

Estudio numérico experimental del sistema de fijación interno "Dufoo" para fracturas vertebrales

J Jesús Nieto-Miranda, * Manuel Faraón-Carbajal Romero, ** Jons Sánchez-Aguilar***

Resumen

Introducción: se presenta el estudio numérico experimental del sistema de fijación interno "Dufoo", empleado en el tratamiento de fracturas vertebrales, con el propósito de validar el modelo numérico de vértebras lumbares humanas, bajo las principales cargas fisiológicas que sufre el organismo humano en esta zona. El objetivo es modelar y simular numéricamente los elementos del sistema musculoesquelético para obtener los esfuerzos generados y otros parámetros que son difíciles de medir experimentalmente en las vértebras torácicas y lumbares.

Material y métodos: se utiliza el dispositivo fijador interno "Dufoo" y las vértebras L2-L3-L4 de los especímenes porcino y humano. Se emplea la corpectomía total en L3, el fijador actúa como un puente de implantes mecánicos desde L2 hasta L4. El análisis numérico se realiza utilizando el método del elemento finito (MEF), para el estudio experimental se utiliza la fotoelasticidad reflexiva y la extensometría.

Resultados: se determina que las cargas de torsión y combinadas son las que generan los mayores desplazamientos y esfuerzos en el sistema acoplado en estudio, determinándose que el fijador interno realiza parte de la función de la estructura orgánica dañada al absorber los esfuerzos presentados por la cargas aplicadas.

Conclusiones: el análisis numérico presenta una gran libertad en el manejo de las variables involucradas en los modelos desarrollados; mediante el empleo de imágenes radiológicas se obtienen modelos geométricos que, ingresados a programas MEF, permiten experimentar con algunos parámetros difíciles de realizar en la realidad. Así se conoce de una manera más completa el comportamiento biomecánico del sistema acoplado en estudio.

Palabras clave: columna, disco intervertebral, fijador interno "Dufoo", fractura de vértebra, biomecánica.

Abstract

Background: We describe a numerical experimental study of the stress generated by the internal fixation system "Dufoo" used in the treatment of vertebral fractures with the purpose of validating the numerical model of human lumbar vertebrae under the main physiological loads that the human body is exposed to in this area. The objective is to model and numerically simulate the elements of the musculoskeletal system to collect the stresses generated and other parameters that are difficult to measure experimentally in the thoracic lumbar vertebrae.

Methods: We used an internal fixator "Dufoo" and vertebrae L2-L3-L4 specimens from pig and human. The system uses a total L3 corpectomy. The fixator acts as a mechanical bridge implant from L2 to L4. Numerical analysis was performed using the finite element method (FEM). For the experimental study, reflective photoelasticity and extensometry were used.

Results: Torsion and combined loads generate the main displacements and stresses in the study system, determining that the internal fixation carries out part of the function of the damaged organ structure when absorbing the stresses presented by applied loads.

Conclusions: Numerical analysis allows great freedom in the management of the variables involved in the developed models using radiological images. Geometric models are obtained and are entered into FEM programs that allow testing using parameters that, under actual conditions, may not be easily carried out, allowing to comprehensively determine the biomechanical behavior of the coupled system of study.

Key words: spine, intervertebral disk, internal fixator "Dufoo", vertebrae fracture, biomechanics.

* Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingenierías y Tecnologías Avanzadas, Instituto Politécnico Nacional (IPN).

** Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Azcapotzalco, Instituto Politécnico Nacional.

*** Instituto Tecnológico de Querétaro.

Correspondencia:

J Jesús Nieto Miranda
Avenida Instituto Politécnico Nacional No. 2580
Col. La Laguna Ticomán
07340 Ciudad de México
Tel.: (55) 57296000 ext. 56862
Correo electrónico: jnietom1@yahoo.com.mx

Recibido para publicación: 04-05-2011

Aceptado para publicación: 08-08-2011

Introducción

Las funciones de la columna vertebral son soportar, absorber y transmitir las fuerzas externas, a las que se encuentra sometida en todo momento, con la finalidad de mantener su propia estabilidad fisiológica a través de los huesos intervertebrales, los discos, ligamentos, cápsulas articulares y los músculos.¹ De no cumplir con esta función los impactos recibidos pueden causar dislocaciones o fracturas de vertebral o de disco intervertebral, principalmente por una mala distribución de esfuerzos entre los elementos que la componen.

