

Análisis numérico de una prótesis de disco intervertebral

Saúl **Beristain-Lima**¹

Arafat **Molina-Ballinas**¹

Omar **López-Suárez**¹

Héctor Alonso **Benítez-García**¹

Beatriz **Romero-Ángeles**¹

Ricardo Gustavo **Rodríguez-Cañizo**²

¹Instituto Politécnico Nacional,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (Zacatenco),
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación.
Edificio 5, 2º piso, Av. Instituto Politécnico Nacional s/n,
Unidad Profesional "Adolfo López Mateos",
Col. Lindavista, México, DF, CP 07738.
MÉXICO.

²Instituto Politécnico Nacional,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica
(Azcapotzalco), Sección de Estudios de Posgrado e Investigación.
Av. de las Granjas núm. 682, Col. Sta. Catarina Azcapotzalco,
México, DF, CP 02550.
MÉXICO.

correo electrónico (email): sberistain@ipn.mx

Recibido 06-11-2012, aceptado 11-03-2013.

Resumen

El objetivo de este trabajo es evaluar el estado del campo de esfuerzos en las zonas de contacto entre las vértebras adyacentes y una prótesis articulada de disco intervertebral, la cual proporciona un rango de movimientos dentro de los límites fisiológicos y funcionales, en asociación con las estructuras anatómicas adyacentes (vértebras humanas supra e infra adyacentes), bajo cuatro solicitaciones de la columna vertebral, que son bipedestación relajada, picos de presión al girarse, elevar un peso de quince kilogramos con la espalda flexionada sesenta grados, más una carga máxima propuesta, por medio del método de elemento finito (MEF). Se obtuvo el modelado geométrico de las vértebras humanas con gran precisión ya que se emplearon tomografías computarizadas para su construcción. Las imágenes fueron

transferidas utilizando el software apropiado de interfaz de 3D a ANSYS® 11.0.

Palabras clave: prótesis, degeneración, disco intervertebral, biomodelado, vértebras.

Abstract (Numerical Analysis of an Intervertebral Disc Prosthesis)

The aim of this work is to assess the state of stress field in the contact zones in the adjacent vertebrae, on articulated prosthetic intervertebral disc, which provides a range of movements within physiological limits and functional in association with the adjacent anatomical structures (above and below human vertebrae adjacent) under three stresses on the spine, which are standing relaxed, pressure spikes when turning, lifting a weight of fifteen kilograms with his back bent sixty degrees, and a maximum load proposed by the finite element method (FEM). It was possible geometric modeling of human vertebrae with high accuracy as CT scans were used for construction. The images were transferred using the appropriate software interface 3D ANSYS® 11.0

Key words: prostheses, degeneration, intervertebral disc, biomodeling, vertebrae.

1. Introducción

La lumbalgia se define como dolor, tensión o rigidez localizada por debajo del margen costal posterior y por arriba de los pliegues glúteos [1]. Este tipo de padecimiento puede o no, tener dolor referido a la extremidad inferior [2 y 3]. Asimismo, es un problema generalizado asociado con la degeneración del disco intervertebral (véase figura 1) [3].

La lumbalgia puede originarse en diversas estructuras espinales, por ejemplo; ligamentos, facetas articulares, periostio vertebral, musculatura y fascias, paravertebrales, anillo fibroso o raíces nerviosas. La etiología más común está constituida por las lesiones músculo-ligamentosas y procesos degenerativos tanto del disco intervertebral como de las facetas articulares. Sin embargo, hasta en 85% de los pacientes no es posible definir el origen anatomopatológico durante el episodio agudo de dolor [2].

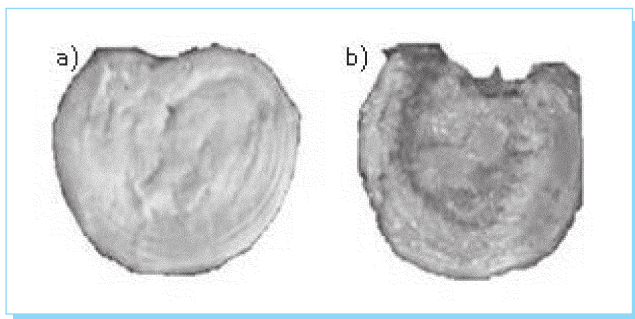


Fig. 1. Disco intervertebral: a) sano, b) degenerado.

En México de acuerdo con especialistas del Instituto Mexicano del Seguro Social, cuatro de cada cinco adultos presentan, en algún momento de su vida, lumbalgia [4]. Este padecimiento es un problema de salud pública muy grave. En el país, representa la segunda causa de consulta para el médico familiar. Actualmente, se considera que cada año cerca de 50% de las personas laboralmente activas sufre un episodio de esta enfermedad y hasta 80% de la población en general presentará al menos un cuadro agudo de la misma [5].

La lumbalgia se puede clasificar de dos maneras; de acuerdo al tiempo de evolución (aguda, subaguda y crónica) y de acuerdo a la etiología (causa no mecánica o dolor referido y causa mecánica) [6]. El tratamiento médico para la patología de la lumbalgia se puede clasificar de manera general en dos tipos [7]: el tratamiento conservador y el tratamiento quirúrgico. En el tratamiento conservador para la enfermedad del disco intervertebral degenerado consiste en la prescripción de reposo en cama, combinado con el uso de medicamentos, tales como; relajantes musculares, antiinflamatorios y analgésicos. Sin embargo, con frecuencia es necesario un tratamiento quirúrgico ya que los tratamientos conservadores a menudo fracasan [8]. Uno de los principales objetivos de la cirugía ortopédica es la preservación de la función articular. Lo anterior con la finalidad de restablecer el movimiento fisiológico. Por lo que se realizan reemplazos articulares en la mayoría de las articulaciones [9-13], con mejores resultados que los obtenidos mediante la artrodesis (cirugía para fusionar dos o más huesos en la columna vertebral) [14-18]. Sin embargo, la fusión vertebral ha sido uno de los tratamientos más comunes para combatir el dolor lumbar. No obstante, se conocen razones claras por las cuales se prefiere la artroplastia (reemplazo total del disco intervertebral), debido a que esta técnica ha demostrado la obtención de mejores resultados, tanto en la recuperación del paciente, como en el desempeño de las prótesis [9, 11, 15-18].

