

## EVALUACIÓN DE MODELO MECÁNICO DE CUERPOS VERTEBRALES TRATADOS CON DISCOPLASTÍA

Lucas O. Basiuk<sup>a,b</sup>, Gaston Camino-Willhuber<sup>c</sup>, Mariana Bendersky<sup>c,d</sup>, Ariel G. Meyra<sup>a,b</sup>, Ramiro M. Irastorza<sup>a,b</sup> y C. Manuel Carlevaro<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>*Instituto de Física de Líquidos y Sistemas Biológicos, Universidad Nacional de La Plata, Av. 59 n°789, 1900, La Plata, Argentina, iflysib@iflysib.unlp.edu.ar, <https://web.iflysib.unlp.edu.ar/>*

<sup>b</sup>*Grupo de Materiales Granulares, Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad Regional La Plata, Universidad Tecnológica Nacional, Av. 60 esq. 124, 1900, La Plata, Argentina, granulares@frlp.utn.edu.ar, <http://granulares.frlp.utn.edu.ar/>*

<sup>c</sup>*Hospital Italiano de Buenos Aires, Tte. Gral. Juan Domingo Perón 4190, CABA, C1199ABB, Buenos Aires, Argentina, instituto.universitario@hospitalitaliano.org.ar, <https://www.hospitalitaliano.org.ar/>*

<sup>d</sup>*Laboratorio de Anatomía Viviente, III Cátedra de Anatomía Normal, Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires. Paraguay 2155, CABA, 1211, instituto.universitario@hospitalitaliano.org.ar, <https://fmed.uba.ar>*

**Palabras clave:** Discoplastía percutánea, enfermedad discal avanzada, espaciador de cemento, método de elementos finitos.

**Resumen.** La discoplastía es un procedimiento mínimamente invasivo para tratar pacientes de edad avanzada con enfermedades degenerativas en los cuerpos vertebrales, por lo general en la zona lumbar de la columna, y con la finalidad de descomprimir y estabilizar aquellas zonas más comprometidas. El procedimiento reduce el dolor del paciente mediante la inyección de cemento en los neumodiscos degenerados consiguiendo así la separación de las vértebras. Mediante el método de elementos finitos se pretende modelizar y evaluar el caso de una paciente ya sometida a la discoplastía debido a su enfermedad discal avanzada, analizar cambios biomecánicos y parámetros como: ángulo resultante del cuerpo vertebral, volumen de cemento inyectado, entre otros. En este primer estudio los modelos se construyen a partir de imágenes de tomografía computada y se realizan estudios paramétricos de los dominios que los componen: cuerpo vertebral, disco intervertebral y cemento (PMMA).

**Keywords:** Percutaneous discplasty, advanced disc disease, cement spacer, finite element method

**Abstract.** Discoplasty is a minimally invasive procedure to treat older adult patients with advanced degenerative disc disease with pneumodisc, usually in the lumbar spine, to stabilize and decompress the compromised segments. The procedure reduces the patient's pain by injecting cement into the degenerated pneumodiscs, thus achieving separation of the vertebrae. The finite element method is used to model and evaluate the case of a patient who has already undergone discoplasty due to advanced disc disease, to analyze biomechanical changes and parameters such as: resulting angle of the vertebral body, volume of cement injected, among others. The models are built from computed tomography images and parametric studies of the domains that compose them: vertebral body, disc intervertebral and cement (PMMA) are performed.

## 1. INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar de causa degenerativa es uno de los motivos de consulta más frecuentes en la práctica médica. Las causas de dolor lumbar son diversas y encontrar el origen del dolor lumbar para establecer una modalidad terapéutica adecuada representa un verdadero desafío.

El tratamiento quirúrgico es una opción cuando fallan los tratamientos conservadores (no quirúrgicos). Además, los pacientes adultos mayores tienen más riesgo de complicaciones asociadas a la cirugía por múltiples causas como las condiciones asociadas a su edad y las comorbilidades (enfermedades reumáticas, enfermedades cardiovasculares y cardiopulmonares, cerebrovasculares, diabetes, osteoporosis, etc.), aumentando el riesgo. Por lo que intervenciones complejas en casos de deformidad o inestabilidad conllevan mayor riesgo quirúrgico.

