



## ORIGINAL

## Simulación mediante modelos de elementos finitos del comportamiento biomecánico de las placas cervicales dinámicas

### Biomechanical behaviour of dynamic cervical plates through finite element modeling simulation

Duart Clemente J M<sup>1</sup>, Atienza Vicente C M<sup>2,3</sup>, Bermejo Bosch I<sup>2,3</sup>, Morales Martín I<sup>3,2</sup>, Gil Guerrero I<sup>2</sup>, Duart Clemente J V<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Hospital General Universitario de Alicante, Servicio de Neurocirugía. <sup>2</sup> Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). <sup>3</sup> CIBER de Bioingeniería, Biomecánica y Nanomedicina (CIBER-BBN). <sup>4</sup> Hospital de Navarra, Servicio de COT.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

#### Resumen

**Objetivo:** Demostrar el funcionamiento biomecánico de las placas cervicales dinámicas, teóricamente superior a las estáticas.

**Material y método:** Emplear modelos de elementos finitos para simular el comportamiento dinámico –respecto al estático– con un mismo diseño de placa, tanto en una situación de postoperatorio inmediato como tras acortamiento del injerto después de su integración y acoplamiento.

**Resultados:** La transmisión de la carga es superior cuando la placa trabaja de forma dinámica, especialmente tras acortamiento del injerto.

**Conclusión:** Las placas dinámicas otorgan ventajas biomecánicas mejorando la transferencia de carga y adaptándose al acortamiento del injerto.

**Palabras clave:**

Artrodesis cervical, placa cervical dinámica, biomecánica, elementos finitos.

#### Abstract

**Objective:** To prove how is the biomechanical work of dynamic cervical plates that makes them theoretically superior to static ones.

**Material and method:** To simulate static and dynamic behavior with the same anterior cervical plate design, both in immediate postoperative and after graft subsidence, through finite element models.

**Results:** Load transmission is superior when the plate works dynamically, particularly after shortening of the graft.

**Conclusion:** Dynamic plates confer biomechanical advantages by improving transfer load and adaptating to graft shortening.

**Key words:**

Cervical anterior arthrodesis, dynamic cervical plate, biomechanics, finite elements.

#### Introducción

La instrumentación cervical mediante placa atornillada es una ayuda a la artrodesis cervical anterior empleada frecuentemente, especialmente en casos de discectomía de 2 niveles o más. A lo largo de los años su diseño ha ido evolu-

cionando para corregir los inconvenientes de los modelos iniciales. En la actualidad, algunos estudios en la literatura apoyan el empleo de placas cervicales dinámicas sobre las estáticas, confirmando otros de naturaleza biomecánica en los que se aprecia que la transmisión de fuerzas axiales es superior en las placas dinámicas, lo que favorecería la integración del injerto y la consolidación de la artrodesis, consiguiendo una fusión más precoz y con menos complicaciones de la instrumentación.

**Correspondencia**

J. M. Duart Clemente  
Av. Pérez Galdós 40. 03004 Alicante  
jduart@uv.es



El propósito del trabajo es analizar el comportamiento biomecánico de las placas cervicales dinámicas frente a las estáticas. Para ello se empleará un mismo diseño de placa trabajando en configuración dinámica y estática –con el fin de evitar posibles diferencias derivadas del diseño o del material– en un modelo de artrodesis cervical tras corporectomía, simulando tanto la situación del postoperatorio inmediato como aquella tras la pérdida de altura del injerto que sucede durante el proceso de integración de éste; así se comprobará la supuesta superioridad biomecánica de las placas cervicales dinámicas. Para ello se emplearán los modelos de elementos finitos, que son modelos matemáticos diseñados por ordenador que integran las propiedades físicas de cada una de las partes (incluyendo la forma) en las propiedades mecánicas del conjunto.

### Material y métodos

En la línea de los equipos de investigación que desarrollan modelos de elementos finitos de la región cervical completa cabría destacar los desarrollos del Departamento de Neurocirugía del Medical College of Wisconsin [1-9]. Este grupo desarrolló modelos geométricos a partir del uso de imágenes radiográficas o de TAC utilizando un algoritmo de detección de bordes. El mallado de la geometría generada se realizó utilizando elementos hexaédricos de 8 nodos, excepto para el hueso cortical y los platillos vertebrales para los que utilizaron elementos placa de 4 nodos y para el modelado de los ligamentos, en los que utilizaron elementos cable.