Al llevar a cabo la artrodesis, no es posible predecir el alivio del dolor posterior a la cirugía, sin mencionar la pérdida de movimiento inherente a la artrodesis. Se encuentra bien documentado, gracias a diversos estudios biomecánicos, que la eliminación del movimiento segmental resulta perjudicial, ya que favorece la degeneración de los discos intervertebrales adyacentes a las vértebras artrodesadas [9-10 y 13]. Por lo que en contraste una de las principales ventajas que ofrece la artroplastia, es que no presenta complicaciones, como; la enfermedad del segmento adyacente, la hernia discal, hipertrofia facetaria o espondilolistesis degenerativa. Este hecho ha sido ampliamente expuesto por muchos cirujanos ortopédicos de columna. Los cuales, mencionan que este segmento adyacente patológico ya existe previamente y que su intervención quirúrgica es una coincidencia. Sin embargo, una publicación ampliamente aceptada por la comunidad médica rebate esta perspectiva, demostrando que de sus ciento ochenta pacientes intervenidos o artrodesados en la columna cervical, el 92% de ellos muestran una evidencia radiográfica de patología en el segmento adyacente tras ocho años y medio de seguimiento postoperatorio [9]. En un estudio anatómico de seiscientos discos intervertebrales, se evidenció que el fenómeno de degeneración discal aparece en los varones de la segunda década y en las mujeres se retarda una década. A la edad de cincuenta años el 97% de los discos lumbares están degenerados y los segmentos más afectados son: L3-L4, L4-L5 y L5-S1 [19]. Por lo tanto, se puede establecer que la sustitución total del disco es la mejor opción, ya que una prótesis disco intervertebral alivia el dolor, restablece el movimiento fisiológico, aporta estabilidad al segmento vertebral y permite en algunos casos, dependiendo de la prótesis empleada, la absorción de impactos. Prótesis tales como la Charite® o ProDisc® sólo tienen por objeto la restauración de movimiento y restablecimiento del espacio interdiscal. Otros diseños tales como el de la prótesis Acroflex® incorpora un material con un comportamiento visco-elástico, de tal manera que pueda imitar adecuadamente el comportamiento de un disco intervertebral humano. En la tabla 1, se detallan las principales características de las prótesis de disco intervertebral lumbar de mayor uso en el país, además se incluye el modelo propuesto.

En este trabajo se plantea la metodología para cubrir la necesidad del diseño y evaluación numérica de una nueva prótesis articulada de disco intervertebral. La finalidad del desarrollo de esta prótesis es proporcionar un rango de movimientos dentro de los límites fisiológicos y funcionales, en asociación con las estructuras anatómicas adyacentes. Además contará con un elemento elástico que proporcione la capacidad de absorber energía, de tal manera que su comportamiento sea lo más cercano a un disco intervertebral humano sano. El empleo de un modelo numérico nos permite

Tabla 1. Compendio de las principales características de prótesis intervertebrales, incluyendo el diseño propuesto.

Prótesis	Descripción	Disposición	Elemento elástico	Fijación	Material	Altura
CHARITÉ®	Dos placas y un núcleo de polietileno, el cual se encuentra libre dentro de las placas terminales	Biarticular no constreñido	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto	10.5 11.5
PRODISC®	Un disco de polietileno ultraligero entre las placas	Articulaciones esféricas	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno	12 y 14
MAVERICK®	Disco de polietileno ultraligero entre las placas	Articulaciones esféricas	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno	12 y 14
FLEXICORE®*	Diseño metal-metal, con una articulación esférica, con limitantes mecánicas	Metal-metal semiconstreñido	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno	No disponible
ACROFLEX®	Dos placas terminales o con un centro de polímero vulcanizado a éstas	Constreñido	Sí	Dientes y porosidad en placas terminales	Titanio	No disponible
PRÓTESIS DISEÑADA	Dos placas terminales metálicas con un núcleo de polietileno más un muelle que permite la disipación de energía	Articulación esférica semiconstreñido	Sí	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Titanio Ti-6Al-4V	10**

* Retirado en 2002 debido al potencial carcinogénico del polímero empleado
 ** Altura congruente con la antropometría de la población mexicana

observar el comportamiento del sistema acoplado vértebra-prótesis-vértebra, y hacer predicciones de su desempeño bajo ciertas condiciones y parámetros.

Para el desarrollo y la evaluación de nuestro modelo numérico se ha utilizado una representación 3D de una unidad funcional de la columna vertebral humana, obtenido por una técnica no invasiva, teniendo como base el empleo de un tomógrafo computarizado.

2. Prototipo propuesto

Se encuentra documentado que las prótesis de disco intervertebral funcionan como una articulación tipo rótula, bajo esta premisa se llevó a cabo el diseño de la prótesis de disco intervertebral, la cual para controlar el movimiento de flexo-extensión y flexión lateral, cuenta con topes mecánicos que se localizan en el núcleo. Mientras que la función de amortiguamiento se realiza mediante un muelle de disco o

plátano [20]. Este tipo de diseño no constreñido consta de cuatro partes, las cuales son placa terminal superior, núcleo o pieza articular, elemento elástico y placa terminal inferior (véase figura 2).

La superficie interna de la placa terminal superior (PTS) es cóncava, la cual se articula con el núcleo, mismo que tiene una superficie convexa, por lo que juntos forman una unión tipo rótula. El núcleo se acopla dentro de la placa terminal inferior (PTI), formando una caja donde se confina el muelle de plátano. Esta unión permite el desplazamiento en una sola dirección, cuando es aplicada una carga sobre las placas terminales. Con los dientes en forma de sierra que se encuentran en las caras exteriores de las placas terminales, es posible garantizar la fijación inmediata del dispositivo protésico y así evitar la posible dislocación o subluxación de la prótesis, además ya que los dientes se encuentran en la parte frontal ventral de la prótesis, lo que facilita la inserción cuando el cirujano distrae los cuerpos vertebrales para

