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA. *Jt Bone Spine*. 2005;72(3):235-240. doi:10.1016/j.jbspin.2004.08.009
5. McDermott ID, Amis AA. The consequences of meniscectomy. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 2006;88(12):1549-1556. doi:10.1302/0301-620X.88B12.18140
6. FAIRBANK TJ. Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Am*. 1948;30 B(4):664-670. doi:10.1302/0301-620x.30b4.664
7. Lynch M, Henning C, Glick KJ. Knee joint surface changes. Long-term follow-up meniscus tear treatment in stable anterior cruciate ligament reconstructions. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;172):148-5:148-153.
8. Espejo-Reina A, Aguilera J, Espejo-Reina MJ, Espejo-Reina MP, Espejo-Baena A. One-Third of Meniscal Tears Are Repairable: An Epidemiological Study Evaluating Meniscal Tear Patterns in Stable and Unstable Knees. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg*. 2019;35(3). doi:10.1016/j.arthro.2018.08.051
9. Espejo-Reina A, Sevillano-Pérez E, Espejo-Reina MJ, Lombardo-Torre M, Pérez-Blanca A, Espejo-Baena A. The Proportion of Meniscus Tears Considered Repairable, and Thus Repaired, Increased During a Single Surgeon's Practice of 20 Years. *Arthrosc Sport Med Rehabil*. 2023;5(5). doi:10.1016/j.asmr.2023.100778
10. Fox AJS, Bedi A, Rodeo SA. The Basic Science of Human Knee Menisci: Structure, Composition, and Function. *Sports Health*. 2012;4(4):340-351.

- doi:10.1177/1941738111429419
11. McDermott ID, Masouros SD, Amis AA. Biomechanics of the menisci of the knee. *Curr Orthop*. 2008;22(3):193-201. doi:10.1016/j.cuor.2008.04.005
 12. Ghadially FN, Lalonde JM, Wedge JH. Ultrastructure of normal and torn menisci of the human knee joint. *J Anat*. 1983;136(Pt 4):773-791. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6688412><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC1171960>.
 13. Arnoczky SP, Warren RF. Microvasculature of the human meniscus. *Am J Sports Med*. 1982;10(2):90-95. doi:10.1177/036354658201000205
 14. McDevitt CA, Webber RJ. The ultrastructure and biochemistry of meniscal cartilage. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;252:8-18. doi:10.1097/00003086-199003000-00003
 15. Fox AJS, Wanivenhaus F, Burge AJ, Warren RF, Rodeo SA. The human meniscus: A review of anatomy, function, injury, and advances in treatment. *Clin Anat*. 2015;28(2):269-287. doi:10.1002/ca.22456
 16. Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: Structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials*. 2011;32(30):7411-7431. doi:10.1016/j.biomaterials.2011.06.037
 17. Sweigart MA, Athanasiou KA. Toward tissue engineering of the knee meniscus. *Tissue Eng*. 2001;7(2):111-129. doi:10.1089/107632701300062697
 18. Beaupre A, Choukroun R, Guidouin R, Garneau R, Gérardin H, Cardou A. Knee menisci: Correlation between microstructure and biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;NO. 208:72-75.
 19. Cheung HS. Distribution of type I, II, III and v in the pepsin solubilized collagens in bovine menisci. *Connect Tissue Res*. 1987;16(4):343-356. doi:10.3109/03008208709005619
 20. Pereira H, Silva-Correira J, Oliveira J, Espregueira-Mendes J. The Meniscus: Basic Science. In: Verdonk R, Espregueira-Mendes J, Monllau J, eds. *Meniscal Transplantation*. Springer Berlin Heidelberg; 2013:7-14. doi:10.1007/978-3-642-38106-5_2
 21. Ghosh P, TK T. The knee joint meniscus. A fibrocartilage of some distinction. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;224:52-63.

22. Skaggs DL, Warden WH, Mow VC. Radial tie fibers influence the tensile properties of the bovine medial meniscus. *J Orthop Res.* 1994;12(2):176-185. doi:10.1002/jor.1100120205
23. Bullough PG, Munuera L, Murphy J, Weinstein AM. The strength of the menisci of the knee as it relates to their fine structure. *J Bone Joint Surg Br.* 1970;52(3):564-567. doi:10.1302/0301-620x.52b3.564
24. Adams ME, Muir H. The glycosaminoglycans of canine menisci. *Biochem J.* 1981;197(2):385-389. doi:10.1042/bj1970385
25. Scott PG, Nakano T, Dodd CM. Isolation and characterization of small proteoglycans from different zones of the porcine knee meniscus. *Biochim Biophys Acta - Gen Subj.* 1997;1336(2):254-262. doi:10.1016/S0304-4165(97)00040-8
26. Masouros SD, McDermott ID, Amis AA, Bull AMJ. Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2008;16(12):1121-1132. doi:10.1007/s00167-008-0616-9
27. Villegas DF, Hansen TA, Liu DF, Haut Donahue TL. A quantitative study of the microstructure and biochemistry of the medial meniscal horn attachments. *Ann Biomed Eng.* 2008;36(1):123-131. doi:10.1007/s10439-007-9403-x
28. Wang Y, Yu J, Luo H, et al. An anatomical and histological study of human meniscal horn bony insertions and peri-meniscal attachments as a basis for meniscal transplantation WANG. *Chin Med J.* 2009;122(5):536-540.
29. Johannsen AM, Civitarese DM, Padalecki JR, Goldsmith MT, Wijdicks CA, LaPrade RF. Qualitative and quantitative anatomic analysis of the posterior root attachments of the medial and lateral menisci. *Am J Sports Med.* 2012;40(10):2342-2347. doi:10.1177/0363546512457642
30. Tuxøe JI, Teir M, Winge S, Nielsen PL. The medial patellofemoral ligament: A dissection study. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2002;10(3):138-140. doi:10.1007/s00167-001-0261-z
31. Braaten JA, Banovetz MT, Rodriguez AN, Thomas P, LaPrade RF. From Anatomy to Complex Reconstruction: A Modern Review on the Medial Collateral Ligament of the Knee. *Arch Bone Jt Surg.* 2022;10(10):818-826. doi:10.22038/ABJS.2022.66697.3179

