

MODELO SIMPLIFICADO DE UNA UNIDAD FUNCIONAL ESPINAL PARA DETERMINAR PARÁMETROS DE CIRUGÍA

SIMPLIFIED MODEL OF A SPINAL FUNCTIONAL UNIT TO DETERMINE SURGICAL PARAMETERS

Lucas O. Basiuk^{a,b}, Gastón Camino–Willhuber^c, Mariana Bendersky^d, Ariel G. Meyra^{a,b},
Ramiro M. Irastorza^{a,b} y C. Manuel Carlevaro^{a,b}

^a*Grupo Mecánica Estadística de Líquidos y Materia Condensada Blanda (MELyMCB), Instituto de Física de Líquidos y Sistemas Biológicos (IFLySiB), Fac. de Cs. Exactas, Universidad Nacional de La Plata, Argentina, iflysib@iflysib.unlp.edu.ar, <https://mel.iflysib.unlp.edu.ar/>*

^b*Grupo de Materiales Granulares (GMG), Facultad Regional La Plata, Universidad Tecnológica Nacional, Argentina, granulares@frlp.utn.edu.ar, <http://granulares.frlp.utn.edu.ar/>*

^c*Servicio de Traumatología, Policlínica Gipuzkoa, San Sebastian, España.
<https://www.policlinicagipuzkoa.com/especialidades/traumatologia/>*

^d*Laboratorio de Anatomía Viviente, Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires, Argentina, instituto.universitario@hospitalitaliano.org.ar, <https://fmed.uba.ar>*

Palabras clave: Modelo de juguete, modelo de juguete paramétrico, Biomecánica, Discoplas-tía Percutánea Ósea, Mecánica Computacional.

Resumen. Se presenta un modelo computacional simplificado de la unidad funcional espinal L4-L5 para explorar parámetros relevantes en cirugías mínimamente invasivas como la discoplastia percutánea ósea. Usando software libre (Gmsh, Dolfinx, Paraview), se pueden personalizar variaciones en la altura del disco y el volumen de cemento óseo. Los resultados incluyen verificación con un caso clínico, estimación del volumen inyectado y análisis de tensiones pre y postoperatorias. El trabajo busca aportar a la optimización de parámetros quirúrgicos.

Keywords: Toy model, Parametric toy model, Biomechanics, Percutaneous Bone Discoplasty, Computational Mechanics.

Abstract. A simplified computational model of the L4-L5 functional spinal unit is presented to explore relevant parameters in minimally invasive surgeries such as percutaneous cement discoplasty. Using open-source software (Gmsh, Dolfinx, Paraview), variations in disc height and bone cement volume can be customized. The results include verification with a clinical case, estimation of injected cement volume, and analysis of pre- and postoperative stresses. This work aims to contribute to the optimization of surgical parameters.

1. INTRODUCCIÓN

La degeneración del disco intervertebral (DIV) en la región lumbar es una de las principales causas de dolor crónico en adultos mayores, afectando la calidad de vida y la movilidad. Esta condición puede provocar pérdida de altura del disco, compresión de raíces nerviosas e inestabilidad de la unidad funcional espinal (FSU). De acuerdo al estado patológico del caso evaluado por los especialistas, el paciente puede comenzar con un tratamiento conservador (no quirúrgico), de no ser posible se considera la intervención quirúrgica y ya para casos en los cuales el paciente se encuentra en un estado crítico se consideran los tratamientos denominados minimamente invasivos.

Para estudiar, visualizar y planificar este tipo de intervenciones, existen una amplia variedad de modelos tridimensionales de columna vertebral, ya sea completa o parcial, que han sido validados para replicar su biomecánica y así comprender distintos fenómenos asociados a sus estados saludable y patológico. Estos modelos van desde modelos relevados de imágenes médicas (modelo personalizado, (Caprara et al., 2021)) hasta modelos representativos de cierta población con mayor o menor fidelidad anatómica (Finley et al., 2018; Bellina et al., 2024). En el primer caso, el modelo reproduce con mayor detalle la anatomía del paciente, aunque su elaboración demanda un proceso de segmentación de imágenes considerable (Sekuboyina et al., 2021). En el segundo caso, si bien los modelos están cuidadosamente diseñados, requieren un proceso adicional de personalización para cada paciente y en ocasiones no logran representar con exactitud la situación clínica particular.