### Características de los materiales

Puesto que las propiedades mecánicas asignadas a cada material del modelo de elementos finitos (hueso, ligamen-

tos, etc..) van a estar basadas en datos de otros estudios, se realizó una búsqueda bibliográfica al respecto. Para las propiedades del hueso cortical y trabecular, los datos fueron tomados de bibliografía relativa a otros modelos de elementos finitos de raquis cervical (Tabla 1). Las propiedades mecánicas y geométricas (área de la sección) de los distintos ligamentos del modelo fueron obtenidas del estudio realizado por Yoganandan et al. (10,11). En dicho estudio se obtienen los valores geométricos de los ligamentos a partir de micrótomos de 8 especímenes cadavéricos también de raquis cervical, mientras que los datos relativos a las propiedades mecánicas de los ligamentos se obtienen mediante ensayos de tracción de los ligamentos pertenecientes a 25 especímenes cadavéricos también de raquis cervical.

Para la caracterización mecánica del injerto óseo se realizó una búsqueda de estudios similares al del proyecto, centrándola en aquellas publicaciones en las que se hiciera referencia a la modelización mediante elementos finitos de injertos óseos en artrodesis de columna. Las propiedades del injerto se obtuvieron a partir de las propiedades mecánicas asignadas al injerto óseo en dichos estudios (Tabla 2).

Sin embargo, en ninguno de estos estudios se justifican los valores de módulo de Young y coeficiente de Poisson; de hecho, no se ha encontrado en la bibliografía revisada ningún estudio sobre evaluación mecánica de injertos óseos.

### Diseño de MEF: parametrización

Se desea que el modelo de raquis cervical desarrollado sea un instrumento versátil y adaptable de una forma sencilla, y que por lo tanto no requiera una elevada intervención del programador en cada caso de estudio. Por este motivo, se plantea el desarrollo de un modelo paramétrico en lenguaje

**Tabla 1.** Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular, así como de los ligamentos empleadas en el MEF

Tipo de hueso	E (N/mm <sup>2</sup> )	Coef. poisson		
Trabecular	100	0.2		
Cortical	12000	0.3		
Trabecular arco posterior	6000	0.3		

Ligamento	Área total (mm <sup>2</sup> )	E <sub>1</sub> (Mpa)	ε <sub>1</sub>	E <sub>2</sub> (Mpa)
Longitud anterior	12.1	28.2	14.8	28.4
Común posterior	14.7	23	11.2	24.6
Amarillo	48.9	3.5	35.5	3.4
Interespinoso	13.4	5	27	3.3
Supraespinoso	20	5		

**Tabla 2.** Propiedades mecánicas del injerto óseo empleadas en el MEF <sup>[12-17]</sup>

	Módulo young (MPa)	Coef. poisson	Densidad (g/cm <sup>3</sup> )
Kim [12]	100	0,2	0,17
Akamaru T [13]	100	0,2	
Kim Y [14]	100	0,2	0,17
Vadapalli S [15]	12000		
Zander T [16]	100, 500, 1000, 5000		
Huang HL [17]	345, 3450	0,31	

de programación propio del programa ANSYS v.10 que permitirá, a partir de una serie de parámetros de entrada fácilmente modificables a partir de un archivo de texto, variar las características del modelo.

Los aspectos en los que se pretende que el modelo sea paramétrico y los objetivos de cada una de estas parametrizaciones se explican a continuación:

#### *Parametrización geométrica*

El objetivo de la parametrización geométrica del modelo a desarrollar es doble:

- Se pretende que las dimensiones que se apliquen al raquis correspondan a los valores medios obtenidos a partir de estudios antropométricos por distintos autores [18,19]. Dichos valores no deberán corresponderse a la columna de un único paciente, ya que en este caso los resultados pierden representatividad para el resto de pacientes.
- Se pretende que el modelo se pueda adaptar de forma sencilla, sin necesidad de realizar una nueva programación, a particularidades anatomofisiológicas de un paciente concreto. El modelo deberá ser capaz de reproducir distintas curvaturas lordóticas o distintas alturas interdiscuales.

