

Proyecto Fin de Carrera

Tomo I / II

Estudio y simulación mediante software de
elementos finitos de las diferentes cirugías de
disco intervertebral

Autor/es

Andrea Calvo Echenique

Director/es y/o ponente

Amaya Pérez del Palomar Aldea

EINA
2012/2013

A mi madre,

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer a mi tutora, Amaya Pérez del Palomar, la oportunidad de trabajar en este proyecto, así como su inestimable ayuda y sus consejos a lo largo de todo el proyecto. Sin su confianza y su apoyo no habría descubierto el mundo de la investigación.

También quiero agradecer a los doctores Vicente Calatayud y Luciano Bances por compartir sus experiencias médicas en el campo de las nuevas cirugías de las que se ocupa este proyecto.

A mis compañeros de carrera durante los últimos cinco años, Aitor y Nacho, así como a los compañeros del departamento, agradecerles su infinita paciencia y sus consejos.

Por último, querría agradecer de manera especial a mi familia todo el apoyo que me han prestado en los buenos momentos y en los no tan buenos. Elena, Pedro y Dani muchísimas gracias por creer en mí.

Estudio y simulación mediante software de elementos finitos de las diferentes cirugías de disco intervertebral.

RESUMEN

La motivación principal de este proyecto es el estudio mediante técnicas ingenieriles de problemas asociados a la biomedicina, con el propósito de mejorar la calidad de vida de las personas que deben someterse a operaciones de implantes protésicos. Su finalidad fundamental es la determinación de la cirugía más adecuada a aplicar a un paciente aquejado de dolores lumbares.

En primer lugar se ha modificado el modelo de elementos finitos de la columna lumbar desarrollada por Moramarco (1) validandolo con los datos existentes en la bibliografía (2). Este modelo supone una mejora significativa con respecto a los modelos computacionales que existen ya que incorpora la geometría no sólo de vértebras y discos, sino de ligamentos y fibras en los tejidos, necesarios para la simulación correcta del movimiento.

A continuación se ha simulado la degeneración del disco D45, variando sus propiedades y comparando los resultados con los efectos reales de la degeneración.

Tras ver los problemas de las patologías lumbares se han realizado diferentes modelos en elementos finitos que permitan modelar las diferentes cirugías existentes, como son la artrodesis y los implantes intervertebrales con fijación posterior mediante tornillos. Una vez realizado el cálculo computacional de estos modelos se establece, por comparación con la columna lumbar sana, que disminuyen drásticamente el movimiento relativo en el segmento intervenido. Esta disminución de movimiento, conlleva un incremento de giro relativo en el resto de segmentos, lo cual provoca un aumento de tensiones.

El incremento de tensiones en los discos adyacentes, puede provocar dolor y aumentar la probabilidad de propagación de la degeneración. Con el objetivo de conseguir una técnica quirúrgica que respete el movimiento natural de la columna, se ha simulado una cirugía en la que únicamente se introduzca el espaciador intervertebral, sin fijación posterior.

Viendo los resultados de esta nueva técnica se concluye que aunque la fijación mediante tornillos consigue una perfecta estabilización de la columna, la mejor técnica desde el punto de vista biomecánico es el implante sin fijación posterior, que consigue estabilizar la columna sin modificar drásticamente el movimiento natural del paciente.

Tabla de contenido

CAPÍTULO 1 – INTRODUCCIÓN	6
1.1. Motivación	7
1.2. Estado del arte	8
1.3. Metodología de trabajo	9
CAPÍTULO 2- BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR	10
2.1. Anatomía de la columna lumbar	11
2.2. Patologías de la columna lumbar	14
2.3. Cirugías lumbares	16
2.3.1. Artrodesis	16
2.3.2. Artroplastia	17
CAPÍTULO 3 – VALIDACIÓN DEL MODELO. SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LA COLUMNA LUMBAR SANA	19
3.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado	20
3.1.1. Geometría	20
3.1.2. Material	26
3.1.3. Condiciones de contorno	30
3.2. Validación del modelo con datos experimentales	33
CAPÍTULO 4 – SIMULACIÓN DEL PROCESO DEGENERATIVO	36
4.1. Material y métodos. Degeneración del disco intervertebral	37
4.2. Resultados. Comparación con el modelo sano y evaluación de hipótesis médicas	39
CAPÍTULO 5 – ARTRODESIS	42
5.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado	43
5.1.1. Geometría	43
5.1.2. Material	45
5.1.3. Condiciones de contorno	45
5.2. Resultados. Comparación con la biomecánica de la columna sana	46
5.2.1. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana	46
5.2.2. Estudio de los efectos sobre segmentos adyacentes	46

CAPÍTULO 6 – ARTROPLASTIA CON FIJACIÓN	49
6.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado	50
6.1.1. Geometría	50
6.1.2. Material	54
6.1.3. Condiciones de contorno	54
6.2. Resultados	56
6.2.1. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana	56
6.2.2. Estudio de los efectos sobre segmentos adyacentes	57
CAPÍTULO 7 – IMPLANTE PROTÉSICO SIN FIJACIÓN	58
7.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado	59
7.2. Resultados	60
7.2.1. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana	60
7.2.2. Estudio de los efectos sobre segmentos adyacentes	64
7.2.3. Posibles modificaciones de la biomecánica lumbar tras el paso del tiempo	66
CAPÍTULO 8 – CONCLUSIONES	69
8.1. Comparación de la fuerza necesaria para conseguir el giro natural	70
8.2. Efectos sobre la biomecánica lumbar para cada cirugía	72
8.3. Efectos sobre los segmentos adyacentes debidos a cada cirugía	75
TRABAJOS FUTUROS	78
ÍNDICE DE TABLAS	79
ÍNDICE DE FIGURAS	80
BIBLIOGRAFÍA	85

Capítulo 1

Introducción

A lo largo de este capítulo se define la motivación del proyecto así como el alcance y objetivos del mismo, dando una visión general de su desarrollo y exposición. Se detalla la metodología empleada a lo largo del proyecto.

1.1. Motivación

El objetivo principal que motiva este proyecto es el estudio, mediante técnicas ingenieriles, de problemas asociados a la biomedicina con el propósito de mejorar la calidad de vida de las personas que deben someterse a operaciones de implantes protésicos en la columna lumbar.

El proyecto se engloba dentro de la línea de investigación dirigida por Amaya Pérez del Palomar Aldea, *Diseño integral de prótesis e instrumental quirúrgico para reemplazo de discos intervertebrales lumbares. Estudio de la degeneración y readaptación lumbar (NEWDISC)*.

Se ha elegido la degeneración lumbar como patología a estudiar puesto que los dolores lumbares son uno de los trastornos más frecuentes padecidos por la población de más de 16 años, según datos proporcionados por una encuesta del Instituto Nacional de Estadística en el año 2009 (3), donde se aprecia que el 16,3% de los encuestados lo padecen.

La cirugía con la que se trataban tradicionalmente los problemas de hernias lumbares y degeneración de discos intervertebrales era la artrodesis: una cirugía abierta consistente en la fusión de uno o varios segmentos vertebrales mediante barras rígidas de metal. Este tipo de cirugía acarrea diversos problemas: los derivados de la propia operación, que al ser abierta requería de un postoperatorio largo y doloroso con grandes riesgos; y los problemas asociados a la modificación del entorno mecánico de la columna, como la pérdida de libertad de movimiento y la aparición de mayores tensiones en los segmentos adyacentes, acelerando su degeneración.

Hoy en día las técnicas quirúrgicas han ido evolucionando hacia una cirugía mínimamente invasiva, que permita un postoperatorio mucho menos traumático para el paciente. Estas técnicas tienen un resultado igual de satisfactorio que el método tradicional de cirugía abierta, además de permitir acortar la estancia en el hospital, disminuir la cantidad de medicación del postoperatorio y las ratios de complicaciones y recuperar el movimiento con mayor rapidez (4). En los últimos años se han comenzado a implantar diferentes tipos de espaciadores intervertebrales que permiten un mayor grado de movimiento, de los cuales -debido a su novedad- no se tienen resultados a largo plazo.

Este proyecto pretende estudiar los diferentes tipos de cirugías, con el objetivo de encontrar los puntos débiles de cada una de ellas desde el punto de vista del movimiento mecánico para, posteriormente, proponer un nuevo diseño de implante protésico que aúne las ventajas de todas las cirugías anteriores.

Para llevar a cabo este trabajo, se ha comenzado a trabajar sobre el modelo de elementos finitos del segmento lumbar desarrollado por Vincenzo Moramarco (1).

1.2. Estado del arte

En los últimos años son muchos los investigadores que han simulado la biomecánica de la columna lumbar mediante técnicas de elementos finitos, comparando sus resultados con medidas experimentales y estudiando los efectos producidos por las diferentes cirugías.

En trabajos *in vitro* tuvieron cierta relevancia los realizados en 1957 por Brown et al. (5) en los cuales analizaban discos sometidos a cargas axiales. Posteriormente Markolf y Morris (6) analizaron la contribución de los diferentes constituyentes del disco. Por otro lado, Ebara y sus colaboradores (7) cuantificaron las propiedades del disco sano y sus variaciones con la posición. En estudios más recientes (8) se caracterizan las propiedades mecánicas de cada una de las lamelas del disco. Desde el punto de vista de la columna como conjunto, fue Schultz en 1979 (9) el primero en analizar la respuesta de la columna lumbar ante movimientos de flexión, extensión, lateral y torsión. Aunque, sin duda, el análisis de la biomecánica lumbar completa ha sido realizado de la forma más extensa por Panjabi y sus colaboradores (10).

La utilización de modelos matemáticos y de simulaciones computacionales desarrolladas en los últimos años constituye una herramienta potente como ayuda a la decisión clínica. Modelos como el de Shirazi- Adl (11) y Ezquerro et al. (12) han imitado el comportamiento fisiológico de la columna lumbar sana, pero sin tener en cuenta su comportamiento no lineal. De forma mucho más precisa estudiaron la columna Eberlein et al. (13) y Zander et al. (14), en estos casos sin estudiar las rotaciones entre segmentos. Guan et al. en su trabajo sí estudia dichas rotaciones, que son uno de los parámetros clave para analizar la movilidad de la columna.

Recientemente Moramarco et al. (15) han presentado un modelo computacional completo que permite reproducir de forma realista el comportamiento fisiológico de la columna lumbar ante diferentes cargas y momentos. El presente proyecto toma como punto de partida este último trabajo

En cuanto a simulaciones quirúrgicas se han realizado análisis con implantes protésicos (16), (17), (18), así como de problemas clínicos específicos (19) (20).

1.3. Metodología de trabajo

El proyecto se va a desarrollar en las siguientes fases:

- **Fase 1:** Simulación computacional de la biomecánica lumbar sana. Validación del modelo de elementos finitos calculado con el software comercial Abaqus6.11. mediante la comparación con resultados experimentales. Se comprobará que el comportamiento de la columna es el natural añadiendo al modelo desarrollado por Vincenzo Moramarco características propias de la anatomía humana, como es la porosidad, las vértebras deformables o el comportamiento de las fibras de los discos intervertebrales.
- **Fase 2:** Desarrollo de modelos de comportamiento para la simulación numérica de los procesos de degeneración lumbar. Validación de la simulación computacional de la biomecánica lumbar en pacientes con procesos degenerativos.
- **Fase 3:** Simulación computacional de una operación artrodésica (técnica de fusión intervertebral) realizada en el segmento L4-L5 de la columna lumbar. Estudio de ventajas y desventajas de la cirugía tradicional, destacando el efecto sobre la movilidad y el cambio tensional producido en los discos adyacentes.
- **Fase 4:** Simulación numérica de la biomecánica lumbar tras la implantación protésica. Se ensayarán dos tipos de prótesis comerciales implementadas con el software I-deas.
 - Tarea 1: Simulación de la técnica aplicada actualmente, consistente en la inserción del espaciador vertebral y la fijación de las vértebras mediante tornillos.
 - Tarea 2: Simulación de una nueva propuesta de cirugía que únicamente utiliza el implante protésico. Justificación de ventajas que esta cirugía posee sobre la técnica actual.
 - Tarea 3: Estudio de los posibles efectos a largo plazo de la cirugía propuesta.
- **Fase 5:** Comparación de todas las cirugías simuladas con el objetivo de justificar cuál es la técnica más beneficiosa para el paciente intervenido.

Capítulo 2

Biomecánica de la columna lumbar

A lo largo de este capítulo se trata de aportar una visión general de la anatomía lumbar y de sus principales patologías que aclaran los antecedentes médicos en los que se apoya la investigación. Se definen, de igual modo, las cirugías empleadas para tratar dichas afecciones con el objetivo de reproducir con la mayor fidelidad posible, mediante simulación computacional, dichas técnicas.

2.1. Anatomía de la columna lumbar

La columna vertebral es la parte del esqueleto que sustenta la cabeza y el tórax. Sus principales funciones son: transferir la carga a lo largo del cuerpo, proteger la médula espinal de cargas y desplazamientos externos y dotar al cuerpo de flexibilidad.

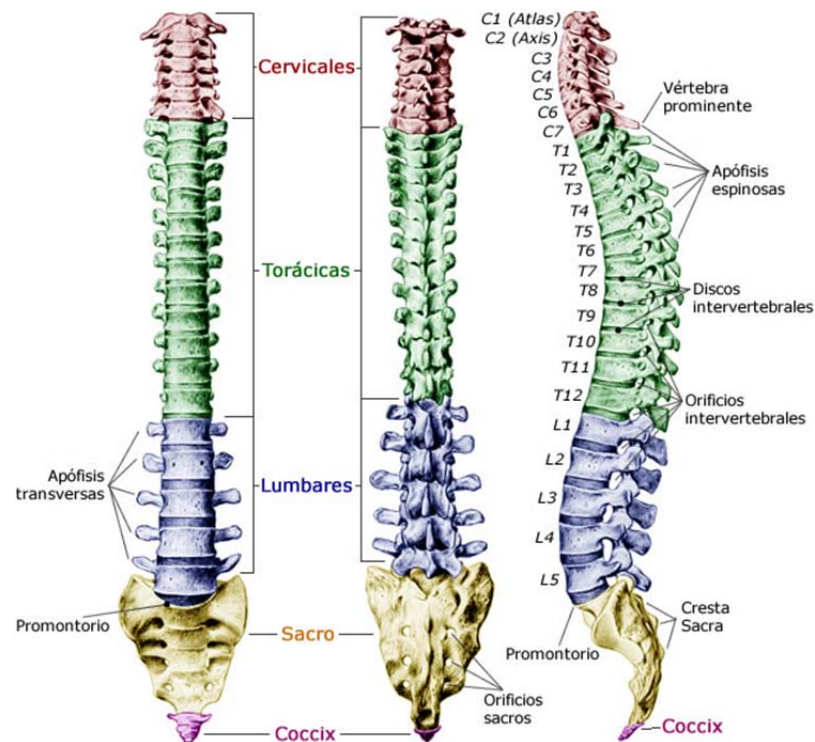


Figura 1. Anatomía de la columna vertebral. Relación de segmentos que forman la estructura vertebral.

Los principales movimientos de la columna son: flexión, extensión, flexión lateral y rotación. Cada uno de los movimientos es el resultado de la actuación conjunta de un grupo de músculos. Las fuerzas máximas que estos músculos son capaces de aplicar son: 4000N en extensión y 1153N en flexión para los hombres, y 1863N y 813N respectivamente para mujeres (21).

La zona lumbar de la columna, con su curvatura lordótica, es la que soporta la mayor parte del peso del cuerpo. Se cree que debido a estas grandes cargas que soporta presenta una mayor tendencia a la degeneración o la hernia discal.

La columna vertebral humana se divide en 33 cuerpos vertebrales agrupados en 5 zonas: 7 cervicales (C1-C7), 12 dorsales (T1-T12), 5 lumbares (L1-L5), 5 sacras (S1-S5) y 4 coccígeas (fusionadas formando el coxis) (Figura 1).

Cada uno de los cuerpos vertebrales está compuesto por dos materiales diferenciados (Figura 2): el hueso trabecular o cortical, que recubre toda la vértebra; y el hueso esponjoso que se encuentra en el interior. El hueso trabecular presenta una mayor rigidez, mientras que el esponjoso tiene una mayor porosidad.

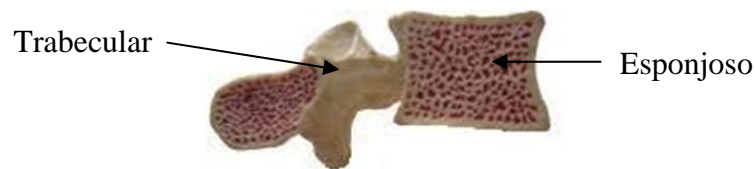


Figura 2. Corte longitudinal de una vértebra que permite observar los distintos materiales que componen el cuerpo óseo.

La unión entre los segmentos óseos está formada por diversos tejidos. En primer lugar, cada dos vértebras se mantienen separadas mediante un disco intervertebral. Como interfase entre este disco y el hueso existe un tejido cartilaginoso que forma las carillas vertebrales, también conocidas como endplate. Por último, para unir y permitir el movimiento entre los segmentos se encuentran los ligamentos y músculos intervertebrales.

Los discos intervertebrales actúan como unión física entre dos cuerpos vertebrales adyacentes; principalmente desempeñan un papel mecánico, resistiendo y transmitiendo las cargas a lo largo de los segmentos mientras mantienen la altura y la estabilidad. Los discos, al igual que las vértebras, están formados por dos partes diferenciadas con materiales de distintas propiedades (Figura 3). La parte exterior del disco intervertebral es un anillo fibroso, formado por una matriz que resiste las cargas compresivas y por un conjunto de fibras orientadas que soportan las cargas a tracción. En la parte interior del anillo hay un núcleo pulposo compuesto por un gel con una red irregular de fibras de colágeno.

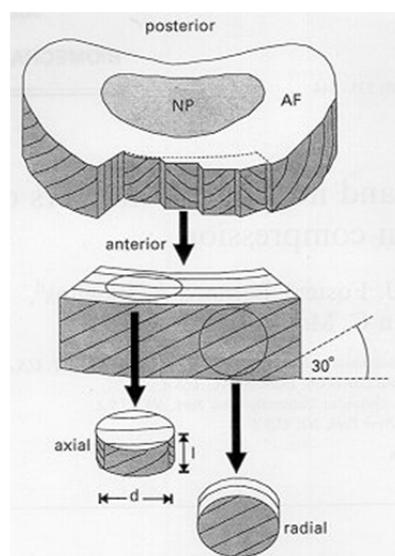


Figura 3. Detalle de la constitución del disco intervertebral. Cortes en planos radiales y axiales para observar la distribución laminar y la orientación de las fibras.

Los discos intervertebrales actúan como una esponja, es decir, tienen la capacidad de absorber y expulsar agua de su estructura. De este modo cambian su altura y, en consecuencia, la altura de toda la columna. Con la edad, esta capacidad de regulación de la cantidad de agua se va perdiendo, con lo que disminuye la altura del disco y su elasticidad.

Entre los cuerpos vertebrales y los discos intervertebrales hay un disco fino de espesor uniforme y material cartilaginoso llamado endplate o carilla vertebral, que actúa como transición entre los dos materiales.

El movimiento relativo de las vértebras está restringido por la elasticidad de tejidos pasivos, los ligamentos. Estos tejidos están formados por finas membranas que conectan las vértebras entre sí formando la unión de toda la columna. En la Figura 4 se pueden distinguir los distintos ligamentos que forman parte de los tejidos vertebrales.

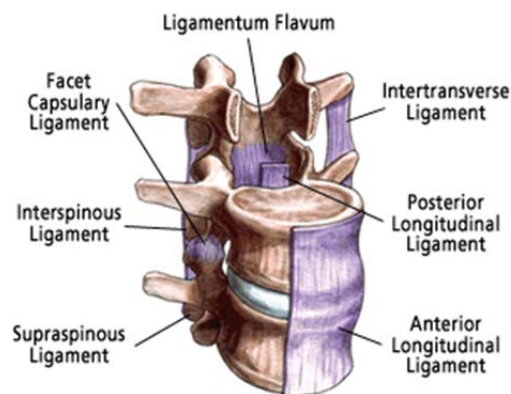


Figura 4. Ligamentos de unión entre dos cuerpos vertebrales

2.2. Patologías de la columna lumbar

Las patologías discales son difícilmente clasificables, ya que en la mayoría de los casos se producen a la vez o unas son las causantes de las otras. Por ejemplo, la degeneración de un disco puede provocar una hernia, así como una hernia producida por un traumatismo puede causar la degeneración del disco.

La hernia discal se define como una ruptura del anillo fibroso que deja libre el desplazamiento del núcleo pulposo fuera del espacio intervertebral, como se puede observar en la Figura 5. Las hernias suelen producirse por un traumatismo, aunque su aparición puede estar potenciada por diferentes factores como la edad, la obesidad o un estilo de vida sedentario (22).

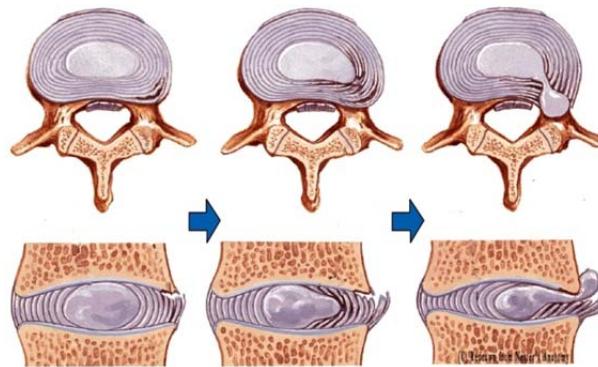


Figura 5. Proceso de hernia discal. Rotura de las fibras del anillo y desplazamiento del gel de colágeno fuera del núcleo.

La degeneración es un proceso por el cual el disco intervertebral reduce su contenido de proteoglicanos y agua, produciendo una pérdida de altura del disco intervertebral y una posible inestabilidad de la columna. Se trata de un evento en cascada que acelera y magnifica los fallos estructurales y biomecánicos relacionados con la edad.

La clasificación de la degeneración no es unánime, puesto que existen en la literatura múltiples escalas que gradúan el proceso degenerativo. Una de las más aceptadas es la definida por Thompson (23) que gradúa la degeneración en 5 niveles (Figura 6), describiendo los efectos en cada uno de los componentes del disco intervertebral (Tabla 1)

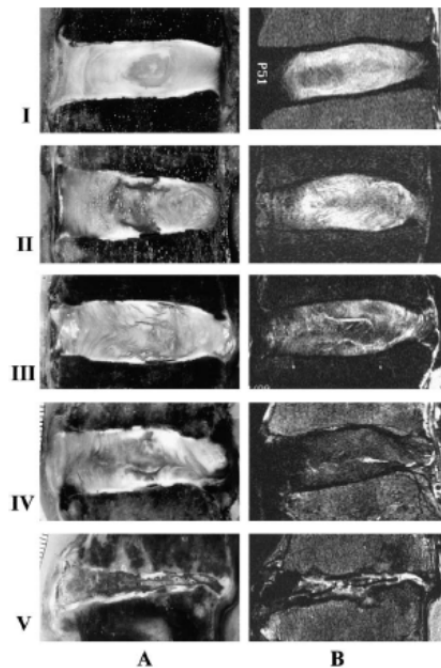


Figura 6. Resonancias magnéticas de los distintos grados de degeneración de disco intervertebral según la graduación de Thompson.

Grado	Núcleo	Anillo	Endplate	Cuerpo vertebral
I	Gel hinchado	Láminas discretas de fibras	Cartilago hialino con espesor uniforme	Contornos redondeados
II	Tejido fibroso en la periferia	Material mucoso entre las láminas	Espesor irregular	Contornos punteados
III	Tejido fibroso consolidado	Infiltraciones de mucosidad - pérdida de la frontera núcleo/anillo	Defectos puntuales en el cartílago	Condrocitos y osteofitos en el contorno
IV	Hendiduras horizontales paralelas al endplate	Rupturas puntuales	Extensión de fibras cargilaginosas	Osteofitos menores de 2mm
V	Hendiduras a lo largo del núcleo y del anillo		Esclerosis difusa	Osteofitos mayores de 2mm

Tabla 1. Descripción de los efectos de la degeneración en cada uno de los estadios graduados por Thompson.

El dolor lumbar tiene múltiples causas. En los casos donde los tratamientos conservativos fallan son indicadas técnicas quirúrgicas como la artrodesis o la artroplastia.

2.3. Cirugías lumbares

2.3.1. Artrodesis

Una de las primeras técnicas quirúrgicas en aparecer fue la artrodesis. Esta técnica utiliza para controlar el dolor asociado a un movimiento anormal o inestable entre dos vértebras adyacentes, o al causado por un proceso de degeneración mecánica de disco intervertebral.

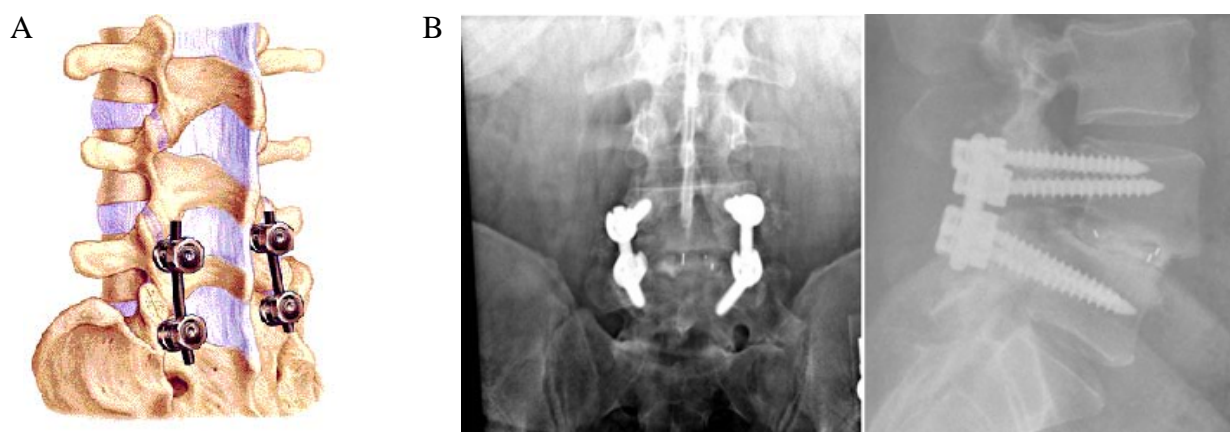
Consiste en la combinación de un sistema de estabilización mecánica de dos o más segmentos vertebrales (Figura 7) con una sustancia biológica que promueva la osteogénesis, es decir, el crecimiento del hueso entre dos cuerpos vertebrales, con el objetivo de conseguir la fusión permanente entre segmentos (24).

Uno de los aportes biológicos más utilizados para conseguir el crecimiento del hueso es el autoinjerto, pero su obtención -normalmente por extracción de la cresta iliaca- conlleva riesgos de morbilidad y prolonga la intervención quirúrgica. Además, para fusiones de más de un espacio intervertebral suele ser insuficiente. Por esto se están investigando distintas sustancias que posean las mismas características.

El sistema de estabilización mecánica consiste en un soporte mediante barras rígidas unidas a las vértebras con tornillos. En ocasiones, la fijación posterior-lateral se combina con una fijación anterior. Esta intervención se conoce como una artrodesis de 360º y precisa de una intervención quirúrgica mucho más complicada.

Otros autores han simulado el comportamiento de esta cirugía mediante software de elementos finitos, llegando a la conclusión de que la artrodesis disminuye las tensiones en el disco intervertebral de acuerdo a los siguientes criterios (17):

- El disco del segmento intervenido soporta un 30% menos de carga que en una columna sana, causando un incremento del 15 al 25% de las cargas en el resto de la columna después de la intervención. La mayoría de la carga la soportan los discos adyacentes, que quedan sobrecargados tras la operación.
- Tras la fusión completa, el trabajo del disco intervertebral disminuye drásticamente, salvo para el caso de extensión.
- La inserción de los tornillos hace que las tensiones en las vértebras afectadas aumenten.
- El 80% de la carga es absorbida por la parte fusionada y el resto por el implante.



