

## ARTÍCULO ORIGINAL

# Evaluación del comportamiento de cinco espaciadores intersomáticos cervicales mediante el método de los elementos finitos

Juan Carlos Lage Barroso<sup>1\*</sup> , Ernesto Fleites Marrero<sup>2</sup> , Ariel Álvarez Rodríguez<sup>3</sup> ,  
Eddy Ameth García García<sup>4</sup> 

<sup>1</sup>Hospital Provincial General “Camilo Cienfuegos”, Sancti Spíritus, Cuba

<sup>2</sup>Clínica Central Cira García, La Habana, Cuba

\*Juan Carlos Lage Barroso. [juancarloslage@infomed.sld.cu](mailto:juancarloslage@infomed.sld.cu)

## RESUMEN

**Introducción:** el dolor cervical es un síntoma encontrado frecuentemente en la práctica clínica. Uno de los tratamientos más frecuente para este padecimiento, específicamente para las hernias discales, es la discectomía con artrodesis cervical anterior. El uso del injerto de cresta iliaca resulta la práctica habitual en Cuba, aunque se recoge el antecedente del uso de otros materiales.

**Objetivo:** comparar el comportamiento de injertos de cortical bovina, hidroxiapatita, polimetilmetacrilato, cromo-cobalto-molibdeno y el auto injerto tricortical de cresta iliaca en el espacio intervertebral C6-C7 ante las cargas habituales de la columna cervical.

**Métodos:** se realizó un estudio experimental mediante la simulación numérica según el método de los elementos finitos, los diferentes injertos se sometieron a las cargas axiales recomendadas por las normas ASTM F2423-11e ISO 18192-1.2011 mediante el software Free CAD 0.18 en el espacio C6-C7 de un modelo experimental de la columna cervical.

**Resultados:** los mayores esfuerzos soportados por diferentes injertos fueron: tricortical: 19190 kPa, xenoinjerto: 13210 kPa, hidroxiapatita sin porosidad y con una porosidad del 50%: 41500 kPa y 45100 kPa, respectivamente, polimetilmetacrilato: 4440 kPa y cromo-cobalto-molibdeno: 148470 kPa.

**Conclusiones:** todos los injertos resistieron la carga aplicada excepto el de hidroxiapatita con un 50% de porosidad. El injerto tricortical describió un comportamiento adecuado. Todos provocaron tensiones en las vértebras colindantes, en mayor medida los de polimetilmetacrilato y cromo-cobalto-molibdeno.

**Palabras clave:** artrodesis cervical; injertos intersomáticos; elementos finitos

## ABSTRACT

**Introduction:** cervical pain is a symptom frequently found in clinical practice. One of the most frequent treatments for this condition, specifically for disc herniations, is discectomy with anterior cervical arthrodesis. The use of iliac crest graft is the habitual practice in Cuba, although it is gathered the antecedent of the use of other materials.

**Objective:** to compare the behavior of grafts of bovine cortical, hydroxyapatite, polymethylmethacrylate, chromium-cobalt-molybdenum and tricortical autograft of iliac crest in the intervertebral space C6-C7 before the usual loads of cervical column.

**Methods:** an experimental study was carried out by means of numerical simulation according to the finite element method, the different grafts were subjected to the axial loads recommended by the ASTM F2423-11e ISO 18192-1.2011 standards by means of the Free CAD 0.18 software in the C6-C7 space of an experimental model of the cervical spine.

**Results:** the highest stresses supported by different grafts were: tricortical: 19190 kPa, xenograft: 13210 kPa, hydroxyapatite without porosity and with 50% porosity: 41500 kPa and 45100 kPa, respectively, polymethylmethacrylate: 4440 kPa and chrome-cobalt-molybdenum: 148470 kPa.

**Conclusions:** all the grafts resisted the applied load except for the hydroxyapatite with 50% porosity. The tricortical graft described an adequate behavior. All caused stress in the adjacent vertebrae, mostly polymethylmethacrylate and chromium-cobalt-molybdenum.

