

# Análisis de Sensibilidad de las Propiedades del Material Aplicadas a un Modelo de Disco Intervertebral

Sensibility analysis of the material properties applied to an Intervertebral Disc Model

Adriana Lammardo Low<sup>1</sup>, Carmen Müller-Karger<sup>1,2</sup>, Lilibeth Zambrano<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Grupo Biomecánica de la USB, Universidad Simón Bolívar, adriana\_low006@gmail.com

<sup>2</sup>Departamento Mecánica, Universidad Simón Bolívar, cmuller@usb.ve, lazambrano@usb.ve

<sup>3</sup>Departamento de Ciencias y Técnicas de la Construcción, Universidad Metropolitana, lzambrano@unimet.edu.ve

**Abstract**— The intervertebral disc is the structure that lies between adjacent vertebrae in the spine; is composed by an annulus fibrosus and a nucleus pulposus, and work as a shock absorber. The annulus fibrosus consist of concentric layers of collagen type I and II, the nucleus pulposus is composed of type II collagen and water.

In biomechanical studies of the spine the selection of proper material properties, to be used for computational models, is important due to their complexity. There are assorted values for these properties used by different authors in the literature. In this sense, the present work presents a sensitivity study of the stress analysis using a range of the properties commonly found in the literature for an isotropic and parametric intervertebral disc model. The aim of this study is determining which properties produce the most representative intervertebral behavior response to be subsequently applied in a more complex vertebral model.

**Keywords** — Intervertebral disc, isotropic properties, parametric model, sensitivity analysis.

**Resumen** — El disco intervertebral, es la estructura que se encuentra entre cada par de los cuerpos vertebrales y está compuesto por el anillo fibroso y el núcleo pulposo, los cuales funcionan como un sistema amortiguador. El anillo fibroso a su vez está compuesto por capas concéntricas de fibras de colágeno tipo I y II, y el núcleo pulposo está compuesto por colágeno de tipo II y agua.

En los estudios biomecánicos del raquis, las propiedades físicas utilizadas para modelar computacionalmente el disco intervertebral son un punto importante a considerar, debido a su complejo comportamiento. Existen diferentes propuestas en la literatura de dichas propiedades, en este sentido, en el presente trabajo se realiza un estudio de sensibilidad de la respuesta en un análisis de esfuerzo de las propiedades comúnmente encontradas en la literatura en los modelos de disco intervertebral de manera isotrópica y paramétrica. Este estudio permite determinar cuál propiedad produce la respuesta más representativa del comportamiento intervertebral para posteriormente ser aplicadas en un modelo vertebral más complejo.

**Palabras claves** — Disco intervertebral, propiedades isotrópicas, modelo paramétrico, análisis de sensibilidad.

## I. INTRODUCCIÓN

La columna vertebral, o raquis es un sistema dinámico, formado por Unidades Funcionales Vertebrales (UFV) compuestas por elementos rígidos (vértebras) y elementos elásticos (discos intervertebrales, ligamentos).

El disco intervertebral consta de tres partes bien diferenciadas: el núcleo pulposo, el anillo fibroso y las placas cartilaginosa o placa terminal.

El núcleo pulposo, se encuentra ubicado en la parte central del disco intervertebral, ocupa aproximadamente el 30-50% del área de sección transversal del disco; está formado por un entramado irregular de colágeno, al cual están adheridas partículas granulosas de mucopolisacáridos, constituyendo una estructura en gel, y cuyo contenido en agua ocupa entre un 70-90%. Sus propiedades se pueden describir como las de un fluido incompresible [1,2].

El anillo fibroso, es la parte externa que encierra el núcleo pulposo y está compuesto por una serie de capas concéntricas, formadas por fibras de colágeno dispuestas en forma helicoidal y ángulos variables. Estas capas están embebidas en una sustancia base, y sus espesores son variables e irregulares. Referencia [2] afirma que estas no son exactamente concéntricas y cerradas, sino que pueden estar formados por anillos incompletos, sin que lleguen a rodear totalmente el núcleo.

El disco intervertebral, está sometido a fuerzas de compresión, flexión, tracción, torsión y corte. Referencia [2], indican que los mayores esfuerzos se presentan cuando se somete a flexión, sin embargo, afirman que el disco intervertebral no suele lesionarse por este tipo de esfuerzo solamente, sino por la combinación de ellos.

El disco sometido a compresión, genera esfuerzos radiales y tangenciales en el anillo fibroso, si se somete el disco a flexión frontal, el anillo fibroso se abulta hacia adelante, mientras que el núcleo se desplaza hacia atrás.

