



Universitat Autònoma de Barcelona

**ADVERTIMENT.** L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  [http://cat.creativecommons.org/?page\\_id=184](http://cat.creativecommons.org/?page_id=184)

**ADVERTENCIA.** El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

**WARNING.** The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>



**TESIS DOCTORAL**

**<<Estudio biomecánico de las placas dinámicas cervicales mediante modelos de elementos finitos y ensayos biomecánicos>>**

**Tesis para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía del Programa:  
*“Doctorat de Cirurgia i Ciències Morfològiques”***

**Autor: Javier Melchor Duart Clemente**

**Director: Ferrán Pellisé Urquiza**

**Departamento de Cirugía**

**Universidad Autónoma de Barcelona**

**Barcelona, Julio de 2022**



TESIS DOCTORAL

**Estudio biomecánico de las placas dinámicas cervicales  
mediante Modelos de Elementos Finitos y ensayos biomecánicos**

*Doctorando:*

**Javier Melchor Duart Clemente**

*Director:*

**Ferrán Pellisé Urquiza**



## **Agradecimientos**

*a mi familia, por todo su apoyo incondicional y comprensión*

*a todo el personal del IBV, por su dedicación al proyecto*

*a la Fundación MAPFRE, por financiar esta investigación*

*al difunto Profesor José Barberá Alacreu,  
por motivarme en el estudio de las placas dinámicas*

*al director de esta tesis doctoral Ferrán Pellisé Urquiza,  
por su ayuda desinteresada.*



## **Índice**

Resumen .....	9
1. INTRODUCCIÓN .....	12
1.1 Placas cervicales .....	13
1.2 Estudios biomecánicos .....	17
1.3 Justificación del estudio .....	18
2. OBJETIVOS .....	20
3. METODOLOGÍA .....	22
3.1 Diseño del estudio .....	23
3.2 Características de los materiales .....	24
3.3 Desarrollo del MEF: parametrización .....	26
3.4 Estudio mediante modelo sintético (ensayos biomecánicos) .....	28
4. RESULTADOS .....	31
4.1. MEF de raquis cervical para corpectomía .....	32
4.2 Validación del MEF .....	34
4.3 MEF de la osteosíntesis .....	38
4.4 Validación del comportamiento de las placas cervicales: ensayos biomecánicos .....	40
4.5 Simulación del postoperatorio inmediato y tras acortamiento del injerto .....	44
4.6 Análisis del efecto en tensiones de flexo-compresión sobre las dos configuraciones .....	48
5.- RESUMEN GLOBAL DE LOS RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	51
6.- CONCLUSIONES .....	55
7.- BIBLIOGRAFÍA GENERAL .....	58





## RESUMEN

En las cirugías cervicales anteriores se emplean placas atornilladas para aumentar la tasa de fusión del injerto óseo que se interpone entre vértebras; su diseño ha ido evolucionando para adaptarse a los inconvenientes que se han ido encontrando: inicialmente los tornillos no estaban sujetos a las placas, por lo que podían soltarse.. posteriormente, al sujetarlos se altera la distribución de carga a través del injerto, necesaria para favorecer su integración (siguiendo la ley de Wolff).. Por todo ello, surgieron las placas cervicales dinámicas, que permiten la continuidad de la carga del injerto a la vez que se garantiza una estabilidad mínima suficiente; la dinamicidad puede lograrse por rotación de los tornillos o por traslación de los mismos o de la placa (o ambos mecanismos), dando lugar a placas rotacionales o traslacionales, que pueden ser uni o bidireccionales en función de que el mecanismo dinámico esté en un extremo o ambos de la placa. Por otro lado, durante el proceso de fusión puede producirse un acortamiento del injerto, y las placas dinámicas pueden acomodarse a esta situación.

En la literatura no existe ningún estudio que compare *in vitro* el comportamiento biomecánico de una placa dinámica bidireccional en comparación con esa misma placa en comportamiento estático, en un modelo de corpectomía (en los casos de discectomía no es imprescindible el uso de placa). El objetivo de este estudio es investigar si la supuesta superioridad de la placa dinámica es atribuible efectivamente al dinamismo intrínseco de la misma, o podría atribuirse más bien al diseño de la placa. Para ello emplearemos ensayos biomecánicos y Modelos de Elementos Finitos, que son diseños por ordenador que combinan elementos geométricos y físicos.

*Los resultados obtenidos en este estudio, tras las simulaciones realizadas (de la manera descrita anteriormente) con la placa funcionando de forma estática o dinámica, y simulando una situación tanto con injerto a longitud completa o tras acortamiento, muestran que las placas estáticas soportan más estrés que las dinámicas (pudiendo producirse aflojamiento o rotura de los implantes), lo que puede aumentar con el tiempo al acortarse el injerto, volviéndose las placas estáticas incapaces de transferir de forma tan*

*efectiva la carga al injerto. Por el contrario, las placas dinámicas .que ya en el postoperatorio inmediato-, transfieren mayor carga al injerto que las estáticas, sí son capaces de adaptarse a la nueva geometría y permiten la continuación de la transmisión de la carga al injerto. Por todo ello, en los casos en que haga falta utilizar placas cervicales, sería aconsejable la utilización de placas dinámicas traslacionales, dado que se ha demostrado in vitro la mayor transmisión de cargas al injerto, y la menor tensión de la placa, que a la larga puede ser fuente de complicaciones.*



# **1.INTRODUCCIÓN**

## **1.1 Placas cervicales**

## **1.2 Estudios biomecánicos**

## **1.3 Justificación del estudio**

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 Placas cervicales

La artrodesis cervical tras procedimientos descompresivos a uno (discectomía) o dos niveles (corporectomía o corpectomía, resección del cuerpo vertebral) se basan en el aporte biológico del hueso interpuesto como injerto [Rhee 2005]<sup>i</sup>. Sin embargo, la alta tasa de complicaciones en caso de no añadir fijación (tales como cifosamiento, extrusión del injerto,..), ha conducido a la aparición y progresivo desarrollo de placas cervicales anteriores [Wang 2001<sup>ii</sup>, Hakalo 2008<sup>iii</sup>]; aumentan la estabilidad [Tsitsopoulos 2017]<sup>iv</sup> (aunque no se consiga eliminar la movilidad del todo [Mourning 2007]<sup>v</sup>, evitan la extrusión del injerto -disminuyendo la tasa de reoperación por este motivo- o su hundimiento [Tye 2002<sup>vi</sup>, Xie 2007<sup>vii</sup>], mantienen el perfil sagital [Song 2009]<sup>viii</sup>, y aumentan globalmente la tasa de fusión y los resultados clínicos, particularmente en los procedimientos multinivel [Wang 1999<sup>ix</sup>, Samartzis 2004<sup>x</sup>, Cheng 2005<sup>xi</sup>], todo esto con independencia de que puedan surgir complicaciones en las estructuras vecinas (tales como lesión tisular tardía) además de la elevación del coste y tiempo quirúrgico. No obstante, la incorporación de la placa cervical influencia la distribución del estrés tanto a nivel vertebral como a nivel del injerto óseo [Fernandes 2012<sup>xii</sup>], modificando la transferencia de carga de la artrodesis; la placa ideal busca el equilibrio entre rigidez que minimice la movilidad intervertebral, a la vez que no evite la carga del injerto. La **Figura 1** muestra un ejemplo de corporectomía C6 estabilizada con placa.

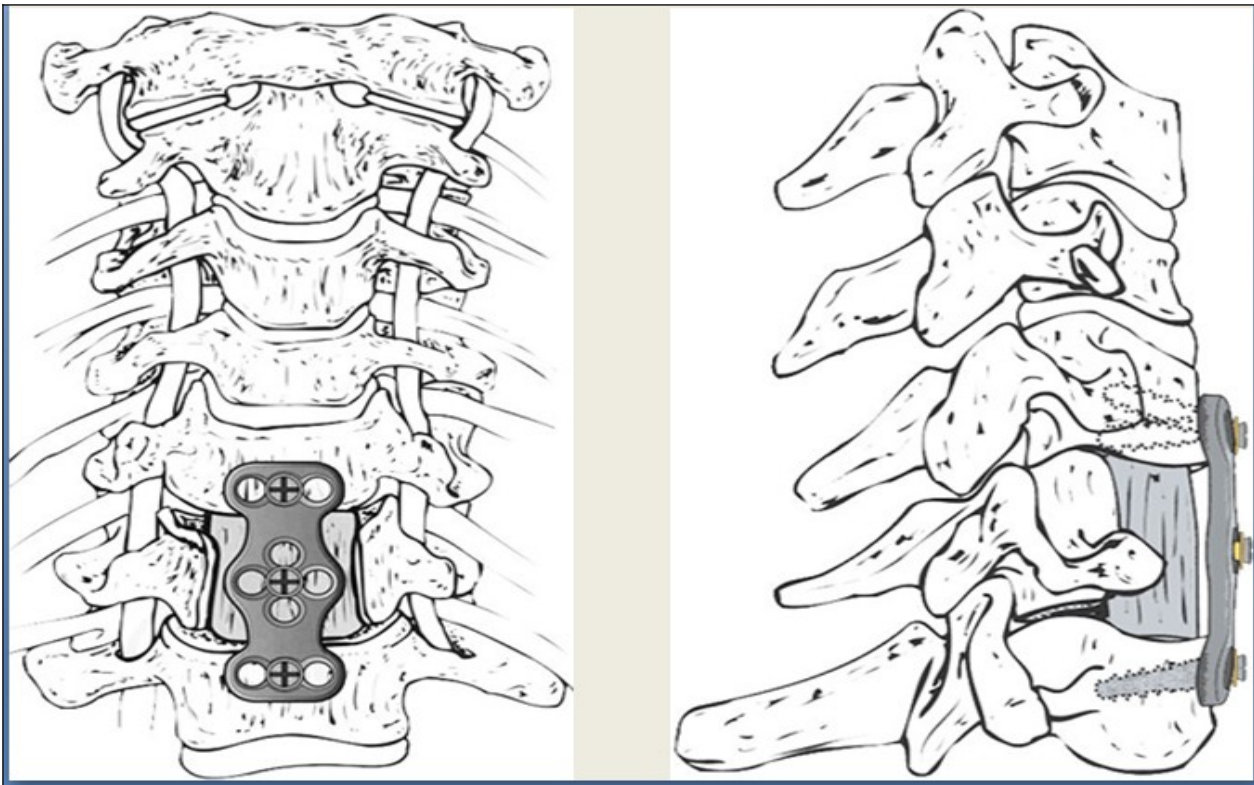


Figura 1. Modelo de corpectomía C6 estabilizada con placa cervical anterior.

También las placas cervicales han sufrido una evolución en su diseño. Las de primera generación -o no constreñidas-, en las que el tornillo no estaba fijo a la placa, presentaron problemas por rotura o extrusión de los tornillos (incluso con aflojamiento del injerto) [Lowery 1998<sup>xiii</sup>]. Con la segunda generación (constreñidas: tornillos fijos a las placas) se solucionaron estos problemas, pero aparecieron otros: hay que tener en cuenta los principios de la ley de Wolff, según la cual el crecimiento óseo se promueve en las áreas de carga activa (la importancia de la carga como estímulo osteogénico se ha establecido tanto en modelos animales como en estudios clínicos en fracturas de otras localizaciones [Gonugunta 2005<sup>xiv</sup>, Kwon 2007<sup>xv</sup>], por lo que la presencia de fuerzas a través de un injerto favorece su integración y por lo tanto la artrodesis.. esas placas (al ejercer una fijación rígida entre vértebras) ejercen un efecto nocivo por el *by-pass* de fuerzas de compresión (*stress-shielding*), que pasan por las placas y consecuentemente dejan de pasar a través del injerto.

Por otro lado, durante el proceso de fusión por incorporación del injerto, se produce a veces una pérdida de su altura (acortamiento), fenómeno que puede ser una disminución real del tamaño del injerto, por reabsorción parcial del injerto (la osteolisis inicial forma

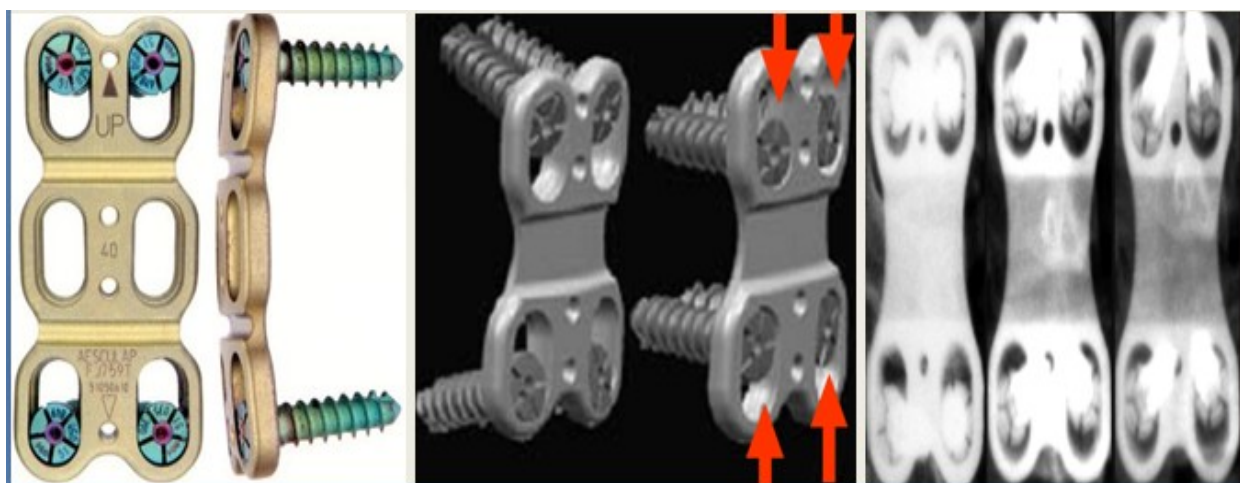
parte del proceso de integración del injerto, más marcado en el caso de aloinjertos), o también puede deberse a una introducción parcial del injerto dentro de una vértebra adyacente, denominado hundimiento, asentamiento o subsidencia (*subsidence*). Si la placa está firmemente unida a los cuerpos vertebrales, no permite que éstos sigan en contacto con el injerto cuando éste se acorta, por lo que se desestabiliza el constructo y se pone en peligro la fusión.