32. Bae BS, Yoo S, Lee SH. Ramp lesion in anterior cruciate ligament injury: a review of the anatomy, biomechanics, epidemiology, and diagnosis. *Knee Surg Relat Res.* 2023;35(1):1-12. doi:10.1186/s43019-023-00197-z
33. Peterson L, Renstrom P, Lynch S. *Sports Injuries: Prevention, Treatment and Rehabilitation.* 5th ed. Routledge; 2023.
34. Laprade CM, Ellman MB, Rasmussen MT, et al. Anatomy of the anterior root attachments of the medial and lateral menisci: A quantitative analysis. *Am J Sports Med.* 2014;42(10):2386-2392. doi:10.1177/0363546514544678
35. Steineman BD, Moulton SG, Haut Donahue TL, et al. Overlap Between Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Meniscal Root Insertions: A Scanning Electron Microscopy Study. *Am J Sports Med.* 2017;45(2):362-368. doi:10.1177/0363546516666817
36. Oshima T, Leie M, Grasso S, Parker DA. Relationship between anterior cruciate ligament and anterolateral meniscal root bony attachment: High-resolution 3-T MRI analysis. *Knee.* 2019;26(3):537-544. doi:10.1016/j.knee.2019.04.013
37. Tensho K, Iwaasa T, Koyama S, et al. The interrelationship between anterior cruciate ligament tibial footprint and anterolateral meniscal root insertions: Quantitative, morphological and positional analyses using three-dimensional computed tomography images. *Knee.* 2019;26(5):969-977. doi:10.1016/j.knee.2019.07.004
38. Masferrer-Pino A, Saenz-Navarro I, Rojas G, et al. The Menisco-Tibio-Popliteus-Fibular Complex: Anatomic Description of the Structures That Could Avoid Lateral Meniscal Extrusion. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2020;36(7):1917-1925. doi:10.1016/j.arthro.2020.03.010
39. Banovetz MT, Roethke LC, Rodriguez AN, LaPrade RF. Meniscal Root Tears: A Decade of Research on their Relevant Anatomy, Biomechanics, Diagnosis, and Treatment. *Arch Bone Jt Surg.* 2022;10(5):366-380. doi:10.22038/ABJS.2021.60054.2958
40. Gupte CM, Bull AMJ, Thomas RD, Amis AA. The menisiofemoral ligaments: Secondary restraints to the posterior drawer. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2003;85(5):765-773. doi:10.1302/0301-620x.85b5.13771
41. Kale A, Kopuz C, Dikici F, Demir MT, Çorumlu U, Ince Y. Anatomic and arthroscopic

- study of the medial meniscal horns' insertions. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2010;18(6):754-759. doi:10.1007/s00167-009-0907-9
42. Messner K, Gao J. The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment. *J Anat.* 1998;193(2):161-178. doi:10.1017/S0021878298003914
 43. Petersen W, Tillmann B. Collagenous fibril texture of the human knee joint menisci. *Anat Embriol.* 1998;197:317-324. doi:10.1007/s004290050141
 44. Kapandji A. *Fisiología Articular: Esquemas Comentados de Mecánica Humana.* 6ª. Madrid: Panamericana; 2010.
 45. Thompson WO, Thaete FL, Fu FH, Dye SF. Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *Am J Sports Med.* 1991;19(3):210-216. doi:10.1177/036354659101900302
 46. Brantigan O, Voshell A. The mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. *J Bone Jt Surg Am.* 1941;23:44-66.
 47. Shrive N, O'Connor J, Goodfellow J. Load-bearing in the knee joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;131:279-287.
 48. Dudhia J, McAlinden A, Muir A, Bayliss M. The meniscus—structure, composition and pathology. In: Hazelman B, Riley G, Speed C, eds. *Soft Tissue Rheumatology.* New York: Oxford University Press.; 2004:81-99.
 49. Walker PS, Erkman MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin Orthop.* 1975;No. 109:184-192. doi:10.1097/00003086-197506000-00027
 50. Gilbert S, Chen T, Hutchinson ID, et al. Dynamic Contact Mechanics on the Tibial Plateau of the Human Knee During Activities of Daily Living. *J Biomech.* 2014;47(9):2006-2012. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.003.Dynamic
 51. Fukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: A study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthop.* 1980;51(1-6):871-879. doi:10.3109/17453678008990887
 52. Ahmed AM, Burke DL. In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints#x2014;part i: Tibial surface of the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105(3):216-225. doi:10.1115/1.3138409
 53. Bedi A, Kelly N, Baad M, et al. Dynamic contact mechanics of radial tears of the