#### *Parametrización de la malla*

Mediante la parametrización de la malla se pretende aumentar el control del programador para que pueda elegir la densidad de ésta o la disposición de los nodos. Para ello se ha planteado una estrategia de mallado que permite controlar la posición en que se colocan cada uno de los nodos, repitiendo la numeración de éstos, según un patrón definido, en cada plano horizontal de la malla. La modificación de la posición de los nodos permitirá introducir modelos de implantes quirúrgicos atados directamente a los nodos de la estructura del raquis. De esta forma no será necesario generar ecuaciones de restricción de grados de libertad, que penalizan el tiempo de cálculo.

Por último, la parametrización de la malla también permitirá eliminar elementos de forma muy sencilla, para la simulación de condiciones clínicas o postquirúrgicas como las corporectomías u otras técnicas descompresivas y/o estabilizadoras.

#### *Parametrización mecánica*

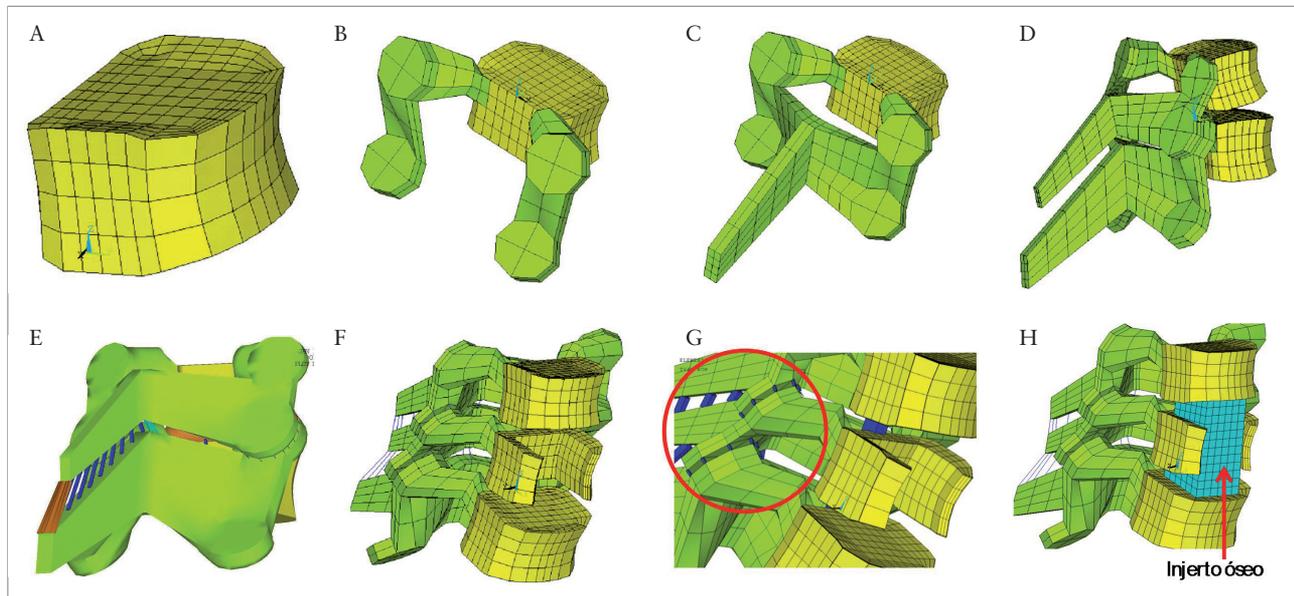
La parametrización mecánica posibilita la modificación de todas las constantes que caracterizan los materiales. Esto resulta de gran utilidad en el caso de modelar el efecto de ciertas patologías como la osteoporosis, la degeneración de los discos o incluso ante la posibilidad de implementar distintas formas de simular el comportamiento de los tejidos blandos como los ligamentos (a partir de modelos multilíneales, hiperelásticos o viscoelásticos).

#### **MEF de raquis cervical en modelo de corporectomía**

El programa desarrollado genera el modelo de elementos finitos del raquis cervical en pasos consecutivos (Figura 1). Para la generación de los nodos y elementos de los cuerpos vertebrales se emplean elementos sólidos para el hueso trabecular y elementos tipo «shell» para el hueso cortical. Para la modelización de los contactos se ha considerado un «gap» entre las carillas de 1mm y se han empleado elementos de contacto nodo-superficie, considerando un coeficiente de rozamiento entre ambas superficies  $\mu=0.85$ . Los ligamentos capsulares, que unen las carillas articulares de las vértebras adyacentes, también han sido modelados. Finalmente, para la modelización del injerto óseo se ha supuesto un material isotropo entre las placas terminales de las vértebras C5-C7.