En este trabajo se consideran dos casos de una Unidad Funcional Espinal (FSU) L4-L5: uno patológico (preoperatorio) y otro postoperatorio. Como caso patológico, aquel donde la FSU sufre una degeneración del DIV lo que conduce a una pérdida de su altura y en los casos más severos se suma una compresión de las terminales nerviosas y una inestabilidad de la FSU, provocando dolor. Por otro lado, el caso postoperatorio, aquel donde el caso patológico fue tratado mediante un procedimiento considerado mínimamente invasivo llamado Discoplastia Percutánea Ósea (DPO) (Varga et al., 2015) la cual consiste en inyectar polimetilmetacrilato (PMMA) en el DIV para restaurar la altura de la FSU para simplemente aliviar el dolor del paciente (Caminio Willhuber et al., 2020).

En trabajos previos, hemos desarrollado un modelo tridimensional de una FSU L4 - L5 relevada de imágenes médicas (Basiuk et al., 2023) y hemos utilizado un modelo completo lumbar sin imperfecciones para acompañar la estrategia de quirófano por parte de los médicos especialistas (Basiuk et al., 2024). Este último se refiere a una geometría idealizada, sin signos de degeneración ni variaciones morfológicas, de mucha utilidad pero limitada para representar casos clínicos específicos. Este trabajo tiene como objetivo desarrollar un modelo CAD de una FSU L4 - L5 paramétrico que permita modelar rápidamente un estado patológico y otro postoperatorio de acuerdo a parámetros específicos tomados de imágenes médicas. En ese sentido, con este modelo se busca diseñar una herramienta eficiente para la estimación y optimización rápida de volúmenes de PMMA, tensiones y desplazamientos aproximados para la planificación de una estrategia de cirugía de una DPO.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

A continuación se comenta brevemente el modelo construido a partir de imágenes médicas (considerado como control en este trabajo, (Basiuk et al., 2023)) y el método de construcción del modelo CAD actual, ambos obtenidos a partir de una paciente con su diagnóstico clínico

confirmado, en su estado preoperatorio y postoperatorio. Además se detalla el modelo mecánico para su posterior análisis.

2.1. Geometría CAD

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. Dicha paciente comenzó sus estudios preoperatorios durante el año 2017, en el año 2019 fue operada mediante una intervención de DPO y el último registro de su estado postoperatorio fue del año 2021. Las dimensiones se relevaron de imágenes de tomografía computada de la columna lumbosacra de dicha paciente. Mediante el software Gmsh ([Geuzaine y Remacle, 2009](#)), se construyó cada segmento y su respectivo DIV utilizando como geometría principal elipses. Para las apófisis transversas, articulares y espinosa, prismas y cilindros de acuerdo sus geometrías fisiológicas. Cabe aclarar que las dimensiones de las elipses esencialmente fueron tomadas directamente de las imágenes de tomografía de la paciente. Además en cada vértebra fue representada su parte cortical y trabecular. En la Figura 1 se detallan la vista axial, coronal y sagital del modelo CAD parametrizable. De acuerdo a la condición de cada paciente podemos editar las dimensiones de las elipses que conforman cada vértebra y el DIV, la posición relativa entre cada una de estas vértebras, la altura del disco (implícitamente) y el ángulo de la vértebra L4 respecto de L5.

En este primer modelo parametrizado se utilizaron medidas tomadas del plano coronal y axial únicamente priorizando la deformación del caso de la paciente en el sentido de extensión lateral. Sin embargo, entendemos que el plano sagital también influye en el modelo y en el volumen del material implantado. Por tal motivo, en futuras versiones se va lo va tener en cuenta.

