

# Análisis de la progresión del daño macroscópico en la interfase menisco-sutura tras reparación de la raíz: estudio biomecánico en modelo porcino

Pérez de la Blanca A.<sup>1</sup>, Prado-Novoa M.<sup>1</sup>, Estebanez B.<sup>1</sup>, Nadal F.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía, Universidad de Málaga, España, maria.prado@uma.es

## Introducción

Diversos estudios biomecánicos ponen de manifiesto la importancia de la integridad de las raíces meniscales para preservar tanto la distribución de presiones en la articulación tibio-femoral<sup>1-4</sup> como la estabilidad de la rodilla sana<sup>5</sup>. Con el objetivo de restituir la biomecánica natural tras una avulsión o rotura de la raíz, se han descrito recientemente diversas técnicas quirúrgicas para su re inserción mediante sutura transósea.

La eficacia de la reparación es comúnmente evaluada a través de experimentación in-vitro. Dos de los parámetros más utilizados en estos estudios son: el desplazamiento permanente de la reparación tras ser sometida a carga cíclica de tracción y la carga máxima en el ensayo de tracción a rotura. En cuanto al primero, se han observado desplazamientos importantes cuando el conjunto se somete a las cargas esperables en el post-operatorio inmediato (superiores a los desplazamientos utilizados como indicativos del fallo clínico de la reparación, 3mm<sup>6</sup> o 5mm<sup>7</sup>). Estos desplazamientos han sido achacados fundamentalmente a modificaciones macroscópicas en la interfase menisco-sutura<sup>8</sup>, hipotetizando que se deben a la progresión del desgarramiento del menisco al ser cortado por la sutura<sup>8-9</sup>. Esta hipótesis ha dado lugar a trabajos que tratan de aumentar la eficacia de la reparación actuando sobre la interfase tejido-sutura, por ejemplo proponiendo el uso de cinta en lugar de hilo de sutura<sup>10</sup> para incrementar el área de contacto en el tejido meniscal.

En este trabajo se monitoriza la interfase menisco-sutura de la reparación de la raíz meniscal en ensayo de tracción cíclico seguido de ensayo a rotura, con el objetivo de evaluar la influencia del desgarramiento del menisco sobre los desplazamientos permanentes y sobre la carga última.

## Materiales y métodos

El estudio se particularizó sobre la raíz posterior del menisco medial en modelo porcino. Se incluyeron en el estudio 10 meniscos mediales en los que se simuló la sutura quirúrgica utilizada para reparación de la rotura de la raíz posterior. Se utilizó hilo trenzado de UHMW PE (FiberForce™ No.2, Stryker Endoscopy, San José, CA). Se realizaron 2 puntadas simples en el cuerno posterior del menisco, ambas a 5mm del extremo lateral y centradas en dirección anteroposterior con una separación de 5mm entre sí. Dejando una distancia libre de 55mm desde la inserción en el menisco, los 4 extremos de las suturas se pasaron por un taladro de 3.5mm practicado en una placa de acero y cada pareja de hilos se anudó a

un botón quirúrgico (VersiTomic G-Lok™, Stryker Endoscopy, San José, CA) con un nudo de cirujano seguido de seis nudos simples cambiando el poste. La distancia libre de las suturas se seleccionó como representativa de la longitud de sutura en reparaciones transtibiales de la raíz<sup>8,11</sup>.

Los meniscos se fijaron a la base de una máquina de tracción, sujetándolos a 8mm de las puntadas y situando las fibras del cuerno posterior alineadas con la dirección de carga. Para comprobar que no se producían desplazamientos sobre la mordaza, el menisco se marcó con rotulador quirúrgico en la zona de inicio del agarre. La placa sobre la que apoyaba el botón de cierre se fijó al cabezal de la máquina de ensayos, de forma que las suturas se situasen en dirección paralela a la de carga. Con esta configuración se buscó distribuir la carga de tracción de forma similar entre ambos hilos de sutura y, además, producir la tracción sobre el menisco en la dirección de sus fibras.