En la literatura podemos encontrar distintos valores utilizados para describir las propiedades del núcleo pulposo y el anillo fibroso para simular el comportamiento en una UFV. En las tablas I y II, se muestran los valores generalmente utilizados en los modelos computacionales de

una unidad funcional vertebral para el núcleo pulposo y el anillo fibroso respectivamente.

Este estudio tiene como finalidad analizar los materiales que deben utilizarse en un modelo cuando se desea estudiar el comportamiento del disco intervertebral.

## II. Metodología

Dadas las diferencias en las propiedades encontradas en la literatura para el núcleo pulposo y el anillo fibroso (tablas I, II respectivamente); se procedió a variar las mismas, en todas las estructuras que componen el disco intervertebral, comparándose los resultados entre los rangos seleccionados.

Para el anillo fibroso, se considera una variación en el módulo de elasticidad desde 1 a 5 MPa, con un módulo de Poisson en 0,45; este último constante, ya que no se encuentran diferencias entre los diferentes estudios. Para el núcleo pulposo, se varía el valor del módulo de elasticidad entre 0,2 y 1 MPa, y el módulo de Poisson desde 0,45 hasta 0,4999.

Tabla I  
Propiedades Publicadas para el Núcleo Pulposo

Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson	Referencia
0,2	0,4999	[3]
2	0,49	[4]
0,5-100	0,49	[5]
1	0,499	[6]
4,2	0,1	[7]
0,1	0,499	[8]
Bajo	0,4999	[9]
1	0,4999	[10]
fluido incompresible no lineal		[11]
1	0,45	[12]
4	0,499	[13]

Tabla II  
Propiedades Publicadas para el Anillo fibroso

Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson	Referencia
4	0,45	[13]
0,7	0,45	[14]
4,2	0,45	[15]
3,4	0,45	[16]

En la figura 1 se muestra la geometría paramétrica utilizada para la UFV que consistió en: dos cilindros que representan las vértebras (1), dos cilindros con un espesor mucho menor representando las placas terminales (2) y dos cilindros concéntricos representando el núcleo pulposo (3) y el anillo fibroso (4).

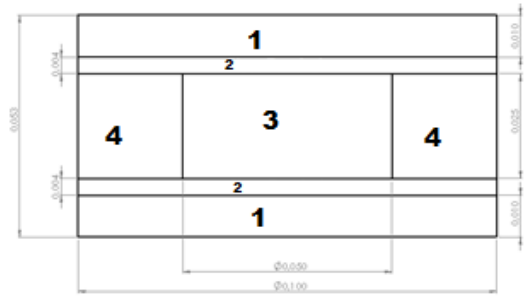


Figura 1. Geometría utilizada para la UFV, todas las medidas en m.

El estudio de análisis de esfuerzo se realizó por medio del método de los elementos finitos, para lo cual se utilizó Ansys® 14. Primero se realizó un estudio de convergencia para la escogencia de la malla final, analizando los valores de desplazamientos, esfuerzo y energía de deformación; para posteriormente simular los diferentes casos de interés. Las mallas a simular están compuestas por elementos tetraédricos de 10 nodos; en el proceso de mallado, se varió la distribución de elementos por línea en el cilindro, además se utilizó un refinamiento en la placa terminal de la mitad del tamaño del elemento.

Tabla III  
Propiedades utilizadas en las Vértebras y Placas Terminales

	Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson	Referencia
Vértebra	200	0,3	[9]
Placas Terminales	23,8	0,4	[17]

Para el estudio de convergencia se utilizaron las propiedades de las vértebras y placa terminal presentadas en la tabla III, se utilizó  $E=2,5$  MPa y  $\nu=0,45$  para el anillo y  $E=0,9$  MPa y  $\nu=0,499$  para el núcleo.

Con respecto a las condiciones de borde, se consideró una carga aplicada a compresión de 2000 N y se restringió el desplazamiento para todos los nodos inferiores en el eje z, un nodo central en los ejes x,y,z, y un nodo lateral en los ejes y,z, tal como se puede apreciar en la figura 2.

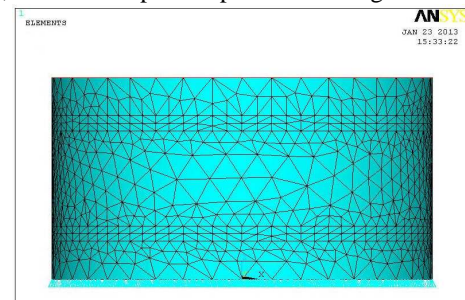


Figura 2. Modelo discreto con condiciones de borde.