Existen métodos experimentales o modelos numéricos (informáticos) que permiten cuantificar la distribución de los esfuerzos transmitidos en la columna vertebral, entre estos se encuentran los realizados al disco intervertebral²⁻⁶ donde se establece su función mecánica⁷⁻¹¹ y, en algunos casos, se determina la distribución y comportamiento de los esfuerzos de compresión en la columna vertebral.¹²⁻¹⁴ Estos estudios parten de vertebras y discos intervertebrales sanos, con estructura ósea intacta que se lesiona o fractura y se evalúan los resultados obtenidos; pero no se investiga qué pasa con los esfuerzos después de generada la lesión ni se analiza la inestabilidad resultante en la columna vertebral.

El tratamiento de las fracturas toracolumbares se ha intensificado en los últimos años, éstas son causadas por una comprensión anormal en la zona y se detectan mediante estudios mielográficos, tomográficos o por resonancia magnética.¹⁵

No se trabaja o analiza cada vertebral en forma individual sino que se considera a la columna vertebral como una construcción lineal ósea semejante a un hueso largo.

La fijación de la columna con barras, placas longitudinales y tornillos pediculares ha dado buenos resultados en el tratamiento de varios padecimientos de la columna toracolumbar para la estabilización de las fracturas.¹⁶

La aplicación de principios biomecánicos en el manejo de fracturas de huesos largos también se puede hacer en el manejo de lesiones traumáticas inestables de las columnas torácica y lumbar. Esto implica que el tratamiento de las fracturas y dislocaciones torácicas y lumbares sean tratadas con la misma técnica que las fracturas de fémur, tibia o huesos de la extremidad torácica, e involucra la aplicación de fuerzas correctivas externas.

Sin embargo, para efectos de estabilización con algún tipo de implante no se le debe considerar como un hueso largo; tiene muchos huesos cortos articulados cuya fijación se debe realizar individualmente. Por lo tanto, el cirujano de columna sólo tendrá que estabilizar el sitio inestable.

El método del elemento finito (MEF) es empleado para encontrar la respuesta estructural de las vertebras a las cargas externas a las que se ve sometida. Ésta tiene una fun-

ción muy importante en la estabilización y sus resultados deben ser validados con datos experimentales *in vitro* con vertebras humanas.¹⁷

En este trabajo se realiza el estudio numérico experimental de los esfuerzos que se generan en un sistema de fijación interna (Dufou) utilizado en el tratamiento de los cuerpos vertebrales que han sufrido fracturas por estallido. Este tipo de fractura se produce cuando una persona cae de pie desde una altura mayor de 4 metros.¹⁸

El objetivo del presente estudio es modelar y simular numéricamente los elementos del sistema musculoesquelético para obtener, analizar y predecir las fuerzas musculares, las reacciones en las articulaciones, los esfuerzos generados y otros parámetros que son difíciles o prácticamente imposibles de medir experimentalmente¹⁹ en las vertebras toracolumbares.

Material y métodos

Para el desarrollo de este trabajo numérico experimental se seleccionaron las vertebras L2-L3-L4 como se indica en la figura 1. Se emplea la técnica de corpectomía total,¹⁸ teniendo el caso más crítico cuando falta la vértebra L3; la unidad de fijación se sujeta desde la vértebra L2 hasta la L4, que actuará como un puente de implantes mecánicos, cuya función será descargar a las vértebras adyacentes de los esfuerzos que se generen.

El dispositivo de fijación interno “Dufou” se fabrica en titanio, en la figura 2 se muestra su reconstrucción gráfica, en un programa de diseño asistido por computadora (CAD), cuando es colocado entre las vertebras L2-L4. Sus componentes son: 1) tornillos pediculares (elementos que se introducen en la vértebra); 2) deslizador (elemento de unión del tornillo pedicular con la barra longitudinal); 3) barra longitudinal (componente que une los elementos 1 y 2 de L2 con los elementos 1 y 2 de L4); 4) gancho (pieza que une la barra longitudinal con la barra transversal); y 5) barra transversal (une las barras longitudinales).

