

# ANÁLISIS POR MÉTODO DE ELEMENTO FINITO DE PRÓTESIS INTERVERTEBRALES IMPLANTADAS EN REGIÓN LUMBAR

***Fernando Mendoza Vázquez***

Instituto Tecnológico de Celaya  
*fer\_men\_vaz@hotmail.com*

***Raúl Lesso Arroyo***

Instituto Tecnológico de Celaya  
*raul.lesso@itcelaya.edu.mx*

***Ramón Rodríguez Castro***

Instituto Tecnológico de Celaya  
*ramon.rodriguez@itcelaya.edu.mx*

## **Resumen**

En el presente trabajo se realizó el análisis estructural de prótesis intervertebrales (PID) implantadas en la región lumbar. Para lo cual se analizó por medio del Método del Elemento Finito (MEF), se logró que el modelo cumpla con las condiciones especificadas en la norma BS ISO18192-1:2011, para esto se determinaron los esfuerzos máximos que experimentará la prótesis al ser implantada. Se realizó un estudio comparativo entre la resistencia mecánica teórica del material con el que está fabricada la prótesis y los esfuerzos obtenidos en las simulaciones por MEF. Se determinaron los esfuerzos resultantes para la condición más crítica que se identificó a través de un ciclo de carga, los esfuerzos máximos resultantes en la zona más importante de la prótesis (*núcleo*) están por debajo de los esfuerzos de cedencia del material.

**Palabra(s) Clave(s):** Análisis numérico, prótesis, hernia discal, biomecánica.

## Abstract

*In the present work was carried a structural analysis of intervertebral disc prosthesis (IDP) that are implanted in the lumbar region. The prosthesis were simulated implementing the Finite Element Method (FEM), the test conditions applied were those specified on the BS ISO18192-1:2011 throughout were determinated the maximum stress that would experience the prosthesis. A comparative study was also performed between the theoretical mechanical strength of the material for which the prosthesis is manufactured and the stress obtained in the simulations performed using the FEM. The resulting stress for the critical load condition that varies across a given load cycle were also determinated, for this task the maximum stress derivated on the most critical area of the prosthesis (PEEK) are below the yield stress of the material.*

**Keyboards:** *Numerical analysis, artificial limbs, herniated disc, biomechanics.*

## 1. Introducción

La lumbalgia aqueja al 7% de los mexicanos [1], y es un problema generalizado asociado con la degeneración del disco inter-vertebral (DI). El tratamiento médico para esta patología consiste básicamente en dos opciones, tratamiento conservador y tratamiento quirúrgico (artrodesis o artroplastia), sin embargo para esta segunda opción invasiva antes de implantar una prótesis es necesario determinar que sea funcional y cumpla con la normatividad vigente, esto puede ser mediante pruebas de laboratorio y modelos computacionales, esta última es la mejor en cuanto a tiempo y recursos económicos.

La columna vertebral es una compleja estructura ósea formada por segmentos funcionales (vértebra-disco-vértebra), ligamentos y músculos, que se articulan entre sí, donde el disco intervertebral (DI) es una estructura visco-elástica que realiza la función de un sistema amortiguador colocado entre dos vértebras, dicha columna es capaz de soportar carga y proporcionar movimiento sin perder elasticidad.

Muchos problemas como radiculopatía (pérdida o disminución de la función sensitiva), colapso del disco, hernia discal (figura 1) o protrusión, pueden ser asociados con la falla mecánica del anillo fibroso que compone al DI, donde algunos

de estos problemas son producidos por un alto esfuerzo de tensión debido a una elevada presión inter-discal. Los elementos principales que conforman el segmento lumbar se muestran en la figura 2. Donde se destaca que los elementos principales son las vértebras, apófisis, disco intervertebral y núcleo pulposo.



Figura 1 Hernia discal.

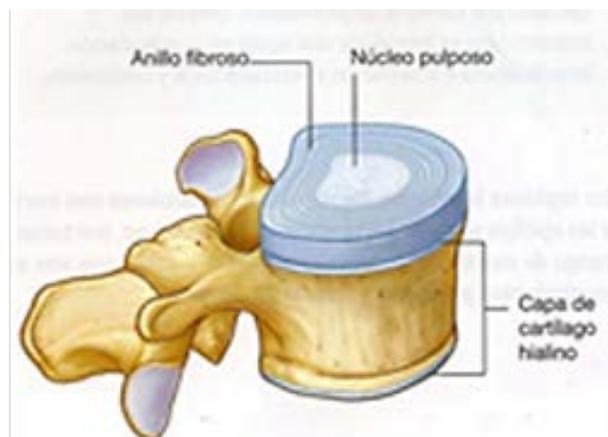


Figura 2 Elementos principales segmento lumbar.