### III. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En la figura 3, se muestra el resultado de la convergencia en la energía de deformación, considerando como criterio de convergencia diferencias entre malla menores al 6%.

La malla seleccionada a partir de la convergencia es de 21465 elementos, esta malla se utilizó posteriormente para todos los casos de estudio.

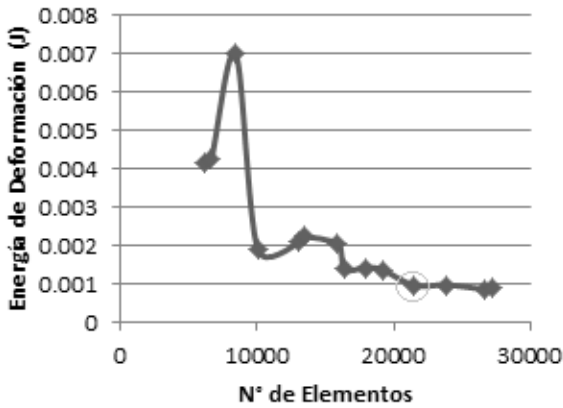


Figura 3. Convergencia de la Energía de Deformación.

#### Caso I: Variación de las propiedades en el anillo fibroso

En este primer caso de estudio, las propiedades del módulo de elasticidad en el anillo fibroso se varían de acuerdo a los valores mencionados anteriormente (1 a 5 MPa), con un módulo de Poisson de 0,45 fijo; las propiedades del núcleo pulposo se consideran constantes en  $E=1\text{MPa}$ , y  $\nu=0,49$ ; las propiedades de las vértebras y la placa terminal se muestran en la tabla III; en las figuras 4 y 5 se muestran los valores de desplazamiento y esfuerzo máximo en la geometría respectivamente.

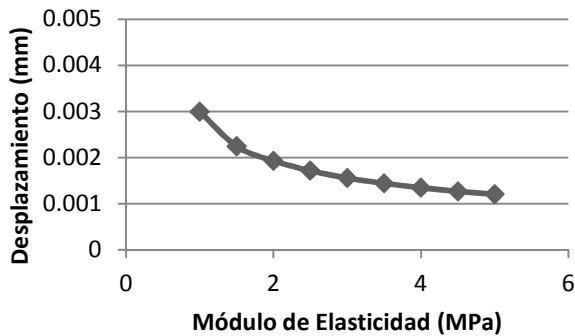


Figura 4. Desplazamiento máximo de la UFV vs Módulo de Elasticidad variado en el Anillo Fibroso

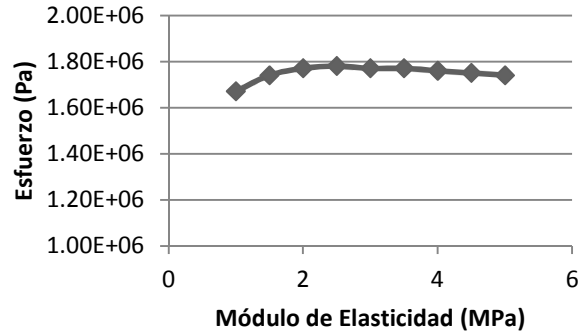


Figura 5. Esfuerzo máximo de la UFV vs. Módulo de Elasticidad variado en el Anillo Fibroso

En este caso de estudio, se puede observar que el esfuerzo máximo en el anillo fibroso se obtiene utilizando un módulo de elasticidad relativamente bajo (2,5 MPa), mientras que el desplazamiento disminuye a medida que aumenta el módulo de elasticidad, por lo que podemos concluir que cuando ocurre el mayor esfuerzo no necesariamente ocurre el mayor desplazamiento.

#### Caso II: Variación de las propiedades en el núcleo pulposo

A partir de los resultados anteriores se podría escoger como valor apropiado del módulo de elasticidad en el anillo fibroso el que resultó en un mayor esfuerzo, ya que este representa la situación crítica, tomando en cuenta la condición dada en la literatura para el disco intervertebral, como el componente de unidad funcional vertebral que mayor esfuerzo debe soportar; sin embargo no se aprecia una diferencia notable en el rango estudiado, ya que se encuentran entre 2-6% con respecto al mayor valor.

