

Simulación en 3D de las variaciones de comportamiento en un segmento de columna al incorporar un fijador transpedicular

J. L. Cebrián Parra, C. León Serrano, Y. Lópiz Morales, F. Marco Martínez, A. Francés Borrego y L. López-Durán Stern

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

Objetivo. Analizar las variaciones del comportamiento biomecánico mediante el análisis de elementos finitos de un segmento vertebral con un fijador transpedicular.

Material y método. Se realizó un modelo matemático de elementos finitos (lineal, anisótropo y tridimensional) de un segmento vertebral lumbar (L1-L3) que fue sometido a cargas de compresión sucesivas de 1.177, 3.923 y 9.806 N. Posteriormente se incorporó al modelo un sistema de instrumentación transpedicular con las mismas cargas.

Se estudió el desarrollo tensional del sistema, la redistribución de las cargas debidas al implante y las tensiones y deformaciones en el segmento instrumentado y del implante.

Resultados. Los cambios en las distribuciones de las tensiones en el hueso, fueron de 502 MPa sin fijador y 460 MPa con fijador. El fijador produjo un aumento de la rigidez del 11,2%.

Conclusiones. Este modelo de simulación 3D nos ha permitido estudiar el comportamiento de un segmento del raquis en diferentes situaciones y obtener datos que no son accesibles mediante los estudios experimentales, como la distribución de las concentraciones de tensiones.

Palabras clave: biomecánica, elementos finitos, columna, fijador transpedicular.

Three-dimensional simulation of variations in the behavior of a spinal segment with transpedicular fixation

Aim. The aim of this study is to analyze variations in biomechanical behavior by finite-element analysis of a vertebral segment with transpedicular fixation.

Materials and method. A finite-element mathematical model (linear, anisotropic, and three-dimensional) of a lumbar vertebral segment (L1-L3) that was subjected to successive compression loads of 1,177, 3,923, and 9,806 N. A transpedicular instrumentation system with the same loads was then added. The development of forces in the system, load redistribution due to the implant, and the forces and deformations in the instrumented segment and implant were studied.

Results. The distribution of forces in the bone changed by 502 MPa without fixation and 460 MPa with fixation. Fixation increased resistance by 11.2%.

Conclusions. This three-dimensional simulation model made it possible to study the behavior of a spinal segment in different situations and to obtain data not available from experimental studies, such as the distribution of force concentrations.

Key words: biomechanics, finite elements, spine, transpedicular fixation.

Correspondencia:

J.L. Cebrián Parra.
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Hospital Clínico San Carlos.
Martín Lagos, s/n.
28040 Madrid.
Correo electrónico: juan_luis_cebrian@hotmail.com

Recibido: julio de 2003.
Aceptado: marzo de 2004.

En las últimas décadas se ha producido un aumento del uso instrumentaciones posteriores en las intervenciones del raquis que no se ha correlacionado con un conocimiento paralelo de las modificaciones que se producen¹. El estudio con modelos experimentales en el laboratorio es una forma directa de analizar el comportamiento del implante ante las cargas y, sin embargo, presenta una serie de limitaciones. Resulta muy difícil evaluar el desarrollo tensional y la redistribución de las cargas del sistema. Además, existe el problema de la dispersión de datos por la utilización de teji-

dos orgánicos. La metodología matemática de los elementos finitos nos permite superar estos problemas².

En este estudio se analizan las variaciones del comportamiento biomecánico mediante el análisis de elementos finitos de un segmento vertebral al añadir un fijador transpedicular.

MATERIAL Y MÉTODO

Se desarrolló la geometría y el mallado de un modelo de columna lumbar, en 3D, con elementos finitos, formado por un segmento vertebral de L1 a L3 (dos unidades funcionales vertebrales consecutivas). Se simularon los siguientes elementos: cuerpo vertebral de L1, L2, L3, disco intervertebral L1-L2 y disco intervertebral L2-L3 (figs. 1 y 2).