Debido a esto, el surgimiento de técnicas mínimamente invasivas es promisorio, entre ellas, la discoplastia percutánea (DP) ha demostrado disminuir el dolor lumbar con un riesgo quirúrgico mínimo. La DP originalmente desarrollada por (Varga et al., 2015) consiste en lograr el aumento del espacio intervertebral y la descompresión indirecta de la raíz nerviosa en esa zona utilizando polimetilmetacrilato (PMMA) como un separador inyectado dentro del neumodisco. Con la edad, los tejidos pueden degradarse, el núcleo del disco se deshidrata y pierde presión. A medida que avanza la enfermedad, la degradación del núcleo puede conducir a un espacio de vacío en el disco y puede suponer una reducción de la altura del disco, un aumento de la inestabilidad y una mayor presión del nervio espinal, con el consiguiente dolor de miembros inferiores y dolor lumbar (Camino Willhuber et al., 2020).

Los estudios clínicos han demostrado que la DP reduce significativamente el dolor lumbar y de miembros inferiores, (Camino Willhuber et al., 2020) trataron con éxito patologías lumbares mediante DP. Su estudio presenta los resultados de 54 pacientes con patología lumbar degenerativa avanzada tratada sólo con DP con resultados clínicos positivos, en términos de aumento de la altura del disco y aumento de la apertura del neuroforamen.

Para comprender cómo afecta la DP a la biomecánica de la columna vertebral y para cuantificar el potencial de la técnica, se necesitan más estudios en modelos de discoplastia por lo que el objetivo de este trabajo preliminar es modelizar y evaluar mediante el Método de Elementos Finitos un caso particular simplificado de una paciente sometida a una DP, en sus estados preoperatorio y el resultado postoperatorio. El modelo se construye a partir de los resultados publicados por (Finley et al., 2018).

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

A continuación se describe el método de construcción para los modelos 3D de la paciente en cuestión en su estado preoperatorio y postoperatorio. Los modelos se presentan en la Fig. 1. Seguido a ello se detalla el modelo de elementos finitos para su posterior análisis y un detalle de las mediciones realizadas.

### 2.1. Geometría y mallado

Se realizó la construcción de la zona lumbar baja de la columna, segmentos L4 y L5, de una paciente de 85 años de edad con patología discal degenerativa lumbar y deformación de la columna. Se relevaron imágenes de tomografía computada de la columna lumbosacra, matriz de dimensión 512 x 512 y una distancia de capas de 0,523 mm, y se exportaron en formato DICOM para la construcción de los dos modelos tridimensionales de los cuerpos vertebrales, los discos intervertebrales, preoperatorio y postoperatorio, junto al PMMA inyectado para el caso postoperatorio.

