

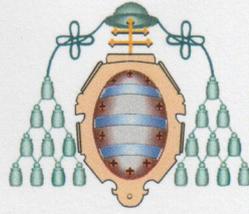
UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DOCTORADO
**ANATOMIA DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL POR
RESONANCIA MAGNÉTICA**

TÍTULO

**ARTRODESIS LUMBARES, RIGIDEZ DEL SISTEMA Y
SU REPERCUSION EN LOS DISCO ADYACENTES**

AUTOR: **ANTONO MURCIA ASENSIO**



UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DOCTORADO
**ANATOMIA DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL POR
RESONANCIA MAGNÉTICA**

TÍTULO

**ARTRODESIS LUMBARES, RIGIDEZ DEL SISTEMA Y
SU REPERCUSION EN LOS DISCO ADYACENTES**

AUTOR: **ANTONO MURCIA ASENSIO**



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis

<p>Español: ARTRODESIS LUMBARES, RIGIDEZ DEL SISTEMA Y SU REPERCUSIÓN EN LOS DISCOS ADYACENTES</p>	<p>Inglés: LUMBAR ARTHRODESIS, RIGIDITY OF THE SYSTEM AND ITS IMPACT ON ADJACENT DISCS</p>
--	--

2.- Autor

<p>Nombre: ANTONIO MURCIA ASENSIO</p>	
<p>Programa de Doctorado: ANATOMIA DEL SISTEMA NERVIOSO. RESONANCIA MAGNÉTICA</p>	
<p>Órgano responsable: DPTO.MORFOLOGIA Y BIOLOGIA CELULAR</p>	

RESUMEN (en español)

INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar bajo (DL), lumbalgia, es una patología muy frecuente en nuestro medio, con una enorme repercusión sanitaria y sociolaboral. Es la segunda causa de dolor siendo superada solo por el dolor de cabeza o el resfriado común. Es un síntoma común que se presenta en diferentes patologías y que puede llegar a afectar entre el 50% y 85% de la población en algún momento de su vida. Dos tercios de la población adulta sufre DL alguna vez en su vida. En nuestro país afecta a cuatro millones y medio de personas, con una prevalencia cercana al 15% en la población mayor de 20 años.

El coste económico del DL en el año 2006 en España superó los 6.000 millones de euros. Otros datos confirman que los costes globales que genera la enfermedad lumbar degenerativa se estiman en torno al 1-2% del PIB anualmente. Estados Unidos, según el Instituto Nacional de enfermedades neurológicas gasta 50 mil millones de dólares al año por DL y se reconoce que es la causa más frecuente de baja laboral. Recientemente los costes directos e indirectos empleados en el tratamiento del DL se estiman en más de 100 billones de dólares por año por lo que con unos recursos limitados son necesarios más estudios coste-beneficio de las diversas técnicas e instrumentaciones vertebrales que se incluyen en el tratamiento quirúrgico.

La cascada de la degeneración consta de tres estadios. El primer es la disfunción. El anillo fibroso se fisura y pierde la capacidad de contener al núcleo pulposo. Esto ocasiona primero el síndrome de disrupción discal y, si el núcleo supera el contorno del annulus, la hernia discal. El segundo estadio es el de inestabilidad. En él la movilidad en el segmento móvil aumenta de forma patológica. El tercer estadio es la estabilización, que se caracteriza por la estenosis, asociada o no a la inestabilidad.

El tratamiento quirúrgico comprende desde las técnicas más conservadoras como la microdiscectomía, nucleotomía a las más tradicionales como laminectomías y artrodesis o fusión vertebral, que todavía sigue siendo el patrón oro. Existen distintas técnicas de extensión de las fusiones así como un variado tipo de instrumentaciones vertebrales para implementar los porcentajes de fusión. En casos seleccionados también tienen indicación las prótesis de disco. Con el desarrollo de nuevos implantes, técnicas quirúrgicas y vías de

abordaje ha sido posible ampliar sus indicaciones, minimizando los riesgos, costes socio-económicos y lesiones iatrogénicas asociadas.

OBJETIVOS

Objetivo general: Evaluar y comparar el efecto en los discos adyacentes de la fusión lumbar transforaminal circunferencial (TLIF 360°) y configurada a 270° (TLIF 270°)

Objetivos específicos:

- 1) Desarrollar y validar un modelo de elementos finitos de la columna vertebral lumbosacra normal sana.
- 2) Evaluar las tensiones en los discos L3-L4 y L5-S1 en una columna normal y con fusión transforaminal L4-L5 circunferencial 360° (TLIF) y configurada a 270° (TLIF-270°).
- 3) Comparar las tensiones que se transmiten a los discos intervertebrales adyacentes a una cirugía de fusión vertebral transforaminal 360° y 270°, con respecto a la columna normal sana.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha llevado a cabo un estudio mediante un modelo de elementos finitos tridimensional para determinar la distribución de las sobrecargas en los discos intervertebrales en diferentes configuraciones de fusión transforaminal, tratando de establecer una correlación entre las observaciones físicas encontradas y clínicas descritas en la literatura. Se estudia el efecto de la rigidez del sistema utilizado, a fin de conseguir una configuración de artodesis circunferencial 360° o limitada a 270°, a la hora de transferir las cargas a los segmentos móviles adyacentes, en los diferentes movimientos en el espacio (flexión, extensión, torsión e inclinación lateral) y su repercusión respecto a los valores hallados en la columna vertebral normal.

1. **Obtención de imágenes anatómicas:** Se procedió a la realización de un estudio mediante TC de la columna vertebral lumbar y pelvis de un paciente voluntario sano en el formato médico estándar DICOM.
2. **Procesamiento informático y reconstrucción 3D:** Se procedió a la detección y segmentación de las imágenes con el fin de diferenciar entre tejidos, órganos, huesos, etc. (es decir, la distinción de los contornos), obteniendo un sólido que pudo ser manipulado en sistemas CAD (Computer Assisted Design).
3. **Asignación de propiedades:** El sólido obtenido se dividió en zonas que se corresponden con las distintas áreas anatómico-fisiológicas, a las que se les asignaron propiedades físicas diferentes (es decir, se procedió a la distinción de zonas): hueso cortical, trabecular, zonas del disco intervertebral, ligamentos, etc.
4. **Simulación por el método de los elementos finitos (FEM):** Una vez que se obtuvo un modelo realista, con los materiales adecuados y los grados de libertad biomecánicamente aplicables, se llevaron a cabo la serie de simulaciones que se describirán posteriormente, con el fin de cumplir los objetivos planteados.
5. **Validación experimental:** Una vez obtenido el modelo de columna normal, se procedió a su validación. El objetivo de la validación de un modelo FEM es el de asegurar su consistencia, de forma que los ensayos a realizar posteriormente reproduzcan fielmente el comportamiento real de la columna.

El esquema seguido para esta investigación no difiere del realizado en cualquier otro proceso de creación de un modelo FEM en el campo de la medicina, como ya se describió en el apartado de Introducción, y consta de las siguientes fases:

Primero se ha obtenido el modelo FEM de columna vertebral normal y posteriormente se procedió a su validación. El objetivo de la validación de un modelo FEM es el de asegurar su consistencia, de forma que los ensayos a realizar posteriormente reproduzcan fielmente el comportamiento real de la columna. En cualquier tipo de modelización, escoger los correctos valores para cada parámetro es de suma importancia. En los modelos biomecánicos, las propiedades de los materiales son los parámetros que mayores efectos



tienen en los resultados. Las propiedades pueden variar entre individuos, o incluso en la misma persona en función de la edad e incluso del género. Por ello es fundamental que el modelo sea contrastado con los datos disponibles de experimentos in vitro, y que así sea capaz de reproducir todo el espectro de posibles situaciones individuales.

RESULTADOS

Se ha procedido a valorar los resultados por objetivos. Así, con el objeto de validar la consistencia global del modelo de columna sana desarrollado, se compararon los datos cinemáticos del modelo con experimentos in vitro bajo las mismas condiciones de carga, que incluyeron los movimientos de flexión, extensión, torsión e inclinación lateral. Del mismo modo se ha procedido con el resto de objetivos.

DISCUSIÓN

Siguiendo el mismo esquema se ha procedido a realizar la discusión por objetivos.

Nuestro estudio se engloba entre aquellos que pretenden estudiar el comportamiento biomecánico de la columna normal tras someterla a diferentes cirugías. Para ello creamos un modelo que engloba la columna lumbo-sacra desde L2. En nuestro caso, además, se ha modelizado el sacro, lo cual no es frecuente en la literatura. Esto nos ha permitido, aparte de aportar un comportamiento más fisiológico del modelo, el poder estudiar el efecto en el disco L5-S1, sujeto a menudo a cirugías adyacentes en la práctica quirúrgica habitual de la discopatía degenerativa. El mallado del sacro dentro de los modelos de elementos finitos utilizados habitualmente en el estudio de las alteraciones biomecánicas secundarias a la cirugía lumbar no es frecuente. Se utilizan modelos de una unidad vertebral funcional, que estudian las consecuencias en el propio segmento funcional, o bien en las láminas cartilaginosas superior e inferior. Esta es por tanto una de las importantes aportaciones que presenta nuestro modelo.

El modelo de columna sana presentado en este estudio constó de 282.543 elementos y 416.516 nodos.

CONCLUSIONES

- 1) Se ha desarrollado un modelo de elementos finitos de columna vertebral desde L2 hasta sacro que es válido, consistente y congruente con los hallazgos descritos en la literatura tras experimentos in vitro en condiciones similares de carga y contorno.
- 2) Las tensiones que experimentan los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral normal sana son inferiores a las que esos discos experimentan tras cirugía de fusión intersomática transforaminal TLIF L4-L5, en ambas modalidades 360° y 270°.
- 3) Las tensiones que se transmiten a los discos adyacentes (L3-L4 y L5-S1) tras cirugía de fusión vertebral TLIF-270° son menores que las que se transmiten en una fusión circunferencial (TLIF-360°) del disco a nivel L4-L5. Esta sobrecarga es menor en ambos discos y en todos los ensayos.



RESUMEN (en Inglés)

INTRODUCTION

Low back pain (LBP) is a very frequent disease in our practise, with a huge impact into health and socio-labour aspects. It is the second cause of pain being surpassed only by the headache or the common cold. It is a common symptom that occurs in different pathologies and that may affect between 50% and 85% of the population at some point in their lives. Two-thirds of the adult population suffer from LBP once in their lives. In our country, it affects four and a half million people, with a prevalence close to 15% in the population 20 years of age or older.

The economic cost of the LBP in 2006 in Spain exceeded 6,000 million €. Other data confirm that the overall costs generated by the degenerative lumbar disease are estimated at around 1-2% of the GDP annually. United States, according to the National Institute of neurological diseases spends \$ 50 billion a year by LBP and recognizes that it is the most common cause of sick leave. Recently the direct and indirect costs used in the treatment of the LBP have been estimated at more than 100 billion dollars per year. With limited resources, it is necessary to make more cost/profit studies of the various techniques and vertebral instrumentation included in the surgical treatment.

The cascade of degeneration consists of three stages. The first is the dysfunction. The fibrous ring is fissure and loses the ability to contain the nucleus pulposus. This causes the syndrome of disc disruption first and if the core exceeds the contour of the annulus, the hernia discal. The second stage is the instability, where the mobility in the mobile segment increases in a pathological form. The third stage is stabilizing, which is characterised by stenosis, associated or not to instability.

Surgical treatment includes techniques from more conservative as microdiscectomy, nucleotomy to the more traditional such as laminectomíes and Arthrodesis or spinal fusion, which is still the gold standard. There are various techniques of extension of mergers as well as a varied type of vertebral instrumentations to implement the percentages of fusion. Disc prostheses have indication in cases selected also. With the development of new instrumentations, surgical techniques and ways of approach has been possible to expand its indications, minimizing risks, socio-economic costs and associated iatrogenic injuries.

OBJECTIVES

Overall objective: to assess and compare the effect on adjacent discs of transforaminal lumbar fusion, both circumferential (TLIF 360°) and configured to 270° (TLIF 270°)

Specific objectives:

- 1) To develop and validate a model of finite elements (FE) of the lumbo-sacral normal healthy spine.
- (2) To assess tensions in the L3-L4 and L5-S1 discs in a normal column and with transforaminal fusion L4-L5, both circumferential 360° (TLIF) and configured to 270° (TLIF - 270°).
- (3) To compare the tensions which are transmitted to the intervertebral discs adjacent to a surgery of spinal fusion transforaminal 360° and 270°, with regard to the normal healthy spine.

MATERIAL AND METHODS

A study using a finite element tridimensional (FE) model has been carried out to determine the distribution of the overloads through the intervertebral discs in different configurations of fusion transforaminal, trying to establish a correlation between the clinical and found physical observations described in the literature. Studying the effect of the stiffness or rigidity of the system used, with the model configured to resemble a case of circumferential arthrodesis 360° or limited to 270°, when it comes to transfer loads to the adjacent mobile segments in different movements in space (flexion, extension, torsion and lateral inclination) and its impact on the values found in the normal spine.

1. **Obtaining of anatomical images:** A preliminary study was carried out –images provided by CT of the lumbar spine and pelvis in a healthy voluntary patient in the standard medical DICOM-.
2. **Computer processing and 3D reconstruction:** Proceeding to the detection and segmentation of images in order to differentiate between tissues, organs, bones, etc, a solid was obtained that could be manipulated in CAD (Computer Assisted Design) systems.
3. **Assignment of properties:** The retrieved solid was divided into zones that are co-respondent with anatomic-physiological areas, which were then assigned different physical properties (i.e., proceeding to the distinction of areas): cortical bone, trabecular bone, areas of the intervertebral disc, ligaments, etc.
4. **Simulation by finite element (FEM) method:** Once a realistic model was obtained, with appropriate materials and degrees of freedom biomechanically applicable, a series of simulations that will be described later were carried out, in order to meet the objective raised.
5. **Experimental validation:** After the model of normal column was obtained, the next step was its validation. The objective of the validation of a FEM model is to ensure its consistency, so that trials carried out subsequently would faithfully reproduce the actual behavior of the column.

The scheme followed for this research does not differ from any other process of creation of a FEM model in the field of medicine, as it is already described in the introduction section, and consists of the following phases:

First the FEM model of normal vertebral column has been obtained and subsequently validated. The objective of the validation of a FEM model is to ensure its consistency, so that trials carried out subsequently would faithfully reproduce the actual behavior of the column. In any type of modelling, choosing the correct values for each parameter is of utmost importance. In biomechanical models, the properties of the materials are the parameters that have the greatest impact results. The properties can vary between individuals, or even in the same person in function of the age and even gender. That is why it is essential that the model is contrasted with the available data from in vitro experiments, and so being able to reproduce the entire spectrum of possible individual situations.

RESULTS

Results were assessed by objectives. Thus, in order to validate the overall consistency of the aforementioned healthy spine model, the authors compared data from the kinematic model with experiments in vitro under the same loading conditions, which included the movements of flexion, extension, torsion and lateral inclination. Likewise were the rest of objectives assessed.

DISCUSSION

Following the same scheme above mentioned, the discussion by objectives was carried out.



Our study is included among those seeking to enlarge our knowledge of the mechanical behavior of the healthy spine model after undergoing through different surgeries. To do so, we created a model that includes the lumbo-sacral column from L2. In our case, in addition, the work included modelling the sacrum, which is a feature not commonly found in the literature. This has allowed us to, in addition, to providing a more physiological approach into the behavior of the model and enabling us to study the effect on the L5-S1 disc, often subject to adjacent surgeries in surgical practice of degenerative discopathy. The meshing of the sacral bone within the models of finite element commonly used in the study of alterations biomechanical secondary to lumbar surgery is not common. We used models of a functional spinal unit, that reflect the consequences in the own functional segment, or in the cartilaginous plates upper and lower. This is therefore one of the important contributions that presents our model.

The healthy column model presented in this study consisted of 282.543 elements and 416.516 nodes.

CONCLUSIONS

- 1) It has been developed a finite element (FEM) model of spine from L2 to sacrum which is valid, consistent with the findings described in the literature after in vitro experiments in similar conditions of load and boundary.
- 2) Tensions faced by the L3-L4 and L5-S1 discs in the normal healthy spine are lower than those discs experienced after transforaminal interbody fusion surgery TLIF L4-L5, in both modalities 360 ° and 270 °.
- 3) The tensions which are transmitted to the adjacent discs (L3-L4 and L5-S1) after - 270 ° TLIF spinal fusion surgery are lesser than those transmitted in a fusion circumferential (TLIF - 360°) of the disc at L4-L5 level. This overload is lower on both discs and through all trials.

A mi familia

Agradecimientos

“Yo sostendría que las gracias son la forma más alta de pensamiento y que el agradecimiento supone una felicidad duplicada cuando media la sorpresa”

G.K. Chesterton

Y es que este trabajo no se agota en su vertiente científica; en estas páginas hay mucho más que hipótesis, variables, ensayos y modelos de artrodesis: hay emociones, sentimientos y afectos... o por usar la dicotomía de los clásicos, además de razón hay corazón. Hay esfuerzo, dedicación, dificultad, sacrificio, constancia, fatiga y por supuesto aliento, confianza, estímulo, ayuda, colaboración, participación, ... por ello me siento en deuda con muchas personas a las que ha llegado el momento de agradecer, y estoy seguro de que no les coge por sorpresa, su contribución a esta línea de investigación que aquí defiendo.

Parafraseando a Unamuno, la forma de dar en el clavo es dar cien veces en la herradura y creo que la centena se queda corta para contar las veces que mi padre ha intentado motivarme para que este trabajo llegara a su fin, así que papá, aquí tienes el resultado de tu perseverancia.

A Mariano Fernández Fairén, Miguel Ángel Suárez Suárez y a José Antonio Vega por su disponibilidad, confianza, motivación, orientación, seguimiento, supervisión constante y rigurosidad.

A Manuela Riera por su generosidad al permitirme continuar su línea de investigación, a Rafael Pedro García Díaz por ayudarme a darle forma y a todos aquellos que han contribuido de una u otra forma al buen trabajo que hemos realizado juntos.

“Agradece a la llama su luz pero no olvides el pie del candil que, constante y paciente, la sostiene en la sombra”

R. Tagore

Mamá, sin tu apoyo tampoco habría sido posible llegar al final.

Gracias.

00

ÍNDICE

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 2: ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA	7
1. BREVE RECUERDO DE LA ANATOMIA, ESTRUCTURA Y COMPOSICION QUIMICA DEL DISCO INTERVERTEBRAL HUMANO	9
1.1. El disco intervertebral	9
1.2. Estructura del disco intervertebral	10
1.3. Vascularización, nutrición y metabolismo del disco intervertebral	13
2. PATOLOGÍA DEL DISCO INTERVERTEBRAL: DISCOPATÍA DEGENERATIVA	13
2.1. Dolor lumbar bajo	15
2.2. Discopatía degenerativa	16
3. OPCIONES QUIRÚRGICAS PARA EL TRATAMIENTO DE LA DISCOPATÍA DEGENERATIVA	18
3.1. Artrodesis	18
3.2. Desarrollo de nuevas tecnologías: cirugía mínimamente invasiva (MIS)	29
4. ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA COLUMNA VERTEBRAL	31
4.1. Modelos sintéticos	32
4.2. Modelos en cadáver	32
4.3. Modelos animales	32
4.4. Modelos analíticos	32
5. EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS	34
5.1. Definición	35
5.2. Generación de modelos de elementos finitos	36
6. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	41
CAPITULO 3: OBJETIVOS	43
CAPITULO 4: MATERIAL Y MÉTODOS	47
1. DISEÑO DEL ESTUDIO	49
2. CONSIDERACIONES ÉTICAS Y LEGALES	50

3. MATERIAL UTILIZADO	51
4. MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL NORMAL	51
4.1. Geometría de componentes del modelo FEM de columna vertebral normal	52
4.2. Propiedades de los materiales del modelo FEM de columna vertebral normal	58
4.3. Ilustración del modelo FEM final de columna vertebral normal	60
5. MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL CON ARTRODESIS TRANSFORAMINAL CIRCUNFERENCIAL L4-L5 (TLIF 360°)	61
5.1. Modificaciones al modelo FEM de columna vertebral normal	62
5.2. Geometría del implante de artrodesis TLIF	62
5.3. Propiedades del material del implante de artrodesis TLIF ...	63
5.4. Adaptación de los implantes y del hueso de fusión al modelo FEM de la columna vertebral con artrodesis TLIF 360°	63
5.5. Ilustración del modelo FEM final de columna con artrodesis TLIF 360° L4-L5	64
6. MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL CON ARTRODESIS TRANSFORAMINAL L4-L5 (TLIF 270°).....	65
6.1. Modificaciones al modelo FEM de columna vertebral normal	65
6.2. Geometría del implante de artodesis TLIF 270°	65
6.3. Propiedades del material del implante de artrodesis TLIF 270°	65
6.4. Adaptación de los implantes de artrodesis y del hueso de fusión al modelo FEM de la columna vertebral con artrodesis TLIF 270°	66
6.5. Ilustración del modelo FEM final de la columna con artrodesis TLIF 270° L4-L5.....	66
7. ENSAYOS EN EL MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL.....	67
7.1. Validación del modelo.....	67
7.2. Condiciones de contorno.....	68
7.3. Condiciones de carga	69
7.4. Parámetros de evaluación y su representación	71
CAPITULO 5: RESULTADOS	75

1. RESULTADOS DEL OBJETIVO 1: DESARROLLAR Y VALIDAR UN MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL NORMAL	77
2. RESULTADOS DEL OBJETIVO 2: EVALUAR LAS TENSIONES EN LOS DISCOS L3-L4 Y L5-S1 EN UNA COLUMNA NORMAL SANA Y CON FUSIÓN L4-L5 TLIF 360° Y 270°	83
2.1. Resultados de evaluar la tensión en los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral normal sana	83
2.2. Resultados de evaluar la tensión en los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral con una artrodesis vertebral mediante TLIF 360° L4-L5	93
2.3. Resultados de evaluar la tensión en los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral con una artrodesis vertebral mediante TLIF 270° L4-L5	112
3. RESULTADOS DEL OBJETIVO 3: COMPARAR LAS TENSIONES QUE SE TRANSMITEN A LOS DISCOS INTERVERTEBRALES ADYACENTES A UNA CIRUGÍA DE FUSIÓN VERTEBRAL TRANSFORAMINAL 360° Y 270°	131
3.1. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en flexión a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal	131
3.2. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en extensión a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal	136
3.3. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en torsión a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal	140
3.4. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en inclinación lateral a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal	144
CAPITULO 6: DISCUSIÓN	153
1. DISCUSIÓN DEL OBJETIVO 1: DESARROLLAR Y VALIDAR UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL LUMBOSACRA	156
2. DISCUSIÓN DEL OBJETIVO 2: EVALUAR LAS TENSIONES EN LOS DISCOS L3-L4 Y L5-S1 EN COLUMNA NORMAL, CON FUSION TRANSFORAMINAL L4-L5 CIRCUNFERENCIAL 360° (TLIF 360°) Y CONFIGURADA A 270° (TLIF 270°).....	162

3. DISCUSIÓN DEL OBJETIVO 3: COMPARAR LAS TENSIONES QUE SE TRANSMITEN A LOS DISCOS INTERVERTEBRALES ADYACENTES A UNA CIRUGIA DE FUSION VERTEBRAL TRANSFORAMINAL 360° Y 270°	166
4. DISCUSIÓN GENERAL	172
4.1. Limitaciones del estudio	173
4.2. Líneas de investigación futuras	173
4.3. Consideraciones finales	174
CAPITULO 7: CONCLUSIONES/CONCLUSIONS	177
BIBLIOGRAFÍA	183

01

INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar bajo (DL), lumbalgia, es una patología muy frecuente en nuestro medio, con una enorme repercusión sanitaria y sociolaboral. Es la segunda causa de dolor siendo superada solo por el dolor de cabeza o el resfriado común. Es un síntoma común que se presenta en diferentes patologías y que puede llegar a afectar entre el 50% y 85% de la población en algún momento de su vida. Dos tercios de la población adulta sufre DL alguna vez en su vida. En nuestro país afecta a cuatro millones y medio de personas, con una prevalencia cercana al 15% en la población mayor de 20 años.^{1,2}

El coste económico del DL en el año 2006 en España superó los 6.000 millones de euros³. Otros datos confirman que los costes globales que genera la enfermedad lumbar degenerativa se estiman en torno al 1-2% del PIB anualmente⁴. Estados Unidos, según el Instituto Nacional de enfermedades neurológicas gasta 50 mil millones de dólares al año por DL y se reconoce que es la causa más frecuente de baja laboral⁵. Recientemente los costes directos e indirectos empleados en el tratamiento del DL se estiman en más de 100 billones de dólares por año⁶ por lo que con unos recursos limitados son necesarios más estudios coste-beneficio de las diversas técnicas e instrumentaciones vertebrales que se incluyen en el tratamiento quirúrgico.