En el núcleo pulposo se varió el módulo de elasticidad de 0,2 a 0,9 MPa, además, se varió el módulo de Poisson de 0,45 a 0,4999. En las figuras 6 y 7 se muestran los valores de desplazamiento y esfuerzo máximo respectivamente; en la figura 8, se aprecia la presión hidrostática máxima en el núcleo pulposo.

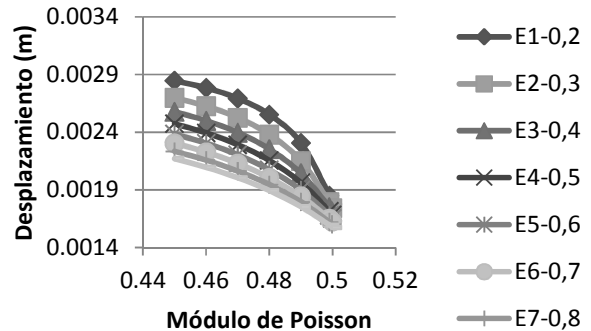


Figura 6. Desplazamiento máximo UFV vs. Módulo de Poisson variado en el núcleo

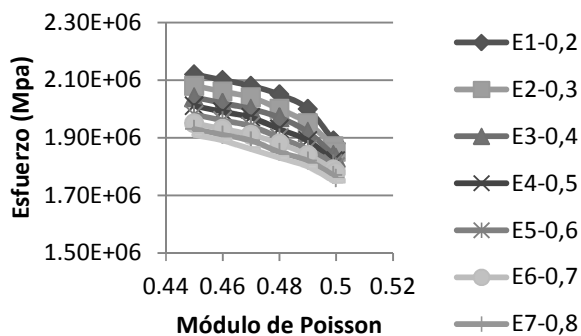


Figura 7. Esfuerzo máximo UFV vs. Módulo de Poisson variado en el núcleo

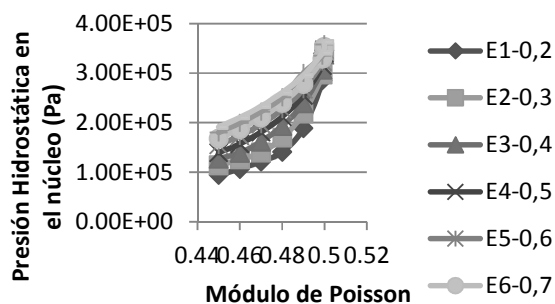


Figura 8. Presión Hidrostática en el núcleo pulposo vs. Módulo de Poisson

En este caso, el mayor esfuerzo ocurre utilizando el menor módulo de elasticidad. Si analizamos la variación en el módulo de Poisson, a medida que este valor se acerca a un comportamiento incompresible (0,5) menor es el esfuerzo.

En el desplazamiento, ocurre la misma tendencia, a medida que menor es el módulo de elasticidad mayor es el desplazamiento y si se utiliza el módulo de Poisson más cercano al comportamiento incompresible menor es el desplazamiento.

Para el núcleo pulposo vale la pena analizar la presión hidrostática que representa un parámetro característico de las propiedades, el mayor valor de presión hidrostática ocurre utilizando el mayor valor de módulo de elasticidad, y con respecto al módulo de Poisson a medida que se acerca al comportamiento incompresible mayor es la presión hidrostática. Del rango estudiado para el módulo de Poisson del núcleo pulposo se puede apreciar que para los valores 0,499 y 0,4999 se obtienen una presiones hidrostáticas muy parecidas, independientemente de cuál sea el valor del módulo de elasticidad (diferencias menores al 3% y disminuyen a 1% a medida que aumenta el módulo de elasticidad).

En la literatura podemos encontrar métodos experimentales empleados para el cálculo de la presión soportada por el núcleo, uno de ellos es el propuesto por [18] el cual utilizando un disco intervertebral no degenerado de cadáver demostró que esta presión es proporcional a la carga de compresión, es decir, es 1,5 veces la carga de compresión dividida entre el área del disco. Tomando en cuenta esta relación experimental como validación del modelo, se estaría obteniendo una buena aproximación (diferencias menores al 10%) si se utiliza el módulo de Poisson más incompresible (0,4999) y cualquier valor del módulo de elasticidad comprendido entre el rango de 0,5-0,8 MPa, mientras mayor sea este valor menor será la diferencia con respecto a la relación propuesta en la literatura.

## V. CONCLUSIÓN

El presente estudio tuvo como finalidad, realizar un análisis de sensibilidad de las propiedades dentro de los rangos comúnmente utilizados por otros investigadores, para describir las diferencias en los resultados de esfuerzo, deformación y desplazamiento; además de comparar cuáles son los valores que se asemejan al comportamiento presentado en la literatura, utilizando una carga de compresión en una geometría paramétrica sencilla.