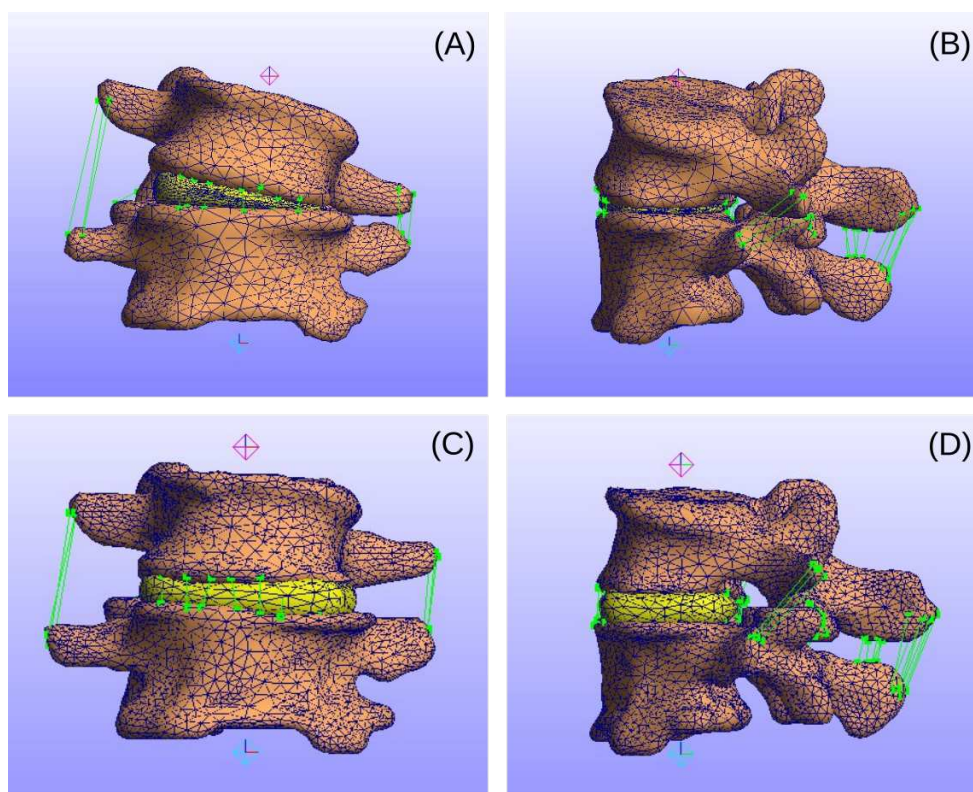


Figura 1: Modelos reconstruidos de tomografías computadas de vértebras L4 y L5. (A) y (B) Vista frontal y lateral de preoperatorio, respectivamente. (C) y (D) Vista frontal lateral del postoperatorio, respectivamente.

Se utilizó el software 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) para generar los modelos tridimensionales de los cuerpos vertebrales, el PMMA y los discos intervertebrales a partir de los datos de la tomografía computada. Con el mismo software también se realizó el suavizado de las superficies para eliminar imperfecciones como agujeros o picos que aparecen como resultado de la construcción del sólido a partir de imágenes.

Se obtuvieron los modelos tridimensionales, en formato STL, se empleó el software FEBio Studio (Maas et al., 2012) para el mallado de las vértebras y la construcción de los ligamentos involucrados en las vértebras L4 y L5. Mientras que el conjunto postoperatorio, disco intervertebral y PMMA se malló con el software Gmsh (Geuzaine y Remacle, 2009). En cuanto a los ligamentos, se modelaron los siete conjuntos ligamentarios principales, ligamentos longitudinales anteriores, ligamentos longitudinales posteriores, ligamentos flavales, ligamentos capsulares facetarios, ligamentos intertransversos, ligamentos interespinosos y ligamentos supraespinosos.

Malladas todas las piezas, se utilizó FEBio Studio para construir los conjuntos preoperatorio y postoperatorio y definir condiciones de contorno, de carga y contactos, etc., para iniciar las simulaciones. Se utilizó el solver del mismo software para resolver y el FEBio PostView para analizar los resultados.

## 2.2. Modelo mecánico

En la Tabla 1 se detallan las propiedades de la estructura tisular de las vértebras, el disco intervertebral y el PMMA utilizadas para la simulación mecánica.

Se definió a cada vertebra con una estructura biológica mesocortical, al disco intervertebral sin núcleo pulposos y sin facetas cartilaginosas entre las vertebra y el disco (estas dos últimas

características sugeridas por los médicos profesionales de acuerdo al estado de la paciente). Todas las piezas fueron consideradas como material Neo Hookeano (Lewin et al., 2022).

Para el mallado se utilizaron únicamente elementos tetrahédricos de 4 nodos, tanto para las vértebras como para el disco y el PMMA. En cuanto a los ligamentos se crearon y conectaron dentro del mismo FEBio Studio como modelos de resorte y se adoptó una configuración no lineal, sometida a la elongación y sin compresión.