Dentro de las opciones que se conocen para solucionar los problemas lumbares se tienen algunos métodos como la artroplastia discal que disminuye el problema pero limita el movimiento y la capacidad de amortiguamiento. Para remediar esto también se tienen algunas prótesis como la mostrada en la figura 3 de Prodisc® que permite mayor movilidad, esta prótesis es similar a la que se estará evaluando en este trabajo.

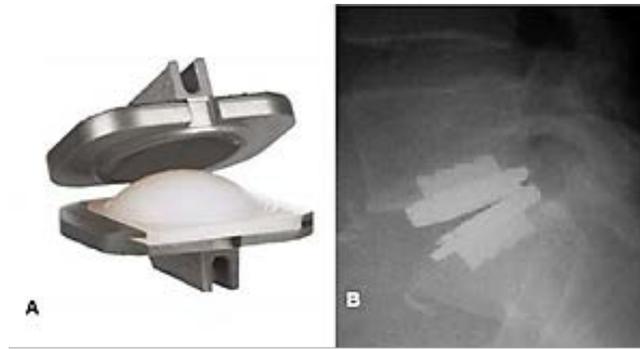


Figura 3 Prótesis Prodisc® [1].

Pensando en las limitaciones que ofrecen la mayoría de las soluciones planteadas para los problemas lumbares se ofrece un modelo de prótesis que a futuro cumpla con los requerimientos necesarios para ser implantada, iniciando con el desarrollo de la metodología de la simulación estructural aquí propuesta

Este análisis se centra en la prótesis implantada en la región lumbar L3-L5, en estudios anteriores una primera versión se analizó mediante el MEF y se han realizado pruebas de laboratorio en las que se tuvo algunos problemas para cumplir la norma. Para este caso se llevó a cabo el análisis numérico de la primera versión y un re-diseño con la finalidad de validar la prótesis mediante el MEF de acuerdo a la norma BS ISO18192-1:2011, en la figura 4 se muestran los elementos principales del segmento lumbar con la prótesis implantada en dicha sección.

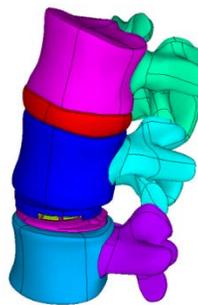


Figura 4 Prótesis segmento lumbar L3-L5.

En su análisis Gaspar A. [2], logró el estudio del segmento lumbar entre las vértebras L3-L5 sin considerar la prótesis, de este análisis se obtienen las bases para entender el comportamiento de esta zona de la columna y se propone el diseño

de una prótesis, la cual fue usada en el presente trabajo. Posteriormente Roberto Pérez [3] realizó la validación experimental y numérica de la prótesis, sin embargo, esta primera prótesis tiene algunos problemas para cumplir con la norma, es por esto que se lleva a cabo el presente estudio con la finalidad de corregir posibles problemas en este primer diseño.

Primero se evaluó el modelo de la primera versión para identificar en que zona se presentan los mayores esfuerzos y con esto plantear una o varias hipótesis. Y como resultado de esto dar alternativas de solución.

## 2. Métodos

Para el presente estudio, se generó un modelo virtual 3D de los elementos de la prótesis. En el análisis por MEF, para la PDI se consideró como un material no lineal, desarrollado a partir de datos experimentales [4]. Para la prótesis se consideraron las propiedades de la aleación de titanio y el PEEK o polímero (material del núcleo de la prótesis).

### Modelo

Los cuerpos sólidos que componen la geometría fueron creados a partir de la consideración de las dimensiones de la zona donde será implantada que es el espacio entre las vértebras y se realizó una comparación entre las dimensiones finales de la prótesis y las dimensiones del disco inter-vertebral. Posteriormente se procedió a preparar la prótesis para su evaluación numérica, a dicha prótesis se preparó de manera que se simplificara su análisis. En la figura 5 se presenta la PDI con las dos placas superior e inferior de titanio además del núcleo (PEEK) fabricado con un polímero cuyas propiedades se presentan a continuación.