El modelo fue lineal, anisótropo y tridimensional, los distintos subsistemas que se emplearon fueron hueso cortical, anillo, núcleo pulposo, esponjosa y fijador vertebral. A cada uno se le asumieron propiedades homogéneas e isotrópicas. La instrumentación estudiada, Poliaxis® (CD Pharma),

de aleación de titanio (Ti4VA6A1), está formada por un dispositivo de unión transversal, barras de 5 mm, tornillos (diámetro mayor de 6 mm y menor de 3,6 mm) y un sistema de unión de tipo rígido. El montaje fue mediante tornillos pediculares, en L1 y L3, con un sistema de unión transversal (figs. 3 y 4). Para la realización del modelo mecánico y geométrico nos basamos en los estudios de Goel et al³ (tabla 1).

Se simularon cargas de compresión mediante su aplicación en la superficie superior de la vértebra L1, primero en el modelo intacto (fig. 1) y posteriormente en el modelo instrumentado. La secuencia de fuerzas aplicada fue de 9.806 N (9,806 N/mm²), 1.177 N (0,942 N/mm²) y 3.923 N (3,53 N/mm²), sucesivamente en los dos modelos.

Se ha supuesto una perfecta unión entre la interfase del tornillo con la esponjosa. A la superficie distal de la vértebra inferior se le restringieron todos los movimientos. Se utilizó una escala con un criterio tensional tridimensional de Von Mises que muestra un esquema con las mallas superpuestas para apreciar la granularidad esperable.

Se analizaron las tensiones de la columna y de cada uno de los elementos anatómicos a partir de las diferentes car-

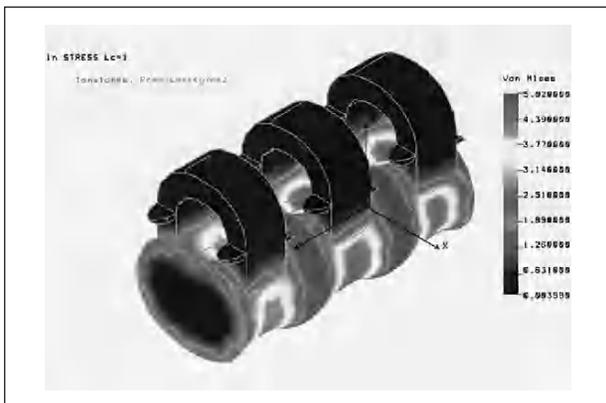


Figura 1. Diagrama de distribución de tensiones en el modelo sin instrumentar.

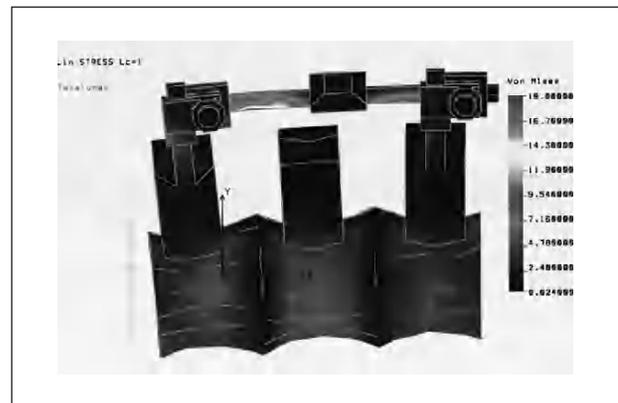


Figura 3. Diagrama de distribución de tensiones con el fijador transpedicular.

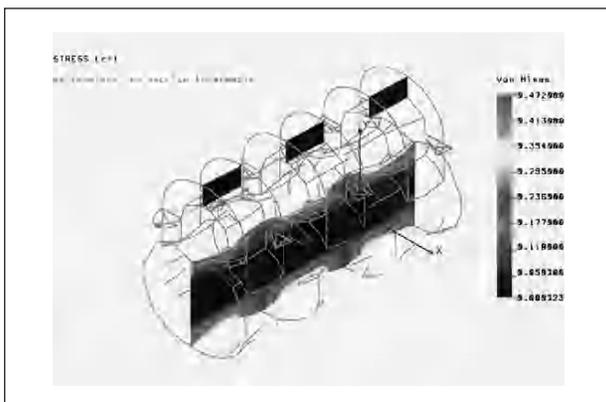


Figura 2. Diagrama de distribución de tensiones (corte sagital) en el modelo sin instrumentar.