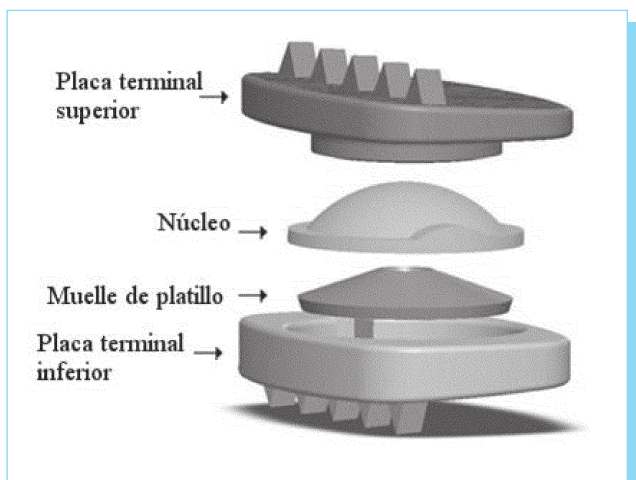


Fig. 2. Diseño propuesto para la prótesis de disco intervertebral.

introducir el dispositivo prostético, éstos se insertan con gran precisión. Para los movimientos de flexión y extensión, se logran 12° respectivamente, gracias a que el movimiento es limitado por el contacto del borde de la placa terminal superior con el núcleo (véase figura 3), es importante mencionar que un disco intervertebral humano no es el que limita el movimiento entre los segmentos vertebrales, si no que se trata de un complejo mecanismo en el cual se ven involucrados, las articulaciones apofisarias, músculos, tendones y ligamentos de la columna vertebral.

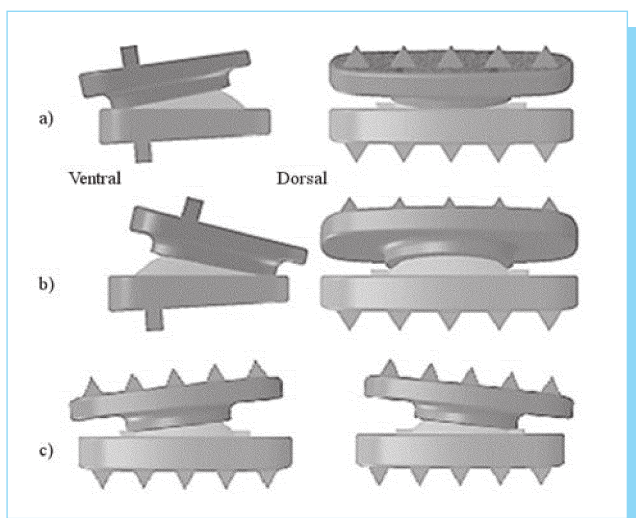


Fig. 3. Rangos de movimientos permitidos: a) flexión, b) extensión, c) flexión lateral.

Para el caso del movimiento de flexión lateral, el proceso es similar, solo que el tope mecánico lo forma la PTS con el borde redondeado del núcleo, limitando así el movimiento a 6° en ambos lados. Como ya se ha comentado, los discos intervertebrales no son los únicos elementos que limitan el movimiento de los segmentos vertebrales. Si la prótesis no contara con éstas características para limitar el movimiento, se podrían presentar problemas de hiper movilidad en el segmento vertebral, lo cual sería detonante de la degeneración de los discos intervertebrales de los segmentos adyacentes.

3. Evaluación numérica

Como base para una simulación numérica del desempeño del implante de disco intervertebral se aplica el método de elemento finito (MEF) al sistema que se desea evaluar y, también, es necesario modelar la unidad de movimiento baja lumbar [21-23]. Es muy importante incluir el implante intervertebral entre las vértebras adyacentes. En el caso particular de este trabajo para el desarrollo y obtención del modelo de las vértebras lumbares, se aplicó la ingeniería inversa. Para utilizar técnicas numéricas y programas computacionales con el fin de obtener una representación válida de un modelo físico de las vértebras, por ejemplo, herramientas de diseño asistido por computadora (CAD) [24] y estudios de tomografías clínicas [25]. El proceso utilizado para el desarrollo de un modelo CAD, en sí mismo puede ser simple o complejo. En este sentido y para el desarrollo de este trabajo, el biomodelado de las vértebras se realiza con la obtención de imágenes DICOM procedentes de un estudio de tomografía computarizada (TC), el cual es una herramienta de uso común para el diagnóstico médico.

3.1. Biomodelado de las vértebras humanas

Con el objetivo de obtener un modelo geométrico válido de las vértebras humanas se realizaron los siguientes pasos [21] (véase figura 4):

- I. Obtención del estudio de tomografía computarizada de la parte del cuerpo de interés (en este caso la columna lumbar).
- II. Preprocesamiento de las imágenes DICOM y generación del modelo en formato STL.
- III. Procesamiento del modelo STL, el cual consta en alisar los bordes y reducir los triángulos del modelo.
- IV. Importación del modelo STL en un programa CAD para su exportación al programa de elementos finitos, el cual en nuestro caso de estudio se trata del formato STEP AP214.

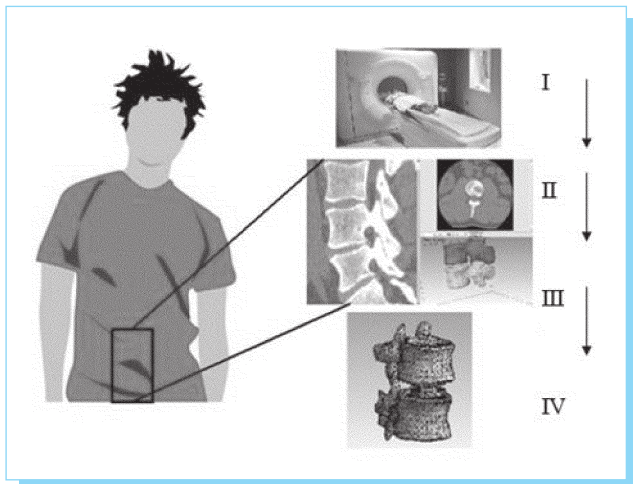


Fig. 4. Diagrama sobre el procedimiento para la simulación de vértebras humanas, partiendo de un estudio de tomografía computarizada.

Por otra parte, el modelo en CAD del implante se obtuvo del diseño a detalle de la prótesis, el cual se exportó en formato STEP AP214 para una correcta importación posterior a un programa comercial con aplicación en el MEF y, de esta manera, lograr una evaluación virtual del desempeño de este sistema.

