



Abril-Junio 2025
Vol. 3, núm. 2 / pp. 78-83

Recibido: 23 de Octubre de 2024
Aceptado: 20 de Enero de 2025

doi: 10.35366/119616



Biomecánica del segmento adyacente proximal posterior a la fusión lumbar en el disco previamente degenerado: un estudio de elementos finitos

Biomechanics of proximal adjacent segment posterior to a lumbar interbody fusion in the previously degenerated disc: a finite element study

Jesús Ernesto Valdez-Aguilar,^{*,†,***} Carlos Josué Victoria-Buitimea,^{*,§,++}
David Lomelí-Zamora,^{*,§,SS} Alan Rojas-Ayala,^{*,§,¶¶} David Sotelo-Valencia,^{¶,***}
Edgardo Uriel León-Salguero^{[vol],+++}

Palabras clave:

enfermedad del segmento adyacente, análisis de elementos finitos, disco intervertebral, columna lumbar, osteofito.

Keywords:

adjacent segment disease, finite element analysis, intervertebral disc, lumbar spine, osteophyte.

* Hospital General del Estado de Sonora. Hermosillo, Sonora, México.

† Residente de cuarto año de Ortopedia.

§ Médico adscrito de Ortopedia.

¶ Ingeniero en Mecatrónica, Instituto Tecnológico de Hermosillo. Hermosillo, Sonora, México.

¶ Ingeniero en Mecánica con Especialidad en Mantenimiento, Maestría en Ciencias de los Materiales Avanzados y Doctorado en Nanotecnología, Universidad de Sonora. Hermosillo, Sonora, México.

ORCID:

** 0009-0003-1170-6543

++ 0000-0003-4882-3543

SS 0009-0008-9250-0921

¶¶ 0000-0002-3198-4394

*** 0009-0009-5075-842X

+++ 0000-0002-9088-4334

Correspondencia:

Jesús Ernesto Valdez Aguilar

E-mail: jernestova96@gmail.com

RESUMEN

Introducción: la enfermedad del segmento adyacente se ha vuelto un problema mayor posterior a la cirugía de fusión. Se refiere a los cambios degenerativos en el segmento adyacente a los fusionados en una instrumentación. Puede llevar a la recurrencia de lumbalgia y radiculopatía, afectando la eficacia a largo plazo de la cirugía y condicionando la reintervención en algunos pacientes. Se han realizado estudios con el fin de entender los factores que contribuyen en el desarrollo de esta patología, y así tomar medidas para evitarla o cuando menos retrasarla. **Objetivo:** determinar el comportamiento biomecánico del disco intervertebral lumbar adyacente en modelos de elementos finitos sometidos a fijación posterior en diferentes estadios de degeneración. **Material y métodos:** fue construido un modelo de elementos finitos de una columna lumbar intacta, la cual fue validada al comparar con estudios *in vitro*. Los modelos modificados, que incluían diferentes grados de degeneración (pérdida de altura discal, artrosis facetaria y formación de osteofito vertebral anterior), fueron sometidos a cargas fisiológicas y posteriormente de igual manera, pero con una fijación posterior de L4 a S1. Las variaciones de estrés en el disco de L3 fueron medidas en todos los modelos. **Resultados:** los niveles con diferentes grados de degeneración presentaron alteraciones biomecánicas en el segmento adyacente. Los resultados estadísticos mostraron que la diferencia de estrés a la cual se sometió al disco de L3 fue significativa en todos los modelos a movimientos de flexoextensión. **Conclusiones:** las cargas posteriores a la instrumentación ocasionarán espondiloartrosis y consecuentemente enfermedad del segmento adyacente en el disco sano, y en proporción significativamente mayor al disco previamente degenerado.

ABSTRACT

Introduction: adjacent segment disease has become a major problem following fusion surgery. It refers to degenerative changes in the segment adjacent to those fused in an instrumentation. It can lead to recurrence of low back pain and radiculopathy, affecting the long-term effectiveness of