Este tipo de geometrías CAD surgen del concepto de "modelo de juguete", que no es más que una representación simplificada de una forma o geometría determinada para que mediante una construcción más sencilla y rápida se puedan comprender y analizar los distintos fenómenos asociados al modelo real (escoliosis, lordosis, inestabilidad, etc) ([Kapandji y Lacombe, 2006](#)). De este modelo de juguete se obtuvieron los modelos tridimensionales parametrizados. Se utilizó Dolfinx ([Baratta et al., 2023](#)) para realizar las simulaciones por elementos finitos. Por último, se utilizó el Paraview para visualizar los resultados.

2.1.1. Configuración de parámetros

El detalle de las cantidades editables dentro de este modelo se esquematizan en la Figura 1 y son las siguientes:

- Altura de vértebra L4 (hL_4).
- Altura de vértebra L5 (hL_5).
- Distancia entre centros de vértebras (dL_{4-5}).
- Radio mayor (x_c) y radio menor (y_c) de cada elipse.
- Ángulo de L4 respecto de L5 (α).

El modelo propuesto solo necesita de unos pocos parámetros de entrada para crear y visualizar una FSU de modo que el profesional pueda evaluar el caso en cuestión. Las variables

necesarias se relevan de las imágenes médicas del propio paciente obteniendo así un modelo sencillo y de forma rápida a partir de un número mínimo de datos.

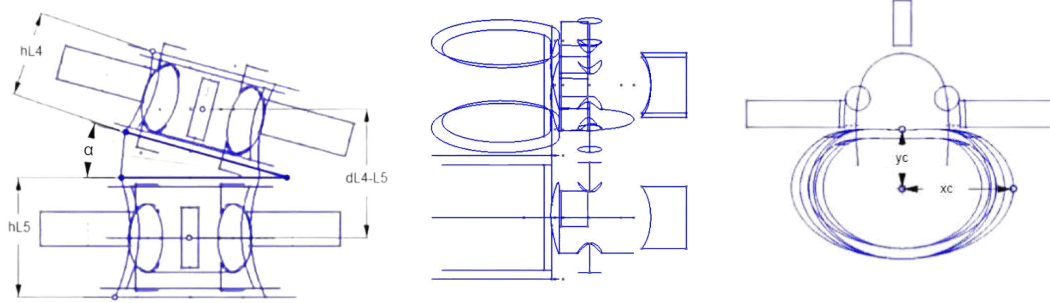


Figura 1: Modelo paramétrico inspirado en (Kapandji y Lacomba, 2006). Se marcan los parámetros que se pueden definir por el médico. A) Plano coronal. B) Plano sagital. C) Plano axial.

2.2. Modelo biomecánico

En una primera aproximación para un modelo mecánico simple se optó por un modelo lineal elástico clásico tanto para el hueso cortical como para el hueso trabecular:

$$\sigma = 2\mu\varepsilon + \lambda tr(\varepsilon)I \quad (1)$$

donde, $\varepsilon = \frac{(\nabla u + (\nabla u)^T)}{2}$ es el tensor de deformación, μ y λ son los parámetros de Lamé e I es el tensor identidad. La relación entre la tensión y la deformación se puede definir de la siguiente forma, $\sigma = C : \varepsilon$ donde $C_{ijkl} = \mu(\delta_{ik}\delta_{jl} + \delta_{il}\delta_{jk}) + \lambda\delta_{ij}\delta_{kl}$.

Por otro lado, para el tejido del DIV se adoptó una configuración de material hiperelástico, que se caracteriza por la existencia de una función de energía de deformación almacenada ψ :

$$\psi = \frac{\lambda}{2} tr(\varepsilon)^2 + \mu \varepsilon : \varepsilon \quad (2)$$

Generalizando el modelo y usando E en lugar de ε se obtiene el modelo no lineal de St. Venant–Kirchhoff:

$$\psi = \frac{\lambda}{2} tr(E)^2 + \mu E : E \quad (3)$$

En este trabajo en particular definimos al tejido cartilaginoso del DIV con un modelo *neo-hookeano* compresible:

$$\psi = \frac{\mu}{2} \frac{I_c}{2} - \mu \ln(J) + \frac{\lambda}{2} (\ln J)^2 \quad (4)$$

donde

$$\begin{aligned} C &= F^T F \\ F &= I + \nabla u \\ E &= \frac{1}{2}(C - I) \\ I_c &= tr C \\ J &= det F. \end{aligned}$$