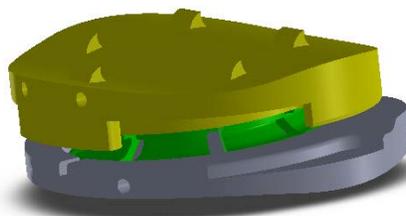


Figura 5 PDI de titanio y nucleó PEEK.

## Materiales

Debemos tomar en cuenta que las propiedades de los materiales a considerar son especiales, por lo que en seguida se detalla la forma de introducirlos al software. En consecuencia, las propiedades para los diferentes tipos de hueso se muestran en la tabla 1, las cuales describen materiales ortotrópicos para los cuerpos vertebrales, y lineal isotrópico en los elementos posteriores.

Tabla 1 Propiedades de los materiales de la prótesis consideradas para el MEF [2].

Material	Tipo de elemento	Módulo de Young (MPa)	Razón de Poisson
$Ti_6Al_4V$	Solid185	105000	0.342
PEEK	Solid185	3600	0.39

Consecuentemente a las propiedades de la prótesis se establecen los parámetros de la solución: grandes desplazamientos y deformaciones, se utilizó un modelo multi-lineal. La cual especifica un modelo constitutivo de material multi-lineal isotrópico, es decir, se toma en cuenta la parte de la gráfica donde el comportamiento del material comienza a tener deformaciones plásticas. En la figura 6 se muestran los valores obtenidos de la prueba de laboratorio para las propiedades del núcleo de la prótesis.

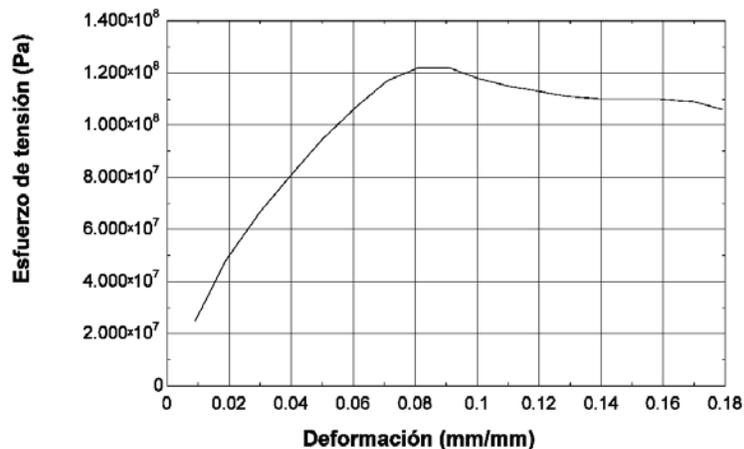


Figura 6 Curva esfuerzo-deformación para el PEEK [2].

En el análisis por MEF se utilizó un elemento hexaédrico de 8 nodos para el mallado de los cuerpos sólidos, este elemento tiene tres Grados de Libertad por nodo (traslaciones en las direcciones x, y, z); soporta plasticidad, hiperelasticidad, grandes deformaciones y tiene la capacidad de formulación mixta para la simulación de las deformaciones de los materiales elastoplásticos casi incompresibles. La simulación bajo un rango de carga y desplazamientos fisiológicos de acuerdo a la norma ISO 18192-1 2011 se realizó a través de una simulación por MEF y las condiciones aplicadas son las mostradas en la figura 7.

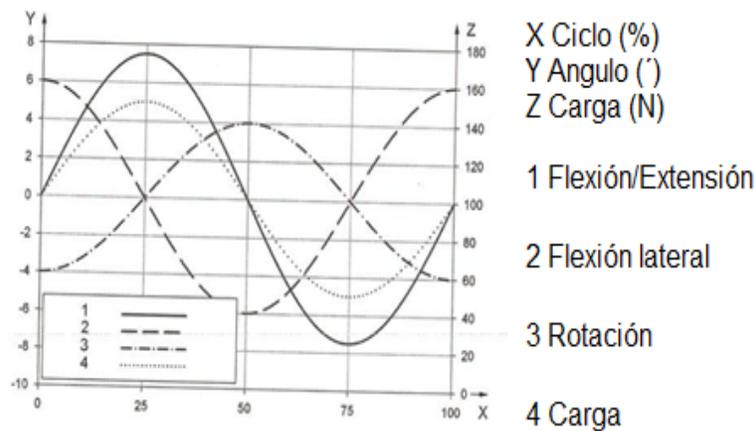


Figura 7 Condiciones de frontera y cargas.

