

Estudio preliminar para la caracterización del tejido de la raíz meniscal humana reparada con sutura transtibial

Estebanez B.^{1,2}, Espejo-Reina A.^{1,3}, Peña-Trabalón A.^{1,2}, Moreno-Vegas S.^{1,2}, Nadal F.^{1,2}, Perez-Blanca A.^{1,2}, Prado-Novoa M.^{1,2}

¹ Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía,

² Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Málaga; ³ Hospital Vithas Málaga,

Introducción

Los meniscos son estructuras fibrocartilaginosas que aumentan la congruencia entre los dos cartílagos articulares, de manera que la transmisión de la carga se produce en una zona de contacto más amplia y el nivel de presiones en las superficies se reduce. Los meniscos se anclan directamente al hueso de la tibia mediante cuatro raíces, junto con otras uniones ligamentosas que tienen una contribución menor. Estas raíces son los principales restrictores de la extrusión meniscal pero, al mismo tiempo, deben permitir cierta movilidad para adaptar la posición del menisco durante la movilidad de la rodilla.

Cuando se produce una avulsión de las raíces meniscales se recurre a su re inserción en intervenciones quirúrgicas que implican el suturado en la zona del cuerno meniscal que, por tanto, debe ser horadado para el paso de la sutura. A partir de los resultados y las conclusiones obtenidas en los trabajos previos del Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía, se propone profundizar en la caracterización del tejido de la raíz meniscal del conjunto menisco-sutura y obtener un modelo de su comportamiento que permita analizar la respuesta del tejido en esa zona ante diferentes materiales, cargas o posiciones del punto de inserción. Se presenta en este trabajo el algoritmo desarrollado para la definición de un modelo de material en el cuerno meniscal suturado, adjuntando resultados iniciales de su aplicación.

Materiales y métodos

Este trabajo ha contado con la aprobación del Comité Ético de Experimentación de la UMA. Se ha utilizado un espécimen de raíz anterior del menisco medial procedente de una rodilla cadavérica humana. Se realizó un orificio en la raíz meniscal para el paso de sutura FiberForce N°2 (Stryker, Greenwood Village, CO, USA). Sobre la superficie del cuerno meniscal se marcaron con rotulador quirúrgico 4 puntos de interés, que se encuentran alineados con el hilo, las fibras longitudinales de la raíz y con la posterior dirección de aplicación de la carga (Figura 1): las marcas 1 y 2 en las proximidades del orificio de sutura y las marcas 3 y 4 en zona alejada de la inserción.

El conjunto menisco-sutura se sometió a ensayo de tracción uniaxial a rotura¹ controlado en desplazamiento a 0.5mm/s en máquina de tracción/compresión uniaxial utilizada previamente en ensayos biomecánicos² (Figura 1). El hilo de sutura se une al cabezal de la máquina y el cuerno meniscal a su base a través de placas corrugadas. Para monitorizar la entrefase menisco-sutura se ha utilizado una cámara

digital de 4096x3000 pixels y 29 fps (VCXU-124C, Baumer, Frauenfeld, Switzerland) con objetivo 2.8/75mm (C7528-M, Pentax Ricoh, Japan). Las imágenes de la cámara se calibraron antes del inicio del ensayo y se sincronizaron a la máquina de tracción, colocando el plano de imagen paralelo a la superficie del menisco y conteniendo las 4 marcas en todo el ensayo. Se realizan marcas con rotulador quirúrgico en las zonas de agarre para verificar que no se producen deslizamientos importantes, aunque estos no serían de influencia en las medidas videogramétricas.

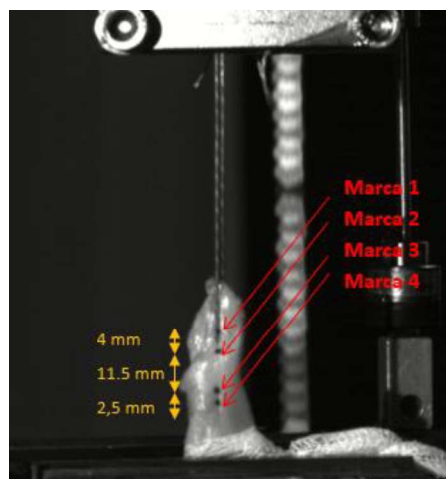


Figura 1: Fotografía del instante inicial del ensayo de tracción a rotura de la raíz anterior del menisco medial.

Las imágenes tomadas durante el ensayo se han procesado y analizado con el Software de videogrametría INI-Cut, desarrollado por el grupo de investigación. Los datos experimentales obtenidos fueron la carga de tracción en el hilo, F , y las distancias entre las marcas 1 y 2 y entre las marcas 3 y 4 desde el inicio del ensayo hasta el inicio del corte del tejido de la raíz meniscal por el hilo. A partir de la distancia entre las marcas ij en el instante t , d_t^{ij} , se calcula λ que es el ratio de alargamiento en ese instante:

$$\lambda = \frac{d_t^{ij}}{d_{t_0}^{ij}} \quad (1)$$

Siendo t_0 el inicio del ensayo.