El análisis se realiza utilizando dos tipos de modelos de vértebra y un dispositivo fijador de la siguiente forma:

A. Vértebras porcinas

Se considera que las propiedades mecánicas de las vertebras porcinas son similares a las de las vertebras humanas; por lo tanto, se utilizan en el desarrollo y análisis experimental de esfuerzos, incluyendo los discos intervertebrales.

Se modelaron dos segmentos móviles de la columna vertebral de la región lumbar del cerdo (L2-L3 y L3-L4). Es necesario recordar que un segmento móvil consta de dos



Figura 1. Radiografía de las vértebras lumbares seleccionadas (L2-L3-L4).

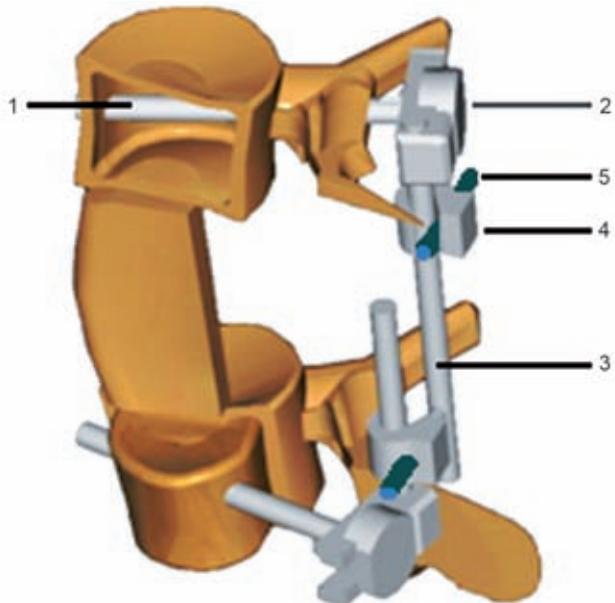


Figura 2. Reconstrucción geométrica, en un programa de diseño asistido por computadora (CAD), del fijador interno iDufou colocado entre las vértebras humanas L2 y L4.

cuerpos vertebrales y el disco intervertebral entre ellos. Las técnicas experimentales utilizadas para este estudio fueron la fotoelasticidad y la extensometría. El equipo de fotoelasticidad utilizado es un modelo de reflexión polaríscopio LF/Z de la marca Vishay con sus complementos (conjunto de laca fotoelástico y adhesivo). Para la extensometría se utilizó un juego de fijación de las galgas uniaxiales (con una área efectiva de 1.0×0.8 mm y longitud total de 3 mm). Éstas tuvieron que medir la deformación a lo largo del eje Z; el indicador es del tipo AE-06-03-120 1DE con un factor de 2.6 y una resistencia eléctrica de 120 ohmios. Para aplicar y controlar las cargas se utilizó la Máquina Universal modelo MTS 358, con una capacidad nominal de 2 447 kN y el registro de datos se realizó mediante el escáner 6000 de la marca Vishay (Strain Smart 6000).

De los segmentos L2-L3-L4 se eliminó la porción posterior de la vértebra (facetas, pedículos y apófisis) y se usaron solamente el cuerpo vertebral y los discos intervertebrales. Se fotografió el patrón de franjas isocromáticas para determinar el valor de los esfuerzos generados en el espécimen como se ilustra en las figuras 3.