Para la discretización del modelo se utilizó un proceso iterativo con un tamaño de elemento de 1mm en los platillos terminales y de 0.3 mm en el núcleo polimérico, resultando en 66059 elementos y 16093 nodos. Los elementos utilizados son el MESH200 de 4 nodos y el SOLID185 de 8 nodos el cual tiene 3 GDL (traslaciones nodales x,y,z) donde el primero no es un elemento de solución pero es de gran utilidad para mallar áreas de manera independiente y al momento de mallar el sólido se toma de referencia ese patrón de mallado, la figura 8 muestra claramente la densidad de malla para cada uno de los 3 componentes del modelo.

Los contactos utilizados en la PDI corresponden a una condición donde en la junta esférica no existe alguna separación entre las dos superficies al momento del movimiento, por lo que se utilizó un contacto de no separación (*No separation*) y se

excluyó cualquier penetración entre los elementos. Además, el contacto entre los apoyos de los elementos amortiguadores con el área circular del platillo terminal inferior fue definido como *no separación (No separation always)* para asegurar que las pequeñas áreas de contacto se permanezcan cerradas durante todo el análisis y un ajuste por default (*Default Icon*) para asegurar un contacto inicial entre estas superficies. Finalmente, el contacto entre el tope anterior y posterior del platillo terminal superior de la PDI con el platillo terminal inferior fue definido como estándar (*Estándar*), ya que no están en contacto, y la presión normal puede ser cero en cualquier punto del análisis, así también el contacto entre las pestañas de los elementos amortiguadores y la pared circular del platillo terminal inferior fue del mismo tipo estándar (*Estándar*). En la tabla 2 se muestra de forma general el área de aplicación de los contactos.

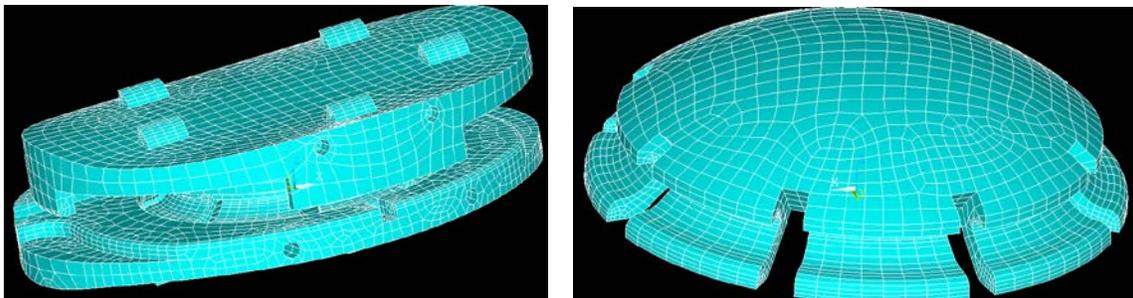
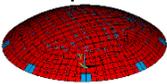
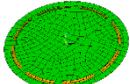
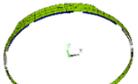
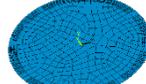


Figura 8 Discretización del modelo final de PDI.

Tabla 2 Áreas de contactos y condiciones de frontera para la prótesis.

<p>No separation</p>  <p>Plato superior y núcleo.</p>	<p>Standard</p>  <p>Plato superior e inferior parte posterior.</p>	<p>Standard</p>  <p>Plato superior e inferior parte frontal.</p>
<p>No separation (Always)</p>  <p>Amortiguadores del núcleo y placa inferior.</p>	<p>Standard</p>  <p>Sección lateral del núcleo y anillo de retención placa inferior</p>	<p>No separation (Always)</p>  <p>Cara interior amortiguadores del núcleo y placa inferior.</p>

La carga y movimiento para los diferentes análisis se aplicó utilizando un ciclo con 100 pasos de carga aplicados a un contacto por nodo piloto en la superficie del platillo terminal superior que distribuye la carga de manera uniforme sobre esta. El platillo terminal inferior de la PDI fue restringido en todos sus GDL simulando un anclaje fijo a la vértebra inferior, así pues, tanto la malla como condiciones de frontera aplicadas al modelo se muestran en la figura 9.