A partir de los resultados obtenidos en el análisis del anillo fibroso, se puede aplicar cualquiera de las propiedades dentro del rango estudiado, ya que la respuesta del modelo sólo varía en 2%, sin embargo, es conveniente utilizar 2,5 MPa ya que produce el mayor esfuerzo, considerándolo como una condición crítica.

De los resultados en el núcleo pulposo, se puede decir que el parámetro característico para la asignación de sus propiedades es el valor de presión hidrostática, a medida que mayor sea el módulo de elasticidad (0,5-0,8 MPa) y más incompresible se considere (0,4999), mayor es la presión que se estaría obteniendo, y menor es la diferencia obtenida con la validación experimental encontrada en la literatura.

## REFERENCIAS

- [1] Alkalay, Ron, "The material and mechanical properties of the healthy and degenerated intervertebral disc", en Barbucci R., Integrated biomaterials science pp, 403-424, 2002.
- [2] Proubasta, I., Gil J., Planell, J., "Fundamentos de biomecánica y biomateriales". Ediciones Ergon, S.A, Madrid, España, 1997.
- [3] Natarajan, R., Anderson G., "The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading". Spine, vol 24, n° 18, p.p 1873-1881, 1999.
- [4] Wang, J., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A., Engin, A Li, S., Patwardhan, A., "Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment", Theoretical and Applied Fracture Mechanics, vol 28, p.p 81-93, 1997.

- [5] Meaking, J., Reedpath, T., Hukins, D., "Replacing the nucleus pulposus of the intervertebral disc". *Clinical biomechanics*, vol 16, p.p 560-565, 2001
- [6] Pitzen, T., Geisler, F., Matthis, D., uller-Storz, H., Barbier, D., Steudel, W., Feldges, A., "A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine", *Control Engineering Practice*, vol 10, n° 1, p.p 83–90, 2002.
- [7] Cheung, J., Zhang, M., Chow, D., "Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study". *Clinical Biomechanics*, vol 18, p.p 790–799, 2003.
- [8] Denozière, G., Ku, D., "Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc". *Journal of Biomechanics*, vol 39, n° 4, p.p 766-775, 2006
- [9] Li, H., Wang, Z., "Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol 30, p.p 363-370, 2006.
- [10] Sairyo, K., Goel, V., Faizan, A., Vadapalli, S., Biyani, S., Ebraheim, N., "Buck's direct repair of lumbar spondylolysis restores disc stresses at the involved and adjacent levels", *Clinical Biomechanics*, vol 21, p.p 1020-1026, 2006
- [11] Yao, J., Turteltaub, S., Ducheyne, P., "A three-dimensional nonlinear finite element analysis of the mechanical behavior of tissue engineered intervertebral discs under complex loads", *Biomaterials*, vol 27, n° 3, p.p 377-387, 2006.
- [12] Williams J., Natarajan, R., Andersson, G., " Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading", *Journal of Biomechanics* , vol 40, n°9, p.p 1981–1987, 2007.
- [13] Fagan, M., Julian, S., Siddall, D., Mohsen, A., "Patient-specific spine models. Part 1: finite element analysis of the lumbar intervertebral disc—a material sensitivity study". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol 216, p.p 299–314, 2002.
- [14] Di Mascio, V., Bellini, C., Galbusera, F., Raimondi, M., Bruno, M., Assietti, R., "Lumbar total disc replacement: A numerical study", *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, vol 8, n° 2, p.p 97-101, 2010.
- [15] Kuo, C., Hu, H., Lin, R., Huang, K., Lin P., Zhong, C., Hseih, M., "Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study". *BMC Musculoskeletal Disord*, vol 11, n° 151, p.p 1-13, 2010.
- [16] Alizadeh, M., Kashani, J., Kadir Abdul, M.R, Fallahi, A., "Influence of cancellous bone existence in human lumbar spine: a finite element analysis", *IFMBE Proceedings*, vol 35, p.p 439-442, 2011.
- [17] Lodygowski, T., Witold K., Wierszycki, M., "Three-dimensional nonlinear finite element model of the human lumbar spine segment". *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol 7, n° 2, p.p 17-28, 2005.
- [18] Nachemson, A., "Lumbar intradiscal pressure", *Acta Ortho. Scand.*, vol 43, p.p 1-104, 1960.