#### **MEF de osteosíntesis**

El procedimiento seguido para el desarrollo de los modelos de elementos finitos de la placa dinámica y tornillos ha sido diferente que el seguido para el raquis cervical. Esto es debido a que para simular el deslizamiento de los tornillos sobre la placa deben modelarse la mayor parte de los deta-



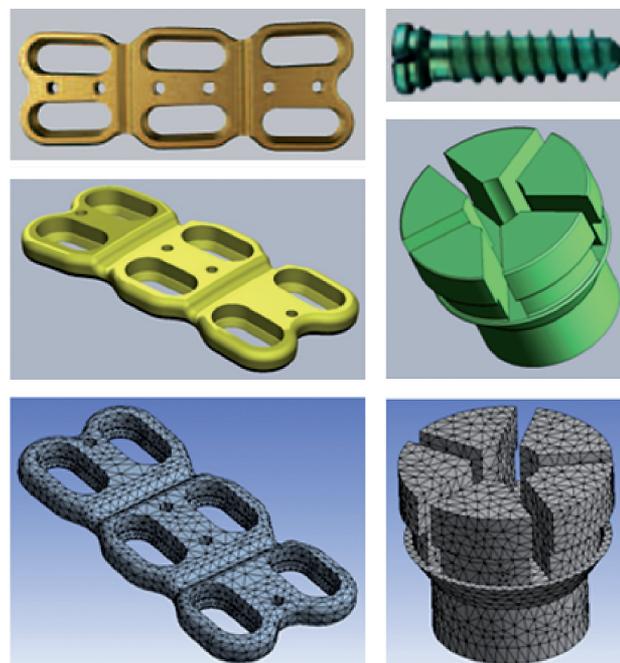
**Fig. 1.** Progresión en el diseño del MEF cervical incluyendo corporectomía e injerto óseo C5 -7 (de izquierda a derecha y de arriba a abajo): a) generación de los nodos y elementos del cuerpo vertebral C7, b) de los pedículos y carillas articulares a partir del cuerpo vertebral, c) de láminas y apófisis espinosas; d) de la segunda vértebra C6; e) de los ligamentos: interespinosos, supraespinoso, longitudinal anterior, longitudinal posterior y amarillo; f) generación de la tercera vértebra C5 y corporectomía C6; g) generación de ligamentos capsulares; h) modelo completado tras inserción de injerto óseo.

lles de los implantes. La placa y tornillo modelados se corresponden a las siguientes referencias del catálogo de Aeusculap: placa dinámica ABC - FJ759T de longitud 40mm, y tornillos unicorticales FJ812T de 12 mm de longitud y 4mm de diámetro.

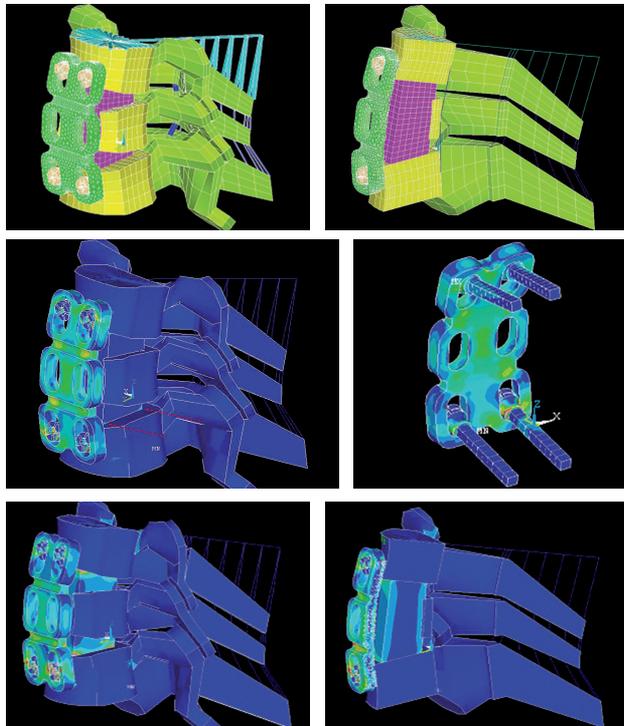
En este caso, el proceso (Figura 2) empieza con el modelado geométrico de la placa y la cabeza del tornillo mediante el programa de diseño CAD 3D «Solidworks 2008, Dassault Systèmes». Una vez obtenidas las geometrías, éstas son importadas en Ansys y malladas de forma libre. Por último, se seleccionan las superficies de contacto entre la cabeza del tornillo y la ranura y se generan los pares de contacto entre ambas superficies. Para la modelización de la ranura de las placas dinámicas se han empleado elementos de contacto superficie-superficie entre la cabeza del tornillo y la ranura que simulan el deslizamiento que se produce durante el proceso de acortamiento del injerto óseo y que permite la transmisión continua de cargas a través del injerto óseo. Tras el diseño y acople de todos los elementos, se obtiene un modelo de artrodesis cervical con injerto óseo interpuesto tras corporectomía (Figura 3).