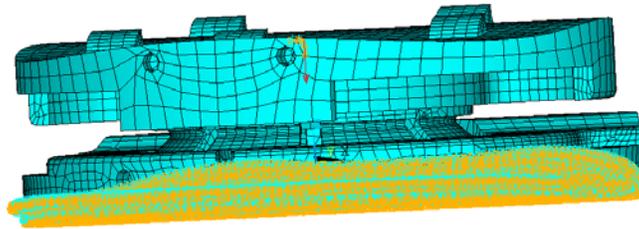


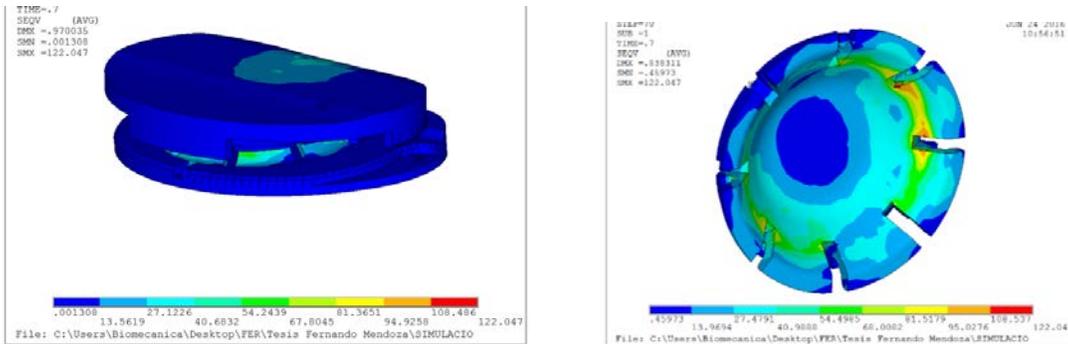
Figura 9 Condiciones de frontera aplicadas a modelo final de PDI.

### 3. Resultados

Los resultados obtenidos para la simulación en la que se identificaron problemas figura 10a, se muestran los valores obtenidos para la simulación de la prótesis tanto de esfuerzo como de desplazamiento, cabe señalar que este análisis fue realizado en diversas ocasiones considerando la carga axial combinada con las flexiones y rotación para mejorar la calidad de la malla, los contactos y resultados. Se puede notar que el esfuerzo máximo obtenido es 122 MPa. Cabe señalar que este valor de esfuerzos no representa problema alguno para los platos de la prótesis que corresponden a la aleación de titanio por lo que se puede notar que este valor está lejos del límite de fluencia (800MPa).

Se hace hincapié en mostrar los esfuerzos en la zona del centro o núcleo de la prótesis, en la figura 10b se aprecia que los esfuerzos que se presentan en la zona interna de las pestañas del núcleo de la prótesis que son las encargadas de amortiguar las cargas y los desplazamientos. Podemos notar que el valor máximo de nuestra simulación se está presentando en el núcleo (PEEK) y tiene un valor de 122.047 MPa y se alcanzan los valores máximos de esfuerzo señalados para este material. En la figura 11a se muestran los desplazamientos en la dirección Y, donde

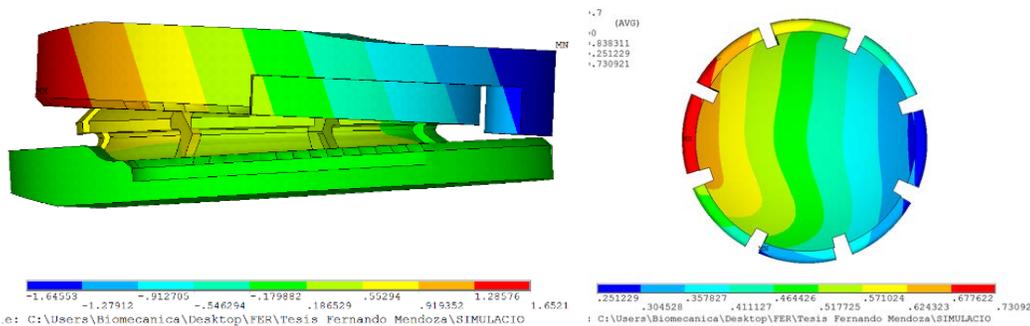
se puede notar que el desplazamiento máximo es de 1.652 mm. Solo se muestran los desplazamientos en esta dirección por ser los de mayor magnitud.



a) Esfuerzos para la prótesis.

b) Esfuerzo equivalente del PEEK.