Se consideraron las interacciones entre las apófisis articulares en el movimiento lumbar y entre el disco intervertebral y las propias vértebras, estableciendo los pares de contacto con deslizamiento para el primer caso y sin deslizamiento para el segundo caso de modo tal de reproducir el movimiento articular del conjunto L4 y L5. Los modelos computacionales se establecieron utilizando el software FEBio Studio.

La carga utilizada para estos modelos fue una torque de 7,5 Nm aplicado sobre la vértebra L5, variando las direcciones y sentido de aplicación para replicar distintos movimientos. A su vez, la vértebra L4 se encontraba fija, sin posibilidad de desplazamiento y rotación.

Por último, se escogió simular los movimientos de flexión hacia adelante, extensión hacia atrás, movimiento lateral hacia izquierda y derecha y la rotación en ambos sentidos.

Componente	Módulo de Young [MPa]	Coef. de Poisson
Tejido óseo	4000	0.3
Disco intervertebral	23.8	0.42
PMMA	2000	0.3

Tabla 1: Propiedades de los tejidos y PMMA utilizados en los modelos de elementos finitos.

### 2.3. Variables estudiadas

Se construyeron dos modelos preoperatorio y postoperatorio a través de los cuales se determinaron: los rangos de movimiento (de sus siglas en inglés ROM) para cada ensayo biomecánico, los volúmenes del espacio intervertebral, el volumen de PMMA inyectado, el volumen del foramen de conjunción, y estimación de las tensiones de von Mises sobre la cara inferior de la vértebra L4. Se utilizaron procedimientos similares a los detallados en (Finley et al., 2018) y (Lewin et al., 2022). Para cuantificar el volumen del foramen de conjunción se utilizó un procedimiento como el implementado en (Eltes et al., 2021).

## 3. RESULTADOS

Todos los resultados de este trabajo se contrastaron con los ensayos simulados por (Finley et al., 2018) y (Lewin et al., 2022), obteniéndose valores comparables tanto para el modelo preoperatorio como para el postoperatorio. A continuación se detalla cada caso.

### 3.1. Rango de movimiento (ROM)

Se simularon y se compararon los movimientos propuestos para los dos modelos. En la Fig. 2 se detallan los valores obtenidos. Puede observarse como para el caso postoperatorio se ve un aumento en los ROM, medidos en grados sexagesimales. Un detalle no menor es que para el caso preoperatorio su flexión tanto a izquierda como derecha era prácticamente nula y luego de

la discoplastia, bajo las condiciones del modelo, se logró mejorar esa situación. Independientemente de los valores numéricos, la diferencia porcentual entre ambos casos concuerda con la bibliografía [Finley et al. \(2018\)](#).

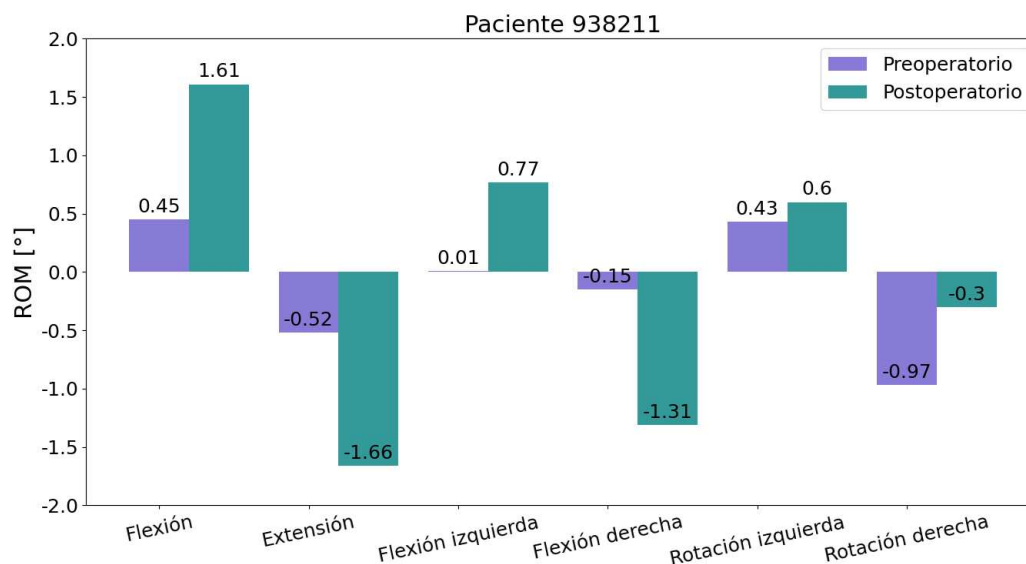


Figura 2: Rangos de movimiento para las distintas sollicitaciones.