**Figura 7. A) Geometría del resultado de la intervención artrodésica, fijación con tornillos.
B) Radiografías posterior y lateral de una columna lumbar humana intervenida**

El objetivo de la fusión intervertebral es formar un sólido capaz de soportar las cargas manteniendo la altura del disco y la alineación sagital. El mantenimiento de la altura del disco es necesario para descomprimir los tejidos neuronales y para preservar las dimensiones.

2.3.2. Artroplastia

Como alternativa a la artrodesis vista con anterioridad se utiliza actualmente la artroplastia con prótesis PLIF (Posterior Lumbar Interbody Fusion).

Consiste en la implantación de una prótesis comercial con o sin fijación mediante tornillos (25). Para ello se extrae el núcleo del disco intervertebral herniado o degenerado y a continuación se introduce la prótesis (Figura 8), cuya talla ha sido determinada en el preoperatorio en función de la altura del disco en cada paciente. En el caso de que el implante esté formado por dos piezas, ambas deberán colocarse simultáneamente para asegurar el equilibrio de su posicionamiento. Estas prótesis se rellenan con un sustrato que promueve el crecimiento del hueso a través de ellas.

Si los elementos posteriores de la columna -por ejemplo los ligamentos- están dañados, será necesaria una fijación mediante tornillos. Sin embargo, algunos autores aconsejan fijar los segmentos adyacentes de manera rutinaria para asegurar el éxito de la intervención.

La ventaja de este método es que se reconstituye la relación anatómica normal entre el movimiento del segmento y las estructuras nerviosas, a la vez que previene hernias recurrentes -ya que se extrae el núcleo del disco intervertebral.

Las contraindicaciones más destacables son:

- La posible migración de la prótesis, sobre todo en el caso de que no tener una fijación posterior.
- El llamado “síndrome de transición de la fusión”, por el cual la degeneración se va extendiendo a los segmentos adyacentes como secuela a largo plazo. Es mucho más frecuente en casos donde se ha realizado una fijación posterior. Parece ser consecuencia de la alteración de las tensiones tras la fusión lumbar.

Los resultados de esta técnica aportan un éxito clínico del 92%, con una reincorporación al trabajo de un 93% de los pacientes.

A lo largo de este proyecto se pretende demostrar que el movimiento es mucho más natural sin fijación posterior.



Figura 8. A) Geometría de la columna intervenida por una cirugía artroplástica con fijación posterior. B) Radiografías anterior y lateral de una columna lumbar humana intervenida en dos segmentos adyacentes.

El procedimiento de fusión lumbar (artrodesis) es una efectiva y popular técnica utilizada para el tratamiento del dolor lumbar derivado de la enfermedad degenerativa de los discos. Sin embargo, la fusión de varios segmentos tiene como resultado una fuerte restricción del movimiento y un incremento en los niveles de tensión de los discos adyacentes. Este incremento de tensión puede derivar en una degeneración que tenga que ser nuevamente intervenida, extendiendo así el segmento inmovilizado.

Por eso, se ha desarrollado una técnica basada en discos artificiales que restauran el movimiento fisiológico normal y que intenta disminuir el deterioro de los segmentos adyacentes.

Aun así, el reemplazo total del disco aumenta el riesgo de inestabilidad y promueve la degeneración más rápida de los segmentos adyacentes frente a la artrodesis. Por esto, a lo largo de este proyecto se va a estudiar la técnica de los implantes protésicos reemplazando únicamente el núcleo y dejando el anillo fibroso como barrera natural.

Capítulo 3

Validación del modelo. Simulación computacional de la columna lumbar sana.

En este capítulo se define el modelo inicial desarrollado por Vincenzo Moramarco(1) sobre el que se apoya toda la investigación y cálculos realizados. A partir de este modelo se introducirán nuevas características que hagan más realista la simulación. El objetivo perseguido es el de comprobar su validez. Para ello se realiza la comparación de los resultados biomecánicos, obtenidos mediante el software de elementos finitos Abaqus, con los resultados experimentales presentes en la literatura.

3.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado.

Para el desarrollo de este proyecto se ha tomado como punto de partida el modelo de columna lumbar (L1-S1) desarrollado mediante el software de elementos finitos Abaqus, por Vincenzo Moramarco (1). Dicho modelo comprende los cinco cuerpos vertebrales de la columna lumbar y parte del sacro, además de los correspondientes tejidos intervertebrales: discos, endplates y ligamentos.

Sobre este modelo se han realizado todas las modificaciones para crear uno más realista, introduciendo el carácter deformable de las vértebras a través del material y el comportamiento poroso de las mismas.

3.1.1. Geometría

En primer lugar, partiendo de la geometría de los cuerpos vertebrales obtenidos a partir de tomografías reales, se creó una malla triangular en la superficie (Figura 9). El conjunto de la malla superficial de todas las vértebras está formado por un total de 73.016 elementos y 36.498 nodos. Con este tamaño de malla se consigue reproducir fielmente la geometría irregular propia de la anatomía humana.

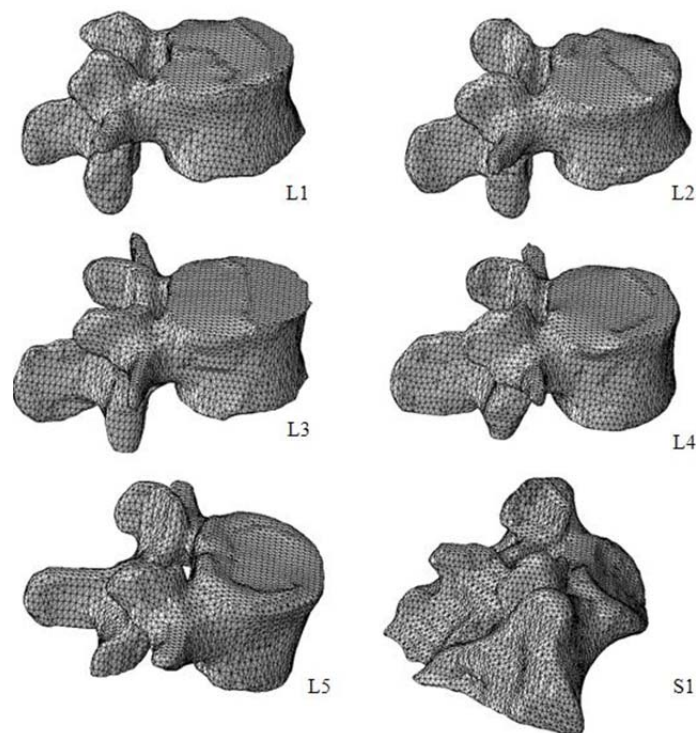


Figura 9. Geometría mallada a través de elementos triangulares de tipo "Shell" de cada uno de los cuerpos vertebrales del modelo

En el modelo inicial, los cuerpos vertebrales mallados superficialmente eran considerados como sólidos rígidos, con lo cual no existía movimiento relativo entre los distintos puntos de una misma vértebra.

En la realidad -aunque no sean de gran magnitud- existen deformaciones internas dentro del tejido óseo debido a sus propiedades mecánicas.

Por ese motivo, a partir de la malla superficial se ha creado una malla sólida de elementos tetraédricos en todo el volumen, que permiten asignar un material con las propiedades mecánicas del tejido óseo. Para este propósito se ha utilizado el software I-deas. Con los métodos numéricos existentes es posible calcular así las tensiones internas producidas dentro de las vértebras a causa de los movimientos normales de la columna.

El modelo resultante está formado por 359.364 elementos tetraédricos y 68.132 nodos, además de los elementos triangulares de las superficies de las vértebras.

Una vez obtenida la malla completa de las vértebras se han creado los grupos de elementos y nodos necesarios para la aplicación de contactos entre cuerpos y condiciones de contorno, así como para la asignación de material. En el caso del hueso, el tejido está dividido -como se ha visto anteriormente- en dos materiales diferenciados: una capa superficial a lo largo de toda la vértebra está formada por hueso trabecular, mientras que en el interior de la misma se encuentra el hueso esponjoso. Para poder asignar las propiedades se han creado dos grupos (Figura 10), el primero de ellos formado por la primera capa de elementos tetraédricos de la malla, y el segundo por el resto. En el caso de las apófisis, se han considerado únicamente hueso trabecular debido a la complicada geometría y al papel poco importante que juegan en los ensayos que se van a realizar.

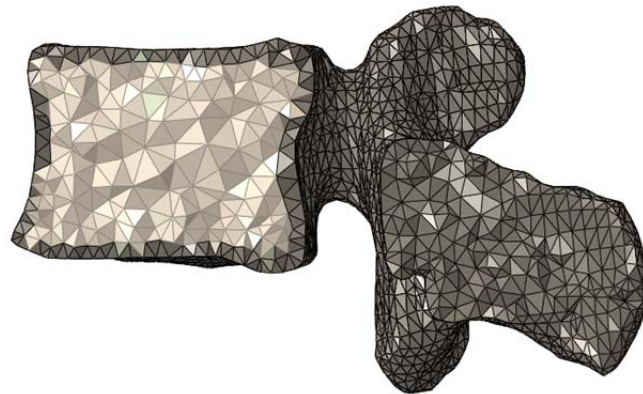


Figura 10. Detalle del corte lateral de la vértebra L2, donde se observan los dos materiales que la componen. El más oscuro es el hueso cortical, mientras que el más claro es el esponjoso.

Para la definición de los contactos, se crean dos grupos superficiales en cada vértebra (Lx-TOP y Lx-BOT), formadas por elementos superficiales (triangulares) como se puede observar en la Figura 11.

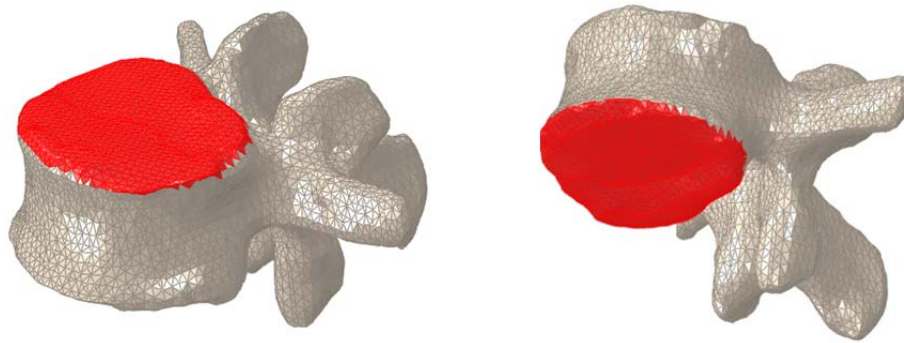


Figura 11. Superficies superior (L2_TOP) e inferior (L2_BOT) para el contacto con los discos intervertebrales.

Las condiciones de contorno es necesario aplicarlas en una superficie rígida, con el objetivo de poner una carga distribuida en toda la superficie. Para ello se definen L1-TOP y S1-BOT como superficies rígidas: en el caso de la primera para poder aplicar la carga y en el de la segunda para imponer el empotramiento necesario que restrinja el movimiento de la columna (Figura 12).

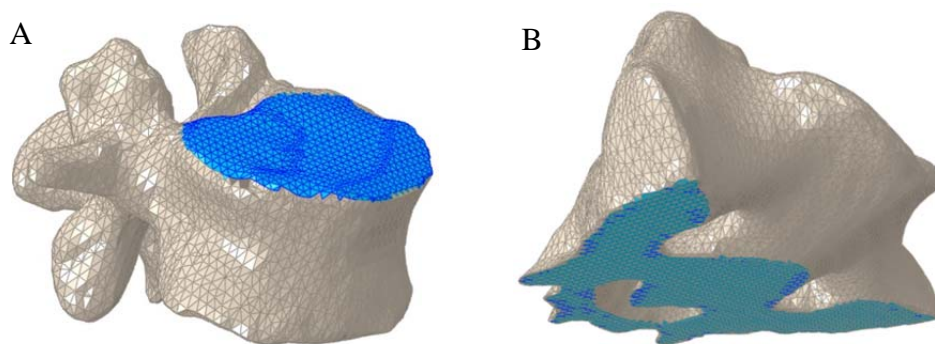


Figura 12.A) Superficie para la aplicación de la carga sobre L1. B) Superficie para aplicación de las condiciones de contorno en S1.

En el espacio entre dos cuerpos vertebrales se encuentran los discos intervertebrales, cuya geometría se ha considerado que se adapta perfectamente al hueco existente. De esta manera se han mallado mediante elementos hexaédricos los cinco discos intervertebrales del modelo (Figura 13).

El modelo resultante de los discos está formado por 29.527 elementos hexaédricos y 35.707 nodos.

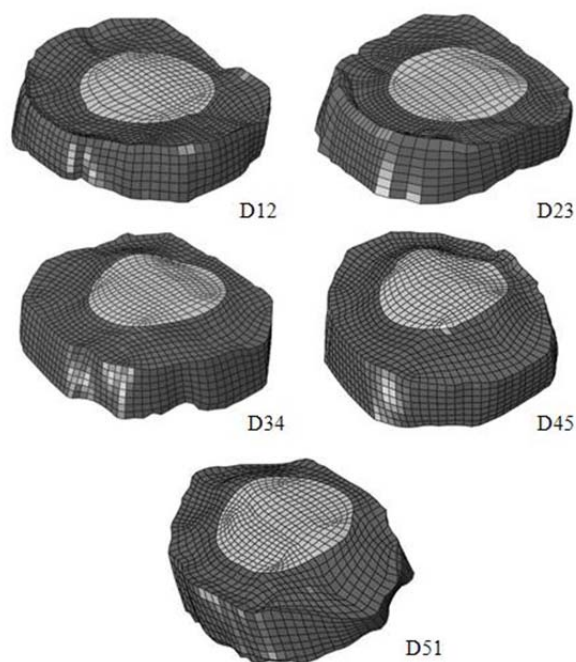


Figura 13. Malla hexaédrica de los cinco discos intervertebrales incluidos en el modelo. Diferencia entre los elementos que forman parte del anillo fibroso y los que forman parte del núcleo pulposo.

Al igual que en las vértebras, en el caso de los discos también existen dos materiales claramente diferenciados: el anillo fibroso y el núcleo pulposo. Para definirlos, se han creado dos grupos en cada uno de los ellos como se puede ver en la Figura 13.

En la interfase entre los discos intervertebrales y el cuerpo óseo se encuentran los llamados endplates de material cartilaginoso. Para modelarlos, se ha creado en la primera y última capa de los discos intervertebrales una fina malla de elementos hexaédricos, cuya geometría se adapta perfectamente tanto a la vértebra como al disco (Figura 14).

Cada uno de estos endplates cuenta con una superficie superior o inferior que permite el contacto con la vértebra.

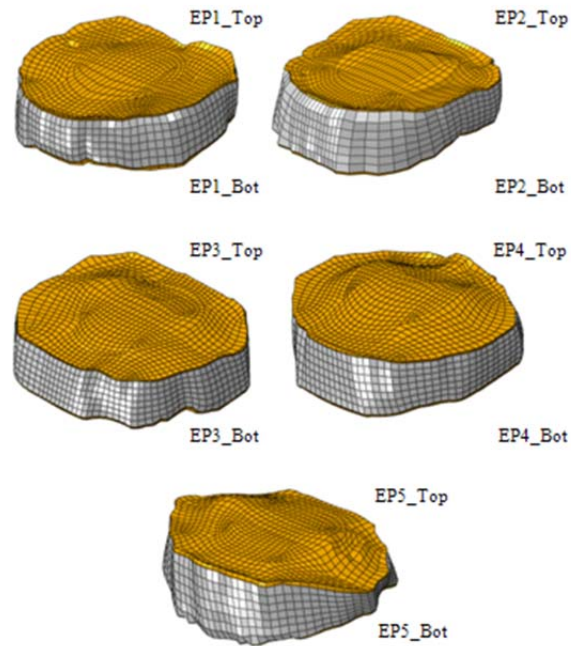


Figura 14. Endplates superior e inferior de los discos intervertebrales creados sobre el propio disco.

Por último, para completar el modelo se definen los ligamentos como elementos tipo barra con un comportamiento hiperelástico que actúa ante cargas de tracción pero no ante cargas de compresión.

Cada una de las membranas ligamentosas se modela por un conjunto de barras de sección equivalente al área transversal de cada membrana, colocadas de manera paralela (Figura 15).

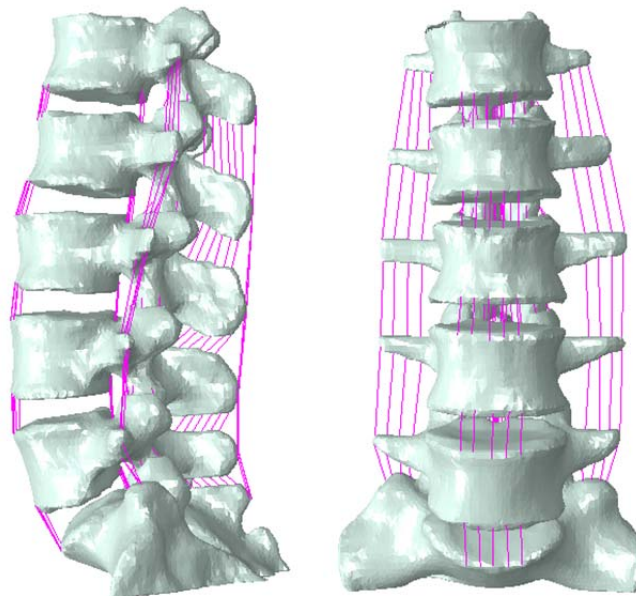


Figura 15. Membranas ligamentosas modeladas por elementos barra paralelos. Vista lateral y frontal de la columna lumbar con la unión de ligamentos.

El modelo completo se observa en la Figura 16: en él se pueden ver los diferentes segmentos óseos unidos por los ligamentos, así como la posición de los discos intervertebrales entre estos. La red de elementos finitos que conforma el modelo se recoge en la Tabla 2.



Figura 16. Modelo completo de columna lumbar L1-S1. Vistas lateral, frontal y perspectiva.

Grupo	Nº nodos	Tipo elemento	Nº elementos
Hueso	68.132	C3D4P	359.364
Discos	35.707	C3D8P	29.527
Endplates	27.456	C3D8P	17.360
Ligamentos	360	T3D2	180

Tabla 2. Modelo de elementos finitos de la columna lumbar sana utilizada a lo largo del proyecto para el cálculo computacional de su biomecánica.

3.1.2. Material

Partiendo del modelo de elementos finitos mallado con el software Ideas, se exporta a un archivo de Abaqus para realizar los cálculos numéricos. En este archivo se asignan las propiedades correspondientes a cada uno de los grupos definidos anteriormente.

El primer lugar se asignan las propiedades mecánicas del hueso esponjoso y cortical caracterizado por su módulo elástico y su coeficiente de Poisson (Tabla 3). Se asocian también las propiedades de porosidad y permeabilidad del material.

Parámetros bifásicos del material	Cortical	Esponjoso
k_0 [m^4/Ns]	$6,00 \times 10^{-21}$	$5,77 \times 10^{-13}$
$n_{f,0}$	0,05	0,29
e (void ratio)	0,05	0,41
Parámetros elásticos del material	Cortical	Esponjoso
Módulo elástico E (Mpa)	10000	100
Coefficiente de Poisson ν	0,3	0,2

Tabla 3. Propiedades bifásicas y elásticas del hueso cortical y esponjoso. (26)(27)

El anillo fibroso es una estructura lamelar cuyas láminas se encuentran distribuidas en forma de anillos concéntricos. Estas láminas a su vez tienen unas fibras orientadas a $\pm 30^\circ$ respecto a la vertical. Para su modelado se ha supuesto el origen de dos fibras (una en cada orientación) en cada uno de los elementos hexaédricos del anillo, como se puede observar en la Figura 17.

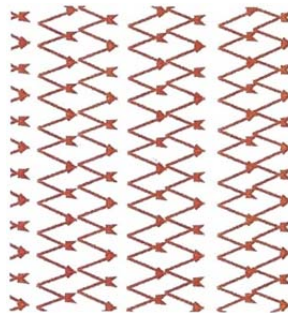


Figura 17. Distribución de fibras a $\pm 30^\circ$ en los elementos del anillo fibroso.

Para la caracterización del anillo, dividido en dos zonas, se ha tenido en cuenta su comportamiento como material compuesto: una matriz porosa, saturada con agua, que soporta las cargas compresivas, y las fibras de colágeno, que actúan a tracción. Para simular este comportamiento anisótropo del material se ha usado una subrutina UMAT para Abaqus. Las propiedades asociadas se pueden observar en la Tabla 4.

La ecuación de la energía utilizada para caracterizar este material hiperelástico es la siguiente:

$$\psi = C_{10} \left(\lambda^2 + \lambda_1^2 + \frac{1}{\lambda^2 \lambda_1^2} - 3 \right) + \frac{k_1}{k_2} \{ \exp[k_2(\lambda^2 \cos^2 \Phi + \lambda_1^2 \sin^2 \Phi - 1)^2 - 1] \}$$

Donde λ representa las deformaciones en cada dirección y Φ es el ángulo que forman las fibras.

Linearizando según el segundo principio de Piola-Kirchhoff:

$$S = 2 \frac{\partial \psi}{\partial C}$$

siendo la matriz de Cauchy-Green:

$$C = \begin{pmatrix} \lambda^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_1^2 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\lambda^2 \lambda_1^2} \end{pmatrix}$$

se obtienen las tensiones:

$$S_1 = 2C_{10} \left[1 - \frac{1}{\lambda^4 \lambda_1^2} \right] + 4k_1 \cos^2 \Phi (I_4 - 1) \exp[k_2(I_4 - 1)^2]$$

A partir de esta ecuación se obtienen los distintos parámetros que caracterizan al material, partiendo de las curvas tensión-deformación. Las constantes C caracterizan la matriz, mientras que las constantes k tienen que ver con el comportamiento de las fibras del anillo. Por último el invariante I_4 se define como:

$$I_4 = \lambda^2 \cos^2 \Phi + \lambda_1^2 \sin^2 \Phi$$

Por otro lado, el núcleo del disco intervertebral es un gel con fibras de colágeno dispersas que se ha modelado como un material poro-elástico.

Parámetros bifásicos del material	Anillo	Núcleo
$c_{F,0}$ [meq/mm ³]	$1,8 \times 10^{-4}$	$2,4 \times 10^{-4}$
k_0 [m ⁴ /Ns]	$1,85 \times 10^{-15}$	$2,05 \times 10^{-15}$
$n_{f,0}$	0,72	0,83
e (void ratio)	2,7	4,88
Parámetros elásticos del material	Anillo	Núcleo
C_{10} [MPa]	0,1	0.16
C_{20} [Mpa]	2,5	
D	0,306	36
K_1 [Mpa]	1,8	
K_2	11	

Tabla 4. Propiedades bifásicas y mecánicas del anillo fibroso y del núcleo pulposo. (15)(28)(29)(30)

Los discos intervertebrales son tejidos porosos y permeables. Con el objetivo de tener en cuenta el flujo de líquido presente en estos elementos, se ha asociado una permeabilidad (k_0) y una porosidad ($n_{f,0}$) a los mismos (Tabla 4). Esta característica del modelo resulta muy interesante dado el papel decisivo del drenaje en los discos para la degeneración.

En un día normal, una persona puede perder hasta un centímetro de su altura desde que se levanta hasta que se acuesta. Conforme el disco degenera o envejece, la capacidad drenadora de los discos disminuye produciendo una pérdida de altura permanente.

La permeabilidad de los discos no es constante, sino que varía en función de la deformación, para contemplar esta variación se calcula la permeabilidad como:

$$k = k_0 \left(\frac{n}{n_0} \right)^m$$

siendo m un parámetro fijo e igual a 22, k_0 la permeabilidad inicial y n_0 la porosidad inicial. Se calcula la porosidad en función de la deformación como:

$$n = (J - 1)(1 - n_0) + n_0$$

donde J corresponde al jacobiano de la deformación.

La condición inicial de porosidad (*void ratio*) se calcula en función de la propia porosidad como:

$$e = \frac{n_0}{1 - n_0}$$

A los endplates se les asocia un material de comportamiento isótropo y permeabilidad independiente de la deformación, puesto que es un material mucho más rígido y por tanto su deformación será despreciable frente a la del tejido blando de los discos (Tabla 5).

Endplate	
E [Mpa]	20
v (Coeficiente de Poisson)	0,4
k_0 [m ⁴ /Ns]	$7,22 \times 10^{-13}$
$n_{f,0}$	0,8
e (void ratio)	4

Tabla 5. Propiedades poroelásticas de los endplates. (26)

Por último, para caracterizar los ligamentos, se tiene en cuenta que cada membrana tiene un área efectiva, así como un módulo elástico diferente. Como se ha explicado en el modelo, para representar estas membranas se han empleado barras de diferentes secciones distribuidas uniformemente. Las propiedades y áreas transversales de las barras empleadas para modelar los segmentos ligamentosos se recogen en la Tabla 6.

Ligamento	E1 [Mpa]	E2	ϵ_{12}	Elementos	Área (mm ²)
ALL	7,8	20	0,12	5	32,4
PLL	1	2	0,11	5	5,2
LF	1,5	1,9	0,062	3	84,2
ITL	10	59	0,18	4	1,8
SSL	3	5	0,2	3	25,2

Ligamento	Segmento	Área (mm ²)	Coef. Poisson	Elementos	Rigidez (N/mm)
JC	L1-L2	43,8	0,4	6	42,5±0,8
	L2-L3				33,9±19,2
	L3-L4				32,3±3,3
	L4-L5				30,6±1,5
	L5-S1				29,9±22,0
ISL	L1-L2	35,1	0,4	6	10,0±5,2
	L2-L3				9,6±4,8
	L3-L4				18,1±15,9
	L4-L5				8,7±6,5
	L5-S1				16,3±15,0

Tabla 6. Propiedades de los ligamentos, elementos en los que se dividen y dimensiones de los mismos.
(31)(32)(33)(34)

3.1.3. Condiciones de contorno

A lo largo de todo el proyecto se han realizado cuatro simulaciones de movimiento para cada modelo. Las simulaciones han sido establecidas de acuerdo a los criterios que aparecen en la bibliografía, con el objeto de crear una comparativa que permita validar los resultados.

En primer lugar, se ha impuesto una condición de empotramiento en la superficie inferior de la S1, restringiendo los tres desplazamientos y los tres giros. Esta condición se cumple en todos los ensayos realizados.

Los ejes globales del modelo se pueden observar en la Figura 18.



Figura 18. Ejes globales cartesianos (X, Y, Z) en el modelo de la columna.

Los dos primeros ensayos simulan el movimiento de flexo-extensión del tronco. Para ello se impone un momento puro en la superficie superior de la vértebra L1 en el eje X (Figura 19). A su vez se ha restringido en esta misma superficie el giro en los otros dos ejes (Y y Z), así como el desplazamiento en el eje X de giro. Estas restricciones ayudan a la convergencia del cálculo mediante la imposición de limitaciones existentes en la realidad.

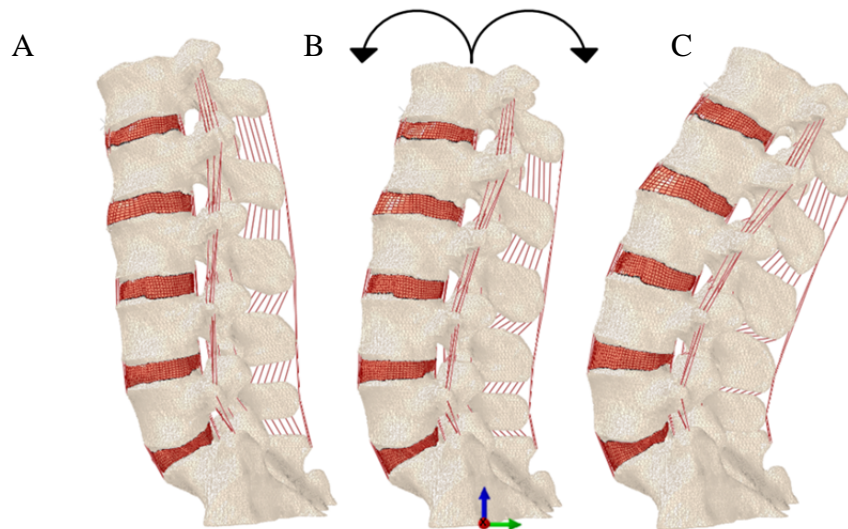


Figura 19. Vista lateral del movimiento de flexo – extensión de la columna lumbar humana simulada mediante modelos de elementos finitos. A) Deformada por flexión. B) Indeformada. C) Deformada por extensión.