Figura 10 Resultados de esfuerzos de Von Mises.



a) Dirección Y.

b) Dirección Z.

Figura 11 Desplazamientos en la dirección de Y y Z.

En la figura 12 se muestra el comportamiento de esfuerzos en la zona más crítica a lo largo de los 100 pasos de carga, flexiones y rotación. Y se muestra un comportamiento acorde al tipo de carga aplicado de forma senoidal. En figura 11b se muestran los desplazamientos en la dirección Z que coinciden con la dirección frontal de la prótesis y tiene un valor de 0.7309 mm. En esta dirección es en la que se presenta el mayor desplazamiento para la sección del núcleo de la prótesis. Posterior a notar los valores de esfuerzo que se alcanzan en el núcleo del de la prótesis se decidió definir un nuevo modelo o rediseñar el actual donde la segunda opción resulto la más viable y se propone un segundo diseño para el núcleo de la prótesis que se muestra en la figura 13 Se puede notar que se agregó una especie

de cinturón alrededor de la prótesis, esto se hizo por que se estaban obteniendo esfuerzos excesivos en la primera versión al abrirse demasiado. El proceso de solución que se siguió, así como las condiciones de frontera y contactos, es el mismo que en el diseño anterior así que para este segundo diseño solo se mostraran los resultados obtenidos.

En la figura 14 se muestran los valores de esfuerzo obtenidos para la simulación de la PDI del nuevo modelo. Se puede notar que el esfuerzo máximo obtenido es 216.136 MPa en el borde del plato superior.

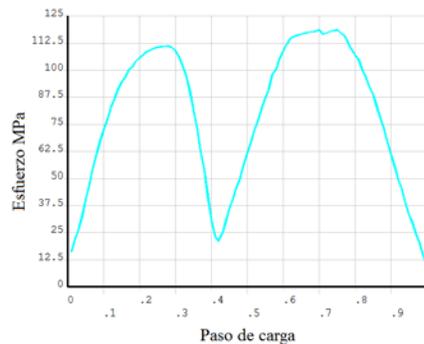


Figura 12 Esfuerzo máximo y su comportamiento de la simulación.

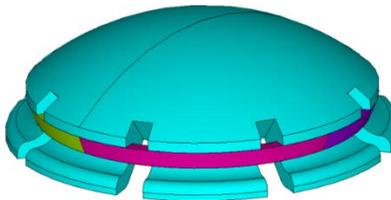


Figura 13 Rediseño del núcleo.

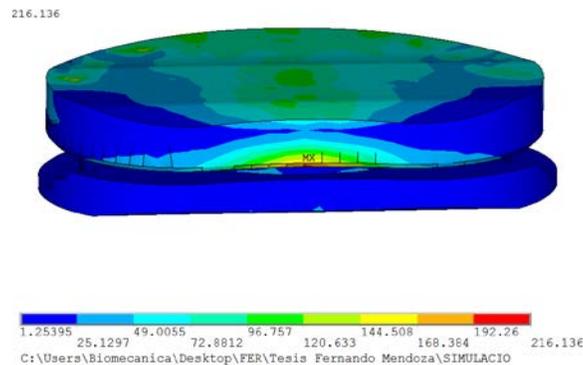


Figura 14 Resultado de esfuerzos de Von Mises para la prótesis.

En la figura 15 se muestra la gráfica del comportamiento de esfuerzos dentro de la prótesis en el nodo que presenta el mayor esfuerzo y cómo se comporta a lo largo de la simulación. Cabe señalar que este valor de esfuerzos se presenta en los platos de la prótesis que corresponden a la aleación de titanio por lo que se puede notar que este valor está lejos del límite de cedencia pues los valores de cedencia para esta zona están cerca de los 800 MPa. También se identifica un paso de carga donde se obtienen esfuerzos mayores así que se identificó la zona donde se presentan.