Frente a todas las complicaciones de las placas estáticas (o fijas) descritas hasta este momento aparecen las placas dinámicas (en adelante PDC, placas dinámicas cervicales) que permiten, como sus principales ventajas al menos en teoría, tanto la transmisión adecuada de cargas a través del injerto como un contacto continuado entre las superficies del injerto interpuesto entre cuerpos vertebrales y éstos cuando el injerto ha comenzado a ser incorporado y disminuye su altura, incrementando por lo tanto las posibilidades de obtener una sólida fusión al mantener la carga de compresión sobre el mismo [Mohr 2005<sup>xvi</sup>, Fogel 2010<sup>xvii</sup>]. No obstante, para algunos continúan siendo una opción de osteosíntesis controvertida incluso en sus diseños más avanzados, debido a estudios contradictorios en los resultados comparando diferentes tipos de placas (estáticas, dinámicas rotacionales, dinámicas axiales), ya que se puede distinguir entre placas dinámicas rotacionales (en las que el tornillo tiene la posibilidad de rotar o cabecear, lo que a la larga puede ser negativo porque ejercen un efecto de corte a través de la cortical ósea debilitándolo a nivel de la interfaz hueso-tornillo y consecuentemente desestabilizan el sistema, conduciendo a malos resultados [Casha 2003<sup>xviii</sup>, Steinmertz 2006<sup>xix</sup>, DuBois 2007<sup>xx</sup>] y dinámicas traslacionales (o axiales), en las que la dinamicidad viene por desplazamiento de la placa en vez de los tornillos. Con independencia de algunos supuestos resultados subóptimos descritos para estas placas [Delamarter 2003]<sup>xxi</sup> -que podrían justificarse por un defecto de técnica quirúrgica en la colocación de las mismas al colocar el implante excesivamente cerca del espacio adyacente, provocando su irritación mecánica-, consideradas de forma global las PDC proporcionan una artrodesis más rápida que con el empleo de estáticas y con menor tasa de complicaciones [Stanciá 2008<sup>xxii</sup>, Pitzen 2009<sup>xxiii</sup>, Hong 2010<sup>xxiv</sup>] incluso en patología traumática. [Khoo 2002<sup>xxv</sup>], atribuyéndoseles también menor dolor interescapular postoperatorio [Chaparro 2009<sup>xxvi</sup>]; la posible explicación podría ser que al permitirse más carga en todo el rango de flexo-extensión, además de promover la formación de hueso y una



fusión mejor, se produciría menos tensión en los elementos posteriores (concretamente facetas cervicales posteriores, y sus ligamentos) [Peterson 2018]<sup>xxvii</sup>. Esta supuesta superioridad clínica [Welch 2009]<sup>xxviii</sup> se ha sugerido para las placas dinámicas tanto unidireccionales [Brodke 2001<sup>xxix</sup>, Kukl 2005<sup>xxx</sup>, Nunley 2009<sup>xxxi</sup>] como bidireccionales [Bose 2003<sup>xxxii</sup>, Ghahreman 2009<sup>xxxiii</sup>] incluso empleando aloinjerto en comparación con estáticas con autoinjerto [Goldberg 2007]<sup>xxxiv</sup>.

Entre las múltiples PDC existentes en el mercado que han sido objeto de estudios tanto clínicos como biomecánicos [Steinmetz 2002<sup>xxxv</sup>, Dvorak 2006<sup>xxxvi</sup>, Fassett 2007<sup>xxxvii</sup>], destaca la placa Premier (Medtronic) [Rapoff 1999<sup>xxxviii</sup> y 2003<sup>xxxix</sup>, Truumees 2003<sup>xl</sup>, Reidy 2004<sup>xli</sup>, Brodke 2006<sup>xlii</sup>, Saphier 2007<sup>xliii</sup>]; no obstante, el motivo de elegir la placa ABC [Apfelbaum 2002<sup>xliv</sup>, Epstein 2002<sup>xlv</sup> y 2003<sup>xlvi</sup>, Balabhadra 2004<sup>xlvii</sup>, Chung 2007<sup>xlviii</sup>] (Aesculap) es por varios factores: la multitud de estudios tanto clínicos como biomecánicos sobre ella y la particularidad de ser la única PDC con movimiento axial bidireccional (si bien ocasionalmente el asentamiento de la placa puede predominar en su extremo craneal o caudal sin explicación evidente, que puede tener relación con mala adaptación de la misma con obstrucción parcial por los osteofitos. La **Figura 2** muestra la placa, con su mecanismo de dinamización centrípeta.



**Figura 2.** Placa ABC (izquierda), con explicación del mecanismo de dinamicidad (centro) y radiografías sucesivas mostrando desplazamiento centrípeta de los tornillos (derecha).

## 1.2 Estudios biomecánicos

El estudio biomecánico de los implantes raquídeos puede realizarse en especímenes humanos, pero la dificultad de obtención y su escasez numérica han motivado la búsqueda y el desarrollo de otras alternativas más viables. La técnica de Elementos Finitos integra las propiedades físicas de cada una de las partes (incluyendo la forma) en las propiedades mecánicas del conjunto mediante un modelo matemático diseñado por ordenador, y se emplea de forma rutinaria como una técnica estándar en ingeniería, habiéndose aplicado en los últimos años para investigar tanto la biomecánica como el comportamiento esperado de los implantes en el cuerpo humano. En lo que se refiere a columna cervical [Ha 2006<sup>xlix</sup>, Zhang 2006<sup>l</sup>], destacan por su trayectoria el trabajo realizado por dos grupos, el *Laboratoire de BioMécanique* ENSAM de Paris [Maurel 2005<sup>li</sup>, Frechede 2006<sup>lii</sup>] y especialmente el del Departamento de Neurocirugía del *Medical College de Wisconsin* [Yoganandan 1996<sup>liii</sup> y 1997<sup>liv</sup>, Kumarasen 1997<sup>lv</sup>-1998<sup>lvi</sup>-1999<sup>lvii</sup>-2000<sup>lviii</sup>, Stemper 1995<sup>lix</sup>, Wheeldon 2000<sup>lx</sup> y 2008<sup>lxi</sup>]; este grupo de investigación destaca en el campo de los modelos de elementos finitos del raquis cervical. Este grupo desarrolló modelos geométricos usando imágenes de rayos X o TAC gracias a un algoritmo de detección de borde. El mallado del desarrollo geométrico se hizo usando elementos hexaédricos de 8 nodos; para el hueso cortical y los platillos vertebrales se emplearon elementos de 4 nodos, y para el modelamiento de los ligamentos se emplearon elementos simulando cables. La **Figura 3** muestra un modelo para placa estática.

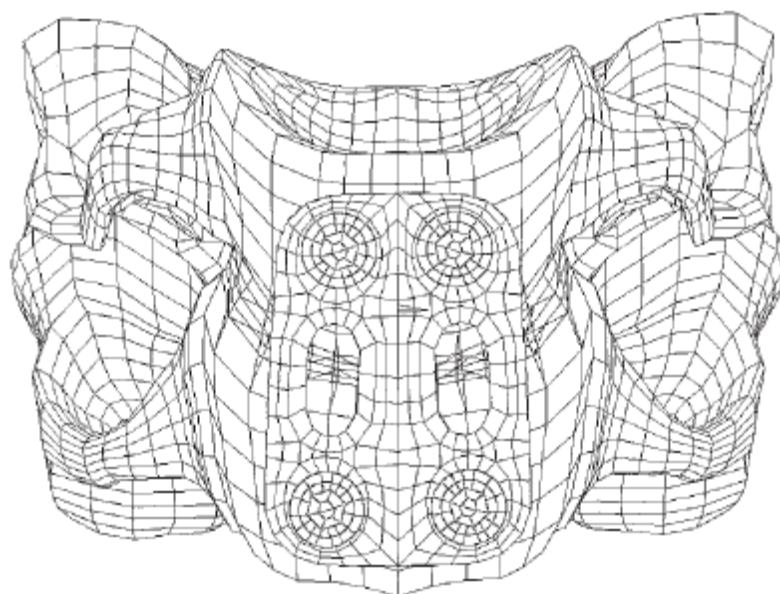


Figura 3. Modelo de Elementos Finitos (MEF) para una artrodesis cervical instrumentada con placa cervical anterior, tras discectomía.

### **1.3 Justificación del estudio**

Tras haber realizado una búsqueda bibliográfica exhaustiva al respecto, parece ser que no se ha publicado un modelo de elementos finitos (MEF) que estudie placas cervicales dinámicas validadas para un modelo de corpectomía cervical. El propósito de este estudio es en primer lugar generar y validar un MEF de un segmento de columna cervical que se pueda aplicar en diversas situaciones clínicas [Akamaru 2005]<sup>lxiii</sup> en el contexto de empleo de placas cervicales dinámicas (sólo ha sido empleado hasta ahora para las estáticas [Pitzen 2002]<sup>lxiii</sup> y para otros implantes cervicales [Rousseau 2008]<sup>lxiv</sup>; tras su validación, se generará un modelo de corpectomía cervical para estudiar el efecto de la dinamicidad de las placas cervicales; y se estudiará también mediante ensayos biomecánicos.



## **2. OBJETIVOS**

El objetivo fundamental de este trabajo es realizar una investigación combinada mediante por un lado ensayos biomecánicos con el implante elegido (placa ABC de Aesculap), y por otro con MEF -modelo de elementos finitos, una herramienta informática empleada entre otros para el testado de implantes-, en el Instituto de Biomecánica de Valencia (gracias a una beca de investigación otorgada por el Instituto de Investigación MAPFRE). La finalidad es demostrar que las placas (dinámicas) traslacionales son superiores biomecánicamente a las estáticas. Para ello, se va a realizar un estudio biomecánico mediante un abordaje combinado con MEF y ensayos biomecánicos mediante la modificación de una misma placa para que trabaje en configuración tanto dinámica (la suya propia) como estática (algo que no se ha hecho con anterioridad), para comprobar si la supuesta superioridad biomecánica ocurre para la configuración dinámica y no en la estática, y así poder comparar y deducir que las diferencias obedecen realmente al dinamismo del implante y no a otras características tales como geometría, estructura, etc..

Además, este estudio biomecánico permitirá así mismo confirmar la posibilidad de validar ensayos biomecánicos a través de los MEF, reafirmando esta técnica de estudio como método de validación de los implantes una vez implantados tras una técnica quirúrgica determinada.



## **3. METODOLOGÍA**

### **3.1 Diseño del estudio**

### **3.2 Características de los materiales**

### **3.3 Desarrollo del MEF: parametrización**

### **3.4 Estudio mediante modelo sintético (ensayos biomecánicos)**

### **3.1 Diseño del estudio**

A continuación se irá explicando la metodología según la cual se han ido desarrollando los MEF y los ensayos biomecánicos. El objetivo del trabajo -como ya se ha dicho- es comparar el comportamiento biomecánico de las placas cervicales dinámicas respecto a las placas cervicales estáticas (fijas). Para ello se plantea realizar una evaluación mediante el método de los elementos finitos y contrastar sus conclusiones con resultados biomecánicos; la intención es evaluar, mediante un modelo matemático, las diferencias en las transmisiones de cargas a la interfase injerto óseo-vértebra, las tensiones y la rigidez de la placa al utilizar uno u otro tipo de funcionalidad del implante, y validar dicho modelo haciendo ensayos biomecánicos de ambas placas en montajes con bloques de UHMWPE (polietileno) -por su densidad uniforme y resistencia no deformable bajo las cargas de este estudio-, utilizando el modelo elegido, una artrodesis instrumentada C5-7 tras corporectomía C6. Dado que durante el proceso de integración del injerto se da con frecuencia una disminución de su altura debido bien a fenómenos de osteolisis o por hundimiento (tal como se ha comentado anteriormente), se ha diseñado un estudio bajo 4 supuestos en función de que la configuración de trabajo de la placa sea estática o dinámica, y 2 situaciones clínicas concernientes a la longitud de injerto (íntegra como correspondería a una situación de postoperatorio inmediato, y posteriormente con un acortamiento de un 10% tras *subsistencia* del mismo).



### 3.2 Características de los materiales

Dado que las propiedades mecánicas asignadas a cada material de MEF (hueso, ligamento, etc..) se basan en datos de otros estudios, se realizó una búsqueda bibliográfica con tal objeto [Faizan A 2012]<sup>lxv</sup>. Para las propiedades del hueso cortical y trabecular, se obtuvieron datos de la bibliografía referente a otros MEF del raquis cervical (**Tabla 1**): módulo elástico (E) y su coeficiente de Poisson ( $\nu$ ). Las propiedades mecánicas y geométricas (área de sección) de los diferentes ligamentos del modelo se obtuvieron de los trabajos de Yoganandan [2000<sup>lxvi</sup> y 2001<sup>lxvii</sup>], en el cual los valores geométricos de los ligamentos se obtuvieron de las columnas cervicales obtenidas de 8 cadáveres humanos, mientras que los valores referentes a las propiedades mecánicas de los ligamentos se obtuvieron de 25 cadáveres humanos. Para la caracterización mecánica del injerto óseo se realizó así mismo otra búsqueda, obteniendo los valores de diferente estudios publicados [Kumaresan 1999<sup>lvii</sup>, Stemper 2004<sup>lix</sup>, Voo 1995<sup>lxviii</sup>, Maurel 1993<sup>lxxii</sup>, Moroney 1988<sup>lxxvi</sup>], y se utilizaron para el estudio dichas propiedades asignadas (**Tabla 2**).