La patología lumbar puede aparecer como resultado de un trauma agudo, lesión deportiva, proceso infeccioso, neoplásico o bien degenerativo como resultado de la suma de cargas a través del tiempo. En muchas ocasiones el dolor desaparece en unos días sin precisar tratamiento o simplemente analgésicos habituales; pero cuando se hace crónico, el sujeto se ve limitado en sus funciones y actividades, y necesita atención médica, convirtiéndose en un importante problema de salud, económico y laboral.

Con la edad, se inicia una cascada degenerativa en la columna lumbar, que comienza en el disco intervertebral, continuando por las facetas articulares y demás elementos vertebrales. Esta degeneración del raquis forma parte del envejecimiento normal del individuo, aunque en ocasiones puede causar dolor y/o alteraciones neurológicas.

Para comprender la fisiopatología del dolor lumbar, es preciso conocer la inervación de la columna lumbar que se hace fundamentalmente por tres ramos nerviosos: ramo dorsal de los nervios espinales lumbares, nervio sinuvertebral de Luschka y ramos ventrales de la cadena simpática. Existen dos tipos de patrones de dolor en la columna lumbar: el dolor irradiado y el dolor referido.

La cascada de la degeneración consta de tres estadios. El primer es la disfunción. El anillo fibroso se fisura y pierde la capacidad de contener al núcleo pulposo. Esto ocasiona primero el síndrome de disrupción discal y, si el núcleo supera el contorno del annulus, la hernia discal. El segundo estadio es el de inestabilidad. En él la movilidad en el segmento móvil aumenta de forma patológica. El tercer estadio es la estabilización, que se caracteriza por la estenosis, asociada o no a la inestabilidad (Figs. 1 y 2).

La degeneración discal lumbar existe en algún grado hasta el 97% de los individuos en la quinta década de la vida. Por otro lado, se ha observado que los cambios degenerativos discales no se correlacionan con los síntomas de los pacientes, ni son predictivos de futuros síntomas.⁴

La disfunción se produce aproximadamente entre los 20 y los 45 años de edad. El disco comienza a perder su capacidad de soportar las cargas axiales y pierde altura. Este hecho se relaciona con la pérdida de agua del núcleo pulposo, debida a la disminución de proteoglicanos. A la degeneración del disco seguirá la de las facetas articulares. En esta fase se observan ya signos de sinovitis en los complejos articulares.

La inestabilidad afecta a personas entre 45 y 60-70 años. En bipedestación, el disco soporta el 80% de las cargas axiales y las facetas articulares el 20% restante. La pérdida de altura del disco con la degeneración supone una redistribución de cargas, llegando a pasar en casos avanzados hasta un 70% de la carga axial a las facetas^{7,8}. Se produce una subluxación vertical de las facetas e inestabilidad. Conforme se colapsa el disco, aparecen fenómenos artrósicos en las articulares, pérdida de tensión y engrosamiento de los ligamentos amarillo y longitudinal posterior. Todos estos elementos contribuyen a originar lo que se denomina estenosis blanda. La pérdida de estabilidad sagital condiciona también la estenosis, que al principio será de tipo dinámica, aumentando en extensión y bipedestación.

La tercera fase o de estabilización se produce alrededor de los 60 años de edad. Con la sobrecarga articular, se producen osteofitos que aumentan la superficie de contacto para estabilizar la zona. Estos osteofitos se localizan en los platinos vertebrales y las facetas articulares, y contribuyen a la estenosis del canal. Esta se denomina estenosis dura, que se suma a la estenosis blanda provocada por el abombamiento del disco y el engrosamiento y fruncido del ligamento amarillo. A esta estenosis estructural se añadirá la estenosis por inestabilidad estática.⁷

Se han demostrado variaciones significativas en las dimensiones del canal medular central y el foramen, según la posición del raquis. La transición de flexión a extensión disminuye el diámetro sagital central y el área del canal medular. Se dan variaciones en el mismo sentido en el volumen del saco dural, aumentando éste significativamente en flexión.⁹ El área, la altura y el diámetro anteroposterior del foramen aumentan en flexión, y disminuyen en extensión.¹⁰ El espesor del ligamento amarillo aumenta en extensión y disminuye en flexión.¹¹ La protrusión discal se comporta de la misma forma. Todo ello explica la mejoría de la sintomatología clínica en las estenosis al cifosar la columna lumbar.

El tratar eficazmente las patologías asociadas a la enfermedad degenerativa lumbar radica en la capacidad de correlacionar los síntomas del paciente con la patología asociada. El tratamiento conservador sigue siendo básico en el DL. La medicación con AINE's, rehabilitación, reeducación postural, manipulaciones, acupuntura y distintos tipos de ortesis lumbares siguen teniendo su indicación.

El tratamiento quirúrgico comprende desde las técnicas más conservadoras como la microdiscectomía, nucleotomía a las más tradicionales como laminectomías y artrodesis o fusión vertebral, que todavía sigue siendo el patrón oro. Existen distintas técnicas de extensión de las fusiones así como un variado tipo de instrumentaciones vertebrales para implementar los porcentajes de fusión. En casos seleccionados también tienen indicación las prótesis de disco. Con el desarrollo de nuevos implantes, técnicas quirúrgicas y vías de abordaje ha sido posible ampliar sus indicaciones, minimizando los riesgos, costes socio-económicos y lesiones iatrogénicas asociadas.



Figura 1: Izquierda, Rx con discopatía degenerativa. Derecha, corte de pieza anatómica.

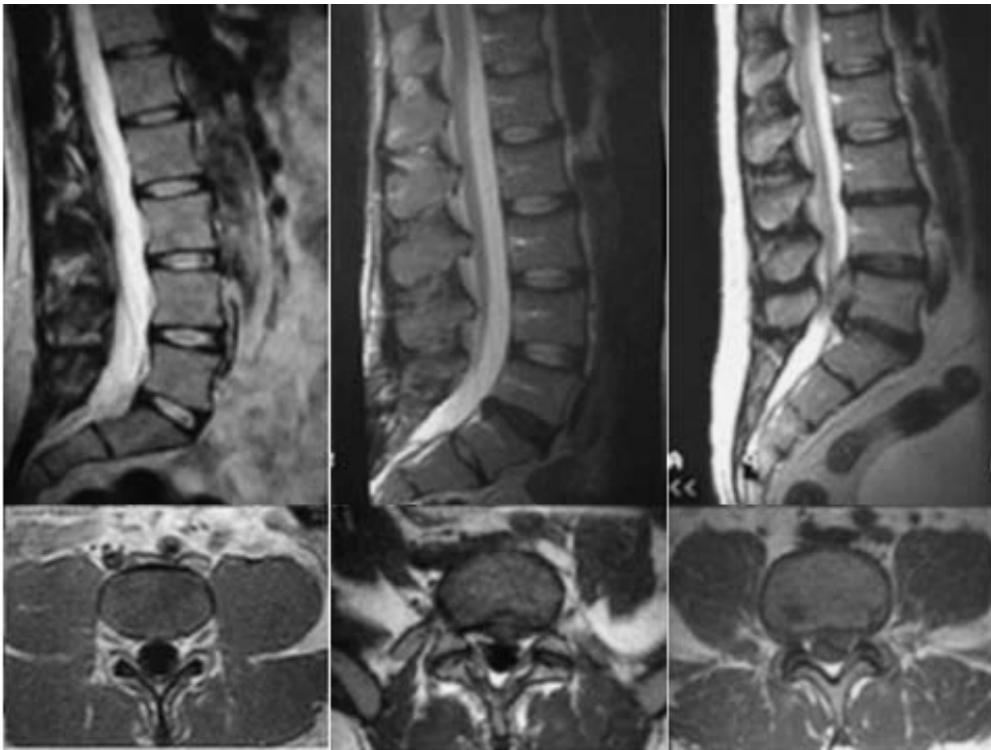


Figura 2: Grados de discopatía en RM. Izquierda, discos normales. Central, aumento simétrico. Derecha, protrusión discal.

02

**ESTADO ACTUAL DEL
PROBLEMA**

1. BREVE RECUERDO DE LA ANATOMIA, ESTRUCTURA Y COMPOSICION QUIMICA DEL DISCO INTERVERTEBRAL HUMANO

Los discos intervertebrales son estructuras fibro-cartilaginosas que se interponen entre los cuerpos vertebrales y consienten un movimiento armónico de la columna vertebral a la vez que distribuyen las cargas durante el movimiento. El movimiento global de la columna resulta de la suma de cada uno de sus segmentos y la lesión de uno de ellos tiene repercusiones globales sobre el resto. En la especie humana el primer disco intervertebral se interpone entre la segunda y tercera vértebras cervicales y el último entre la quinta vértebra lumbar y la primera sacra.

1.1. El disco intervertebral

1.1.1. Partes del disco intervertebral

Clásicamente se admite que el disco intervertebral está formado por la placa terminal ósea vertebral, la placa terminal cartilaginosa, el anillo fibroso y el núcleo pulposo. Sin embargo, estos conceptos están siendo revisados en los últimos años y en base a la composición química no se puede establecer una división tan neta entre cada una de las partes.^{12,13,14,15} De superficie a profundidad, es decir de la parte periférica a la central, en el disco intervertebral se diferencian cuatro zonas, que difieren en la topografía, densidad y tipos de células y, especialmente, en la composición de la matriz extracelular:¹⁶

- a) **Anillo fibroso externo:** formado por láminas de fascículos de colágeno que se insertan en los cuerpos vertebrales, posee pocas células (fibroblastos) y la matriz extracelular se caracteriza por contener pocos proteoglicanos y colágeno de tipo I. Se admite que las fibras de colágeno en láminas alternativas son casi perpendiculares entre sí.
- b) **Anillo fibroso interno:** es un fibrocartílago que carece de estructura laminar, sus células poseen características intermedias entre los fibroblastos y los condrocitos. La matriz extracelular contiene abundantes proteoglicanos y poco colágeno de tipo II.
- c) **Zona de transición:** es una capa fibrosa acelular entre el anillo fibroso y el núcleo pulposo.
- d) **Núcleo pulposo:** formado por una matriz extracelular amorfa con una alta proporción de proteoglicanos incluidos en una red de colágeno laxa, en la que predomina el colágeno de tipo II. Contiene, al menos en las primeras fases de la vida, dos tipos celulares: condrocito-like y las células fisálidas (grandes y aparentemente llenas de vacuolas).
- e) **Platillos cartilaginosos terminales:** Finalmente, la interfase del disco intervertebral propiamente dicho con los cuerpos vertebrales es una fina capa de cartílago hialino que forma las placas cartilaginosas terminales (o platillos cartilaginosos terminales). Ocupan la mayor parte de la superficie de los cuerpos vertebrales me-

nos en su porción más externa, donde las fibras del anillo se insertan directamente en los cuerpos vertebrales.

Esta concepción de que el anillo fibroso y el disco núcleo pulposo forman un continuum que se modifica gradualmente en su composición desde la zona central a la periférica es de capital interés a la hora de abordar cualquier estudio sobre la composición del disco intervertebral.

1.2. Estructura del disco intervertebral

Como cualquier otro órgano, los tejidos (en este caso variantes del mismo tejido) que forman el disco intervertebral, está formado por células y matriz extracelular.

1.2.1. Células

Los segmentos externos del anillo contienen fibroblastos, condrocitos-like en la zona interna del mismo y en el núcleo pulposo, y en este último además células fisálicas (de origen notocordal) durante los primeros años de vida. El disco intervertebral posee escasa celularidad y difieren ligeramente las que se encuentran en la porción periférica y en la central. No obstante los tipos celulares son modificaciones unos de otros. En la parte periférica del anillo fibroso hay escasos fibroblastos que se modifican a medida que se acercan a la porción central del anillo se transforman en célula de estirpe condrocitaria. Además, hasta la pubertad en el disco intervertebral se pueden encontrar células “fisálicas” originadas de la notocorda. Estas células son especiales y capaces de organizar la matriz extracelular del núcleo pulposo de una forma particular.¹⁷

1.2.2. Matriz extracelular

La matriz extracelular del disco está formada básicamente por colágenos y proteoglicanos. Los colágenos representan cerca del 60% del peso seco en el anillo fibroso, siendo el de tipo I el más abundante (80%); en el núcleo pulposo, el colágeno es menos abundante (20%) con predominio del de tipo II. También hay pequeñas cantidades de colágenos III, V, VI, IX, XI y XII. Los proteoglicanos, por su parte, se encuentran en pequeñas cantidades en el anillo fibroso mientras que son más del 50% del peso seco del núcleo pulposo. Es importante destacar que con el envejecimiento se produce una disminución de los proteoglicanos agregados y aumentan los proteoglicanos no agregados.^{18,19} En la revisión bibliográfica realizada sorprende la ausencia de información sobre el resto de los componentes de la matriz extracelular del disco intervertebral. Dadas las características de los tejidos que lo forman deben de contener numerosas familias de moléculas de adhesión (integrinas, adherinas, etc), diferentes receptores para factores de crecimiento y enzimas relacionadas con el recambio de los componentes de la matriz (proteasas, especialmente metaloproteasas). Y el conocimiento detallado de la presencia o ausencia de dichos componentes es esencial a la hora de establecer posibles tratamientos en las lesiones degenerativas del disco.

- a) **Colágeno:** es una proteína extracelular compuesta por tres cadenas polipeptídicas (cadenas α) que contienen una secuencia tripeptídica característica (gly-x-y) que

forma una hélice levógira. En su secuencia abundan la prolina e hidroxiprolina y contiene también hidroxilisina e hidroxilisina glicosilada. En cada molécula de colágeno las tres cadenas se enroscan entre sí formando una estructura “en soga” que se estabiliza mediante puentes de hidrógeno en la glicina y uniones covalentes determinadas por la hidroxilisina.²⁰

El colágeno puede formar homotrímeros (las tres cadenas α son iguales entre sí), como en los tipos II y X, y heterotrímeros (las tres cadenas α son diferentes), caso de los tipos VI, IX y X. En el disco intervertebral existen diferentes tipos de colágenos predominando los de tipo I y II. En general, la función principal del colágeno es proporcionar al tejido propiedades tensiles e inmovilizar los proteoglicanos en la MEC, si bien se le atribuyen otras funciones, en base a su estructura tridimensional.²⁰ El colágeno se sintetiza como procolágeno por los condrocitos y fibroblastos al igual que cualquier proteína que se secreta, una vez transcrito el mRNA para las cadenas α , pasa al retículo endoplasmático rugoso y de allí al aparato de Golgi donde se produce la glicosilación de algunos radicales y se forma la tripe hélice. El ensamblaje se produce en las vesículas de transporte y a nivel extracelular. La degradación es debida a la acción de metaloproteasas, colagenasas, específicas (ver más adelante) que rompen las cadenas en diferentes segmentos, y que son reguladas por factores de crecimiento e interleucinas.²¹

- b) **Proteoglicanos (PG):** son macromoléculas complejas formadas por un núcleo proteico con varios dominios globulares al que se unen largas cadenas de polisacáridos denominadas glicosaminoglicanos. Estos, están formados por una cadena larga, no ramificada, de unidades repetidas de polisacáridos. El 80-90% de los PG son grandes y se denominan agreganos debido a sus propiedades de agregación.²² Están formados por un centro proteico (2,25 kDa) que presenta tres dominios globulares (G1, G2, G3) al que se adhieren cadenas de condroitín sulfato y queratán sulfato. En el extremo N-terminal de la proteína central, uno de los dominios globulares (G1) tiene la función específica de unión al hialuronato a través de la llamada proteína de unión, formando un complejo agregano-hialuronato.

Los principales agreganos son el condroitín sulfato en sus distintas isoformas (principalmente el condroitín-6-sulfato), el queratán sulfato y el dermatán sulfato. El condroitín sulfato es el más abundante y cada cadena está formada por 25-30 unidades de disacáridos, con un peso promedio de 15-20 kDa. Las cadenas de queratán sulfato son más cortas y su peso molecular medio oscila entre 5-10 kDa.²³

El hialuronato, o hialuronano, es también un glicosaminoglicano que se diferencia de los agreganos por no estar sulfatado, no poseer proteína central y no formar PGs. Al no estar ramificado se unen a él múltiples moléculas de agregano y se forman grandes macromoléculas que permanecen inmovilizadas dentro de la red de colágeno del cartílago. Atendiendo a la proporción condroitín sulfato/hialuronato, se diferencian proteoglicanos de baja y alta velocidad de sedimentación.²⁴ Otros PGs de menor tamaño presentes en el cartílago articular son el biglicano y la decorina (que poseen una proteína central de 30 kDa), la fibromoduli-

na y el colágeno IX (considerado un PG porque contiene una cadena de condroitin sulfato). La decorina y la fibromodulina se unen al colágeno tipo II y pueden actuar organizando y estabilizando el entramado de éste. El biglicano puede interactuar con el colágeno tipo VI.²⁵ El cartílago contiene, asimismo, grandes proteoglicanos no agreicanos que podrían representar agreicanos degradados.

La síntesis, ensamblaje y sulfatación de los PG se realiza en los condrocitos en una secuencia en la que participan retículo endoplasmático rugoso, aparato de Golgi y vesículas de transporte. La síntesis de la cadena central está bajo control genético mientras que la de las cadenas de glicosaminoglicanos es un proceso post-transduccional. El proceso de ensamblaje del hialuronato se realiza directamente en la membrana celular del condrocito. En cuanto a la degradación de estas moléculas, se realiza mediante la rotura en sitios específicos de la proteína central de los PG, y del hialuronato, mediante metaloproteasas²⁶ y agreicanas.²⁷

- c) **Glicoproteínas:** los cartílagos contienen diferentes tipos de glicoproteínas. Algunas son de transmembrana y actúan como receptores para moléculas de adhesión, factores de crecimiento o interleucinas. Otras glicoproteínas son extracelulares con funciones de unión y ensamblaje entre los componentes de la MEC y los condrocitos. En general, están constituidas por una base proteica a la que se unen algunos mono y oligosacáridos.

Las principales glicoproteínas estructurales son la ancorina CII, fibronectina, laminina y, sobre todo, las integrinas.²⁸ La ancorina CII es un miembro de la familia de calpactinas situada en la superficie del condrocito que liga al colágeno y ancla los condrocitos a las fibras colágenas de la MEC.^{28,29} La fibronectina se presenta en forma de agregados en la MEC y la superficie de los condrocitos y tiene afinidad para unirse a fibrina, colágeno tipo II, heparina, hialuronato, etc...³⁰ La laminina es una molécula polivalente presente en membranas basales y, unidas a receptores, en la superficie de las células. Otra glicoproteína del mismo tipo es la oligomérica del cartílago, que se concentra en la MEC cerca del condrocito.³¹ La interacción de todas estas glicoproteínas con las células se realiza por medio de otras glicoproteínas, denominadas moléculas de adhesión de las que las más importantes son las integrinas que regulan los procesos de adhesión, migración, proliferación y diferenciación celulares.³²

Por otro lado, en la superficie de los condrocitos existen glicoproteínas que funcionan como receptores para las moléculas de adhesión (receptores de integrinas, ancorina CII, sindecanos, receptores de hialuronato) y los factores de crecimiento y citoquinas.³³

En conjunto, pues, las interacciones entre las glicoproteínas con otros componentes de la matriz extracelular, especialmente las macromoléculas, y la superficie de los condrocitos proporcionan estabilidad a todo el conjunto del tejido fibroso y cartilaginoso.

- d) **Proteasas:** son una serie de enzimas presentes en la MEC, de origen celular y extracelular responsables de la degradación y renovación permanente de los componentes de la misma, tanto en condiciones normales como patológicas. Hay tres

grupos principales de proteasas, las metaloproteasas, serina-proteasas y las catepsinas. Las metaloproteasas son las de mayor interés en la biología del cartílago y del tejido fibroso. Reciben esta denominación porque necesitan la presencia de zinc para su funcionamiento. Degradan PG, glicoproteínas y algunos tipos de colágeno. La familia de las colagenasas es altamente específica del colágeno y rompen la molécula de la triple hélice a tres cuartas partes de distancia del extremo amino terminal de la misma. Una vez finalizada la acción de las colagenasas interviene la gelatinasa separando las cadenas α desnaturalizadas. La estromelisin, por su lado, puede actuar sobre el colágeno (tipos II y IX) y degrada la proteína central del agregano. De cualquier modo también se han encontrado proteasas que, en determinadas situaciones, pueden actuar sobre diferentes substratos.^{34,35}

Las metaloproteasas son sintetizadas como proenzimas, requieren para su activación modificación enzimática y pueden superactivarse entre ellas aunque los mecanismos por los cuales se produce la activación de las proenzimas no se han identificados. Tras la activación, las proteasas pueden ser desactivadas o bloqueadas de forma irreversible por factores sintetizados por el propio condrocito y que reciben el nombre de TIMPs (Inhibidores Tisulares de Metaloproteasas)^{36,37} y que, en condiciones de normalidad, se encuentran a niveles elevados en el cartílago articular.

El otro grupo de proteasas articulares son las catepsinas, con capacidad para degradar los agreganos. Se conocen dos tipos diferentes, denominados catepsina B y D y su papel en el cartílago y en el tejido fibroso de menor relevancia.

1.3. Vascularización, nutrición y metabolismo del disco intervertebral

El disco intervertebral adulto puede considerarse como avascular. En la mayoría de los casos a partir de los 4-6 años de vida los discos intervertebrales son avasculares y dependen para su nutrición de la difusión de nutrientes a través de las placas terminales.³⁸ No obstante, en la parte externa del anillo fibroso pueden encontrarse pequeños vasos capilares. Como consecuencia de ello el disco intervertebral realiza un metabolismo muy bajo y de tipo anaerobio.

En condiciones de normalidad los discos intervertebrales también carecen de inervación, aunque algunos autores han localizado fibras nerviosas y terminales nerviosos acapsulados en las láminas más externas del anillo fibroso.³⁹

2. PATOLOGÍA DEL DISCO INTERVERTEBRAL: DISCOPATÍA DEGENERATIVA

La discopatía degenerativa se produce por la concurrencia sobre el disco intervertebral de diferentes factores entre los que se encuentran el envejecimiento, factores biológicos (la despoblación celular, anomalías del colágeno y de otros componentes químicos de la matriz extracelular tanto del núcleo pulposo como del anillo fibroso, cambios en la vascularización, etc...) y factores mecánicos. No es una enfermedad *per se* sino la expresión de diferentes patologías que concurren en el disco intervertebral.

La revisión de la literatura realizada, concerniente a la fisiología normal y patológica del disco, es útil para comprender por qué se produce la discopatía degenerativa, por qué sólo es dolorosa en ciertas condiciones y cuáles son los medios que se pueden utilizar para prevenir el deterioro futuro.⁴⁰

Al conjunto de dos vértebras adyacentes y todos los elementos de interconexión (sin incluir la musculatura), se le denomina segmento de movimiento o **unidad vertebral funcional (UVF)**, y cuyo interés fundamental radica en que es el menor subconjunto del raquis con características funcionales similares a las del raquis completo.



Figura 3: Elementos constitutivos de una unidad vertebral funcional.⁴⁴

El *disco intervertebral* es uno de los principales constituyentes de la UVF. Esta compleja estructura permite tanto la movilidad entre dos vértebras, como la transmisión de las cargas de compresión de una vértebra a la otra. El nexo de unión entre dos vértebras está constituido no sólo por el disco sino también por las cuatro *facet articular*es (las superiores de la vértebra inferior y las inferiores de la superior) en la región posterior del arco vertebral, tal como queda ilustrado en la figura 3. En el apartado de Material y Métodos se describen con mayor detalle estas estructuras.

Las articulares interapofisarias juegan un importante papel en la estabilidad del raquis, en la restricción de su movilidad y en el reparto de cargas entre los elementos anteriores y posteriores de cada UVF. Así se cree que las facetas soportan el 39,7% de la carga durante el movimiento de extensión⁴¹ y hasta el 59% durante la torsión.⁴² Sin embargo, durante la posición erecta la carga que sufren se reduce al 16%⁸ y es apenas significativa durante el movimiento de flexión.⁴² Debido a este reparto de cargas, en la patología discal se produce la sobrecarga de las facetas articulares lo que puede conducir a largo plazo a la aparición de artrosis en estas articulaciones.

En resumen, las interrelaciones entre los componentes de la UVF son importantes hasta el punto de que la cirugía sobre cualquiera de los elementos que la integran, puede provocar importantes cambios en la biomecánica de la UVF y ocasionar ulteriores complicaciones.⁴³

Tabla 1: Principales causas de dolor lumbar bajo.⁴⁵

CAUSAS RAQUÍDEAS	CAUSAS EXTRARRAQUÍDEAS
<ul style="list-style-type: none"> - Traumatismo: <ul style="list-style-type: none"> • Fracturas. • Lesión músculo ligamentosa. • Fractura patológica. - Infecciones: <ul style="list-style-type: none"> • Discitis, osteomielitis. • Absceso epidural. - Inflamatorias: <ul style="list-style-type: none"> • Espondiloartropatía seronegativa. • Artritis reumatoide. - Tumores: <ul style="list-style-type: none"> • Primarios. • Metastáticos. - Patologías degenerativas: <ul style="list-style-type: none"> • Estenosis vertebral. • Espondilolistesis. • Escoliosis. - Lumbalgia discal. - Varios: <ul style="list-style-type: none"> • Enfermedad de Paget. • Aracnoiditis. • Anemia falciforme. 	<ul style="list-style-type: none"> - Origen visceral: <ul style="list-style-type: none"> • Cálculos renales, pielonefritis. • Endometriosis, retroversión uterina, embarazo ectópico. • Úlceras duodenales, cólico biliar, pancreatitis. • Aneurisma aorta abdominal. • Tumores retroperitoneales. - Origen músculo-esquelético: <ul style="list-style-type: none"> • Dolor miofascial. • Artrosis de cadera. • Patología de la sacroilíaca. - Varios: <ul style="list-style-type: none"> • Psicógeno. • Síndromes dolorosos centrales.

