

¿Son extensibles las propiedades del anillo fibroso lumbar al segmento torácico? Comparación del modelo de material

Moreno-Vegas S.¹, López-Medina P.¹, Peña-Trabalon A.¹, Estebanez M.B.¹, Prado M.¹, Pérez-Blanca A.¹

¹ BIOCLINA, Universidad de Málaga, España, bioclina@uma.es

Introducción

Las características mecánicas del anillo fibroso (AF) lumbar han sido ampliamente investigadas, siendo escasa la literatura sobre los torácicos. Los modelos hiperelásticos comúnmente utilizados para simularlos son muy variables en la literatura por la dificultad de representar mecánicamente tanto la substancia base (SB), como las fibras de colágeno (FC) embebidas.

La primera metodología que se usó para modelar el comportamiento del AF incluía las FC como muelles axiales entre capas de material hiperelástico [1], cuyas propiedades se obtenían calibrando el modelo con el rango de movimiento (ROM) experimental obtenido en estudios cadavéricos. Numerosos modelos de elementos finitos (MEFs) han seguido esta metodología para un AF lumbar representativo y han extendido las propiedades a otros niveles, incluido el torácico sin contrastar su precisión [2].

Posteriormente, algunos autores propusieron el modelo hiperelástico de Hozapfel-Gasser-Ogden (HGO) por su fácil implementación en MEFs frente a lo anterior. Actualmente, ambas metodologías coexisten con predicciones correctas del ROM. Sin embargo, no hay criterios claros que permitan establecer ventajas e inconvenientes de sendas metodologías. El objeto de este estudio es: (1) comprobar si los modelos de material calibrados para el segmento lumbar pueden extenderse al torácico y (2) comparar la respuesta de ambas metodologías con el ROM torácico experimental obtenido en un estudio cadavérico previo [3].

Métodos

Con la resonancia magnética de un paciente sano (varón, 27 años) se modeló un AF torácico (T7-T8) característico, representando su anisotropía mediante 5 anillos concéntricos discretizados con 52 sectores de elementos hexaédricos e híbridos de 8 nodos (C3D8H) (Figura1a). El tamaño (que varía según una progresión geométrica) y tipo de elemento estuvo condicionado por la representación de la variación del ángulo de las FC en la primera metodología.

Para la primera metodología, se intercalaron 6 capas de muelles cruzados no lineales (CON3D2) entre los anillos de elementos, que simulaban el comportamiento de la SB con un modelo polinomial reducido de segundo orden (Ec. 1). Los coeficientes del modelo hiperelástico (C_{10} , C_{20} , D_1 , D_2) y la rigidez de los muelles se extrajeron de un estudio lumbar calibrado previo [2], considerando una variación radial y circunferencial de las mismas. Para la segunda metodología, se eliminaron los muelles y se definieron las constantes (C_{10} , D , k_1 , k_2 , E_α) del modelo HGO (Ec. 2) extraídas de un estudio lumbar calibrado previo [4]. Los 52 sectores se agruparon en 5 regiones para

contemplar la anisotropía del AF mediante la variación de los coeficientes del material.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J^{el} - 1)^4 \quad (Ec. 1)$$

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{J_\alpha^2 - 1}{2} - \ln(J_\alpha) \right) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N \{ \exp[k_2(E_\alpha)^2] - 1 \} \quad (Ec. 2)$$

Para ambos casos, las condiciones de contorno y carga del modelo representaban las condiciones del ensayo experimental (Figura 1) [3]. El MEF (Abaqus®) fue sometido a cargas aisladas de flexión, extensión, flexión lateral y rotación, a 2 niveles de carga (1 y 2,5 Nm). De cada una se obtuvo el ROM del giro correspondiente de la superficie superior del AF.

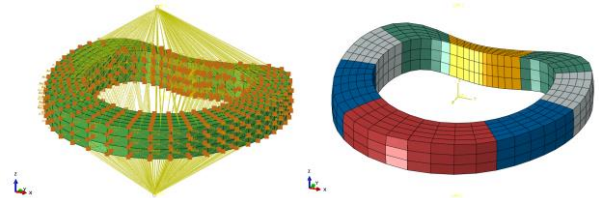


Figura 1: MEF del AF T7-T8 con muelles axiales.

Resultados

En la Tabla 1 se presenta el ROM obtenido en el estudio experimental y en los 8 MEF de este estudio. El ROM del modelo con muelles axiales es entre un 45% y un 197% superior con respecto al experimental. El ROM con el modelo HGO es inferior (3-60%), excepto en extensión a 1Nm.

Tabla 1: Comparativa del rango de movimiento (ROM).
ROM (°) experimental de Wilke et al. (2020) [3]

Carga	Flexión	Extensión	Flexión Lateral	Rotación
1 Nm	2.38°	2.50°	3.00°	3.75°
2.5 Nm	3.80°	3.80°	4.70°	5.88°
ROM (°) computacional con muelles axiales				
1 Nm	6.00°	7.42°	5.98°	5.75°
2.5 Nm	9.12°	11.05°	8.98°	8.51°
ROM (°) computacional con el modelo HGO				
1 Nm	2.00°	2.76°	1.96°	1.70°
2.5 Nm	2.91°	3.67°	2.99°	2.30°

Por tanto, para estudiar el ROM torácico, la extensión de las propiedades del AF calibradas con datos *in vitro* lumbares no da resultados precisos. Además, la calibración con el modelo HGO tiene menor coste computacional y es más fácil de implementar y extender a otros niveles al no estar supeditada la geometría de los elementos al ángulo de las FC.

Agradecimientos

Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (FPU22/03940 y Proyecto PID2022-137583OB-I00) y Universidad de Málaga.

Referencias

- [1] Schmidt *et al*, Clin Biomech, 2006.
- [2] Ezquerro F *et al*, Med Eng Phys, 2011.
- [3] Wilke H.J., Eur Spine J. 29:179-185, 2020.
- [4] Nicolini L. *et al.*, Lat Am J Solid Struc, 2022.