- lateral meniscus: Implications for treatment. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2012;28(3):372-381. doi:10.1016/j.arthro.2011.08.287
54. Radin E, de Lamotte F, Maquet P. Role of the menisci in the distribution of stress in the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;185:290-294.
 55. Baratz ME, Fu FH, Mengato R. Meniscal tears : The effect of meniscectomy and of repair on intraarticular contact areas preliminary report *. *Am J Sport Med.* 1986;14(4):270-275.
 56. Henning CE, Lynch MA, Clark JR. Vascularity for healing of meniscus repairs. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 1987;3(1):13-18. doi:10.1016/s0749-8063(87)80004-x
 57. Schillhammer CK, Werner FW, Scuderi MG, Cannizzaro JP. Repair of lateral meniscus posterior horn detachment lesions: A biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2012;40(11):2604-2609. doi:10.1177/0363546512458574
 58. Steineman BD, Laprade RF, Santangelo KS, Warner BT, Goodrich LR, Haut Donahue TL. Early osteoarthritis after untreated anterior meniscal root tears: An in vivo animal study. *Orthop J Sport Med.* 2017;5(4):1-14. doi:10.1177/2325967117702452
 59. Chang EY, Biswas R, Dicamillo P, et al. Morphologic characterization of meniscal root ligaments in the human knee with magnetic resonance microscopy at 11.7 and 3 T. *Skeletal Radiol.* 2014;43(10):1395-1402. doi:10.1007/s00256-014-1941-3
 60. Freutel M, Scholz NB, Seitz AM, Ignatius A, Dürselen L. Mechanical properties and morphological analysis of the transitional zone between meniscal body and ligamentous meniscal attachments. *J Biomech.* 2015;48(8):1350-1355. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.03.003
 61. Śmigielski R, Becker R, Zdanowicz U, Ciszek B. Medial meniscus anatomy???from basic science to treatment. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014;23(1):8-14. doi:10.1007/s00167-014-3476-5
 62. Berlet GC, Fowler PJ. The anterior horn of the medial meniscus. An anatomic study of its insertion. *Am J Sports Med.* 1998;26(4):540-543. doi:10.1177/03635465980260041201
 63. Amis AA, Gupte CM, Bull AMJ, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate

- ligament and the meniscofemoral ligaments. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2006;14(3):257-263. doi:10.1007/s00167-005-0686-x
64. Shen JW, Song GY, Zhang H, et al. Prevalence of Lateral Meniscal Extrusion for Posterior Lateral Meniscal Root Lesion with and Without Concomitant Midbody Radial Tear in Anterior Cruciate Ligament Injury. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2016;32(5):828-834. doi:10.1016/j.arthro.2015.10.004
 65. Koo JH, Choi SH, Lee SA, Wang JH. Comparison of medial and lateral meniscus root tears. *PLoS One.* 2015;10(10):1-9. doi:10.1371/journal.pone.0141021
 66. LaPrade CM, James EW, Cram TR, Feagin JA, Engebretsen L, Laprade RF. Meniscal Root Tears: A Classification System Based on Tear Morphology. *Am J Sports Med.* 2015;43(2):363-369. doi:10.1177/0363546514559684
 67. Bin S Il, Jeong TW, Kim SJ, Lee DH. A new arthroscopic classification of degenerative medial meniscus root tear that correlates with meniscus extrusion on magnetic resonance imaging. *Knee.* 2016;23(2):246-250. doi:10.1016/j.knee.2015.07.003
 68. Kim JY, Bin S Il, Kim JM, Lee BS, Oh SM, Cho WJ. A Novel Arthroscopic Classification of Degenerative Medial Meniscus Posterior Root Tears Based on the Tear Gap. *Orthop J Sport Med.* 2019;7(3):1-7. doi:10.1177/2325967119827945
 69. Forkel P, Reuter S, Sprenger F, et al. Different patterns of lateral meniscus root tears in ACL injuries: application of a differentiated classification system. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23(1):112-118. doi:10.1007/s00167-014-3467-6
 70. Jacquet C, Mouton C, Magosch A, et al. The aspiration test reveals an instability of the posterior horn of the lateral meniscus in almost one-third of ACL-injured patients. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2021;(0123456789). doi:10.1007/s00167-021-06806-2
 71. Choi SH, Bae S, Ji SK, Chang MJ. The MRI findings of meniscal root tear of the medial meniscus: Emphasis on coronal, sagittal and axial images. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;20(10):2098-2103. doi:10.1007/s00167-011-1794-4
 72. Minami T, Muneta T, Sekiya I, et al. Lateral meniscus posterior root tear contributes to anterolateral rotational instability and meniscus extrusion in

- anterior cruciate ligament-injured patients. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2018;26(4):1174-1181. doi:10.1007/s00167-017-4569-8
73. De Smet AA, Blankenbaker DG, Kijowski R, Graf BK, Shinki K. MR diagnosis of posterior root tears of the lateral meniscus using arthroscopy as the reference standard. *Am J Roentgenol.* 2009;192(2):480-486. doi:10.2214/AJR.08.1300
 74. Ozkoc G, Circi E, Gonc U, Irgit K, Pourbagher A, Tandogan RN. Radial tears in the root of the posterior horn of the medial meniscus. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2008;16(9):849-854. doi:10.1007/s00167-008-0569-z
 75. Hwang BY, Kim SJ, Lee SW, et al. Risk factors for medial meniscus posterior root tear. *Am J Sports Med.* 2012;40(7):1606-1610. doi:10.1177/0363546512447792
 76. Matheny LM, Ockuly AC, Steadman JR, LaPrade RF. Posterior meniscus root tears: associated pathologies to assist as diagnostic tools. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23(10):3127-3131. doi:10.1007/s00167-014-3073-7
 77. Servien E, Acquitter Y, Hulet C, Seil R. Lateral meniscus lesions on stable knee: A prospective multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(8 SUPPL.):60-64. doi:10.1016/j.otsr.2009.09.003
 78. Menge TJ, Chahla J, Mitchell JJ, Dean CS, LaPrade RF. Avulsion of the Anterior Lateral Meniscal Root Secondary to Tibial Eminence Fracture. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2018;47(5):1-23. doi:10.12788/ajo.2018.0024
 79. Krych A, Hevesi M, Leland D, Stuart M. Meniscal Root Injuries. *J Am Acad Orthop Surg.* 2020;28(12):491-499. doi:10.5435/JAAOS-D-19-00102
 80. Kodama Y, Furumatsu T, Miyazawa S, et al. Location of the tibial tunnel aperture affects extrusion of the lateral meniscus following reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2017;35(8):1625-1633. doi:10.1002/jor.23450
 81. Ichiba A, Makuya K. Radial displacement of the lateral meniscus before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132(3):321-327. doi:10.1007/s00402-011-1371-9
 82. Furumatsu T, Ozaki T. Iatrogenic injury of the lateral meniscus anterior insertion following anterior cruciate ligament reconstruction: A case report. *J Orthop Sci.* 2018;23(1):197-201. doi:10.1016/j.jos.2016.04.016
 83. Karakasli A, Acar N, Basci O, Karaarslan A, Erduran M, Kaya E. Iatrogenic lateral meniscus anterior horn injury in different tibial tunnel placement techniques in