Figura 4. Diagrama de distribución de tensiones (corte coronal) con el fijador transpedicular.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los diferentes elementos estudiados

Material	E (MPa)	v
Hueso cortical	12.000	0,3
Anillo	175	0,3
Núcleo pulposo	1,667	0,3
Hueso trabecular	100	0,2
Fijador vertebral	110.000	0,3

E: módulo de elasticidad o módulo de Young, v: índice de Poisson; MPa: megapascals.

gas, así como los desplazamientos obtenidos en la columna sin instrumentar y posteriormente las modificaciones producidas tras añadir el fijador.

RESULTADOS

Tensiones

En el caso de la columna sin instrumentar se observó un aumento de tensiones de carga en las zonas cóncavas del cuerpo vertebral. Al contrario, los discos vertebrales tendían a una transmisión radial de las fuerzas aumentando el diámetro del centro del disco (fig.1).

En el caso de la columna instrumentada, el nivel máximo de tensión alcanzó 1.900 MPa, situándose, especialmente, en la zona inferior de la barra y en la unión del tornillo con la cabeza (figs. 3 y 4). Este nivel tensional fue asumido por el fijador (módulo de Young del titanio, 110.000 MPa), mientras que en el segmento vertebral la tensión de Von Mises se redujo a 460 MPa, frente a los 502 MPa que soportaba en el caso de la columna sin instrumentar.

Análisis de carga máxima

Ante una carga de 9.806 N, en el modelo sin instrumentar se observó un desplazamiento uniforme en la vértebra superior hasta 2,86 mm, con una rigidez de 3.423 N/mm. Al añadir el fijador, el nivel de desplazamiento se redujo a 2,54

mm, que representó una rigidez de 3.864 N/mm. Es decir, las rigideces aumentaron el 11%.

Con el fijador se produjo un aumento en la asimetría de la rigidez a favor de la zona posterior del segmento, o, lo que es lo mismo, ante cargas a compresión se observó la asociación de un movimiento de flexión, aumentado en el caso de las vértebras instrumentadas al hacerse menos flexible la zona posterior (fig. 3).

Para estudiar las modificaciones del comportamiento del fijador ante diferentes cargas se realizó un análisis de sensibilidad que se representa en la tabla 2.

DISCUSIÓN

El sistema es tratado con un modelo lineal, porque permite estudiar mejor las pequeñas deformaciones, anisótropo, pues el comportamiento del raquis depende en gran parte de las diferencias mecánicas de sus estructuras, y tridimensional, al aportar una mayor información y más fiabilidad que los modelos bidimensionales.

La distribución de tensiones en el caso de la columna sana confirma el concepto físico de la bóveda en el hueso cortical de la vértebra que hace referencia a un aumento de las tensiones de carga en las zonas cóncavas y medias del cuerpo vertebral (fig. 1). Éste presenta una disposición de cilindro con las superficies externas cóncavas, de la misma forma que una columna arquitectónica. Frente a las cargas a compresión, por esta geometría, se produce una transmisión de las fuerzas hacia el interior que aumenta la resistencia con un menor volumen. La vértebra en la zona central posee una resistencia mayor que el resto⁴. Se han obtenido sobrecargas hasta de 9.806 N que se correlaciona con estudios experimentales que otorgan resistencias de los cuerpos vertebrales en esas zonas a compresión axial cercanos a los 9.000 N^{5,6}.

Al contrario, los discos vertebrales frente a esta carga a compresión tienden a transmitir las fuerzas de una forma radial aumentando el diámetro del centro del disco, como se ha visto en otros estudios⁷. A diferencia del cuerpo vertebral, el disco actúa como un amortiguador de las cargas, pues presenta dos estructuras con propiedades mecánicas diferentes, un gel interno que representa el núcleo y un material fibroso que representa el anillo.