### 3.2. Volúmenes calculados

El volumen de foramen de conjunción se calculó con el procedimiento descrito por ([Eltes et al., 2021](#)). Brevemente, se atraviesa la zona del foramen con un cilindro y se mide el volumen de intersección entre las vértebras y dicho cilindro. Luego se realiza la diferencia de volumen de los casos pre y postoperatorio. En el presente trabajo proponemos utilizar un cilindro izquierdo y uno derecho tal como se ejemplifica en la Fig. 3. En la Tabla 2 se detallan los volúmenes de foramen de conjunción calculados para ambos casos y se observa como la diferencia se disminuye del lado izquierdo y como aumenta del lado derecho.

	Lado izquierdo	Lado derecho
Preoperatorio	3523.341	2595.329
Postoperatorio	3030.46	3086.237
Diferencia	-492.881	490.901

Tabla 2: Comparación de volúmenes de foramen pre y postoperatorio en mm<sup>3</sup>.

En la Tabla 3 se detallan para ambos casos los volúmenes ocupados por el disco intervertebral, y por el PMMA para el caso postoperatorio. Se observa un aumento de volumen total del espacio intervertebral.

### 3.3. Tensiones von Mises promedio

Se calculó el promedio de las tensiones de von Mises (de sus siglas en inglés AVM) sobre la cara inferior de la vértebra L4 (Fig. 4) para ambos casos. Se computó por lado: derecho e

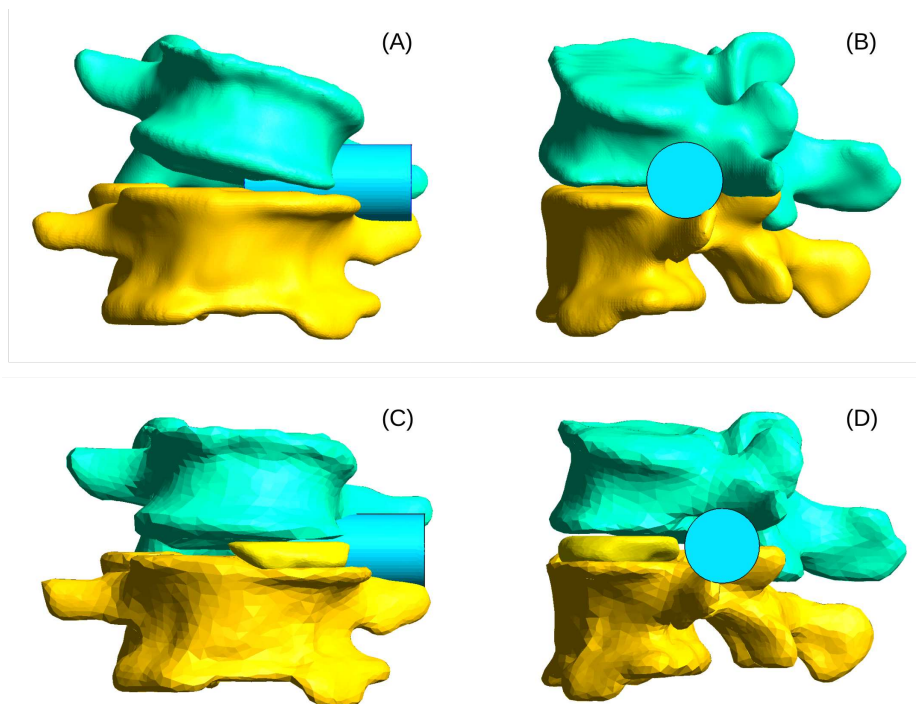


Figura 3: Técnica para medir volumen del foramen de conjunción del lado derecho, para una mejor visualización no se muestra el disco intervertebral. Vista de frente (A) y de perfil (B) donde se coloca un cilindro y se evalúa la porción de éste ocupada por las vértebras antes y después de la intervención. (C) y (D) muestra el modelo postoperatorio y se muestra también el volumen de PMMA inyectado.