En particular, en esta prueba de concepto, la base de la vértebra L5 y la tapa de la L4 se supusieron cuerpos rígidos y se aplicaron las condiciones de contorno de desplazamiento (rotación de ángulo fijo aproximadamente 3°) y fuerza de compresión de 500 N, son valores que habitualmente se utilizan en ensayos de columna (Lewin et al., 2022). Los valores de los parámetros mecánicos (módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson son los mismos a los utilizados en Basiuk et al. (2023)).

2.3. Primer modelo 3D

En Basiuk et al. (2023) se analizó una FSU L4-L5 de la misma paciente de 85 años de edad con patología discal degenerativa lumbar y deformación de la columna. La misma se construyó mediante el relevamiento de imágenes médicas utilizando el software 3D Slicer (Fedorov et al., 2012). Con esas imágenes se realizaron las mediciones de los parámetros descritos en la subsección 2.1.1 (ver Figura 2) y se contruyó un modelo de juguete preliminar para desarrollar la primera prueba de concepto. Debe remarcarse, que al ser un modelo preliminar, no se ha parametrizado en su totalidad (por ejemplo: el ángulo β en el plano sagital no ha sido implementado aún).

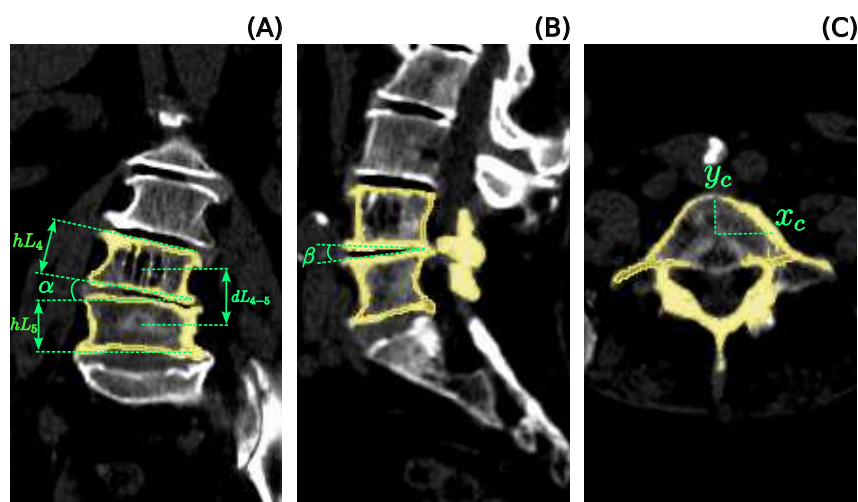


Figura 2: Preoperatorio de paciente de Basiuk et al. (2023). Se muestran los parámetros para construir el modelo propuesto. (A) Plano coronal (inclinación α , distancia entre vértebras y alturas de vértebras). (B) Plano sagital (aún no implementada). (C) Plano transversal (semiejes de elipses).

3. RESULTADOS

La Figura 3 describe el procedimiento propuesto para la construcción de un modelo de juguete completamente parametrizado que permite estimar el volumen necesario de PMMA en una discoplastia. Los puntos más importantes se enumeran a continuación:

1. Medición de los parámetros del modelo a partir de los tres planos de una tomografía (ver Figura 2).
2. Construcción del modelo no sano corrigiendo, si hubiere, problemas de mallado (por ejemplo: intersección de volúmenes, ver Figura 3 (B)).
3. Construcción de modelo sano, con la separación deseada definida por el médico (ver Figura 3 (C)).

4. Cómputo del volumen del caso no sano y caso sano, que permite conocer la cantidad de PMMA a inyectar. A partir de esto, se agrega al modelo un elipsoide colocado convenientemente (ver Figura 3 (D)).