Tabla 1. Propiedades mecánicas utilizadas en el MEF

<b>hueso</b>	<b>E (N/mm2)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
esponjosa	100	0'2
cortical	12000	0'3
esponjosa de arco posterior	6000	0'3
<b>ligamentos</b>	<b>área total (mm2)</b>	<b>E1 (Mpa)</b>
Longitudinal Anterior	12.1	28.2
Longitudinal Posterior	14.7	23
amarillo	48.9	3.5
Interespinoso	13.4	5
Supraespinoso	20	-

Tabla 2. Propiedades mecánicas del injerto óseo empleado para el MEF

	<b>E (Mpa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Densidad (g/cm3)</b>
Kim <sup>lxxix</sup> lxx	100	0.2	0.17
Akamaru <sup>lxxi</sup>	100	0.2	
Vadapalli <sup>lxxii</sup>	12000		
Zander <sup>lxxiii</sup>	100, 500, 1000, 5000		
Huang <sup>lxxiv</sup>	345	0.31	

### **3.3 Desarrollo del MEF: parametrización**

El Modelo de elementos finitos (MEF) ideal de la región cervical debería ser versátil y adaptable fácilmente, y en este sentido no debería necesitar de una intervención importante del programador para cada caso concreto. Por este motivo, este MEF se desarrolla utilizando el sistema ANSYS, que permite al usuario variar las características del modelo una vez desarrollado, gracias a la estandarización del modelo.

En primer lugar hay que explicar en qué consiste sobre la parametrización geométrica, que se hace con 2 objetivos:

- Para alcanzar las dimensiones y características exactas de la columna comparadas con las obtenidas de estudios antropomórficos de diferentes autores.
- Para aplicar el modelo de forma fácil a diferentes características anatómicas y fisiológicas que varían entre pacientes, como por ejemplo diferente lordosis.

Lo que más destaca dentro de la parametrización es la del mallado (la estructura en forma de malla dibujada por ordenador), que se hace para aumentar el control del programador, de forma que la densidad y posición de los nodos que la conforman se pueda elegir, y de esta forma mediante su manipulación es posible incorporar los implantes quirúrgicos directamente adheridos a los nodos de la estructura de la columna. Además, haciéndolo así no hay necesidad de generar ecuaciones para la restricción de los grados de libertad, que enlentecerían el tiempo de cálculo. Por otro lado, la parametrización del mallado también permite la posibilidad de suprimir elementos de una manera fácil, de cara a simular condiciones clínicas o quirúrgicas, tales como corporectomía y su inestabilidad consecuente, como es este caso.

Una vez desarrollado el modelo desde el punto de vista geométrico, pasamos a dotarlo de características mecánicas; la parametrización mecánica permite la posibilidad de

modificar todas las características de los materiales, siendo muy útil en el caso de ciertas patologías tales como osteoporosis, degeneración discal, o incluso la posibilidad de simular distintos comportamientos de los tejidos blandos (calculados a partir de modelos multilineales, bien hiperelásticos o viscoelásticos).

### 3.4 Estudio mediante modelo sintético (ensayos biomecánicos)

Paralelamente al desarrollo de los MEF, se realiza un estudio biomecánico simulando dos UVF (unidad vertebral funcional: dos vértebras adyacentes separadas por su disco intervertebral) para artrodesar (tras corporectomía) mediante bloques de UHMWPE. Gracias al modelo sintético, se pueden estudiar *in vitro* las diferencias de comportamiento mecánico entre los dos funcionalismos de esta instrumentación, realizando ensayos para determinar los valores de rigidez de la placa en modalidad estática y dinámica.

En los modelos sintéticos se han simulado las vértebras mediante bloques de polietileno, y el injerto óseo interpuesto con materiales plásticos con una rigidez similar a los reales. Los resultados obtenidos de los ensayos son la rigidez a flexo-compresión y el desplazamiento entre la placa y el polietileno; también se miden las tensiones en las placas mediante galgas extensiométricas. Se ha elegido la flexo-compresión porque se ha demostrado que durante la flexión una placa excesivamente rígida (como son las estáticas) provocan distracción (separación) del implante respecto a la vértebra sobre la que se apoya (lo que dificulta la fusión) [DiAngelo<sup>lxxv</sup> y Galbusera<sup>lxxvi</sup>, 2000]. La **Figura 4** muestra un ejemplo de montaje de bloques de polietileno para estudio biomecánico.

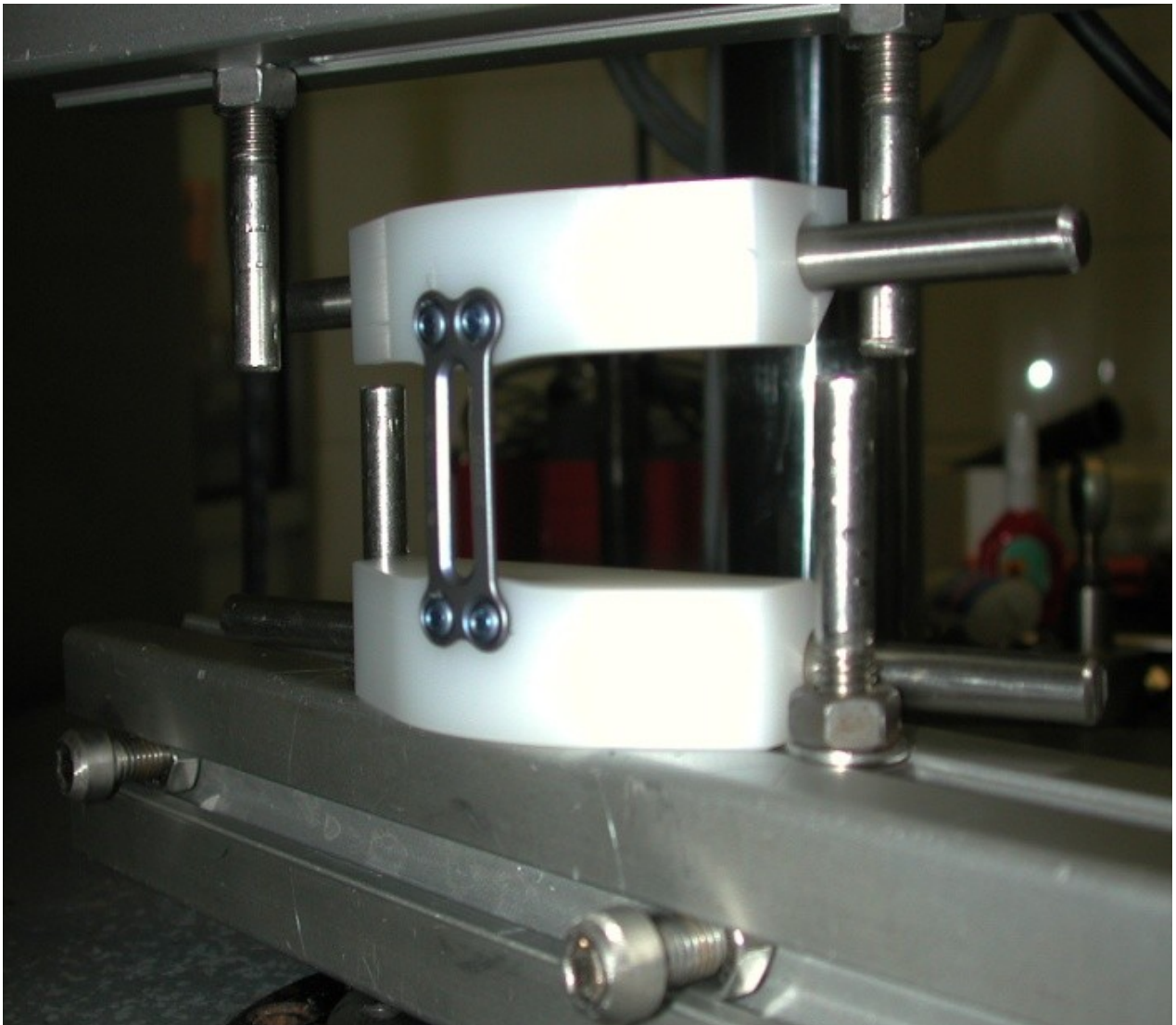


Figura 4. Ejemplo de placa cervical con bloques de polietileno.



## **4. RESULTADOS**

### **4.1. MEF de raquis cervical para corpectomía**

### **4.2 Validación del MEF**

### **4.3 MEF de la osteosíntesis**

### **4.4 Validación del comportamiento de las placas cervicales: ensayos biomecánicos**

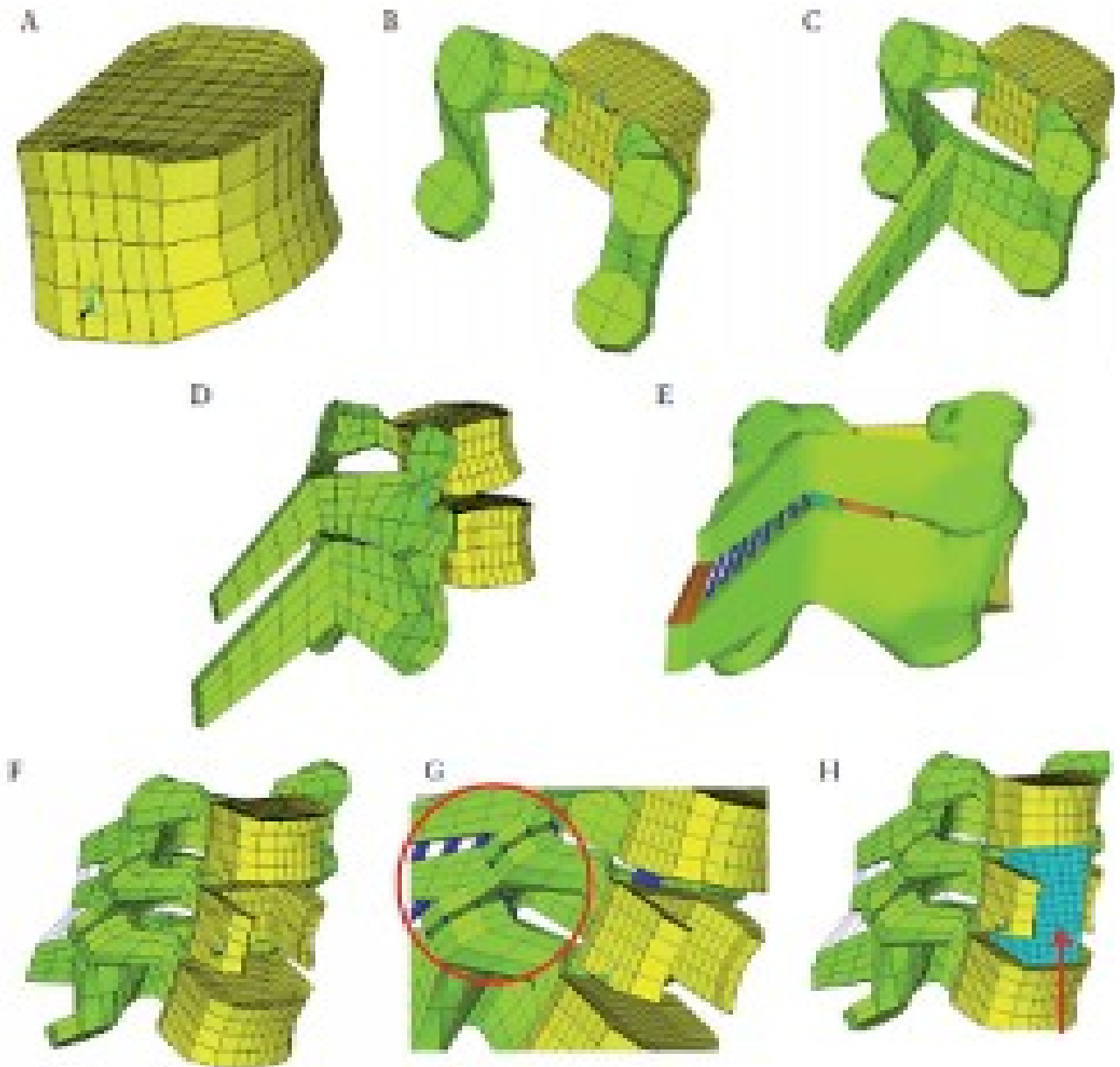
### **4.5 Simulación del postoperatorio inmediato y tras acortamiento del injerto**

### **4.6 Análisis del efecto en tensiones de flexo-compresión sobre las dos configuraciones**



#### **4.1. MEF de raquis cervical para corpectomía**

El *software* generado dibuja el MEF a través de pasos consecutivos, tal como se puede apreciar en la **Figura 5**. Para generar los nodos y los elementos de los cuerpos vertebrales, los elementos sólidos se emplean para el hueso esponjoso, mientras para el hueso cortical se emplean elementos “caparazón”. En cuanto al modelamiento de las zonas de contacto, se deja un espacio de 1 mm entre las articulaciones facetarias, mediante elementos de contacto nódulo-superficie, con una factor de fricción entre superficies de  $\mu=0.85$ . También se han modelado los ligamentos capsulares, que mantienen unidas las facetas entre sí. Finalmente, para la modelización del injerto óseo interpuesto entre los platillos vertebrales C5 y C7, se ha empleado un material isotrópico.



**Figura 5:** Progresión del diseño del MEF que incluye un modelo de corporectomía con injerto estructural interpuesto entre C5 y C7. a) Nodos y elementos del cuerpo vertebral C7; b) pedículos, facetas y cuerpo vertebral; c) láminas y apófisis espinosas; d) vértebra completa C6; e) distintos ligamentos: interespinoso, supraespinoso, longitudinal anterior y posterior, así como amarillo; f) vértebras C5-7 con corporectomía C6; g) ligamentos capsulares; h) modelo completado con el injerto interpuesto (flecha roja).