- ACL reconstruction surgery - A cadaveric study. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2016;50(5):514-518. doi:10.1016/j.aott.2016.08.009
84. Watson JN, Wilson KJ, LaPrade CM, et al. Iatrogenic injury of the anterior meniscal root attachments following anterior cruciate ligament reconstruction tunnel reaming. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2015;23(8):2360-2366. doi:10.1007/s00167-014-3079-1
85. Irrarrázaval S, Masferrer-Pino A, Ibañez M, Shehata TMA, Naharro M, Monllau JC. Does anatomic single-bundle ACL reconstruction using hamstring autograft produce anterolateral meniscal root tearing? *J Exp Orthop.* 2017;4(1):0-4. doi:10.1186/s40634-017-0093-5
86. Shimozaki K, Nakase J, Oshima T, Asai K, Toyooka K, Tsuchiya H. Partial lateral meniscus anterior root injuries during anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction are likely to occur in women with small skeletons. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2020;28(11):3517-3523. doi:10.1007/s00167-020-05896-8
87. Bansal S, Miller LM, Patel JM, et al. Transection of the Medial Meniscus Anterior Horn Results in Cartilage Degeneration and Meniscus Remodeling in a Large Animal Model. *J Orthop Res.* 2020;38(12):2696-2708. doi:10.1002/jor.24694
88. Bansal S, Meadows KD, Miller LM, et al. Six-Month Outcomes of Clinically Relevant Meniscal Injury in a Large-Animal Model. *Orthop J Sport Med.* 2021;9(11):1-17. doi:10.1177/23259671211035444
89. Waller KA, Chin KE, Jay GD, et al. Intra-articular Recombinant Human Proteoglycan 4 Mitigates Cartilage Damage Following Destabilization of the Medial Meniscus in the Yucatan Minipig. *Am J Sport Med.* 2017;45(7):1512-1521. doi:10.1177/0363546516686965
90. Osti L, Del Buono A, Maffulli N. Anterior Medial Meniscal Root Tears: A Novel Arthroscopic All Inside Repair. *Transl Med @ UniSa.* 2015;12(7):41-46. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26535186><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4592042>.
91. Blackman AJ, Stuart MJ, Levy BA, McCarthy MA, Krych AJ. Arthroscopic meniscal root repair using a ceterix novostitch suture passer. *Arthrosc Tech.* 2014;3(5):e643-e646. doi:10.1016/j.eats.2014.07.006

92. Cuéllar A, Cuéllar A, Sánchez A, Cuéllar R. Posterior Lateral Meniscus Root Reattachment With Suture Anchors: An Arthroscopic Technique. *Arthrosc Tech.* 2017;6(5):e1919-e1925. doi:10.1016/j.eats.2017.07.011
93. Espejo-Baena A, Espejo-Reina A, Espejo-Reina MJ, Martín-Castilla MB, Dalla-Rosa Nogales J, Sevillano-Pérez E. Transosseous Posterior Meniscal Root Reinsertion Using Knotless Anchor for Tibial Fixation. *Arthrosc Tech.* 2017;6(3). doi:10.1016/j.eats.2017.01.006
94. Beaufils P, Pujol N. Meniscal repair: Technique. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2018;104(1):S137-S145. doi:10.1016/j.otsr.2017.04.016
95. Perez-Blanca A, Prado Nóvoa M, Lombardo Torre M, Espejo-Reina A, Ezquerro Juanco F, Espejo-Baena A. The role of suture cutout in the failure of meniscal root repair during the early post-operative period: a biomechanical study. *Int Orthop.* 2018;42(4):811-818. doi:10.1007/s00264-018-3799-9
96. Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, Burgkart R, Imhoff AB, Braun S. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2013;41(12):2784-2790. doi:10.1177/0363546513502464
97. Laprade RF, Laprade CM, Ellman MB, Turnbull TL, Cerminara AJ, Wijdicks CA. Cyclic displacement after meniscal root repair fixation: A human biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 2015;43(4):892-898. doi:10.1177/0363546514562554
98. Prado-Novoa M, Perez-Blanca A, Espejo-Reina A, Espejo-Reina MJ, Espejo-Baena A. Initial Biomechanical Properties of Transtibial Meniscal Root Repair are Improved By Using a Knotless Anchor as a Post-Insertion Tensioning Device. *Sci Rep.* 2020;10(1):1-8. doi:10.1038/s41598-020-58656-6
99. Cerminara AJ, Laprade CM, Smith SD, Ellman MB, Wijdicks CA, Laprade RF. Biomechanical evaluation of a transtibial pull-out meniscal root repair: Challenging the bungee effect. *Am J Sports Med.* 2014;42(12):2988-2995. doi:10.1177/0363546514549447
100. Kopf S, Colvin AC, Muriuki M, Zhang X, Harner CD. Meniscal root suturing techniques: Implications for root fixation. *Am J Sports Med.* 2011;39(10):2141-2146. doi:10.1177/0363546511413250