Los otros dos ensayos corresponden al movimiento de flexión lateral del tronco, a derecha e izquierda (Figura 20). Para realizarlos se aplica el momento sobre el eje Y, a la vez que se restringe el giro de L1 en Z y la traslación en Y.

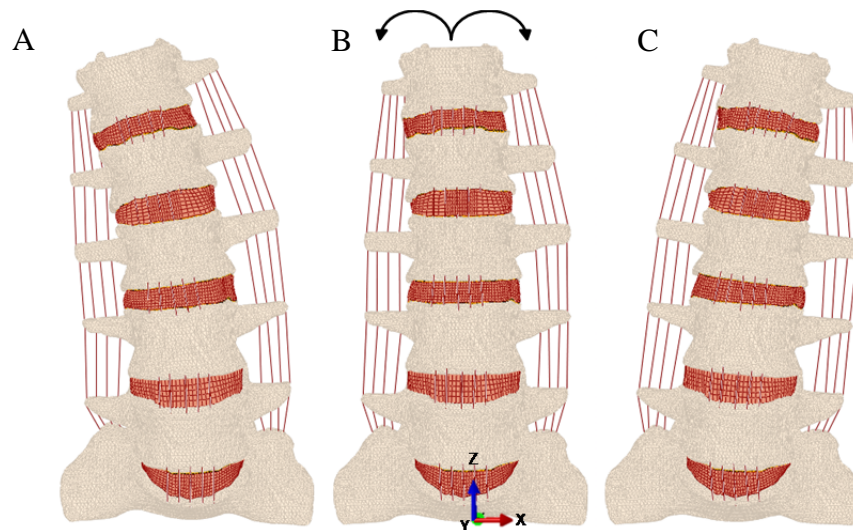


Figura 20. Vista frontal del movimiento de giro lateral de la columna lumbar humana. A) Deformada por giro a la derecha. B) Indeformada. C) Deformada por giro a la izquierda

Por último, en todos los ensayos se ha puesto en el contorno de los elementos porosos la condición de presión osmótica igual a 0, para permitir la entrada o salida de fluido en función de la carga que se le imponga a la columna

Con esta condición se consigue simular el drenaje de los discos a lo largo de un día completo. Primero se deja un tiempo equivalente de 7 horas sin carga, donde se produce un ligero hinchamiento de los discos por absorción de fluido, que permite alcanzar el equilibrio y la condición de tejido pretensado, a continuación se realiza un ciclo de carga correspondiente a cada ensayo, en el que la presión interna del disco va cambiando.

3.2. Validación del modelo con datos experimentales.

Se han realizado los ensayos descritos anteriormente aplicando un momento de 4Nm en flexión, -4Nm en extensión. Con estas magnitudes de carga se pueden comparar los resultados numéricos con los datos experimentales disponibles en la bibliografía (2).

En las gráficas mostradas en la Figura 21 se observa la comparación del giro relativo de cada segmento lumbar en función de la carga aplicada con el estudiado por Guan y colaboradores. Los resultados numéricos mostrados corresponden, en línea discontinua, a los del modelo de vértebras rígidas desarrollado por Moramarco y en línea continua a los resultados de la simulación computacional del modelo antes descrito.

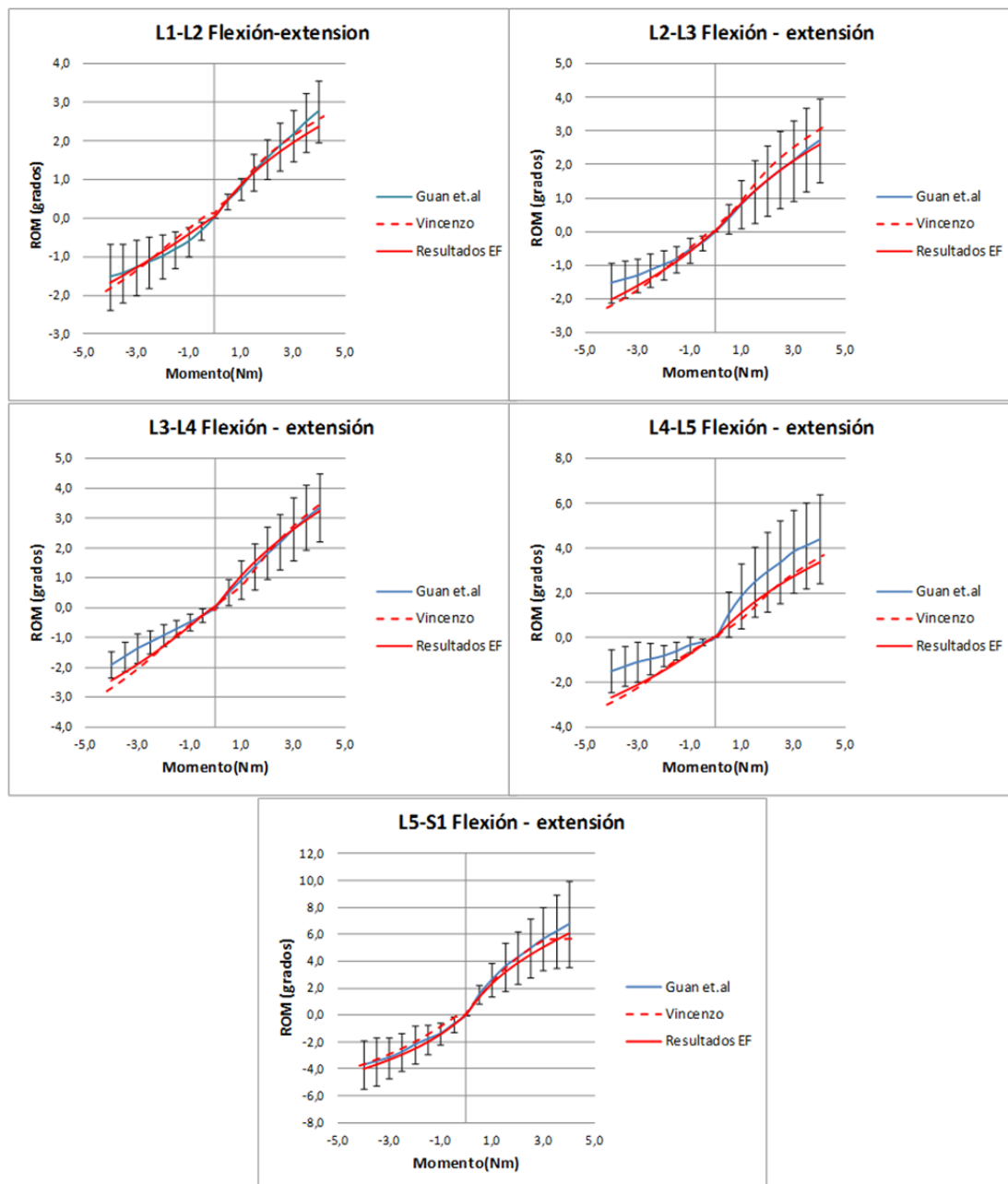


Figura 21. Gráficas comparativas del giro relativo entre segmentos en el movimiento de flexo-extensión.

Siguiendo el mismo procedimiento se han realizado los cálculos para el movimiento de flexión lateral aplicando un momento de -4Nm en el eje Y para el giro a derechas y de 4Nm para el giro a izquierdas. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 22.

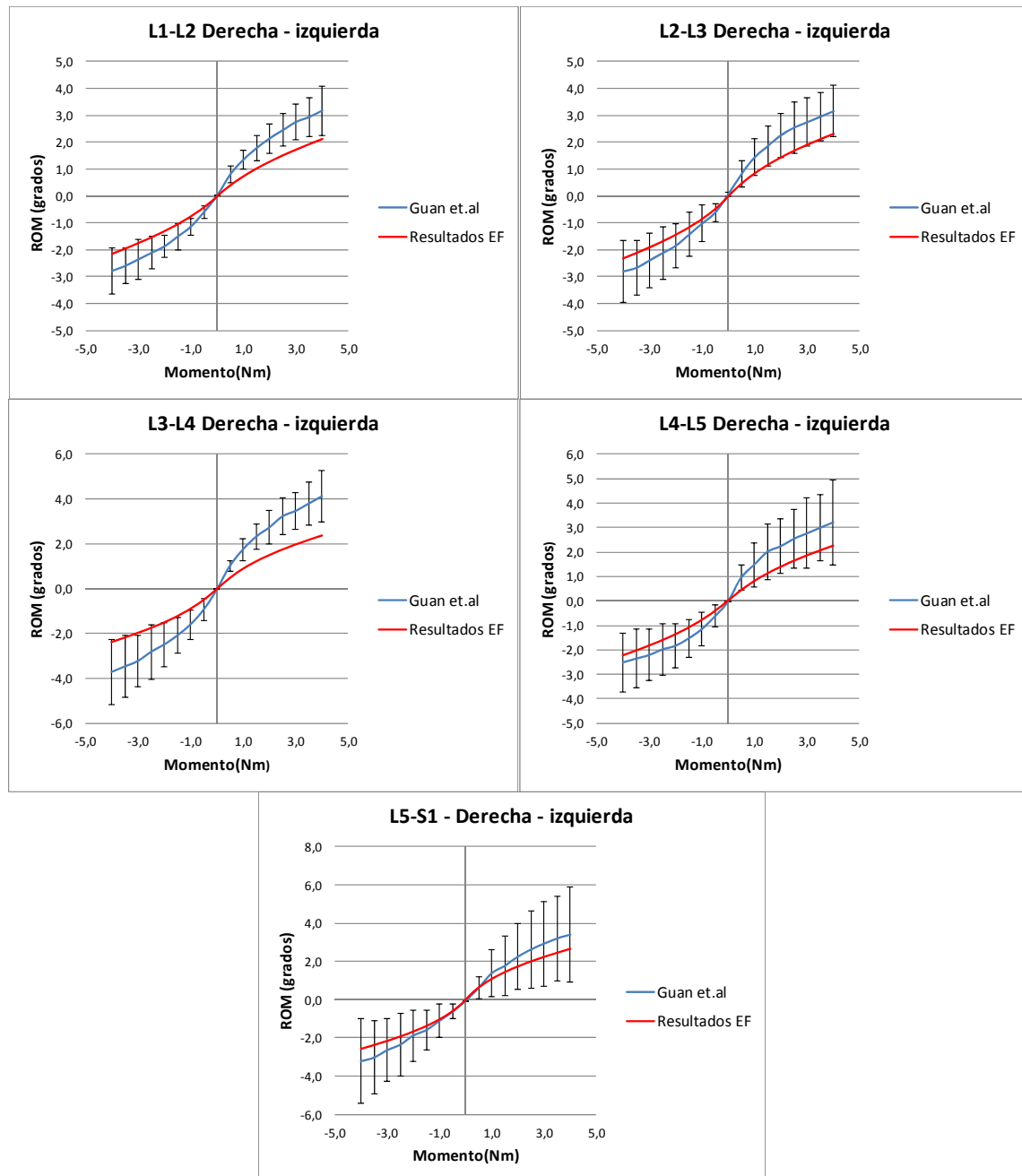


Figura 22. Gráficas comparativas de los resultados numéricos obtenidos en el estudio computacional realizado con elementos finitos y los resultados presentes en la bibliografía.

A la vista de los resultados se puede concluir que el modelo es válido, ya que reproduce de manera fiel el movimiento de la columna real y, en cualquier caso, se encuentra dentro de los límites de dispersión calculados por Guan. Las mayores diferencias se presentan en el segmento L4-L5, en el cual el movimiento de flexión produce 0,9º menos de giro relativo que el real, y en el de extensión 1,5º más.

En cualquier caso, la introducción del comportamiento deformable de las vértebras supone una ligera mejora frente al modelo rígido anterior, ya que se ajusta mejor a la curva real. Esta mejora se observa especialmente en el caso de los segmentos L2-L3 y L5-S1.

Una vez validado, el modelo construido se utilizará como base para la simulación de la degeneración en el disco D45 y sus cirugías asociadas.

A lo largo de todo el estudio se ha tenido en cuenta que una persona con el disco degenerado o con una intervención quirúrgica va a intentar realizar la misma cantidad de movimiento que cuando el disco estaba sano, como pone de manifiesto Goel et al. en su trabajo (35).

Por esa razón, en adelante se tratarán los datos para un momento que produzca en cada caso el mismo giro absoluto de L1 que produce el sano con 4Nm.

Capítulo 4

Simulación del proceso degenerativo

A lo largo de este capítulo se simula el proceso de degeneración de disco intervertebral en el segmento lumbar L4-L5 para observar su diferencia con respecto al movimiento de la columna lumbar sana. Con los resultados obtenidos se comparan los efectos cualitativos que indica la literatura.

4.1. Material y métodos. Degeneración del disco intervertebral.

Como se ha visto anteriormente en los discos intervertebrales se puede producir un proceso degenerativo por el cual pierden parte de sus propiedades, principalmente drenadoras, provocando fuertes molestias en el paciente.

Con el objetivo de ver las consecuencias biomecánicas que causa sobre el segmento lumbar la degeneración, se han modificado las propiedades de uno de los discos intervertebrales. El disco elegido para simular la degeneración ha sido el D45, emplazado en el segmento lumbar L4-L5. Esta elección se basa en el estudio realizado en 2011 por William R. Sears (36), donde muestra -mediante un análisis estadístico- cuál es la población de riesgo y el segmento más intervenido.

En un estudio realizado sobre 1000 pacientes, se puede observar la siguiente división de acuerdo a diferentes criterios:

- Rangos de edad: 130 pacientes de edad inferior a 45 años, 199 en edades comprendidas entre 45 y 60, y 671 pacientes por encima de los 60 años.
- Número de niveles intervenidos: en 593 casos la fusión se realizó en un único segmento, en 219 casos fue necesaria la fusión de dos segmentos vertebrales y en 118 fue precisa la fusión de tres o más segmentos.

En la Figura 23 se pueden ver los segmentos intervenidos, notándose una gran superioridad de la intervención simple del segmento L4-L5, con un porcentaje del 36% sobre el total.

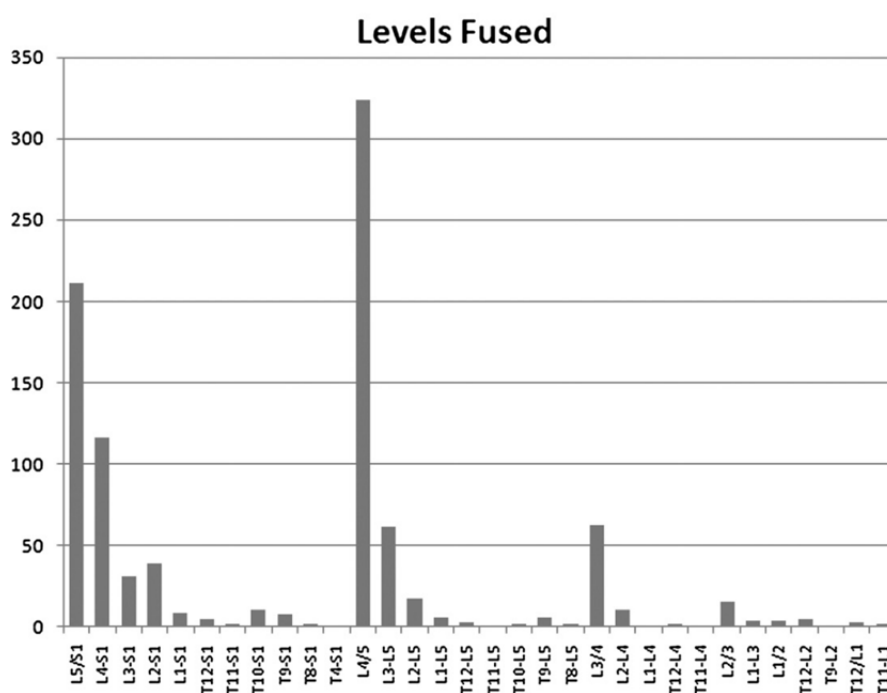


Figura 23. Estadística de niveles intervenidos quirúrgicamente sobre una muestra de 1000 pacientes. (36)

Para simular la degeneración del disco se han modificado tanto sus propiedades mecánicas como sus propiedades bifásicas, quedando recogidas en la Tabla 7. La degeneración que se ha provocado puede ser clasificada, según la escala de Thompson (23), de nivel IV.

Parámetros bifásicos del material	Anillo	Núcleo
$c_{f,0}$ [meq/mm ³]	$0,9 \times 10^{-4}$	$2,4 \times 10^{-4}$
k_0 [m ⁴ /Ns]	$1,45 \times 10^{-15}$	1.52×10^{-15}
$n_{f,0}$	0,7	0.71
e (void ratio)	2,4	2.45
Parámetros elásticos del material	Anillo	Núcleo
C_{10} [MPa]	0,45	0.16
C_{20} [Mpa]	2,5	
D	0,306	36
K_1 [Mpa]	1,8	
K_2	11	

Tabla 7. Propiedades bifásicas y elásticas del material asociado al anillo fibroso y al núcleo pulposo del disco intervertebral degenerado. (15)(29)(30)

4.2. Resultados. Comparación con el modelo sano y evaluación de hipótesis médicas.

En los ensayos realizados sobre este modelo han sido aplicados los mismos movimientos y condiciones de contorno que en los descritos para el modelo sano. Como única diferencia, cabe destacar el incremento de momento aplicado hasta conseguir el mismo giro absoluto en L1 que el que se obtenía con 4Nm en el modelo sano. Este momento es: 4,375Nm para flexión, -4,28Nm para extensión, -4,81Nm para giro lateral a la izquierda y 5,219Nm para giro lateral a la derecha.

Todos los resultados estudiados, tanto de giro relativo como de tensiones, se tomarán de este nuevo momento, dado que se entiende que la persona intentará alcanzar el mismo grado de movimiento que en el caso de columna sana.

Los resultados de giro relativo entre vértebras para los 4 movimientos simulados pueden observarse en el Anexo 1.1. Destaca el decremento de movimiento en el segmento L4-L5 para extensión, a la vez que un ligero incremento de movimiento en extensión (Figura 24). En los movimientos laterales se produce una reducción importante del movimiento, debido al aumento de rigidez del disco derivada de la pérdida de las propiedades permeables del anillo y del núcleo. Estos cambios producen en el segmento inferior un decremento de movimiento a flexión, así como un ligero incremento en el movimiento del resto de los segmentos (Figura 25).

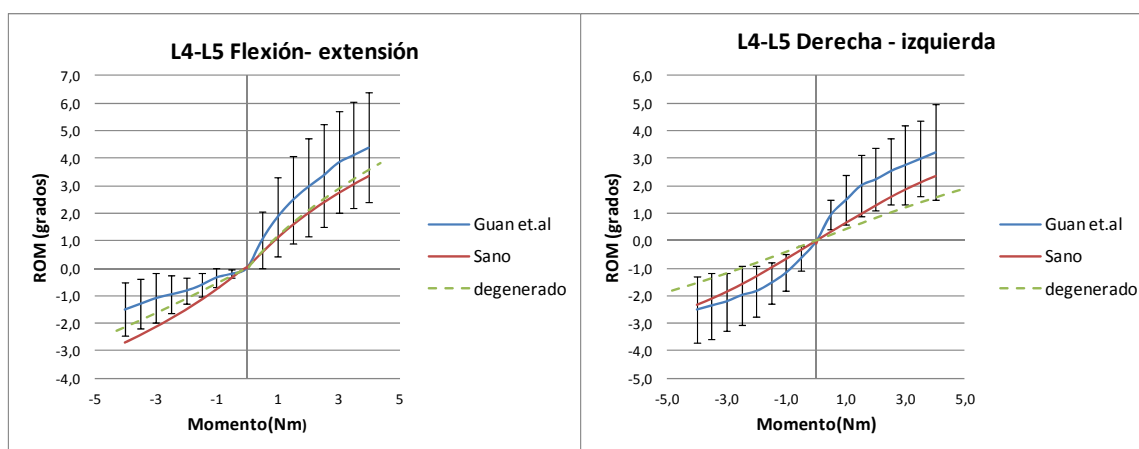


Figura 24. Gráficas de movimiento relativo entre L4 y L5 (segmento afectado) en los movimientos de flexo-extensión y giros laterales. Se comparan los resultados numéricos de la columna sana y patológica con los resultados de columna sana de la literatura.

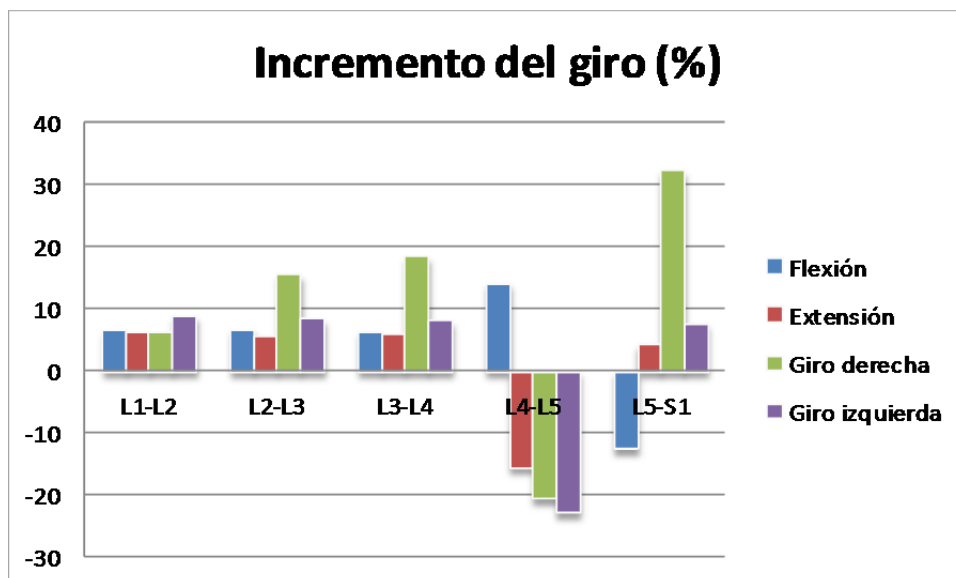


Figura 25. Gráfico de barras que muestra el aumento de giro relativo entre segmentos para la columna con D45 degenerado, sobre los giros de la columna lumbar sana, para conseguir el mismo giro absoluto.

A la vista de los resultados se puede llegar a la conclusión de que la degeneración crea una inestabilidad en la columna, especialmente en el segmento afectado y sus adyacentes, que puede llevar asociado un cambio en el estado tensional de los discos intervertebrales. Para comprobarlo se realiza a continuación el estudio de tensiones máximas y mínimas que aparecen en los discos.

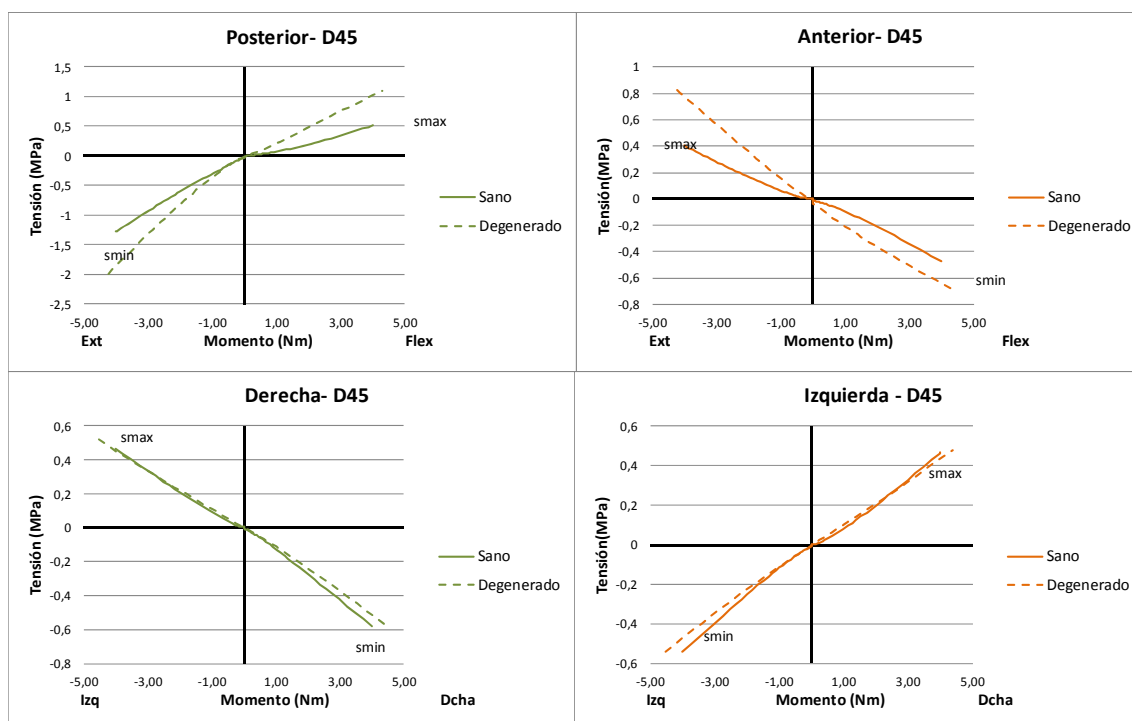


Figura 26. Gráficos de tensiones máximas y mínimas en cada parte del disco según el movimiento simulado. Comparación entre las tensiones producidas en la columna sana y en la degenerada.

Como se observa en los gráficos de la Figura 26, tanto en la parte posterior como en la anterior del disco intervertebral se produce un incremento de tensiones pronunciado de tracción y de compresión según el movimiento impuesto. En el resto de segmentos las tensiones siguen la misma tendencia de carga que en el sano hasta los 4Nm e incrementan ligeramente al aplicar el incremento de carga necesario. Sin embargo, en los movimientos laterales las tensiones no varían de forma tan pronunciada, sino que incluso disminuyen. Esta diferencia podría ser la causante de que la mayoría de las hernias discales se produzcan en la parte posterior de los discos, donde se crean mayores concentraciones de tensiones. Los resultados gráficos obtenidos se encuentran en el Anexo 2.1.

Un estudio cuantitativo muestra que el incremento de tensiones en el ensayo de extensión es de 105% a tracción y 56% a compresión y en el ensayo de flexión, de 112% a tracción y 43% a compresión. Este gran aumento de tensiones puede provocar dolor en el paciente, además de acrecentar el riesgo de rotura del anillo fibroso produciendo una hernia lumbar. La distribución de tensiones en el disco intervertebral afectado, en comparación con la distribución del disco sano, puede observarse en la Figura 27.