## 4.2 Validación del MEF

Un MEF debe ser validado antes de que pueda emplearse para hacer predicciones, lo que puede conseguirse mediante comparación con los resultados de estudios *in vitro* con segmentos espinales genuinos y/o bien representados por modelos en polietileno validados con anterioridad. Una vez diseñados los MEF, se han validado con la ayuda de 3 trabajos relacionados publicados con anterioridad (Moroney1988<sup>lxxvii</sup>, Maurel1993<sup>lxxviii</sup>, Panjabi 1991<sup>lxxix</sup>) utilizando las mismas condiciones; una vez validado el modelo, estas condiciones pueden ser modificadas para simular cualquier condición de carga. Los movimientos y las rotaciones aportados por otros autores, así como los parámetros geométricos y mecánicos, son bastante variables; así que el modelo se construye de una combinación de datos obtenidos de diferentes estudios. Para realizar la validación del modelo, los parámetros mecánicos de los ligamentos se han modificados de forma gradual. Como parámetro de validación del modelo analítico de la columna, la rotación alrededor del eje (aplicando un momento puro) de una unidad vertebral funcional se utiliza con un eje X para la flexo-extensión, y el eje Z para la torsión. El modelo cervical se considera validado si los rangos rotacionales están dentro del rango de movimiento de los otros estudios. Las cargas usadas para la validación fueron momentos entre 0,2 y 2 Nm, con incrementos de 0,2, y los valores obtenidos se muestran en la **Tabla 3**; a pesar de la gran variabilidad de los resultados publicados previamente, la curva rotacional de nuestro modelo se encuentra dentro del rango de movimientos establecidos para la validación, tal como se muestra en las **Figuras 6-8**. En cualquier caso, la validación del MEF de la placa y los tornillos requeriría también la comparación de los datos comparados con los de los ensayos biomecánicos.

Tabla 3. Valores de la curva rotacional del MEF.

Momento (Nm)	giro de Flexión (°)	giro de Extensión (°)	giro de Torsión (°)
0.2	1.17	1.28	2.06
0.4	2.2	2.56	3.81
0.6	0.04	3.83	4.16
0.8	3.7	4.99	4.5
1	4.38	5.32	4.84
1.2	4.9	5.65	5.17
1.4	5.41	5.97	5.49
1.6	5.89	6.3	5.82
1.8	6.37	6.63	6.14
2	6.85	6.95	6.45

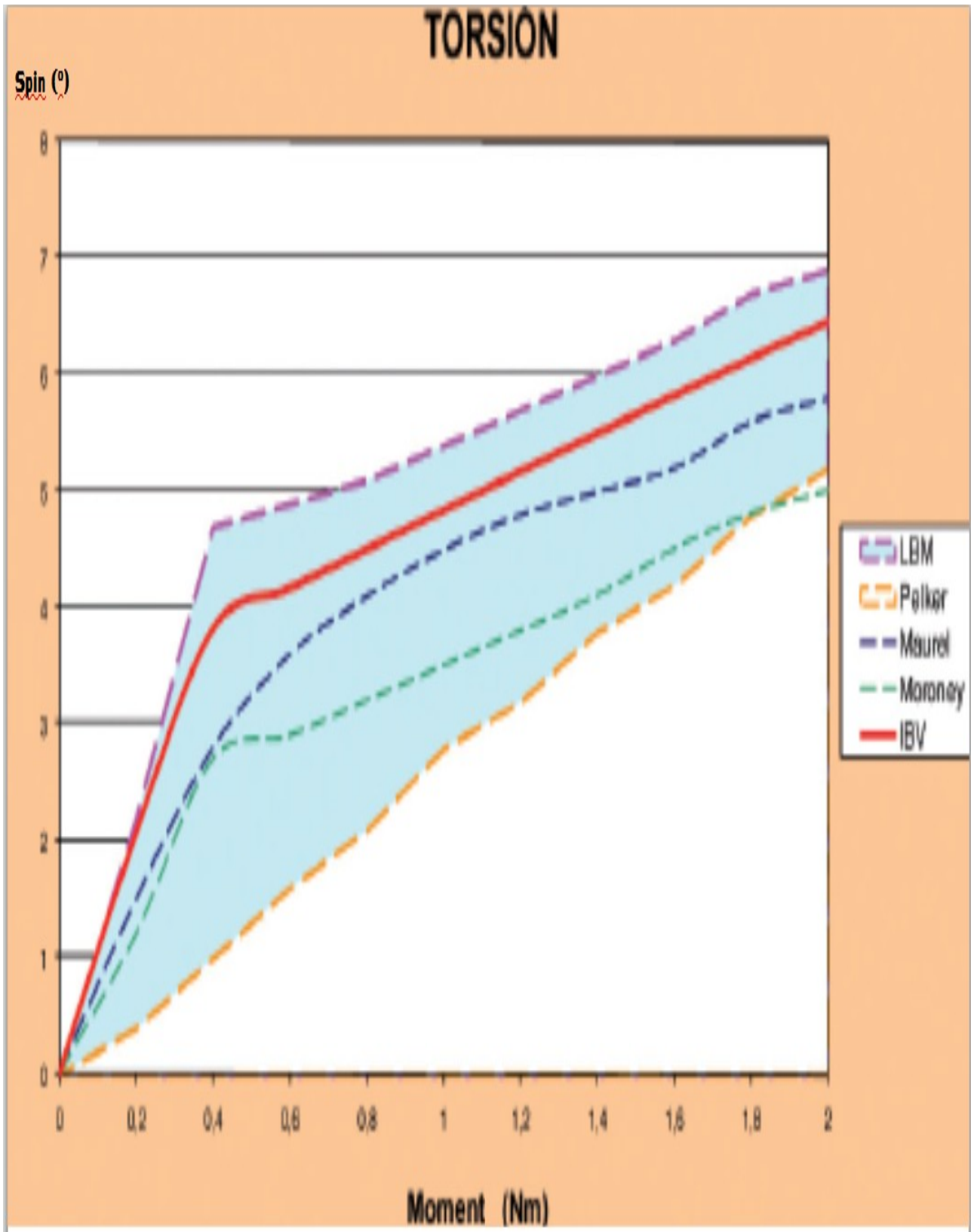


Figura 6. Validación del MEF bajo torsión.

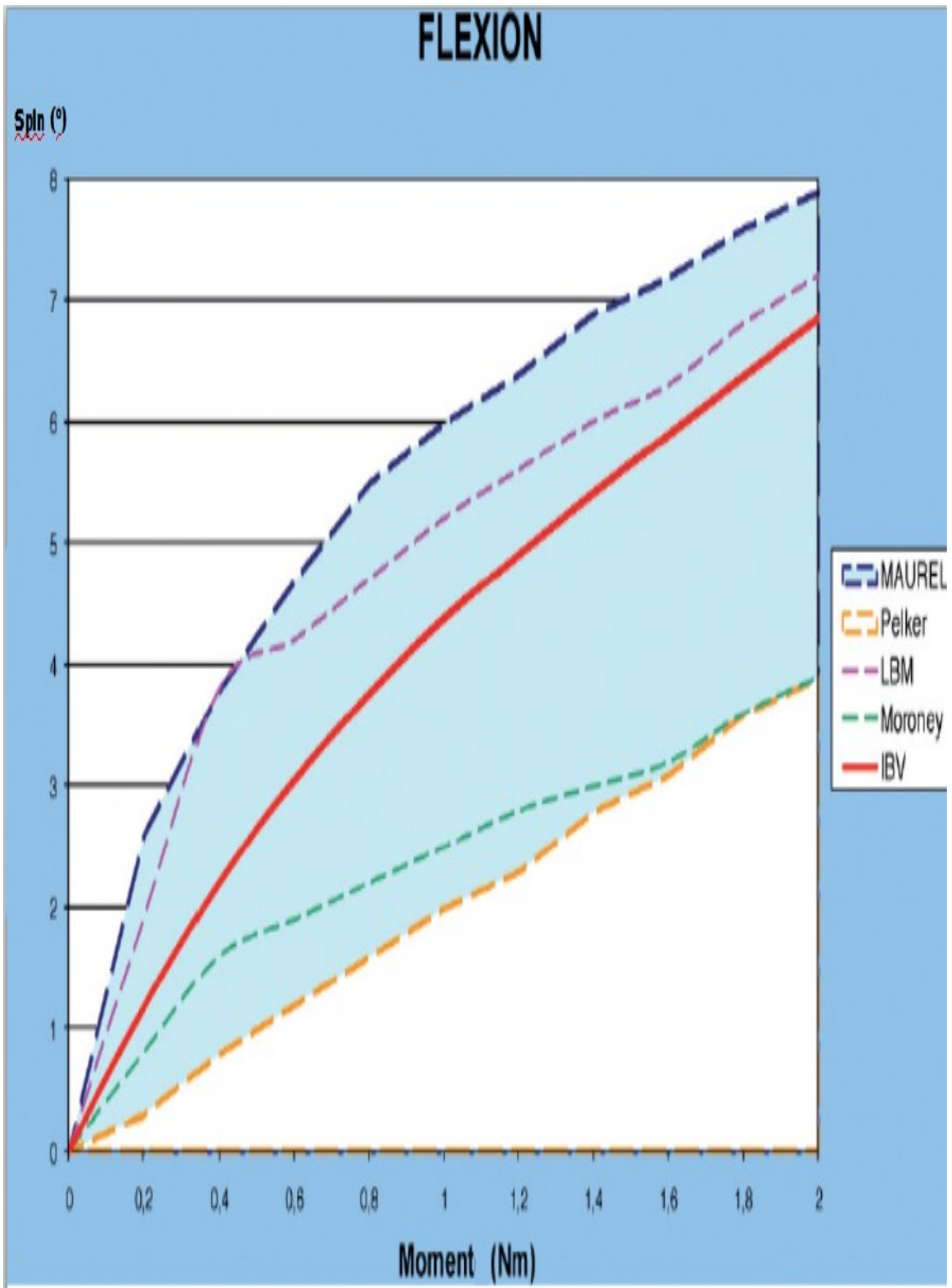


Figura 7. Validación del MEF bajo flexión.

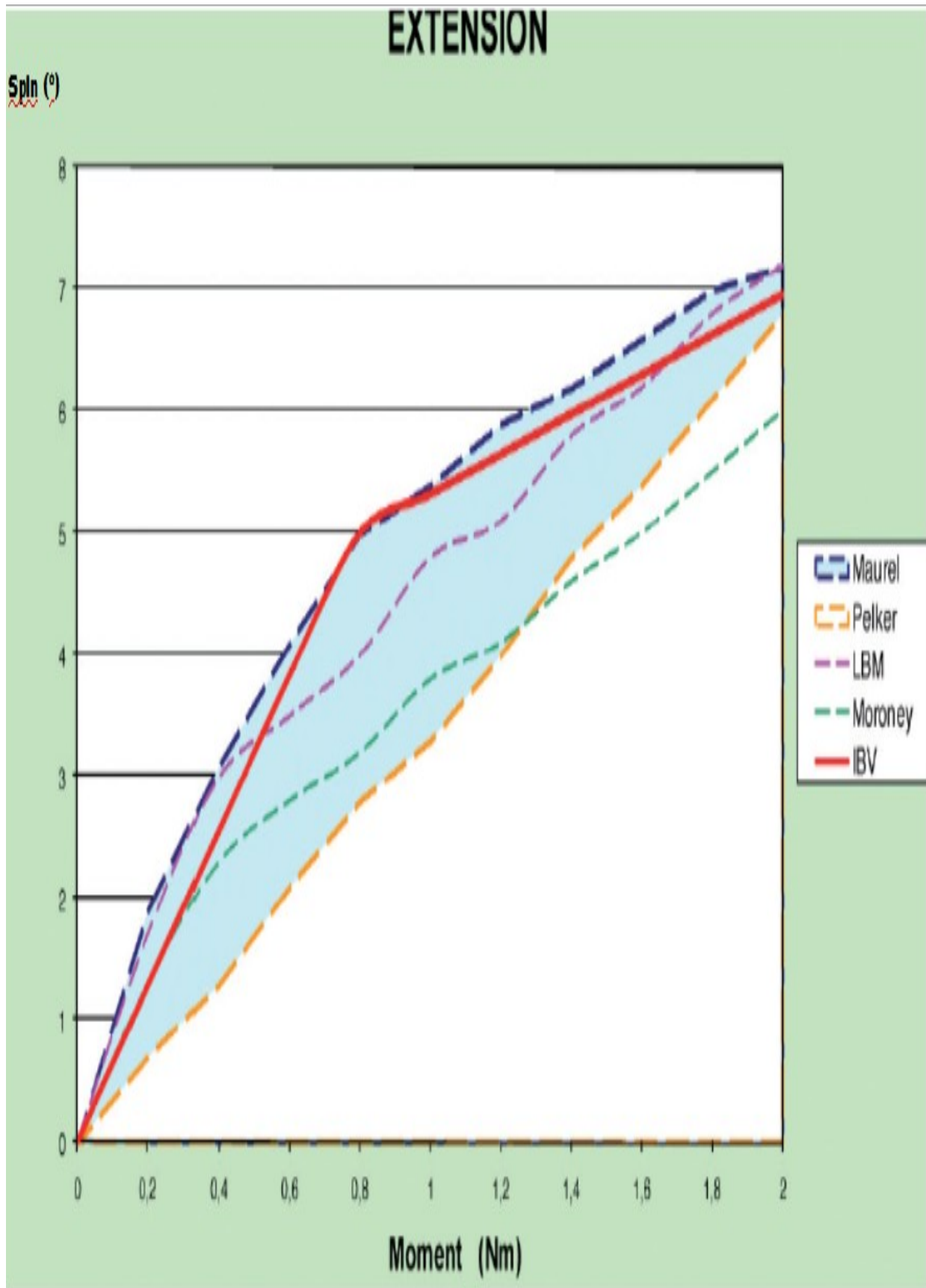
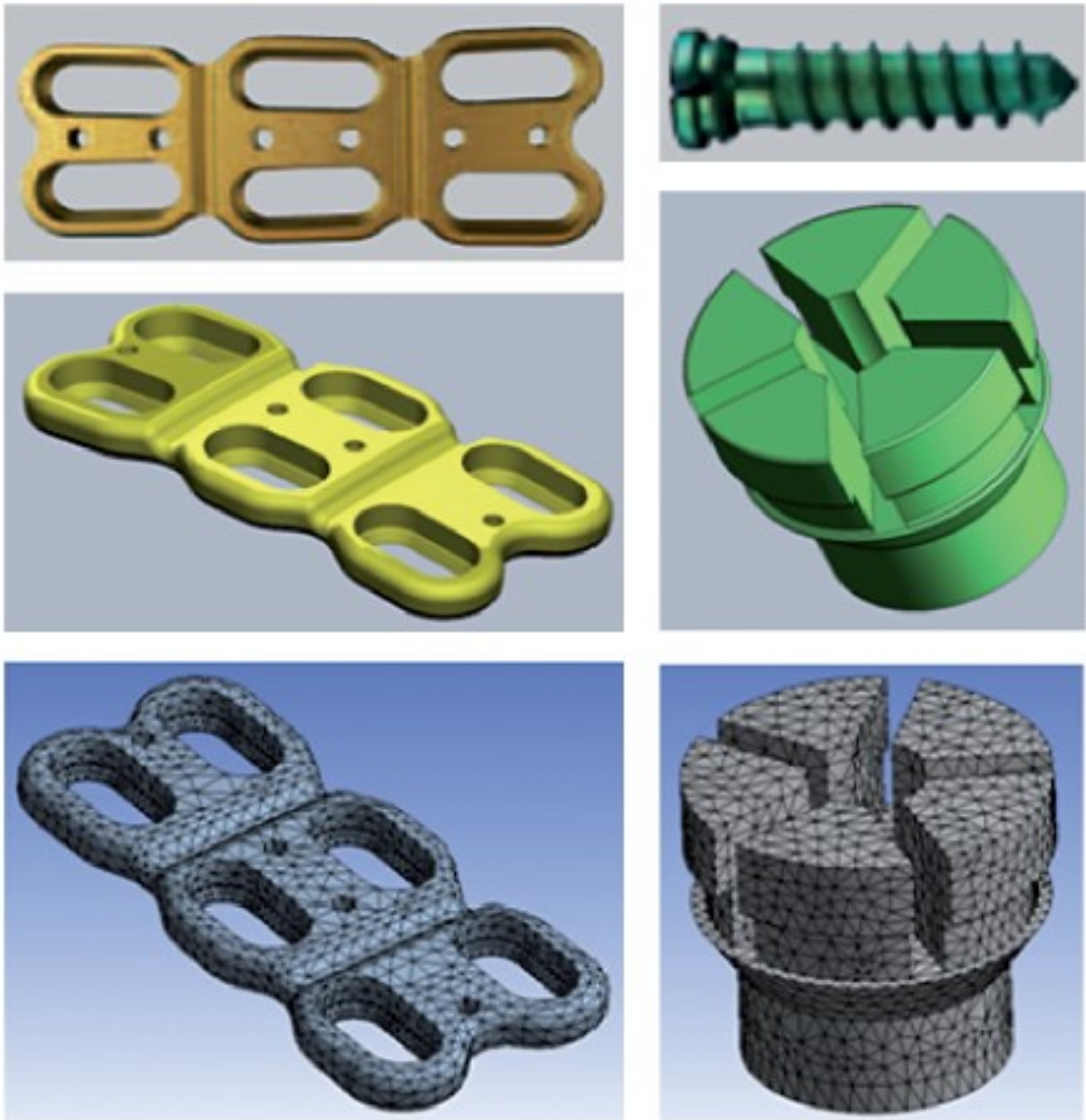