### Diseño del estudio

Para cada una de las 2 configuraciones de funcionamiento de la placa –estático y dinámico–, se supusieron 2



**Fig. 2.** Modelización secuencial de la instrumentación a partir de la placa dinámica ABC (izquierda) y tornillo unicortical (derecha) empleados en la generación del MEF, modelados en «Solidworks» como paso intermedio antes de pasarlos a modelos de elementos finitos.



**Fig. 3.** Modelo MEF de artrodesis tras corpectomía y placa atornillada (arriba), con placa cervical trabajando en configuración estática (centro) o dinámica (bajo), en situación de postoperatorio inmediato.

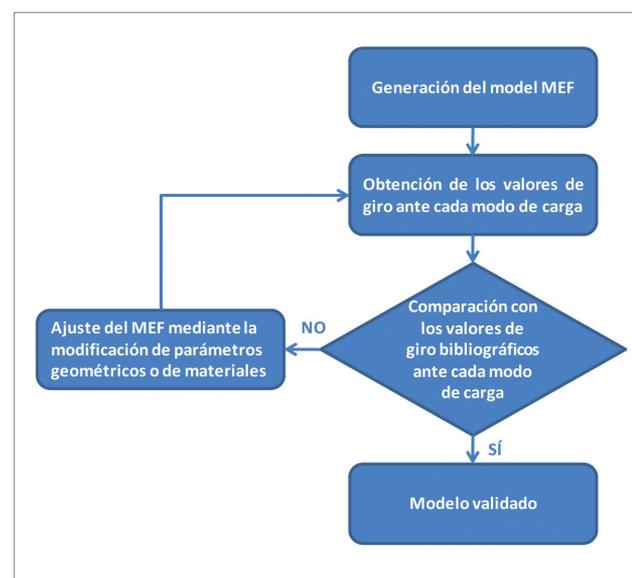
escenarios teóricos, de forma acorde con la biología de la integración del injerto. En un primer momento, el injerto conserva toda su longitud, pero posteriormente ésta se reduce, debido a la absorción y al asentamiento del mismo. Con el objeto de poder comparar resultados con los otros estudios existentes, se decidió acortar el injerto en un 10%. Cada uno de los supuestos de MEF (4 en total) se ha sometido a cargas fisiológicas de flexión del raquis aplicadas sobre el platillo vertebral superior de C5 mediante una estructura rígida.

## Resultados

### Validación de MEF

La validación se basa en tres estudios bibliográficos [8,9,20]. Para la validación del presente modelo se han dado las mismas condiciones de contorno que las utilizadas por los autores de la bibliografía con los que se pretende comparar los resultados (Figura 4); una vez validado el modelo, estas condiciones se pueden modificar para simular cualquier otra condición de carga. Los va-