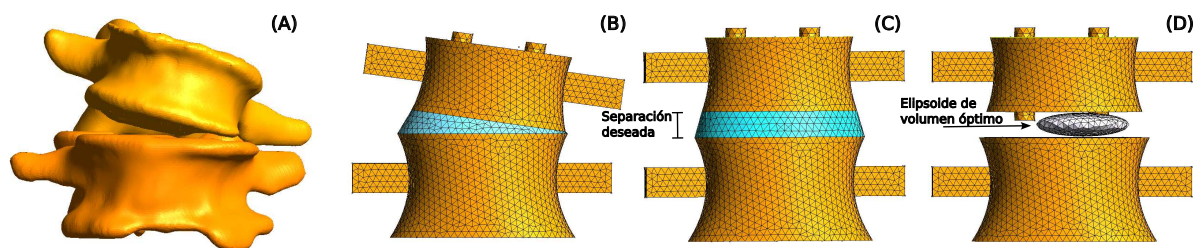


Figura 3: Comparación del modelo (Basiuk et al., 2023) y el esquema del procedimiento propuesto. (A) Modelo realista. (B) Modelo de juguete contruido a partir de mediciones simples (ver Fig. 2). (C) Separación deseada (target) y cálculo del volumen discal. (D) Cálculo del volumen de PMMA óptimo.

Los volúmenes de los casos no sano y sano se calculan numéricamente a partir de la integración de los elementos de la región del DIV. Cuando se agrega el elipsoide que representa el PMMA, se adicionan nuevos parámetros: su centro y sus semiejes. Como su volumen está supeditado al volumen óptimo calculado, y como máximo su semieje axial es la mitad de la separación deseada entonces quedan libres los otros dos semiejes. Fijando uno, puede calcularse el otro. Teniendo en cuenta el caso preoperatorio y postoperatorio de cada modelo hemos comparado los volúmenes de DIV como forma de verificación dimensional del modelo CAD. En la Tabla 1 se especifican los valores de cada uno, el modelo de juguete de la geometría actual y el modelo realista (Basiuk et al., 2023).

	Preoperatorio	Postoperatorio
Basiuk et al. (2023)	3594.6	6937.2
Este trabajo	3552.9	6935.3

Tabla 1: Comparación de volúmenes del DIV para el modelo realista y el modelo de juguete en mm^3 .

El cálculo de las tensiones de von Mises sobre el conjunto L4-L5 se muestra en las Figuras 4 y 5. En la Figura 4, se muestra el desplazamiento cuando se aplica una extensión de 3° y se obtienen valores comparables con los ensayos habituales en estos modelos (Basiuk et al., 2023; Finley et al., 2018; Lewin et al., 2022).

Para el caso de compresión (véase Figura 5), se aplicó una carga axial de 500 N. Se observa que la vértebra L4 se desplaza en sentido antihorario, pivotando sobre la intrusión de PMMA, lo que provoca un aumento de las tensiones de von Mises tanto en la base de L4 como en la superficie superior de L5. Estos valores resultan comparables con los reportados por Lewin et al. (2022).

