

Comportamiento biomecánico del injerto anterior en la cirugía del raquis lumbar. Estudio comparativo mediante un modelo de elementos finitos*

G. Saló^a, E. Cáceres^a, D. Lacroix^b, J.A. Planell^b, A. Molina^a, M. Ramírez^a y A. Lladó^a

^aIMAS. Hospital del Mar i Hospital de l'Esperança. Barcelona. España.

^bCentre de Recerca en Enginyeria Biomèdica de Catalunya (CREB). Departamento de Ciencias de los Materiales. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona. España.

Objetivo. Investigar el comportamiento biomecánico de diversos aloinjertos y el efecto del tratamiento del platillo vertebral en un modelo de corporectomía lumbar.

Método. Se utiliza un modelo modificado no lineal de elementos finitos en tres dimensiones de la columna lumbar al que se adaptó un instrumental transpedicular. Se modelaron por elementos finitos un fragmento diafisario de fémur, uno de tibia y uno de peroné. Se investigaron cuatro configuraciones: con fémur, con tibia, con tres peronés y con seis peronés. Se evaluaron cuatro superficies sobre las cuales se sustentaba el injerto en función de la resección de los distintos componentes. Se aplicaron fuerzas de compresión de 1.000 N, flexión, extensión y rotación de 15 Nm respectivamente. Se calcularon las tensiones y desplazamientos generados.

Resultados. La resección completa de cartílago y hueso subcondral es la configuración que menos altera las tensiones dentro de las vértebras adyacentes. El uso de fragmentos de peroné modifica en mayor medida las tensiones en las vértebras adyacentes. El uso de tibia genera una asimetría en los campos de desplazamiento debido a la forma de dicho injerto. Los resultados con fémur modifican en menor medida los estreses en las vértebras adyacentes, configurando un montaje más fisiológico.

Conclusiones. La preservación del hueso cortical del platillo vertebral no ofrece ninguna ventaja biomecánica en la reconstrucción de la columna anterior. El aloinjerto de fémur es el más adecuado para la sustitución del cuerpo vertebral, comparado con tibia y peroné.

Palabras clave: biomecánica, fusión lumbar, análisis por elementos finitos, aloinjerto óseo.

Biomechanical performance of the anterior graft in lumbar spine surgery. Comparative finite-element analysis

Purpose. To study the biomechanical performance of various allografts and the effects of endplate treatment on a lumbar corporectomy model.

Methods. A modified non-linear tri-dimensional finite-element model of the lumbar spine was used, to which a set of transpedicular instruments was adapted. By means of a finite-element analysis, modeling was carried out of diaphyseal fragments of the femur, the tibia and the fibula. Four configurations were analyzed: with one femur, with one tibia, with three fibulas and with six fibulas. Four surfaces were evaluated that gave support to the graft according to the resection of the various components. Compression loads of 1,000 N were applied, as well as flexion, extension and rotation of 15 Nm respectively. The stresses and displacements caused were calculated.

Results. Full cartilage and subchondral bone resection is the configuration that least disrupts stresses within the adjacent vertebrae whereas the use of fibular fragments causes the greatest disruption. The use of the tibial bone gives rise to an asymmetry in the displacement area because of the shape of the said graft. The femur does not bring about a significant disruption of stresses in the adjacent vertebrae thereby constituting a more physiological construct.

*Premio Fundación SECOT de Investigación Básica en COT 2006

Correspondencia:

G. Saló.
Departamento de Traumatología y Cirugía Ortopédica.
Hospital del Mar. Universitat Autònoma de Barcelona.
Passeig Marítim, 25-29.
08003 Barcelona. España.
Correo electrónico: Gsaló@imas.imim.es

Recibido: diciembre de 2006.

Aceptado: diciembre de 2006.

Conclusions. Preservation of the endplate's cortical bone does not lead to any biomechanical advantage in the reconstruction of the anterior spine. Femoral allografts are the most appropriate ones to replace the vertebral body, compared with the tibia or the fibula.

Key words: *biomechanics, lumbar fusion, finite-element analysis, bone allograft.*

Múltiples patologías (como tumores, fracturas, infecciones y otros) conllevan en su proceso evolutivo la destrucción del cuerpo vertebral. La corporectomía es la técnica de elección en estos casos, pero es conocido que el cuerpo vertebral biomecánicamente soporta aproximadamente el 80% de la carga en el raquis lumbar¹. En ausencia del cuerpo vertebral, los sistemas de instrumentación posterior están sometidos a una carga excesiva que condiciona su fallo si no se complementa el montaje con un soporte anterior a nivel intersomático^{1,2}.

Para evitar esta situación, las posibilidades para proveer un soporte anterior en el área intersomática son varias, como biomateriales (hidroxiapatita coralina), cajas de titanio, cajas de polímero, mallas de titanio, cemento (polimetilmetacrilato) e injerto, el cual tiene la ventaja biológica de la osteointegración. En lo que concierne al injerto, éste puede ser corticoesponjoso o cortical, y a pesar de la disponibilidad de varios tipos y diseños de cajas y mallas, el injerto óseo sigue siendo una opción adecuada como soporte anterior en cirugía del raquis. A pesar de que existen estudios biomecánicos que evalúan el comportamiento de las cajas colocadas en sustitución del cuerpo vertebral, no existen estudios clínicos que indiquen que éstas son mejores que el injerto estructural a largo plazo³.

Los resultados clínicos de la fusión anterior son buenos, según varios autores. Los resultados radiológicos a largo plazo indican que la fusión se consigue en un alto porcentaje a pesar de la existencia ocasional de radiolucencias en la zona de contacto con los platillos vertebrales^{4,5}. La colocación de una instrumentación posterior es ineludible para estabilizar el montaje a la espera de la consolidación ósea^{5,6}. Se sabe que el injerto óseo anterior es capaz de reducir las tensiones en el fijador posterior, tal como describen Atienza et al⁷, tanto en las barras en flexión (un 82% con injerto cortical) como en los tornillos transpediculares en flexión (un 78% con injerto cortical), así como de aumentar la rigidez en flexión (un 234% con injerto cortical). Dichos autores concluyen que en caso de corporectomía se debe incorporar un injerto anterior, ya que las tensiones que se alcanzan en los tornillos y barras de los sistemas de fijación son cercanas al límite elástico de la aleación de titanio (795 MPa)⁷. No obstante, la sustitución del cuerpo

vertebral por un injerto cambia el estado de tensiones en las vértebras adyacentes y la distribución de cargas dentro del raquis⁸.

La variabilidad de los resultados clínicos en cuanto a los pacientes, métodos de fusión y marcadores de seguimiento dificulta la evaluación de qué tipo de injerto es mejor para la sustitución anterior del cuerpo vertebral. El método de elementos finitos es un abordaje apropiado para estudiar algunos parámetros del comportamiento biomecánico de estos injertos anteriores controlando otras variables de confusión. Ello permite la predicción de la influencia de un parámetro sobre los demás. Se han realizado previamente estudios por elementos finitos de la fusión anterior, pero éstos se han centrado en el análisis de la sustitución de un disco intervertebral, no de una vértebra completa⁸⁻¹⁰.

A pesar de que, como ya hemos dicho, son conocidos los buenos resultados con aloinjerto estructural en cirugía del raquis, la elección del tipo de injerto cortical intersomático aún no está bien establecida. El objetivo de este trabajo es investigar el comportamiento biomecánico de diversos aloinjertos (tibia, fémur y peroné) colocados anteriormente en sustitución del cuerpo vertebral, y el efecto del tratamiento del platillo vertebral sobre la transmisión de cargas en un modelo de corporectomía lumbar.

MATERIAL Y MÉTODO

Modelo de elementos finitos. Geometría

Como modelo fisiológico se usó un modelo de elementos finitos no lineal tridimensional del segmento L3-L5 del raquis lumbar (Noailly et al^{11,12}). El modelo fue creado y validado originariamente por Smit^{13,14} y modificado para obtener un modelo fisiológico con todos los componentes cartilagosos del cuerpo vertebral, todos los ligamentos y los elementos óseos (fig. 1). La geometría global fue obtenida de una tomografía computarizada (TC) realizada con cortes de 2 mm reconstruida de un raquis lumbar de un varón sano de 44 años de edad, adaptada en el plano sagital.