2.1. Dolor lumbar bajo

Cuando se habla de dolor de origen discal se refiere al que se origina en un disco, casi siempre un disco lumbar, degenerado o en vías de degeneración. Se caracteriza por lumbalgia axial, deformidad de la columna vertebral o inestabilidad. La lumbalgia de origen discal se debe principalmente a que los cambios degenerativos del disco son uni-

versales y sin embargo los síntomas sólo se presentan en algunos pacientes; además, existen múltiples fuentes anatómicas adicionales de lumbalgia, tal como se representa en la tabla 1.

Por ello, es difícil en muchas ocasiones identificar claramente el problema y aplicar el tratamiento correcto cuando se considera caso por caso.

2.2. Discopatía degenerativa

El disco es el primer componente de la UVF que envejece. Este proceso es completamente natural y comienza cerca de la segunda década de la vida en relación con alteraciones biomecánicas. En esta primera fase se produce una pérdida de agua y desestructuración de las fibras de colágeno, manifestándose en una pérdida de altura del disco. En la siguiente etapa, que tiene lugar durante la tercera y cuarta décadas, se producen alteraciones macroscópicas del disco, tales como fisurización del anillo fibroso y migración del material del núcleo, produciéndose ocasionalmente una herniación del mismo. Posteriormente el desplazamiento del disco puede ocasionar el desarrollo de una compresión radicular que dependerá de la localización medial, lateral o foraminal del material discal herniado.

El grado de degeneración discal depende de varios factores, no sólo del envejecimiento, tales como traumatismos, sobrecargas, factores mecánicos, nutricionales o genéticos.

El resultado final clínico de este proceso degenerativo suele ser la hernia del disco con radiculopatía y dolor discógeno crónico. El grado de dolor producido por este proceso está caracterizado por la localización de la porción anómala del disco.⁴⁰ Así, un abombamiento es un desplazamiento posterior simétrico del disco, una protrusión es un desplazamiento localizado. Un fragmento extruido es aquel que no tiene contacto con el disco, y un secuestro es aquel fragmento discal que está contenido en el ligamento vertebral común posterior (Fig. 4).

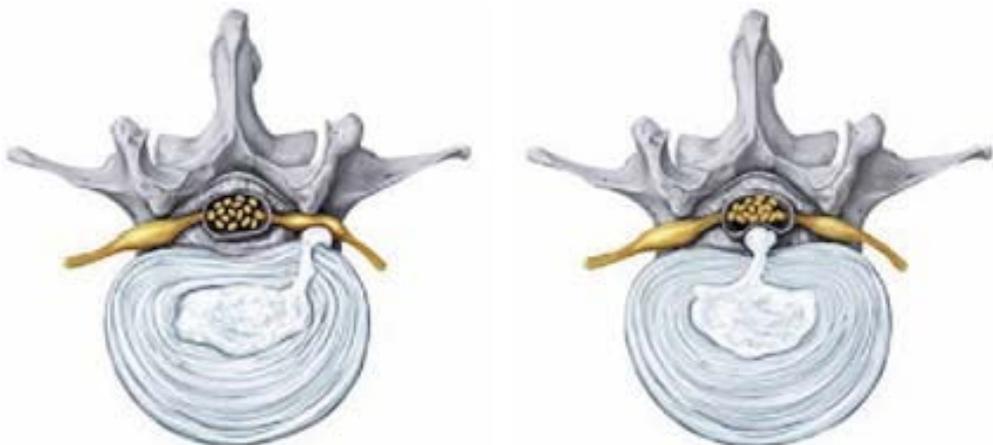


Figura 4: Ilustración de la rotura del Anulus fibrosus y la herniación del núcleo pulposus.⁴⁴

Los discos que se afectan con más frecuencia por el proceso degenerativo son el L4-L5 y el L5-S1, probablemente por una combinación de un largo proceso de envejecimiento y la incapacidad de estos discos de soportar correctamente las cargas aplicadas en la actividad diaria.

- Las **fibras nerviosas** y las terminaciones halladas en las porciones periféricas del disco ofrecen un posible mecanismo por el que los discos lumbares actúan como generadores del dolor. Así, en los discos degenerativos, se produce hiperinervación y se inervan incluso en áreas no inervadas. Recientemente, se ha propuesto que este proceso está regulado por moléculas de la familia de las neurotrofinas, citoquinas y componentes alterados de la matriz extracelular que juegan un papel importante en la respuesta inflamatoria y en la transmisión del dolor.⁴⁷
- Los **factores químicos** pueden ayudar a explicar el dolor, de forma que la deformación mecánica del anillo fibroso estimula tanto a los mecanorreceptores como a los nociceptores al disminuir sus umbrales de activación. Los mediadores del dolor liberados por el disco (neuropéptidos, fosfolipasa A2, interleucina-1 y metaloproteinasas de la matriz) pueden intervenir en la sensibilización de los receptores del dolor.
- Los **mecanorreceptores** y los **nociceptores** de las cápsulas articulares de las caderas y la sinovial pueden intervenir de forma accesoria.
- Las **placas vertebrales** y el hueso esponjoso subyacente tienen una elevada densidad de nervios sensitivos en pacientes con discopatía degenerativa, lo que proporciona otra vía de generación del dolor.

El dolor originado en el disco intervertebral suele tener la característica de que se acentúa tras la permanencia prolongada en posición de sentado y en bipedestación, siendo reconocido cada vez más como una importante fuente de dolor axial. Puede ser intermitentemente muy agudo cuando el paciente realiza un giro o cambia de posición. En estos pacientes, las pruebas de imagen (Rx, RM) nos ayudarán a confirmar el diagnóstico de discopatía degenerativa.

En cuanto a la *historia natural* de la lumbalgia aguda, se considera que hasta en el 90% de los casos la evolución es excelente, presentando los pacientes alivio del dolor en 3-6 semanas con tratamiento conservador. Sin embargo, existe una limitada información sobre la historia natural de la lumbalgia de origen discal confirmada, no quedando claro si las opciones terapéuticas invasivas para este tipo de lumbalgia son superiores a la historia natural de la enfermedad a largo plazo.⁴⁵

3. OPCIONES QUIRÚRGICAS PARA EL TRATAMIENTO DE LA DISCOPATÍA DEGENERATIVA

El tratamiento quirúrgico del dolor lumbar con degeneración discal, continúa siendo un tema controvertido, recomendándose tratamiento conservador en primera instancia, ya que solo acaban en un tratamiento quirúrgico entre el 4% y el 22%.^{46,48}

En una encuesta realizada entre más de 100 cirujanos ortopédicos de la *American Orthopaedic Association*, a la pregunta de qué harían ante un dolor lumbar crónico con modificaciones degenerativas de un nivel, el 61% respondieron que serían partidarios de un tratamiento conservador, 38% no harían nada, y sólo uno contestó optando por la artrodesis y otro por el reemplazo del disco.⁴⁹

Si falla, el siguiente paso, tras no menos de 2 años de tratamiento conservador,⁴⁸ es considerar las alternativas quirúrgicas.^{50,51} Para otros, sin embargo, el éxito de la cirugía está en un abordaje precoz del disco, entre dos y tres meses de tratamiento conservador sin resultados.⁵²

Además de la clásica discectomía, que consiste en retirar el disco enfermo, existen otra serie de opciones mini-invasivas en el tratamiento de la discopatía degenerativa, como la nucleotomía percutánea o la nucleoplastia o la terapia electrotermal intradiscal que intentan retirar o “desintegrar” el exceso de material discal.

Cuando el disco se encuentra en una fase avanzada de degeneración, su eliminación aislada magnifica la inestabilidad de la UVF, siendo necesario restaurar la altura discal y alineación vertebral para liberar las estructuras sometidas a compresión, mediante la artrodesis lumbar, con sus diferentes variantes y técnicas que se expondrán a continuación o la artroplastia (prótesis de disco) que no es objeto de estudio en este trabajo.

3.1. Artrodesis

La fusión (artrodesis) intervertebral es un procedimiento quirúrgico con múltiples variantes, que pretende unir o fijar varias vértebras entre sí, de tal manera que se suprima la movilidad entre las mismas, restaurando la estabilidad, la alineación y la altura discal, y reduciendo el dolor.

3.1.1. Indicaciones

Tal como se ha dicho antes, la fijación vertebral busca la supresión del dolor al estabilizar el segmento correspondiente. Este postulado parte del concepto clásico que considera a la inestabilidad raquídea como causa del dolor lumbar y del consiguiente déficit funcional.^{53,54,55,56} El problema es que, a pesar de todos los esfuerzos realizados, la exactitud y fiabilidad de los conceptos “dolor lumbar” e “inestabilidad”, del sustrato anatómico del dolor, de la correspondencia anatomoclínica, del diagnóstico y de las indicaciones son más que discutibles.^{57,58,59,60,61}

Clásicamente se ha considerado un segmento hipermóvil cuando en radiografías dinámicas hay una translación mayor de 4 mm y/o una angulación mayor de 10°. ⁶² Entre

30% y 40% de sujetos asintomáticos presentan signos degenerativos en resonancia magnética nuclear,⁶³ no habiendo en pacientes sintomáticos correlación entre esos hallazgos y la severidad de los síntomas.⁶⁴ En cuanto a la discografía lumbar, es positiva en 10% de sujetos asintomáticos, en 40% de sujetos sin síntomas lumbares pero que han experimentado en algún momento dolores cervicales, y en 83% de pacientes con trastornos de somatización.⁶⁵

La artrodesis lumbar se indica como procedimiento primario aislado o asociada a la descompresión en pacientes con trastornos degenerativos discales y/o del arco posterior, estenosis de canal, espondilolisis y/o espondilolistesis del tipo que sea, trastornos axiales, problemas traumáticos, tumorales o iatrógenos, para asegurar la estabilidad vertebral y para prevenir la inestabilidad postoperatoria.^{66,67,68}

De manera artificial, y sin correlación directa absoluta con los síntomas, las inestabilidades pueden dividirse en dos grandes grupos según su magnitud. Entre las inestabilidades menores están las degenerativas y las iatrógenas postdiscectomía o postlaminectomía. Como inestabilidades mayores hay que considerar las espondilolistesis líticas, las postraumáticas, tumorales e iatrógenas con sacrificio de un par o más de articulares.

Mediante el empleo de la artrodesis, se puede esperar una mejoría substancial en el tratamiento de las espondilolistesis degenerativas y en casos de degeneración discal, mientras que en el “dolor lumbar crónico”, como categoría sin concreción diagnóstica, la situación de base es mejor y la mejoría experimentada es menor.⁵⁸ La eficacia de la fusión en inestabilidades mayores tales como las espondilolistesis es innegable, con una tasa de reintervenciones de 17% frente al 28% de la descompresión aislada ($p=0,002$), pero es mucho menos obvia para otras patologías degenerativas, con tasas de reintervención del 21,5% tras la fusión y de 18,8% para la descompresión aislada.⁶⁹

3.1.2. Contraindicaciones

Pueden ser absolutas o relativas, como se expone en los apartados siguientes:

Contraindicaciones absolutas:

- Ausencia de un diagnóstico claro.
- Dolor no mecánico.
- Dolor torácico.
- Historia de cáncer.
- Historia de traumatismo relevante.
- Síntomas sistémicos.
- Déficit neurológico severo o progresivo.
- Paciente inmunodeprimido.

Hace unos años, la cirugía mediante artrodesis no estaba indicada por encima de los 60 años. Hoy en día, se la considera perfectamente indicada en el tratamiento de las espondilolistesis degenerativas y de las inestabilidades que acompañan a las estenosis degenerativas de canal incluso en pacientes muy por encima de los 65 años.⁷⁰ De hecho,

el crecimiento más rápido de tasas de fusión experimentado desde los 90's ha tenido lugar el grupo de edad por encima de los 60 años.⁷¹ Se ha comprobado claramente el beneficio clínico de la fusión en pacientes con edades entre 70 y 90 años,⁷² con lo que se puede concluir que la edad no es una contraindicación de la fusión.

Contraindicaciones relativas:

- Creencias y actitudes inapropiadas ante el dolor lumbar.
- Comportamiento inadecuado ante el dolor.
- Problemas laborales o legales.
- Problemas emocionales.

Respecto a estos dos últimos puntos, la llamada de atención es obligatoria viendo las marcadas diferencias en los resultados entre pacientes subsidiados o no, entre trabajadores por cuenta propia o ajena, y entre sujetos emocionalmente centrados o inestables.⁷³ Son buenos candidatos para mejorar con la artrodesis los pacientes con un estado mental preoperatorio bueno, medido por el *Mental Component Summary* del SF-36, una función pobre, medida por el *Oswestry Disability Index* (ODI), y no subsidiados.⁷⁴ Los niveles más frecuentemente artrodesados son en primer lugar, y a gran distancia de los demás, L4-L5 siguiendo, por este orden, L3-L4, L5-S1 y L2-L3.

3.1.3. Eficacia del procedimiento

Aunque muchos estudios apoyan la eficacia de las artrodesis lumbares, el problema es la escasa cantidad de estudios de calidad al respecto, la mayor parte de ellos retrospectivos, heterogéneos en cuanto a población e intervenciones, y con grandes limitaciones metodológicas.^{75,76}

La artrodesis lumbar es más eficaz que el tratamiento conservador en cuanto a disminución del dolor e incremento de la función en pacientes con dolor lumbar crónico severo,^{76,77,78,79} con un nivel de evidencia C,^{48,80} apareciendo igualmente ventajosa frente al tratamiento conservador en espondilolistesis ístmicas,⁸¹ y en espondilolistesis degenerativa, con estenosis de canal lumbar, cuando se añade a la descompresión frente a la descompresión sola.^{54,55}

En la serie de Fritzell et al⁸² el 46% de los resultados quirúrgicos eran buenos o excelentes frente al 18% de los no quirúrgicos; 63% de pacientes tratados quirúrgicamente se encontraban “mucho mejor” o “mejor” frente al 29% de los tratados conservadoramente ($p < 0,0001$ para ambas comparaciones). En lo que respecta a la disminución del dolor, tanto lumbar como en extremidades inferiores, era significativamente mayor en el grupo quirúrgico a un seguimiento de 2 años tras la intervención. La vuelta al trabajo fue del 36% de los operados y de sólo el 13% de los no operados ($p = 0,002$). Pero si eso es así para un tratamiento conservador no estructurado, no es igual si se recurre a terapias cognitivo-conductuales estructuradas.⁸³ Aunque la mejoría del dolor en extremidades inferiores era significativamente mayor con el tratamiento quirúrgico que con esas terapias, al año, la movilidad del raquis y la fuerza y resistencia muscular eran mayores en los tratados con ellas,⁷⁷ con un nivel B de evidencia.⁴⁸ En el mismo sentido, a pesar de

que haya una diferencia significativa entre los resultados de la artrodesis y de la rehabilitación intensiva ($p=0,045$), Fairbank *et al* no aprecian una clara evidencia del mayor beneficio de la cirugía y en cambio apuntan la necesidad de considerar los riesgos potenciales y los costos adicionales.⁸⁴

La diferencia entre el costo del tratamiento conservador y del tratamiento mediante la artrodesis es significativo, sobre todo en costes sanitarios directos.^{82,85} Si se computan los costes totales, sanitarios directos y sociales indirectos, la diferencia es menor. Los estudios existentes en este terreno, limitados, no permiten confirmar que todos los esfuerzos realizados se traduzcan en una mejora de resultados y calidad de vida de esos pacientes, con un costo/beneficio favorable.⁶¹ El punto, que es pues matizable y matizado por un gran número de factores como la técnica empleada, la cantidad de niveles fusionados, el tabaco o las disfunciones psicosociales, que podrían corregirse previamente con una repercusión positiva sobre los resultados consiguientes,⁸⁶ debe ser estudiado a fondo para dar una respuesta fehaciente respecto al beneficio supuesto por la artrodesis frente a otras actitudes terapéuticas. Sin embargo, se sabe ya que una artrodesis lumbar goza de una relación coste/beneficio muy similar a otros procedimientos universalmente aceptados, como las artroplastias de cadera y rodilla y la cirugía coronaria,⁸⁷ y que la calidad de vida devuelta a los pacientes es similar a la de la población normalizada según la edad, totalmente comparable a lo que sucede con las artroplastias de cadera y rodilla.⁸⁸ A 5 años, una artrodesis postero-lateral instrumentada mantiene un efecto durable que resulta en una relación favorable costo/calidad de vida ganada, comparativamente con otros procedimientos terapéuticos ampliamente aceptados.⁸⁹

Ahora bien, que esos resultados sean así depende de las comorbilidades que el paciente pueda presentar y de que la fusión sea completa.^{90,91,92} Aunque la consolidación no es imprescindible para obtener un buen resultado,³⁹ sobre todo en artrodesis intersomáticas, la falta de unión, que sucede entre un 10% y un 60% según series, parece no afectar el resultado a corto plazo^{54,92,93} pero muestra un franco efecto peyorativo sobre dichos resultados a largo plazo.^{92,94}

La consumación de la fusión es compleja de confirmar. La tomografía computarizada (TC) helicoidal de cortes finos con reconstrucción tridimensional podría ser el método preferido para evaluar la situación de una artrodesis lumbar. El valor predictivo positivo de la fusión sólida es con este método del 89%, mientras que es sólo del 74% para la ausencia de unión cuando ésta se da en ambos lados de una artrodesis postero-lateral.⁹⁵ Si encima es instrumentada, la presencia de material metálico en la zona hace todavía más difícil la interpretación de la TC, no siendo por todo ello fiable para diagnosticar la no unión de las artrodesis lumbares. Ni que decir que la resonancia magnética (RM) tampoco es útil en esa finalidad de evaluar directamente la fusión,⁹⁶ pero puede ser interesante como control de la regeneración de la médula ósea vertebral secundaria a la estabilización de las mismas.⁹⁷

Aunque las radiografías convencionales no sean ideales para esa valoración, siendo muy difícil discernir defectos pequeños en las masas de injerto sobre todo si hay material metálico sobrepuesto, han sido clásicamente el método de elección combinando proyec-

nes estáticas y dinámicas en máxima flexión y máxima extensión, por su coste y facilidad de obtención.⁹⁸ Su fiabilidad, corroborada por inspección quirúrgica, es del 70%.^{99,100,101} Radiológicamente se considera lograda la fusión cuando hay un puente óseo completo entre las vértebras correspondientes, con paso de trabéculas entre el injerto y el hueso huésped, y ausencia de movilidad, o cuando menos mínima, entre las vértebras fijas. Los límites asumibles de esa movilidad, entre las proyecciones en máxima flexión y máxima extensión, varían según autores, estando la norma entre 2° y 5° de angulación y entre 0 y 2 mm de desplazamiento lineal.^{91,102,103} La concordancia interobservador evaluando la existencia o no de fusión es del 86% y la coherencia intraobservador es del 93%. La estimación de la fusión es algo más fácil en las intersomáticas que en las postero-laterales.¹⁰⁴

La consecución de una fusión sólida, aceptándose generalmente no ser posible confirmar ese extremo antes de transcurridos 6-9 meses de la intervención, no está significativamente relacionada con la edad, el género, la valoración preoperatoria del paciente o la existencia previa de inestabilidad,⁹² aunque la calidad de la masa de hueso conseguida en la fusión, medida por su densidad mineral ósea, se ve significativamente influenciada por la edad, el género, la densidad ósea en el resto de la columna lumbar, la cantidad de injerto usado y el tabaco.¹⁰⁵ Cuanto mayor es la cantidad de injerto aplicado mayor el volumen de la masa de fusión conseguida.¹⁰⁶ Como es comprensible, un mayor número de niveles incluidos en la artrodesis conlleva un riesgo mayor de pseudoartrosis.^{39,107} En artrodesis anteriores por dolor discogénico, utilizando jaulas, cuando son de un solo nivel hay un 96% de consolidaciones, mientras que si se artrodesan dos niveles esa cifra baja al 80%.¹⁰⁸ Por esto, queda justificada la instrumentación cuando hay que artrodesar segmentos largos.⁶²

El riesgo de pseudoartrosis se ve también aparentemente influido por el nivel de la artrodesis. El espacio lumbo-sacro, estabilizado suplementariamente por la profunda inserción de la L5 entre las crestas iliacas y por los potentes ligamentos ilio-lumbares, presenta una alta tasa de consolidaciones. A partir de ahí, cuanto más alto el nivel peor, más frecuente la falta de fusión, siendo porcentualmente, L3-L4 es el nivel más afectado por esta complicación.

3.1.4. Técnicas quirúrgicas

Se diferencian según sus características topográficas (Fig. 5), en función de si se añade un sistema de fijación metálica o no (instrumentación sí o no), y según el material que se emplea para la fusión:

- **Fusión posterolateral:** Consiste en la colocación de injerto óseo en la zona postero-lateral del espacio intervertebral, con o sin dispositivos de fusión (tornillos pediculares), a través de un abordaje posterior. Al permanecer cierta movilidad a través del espacio discal que puede contribuir a la persistencia de los síntomas en algunos pacientes.¹⁰⁹
- **Fusión intersomática posterior (PLIF):** Desarrollado por Cloward en 1943.¹¹⁰ Consiste en la retirada del material discal a través de un abordaje posterior, colocando posteriormente injerto óseo (sólo si es tricortical, o como relleno en un

dispositivo tipo caja) entre los dos cuerpos vertebrales mediante la misma vía. Para maximizar la tasa de fusión conseguida, a menudo se añade una instrumentación transpedicular, así se mejora la compresión del injerto, y se produce el efecto de banda de tensión posterior que ayuda a estabilizar el injerto o dispositivo intervertebral. El abordaje posterior minimiza el riesgo de lesión vascular y de eyaculación retrógrada que presenta la vía anterior, sin embargo, la retracción de los elementos neurales que es necesaria en el PLIF, limita la utilidad de esta técnica a los espacios L3 a S1 (Fig. 6). Sus mejores resultados han sido señalados en el tratamiento de la espondilolistesis, no así en el dolor discógeno.

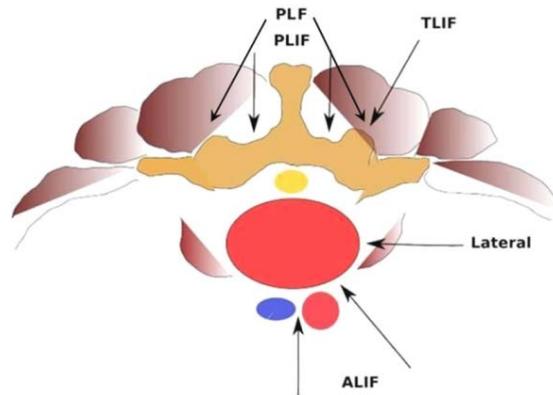


Figura 5: Vista esquemática de las vías de abordaje de las diferentes técnicas quirúrgicas.

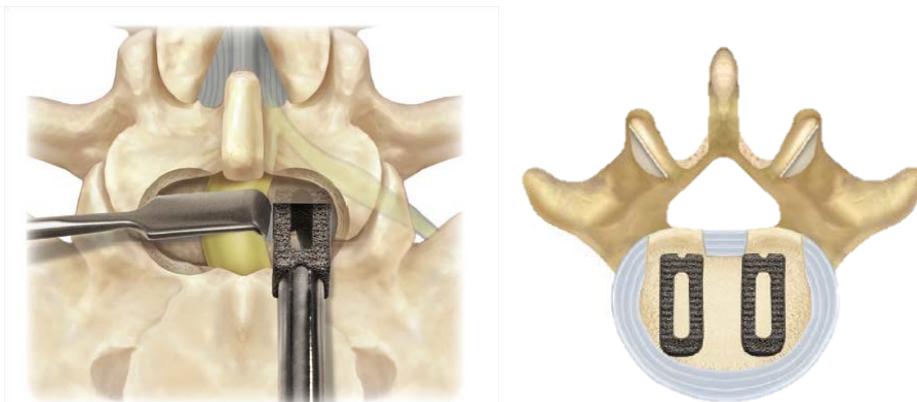


Figura 6: Detalles de la manipulación del saco dural y colocación de los cajetines intersomáticos.