Citar como: Valdez-Aguilar JE, Victoria-Buitimea CJ, Lomelí-Zamora D, Rojas-Ayala A, Sotelo-Valencia D, León-Salguero EU. Biomecánica del segmento adyacente proximal posterior a la fusión lumbar en el disco previamente degenerado: un estudio de elementos finitos. *Cir Columna*. 2025; 3 (2): 78-83. <https://dx.doi.org/10.35366/119616>



surgery and leading to reintervention in some patients. Studies have been carried out in order to understand the factors that contribute to the development of this pathology, and thus take measures to avoid it or at least delay it. **Objective:** determine the biomechanical behavior of the adjacent lumbar intervertebral disc in finite element models subjected to posterior fixation in different stages of degeneration. **Material and methods:** a finite element model of an intact lumbar spine was built, which was validated by comparing with in vitro studies. The modified models that included different degrees of degeneration (loss of disc height, facet osteoarthritis and formation of anterior vertebral osteophyte), were subjected to physiological loads and subsequently in the same way, but with posterior fixation from L4 to S1. Stress variations in the L3 disc were measured in all models. **Results:** levels with different degrees of degeneration presented biomechanical alterations in the adjacent segment. The statistical results showed that the difference in stress to which the L3 disc was subjected was significant in all models to flexion-extension movements. **Conclusions:** the loads after instrumentation will cause spondyloarthrosis and consequently adjacent segment disease in the healthy disc, and in a significantly greater proportion to the previously degenerated disc.

INTRODUCCIÓN

La evidencia científica muestra que el disco degenerado adyacente a una instrumentación se somete a cargas considerablemente mayores (al compararlas con un segmento no instrumentado),¹⁻³ las cuales son proporcionales al número de segmentos instrumentados.^{1,4} Además, presenta capacidades biomecánicas significativamente inferiores a las de un disco sano,¹⁻⁶ por lo que previamente se ha concluido que un disco degenerado adyacente es un factor de riesgo para el desarrollo de la enfermedad del segmento adyacente (ESA).^{1,7,8}

Dicha entidad parte de la unidad funcional de la columna vertebral, la cual consta de dos vértebras, un disco intervertebral y su complejo ligamentario correspondiente (ligamentos longitudinal anterior y posterior, amarillo, supraespinoso e interespinoso), la que permite el soporte, distribución de cargas y protección de la medula y sus raíces nerviosas salientes. Al estar alguna de estas estructuras disfuncionales, el resto sufrirá una sobrecarga y posteriormente una degeneración de la unidad funcional.⁹

Se cuenta en la literatura con factores de riesgo asociados a esta entidad, los cuales se pueden dividir en independientes y dependientes.

Independientes

1. Índice de masa corporal (IMC): en sobrepeso (mayor a 25 kg/m²) con una relación directamente proporcional con la incidencia de ESA.^{8,10}
2. Osteoporosis: asociada a riesgo de falla biomecánica del sistema de instrumentación.^{8,10}
3. Degeneración discal previa: Pfirrmann de grado III o superior se relacionan con el desarrollo de ESA.¹¹

Dependientes

1. Abordaje (abierto, mínimo invasivo): un abordaje extendido favorecerá el desarrollo de ESA.¹⁰
2. Balance sagital (BS): el desbalance sagital (DS) mayor a 50 mm está asociado al desarrollo de ESA.⁹
3. Balance espinopélvico (BEP): el desbalance espinopélvico (DEP) aumenta la sobrecarga de los segmentos adyacentes, la incidencia pélvica, lordosis lumbar y pendiente sacra aumenta el riesgo de desarrollar ESA al igual que el aumento de la inclinación pélvica.^{9,10}
4. Técnica de artrodesis: fusión intersomática posterior, transforaminal, oblicua, lateral y anterior tienen el mismo riesgo de patología del segmento adyacente (PSA).¹⁰
5. Lesión facetaria: principales variables asociadas a desarrollo de ESA, se ha publicado un riesgo relativo mayor a 10 comparado contra no lesionar el complejo facetario.^{10,12}

Hasta la fecha no se ha realizado un estudio de este tipo con modelos exclusivamente con disco degenerado, por lo que se desconoce las características del disco en diferentes etapas de la degeneración discal sin instrumentación y el cómo se comparan con estas mismas características al estar adyacentes a una instrumentación.

Nuestro estudio tiene como objetivo el describir la magnitud de los esfuerzos a los cuales se somete el disco enfermo en sus diferentes etapas de la historia natural de la degeneración discal, y cómo se comparan al estar adyacentes a un segmento lumbar fusionado.

