

Propiedades del anillo fibroso torácico: extensibilidad de las propiedades lumbares y aproximación metodológica del modelo de material

Salvador Moreno-Vegas¹, Pablo López-Medina¹, Alejandro Peña-Trabalon¹, Belén Estebanez-Campos¹,
Ana Perez-Blanca¹

¹Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía, Universidad de Málaga, España. Email: bioclinica@uma.es

Resumen

En los modelos de elementos finitos (EF) de anillos fibrosos (AF) se distinguen dos metodologías para modelizar su anisotropía: la inclusión de capas de muelles axiales que simulan el comportamiento de las fibras de colágeno y su modelización mediante el modelo HGO. A menudo, los coeficientes de estas propiedades mecánicas se obtienen mediante la calibración con el rango de movimiento (ROM) determinado experimentalmente para dicho AF. Posteriormente, esas propiedades se extienden al resto del segmento. Este estudio evalúa la extensibilidad de los modelos de material calibrados para el segmento lumbar a la parte torácica. Diez modelos de EF se construyeron para cada metodología, simulando las condiciones de carga del ensayo experimental. Los resultados mostraron que la metodología de muelles axiales produce diferencias mayores que el modelo HGO con respecto al experimental, pero que la extensibilidad de las propiedades lumbares al segmento torácico no está justificada para ninguna de ellas si el objeto de análisis es el ROM, debiendo tener que realizar una calibración para cada segmento.

Palabras clave: modelo computacional; elementos finitos; anillo fibroso; torácico; HGO.

Abstract

In finite element (FE) models of the annulus fibrosus (AF), two methodologies are distinguished for modeling its anisotropy: the inclusion of axial spring layers that simulate the behavior of collagen fibers and modeling using the HGO model. Often, the coefficients for these mechanical properties are obtained through calibration with the experimentally determined range of motion (ROM) for that AF. These properties are then extended to the rest of the segment. This study evaluates the extensibility of lumbar-calibrated material models to the thoracic region. Ten FE models were constructed for each methodology, simulating the loading conditions of the experimental test. The results showed that the axial spring methodology produces greater differences from the experimental data compared to the HGO model, and that the extensibility of lumbar properties to the thoracic segment is not justified for any of them if the analysis objective is the ROM, necessitating calibration for each segment.

Keywords: Computational model; finite elements; annulus fibrosus; thoracic; HGO.

1. Introducción

El disco intervertebral (DIV) es un elemento que separa una vértebra de su contigua. Tiene una estructura prácticamente cilíndrica y se compone del núcleo pulposo y del anillo fibroso, que rodea el núcleo [1]. La función del DIV es ejercer como amortiguador de la carga y, junto con las facetas articulares, son los responsables de absorber la mayor parte de la carga axial de la columna [1,2].

El anillo fibroso está constituido por capas de fibras de colágeno concéntricas dispuestas de forma helicoidal, que rodean a la periferia del núcleo. Esta disposición circunferencial caracteriza al anillo por otorgarle su capacidad de restringir la rotación entre las vértebras. Las fibras de colágeno sin embargo solo trabajan a tracción. Por su parte, el núcleo pulposo se compone de una red de fibras finas envueltas en un gel de mucoproteínas, compuesto mayormente de agua, lo cual le otorga un comportamiento prácticamente

incompresible convirtiéndolo en el encargado de absorber la mayoría de la carga axial [2,3].

Las propiedades mecánicas del DIV lumbar han sido extensamente estudiadas [4], siendo más exigua la literatura referente a las propiedades de los discos de las regiones torácica o cervical. Mientras que parece haber un consenso en el comportamiento incompresible del núcleo pulposo del DIV, los modelos hiperelásticos tradicionalmente empleados para simular el comportamiento anisótropo del anillo fibroso son bastantes dispares y variables en la literatura por la dificultad que entronca representar, a la vez, el comportamiento, tanto de la matriz de la sustancia base del anillo fibroso, como de las fibras de colágeno embebidas en ella [5,6].

La primera metodología que surgió para modelar computacionalmente el comportamiento mecánico del anillo fibroso incluía las fibras de colágeno explícitamente como capas circunferenciales de muelles axiales de solo tracción y rigidez no lineal entre las que se disponían capas de material hiperelástico representativo de la sustancia base [7,8]. Esta metodología permite variar la angulación de las fibras circunferencialmente a través del tamaño de elemento, así como sus propiedades en dirección radial y circunferencial, de acuerdo con los estudios histológicos y experimentales [4,9]. Una vez construido el modelo, las propiedades de los muelles axiales, así como de los coeficientes del modelo de material de la sustancia base, se obtienen mediante la calibración del modelo con los resultados extraídos de estudios cadavéricos experimentales de resección paso a paso [10].