- **Fusión intersomática transforaminal (TLIF):** Es una variación del PLIF descrita originalmente por Blume y Rojas, y Harms y Rollinger en los años 80, pero fue popularizado por Harms y Jeszsky en los 90.¹¹¹ La vía de acceso es transforaminal unilateral, de forma que se consigue una buena fusión a través de un pequeño acceso una vez reseca las facetas articulares y el material discal. Es posible conseguir un aumento en la altura del espacio intervertebral realizando distracción posterior a través de los pedículos. Posteriormente se coloca un implante intersomático relleno o no de injerto óseo, a través del foramen, que conduce a una inmovilización completa del segmento vertebral, una vez conseguida la artrodesis (Fig. 7). Asimismo, una construcción de cuatro tornillos pediculares (dos

en cada vértebra) unidos por dos barras conectoras longitudinales, suman su efecto estabilizador al implante intersomático, conduciendo también a una artrodesis posterior al colocarse injerto óseo entre las apófisis transversas.



Figura 7: Detalles técnicos de de la vía de abordaje TILF y aplicación del cajetín intersomático.

El abordaje transforaminal reduce la disección muscular necesaria durante la cirugía, así como la sección de estructuras ligamentosas, como el ligamento amarillo y el interespinoso. La retracción del saco dural y las raíces se minimiza, reduciéndose el riesgo de lesión neurológica lo que permite su uso por encima de L3.¹¹¹ Reduce el sangrado y fibrosis epidural¹¹² con lo que las cirugías de revisión son más sencillas, necesitando una movilización menor de las raíces. Este abordaje permite un acceso mini invasivo e incluso la inclusión de técnicas endoscópicas en la fusión lumbar con el uso de retractores tubulares y sistemas percutáneos para la introducción de los tornillos pediculares (Figs. 7 y 8).



Figura 8: Retractores tubulares.

- Las mayores desventajas radican en la inestabilidad residual post-facetectomía y descompresión radicular unilateral, que en casos de sintomatología bilateral puede no ser suficiente, necesitando de una descompresión directa contralateral así como de una construcción pedicular uni o bilateral.

El aspecto final de una fusión mediante una técnica TLIF sería la que observamos en la figura 10.

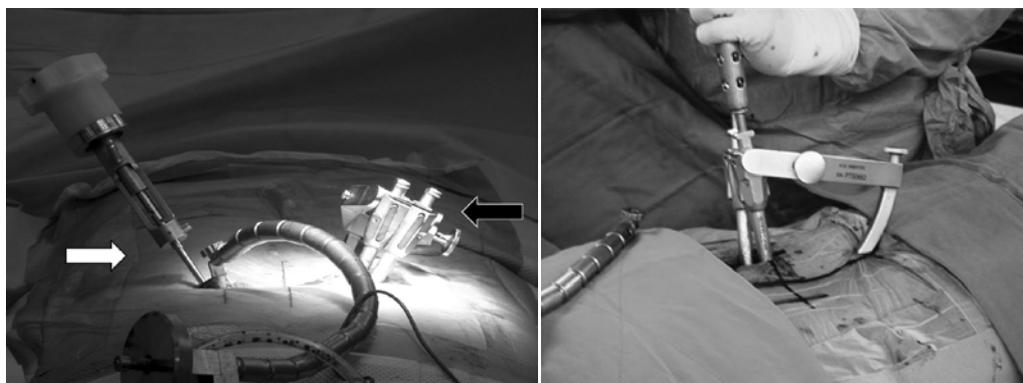


Figura 9: Dispositivos para la aplicación percutánea de los tornillos pediculares.

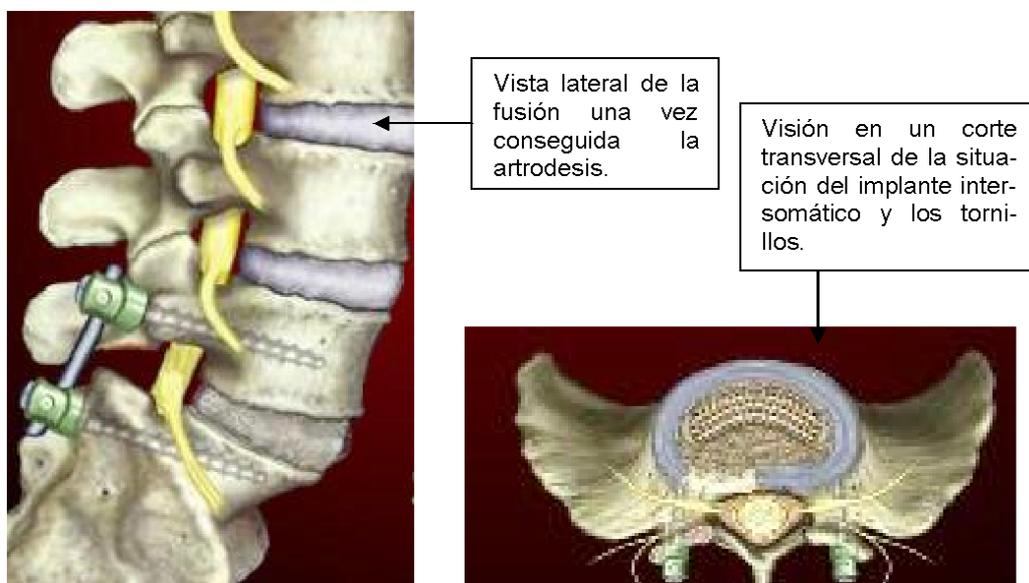


Figura 10: Representación lateral y transversal de una fusión tipo TLIF.

- **Fusión intersomática anterior (ALIF):** Consiste en la retirada del material discal enfermo y la colocación de un injerto óseo intervertebral (solo o en un implante tipo caja), tras realizar la distracción necesaria para recuperar la altura discal, mediante un abordaje anterior (Fig. 11). Las tasas de fusión son elevadas, entre el 80 y el 96% de los pacientes,⁴⁵ evitándose la alteración muscular posterior durante el abordaje y la manipulación de las estructuras radiculares. Entre las desventajas de la vía anterior están, como ya se ha comentado previamente, el riesgo de lesión vascular y la eyaculación retrógrada en varones.
- **Fusión circunferencial por doble vía:** Está caracterizada por la eliminación de todas las posibles fuentes de dolor en las estructuras anteriores y las posteriores, así como por la gran estabilidad que se consigue. Tras la descompresión, se procede a la colocación de un implante intersomático y un montaje de barras y tornillos transpediculares. Presenta las ventajas y desventajas de una doble vía.
- **Fusión lateral intersomática (XLIF o eXtreme Lateral Interbody Fusion):** Últimamente se ha desarrollado una nueva técnica de fusión intervertebral consis-

tente en la colocación de un injerto intersomático a través de una vía de acceso lateral, de forma que se evita tanto la disección de la musculatura lumbar, como el acceso de la cavidad abdominal (Fig. 12). Posteriormente se coloca, de forma opcional, una placa atornillada entre ambos cuerpos vertebrales. Este sistema, que se presenta como una vía de abordaje con pocas complicaciones (retroperitoneal trans-psoas) y útil en pacientes obesos.

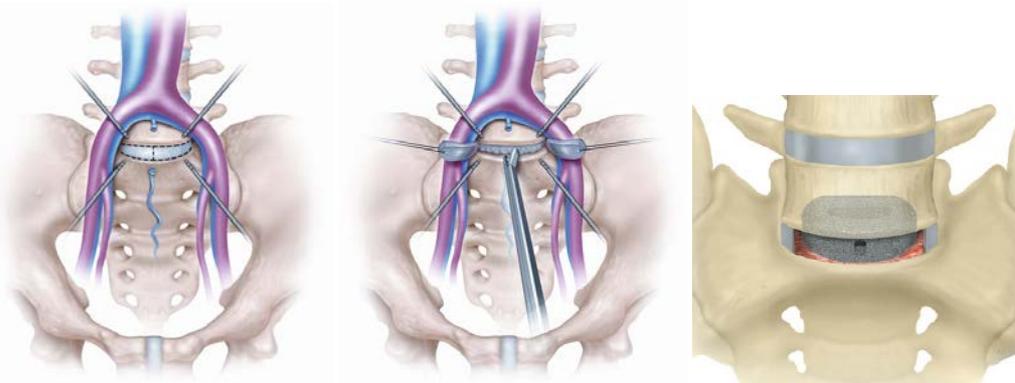


Figura 11: Detalles técnicos de la disección anterior necesaria para la retirada del material discal y cajetín/injerto intersomático.¹¹³

3.1.5. Alternativas a la artrodesis

La prótesis discal representa una propuesta que, caso de lograr imponerse y generalizarse, podría suplantar la intervención más o menos mutilante que resulta ser estabilizar un segmento vertebral anulando su movilidad. El problema es que al día de hoy no está en absoluto demostrada su inocuidad ni su mayor eficacia respecto a la artrodesis.^{115,116} Los diseños de prótesis de disco están aún en sus primeros pasos y el número de artroplastias discales es todavía escueto y reducido a casos y a manos muy reducidos. Se puede esperar un buen resultado entre el 50% y el 80% de los pacientes, con una tasa de complicaciones entre el 3% y el 50% de los casos.¹¹⁷ Actualmente no es, pues, una técnica universal ni generalizable.

De los estudios comparativos que hay, McAfee *et al* no hallaron diferencias significativas de la artroplastia con la fusión a 2 años para enfermedad discal degenerativa de L4/L5 o L5/S1 sola.¹¹⁸ Zigler *et al*, en enfermedad discal degenerativa L3/S1, uni o multinivel, encontró que el tiempo quirúrgico, la pérdida de sangre y la duración de la estancia hospitalaria fueron menores con el reemplazo del disco, pero no hubo diferencias significativas en cuanto al dolor, la incapacidad o la satisfacción del paciente a 6 meses de la intervención.¹¹⁹ Delamarter *et al* y Geisler *et al*, tampoco observaron diferencias significativas en seguimientos a medio plazo.^{120,121} Los pacientes operados mediante artroplastia discal presentaban un mayor índice de vuelta al trabajo a tiempo parcial o total, y menor duración del periodo de baja.¹²² De todas formas, sigue siendo cierto la afirmación de que no hay evidencia que la fiabilidad, reproducibilidad y durabilidad de las artroplastias discales cumplan las tres premisas básicas de eficacia clínica, movilidad conservada y mínimos problemas en los espacios adyacentes.¹¹⁷

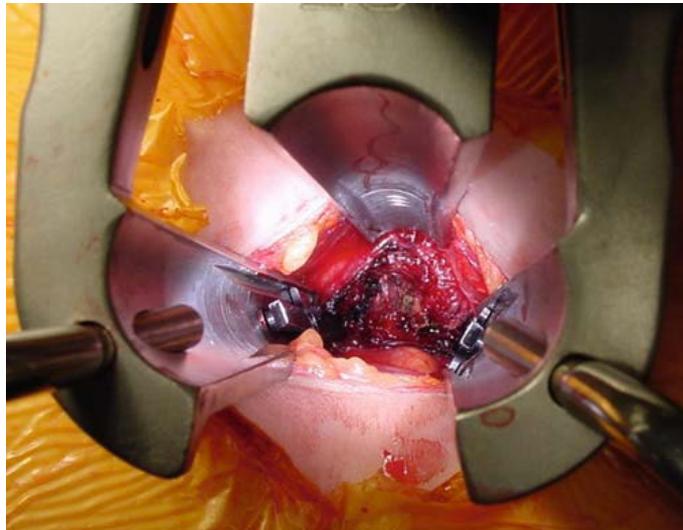
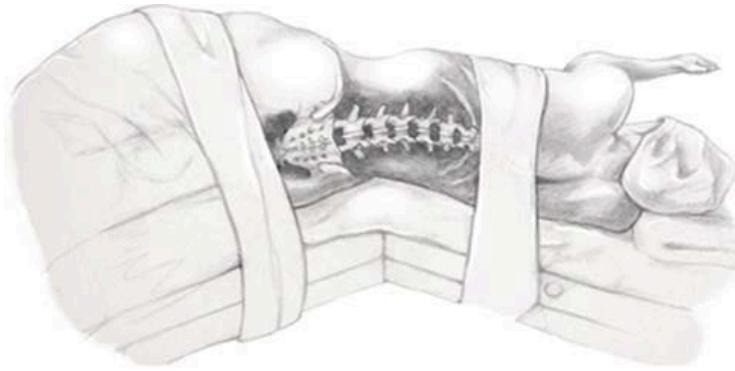


Figura 12: Detalles técnicos de colocación del paciente e imágenes peroperatorias de la retirada del material discal.¹¹⁴

3.1.6. Complicaciones

La artrodesis como intervención mayor que es no está exenta de ellas, que van desde la gran hemorragia intraoperatoria hasta la tromboflebitis, la embolia pulmonar o la infección, pudiendo llegar a incidir en el 15-20% de los casos, tal como señalan algunos autores.⁷⁸ Relacionadas propiamente con la fusión cabe destacar:

- Las presentes en el propio espacio intervertebral intervenido, como la pseudoartrosis, el aflojamiento de los tornillos y la rotura y/o migración de los implantes.⁸²
- Cambios en los espacios adyacentes (SDA), definidos como el proceso de degeneración anormal de un segmento móvil próximo a una fusión vertebral, siendo la más frecuente la degeneración discal (tabla 2), y que se describirá ampliamente a lo largo de esta introducción.

Tabla 2: Principales procesos anormales de SDA.

PROCESOS ANORMALES DE SDA
Degeneración Discal.
Listesis (antero/retrolistesis).
Inestabilidad.
Hernia discal.
Artrosis facetaria.
Formación de osteofitos.
Escoliosis.
Fractura vertebral por compresión.

- La tasa de reintervención, en el caso de las artrodesis lumbares, oscila, en series actuales, entre el 6% y el 22%.^{48,84,123} Las causas fundamentales son la falta de fusión, la estenosis del canal en los niveles operados o en los adyacentes, y la degeneración e inestabilidad dolorosa de estos. Las artrodesis instrumentadas tienen una tasa de reintervenciones del 25%, significativamente más alta ($p < 0,03$) que el 14% de las no instrumentadas.¹²⁴ Esa diferencia corresponde a las complicaciones de la instrumentación y a las retiradas de material. Hay que considerar que el 62,5% de las reintervenciones post-fusión son debidas a una pseudoartrosis o a complicaciones de los implantes.¹²⁵

Hay que recalcar que el incremento en la práctica de la artrodesis, que debería suponer una mayor destreza en su realización, y la introducción de nuevos implantes espinales, en teoría mejorados, no ha reducido el índice de reintervenciones, con un riesgo de ser reintervenido 40% mayor para los pacientes fusionados en el lapso 1997-2000 que para los operados en el período 1990-1993.⁶⁹ En PLF no instrumentadas la tasa de reintervenciones es del 6%, mientras que si se instrumentan es del 22% y del 17% en artrodesis circunferenciales, lo que supone una diferencia estadísticamente significativa.⁷⁸

Aunque la tasa de consolidaciones de PLF, instrumentadas o no, como procedimiento de salvamento de una intervención previa fallida, es similar a la de PLF primarias, 76% vs 72% respectivamente,¹²⁶ el resultado clínico de la reintervención de una artrodesis por ausencia de fusión es inferior.¹²⁷ A considerar que la solución del fallo de una artrodesis intersomática o postero-lateral puede solucionarse más fácilmente intentando la fusión en las zonas incólumes, no alteradas, que persistiendo en la búsqueda de la consolidación en el foco utilizado primariamente.

- La excesiva disección y retracción de la musculatura paraspinal puede originar denervación y atrofia cuyo resultado puede aumentar el riesgo de la denominada “enfermedad de la fusión”, que puede estar asociada a una tendencia a la fatiga precoz y a otros síntomas a largo plazo.¹²⁸

3.2. Desarrollo de nuevas tecnologías: cirugía mínimamente invasiva (MIS)

Un mejor estudio y comprensión de los fracasos de la cirugía de fusión convencional, junto con la evolución técnica y de nuevos materiales ha permitido el desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas con la llegada de la cirugía endoscópica y mínimamente invasiva (MIS), no ya de sus indicaciones. Estas no hacen referencia a una única técnica, sino más bien a un conjunto de herramientas en un contexto de nuevos materiales, sustitutos óseos y de abordajes menos mórbidos para el tratamiento de la patología lumbar. Por ello estas evoluciones, siempre que no condicionen la efectividad del proceso, que no es otro que conseguir la fusión vertebral, representan un avance importante en el campo de la cirugía espinal.

La fusión lumbar instrumentada abierta (convencional) en relación con la MIS, presenta un mayor dolor postoperatorio, una estancia hospitalaria, tiempo de recuperación y costes,¹²⁹ así como una mayor morbilidad que preocupa a muchos cirujanos. Esta morbilidad está asociada a la gran exposición con la consecuente lesión a los tejidos blandos y efectos nocivos sobre los músculos.¹³⁰ Kawaguchi *et al*¹³¹ analizaron los efectos de la presión ejercida por los retractores sobre los músculos paraespinales indicando niveles séricos de creatina fosfoquinasa MM isoenzima elevados indicando lesión muscular. Gejo *et al*¹³² concluyen que el daño muscular esta directamente relacionado con el tiempo que dura la retracción y la incidencia de dolor lumbar bajo es significativamente mayor en aquellos pacientes que fueron sometidos a largos periodos de retracción. Mayer *et al*¹³³ encuentran menor fuerza de la musculatura paravertebral en pacientes sometidos a cirugía de fusión vertebral convencional que aquellos sometidos únicamente a discectomía. Rantanen *et al*¹³⁴ concluyen que los pacientes con peores resultados funcionales tras cirugía lumbar presentan cambios patológicos en su musculatura paravertebral.

Independientemente de sus potenciales ventajas pueden tener limitaciones e inconvenientes. Requieren una mayor curva de aprendizaje así como una demanda técnica mayor, reservándose a cirujanos experimentados, ya que la tasa de complicaciones y tiempos quirúrgicos pueden verse incrementados para algunas de ellas.

Todas estas nuevas técnicas necesitan de estudios a largo plazo para validar su seguridad, efectividad y posición como alternativa terapéutica, ya que estudios comparativos llevados a cabo entre técnicas estándar y MIS¹³⁵ no encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a los resultados clínicos, número de complicaciones y tasas de fusión. De ahí que el termino MIS no signifique mínimamente efectivo.

Existen técnicas como el TLIF 270°, que se expone a continuación, que pretende agrupar las ventajas de las técnicas MIS, en cuanto a su abordaje, como de las técnicas “convencionales”, ya que no necesita material específico o curva de aprendizaje propia para aquellos cirujanos experimentados en el TLIF estándar. Reduce a su vez el instrumen-

tal a implantar, con lo que se minimiza no solo la agresión quirúrgica y los costes evidentes, sino también las posibles lesiones iatrogénicas ocasionadas en su implantación.

3.2.1. Fusión intersomática transforaminal, no circunferencial, configurada a 270° (TLIF-MIS)

Previa localización del segmento a tratar mediante fluoroscopia, se realiza una incisión parasagital de unos 3 a 5 cm de la línea media, continuando la disección (pueden usarse retractores/dilatadores tubulares) hasta posicionarnos sobre las facetas articulares del segmento en cuestión (Fig. 13). Una vez realizada su resección podemos liberar parte del ligamento amarillo para obtener una visualización directa de la raíz ipsilateral. El anulus fibroso se expone medial e inferiormente a dicha raíz sin necesidad de retraerla.

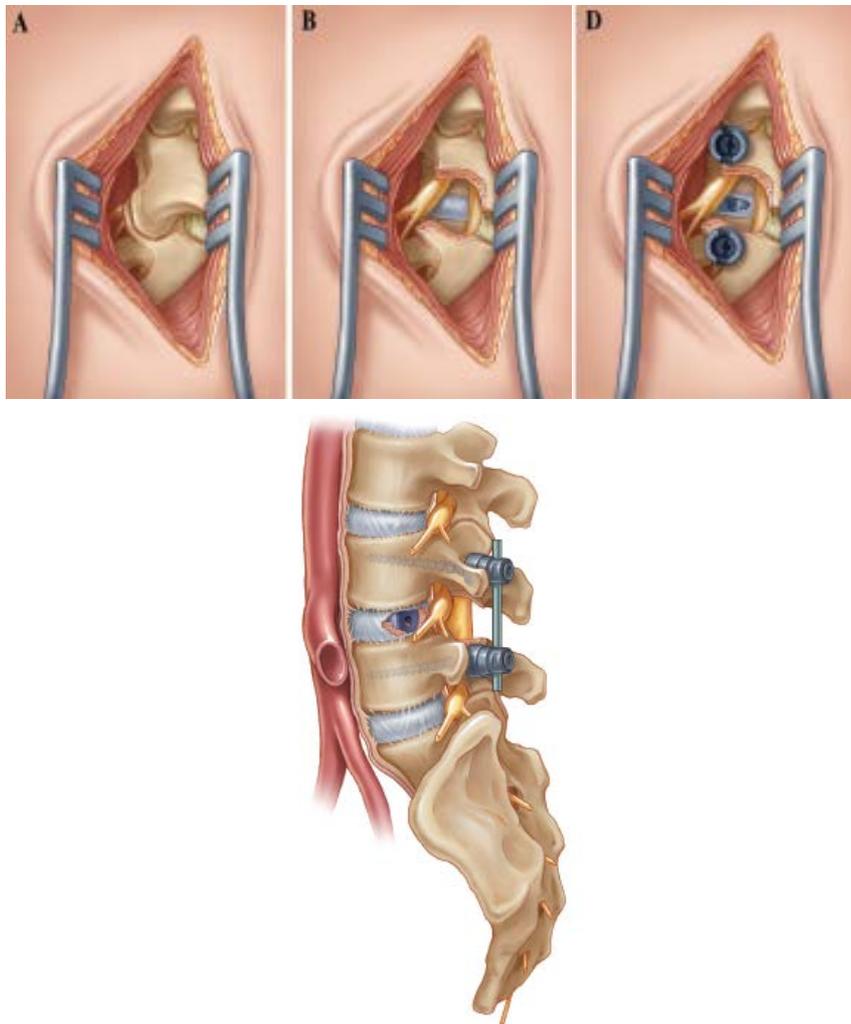


Figura 13: Detalles de la técnica quirúrgica.¹³⁶

Una vez concluida la discectomía se preparará dicho espacio para albergar la caja intersomática rellena de injerto óseo, completándose con el montaje posterior con tornillos pediculares y barra ipsilaterales, ayudados de la fluoroscopia, para mantener la alineación de la columna lumbar. Una vez finalizado se procede a la preparación del lecho

receptor así como la aplicación de injerto para conseguir una masa de fusión intertransversa unilateral consiguiendo la configuración de artrodesis 270°, dejando intacto el lado contralateral al abordaje (Figs. 14 y 15).

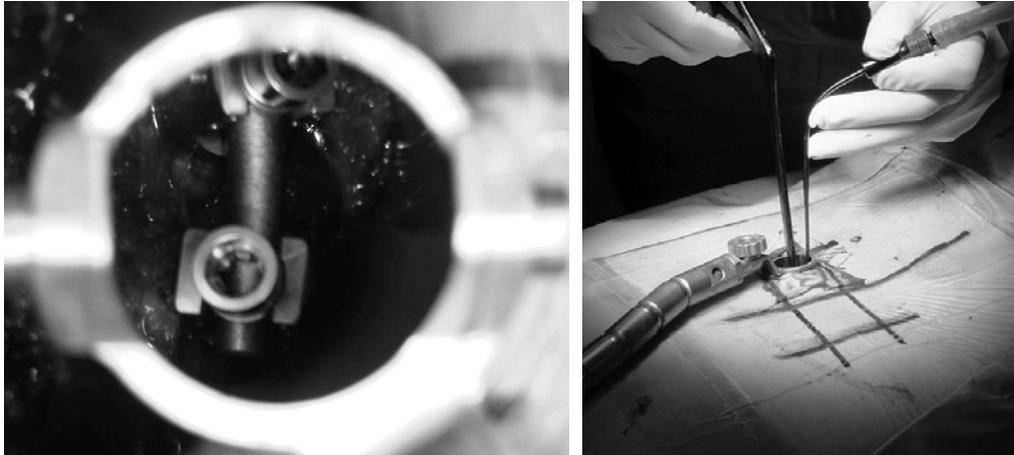


Figura 14: Detalles de la técnica quirúrgica.¹³⁷

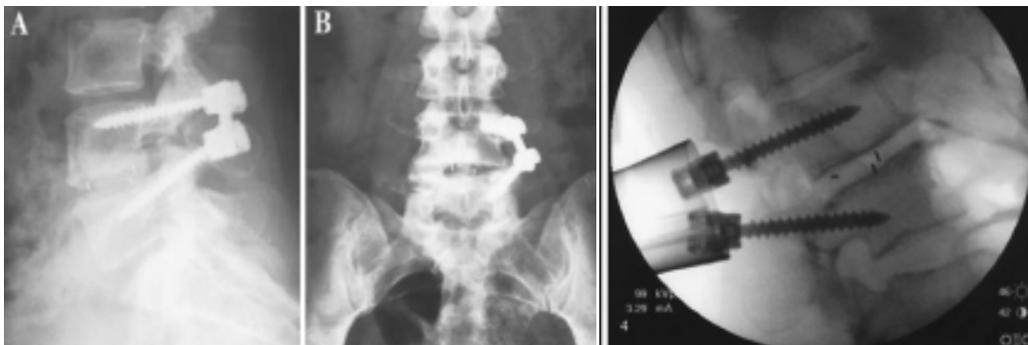


Figura 15: Detalles de la técnica quirúrgica.¹³⁶

El futuro de las técnicas mínimamente invasivas pasan por el desarrollo de nuevas tecnologías que ayuden a los cirujanos a minimizar sus desventajas como son los avances en los navegadores por imagen, robótica y productos de ingeniería genética que faciliten las fusiones.¹³⁷

4. ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Los estudios biomecánicos de la columna, tanto en condiciones normales, como tras un abordaje quirúrgico, nos ayudará a mejorar los resultados de la cirugía vertebral. Para conseguirlo se desarrollan los **modelos biomecánicos**: un modelo biomecánico es una simulación de algún aspecto del comportamiento del aparato locomotor (en este caso de la columna humana) sobre el que se realizan diferentes ensayos bajo condiciones controladas.¹³⁸

Las distintas variedades y complejidad de los procedimientos han obligado a la producción de nuevos diseños lo que convierte en esencial un conocimiento avanzado de

la geometría y comportamiento biomecánico de la columna. Además la mayoría de los estudios de implantes son puramente mecánicos en su diseño y es necesario tener en cuenta que los factores biológicos relacionados con la adaptación natural de los tejidos al implante modifica las características mecánicas. Existen, por tanto, diferentes tipos de modelos biomecánicos para evaluar la columna, cada uno de los cuales es capaz de reproducir la realidad perfectamente. Los cuatro tipos fundamentales se describen a continuación.