101. Zhuo H, Chen Q, Zhu F, Li J. Arthroscopic side-to-side repair for complete radial posterior lateral meniscus root tears. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020;21(1):1-6. doi:10.1186/s12891-020-3156-1
102. Engelsohn E, Umans H, DiFelice GS. Marginal fractures of the medial tibial plateau: Possible association with medial meniscal root tear. *Skeletal Radiol.* 2007;36(1):73-76. doi:10.1007/s00256-006-0089-1
103. Leyes M, Flores-Lozano C, de Rus I, Salvador MG, Buenadicha EM, Villarreal-Villarreal G. Repair of the Posterior Lateral Meniscal Root Tear: Suture Anchor Fixation Through the Outside-In Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Femoral Tunnel. *Arthrosc Tech.* 2021;10(1):e151-e158. doi:10.1016/j.eats.2020.09.020
104. Chahla J, Moulton SG, LaPrade CM, Dean CS, LaPrade RF. Posterior Meniscal Root Repair: The Transtibial Double Tunnel Pullout Technique. *Arthrosc Tech.* 2016;5(2):e291-e296. doi:10.1016/j.eats.2016.01.006
105. Forkel P, Foehr P, Meyer JC, et al. Biomechanical and viscoelastic properties of different posterior meniscal root fixation techniques. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2017;25(2):403-410. doi:10.1007/s00167-016-4237-4
106. Frank JM, Liechti DJ, Anavian J, Hackett TR. A Transosseous Bone Bridge Repair for Posterior Horn Meniscal Root Tears During Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthrosc Tech.* 2017;6(1):e239-e243. doi:10.1016/j.eats.2016.09.026
107. Chernchujit B, Prasetya R. Both Posterior Root Lateral-Medial Meniscus Tears With Anterior Cruciate Ligament Rupture: The Step-by-Step Systematic Arthroscopic Repair Technique. *Arthrosc Tech.* 2017;6(5):e1937-e1943. doi:10.1016/j.eats.2017.07.018
108. Pujol N, Feucht M, Stärke C, et al. Meniscal root tears. In: Becker R, Kerkhoffs G, Gelber P, Denti M, Seil R, eds. *ESSKA Instructional Course Lecture Book Barcelona 2016.* Berlin: Springer; 2016:65-87.
109. Allaire R, Muriuki M, Gilbertson L, Harner CD. Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus: Similar to total meniscectomy. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2008;90(9):1922-1931. doi:10.2106/JBJS.G.00748
110. Frank JM, Moatshe G, Brady AW, et al. Lateral Meniscus Posterior Root and

- Meniscefemoral Ligaments as Stabilizing Structures in the ACL-Deficient Knee: A Biomechanical Study. *Orthop J Sport Med.* 2017;5(6):1-7. doi:10.1177/2325967117695756
111. Shybut TB, Vega CE, Haddad J, et al. Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 2015;43(4):905-911. doi:10.1177/0363546514563910
 112. Lording T, Corbo G, Bryant D, Burkhart TA, Getgood A. Rotational Laxity Control by the Anterolateral Ligament and the Lateral Meniscus Is Dependent on Knee Flexion Angle: A Cadaveric Biomechanical Study. *Clin Orthop Relat Res.* 2017;475(10):2401-2408. doi:10.1007/s11999-017-5364-z
 113. Prince MR, Esquivel AO, Andre AM, Goitz HT. Anterior horn lateral meniscus tear, repair, and meniscectomy. *J Knee Surg.* 2014;27(3):229-234. doi:10.1055/s-0033-1360658
 114. Padalecki JR, Jansson KS, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: In situ pull-out repair restores derangement of joint mechanics. *Am J Sports Med.* 2014;42(3):699-707. doi:10.1177/0363546513499314
 115. Laprade CM, Foad A, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a nonanatomic posterior medial meniscal root repair. *Am J Sports Med.* 2015;43(4):912-920. doi:10.1177/0363546514566191
 116. Laprade CM, Foad A, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a nonanatomic posterior medial meniscal root repair. *Am J Sports Med.* 2015;43(4):912-920. doi:10.1177/0363546514566191
 117. LaPrade CM, Jansson KS, Dornan GJ, Smith SD, Wijdicks CA, LaPrade RF. Altered Tibiofemoral Contact Mechanics Due to Lateral Meniscus Posterior Horn Root Avulsions and Radial Tears Can Be Restored with in Situ Pull-Out Suture Repairs. *J Bone Jt Surg.* 2014;96(6):471-479. doi:10.1016/S0021-9355(14)74105-0
 118. Forkel P, Herbort M, Schulze M, et al. Biomechanical consequences of a posterior root tear of the lateral meniscus: Stabilizing effect of the meniscefemoral ligament. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133(5):621-626. doi:10.1007/s00402-013-1716-7
 119. Forkel P, Herbort M, Sprenger F, Metzclaff S, Raschke M, Petersen W. The