lores de giro ofrecidos por los distintos autores, así como los parámetros geométricos y mecánicos de las distintas estructuras, presentan una elevada variabilidad; por este motivo, y dado que el modelo se construye a partir de la combinación de los datos recopilados de distintas referencias bibliográficas, para realizar la validación del modelo se modificaron los parámetros mecánicos de los ligamentos. Como parámetro para la validación del modelo analítico de la columna se usó el giro de una unidad vertebral funcional (UVF) en el eje sobre el que se aplicó el momento puro, eje X para la flexión y la extensión y eje Z para la torsión. El modelo de columna cervical se consideró validado si el giro, en el eje sobre el que se ha aplicado cada momento puro, estaba dentro del rango de movimiento presentado por los autores citados. La validación del modelo se ha realizado sobre la UVF C6-C7 para los tres modos de carga citados anteriormente, flexión, extensión y torsión; mediante la comparación de los resultados obtenidos con los presentados por otros autores en sus estudios experimentales o mediante otros modelos de la columna cervical similares. Las cargas a partir de las que se realizó la validación fueron momentos entre 0,2 Nm y 2 Nm con incrementos de 0,2 Nm, y los valores resultantes de esta evaluación se presentan en la Tabla 3. El modelo se consideró validado dado que para todo el rango de cargas el giro de la Unidad Vertebral Funcional quedaba comprendido dentro de la región establecida por los valores máximo y mínimo presentados



**Fig. 4.** Proceso de validación de MEF.



por los autores citados (Figura 5). Se puede apreciar la gran variabilidad en los resultados presentados por los distintos autores y que la curva de giro de la UVF modelada está dentro del rango de movimiento establecido para la validación.

No obstante, la validación de los MEF de la placa y los tornillos requerirá de la comparación de los resultados obtenidos analíticamente con resultados obtenidos a partir de ensayos biomecánicos.

### Simulación de postoperatorio inmediato

Una vez construido el modelo completo, se testa tanto en configuración estática como en dinámica (Figura 3). Como muestran las figuras con tensiones equivalentes de Von Mises, con una placa estática es la placa la que soporta la mayor parte de la carga, si bien una pequeña proporción de la carga se trasmite en dirección cráneo-caudal a través del injerto óseo. Las zonas del implante que soportan mayores tensiones (y por tanto «sufren» más) son el contacto de los tornillos con la placa y en las zonas de la placa donde la sección se ve más reducida. Sin embargo, con una placa dinámica la carga es transmitida tanto por la placa como por el injerto, siendo la carga transmitida a través del injerto óseo en la dirección cráneo-caudal mucho mayor.

### Simulación tras acortamiento del injerto

Tras un acortamiento simulado de un 10% (Figura 6), la práctica totalidad de la carga que se trasmite de C5 a C7 –cuando la placa es estática– lo hace a través de la placa cervical al no poder adaptarse. Sin embargo, cuando es dinámica existe un contacto directo entre los platillos verte-

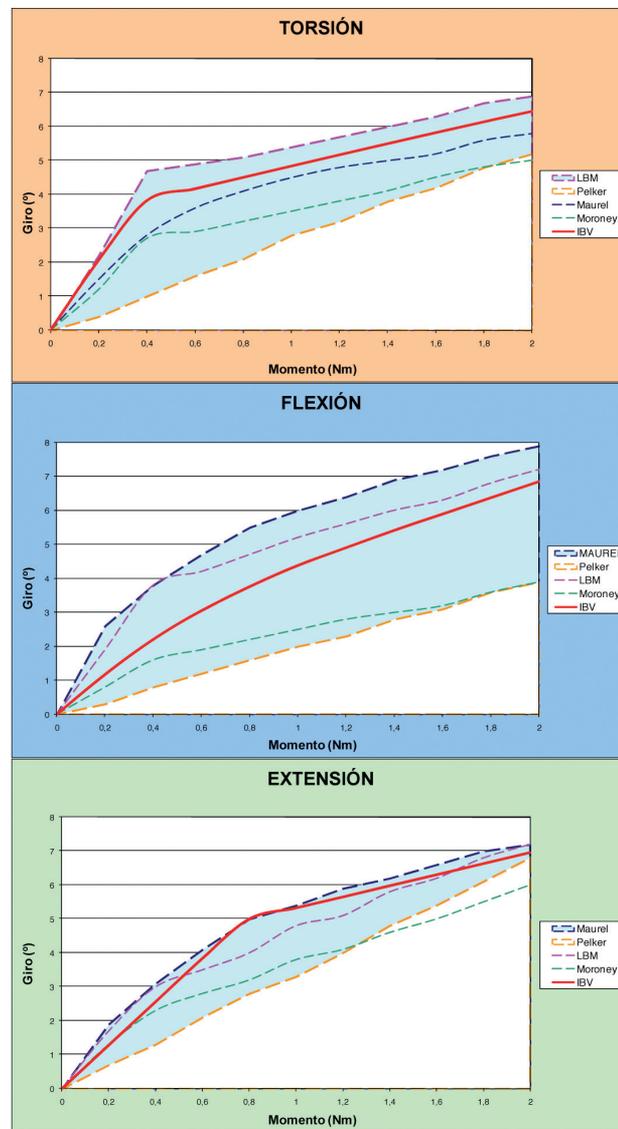


Fig. 5. Validación ante los modos de carga de torsión, flexión y extensión.