4.1. Modelos sintéticos

Los modelos físicos sintéticos utilizan reproducciones articulares de materiales plásticos con características físicas similares a las de la columna fisiológica y que intentan simular su comportamiento.

No obstante, este tipo de estudios tienen una falta de detalles anatómicos que dificulta mucho la recreación de la realidad y los modelos actuales distan mucho de asemejarse al comportamiento real del raquis. De hecho y entre otras cosas, la efectividad del implante puede verse enormemente limitada por su capacidad de fijación al hueso por lo que los estudios “in vivo” del tipo de los que evalúan la interfase implante-hueso son fundamentales.

4.2. Modelos en cadáver

Por su parte, los modelos físicos en cadáver sí constituyen una reproducción fiel de la anatomía y de las propiedades físicas de sus componentes por lo que proporcionan información adicional. Sin embargo, los estudios en cadáveres no dejan de proporcionar una información globalmente limitada, y presentan impedimentos: es difícil simular los efectos de la lordosis y de los músculos en el experimento; además resulta complicado aplicar las complejas cargas a las que se somete el raquis humano in vivo. Muchos de estos cadáveres, además, pertenecen a sujetos ancianos, que presentan ya cambios degenerativos, de tal forma que inducen una serie de variables que son difíciles de controlar en un estudio. Por lo demás, tienen un coste elevado y presentan un serio problema en cuanto a la disponibilidad necesaria para conseguir una muestra homogénea, y presenta el problema de las enfermedades infecto-contagiosas.

4.3. Modelos animales

Los modelos animales presentan las ventajas de su disponibilidad, de la uniformidad en las características físicas y que proporcionan información acerca de los efectos biológicos a largo plazo. Sin embargo, las diferencias anatómicas y funcionales respecto a los humanos hacen difícil la extrapolación de resultados.

4.4. Modelos analíticos

Tal y como hemos visto, los estudios en modelos sintéticos, cadavéricos o animales presentan numerosas limitaciones además de, en ocasiones, un precio excesivo y un tiempo de ejecución largo.

En un intento por sobreponerse a estas y otras limitaciones, se han comenzado a utilizar técnicas de optimización numérica^{139,140} y análisis estructurales mediante modelos analíticos matemáticos que no son sino un conjunto de ecuaciones que permiten calcular el comportamiento del raquis teniendo en cuenta las propiedades físicas de sus componentes (propiedades que se han determinado previamente mediante estudios experimentales).

La principal dificultad se encuentra en la validación del modelo, pero una vez validados se convierten en herramientas muy útiles para el estudio del raquis.

Dentro de este apartado de modelos analíticos se encuentran los modelos matemáticos estáticos, tanto bidimensionales como tridimensionales, los modelos tridimensionales dinámicos y, finalmente, los modelos de elementos finitos.

A través de los años, un gran número de modelos matemáticos se han desarrollado con el fin de investigar la inestabilidad de un segmento cinético.^{32,141} El método de elementos finitos es el método de elección, ya que las estructuras biológicas habitualmente exhiben una geometría irregular y presentan grandes deformidades. Además, facilitado por la disponibilidad de potentes ordenadores, el método de elementos finitos ha sido aplicado a modelos cada vez más complejos.

El uso del modelo de elementos finitos nos permitirá simular múltiples situaciones posibles (técnicas quirúrgicas, diseño de implantes, aplicación de las cargas, etc).

En el presente estudio se pretende desarrollar un modelo de elementos finitos de la columna vertebral sana, abarcando desde L2 hasta sacro, que una vez validado nos permita simular y cuantificar, con unas condiciones de carga y movimiento determinadas, el comportamiento biomecánico entre diferentes situaciones. En estas se incluyen un modelo sano y dos modelos de artrodesis lumbar transforaminal configurada circunferencialmente a 360° (TLIF estándar) o limitada a 270° (TLIF-MIS). Se pretende determinar y comparar las tensiones que se generan en los discos adyacentes a un determinado segmento (L4-L5) y la repercusión que tiene el hecho de flexibilizar y/o reducir el sistema de la artrodesis. El protocolo de simulación será idéntico para todas las configuraciones.

Por todo ello, la utilización del método de elementos finitos nos permitirá realizar una comparación entre las diferentes técnicas quirúrgicas siguiendo unos criterios homogéneos, y aplicando las mismas cargas en todas las simulaciones.

El interés del estudio se basa en ser capaces de entender y cuantificar, con respecto a la referencia de la columna sana, las alteraciones biomecánicas de un segmento lumbar artrodesado más o menos rígido para transferir las cargas fisiológicas a los segmentos adyacentes.

No es objeto de este estudio valorar los resultados clínicos de ambas técnicas en cuanto al tratamiento del segmento vertebral a intervenir.

5. EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

La digitalización de las imágenes anatómicas ha hecho factible la aplicación en el campo médico de tecnologías contrastadas en el mundo de la ingeniería. Una de las más prometedoras es la técnica de los Elementos Finitos que permite realizar todo tipo de diagnósticos e intervenciones quirúrgicas de forma simulada por ordenador, con todas las ventajas que esto representa.

El análisis por elementos finitos es una técnica de ingeniería que hoy en día ya ha demostrado su eficacia como herramienta a la hora de calcular y diseñar numerosos productos. Si bien los fundamentos matemáticos de este método se remontan a los comienzos del siglo XX, cuando algunos investigadores modelizaron el comportamiento de los sólidos continuos a partir de su división en formas geométricas más simples, se puede afirmar que la aplicación práctica de esta técnica se produjo por primera vez en los años cincuenta en la industria aeronáutica. Actualmente, continúa siendo una herramienta indispensable en el diseño de la mayoría de los componentes fundamentales de esa industria.

Muchos han sido los autores que han aplicado este tipo de análisis a la modelización del comportamiento del raquis, que presenta una especial dificultad dada la complejidad geométrica de las estructuras vertebrales y el comportamiento no lineal de sus materiales. La primera aplicación del análisis por elementos finitos (FEM) en biomecánica fue probablemente comunicado por Brekelman en 1972.¹⁴² Estos primeros modelos eran bidimensionales,¹⁴³ aunque pronto surgieron los tridimensionales, aumentando su complejidad.^{139,144,145}

A medida que la capacidad de cómputo de los ordenadores ha ido en aumento, ha sido posible el análisis de problemas cada vez más complejos, incluyendo aspectos relacionados con el funcionamiento del cuerpo humano, especialmente de sistemas biomecánicos tan complejos como la columna vertebral humana.

Hay cuatro caminos en los cuales puede ayudarnos el FEM en el estudio de la columna, y son:

- Permitir una valoración del comportamiento y biomecánica de la columna sana.
- Permitir el estudio de la columna alterada por diversos procesos, tales como el envejecimiento, los traumatismos o la cirugía.
- Permitir el estudio del comportamiento de la columna tras someterla a instrumentación.
- Ayudar al diseño y desarrollo de los implantes vertebrales.

Aunque los modelos experimentales y clínicos pueden también ayudarnos en este sentido, el FEM nos proporciona información que no puede conseguirse en el laboratorio. Así, por ejemplo, puede predecir el valor de las sobrecargas en la articulación y datos muy detallados sobre las deformaciones que dicha articulación experimenta durante su ciclo normal de trabajo.

Además, permite la investigación de las condiciones fisiológicas esenciales sin ningún rango de limitación, así como combinaciones de las restricciones de movimiento a que podría estar sometida la articulación que ayudan a comprender la biomecánica del sistema.

Incluso, el análisis por elementos finitos permite la investigación de diferentes opciones terapéuticas e intervenciones quirúrgicas, contribuyendo al ensayo y la optimización de cualquier implante fabricado.

5.1. Definición

El análisis mediante elementos finitos es un método analítico matemático aplicado desde la ingeniería mediante el cual es posible calcular el comportamiento mecánico de una estructura una vez se ha dividido ésta en un conjunto de elementos más pequeños, cada uno de ellos definido por las propiedades mecánicas del material al que representa (módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, etc).

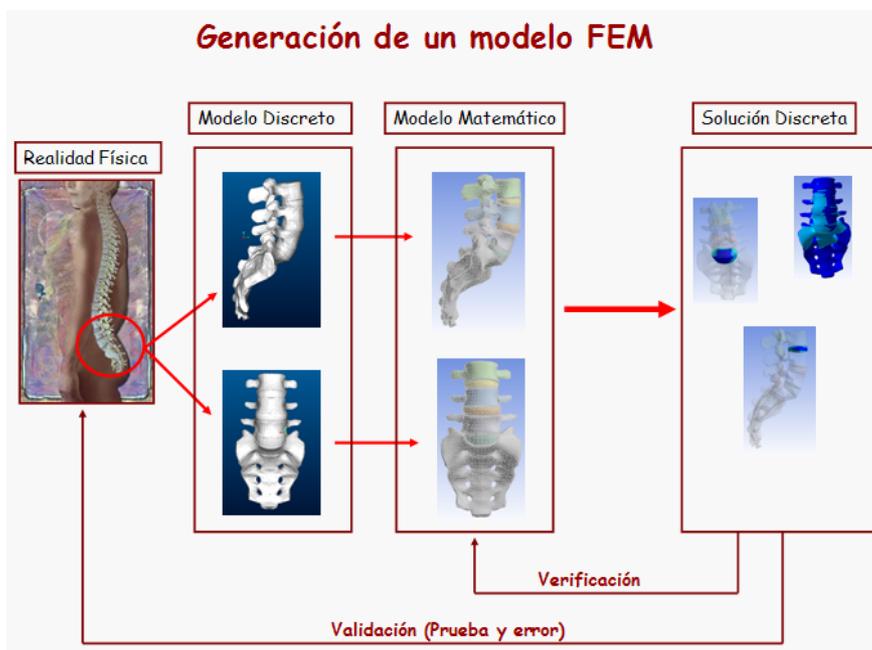


Figura 16: Modelización mediante elementos finitos.

La idea del modelo FEM es facilitar la tarea de calcular la sobrecarga de tensiones en una estructura complicada, como es la columna, transformándola en un gran número de elementos geométricos simples. Así, podemos decir que el método de elementos finitos es un método de aproximación de problemas continuos, de tal forma que:

- El continuo se divide en un número finito de partes, “elementos”, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados “nodos”. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.

- La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de los elementos.
- Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos.
- El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma.

El FEM, por tanto, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se denomina **discretización del modelo**. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo del cuerpo aproximado, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. Es, por tanto, una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos (Fig. 16).

5.2. Generación de modelos de elementos finitos

5.2.1. Método

- **Obtención de imágenes anatómicas:** Se parte de una serie de tomografías que permiten la reconstrucción del conjunto vertebral de un paciente anónimo en un formato médico estándar tal como el DICOM.
- **Procesamiento informático y reconstrucción 3D:** Es en esta etapa donde se procede a la detección y segmentación de las imágenes con el fin de diferenciar entre tejidos, órganos, huesos, etc.; es decir, la distinción de los contornos (Fig. 15). Este proceso permite la creación de un sólido que puede ser manipulado en sistemas CAD (*Computer Assisted Design*): reconstrucción de geometrías por medio de herramientas de proceso de imagen (realizado con la herramienta de software matemático MATLAB).
- **Asignación de propiedades:** Posteriormente el sólido obtenido se divide en zonas que se corresponden con las distintas áreas fisiológicas y a las que se les asignan propiedades físicas diferentes; es decir, se procede a la distinción de zonas. Así, por ejemplo, se distingue mecánicamente entre hueso cortical, trabecular, zonas del disco intervertebral, ligamentos, etc. Es posible crear tantas zonas con propiedades diferentes como sean necesarias para la simulación.
- **Simulación por el método de los elementos finitos (FEM):** Una vez que se tiene un modelo realista (Fig. 18), con los materiales adecuados y los grados de libertad biomecánicamente aplicables, se pueden llevar a cabo todo tipo de simulaciones con la ayuda de sistemas FEM. Por ejemplo, es posible aplicar sobre el conjunto vertebral una serie de presiones que simulen la actividad mecánica diaria de un individuo normal: Es aquí donde se simula y analiza el comportamiento de la estructura bajo determinadas condiciones de contorno (cargas y restricciones).
- Una vez que se ha obtenido el modelo de elementos finitos, debe procederse a su **validación**, esto es, confirmar su congruencia. Los modelos de elementos finitos se validan mediante la comparación de los resultados que se obtienen con ellos y los

que se miden de forma experimental. Antes de dicha validación, su convergencia debe ser comprobada. La validación de cualquier modelo de elementos finitos es esencial pero extremadamente difícil debido a la inevitable y a menudo significativa variación fisiológica entre individuos y especímenes. La comparación con datos experimentales necesita una cuidadosa interpretación y análisis porque la validación con las simplistas condiciones de carga aplicadas invariablemente en el laboratorio no significa necesariamente que el modelo funcionará correctamente con todos los complejos regímenes de cargas experimentados “in vivo”.

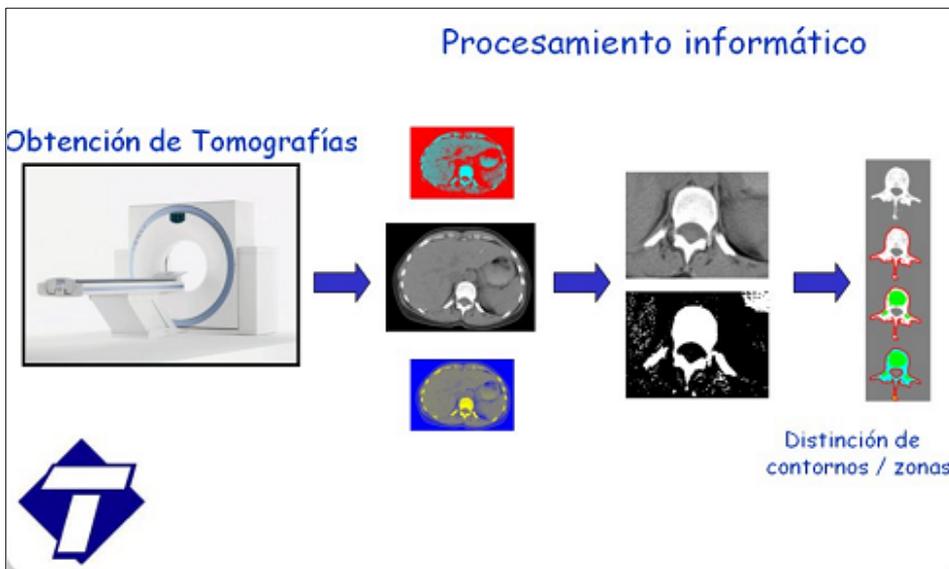


Figura 17: Fases iniciales del proceso de elaboración de un modelo de elementos finitos.

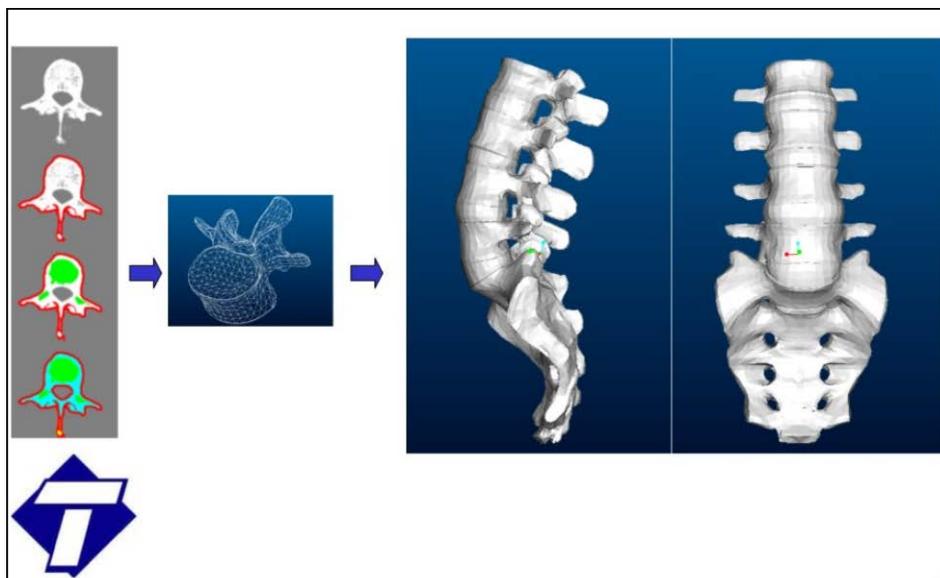


Figura 18: Elaboración de un modelo de elementos de la columna vertebral.

5.2.2. Modelización de estructuras osteoarticulares

Las geometrías de las estructuras óseas pueden ser obtenidas bien a través de máquinas de medición de coordenadas o a través de digitalizadores tridimensionales o directamente mediante imágenes de tomografía computerizada en que cada “voxel” de los datos recibidos de la tomografía se convierte directamente en un elemento finito. La ventaja de este último método es que la densidad aparente del hueso de cada “voxel” puede obtenerse de los datos de la tomografía, siendo el método más preciso para representar la geometría del modelo.¹⁴⁶

Existen programas informáticos (como por ejemplo Mimics) que permiten convertir los datos de las imágenes no sólo de la tomografía computerizada sino también a partir de resonancia magnética en un formato que puede ser interpretado por el software de diseño asistido por ordenador y que, a su vez, puede ser introducido en un software comercial de elementos finitos.

Algunos modelos además incluyen los ligamentos que, habitualmente, se representan mediante elementos lineales porque biomecánicamente soportan fuerzas de tensión, e incluso hay modelos que incluyen los músculos. Goel *et al*^{139,140} fueron probablemente los primeros en considerar el efecto de las fuerzas musculares: obtuvieron las fuerzas musculares a través del segmento L3-L4 mediante una técnica de optimización (para una persona realizando una determinada acción elevadora) y aplicaron esa fuerza a un modelo de segmento vertebral con ligamentos. Los resultados indicaron que los músculos efectuaban la translación y rotación del segmento (tal y como era de esperar) pero que su consideración en el modelo hacía que disminuyese específicamente la presión intradiscal y que aumentase la carga en las articulares posteriores.

5.2.3. Modelización de cargas articulares

Los modelos matemáticos (y más concretamente el método de los elementos finitos) son además una excelente vía de aproximación a la determinación de las tensiones que experimentan las articulaciones cuando se les aplican cargas.

Las primeras aproximaciones para los problemas de compresión axi-simétricos datan de principios de los años 70 aunque posteriormente fueron mejoradas mediante ecuaciones iterativas y por soluciones cuasi-elásticas-tridimensionales. Para ciertos propósitos limitados, las formulaciones de cuerpo rígido tipo “spring element” han probado su efectividad, aunque el mayor avance de la aproximación computacional ha sido el trabajo mediante elementos finitos, que empezó con formulaciones de contacto elástico lineal axi-simétricos en dos dimensiones, seguidos por modelos de contacto elástico lineal en tres dimensiones.

Existen amplios precedentes del uso de mallas de elementos finitos compuestos de elementos lineales convertidos directamente desde los elementos “voxel” rectilíneos obtenidos de Tomografías Computerizadas del paciente.¹⁴⁷ Las imágenes con vóxeles se usan en ingeniería y en medicina, por ejemplo en los estudios de Tomografía Computerizada o de Resonancia Magnética y permiten obtener un modelo preciso en tres dimensiones del cuerpo humano.

El siguiente paso en el desarrollo de este tipo de modelos de elementos finitos consistió en añadir las superficies articulares a los extremos de los bloques tridimensionales basados en la información obtenida de las Tomografías Computerizadas. Con la reciente introducción de técnicas automáticas para puntear estas estructuras, actualmente es posible adaptar las mallas basadas en “voxel” a los problemas de contacto.¹⁴⁸

Gracias al análisis de elementos finitos, los modelos desarrollados han proporcionado valiosas impresiones de cómo las tensiones varían en respuesta a parámetros individuales (Fig. 19).

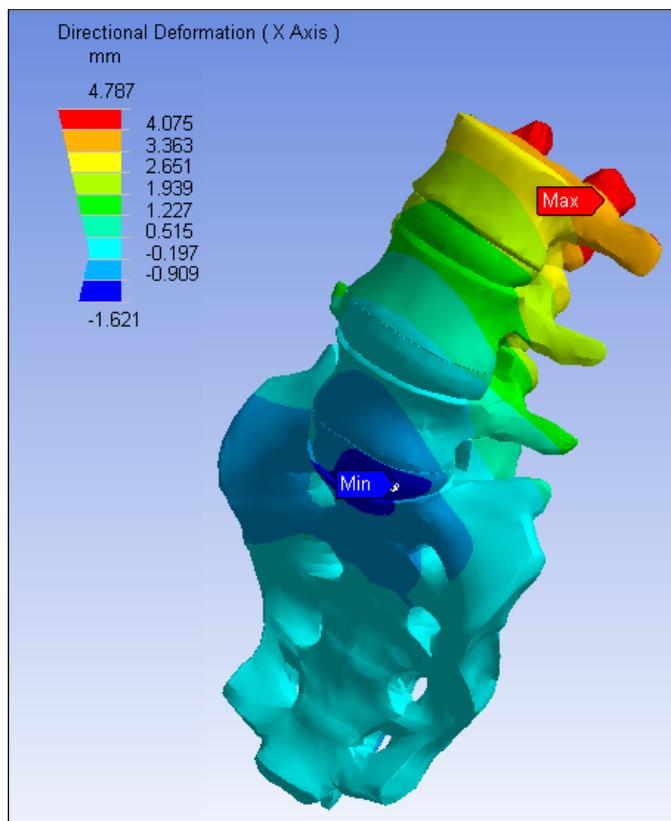


Figura 19: Análisis de la deformación direccional de un modelo de elementos finitos de la columna vertebral.

Sin embargo, este tipo de trabajos son difícilmente extrapolables al área clínica, donde habitualmente se presentan geometrías idiosincrásicas complejas y cualquier instrumento biomecánico que pretenda ayudar en este punto debe tener en cuenta las particularidades de cada paciente. Incluso, aunque el método de elementos finitos proporcionase con total fidelidad la geometría osteo-articular, los procedimientos de diseño de malla convencionales tomarían horas o incluso días con escaso beneficio en la rápidamente cambiante actividad clínica diaria.

Por esta razón los modelos “voxel-based contact” presentan un enorme atractivo ya que incorporan la idiosincrasia del paciente reflejada por las Tomografías Computerizadas y porque el proceso de creación de los elementos es muy rápido con los procedimientos de malla de elementos finitos.

Así, una secuencia que muestra el análisis de una determinada articulación mediante elementos finitos “voxel-based contact” comienza con un Tomografía Computerizada convencional. Los “voxel” que delimitan los componentes de hueso se identifican mediante un algoritmo de búsqueda que detecta el volumen ocupado por cada material por su densidad (número de unidades Hounsfield). Basándose en las densidades locales identificadas por los “voxel” se interpola una superficie continua tridimensional. Esta superficie (denominada “iso-superficie”) presenta la propiedad de ser la mejor estimación de una superficie continua en la que la densidad podría ser uniformemente igual al valor de la densidad prescrita. A partir de esta iso-superficie se genera un conjunto de contornos planares delimitando la superficie ósea en secciones sucesivas y se designa una región yuxta-articular para el mallado de elementos finitos de alta resolución. Esta designación es importante porque los problemas de contacto son no lineales y requieren soluciones computacionales iterativas, lo que hace que el problema pueda ser intratable si la estructura entera tuviera que ser analizada a la resolución apropiada para las regiones de contacto.¹⁴⁹

Una vez que se ha completado el mallado de los elementos, se procede a posicionarlos espacialmente, respetando sus posiciones relativas correspondientes, y se introduce en el software los valores correspondientes a las cargas fisiológicas pertinentes que debe soportar la UVF. De este modo, la distribución de tensiones obtenida se puede particularizar para cada caso a considerar. El modelo de contacto utilizado permite su formulación tanto como un sistema óseo rígido, o bien deformable frente a las sollicitaciones que se le apliquen. Los datos obtenidos incluyen el vector de tracción de toda la superficie de contacto así como las tensiones localizadas a lo largo de las regiones de deformación continua (como el cartílago articular).