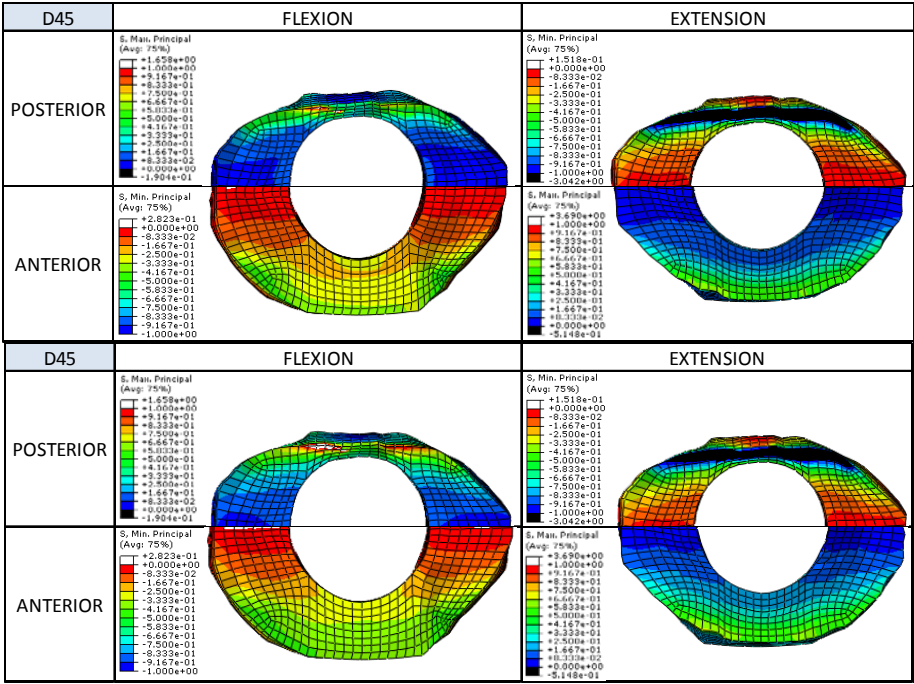


Figura 27. Cambio en la distribución de tensiones en el disco degenerado D45 causado por el movimiento de flexión-extensión. Arriba el disco sano, abajo el degenerado.

La distribución de tensiones en el resto de los discos para los cuatro ensayos realizados puede observarse en el Anexo 3.1 y 3.2.

Capítulo 5

Artrodesis

Después de conocer los efectos producidos por la degeneración, se procede a simular las diferentes cirugías aplicadas hasta la actualidad, con el objetivo de ver tanto las soluciones que aportan como los efectos negativos que producen. A lo largo de este capítulo se realizará una artrodesis, tratando de seguir el orden cronológico de aparición de las cirugías lumbares.

5.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado.

La técnica de la artrodesis, como se ha visto en la introducción, consiste en conseguir un segmento rígido formado por los cuerpos vertebrales superior e inferior del disco intervertebral patológico.

Para conseguir ese segmento rígido se usan dos técnicas complementarias. En primer lugar se realiza una fijación mecánica mediante tornillos. Estos tornillos se introducen en los cuerpos vertebrales y se unen entre sí por barras rígidas de metal; adicionalmente, se emplea una sustancia orgánica extraída del propio paciente, que promueve el crecimiento del hueso entre las dos vértebras. El método más empleado para promover el crecimiento del hueso es el autoinjerto. La consecuencia de este autoinjerto es la soldadura completa del segmento lumbar intervenido, mediante el crecimiento de cada una de las vértebras adyacentes alrededor de dicho autoinjerto.

En el modelo creado, la fijación mediante tornillos se simulará por medio de geometría, mientras que el efecto del autoinjerto se tratará como un cambio de propiedades del material.

5.1.1. Geometría

Partiendo de la geometría de la columna sana, se han practicado dos agujeros en las vértebras L4 y L5 para la introducción de los tornillos (Figura 28). En las superficies de estos agujeros se han creado los respectivos grupos de elementos para poder asegurar el contacto entre las vértebras y los tornillos.

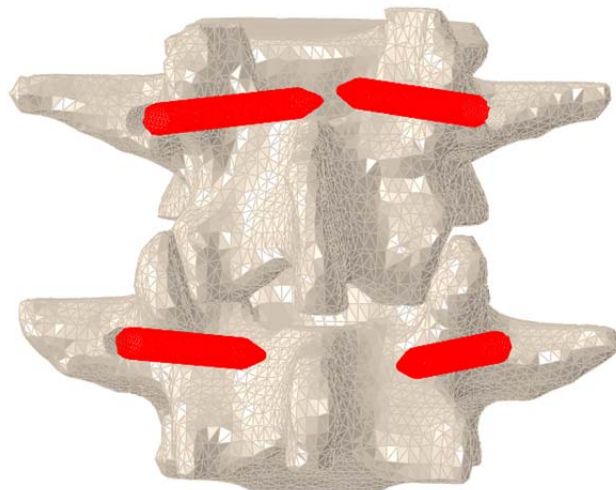


Figura 28. Geometría de los agujeros practicados en las vértebras L4 y L5 para la inserción de la fijación por tornillos.

El modelado de los tornillos se ha realizado con el software Rhinoceros creando una geometría asimétrica, teniendo en cuenta la aleatoriedad producida por el cirujano al practicar los taladros. La estructura consiste en dos pares de tornillos unidos por una barra rígida (Figura 29) que asegure un movimiento relativo entre vértebras prácticamente nulo.



Figura 29. Geometría y malla del implante de titanio que conforma la fijación por tornillos utilizada para simular la cirugía artrodésica.

Una vez creada la geometría se exporta a I-deas, donde será colocada de manera coincidente con los agujeros y mallada, formando un modelo de elementos finitos con 9298 nodos, 47782 elementos tetraédricos. En las superficies exteriores de los tornillos se crean grupos para el contacto con los agujeros, al igual que se ha hecho en las vértebras.

El resultado de la unión se puede observar en la Figura 30:

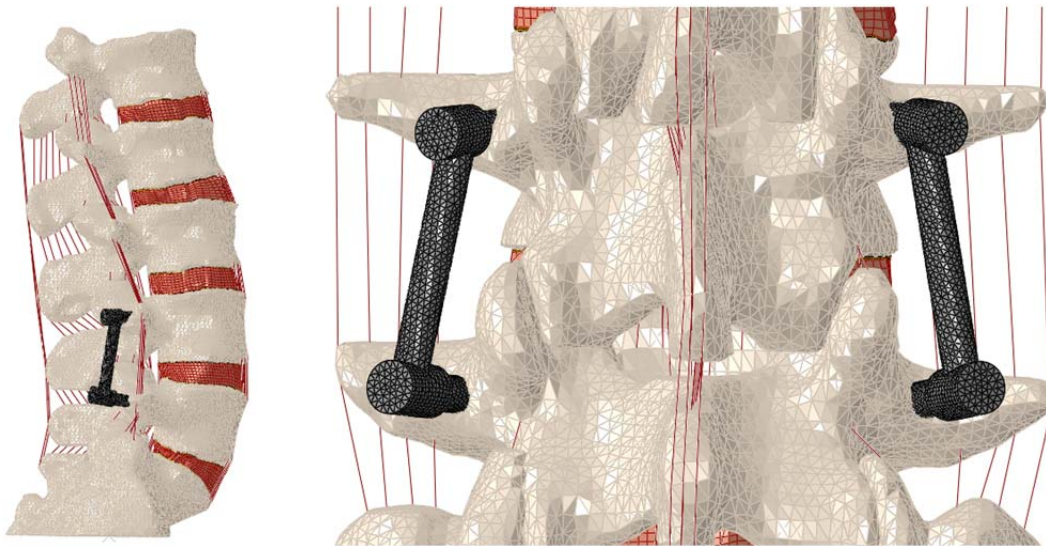


Figura 30. Unión del segmento L4 –L5 mediante el implante de titanio. Vista lateral de la columna completa y detalle de la vista posterior del segmento intervenido.

El modelo resultante de elementos finitos que forman los tornillos está recogido en la Tabla 8.

Grupo	Nº nodos	Tipo elemento	Nº elementos
Tornillos	9.298	C3D4	47.182

Tabla 8. Modelo de elementos finitos utilizado para modelar la fijación de tornillos de titanio.

5.1.2. Material

La estructura de tornillos utilizada en este tipo de intervenciones suele ser de titanio, por eso es el material que se ha elegido simular. Las constantes elásticas del titanio biocompatible son las recogidas en la Tabla 9.

Titanio – Grado 23	
Módulo elástico (MPa)	100.000
Coeficiente de Poisson	0,33

Tabla 9. Propiedades mecánicas del titanio utilizado en la fabricación de implantes quirúrgicos.(37)

En cuanto al disco afectado, se produce un cambio de propiedades debido a la osificación propiciada por el autoinjerto. Por esta razón, se ha asociado al disco D45 las propiedades de hueso trabecular, simulando el resultado a largo plazo de la intervención quirúrgica.

5.1.3. Condiciones de contorno

Además de los contactos definidos en el modelo sano, se crean cuatro contactos más de cada uno de los tornillos con su respectivo agujero en la vértebra.

Las condiciones de contorno impuestas, así como los ensayos realizados, son idénticos a los calculados sobre el modelo sano.

5.2. Resultados. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana.

5.2.1. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana.

El objetivo principal de la cirugía artrodesis es la descompresión del disco afectado para eliminar el dolor y conseguir la estabilización de la columna. El cambio en la distribución de tensiones en los discos se puede observar en la Figura 31.

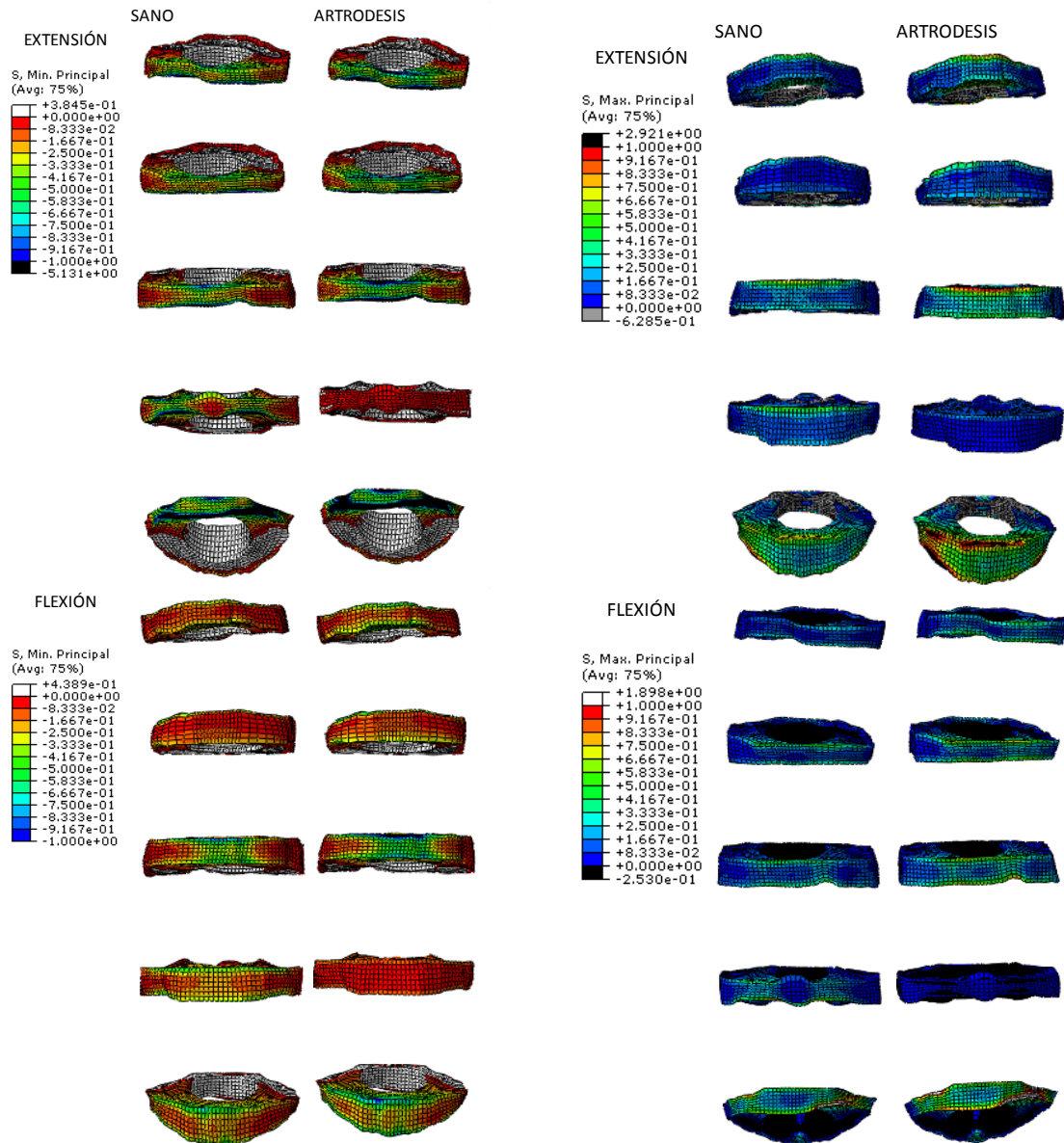


Figura 31. Distribución de tensiones de tracción y compresión en los discos D12, D23, D34, D45, D51 para los movimientos de flexión-extensión. Comparación de la distribución en el modelo sano frente al modelo con fijación artrodesis.

Se observa claramente que el disco D45 ha quedado sin tensionar, en detrimento de los discos adyacentes. Esto es debido a que todas las tensiones son absorbidas por el implante de titanio (Figura 32).

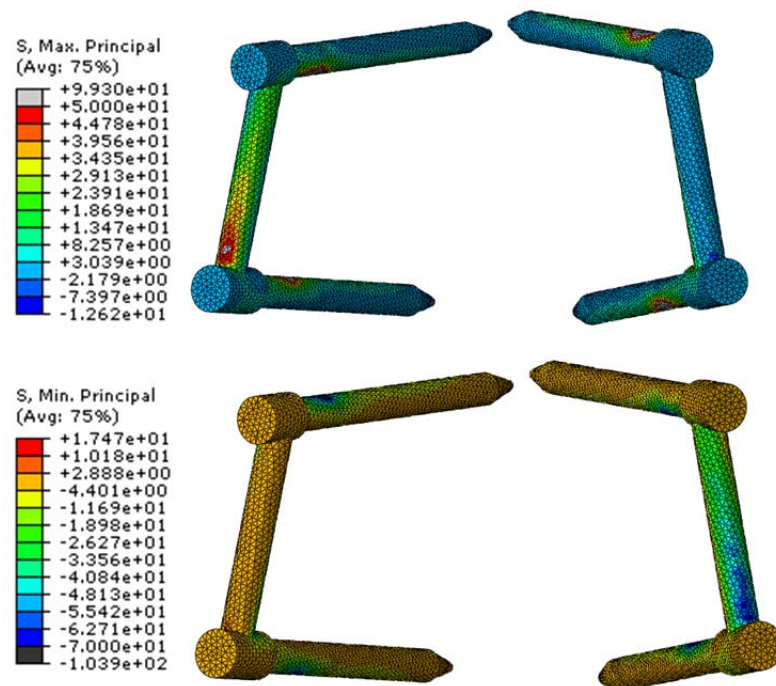


Figura 32. Distribución de tensiones máximas y mínimas en los tornillos para el movimiento de giro a la derecha.

Sin embargo, los efectos negativos que este tipo de intervención tiene sobre la biomecánica es una drástica reducción del movimiento en el segmento intervenido, en este caso L4-L5. Esta reducción de movimiento se traduce en un mayor momento necesario para conseguir el mismo giro absoluto de L1: -5,31Nm en extensión, 5,313Nm en flexión, -5.56 en giro a la izquierda y 5.708 en giro a la derecha.

En la Figura 33 se puede observar la reducción casi total de movimiento. Al estudiar la simulación con un giro absoluto igual que en la columna sana, se observa un incremento de giro en el resto de segmentos distribuidos como se muestra en la Figura 34.

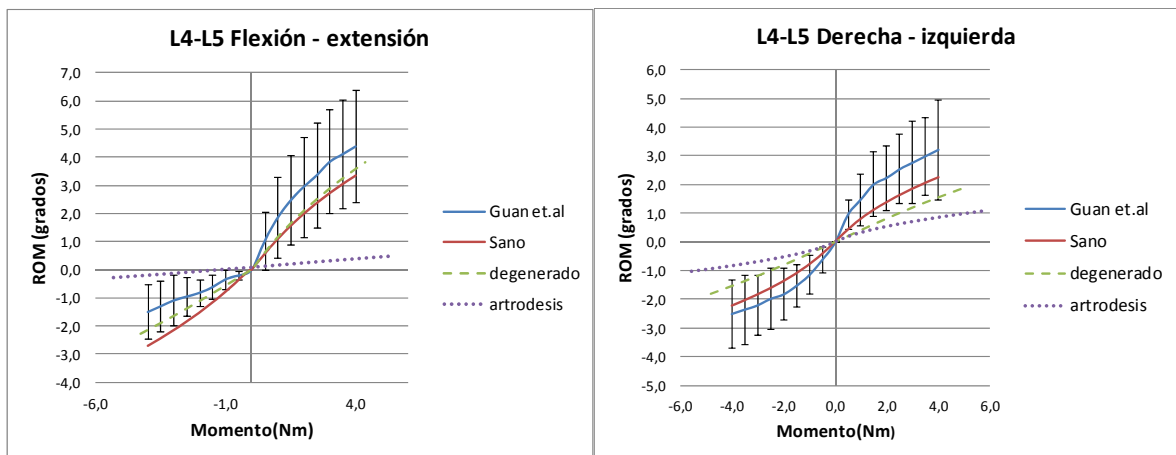


Figura 33. Gráfica de giro relativo entre L4- L5 después de realizar la artrodesis, frente a la columna sana.

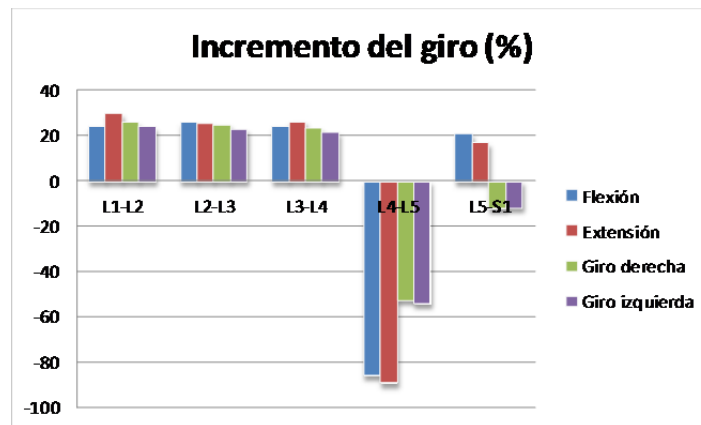


Figura 34. Incremento del giro relativo entre cuerpos óseos necesario para conseguir un giro absoluto en la columna artrodésica idéntico al de la columna sana.

De estos resultados se desprende la conclusión de que este tipo de cirugía reduce en un 90% el movimiento del segmento afectado en el movimiento de flexo-extensión, y en un 50% los giros laterales, incrementando el giro en el resto de segmentos.

Para realizar el movimiento completo se requiere una fuerza superior a la normal que los músculos intervertebrales no son capaces de desarrollar, por eso se traduce en una drástica pérdida de movimiento.

El giro relativo entre segmentos se encuentra detallado en el Anexo 1.2.

5.2.2. Estudio de los efectos sobre los segmentos adyacentes.

Este incremento de giro relativo en el resto de segmentos lleva asociado un incremento de tensiones en los anillos fibrosos de los discos intervertebrales. Para demostrarlo se han estudiado las tensiones en los discos. Las tensiones producidas en todos los discos, así como su distribución puede observarse en el Anexo 2.2 y 3.3.

El máximo incremento de tensión compresiva se produce en el movimiento de flexión con un 50.7% de tensión sobre la que tenía en la columna sana. En el caso de las tensiones de tracción, el incremento máximo es de 61.12% y se produce también en el movimiento de flexión. En ambos casos en el disco D12 (Figura 35).

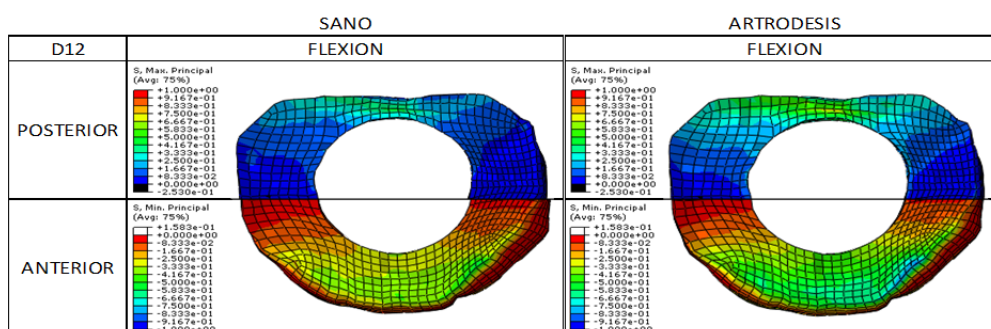


Figura 35. Cambio en la distribución de tensiones máximas y mínimas del disco más afectado por la cirugía D12.

Capítulo 6

Artroplastia con fijación

Con la aparición de las prótesis, se comenzó a utilizar los espaciadores intervertebrales como descompresores de tensiones en el disco afectado, puesto que debido a su mayor rigidez las absorbe. Sin embargo, hay diferencias de opinión, y actualmente hay profesionales que prefieren fijar adicionalmente las dos vértebras mediante tornillos para evitar la migración de la prótesis. A lo largo de este capítulo se estudiará desde el punto de vista ingenieril las ventajas y desventajas que este método aporta sobre el anterior.

6.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado.

La fusión modifica el entorno mecánico de la columna, produciendo la degeneración de los segmentos vertebrales adyacentes. En los últimos años se han desarrollado nuevos implantes que reemplazan el núcleo pulpos, absorbiendo la carga y conservando la movilidad. Esta técnica se realiza de manera muy similar a la artrodesis vista en el Capítulo 5. En este caso, en lugar del autoinjerto extraído del paciente para la osificación del disco se utiliza un espaciador intervertebral.

Estos espaciadores intervertebrales están fabricados en PEEK, un polímero biocompatible. Se colocan en el espacio que deja libre el núcleo, raspando un poco el anillo fibroso por su zona interna para conseguir la adaptación a la prótesis. De esta manera, el implante queda rodeado casi por completo de anillo fibroso, evitando en gran parte su migración.

Además de los espaciadores -y de manera idéntica a la artrodesis- se coloca una fijación con tornillos de titanio por la parte posterior de la columna lumbar.

6.1.1. Geometría

Para la inserción del implante protésico hay que tener en cuenta el procedimiento médico. Este procedimiento consiste en la extracción del núcleo pulpos del disco dañado, a través de una incisión en la parte posterior. A continuación se adecúa el espacio interior del anillo fibroso, mediante raspado, a la geometría de la prótesis. Por último, se inserta el implante por la misma incisión por la que se extrajo el núcleo y se coloca en la posición correcta con ayuda de los marcadores.

En el modelado de la cirugía se ha seguido el mismo proceso, tomando como base el modelo de columna con degeneración en el segmento L4-L5, visto en el Capítulo 5. Así, en primer lugar, se elimina el núcleo pulpos de D45. A continuación, con ayuda de Rhinoceros, se remodela el interior del anillo fibroso para adecuarlo a la geometría de cada una de las prótesis. Este nuevo anillo fibroso se vuelve a mallar y a colocar en la columna, reemplazando al anillo fibroso sano. El nuevo anillo fibroso tendrá también la consideración de degenerado y por tanto sus propiedades coincidirán con este estado. Por último, se acomoda la prótesis en el espacio interior destinado a este propósito.

A lo largo de este proyecto se han estudiado dos tipos de implantes comerciales, uno de ellos formado por una sola pieza y el otro formado por dos piezas paralelas. El objetivo es ver si existen diferencias significativas entre ellos y, en caso de haberlas, distinguir el más beneficioso para el paciente.

La primera de las prótesis modeladas es el implante comercial OLYS (38), formado por una sola pieza, cuya geometría se representa en la Figura 36. Las características principales que definen esta pieza son:

- 1) Diseño suave, para evitar concentraciones de tensión que dañen la pieza.
- 2) Cámara de injerto a través de la cual se favorece el crecimiento del hueso.
- 3) Ranuras para evitar la retropulsión de manera que el implante no se mueva una vez colocado.
- 4) Agujeros para la vascularización del injerto.
- 5) Marcadores de oro que permiten asegurar la correcta colocación mediante técnicas de rayos X.
- 6) Ranuras necesarias para la sujeción de la prótesis durante su colocación.



Figura 36. Geometría de la prótesis comercial OLYS. (38)

Mediante el software de diseño Rhinoceros se ha creado una geometría similar a la de la prótesis comercial. Dicha geometría se ha exportado a Ideas, para ser mallada con elementos tetraédricos (Figura 37).

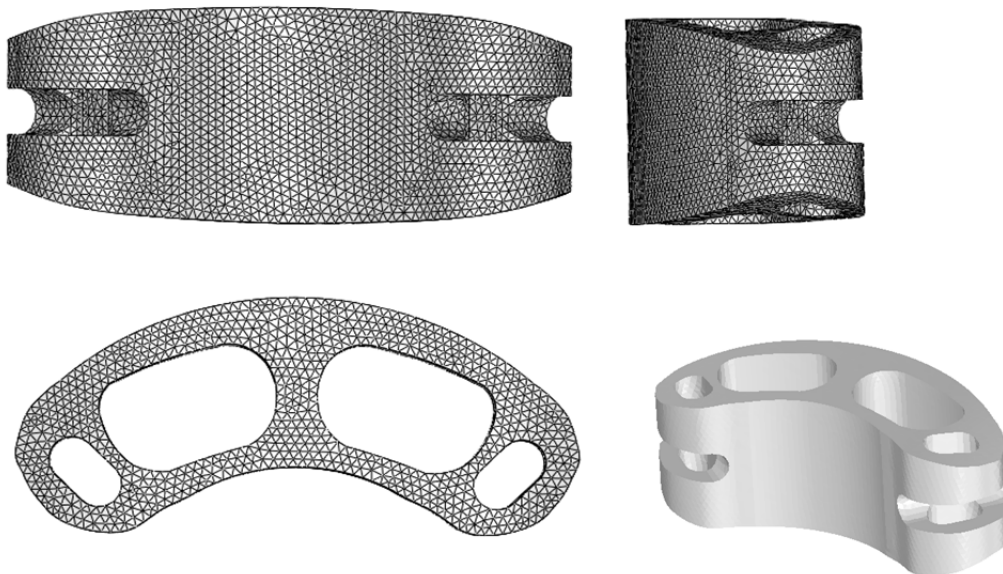


Figura 37. Vistas en alzado, planta y perfil de la malla de la prótesis reproducida en Ideas. Renderizado de la pieza completa.

La prótesis, mallada y escalada al tamaño necesario de la columna del modelo de elementos finitos, se introduce en el segmento L4L5, de modo que contacte por la parte superior e inferior lo mejor posible con el hueso para evitar su desplazamiento.

Por último, se coloca también la fijación de tornillos que une las vértebras L4 y L5 por medio de barras rígidas de titanio. El resultado de la cirugía puede observarse en la Figura 38.

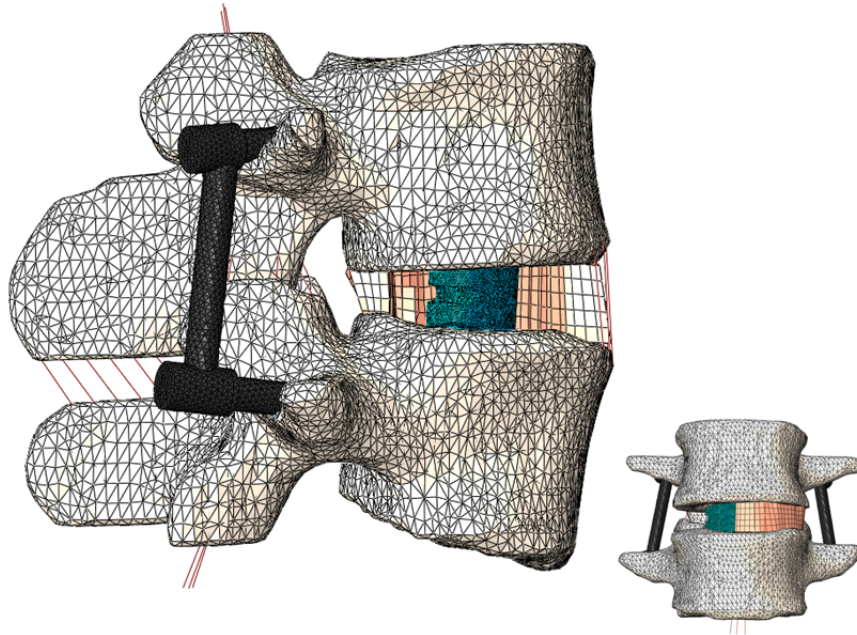


Figura 38. Vista lateral y frontal de la colocación del implante protésico en el segmento L4 – L5, así como la fijación con tornillos realizada por la parte posterior.