- biomechanical effect of a lateral meniscus posterior root tear with and without damage to the meniscofemoral ligament: Efficacy of different repair techniques. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2014;30(7):833-840. doi:10.1016/j.arthro.2014.02.040
120. Geeslin AG, Civitarese D, Turnbull TL, Dornan GJ, Fuso FA, LaPrade RF. Influence of lateral meniscal posterior root avulsions and the meniscofemoral ligaments on tibiofemoral contact mechanics. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(5):1469-1477. doi:10.1007/s00167-015-3742-1
 121. Perez-Blanca A, Espejo-Baena A, Amat Trujillo D, et al. Comparative Biomechanical Study on Contact Alterations after Lateral Meniscus Posterior Root Avulsion, Transosseous Reinsertion, and Total Meniscectomy. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2016;32(4). doi:10.1016/j.arthro.2015.08.040
 122. Feucht MJ, Grande E, Brunhuber J, et al. Biomechanical comparison between suture anchor and transtibial pull-out repair for posterior medial meniscus root tears. *Am J Sports Med.* 2014;42(1):187-193. doi:10.1177/0363546513502946
 123. Rosslenbroich SB, Borgmann J, Herbort M, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. Root tear of the meniscus: Biomechanical evaluation of an arthroscopic refixation technique. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133(1):111-115. doi:10.1007/s00402-012-1625-1
 124. Anz AW, Branch EA, Saliman JD. Biomechanical comparison of arthroscopic repair constructs for meniscal root tears. *Am J Sports Med.* 2014;42(11):2699-2706. doi:10.1177/0363546514549445
 125. Laprade CM, Laprade MD, Turnbull TL, Wijdicks CA, Laprade RF. Biomechanical evaluation of the transtibial pull-out technique for posterior medial meniscal root repairs using 1 and 2 transtibial bone tunnels. *Am J Sports Med.* 2015;43(4):899-904. doi:10.1177/0363546514563278
 126. Feucht MJ, Minzlaff P, Saier T, Lenich A, Imhoff AB, Hinterwimmer S. Avulsion of the anterior medial meniscus root: case report and surgical technique. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;23(1):146-151. doi:10.1007/s00167-013-2462-7
 127. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatológica. Cuestionario KOOS. [https://www.secot.es/media/docs/escalas/Cuestionario Koos.pdf](https://www.secot.es/media/docs/escalas/Cuestionario%20Koos.pdf).

128. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatológica. Escala de Lysholm-Tegner. <https://www.secot.es/media/docs/escalas/Escala de Lysholm-Tegner.pdf>.
129. Guess TM, Razu SS, Kuroki K, Cook JL. Function of the Anterior Intermeniscal Ligament. *J Knee Surg.* 2018;31(1):68-74. doi:10.1055/s-0037-1600089
130. Pérez-Blanca A. Biomecánica de la reinserción transtibial de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla: avances en la técnica de reparación. PhD Thesis. 2019.
131. Ode GE, Van Thiel GS, McArthur SA, et al. Effects of serial sectioning and repair of radial tears in the lateral meniscus. *Am J Sports Med.* 2012;40(8):1863-1870. doi:10.1177/0363546512453291
132. Rao Z, Zhou C, Kernkamp WA, Foster TE, Bedair HS, Li G. In vivo kinematics and ligamentous function of the knee during weight-bearing flexion-an investigation on mid-range flexion of the knee HHS Public Access minimal constraints of the ACL and PCL. 2020;1(617):1-17.
133. Bao HRC, Zhu D, Gong H, Gu GS. The effect of complete radial lateral meniscus posterior root tear on the knee contact mechanics: A finite element analysis. *J Orthop Sci.* 2013;18(2):256-263. doi:10.1007/s00776-012-0334-5
134. Herregodts S, De Baets P, Victor J, Verstraete M. Use of Tekscan pressure sensors for measuring contact pressures in the human knee joint. *Int J Sustain Constr Des.* 2015;6(2):7. doi:10.21825/scad.v6i2.1123
135. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res methods.* 2007;39(2):175-191. doi:10.3758/bf03193146
136. Marzo JM, Gurske-DePerio J. Effects of medial meniscus posterior horn avulsion and repair on tibiofemoral contact area and peak contact pressure with clinical implications. *Am J Sports Med.* 2009;37(1):124-129. doi:10.1177/0363546508323254
137. Wilharm A, Hurschler C, Dermitas T, Bohnsack M. Use of Tekscan K-scan sensors for retropatellar pressure measurement avoiding errors during implantation and the effects of shear forces on the measurement precision. *Biomed Res Int.* 2013;2013. doi:10.1155/2013/829171

138. Kim JG, Lee YS, Bae TS, et al. Tibiofemoral contact mechanics following posterior root of medial meniscus tear, repair, meniscectomy, and allograft transplantation. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(9):2121-2125. doi:10.1007/s00167-012-2182-4
139. Prado-Novoa M, Perez-Blanca A, Espejo-Reina A, Espejo-Reina MJ, Espejo-Baena A. Initial Biomechanical Properties of Transtibial Meniscal Root Repair are Improved By Using a Knotless Anchor as a Post-Insertion Tensioning Device. *Sci Rep.* 2020;10(1). doi:10.1038/s41598-020-58656-6
140. Ohori T, Mae T, Shino K, et al. Different effects of the lateral meniscus complete radial tear on the load distribution and transmission functions depending on the tear site. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2021;29(2):342-351. doi:10.1007/s00167-020-05915-8
141. LaPrade CM, James EW, Cram TR, Feagin JA, Engebretsen L, Laprade RF. Meniscal Root Tears: A Classification System Based on Tear Morphology. *Am J Sports Med.* 2015;43(2):363-369. doi:10.1177/0363546514559684
142. Shao J, Zhang J, Ren S, Liu P, Ma Y, Ao Y. Better Coverage of the ACL Tibial Footprint and Less Injury to the Anterior Root of the Lateral Meniscus Using a Rounded-Rectangular Tibial Tunnel in ACL Reconstruction: A Cadaveric Study. *Orthop J Sport Med.* 2022;10(3):1-9. doi:10.1177/23259671221083581
143. Chung KS, Ha JK, Ra HJ, Kim JG. A meta-analysis of clinical and radiographic outcomes of posterior horn medial meniscus root repairs. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(5):1455-1468. doi:10.1007/s00167-015-3832-0
144. Feucht MJ, Kühle J, Bode G, et al. Arthroscopic Transtibial Pullout Repair for Posterior Medial Meniscus Root Tears: A Systematic Review of Clinical, Radiographic, and Second-Look Arthroscopic Results. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2015;31(9):1808-1816. doi:10.1016/j.arthro.2015.03.022
145. Lee DR, Reinholz AK, Till SE, et al. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine: Current Controversies for Treatment of Meniscus Root Tears. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2022;15(4):231-243. doi:10.1007/s12178-022-09759-2
146. Wang L, Zhang K, Liu X, et al. The efficacy of meniscus posterior root tears repair: A systematic review and meta-analysis. *J Orthop Surg.* 2021;29(1):1-12. doi:10.1177/23094990211003350