Otro atractivo del análisis de tensiones de contacto “voxel-based” es que facilitaría las estimaciones de la tensión a través del cartílago en casos de fracturas intra-articulares considerando diferentes grados de reducción de los fragmentos de la fractura.

Así, una vez que el correspondiente fragmento óseo es identificado inicialmente, el “voxel” correspondiente puede ser trasladado para obtener reducciones virtuales de la fractura y los correspondientes problemas de contacto pueden ser analizados para cada reducción. Computacionalmente, esto requiere que el movimiento del fragmento pueda ser realizado en términos de una secuencia de pequeñas traslaciones y rotaciones que permitan la construcción de una Tomografía Computerizada compuesta por la nueva posición ocupada por cada uno de los “voxel” rotados y trasladados. El algoritmo desarrollado para permitir la manipulación de estos fragmentos incluye lógica de detección de penetración y para identificar múltiples fragmentos óseos superpuestos.¹⁴⁹

Actualmente, este tipo de análisis virtual del grado de reducción de los fragmentos de una fractura intra-articular está reducido al dominio de la investigación, pendiente de su desarrollo para su posible aplicación en la práctica clínica. No obstante, y debido al rápido avance de esta tecnología, el desarrollo de la manipulación guiada por ordenador parece cercano. Además del control de la posición de los fragmentos, el análisis de las tensiones de contacto proporciona una herramienta no disponible previamente para la planificación pre-operatoria.

6. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Los costes directos e indirectos del tratamiento de la patología vertebral se estiman a nivel mundial en más de 100 billones de dolores/año, lo que requiere estudios de coste-beneficio de dichos tratamientos para la asignación de unos recursos limitados. Aún así, la tasa de cirugía vertebral lumbar se ha incrementado de manera llamativa en los últimos años, en relación fundamentalmente con mejoras en los métodos de diagnóstico por imagen, de las técnicas y dispositivos quirúrgicos.^{61,69,71,150}

La experiencia acumulada y el importante número de procedimientos de fusión que se realizan han determinado la aparición de un grupo de pacientes cuyos resultados no han cumplido las expectativas. Globalmente se les puede denominar como “Síndrome de fracaso quirúrgico lumbar”. Han sido múltiples los autores que estudiaron el posible efecto de la cirugía lumbar (artrodesis) en los espacios adyacentes^{151,152,153,154} y su posible repercusión funcional, acuñándose el término “Síndrome o enfermedad del disco adyacente tras cirugía vertebral” (SDA). Hace referencia a ese conjunto de síntomas y signos clínicos derivados de la aparición de patología degenerativa en segmentos supra o infra-yacentes a un área de cirugía vertebral previa. Debe sospecharse ante todo paciente operado de artrodesis lumbar y que tras un periodo de años asintomático, comienza con dolor lumbar de características mecánicas, acompañado o no de sintomatología neurológica bien radicular o de claudicación neurógena. La presencia de clínica neurológica es en estos casos muy definitoria puesto que topográficamente nos puede llevar al segmento lesionado por encima o, más infrecuente, por debajo del nivel previamente artrodesado.

Sin embargo, en muchas ocasiones la evolución no es tan clara, y frecuentemente los hallazgos de imagen no concuerdan con la sintomatología. Así, Okuda et al.¹⁵³ distinguen en su estudio tres tipos de pacientes en función de datos radiográficos y clínicos. En el estudio de Penta et al,¹⁵⁵ encontraron alteraciones en la RM del 32% de los pacientes, sin embargo, sólo el 5% presentaba clínica. Otros autores observaron incremento de las manifestaciones clínicas dependiendo del tiempo evolutivo, así Ghiselli et al.¹⁵¹ refieren 16% de pacientes sintomáticos a los 5 años y un 36% a los 10 años. En un estudio sobre la evolución radiográfica de los niveles móviles tras una cirugía de fusión, Pellisé et al.¹⁵⁶ defienden la teoría, avalada por otros muchos autores como ya se vió en el apartado de Introducción, de que la llamada enfermedad del disco adyacente es en realidad efecto del envejecimiento natural del disco, y que tiene más que ver con factores individuales que con la fusión en sí misma. En su estudio, el parámetro más fuertemente predictivo en cuanto a la altura del disco adyacente fue el estrechamiento discal a otro nivel, es decir, la discopatía tenía lugar en todos los espacios móviles de forma homogénea.

Debido a que el SDA ha sido origen de múltiples publicaciones y controversias en la literatura. Debido a ello, uno de los objetos de nuestro estudio ha sido el de cuantificar las modificaciones que se producen en la columna tras realizar una cirugía de fusión vertebral. Se recrearon y estudiaron dos configuraciones diferentes, tanto en arquitectura como en rigidez (360° y 270°), con respecto al comportamiento en idénticas condiciones de carga de la columna normal o intacta, compartiendo la hipótesis de que si sistemas menos rígidos (TLIF 270°) originan menores incrementos de tensiones en los discos ad-

yacentes a la fusión lumbar en los diferentes movimientos estudiados, podrían disminuir o retrasar la incidencia del SDA y con ello los costes socio-económicos que origina.

03

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Evaluar y comparar el efecto en los discos adyacentes de la fusión lumbar transforaminal circunferencial (TLIF 360°) y configurada a 270° (TLIF 270°)

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- OBJETIVO 1: Desarrollar y validar un modelo de elementos finitos de la columna vertebral lumbosacra normal sana.
- OBJETIVO 2: Evaluar las tensiones en los discos L3-L4 y L5-S1 en una columna normal y con fusión transforaminal L4-L5 circunferencial 360° (TLIF) y configurada a 270° (TLIF-270°).
- OBJETIVO 3: Comparar las tensiones que se transmiten a los discos intervertebrales adyacentes a una cirugía de fusión vertebral transforaminal 360° y 270°, con respecto a la columna normal sana.

04

**MATERIAL Y
MÉTODOS**

1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Se ha llevado a cabo un estudio mediante un modelo de elementos finitos tridimensional para determinar la distribución de las sobrecargas en los discos intervertebrales en diferentes configuraciones de fusión transforaminal, tratando de establecer una correlación entre las observaciones físicas encontradas y clínicas descritas en la literatura. Se estudia el efecto de la rigidez del sistema utilizado, a fin de conseguir una configuración de artodesis circunferencial 360° o limitada a 270°, a la hora de transferir las cargas a los segmentos móviles adyacentes, en los diferentes movimientos en el espacio (flexión, extensión, torsión e inclinación lateral) y su repercusión respecto a los valores hallados en la columna vertebral normal.

Como ya se describió en el apartado de la Introducción, la idea que subyace en los estudios mediante elementos finitos es permitir calcular la sobrecarga de tensiones de una estructura compleja, como es la columna, transformándola en un gran número de elementos geométricos simples. Es, por tanto, una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos.

Para la realización del estudio se procedió inicialmente a la creación de un modelo original de elementos finitos del segmento L2-sacro de la columna humana.

Posteriormente, este modelo sano o “intacto” fue modificado para simular las dos configuraciones de artrodesis transforaminal antes descritas, circunferencial 360° y 270°. Para la recreación de los modelos se utilizó como base la columna sana, realizándose las modificaciones correspondientes a las técnicas quirúrgicas y la colocación de los implantes necesarios.

La definición de la simulación incluye factores conocidos sobre el diseño tales como las propiedades de cada material, la forma de contacto entre sólidos, el comportamiento de esos contactos, así como los tipos de cargas con sus magnitudes y otras restricciones de contorno.

El esquema seguido para esta investigación no difiere del realizado en cualquier otro proceso de creación de un modelo FEM en el campo de la medicina, como ya se describió en el apartado de Introducción, y consta de las siguientes fases:

6. **Obtención de imágenes anatómicas:** Se procedió a la realización de un estudio mediante TC de la columna vertebral lumbar y pelvis de un paciente voluntario sano en el formato médico estándar DICOM.
7. **Procesamiento informático y reconstrucción 3D:** Se procedió a la detección y segmentación de las imágenes con el fin de diferenciar entre tejidos, órganos, huesos, etc. (es decir, la distinción de los contornos), obteniendo un sólido que pudo ser manipulado en sistemas CAD (Computer Assisted Design).
8. **Asignación de propiedades:** El sólido obtenido se dividió en zonas que se corresponden con las distintas áreas anatómico-fisiológicas, a las que se les asignaron propiedades físicas diferentes (es decir, se procedió a la distinción de zonas): hueso cortical, trabecular, zonas del disco intervertebral, ligamentos, etc.

9. **Simulación por el método de los elementos finitos (FEM):** Una vez que se obtuvo un modelo realista, con los materiales adecuados y los grados de libertad biomecánicamente aplicables, se llevaron a cabo la serie de simulaciones que se describirán posteriormente, con el fin de cumplir los objetivos planteados.
10. **Validación experimental:** Una vez obtenido el modelo de columna normal, se procedió a su validación. El objetivo de la validación de un modelo FEM es el de asegurar su consistencia, de forma que los ensayos a realizar posteriormente reproduzcan fielmente el comportamiento real de la columna.

2. CONSIDERACIONES ÉTICAS Y LEGALES

Este estudio tan sólo requirió la participación de un paciente para la realización de una Tomografía Computerizada de su columna vertebral y pelvis, ya que los diferentes modelos de elementos finitos se desarrollaron a partir de las imágenes obtenidas.

El paciente a partir de cuyas imágenes de TC se realizó el modelo de columna sana, fue una mujer de 43 años, voluntaria, sin antecedentes médicos de interés.

Tras obtener su consentimiento, se procedió a la realización de un TC de columna lumbar, sin encontrarse hallazgos patológicos, por lo que se utilizaron las imágenes para la reconstrucción posterior.

Aunque tan sólo implica la participación de una persona, el proyecto de investigación se ajusta a los “Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos”, tal y como han sido formulados en la “Declaración de Helsinki” de la 18ª Asamblea de la Asociación Médica Mundial (Helsinki, Finlandia, Junio 1964), enmendados por la 29ª Asamblea (Tokio, Japón, Octubre 1975), la 35ª Asamblea (Venecia, Italia, Octubre 1983), la 41ª Asamblea (Hong Kong, Septiembre 1989), la 48ª Asamblea (Somerset West, Sudáfrica, Octubre 1996) y la 52ª Asamblea (Edimburgo, Escocia, Octubre 2000).

En lo que se refiere a manejo de información identificable, como salvaguarda de la intimidad del paciente voluntario al que se le realiza el estudio mediante Tomografía Computerizada, no se registró su identidad. La recogida y tratamiento de sus datos se ajustó a la Ley Orgánica 15/1999 del 13 de Diciembre de 1999 sobre Protección de Datos de Carácter Personal (BOE núm. 298 del 14 de diciembre de 1999), así como las Recomendaciones adoptadas por el Director de la Agencia Española de Protección de Datos en Diciembre de 2004, recogidas en el “Plan de Inspección de Oficio sobre Tratamiento de Datos Personales en Laboratorios Hospitalarios”, elaboradas con objeto de adecuar el funcionamiento de ciertos sectores de actividad a la normativa española de protección de datos.

Hacer constar que, previamente a la realización del estudio mediante Tomografía Computerizada, a la paciente se le informó detalladamente de la finalidad del estudio así como de los riesgos de la radiación ionizante a la que se expone al realizar la tomografía, obteniéndose su consentimiento por escrito. Además, el proyecto ha sido evaluado favorablemente por la Comisión de Investigación del Hospital de Cabueñes.

3. MATERIAL UTILIZADO

Las imágenes de Tomografía Computerizada se obtuvieron con un equipo General Electric Helicoidal Hi-Speed®.

Para la realización de simulaciones y cálculos necesarios, se utilizó una estación de trabajo Hewlett Packard HP XW6400, con dos procesadores Intel Xeon Dual Core 3 GHz. Esta estación de trabajo posee 16 GB de memoria RAM y disco duro de 146 GB.

En cuanto al software, se emplearon los programas ANSYS versión 11.0 (Swanson Analysis System Inc, Houston, TX) de cálculo por elementos finitos, y el programa de modelado 3D Pro/Engineer Wildfire 2.0.

4. MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL NORMAL

Inicialmente se creó un modelo nuevo de elementos finitos de la columna lumbosacra sana, incluyendo las vértebras lumbares desde L2 a L5, los discos intervertebrales y el sacro.

Imágenes de Tomografía Axial Computerizada de una mujer joven y sana, como ya se definió previamente, que se obtuvieron utilizando cortes de 2 mm de intervalo. Posteriormente se realizó un procesamiento informático de las imágenes, procediéndose a la distinción de contornos y de zonas. A continuación se realizó la reconstrucción tridimensional (Fig. 20).

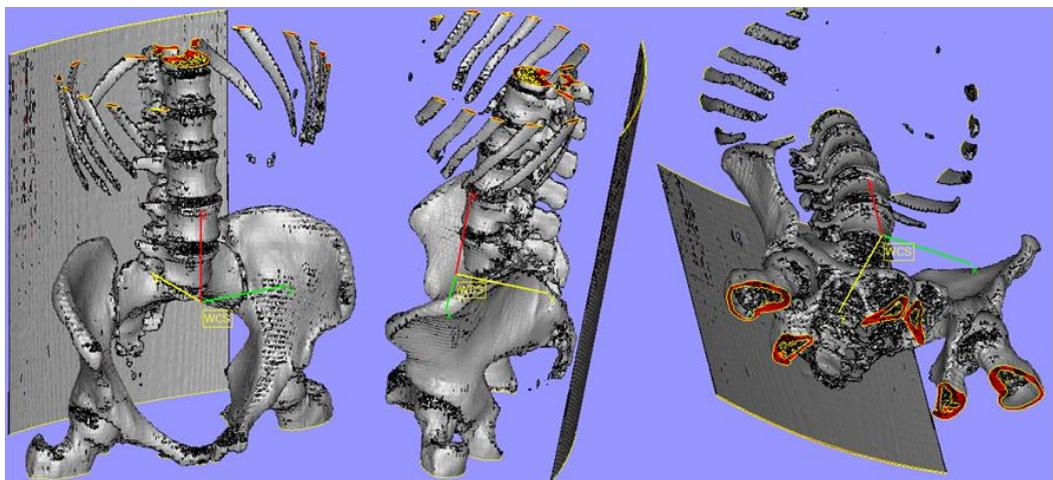


Figura 20: Modelo obtenido tras la reconstrucción de las imágenes TC.

Posteriormente se obtuvo el modelo CAD tras el procesamiento de las imágenes obtenidas de la tomografía computerizada (Fig. 21).

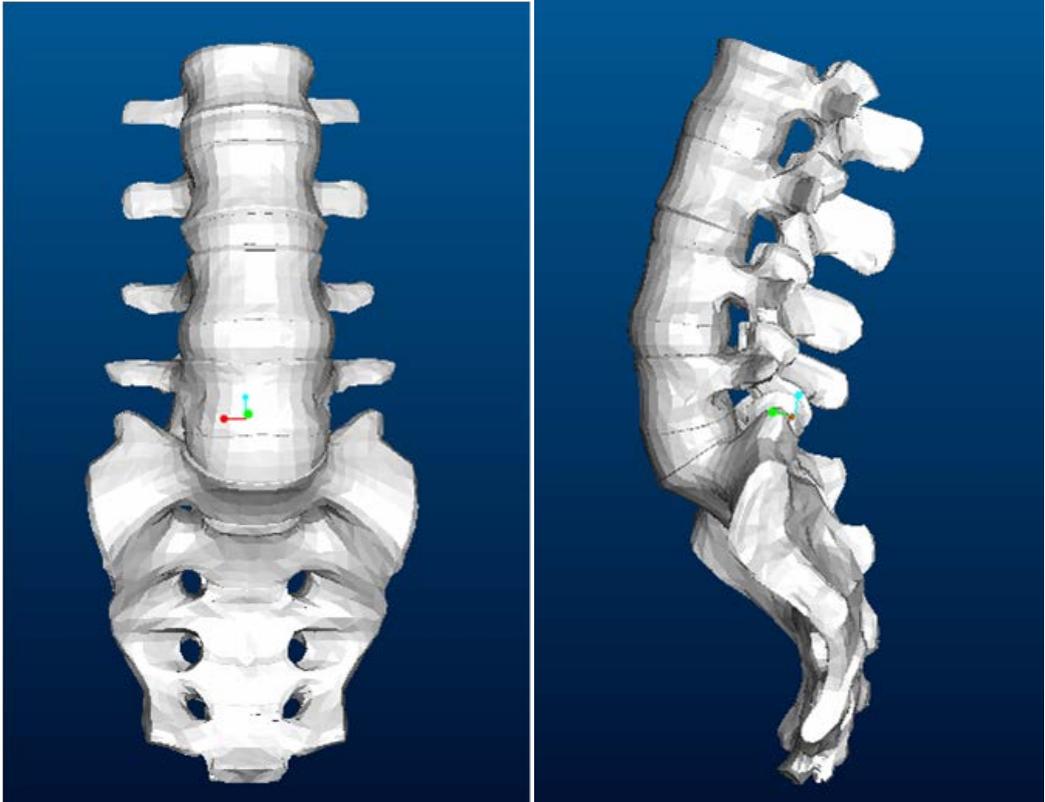


Figura 21: Modelo CAD del sistema.

4.1. Geometría de componentes del modelo FEM de columna vertebral normal

4.1.1. Vértebra

La parte posterior de la vértebra se presenta como una zona homogénea en cuanto a sus características físicas, y en ella prácticamente no tiene representación el hueso trabecular. En cambio, para asegurar la correcta distribución de las cargas en el disco, el cuerpo vertebral ha sido modelado en dos partes diferentes: el hueso cortical y el esponjoso o trabecular. La combinación de los dos tipos de hueso le confiere una alta resistencia a la compresión, frente a una relativa flexibilidad, ya que el hueso cortical consta de una capa muy fina pero densa con unas propiedades mecánicas muy resistentes, y rodea al hueso esponjoso, mucho más deformable y menos denso.

El hueso cortical y el cartílago se modelizaron como láminas de un milímetro de espesor, rodeando la parte trabecular.

Las facetas articulares de las vértebras adyacentes se representaron mediante una relación de congruencia de ambas superficies articulares (Fig. 22), dejando entre ellas un espacio de un milímetro. Para cada superficie articular se utilizaron elementos de contacto (GAP), para simular las características de una articulación interapofisaria.

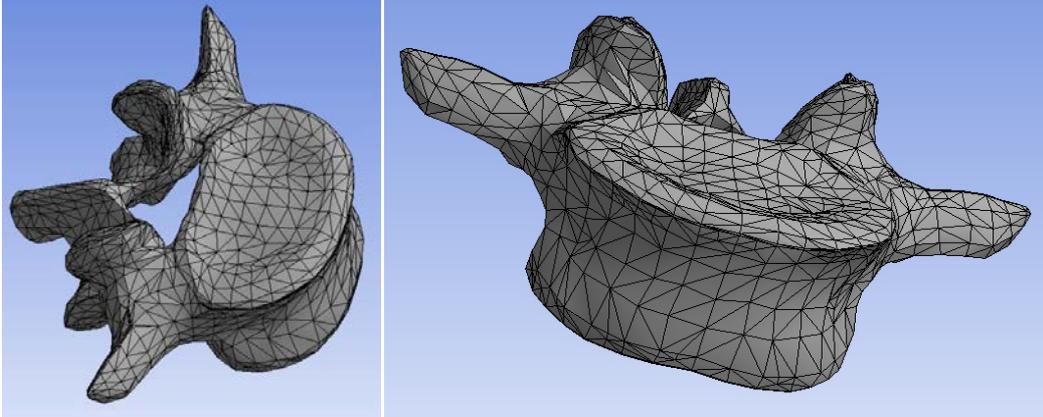


Figura 22: Representación mallada de una vértebra lumbar del modelo.

4.1.2. Disco intervertebral

El disco intervertebral se modelizó teniendo en cuenta las dos zonas claramente diferenciadas que lo conforman: el anillo fibroso y el núcleo pulposo. El **núcleo** se colocó en una posición entre la mitad y el tercio posterior del disco, y ocupando aproximadamente el 40% de la sección discal. Sus dimensiones fueron tomadas, como el resto del modelo, de las imágenes de TC obtenidas, de forma que sus diámetros y espesores varían en función del nivel intervertebral representado, siendo completamente realista (Fig. 23). El núcleo fue considerado incompresible, siendo el principal neutralizador de cargas del disco.

Igualmente se procedió a la modelización del **anillo fibroso**, conformando una serie de láminas paralelas entre sí y con una inclinación de unos 30° con respecto al plano mayor del disco. Las fibras se modelizaron mediante elementos uniaxiales formados por dos nodos, y a las que se asignó una inclinación de 30° . Además fueron rodeadas por una sustancia matriz cuyas propiedades se especifican en el apartado 4.2.

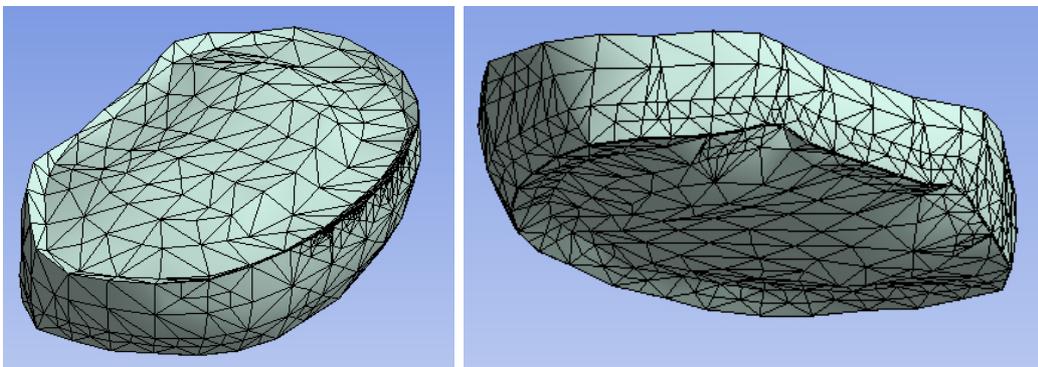


Figura 23: Resultado del mallado del disco intervertebral.

4.1.3. Sacro

Se modelizó teniendo en cuenta su composición de hueso esponjoso fundamentalmente, con una cubierta de hueso cortical. Para definir su posición espacial se hubo de tener en cuenta su habitual estado en plano oblicuo hacia abajo y atrás, de modo que la

cara superior de su primera vértebra formase un ángulo con el plano horizontal de 30 a 45° (Fig. 24). Se modelizaron, por tanto, tanto el hueso esponjoso como el cortical, este último como una lámina de un milímetro de espesor.

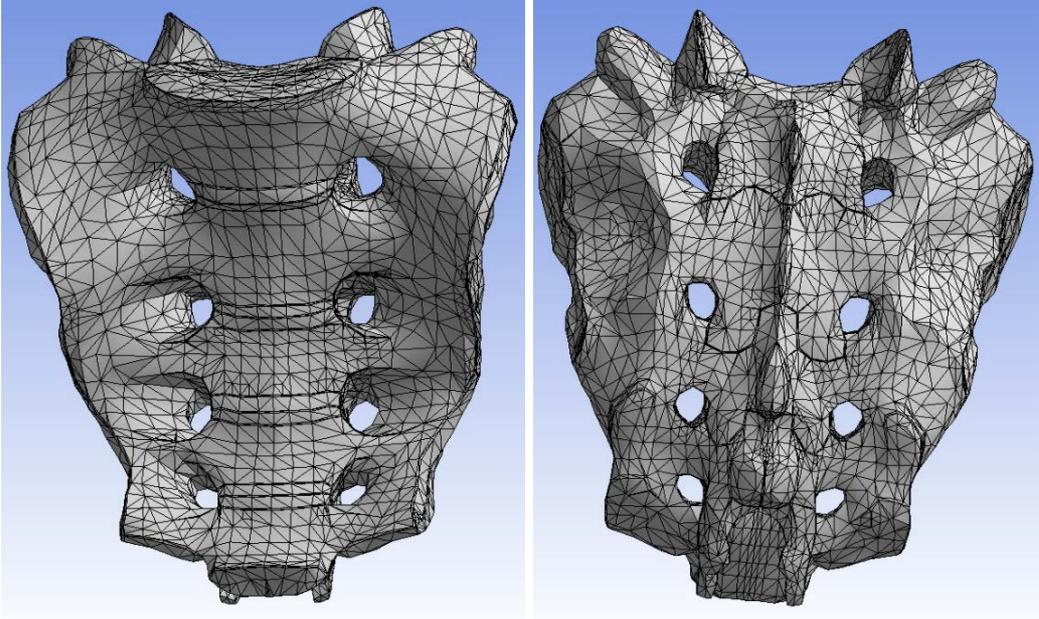


Figura 24: Representación del mallado final del sacro.