MATERIAL Y MÉTODOS

La estructura geométrica base se obtuvo de una tomografía computarizada de columna lumbosacra

de masculino sano anónimo de 21 años de edad en formato STL, del sitio web Embodi3d.com, de la cual se obtuvieron las vértebras y discos intervertebrales, las cuales se modificaron para su simulación en SolidWorks 2022, donde además se dibujó el anillo fibroso y facetas articulares. En el mismo programa se realizó el software de simulación y análisis biomecánico mediante el método de elementos finitos y métodos numéricos.

Con base en el modelo sano, se digitalizó un constructo de una columna lumbosacra, constando de cinco vértebras lumbares con sus cuerpos, facetas articulares superiores e inferiores, apófisis transversas, espinosas y láminas, un sacro completo, con disco intervertebral de los segmentos de la primera lumbar (L1) hasta la primera vértebra sacra (S1).

1. Primer paso (modelo 1) consiste en simular una degeneración en el disco de L3, al disminuir su altura en un 60%, eliminando su capacidad de tolerar la compresión del núcleo al cambiar su módulo elástico a 10 MPa (*Figura 1A*).
2. Segundo paso (modelo 2): se simula la degeneración facetaria, al disminuir el espacio articular de 0.5 a 0.25 mm y aumentar su coeficiente de fricción de 0 a 0.5% (*Figura 1B*).
3. Tercer paso (modelo 3): se simula una espondiloartritis anterior entre el cuerpo de L3 y L4 al colocar un puente óseo virtual (osteofitos unidos) (*Figura 1C*).
4. Cuarto paso: se instrumenta virtualmente los niveles L4 a S1 (modelo 4, 5 y 6) con tornillos transpediculares posteriores y barras intersomáticas (bloqueando por completo los movimientos de flexoextensión) (*Figura 2 A-C*).

Figura 1:

Mallado. **A)** Modelo 1. **B)** Modelo 2. **C)** Modelo 3.

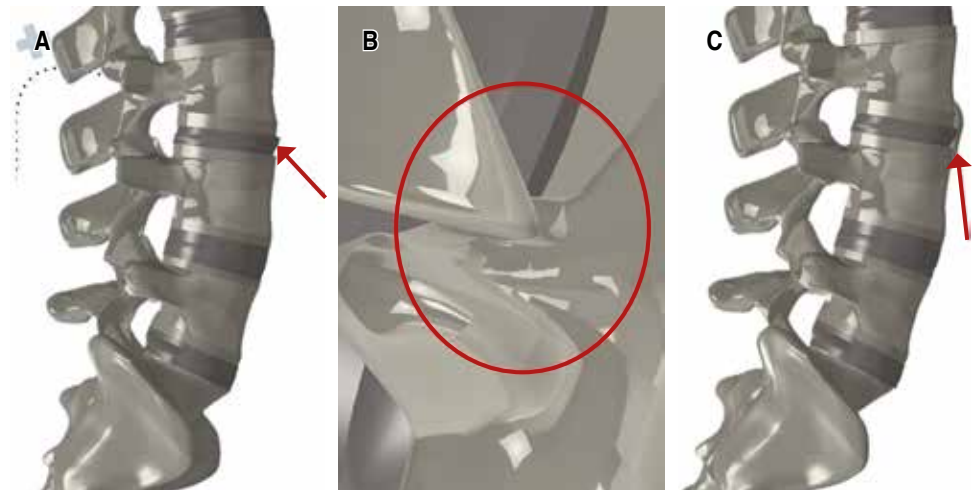
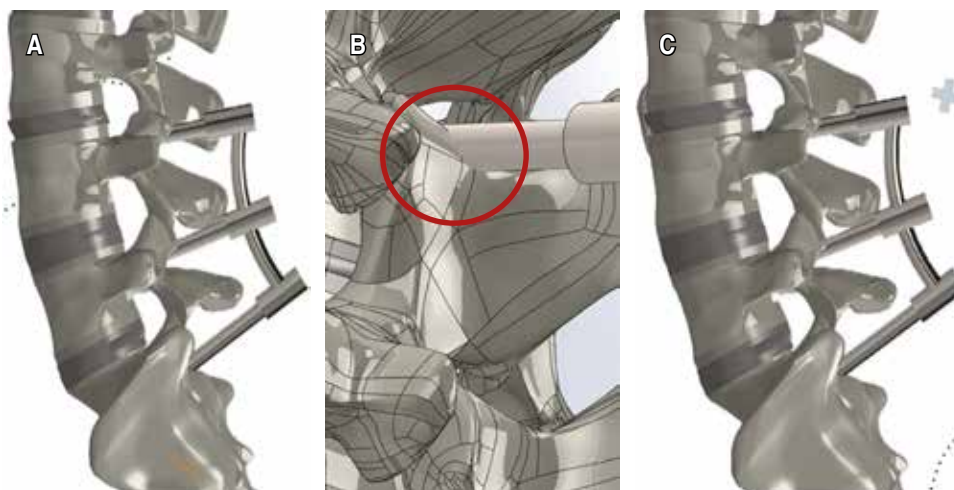


Figura 2:

Mallado. **A)** Modelo 4. **B)** Modelo 5. **C)** Modelo 6.