Las dimensiones y forma de cada componente fueron establecidas en función de la literatura y los datos anatómicos, y se definió el hueso como isotópico. En el modelo fisiológico, los cartílagos del platillo vertebral se modelaron cubriendo la totalidad del núcleo pulposo y extendiéndose hasta el *annulus* fibroso, hasta entre un tercio y la mitad del mismo. El grosor de los platillos terminales varió desde aproximadamente 1 mm en la periferia, hasta 0,6 mm en el centro^{15,16}. El cuerpo vertebral fue constituido por un centro de hueso trabecular rodeado en la periferia por una capa de hueso cortical. Superiormente e inferiormente está constituido por la placa terminal, cuyo grosor en este modelo es

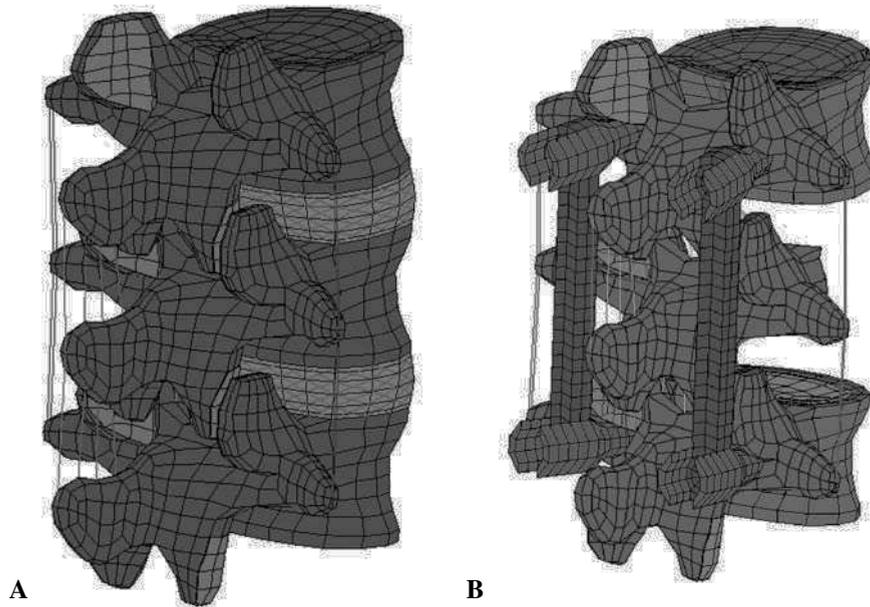


Figura 1. Malla de elementos finitos del segmento del raquis lumbar L3-L5 en (A) un modelo fisiológico, (B) con la resección del cuerpo de L4, los discos L3-L4 y L4-L5 y con el fijador transpedicular adaptado.

una media de los valores recopilados en el plano sagital. Los valores de las placas terminales de hueso fueron calculados asumiendo que la *ratio* del espesor medio entre la cortical y las placas terminales es de 1,67 para una vértebra¹⁷. La placa terminal fue diseñada con hueso trabecular subcondral, una fina capa cortical y dos capas de cartílago en el platillo (una superficial y una profunda). Las fibras del *annulus* fibroso fueron distribuidas entre 20 capas concéntricas monodireccionales. La sección de las fibras y el volumen dentro de cada capa varía con la localización de ésta en cuanto a la profundidad. La orientación de las fibras varía en función de la localización radial, en un patrón de entrecruzamiento desde 62° a 45°¹⁸. Las carillas articulares fueron representadas por elementos sólidos hexaédricos tridimensionales con un grosor de 2 mm^{19,20}. Los ligamentos capsulares fueron modelados usando elementos tipo *truss*, los cuales formaban un anillo alrededor de la superficie articular y rodean la faceta superior e inferior^{21,22}. El área de sección de los ligamentos capsulares varía en función de las medidas experimentales de sus secciones transversas y sagitales. Los otros seis ligamentos vertebrales fueron modelados con elementos tridimensionales uniaxiales tipo *truss* y sus áreas de sección fueron adaptadas de la literatura²². De esta manera, para una vértebra y de una vértebra a la siguiente tenemos 98 elementos *truss* paralelos para el ligamento capsular, 8 para el ligamento intertransverso, uno para cada supraespinoso, tres para cada interespinoso y tres para el ligamento amarillo. Los ligamentos longitudinales anterior y posterior a efectos prácticos sólo tienen efecto biomecánico a nivel del disco, ya que tienen fuertes adherencias con el *annulus* fibroso y a nivel del cuerpo vertebral no realizan ninguna acción biomecánica.

Finalmente, el modelo quedó constituido por 6.158 elementos isoparamétricos con 8 o 6 nodos, 215 elementos unidireccionales con dos nodos y 6.375 nodos.

Instrumentación transpedicular vertebral

El modelo fue modificado con la inserción de una instrumentación transpedicular a nivel de ambos pedículos de L3 y L5 (Sherpa® Spine System, Surgival SA, Spain) y la retirada de los dos discos intervertebrales y el cuerpo de L4 (fig. 1). Respecto al instrumental transpedicular, se modeló una instrumentación troncocónica compuesta de tornillos de 45 mm por 6,9 mm de grosor, con barras de 5 mm con un elemento tipo viga entre ambas barras a modo de conector transversal (DTT). Los tornillos se colocaron según la técnica *inward*, con una orientación interna de unos 8 mm. El contacto entre los tornillos y el hueso fue asumido como perfecto sin movilidad. El instrumental fue modelizado en aleación de titanio (Ti6Al4V) con un módulo de Young de 110 GPA y un coeficiente de Poisson de 0,3. Se escogió este diseño dado que es fácil de reproducir, es similar al usado en la práctica clínica, es sintético, intrínsecamente estable y permite testar el injerto.

Aloinjerto

En cuanto al aloinjerto, elegimos uno que fuera fácil de obtener de donante, estructuralmente resistente a la compresión, con una alta tasa de hueso cortical, con una medida apropiada y que fuera sencillo de adaptar al espacio intersomático. Con estas premisas en mente, se decidió investigar cuatro configuraciones de aloinjerto: el primero