3.2. Análisis numérico de la prótesis de disco intervertebral

Implementación del modelo numérico

El análisis numérico que en este trabajo se presenta es una evaluación estructural lineal-elástica. A su vez, se contemplan condiciones de homogeneidad e isotropía para el implante y las vértebras fueron consideradas como un material ortotrópico. Para desarrollar el análisis numérico de manera que simule las condiciones más cercanas a la realidad, el modelo del sistema que se desea evaluar fue inicialmente implementado por medio de una tomografía de la columna vertebral de un paciente sano de veinticinco años de edad. Consecutivamente, se exportaron las imágenes en 3D a un programa de dibujo mecánico y en formato STEPAP214 (véase figura 5).

Propiedades mecánicas de los materiales

Las propiedades mecánicas de los sólidos utilizados en este análisis, se presentan en la tabla 2. Donde el Titanio se emplea en las placas terminales superior e inferior, el acero inoxi-

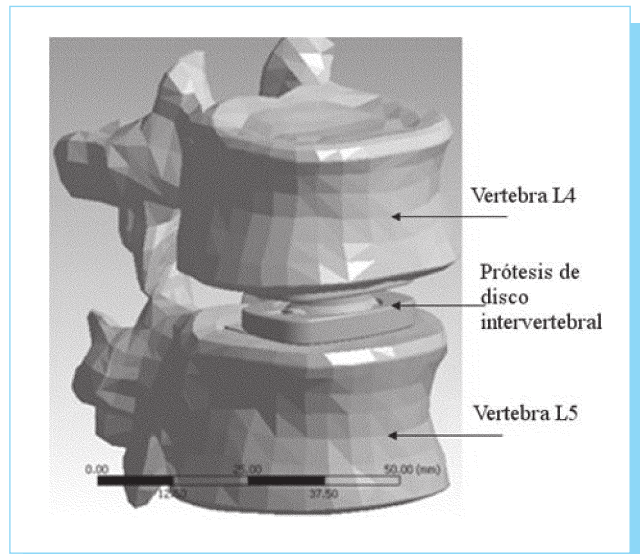


Fig. 5. Simulación numérica en 3D de la unidad de movimiento más la prótesis.

dable en la muelle de platillo, el polímero UHMWPE para el núcleo y el hueso cortical para las vértebras.

Establecimiento de las condiciones de frontera

El modelo que se presenta en la figura 5 tiene una consideración excepcional. El hueso es ortotrópico y se considera sólo una clase de hueso en la vértebra, el cual es el hueso cortical. Lo anterior con el objeto de simplificar el problema, lo que aproxima razonablemente al estudio a la realidad (salvo en

Tabla 2. Propiedades mecánicas generales utilizadas en el análisis numérico.

Material	Módulo de Young (MPa)	Relación de Piosson
Titanio (Ti 6Al 4V) [21]	105 000	0.342
Acero inoxidable 316L [21]	200 000	0.300
UHMWPE [21]	1 600	0.460
Hueso Cortical [24]	12 000	0.300

casos en donde la carga es de impacto). Las condiciones de contacto de los elementos del ensamble de la unidad funcional y así como la prótesis de disco intervertebral están definidas por el tipo de contacto estancado (*bonded*) [21]. Con esta configuración, las áreas en contactos no tienen deslizamiento y carecen de separación entre sus respectivas caras o bordes (véase figura 6) [26, 27]. Se puede aludir en la región como si las superficies en contacto se encontraran unidas. Este tipo de contacto permite una solución lineal ya que no se cambiará la longitud/área de contacto durante la aplicación de la carga [21, 22].

Aplicación de la restricción de movimiento y carga

En la parte baja de la cara del cuerpo vertebral inferior, se localizó una restricción al movimiento total (véase figura 7a), con lo que se simula un empotre al modelo. Mientras que en la parte alta del cuerpo vertebral de la vértebra superior, se aplicó una carga uniformemente distribuida (véase figura 7b). De esta manera se reproduce el efecto de una carga axial de compresión en la columna vertebral y el empotramiento del segmento vertebral al coxis.

Discretización del continuo

Una vez que el modelo del continuo se encuentra disponible en el programa con aplicación de MEF, se procede a realizar la discretización. La discretización del modelo se realizó en partes; donde primero se discretizó cada una de los elementos que conforman a la prótesis de disco y al final se discretizaron las vértebras. Se utilizaron elementos tipo sólido de alto orden y con 10 nodos (Solid 187) para todo el ensamble y cada nodo con seis grados de libertad (translaciones y rotación en los ejes X , Y , y Z). Además este tipo de elemento es ideal para geometrías poco convencionales, al mismo tiempo de que tienen la capacidad para simular grandes deformaciones y contacto.

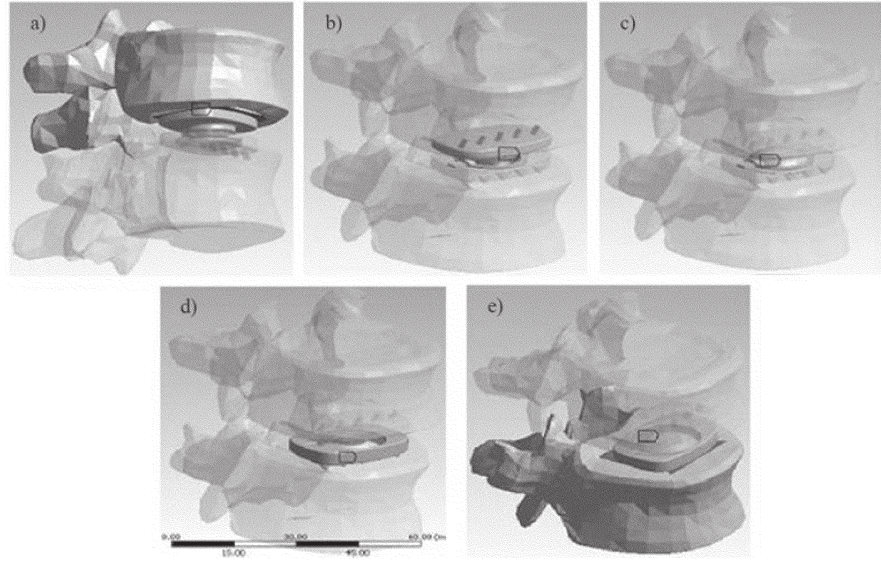


Fig. 6. Contacto implante con vértebras: a) PTS con vértebra L3, b) PTS con núcleo, c) núcleo con muelle de platillo, d) muelle de platillo con PTI, e) PTI con vértebra L4.