Numerosos modelos de elementos finitos de discos de la región lumbar han sido modelados y calibrados el disco de la forma descrita [7,8,11–13]. Este proceso de calibración suele llevarse a cabo en un disco representativo del segmento de estudio, normalmente L1-L2, siendo sus propiedades posteriormente extendidas al resto del segmento.

Pese a la existencia de varios modelos de elementos finitos de la columna lumbar construidos mediante esta metodología no se tiene constancia de la existencia de un modelo computacional torácico que, empleando este método, haya sido calibrado con datos experimentales.

Por otro lado, tras la aparición del modelo hiperelástico de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) para modelizar paredes arteriales reforzadas con fibras de colágeno [14], algunos autores propusieron su uso para simular el comportamiento del anillo fibroso debido a su facilidad de implementación en modelos de elementos finitos frente a la anterior aproximación [4,12,15,16].

Sin embargo, en la actualidad, ambas metodologías coexisten mostrando buenos resultados para aproximar el rango de movimiento (ROM por sus siglas en inglés) experimental con calibración adecuada. Si bien, no se han establecido criterios claros que permitan establecer las ventajas e inconvenientes de incorporar una u otra metodología en el desarrollo de un modelo de elementos finitos de columna vertebral.

El objetivo principal de este estudio es comprobar si los modelos de material del anillo fibroso calibrados para representar su comportamiento en el segmento lumbar pueden aplicarse directamente para caracterizar el comportamiento del anillo fibroso del segmento torácico. Esta comprobación se lleva a cabo mediante dos aproximaciones: la modelización del anillo fibroso como anillos de material hiperelástico entre los que se disponen capas de muelles axiales que representan las fibras de colágeno y la modelización del anillo mediante el modelo HGO.

2. Métodos

En este estudio, se analizan los resultados obtenidos con modelos de EF del anillo fibroso de una unidad funcional vertebral (UVF) T7-T8 en los que los comportamientos de los materiales que los componen se caracterizan utilizando modelos publicados de UVFs representativas de la región lumbar. En concreto, se aplican dos estrategias diferentes para simular el efecto de las fibras de colágeno en el comportamiento biomecánico del anillo fibroso: por un lado, su incorporación explícita como muelles axiales; y por otro, como refuerzo direccional implícito en el modelo HGO. Para la validación de los modelos resultantes, se utilizarán datos experimentales que proceden de ensayos biomecánicos de UVFs de la región torácica, para la fase correspondiente al anillo fibroso aislado tras la resección paso a paso de los ligamentos espinales principales y del núcleo pulposo [17]. En estos ensayos, cada UVF se sometió a cargas aisladas de flexión, extensión, flexión lateral y rotación, a 2 niveles distintos de carga, de 1 y 2,5 Nm cada una y se obtuvo el ROM del giro correspondiente.

2.1. Construcción del modelo geométrico

A partir de las imágenes médicas de una resonancia magnética realizada a un paciente sin patologías espinales previas (varón, 27 años), se reconstruyó la geometría del DIV T7-T8, elegido como representativo del segmento torácico, mediante 3DSlicer® (versión 5.6.1) [18]. La segmentación resultante logró una representación tridimensional inicial cuyas dimensiones anatómicas se encontraban en el umbral obtenido por estudios morfométricos radiográficos previos [19,20].

Posteriormente, la geometría segmentada fue exportada a Rhinoceros® (Rhinoceros 3D, versión 7.0. Robert McNeel & Associates, Seattle, WA. 2010) para un tratamiento adicional de depuración y refinamiento para corregir irregularidades en la malla y asegurar la suavidad y continuidad en las superficies.

Una vez refinada, la malla fue importada en Solidworks®, donde se procesó hasta obtener un modelo sólido tridimensional, del que se substrajo el núcleo pulposo para obtener el anillo fibroso (Figura 1). La geometría fue dividida entre anillo fibroso y núcleo pulposo (Figura 1), estando el centro del núcleo pulposo posicionado más posteriormente que el centro del disco [21].

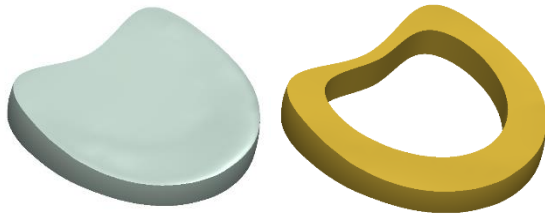


Figura 1. Modelo geométrico del disco intervertebral (izquierda) y anillo fibroso (derecha). Fuente: elaboración propia.

Con la finalidad de que el ángulo de las fibras varíe de forma continua desde la parte anterior ($\pm 24^\circ$) a la posterior ($\pm 46^\circ$) [4,9,22] para la primera metodología, se calculó el número de sectores y la variación de su tamaño a lo largo de la periferia de los anillos a partir de los siguientes parámetros geométricos representados en la Figura 2: longitud del desarrollo de la mitad superior izquierda del disco (LSI), longitud del desarrollo de la mitad inferior izquierda (LII), longitud del desarrollo de la mitad superior derecha (LSD), longitud del desarrollo de la mitad inferior derecha (LID), altura anterior del disco (HA), tamaño del elemento más anterior en sentido horizontal (DA), altura del elemento más anterior (TA), ángulo anterior que forma la fibra de colágeno en la zona anterior (AA), altura posterior del disco (HP), tamaño del elemento más posterior en sentido horizontal (DP), altura del elemento más posterior (TP), ángulo posterior que forma la fibra de colágeno en la zona posterior (AP).