Figura 8. Validación del MEF bajo extensión.

### 4.3 MEF de la osteosíntesis

El procedimiento seguido para el desarrollo tanto de la placa dinámica como de los tornillos ha sido diferente del empleado en la columna cervical. Para simular el movimiento de deslizamiento de los tornillos sobre la placa se han empleado las referencias para la placa cervical ABC (Aesculap) FJ759T de 40mm de longitud, y FJ812T para los tornillos unicorticales de 12 mm de longitud y 4mm de diámetro. El proceso de modelamiento empieza con la geometría de la placa y la cabeza del tornillo utilizando el programa de *software* “Solidworks 2008” (Dassault Systèmes). Una vez obtenido, las características geométricas se importan al programa ANSYS y malladas de manera libre (**Figura 9**). Posteriormente, se modelan las superficies de contacto entre la cabeza del tornillo y la ranura, simulando el deslizamiento de los tornillos que ocurre durante el acortamiento o asentamiento del injerto óseo -permitiendo la transmisión continua de la carga. Por último, tras el diseño y el ensamblaje de todos los elementos, se completa el modelo de fusión cervical con el injerto ocupando el hueco tras corpectomía.



E

Figura 9. Modelización secuencial de la instrumentación a partir de una placa dinámica ABC (izquierda) y un tornillo unicortical (derecha) utilizados para el desarrollo del MEF.



#### **4.4 Validación del comportamiento de las placas cervicales: ensayos biomecánicos**

Una vez validados los modelos y comprobado que pueden proporcionar resultados fiables, se procede a realizar unas simulaciones numéricas sobre el modelo de columna cervical, instrumentado con los dos modelos de placas cervicales. Estas simulaciones constan de unas pruebas simuladas, realizadas aplicando una carga de flexo-compresión sobre el modelo, para poder efectuar una evaluación de las rigideces de las dos placas, de las tensiones obtenidas a la interfase injerto óseo-vértebra en las dos configuraciones de implante y las tensiones en las placas en ambos modelos.

Siguiendo los estándares de ISO, se procede a simular un modelo de corpectomía C6 con bloques de plástico, incluyendo el injerto interpuesto entre los cuerpos vertebrales C5 y C7 (**Figura 10**); el conjunto es entonces montado en la máquina de testar materiales, en este caso INSTRON. Una vez hecho esto, el siguiente paso consiste en colocar una placa ABC<sup>TM</sup> (Aesculap – Tuttlingen, Alemania) -ranurada dinámica-; y simular los 4 escenarios clínicos en total, con 2 longitudes diferentes del injerto (longitud total y reducción del 10% simulando asentamiento del injerto) con la placa funcionando en modalidad dinámica (original) o estática (bloqueando el dinamismo con tornillos en la ranura, impidiendo el desplazamiento en las mismas); se evalúa la rigidez en flexo-compresión y el desplazamiento entre la placa y el cuerpo vertebral, siguiendo las directrices ISO12189: 2008. Para cada configuración, se realizan 3 repeticiones a una velocidad de 0.42mm/s de desplazamiento controlado, terminando si falla la placa; con los datos obtenidos, se puede trazar una curva de carga-desplazamiento, y los datos referentes al desplazamiento (en mm) y carga (en N) al límite elástico con la flexo-compresión, así como la rigidez (N/mm) y carga hasta el fracaso.

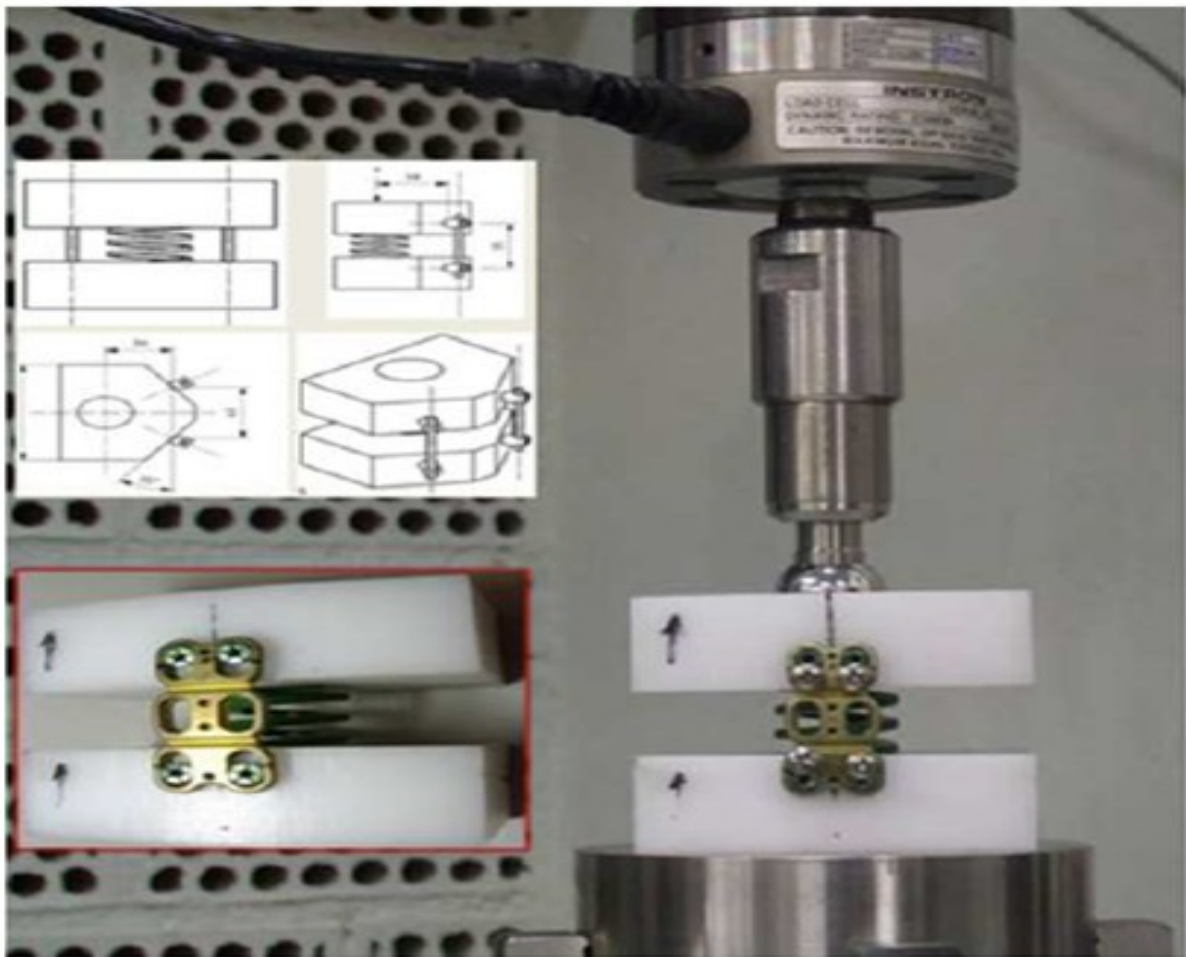


Figura 10. Ensayos biomecánicos con bloques de polietileno; arriba izquierda, diagrama de los bloques; abajo izquierda, configuración dinámica.; derecha, máquina INSTRON con la placa en configuración con la placa en configuración estática (se pueden apreciar los bloqueos del dinamismo).

Después de esto, las mismas cargas se aplicaron al modelo MEF igual que en el ensayo biomecánico; la hemiesfera superior a través de la que se aplica la carga tiene la posibilidad de rotar libremente sobre el bloque (con coeficiente de fricción cero), mientras que la unión entre tornillos y la placa es totalmente rígida; la superficie interior del bloque se consideraba fija, y la carga vertical se aplicó sobre la hemiesfera. Para el ajuste del MEF se obtuvieron datos de los obtenidos de los ensayos biomecánicos de la placa en una de las configuraciones de las empleadas (estática con longitud completa del injerto); la rigidez del montaje elástico se obtuvo así mismo también de estos ensayos, y el modelo se ajustó haciendo variaciones en la rigidez de los tornillos y el muelle. Una vez realizada la validación, se analizaron las tensiones referentes al desplazamiento en la dirección de la carga aplicada (con un desplazamiento máximo de 0.019mm).

Respecto a la placa, los valores obtenidos en los tests mecánicos fueron comparados con aquellos obtenidos analíticamente de los MEF de la placa dinámica, los tornillos y los bloques de polietileno desarrollados y usados siguiendo las mencionadas condiciones de carga y ambiente (**Figura 11**). Las mismas cargas -utilizando una esfera en el cenit- se aplicaron en el proceso de validación del MEF, para cada una de las 4 configuraciones, tras realizar ajustes para las configuraciones estática y dinámica. Los modelos fueron dibujados utilizando *software* CAD para los mismos bloques utilizados en los ensayos, así como la placa incorporada. Posteriormente se incorporaron utilizando ANSYS y se realizó el mallado, así como los diferentes puntos de contacto.