Descripción del análisis

Se realizaron cuatro casos de estudio, donde se busca estudiar y determinar el efecto que produce el cambio en la magnitud de la carga de compresión axial en el sistema funcional. Por lo que se procede a simular diferentes escenarios de la vida diaria. Los valores de las cargas seleccionadas para cada uno de los análisis numéricos en compresión cuasiestático se enlistan en la tabla 3.

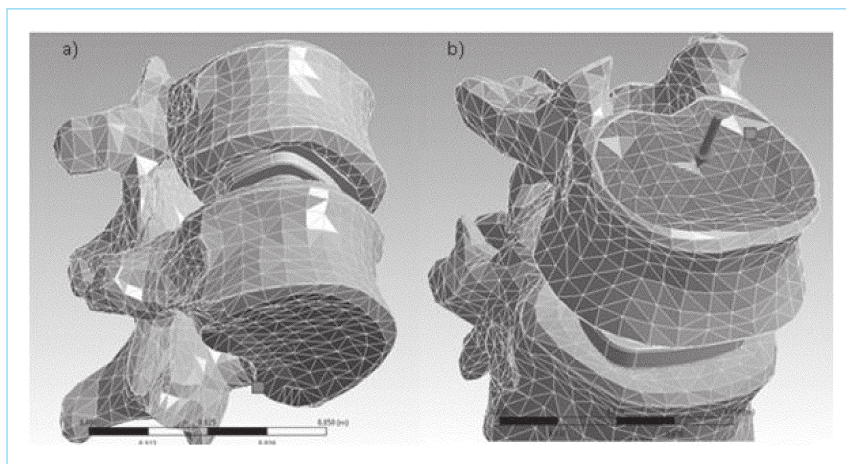


Fig. 7. Simulación numérica: a) restricción de movimiento, b) carga.

Tabla 3. Solicitaciones mecánicas para el análisis.

Posición/Maniobra	Compresión zona lumbar (N)
Bipedestación relajada [28]	800
Picos de presión al girarse [28]	1 280
Alzar peso de 15 kg con espalda flexionada a 60°	2 690
Carga máxima	6 000

Un caso de estudio propuesto es el de una persona de 70 kg de peso, (aproximadamente 40 kg (F_1) de peso en la parte del tronco) que se encuentra levantando un objeto de 15 kg (F_P), con la espalda recta e inclinada 60° con respecto de la línea horizontal del suelo (véase figura 8). De igual manera se propone un caso con una carga máxima.

Lo anterior se desarrolló por medio de un paquete computacional comercial con aplicación en el método de elemento finito y su módulo de Workbench. Asimismo, es importante resaltar, que la simulación numérica se llevó a cabo en un sistema computacional personal y con capacidades computacionales comerciales comunes. Con lo anterior se puede concluir, que en el futuro inmediato y desde la perspectiva de la ingeniería es posible simplificar la problemática y resolver las necesidades de la simulación numérica o de sistemas funcionales de seres vivos y cubrir algunas de las necesidades actuales que presentan diversos y diferentes pacientes de una manera simple. Así como, la posibilidad de salvar recursos económicos a gran escala y reducir los tiempos de respuesta para soluciones integrales en beneficio de la salud humana.

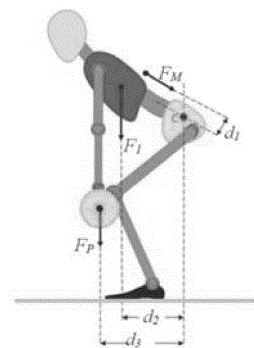


Fig. 8. Se muestran las fuerzas que actúan sobre el disco intervertebral entre las vértebras L3 y L4.

4. Resultados

En la tabla 4 se presentan los resultados de cada uno de los cuatro casos de estudio, los esfuerzos máximos en MPa de acuerdo con el criterio de falla de Von Mises. El cual es empleado con frecuencia como un indicador de un buen diseño para materiales dúctiles. En el primer caso de estudio (carga de 800 N) se obtiene que la deformación es máxima en la apófisis de la vértebra superior, ya que la primera vértebra absorbe la energía antes de transmitirla al implante (véase figura 9).

En la figura 9 se muestra la gráfica de los valores resultantes de los esfuerzos máximos y los resultantes de las cargas aplicadas a la vértebra L4, en la parte del superior del cuerpo vertebral en cada uno de los casos de estudio. La gráfica de la figura 10, se muestran los valores de los esfuerzos en las

Tabla 4. Resultados del análisis numérico.

Carga (N)	Vértebra L3	Unión vértebra L3	PTS	Núcleo	Muelle de Belleville	PTI	Unión vértebra L3	Vértebra L4
800	0.23	0.57	2.84	8.33	41.73	4.10	1.02	0.44
1280	0.43	0.79	3.96	11.79	66.77	7.03	1.28	1.26
2690	0.74	1.90	8.84	21.72	140.33	18.42	5.17	3.22
6000	2.17	4.36	14.33	42.35	313.00	39.85	7.93	8.11