Los especímenes se sometieron a 20 ciclos de preacondicionamiento entre 10 y 30N a 0.5Hz, seguidos de 1000 ciclos de carga de similares características y finalmente, si sobrevivían al ensayo cíclico, a tracción hasta rotura a 0.5mm/s. Las cargas cíclicas se consideran representativas de las que puede esperarse que experimente la reparación en el post-operatorio inmediato con protocolos típicos de rehabilitación bajo cargas parciales<sup>6,8,11</sup>.

La fuerza de tracción se midió con una célula de carga de 1000N de fondo de escala y precisión de clase 0.1 (U2B, HBM, Darmstadt, Germany) y los desplazamientos con un sensor inductivo de 0.03mm de resolución (Micro-Epsilon, Ortenburg, Germany). Ambas señales se muestrearon a 50Hz. Adicionalmente se sincronizó a la carga de tracción una cámara de video de 5 Megapixel y 9 fps (Stingray F-504B®, Allied Vision Technologies, Germany), situada cuidadosamente para que el plano de la imagen sea paralelo al segmento visible de menisco. El campo de visión de la cámara se centró en la interfase menisco-sutura.

En el ensayo cíclico, el desplazamiento permanente acumulado en el ciclo n-ésimo ( $\delta^n$ ) se calculó como la diferencia entre el registro del sensor de desplazamiento en el punto de carga mínima (10N) en el ciclo inmediatamente posterior a n y tras el último ciclo de preacondicionamiento. La función de evolución temporal de desplazamientos fue postprocesada con un filtro de ventana deslizante simétrico de tamaño 10. Adicionalmente se monitorizó con las imágenes de video la progresión del daño macroscópico en la interfase menisco-sutura.

En el ensayo a rotura, se representó la evolución de la curva carga-desplazamiento sincronizada con las

imágenes de video (Fig. 1). Se calculó la rigidez del conjunto (k) y el punto de carga última (S<sub>U</sub>).

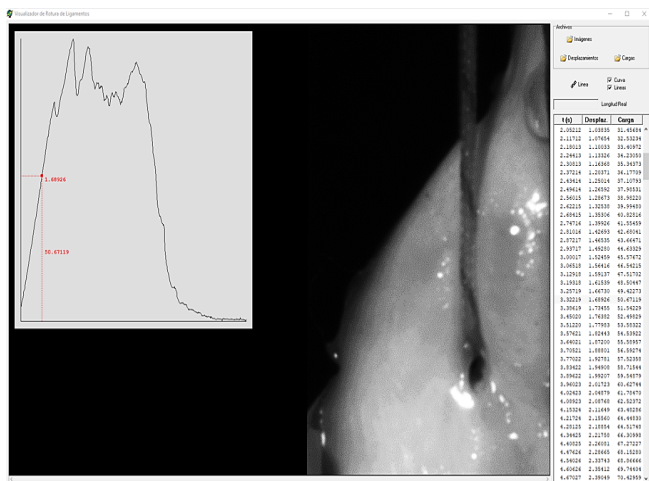


Figura 1: Curva carga-deformación sincronizada a la monitorización de la interfase menisco-sutura en el ensayo de tracción a rotura

## Resultados

Todos los especímenes sobrevivieron al ensayo cíclico. Los desplazamientos permanentes a carga mínima registrados a lo largo del ensayo se recogen en las 3 primeras columnas de la Tabla 1:

Tabla 1: Resultados en ensayo cíclico y a rotura: valor medio(desviación típica)

$\delta^{100}$ (mm)	$\delta^{500}$ (mm)	$\delta^{1000}$ (mm)	k (N/mm)	S <sub>U</sub> (N)
0.41	0.89	1.10	20.66	221.61
(0.12)	(0.22)	(0.25)	(3.59)	(43.77)

