

ANÁLISIS SEGÚN EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS DE TRES INSTRUMENTACIONES UTILIZADAS EN LA FRACTURA TIPO A3.2.1 DE GERTZBEIN O FRACTURA DEL SALTADOR

José L. Bas *, Carlos Atienza Vicente** y Teresa Bas***

*Hospital General de Castellón

**Instituto de Biomecánica de Valencia

*** Hospital la Fe

EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV) HA DESARROLLADO EN COLABORACIÓN con el Dr. José Bas un modelo basado en el método de los elementos finitos (MEF) de la charnela tóraco-lumbar con el que se han estudiado tres de las técnicas más utilizadas para la corrección y estabilización de la fractura tipo A3.2.1 de Gertzbein, una de las fracturas más usuales de esta zona de la columna. Este trabajo se engloba en un proyecto más amplio que ha permitido al IBV desarrollar un modelo completo de la columna tóraco-lumbo-sacra en el que se pueden modelar un gran número de lesiones de la columna y analizar el comportamiento biomecánico de los distintos tipos de implantes utilizados para su estabilización.

Finite Element Analysis of three devices used on type A3.2.1 Gertzbein fractures

The Institute of Biomechanics of Valencia (IBV), in collaboration with Dr José Bas, has developed a Finite Element Analysis model of a thoracic-lumbar section of the spine (T12-L2) which has been used to study the three most commonly used techniques for the correction and stabilization of type A3.2.1 Gertzbein fractures, one of the most common fractures in this zone of the spine. This work has been incorporated into a bigger project, which has allowed the IBV to develop a complete model of the thoracic, lumbar and sacrum zone of the spine which can simulate a wide range of spinal injuries and analyze the biomechanical behaviour of different types of devices used for their stabilisation.

INTRODUCCIÓN

La utilización de modelos biomecánicos de raquis se hace imprescindible, puesto que los experimentos que pueden realizarse "in vivo" sobre raquis humano son muy limitados.

Ante la necesidad de contar con nuevas herramientas de análisis biomecánico, el IBV ha desarrollado un modelo MEF de la columna tóraco-lumbo-sacra. En una primera fase para la realización del modelo se ha desarrollado en colaboración con el Dr. José Bas, un modelo MEF de la charnela tóraco-

>

6 | implantes

> lumbar (T12-L2). Ésta es una de las zonas más conflictivas de la columna, ya que concentra un mayor número de lesiones debido a que es en este tramo donde se produce el tránsito de la lordosis lumbar a la cifosis torácica (Figura 1).

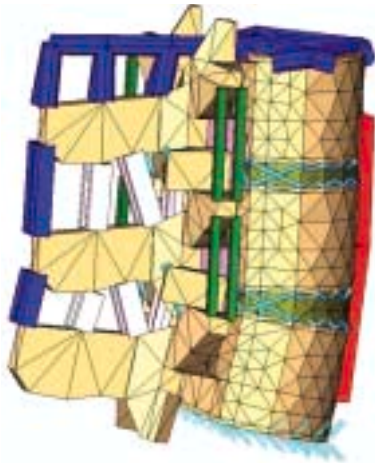


Figura 1: Modelo de elementos finitos de la charnela tóraco-lumbar.

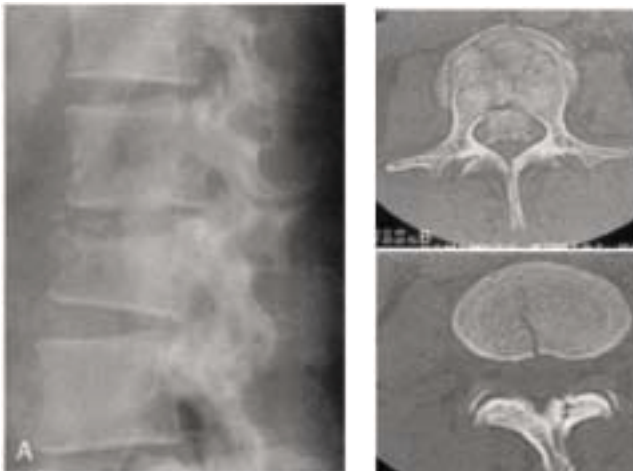


Figura 2: Fractura tipo A3.2.1 de Gertzbein, fractura del saltador.