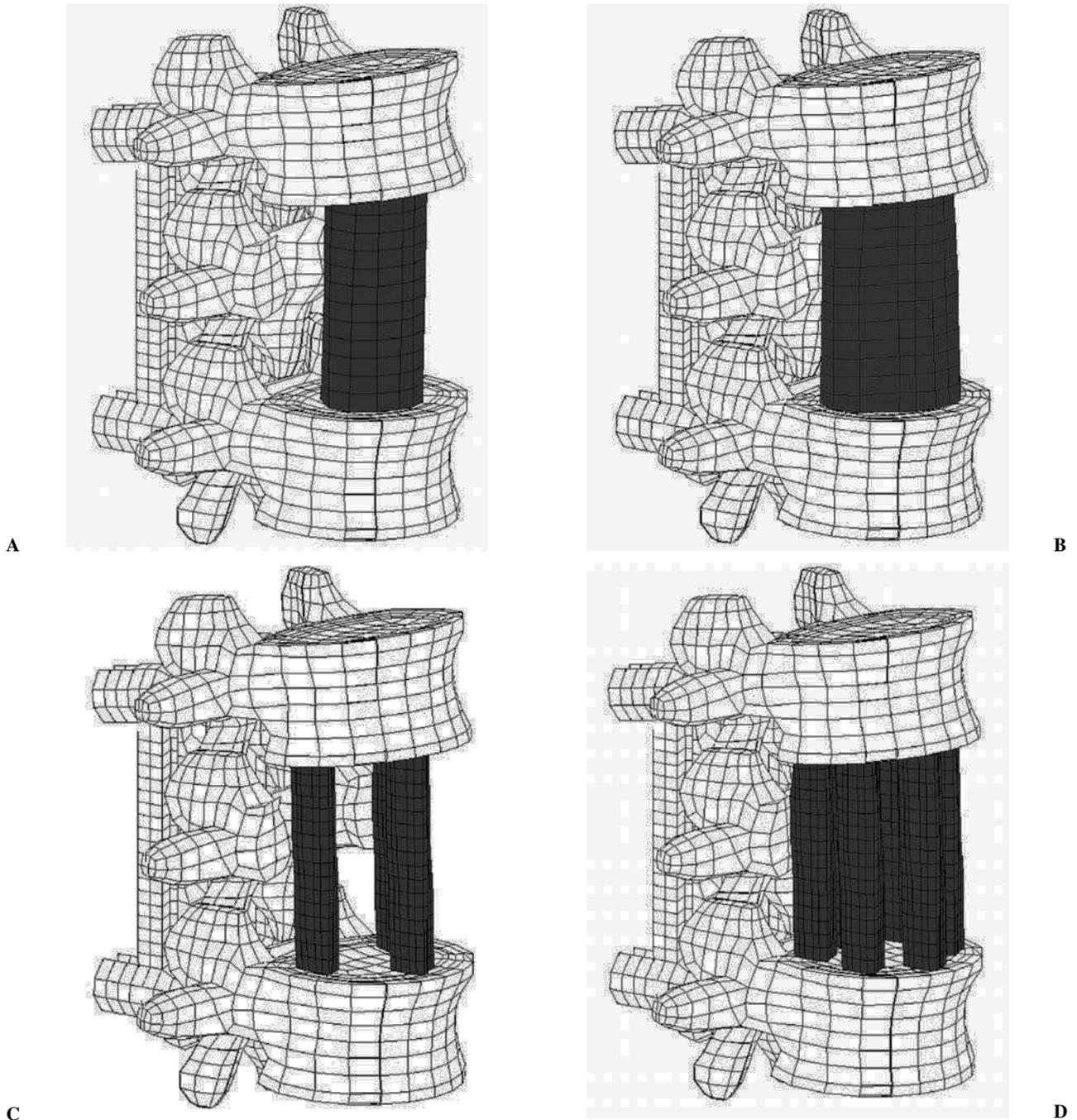


Figura 2. Modelo de elementos finitos del segmento vértebra lumbar con el aloinjerto (A) diafisario de fémur, (B) metafiso-diafisario de tibia, (C) tres fragmentos diafisarios de peroné y (D) seis fragmentos diafisarios de peroné.

con un fragmento de diáfisis femoral, el segundo con un fragmento metafiso-diafisario de tibia, el tercero con tres fragmentos de peroné, y el cuarto con seis fragmentos de peroné. Se realizó una TC a 2 mm de un fémur, una tibia y un peroné del mismo paciente con el objetivo de obtener la geometría interna y externa, la densidad mineral ósea y la tasa cortical/esponjosa de cada aloinjerto. Se extrajo la geometría en Corel Draw con curvas tipo Bezier, y

se exportaron los ficheros tipo DXF compatibles con AUTOCAD®. Los fragmentos de cada aloinjerto fueron reconstruidos e insertados dentro del modelo, exportados a formato CDR en el programa MENTA® (MSC Software®) y centrados respecto al centro geométrico de cada platillo vertebral (fig. 2). El hueso fue considerado como material homogéneo y anisotópico con las propiedades definidas en la tabla 1.

Tabla 1. Propiedades de los materiales usados en este estudio

Material	Leyes constitutivas	E (MPa)*	ν	G (MPa)
Hueso trabecular	Anisotópico elástico (Whyne et al ²⁴ , 2001; Ueno and Liu ²⁵ , 1987)	140, 140, 250	0,45, 0,31, 0,3	38, 77, 77
Hueso cortical	Anisotópico elástico (Ueno and Liu ²⁵ , 1987; Natali and Meroi ²⁶ , 1993)	8.000, 8.000, 12.000	0,4, 0,35, 0,3	2.000, 2.400, 2.400
Platillo vertebral	Isotópico elástico (Whyne et al ²⁴ , 2001)	1.000	0,3	–
Elementos posteriores óseos	Isotópico elástico (Shirazi-Adl et al ²⁷ , 1986)	3.500	0,3	–
Platillo cartilaginoso	Isotópico elástico (Shirazi-Adl ²⁸ , 1989; Whyne et al ²⁴ , 2001; Natali and Meroi ²⁶ , 1993)	24	0,4	–
Cartílago facetario	Tensión: isotópico elástico Compresión: elástico no lineal	11 (Sharma et al ²⁰ , 1995) Desde 11 a 0% de tensión desde 3.500 a 0,7% de tensión	0,2 (Li et al ²⁹ , 2000) Desde 0,2 a 0% de tensión de 0,4 a 0,7% de tensión (Li et al, 2000)	–
Ligamentos	Elástico no lineal	Datos experimentales (Myklebust et al ³⁰ , 1988; Chazal et al ³¹ , 1985; Pintar et al ³² , 1992)		
Fibras del <i>annulus</i> fibroso	Elástico no lineal	Colágeno I: datos experimentales (Sharma et al ²⁰ , 1995)		
Matriz <i>annulus</i> fibroso	Neo-Hookean (Eberlein et al ³³ , 2001)	$\mu = 0,5$ MPa		
Núcleo pulposo	Mooney-Rivlin (Smit ¹⁴ , 1996)	$C_{10} = 0,12$ MPa, $C_{01} = 0,03$ MPa		
Instrumentación	Isotópico elástico	110.000	0,3	–
Aloinjerto (Taylor et al ³⁴ , 2002)	Anisotópico elástico 11.900, 11.900, 19.900	0,42, 0,23, 0,23	4.000, 5.200, 5.200	

*El módulo de Young es presentado respectivamente en las direcciones 11, 22 y 33. Los módulos de Poisson y de Coulomb se dan respectivamente en las direcciones 12, 23, y 31; 1: dirección horizontal en el plano coronal; 2: dirección horizontal en el plano sagital; 3: dirección axial.

Superficie del platillo vertebral

El contacto entre el aloinjerto y ambos platillos vertebrales fue asumido como perfecto sin movilidad, de acuerdo con los parámetros de Chen et al²³, y se modeló una fusión sólida capaz de transmitir las cargas en compresión y en tensión, representando un estadio avanzado de consolidación con el objetivo de estudiar la influencia de cada injerto a largo plazo.

Respecto al tratamiento del platillo vertebral, se evaluaron cuatro configuraciones: la primera conservando todo el grosor del cartílago terminal y sustentando el injerto sobre éste, la segunda eliminando la capa superficial del cartílago y conservando la profunda, la tercera eliminando todo el cartílago y sustentando el injerto sobre el hueso cortical subcondral, y, finalmente, eliminando el hueso subcondral y sustentando el injerto sobre el hueso esponjoso del cuerpo vertebral.

Propiedades de los materiales

Todas las relaciones entre fuerza y tensión del material fueron calculadas en casos de desplazamientos largos. Las propiedades constitutivas de los materiales y sus valores usados para modelar los distintos tejidos fueron adaptadas de la literatura y las podemos ver resumidas en la tabla 1²⁴⁻³⁴. El comportamiento hipoeelástico de los ligamentos supraespino, interespinoso, amarillo y ligamento capsular fue calcula-

do desde su papel biomecánico en flexión de cada uno de estos ligamentos³⁵, y desde la relación entre el ángulo sagital de movilidad en flexión de cada uno de los segmentos de raquis y las tensiones longitudinales de estos ligamentos³⁶. El cartílago facetario fue definido como hipoeelástico en compresión. La ausencia de linealidad fue dirigida por el estado de tensión según la dirección de contacto. Los estreses en las otras direcciones fueron calculados mediante leyes constitutivas tangenciales isotópicas elásticas lineales.

Aplicación de carga y condiciones del contorno

Se aplicaron cuatro tipos de carga repartidas uniformemente sobre el platillo superior de la vértebra L3: compresión de 1.000 N, y momentos de flexión, extensión y rotación de 15 Nm que representan las cargas fisiológicas, según lo establecido en la literatura³⁷. Se bloqueó la movilidad del platillo inferior de la vértebra L5 respecto a todos los grados de libertad. Se establecieron contactos tipo pegamento entre los tornillos y la vértebra (distancia de tolerancia 1.745 mm), contacto tipo pegamento entre aloinjerto y platillo vertebral (2 mm), y contacto tipo toque entre las carrillas articulares.

Las tensiones y deformaciones fueron evaluadas para grandes desplazamientos sobre cada injerto y tipo de carga usando el programa MSC MARC 2001 (MSC Software).