La segunda prótesis modelada es el implante interdiscal NEOLIF-PLIF (39), formado por dos piezas idénticas que se colocan de forma paralela dentro del anillo, sustituyendo al núcleo pulposo. En la Figura 39, se muestra una de las dos piezas que forman el implante.

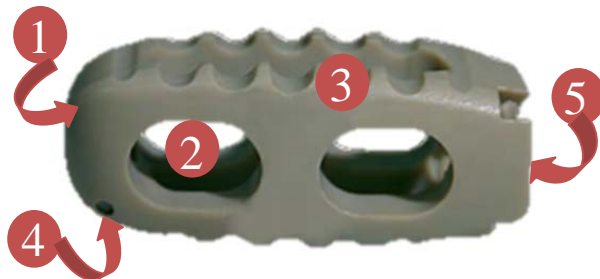


Figura 39. Geometría de la prótesis comercial PLIF. (39)

Las principales características de este implante son:

- 1) Geometría suave.
- 2) Cámara de injerto.
- 3) Ranuras para evitar la retropulsión.
- 4) Marcadores.
- 5) Ranuras para la sujeción de la prótesis durante su colocación.

Como en el anterior, se ha modelado la geometría con Rhinoceros, para luego mallarla con elementos tetraédricos en Ideas (Figura 40).

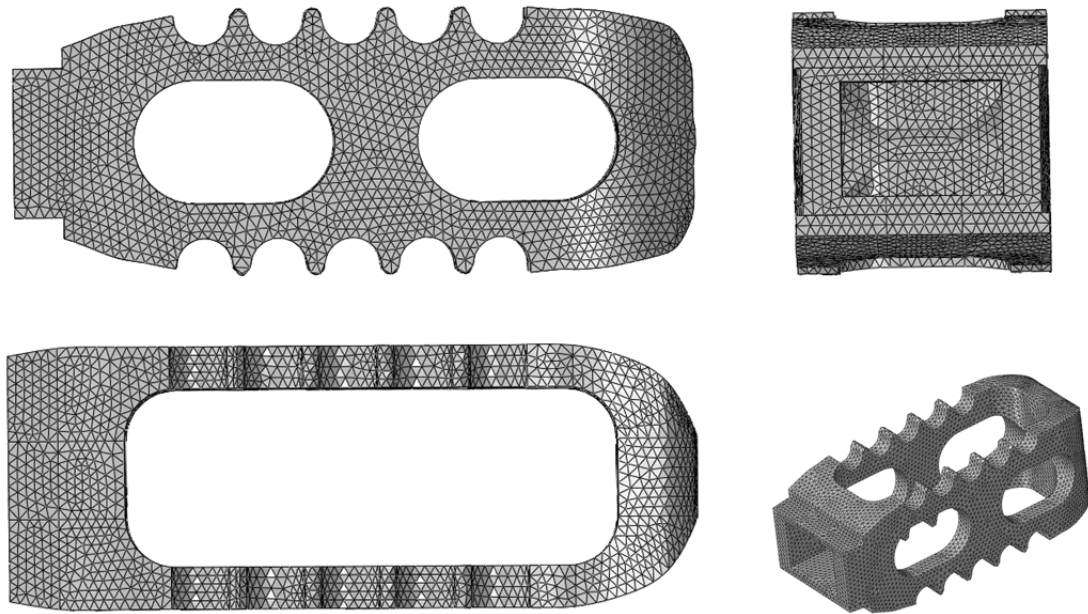


Figura 40. Alzado, planta y perfil de la malla reproducida en Ideas de la prótesis PLIF. Vista en perspectiva de la pieza.

En este caso la prótesis está formada por dos piezas idénticas, por tanto su colocación debe ser simultánea para conseguir equilibrar la columna. Estas dos piezas se consideran de manera independiente, por lo que el contacto de cada prótesis con el hueso se hará por separado, permitiendo un movimiento relativo entre las mismas. La geometría final puede observarse en la Figura 41.

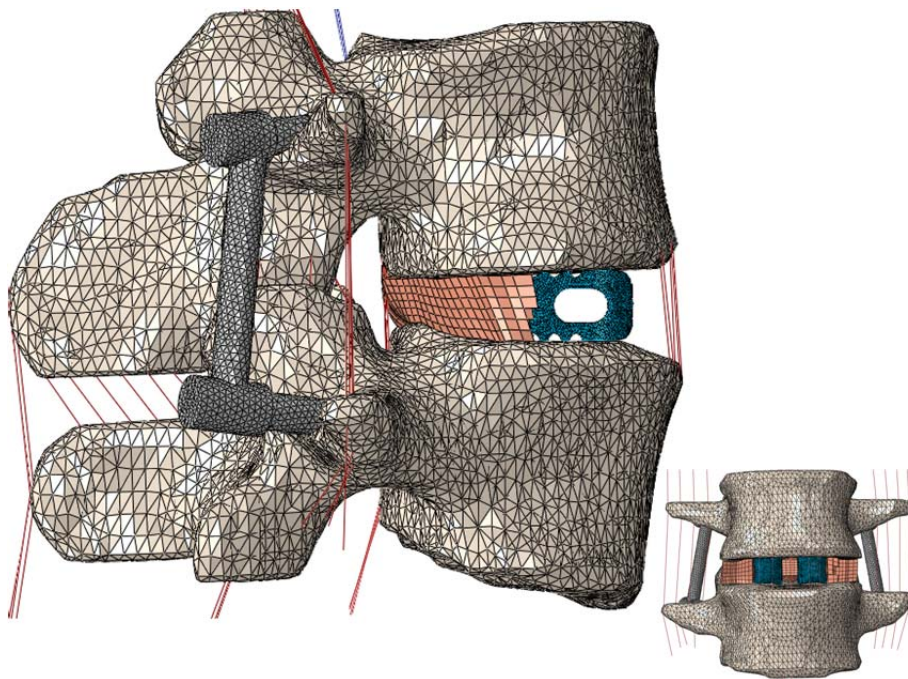


Figura 41. Vista lateral y frontal de la inserción de las piezas que conforman la prótesis PLIF, junto con la fijación posterior por tornillos.

Tras el mallado de estos elementos, el modelo resultante de elementos finitos es el recogido en la Tabla 10.

Grupo	Nº nodos	Tipo elemento	Nº elementos
OLYS	16.413	C3D4	88.090
D45 - OLYS	2.726	C3D8P	1.872
PLIF	27.046	C3D4	141.054
D45 - PLIF	4.256	C3D8P	3.084

Tabla 10. Modelo de elementos finitos utilizado para la representación de las diferentes prótesis y los anillos fibrosos de los discos afectados.

6.1.2. Material

Las propiedades de los tejidos que conforman el modelo son las mismas que se han utilizado hasta ahora. El disco afectado D45 se modela como anillo fibroso degenerado.

Los implantes de fijación posterior son de titanio, como se ha visto en el capítulo de artrodesis, mientras que los espaciadores intervertebrales son de un polímero biocompatible denominado PEEK, cuyas propiedades se contemplan en la Tabla 11.

	PEEK
Módulo elástico (Mpa)	3.600
Coef. De Poisson	0,38

Tabla 11. Propiedades mecánicas del PEEK utilizado para fabricar las prótesis comerciales implementadas.

6.1.3. Condiciones de contorno

Para la simulación computacional es necesario definir los contactos de las prótesis interdiscales con su entorno.

En el caso de la prótesis OLYS, se han definido tres superficies de contacto: las superficies superior e inferior, denominadas Prótesis_TOP y Prótesis_BOT, que entrarán en contacto con la parte inferior de la vértebra L4 y con la superior de la L5 respectivamente, y una superficie lateral a lo largo del perímetro para crear el contacto con el disco intervertebral.

En el caso del implante PLIF, al estar formado por dos piezas paralelas y con el objetivo de que cada una de las piezas tenga libertad en su movimiento relativo respecto de la otra, se definen sus contactos por separado.

Como en el caso anterior, cada una de las dos partes entrará en contacto con las vértebras superior e inferior. Para el contacto en los laterales, se han definido cuatro superficies, denominadas Fondo, Frontal, Lateral_izq, Lateral_dch. Las dos primeras estarán divididas en dos, una para cada implante, y las dos últimas estarán una en cada implante. Cada una de estas cuatro superficies entrará en contacto con la parte correspondiente del anillo fibroso que rodea a la prótesis, como se observa en la Figura 42.

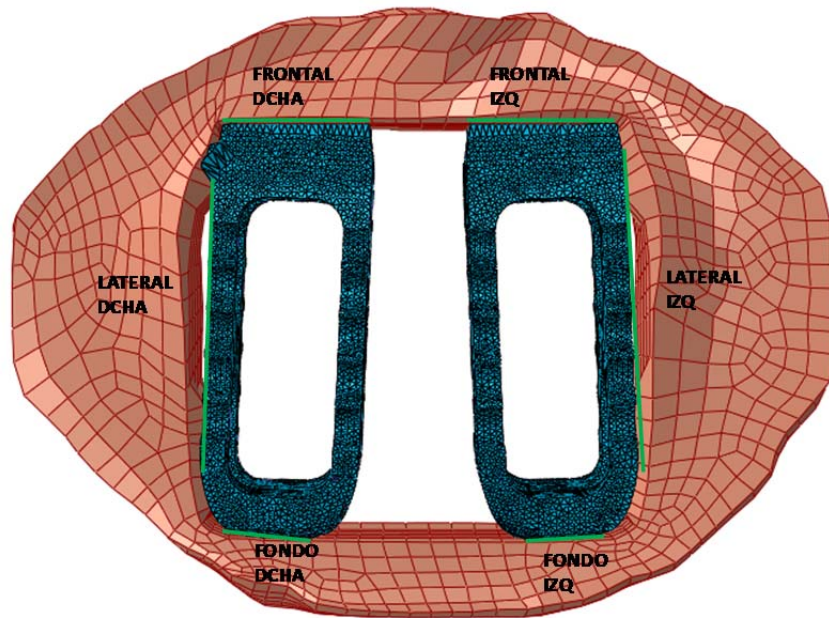


Figura 42. Contactos laterales de las piezas que conforman la prótesis PLIF con el anillo fibroso del disco intervertebral D45.

Con los contactos definidos, se imponen las mismas condiciones de contorno que hasta ahora y se realizan los cuatro ensayos (flexo-extensión y giro lateral) que permiten comparar la biomecánica de la columna intervenida con la sana.

6.2. Resultados

Debido a la rigidez predominante del titanio sobre el resto de materiales involucrados, los resultados obtenidos con esta cirugía son muy similares a los obtenidos en la cirugía artrodesica. No se aprecian diferencias significativas entre los dos tipos de prótesis desde el punto de vista técnico.

En cambio, desde el punto de vista médico si se aprecian diferencias: la ventaja que presenta este método sobre la artrodesis es que no es necesaria la extracción de hueso para el autoinjerto. Por otro lado aumenta el riesgo de rechazo del nuevo material.

6.2.1. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana.

Esta técnica, al igual que la artrodesis, logra reducir casi por completo las tensiones que experimenta el disco D45 degenerado. Estas tensiones son soportadas completamente por el implante posterior de tornillos (Figuras 43 y 44).

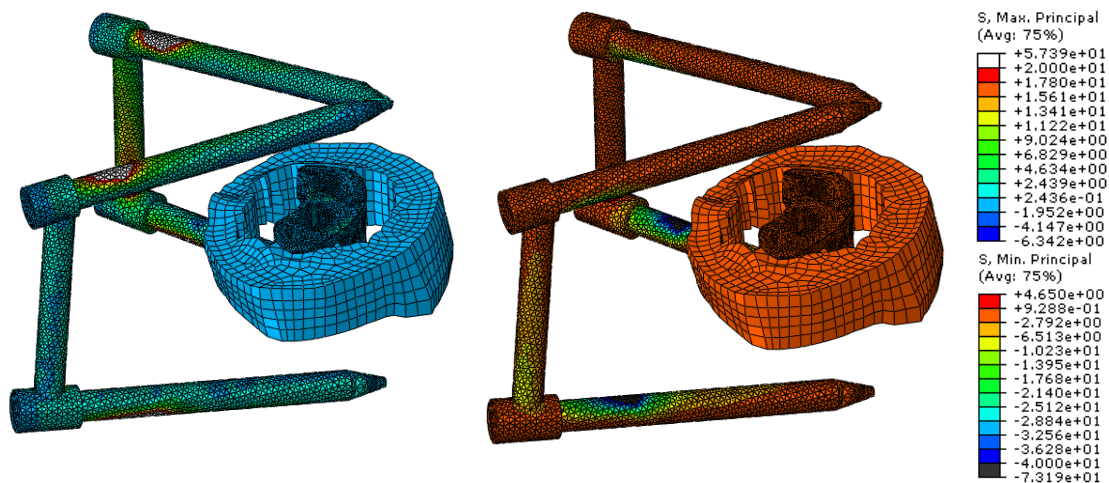


Figura 43. Distribución de tensiones máximas y mínimas en el conjunto de los implantes y el anillo fibroso del disco afectado, para el estado de flexión con la prótesis OLYS

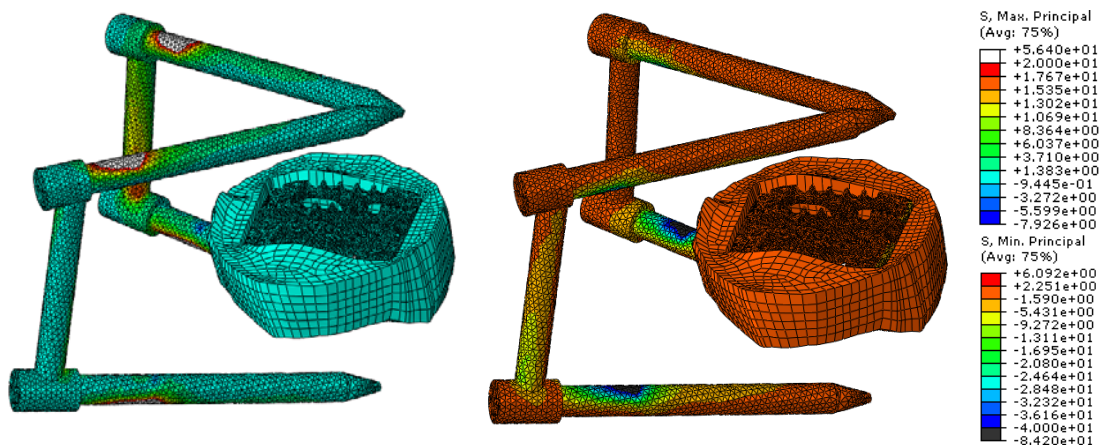


Figura 44. Distribución de tensiones máximas y mínimas en el conjunto de los implantes y el anillo fibroso del disco afectado, para el estado de flexión con la prótesis PLIF

Desde el punto de vista biomecánico resalta la brusca reducción de giro relativo entre L4 y L5, produciendo un aumento en el giro del resto de segmentos como sucedía en la artrodesis.

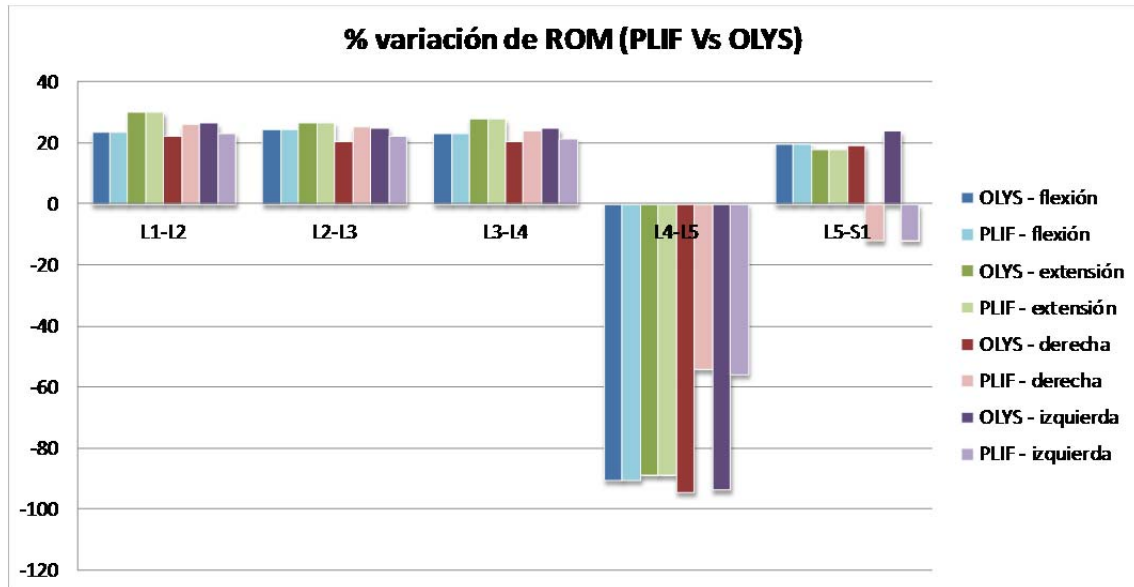


Figura 45. Comparación del incremento del giro sobre el producido en la columna sana para las dos prótesis simuladas.

A la vista de los resultados presentados en la Figura 45 se puede observar que la biomecánica de la columna operada es idéntica para cada una de las prótesis en los movimientos de flexión y extensión, lo cual es debido al predominio de la fijación con tornillos. En el caso de los giros laterales, el implante PLIF -formado por dos piezas- dota de mayor libertad de movimiento al segmento afectado, reduciendo también el movimiento en el segmento inferior, aunque de forma poco significativa.

Los giros relativos entre segmentos para cada tipo de prótesis se encuentran detallados en el Anexo 1.3 y 1.4.

6.2.2. Estudio de los efectos sobre los segmentos adyacentes.

Las tensiones producidas en los discos adyacentes y por tanto los efectos sobre ellos son también similares para ambos implantes. Muestran las mismas características que la artrodesis con una disminución de tensiones en el disco D45 del 100%. El máximo aumento de tensiones a tracción se produce en el disco D12 para el movimiento de flexión, con un aumento del 51% de la tensión en la columna sana. El mayor incremento de tensiones compresivas se produce en el disco D51 para el giro a la derecha con un aumento del 50% en las tensiones.

Las tensiones máximas y mínimas en cada uno de los segmentos para las dos prótesis, así como la distribución de tensiones en los discos, están recogidas con mayor detalle en el Anexo 2.3, 2.4, 3.4 y 3.5.

Capítulo 7

Implante protésico sin fijación

Como ampliación del capítulo anterior, se pretende demostrar la mejora de la adaptación del movimiento condicionada por la eliminación de los tornillos que fijan las vértebras intervenidas. Se plantea como técnica novedosa en la medicina actual puesto que algunos profesionales ya están aplicando esta técnica con resultados satisfactorios, aunque todavía no se dispone de resultados a largo plazo.

7.1. Material y métodos. Descripción del modelo utilizado.

Con el objetivo de probar si esta nueva técnica es beneficiosa para la recuperación de la biomecánica natural de la columna y si ayuda a disminuir las tensiones incrementales en los discos adyacentes tras la intervención, se ha utilizado el mismo modelo que en el capítulo anterior sin las fijaciones con tornillos.

Es decir, siguiendo el procedimiento de la cirugía, se ha extraído el núcleo pulposo del anillo afectado (D45) y a continuación se han introducido los implantes intervertebrales adaptando la geometría del anillo fibroso a la de la prótesis.

Las geometrías resultantes pueden observarse en las Figuras 44 y 45.

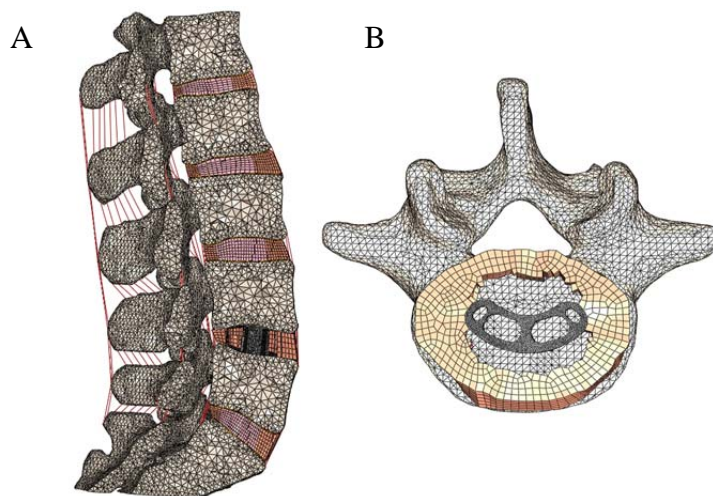


Figura 46. A) Corte lateral de la columna lumbar con la prótesis OLYS intervertebral. B) Vista en planta de la colocación de la prótesis sobre la vértebra L5.

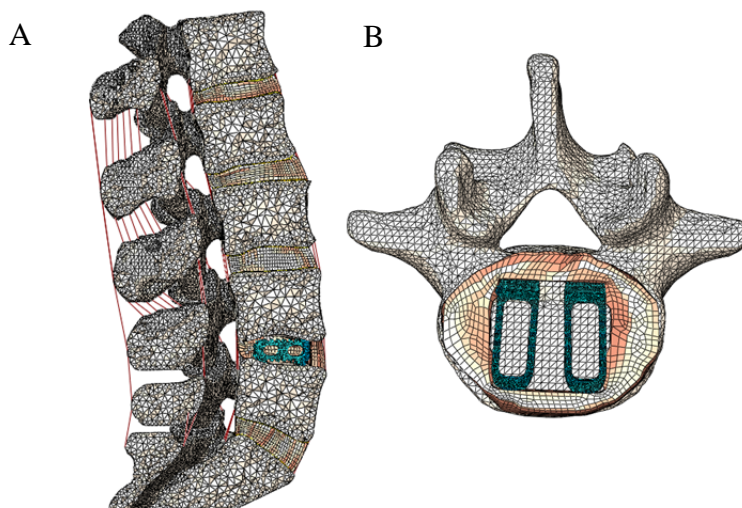


Figura 47. A) Corte lateral de la columna lumbar con la prótesis PLIF intervertebral. B) Vista en planta de la colocación de la prótesis sobre la vértebra L5.

Tanto los materiales empleados en el modelo como las condiciones de contorno del mismo son las utilizadas hasta ahora.

7.2. Resultados

Tras la implantación de cualquiera de las prótesis comerciales, las tensiones en el disco D45 disminuyen respecto del disco degenerado hasta alcanzar una magnitud similar, aunque algo inferior, a la del disco sano. Se logra así un estado tensional más próximo a la realidad en el resto de segmentos y se consigue estabilizar la columna.

7.2.1. Comparación con la biomecánica de la columna lumbar sana.

En la Figura 48 se pueden observar las tensiones máximas y mínimas que sufre cada parte del disco intervenido según el movimiento en el caso de implantar la prótesis OLYS. Las tensiones producidas en el segmento intervenido se reparten de forma que el anillo fibroso soporta en torno a un 15% de carga y el implante el 85% restante, como se muestra en la Figura 48.

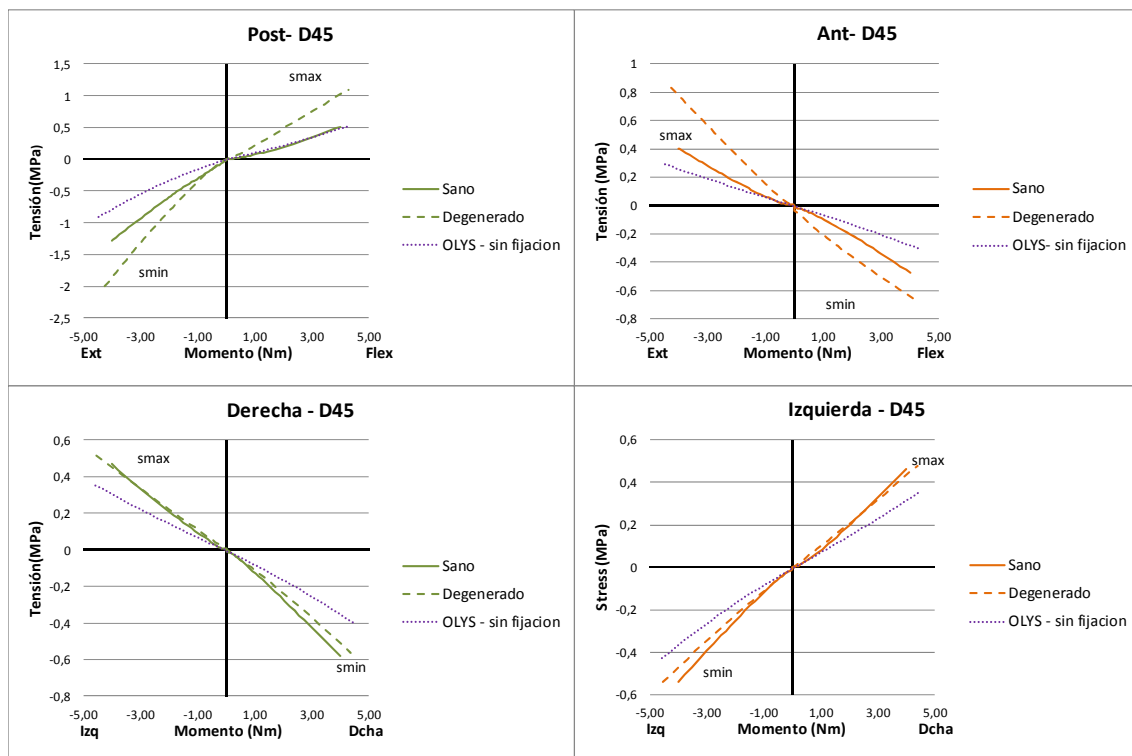


Figura 48. Gráficas de tensiones máximas y mínimas en cada parte del disco en función del movimiento impuesto a la columna. Resultados obtenidos para el modelo con el implante OLYS.

Con esta misma prótesis, la reducción en el movimiento en el segmento L4L5 es de 24.74% en flexión, 23.65% en extensión, 32.4% en giro a la derecha y de 30.17% en giro a la izquierda. Esta reducción de movimiento en el segmento afectado supone un incremento de giro relativo en el resto de los segmentos en torno al 6% de su giro en la columna lumbar sana. Estos cambios implican la aplicación de una carga mayor para conseguir el mismo giro absoluto que tenía la columna sana: 4.463Nm a flexión, -4.32Nm a extensión, 4.463Nm a la derecha y -4.58Nm a la izquierda.