**Key words:** cervical arthrodesis; intersomatic grafting; finite elements

Recibido: 21/03/2020

Aprobado: 21/06/2020

## INTRODUCCIÓN

El dolor cervical resulta un síntoma encontrado frecuentemente en la práctica clínica. Se estima que aproximadamente la mitad de la población en general sufrirá, al menos una vez en su vida, alguna enfermedad cervical; sin embargo, la mayoría de estos pacientes resolverán sus padecimientos con tratamiento conservador. Un grupo más reducido con mielopatías o radiculopatías con síntomas refractarios al tratamiento con medicamentos necesitará de la cirugía espinal para tratar de manera definitiva la enfermedad.<sup>(1)</sup>

Uno de los tratamientos más frecuentes para este padecimiento, específicamente las hernias discales, es la disectomía con artrodesis cervical anterior. Los objetivos perseguidos con este procedimiento son descomprimir las estructuras nerviosas, restaurar la altura intervertebral, aportar en la medida de lo posible a la restauración de la lordosis cervical y fusionar las vértebras afectadas con o sin instrumentación.<sup>(2)</sup>

La disectomía cervical anterior con fusión intersomática fue descrita por primera vez en 1955 por Robinson y Smith. Su técnica incluye el uso de un injerto autólogo a manera de herradura tomado de la cresta iliaca del propio paciente que se coloca en el espacio intervertebral para facilitar la fusión intersomática. Tres años más tarde Cloward RB<sup>(3)</sup> introduce su modificación de la técnica de Wiltberger BR<sup>(3)</sup> para la columna lumbar.

Con vista a evitar la morbilidad y las complicaciones asociadas a la cirugía de la extracción del injerto se han desarrollado múltiples tipos de espaciadores intersomáticos, cada uno con sus ventajas y desventajas. La utilidad de uno con respecto a otros es hoy un importante punto de discusión de los Especialistas en Cirugía espinal. Se fabrican actualmente a partir de diferentes materiales: titanio, cromo-cobalto-molibdeno, tantalio, polieterquetona, fibra

de carbono, polimetilmetacrilato, matriz ósea desmineralizada y proteína morfogénica de hueso, etcétera.<sup>(3)</sup>

La evaluación del comportamiento de este tipo de dispositivo en un ambiente realista resulta compleja, más aún si se piensan evaluar varios dispositivos entre sí. El empleo de métodos computacionales permite sortear esas dificultades y son de uso frecuente en la actualidad.<sup>(4)</sup>

El análisis según el método de los elementos finitos (FEM por sus siglas en inglés) es uno de los más usados y consiste en recrear en un ambiente digital el objeto a evaluar (dominio), subdividirlo (discretizar) en elementos interconectados entre si (nodos), agregar las condiciones en las que se va a llevar a cabo el experimento (condiciones de contorno) y calcular entonces las incógnitas que se planteen (tensiones, desplazamientos, temperatura, etcétera.). El método permite evaluar tanto el comportamiento externo como interno del fenómeno, predecir su funcionamiento y, en caso de un proceso de diseño, corregir detalles para mejorar sus prestaciones.<sup>(5)</sup>

En Cuba el tratamiento habitual de la discopatía cervical incluye el uso del injerto de cresta iliaca, aunque se recogen antecedentes del uso de xenoinjerto bovino,<sup>(6)</sup> hidroxapatita<sup>(7)</sup> y polimetilmetacrilato.<sup>(8)</sup> No existe evidencia de superioridad de uno con respecto a otros.