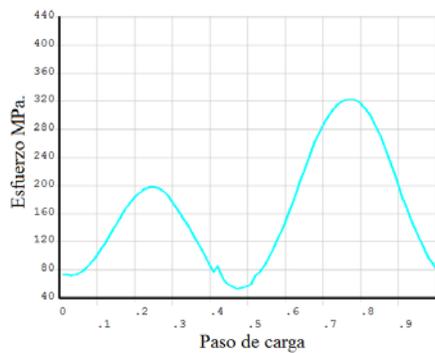


Figura 15 Resultado de esfuerzos de la simulación.

En la figura 16a se puede notar que también están por debajo de los esfuerzos de cedencia y además que no es en una zona delicada. Se identificó que el cambio en los desplazamientos de la prótesis completa es similar a los de la versión anterior así que sólo se presentan los desplazamientos correspondientes a la zona del núcleo para esta nueva versión. Los esfuerzos identificados para el núcleo de la prótesis de esta nueva versión se muestran en la figura 16b y tienen un valor de 93.8471 MPa.

En la figura 17 se muestra el comportamiento de esfuerzos en la zona más crítica a lo largo de los 100 pasos de carga, flexiones y rotación. Y se muestra un comportamiento acorde al tipo de carga aplicado de forma senoidal muy similar a la versión anterior, pero con valores inferiores. Los desplazamientos en la dirección del eje Y se identifican en la parte interior del núcleo de la prótesis. Es importante notar que en esta ocasión no se presentan en la zona de las extremidades del

PEEK. Se muestra además los desplazamientos resultantes la figura 18 se aprecia que el valor máximo se presenta en la parte superior.

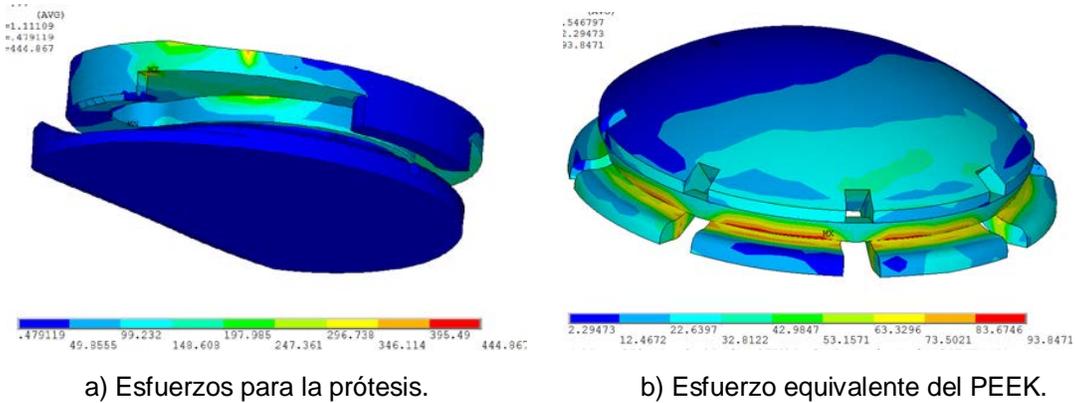


Figura 16 Resultados de esfuerzos máximos de Von Mises.

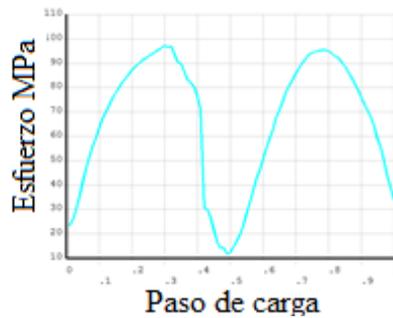


Figura 17 Esfuerzo máximo a lo largo de la simulación VER 0.2.

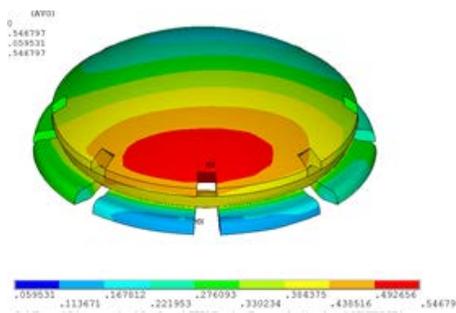


Figura 18 Desplazamientos en la dirección de Z VER 2.0.