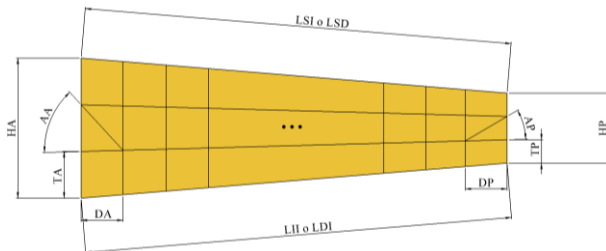


Figura 2. Parámetros geométricos sobre el desarrollo de la cara exterior del anillo. Fuente: elaboración propia.

El tamaño de los elementos en las direcciones vertical y horizontal viene dado por:

$$TA = \frac{HA}{N}; \quad DA = \frac{TA}{\tan(AA)}$$

$$TP = \frac{HP}{N}; \quad DP = \frac{TP}{\tan(AP)}$$

siendo N el número de elementos en sentido vertical, establecido en $N=3$.

Para incluir la variación angular de la orientación de las fibras, que aumenta desde la parte anterior hasta la parte posterior, se empleó la progresión geométrica siguiente:

$$DA = DP \cdot r^{n-1}$$

Donde n hace referencia al número de elementos en dirección circunferencial y r es la razón de la progresión. Por otro lado, se sabe que la suma de los n primeros términos de una progresión geométrica, S , es:

$$S = \frac{a_n r - a_1}{r - 1}$$

Donde a_1 y a_n son el primer y el enésimo término de la progresión. Operando, se obtiene, para cada mitad del disco (izquierda y derecha) los siguientes números de elementos:

$$nI = \frac{\log \frac{DA}{DP}}{\log \frac{LMI - DP}{LMI - DA}} + 1$$

$$nD = \frac{\log \frac{DA}{DP}}{\log \frac{LMD - DP}{LMD - DA}} + 1$$

Donde nI y nD son el número de elementos de la malla en el lado izquierdo y derecho respectivamente, y LMI y LMD son la semisuma de la longitud del desarrollo de la mitad superior e inferior del disco, para los lados izquierdo y derecho respectivamente.

Una vez obtenidos los parámetros geométricos del sólido de la Figura 2 y estableciendo $N=3$, $AA=24^\circ$ y $AP=46^\circ$, se obtuvo que, para el disco T7-T8, se necesitan anillos circunferenciales concéntricos de 52 elementos (26 a cada lado) en dirección circunferencial y 3 en dirección vertical. Consecuentemente, se dividió el modelo tridimensional en Solidworks® en 52 sectores con tamaño creciente en dirección circunferencial a razón de $r = 1,035$ desde la zona posterior a la anterior.

2.2. Modelos de elementos finitos

Una vez importada la geometría en Abaqus® (versión 2023), se construyeron los modelos de elementos finitos.

2.2.1. Modelos con fibras como muelles axiales

Para contemplar la anisotropía del anillo fibroso, este se modeló como 5 anillos concéntricos discretizados con 52 sectores de elementos hexaédricos de 8 nodos y formulación híbrida (C3D8H). Se requirió de este tipo de formulación para representar el carácter incompresible de la sustancia base [23,24]. Estos anillos forman una malla estructurada sobre cuyas caras se apoyan 6 capas de muelles axiales, intercalando cada anillo entre cada par de capas. Los muelles se dispusieron formando un patrón cruzado simulando las dos familias de fibras de colágeno del anillo y se modelaron con conectores axiales CON3D2 (Figura 3).

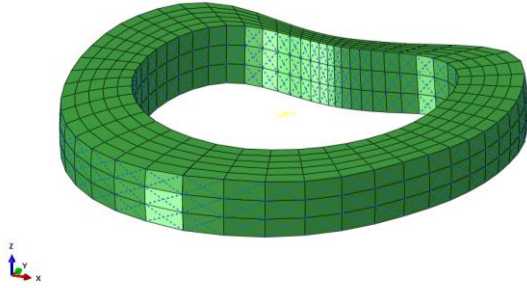


Figura 3. Modelo de elementos finitos del anillo fibroso T7-T8 con fibras como muelles axiales. Fuente: elaboración propia.

Para modelar el comportamiento de la sustancia base se utilizó un modelo polinomial reducido de segundo orden, cuya energía de deformación viene dada por:

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

Donde W es la energía de deformación por unidad de volumen; C_{10} , C_{20} , D_1 y D_2 son los coeficientes del material; I_1 es el primer invariante del desviador del tensor de deformación; y J^{el} , la relación del volumen elástico.