Una de las lesiones más comunes de la zona comentada es la fractura tipo A3.2.1, (Figura 2) que se caracteriza radiográficamente por un aumento de la distancia interpedicular, fractura de lámina vertical, acñamiento de la parte superior del cuerpo vertebral asociada a la lesión del disco superior y fractura sagital de la parte inferior del cuerpo vertebral L1. Para estudiar este problema se ha simulado la fractura del saltador o Crush-cleavage fracture en el modelo MEF de la charnela, analizando tres de las técnicas utilizadas para la corrección y estabilización de esta fractura.

A. Sistema de fijación posterior mediante tornillos transpediculares, con la vértebra fracturada instrumentada (bisegmentaria), (Figura 3)

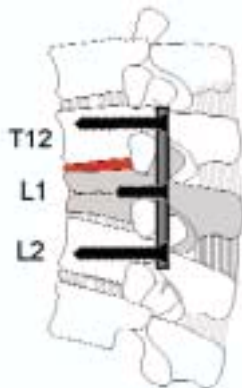
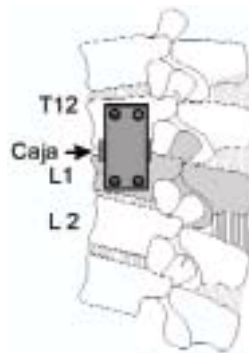


Figura 3: Sistema de fijación posterior (instrumentación bisegmentaria).



B. Sistema de fijación anterior mediante placa y caja corta (monosegmentaria), (Figura 4)
C. Sistema de fijación anterior mediante placa y caja larga (bisegmentaria), (Figura 5)

Figura 4: Sistema de fijación anterior (placa corta más caja) incluyendo únicamente la vértebra fracturada y la superior (instrumentación monosegmentaria).

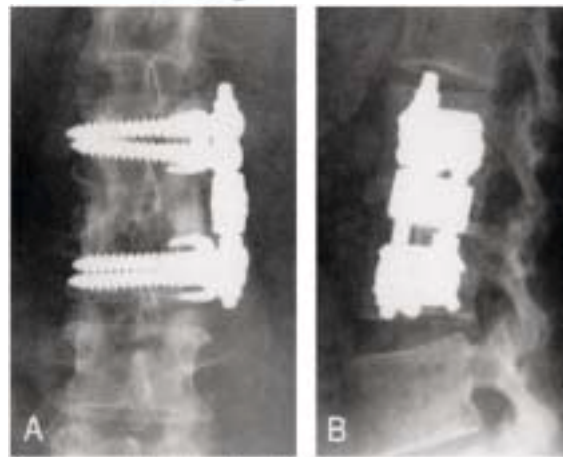


Figura 5: Sistema de fijación anterior (placa más caja) incluyendo la vértebra fracturada, la superior y la inferior (instrumentación bisegmentaria).



El Tratamiento que se usa de forma sistemática en este tipo de fracturas es la fijación bisegmentaria (2 unidades vertebrales funcionales) con esta técnica, bien sea por vía anterior o posterior se fija una vértebra por encima y otra por debajo de la vértebra fracturada. La estabilidad del foco de fractura es correcta en la fijación bisegmentaria pero se sacrifica una unidad vertebral funcional en pacientes jóvenes y plena actividad laboral. La flexibilidad de la columna es normal después de la fusión monosegmentaria mientras que disminuye en las fusiones bisegmentaria. Si fuera posible obtener la misma estabilidad sacrificando el menor número de vértebras fusionadas sería el tratamiento de elección en este tipo de fracturas. El objetivo de este trabajo es valorar si la fijación de un único segmento en este tipo de fracturas es tan estable como la fusión bisegmentaria.

MATERIAL Y MÉTODOS

Como fase previa a la realización de un análisis mediante el método de los elementos finitos del conjunto raquis-implante es necesario modelar y validar cada uno de los modelos MEF del conjunto de forma independiente (Atienza et al., 2002). A continuación se presentan los pasos seguidos para el modelado y validación de los modelos MEF de los implantes y de la charnela tóraco-lumbar.