RESULTADOS

Influencia del aloinjerto sobre el modelo

En primer lugar se testó el modelo de elementos finitos sin adaptar el instrumental ni el injerto, obteniéndose unos desplazamientos y unas tensiones para cada tipo de carga similares a los resultantes en ensayos experimentales y a los descritos en la literatura.

Si introducimos en este modelo una instrumentación posterior rígida y un aloinjerto anterior, se incrementa significativamente la rigidez total de la estructura. El incremento de rigidez en flexión es alrededor de un 116% con aloinjerto de fémur. En todos los tipos de carga e injertos, las tensiones en el fijador se mantienen por debajo del límite de fallo del titanio (795 MPa), con un máximo de tensiones de Von Mises de 110 MPa con el aloinjerto de fémur bajo cargas de flexión. Por tanto, con este montaje no es previsible ninguna rotura de la instrumentación transpedicular, y dado que ninguno de los aloinjertos testados condicionan el fallo del montaje, este dato no debe ser criterio para la elección del tipo de aloinjerto. Distinto sucede cuando retiramos el aloinjerto anterior, ya que las tensiones en flexión y compresión se disparan por encima del límite del titanio, cerca de 800 MPa en flexión y alrededor de 1.800 MPa en compresión. Por tanto, el aloinjerto es estrictamente necesario para evitar el fallo del instrumental con las cargas de flexión y compresión.

Los desplazamientos de la vértebra L4 fueron calculados para cada tipo de aloinjerto y carga (fig. 3). Los resultados indican que la flexión es la carga que mayormente solicita al fijador y al injerto. En flexión, el montaje usando fémur presenta una rigidez de 3.900 Nmm/mm, mientras que, comparativamente, el uso de tibia comportaba un 15% más de rigidez en el montaje (4.600 Nmm/mm), los tres peronés un 28% más de rigidez (5.420 Nmm/mm) y los seis peronés elevaban un 33% la rigidez del montaje respecto al usado con fémur (5.820 Nmm/mm). Bajo todos los tipos de carga, el uso de seis fragmentos de peroné ofrece la configuración más rígida, más que con el uso de fémur, tibia o tres fragmentos de peroné. Cabe añadir que los montajes con el instrumental y los injertos aumentan mucho la rigidez fisiológica del raquis, aproximadamente alrededor de 10 veces los valores fisiológicos (476 Nmm/mm). La variabilidad de rigidez en el montaje debido al injerto se relaciona con la distancia entre el centro del platillo y la cortical anterior del injerto, el área del platillo cubierta y el grosor total de la cortical del injerto.

Influencia del tratamiento del cartilago

Si observamos qué sucede con la variación del grosor del cartilago terminal del platillo vertebral, vemos que la rigidez del montaje aumenta a medida que el grosor decrece, mostrando el efecto de que el platillo amortigua la carga (fig. 4). El cambio del grosor del cartilago del platillo vertebral da como resultado un cambio en la transferencia de car-

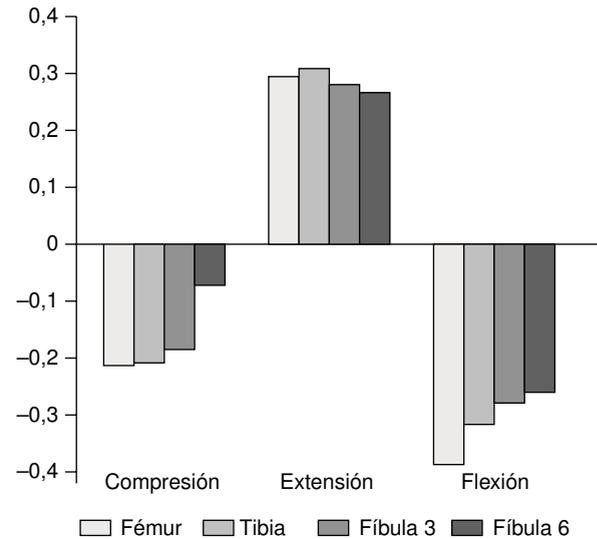


Figura 3. Desplazamiento axial de la vértebra L4 bajo carga de compresión, extensión y flexión para los cuatro tipos de aloinjertos a estudio.

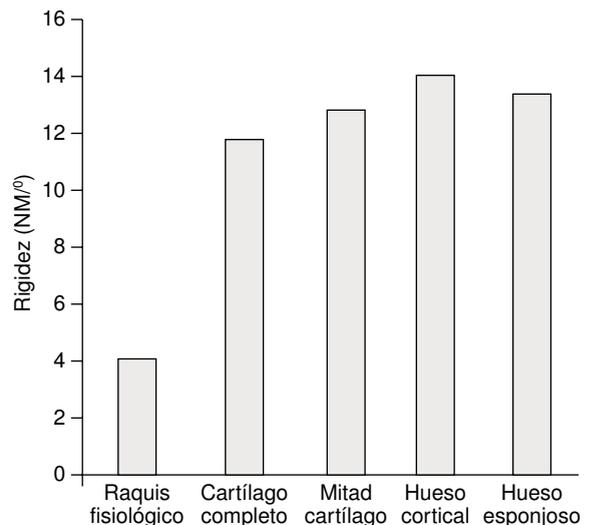


Figura 4. Valores de rigidez del segmento variando el grosor de la placa terminal, primero para el raquis normal, y después con aloinjerto de fémur con el platillo vertebral íntegro, con la mitad del cartilago, sin cartilago y sin hueso subcondral, es decir, apoyando sobre el hueso esponjoso.

gas, con un descenso de la transmisión de cargas de la instrumentación posterior a medida que el grosor del cartilago decrece. Las tensiones de Von Mises en profundidad en el cuerpo de L5 (fig. 5) se distribuyen homogéneamente cuando mantenemos el cartilago del platillo, pero, cuando soportamos el injerto sobre hueso cortical, se producen picos de tensiones a nivel de la superficie de contacto con el platillo. Estas tensiones disminuyen si apoyamos el injerto sobre el hueso esponjoso, dado que éste presenta un menor módulo de elasticidad y distribuirá mejor las presiones. Por tanto, el

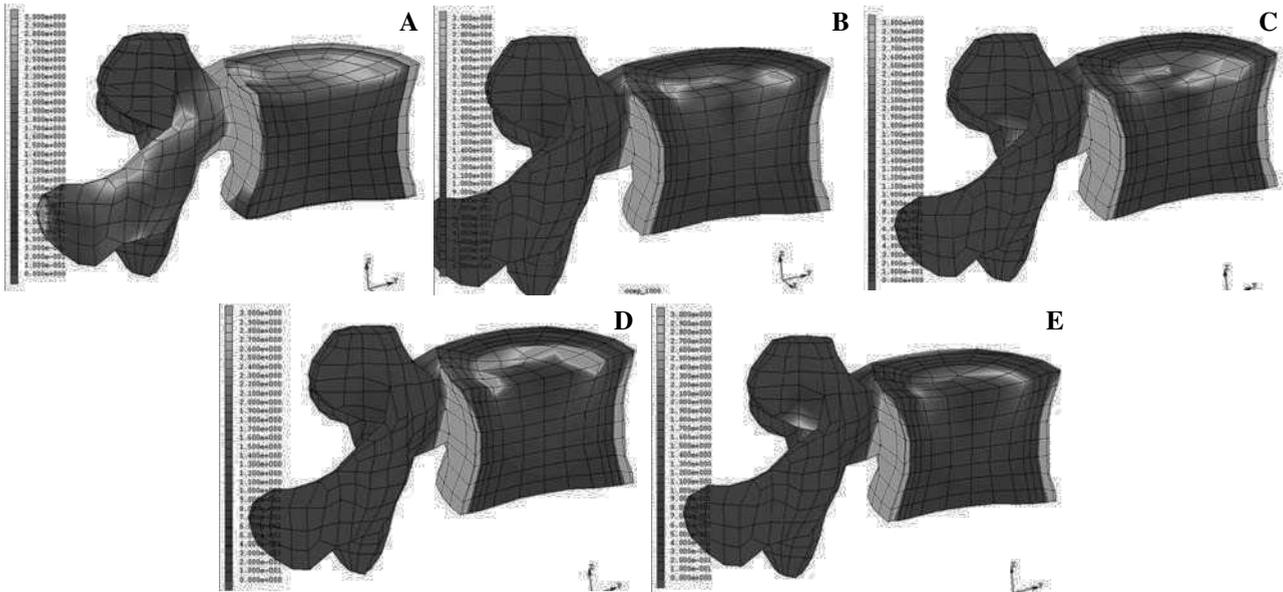


Figura 5. Distribución de las tensiones de Von Mises en la vértebra inferior, (A) en condiciones fisiológicas, (B) sustentando el injerto sobre la totalidad del cartílago del platillo, (C) sustentado sobre la mitad del cartílago, (D) sustentado sobre hueso cortical subcondral, y (E) sustentado sobre hueso esponjoso subcortical.

tratamiento del platillo vertebral que mejor resultado biomecánico ofrece es la conservación del grosor total del cartílago (lo cual es desfavorable de cara a la osteointegración), o la eliminación hasta apoyar el injerto sobre hueso esponjoso.