Tabla 3. Propiedades de los ligamentos de la región cervical media C2-C4

Momento (Nm)	Giro flexión (°)	Giro extensión (°)	Giro torsión (°)
0.2	1.17	1.28	2.06
0.4	2.20	2.56	3.81
0.6	0.04	3.83	4.16
0.8	3.75	4.99	4.50
1	4.38	5.32	4.84
1.2	4.90	5.65	5.17
1.4	5.41	5.97	5.49
1.6	5.89	6.30	5.82
1.18	6.37	6.63	6.14
2	6.85	6.95	6.45

brales y el injerto óseo, lo que posibilita la transmisión de cargas en la dirección cráneo-caudal, siendo mayor la transmisión de cargas en la región anterior del injerto óseo debido al movimiento anatómico de flexión del raquis cervical.

Al analizar (Figura 7) las tensiones equivalentes de Von Mises (porcentualmente) para la zona de menor sección de la placa y bajo cada uno de los supuestos, puede observarse cómo la sección crítica de la placa está sometida a tensiones muy superiores en los dos supuestos de placa estática.

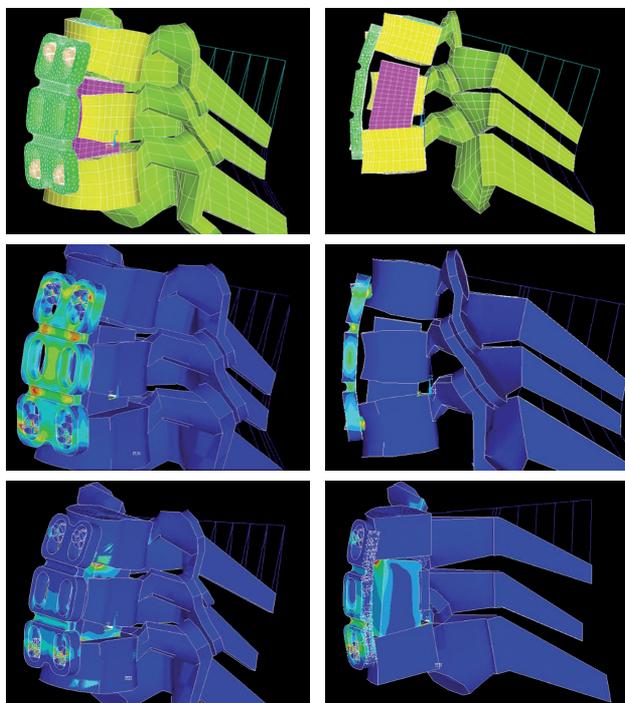


Fig. 6. Modelo MEF de artrodesis tras corpectomía y placa atornillada (arriba), con placa cervical trabajando en configuración estática (centro) o dinámica (bajo), en situación de acortamiento del injerto.

## Discusión

El empleo de placas cervicales dinámicas se hace en base a una supuesta superioridad biomecánica que condiciona mejores resultados clínicos. Mediante modelos de elementos finitos, con un desarrollo validado con el resto de modelos existentes, hemos configurado un modelo de artrodesis

cervical tras corpectomía con una placa atornillada; el empleo de *software* adecuado permite simular una serie de supuestos, para los que las placas dinámicas serían especialmente adecuadas. Partiendo de los resultados obtenidos tanto en las simulaciones mediante MEF en los distintos supuestos (placa dinámica/estática, injerto postoperatorio inmediato/reducción de injerto), se pueden extraer conclusiones desde el punto de vista biomecánico que pueden transferirse a la clínica:

- Las placas dinámicas en el postoperatorio inmediato transmiten mayor carga a través del injerto que las estáticas.
- Ante una reducción de la longitud del injerto, las placas estáticas no transmiten carga a través del injerto mientras que las dinámicas son capaces de adaptarse a la nueva geometría y permitir la transmisión de cargas a través del injerto.