Modelado y validación de los modelos MEF de los implantes

Para la validación de los modelos MEF de los implantes, que posteriormente se introducirán en el modelo MEF de la charnela tóraco-lumbar, es necesario realizar ensayos mecánicos en los mismos modos de carga que posteriormente se darán en la columna. Por tanto, se realizaron ensayos de los sistemas de fijación, montados sobre bloques de polietileno, ante los modos de carga de flexión, extensión, flexión lateral y torsión, obteniendo los valores de rigidez en cada caso (Figura 6).

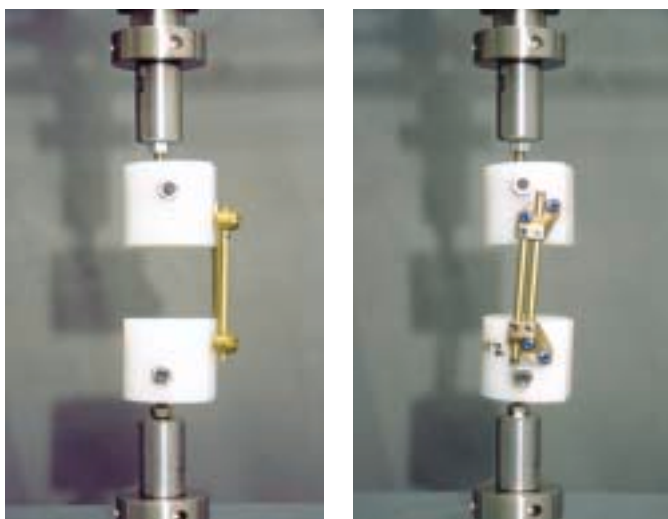


Figura 6: Sistema de fijación USS y VENTROFIX durante un ensayo a flexión.

Los sistemas de fijación ensayados fueron:

- Sistema de fijación posterior de la empresa SYNTHES USS
- Sistema de fijación anterior de la empresa SYNTHES: VENTROFIX

A continuación, se definieron los modelos de elementos finitos de los implantes en los que se simulaban las condiciones de carga de cada uno de los ensayos experimentales. La modelación de cada uno de ellos ha consistido en (Figura 7):

- Reproducir la geometría de los elementos reales (barras, tornillos, conectores transversales y acoples) mediante elementos barra.
- Reproducir los grados de libertad de las conexiones, dotándolas de la misma rigidez que las conexiones reales.
- Dotar a los elementos barra de las características mecánicas de los elementos reales: módulo elástico del material (E), módulo a cortantes (G), inercia (I) y coeficiente Poisson (ν).

Los modelos se consideraron validados cuando las diferencias de rigidez entre los ensayos experimentales y los modelos resultó inferior al 10%.

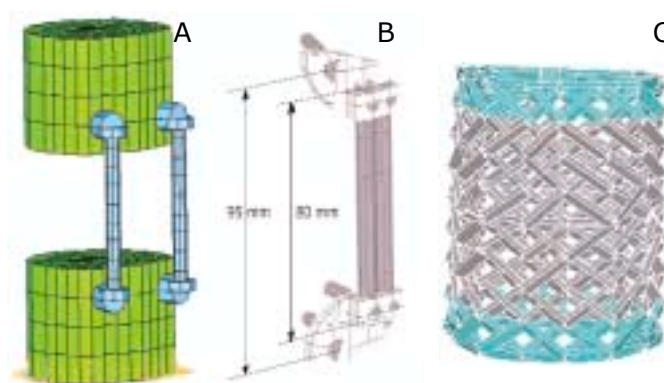


Figura 7. A: Modelo según MEF del sistema USS montado en bloques de polietileno.
B: Modelo según MEF del sistema de fijación anterior VENTROFIX.
C: Modelo según MEF de la malla anterior de titanio (caja) utilizada para unir los cuerpos de T12 y L2.

Modelado y validación del modelo MEF de la charnela

Dada la complejidad del tramo de la columna considerado para su modelado se realizaron una serie de simplificaciones geométricas que permitieron un modelado más sencillo. Entre las más importantes se puede destacar las siguientes:

- Los ligamentos tienen un comportamiento no lineal, ante pequeñas deformaciones presentan un bajo módulo elástico, y a partir de una determinada deformación su módulo elástico aumenta notablemente (Chanzal et al., 1985; Robin et al., 1994).
- Las vértebras se han dividido para el modelo MEF en cuatro zonas: trabecular, cortical, carillas articulares y hueso trabecular posterior, con características mecánicas diferenciadas.
- Dado que modelar el anillo fibroso mediante capas resultaría muy complejo, se consideró como homogéneo e isotrópico, pero modelando las fibras de colágeno como elementos cable situados en el contorno exterior e interior del anillo fibroso.