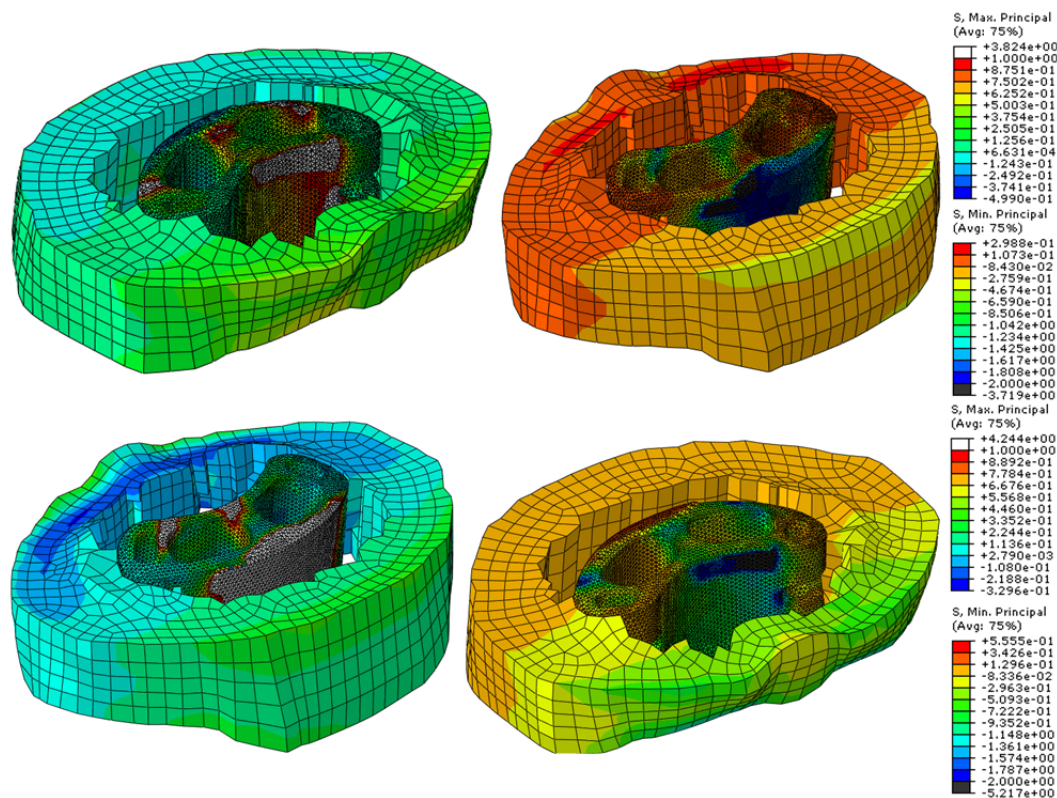


Figura 49. Distribución de tensiones máximas y mínimas entre el disco D45 intervenido y la prótesis OLYS insertada. Arriba el ensayo de flexión, abajo el ensayo de compresión.

En la figura 48 se puede observar la variación del giro relativo en el segmento afectado: el movimiento del resto de segmentos se encuentran recogidos en el Anexo 1.6.

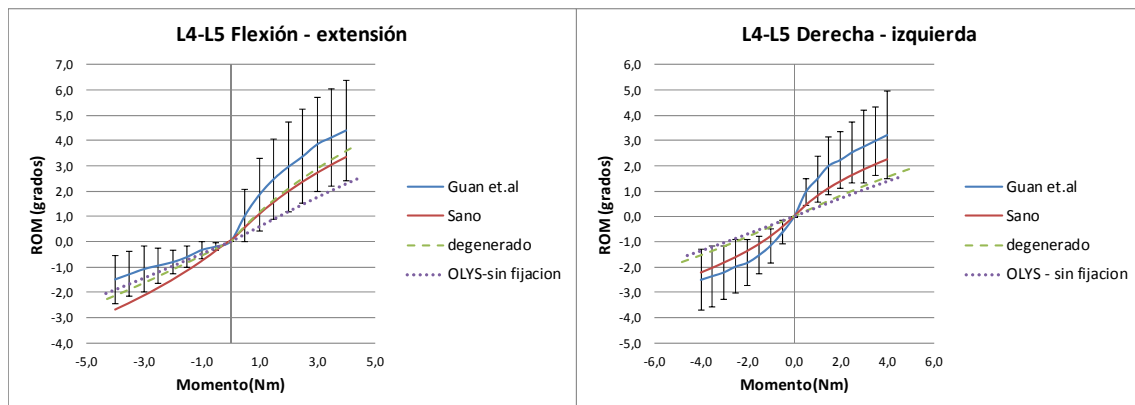


Figura 50. Comparación del giro relativo entre las vértebras L4 y L5 en los movimientos sobre el modelo con implante OLYS sin fijación posterior, con el modelo sano y degenerado.

En el caso de colocar la prótesis PLIF en el modelo, realizando los mismos ensayos se obtiene una reducción de tensiones en este caso algo más pronunciada debido al mayor contacto de la prótesis con las vértebras. En la Figura 51 se muestra esta reducción para cada uno de los movimientos.

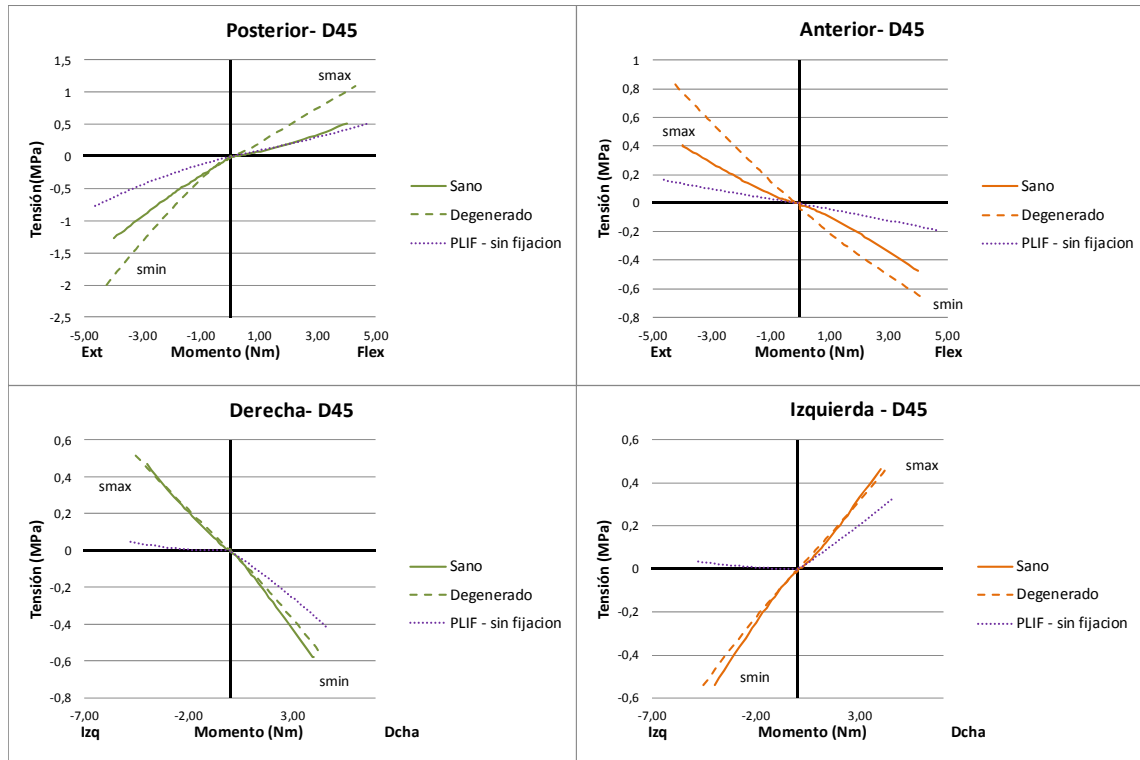


Figura 51. Gráficas del estado tensional del disco D45 intervenido mediante la prótesis PLIF para cada uno de los movimientos. Comparación con el estado sano y degenerado.

Las tensiones en el segmento intervenido se reparten entre el anillo fibroso y el implante según una relación aproximada de 90/10 entre implante y anillo fibroso, como se observa en la Figura 52.

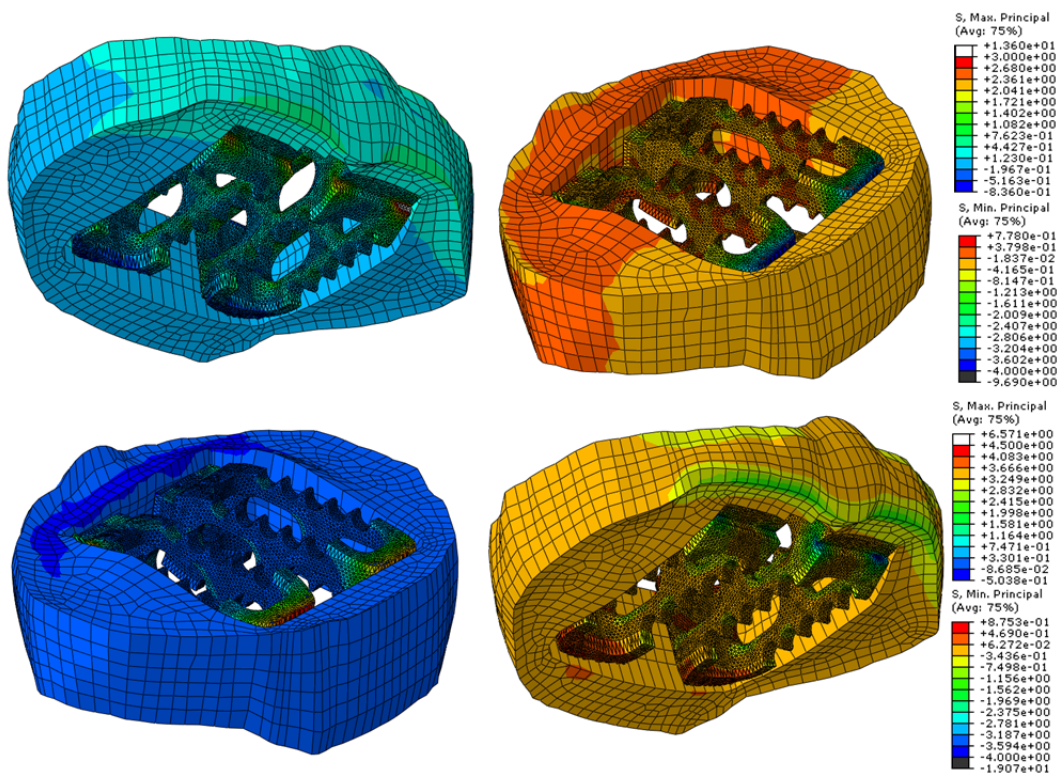


Figura 52. Distribución de tensiones máximas y mínimas entre el disco D45 intervenido y la prótesis PLIF insertada. Arriba el ensayo de flexión, abajo el de extensión.

El reparto de tensiones cuantitativo entre el anillo fibroso del disco degenerado y el implante insertado en cada caso se detalla en la Tabla 12.

	Tensión máxima				Tensión mínima			
	Prótesis		Disco		Prótesis		Disco	
OLYS - flexión	3,82	86,1%	0,619	13,9%	-3,71	90,7%	-0,379	9,3%
PLIF - flexión	3,597	81,4%	0,821	18,6%	-4,456	91,0%	-0,4419	9,0%
OLYS - extensión	4,24	88,3%	0,56	11,7%	-5,126	77,8%	-1,461	22,2%
PLIF - extensión	5,392	86,6%	0,8317	13,4%	-7,434	81,0%	-1,746	19,0%
OLYS - derecha	5,398	92,4%	0,443	7,6%	-4,035	87,6%	-0,572	12,4%
PLIF - derecha	7,734	94,0%	0,4903	6,0%	-7,153	90,6%	-0,745	9,4%
OLYS - izquierda	5,762	92,6%	0,4583	7,4%	-5,28	90,6%	-0,545	9,4%
PLIF - izquierda	5,085	88,7%	0,648	11,3%	-9,246	92,4%	-0,759	7,6%

Tabla 12. Reparto cuantitativo de tensiones entre la prótesis y el anillo fibroso del disco intervenido.

En este caso la fuerza equivalente a aplicar para conseguir un giro absoluto de L1 igual al logrado con 4Nm en el modelo sano es: 4.65Nm a flexión, -4.72Nm a extensión, 4.613Nm a giro lateral hacia la derecha y -4.76 a giro lateral hacia la izquierda. Son valores ligeramente superiores a los necesarios para la prótesis OLYS. Este aumento es debido a que la reducción del movimiento relativo en L4L5 que implica la colocación de esta prótesis es superior al de la prótesis OLYS: 44.62% en flexión, 37.89% en extensión, 38.44% en giro a la derecha y 37.01% en giro a la izquierda. Esto provoca un incremento en el giro relativo del resto de los segmentos en torno al 10%. Los giros de cada uno de los segmentos se encuentran detallados en el Anexo 1.5. La comparativa se puede observar en la Figura 53:

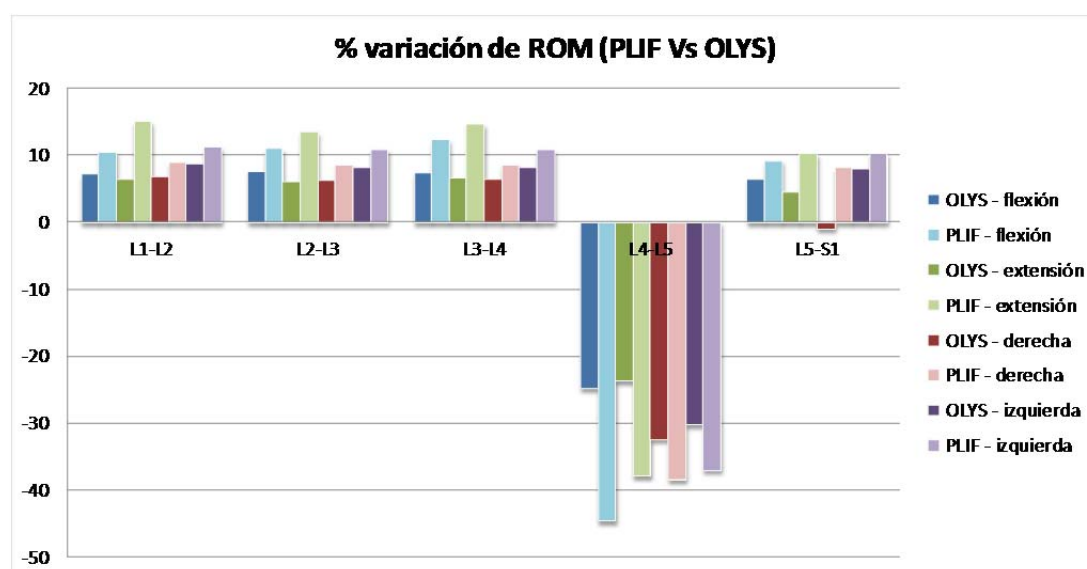


Figura 53. Comparativa del incremento de giro relativo entre segmentos sobre el movimiento sano para cada tipo de prótesis.

A la vista de los resultados biomecánicos, se podría concluir que la prótesis OLYS consigue reproducir de manera más fiel el movimiento de la columna lumbar humana sana, aunque este estudio no permite discernir las ventajas puramente biológicas como son el crecimiento de hueso a través de las prótesis o las molestias que cada una provoca en el paciente.

7.2.2. Estudio de los efectos sobre segmentos adyacentes.

El incremento de giro relativo que experimenta el resto de segmentos a causa de la reducción de movimiento en el segmento afectado provoca un incremento de tensiones, cuya distribución puede observarse en la Figura 54.

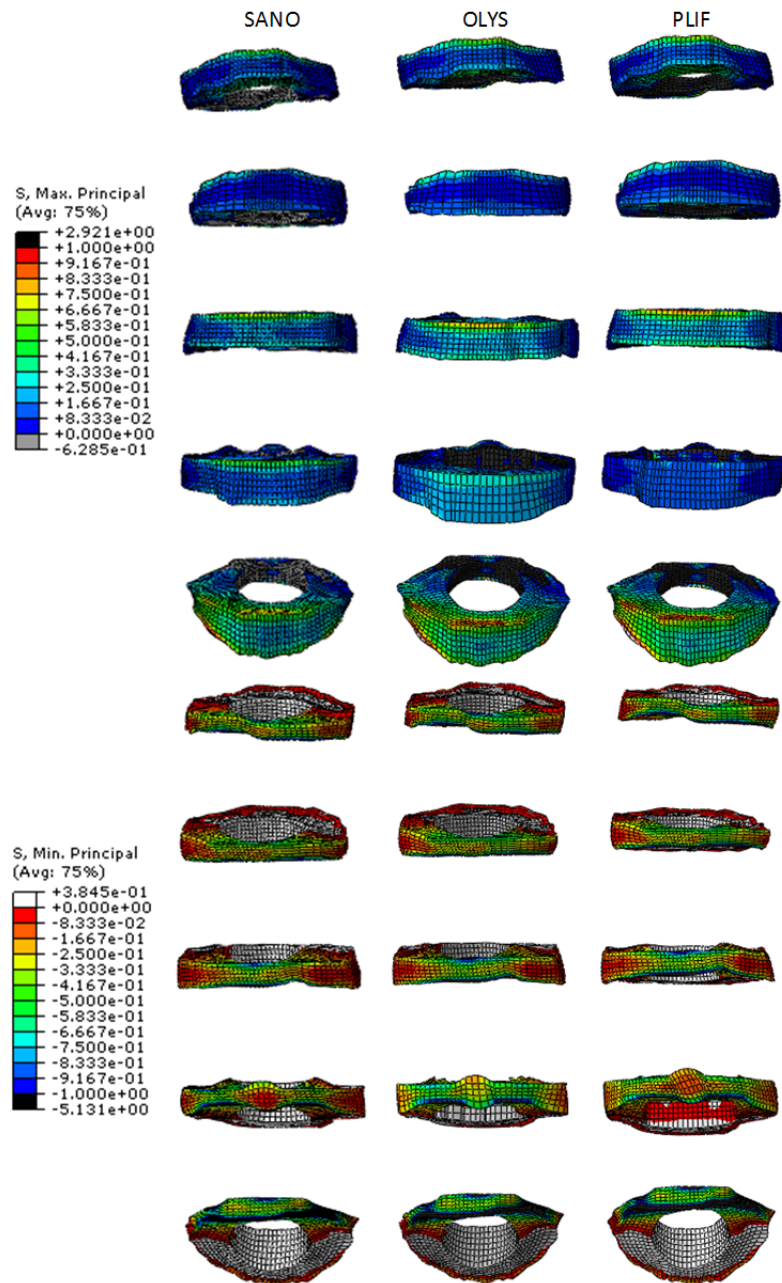


Figura 54. Distribución de tensiones máximas y mínimas en los discos intervertebrales para el caso de carga en extensión. Comparación de la distribución sana con cada una de las prótesis.

Como se observa, en el caso de la prótesis OLYS el disco afectado D45 se queda más cargado que insertando el implante PLIF, aunque con valores inferiores a los que sufría el sano. En el resto de segmentos se puede observar un ligero incremento de carga, especialmente en el superior (D34) e inferior (D51). Las tensiones en cada uno de los discos y sus distribuciones se detallan en el Anexo 2.5, 2.6, 3.6 y 3.7.

El máximo incremento de tensiones producido para el modelo PLIF, en porcentaje sobre la carga soportada por los discos en el modelo sano, se encuentra en el disco D12 en carga a tracción para el movimiento de flexión, con un 24.29% más de carga. En el caso de la prótesis OLYS este incremento es de 16.71% y se produce en las cargas de compresión del giro lateral hacia la derecha. En general, todos los discos experimentan un mayor incremento de carga en el caso de prótesis PLIF, como se observa en la Figura 55.

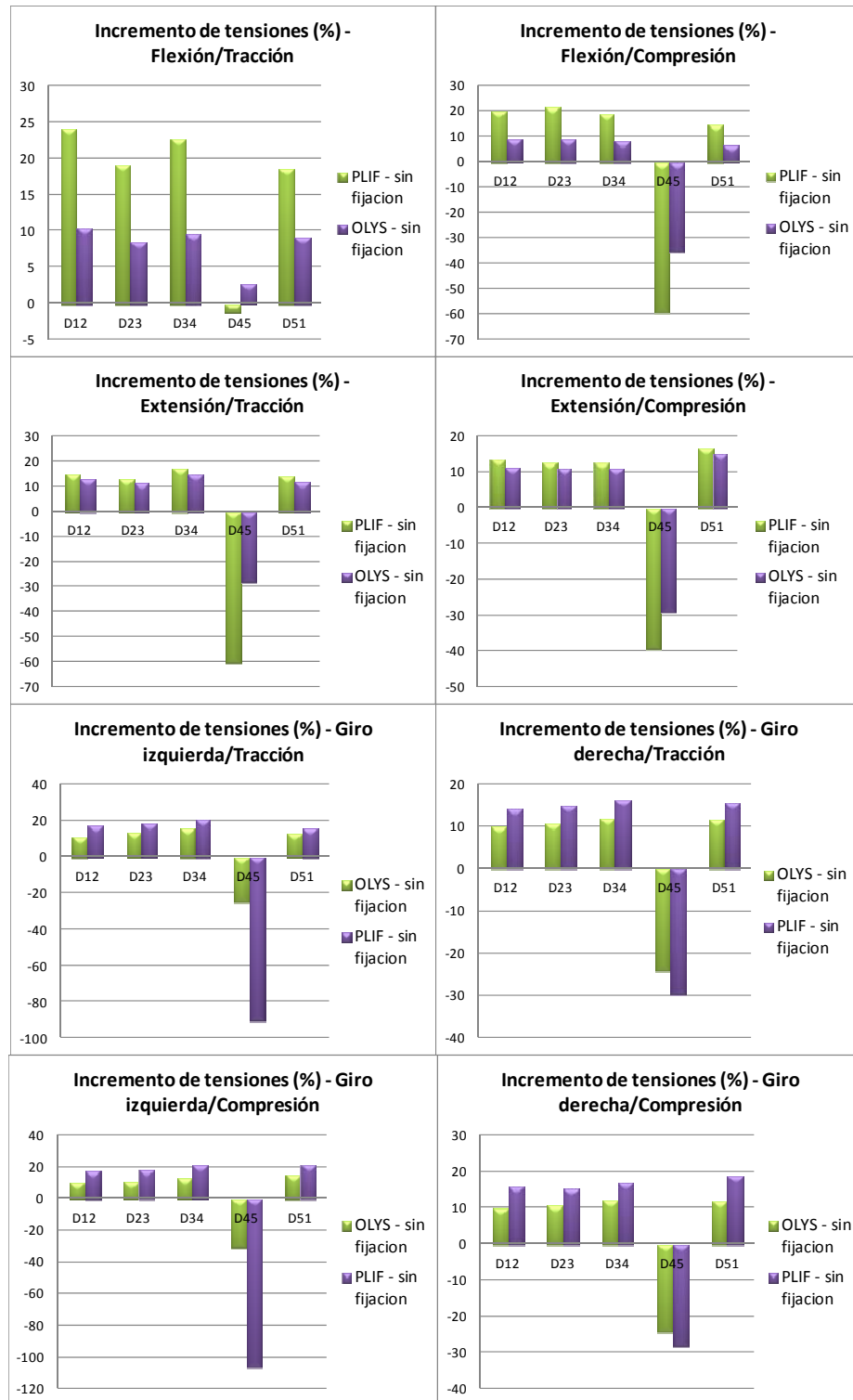


Figura 55. Incremento de tensiones en cada uno de los segmentos según el movimiento aplicado. Comparación entre implantes.

Se concluye que el mejor implante, desde el punto de vista ingenieril, sería una prótesis del tipo OLYS que absorbe la sobretensión del disco afectado sin alterar demasiado el estado del resto de elementos.

7.2.3. Posibles modificaciones de la biomecánica lumbar tras el paso del tiempo.

El aumento de tensiones en los discos intervertebrales adyacentes a un segmento operado provoca una aceleración en la degeneración de los mismos. Por este motivo es interesante observar el efecto sobre la biomecánica lumbar causado por el paso del tiempo.

Para ello se han cambiado las propiedades de los discos D34 y D51 por las propiedades de disco degenerado (Tabla 7) en cada uno de los modelos con prótesis sin fijación posterior. La fuerza necesaria para realizar un movimiento equivalente al de la columna sana, en el modelo con prótesis OLYS, es de -4,81Nm para extensión, 5,137Nm para flexión, -5,49Nm para giro a la izquierda y 5,353Nm para giro a la derecha. En el caso del modelo con prótesis PLIF los valores son superiores -5,2Nm para extensión, 5,3Nm para flexión, -5,62Nm para giro lateral a la izquierda y 5,67Nm para giro lateral a la derecha.

Aunque el aumento de fuerzas es significativo, no alcanza a las necesarias en los modelos de fijación posterior y las consecuencias sobre el giro y las tensiones en los discos son menores.

Las consecuencias del paso del tiempo sobre la biomecánica de la columna es similar en los dos modelos. En el segmento intervenido, el giro relativo aumenta ligeramente respecto del modelo con los discos adyacentes sanos, continuando por debajo del giro sano (Figura 56). Los segmentos adyacentes L3-L4 y L5-S1 disminuyen su giro relativo debido a la incremento de rigidez que provoca la degeneración en los discos (Figura 57). Esta tendencia es más acentuada en el caso del segmento L3-L4 debido a su mayor movilidad. Este decremento de movimiento se ve compensado por un incremento de giro en los segmentos superiores que en ningún caso alcanzan los valores de los modelos con fijación posterior, pero que también producen incremento de tensiones y propician la degeneración.

En el gráfico de la Figura 58 se puede observar la relación de incremento de giro relativo de cada segmento en porcentaje sobre el giro de la columna sana para el caso de la intervención con espaciador intervertebral y en caso de degeneración posterior.

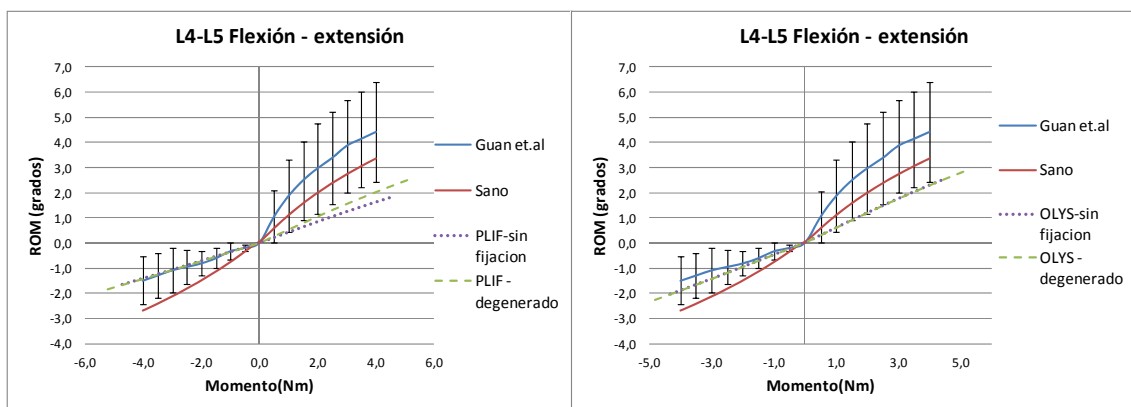


Figura 56. Comparación del movimiento relativo de la columna lumbar sana con el modelo de cirugía sin fijación posterior y los efectos de la degeneración por el paso del tiempo. Resultados para prótesis PLIF y OLYS.