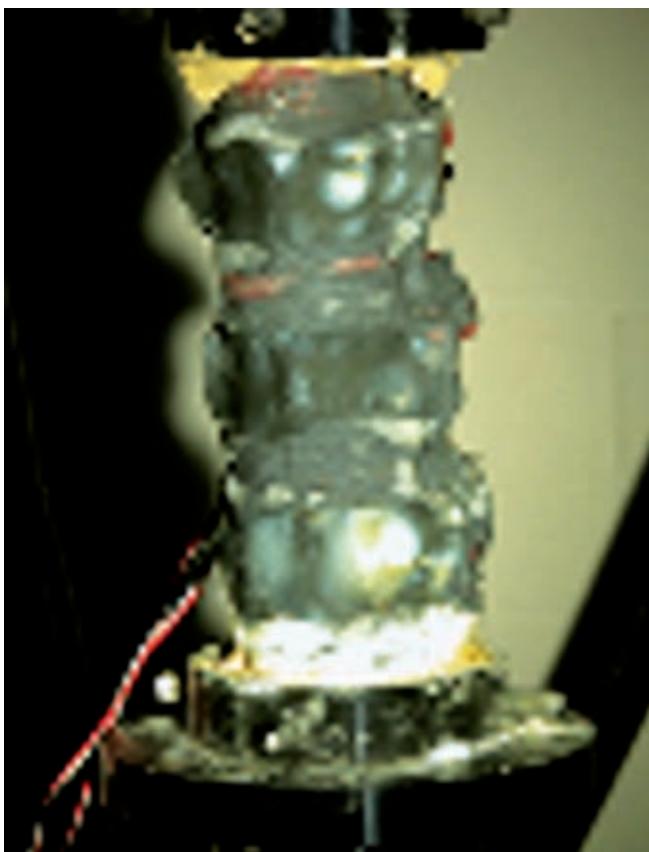


Figura 3. Vértebras porcinas sometidas a carga de compresión y su análisis por fotoelasticidad y extensometría.

Para la reconstrucción geométrica las vertebras y los discos intervertebrales fueron seccionados y fotografiados. Posteriormente, las fotografías fueron digitalizadas y reproducidas en CAD; a continuación se procedió a realizar el ensamblaje del fijador interno de acuerdo con las indicaciones de un cirujano médico especialista en este tipo de cirugía. Con los modelos geométricos obtenidos se “alimentó” al programa del elemento finito para su simulación. La figura 4 muestra el modelo tridimensional obtenido de estos ensambles.

La finalidad del análisis numérico por elemento finito es proporcionar un panorama más amplio de los esfuerzos generados en el espécimen seleccionado. Se consideran dos tipos de material óseo: el hueso cortical y el trabecular. También son consideradas partes del disco intervertebral como la placa terminal, las fibras anulares y el núcleo pulposo. Las propiedades mecánicas empleadas para todos los materiales son el módulo de elasticidad en Megapascales (MPa) y la relación de Poisson que se muestran en el cuadro I.²⁰⁻²¹

B. Vértebras humanas

Se desarrollaron modelos tridimensionales para su estudio por medio del MEF bajo las mismas condiciones que las vertebras porcinas. La geometría se determinó por medio de cortes tomográficos computados de las vertebras L2-L3-L4 cada 3 mm, digitalizados y reproducidos en CAD como se ilustra en la figura 5. La figura 6 muestra el modelo geométrico y la simulación por MEF de la corpectomía total de la vertebrilla L3, el fijador interno conectado desde la vertebrilla L2 hasta la L4 (mostrado en la figura 2).

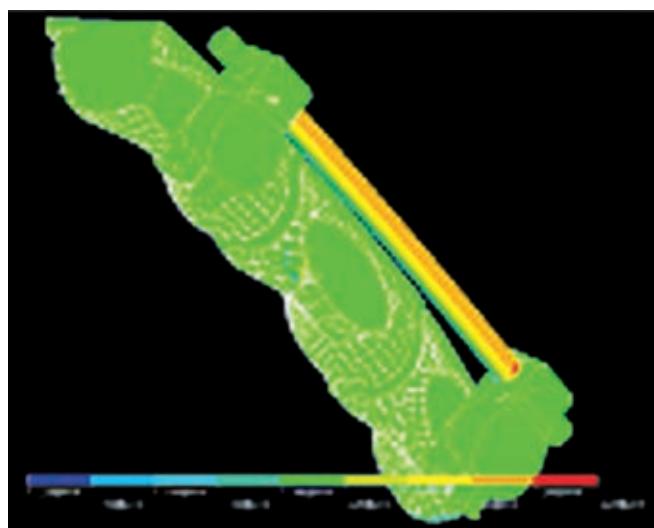


Figura 4. Vertebras porcinas sin L3 y con fijador interno analizadas numéricamente por el método del elemento finito (MEF).