El modelo del tramo de la columna T12-L2 se validó para los cuatro modos de carga: flexión (F), extensión (E), flexión lateral (FL) y torsión (T), comparando los resultados obtenidos para cada modo de carga con los presentados por otros autores en sus estudios experimentales (Panjabi et al., 1988; Koubaa et al., 1995) y con otros modelos (Lavaste et al. 1992; Sharma et al., 1995; Calisse, 1999; Totoribe et al., 1999) del tramo de la columna lumbar T12-L2.

El modelo se consideró validado cuando los valores de rigidez de las unidades vertebrales funcionales del modelo se encontraban dentro del rango de las obtenidas por los autores anteriores en todos los modos de carga estudiados.

RESULTADOS

Una vez desarrollados y validados, los modelos de la charnela tóraco-lumbar y de los fijadores se han utilizado para analizar el comportamiento de tres técnicas de estabilización diferenciadas ante la fractura más usual de esta zona de la columna, la fractura del saltador.

>

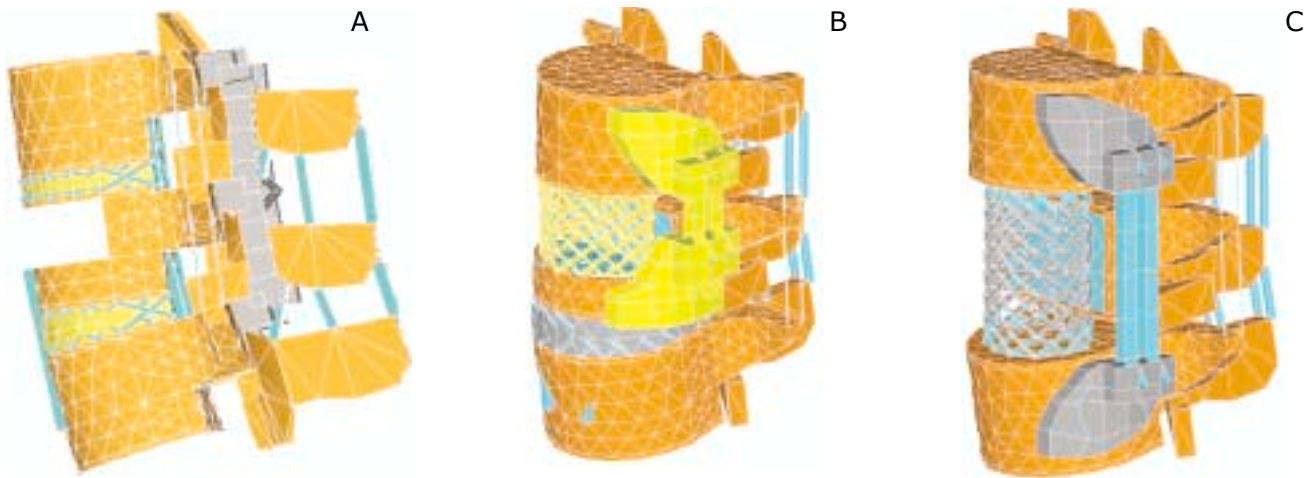


Figura 8: Técnicas de estabilización analizadas.

- A: sistema de fijación posterior (instrumentación bisegmentaria) mediante tornillos transpediculares, con la vértebra fracturada instrumentada.
- B: Sistema de fijación anterior (placa corta más caja) incluyendo únicamente la vértebra fracturada y la superior (instrumentación monosegmentaria).
- C: Sistema de fijación anterior (placa larga más caja) incluyendo la vértebra fracturada, la superior y la inferior (instrumentación bisegmentaria).

Las tres técnicas usadas han sido (Figura 8):

- A. Montaje posterior mediante tornillos transpediculares fijados en T12, L1 y L2, y artrodesis posterior bisegmentaria. El disco comprendido entre T12 y L1 se considera lesionado.
- B. Montaje anterior monosegmentario mediante una caja (malla de titanio) y placa anterior de una unidad funcional. En el caso del estudio únicamente T12-L1.
- C. Montaje anterior bisegmentario mediante una caja (malla de titanio) y placa de titanio uniendo T12 y L2.