Comparación entre los injertos

Cuando comparamos la distribución de los estreses de Von Mises en un modelo fisiológico respecto a un modelo instrumentado, vemos que las tensiones dentro de la vértebra y el arco posterior están disminuidos cuando se utiliza una instrumentación rígida.

Si comparamos el comportamiento de los injertos en flexión y compresión (fig. 6) vemos que tanto el fémur como la tibia tienen un comportamiento similar, pero cuando testamos los tres y seis peronés, vemos que la transmisión de fuerzas se realiza predominantemente por el peroné anterior, mientras que los fragmentos posteriores no soportan tanta carga, lo cual supondrá un mayor estrés sobre un área de sección del injerto menor y un área menor de soporte en el platillo. Debido a esto se producirá una mayor modificación de las tensiones de Von Mises en las vértebras adyacentes. Las secciones a través de L5 muestran que la distribución de las principales tensiones con el injerto de fémur y tibia es más similar a la distribución del modelo fisiológico que los fragmentos de peroné, que presentan un comportamiento más alterado. Lo mismo pasa con las deformaciones en la vértebra superior, que seguirán el mismo patrón de comportamiento que las tensiones de Von Mises (fig. 7).

De esta manera, dado que las configuraciones con peroné ofrecen unos picos más altos de tensiones dentro de las vértebras adyacentes, cabe esperar que esta situación comporte una mayor alteración de los patrones de remodelación en el futuro que pueda conllevar alteraciones en la configuración ósea del raquis.

Asimismo, si cambiamos la orientación del diámetro anterior de los injertos asimétricos, las tensiones de Von Mises también aumentan mucho. Cuando rotamos la tibia 90°, las tensiones de Von Mises dentro de la vértebra superior aumentan indicando que la posición del injerto es importante para la transferencia de cargas (fig. 8). De esta manera, la utilización de tibia implica una mayor asimetría en los campos de desplazamiento y en las tensiones de Von Mises ya sea en tensión o compresión. Por tanto, el injerto de fémur limita este desequilibrio respecto al de tibia dado que es más cilíndrico. En el caso de la tibia, la geometría asimétrica del injerto predispone a una inestabilidad rotacional de fuerzas debido a su forma (fig. 9).

DISCUSIÓN

Se ha realizado un análisis por elementos finitos de la fusión anterior vertebral con sustitución de una corporectomía por distintos injertos. En este estudio se ha evidenciado que la utilización del aloinjerto combinado con la instrumentación posterior cambia drásticamente la transferencia de cargas que se produce en condiciones fisiológicas. Además, el uso del aloinjerto de distinta geometría y posición puede

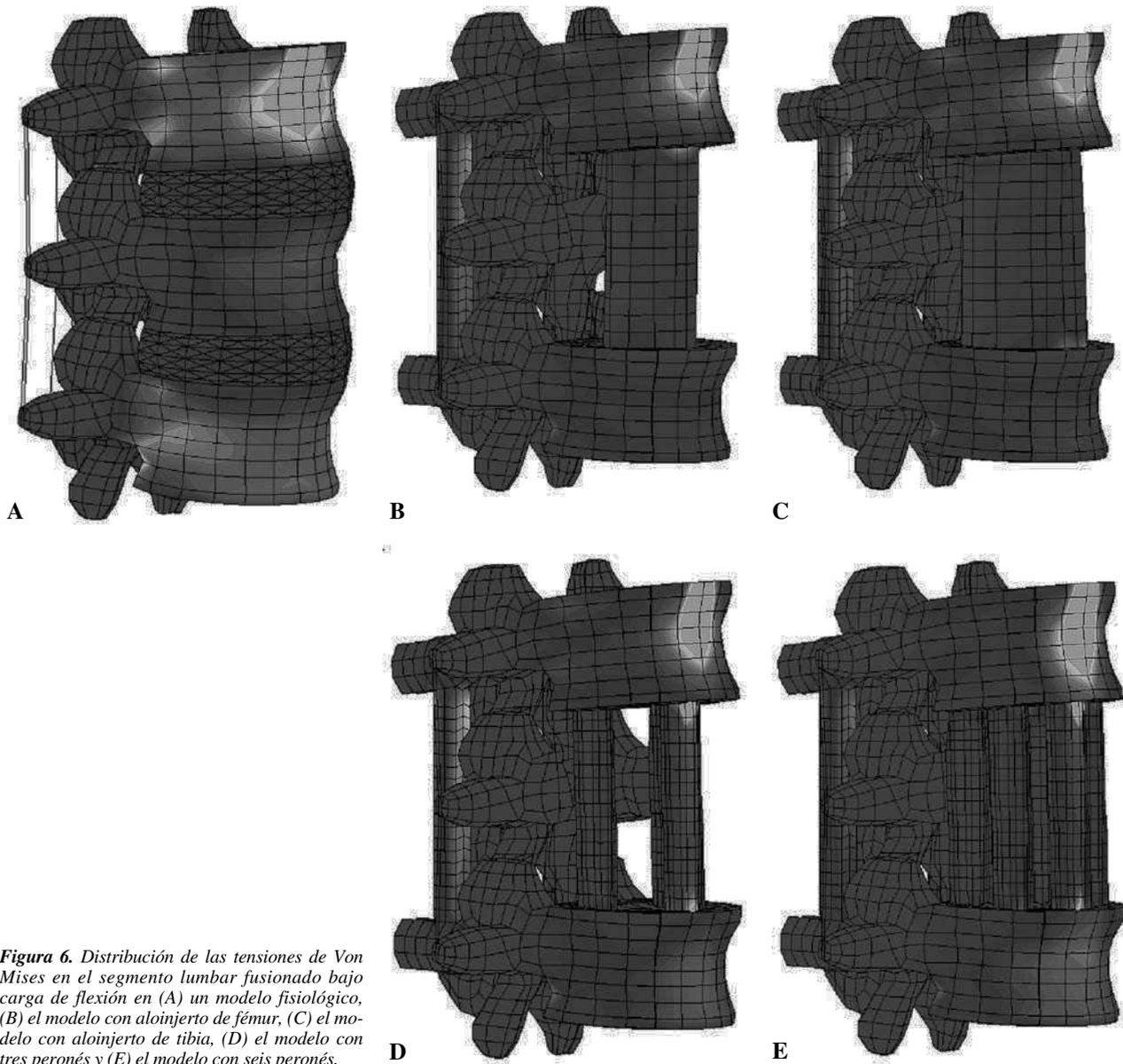


Figura 6. Distribución de las tensiones de Von Mises en el segmento lumbar fusionado bajo carga de flexión en (A) un modelo fisiológico, (B) el modelo con aloinjerto de fémur, (C) el modelo con aloinjerto de tibia, (D) el modelo con tres peronés y (E) el modelo con seis peronés.

conllevar diferencias importantes en la biomecánica del raquis. Hay múltiples estudios que comparan el comportamiento del aloinjerto anterior en el raquis lumbar, pero la mayoría de ellos desde un punto de vista biológico o clínico^{3-6,38}. Sólo hemos hallado dos trabajos que analicen de forma comparativa el aloinjerto desde un punto de vista biomecánico, ambos en modelos experimentales. Rao et al³⁹ comparan fémur con un solo fragmento de peroné y con cresta ilíaca, concluyendo que el fémur es el más adecuado dado que presenta una mayor rigidez y carga de fallo, a pesar de que la resistencia (carga de fallo normalizada por área) es similar.