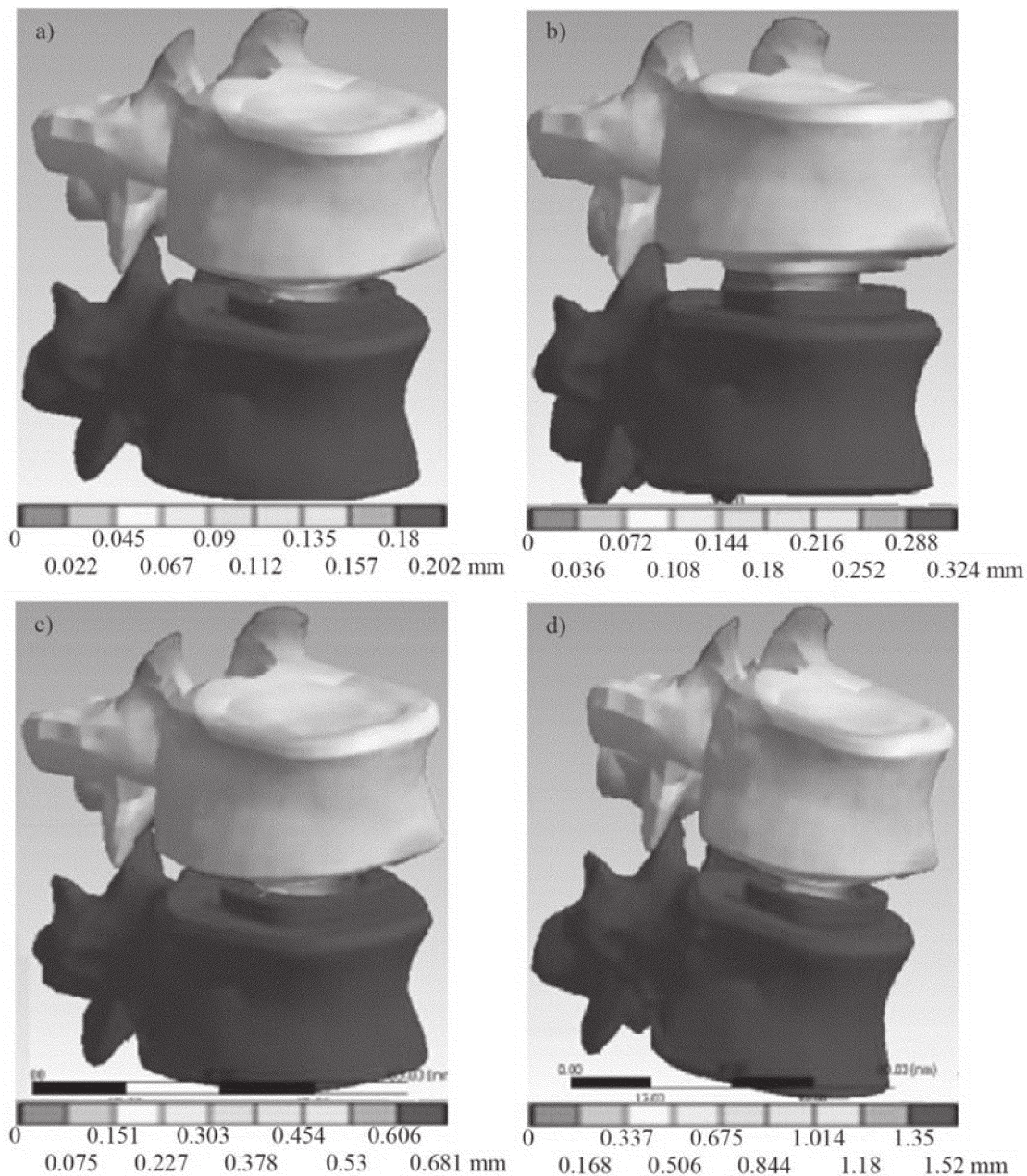


Fig. 9. Deformación máxima para los cuatro casos de estudio: a) bipedestación relajada, b) picos de presión al girarse, c) alzar un peso de 25 kg con la espalda flexionada a 60°, d) carga máxima.

zonas críticas del ensamble vértebra L4-prótesis-vértebra L5, en cada una de las sollicitaciones mecánicas de nuestros respectivos casos de estudio.

5. Conclusiones

Con los resultados del análisis de elemento finito realizado, se puede concluir que la carga máxima en sí no tiene reper-