En la figura 9 se presenta una comparación entre las distintas técnicas de fijación estudiadas, comparándolas con la columna intacta. Los sistemas USS y VENTROFIX largo más caja presentan un comportamiento parecido en flexión, extensión y flexión lateral izquierda, pero en el modo de carga de flexión lateral derecha es mucho más rígido el VENTROFIX debido a la caja y en torsión el USS tiene una rigidez mayor que la de la columna intacta, mientras que para el VENTROFIX largo la rigidez es notablemente inferior y para el corto es muy cercana a la de la columna intacta.

El sistema VENTROFIX corto tiene un comportamiento muy similar al de la columna intacta, debido a que el efecto rigidizador que tiene la placa más la caja situada en la UVF T12-L1 se diluye cuando se consideran las dos UVF del modelo, ya que la UVF L1-L2, como se ha visto en el punto anterior, está asumiendo los giros de la zona craneal. Por tanto, cuanto más corta sea la instrumentación, menores serán los giros que tienen que absorber las vértebras adyacentes. Si a lo anterior unimos que la estabilización dada por este tipo de instrumentación consigue valores de rigidez igual o superiores a los de una UVF sana, se puede considerar la que tiene el comportamiento más fisiológico de las tres instrumentaciones. El único problema que puede plantear este tipo de instrumentación es que la parte inferior del cuerpo vertebral dañado, en este modelo L1, se encuentre en condiciones de admitir la fijación de los tornillos vertebrales.

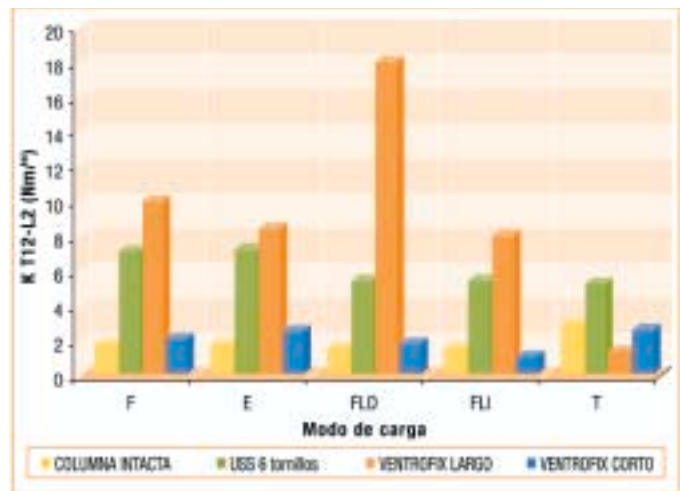


Figura 9. Comparación entre sistemas de fijación. COLUMNA INTACTA: UVF T12-L2 y L1-L2. USS: Sistema de fijación posterior. VENTROFIX LARGO: Sistema anterior entre T12 y L2 más caja de titanio entre las mismas vértebras. VENTROFIX CORTO: Sistema anterior entre T12 y L1 más caja de titanio entre las mismas vértebras.

CONCLUSIONES

Se ha realizado un modelo MEF de la charnela tóraco-lumbar que ha demostrado su utilidad para caracterizar el comportamiento biomecánico de sistemas de fijación y estabilización muy diferentes. Al mismo tiempo se puede concluir del estudio biomecánico que en las fracturas tipo A3 que son las más frecuentes y presentan una frecuencia que oscila entre un 49.5 y 65.5% de todas las fracturas vertebrales, la realización de una fijación monosegmentaria es suficiente para preservar los segmentos móviles adyacentes al tener un comportamiento muy similar al de la columna intacta.

Por otra parte, este modelo junto con el ya realizado con anterioridad de la columna lumbar L2-L5 (Atienza *et al.*, 1999) han dotado al IBV de la experiencia necesaria para desarrollar un modelo completo de la columna tóraco-lumbo-sacra (Figura 10). El nuevo modelo MEF permitirá a las empresas del sector y a los cirujanos verificar el buen comportamiento de sus nuevos diseños o configuraciones de implantes ante lesiones de la columna torácica, lumbar y sacra o estudiar el comportamiento de instrumentaciones largas como las utilizadas para la corrección de deformidades de la columna. ●