#### 4. Discusión

En cuanto a los platos terminales de la prótesis se puede notar que no se tiene ningún problema pues los esfuerzos alcanzados son del 50 % de los esfuerzos de

cedencia del material que está cerca de los 800 MPa. En la tabla 3 se hace una comparación de los esfuerzos obtenidos para la prótesis completa. Como se puede ver para la VER 0.1 los esfuerzos encontrados para la PDI son muy bajos e incluso se encuentran en la zona del PEEK así que los esfuerzos en la zona del titanio son mucho menores.

Tabla 3 comparación de esfuerzos obtenidos en la prótesis.

<b>Modelo</b>	<b>Esfuerzos obtenidos (MPa)</b>	
	<b>Placas de la prótesis</b>	<b>Núcleo de la prótesis</b>
Versión 1.0	122.047	122.047
Versión 2.0	444.86	93.84

En cuanto a la segunda versión se puede notar que se incrementaron bastante los esfuerzos y se sitúan en la zona de los platos terminales, lo cual tiene sentido ya que se rigidizo el núcleo, pero es importante resaltar que esto no representa problema alguno pues los esfuerzos continúan siendo inferiores a los de cedencia dejando incluso un factor de seguridad superior a 1.8 que se considera bueno pues se está dando en condiciones de carga críticas. Sin embargo, es importante analizar la zona más delicada de la prótesis así que en la tabla 3 se hace una comparación entre los esfuerzos obtenidos para el núcleo de la prótesis en ambas versiones.

De la tabla 3 se puede concluir que el núcleo de la prótesis de la primera versión no cumple el requerimiento pues alcanza los valores máximos de esfuerzo y sobrepasa los límites de cedencia que están alrededor de los 110 MPa. También podemos notar que el segundo modelo (Versión 2.0) si se cumple con este requerimiento pues los esfuerzos resultantes no alcanza los esfuerzos de cedencia. Así que se puede concluir que el segundo diseño es adecuado. Sólo faltaría realizar pruebas físicas para validar los resultados, esta parte queda pendiente para trabajos futuros.

Además, se realiza una comparación de desplazamientos y se aprecia (tabla 4) que no hay incrementos significativos e incluso que para algunas de las direcciones y la resultante disminuye en el valor del desplazamiento que mejoran nuestro resultados.

Tabla 4 Comparación de desplazamientos obtenidos en PEEK.

<b>Modelo</b>	<b>UX</b>	<b>UY</b>	<b>UZ</b>	<b>VS</b>
VER 1.0	0.100	0.021	0.730	0.838
VER 2.0	0.290	0.144	0.063	0.546

## 5. Bibliografía y Referencias

- [1] [http://www.scoliosipadova.net/protesi\\_lombari.html](http://www.scoliosipadova.net/protesi_lombari.html)
- [2] Gaspar Albiter Rodríguez "Análisis y desarrollo de prótesis vertebrales para la zona lumbar"
- [3] Roberto Pérez Soto, " Metodología para la validación de sistemas protésicos de columna "
- [4] Zhitao Xiao, Liya Wang, He Gong, Dong Zhu, and Xizheng Zhang. A non-linear finite element model of human L4-L5 lumbar spinal segment with three-dimensional solid element ligaments. THEORETICAL & APPLIED MECHANICS LETTERS 1, 064001 (2011).
- [5] J. L. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl, A.E. Engin, S. Li, A. Patwardhan. Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment. ELSEVIER: Theoretical and Applied Fracture Mechanics. 28 (1997) 81-93.
- [6] Guilhem Denozie` re, David N. Ku. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. ELSEVIER: Journal of Biomechanics 39 (2006).
- [7] Implants for surgery-Wear of total intervertebral spinal disc prostheses: Loading and displacement for wear testing and corresponding environmental conditions for test; ISO 18192-1 2011.
- [8] Susan M. Renner, Raghu N. Natarajan, Avinash G. Patwardhan, Robert M. Haveyc, Leonard I. Voronov, Bev Y. Guo, Gunnar B.J. Andersson, Howard S. An. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. ELSEVIER: Journal of Biomechanics. 40 (2007) 1326–1332.

- [9] Daniel M. Skrzypiec, Anke Klein, Nicholas E. Bishop, Felix Stahmer, Klaus Püschel, Helmut Seidel, Michael M. Morlock, Gerd Huber. Shear strength of the human lumbar spine. ELSEVIER: *Clinical Biomechanics* (2012), pages 6.
- [10] Augustus A. White III, Manohar M. Panjabi. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Toronto Philadelphia: J. B. Lippincott Company, 1978.