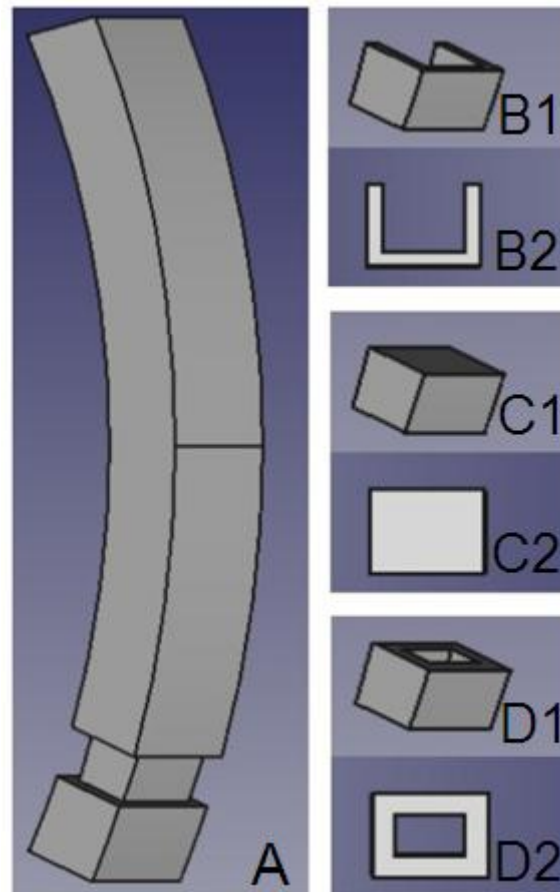
El Servicio de Neurocirugía del Hospital General Provincial "Camilo Cienfuegos" presenta una línea investigativa sobre el diseño de dispositivos de instrumentación espinal basada en el uso del cromo-cobalto-molibdeno.

El objetivo del presente estudio es comparar el comportamiento de injertos de cortical bovina, hidroxapatita, polimetilmetacrilato, cromo-cobalto-molibdeno y el auto injerto tricortical de cresta ilíaca en el espacio intervertebral C6-C7 ante las cargas habituales de la columna cervical.

## MÉTODOS

En el Hospital General Provincial "Camilo Cienfuegos" de la Ciudad de Sancti Spíritus, de la provincia del mismo nombre, se realizó un estudio experimental mediante una simulación numérica según el método de los elementos finitos para evaluar el comportamiento de cinco espaciadores intersomáticos cervicales: un injerto compuesto en su totalidad de cortical de hueso para simular un xenoinjerto de cortical bovina, un injerto de hidroxapatita no porosa y otro de hidroxapatita de un 50% de porosidad, así como dos injertos a manera de caja constituidos de polimetilmetacrilato y cromo-cobalto-molibdeno. Igual se simuló el comportamiento de un injerto tricortical de cresta iliaca. El experimento se llevó a cabo en el software FreeCAD 18.0.

Todos los implantes tuvieron las siguientes dimensiones: 14mmx11mmx7mm. Se presentaron en dos formas diferentes: a manera de "C" compuesto de cortical ósea para simular el comportamiento del injerto tricortical de cresta iliaca, macizo para los tres primeros materiales presentados, y a manera de caja sin tapa ni base, con un grosor de sus paredes de 2mm para los dos últimos materiales (Figuras 1 B, 1 C y 1 D).



**Figura 1.** Modelo experimental. A) vista anterolateral derecha; B1) y B2) prótesis en forma de "C"; C1) y C2) prótesis maciza; D) prótesis tipo caja: D1) vista anterolateral derecha y D2) vista en planta.

Los injertos se evaluaron en un modelo sintetizado de la columna vertebral constituido por un prisma de 15cm de altura, 2cm de ancho y 1,6cm de profundidad, con una lordosis de 25°. A 13mm de la base inferior del modelo existe una cavidad con una altura idéntica a los implantes en los que se colocan estos últimos para su estudio. La construcción en su totalidad simula una columna vertebral cervical sin los elementos posteriores, con un injerto intersomático en el espacio intervertebral C6-C7 (Figura 1 A).

Las variables estudiadas fueron los esfuerzos de Von Mises soportados en los injertos y las estructuras colindantes.

Durante el desarrollo de este proceso se tomó como patrón la guía *Guide for Verification and Validation in Computational Solid Mechanics (ASME)*<sup>(9)</sup> que norma los pasos a seguir para llevar a cabo este tipo de experimento. El proceso incluyó dos momentos previos al cálculo: la verificación y la validación (la primera antecedió a la segunda); terminados estos se procedió al cálculo.