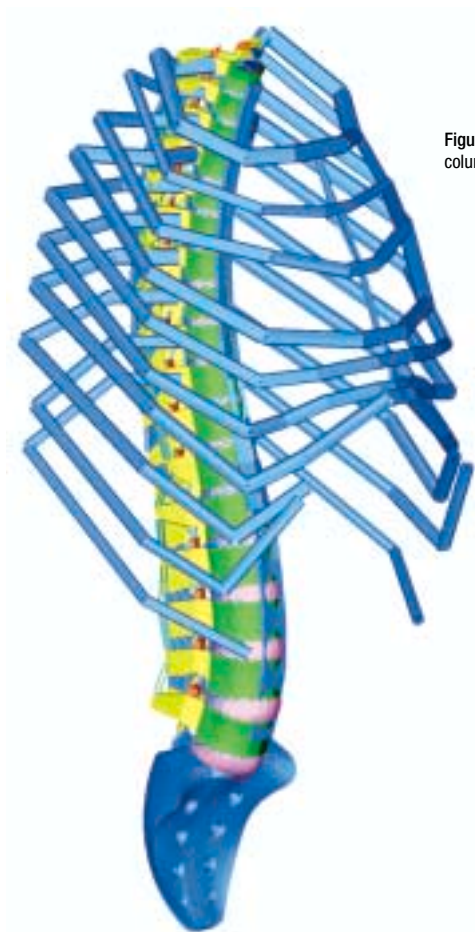


Figura 10. Modelo MEF de la columna tóraco-lumbo-sacra.

AGRADECIMIENTOS

- Al Ministerio de Ciencia y Tecnología (MCyT) por subvencionar parcialmente el trabajo de investigación a través del proyecto "Puesta en marcha de un servicio para el diseño, análisis y simulación del comportamiento de implantes de raquis en la zona tóraco-lumbo-sacra" que se enmarca dentro del Plan de Actuación del IBV para los años 2000-2001, presentado a la convocatoria de la Acción Horizontal de Apoyo a Centros Tecnológicos del Programa de Fomento de la Investigación Técnica (PROFIT).
- A LEQUISA por subvencionar parcialmente el trabajo "Análisis mediante elementos finitos de las instrumentaciones utilizadas en la fractura del saltador", y por suministrar todo el material necesario para la realización de los ensayos.

BIBLIOGRAFÍA

- Atienza, C.M., Prat, J.M., Peris, J.L., Comín, M., Gómez, A., Mollá, F., Sierra, A. y Cebrián, J.L. (1999) Validación de un modelo de elementos finitos tridimensional del raquis lumbar mediante ensayos "in vitro". *Rev. Ortop. Traumatol.* **51**, 41-48.
- Atienza, C.M., Prat, J.M., Peris, J.L., Comín, M., Molla, F., Gómez, A. (2002). Estudio biomecánico de cuatro sistemas de fijación y del uso de injerto anterior en un modelo de elementos finitos de la columna lumbar. *Rev. Ortop. Traumatol.*, vol. **46(6)**, pp: 542-550.
- Calisse, J. (1999) Belastungs- und Beanspruchungsanalyse der lendenwirbelsäule mit und ohne fixateure (Tesis), Berlín, Alemania.
- Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M. y Vanneville, G. (1985) Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological of the supraspinal ligament in traction. *J. Biomech.* **18(3)**, 167-176.
- Koubaa, W., Defives, T., Pierunek, M., Simonet, J., Skalli, W. y Lavaste, F. (1995) A Three-dimensional finite elements model of the thoraco-lumbar junction (T12-L1). *Rachis* **7(4)**, 181-196.
- Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R. y Mazel, C. (1992) Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J. Biomech.* **25(10)**, 1153-1164.
- Panjabi, M.M., Abumi, K., Duranceau, J. y Crisco, J.J. (1988) Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part. II. Stability provided by eight internal fixation devices. *Spine* **13(10)**, 1135-1140.
- Robin, S., Skalli, W. y Lavaste, F. (1994) Influence of geometrical factors on the behavior of lumbar spine segments: a finite element analysis. *Eur.Spine Journal.* **3(2)**, 84-90.
- Sharma, M., Langrana, N. y Rodríguez, J. (1995) Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine* **20(3)**, 887-900.
- Totoribe, K., Tajima N. y Chosa, E. (1999) A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a three-dimensional nonlinear finite element method. *J. Orthop. Sci.* **4**, 115-126