Cuadro I. Propiedades mecánicas vertebrales y materiales

Parte del modelo	Módulo de Young (MPa)	Relación de Poisson
Hueso cortical	1200	0.29
Hueso trabecular	100	0.29
Placa terminal	500	0.40
Disco terminal	3.4	0.40
	Dirección a 30° y 150° en el plano XZ	
Núcleo pulposo	3.4	0.49
Fijador	102 000	0.30

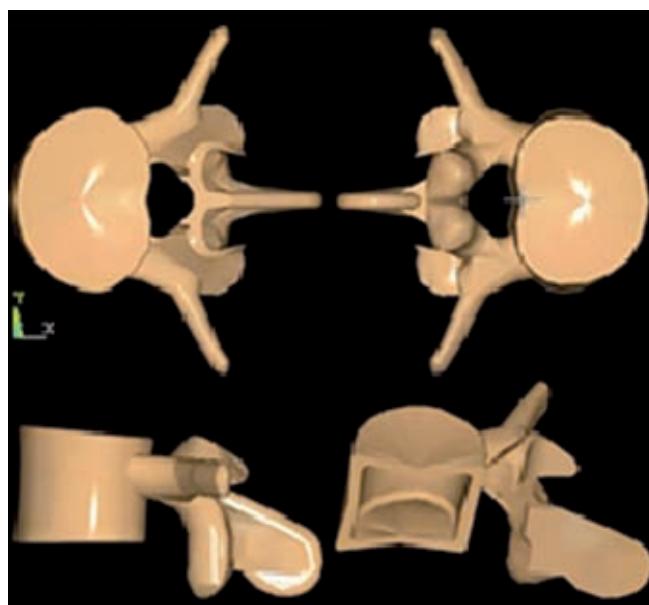


Figura 5. Vistas de la vértebra L-3 digitalizada y reproducida en un programa de diseño asistido por computadora (CAD) a partir de tomografías computadas.

Las herramientas de análisis de esfuerzo se utilizan enfocadas al diseño; teniendo en cuenta que cuando se abordan problemas biomecánicos (desarrollo de prótesis e implantes en ortopedia) existen algunos factores que deben ser considerados para obtener resultados satisfactorios. Los sistemas deben ser analizados de forma integral y no solo las piezas inertes como prótesis e implantes. Cuando se inserta un cuerpo extraño dentro de un organismo vivo (sobre todo cuando se une a un hueso) altera el patrón de esfuerzos y deformaciones resultantes de la aplicación de cargas fisiológicas. Estos cambios traen consigo una serie de eventos que causan en los huesos aumento o disminución de su densidad



Figura 6. Obtención de los esfuerzos generados en las vertebras humanas con corpectomía total en L3, montadas en el fijador interno, mediante la simulación por el método de elemento finito (MEF).

y, por lo tanto, modifican sus características de resistencia y rigidez.

Se consideran cuatro diferentes cargas que representan cada uno de los tipos de carga quasi estáticos que se utilizan para representar los tipos de carga que se colocan en el cuerpo humano:¹⁵

1. Compresión-flexión (compresión que produce flexión. Con una carga de 50 kg).
2. Torsiones derecha e izquierda (25 Nm).
3. Flexión lateral anterior (25 Nm).²²
4. La suma de todas las anteriores (esfuerzo combinado).

Las condiciones de frontera son las mismas que se utilizaron en los protocolos de experimentación para los dispositivos de fijador.¹⁶ En los modelos de compresión se utiliza sólo la mitad del modelo, por lo tanto, las condiciones de simetría se aplican en el plano de corte; por otra parte, el punto de rotación se determinó en los puntos donde actúan los momentos, el movimiento se limita a ellos de tal de manera que sólo puede moverse a lo largo de eje z o longitudinal de la columna.²³

Resultados

El cuadro II muestra los desplazamientos totales sobre el eje z obtenidos en tres casos de estudio numérico experimental de las vertebras con el fijador interno: 1) estructuras

óseas intactas; 2) corpectomía total simple y 3) corpectomía total. Se observa que la tendencia en los tres casos es la misma. En este trabajo se reportan y analizan los resultados de corpectomía total de L3.

El cuadro III muestra los valores de los desplazamientos que se presentan en el hueso cortical, en el hueso trabecular, los tornillos pediculares, el deslizador, la barra longitudinal, el gancho y la barra transversal en la dirección z; bajo cargas de compresión, torsión, flexión y combinadas; cuando se tiene una corpectomía total de vértebra L3.

Los valores de los desplazamientos por cargas de compresión en el hueso cortical, en el hueso trabecular y en los tornillos pediculares fueron, en promedio, de 0.43×10^{-6} m. Este valor promedio disminuye en 69% para el deslizador y en los demás elementos del fijador interno baja a 40% de su valor.