Por otro lado, el comportamiento mecánico de las fibras se modeló mediante los conectores axiales, asumiendo un comportamiento de solo tracción y una relación tensión deformación ($\sigma - \epsilon$) no lineal [4,25–27], incluyendo una variación de la rigidez de las fibras en función de la capa y sector en el que se encuentre, es decir, contemplando la variación producida en la rigidez de las fibras en las direcciones circunferencial y radial (Figuras 4 y 5) [28].

Dado que el objetivo de este trabajo es evaluar la extensibilidad de las propiedades del anillo fibroso lumbar a la región torácica, tanto las propiedades de la sustancia base, como de las fibras de colágeno fueron extraídas de un modelo computacional previo del segmento L2-S1 calibrado y validado con datos experimentales empleando algoritmos de evolución diferencial [7,29]. Las propiedades empleadas se recogen en la Tabla 1 y las Figuras 4 y 5.

Tabla 1. Coeficientes del modelo de material hiperelástico de la sustancia base.

Coeficientes			
C_{10}	C_{20}	D_1	D_2
0,005394	0,980560	5,600459	0,0

Fuente: elaboración propia.

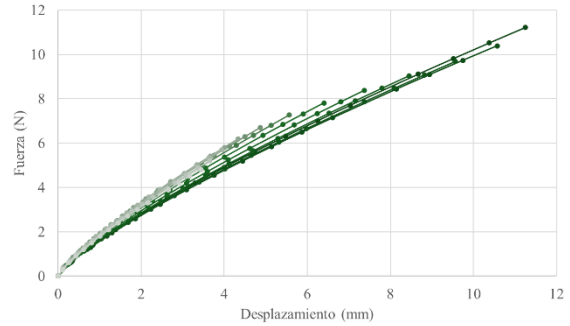


Figura 4. Variación de la relación fuerza-desplazamiento de las fibras de colágeno en dirección circunferencial desde la zona anterior (color oscuro) a la posterior (color claro). Fuente: elaboración propia.

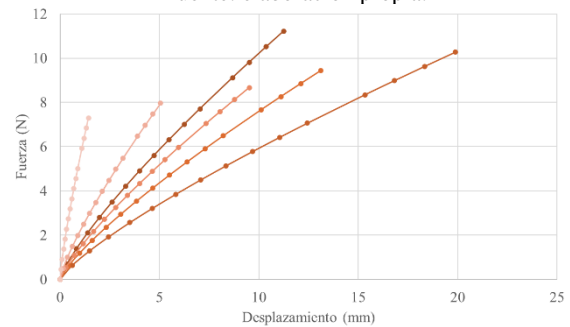


Figura 5. Variación de la relación fuerza-desplazamiento de las fibras de colágeno en dirección radial desde la zona externa (color oscuro) a la interna (color claro). Fuente: elaboración propia.

La introducción de la carga se llevó a cabo a través de un punto de referencia situado aproximadamente a 10mm de la superficie superior del anillo (Figura 6), coincidiendo con el centro de la vértebra superior y con el punto de aplicación de la carga del estudio experimental *in vitro* de Wilke et al. [17]. Este punto de referencia se conectó con la superficie superior del anillo fibroso mediante un acoplamiento rígido [30]. Por su parte, la superficie inferior del anillo se acopló

rígidamente a otro punto de referencia ubicado en el centro de la vértebra T8, el cual se empotró para tratar de replicar la fijación de la vértebra caudal durante el ensayo *in vitro* [17].

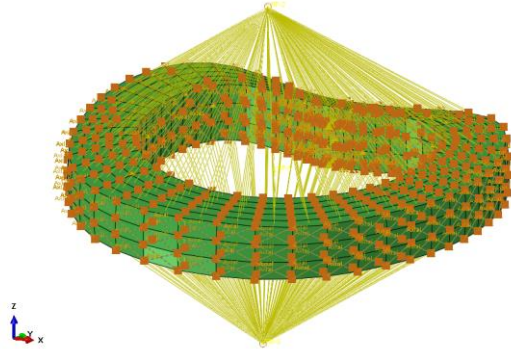


Figura 6. Modelo de elementos finitos del anillo fibroso T7-T8 y sus acoplamientos a los puntos de referencia. Fuente: elaboración propia.

Se construyeron diez modelos de elementos finitos no lineales, cada uno de ellos correspondiente a los dos niveles de carga que se aplicaron en el ensayo experimental (1Nm y 2,5Nm) para cada uno de los giros característicos en la columna vertebral: flexión, extensión, flexión lateral a derechas, flexión lateral a izquierdas y rotación. Estos momentos se aplicaron en el punto de referencia superior empleando una función tipo rampa, que los incrementaba desde 0 hasta el valor final. El resto de los grados de libertad se dejaron libres.