	Preoperatorio	Postoperatorio
Disco intervertebral	3594.59	4770.38
Núcleo/ PMMA		2166.77
Total	3594.59	6937.15

Tabla 3: Comparación de volúmenes en el espacio intervertebral en  $\text{mm}^3$ .

izquierdo. Los resultados se detallan en las Figs. 5 y 6, en las cuales se muestran las tensiones de von Mises promedio para el lado izquierdo y derecho, respectivamente. En ambas figuras se puede observar como dicha tensión promedio es mayor para el caso postoperatorio excepto para las rotaciones. Al mismo tiempo no contamos con valores para el flexión lateral hacia la izquierda debido a la propia patología del paciente que no permite ese movimiento (las vértebras se encuentran en contacto, ver Fig. 1 (A)).

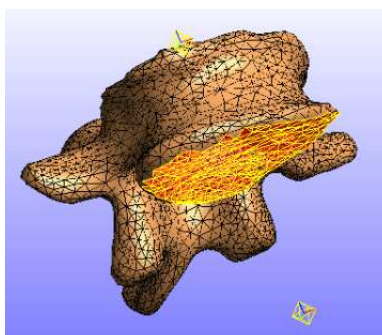


Figura 4: Vértebra L4 en vista isométrica inferior donde se puede apreciar la cara sobre la cual se midió el promedio de las tensiones de von Mises.

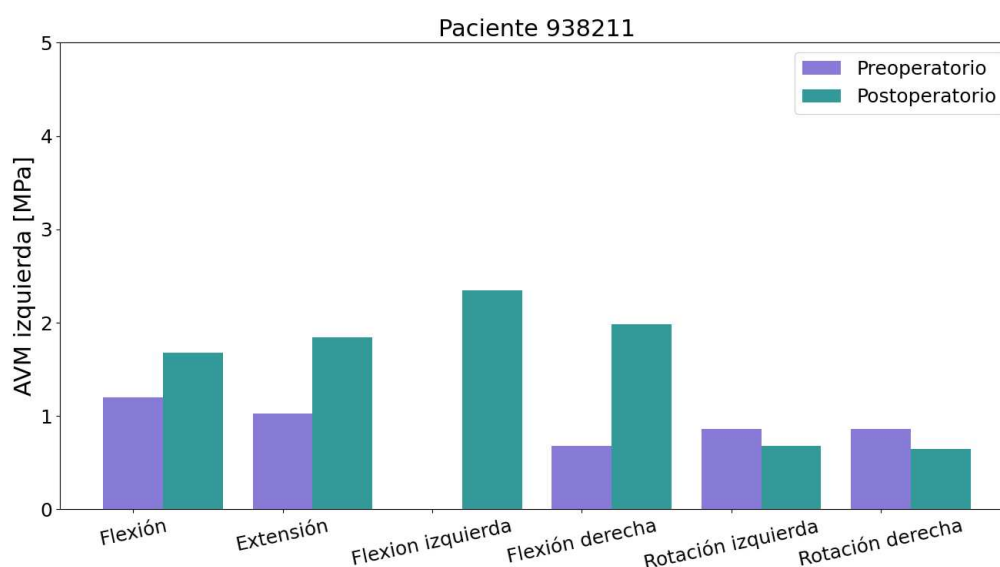


Figura 5: Promedio de las tensiones de von Mises sobre el lado izquierdo de la cara inferior de L4.