La verificación se llevó a cabo al utilizar un discretizado del modelo en el que los resultados obtenidos en el cálculo no variaron en más de un 1,5%. La malla definitiva contó con elementos menores o iguales a 5mm. El experimento se validó al simular el comportamiento de los injertos de hidroxiapatita y se compararon los resultados obtenidos con los recogidos en la bibliografía,<sup>(10)</sup> en la que tuvieron una variación de un 4,5% y un 4% respectivamente. Los resultados obtenidos se consideraron aceptables, de esta manera quedó validado el experimento diseñado.

En un inicio se construyó el modelo en el programa computacional en los escenarios *Part Design* y *Part* a tamaño real. Luego se declararon las condiciones de frontera: una fuerza perpendicular a la cara superior del prisma que simula la columna cervical y fijo en su cara inferior, con contactos entre la cara superior e inferior del espaciador intersomático y las caras superiores e inferiores del espacio creado en el modelo de la columna cervical respectivamente.

Se aplicó una carga de 200N, que representó un 200% y un 130% de lo recomendado por las normas ASTM F2423-11<sup>(11)</sup> e ISO 18192-1,<sup>(12)</sup> respectivamente, para la comprobación de este tipo de dispositivo. De ahí que el comportamiento obtenido bajo estas cargas se asumió como esperable en la columna cervical humana ante cargas habituales en base a las dos normas anteriormente mencionadas.

Se incluyeron de manera independiente las propiedades de los materiales: hueso cortical, hidroxiapatita no porosa, hidroxiapatita con porosidad de un 50%, polimetilmetacrilato y cromo-cobalto-molibdeno (Tabla 1).

**Tabla 1.** Propiedades de los materiales empleados en la simulación

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Tensión de rotura (MPa)
Cortical	11 032 <sup>(13)</sup>	0,25 <sup>(13)</sup>	80 <sup>(14)</sup>
Hidroxiapatita no porosa	201 <sup>(10)</sup>	0,25 <sup>(14)</sup>	100 <sup>(14)</sup>
Hidroxiapatita con 50% de porosidad	55,4 <sup>(10)</sup>	0,25 <sup>(10)</sup>	3,3 <sup>(10)</sup>
Polimetilmetacrilato	1 800 <sup>(13)</sup>	0,35 <sup>(13)</sup>	45 <sup>(14)</sup>
Cromo-cobalto-molibdeno F75	207 000 <sup>(14)</sup>	0,3 <sup>(14)</sup>	655 <sup>(14)</sup>

En el escenario FEM se discretizó la unión en una malla con elementos menores o iguales a 5mm. El discretizado estuvo compuesto por: 4 410 nodos, 1 322 triángulos y 2 270 tetraedros; 4 174 nodos, 1 240 triángulos y 2 151 tetraedros y 4 412 nodos, 1 314 triángulos y 2 285 tetraedros para la simulación de los espaciadores a manera de "C", macizos y con forma de caja, respectivamente. Luego se llevó a cabo el cálculo del sistema. La evaluación de la posibilidad de fractura de la prótesis se llevó a cabo según el criterio de Von Mises que plantea que una estructura falla cuando uno de sus componentes soporta un esfuerzo máximo igual o superior a un valor determinado; en este caso se comparó con la tensión de rotura.<sup>(15)</sup>

## RESULTADOS

El mayor esfuerzo soportado por el injerto tricortical fue de 19,19MPa. El xenoinjerto soportó un esfuerzo máximo de 13,21Mpa, injertos de hidroxiapatita sin porosidad y con una porosidad del 50% registraron esfuerzos máximos de 41,50MPa y 45,10MPa respectivamente. Por su parte los injertos a manera de cajas de polimetilmetacrilato y cromo-cobalto-molibdeno soportaron esfuerzos máximos de 44,44MPa y 148,47MPa respectivamente (Tabla 2).