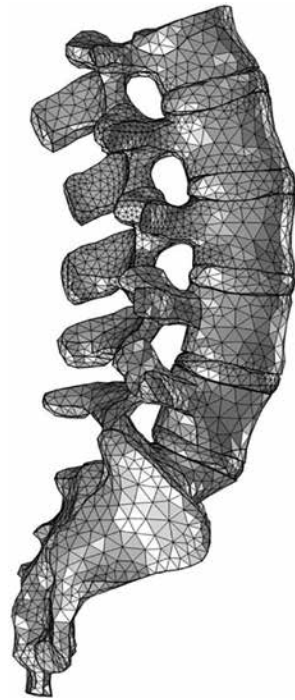


Figura 3:

Mallado completo de modelo sano.

5. Quinto paso: se hacen las pruebas de estrés al someter el modelo a una precarga de 400 N y una flexoextensión, inclinación lateral y rotación, todas correspondientes a 7.5 N, y se mide el nivel de estrés en Von Mises del disco adyacente (L3), tanto en su anillo fibroso como en su núcleo pulposo.

Para la simulación del modelo sano, el mallado está compuesto de 834,533 elementos triangulares, 2,353 caras y 6,539 aristas (Figura 3).

Se realizó un modelado como acoplamientos flexibles del complejo ligamentario tanto de banda de tensión (ligamentos supraespinosos, interespinosos, amarillos e interfacetarios), longitudinal anterior y posterior, y cápsula articular facetaria. Este tipo de acoplamientos no es necesario dibujarlos ni presentarlos como malla, para aportar las capacidades mecánicas de éstas al modelo base, y así presentar un estudio más fiable.

Se asignaron propiedades físicas a los materiales según la literatura^{1,10-13} de hueso cortical, esponjoso, platillo terminal, núcleo pulposo, anillo fibroso y articulación facetaria, con su módulo elástico determinado en megapascuales (MPa) y razón de Poisson (Tabla 1 y Figura 4).

Las pruebas biomecánicas se efectuaron en el software COMSOL, y se realizó un análisis de los

resultados estáticos para todos los casos donde se obtuvieron reportes de concentración de estrés y su distribución, medido en Von Mises.

RESULTADOS

Al someter a estudio un modelo de 210,472 elementos triangulares 65,978 caras y 1,885 aristas, aplicándole una carga de 400 N en la superficie proximal de la primer vértebra lumbar en los seis modelos (degeneración discal, igual más degeneración facetaria, igual más espondiloartrosis con o sin fusión posterior de L4 a S1 en todos los casos) y mediante el sistema COMSOL someterlo a compresión axial, flexoextensión, inclinación lateral y rotación, se obtuvieron los resultados reportados en MPa siguientes (Tabla 2):

- **Paso 1.** Degeneración discal sin instrumentación posterior.

Tabla 1: Propiedades físicas de materiales utilizados en el modelo sano.

Estructura	Módulo elástico (MPa)	Poissons ratio V
Hueso cortical	12,000	0.30
Hueso esponjoso	200	0.25
Platillo terminal	1,000	0.30
Núcleo pulposo	1	0.49
Anillo fibroso	4.2	0.45
Artrosis facetaria	11	0.40

MPa = megapascuales.

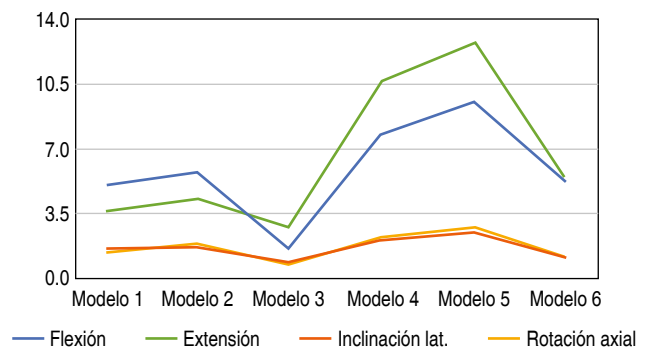


Figura 4: Representación gráfica de distribución de estrés máximo en megapascuales (MPa) a los distintos tipos de movimiento.