Observamos que los desplazamientos en los elementos del fijador interno tienen un valor promedio de 20.771×10^{-6} m al aplicar la carga de torsión; 6.231×10^{-6} m para flexión; y 15.253×10^{-6} m para cargas combinadas; para el hueso cortical se obtienen valores por arriba de estos promedios (10% torsión y flexión, 7% combinados); y para el hueso trabecular bajan a un 45% del valor promedio.

El cuadro IV muestra los valores de los esfuerzos de Von Mises que se presentan en el hueso cortical, en el hueso trabecular y en los elementos que componen el fijador interno bajo cargas de compresión, torsión, flexión y combinadas cuando se tiene una corpectomía total de vértebra L3.

De las cuatro cargas mecánicas consideradas el menor esfuerzo se tiene en el primer caso, que es cuando se analiza la compresión; al analizar el esfuerzo combinado se presentan los valores más altos de esfuerzo.

De los componentes del fijador interno el elemento más demandado es la barra longitudinal para cargas combinadas y la barra transversal para cargas de torsión y flexión; en general, el deslizador es el elemento que menos esfuerzos soporta.

El hueso cortical es un elemento más demandado en comparación con el hueco trabecular, siendo que en éste los esfuerzos obtenidos son mínimos en comparación con los demás componentes del sistema vértebra-fijador aquí estudiado; al igual que los esfuerzos debidos a la presencia de cargas de compresión que aunque mínimos se siguen presentando y es importante tenerlos presentes.

Conclusiones

Cuando el sistema estudiado es sometido a cargas de compresión presenta bajos valores de desplazamiento y generación de esfuerzos en comparación con las otras cargas de estudio.

Cuadro II. Desplazamientos totales numérico experimentales sobre eje z ($\times 10^{-6}$ m).

	Caso 1	Caso 2	Caso 3
Datos experimentales	0.000 212	0.002 35	0.000 148
Datos numéricos	0.000 487	0.002 82	0.000 142

Cuadro III. Desplazamientos ($\times 10^{-6}$ m) para corpectomía total de vértebra L3

Tipo de carga	Hueso cortical	Hueso trabecular	Tornillos pediculares	Deslizador	Barra longitudinal	Gancho	Barra transversal
Compresión	0.448	0.416	0.430	0.137	0.186	0.171	0.162
Torsión	22.896	9.380	20.818	21.488	19.093	20.712	21.745
Flexión	6.869	2.814	6.245	6.446	5.728	6.213	6.523
Combinadas	16.412	6.768	15.258	15.606	13.705	15.476	16.228

Cuadro IV. Esfuerzos de Von Mises (MPa) para corpectomía total de vértebra L3

Tipo de carga	Hueso cortical	Hueso trabecular	Tornillos pediculares	Deslizador	Barra longitudinal	Gancho	Barra transversal
Compresión	4.98	0.02	44.8	16	58.6	15.5	3.96
Torsión	2 230	45.50	14 000	1 480	17 200	13 300	23 300
Flexión	668	16.30	4 190	444	5 160	4 000	6 900
Combinadas	5 050	58	28 500	8 230	46 700	24 400	42 100

Las cargas de torsión y combinadas son las que generan los mayores desplazamientos, ocasionando que los componentes del sistema sean más demandados, lo que genera un incremento de los esfuerzos que se presentan.

Aparece el fenómeno conocido como "stress shielding", es decir, las estructuras más rígidas (dispositivo fijador interno) absorben los esfuerzos que se presentan debido a la carga aplicada y realizan parte de la función que tenía que hacer la estructura orgánica dañada.

El análisis numérico presenta grandes ventajas al permitir el manejo de las variables involucradas en los modelos desarrollados. A partir de imágenes radiológicas (tomografías, rayos X, imágenes de resonancia magnética, etcétera) se obtienen modelos geométricos que analizan con programas de elemento finito para experimentar con algunos parámetros que en la realidad no se podrían realizar fácilmente. Así se logra conocer de manera completa el comportamiento biomecánico del sistema acoplado en estudio.

La metodología propuesta puede ser extensiva a otras regiones anatómicas, tanto en estructuras óseas intactas, como en estructuras óseas relacionadas con implante.

Agradecimiento

Al Dr. Manuel Dufou Olvera del Hospital General de la Villa por el apoyo y facilidades proporcionadas para el desarrollo de este proyecto.

