

Mejora de la modelización computacional del comportamiento mecánico del tejido meniscal humano suturado bajo carga combinada

Alejandro Peña-Trabalon¹, Maria Prado-Novoa¹, Salvador Moreno-Vegas¹, M. Belen Estebanez Campos¹, Ana Perez-Blanca¹

¹Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía (BIOCLINA), Universidad de Málaga, España
alejandrop98@uma.es

Introducción

Los meniscos son tejidos fibro-reforzados con fibras de colágeno orientadas fundamentalmente en la dirección de la carga fisiológica en cada zona. Fisiológicamente, los cuernos meniscales están sometidos a una combinación de carga axial compresiva y tracción circunferencial¹. Para caracterizar su comportamiento mecánico bajo diferentes condiciones de carga, se realizan ensayos experimentales que permiten obtener las propiedades del material, posteriormente empleadas en modelos computacionales^{2,3}. Los modelos de EF de menisco actuales emplean un módulo de compresión derivado de ensayos a compresión pura¹. Por ello, el objetivo del estudio es determinar si el módulo de compresión calculado en ensayos de indentación que incluyen la tracción fisiológica aumenta la precisión en la caracterización del comportamiento del menisco reparado con sutura.

Materiales y métodos

Ensayo experimental

Utilizando una máquina de ensayos multiaxial (MACH-1 v500css, Biomomentum Inc., Canadá) con indentador esférico se midió la fuerza máxima en la indentación (F_{max}) y el módulo instantáneo (MI) bajo tres condiciones de tracción circunferencial (0N, 10N y 20N) en siete puntos alrededor de la sutura de 27 cuernos meniscales humanos (65 ± 6 años) suturados con sutura simple empleando hilo quirúrgico UHMWPE del N°2.

Modelo computacional

Se desarrollaron en Abaqus® 84 modelos de EF (Figura 1) de uno de los cuernos meniscales ensayados con modelo de material elástico lineal ortótropo con isotropía transversal en el plano normal a la dirección circunferencial, θ .

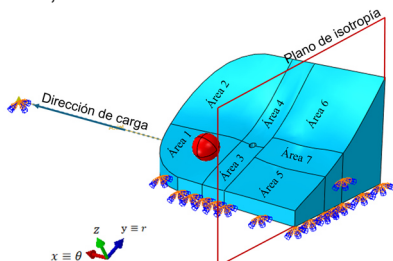


Figura 1: Modelo de EF de cuerno meniscal suturado.

Se crearon mallas tetraédricas de segundo orden para el cuerno meniscal y el indentador esférico, el cual se modeló como un material elástico lineal ($E = 345000 \text{ MPa}$, $\mu = 0.3$). Se incluyó el orificio de sutura de 0.5 mm y el hilo quirúrgico se modeló como un resorte axial con rigidez⁴ 58.58 N/mm .

Se usaron dos estrategias de modelización. La primera ($s1$) dividió el cuerno en 7 zonas e igualó en cada zona el valor de E en dirección axial, z , y radial, r al MI obtenido en la indentación de ese espécimen con tracción circunferencial a 0N y 20N, mínima y máxima tracción respectivamente, generando dos modelos de material. La segunda ($s2$) asignó a E en el mismo plano el MI medio global de los 27 especímenes a 0N y 20N, sin diferenciar zonas. El resto de las propiedades se extrajeron de la bibliografía⁵ ($E_{\theta} = 140 \text{ MPa}$; $G_{z\theta} = G_{r\theta} = 50 \text{ MPa}$; $\nu_{z\theta} = \nu_{r\theta} = 0.3$; $\nu_{rz} = 0.2$).

Se calculó la fuerza máxima simulada en los siete puntos de medida en las tres condiciones de tracción, y se comparó con los valores experimentales con (1):

$$Error^T = \frac{\sum_{i=1}^7 |F_{exp}^{i,T} - F_{sim}^{i,T}|}{M} \quad (1)$$

Donde i es el punto de indentación; T el nivel de tracción; M el número de especímenes ensayados; exp el valor experimental y sim el computacional.

Resultados y discusión

Los errores (Tabla 1) son menores cuando se utiliza el MI calculado en ensayos con el mismo estado de carga. Además, con $s1$ son menores, pero $s2$ es más aplicable en general, ya que no es factible realizar indentaciones in vivo en pacientes.

Tabla 1. Errores absolutos entre valores simulados y experimentales siguiendo ambas estrategias.

	Errores absolutos (N)					
	MI^0			MI^{20}		
	$F_{max}^{i,0}$	$F_{max}^{i,10}$	$F_{max}^{i,20}$	$F_{max}^{i,0}$	$F_{max}^{i,10}$	$F_{max}^{i,20}$
$Error_{S1}^T$	0.16	0.35	0.58	0.58	0.24	0.12
$Error_{S2}^T$	0.39	0.64	0.68	0.78	0.40	0.38

Conclusión

El MI obtenido bajo carga combinada es mejor predictor del comportamiento del tejido meniscal alrededor de la sutura en estado de carga fisiológico.

Agradecimientos

Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España (FPU20/05445) y la Universidad de Málaga.

Referencias

- [1] Messner, K. et al, J Anat, 193(2):161-178, 1998.
- [2] LeRoux, M.A. et al, J Biomech Eng, 124:315-21, 2002.
- [3] Danso, E.K. et al, J Biomech, 48:1499-507, 2015
- [4] Prado-Novoa, M. et al, Materials, 15(7):2573, 2022.
- [5] Vaziri, A. et al, Ann Biomed Eng, 36:1335-44, 2008.