La columna sin instrumentar, ante cargas de compresión, presenta el efecto de acoplamiento vertebral en flexión que hace referencia a la producción de dos movimientos en una misma zona, uno como consecuencia del otro². Así, ante fuerzas a compresión puras se produce además un desplazamiento en flexión. Este efecto es más pronunciado en el caso de la vértebra instrumentada (fig. 2). Si bien el valor medio de la superficie de la vértebra se desplaza menos que en la columna sana, para sobrecargas bajas, el efecto de asimetría (el aumento de rigidez en la zona posterior de la

Tabla 2. Modificaciones de las diferentes cargas

	Presión (Kp)	Desplazamiento máximo (mm)	Tensión Von Mises máxima (MPa)
Columna sin fijador	120	0,804	47,2
Fijador post	120	0,811	46
Columna sin fijador	400	0,241	157
Fijador post	400	0,243	153
Columna sin fijador	1.000	2,86	502
Fijador post	1.000	2,54	460

Kp: kilopondios; MPa: megapascals.

construcción) provoca una inclinación en la zona anterior de las vértebras con el implante que supera al de la columna vertebral sana. También se observa en la zona de unión del tornillo inferior con la cabeza y en la zona de la barra con la rótula un aumento de tensiones (fig. 3), que corresponden a las zonas críticas para la rotura del implante^{8,9}. Sin embargo el fijador, ante sobrecargas extremas de 9.806 N, posee un coeficiente de seguridad del 357% hasta la rotura.

Con cargas a compresión de 9.806 N hay una conducción de las tensiones a través del fijador, cambiando las tensiones del sistema de 502 a 460 en la escala de Von Mises, lo que implica una disminución de éstas en la esponjosa del cuerpo vertebral. Sin embargo, con cargas de 1.177 y 3.923 N presenta una rigidez relativamente baja, aumentando ésta según crecen estas fuerzas (tablas 1 y 2). Este efecto podría preservar de la osteopenia por falta de función. Por el contrario, ante sobrecargas presenta una mayor protección. La relativa flexibilidad de este instrumental se debe a la utilización de barras de 5 mm de titanio, que tiene un módulo de elasticidad aproximadamente la mitad que el acero.

El método de elementos finitos nos ha permitido eliminar factores de dispersión propios de los resultados experimentales, estudiar el desarrollo tensodeformacional de estas estructuras y sus variaciones con la colocación de un implante transpedicular. Los primeros modelos analíticos creados fueron bidimensionales⁸, pero en los últimos años han pasado a reflejar la geometría tridimensional^{2,3,9,10}.

Si bien cuanto más sofisticado sea el modelo analítico más nos aproximará a la realidad, no dejan de ser idealizaciones de situaciones reales que requieren ser cotejados con otros ensayos de tipo experimental.

AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Ingenieros de Oviedo por su ayuda en la realización de este trabajo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Kostuik JP, Smith TJ. Pitfalls of biomechanical testing. *Spine*. 1991;16:1233-5.
2. Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J Biomech*. 1992;25:1153-64.
3. Goel V, Lim T, Gwon J, Weinstein J. Effects of rigidity of an internal fixation device. *Spine*. 1991;16:155-61.
4. Keller TS, Hansson TH, Abraham AC, Spengler DM, Panjabi MM. Regional variations in the compressive of lumbar vertebral trabeculae. Effects of disc degenerations. *Spine*. 1989;14:1012-9.
5. Martínez Ruiz F. Biomecánica de la columna vertebral y sus implantes. Madrid: Fondo de investigación sanitaria; 1992.
6. Comín M, Prat J. Biomecánica del raquis y sistemas de reparación. *Valencia: IBV*; 1995.
7. Shirazi-Adl A, Shrivastava SC, Ahmed AM. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression a three-dimensional nonlinear finite element study. *Spine*. 1984;9:120-33.
8. Escribá R, Atienza V. Evaluación mediante modelos de elementos finitos de las instrumentaciones posteriores del raquis en el tratamiento de las cifosis. *Rev Ortop Traumatol*. 1999;43 (Supl. 1): 49-57.
9. Goel VK, Kim YE, Lim TH, Weinstein JN. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine*. 1988;13:1003-11.
10. Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubousset J. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model. *Spine*. 1993;18: 536-45.

Conflicto de intereses. Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estemos afiliados.