4.1.4. Ligamentos

Los ligamentos se definieron como estructuras uniaxiales, presentando una gran resistencia en la dirección y trabajando durante la tracción. Las estructuras ligamentosas que actúan en cada unidad vertebral lumbar, y que por tanto se incluyeron en el modelo son: ligamento amarillo, supraespinoso, interespinoso, intertransverso, longitudinal común anterior, longitudinal común posterior, ligamento interapofisario y capsular facetario.

Los ligamentos se aplicaron al modelo de forma manual, de forma que las distintas direcciones que adoptaron estas estructuras ligamentosas, así como sus puntos de inserción en las estructuras óseas, fueron obtenidas de la literatura, y fueron considerados activos solamente en tensión. Las direcciones de los elementos fueron orientadas a lo largo de la dirección de las fibras de los ligamentos (Figs. 25,26,27,28). Las propiedades del material fueron definidas de acuerdo con la literatura.¹⁵⁷ Las estructuras ligamentosas mantuvieron la estabilidad del modelo, permitiendo al mismo tiempo respuestas de desplazamiento adecuadas.

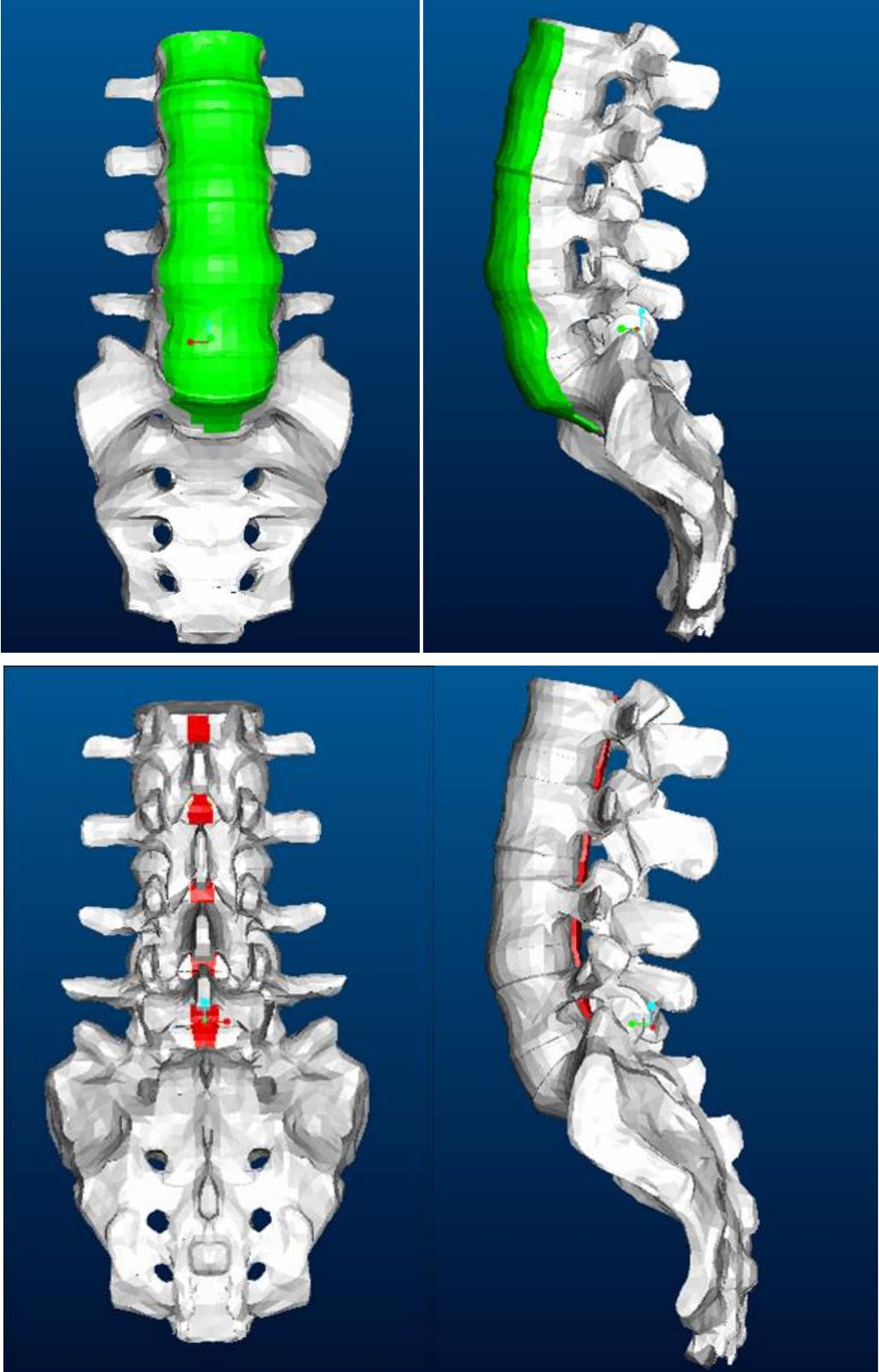


Figura 25: Arriba, ligamento vertebral común anterior. Debajo, ligamento vertebral común posterior.

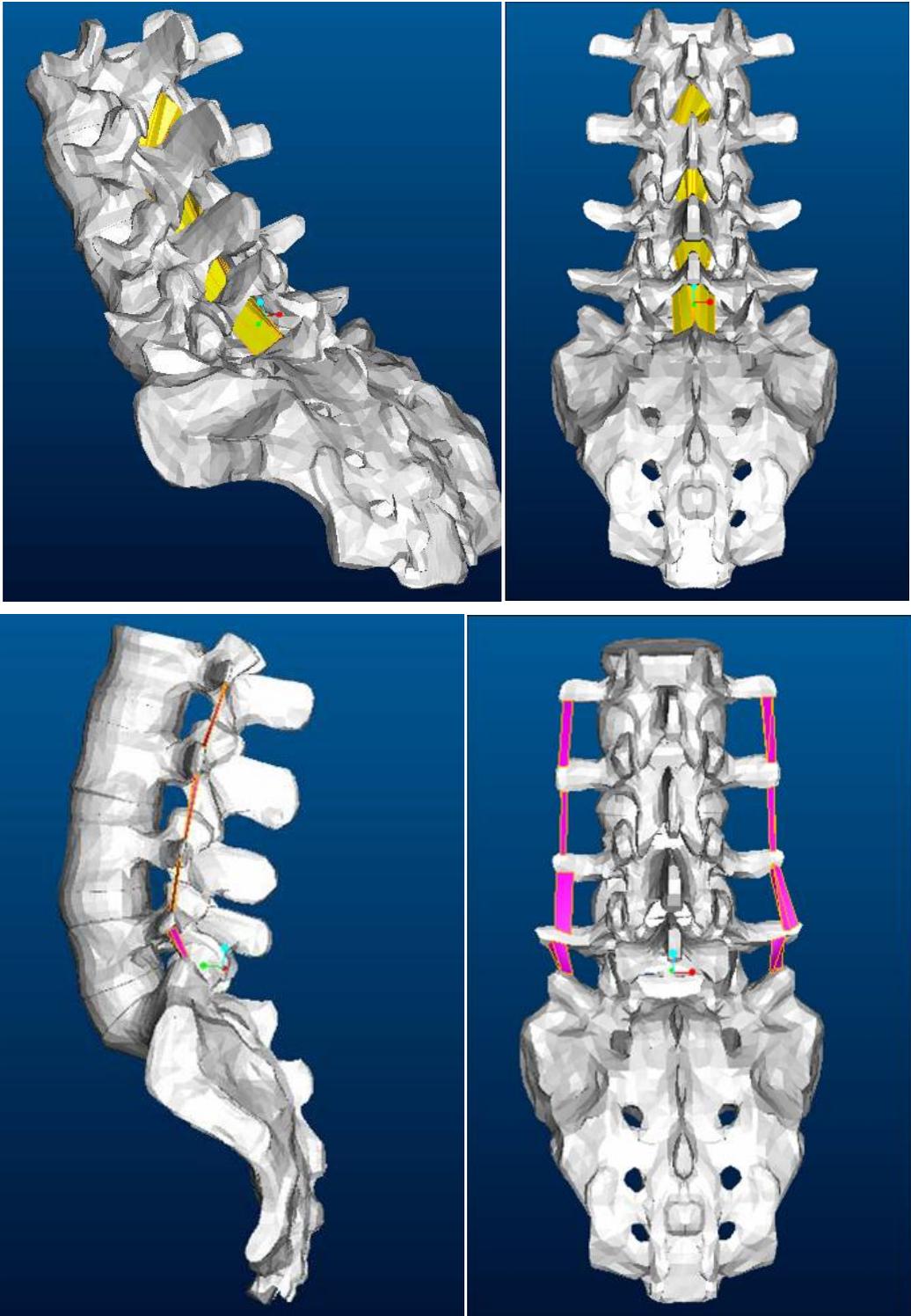


Figura 26: Arriba, ligamento amarillo. Debajo, ligamento intertransverso.

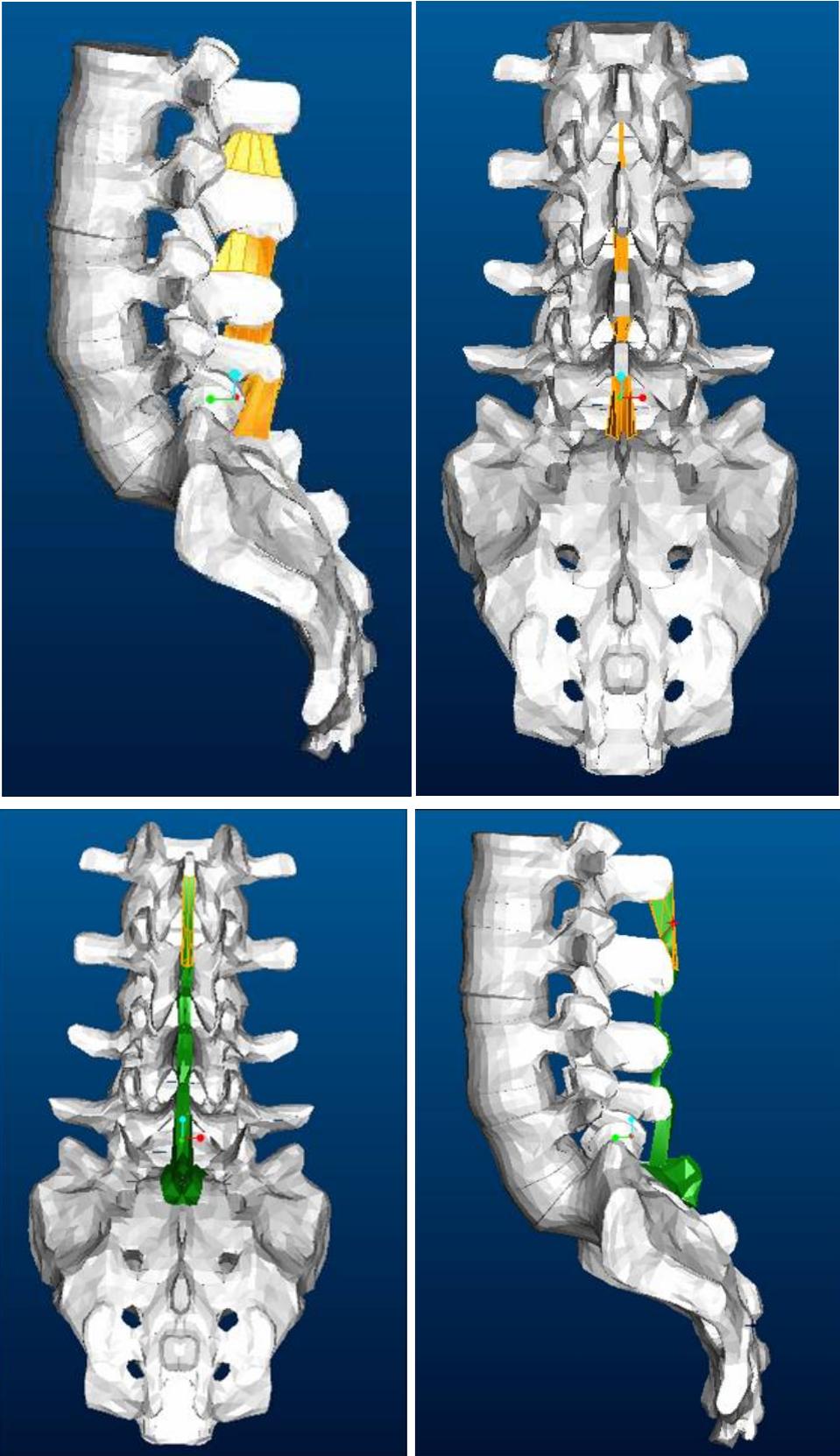


Figura 27: Arriba, ligamento interespinoso. Debajo, ligamento supraespinoso.

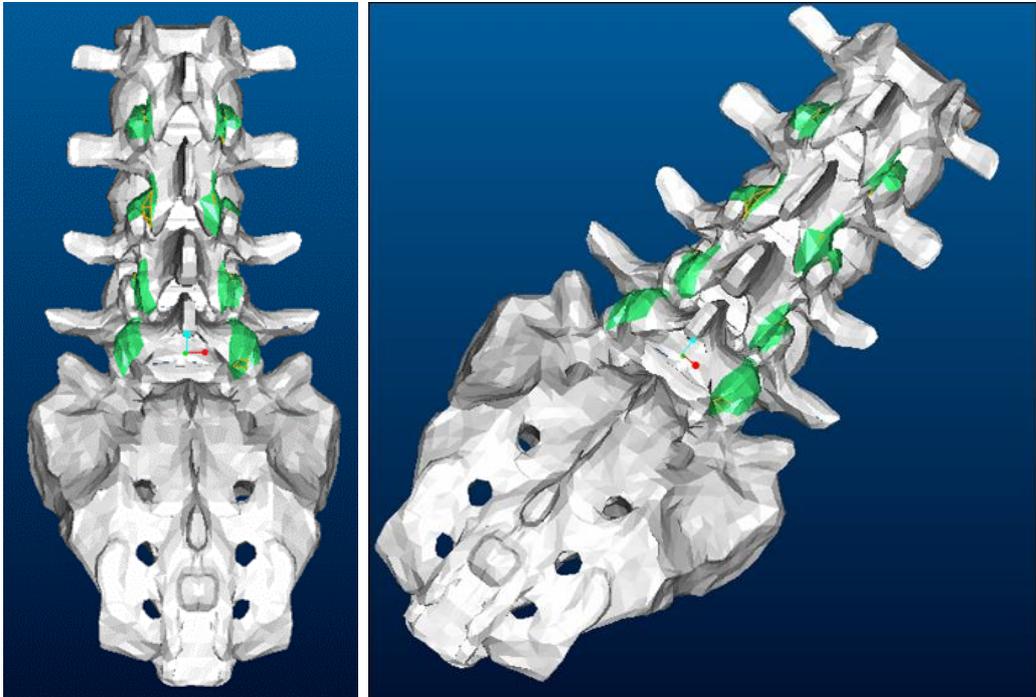


Figura 28: Ligamento capsular facetario.

4.2. Propiedades de los materiales del modelo FEM de columna vertebral normal

Las propiedades del material constituyente de cada uno de los componentes modelizados han sido establecidas sobre la base de la revisión de la literatura relacionada con distintos modelos numéricos de la columna lumbar.

Las propiedades de los materiales que fueron utilizadas para caracterizar los componentes del modelo, fueron el **módulo de Young** y el **coeficiente de Poisson**, parámetros que definen el comportamiento de los materiales y los cuerpos cuando se ven sometidos a una carga, y que ya han sido descritos previamente en el apartado de introducción. Como recordatorio, decir que el módulo de elasticidad o de Young es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Para un material elástico, lineal e isótropo, el módulo de Young tiene el mismo valor para una tracción que para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo, siempre que no exceda un valor máximo denominado límite elástico, y es siempre mayor que cero.

Asimismo, el **coeficiente de Poisson** es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento.

Los datos asignados a cada una de estas dos variables en los distintos elementos que conformaron nuestro modelo, fueron recogidos de la literatura:

1. El **hueso cortical** del cuerpo vertebral: se le asignó un módulo de Young de 12.000 MPa^{138,140,158,159,145} y un coeficiente de Poisson de 0,3.^{43,160,161,162}
2. El **hueso esponjoso** del cuerpo vertebral: se le asignó un módulo de Young de 100 MPa^{41,140,144,162} y un coeficiente de Poisson de 0,2.^{41,140,145, 163,164}
3. La **lámina cartilaginosa** del cuerpo vertebral: en nuestro modelo se consideró constituida por un material homogéneo con propiedades mecánicas reducidas con un módulo de Young de 500 MPa;^{144,164} y un coeficiente de Poisson de 0,25.¹⁶⁵
4. El **arco posterior** de la vértebra: es considerado habitualmente como un material homogéneo. Así, y siguiendo la filosofía de la práctica totalidad de los estudios, no realizamos distinción entre hueso cortical y esponjoso, adoptando así la región posterior de la vértebra un valor de 3500 MPa,^{138,140,158,159,163} que corresponde a la rigidez del hueso vertebral si lo consideramos como un material homogéneo; en cuanto al coeficiente de Poisson, se asignó asimismo el valor utilizado más frecuentemente: 0,25.^{139,162,164}
5. El **núcleo pulposo** del disco intervertebral: se ha considerado como un sólido incompresible con un módulo de Young de 1,5¹⁶⁵ y un coeficiente de Poisson de 0,49.^{43,161}
6. El **anillo fibroso** del disco intervertebral: aunque algunos estudios^{158,166,167} dividen el comportamiento de las fibras en varias zonas con diferentes propiedades mecánicas, nuestro modelo utiliza una media y considera un comportamiento homogéneo del anillo, con una media de módulo de Young de 175 MPa;¹⁶⁸ y un coeficiente de Poisson de 0,3.^{158,166}
7. La **sustancia fundamental** del disco intervertebral (gel de proteoglicano hidratado que rodea el anillo fibroso): se le asignó un módulo de Young de 4,2 MPa, el valor más comúnmente usado en la literatura,^{41,158,145,161,167} y un índice de Poisson de 0,45 lo que sugiere un material casi incompresible.
8. Los **ligamentos intervertebrales**: fueron modelados basándonos en un modelo lineal y asumiendo las características descritas por Shirazi *et al*¹⁴⁵ y Polikeit.¹⁵⁹ Siete diferentes ligamentos fueron modelizados, siendo activos únicamente en tensión. Se les adjudicaron los valores de módulo de Young y coeficiente de Poisson que se indican en la tabla 4.

En la tabla 3 incluida a continuación se resumen los valores del módulo de Young y el coeficiente de Poisson de los diferentes elementos modelizados.

Tabla 3: Propiedades de los materiales usados en el modelo.

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG (MPA)	MÓDULO DE POISSON
Sustancia fundamental	4,2	0,45
Anillo fibroso	175	0,30
Núcleo pulposo	1,5	0,49
Lámina cartilaginosa	500	0,25
Hueso cortical	12.000	0.30
Hueso esponjoso	100	0.20
Elementos posteriores	3.500	0.25

Tabla 4: Propiedades asignadas a los diferentes ligamentos del modelo.

LIGAMENTO	MÓDULO DE YOUNG (MPA)	MÓDULO DE POISSON
Vertebral común anterior	20	0,30
Vertebral común posterior	70	0,30
Amarillo	50	0,30
Intertransverso	50	0,30
Interespinoso	28	0,30
Supraespinoso	28	0,30
Interapofisarios	28	0,30
Capsular facetario	20	0,30

4.3. Ilustración del modelo FEM final de columna vertebral normal

Teniendo en cuenta las propiedades físicas descritas en cada uno de los apartados anteriores, se procedió a la modelización y mallado de las diferentes estructuras que conforman la unidad funcional vertebral. Así, el software realiza una selección automática de los elementos a emplear para la descomposición estructural de cada componente.

Finalmente el modelo de columna sana constó de 282.543 elementos y 416.516 nodos. En la figura 29 se ofrece una vista del conjunto L2-sacro del modelo sano, presen-

tando el mallado de todos sus componentes: vértebras, sacro y discos intervertebrales, así como sus elementos de unión: ligamentos y articulares.

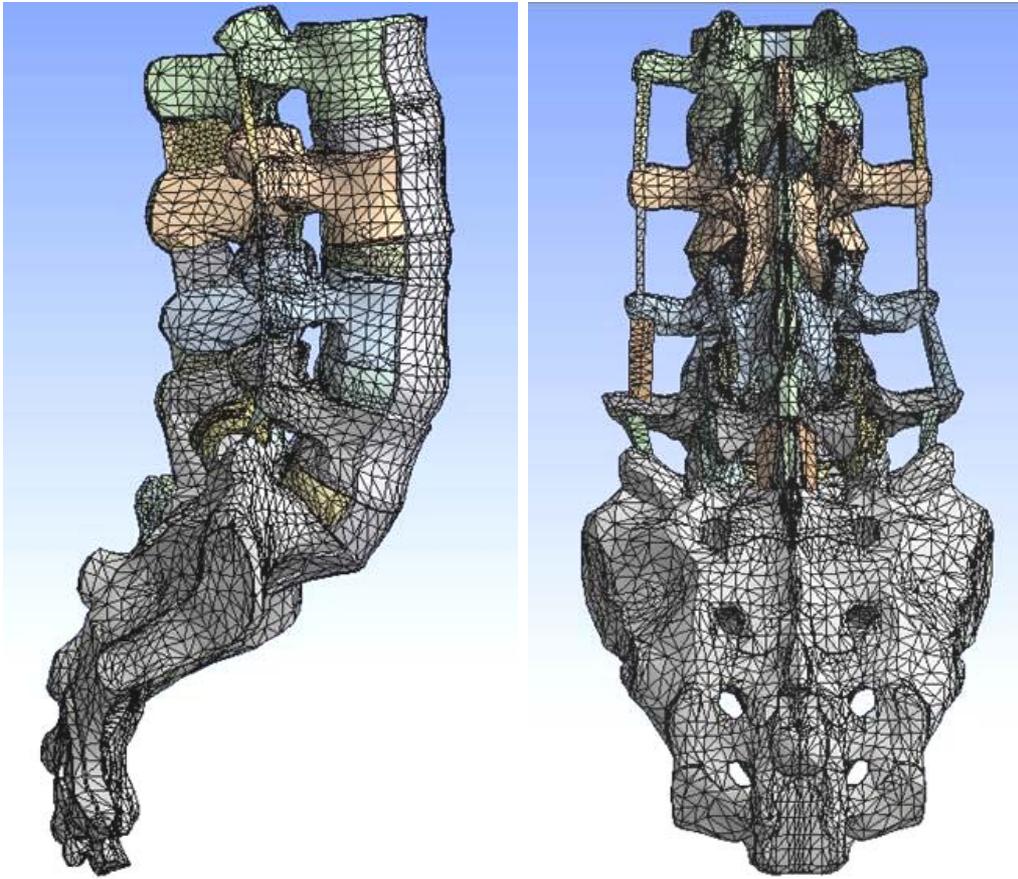


Figura 29: Imagen del modelo final, en vistas lateral y posterior.

5. MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL CON ARTRODESIS TRANSFORAMINAL CIRCUNFERENCIAL L4-L5 (TLIF 360°)

El modelo FEM de columna vertebral normal descrito anteriormente fue modificado para simular una fusión transforaminal. Puesto que uno de los objetivos del estudio es comparar diferentes técnicas quirúrgicas de artrodesis intersomática en el tratamiento de la enfermedad degenerativa del disco lumbar, se eligió el segmento vertebral L4-L5, para valorar el efecto de la cirugía sobre los discos intervertebrales tanto superior como inferior, ya que es además, uno de los niveles que con mayor frecuencia es objeto de dicha cirugía.

Para poder realizar el estudio se asumió la consecución de una fusión sólida, de forma que la distribución de cargas dentro del modelo fue determinada tras asumir que los injertos óseos intersomáticos e intertransversos eran capaces de transmitir cargas tanto en compresión como en tensión. Por ello, las características físicas que se adjudicaron al injerto óseo fueron las correspondientes a la masa ósea una vez conseguida la fusión, y

no las del injerto óseo en el postoperatorio inmediato: módulo de Young de 12.000 MPa e índice de Poisson de 0,3 (datos obtenidos de la literatura).¹⁶⁵

Esta técnica de fusión se compone de un único implante anterior o caja intersomática que permite una fusión intersomática mediante un abordaje menos agresivo a través de un neuroforamen derecho o izquierdo (conforme la presencia de clínica radicular o presencia de cirugías previas), asociado de la aplicación de un conjunto de tornillos y barras así como de injerto óseo intertransverso a nivel bilateral para conseguir una fusión circunferencial.