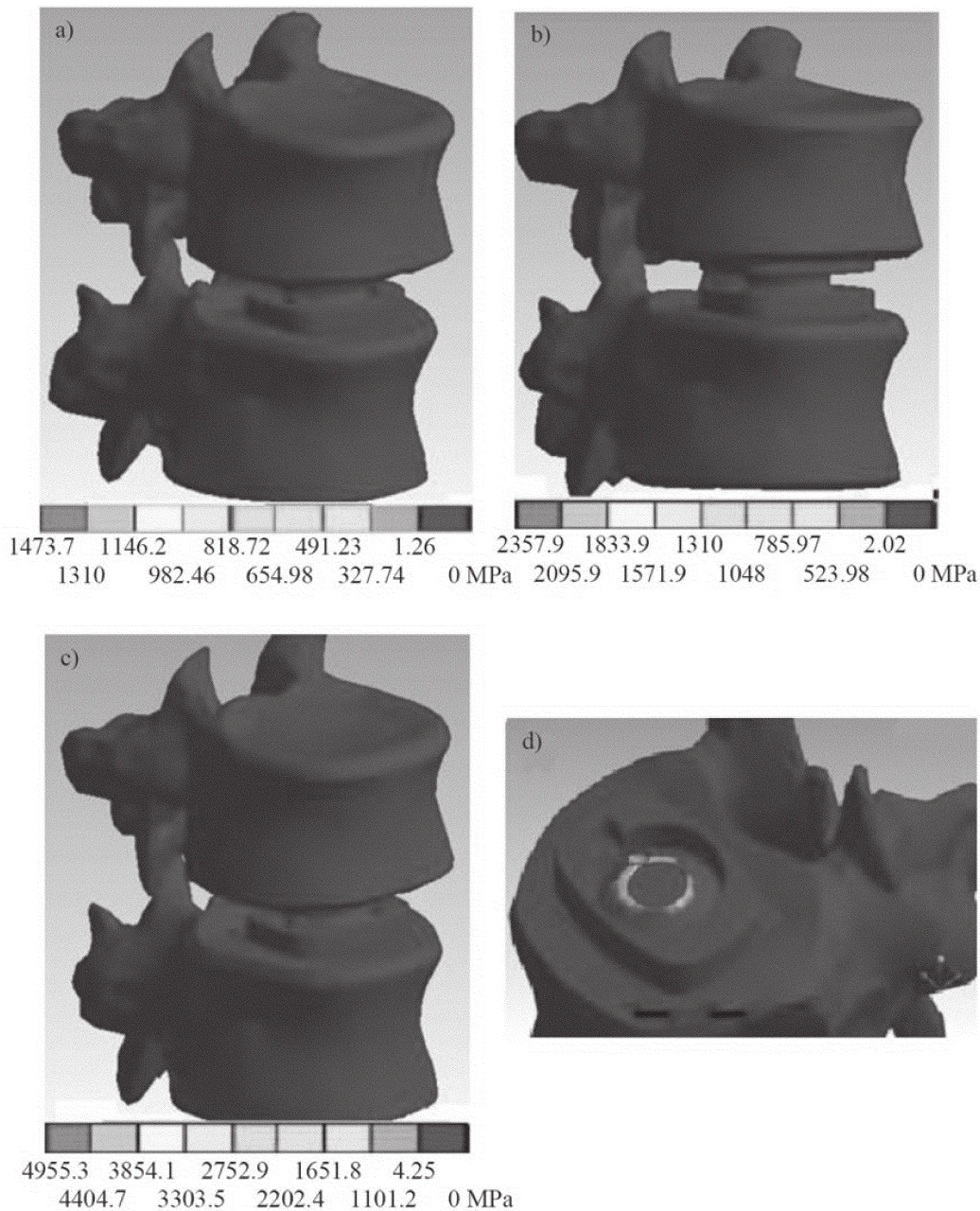


Fig. 10. Valores de los esfuerzos Von Mises para los cuatro casos de estudio: a) bipedestación relajada, b) picos de presión al girarse, c) alzar un peso de 15 kg con la espalda flexionada a 60°, d) carga máxima.

cusiones en la falla del dispositivo. Con lo anterior se torna claro que en caso de que existiera una falla en el dispositivo, ésta sería originada por la falla de los cuerpos vertebrales.

En este trabajo se evaluó el desempeño de una prótesis articulada para disco intervertebral, la cual se emplea en el tratamiento de la degeneración del disco intervertebral, y

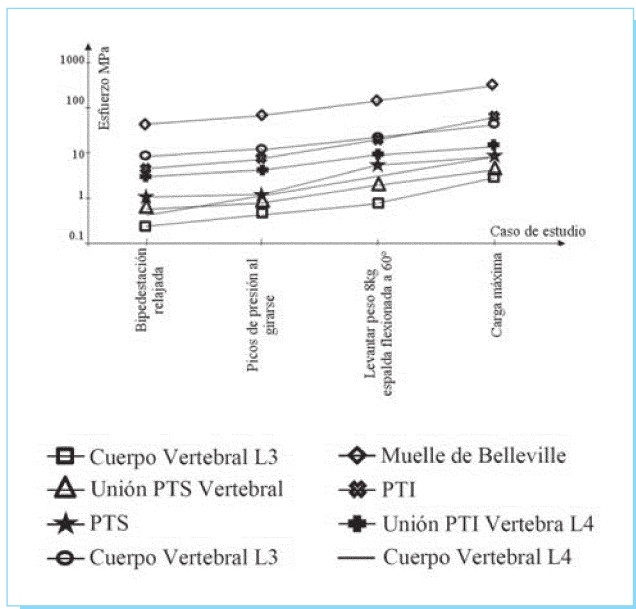


Fig. 11. Comparación de esfuerzos de los diferentes componentes del modelo.

virtualmente se ha demostrado un rendimiento mecánico más allá de lo necesario fisiológicamente en las pruebas preliminares realizadas mediante el método del elemento finito.

La prótesis presentada posee un acoplamiento robusto, ya que el núcleo encaja en la placa terminal inferior, por lo que en caso de que el elemento elástico colapsara, el núcleo no se saldría de su lugar, eliminando de esta manera que la falla del elemento elástico ponga en riesgo la salud del paciente. Gracias a este acoplamiento que la prótesis propuesta cuenta

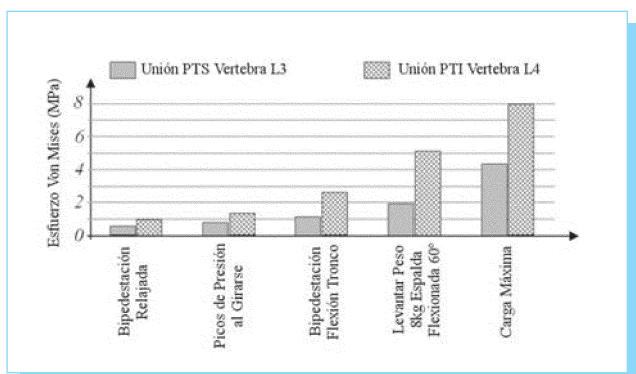


Fig. 12. Zonas concentración de esfuerzos, unión prótesis con los cuerpos vertebrales.

con un criterio de falla segura. A diferencia de las prótesis de mayor uso: Charite® y Prodisc®, en las que si el núcleo llegara a fallar la prótesis fallaría comprometiendo las estructuras adyacentes, y provocando el deslizamiento de los cuerpos vertebrales.

Con el empleo de la prótesis propuesta es posible eliminar la degeneración temprana de los discos intervertebrales adyacentes al segmento intervenido, a diferencia de la artrosis vertebral en la que se disminuyen los segmentos móviles, y se provoca un aumento de carga en los segmentos adyacentes. Con la prótesis los segmentos móviles de la columna vertebral se conservan, además la adición del elemento elástico permite la disipación de cargas y favorece efectivamente en una reducción de la patología del segmento adyacente.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Instituto Politécnico Nacional y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo brindado para el desarrollo de ésta investigación.

Referencias

- [1] P. Fransoo, *Examen clínico del paciente con lumbalgia, Compendio Práctico de Reeduación*, Barcelona: Paidotribo, pp. 13-15, 2003.
- [2] M. A. Hernández-Balderas, y J. Ramos-Peek, "Estudio polisomnográfico en pacientes con fibromialgia primaria", *Archivos de Neurociencias*, vol. 10, núm. 1, pp. 9-14, 2005.
- [3] C. Barbadillo-Mateos, A. Rodríguez-Cardoso, y M. Herrero-Prado de Danleón, "Tratamiento de la lumbalgia", *Tema de Monográfico, lumbalgias*, Ed. Jano, vol. 61, pp. 101-105, 2002, disponible en: <http://www.jano.es/ficheros/sumarios/1/61/1408/101/1v61n1408a13022947pdf001.pdf>
- [4] R. J. Solano, *El 80% de adultos sufre lumbalgia, 30% de manera crónica*; Coordinación de Comunicación Social del IMSS, Diario de la Salud; Medicina Digital, núm. 81, 2008.
- [5] J. A. D. Anderson, "Epidemiological aspects of back pain", *Occupational Medicine*, vol. 36, núm. 3, pp. 90-94, 1986.
- [6] J. Pérez-Guisado, "Contribución al estudio de la lumbalgia inespecífica", *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 20, núm. 2, pp. 71-96, 2006.
- [7] R. Medrano-García, C. A. Varela-Hernández, M. de la Torre-Rosés, R. Mendoza-Cisneros, y Y. Acosta-Davison, "Resultados de la aplicación de la terapia neural en la lumbalgia inespecífica", *Revista Archivo Médico de Camagüey*, vol. 15, núm. 1, pp. 1-11, 2001.