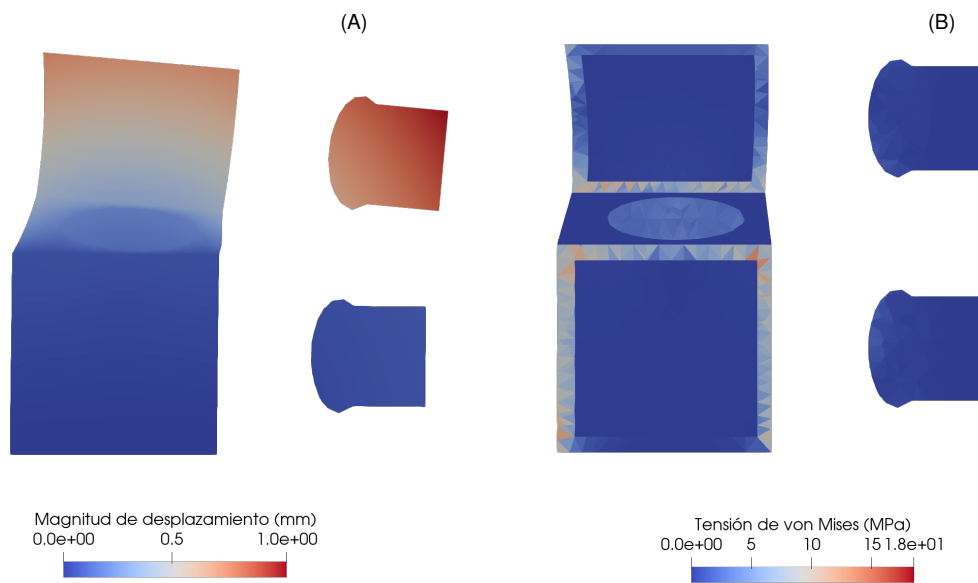


Figura 4: Modelo con elipsoide de PMMA aplicando desplazamiento de 3° a la tapa superior de la vértebra L4 en extensión. (A) Desplazamiento. (B) Tensión de von Mises.

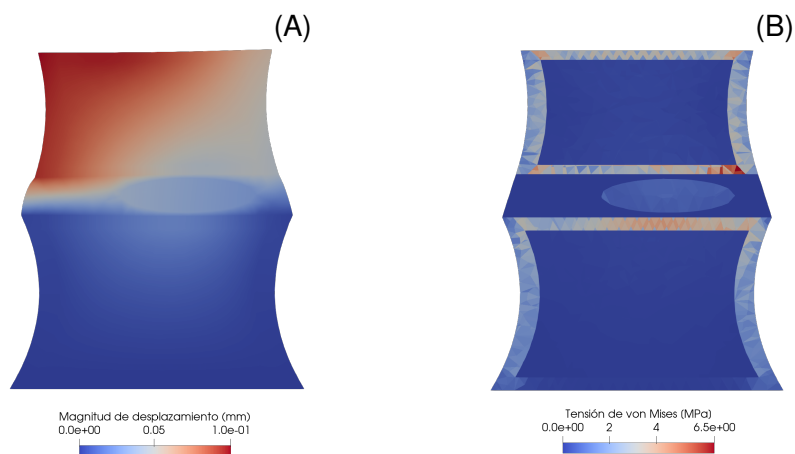


Figura 5: Modelo con elipsoide de PMMA aplicando una carga de compresión (500 N) en la tapa superior de la vértebra L4. (A) Desplazamiento. (B) Tensión de von Mises.

4. DISCUSIÓN

Los cálculos de volumen presentados en la sección anterior muestran que el modelo propuesto logra representar, de manera cualitativa, algunas de las variables relevantes para la planificación quirúrgica. En particular, el volumen interdiscal constituye una variable que el médico no conoce de antemano. Con el procedimiento aquí propuesto es posible obtener una estimación de dicho valor, como se ilustra en esta prueba de concepto para los niveles L4 y L5. No obstante, el proceso puede extenderse fácilmente a otras vértebras dado que el modelo está parametrizado. Se destaca la simplicidad del modelo para imitar la anatomía de la FSU y mediante pocas variables poder personalizar las dimensiones y la disposición geométrica tanto sea de las vértebras o del DIV. Esto permite realizar simulaciones de forma intensiva, dado a que no es un modelo creado desde cero y mediante el cual se podrá visualizar el estado del paciente y planificar la estrategia de quirófano o tratamiento correspondiente. Es importante remarcar que el modelo está

desarrollado enteramente en lenguaje Python con herramientas de software libre y es totalmente programable mediante scripts. Esto es importante porque permite desarrollar herramientas de optimización de manera eficiente.

Si bien la geometría demostró ser robusta para representar la morfología del par de vértebras, presenta limitaciones inherentes a su diseño por ejemplo incorporar como parámetro la alineación sagital y coronal de la FSU para emular la lordosis y/ o escoliosis que tenga el paciente.

El modelo aquí presentado es preliminar y aún se encuentra lejos de representar con precisión el comportamiento biomecánico esperado. No se han tenido en cuenta aspectos como la deformación del elipsoide bajo carga, el aumento de las fuerzas de presión a lo largo de sus ejes, ni la interacción con tejidos circundantes. Tampoco se ha incorporado la alineación sagital y coronal de la FSU, lo cual limita la capacidad de emular condiciones clínicas como la lordosis y escoliosis.