#### 4. DISCUSIÓN

En este trabajo se desarrolló un procedimiento para caracterizar la biomecánica de las vértebras L4 y L5 luego de una discoplastia percutánea. En particular, se propuso evaluar las variables: ROM, volumen del foramen y del espacio intervertebral, y tensión en la cara inferior de L4. Con esto se busca demostrar y cuantificar el fenómeno de descompresión foraminal indirecta y la ganancia de altura del espacio intervertebral que es el objetivo de la intervención mencionada.

La experiencia en clínica indica que a medida que avanza la degradación del núcleo puede aparecer un espacio vacío en el disco que supone una reducción de la altura del mismo, un aumento de la inestabilidad, y una mayor presión del nervio espinal. Teóricamente el cemento (PMMA) es un estabilizador del espacio, al tensar por distracción la unidad vertebra-disco-vertebra debería disminuir sus movimientos. El resultado obtenido para el rango de movimiento con el presente modelo es contraintuitivo porque, en casi todos los casos, es mayor el postoperatorio que el preoperatorio. La explicación probable es que en el modelo no se ha considerado el espacio vacío sino que se completa el espacio con un material con las propiedades del cartílago. Esto sin dudas, es una limitación del modelo que se deberá corregir.

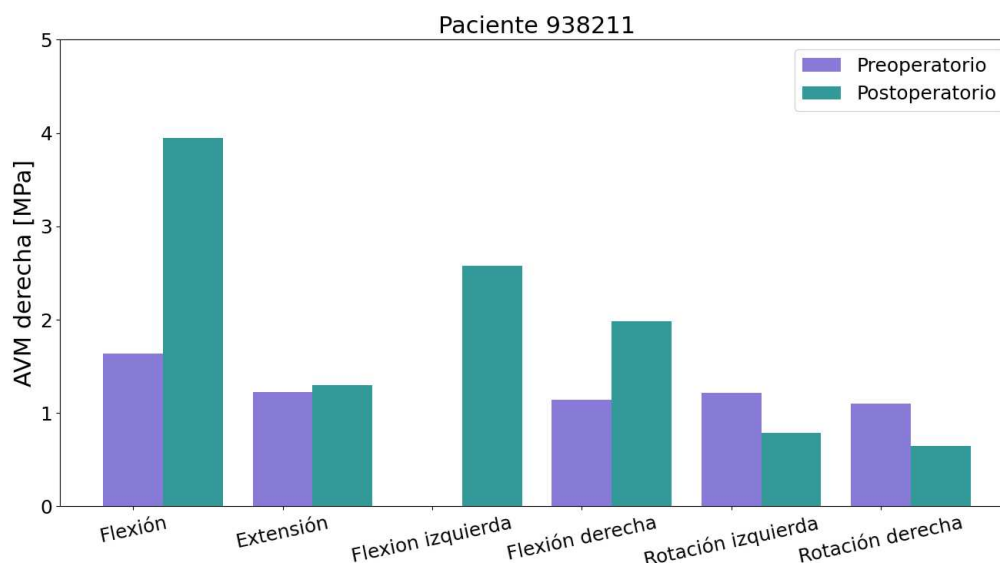


Figura 6: Promedio de las tensiones de von Mises sobre el lado derecho de la cara inferior de L4.

Una caracterización geométrica que es de interés es el volumen determinado por la separación entre vértebras que es por donde pasan las terminales nerviosas, algo de mucha importancia a la hora reducir el dolor del paciente. En este trabajo se cuantificaron estos volúmenes separando en lado derecho e izquierdo para destacar la geometría particular estudiada (la Fig. 3 (C) muestra que el PMMA se inyectó sobre el lado derecho del espacio intervertebral). Esto explica que la diferencia del volumen del foramen disminuye del lado izquierdo y aumenta del lado derecho, como era esperable para mejorar la situación preoperatoria (ver Tabla 2). Este cálculo no es habitual en la práctica y con estos modelos tridimensionales es posible cuantificarlo. La separación intervertebral también se vio evidenciada en los volúmenes pre y postoperatorios, el aumento fue del doble (ver Tabla 3).