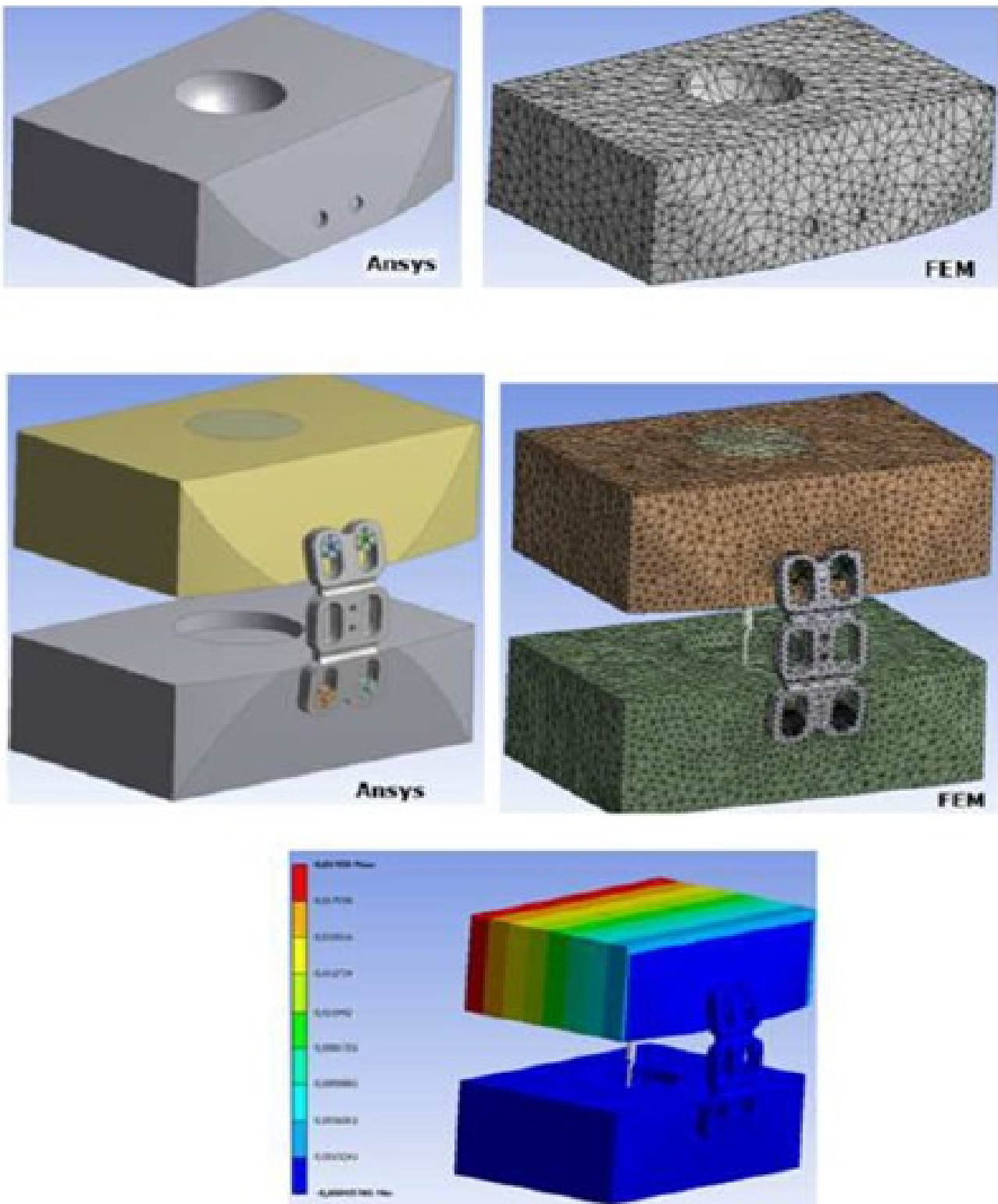
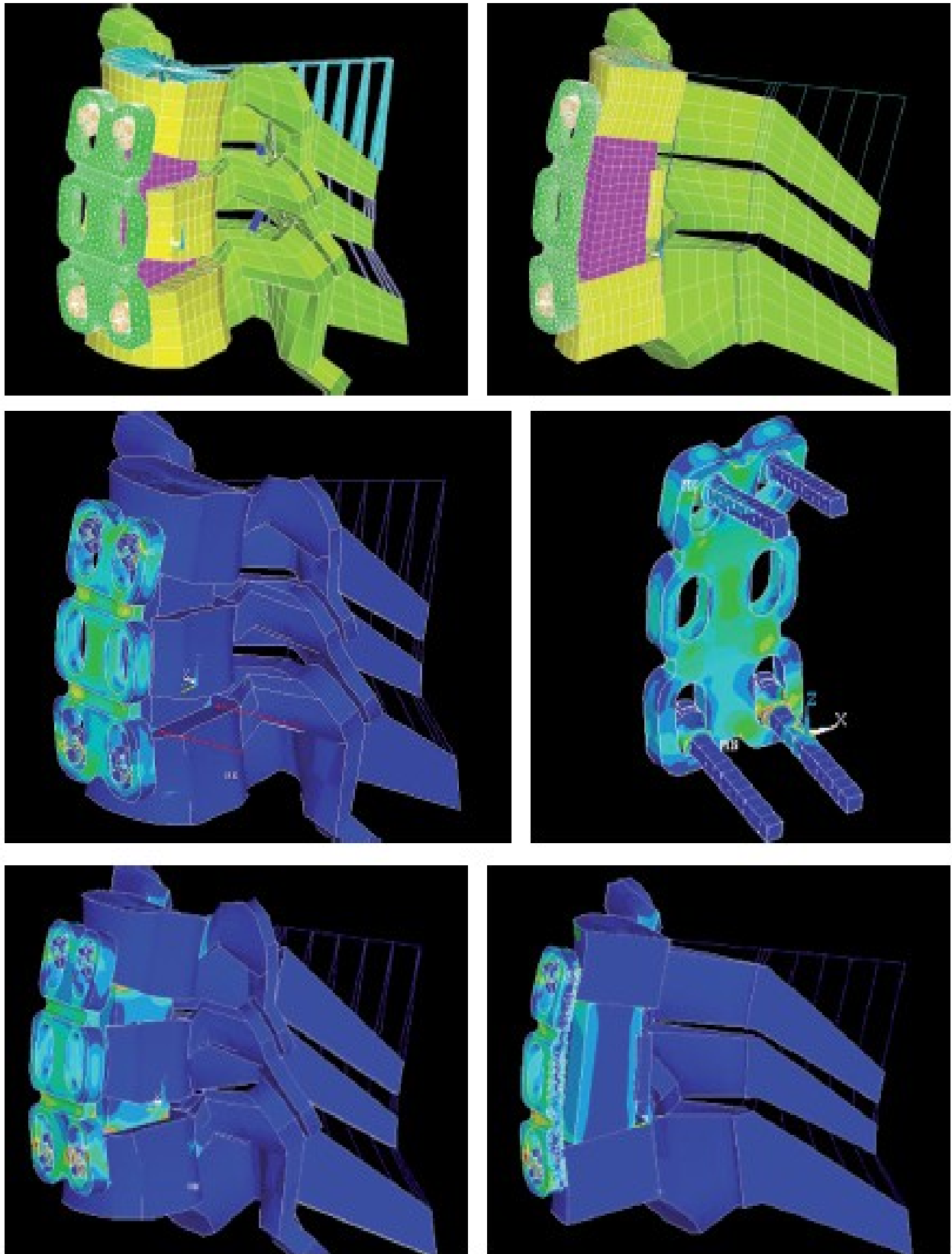


Figura 11. Montaje completado con los bloques de polietileno y la placa cervical implantada, desarrollada primero con Ansys y posteriormente convertida en MEF, izquierda y derecha respectivamente. Abajo, desplazamiento simulado del constructo en la dirección de la aplicación de la carga.

#### **4.5 Simulación del postoperatorio inmediato y tras acortamiento del injerto**

Una vez que el modelo completo se ha construido, fue testado tanto en configuración estática como dinámica (**Figura 12**). Como muestran las tensiones equivalentes de Von Mises, la placa en funcionamiento estático es la que soporta la mayor parte de la carga, pasando únicamente una pequeña proporción de la carga a través del injerto. Los puntos del implante que tenían mayor tensión eran los de contacto entre los tornillos y la placa, y donde el grosor de la placa era menor. Sin embargo, cuando la placa tiene funcionamiento dinámico, la carga se transmite no sólo a través de la misma, sino también y principalmente a través del injerto (recibiendo este la mayor parte de la misma).

Tras simulación de acortamiento del injerto del 10% (tal como se muestra en la **Figura 13**), la mayor parte de la transmisión de la carga de C5 a C7 se realiza a través de la placa cuando se emplea una placa estática, incapaz de adaptarse a esta nueva situación. Mientras que cuando la placa es dinámica, se mantiene el contacto entre los platillos vertebrales y el injerto óseo, permitiendo de esta forma la transmisión de la carga en dirección craneo-caudal, particularmente en la parte anterior del injerto debido al movimiento anatómico de flexión de la columna cervical. Analizando las tensiones equivalentes de Von Mises porcentual para la región más fina (**Figura 14**), se puede apreciar cómo la placa estática está sobrecargada.



**Figura 12.** MEF de fusión tras corpectomía anterior con injerto interpuesto y placa anterior atornillada en situación de postoperatorio inmediato, tanto en configuración estática (centro)

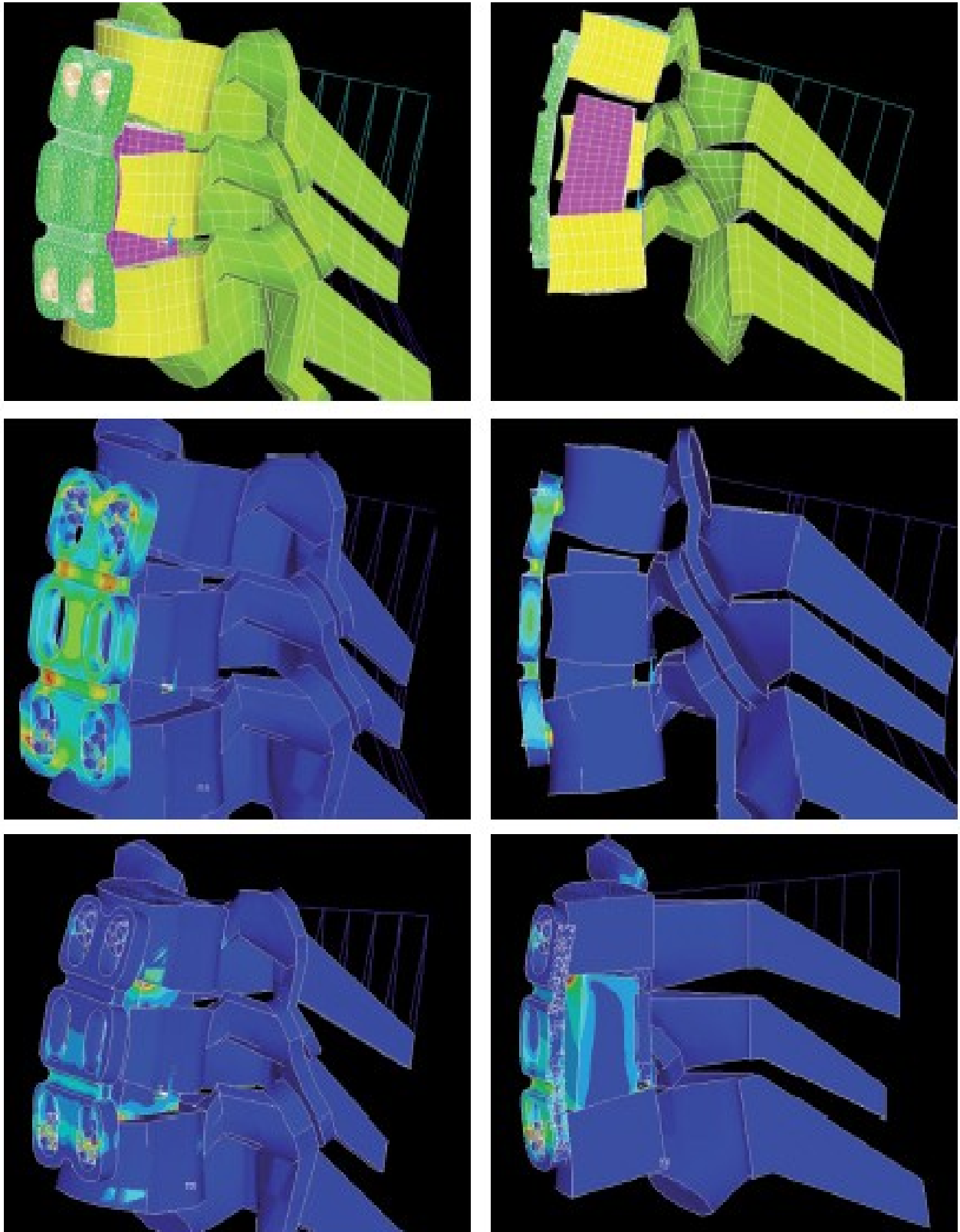


Figura 13. MEF de corpectomía cervical anterior y fusión con placa atornillada a los cuerpos vertebrales (arriba) tras simulación de acortamiento del injerto, tanto en configuración estática (centro) y dinámica (abajo).

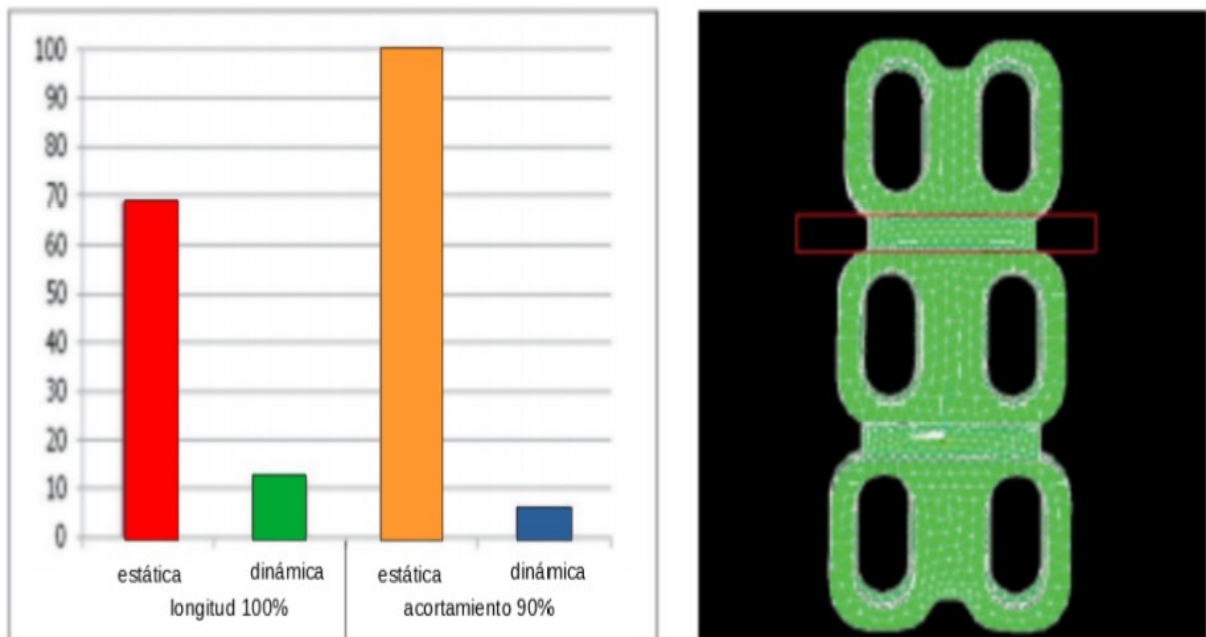


Figura 14. Diferencias de tensión (izquierda) en la sección crítica de la placa (derecha).