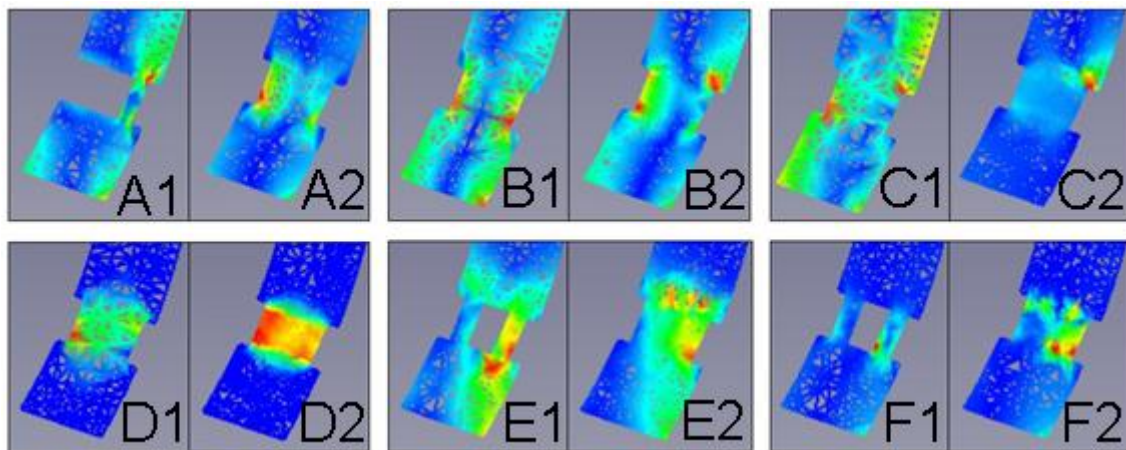


**Tabla 2.** Esfuerzos de Von Mises soportados por el modelo de estudio

Tipo de espaciador	Esfuerzo mínimo (kPa)	Esfuerzo medio (kPa)	Esfuerzo máximo (MPa)
Tricortical	44,84	1 584,62	19,19
Cortical	44,70	1 555,33	13,21
Hidroxiapatita no porosa	44,83	1 616,76	41,50
Hidroxiapatita con 50% de porosidad	44,83	1 675,83	45,10
Polimetilmetacrilato	44,84	3 549,80	44,44
Cromo-cobalto-molibdeno	44,48	4 807,67	148,47

## DISCUSIÓN

Todos los injertos propuestos soportaron la carga aplicada sin fracturarse, excepto el injerto de hidroxiapatita con un 50% de porosidad, que superó 13,6 veces la tensión de rotura del material con una concentración de esfuerzos en sus caras exteriores en una proyección posterior. Un fenómeno igualmente descrito por Gallegos y colaboradores<sup>(10)</sup> en su estudio de andamios de hidroxiapatita porosa, con similar distribución de los puntos de fallos (Figura 2 D1).



**Figura 2.** Distribución de los esfuerzos de Von Mises en la prótesis y las estructuras vecinas. A1) y A2) injerto tricortical; B1) y B2) xenoinjerto; C1) y C2) prótesis de hidroxiapatita porosa; D1) y D2) prótesis de hidroxiapatita con un 50% de porosidad; E1) y E2) prótesis de polimetilmetacrilato; F) prótesis de cromo-cobalto-molibdeno: D1) corte en línea media en el plano anteroposterior y D2) corte a 1mm medialmente del borde lateral en el plano anteroposterior.

El uso de hueso esponjoso durante la artrodesis no es recomendable debido a la alta incidencia de colapso del implante,<sup>(14)</sup> de ahí que el comportamiento del injerto anterior resulta predecible porque el módulo elástico del material, 55,4MPa, es 6,2 veces menor que el del hueso esponjoso, 345MPa.<sup>(13)</sup>

Si bien la construcción pudiera reforzarse con la colocación de láminas y tornillos como lo presentaron Pereira y colaboradores<sup>(7)</sup> en su estudio, los resultados obtenidos no lo recomiendan por la consiguiente sobrecarga de la instrumentación y su alta posibilidad de fractura futura conforme colapse el implante.