En nuestro trabajo se evidencia que los injertos que proporcionan una mayor rigidez son los injertos de peroné, ya sean tres o seis. Esto se correlaciona con el trabajo de Siff et al⁴⁰, los cuales compararon un fragmento diafisario de fé-

mur con seis fragmentos de peroné en la sustitución anterior del cuerpo vertebral. Estos autores concluyen que los fragmentos de peroné son biomecánicamente superiores dado que ofrecen un montaje más rígido y estable, a pesar de que no es estadísticamente significativo, por lo que los autores abogan por el uso de fragmentos de peroné en vez de fémur. Nuestros resultados coinciden en cuanto al aumento de la rigidez con los fragmentos de peroné, pero no coincidimos en las conclusiones de este estudio dado que el aumento de rigidez provoca un aumento de las tensiones y deformaciones dentro de las vértebras adyacentes, siendo por tanto un factor negativo a largo plazo. De esta manera, el uso de peroné a largo plazo puede condicionar una superior remodelación de la vértebra superior como mecanismo adaptativo a la alteración de tensiones.

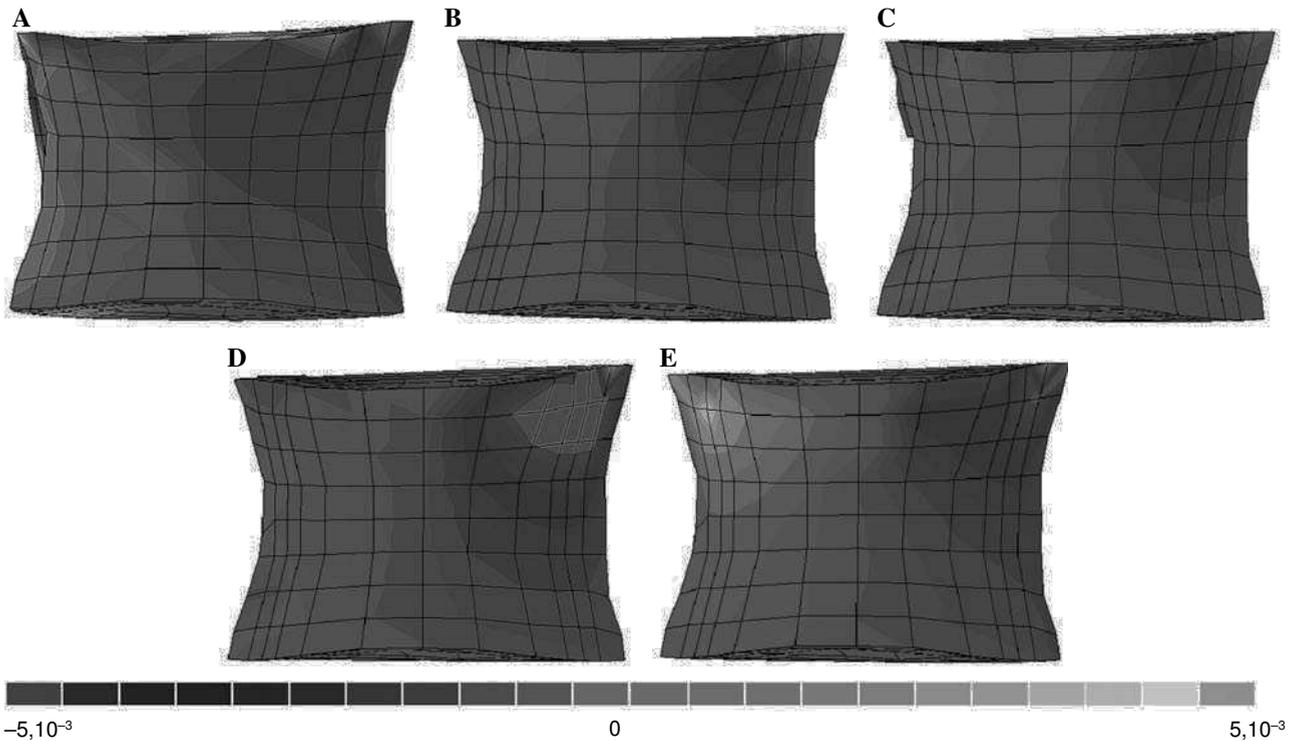


Figura 7. Distribución de las deformaciones en el cuerpo vertebral de L5 bajo carga de compresión en (A) un modelo fisiológico, (B) el modelo con aloinjerto de fémur, (C) el modelo con aloinjerto de tibia, (D) el modelo con tres peronés y (E) el modelo con seis peronés.

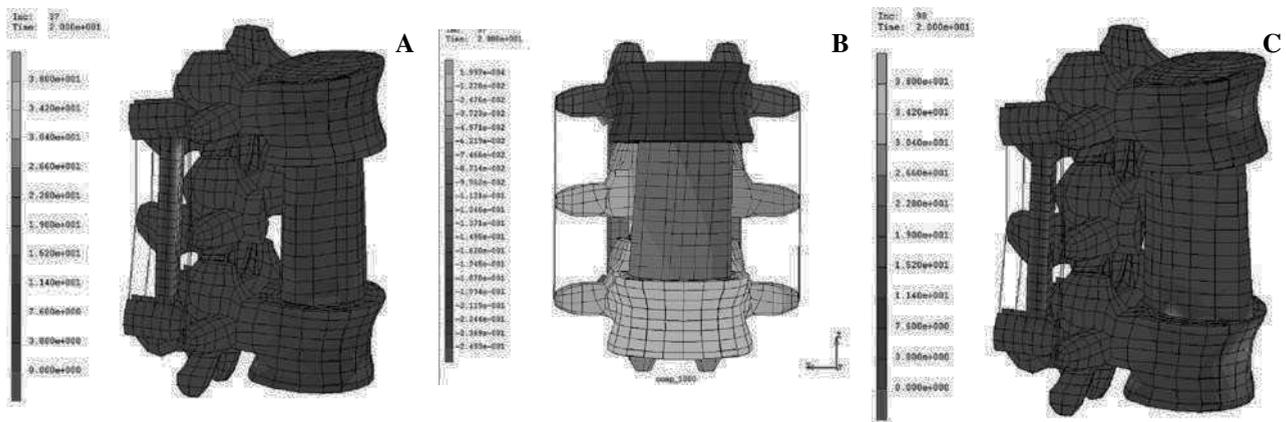


Figura 8. Distribución de las tensiones de Von Mises en el modelo bajo carga de compresión con la tibia, (A) visión lateral con la tibia colocada con el eje mayor en sentido coronal, (B) visión frontal con la tibia colocada con el eje mayor en sentido coronal, donde se puede observar la asimetría de las tensiones y (C) visión lateral con el eje mayor colocado en sentido sagital.

Por otro lado, los injertos procedentes de fémur y tibia preservan de mejor manera la distribución de tensiones y deformaciones dentro de las vértebras adyacentes. Sin embargo, en este estudio se ha objetivado que la geometría asimétrica de la tibia puede inducir al desequilibrio de tensiones y del comportamiento biomecánico, y esto puede agravarse en caso de colocación irregular por parte del cirujano en el acto quirúrgico. La asimetría puede ir en detrimento del proceso de transferencia de cargas y crear inestabilidad a largo plazo.