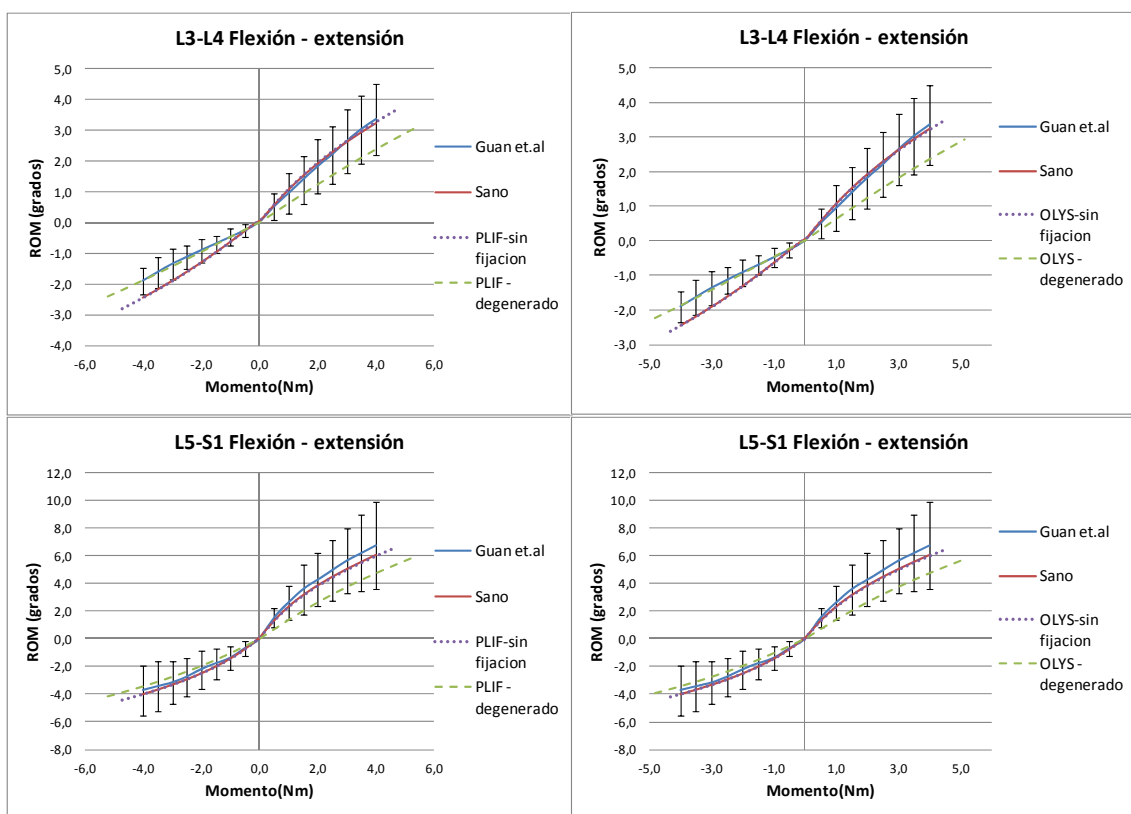


Figura 57. Efecto sobre la biomecánica de los segmentos adyacentes al intervenido de la degeneración provocada por el aumento de tensiones. Resultados para el modelo con prótesis PLIF y OLYS.

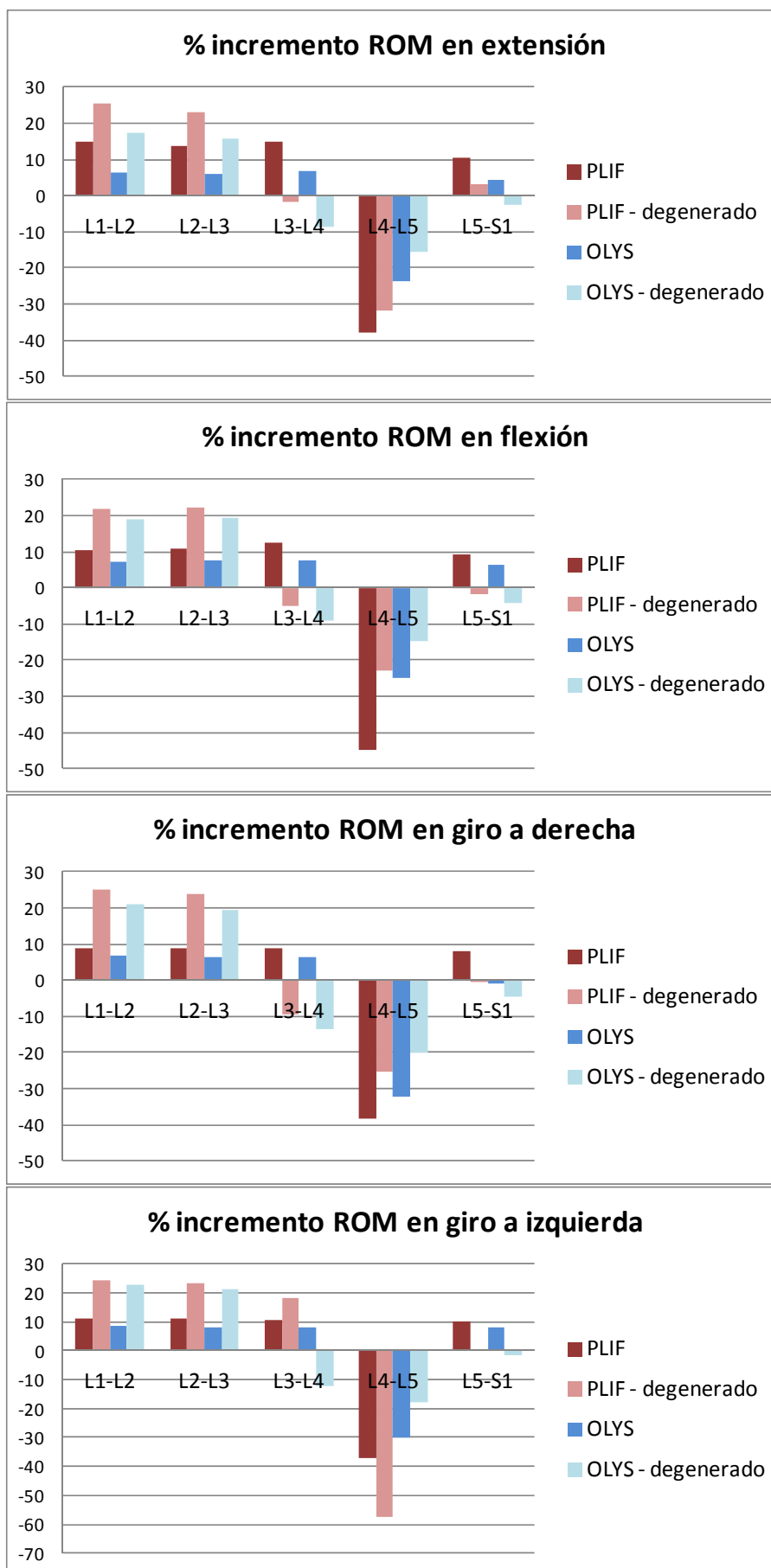


Figura 58. Incremento de tensiones en los modelos con prótesis y con expansión de degeneración.

Capítulo 8

Conclusiones

Después del estudio de los cambios biomecánicos que implica cada una de las cirugías y los efectos que estas llevan asociados, se ha realizado una comparativa entre ellas. El objetivo de este capítulo es extraer las conclusiones, derivadas de la comparativa, que permitan discernir cuál es la cirugía que desde el punto de vista ingenieril permita recuperar un estado más natural.

8.1. Comparación de la fuerza necesaria para conseguir el giro natural.

A lo largo de todo el proyecto se ha hablado del giro absoluto de L1 que produce un momento de $\pm 4\text{Nm}$ sobre la columna lumbar humana sana. Sin embargo, este mismo momento en las columnas patológicas o intervenidas quirúrgicamente no produce el mismo giro (Figura 59). Como indica Goel et al. en su trabajo (35), en la vida real, la gente dobla sus columnas de manera similar independientemente de si su columna está sana u operada. Por tanto, es recomendable estudiar diferentes momentos que provoquen un movimiento similar para columnas sanas e intervenidas(16).

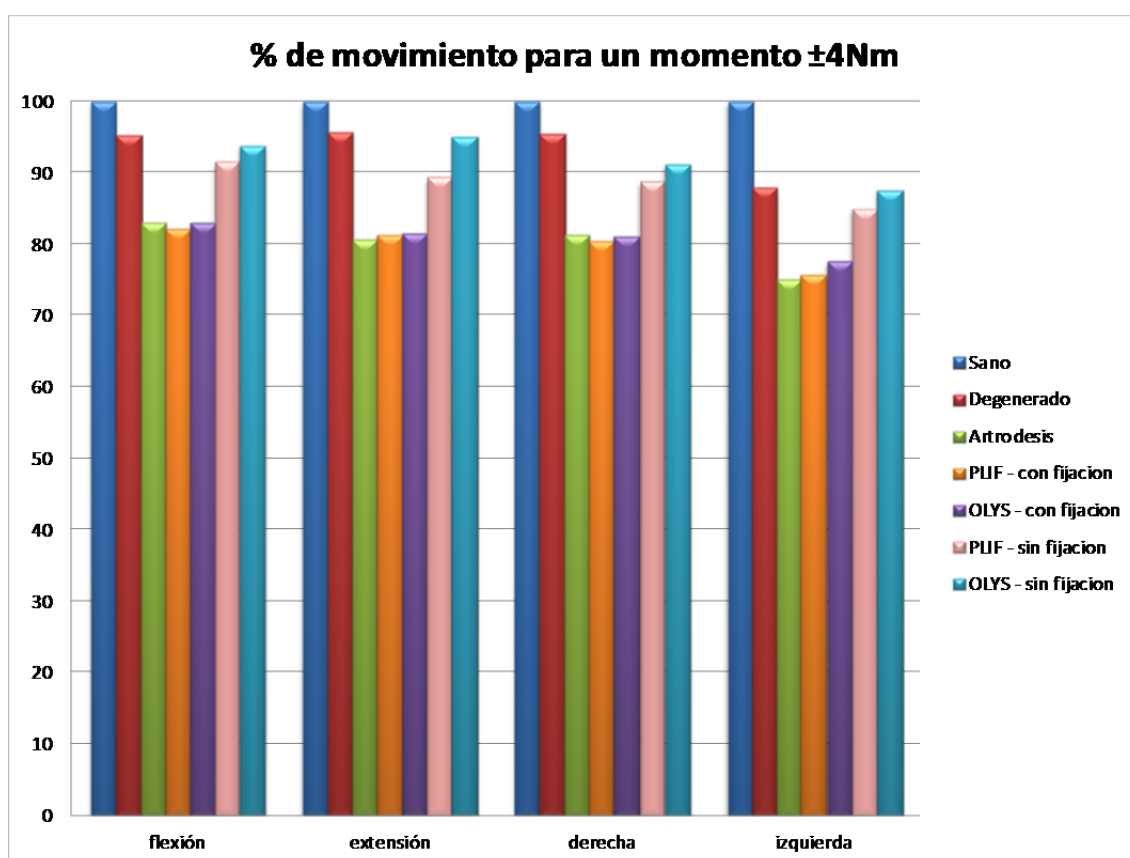


Figura 59. Gráfico comparativo del % de giro absoluto de L1, sobre el giro del sano, que se consigue en cada uno de los modelos aplicando una carga de $\pm 4\text{Nm}$.

A la vista de estos resultados se deduce que la cirugía que menos afecta al giro absoluto es el implante OLYS sin fijación posterior, seguido de cerca por el implante PLIF sin fijación. Todos los modelos quirúrgicos que implican una fijación mediante tornillos conllevan una brusca reducción del giro en torno al 20%.

Por tanto, para conseguir un giro absoluto de L1 similar en todos los modelos es necesario aplicar un momento mayor, como se muestra en la Figura 60.

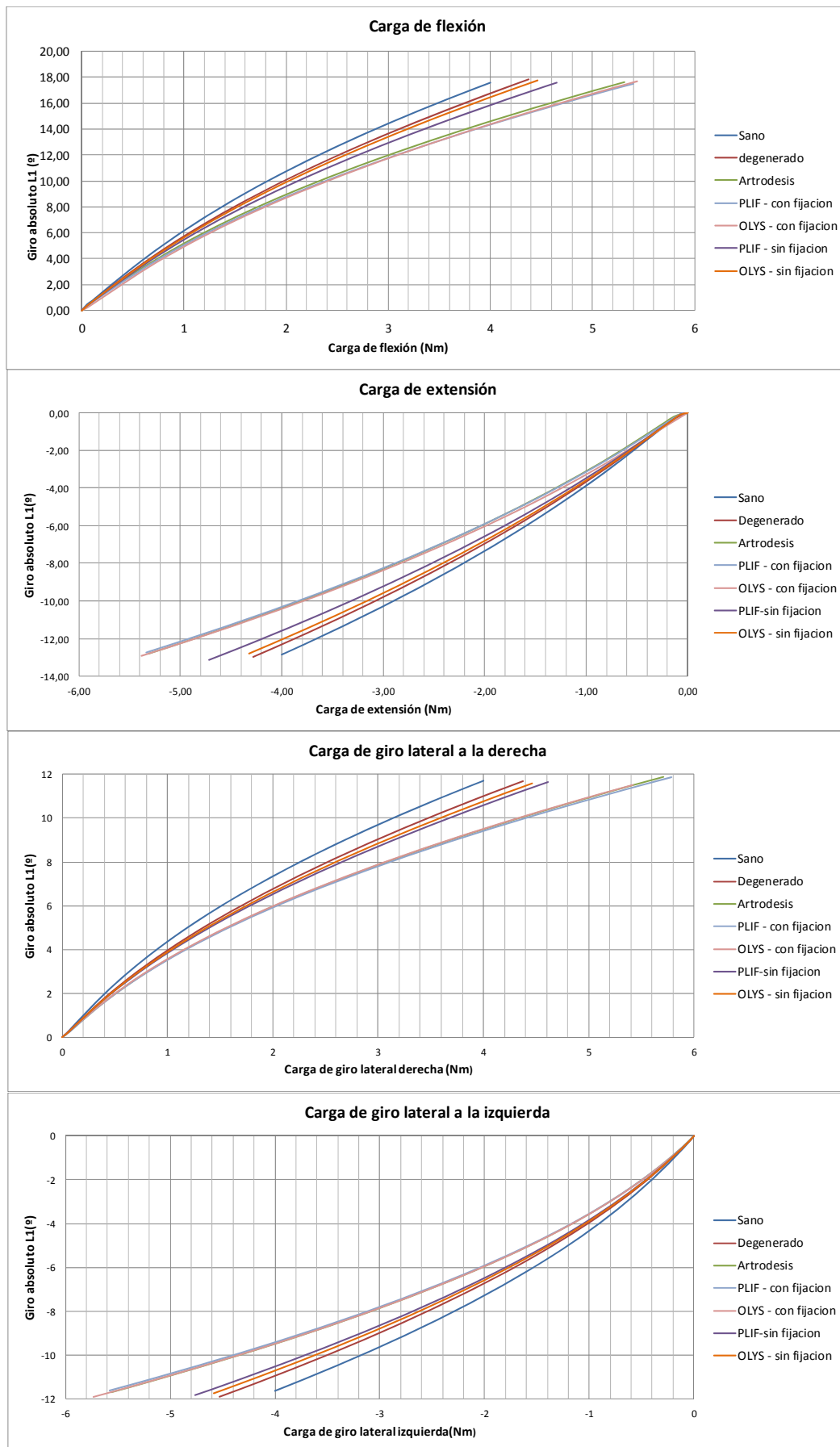


Figura 60. Gráficas de carga necesaria para conseguir un giro absoluto de L1 igual al de la columna sana.

8.2. Efectos sobre la biomecánica lumbar para cada cirugía.

A lo largo de todo el proyecto se ha visto el efecto que cada una de las cirugías tiene sobre la biomecánica de la columna lumbar. En todos los casos se producía una reducción de movimiento en el segmento intervenido, L4-L5 en este caso. Al intentar conseguir un giro absoluto de L1 igual al sano para cada uno de los modelos, la reducción de movimiento del segmento afectado provoca un incremento de giro en el resto de segmentos. Otros autores (40) han realizado ensayos *in vitro* que muestran la reducción de movimiento en el segmento intervenido dependiendo de si se ha realizado una cirugía con fijación posterior o sin ella.

Los resultados obtenidos por Lund y colaboradores para los movimientos de flexión, extensión y giro lateral para una carga de 10Nm pueden observarse en la Figura 61.

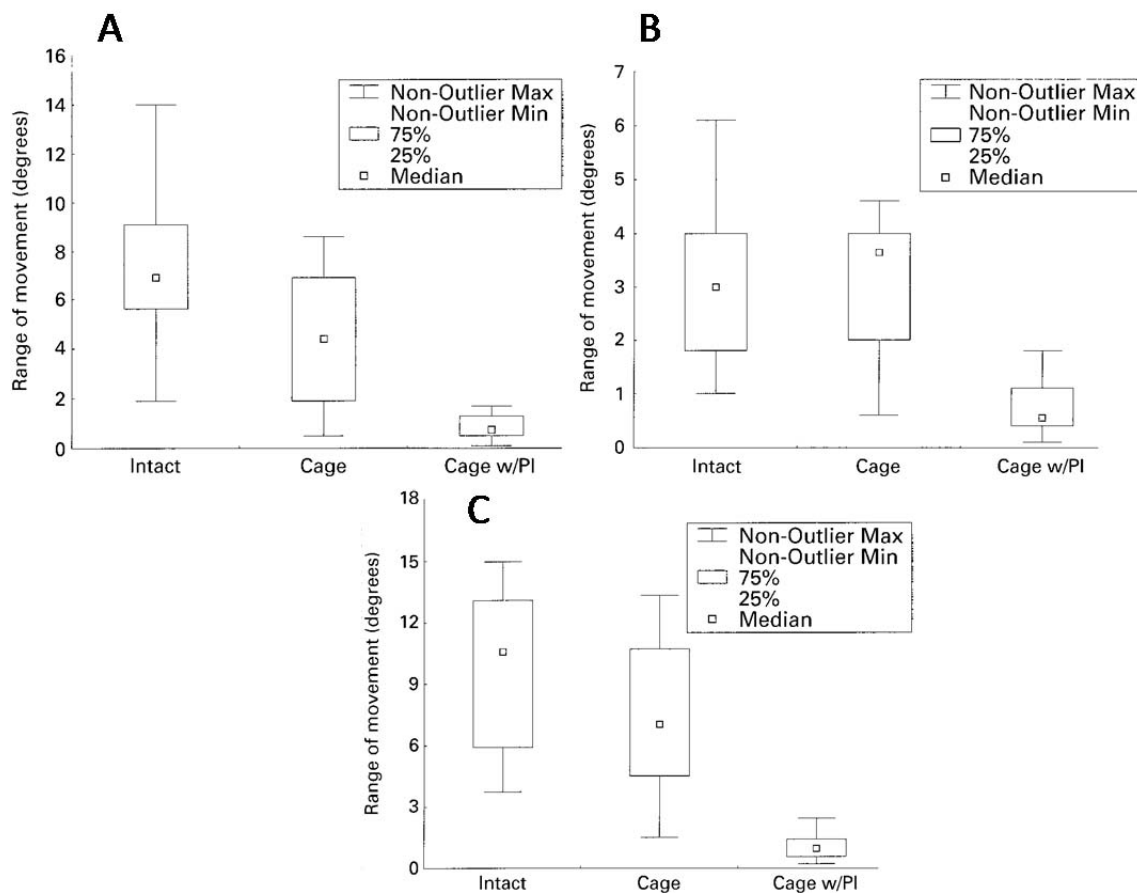


Figura 61. Estadísticas experimentales del rango de movimiento para diferentes configuraciones. Intact (sano), Cage (solo con prótesis intervertebral), Cage w/PI (prótesis más fijación posterior). A) Flexión. B) Extensión. C) Giro lateral. (40)

En el movimiento de flexión, el giro relativo entre las vértebras se reduce entre un 44 y un 72% del giro normal, en el caso de prótesis intervertebral, y a un 11% en caso de añadir también la fijación posterior con tornillos. Para el movimiento de extensión, el giro con prótesis intervertebral está entre un 80 y un 107% con respecto al sano, mientras que si se añade fijación posterior se reduce hasta un 18% del giro

normal. Por último, para los giros laterales el movimiento está entre un 58 y un 80% del giro para la columna sana en caso de colocar únicamente la prótesis y de un 9% en caso de añadir tornillos. En el actual estudio, los datos obtenidos son representados en la Figura 62.

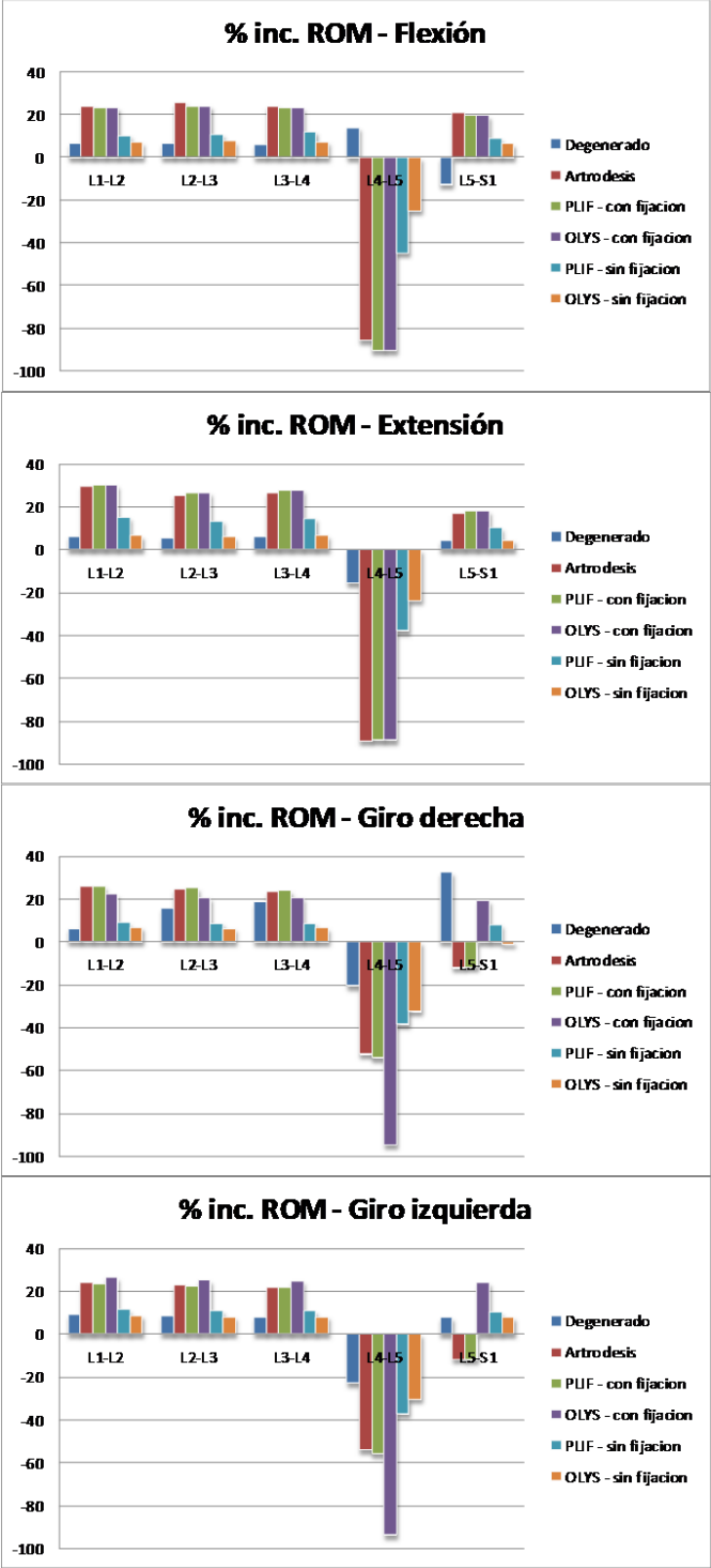


Figura 62. Variación de movimiento en cada segmento según la cirugía realizada.

No se puede hacer una comparación cuantitativa debido al carácter no lineal del comportamiento de la columna, puesto que los datos experimentales son para una carga de 10Nm mientras que el estudio se ha realizado con una carga de 4Nm. Sin embargo, comparando cualitativamente la tendencia de reducción de movimiento, también se observa que las cirugías con fijación posterior reducen entre un 80 y un 90% del movimiento, es decir, permiten el 10 – 20% del movimiento de la columna sana. Por su parte, en las cirugías que exclusivamente tienen una prótesis intervertebral la reducción de movimiento es del 20 al 40%, es decir, el movimiento es del 60 al 80% respecto al natural de la columna.

En otros estudios de elementos finitos se ha observado también la tendencia del incremento del giro en los segmentos adyacentes. Este es el caso de Shih-Hao Chen y colaboradores (16), que realizan el cálculo computacional con la prótesis PLIF. En este caso el segmento intervenido es el L3L4, y encuentran incrementos de ROM en el segmento superior del 23%, 18.6%, 5.7% en flexión, extensión y giro lateral, respectivamente. En el segmento inferior los incrementos mostrados son de 6%, 12.1%, y 8.5% para flexión, extensión y giro lateral, respectivamente.

En el presente estudio los incrementos observados en los segmentos adyacentes al intervenido (L4L5) son 12.36%, 14.7%, 8.66% y 10.87% en flexión, extensión, giro a la derecha y giro a la izquierda para el segmento superior y 9.23%, 10.23%, 8.11% y 10.26% en flexión, extensión, giro a la derecha y giro a la izquierda para el segmento inferior, lo cual es coherente con los datos de la literatura.

Los resultados extraídos del presente estudio refrendan el conocimiento previo de estudios clínicos, que demostraban que la fijación posterior mediante tornillos dota de buena estabilidad al segmento operado pero muestra signos de aceleración en la degeneración y artritis de los discos adyacentes(16).

En conclusión, desde el punto de vista biomecánico, se prefiere una cirugía con prótesis de disco intervertebral que no implique la fijación posterior mediante tornillos, es decir, que no lleve asociada la fusión del segmento intervenido. Entre los dos diseños de prótesis simulados no se encuentran diferencias demasiado significativas, aunque la prótesis OLYS consigue un movimiento más natural de la columna.

El principal inconveniente de no usar fijación posterior se encuentra en la posible migración de la prótesis, que aumenta las probabilidades a un 16.7% frente al 0% en caso de colocar la fijación, según análisis clínicos(41).

Según muestran algunos autores, el éxito en la intervención con fijación posterior es en torno a un 88 – 98% (42)(43)(44), mientras que el éxito es algo inferior, en torno al 77 – 91%, para el caso de prótesis intervertebrales sin fijación (45)(46).

8.3. Efectos sobre los segmentos adyacentes debidos a cada cirugía.

El llamado “Síndrome de transmisión de la fusión” consiste en la degeneración de los discos adyacentes, como secuela principal a largo plazo de una fusión intervertebral. Este síndrome es más común en las cirugías que requieren fijación posterior mediante tornillos. El ratio de re-operaciones en segmentos adyacentes degenerados, en los siguientes 24 meses a la intervención quirúrgica, está entre un 1.4 y un 16.8% (41). Esta degeneración es debida al incremento de tensiones derivado del incremento de giro relativo visto en el apartado anterior.

El incremento de tensiones en los discos adyacentes puede observarse en la Figura 63 para el movimiento de flexo-extensión y en la Figura 64 para el movimiento de giro lateral.