El injerto tricortical presentó un comportamiento adecuado, con tensiones máximas que no sobrepasaron la tensión de rotura, con una distribución tal que concentró los esfuerzos de mayor valor en los extremos anterior y

posterior. Llamó la atención un punto de concentración de esfuerzos en la porción anterior en línea media en el extremo inferior de la vértebra superior, lo que anticipa la posibilidad de subsidencia a este nivel. Un efecto de pequeña cuantía habitualmente observado en este tipo de injerto sin consecuencias futuras en su funcionamiento.<sup>(16)</sup> Aún hoy se considera el injerto tricortical como el estándar de comparación para las propuestas futuras<sup>(17,18)</sup> (Figura 2 A).

El uso del xenoinjerto no presentó tensiones sugestivas de fallo en su estructura. Con una distribución de los esfuerzos máximos en las paredes anteriores y posteriores y con un pico descrito en la cara inferior de la vértebra superior del modelo de la columna, de manera similar a la descrita por el injerto tricortical (Figura 2 B). La dureza de ambos espaciadores es la misma, solo varían en su forma, por eso la posibilidad de que la subsidencia en ambos sea similar. El presente trabajo solo persigue evaluar biomecánicamente el uso de los dispositivos debido a que el análisis de biocompatibilidad, etc. de este tipo de injerto rebasa los objetivos perseguidos con la investigación.

El injerto de hidroxiapatita no porosa igualmente resistió la carga aplicada sin fallo en su estructura. Con una concentración de esfuerzos en las vértebras vecinas de similar distribución a la descrita en los injertos anteriores (Figura 2 C). A pesar del comportamiento adecuado no es recomendable su uso debido a la ausencia de porosidad en su estructura. Este tipo de injerto para funcionar como andamio en el crecimiento del nuevo tejido óseo necesita de un sistema de poros similar al hueso que permita la proliferación en su interior de hueso la migración y la proliferación de osteoblastos, las células mesenquimales y la neovascularización para lograr, finalmente, la osteointegración del injerto y la osteogénesis;<sup>(10)</sup> aspectos no alcanzables con la propuesta simulada.

La propuesta de polimetilmetacrilato presentó un esfuerzo máximo que representó el 98,75% de la tensión de rotura (Figura 2 E). Un valor que si bien predice la resistencia del dispositivo, debe evaluarse con cuidado pues es muy probable que ante estudios dinámicos del comportamiento del injerto este si falle. La concentración máxima de esfuerzos se observó en la pared anterior del injerto. Otro punto de grandes esfuerzos se concentró en la superficie superior de la vértebra inferior, lo que predice la posibilidad de subsidencia, constatada por Pan y colaboradores<sup>(19)</sup> en su investigación, en la que no describe ningún caso de fractura, aunque a todos los casos se les colocó láminas y tornillos, y presentó casos de fractura de la instrumentación en pacientes con marcada subsidencia del implante.

El injerto de cromo-cobalto-molibdeno no sufrió ninguna falla durante su simulación, con una concentración máxima de esfuerzos en sus paredes laterales (Figura 2 F2); sin embargo, los esfuerzos máximos soportados en las vértebras vecinas sobrepasan el límite de fractura del hueso que las componen. Los injertos metálicos con módulos de Young, muy superiores al hueso, tienden a tener este comportamiento, tal y como lo describen Ren y colaboradores<sup>(16)</sup> y Silva y colaboradores<sup>(20)</sup> en sus investigaciones, en las que evalúan un injerto para discectomía y corpectomía cervical respectivamente, lo que predice su alta tendencia a la subsidencia.

El nivel de subsidencia en el caso del injerto de cromo-cobalto-molibdeno pudiera variarse al colocar puntos de soporte en el centro de su cavidad,

aspecto que se tendrá en cuenta para investigaciones futuras en el desarrollo de este injerto.

Un aspecto importante en el análisis del comportamiento de los dispositivos de instrumentación espinal es su biocompatibilidad y su capacidad de osteointegración.<sup>(21)</sup> Estos aspectos no fueron considerados en la presente investigación pero si deben tenerse en cuenta en conjunto con los resultados obtenidos para evaluar completamente qué tipo de injerto utilizar en la práctica quirúrgica.