En cuanto a la posición del injerto, Cunningham y Polly⁴¹ estudiaron desde el punto de vista biomecánico el efecto de colocar cajas de titanio en la parte posterior, media y anterior del espacio intersomático. Los autores evidenciaron que la rigidez con la compresión axial era de 750 kN/M cuando la caja se colocaba posteriormente, aumentaba a 1.600 kN/M en la zona media y hasta 2.000 kN/M en la zona anterior. El resultado indica que la rigidez del montaje es altamente sensible a la posición de las cajas en el espacio

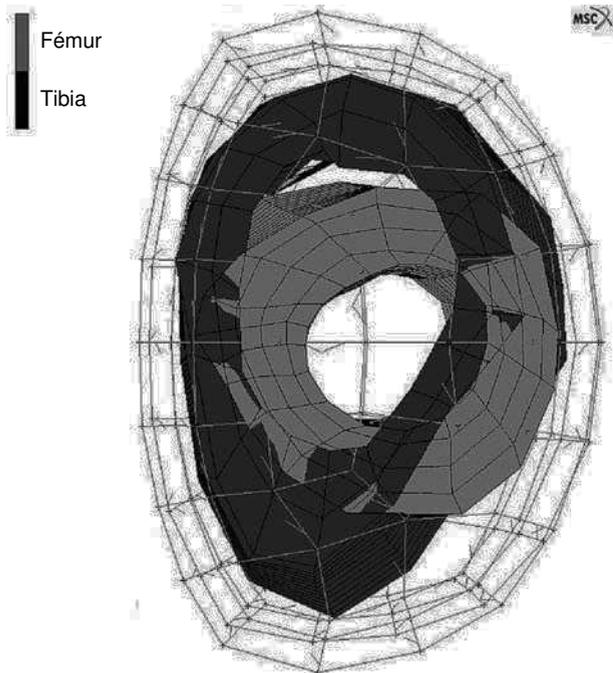


Figura 9. Comparación de la geometría entre el aloinjerto de fémur y tibia respecto a la posición de los platillos vertebrales y la zona anterior del cuerpo.

intersomático en el plano sagital, y aumenta de forma lineal a medida que colocamos el injerto más anteriormente. Estos resultados coinciden plenamente con los hallados en nuestro trabajo. Otra aportación en esta dirección es la de Zander et al^{8,42}, los cuales mediante un modelo de elementos finitos analizaron cuatro condiciones del injerto intersomático. Los autores hallaron que la distribución de las tensiones es similar excepto con el injerto colocado en la zona sagital media, en la que las tensiones son muy superiores. Este estudio confirma nuestros resultados en el hecho de que la posición del injerto tiene un efecto importante respecto a la distribución de tensiones en las vértebras adyacentes y para minimizar la movilidad en el segmento a artrodesar.

El grosor del cartílago de las placas terminales desempeña un papel importante en la transferencia de cargas como amortiguador de la estructura. Desde un punto de vista biológico es recomendable retirar el máximo de cartílago para favorecer la consolidación. Desde el punto de vista biomecánico es recomendable apoyar el injerto sobre el hueso esponjoso mejor que el cortical, dado que altera en menor medida la transmisión de cargas y las tensiones en las vértebras adyacentes y la rigidez de la instrumentación posterior evitará el colapso del montaje. Este factor también favorecerá la consolidación por la mayor vascularización del hueso esponjoso.

En cuanto al tratamiento del platillo vertebral, Oxland et al⁴³ analizaron biomecánicamente su influencia en las propiedades de las vértebras. Los resultados mostraron que,

cuando se retira el platillo vertebral, se reduce la resistencia al fallo de la vértebra, pero esta reducción sólo es significativa en la parte posterior de la vértebra, no en la central ni anterior. La rigidez también se ve significativamente reducida, con una distribución inversa a la de la resistencia. Los autores concluyen que la retirada del platillo vertebral tiene un efecto negativo sobre la resistencia estructural de la vértebra e incrementa el riesgo de hundimiento del injerto, especialmente en la parte posterior, no tanto en la central. Una crítica a este estudio es que fue realizado en gente mayor (72 y 82 años), con una baja densidad mineral ósea del cuerpo vertebral subyacente y en un modelo sin instrumentar.

Por otro lado, Hollowell et al⁴⁴ estudiaron la contribución del platillo vertebral en un modelo experimental cadavérico con injerto y cajas anteriores en el raquis torácico en 63 vértebras (con una media de edad de 63 años). Los autores concluyen que la preservación del platillo vertebral no ofrece una contribución importante en la reconstrucción de la columna anterior ni tampoco en la resistencia al hundimiento del injerto. Finalmente, Polikeit et al⁴⁵ investigaron las propiedades del platillo vertebral y la distribución de tensiones en el raquis lumbar con un implante intersomático mediante un modelo de elementos finitos. Como conclusión los autores hallaron que la presencia de un platillo vertebral rígido tiende a incrementar la concentración de tensiones y a crear zonas de presión altas.

Dado que se trata de un estudio por elementos finitos, deben remarcarse algunas limitaciones del trabajo. El modelo fisiológico tridimensional que fue modificado para insertar una instrumentación transpedicular está basado en un solo individuo. Este modelo tiene unas propiedades del material, condiciones de contacto y geometría que pueden variar de un paciente a otro. Sin embargo, este modelo representa el estado ideal del raquis lumbar modelado en elementos finitos y las propiedades de los materiales fueron tomadas de la literatura con el objetivo de representar la mejor media de la población normal. La instrumentación transpedicular fue definida completamente anclada dentro del hueso, sin ninguna pretensión. A pesar de que la pretensión puede modificar el resultado de las tensiones dentro del injerto⁴², este estudio es principalmente comparativo, con lo que los resultados obtenidos con la comparación de varios aloinjertos no varían. Esto es especialmente cierto dado que las condiciones de contacto entre el injerto y el platillo vertebral fueron asumidas como perfectas, creando un modelo de fusión eficiente. El análisis por elementos finitos nos permite eliminar posibles errores del estudio experimental como en corte irregular o asimétrico de los injertos, la diferencia de longitud entre varios fragmentos de peroné, las variaciones en la colocación de la instrumentación entre modelos y variaciones en la simulación de la consolidación a largo plazo. De la misma manera nos aporta un conjunto de datos muy superior al de un estudio experimental de lo que sucede dentro de los cuerpos vertebrales adyacentes.

El análisis de tensiones realizado en este estudio da una indicación cuantitativa de las tensiones en el fijador. Se ha objetivado que las tensiones dentro del fijador se mantienen por debajo del límite de resistencia y de fatiga en todos los casos. Por tanto, no se debería sólo diseñar la instrumentación transpedicular con el propósito de reducir las tensiones en su interior, sino teniendo en mente la influencia del fijador sobre los otros componentes del raquis. En todos los modos de carga, el uso del fijador combinado con el aloinjerto cambia considerablemente las tensiones y deformaciones, lo cual a largo plazo puede involucrar un proceso adaptativo que puede simularse usando un algoritmo de remodelación^{46,47}.

IMPLICACIONES CLÍNICAS

Este estudio tiene algunas implicaciones clínicas. El número de fusiones circunferenciales ha ido en aumento en los últimos años, muchas de ellas usando aloinjerto estructural anterior⁴⁸. Este trabajo corrobora el concepto de que el injerto de fémur, o en su defecto cualquier injerto de sección cilíndrica, es el injerto biomecánicamente más favorable para conseguir la fusión circunferencial. Estos resultados biomecánicos vienen refrendados por los resultados obtenidos durante la práctica clínica, en la cual vemos que el injerto de fémur presenta un excelente comportamiento durante el seguimiento a largo plazo³⁸. Por tanto, el injerto de fémur debería ser actualmente la primera opción para la sustitución anterior del cuerpo vertebral, en detrimento de otros injertos, como el de peroné, que deberían usarse sólo cuando tengamos problemas de adaptabilidad al espacio intersomático con fémur y sea imprescindible usar pequeños soportes con un diámetro menor.

Otro aspecto importante es el tratamiento del platillo vertebral. Según nuestros resultados, la resección del platillo vertebral, cuando colocamos a nivel posterior una instrumentación rígida de titanio, no comporta ningún problema en cuanto a la estabilidad del montaje. Por tanto, en la práctica clínica, si resecamos la totalidad del platillo vertebral sustentando el aloinjerto sobre hueso esponjoso, esto nos permitirá dos ventajas respecto a la conservación del platillo vertebral: a) mayor ventaja biológica en cuanto a la obtención de un lecho vascularizado para conseguir la integración de dicho injerto, y b) mayor ventaja biomecánica facilitando la distribución de tensiones sobre el cuerpo vertebral debido al menor módulo de elasticidad del hueso esponjoso. Por tanto, esto puede reducir el índice de pseudoartrosis del injerto anterior en cirugía del raquis dado que presumiblemente se favorecerá la consolidación. Éste es, pues, el segundo factor que creemos importante en cuanto a la práctica clínica, dado que muchos autores prefieren conservar el platillo vertebral^{3,4,6}, con el consiguiente riesgo para la consolidación del injerto. A diferencia de lo que sucede con el

uso del injerto de fémur, estos resultados experimentales observados *in vitro* con la resección del platillo vertebral no han sido corroborados en estudios clínicos hasta la fecha.