Por lo que, a la vista de este trabajo, pensamos que se deben emplear las placas cervicales dinámicas por sus ventajas desde el punto de vista biomecánico. ■

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA. Finite element applications in human cervical spine modeling. *Spine* 1996; 21:1824-34.
2. Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ. Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit. *Med Eng Phys* 1996; 18: 569-74.
3. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA. Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit. *J Biomech Eng.* 1997; 119: 87-92.

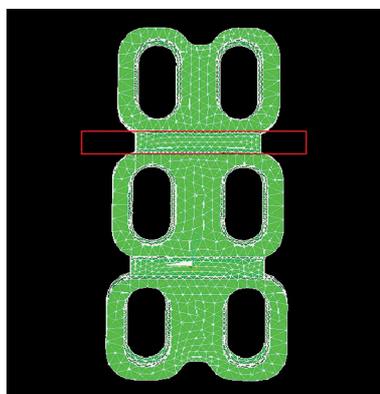
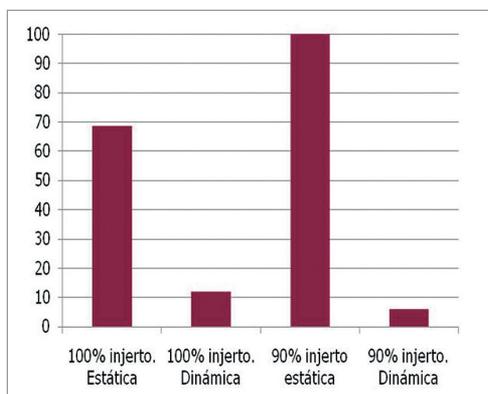


Fig. 7. Diferencia de tensiones soportadas en sección crítica de la placa cervical para cada uno de los supuestos.



4. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14: 41-53.
5. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, Maiman DJ. Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. *Med Eng Phys* 1999; 21: 689-700.
6. Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA. Validation of a head-neck computer model for whiplash simulation. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42: 333-8.
7. Voo L, Denman J, Yoganandan N, Pintar FA, Cusick JF. A 3-D FE model of the cervical spine with CT-based geometry. *Adv Bioeng* 1995; 29: 323-24.
8. Maurel N. Modelisation geometrique et mecanique tridimensionnelle par elements finis du rachis cervical inferieur. L'Ecole Nationale Supérieur d'Arts et Metiers. 1993. Thesis.
9. Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, Andersson GB. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *J Biomech* 1988; 21: 769-79.
10. Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng* 2000; 122 (6): 623-9.
11. Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; 16: 1-27.
12. Kim Y. Finite element analysis of anterior lumbar interbody fusion: threaded cylindrical cage and pedicle screw fixation. *Spine* 2007; 32: 2558-68.
13. Akamaru T, Kawahara N, Sakamoto J, Yoshida A, Murakami H, Hato T, et al. The transmission of stress to grafted bone inside a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy: a finite-element analysis. *Spine* 2005; 30: 2783-7.
14. Kim Y. Prediction of mechanical behaviors at interfaces between bone and two interbody cages of lumbar spine segments. *Spine* 2001; 26: 1437-42.
15. Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, Robon M, Biyani A, Khandha A, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study. *Spine* 2006; 31: E992-8.
16. Zander T, Rohlmann A, Klöckner C, Bergmann G. Effect of bone graft characteristics on the mechanical behavior of the lumbar spine. *J Biomech* 2002; 35: 491-7.
17. Huang HL, Fuh LJ, Hsu JT, Tu MG, Shen YW, Wu CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. *J Oral Rehabil* 2008; 35: 283-90.
18. Panjabi MM, Duranceau J, Goel V, Oxland T, Takata K. Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions. *Spine* 1991; 16: 861-9.
19. Tan SH, Teo EC, Chua HC. Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans. *Eur Spine J* 2004; 13:137-46.
20. Pelker RR, Duranceau JS, Panjabi MM. Cervical spine stabilization. A three-dimensional, biomechanical evaluation of rotational stability, strength, and failure mechanisms. *Spine* 1991; 16: 117-22.

#### Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.