Las simulaciones se llevaron a cabo utilizando un solver estático con el módulo implícito de Abaqus®.

2.2.2. Modelos con el modelo de material HGO

Para la segunda metodología, se construyeron también diez modelos de elementos finitos con las mismas cargas, condiciones de contorno y malla de elementos hexaédricos que en los modelos realizados según la estrategia anterior.

Para modelizar el comportamiento mecánico anisótropo del anillo fibroso (substancia base y fibras de colágeno) se implementó el modelo de material HGO, el cual embebe fibras de comportamiento anisótropo en una matriz isotrópica definida mediante un material Neo-Hookeano. La función de densidad de energía de deformación total de este modelo viene dada por la suma de la energía de deformación de matriz y fibras, tal que:

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

con

$$E_\alpha = \kappa(I_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(I_{4\alpha} - 1)$$

Donde C_{10} es la constante de rigidez del material de la substancia base y D representa su compresibilidad. Los parámetros k_1 y k_2 caracterizan la relación exponencial entre la tensión y la deformación de las fibras, mientras que κ ajusta su nivel de dispersión. El término $I_{4\alpha}$ hace referencia a los pseudo-invariantes asociados tanto al tensor de deformación de Cauchy-Green derecho, como a los vectores unitarios en las direcciones de las fibras. Se estableció $N = 2$ para considerar las orientaciones de las dos familias de fibras de colágeno del anillo.

Los 26 sectores de cada una de sus mitades fueron agrupados en 5 regiones (Figura 7), siguiendo la metodología diseñada por Nicolini et al. para discos lumbares [12].

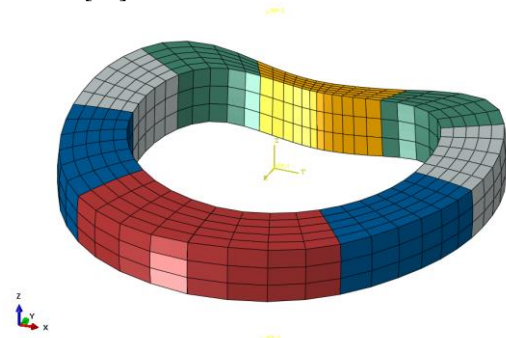


Figura 7. Agrupación de los 52 sectores de elementos en 5 regiones. Fuente: elaboración propia.

Para contemplar la variabilidad de las propiedades del material en las diferentes regiones del anillo se incluyeron los factores k_{1r} , k_{1c} , k_{2r} y k_{2c} , que modifican los parámetros del material k_1 y k_2 en las direcciones radial y circunferencial, respectivamente. De un trabajo previo lumbar calibrado a partir del ROM experimental del estudio *in vitro* anteriormente descrito, se extrajeron los coeficientes del modelo HGO, así como los factores multiplicadores que se muestran en la Tabla 2 [12].

Tabla 2. Coeficientes del modelo de material HGO de la substancia base.

Parámetros del material HGO				
C_{10}	D	k_1	k_2	κ
0,22	0,0	4,5	300	0,1
Variación radial de k_1 y k_2				
$k_{1r} = -0,15$		$k_{2r} = -0,15$		
Variación circunferencial de k_1 y k_2				
$k_{1c} = -0,05$		$k_{2c} = -0,05$		

Fuente: elaboración propia.

3. Resultados

Para la comparación de los modelos con los resultados del ensayo *in vitro* [17] se obtuvo el rango de movimiento (ROM, por sus siglas en inglés) del anillo fibroso obtenido con ambas metodologías, es decir, el giro de la superficie superior del anillo fibroso.

En la Tabla 3 se presentan el ROM obtenido en el estudio experimental para un anillo fibroso T6-T7, así como el ROM de los modelos *in silico* de este estudio, mientras que en la Tabla 4 se presentan las variaciones porcentuales de cada una de las aproximaciones con respecto a los resultados experimentales. Los valores del ROM calculado para el anillo T7-T8 se comparan con el ROM experimental del anillo T6-T7 por ser este el más similar de todos los incluidos en el estudio experimental (T2-T3, T6-T7 y T10-T11) en términos de tamaño y geometría.

Tabla 3. Comparativa del rango de movimiento (ROM).

ROM (°) experimental de Wilke et al. (2020) [17]				
	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 el modelo con muelles axiales				
	Flexión	Extensión	Flexión lateral	Rotación
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				
	Flexión	Extensión	Flexión lateral	Rotación
1 Nm	2,00	2,76	1,96	1,70
2,5 Nm	2,91	3,67	2,99	2,30

Fuente: elaboración propia.

Tabla 4. Variación porcentual entre el ROM computacional y el experimental.