147. Seo JH, Li G, Shetty GM, et al. Effect of Repair of Radial Tears at the Root of the Posterior Horn of the Medial Meniscus With the Pullout Suture Technique: A Biomechanical Study Using Porcine Knees. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg*. 2009;25(11):1281-1287. doi:10.1016/j.arthro.2009.05.014
148. LaPrade RF, Floyd ER, Carlson GB, Moatshe G, Chahla J, Monson JK. Meniscal root tears: Solving the silent epidemic. *J Arthrosc Surg Sport Med*. 2021;2(1):47-57. doi:10.25259/jasmm_55_2020
149. Ellman MB, James EW, LaPrade CM, LaPrade RF. Anterior meniscus root avulsion following intramedullary nailing for a tibial shaft fracture. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2015;23(4):1188-1191. doi:10.1007/s00167-014-2941-5
150. Tachibana Y, Mae T, Fujie H, et al. Effect of radial meniscal tear on in situ forces of meniscus and tibiofemoral relationship. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2017;25(2):355-361. doi:10.1007/s00167-016-4395-4
151. Prado-Novoa M, Perez-Sanchez L, Estebanez B, Moreno-Vegas S, Perez-Blanca A. Influence of Loading Conditions on the Mechanical Performance of Multifilament Coreless UHMWPE Sutures Used in Orthopaedic Surgery. *Materials (Basel)*. 2022;15(7). doi:10.3390/ma15072573
152. Peña-Trabalón A, Perez-Blanca A, Moreno-Vegas S, Estebanez-Campos MB, Prado-Novoa M. Assessment of Surrogate Models for Research on Resistance and Deformation of Repairs of the Human Meniscal Roots: Porcine or Older Human Models? *Appl Sci*. 2024;14(2). doi:10.3390/app14020670
153. Sukopp M, Schall F, Hacker SP, Ignatius A, Dürselen L, Seitz AM. Influence of Menisci on Tibiofemoral Contact Mechanics in Human Knees: A Systematic Review. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9(December):1-15. doi:10.3389/fbioe.2021.765596



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

8. ARTÍCULOS COMPENDIADOS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

8.1. ARTÍCULO 1

8.1.1. Identificación del artículo

Espejo Reina A, Espejo Reina MJ, García Gutiérrez G, Dalla Rosa-Nogales J, Pérez de la Blanca-Cobos A, Prado M, Espejo Baena A. **Lesiones de las raíces meniscales. Estado actual.** *Rev Esp Arthrosc Cir Articul.* 2018;25(Supl.1):29-45. doi: 10.24129/j.reaca.25e62.fs1803017.

8.1.2. Indicadores de calidad de la revista

Editorial: Fondoscience

Revista: Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular

Fecha de Publicación: mayo 2018

8.1.3. Resumen

Las raíces son las únicas partes del menisco insertadas en el hueso, lo que hace que su lesión pueda dar lugar a alteraciones en la función de la rodilla debido a que estas inserciones juegan un papel primordial a la hora de evitar la extrusión del menisco con consecuencias similares a las de la meniscectomía total. Se considera lesión de la raíz a la avulsión de la misma del hueso o a la rotura (normalmente radial) que se produce a menos de 1 cm de la inserción. Estas lesiones son menos frecuentes que las del cuerpo y, a menudo, pasan desapercibidas. Pueden ser de naturaleza traumática (más frecuentes en el menisco lateral) o degenerativa (más en el menisco medial). Debido al conocimiento de la importancia de la lesión, en los últimos años ha sido muy abundante la literatura resaltando la importancia del diagnóstico y el tratamiento de la

misma. El diagnóstico clínico no es diferente del de otras lesiones meniscales, siendo de gran utilidad la resonancia magnética con signos característicos en muchas ocasiones, aunque, a menudo, el diagnóstico definitivo se presenta como hallazgo durante la exploración artroscópica. El tratamiento consiste básicamente en la reinserción de la raíz, habiéndose descrito diferentes técnicas para la misma, aunque en ocasiones (especialmente en casos degenerativos) puede estar indicado el tratamiento conservador o la meniscectomía. En el presente artículo se realiza una revisión de la anatomía y la biomecánica de las raíces meniscales, así como del diagnóstico de la lesión y de las estrategias y técnicas de tratamiento.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

8.2. ARTÍCULO 2

8.2.1. Identificación del artículo

Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Espejo-Reina MJ, Gómez-Cáceres A, Dalla Rosa-Nogales J, Espejo-Baena A. **Non anatomic reinsertion after amputation of the anterior horn of the lateral meniscus.** *Orthop Traumatol Surg Res.* 2019; 105(6):1115-1118. doi:10.1016/j.otsr.2019.04.007.