Tabla 2: Resultados de estrés máximo en megapascuales (MPa) de los modelos a los distintos tipos de movimiento.

Esfuerzo	Modelo					
	1	2	3	4	5	6
Flexión	5.05	5.65	1.61	7.8	9.6	5.18
Extensión	3.62	4.32	2.76	10.7	12.81	5.21
Inclinación lateral	1.57	1.66	0.89	2.1	2.42	1.13
Rotación axial	1.42	1.81	0.75	2.2	2.76	1.14

El estrés máximo reportado en el disco de L3-L4 fue de 5.05 a la flexión, 3.62 extensión, 1.57 inclinación lateral y 1.42 a la torsión.

- **Paso 2.** Degeneración discal, más degeneración facetaria sin instrumentación posterior.
El estrés máximo reportado en el disco de L3-L4 fue de 5.65 a la flexión, 4.32 a la extensión, 1.66 inclinación lateral y 1.81 a la torsión.
- **Paso 3.** Degeneración discal y facetaria, más espondiloartrosis anterior sin instrumentación posterior.
El estrés máximo reportado en el disco de L3-L4 fue de 1.61 a la flexión, 2.76 extensión, 0.89 inclinación lateral y 0.75 a la torsión.
- **Paso 4.** Degeneración discal con instrumentación posterior.
El estrés máximo reportado en el disco de L3-L4 fue de 6.8 a la flexión, 10.7 extensión, 2.1 inclinación lateral y 2.2 a la torsión.
- **Paso 5.** Degeneración discal, más degeneración facetaria con instrumentación posterior.
El estrés máximo reportado en el disco de L3-L4 fue de 7.6 a la flexión, 12.81 extensión, 2.42 inclinación lateral y 2.76 a la torsión.
- **Paso 6.** Degeneración discal y facetaria, más espondiloartrosis anterior con instrumentación posterior.
El estrés máximo reportado en el disco de L3-L4 fue de 5.58 a la flexión, 5.41 extensión, 1.13 inclinación lateral y 1.14 a la torsión.

Resultados estadísticos

Los datos estadísticos fueron analizados usando la prueba de T pareada. Los resultados mostraron que no hubo diferencia significativa en el estrés resultante del disco L3-L4 entre los modelos no instrumentados con los que presentaban una instrumentación L4-S1 al tomar en cuenta todos los rangos de movimiento (1 con respecto al 4 (0.136), 2 frente al 5 (0.135)

Tabla 3: Resultados al comparar los distintos modelos con sus variables instrumentadas tomando todos los arcos de movimiento evaluados (A), y sólo tomando en cuenta la flexión y la extensión (B).

Modelo	p
A	
1 versus 4	0.136
2 versus 5	0.135
3 versus 6	0.117
B	
1 versus 4 FE	0.046
2 versus 5 FE	0.034
3 versus 6 FE	0.017

FE = flexoextensión.

y 3 versus 6 (0.117). Al descartar las variables de movimiento de inclinación lateral y rotación axial se observó una diferencia significativa entre cada grupo instrumentado, con respecto al no instrumentado (1 versus 4 (0.046), 2 con respecto al 5 (0.034) y 3 frente al 6 (0.017) (Tabla 3).

DISCUSIÓN

Existen estudios previos en los cuales se ha investigado la respuesta mecánica de la columna lumbar al ser sometidos a cargas por medio de elementos finitos. Se ha corroborado su validez comparándola con estudios biomecánicos en cadáveres.^{1,3,10,11,14}

Una limitación del estudio es el no poder brindar una deformidad consecutiva con respecto al número de cargas al cual se someta, con lo que se podría dar mayor información sobre si los diferentes estadios de degeneración son o no un factor de riesgo significativo para el desarrollo de enfermedad del segmento adyacente.

Los músculos no fueron tomados en cuenta para este trabajo. Sin embargo, los ligamentos fueron susti-

tuidos por acoplamientos flexibles, los cuales confieren la resistencia biomecánica correspondiente.