## CONCLUSIONES

El injerto tricortical de cresta iliaca describió un comportamiento adecuado. Por su parte el de hidroxiapatita, con un 50% de porosidad, falló con un estrés máximo que superó 6,5 veces su tensión de rotura, mientras el de polimetilmetacrilato la alcanzó en un 98,75%. La modelación del xenoinjerto, del de hidroxiapatita no porosa y del de cromo-cobalto-molibdeno sugirió que resisten adecuadamente la carga aplicada. Todos los injertos provocaron tensiones en las vértebras colindantes pero el de cromo-cobalto-molibdeno y el de polimetilmetacrilato fueron los que arrojaron la mayor posibilidad de subsidencia.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Paziuk T, Rihn J. Cervical spine surgery: complications and considerations. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2019 Dic [citado 12/01/2020];31(4):100751. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/service/content/pdf/watermarked/1-s2.0-S1040738319300772>. <https://doi.org/10.1016/j.semss.2019.100751>
2. Hammer C, Heller J, Kepler C. Epidemiology and pathophysiology of cervical disc herniation. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2016 Jun [citado 12/01/2020];28(2):64-7. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S1040738315001306>
3. Gould H, Sohail OA, Haines CM. Anterior cervical discectomy and fusion: Techniques, complications, and future directives. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2020 Mar [citado 18/03/2020]:100772. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S104073831930098X>
4. Coombs DJ, Rullkoetter PJ, Laz PJ. Efficient probabilistic finite element analysis of a lumbar motion segment. *J Biomech* [Internet]. 2017 Aug [citado 12/01/2020];61:65-74. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S0021929017303615>
5. Doicin CV, Ulmeanu ME, Frincu AS, Enache VC. Concept development of a new lumbar intervertebral disk implant. *MATEC Web Conf* [Internet]. 2017 [citado 12/01/2020]:137:1-12. Disponible en: [https://www.matec-conferences.org/articles/matecconf/pdf/2017/51/matecconf\\_mtem2017\\_02002.pdf](https://www.matec-conferences.org/articles/matecconf/pdf/2017/51/matecconf_mtem2017_02002.pdf)
6. Santos Coto CA, Rubino Ruiz R, Rivas Hernández R, Fleites Marrero E. Uso del hueso bovino en la fusión cervical sin instrumentación. *Rev Cubana Ortop Traumatol* [Internet]. 2011 Ene-Jun [citado 12/01/2020]. 25(1):69-79. Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0864-215X2011000100006](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2011000100006)
7. Pereira Riverón R, de Jongh Cobo E, Bermejo Sánchez JC, Fernández Benítez SA. Hidroxiapatita en la estabilización y fusión intervertebral cervical baja. *Rev Cubana*