En conclusión, el análisis mediante un modelo de elementos finitos es una herramienta clínica útil en el estudio biomecánico para la elección de un aloinjerto respecto a otro. Este tipo de estudio tiene la ventaja de poder cambiar solamente unos pocos parámetros controlados para descartar otras muchas variables que son difíciles de controlar en estudios experimentales o clínicos, tanto de las propiedades del donante (rigidez, medida, edad, densidad mineral ósea, etc.) como las condiciones de tratamiento del injerto, de su colocación en el espacio intersomático (contacto entre injerto y platillo, situación, asimetría de carga, etc.).

Podemos concluir que los fragmentos de diáfisis femoral colocados en sustitución del cuerpo vertebral modifican en menor medida la distribución de tensiones y estreses en las vértebras adyacentes, en comparación con tibia y peroné. También que la preservación del hueso cortical del platillo vertebral no ofrece ninguna ventaja biomecánica significativa en la reconstrucción de la columna anterior cuando usamos una instrumentación transpedicular rígida.

BIBLIOGRAFÍA

1. Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine*. 1989;14:1249-56.
2. Krag MH. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. *Spine*. 1991;16:85-99.
3. Kleinstueck FS, Hu SS, Bradford DS. Use of allograft femoral rings for spinal deformity in adults. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;394:84-91.
4. Kozak JA, Heilman AE, O'Brien JP. Anterior lumbar fusion options. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;300:45-51.
5. Molinari RW, Bridwell KH, Klepps SJ, Baldus C. Minimum 5-year follow-up of anterior column structural allografts in the thoracic and lumbar spine. *Spine*. 1999;24:967-72.
6. Ehrler DM, Vaccaro AR. The use of allograft bone in lumbar spine surgery. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;371:38-45.
7. Atienza-Vicente CM, Prat-Pastor JM, Peris-Serra JL, Comín-Clavijo M, Molla-Doménech F, Gómez-Pérez A. Estudio biomecánico de cuatro sistemas de fijación y del uso de injerto anterior de un modelo de elementos finitos de la columna lumbar. *Rev Ortop Traumatol*. 2002;46:542-50.
8. Zander T, Rohlmann A, Klockner C, Bergmann G. Effect of bone graft characteristics on the mechanical behaviour of the lumbar spine. *J Biomech*. 2002;35:491-7.
9. Adam C, Pearcy M, McCombe P. Stress analysis of interbody fusion-finite element modelling of intervertebral implant and vertebral body. *Clin Biomech*. 2003;18:265-72.
10. Chen CS, Cheng CK, Liu CL, Lo WH. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Med Eng Phys*. 2001;23:485-93.
11. Noailly J, Lacroix D, Planell JA. The mechanical significance of the lumbar spine components – A finite element stress analysis, ASME Bioeng. Conf., Key Biscane, Florida, 2003. p. 119.

12. Noailly J, Lacroix D, Planell JA. Stress analysis in the lumbar spine; mechanical role of the internal components. International congress of computational bioengineering. Zaragoza, Spain, 2003.
13. Smit TH. The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra. [Tesis Doctoral] TU Hamburg-Harburg. Aachen, Germany: Shaker Verlag, 1996.
14. Smit TH, Odgaard A, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine*. 1997;22:2823-33.
15. Humzah MD, Soames RW. Human intervertebral disc: structure and function. *Anat Rec*. 1988;220:337-56.
16. Roberts S, Urban JPG, Vans H, Eisenstein SM. Transport properties of the human cartilage endplate in relation to its composition and calcification. *Spine*. 1996;21:415-20.
17. Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Direct and computed tomography thickness measurements of the human lumbar vertebral shell and endplate. *Bone*. 1994;15:409-14.
18. Cassidy JJ, Hiltner A, Baer E. Hierarchical structure of the intervertebral disc. *Connect Tiss Res*. 1989;23:75-88.
19. Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*. 1993;18:1298-310.
20. Sharma M, Langrana NA, Rodríguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*. 1995;20:887-900.
21. Hayman LA, Benedetti PF, Kuhns LR, Fahr LM, Taber KH. The nomenclature and sectional imaging anatomy III: Capsular membranes and minor spinal ligaments. *J Comp Assist Tom*. 2000;24:824-7.
22. Panjabi MM, Greenstein G, Duranceau J, Nolte LP. Three-dimensional quantitative morphology of lumbar spinal ligaments. *J Spinal Disord*. 1991;4:54-62.
23. Chen SI, Lin RM, Chang CH. Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. *Med Eng Phys*. 2003;25:275-82.
24. Whyne CM, Hu SS, Lotz JC. Parametric finite element analysis of vertebral bodies affected by tumours. *J Biomech*. 2001;34:1317-24.
25. Ueno K, Liu YK. A three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion. *J Biomech Eng*. 1987;109:200-9.
26. Natali AN, Meroi EA. The mechanical behaviour of bony endplate and annulus in prolapsed disc configuration. *J Biomech Eng*. 1993;15:235-9.
27. Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech*. 1986;19:331-50.
28. Shirazi-Adl A. On the fibre composite material models of disc annulus – comparison of predicted stresses. *J Biomech*. 1989;22:357-65.
29. Li LP, Buschmann MD, Shirazi-Adl A. A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: inhomogeneous response in unconfined compression. *J Biomech*. 2000;33:1533-41.
30. Myklebust JB, Pintar F, Noganandan N, Cusick JF, Mayman D, Myers TJ, et al. Tensile strength of spinal ligaments. *Spine*. 1988;13:526-31.
31. Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Gaurel G, Escande G, Guillot M, et al. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech*. 1985;18:167-76.
32. Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech*. 1992;25:1351-6.
33. Eberlein R, Holzapfel GA, Schulze-Bauer AJ. An anisotropic constitutive model for annulus tissue and enhanced finite element analyses of intact lumbar disc bodies. *Com Meth Biomech Biomed Eng*. 2001;4:209-30.
34. Taylor WR, Roland E, Ploeg H, Hertig D, Klabunde R, Warner MD, et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *J Biomech*. 2002;35:767-73.
35. Adams MA, Hutton WC, Stott JRR. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine*. 1980;5:245-53.
36. Panjabi M, Goel VK, Takata K. Physiological strains in the lumbar spinal ligaments. *Spine*. 1982;7:192-203.
37. Noailly J, Lacroix D, Planell JA. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute. *Spine*. 2005;30:2257-64.
38. Cáceres E, Ruiz A, del Pozo P, García A, Saló G. Anterior structural allografts in thoracic and lumbar spine surgery. *J Bone Joint Surg Br*. 2001;83-B Suppl II:247.
39. Rao S, McKellop H, Chao D, Schildhauer TA, Gendler E, Moore TM. Biomechanical comparison of bone graft used in anterior spinal reconstructions. Freeze-dried demineralised femoral segments versus fresh fibular segments and tricortical iliac blocks in autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;289:131-5.
40. Siff TE, Kamaric E, Noble PC, Esses SI. Femoral ring versus fibular strut allografts in anterior lumbar interbody arthrodesis. *Spine*. 1999;24:659-65.
41. Cunningham BW, Polly DW. The use of interbody cage devices for spinal deformity: a biomechanical perspective. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;394:73-83.
42. Zander T, Rohlmann A, Klockner C, Bergmann G. Comparison of the mechanical behavior of the lumbar spine following mono- and bisegmental stabilization. *Clin Biomech*. 2002;17:439-45.
43. Oxland TR, Grant JP, Dvorak MF, Fisher CG. Effects of endplate removal on the structural properties of the lower lumbar vertebral bodies. *Spine*. 2003;28:771-7.
44. Hollowell J, Vollmer D, Wilson C, Pintar F, Yoganandan N. Biomechanical analysis of thoracolumbar interbody constructs: How important is the endplate? *Spine*. 1996;21:1032-6.
45. Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, Orr TE. The importance of the end-plate for interbody cages in the lumbar spine. *Eur Spine J*. 2003;12:556-61.
46. Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*. 2000;405:704-6.
47. Carter DR. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech*. 1987;20:1095-109.
48. Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, Weinstein JN, Reinarz SJ, El-Khoury GY, et al. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. *Spine*. 1987;12:97-104.

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.