La complejidad del modelo utilizado en este trabajo se consideró suficiente para determinar la distribución de las cargas estáticas en la columna.

En este estudio se utilizó un modelo de elementos finitos con segmento lumbosacro completo en el cual se simuló una fusión posterior común utilizada en la actualidad (L4-S1), encontrando que las diferentes etapas de la degeneración en la articulación lumbar global en el segmento adyacente ocasionan un riesgo significativo ($p < 0.05$).

Sin necesidad de hacer un trabajo en cadáveres se llega a la conclusión de que las deformidades que presenta el disco son suficientes para condicionar los cambios estructurales de una espondiloartrosis. Se requiere poder aplicar cargas cíclicas para apreciar los cambios anatómicos de una enfermedad del segmento adyacente.

CONCLUSIONES

Las cargas posteriores a la instrumentación ocasionarán espondiloartrosis, consecuentemente enfermedad del segmento adyacente en el disco sano y en proporción significativamente mayor al disco previamente degenerado.

La presencia de cambios degenerativos prequirúrgicos demostró aumentar el estrés al cual se somete el disco adyacente, siendo mayor la alteración biomecánica de los modelos con pérdida de altura del disco y degeneración facetaria (en comparación al modelo con espondiloartrosis anterior).

Los elementos finitos son una simulación muy exacta del modelo humano real y el desarrollo de más modelos como éste pueden aumentar su poder como herramienta predictiva del comportamiento biomecánico de la columna lumbar.

AGRADECIMIENTOS

Al Servicio de Ortopedia del Hospital General del Estado de Sonora.

A los ingenieros David Sotelo y Edgardo León.

REFERENCIAS

1. Yan JZ, Qiu GX, Wu ZH, Wang XS, Xing ZJ. Finite element analysis in adjacent segment degeneration after lumbar fusion. *Int J Med Robot*. 2011; 7: 96-100.
2. Ballesteros R, Gómez B, Bonsfills. *Columna toracolumbar*. Madrid, España: Marbán; 2012.
3. Bach K, Ford J, Foley R, Januszewski J, Murtagh R, Decker S, et al. Morphometric analysis of lumbar intervertebral disc height: an imaging study. *World Neurosurg*. 2018; S1878-8750(18)32836-5.
4. Bono CM, Bhalla A, Garfin SR. Rothman-Simeone and Herkowitz's the spine. In: Rothman-Simeone and Herkowitz's the spine. 8th ed. Chapter 2, 2018, pp. 17-55.
5. Chang L, Kirnaz S, Wipplinger C, Schmidt FA, Härtl R. Youmans and Winn neurological surgery. 6th ed. Youmans and Winn neurological surgery. 2011, 2830-2830.
6. Murphy K, Lufkin T, Kraus P. Development and degeneration of the intervertebral disc-insights from across species. *Vet Sci*. 2023; 10: 540.
7. Lomeli-Rivas A, Larrinúa-Betancourt JE. Biomecánica de la columna lumbar: un enfoque clínico. *Acta Ortop Mex*. 2019; 33: 185-191.
8. Kapandji IA. *Cuadernos de fisiología articular*. 5th ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1998.
9. Sun Z, Li W, Guo Y, Zhou S, Xu F, Chen Z, et al. Effect of pre-existing adjacent segment degeneration on short-term effectiveness after lumbar fusion surgery. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*. 2019; 33: 837-844.
10. Rao SS. The finite element method in engineering. 4th ed. Elsevier Science & Technology Books; 2004, p. 658.
11. Adams MA, Dolan P. Spine biomechanics. *J Biomech*. 2005; 38: 1972-1983.
12. Martínez SJA, Del Valle RR, Méndez PJA, Valdez AJE, Altamirano CAA. Patología del segmento adyacente lumbar. Una revisión actualizada. *Cir Columna*. 2024; 2: 90-96.
13. Dachuan L, Xiao L, Guangyu X, Jian S, Minghao S, Feizhou L, et al. Correlation between paravertebral muscle atrophy and facet joint morphological change and adjacent segmental disease after lumbar fusion. *Chin J Orthop*. 2022; 12: 1292-1300.
14. Chong ACM, Harrer SW, Heggeness MH, Wooley PH. Biomechanical evaluation of CIBOR spine interbody fusion device. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017; 105: 1157-1168.

Conflicto de intereses: los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses en este trabajo.