Referencias

1. Tamara-Montes NG, López-Villagómez B, Anaya-Vallejo S. Principios biomecánicos en el tratamiento de las fracturas tóraco-lumbares. Rev Mex Ortop Traum 2000;14(1):25-33.

2. Argoubi M, Shirazi-Adi A. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J Biomech* 1996;29(10):1331-1339.
3. Kaigle A, Ekström L, Holm S, Rostedt M, Hansson T. In vivo dynamic stiffness of the porcine lumbar spine exposed to cyclic loading: influence of load and degeneration. *J Spinal Disord* 1998;11(1):65-70.
4. Liu XC, Fabry G, Labey L, Van den Berghe L, Van Audekercker R, Molenaers G, et al. A new technique for the three-dimensional study of the spine in vitro and in vivo by using a motion-analysis system. *J Spinal Disord* 1997;10(4):329-338.
5. Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. The Effect of Fluid Loss on the Viscoelastic Behavior of the Lumbar Intervertebral Disc in Compression. *J Biomech Eng* 1998;120(1):48-54.
6. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Modeling of Facet Articulation as a Nonlinear Moving Contac Problem: Sensitivity Study on Lumbar Facet Response. *J Biomech Eng* 1998;120(1): 118-125.
7. Brown T, Hanson RJ, Yorra AJ. Some mechanical test on the lumbo-sacral spine with particular reference to the intervertebral disc; a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1957;39-A(5):1135-1164.
8. Hirsch C, Nachemson A. New observations on the mechanical behavior of lumbar disc. *Acta Orthop Scand* 1954;23(4):254-283.
9. Hirsch C. The mechanical response in normal and degenerated lumbar disc. *J Bone Joint Surg* 1956;38-A:242-243.
10. Hirsch C. The reaction of intervertebral disc to compression forces. *J Bone Joint Surg* 1955;37(6):1188-1196.
11. Markolf KL, Morris JM. The Structural Components of the Intervertebral Disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *J Bone Joint Surg* 1974;56(4):675-687.
12. Hongo M, Abe E, Shimada Y, Murai H, Ishikawa N, Sato K. Surface Strain Distribution on Thoracic and Lumbar Vertebrae Under Axial Compression: The Role in Burst Fractures. *Spine* 1999;24(12):1197-1202.
13. Lee CK, Kim YE, Lee Cs, Hong YM, Jung JM, Goel VK. Impact Response of the Intervertebral Disc in a Finite-Element Model. *Spine* 2000;25(19):2431-2439.
14. Wang JL, Panjabi MM, Kato Y, Nguven C. Radiography cannot examine disc injuries secondary to burst fracture: quantitative discogrammetry validation. *Spine* 2002;27(3):235-240.
15. Reyes-Sánchez A, Magadán SJC, Rosales OLM, Miramontes MV, Alpízar AA. Complicaciones de fracturas toracolumbares que tuvieron tratamiento por vía anterior. Un meta-análisis. *Acta Médica Grupo Ángeles* 2004;2(2):99-105.
16. Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC. Static and cyclic biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. *Spine* 1993;18(12):1677-1688.
17. Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, Yoganandan N. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *J Biomech* 2006;39(2):375-380.
18. Tejeda BM, Anaya-Vallejo S Ramírez GR. Tratamiento Quirúrgico de las Fracturas Toracolumbares por vía Anterior. *Rev Mex Ortop Traumatol* 1998;12(6):511-517.
19. Zee M, Hansen L, Wong C, Rasmussen J, Simonsen EB. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *J Biomech* 2007;40(6):1219-1227.
20. Kasra M, Shirazi AA, Drouin G. Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigation. *Spine* 1992;17(1):93-101.
21. Wang JL, Parnianpour M, Shirazi AA, Engin AE, Li S, Patwardhan A. Development and validation of viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment. *Theor Appl Fract Mec* 1997;28(1):81-93.
22. Rohlman A, Bergmann G, Graichen F. Loads on an internal spinal fixation device during walking. *J Biomech* 1997;30(1):41-47.
23. Damián-Noriega Z. Estudio Biomecánico Experimental del Sistema Dufou para Columna Lumbar Lesionada. [Tesis doctoral] IPN-ES-IME-SEPI 2003, México D.F. p. 77-89.