Variación (en %) de la aproximación con muelles axiales con respecto a los datos experimentales				
	Flexión	Extensión	Flexión lateral	Rotación
1 Nm	152,29	196,79	99,39	53,40
2,5 Nm	139,89	190,85	91,15	44,80
Variación (en %) de la aproximación con HGO con respecto a los datos experimentales				
	Flexión	Extensión	Flexión lateral	Rotación
1 Nm	-16,17	10,54	-34,72	-54,65
2,5 Nm	-23,45	-3,30	-36,39	-60,83

Fuente: elaboración propia.

El ROM obtenido con los modelos con muelles axiales es superior al experimental en todos los casos de carga (Tabla 3) con una variación porcentual entre el 44,80% y el 196,79% (Tabla 4), siendo más acusada la diferencia en el movimiento de flexoextensión que en flexión lateral y rotación. La diferencia porcentual entre el ROM obtenido a 2,5 Nm es inferior que a 1 Nm para todos los casos de carga (Tabla 4).

El ROM obtenido con el modelo HGO es menor que el experimental para todos los casos y niveles de carga, con una variación porcentual comprendida entre 3,3% y 60,83% (Tabla 4), excepto para la extensión a 1 Nm, donde el modelo ofrece un ROM un 10,54% superior. Por otro lado, el ROM obtenido a 2,5 Nm de extensión es el que más se aproxima al ROM experimental (Figura 8). En este caso, el valor absoluto de la variación porcentual del ROM para una carga aplicada de 2,5 Nm no es inferior a la de 1 Nm, salvo en el caso de extensión. Para el resto de los casos de carga, la variación entre los dos niveles de carga es similar, siendo ligeramente superior para 2,5 Nm (1,67-7,28%).

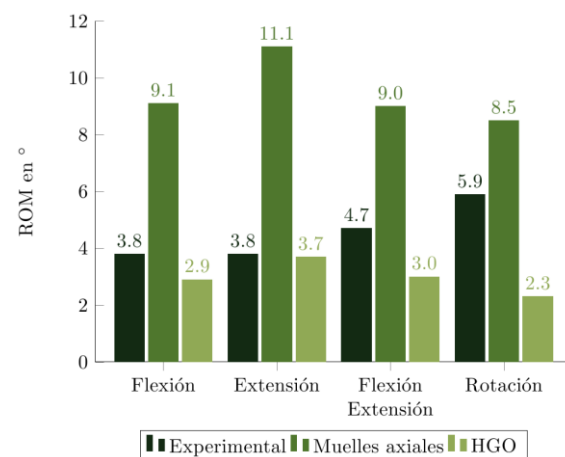


Figura 8. ROM (en °) del estudio experimental y de los modelos computacionales a 2,5 Nm para los distintos casos de carga. Fuente: elaboración propia.

4. Discusión

El objetivo de este trabajo es comprobar si las propiedades del anillo fibroso lumbar obtenidas mediante la calibración de modelos de elementos finitos con datos experimentales son extensibles al segmento torácico, distinguiendo para ello entre dos metodologías ampliamente utilizadas: la modelización del anillo fibroso con capas de muelles axiales dispuestas entre capas de material hiperelástico cuasi-incomprensible, simulando el comportamiento de las fibras de colágeno y la sustancia base respectivamente, y su modelización mediante el empleo del modelo de material HGO.

La primera de las metodologías estudiadas ofrece, para el nivel de carga inferior, resultados más dispares con respecto al ROM experimental que con la carga de 2,5 Nm, llegando a alcanzar hasta un 197% de variación en extensión. Estas diferencias podrían deberse a diferentes factores. Por un lado, las propiedades empleadas para simular el comportamiento mecánico de la sustancia base y las fibras de colágeno a nivel lumbar se calibraron para satisfacer más altos rangos de movimiento a cargas más elevadas (hasta 10 Nm) [7,10,11], por lo que es posible que no sean capaces de simular correctamente el comportamiento del anillo fibroso a bajos niveles de carga. Por otro lado, para obtener la rigidez no lineal de las fibras de colágeno a partir de la relación $\sigma - \varepsilon$, es necesario contemplar el volumen de fibras y su longitud [7,11]. Dado que el volumen de los discos lumbares y, por consiguiente, de sus anillos fibrosos, es superior al de los anillos torácicos [1], la extensión de las propiedades de estas fibras al segmento torácico conlleva una subestimación de la rigidez de las fibras de esta región, lo cual justifica que llegue a triplicarse el ROM cuando se usan conectores axiales. Además, esta metodología asume que la direccionalidad de las fibras es total, es decir, que todas se encuentran orientadas en alguna de las dos direcciones contempladas. La ausencia de dispersión de las fibras podría justificar que la variación del ROM sea menor en el caso de rotación que en los otros estados de carga, ya que es en el que más fibras están involucradas si la dispersión es nula. Por último, la sectorización del anillo fibroso se ha llevado a cabo en base a los estudios histológicos y numéricos de la bibliografía que existen para DIV lumbares [4,9,27,31]. Sin embargo, no se conocen trabajos que analicen de forma similar los discos torácicos, por lo que la asunción de que la angulación de las fibras varía desde $\pm 24^\circ$ a $\pm 46^\circ$ desde la parte anterior hasta la parte posterior, al igual que ocurre en el segmento lumbar, puede contribuir a una respuesta menos rígida por parte del anillo. Una sectorización homogénea correspondiente a una angulación de $\pm 30^\circ$ tendría un efecto rigidizador sobre los desplazamientos del anillo fibroso [4,31].