8.2.2. Indicadores de calidad de la revista

Editorial: Elsevier

Revista: Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research

Fecha de Publicación: octubre 2019

8.2.3. Resumen

La re inserción anatómica es el tratamiento óptimo para las lesiones de la raíz meniscal. Sin embargo, en contextos crónicos, el deshilachado del tejido de la raíz puede dificultarla. Este estudio describe una técnica quirúrgica de rescate realizada en 3 casos de avulsión crónica de la raíz anterior del menisco lateral con degeneración tisular profusa, en los cuales el desbridamiento del remanente resultó en la amputación de la raíz. La re inserción del menisco se realizó sobre el tejido sano restante mediante una técnica con implante “todo hilo” sin túneles óseos. Todos los casos presentaban condropatías avanzadas en el momento de la cirugía, pero presentaron una adecuada evolución clínica con un seguimiento mínimo de 2 años.

8.3. ARTÍCULO 3

8.3.1. Identificación del artículo

Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Espejo-Baena A, Peña-Trabalon A, Perez-Blanca A. **Biomechanical consequences of anterior root detachment of the lateral meniscus and its reinsertion.** *Sci Rep.* 2022 Apr 13;12(1):6182. doi: 10.1038/s41598-022-10229-5.

8.3.2. Indicadores de calidad de la revista

Editorial: Nature

Revista: Scientific reports

Fecha de Publicación: abril 2022

8.3.3. Resumen

El tratamiento de las roturas de las raíces meniscales posteriores ha evolucionado tras la evidencia biomecánica del aumento de presiones sobre el cartílago tibiofemoral provocado por esta lesión y del desarrollo acelerado de artrosis u osteonecrosis observado clínicamente. Sin embargo, se sabe poco sobre las consecuencias del desprendimiento de las raíces anteriores. Este estudio in vitro analiza los cambios biomecánicos en la articulación tibiofemoral provocados por la avulsión de la raíz anterior del menisco lateral. También se evalúa la eficacia de la reinsertión quirúrgica de la raíz para restaurar las condiciones previas a la lesión.

Utilizando rodillas cadavéricas a distintos ángulos de flexión (de 0° a 90°), los resultados muestran que la lesión reduce significativamente el área de contacto y aumenta la presión sobre el cartílago tibiofemoral del compartimento lesionado en todos los ángulos. Dichas alteraciones son mayores en los ángulos de baja flexión, que son las posiciones más frecuentes adoptadas por la rodilla en la vida diaria y en actividades deportivas, donde el efecto es similar al de una menisectomía total. La reparación in situ restaura parcialmente la biomecánica del contacto. Por tanto, debe prestarse especial atención al diagnóstico y tratamiento adecuado del desprendimiento de las raíces anteriores, ya que la alteración del contacto observada en la rodilla podría inducir problemas degenerativos en el cartílago similares a los que se producen con la avulsión completa de las raíces posteriores.

8.4. ARTÍCULO 4

8.4.1. Identificación del artículo

Espejo-Reina A, Prado-Novoa M, Espejo-Baena A, Estebanez B, Perez-Blanca A. Improved tibiofemoral contact restoration after transtibial reinsertion of the anterior root of the lateral meniscus compared to in situ repair: a biomechanical study. *Int Orthop.* 2023 Oct;47(10):2419-2427. doi: 10.1007/s00264-023-05769-y.

8.4.2. Indicadores de calidad de la revista

Editorial: Springer

Revista: International Orthopaedics

Fecha de Publicación: marzo 2023

8.4.3. Resumen

Objetivo: comparar el comportamiento biomecánico de la raíz anterior del menisco lateral (RAML) tras una reparación transtibial (RTT) y tras una reparación in situ (RIS), analizando las razones de la eficacia de la técnica más ventajosa.

Métodos: se probaron ocho rodillas humanas cadavéricas a ángulos de flexión de 0° a 90°, en cuatro condiciones de su RAML: intacta, avulsionada, reinsertada mediante RTT y reinsertada mediante ISR. Los especímenes fueron sometidos a una compresión de 1000 N, y se calcularon el área de contacto (AC), la presión media (PM) y la presión

máxima (PP) sobre el cartílago tibial. En el grupo RTT, se registró la fuerza de tracción sobre las suturas.

Resultados: la avulsión de la RAML alteró significativamente la biomecánica del contacto, especialmente en flexión baja. Tras la RIS, persistieron diferencias respecto al grupo sano: en extensión, la AC fue un 22% menor ($p = 0,012$); a 30° , la AC fue un 30% menor ($p = 0,012$), la PM un 21% mayor y la PP un 32% mayor (ambas $p = 0,017$); a 60° , la AC fue un 28% menor ($p = 0,012$), la PM un 32% y la PP un 49% mayores (ambas $p = 0,025$). Con la RTT, las alteraciones disminuyeron significativamente en comparación con el grupo lesionado, sin observarse diferencias estadísticas respecto al grupo intacto, salvo en la AC en extensión (disminución del 15%, $p = 0,012$) y a 30° (disminución del 12%, $p = 0,017$). La tensión media (DE) sobre las suturas tras RTT fue de 36,46 (11,75) N, 44,32 (11,71) N, 40,38 (14,93) N y 43,18 (14,89) N para los cuatro ángulos de flexión evaluados.

Conclusiones: las alteraciones provocadas por la avulsión de la RAML se restauraron parcialmente con ambas técnicas, aunque la RTT mostró mejores resultados en la recuperación de la AC, PM y PP en el período postoperatorio inmediato. La fuerza de tracción sobre las suturas fue muy inferior al valor reportado como causa de corte meniscal en modelos porcino.