- [8] D. Seidenwurm, y A. W. Litt, "The natural history of lumbar spine disease", *Radiology*, vol. 195, pp 323-324, 1995.
- [9] J. Goffin, A. Casey, P. Kehr, K. Liebig, B. Lind, C. Logroscino, V. Pointillart, F. Van Calenbergh, y J. Van Loon, "Preliminary clinical experience with the Bryan cervical disc prosthesis", *Neurosurgery*, vol. 51, núm. 3, pp. 840-847, 2002.
- [10] J. W. Mesko, F. G. Goodman, y S. Stanescu, "Total articular replacement arthroplasty: A three to ten year case controlled study", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 300, pp. 168-177, 1994.
- [11] H. D. Stewart, y G. Newton, "Long-term results of the Manchester knee; Surface arthroplasty of the tibiofemoral joint", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 278, pp. 138-146, 1992.
- [12] B. F. Morrey, R. A. Adams, y R. S. Bryan, "Total replacement for post-traumatic arthritis of the elbow", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 73B, núm. 4, pp. 607-612, 1991.
- [13] H. Wagner, "Surface replacement arthroplasty of the hip", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 134, pp. 102-130, 1978.
- [14] J. O'Beirne, D. O'Neill, J. Gallagher, y D. H. Williams, "Spinal fusion for back pain; A clinical and radiological review", *Journal of Spinal Disorders*, vol. 5, núm. 1, pp. 32-38, 1992.
- [15] T. R. Lehman, K. F. Spratt, J. E. Tozzi, J. N. Weinstein, S. J. Reinartz, G. Y. el-Khoury, y H. Colby, "Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients", *Spine*, vol. 12, núm. 2, pp. 97-104, 1987.
- [16] O. Kiviluoto, S. Santavirta, P. Salenius, P. Morri, y P. Pylkkänen, "Postero-lateral spine fusion; A 1-4 year follow-up of 80 consecutive patients", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 56, núm. 2, pp. 152-154, 1985.
- [17] A. E. Brodsky, "Post-laminectomy and post-fusion stenosis of the lumbar spine", *Clinical Orthopaedics & Related Research*, vol. 15, pp. 130-139, 1976.
- [18] R. I. Harris, y J. J. Wiley, "Acquired spondylosis as a sequel to spine fusion", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 45, pp. 1159-1710, 1963.
- [19] A. Valdevit, T. J. y Errico, "Design and evaluation of the FlexiCore metal-on-metal intervertebral disc prosthesis", *The Spine Journal*, vol. 4, núm. 6 (Suplemento), pp. S276-S288, 2004.
- [20] G. Bajares, A. Pérez-Oliva, M. Díaz-Martínez, y R. Rodríguez, "Reemplazo total de disco intervertebral de columna lumbar", *Clinica Médica Hospital de Clínicas Caracas*, vol. 9, núm. 1, pp. 4-8, 2004.
- [21] S. Beristain-Lima, "Diseño de una prótesis articulada para disco intervertebral", Tesis de Maestría, Ingeniería de Manufactura, Instituto Politécnico Nacional SEPI-ESIME-Azcapotzalco, México DF, México, 2010, disponible en: [itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/.../DISPROTESIS.pdf?](http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/.../DISPROTESIS.pdf)
- [22] A. Fuerte-Hernández, "Caracterización de vértebras porcinas para su uso en aplicaciones biomecánicas", Tesis de Maestría, Instituto Politécnico Nacional SEPI-ESIME-Azcapotzalco, México DF, México, 2010, disponible en: <http://tesis.ipn.mx:8080/xmlui/handle/123456789/7914>
- [23] R. G. Rodríguez-Cañizo, A. Fuerte-Hernández, G. Urriolagoitia-Sosa, E. A. Merchán-Cruz, y A. González-Rebatú, "Análisis morfológico de vértebras porcinas para establecer su correlación biomecánica con vértebras humanas en estudios experimentales", *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. XXXI, núm. 1, pp. 80-85, 2010.
- [24] M. F. Carbajal-Romero, J. J. Nieto-Miranda, R. G. Rodríguez-Cañizo, M. Dufoo-Olvera, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón, y A. Minor-Martínez, "Análisis de esfuerzos de compresión en la columna con lesión del disco intervertebral: Estudio numérico experimental en espécimen porcino", *Acta Ortopedia Mexicana*, vol. 18, núm. 4, pp. 155-159, 2004.
- [25] C. R. Torres-San Miguel, "Diseño y manufactura de endoprótesis personalizadas", Tesis de Doctorado, Ingeniería Mecánica, Instituto Politécnico Nacional SEPI-ESIME-Zacatenco, México DF, México, 2010, disponible en: [itzamna.bnct.ipn.mx:8080/dspace/bitstream/123456789/9990/1/86.pdf?](http://itzamna.bnct.ipn.mx:8080/dspace/bitstream/123456789/9990/1/86.pdf)
- [26] D. A. Hills, G. y Urriolagoitia-Sosa, "Origins of partial slip in fretting: A review of known potential solutions", *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, vol. 34, núm. 3, pp. 175-181, 1999.
- [27] D. A. Hills, G. y Urriolagoitia-Sosa, "Brief note; Some observations on the parametric relationships in Hertzian fretting fatigue tests", *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, vol. 35, núm. 5, pp. 441-443, 2000.
- [28] H. J. Wilke, P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland, y E. Claes Lutz, "New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life", *Spine*, vol. 24, núm. 8, pp. 755-762, 1999.