Por su parte, parece que la extensibilidad al segmento torácico de los coeficientes del modelo de material HGO obtenidos mediante la calibración de modelos computacionales lumbares no se aleja tanto de los resultados *in vitro* de referencia, llegando a presentar una variación del 3,3%. En contraposición a lo que ocurre con la primera metodología analizada, la utilización del modelo HGO lumbar en la parte torácica supone una rigidización del anillo, pues el ROM obtenido es inferior para todos los casos de carga, a excepción de la extensión a 1 Nm.

La introducción del parámetro κ en el modelo HGO, responsable de la dispersión de las fibras de colágeno

en la matriz hiperelástica, parece tener un efecto de homogeneización en la energía de deformación de las fibras, logrando que la variación del ROM entre los distintos estados de carga no sea tan acusada como en la primera aproximación metodológica.

Por otro lado, las diferencias encontradas entre los resultados del modelo HGO y los experimentales, pueden deberse al anillo fibroso analizado. Mientras que los modelos computacionales de este trabajo se basan en el anillo T7-T8, los resultados presentes en la bibliografía de la resección paso a paso para el segmento torácico son del anillo T6-T7 [17]. En el trabajo de Wilke et al. se aprecia una tendencia decreciente en el ROM de las distintas unidades vertebrales funcionales conforme se avanza en la dirección cráneo-caudal en el segmento torácico, por lo que la obtención de un menor ROM ante todos los casos de carga analizados para el anillo fibroso T7-T8 estaría justificada. La comparación con resultados obtenidos para el nivel T7-T8 no es posible debido a la ausencia de estos datos en la literatura. Sin embargo, es la UVF que se emplea comúnmente para la calibración de propiedades del segmento torácico [12,16].

La no dependencia de la calibración de los parámetros del modelo HGO del volumen del disco que se considere, así como de la longitud de sus fibras, facilita su extensión a otros niveles espinales.

5. Conclusiones

En el modelado por EF de la columna vertebral, la extensión al segmento torácico de modelos de material obtenidos para el anillo fibroso lumbar mediante calibración con datos de ensayos *in vitro* de UVFs lumbares no está justificada si el objeto de estudio es el ROM de dicho segmento, debiendo ser calibrados con datos específicos de la zona a analizar.

Asimismo, el modelo de material HGO parece más apropiado para representar el comportamiento anisótropo del anillo fibroso que la metodología mediante muelles axiales debido a la facilidad que supone tanto su implementación como la extensibilidad a otros niveles.

6. Agradecimientos

Esta publicación ha sido financiada por el Ministerio de Universidades a través del programa de Formación de Profesorado Universitario (FPU22/03940) y por el Ministerio de Ciencia e Innovación a través del Proyecto PID2022-137583OB-I00.