El espécimen ensayado se ha modelado con una geometría simplificada y parametrizada en SolidWorks y dicho modelo se ha importado al entorno Abaqus para crear el modelo de EF que simula el ensayo descrito. Las condiciones de contorno se han definido en concordancia con el ensayo biomecánico y el mallado se ha realizado utilizando elementos tetraédricos de

segundo orden, con tamaños de 0.5 mm en el entorno del orificio que van aumentando hasta 1.5 mm a medida que nos alejamos de la inserción. El modelo de material hiperelástico seleccionado para la raíz meniscal en este estudio preliminar fue la particularización del modelo general de Mooney-Rivlin con tres términos, que viene descrito con la función de densidad de energía:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 \quad (2)$$

Donde C_{10} , C_{01} y C_{20} son los coeficientes del modelo polinómico y I_1 e I_2 son las dos primeras invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green.

Para la optimización de los parámetros C_{10} , C_{01} y C_{20} se va a utilizar un algoritmo evolutivo implementado en Matlab que está constituido por dos fases³, donde el dominio de búsqueda, el número de individuos y la función de coste cambian considerablemente de una a otra etapa. En la primera fase, se utiliza una simplificación del problema descartando la presencia del orificio, se modela por tanto un ensayo de tracción uniaxial sobre material homogéneo isótropo. La función de coste se ha definido como el error cuadrático medio desde el inicio del ensayo hasta el inicio del corte del tejido entre las tensiones ingenieriles experimentales y las proporcionadas por el modelo en la zona del orificio. Las experimentales se calcularon según:

$$\sigma^{exp} = \frac{F}{A_0} \quad (3)$$

Siendo A_0 la sección del menisco en el plano perpendicular a la dirección de carga ubicado entre las marcas 1 y 2. El modelo de material descrito en (2) aplicado al problema simplificado permite el cálculo de las tensiones teóricas como:

$$\sigma^{teo} = 2C_{10} \left(1 - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 2C_{10} \left(1 - \frac{1}{\lambda^3}\right) + 4C_{20} \left(1 - \frac{1}{\lambda^2}\right) \left[\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3\right] \quad (4)$$

Siendo λ , la ratio de alargamiento entre las marcas definido previamente.

En la segunda fase se toman los valores de partida para los coeficientes C_{10} , C_{01} y C_{20} procedentes de la primera fase, que actúan como semillas alrededor de las cuales se generan el dominio de optimización de la segunda fase. Mientras que la función de coste se define como el error cuadrático medio entre los alargamientos unitarios que se obtienen experimentalmente entre las marcas 1 y 2 de la zona del orificio según (1) y los resultados obtenidos por simulación del modelo de elementos finitos descrito previamente. El dominio de búsqueda de la primera fase es muy amplio pero el cálculo de la función de coste muy rápido, mientras que en la segunda fase el dominio está acotado a valores próximos a los coeficientes de la primera fase, aunque el cálculo de la función de coste es mucho más elevado computacionalmente. Por ello el algoritmo genético utiliza 500 individuos por generación en la primera etapa y solo 15 individuos en la segunda, permitiendo

la primera fase un máximo de 1000 generaciones de evolución y solo 20 en la segunda fase.

Resultados

Los coeficientes del modelo de Mooney-Rivlin y el error cuadrático medio de la función de coste que se han obtenido en cada una de las fases de optimización aparecen en la Tabla 1. En cuanto al coste computacional, la primera fase requirió de un tiempo de cálculo de aproximadamente 5 segundos para tratar unas 1000 generaciones, mientras que la segunda fase invirtió alrededor de 10 horas para gestionar 20 generaciones.

Tabla 1: Coeficientes del modelo de Mooney-Rivlin

	C_{10} (MPa)	C_{01} (MPa)	C_{20} (MPa)	Error
Fase 1	-57.21	61.05	57.85	0.067
Fase 2	1.38	-0.49	265,72	0.033

Discusión y conclusiones

El algoritmo de optimización en dos fases reduce de forma significativa el tiempo de cálculo en la optimización de parámetros que requieran la implicación de simulaciones de alto coste computacional, al reducir el dominio de búsqueda introduciendo una simplificación inicial del problema que permita definir una función de coste basada en una solución analítica. El procedimiento se ha aplicado con éxito en la caracterización del modelo de material de la raíz del menisco humano en la zona donde se practica una perforación para su sutura.

Adicionalmente se ha estudiado el error entre las ratios de alargamiento experimentales en la zona alejada del orificio (entre las marcas 3 y 4) y los simulados con el modelo EF, a falta de confirmación con un mayor número de especímenes, indican se debería contar con dos modelos de material diferente para cada zona de la raíz meniscal. Aunque los resultados obtenidos en el entorno del orificio podrían darse por válidos, no se ha llegado a alcanzar el valor mínimo de error deseado en el número de generaciones especificado en la segunda fase, requiriéndose más tiempo de cálculo en esta etapa. Al contar con un único espécimen no se ha podido analizar cómo influye el nivel de carga al que se somete al espécimen a los valores de los coeficientes del modelo de Mooney-Rivlin, por lo que se deberá estudiar en los siguientes especímenes que se ensayen. También será necesario verificar si otros modelos de material ofrecen resultados más satisfactorios.

Agradecimientos

El trabajo está financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España y por la Universidad de Málaga (UMA)

Referencias

- [1] Estebanez B. *et al.*, ESB, 2019
- [2] Pérez-Blanca A. *et al.*, Int Orthop 42(4), 181-188, 2018
- [3] Romero A. *et al.*, CNIM, 2020