## **4,6 Análisis del efecto en tensiones de flexo-compresión sobre las dos configuraciones**

Los datos de fuerza-desplazamiento obtenidos revelan que cuando la placa está en configuración dinámica (escenarios 1 y 2), ésta permite similar desplazamiento que la estática a una menor fuerza; mientras que cuando el injerto está acortado (simulando subsidencia), la placa dinámica es capaz de permitir la carga mantenida del injerto (simulado con un muelle). Contrariamente, con la placa estática (escenarios 3 y 4) se requiere un mayor recorrido hasta conseguir el contacto entre superficies, puesto que la placa no es capaz de adaptarse, y la rigidez medida corresponde únicamente a la placa (**Figura 15**). Los valores medios obtenidos tras 3 repeticiones para cada configuración (con sus respectivas desviaciones estándares) son los siguientes (en N/mm): 89.48 (+ 2.65) y 94.77 (+ 1.16) para la configuración dinámica, mientras que para la configuración estática son 95.47 (+ 4.7) y 84.13 (+ 8.1), respectivamente; la única diferencia estadísticamente significativa se encontró para el testado de la placa en configuración estática ( $p = 0.03395$ ). La validación se hizo usando el MEF bajo los 4 escenarios con el ordenador, mostrando que no había diferencias con las pruebas biomecánicas.

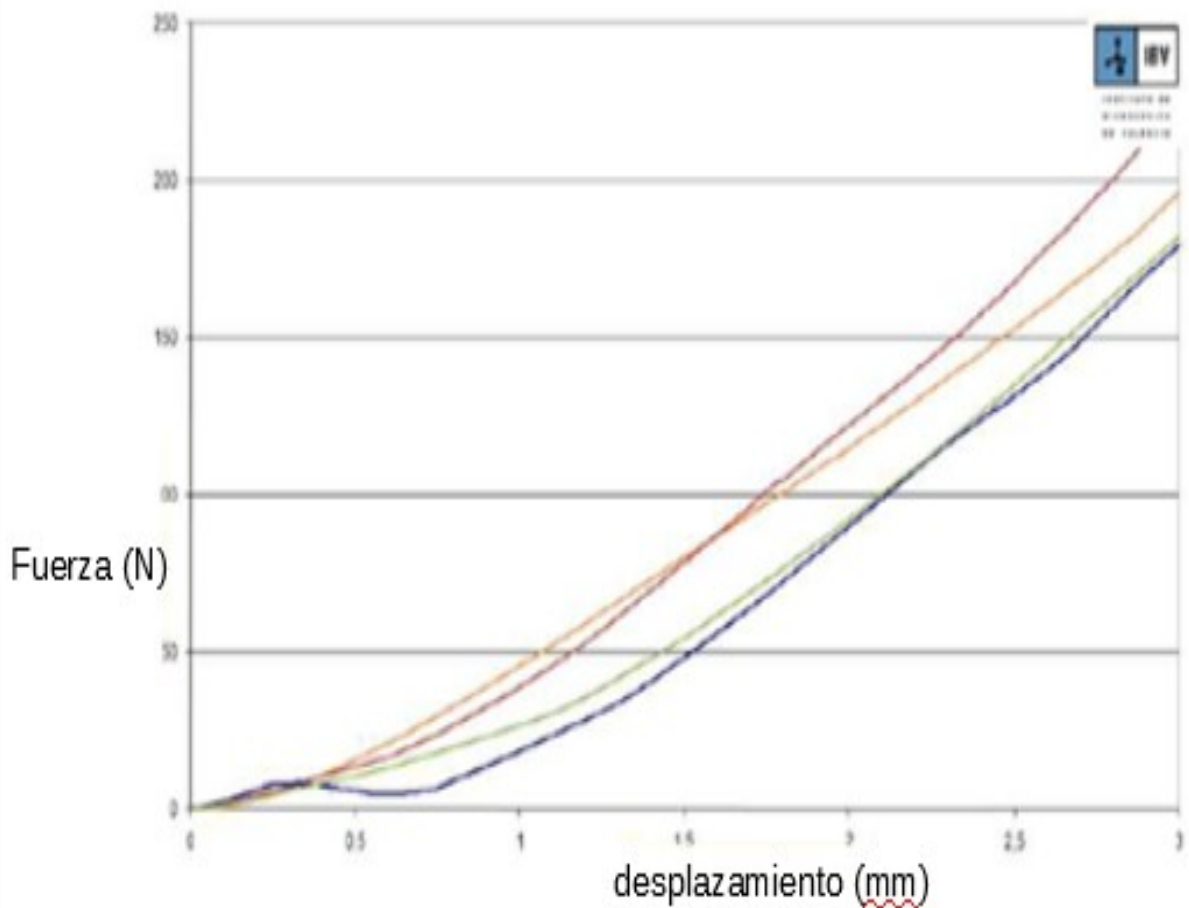


Figura 15. Curvas de fuerza-desplazamiento para cada una de las configuraciones. Las líneas roja y naranja se refieren a la configuración estática -con longitudes completa y acortada, mientras que la línea verde es para la configuración dinámica con injerto con longitud completa, mostrando que las placas dinámicas permiten una mayor transmisión de la carga en el postoperatorio inmediato, y la línea azul es para la configuración dinámica con acortamiento del injerto -mostrando que estas placas dinámicas son capaces de acomodarse a una nueva geometría tras acortamiento del injerto, manteniendo de esta forma la transmisión de la carga a su través.



## 5. RESUMEN GLOBAL Y DISCUSIÓN

La falta de disponibilidad de especímenes humanos para la evaluación biomecánica de los implantes de columna ha potenciado el desarrollo de otras formas de testado. La técnica de los modelos de elementos finitos (MEF) integra propiedades físicas, geométricas y mecánicas a través de un modelo matemático, y utiliza la simulación por ordenador para testar las propiedades biomecánicas. Los MEF han demostrado ser una herramienta interesante para testar implantes, y se han empleado para testar implantes cervicales con anterioridad. Del mismo modo, hay numerosos estudios biomecánicos que tratan de aspectos de la movilidad y la rigidez. Sin embargo, no hay estudios utilizando ni validando MEF para el estudio de las placas dinámicas cervicales en modelo de corpectomía. Nuestro estudio refleja el beneficio de las placas dinámicas en la carga del injerto con la flexión-compresión; esta fue la modalidad escogida porque las placas fijas (no dinámicas) tienen tendencia fisiológica al *stress-shielding* (puenteo de fuerzas), con distracción de las superficies de fusión con este movimiento, como se ha comprobado con anterioridad tanto con ensayos biomecánicos como con MEF; se dan cargas paradójicas al implantar estas placas estáticas, mientras que las placas dinámicas disminuyen este efecto a la vez que mantienen una carga uniforme tal como se puede apreciar al estudiar la presión de contacto.

Varias placas dinámicas traslacionales han demostrado tener mejores resultados clínicos respecto a las estáticas, particularmente en los casos de fusión multinivel con auto o aloinjerto; y esto ocurre para distintos tipos de placas dinámica, uni o bidireccionales. Las placas dinámicas parecen conseguir una fusión más rápida y con menor riesgo de rotura del material de osteosíntesis, evitando la pérdida de lordosis (tolerable clínicamente hasta 5°) que podía apreciarse en los casos iniciales de fusión cuando no se empleaban placas. Incluso en los casos de fracturas, en los que hay más inestabilidad que en los casos degenerativos -la indicación más frecuente-, se ha demostrado que las placas dinámicas provocan menos asentamiento y mejor preservación de la lordosis (sin roturas de material); algunos autores incluso aconsejan su empleo para las artrodesis circunferenciales, con mejores resultados que las estáticas. La placa elegida y empleada en este estudio tiene la peculiaridad de que permite a los tornillos tanto deslizarse (trasladarse) en las ranuras como la rotación, incluso cuando la traslación máxima ha tenido lugar.

Se han hecho comparaciones biomecánicas entre diferentes placas, de diferentes comportamientos. Así mismo, la reducción de la altura del injerto ya se había utilizado en estudios anteriores para simular reabsorción o subsidencia del injerto: el constructo dinámico permitía mantener el contacto del injerto y mayor estabilidad que el estático tras el acortamiento del 10% del injerto. Del mismo modo, tras simular el acortamiento del 10% del injerto, las placas estáticas no podían mantener la carga del injerto, provocando un aumento de la inestabilidad en flexo-extensión. Nuestro estudio confirma el mejor comportamiento biomecánico de las placas dinámicas, particularmente tras el acortamiento del injerto -tanto en el modelo de polietileno como en los MEF-, con inestabilización por disminución de la rigidez tras simulación de la reducción en el caso de las placas estáticas.

Los principales potenciales inconvenientes -en la práctica clínica- de las placas dinámicas incluyen principalmente la irritación del nivel discal adyacente por traslación de la misma; esto puede estar relacionado con una técnica quirúrgica deficiente al colocar la placa demasiado cerca del nivel adyacente; y además puede evitarse con otros diseños de la placa. Por otro lado, la potencial pérdida de lordosis es tan pequeña que no tiene repercusión clínica; y la teórica excesiva movilidad no ocurre en la práctica clínica (véase lo comentado para los casos de inestabilidad postraumática). Este estudio confirma la mejora global de la rigidez con una placa en funcionamiento dinámico en comparación al mismo diseño pero estático, incluso tras la situación de subsidencia.

Por un lado, se ha realizado un estudio biomecánico combinado, diseñándose en primer lugar un MEF simulando una artrodesis instrumentada tras corpectomía C6, que se ha validado de forma intrínseca y extrínseca -tanto con estudios similares de la literatura científica como con los ensayos biomecánicos posteriores-. Las zonas del implante sometidas a mayores tensiones son -como era de esperar-, por un lado el contacto de los tornillos con la placa, y las áreas de sección más reducida por otro, especialmente en el caso de funcionamiento estático -al comparar escenarios en esta configuración y en dinámica-; así mismo, como era de esperar en el primer supuesto la transmisión de cargas es mayor; y no sólo eso, sino que cuando el injerto se acorta -simulando asentamiento- sólo se consigue transmisión de la carga en ese modo (dinámico).

Por otro lado, también se ha demostrado con los datos de los artículos de la literatura científica que las placas dinámicas traslacionales son superiores a las rotacionales. Aunque la altura foraminal y discal cervicales ganadas tras la cirugía con placas cervicales anteriores se puede llegar a perder parcialmente, no obstante estos cambios desde el punto de vista radiológico no repercuten en el resultado clínico. Lo que sí que se ha apreciado es que el empleo de placas dinámicas traslacionales conlleva menos pseudoartrosis, o lo que es lo mismo, mayores tasas de fusión, que las rotacionales (que pueden producir un corte de la cortical ósea conforme pasa el tiempo, conllevando un riesgo de inestabilidad); por último, el beneficio de usar sustitutos óseos o cajas intersomáticas con este grupo de implantes dinámicos traslacionales no está completamente definidos, puesto que en el primer caso el material inerte no puede obedecer a la Ley de Wolff, y en el segundo la transmisión excesiva de carga podría conllevar un hundimiento de los implantes intersomáticos en los cuerpos vertebrales.



## 6. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este estudio, tras las simulaciones realizadas con la placa funcionando de forma estática o dinámica, y con longitud completa o acortada, permiten trazar las siguientes conclusiones biomecánicas que se pueden trasladar a la práctica clínica:

- los MEF como los ensayos mecánicos con bloques de polietileno constituyen una herramienta válida para el análisis de los implantes
- es posible manipular de forma experimental la placa dinámica ABC para anular su dinamización traslacional mediante bloqueo de los tornillos
- hay más estrés en las placas estáticas que en las dinámicas, aumentando con el tiempo al acortarse el injerto; esto puede inducir aflojamiento o rotura del metal, requiriendo en ocasiones reintervención
- en el postoperatorio inmediato, las placas dinámicas transfieren mayor carga al injerto que las estáticas
- tras acortamiento del injerto, las placas estáticas son incapaces de transferir de forma efectiva carga al injerto, mientras que las dinámicas sí son capaces de adaptarse a la nueva geometría y permiten la continuación de la transmisión de la carga al injerto.

A la vista de estas conclusiones derivadas de este trabajo, en los casos en que haga falta utilizar placas cervicales, aconsejo la utilización de placas traslacionales, dado que se ha demostrado *in vitro* la mayor transmisión de cargas al injerto, y la menor tensión de la placa, que a la larga puede ser perjudicial dado que puede generar complicaciones. Las placas dinámicas son ventajosas, no sólo desde el punto de vista mecánico sino también clínico, por



lo que deberían ser consideradas de elección.