7. Referencias

- [1] White III AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia: 1990.
- [2] Benzel EC. Biomechanics of Spine Stabilization. 3rd ed. Cleveland, Ohio: Thieme; 2015.
- [3] Lammardo Low A, Müller-Karger C, Zambrano L. Análisis de Sensibilidad de las Propiedades del Material Aplicadas a un Modelo de Disco Intervertebral. Pan American Health Care Exchanges (PAHCE), 2013.
- [4] Eberlein R, Holzapfel GA, Schulze-Bauer CAJ. An Anisotropic Model for Annulus Tissue and Enhanced Finite Element Analyses of Intact Lumbar Disc Bodies. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2001;4:209–29.
<https://doi.org/10.1080/10255840108908005>.
- [5] Karajan N. Multiphasic Intervertebral Disc Mechanics: Theory and Application. Archives of Computational Methods in Engineering 2012;19:261–339.
<https://doi.org/10.1007/S11831-012-9073-1>.
- [6] Dreischarf M, Shirazi-Adl A, Arjmand N, Rohlmann A, Schmidt H. Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. J Biomech 2016;49:833–45.
<https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2015.12.038>.
- [7] García-Vacas F. Análisis biomecánico de un nuevo diseño de prótesis intervertebral. Universidad de Málaga, 2012.
- [8] Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, et al. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. Clinical Biomechanics 2006;21:337–44.
<https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2005.12.001>.
- [9] Cassidy JJ, Hiltner A, Baer E. Hierarchical structure of the intervertebral disc. Connect Tissue Res 1989;23:75–88.
<https://doi.org/10.3109/03008208909103905>.
- [10] Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, Claes L, Wilke HJ. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. J Biomech 2007;40:271–80.
<https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2006.01.007>.
- [11] Ezquerro F, Vacas FG, Postigo S, Prado M, Simón A. Calibration of the finite element model of a lumbar functional spinal unit using an optimization technique based on differential evolution. Med Eng Phys 2011;33:89–95.
<https://doi.org/10.1016/J.MEDENGGPHY.2010.09.010>.
- [12] Nicolini LF, Greven J, Kobbe P, Hildebrand F, Stoffel M, Markert B, et al. The effects of tether pretension within vertebral body tethering on the biomechanics of the spine: a Finite Element analysis. Latin American Journal of Solids and Structures 2022;19:442.
<https://doi.org/10.1590/1679-78256932>.
- [13] Roth AK, Beheshtiha AS, van der Meer R, Willems PC, Arts JJ, Ito K, et al. Validation of a finite element model of the thoracolumbar spine to study instrumentation level variations in early onset scoliosis correction. J Mech Behav Biomed Mater 2021;117:104360.
<https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2021.104360>.
- [14] Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. J Elast 2000;61:1–48.
- [15] Cahill PJ, Wang W, Asghar J, Booker R, Betz RR, Ramsey C, et al. The use of a transition rod may prevent proximal junctional kyphosis in the thoracic spine after scoliosis surgery: A finite element analysis. Spine (Phila Pa 1976) 2012;37.
<https://doi.org/10.1097/BRS.0B013E318246D4F2>.
- [16] Gruber G, Nicolini LF, Ribeiro M, Lerchl T, Wilke H-J, Jaramillo HE, et al. Comparative FEM study on intervertebral disc modeling: Holzapfel-Gasser-Ogden vs. structural rebar. Front Bioeng Biotechnol 2024;12:1391957.
<https://doi.org/10.3389/FBIOE.2024.1391957>.
- [17] Wilke HJ, Grundler S, Ottardi C, Mathew CE, Schlager B, Liebsch C. In vitro analysis of thoracic spinal motion segment flexibility during stepwise reduction of all functional structures. Eur Spine J 2020;29:179–85.
<https://doi.org/10.1007/S00586-019-06196-7>.
- [18] 3D Slicer image computing platform | 3D Slicer n.d. <https://www.slicer.org/> (accessed July 12, 2024).
- [19] Kunkel ME, Herkommer A, Reinehr M, Böckers TM, Wilke H-J. Morphometric analysis of the relationships between intervertebral disc and vertebral body heights: an anatomical and radiographic study of the human thoracic spine n.d. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2011.01397.x>.
- [20] Fletcher JGR, Stringer MD, Briggs CA, Davies TM, Woodley SJ. CT morphometry of adult thoracic intervertebral discs n.d. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3925-y>.
- [21] Noailly J, Planell JA, Lacroix D, Noailly J, Lacroix · D, Planell JA. On the collagen criss-cross angles in the annuli fibrosi of lumbar

- spine finite element models. *Biomech Model Mechanobiol* 2011;10:203–19. <https://doi.org/10.1007/s10237-010-0227-5>.
- [22] Holzapfel GA, Schulze-Bauer ACAJ, Feigl AG, Regitnig P. Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus n.d. <https://doi.org/10.1007/s10237-004-0053-8>.
- [23] Schmidt H, Heuer F, Drumm J, Klezl Z, Claes L, Wilke HJ. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. *Clinical Biomechanics* 2007;22:377–84. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2006.11.008>.
- [24] Tang S, Rebholz BJ. Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study. *Journal of Orthopaedic Science* 2011;16:221–8. <https://doi.org/10.1007/S00776-011-0037-3>.
- [25] Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech* 1986;19:331–50. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90009-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90009-6).
- [26] Dreischarf M, Zander T, Shirazi-Adl A, Puttlitz CM, Adam CJ, Chen CS, et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together. *J Biomech* 2014;47:1757–66. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2014.04.002>.
- [27] Ebara S, Iatridis JC, Setton LA, Foster RJ, Van Mow C, Weidenbaum M. Tensile properties of nondegenerate human lumbar annulus fibrosus. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996;21:452–61. <https://doi.org/10.1097/00007632-199602150-00009>.
- [28] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995;20:887–900. <https://doi.org/10.1097/00007632-199504150-00003>.
- [29] Juanco FE, Juanco FE, Mata AS, Arjona EM, Villanueva Pareja F. Modelo de elementos finitos de la columna lumbar. *Biomecánica* 1999;13:1999. <https://doi.org/10.5821/SIBB.V7I13.1627>.
- [30] Wang W, Zhou C, Guo R, Cha T, Li G. Influence of structural and material property uncertainties on biomechanics of intervertebral discs - Implications for disc tissue engineering. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021;122:104661. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2021.104661>.
- [31] Eberlein R, Holzapfel GA, Fröhlich M. Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus. *Computational Mechanics* 2004 34:2 2004;34:147–63. <https://doi.org/10.1007/S00466-004-0563-3>.