En esta fase del ensayo, aunque en todos los casos el desplazamiento permanente creció de forma continuada y atenuada a medida que progresaba el ensayo, el examen de las imágenes no mostró ningún cambio macroscópico en la interfase menisco-sutura. Por tanto, el desplazamiento permanente no pudo asociarse a la progresión del orificio de inserción de la sutura ni a ningún otro tipo de desgarro en la interfase. La rigidez y carga última en el ensayo de tracción se indican en las 2 últimas columnas de la Tabla 1. El fallo final de todos los especímenes fue por desgarro del tejido meniscal, que se inició siempre en la interfase menisco-sutura de cada puntada. La monitorización del ensayo de rotura (Figura 1) permitió situar el inicio del desgarro en todos los casos en un punto anterior, aunque muy próximo, a la carga máxima

## Discusión

El principal resultado del trabajo es poner de manifiesto que el desgarro meniscal es el causante directo del inicio del fallo en la simulación de la reparación de la raíz meniscal con sutura pero no de los desplazamientos permanentes que experimenta ante carga cíclica.

En las dos fases de los ensayos se observó que:

- En el ensayo cíclico, hay un claro aumento de los desplazamientos permanentes a medida que progresa el ensayo, sin embargo no se aprecia daño macroscópico en la zona próxima al orificio de inserción de la sutura
- En el ensayo a rotura, el desgarro del menisco se inicia siempre en la interfase tejido-sutura, pero no antes de que se alcancen cargas muy próximas a la carga última. El desgarro progresa rápidamente a esos valores de carga para producir el fallo de la reparación.

Estos hallazgos contradicen las hipótesis que asumen que los desplazamientos permanentes encontrados en los estudios in-vitro de reparaciones de las raíces meniscales son debidos principalmente a la progresión del desgarro en la interfase menisco-sutura. Los autores consideran que, de cara a mejorar la eficacia de las reparaciones, los esfuerzos deben dirigirse a actuaciones tales como: reducir la deformación plástica de los elementos no-naturales que permanecen tras la intervención, reducir la compresión del tejido meniscal afectado por la carga transmitida desde el elemento de sutura o reducir los posibles aflojamientos achacables a la técnica utilizada para el cierre de la sutura. Actuaciones como las propuestas recientemente por algunos autores sobre la interfase menisco-sutura, como utilizar cinta en lugar de hilo de sutura para aumentar el área de contacto, pueden conducir a un aumento de la carga a la que se inicia el desgarro, y por tanto a un incremento de la carga máxima en el ensayo in-vitro, pero no a la reducción de los desplazamientos permanentes. Además el inicio del desgarro se ha verificado que se sitúa en valores de carga alejados de los esperables en el post-operatorio temprano con la técnica de sutura habitual.

## Conclusiones

En un modelo porcino de la reparación de la raíz posterior del menisco medial sometido a cargas cíclicas representativas de protocolos de rehabilitación habituales en el post-operatorio temprano, no se observa daño macroscópico en la interfase tejido-sutura generada por el orificio de sutura. El desgarro meniscal en ensayo de tracción a rotura se inicia a valores de carga muy superiores a los esperables en el posoperatorio.

## Referencias

- [1] Allaire R et al., J Bone Jt Surg Am 90(9):1922–31, 2008.
- [2] Padalecki JR et al., Am J SportsMed 42(3):699–707, 2014.
- [3] LaPrade CM et al., J Bone Joint Surg Am 96(6):471–9, 2014.
- [4] Perez-Blanca A et al, Arthroscopy 32(4):624–33, 2016.
- [5] Shybut TB et al., Am J Sports Med 43(4):905–911, 2015.
- [6] LaPrade CM et al., Am J Sports Med 43(4):912–20, 2015
- [7] Starke C et al., Arthroscopy 26(3):358-65, 2010
- [8] Cerminara AJ et al.,Am J SportsMed 42(12):2988-95, 2014.
- [9] Feucht MJ et al., Am J SportsMed 42(1):187–93, 2014.
- [10] Pérez-Blanca A et al., Int Orthop 2018 Apr;42(4):811-818
- [11] LaPrade RF et al., Am J Sports Med 43(4):892–8, 2015.