Además, el modelo no ha sido validado rigurosamente, por lo que no puede considerarse aún una herramienta clínica. Tal como se menciona en este trabajo, se trata de un modelo conceptual con parametrización parcial, que requiere mejoras y validación antes de ser transferido a la práctica médica.

El futuro de este trabajo se centra en avanzar hacia un modelo completo de columna lumbar, incorporando los parámetros mínimos y necesarios para adecuarlo al paciente, y permitiendo su uso desde una consola o interfaz gráfica sencilla.

5. CONCLUSIÓN

Este trabajo presenta los primeros pasos en la construcción de un modelo paramétrico simplificado para estimar el volumen de PMMA a inyectar en procedimientos de DPO. De todas formas, aún no constituye una herramienta a disposición del ámbito clínico. Se trata de un modelo conceptual que requiere una validación rigurosa y su aplicación en una variedad de casos. A pesar de sus limitaciones, aporta una base para futuras investigaciones *in silico* en el campo de la biomecánica.

REFERENCIAS

- Baratta I.A., Dean J.P., Dokken J.S., Habera M., Hale J.S., Richardson C.N., Rognes M.E., Scroggs M.W., Sime N., y Wells G.N. Dolfinx: The next generation fenics problem solving environment. 2023. <http://doi.org/10.5281/zenodo.10447666>.
- Basiuk L., Camino-Willhuber G., Bendersky M., Meyra A.G., Irastorza R.M., y Manuel Carlevaro C. Biomechanical analysis of percutaneous cement discoplasty based on cement distribution. En F.E. Ballina, R. Armentano, R.C. Acevedo, y G.J. Meschino, editores, *Advances in Bioengineering and Clinical Engineering*, páginas 455–463. Springer Nature Switzerland, Cham, 2024. ISBN 978-3-031-61960-1. http://doi.org/10.1007/978-3-031-61960-1_41.
- Basiuk L.O., Camino Willhuber G., Bendersky M., Meyra A.G., Irastorza R.M., y Carlevaro C.M. Evaluación de modelo mecánico de cuerpos vertebrales tratados con discoplastia. *Mecánica Computacional*, páginas 1073–1081, 2023.
- Bellina E., Laurino M.E., Perego A., Pezzinga A., Carpenedo L., Ninarello D., y La Barbera L. Assessment of a fully-parametric thoraco-lumbar spine model generator with articulated ribcage. *Journal of Biomechanics*, 164:111951, 2024. ISSN 0021-9290. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.111951>.
- 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 ad-

- vanced degenerative disc conditions: a case series analysis. *global spine journal*, 10(6):729–734, 2020.
- Caprara S., Carrillo F., Snedeker J.G., Farshad M., y Senteler M. Automated pipeline to generate anatomically accurate patient-specific biomechanical models of healthy and pathological fsus. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Volume 9 - 2021, 2021. ISSN 2296-4185. <http://doi.org/10.3389/fbioe.2021.636953>.
- 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. <http://doi.org/10.1080/10255842.2018.1478967>. PMID: 30010415.
- 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.
- Kapandji A.I. y Lacombe M.T. Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana. *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana*, 2006.
- Lewin S., Försth P., y Persson C. Low-modulus pmma has the potential to reduce stresses on endplates after cement discolplasty. *Journal of functional biomaterials*, 13(1):18, 2022.
- Sekuboyina A., Hussein M.E., y otros. Verse: A vertebrae labelling and segmentation benchmark for multi-detector ct images. *Medical Image Analysis*, 73:102166, 2021. ISSN 1361-8415. <http://doi.org/10.1016/j.media.2021.102166>.
- Varga P., Jakab G., Bors I., Lazary A., y Szövérfi Z. Experiences with pmma cement as a stand-alone intervertebral spacer: Percutaneous cement discolplasty in the case of vacuum phenomenon within lumbar intervertebral discs. english version. *Der Orthopäde*, 44(Suppl 1):1–8, 2015.