Respecto de las tensiones alcanzadas en la vértebra L4, también se estudiaron las diferencias derecha e izquierda para evidenciar el efecto del cemento. Los valores obtenidos son similares a los de la bibliografía. En ambos casos la tensión de von Mises es mayor en casi todos los ensayos, eso podría deberse a dos factores: primero los rangos de movimiento son mayores para el postoperatorio, es de esperar que un mayor desplazamiento genere una mayor tensión. Segundo, las propiedades mecánicas del cemento son similares a las del hueso, esto podría generar una mayor tensión en las regiones de contacto (tal como ocurre en el trabajo de (Finley et al., 2018)). Esto último es reforzado porque se observa un aumento al doble en el AVM a derecha respecto del valor a la izquierda, cuando se aplica el ensayo de flexión.

## 5. CONCLUSIONES

En este trabajo se desarrolló un procedimiento de evaluación personalizada de pacientes con patologías en la columna vertebral. El caso particular analizado fue un paciente sometido a una discoplastia. Se evaluó la funcionalidad biomecánica del resultado postoperatorio para poder facilitar una herramienta de modelado que acompañe la metodología en quirófano. Adicionalmente, se implementaron mediciones del tipo geométricas que son de utilidad para los médicos pero que por sus características son difíciles de obtener con las técnicas de imágenes clínicas convencionales. En ese aspecto, la construcción de modelos tridimensionales constituyen



una herramienta novedosa en este tipo de intervenciones. Si bien los resultados de los modelos aquí presentados no son concluyentes aún, permiten desarrollar varios ensayos computacionales como torsión, flexión, compresión, entre otros y caracterizar geoméricamente los escenarios simulados. Se demostró que las herramientas de segmentación, análisis de las imágenes, y finalmente modelado con el Método de Elementos Finitos permiten cuantificar objetivamente cada una de las intervenciones y, potencialmente, podrían ser de utilidad en la planificación de las estrategias para la cirugía y evaluación de los resultados postoperatorios.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al financiamiento por parte del PICT 2020-SERIEA-00457 de Agencia Nacional de Promoción de la Investigación, el Desarrollo Tecnológico y la Innovación, al Proyecto de Unidad Ejecutora PUE 22920180100010C (CONICET) y al proyecto UTN (MAUTILP0007746TC).

## REFERENCIAS

- Camino Willhuber G., Kido G., Pereira Duarte M., Estefan M., Bendersky M., Bassani J., Petracchi M., Gruenberg M., y Sola C. Percutaneous cement discoplasty for the treatment of advanced degenerative disc conditions: a case series analysis. *Global Spine Journal*, 10(6):729–734, 2020.
- Eltes P.E., Kiss L., Bereczki F., Szoverfi Z., Techens C., Jakab G., Hajnal B., Varga P.P., y Lazary A. A novel three-dimensional volumetric method to measure indirect decompression after percutaneous cement discoplasty. *Journal of orthopaedic translation*, 28:131–139, 2021.
- Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J.C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F., Sonka M., et al. 3d slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network. *Magnetic resonance imaging*, 30(9):1323–1341, 2012.
- Finley S.M., Brodke D.S., Spina N.T., DeDen C.A., y Ellis B.J. Febio finite element models of the human lumbar spine. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 21(6):444–452, 2018.
- Geuzaine C. y Remacle J.F. Gmsh: A 3-d finite element mesh generator with built-in pre- and post-processing facilities. *International journal for numerical methods in engineering*, 79(11):1309–1331, 2009.
- Lewin S., Försth P., y Persson C. Low-modulus pmma has the potential to reduce stresses on endplates after cement discoplasty. *Journal of functional biomaterials*, 13(1):18, 2022.
- Maas S.A., Ellis B.J., Ateshian G.A., y Weiss J.A. Febio: finite elements for biomechanics. *Journal of biomechanical engineering*, 134(1), 2012.
- Varga P., Jakab G., Bors I., Lazary A., y Szövérfi Z. Experiences with pmma cement as a stand-alone intervertebral spacer. *Der Orthopäde*, 44(1):1–8, 2015.