- Cir [Internet]. 1997 Sep-Dic [citado 12/01/2020];36(3):165-171. Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0034-74931997000300004](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-74931997000300004)
8. Lacerda Gallardo AJ, Mazorra Pazos MJ, Mederos Vítores F, Quintana Zaez J, Concepción Roselló YA, Valdivieso Caraguay GP, et al. Discectomía simple y discectomía más fusión con discos de polimetilmetacrilato para el tratamiento de la hernia discal cervical. Rev Cubana Neurol Neurocir [Internet]. 2019 Ene-Jul [citado 12/01/2020];9(1):e292-e318. Disponible en: <http://www.revneuro.sld.cu/index.php/neu/article/view/292/520>
  9. Schwer LE. Guide for verification and validation in computational solid mechanics. United States of America: The American Society of Mechanical Engineers; 2006 [citado 12/01/2020]. Disponible en: <https://cstools.asme.org/csconnect/FileUpload.cfm?View=yes&ID=24816>
  10. Gallegos Nieto E, Medellín Castillo HI, de Lande DF. Análisis del desempeño estructural de andamios de hidroxapatita utilizados en ingeniería tisular. Ingenier Mecáni Tecnololog Desarroll [Internet]. 2013 Sep [citado 12/01/2020];4(5):185-194. Disponible en: [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1665-73812013000200006](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1665-73812013000200006)
  11. ASTM Internacional [Internet]. West Conshohocken: ASTM; c1996 [citado 12/01/2020]. ASTM F2423-11 Standard guide for functional, kinematic, and wear assessment of total disc prostheses [aprox. 2 pantallas]. Disponible en: <https://www.astm.org/Standards/F2423.htm>
  12. ISO: International Organization for Standardization [Internet]. Geneva: ISO; 2011 [citado 12/01/2020]. ISO 18192-1:2011 Implants for surgery — Wear of total intervertebral spinal disc prostheses — Part 1: Loading and displacement parameters for wear testing and corresponding environmental conditions for tests. Disponible en: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:18192:-1:ed-2:v1:en>
  13. Fragkou K. Mechanical and computational modeling of implants. [Tesis de Maestría]. Patras: University of Patras; 2017 [citado 12/01/2020]. Disponible en: [https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/10905/3/Nemertes\\_Fragkou%28ele%29.pdf](https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/10905/3/Nemertes_Fragkou%28ele%29.pdf)
  14. Kurts SM, Edidin AA. Spine technology handbook. 1<sup>st</sup> ed. Burlington: Elsevier; 2006.
  15. Arroyo Pérez S. Diseño y análisis de una prótesis de disco lumbar por invasión lateral [Tesis de Maestría]. Ciudad de México: Instituto Politécnico Nacional; 2017 [citado 12/01/2020]. Disponible en: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/20772/Diseno%20y%20analisis%20de%20una%20protesis%20de%20disco%20lumbar.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
  16. Ren Ch, Song Y, Xue Y, Yang X, Zhou Ch. Evaluation of bioabsorbable multiamino acid copolymer/nanohydroxyapatite/calcium sulfate cage in goat spine model. World Neurosurg [Internet]. 2017 Jul [citado 12/01/2020];103:341-7. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S1878875017305004>
  17. Hu B, Wang L, Song Y, Hu Y, Lyu Q, Liu L, et al. A comparison of long-term outcomes of nanohydroxyapatite/polyamide-66 cage and titanium mesh cage in anterior cervical corpectomy and fusion: A clinical follow-up study of least 8 years. Clin Neurol Neurosurg [Internet]. 2019 Jan [citado 12/01/2020];176:25-9. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S0303846718304487>
  18. Ji-Won K, Sun Hee B, Tae Hyun P, Sung-Jae L, Hwan-Mo L, Soo-Bin L, et al. Biomechanical comparison of cervical discectomy/fusion model using allograft spacers between anterior and posterior fixation methods (lateral mass and pedicle

screw) [Internet]. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2020 Mar [citado 18/03/2020];73:226-33. Disponible en:  
<https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S0268003320300449>.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.01.018>

19. Pan HCh, Wang YCh, Lee ChH, Yang DY. Hollow bone cement fillet with impacted cancellous bone as a substitute for bone grafts in cervical spine fusion. J Clin Neurosci [Internet]. 2007 Feb [citado 12/01/2020];14(2):143-7. Disponible en:  
<https://europepmc.org/article/med/17161288>
20. Silva LM, Rosso JM, Bonadio TGM, Silva DM, Dias GS, Weinand WR, et al. On mechanical properties and bioactivity of PVDF-BCP composites. Cerâmica [Internet]. 2018 Jul-Sep [citado 12/01/2020];64(371):359-66. Disponible en:  
[https://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0366-69132018000300359&script=sci\\_arttext](https://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0366-69132018000300359&script=sci_arttext)
21. García-Gareta E, Coathup MJ, Blunn GW. Osteoinduction of bone grafting materials for bone repair and regeneration. Bone [Internet]. 2015 Dec [citado 12/01/2020];81:112-121. Disponible en:  
<https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S8756328215002793>.  
<https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.07.007>

## CONFLICTOS DE INTERESES

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

## CONTRIBUCIÓN DE LOS AUTORES

JCLB: diseñó el estudio, analizó los datos y redactó la primera versión del manuscrito.

EFM: analizó y procesó los datos del estudio.

AÁR, EAGG: intervinieron en la redacción del manuscrito.

Todos los autores aprobaron la versión final del manuscrito.