## **7. BIBLIOGRAFÍA GENERAL**

- i Rhee JM, Park JB, Yang JY, Riew KD. Indications and techniques for anterior cervical plating. *Neurol India*. 2005;53(4), 433-9.
- ii Wang JC, McDonough PW, Kanim LE, *et al*. Increased fusion rates with cervical plating for three-level anterior cervical discectomy and fusion. *Spine* 2001; 26:643–6.
- iii Hakalo J, Pezowicz C, Wronski J, Bedzinski R, Kasprowicz M. Comparative biomechanical study of cervical spine stabilisation by cage alone, cage with plate, or plate-cage: a porcine model. *J Orthop Surg*. 2008;16(1):9-13.
- iv Tsitsopoulos PP, Voronov LI, Zindrick MR, Carandang G, Havey RM, Ghanayem AJ, Patwardhan AG. Biomechanical stability analysis of a stand-alone cage, static and rotational-dynamic plate in a two-level cervical fusion construct. *Orthop Surg*. 2017;9(3):290-295.
- v Mourning D, Reitman CA, Heggeness MH, Esses SI, Hipp JA. Initial intervertebral stability after anterior cervical discectomy and fusion with plating. *Spine J*. 2007;7(6):643-6.
- vi Tye GW, Graham RS, Broaddus WC, Young HF. Graft subsidence after instrument-assisted anterior cervical fusion. *J Neurosurg*. 2002; 97(2 Suppl.):186 - 92.
- vii Xie JC, Hurlbert RJ. Discectomy versus discectomy with fusion versus discectomy with fusion and instrumentation: a prospective randomized study. *Neurosurgery* 2007; 61(1):107 - 1.
- viii Song KJ, Taghavi CE, Lee KB, Song JH, Eun JP. The efficacy of plate construct augmentation versus cage alone in anterior cervical fusion. *Spine* 2009; 34(26):2886 - 92.
- ix Wang JC, McDonough PW, Endow K, Kanim LE, Delamarter RB. The effect of cervical plating on single-level anterior cervical discectomy and fusion. *J Spinal Disord*. 1999; 12(6):467 - 71.
- x Samartzis D, Shen FH, Lyon C, Phillips M, Goldberg EJ, An HS. Does rigid instrumentation increase the fusion rate in one-level anterior cervical discectomy and fusion? *Spine J*. 2004; 4(6):636 - 43.
- xi Cheng NS, Lau PY, Sun LK, Wong NM. Fusion rate of anterior cervical plating after corpectomy. *J Orthop Surg*. 2005;13(3):223-7.
- xii Fernandes PC, Fernandes PR, Folgado JO, Melancia JL. Biomechanical analysis of the anterior cervical fusion. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012;15:12, 1337-1346
- xiii Lowery GL, McDonough RF. The significance of hardware failure in anterior cervical plate fixation: patients with 2- to 7-Year follow-up. *Spine* 1998; 23(2):181-186.
- xiv Gonugunta V, Krishnaney AA, Benzel EC. Anterior cervical plating. *Neurol India* 2005; 53(4):424-32.
- xv Kwon BK, Vaccaro AR, Grauer JN, Beiner JM. The use of rigid internal fixation in the surgical management of cervical spondylosis. *Neurosurgery* 2007; 60(S1):S118-29.
- xvi Mohr RA, Brodke DS. Fixed versus dynamic cervical plates: how to choose the proper plate. *Curr Opin Orthop*. 2005;16:194 -199.
- xvii Fogel GF, Li Z, Liu W, Liao Z, Wu J, Zhou W. *In vitro* evaluation of stiffness and load sharing in a two-level corpectomy: comparison of static and dynamic cervical plates. *Spine J*. 2010 May;417-21.
- xviii Casha S, Fehlings MG. Clinical and radiological evaluation of the Codman semiconstrained load-sharing anterior cervical plate: prospective multicenter trial and independent blinded evaluation of outcome. *J Neurosurg*. (Spine 3) 2003; 99:264–270.
- xix Steinmertz MP, Benzel EC, Apfelbaum RI. Axially dynamic implants for stabilization of the cervical spine. *Neurosurgery* 2006; 59(4 Suppl 2): S378-88.
- xx DuBois CM, Bolt PM, Todd AG, Gupta P, Wetzel FT, Phillips FM. Static versus dynamic plating for multilevel anterior cervical discectomy. *Spine J*; 2007; 7:188-193.

- xxi Delamarter RD, Hyun; B. Dynamic anterior cervical plates and why they fail. Proceedings of the NASS 18th Annual Meeting, the Spine Journal 2003; 3: 67S–171S.
- xxii Stancić M, Margetić P, Elabjer E, Milosević M. Axial vs. angular dynamization of anterior cervical fusion implants. *Coll Antropol* 2008;32(1):221-9.
- xxiii Pitzen T, Chrobok J, Stulik J, Ruffing S, Drumm J, Sova L *et al.* Implant complications, fusion, loss of lordosis, and outcome after anterior cervical plating with dynamic or rigid plates: two-year results of a multicentric, randomized, controlled study. *Spine* 2009;34(7):641-646.
- xxiv Hong SW, Lee SH, Khoo LT, Yoon SH, Holly LT, Shamie AN, Wang JC. A Comparison of fixed-hole and slotted-hole dynamic plates for anterior cervical discectomy and fusion. *J Spinal Disord Tech* 2010; 23(1):22-6.
- xxv Khoo LT, Kim A, Laich DT, Geisler F, Samudrala S. Anterior plating for cervical trauma: The effect of plate design on graft subsidence and the preservation of segmental lordosis. Presented at American Association of Neurological Surgeons Annual Meeting, Chicago, April 2002.
- xxvi Chaparro MJ. A Retrospective Clinical Evaluation of Interscapular Pain Using the Ant-Cer II® Dynamic Anterior Cervical Plate. Rev A per DCR 7152 June 2009
- xxvii Peterson JM, Chlebek C, Clough AM, Wells AK, Ledet EH. Stiffness Matters: Part I-The Effects of Plate Stiffness on the Biomechanics of ACDF *in vitro*. *Spine* 2018;43(18): E1061- E1068.
- xxviii Welch, W. C. (2009). Load sharing and stabilization effects of anterior cervical devices. *J Spinal Disord Tech.*, 22(8), 571-7.
- xxix Brodke DS, Gollogly S, Mohr A *et al.* Dynamic cervical plates: biomechanical evaluation of load sharing and stiffness. *Spine* 2001; 26:1324-9.
- xxx Kuklo, T., Rosner, M., Neal, C. Two-year sagittal cervical evaluation of static versus dynamic anterior cervical plates. *Spine: Affiliated Society Meeting Abstracts*, 2005: 7, pp 191 - 192.
- xxxi Nunley, P. D., Jawahar, A., Kerr, E. J., Cavanaugh, D. A., Howard, C., Brandao, S. M. Choice of plate may affect outcomes for single versus multilevel ACDF: results of a prospective randomized single-blind trial. *The Spine Journal*, 9(2009) 121 - 127.
- xxxii Bose B. Anterior cervical arthrodesis using DOC dynamic stabilization implant. *J Neurosurg. (Spine 1)* 2003; 98: 8–13.
- xxxiii Ghahreman, A., Rao, P. J. V., Ferch, R. D. Dynamic Plates in Anterior Cervical Fusion Surgery, Graft Settling and Cervical Alignment. *Spine*, Volume 34, Number 15, pp 1567 - 1571, 2009.
- xxxiv Goldberg, G., Albert, T. J., Vaccaro, A. R., Hilibrand, A. S., Anderson, D. G., Wharton, N. Short-term Comparison of Cervical Fusion With Static and Dynamic Plating Using Computerized Motion Analysis. *Spine*, 2007; 32,13,371 – 5.
- xxxv Steinmetz MP, Warbel A, Whitfield RNM, Bingaman, W. Preliminary experience with the DOC dynamic cervical. *J Neurosurg Spine (3)* 2002; 97:330–336.
- xxxvi Dvorak MF, Pitzen T, Zhu Q, Gordon JD, Fisher CG, Oxland TR. Anterior cervical plate fixation: a biomechanical study to evaluate the effects of plate design, endplate preparation and bone mineral density. *Spine* 2006; 30(3):294-301.
- xxxvii Fassett DR, Csaszar DJ, Albert TJ. Anterior cervical plating update. *Curr Opin Orthop.* 2007; 18:282–288.
- xxxviii Rapoff AJ, O'Brein TJ, Ghanayem AJ *et al.* Anterior cervical graft and plate load sharing. *J Spinal Disord* 1999; 12:45-9.

- xxxix Rapoff AJ, Conrad BP, Johnson WM, Cordista A, Rehtine GR. Load Sharing in Premier and Zephir Anterior Cervical Plates. *Spine* 2003; 28(24):2648–2651.
- xl Truumees E, Demetropoulos CK, Yang KH, Herkowitz HN. Effects of a Cervical Compression Plate on Graft Forces in an Anterior Cervical Discectomy Model. *Spine* 2003; 28(11):1097–1102.
- xli Reidy D, Finkelstein J, Nagpurkar A, Mousavi P, Whyne C. Cervical spine loading characteristics in a cadaveric C5 corpectomy model using a static and dynamic plate. *J Spinal Disord Tech* 2004; 17(2):117-22.
- xlii Brodke DS, Klimo P, Bachus KN, Braun JT, Dailey AT. Anterior cervical fixation: analysis of load sharing and stability with use of static and dynamic plates. *J Bone Joint Surg Am* 2006; A88:1566-73.
- xliii Saphier PS, Arginteanu MS, Moore FM, Steinberger AA, Camins MB. Stress-shielding compared with load-sharing anterior cervical plate fixation: a clinical and radiographic prospective analysis of 50 patients. *J Neurosurg Spine* 2007; 6:391–397.
- xliv Apfelbaum RI, Dailey AT, Soleau S, Barbera J. Clinical experience with a new load-sharing anterior cervical plate. In Watanabe K(ed): *Developments in Neuroscience: Proceedings of the 2nd International Mt. Bandai Symposium for Neuroscience, Spine Section*, Elsevier 2002, 563-580.
- xlv Epstein NE. Anterior Dynamic Plates in Complex Cervical Reconstructive Surgeries. *J Spinal Disord Tech* 2002; 153:221–227.
- xlvi Epstein NE. Fixed vs dynamic plate complications following multilevel anterior cervical. *Spinal Cord* 2003; 41: 379–384.
- xlvii Balabhadra RSV, Kim D, Zhang HY. Anterior cervical fusion using dense cancellous allografts and dynamic plating. *Neurosurgery* 2004; 54(6):1405-12.
- xlviii Chung DY, M.D., Cho DC, Lee SH, Sung JY. Preliminary Surgical Result of Cervical Spine Reconstruction with a Dynamic Plate and Titanium Mesh Cage. *J Korean Neurosurg Soc* 2007; 41:111-7.
- xlix Ha SK. Element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc. *Med Eng Phys* 2006; 28(6):534-41.
- l Zhang QH, Teo EC, Ng HW, Lee VS. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. *J Biomech* 2006; 39(1):189-93.
- li Maurel N, Lavaste F, Skalli W. A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets. *J Biomech.* 2005; 38(9):1865-72.
- lii Frechede B, Bertholon N, Saillant G, Lavaste F, Skalli W. Finite element model of the human neck during omni-directional impacts. Part II: relation between cervical curvature and risk of injury. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006; 9(6):379-86.
- liii Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ. Finite element modelling of the C4-C6 cervical spine unit. *Med Eng Phys.* 1996;18(7):569-74.
- liiv 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.
- lv Kumarasen S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. *Biomed Mater Eng.* 1997; 7(4):221-30.
- lvi Kumaresan S., Yoganandan, N., Pintar, F. A. Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule. *J Biomech.* 1998; 31(4):371 - 6.
- lvii Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clin Biomech.* 1999;14, 41-53.

- lviii Kumarasen S, Yoganandan N, Pintar FA *et al.* Biomechanical study of paediatric human cervical spine, a finite element approach. *J Biomech Eng.* 2000; 122(1):60-71.
- lix Stemper BD, Yoganandan N, Pintar F A. Validation of a head-neck computer model for whiplash simulation. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42, 333-8.
- lx Wheeldon JA, Khouphongsy P, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element model of human cervical spinal column. *Biomed Sci Instrum* 2000; 36:337 - 42.
- lxi Wheeldon JA, Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA. Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine. *Ann Biomed Eng.* 2008; 36(9), 1458-69.
- lxii Zhang QH, Teo EC, Ng HW, Lee VS. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. *J Biomech.* 2006; 39(1):189-93.
- lxiii Pitzen TR, Matthis D, Barbier DD, Steudel WI. Initial stability of cervical spine fixation: predictive value of a finite element model. *J Neurosurg.* 2002; 97(S1):128-34.
- lxiv Rousseau MA, Bonnet X, Skalli W. Influence of the geometry of a ball-and-socket intervertebral prosthesis at the cervical spine: a finite element study. *Spine* 2008; 33(1), E10-4.
- lxv Faizan A, Goel VK., Biyani A, Garfin SR, Bono CM. Adjacent level effects of bi level disc replacement, bilevel fusion and disc replacement plus fusion in cervical spine--a finite element based study. *Clin Biomech.* 2012; 27(3), 226-33.
- lxvi Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng.* 2000; 122 (6), 623-9.
- lxvii Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clin Biomech.* 2001; 16, 1-27.
- lxviii 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.
- lxix Kim Y. Prediction of mechanical behaviors at interfaces between bone and two interbody cages of lumbar spine segments. *Spine* 2001; 26, 1437-42.
- lxx Kim Y. Finite element analysis of anterior lumbar interbody fusion: threaded cylindrical cage and pedicle screw fixation. *Spine* 2007; 32, 2558-68.
- lxxi Akamaru T, Kawahara N, Sakamoto J, Yoshida A, Murakami H, Hato T, Awamori S, Oda J, Tomita K. 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.
- lxxii Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, Robon M, Biyani A, Khandha A, Ebraheim NA. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion. A finite element study. *Spine* 2006; 31, E992-8.
- lxxiii 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.
- lxxiv Huang HL, Fuh LJ, Hu JT, Tu MG, Shen YW, Wu, C. L. 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.
- lxxv DiAngelo DJ, Foley KT, Vossel KA, Rampersaud YR, Jansen TH. Anterior Cervical Plating Reverses Load Transfer Through Multilevel Strut-Grafts. *Spine* 2000; 25:783-795.
- lxxvi Galbusera F, Bellini CM, Costa F, Assietti, R, Fornari M. Anterior cervical fusion: a biomechanical comparison of 4 element approach. *J Biomech Eng.* 2000; 122(1):60 – 71.

<sup>lxxvii</sup> Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, Andersson GB. Load displacement properties of lower cervical spine motion segments. *J Biomech.* 1988; 21, 769-79.

<sup>lxxviii</sup> Maurel N. Modelisation geometrique et mecanique tridimensionnelle par elements finis du rachis cervical inferieur. L'Ecole Nationale Superieur d'Arts et Metiers. Thesis. 1993

<sup>lxxix</sup> 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.