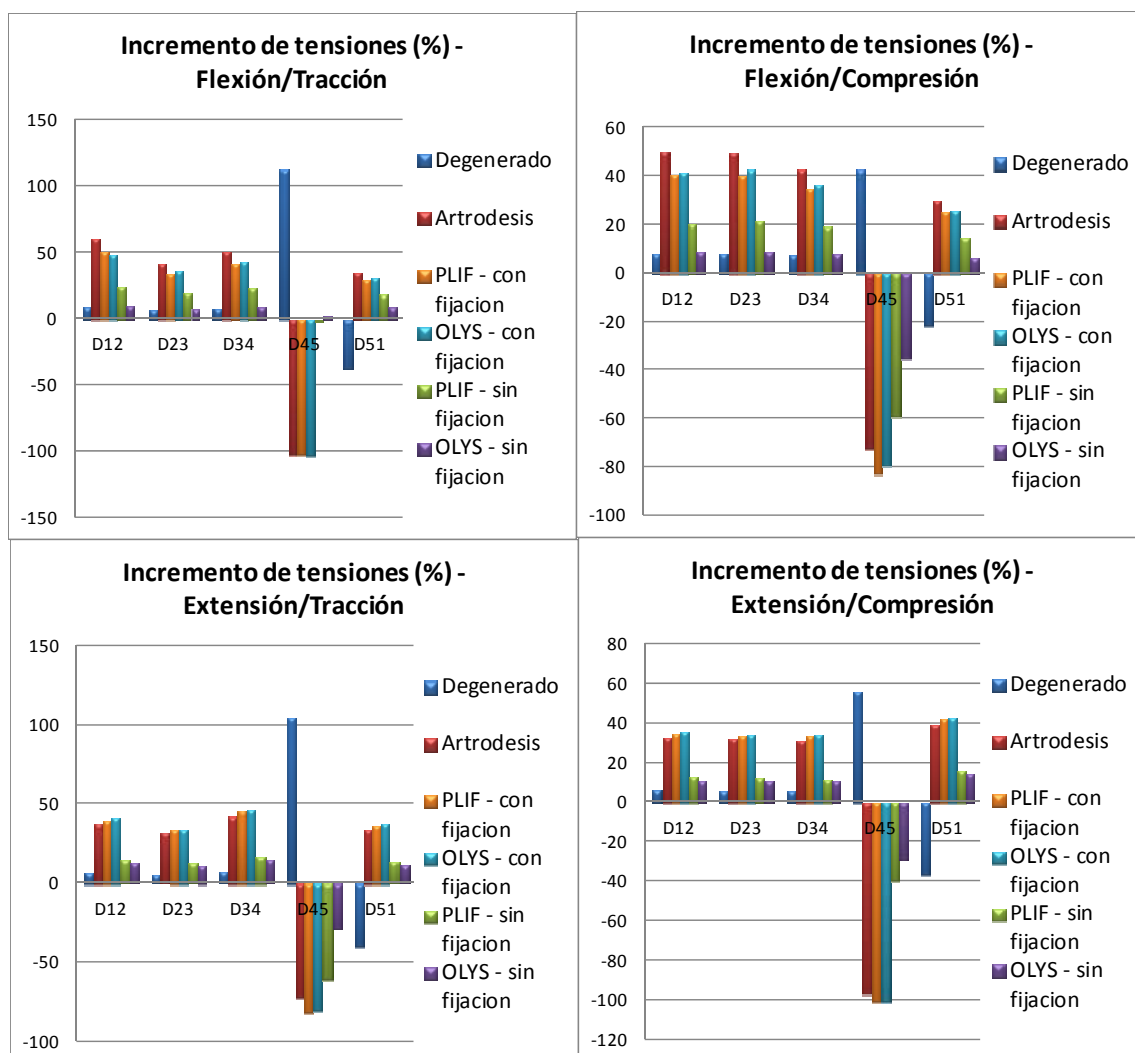


Figura 63. Incremento de tensiones máximas y mínimas en cada uno de los discos intervertebrales sobre las tensiones en la columna lumbar sana para cada una de las cirugías estudiadas. Movimiento de flexo-extensión.

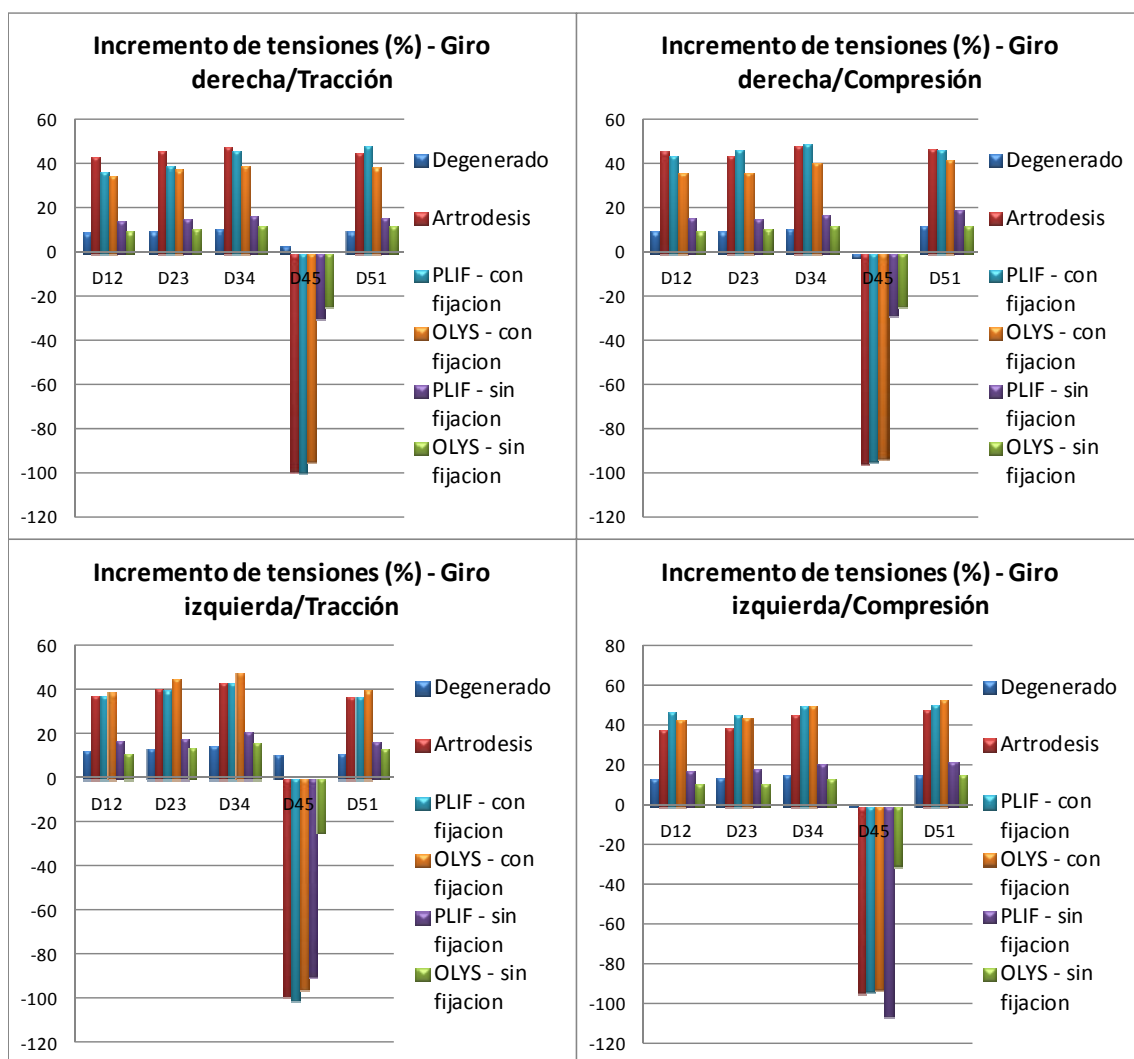


Figura 64. Incremento de tensiones máximas y mínimas en cada uno de los discos intervertebrales sobre las tensiones en la columna lumbar sana para cada una de las cirugías estudiadas. Movimiento de giro lateral.

A la vista de los resultados se observa que las tensiones provocadas en los discos adyacentes a causa de la fijación posterior es mucho mayor (40-50%) que las provocadas únicamente por la prótesis intervertebral (10-20%). Por lo tanto provocarán una degeneración mayor de los discos adyacentes las cirugías con fijación de tornillos.

En conclusión, las cirugías con fijación posterior reducen el giro relativo del segmento intervenido casi por completo. Para suplir esta reducción de movimiento el resto de segmentos tiene que incrementar su giro relativo, provocando grandes tensiones que conlleva la degeneración del resto de discos intervertebrales. Sin embargo, las intervenciones quirúrgicas en las que se introduce únicamente una prótesis intervertebral respetan en gran medida el movimiento natural de la columna, permitiendo una mayor movilidad al paciente y un menor grado de degeneración en los segmentos adyacentes.

En resumen:

- Una persona dobla su columna vertebral de manera similar independientemente de si su columna está sana u operada, lo que obliga a los músculos a realizar una fuerza mayor.
- El decremento del movimiento relativo en el segmento intervenido conlleva un mayor giro en el resto de segmentos. A la vez que carga estos discos con tensiones mayores.
- El incremento de giro entre el resto de segmentos lleva asociado un incremento de tensiones en los discos intervertebrales.
- La cirugía que menos afecta al giro relativo es el implante OLYS sin fijación posterior. Aunque no existen diferencias demasiado significativas entre ambos implantes sin fijación.
- Se corrobora el conocimiento de que la fijación posterior mediante tornillos dota a la columna de gran estabilidad pero muestra signos de aceleración de la degeneración y artritis en los segmentos adyacentes, puesto que las tensiones aumentan mucho más.
- Desde el punto de vista biomecánico se prefiere una cirugía sin fijación posterior. La principal desventaja es el riesgo de migración de la prótesis de un 16,7%, frente al 0% en caso de fijación.

Trabajos futuros

Continuando en esta línea de investigación, se considera interesante la idea de desarrollar, de acuerdo a los datos obtenidos, un nuevo diseño de prótesis. Trataría de modificar tanto la geometría como el material del implante, para conseguir una reproducción fiel de la biomecánica lumbar sana.

A la vez, se podría estudiar el crecimiento del hueso a través de la prótesis con el objetivo de observar si afecta o no a los resultados obtenidos.

Por último, desde un punto de vista preventivo, se podría ver la relación de ciertos trabajos repetitivos con cargas sobre la columna con la aparición de hernias lumbares, mediante el estudio de ensayos cíclicos.

Índice de tablas

Tabla 1. Descripción de los efectos de la degeneración en cada uno de los estadios graduados por Thompson (23).....	15
Tabla 2. Modelo de elementos finitos de la columna lumbar sana utilizada a lo largo del proyecto para el cálculo computacional de su biomecánica.....	25
Tabla 3. Propiedades bifásicas y elásticas del hueso cortical y esponjoso (26) (27).....	26
Tabla 4. Propiedades bifásicas y mecánicas del anillo fibroso y del núcleo pulposo (15) (28) (29) (30).....	28
Tabla 5. Propiedades poro-elásticas de los endplates (26).....	29
Tabla 6. Propiedades de los ligamentos, elementos en los que se dividen y dimensiones de los mismos (31) (32) (33) (34).....	30
Tabla 7. Propiedades bifásicas y elásticas del material asociado al anillo fibroso y al núcleo pulposo del disco intervertebral degenerado (15) (29) (30).....	38
Tabla 8. Modelo de los elementos finitos utilizado para modelar la fijación de tornillos de titanio.....	44
Tabla 9. Propiedades mecánicas del titanio utilizado en la fabricación de implantes quirúrgicos (37).....	45
Tabla 10. Modelo de elementos finitos utilizado para la representación de las diferentes prótesis y los anillos fibrosos de los discos afectados.....	54
Tabla 11. Propiedades mecánicas del PEEK utilizado para fabricar las prótesis comerciales implementadas.....	54
Tabla 12. Reparto cuantitativo de tensiones entre la prótesis y el anillo fibroso del disco intervenido.....	63

Índice de figuras

Figura 1. Anatomía de la columna vertebral. Relación de segmentos que forman la estructura vertebral.....	11
Figura 2. Corte longitudinal de una vértebra que permite observar los distintos materiales que componen el cuerpo óseo.....	12
Figura 3. Detalle de la constitución del disco intervertebral. Cortes en planos radiales y axiales para observar la distribución laminar y la orientación de las fibras.....	12
Figura 4. Ligamentos de unión entre dos cuerpos vertebrales.....	13
Figura 5. Proceso de hernia discal. Rotura de las fibras del anillo y desplazamiento del gel de colágeno fuera del núcleo.....	14
Figura 6. Resonancias magnéticas de los distintos grados de degeneración de disco intervertebral según la graduación de Thompson (23).....	15
Figura 7. A) Geometría del resultado de la intervención artrodésica, fijación con tornillos. B) Radiografías posterior y lateral de una columna lumbar humana intervenida.....	17
Figura 8. A) Geometría de la columna intervenida por una cirugía artroplástica con fijación posterior. B) Radiografías anterior y lateral de una columna lumbar humana intervenida en dos segmentos adyacentes.....	18
Figura 9. Geometría mallada a través de segmentos triangulares de tipo 'Shell' de cada uno de los cuerpos vertebrales del modelo.....	20
Figura 10. Detalle del corte lateral de la vértebra L2, donde se observan los dos materiales que lo componen. El más oscuro es el hueso cortical, mientras que el más claro es el esponjoso.....	21
Figura 11. Superficie superior (L2_TOP) e inferior (L2_BOT) para el contacto con los discos intervertebrales.....	22
Figura 12. A) Superficie para la aplicación de la carga sobre L1. B) Superficie para aplicación de las condiciones de contorno en S1.	22
Figura 13. Malla hexaédrica de los cinco discos intervertebrales incluidos en el modelo. Diferencia entre los elementos que forman parte del anillo fibroso y los que forman parte del núcleo pulposo.....	23
Figura 14. Endplates superior e inferior de los discos intervertebrales creados sobre el propio disco.....	24

Figura 15. Membranas ligamentosas modeladas por elementos barra paralelos. Vista lateral y frontal de la columna lumbar con la unión de ligamentos.....	24
Figura 16. Modelo completo de columna lumbar L1-S1. Vistas lateral, frontal y perspectiva.....	25
Figura 17. Distribución de fibras a $\pm 30^\circ$ en los elementos del anillo fibroso.....	26
Figura 18. Ejes globales cartesianos (X,Y,Z) en el modelo de la columna.....	31
Figura 19. Vista lateral del movimiento de flexo – extensión de la columna lumbar humana simulada mediante modelos de elementos finitos. A) Deformada por flexión. B) Indeformada. C) Deformada por extensión.....	31
Figura 20. Vista frontal del movimiento de giro lateral de la columna lumbar humana. A) Deformada por giro a la derecha. B) Indeformada. C) Deformada por giro a la izquierda.....	32
Figura 21. Gráficas comparativas del giro relativo entre segmentos en el movimiento de flexo – extensión.....	33
Figura 22. Gráficas comparativas de los resultados numéricos obtenidos en el estudio computacional realizado con elementos finitos y los resultados presentes en la bibliografía.....	34
Figura 23. Estadística de niveles intervenidos quirúrgicamente sobre una muestra de mil pacientes (36).....	37
Figura 24. Gráficas de movimiento relativo entre L4 y L5 (segmento afectado) en los movimientos de flexo – extensión y giros laterales. Se comparan los resultados numéricos de la columna sana y patológica con los resultados de columnas sanas de la literatura.....	39
Figura 25. Gráfico de barras que muestra el aumento de giro relativo entre segmentos para la columna con D45 degenerado, sobre los giros de la columna lumbar sana, para conseguir el mismo giro absoluto.....	40
Figura 26. Gráficos de tensiones máximas y mínimas en cada parte del disco según el movimiento simulado. Comparación entre las tensiones producidas en la columna sana y en la degenerada.....	40
Figura 27. Cambio en la distribución de tensiones en el disco degenerado D45 causado por el movimiento de flexión – extensión. Arriba el disco sano, abajo el degenerado..	41
Figura 28. Geometría de los agujeros practicados en las vértebras L4 y L5 para la inserción de la fijación por tornillos.....	43

Figura 29. Geometría y malla del implante de titanio que conforma la fijación por tornillos utilizada para simular la cirugía artrodésica.....	44
Figura 30. Unión del segmentos L4-L5 mediante el implante de titanio. Vista lateral de la columna completa y detalle de la vista posterior del segmento intervenido.....	44
Figura 31. Distribución de tensiones de tracción y compresión en los discos D12, D23, D34, D45 y D51 para los movimientos de flexión – extensión. Comparación de la distribución en el modelo sano frente al modelo con fijación artrodésica.....	46
Figura 32. Distribución de tensiones máximas y mínimas en los tornillos para el movimiento de giro a la derecha.....	47
Figura 33. Gráfica de giro relativo entre L4-L5 después de realizar la artrodesis, frente a la columna sana.....	47
Figura 34. Incremento del giro relativo entre cuerpos óseos necesario para conseguir un giro absoluto en la columna artrodésica idéntico al de la columna sana.....	48
Figura 35. Cambio en la distribución de tensiones máximas y mínimas del disco más afectado por la cirugía D12.....	48
Figura 36. Geometría de la prótesis comercial OLYS. (38).....	51
Figura 37. Vistas en alzado, planta y perfil de la malla de la prótesis reproducida en Ideas. Renderizado de la pieza completa.....	51
Figura 38. Vista lateral y frontal de la colocación del implante protésico en el segmento L4-L5, así como la fijación con tornillos realizada por la parte posterior.....	52
Figura 39. Geometría de la prótesis comercial PLIF (39).....	52
Figura 40. Alzado, planta y perfil de la malla reproducida en Ideas de la prótesis PLIF. Vista en perspectiva de la pieza.....	53
Figura 41. Vista lateral y frontal de la inserción de las piezas que conforman la prótesis PLIF, junto con la fijación posterior por tornillos.....	53
Figura 42. Contactos laterales de las piezas que conforman la prótesis PLIF con el anillo fibroso del disco intervertebral D45.....	55
Figura 43. Distribución de tensiones máximas y mínimas en el conjunto de los implantes y el anillo fibroso del disco afectado, para el estado de flexión con la prótesis OLYS.....	56

Figura 44. Distribución de tensiones máximas y mínimas en el conjunto de los implantes y el anillo fibroso del disco afectado, para el estado de flexión con la prótesis PLIF.....	56
Figura 45. Comparación del incremento del giro sobre el producido en la columna sana para las dos prótesis simuladas.....	57
Figura 46. A) Corte lateral de la columna lumbar con la prótesis OLYS intervertebral. B) Vista en planta de la colocación de la prótesis sobre la vértebra L5.....	59
Figura 47. A) Corte lateral de la columna lumbar con la prótesis PLIF intervertebral. B) Vista en planta de la colocación de la prótesis sobre la vértebra L5.....	59
Figura 48. Gráficas de tensiones máximas y mínimas en cada parte del disco en función del movimiento impuesto a la columna. Resultados obtenidos para el modelo con el implante OLYS.....	60
Figura 49. Distribución de tensiones máximas y mínimas entre el disco D45 intervenido y la prótesis OLYS insertada. Arriba el ensayo de flexión, abajo en ensayo de extensión.....	61
Figura 50. Comparación del giro relativo entre las vértebras L4 y L5 en los movimientos sobre el modelo con el implante OLYS sin fijación posterior, con el modelo sano y degenerado.....	61
Figura 51. Gráficas del estado tensional del disco D45 intervenido mediante la prótesis PLIF para cada uno de los movimientos. Comparación con el estado sano y degenerado.....	62
Figura 52. Distribución de tensiones máximas y mínimas entre el disco D45 intervenido y la prótesis PLIF insertada. Arriba el ensayo de flexión, abajo el de extensión.....	62
Figura 53. Comparativa del incremento de giro relativo entre segmentos sobre el movimiento sano para cada tipo de prótesis.....	63
Figura 54. Distribución de tensiones máximas y mínimas en los discos intervertebrales para el caso de carga en extensión. Comparación de la distribución sana con cada una de las prótesis.....	64
Figura 55. Incremento de tensiones en cada uno de los segmentos según el movimiento aplicado. Comparación entre implantes.....	65
Figura 56. Comparación del movimiento relativo de la columna lumbar sana con el modelo de cirugía sin fijación posterior y los efectos de la degeneración por el paso del tiempo. Resultados para prótesis PLIF y OLYS.....	67

Figura 57. Efectos sobre la biomecánica de los segmentos adyacentes al intervenido de la degeneración provocada por el aumento de tensiones. Resultados para el modelo con prótesis PLIF y OLYS.....	67
Figura 58. Incremento de tensiones en los modelos con prótesis y con expansión de degeneración.....	68
Figura 59. Gráfico comparativo del porcentaje de giro absoluto de L1, sobre el giro del sano que se consigue en cada uno de los modelos aplicando una carga de $\pm 4\text{Nm}$	70
Figura 60. Gráficas de carga necesaria para conseguir un giro absoluto de L1 igual al de la columna sana.....	71
Figura 61. Estadísticas experimentales del rango de movimiento para diferentes configuraciones. Intact (sano), cage (solo con prótesis intervertebral), cage w/PI (prótesis más fijación posterior). A) Flexión. B) Extensión. C) Giro lateral. (40).....	72
Figura 62. Variación de movimiento en cada segmento según la cirugía realizada.....	73
Figura 63. Incremento de tensiones máximas y mínimas en cada uno de los discos intervertebrales sobre las tensiones en la columna lumbar sana para cada una de las cirugías estudiadas. Movimiento de flexo – extensión.....	75
Figura 64. Incremento de tensiones máximas y mínimas en cada uno de los discos intervertebrales sobre las tensiones en la columna lumbar sana para cada una de las cirugías estudiadas. Movimiento de giro lateral.....	76

Bibliografía

1. **Moramarco, Vincenzo.** *Biomechanics and Mechanobiology of the Lumbosacral Spine Intervertebral Disc*. s.l. : Research Doctorate Course in Mechanical and Biomechanical Desing, 2010.
2. *Moment–rotation responses of the human lumbosacral spinal column.* **Guan, Yabo, y otros.** 2007, Journal of Biomechanics, págs. 1975-1980.
3. **INE.** Encuesta europea de salud en España. 2009.
<http://www.ine.es/prensa/np631.pdf>.
4. *Minimally invasive surgery compared to open spinal fusion for the treatment of degenerative lumbar spine pathologies.* **Mobbs, Ralph J., Praveenan, Sivabalan y Li, Jane.** 2012, Journal of Clinical Neuroscience, págs. 829-835.
5. *Some mechanical test on the lumbosacral spine with particular reference to intervertebral disc.* **Brown, T., Hansen, R.J. y Yorra, A.J.** 1957, The Journal of Bone and Joint Surgery, págs. 1135-1164.
6. *The structural components of the vertebral disc. A study of their contribution to the ability of the disc to withstand compressive force.* **Markolf, K. L. y Morris, J.M.** 1974, The Journal of Bone and Joint Surgery, págs. 675-687.
7. *Tensile properties of nondegenerate human lumbar annulus fibrosus.* **Ebara, S., y otros.** 1996, Spine, págs. 452-461.
8. *Single lamellar mechanics of the human lumbar anulus fibrosus.* **Holzapfel, G.A., Schulze-Bauer, C.A.J. y G. Feigl, P. Regitnig.** 2005, Biomechanics and Modelling in Mechanobiology, págs. 125-140.
9. *Mechanical Properties of human lumbar spine motion segment-Part I: responses in flexion, extension, lateral bending and torsion.* **Schultz, A.B., y otros.** 1979, Journal of Biomechanical Engineering, págs. 46-52.
10. *Mechanical behaviour of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three dimensional load-displacement curves.* **Panjabi, M.M., y otros.** 1994, The Journal of Bone and Joint Surgery, págs. 413-424.
11. *Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments.* **Shirazi-Adl, A.** 1994, Spine, págs. 2407-2414.
12. *Combination of finite element modelling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation.* **Ezquerro, F., y otros.** 2004, Medical Engineering & Physics, págs. 11-22.
13. *Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus.* **Eberlein, R., Holzapfel, G.A. y Fröhlich, M.** 2004, Computational Mechanics, págs. 147-165.
14. *Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics.* **Zander, T., Rohlmann, A. y G.Bergmann.** 2009, Clinical Biomechanics, págs. 135-142.
15. *An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment.* **Moramarco, V., y otros.** 2010, Journal of Biomechanics, págs. 334-342.
16. *Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion.* **Shih-Hao, Chen, y otros.** 2009, Medical Engineering & Physics, págs. 244-253.
17. *Study of posterolateral lumbar arthrodesis by means of a finite element model.* **Juez, F.J. de Cos, y otros.** 2009, Mathematical and Computer Modelling, págs. 680-694.
18. *Effect of posterolateral disc replacement on kinematics and stress distribution in the lumbar spine: A finite element study.* **Wang, Wenhai, y otros.** 2012, Medical Engineering & Physics.

19. *Finite element analysis of cancellous bone failure in vertebrae body of healthy and osteoporotic subjects.* **Boccaccio, A., y otros.** 2008, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, págs. 1023-1036.
20. *Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit.* **Polikeit, A., Nolte, P. y Ferguson, S.J.** 2004, Journal of Biomechanics, págs. 1061-1069.
21. *Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low-back disorders.* **McNeill, T., y otros.** 1980, Spine, págs. 529-538.
22. *Thoracic Disc Herniation.* **Durbhakula, Mahidhar, M. y Cassinelli, Ezequiel.** 2005, Contemporary Spine Surgery, págs. 77-81.
23. *Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc.* **Thompson, J.P., y otros.** 1990, Spine, págs. 411-415.
24. *Spinal arthrodesis. Basic science.* **Guerado, E., y otros.** 2012, Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, págs. 227-244.
25. *Posterior and anterior lumbar interbody fusion.* **Madhu, Tiruveedhula.** 2008, Current orthopaedics, págs. 406-413.
26. *Reduction in segmental flexibility because of disc degeneration is accompanied by higher changes in facet loads than changes in disc pressure: a poroelastic C5-C6 finite element investigation.* **Hussain, Mozammil, y otros.** 2010, The Spine Journal, págs. 1069-1077.
27. *Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression.* **Argoubi, M. y Shirazi-Adl, A.** 1996, Journal of Biomechanics, págs. 1331-1339.
28. *Osmoviscoelastic finite element model of the human intervertebral disc.* **Schroeder, Y., y otros.** 2006, European Spine Journal, págs. 361-371.
29. *Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviours of human annulus fibrosus in compression.* **Iatridis, J.C., y otros.** 1998, Journal of Biomechanics, págs. 535-544.
30. *Recent advances in analytical modelling of lumbar disc degeneration.* **Natarajan, R.N., Williams, J.R. y Andersen, G.B.J.** 2004, Spine, págs. 2733-2741.
31. *Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments.* **Pintar, F.A., y otros.** 1992, Journal of Biomechanics, págs. 1351-1356.
32. *Biomechanical properties of spinal ligaments and an histological study of the supraspinal ligament in traction.* **Chazal, J., y otros.** 1985, Journal of Biomechanics, págs. 167-176.
33. *Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc.* **Goel, V.K., y otros.** 1995, Spine, págs. 243-246.
34. *Effect of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three dimensional finite element analyses).* **Goto, K., y otros.** 2003, Journal of Orthopaedic Science, págs. 577-584.
35. *Effects of Charité artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol.* **Goel, VK, y otros.** 2005, Spine, págs. 2755-2769.
36. *Incidence and prevalence of surgery at segments adjacent to a previous posterior lumbar arthrodesis.* **Sears, William, R., y otros.** 2011, The Spine Journal, págs. 11-20.
37. **Obtesol.**
http://www.obtesol.es/index.php?option=com_content&task=category§ionid=4&id=37&Itemid=30.

38. **Villanueva y Garcia.** OLYS. The innovative TLIF cage. 2005.
<http://www.scientx.com/Downloads/ClinicalStudies/NewsX/NewsX19.pdf>.
39. NEOLIF PLIF surgical technic. 2013.
<http://www.biomet.de/userfiles/files/Spine/Spacers/NEOLIF%20PLIF%20surgical%20technique.pdf>.
40. *Interbody cage stabilisation in the lumbar spine.* **Lund, T., y otros.** 1998, The journal of bone & joint surgery, págs. 351-359.
41. *Posterior and anterior lumbar interbody fusion.* **Tiruveedhula, S.Madhu.** 2008, Spine, págs. 406-413.
42. *Clinical outcomes of 3 fusion methods through the posterior approach in the lumbar spine.* **Kim, KT, y otros.** 2006, Spine, págs. 1351-1357.
43. *Indications for posterior lumbar interbody fusion.* **Ramani, PS y Curtis, GM.** 1989, Associated Personnel Services Publications, págs. 41-50.
44. *Experience in posterior lumbar interbody fusion. Unicortical versus bicortical autologous grafts.* **Takeda, M.** 1985, Clin Orthop, págs. 120-126.
45. *The Bagby und Kuslich method of lumbar interbody fusion: history, techniques and 2- year follow-up results of a United States prospective, multicenter trial.* **Kuslich, SD, Ulstrom, CL y Griffith, SL.** 2000, Spine, págs. 1267-1278.
46. *Posterolateral versus interbody fusion in isthmic spondylolisthesis: functional results in 52 cases with a minimum follow-up of 6 years.* **Dehoux, E, y otros.** 2004, Acta Orthop Belg, págs. 578-582.