5.1. Modificaciones al modelo FEM de columna vertebral normal

El modelo FEM de columna vertebral normal descrito previamente fue modificado para simular una fusión circunferencial transforaminal. Para representar la fusión anterior, el disco fue sustituido por una caja de titanio (se describe posteriormente), rellena y rodeada por una masa de injerto a la que se asignaron las propiedades físicas del hueso de fusión. Asimismo se eliminaron del modelo FEM de columna vertebral normal únicamente las estructuras que habitualmente son retiradas durante la cirugía de artrodesis mediante la técnica transforaminal: apófisis articular inferior de L4 y apófisis articular superior de L5 (en este modelo se optó por el lado derecho).

Además se modelizaron mediante elementos finitos igualmente los cuatro tornillos pediculares requeridos para la fusión del espacio L4-L5, así como sus barras conectoras y una masa de injerto óseo fusionado entre las apófisis transversas de dichas vértebras.

5.2. Geometría del implante de artrodesis TLIF

Formado por:

- **Tornillos pediculares y barras:** se diseñaron conforme a las características de los tornillos y las barras de uso habitual en la práctica clínica. Al tornillo se le adjudicó un diámetro de seis milímetros, longitud de cuarenta milímetros, geometría troncocónica, una terminación o cabezal en forma de tulipa y un alma hexagonal (Fig. 30). Se asumió el montaje como monoaxial, sin posibilidad de inclinación de la cabeza del tornillo. Se ajustó la longitud de las barras al montaje de los cuatro tornillos pediculares utilizados en la simulación.

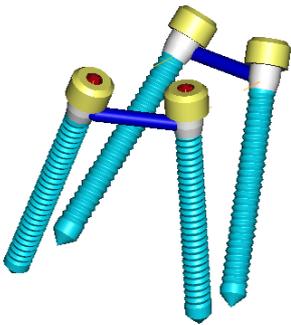


Figura 30: Imagen de un tornillo similar al utilizado en el estudio y montaje tridimensional.

- **Espaciador intersomático:** se diseñó conforme a las características comunes de las cajas específicas para TLIF, es decir, con forma de banana (para facilitar su introducción a través del foramen) y diferentes orificios a través del implante (cuyo fin es el de permitir el paso del injerto óseo y el crecimiento de nuevo hueso a su través). Las dimensiones de la caja (que son variables en función de las características de cada individuo) fueron adaptadas a las medidas del modelo FEM. La caja está diseñada para colocar un único implante, y hacerlo a través de uno de los dos neuroforámenes del espacio intervertebral. Se encuentra además horadada por su centro para permitir tanto la colocación del injerto como para conseguir la fusión a su través (Fig. 31). El proceso seguido fue el mismo que para la modelización de los elementos anatómicos de la columna, de forma que tras generar un modelo realista se procedió a su modelización mediante el programa ANSYS.

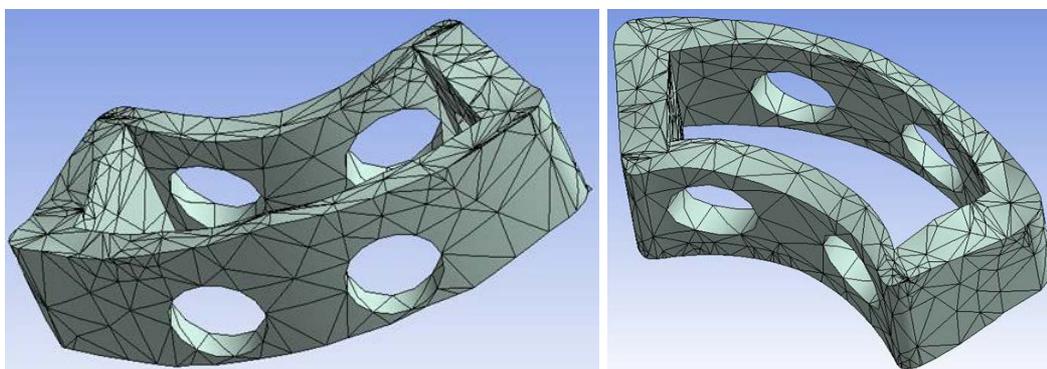


Figura 31: Visión del modelo FEM final del implante TLIF.

5.3. Propiedades del material del implante de artrodesis TLIF

Tanto el espaciador intersomático como los tornillos pediculares y las barras fueron modelizados en base a las propiedades físicas del titanio, elemento que forma parte de la mayoría de los modelos comerciales utilizados habitualmente en la cirugía vertebral hoy en día, y que quedan definidas por un módulo de Young de 116.000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0,32.

5.4. Adaptación de los implantes y del hueso de fusión al modelo FEM de la columna vertebral con artrodesis TLIF 360°

Como ya se ha comentado previamente, las modificaciones sobre el modelo de columna sana que se realizaron, fueron las correspondientes en primer lugar a la vía de abordaje. Así, para acceder al espacio intersomático a través de la vía transforaminal se retiraron tanto la apófisis articular inferior derecha de L4 como la apófisis articular superior derecha de L5.

Asimismo, el disco fue retirado y sustituido por la caja intersomática con forma de banana rellena y rodeada por una masa de injerto, suponiéndose como conseguida la fusión intersomática, asignando a este hueso las propiedades físicas del hueso “maduro” una vez conseguida la artrodesis (módulo de Young de 12000 MPa, módulo de Poisson

de 0,3). Del mismo modo se procedió a la colocación de hueso de fusión entre las apófisis transversas bilateralmente para representar la fusión posterior.

La posición de la caja en el espacio intervertebral se asumió como central en el eje lateral y situada en el tercio anterior en el plano anteroposterior.

En cuanto a los tornillos, se colocaron paralelos al platillo vertebral superior y convergentes unos 10° en el plano sagital, en orientación interna. En cuanto al punto de entrada, se realiza en la parte inferior de la apófisis articular superior, justo al lado de la apófisis transversa, dejando la mitad de dicha apófisis por encima y la otra mitad por debajo. Tanto la inclinación de los tornillos como los puntos de entrada pueden observarse en la imagen de la figura 32.

5.5. Ilustración del modelo FEM final de columna con artrodesis TLIF 360° L4-L5

El modelo definido una vez realizadas todas las modificaciones descritas, y tras colocar los implantes consta de 296.118 elementos y 436.732 nodos.

En la figura 32 puede observarse la colocación tanto del montaje posterior de los tornillos pediculares y las barras conectoras, como de la caja intersomática. En este caso, para facilitar la visión de la posición de los implantes, se ha retirado la estructura correspondiente a la vértebra superior (L4), así como la que representa el injerto óseo y las estructuras ligamentosas. Es fácil ver los detalles ampliados del abordaje una vez aplicado todo el sistema en la figura 33.

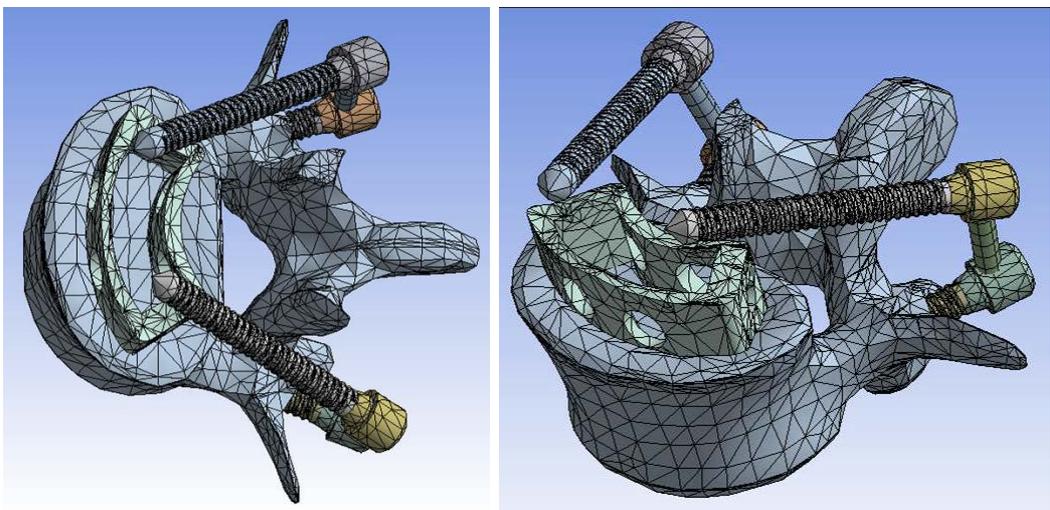


Figura 32: Modelo FEM de la fusión TLIF 360° (se ha retirado la vértebra superior y los injertos para observar mejor la situación de los implantes).

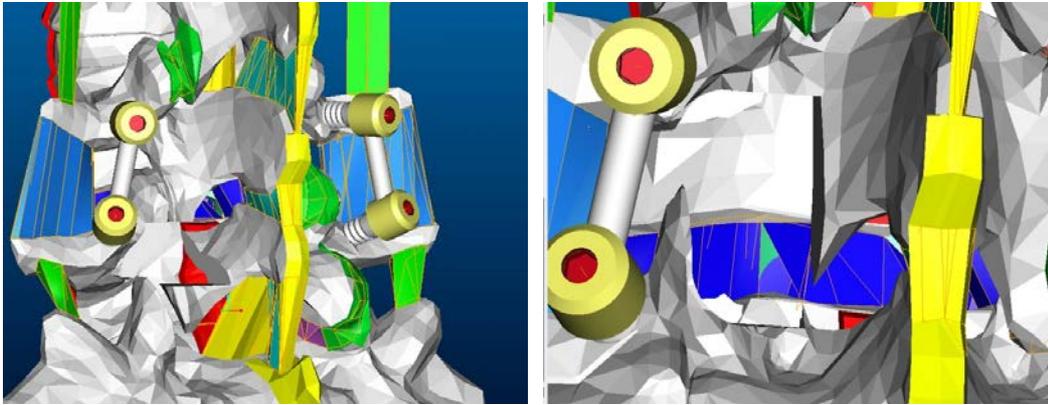


Figura 33: Representación fotorrealista del modelo TLIF 360° (vista posterior).

6. MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL CON ARTRODESIS TRANSFORAMINAL L4-L5 (TLIF 270°)

Para poder realizar el estudio se asumió la consecución de una fusión sólida al igual que en el modelo precedente, pero con sus características específicas de fusión 270° (cajetín y masa de fusión intersomática, sistema de dos tornillos pediculares con su barra de unión y la masa de fusión intertransversa unilateral del lado del abordaje quirúrgico) del segmento vertebral L4-L5.

6.1. Modificaciones al modelo FEM de columna vertebral normal

El modelo FEM de columna vertebral normal fue, nuevamente modificado para simular una fusión transforaminal limitada a 270°. Para representar la fusión anterior, el disco fue sustituido por una caja de titanio (se describe posteriormente), rellena y rodeada por una masa de injerto a la que se asignaron las propiedades físicas del hueso de fusión. Asimismo se eliminaron del modelo FEM de columna vertebral normal únicamente las estructuras que habitualmente son retiradas durante esta cirugía: apófisis articular inferior de L4 y apófisis articular superior de L5 (en este modelo se optó por el lado derecho).

Además se modelizaron mediante elementos finitos igualmente los dos tornillos pediculares requeridos para la fusión del espacio L4-L5, así como su barra conectora y una masa de injerto óseo fusionado entre las apófisis transversas de dichas vértebras, únicamente del lado del abordaje quirúrgico.

6.2. Geometría del implante de artodesis TLIF 270°

- **Tornillos pediculares y barra:** igual al modelo precedente.
- **Espaciador intersomático:** igual al modelo precedente.

6.3. Propiedades del material del implante de artrodesis TLIF 270°

Igual al modelo precedente, en base a las propiedades físicas del titanio, elemento que forma parte de la mayoría de los modelos comerciales utilizados habitualmente en la

cirugía vertebral hoy en día, y que quedan definidas por un módulo de Young de 116.000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0,32.

6.4. Adaptación de los implantes de artrodesis y del hueso de fusión al modelo FEM de la columna vertebral con artrodesis TLIF 270°

Como ya se ha comentado previamente, las modificaciones sobre el modelo de columna sana que se realizaron, fueron las correspondientes en primer lugar a la vía de abordaje. Así, para acceder al espacio intersomático a través de la vía transforaminal se retiraron tanto la apófisis articular inferior derecha de L4 como la apófisis articular superior derecha de L5.

Asimismo, el disco fue retirado y sustituido por la caja intersomática con forma de banana rellena y rodeada por una masa de injerto, suponiéndose como conseguida la fusión intersomática, asignando a este hueso las propiedades físicas del hueso “maduro” una vez conseguida la artrodesis (módulo de Young de 12000 MPa, módulo de Poisson de 0,3). Del mismo modo se procedió a la colocación de hueso de fusión entre las apófisis transversas unilateralmente para representar la “hemi” fusión posterior.

La posición de la caja en el espacio intervertebral y la colocación de los tornillos pediculares no difieren del modelo precedente.

6.5. Ilustración del modelo FEM final de la columna con artrodesis TLIF 270° L4-L5

El modelo definido una vez realizadas todas las modificaciones descritas, y tras colocar los implantes se muestra en las figuras 32 y 33. Consta de 296.118 elementos y 436.732 nodos.

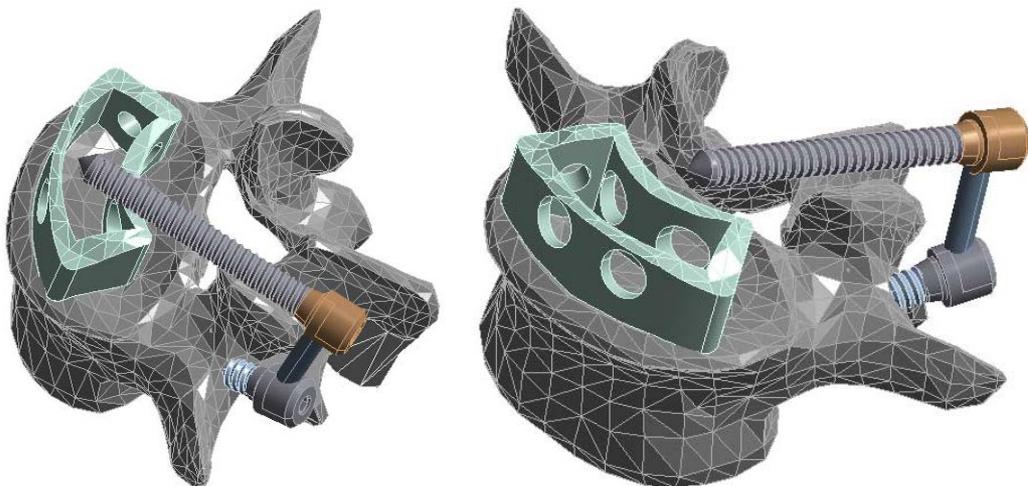


Figura 34: Modelo FEM de la fusión TLIF 270° (se ha retirado la vértebra superior y los injertos para observar mejor la situación de los implantes).

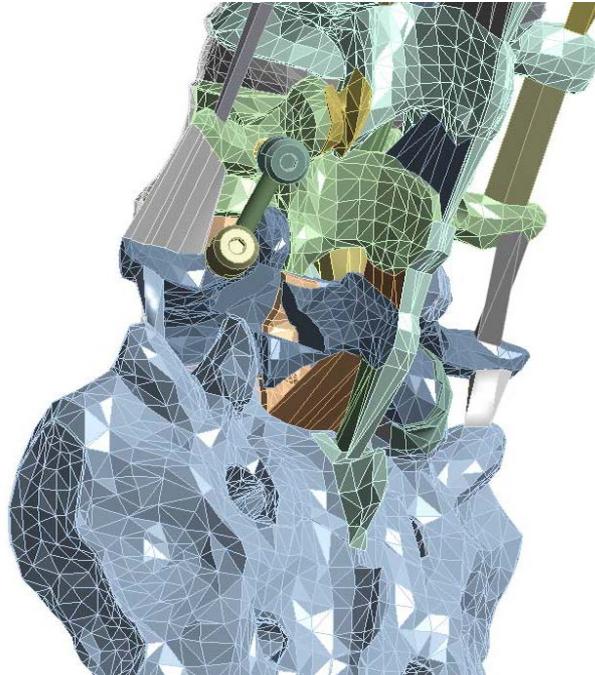


Figura 35: Representación fotorrealista del modelo TLIF 270° (posterior).

En la imagen puede observarse la colocación tanto del montaje posterior de los tornillos pediculares y la barra conectora, como de la caja intersomática. En este caso, para facilitar la visión de la posición de los implantes, se ha retirado la estructura correspondiente a la vértebra superior (L4), así como la que representa el injerto óseo y las estructuras ligamentosas.

7. ENSAYOS EN EL MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL

7.1. Validación del modelo

Una vez obtenido el modelo de columna normal, se procedió a su validación. El objetivo de la validación de un modelo FEM es el de asegurar su consistencia, de forma que los ensayos a realizar posteriormente reproduzcan fielmente el comportamiento real de la columna. En cualquier tipo de modelización, escoger los correctos valores para cada parámetro es de suma importancia. En los modelos biomecánicos, las propiedades de los materiales son los parámetros que mayores efectos tienen en los resultados. Las propiedades pueden variar entre individuos, o incluso en la misma persona en función de la edad e incluso del género. Por ello es fundamental que el modelo sea contrastado con los datos disponibles de experimentos *in vitro*, y que así sea capaz de reproducir todo el espectro de posibles situaciones individuales.¹⁶⁹

Para conseguirlo, se comparan los resultados obtenidos por el modelo FEM con los resultados experimentales hallados bajo idénticas condiciones de carga. Existen diferentes métodos para validar un modelo de elementos finitos. Una manera común es la de evaluar y compara la rigidez del sistema, o bien los grados de movilidad en los distintos

movimientos fisiológicos de la columna, ya que son detalles bien conocidos gracias a diferentes estudios experimentales.¹⁷⁰ También puede utilizarse la curva de tensión/desplazamiento o la presión obtenida en el disco intervertebral al someterlo a diferentes cargas. Todos ellos son parámetros conocidos gracias a experimentos in vivo realizados anteriormente.^{171,172,173}

En nuestro caso, con objeto de proceder a la validación del modelo FEM de columna vertebral, se compararon los datos cinemáticos del modelo con experimentos in vitro bajo las mismas condiciones de carga, que incluyeron los movimientos de flexión, extensión, torsión e inclinación lateral.

Así, se realizó un primer ensayo en el que se obtuvo la gráfica de tensión/deformación al someter al modelo a una carga de 800 Newtons en su eje longitudinal. Dicha carga se introdujo en diez etapas, aplicándose sobre la superficie superior de L2. Esta fuerza aplicada es la que corresponde típicamente a la presión intervertebral en la posición erecta, ya que la media de peso de un individuo oscila entre los 40 y los 100 kilogramos, correspondiente a una fuerza de compresión axial de entre 400 y 1000 Newtons. Esta gráfica se comparó con la obtenida en ensayos in vitro por otros autores.^{160,174}

Posteriormente se realizó un nuevo ensayo en el cual se midieron tanto los grados de movimiento de cada una de las unidades vertebrales funcionales constitutivas del modelo, como la rigidez media (medida en Newtons/metro) de un segmento, en los diferentes movimientos del raquis lumbar (flexión, extensión, inclinación lateral y torsión). Los resultados obtenidos se expresan mediante un diagrama de barras en que se representa tanto la rigidez como la movilidad angular halladas en nuestro modelo y las obtenidas previamente por otros autores^{164,170} bajo condiciones de carga y de contorno similares. Igualmente se representan en una tabla de valores los grados de movilidad de cada unidad vertebral funcional estudiada, así como la movilidad total del sistema en cada uno de los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral y torsión, comparándolos con los datos ofrecidos por los mismos autores.

Los datos obtenidos en esta validación se exponen en el capítulo de resultados.

7.2. Condiciones de contorno

Tanto la validación, como los ensayos realizados sobre los distintos modelos han sido sometidos a las mismas condiciones de contorno generales: anclaje del sacro sin permitirle ningún grado de movilidad: no deslizamiento ni movimiento de rotación. Aunque en condiciones fisiológicas la unión sacroilíaca mantiene una libertad de movimientos de unos 0,5 milímetros de deslizamiento en direcciones perpendiculares al eje de rotación, así como unos 2° de giro respecto al eje de rotación, en nuestro estudio se ha obviado la movilidad intrínseca del sacro, suponiéndolo anclado en el espacio para facilitar la comparación con estudios similares existentes en la literatura, y poder así validar nuestro modelo.

7.3. Condiciones de carga

El movimiento de una vértebra con respecto a la adyacente en una unidad funcional vertebral consiste en una combinación de desplazamientos que se definen como:

- **Flexión:** rotación positiva respecto al eje lateral (x).
- **Extensión:** rotación negativa respecto al eje lateral (x).
- **Inclinación lateral:** rotaciones alrededor del eje sagital (z).
- **Torsión:** rotaciones alrededor del eje vertical (y).

Tanto la biomecánica de la unidad funcional vertebral respecto a un eje de coordenadas, como su equivalente en los diferentes movimientos a los que se somete la columna de un individuo, han sido descritos previamente en el apartado de Introducción, pero a modo de resumen se expone en una imagen representativa tanto del eje de coordenadas que representa la biomecánica de la unidad vertebral funcional (Fig. 36).

Una vez validado el modelo, procedimos al diseño de un protocolo de simulación de cargas al que someter a los modelos de columna intervenida. Las mismas cargas fueron aplicadas en los modelos numéricos, y los desplazamientos y tensiones producidos en los elementos constitutivos del conjunto, fueron analizados y comparados.

Las cargas fueron aplicadas en el platillo superior de la primera vértebra del modelo (L2) sin tomar en consideración las interacciones que realizan los elementos posteriores de esta vértebra en la transmisión de cargas, lo que no afecta a los resultados porque el estudio pretende comparar los comportamientos relativos de los modelos, y porque, además, se ha demostrado que la carga axial es la más importante de la biomecánica de la columna y que mayoritariamente se transmite a través de los platillos y los discos intervertebrales.^{8,43}

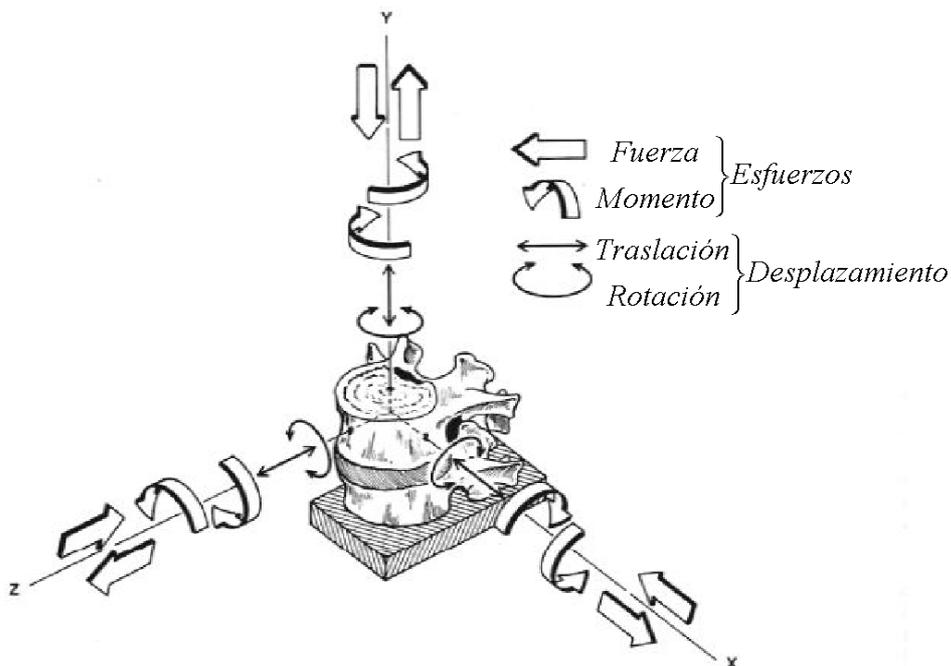


Figura 36: Ejes coordenados que representan los movimientos de la unidad vertebral funcional.¹⁷⁵

Se utilizaron cargas en valores que se producen de forma fisiológica en actividades de la vida cotidiana y que están consensuados en estudios experimentales en el raquis lumbar,^{170,174} ya que se consideran suficientes para producir movimiento fisiológico sin crear inestabilidad lumbar:

- **Compresión:** Fuerza axial de 400 N.
- **Flexión:** Momento de 10 Nm.
- **Extensión:** Momento de 10 Nm.
- **Torsión:** Momento de 10 Nm.
- **Inclinación lateral:** Momento de 10 Nm.

Estas cargas se aplicaron sobre los nodos de la placa terminal de L2, considerando al sacro fijo, sin movilidad respecto a las sacroilíacas, como ya se describió en las condiciones de contorno. Los esquemas de aplicación de las cargas se representan en la figura 37.

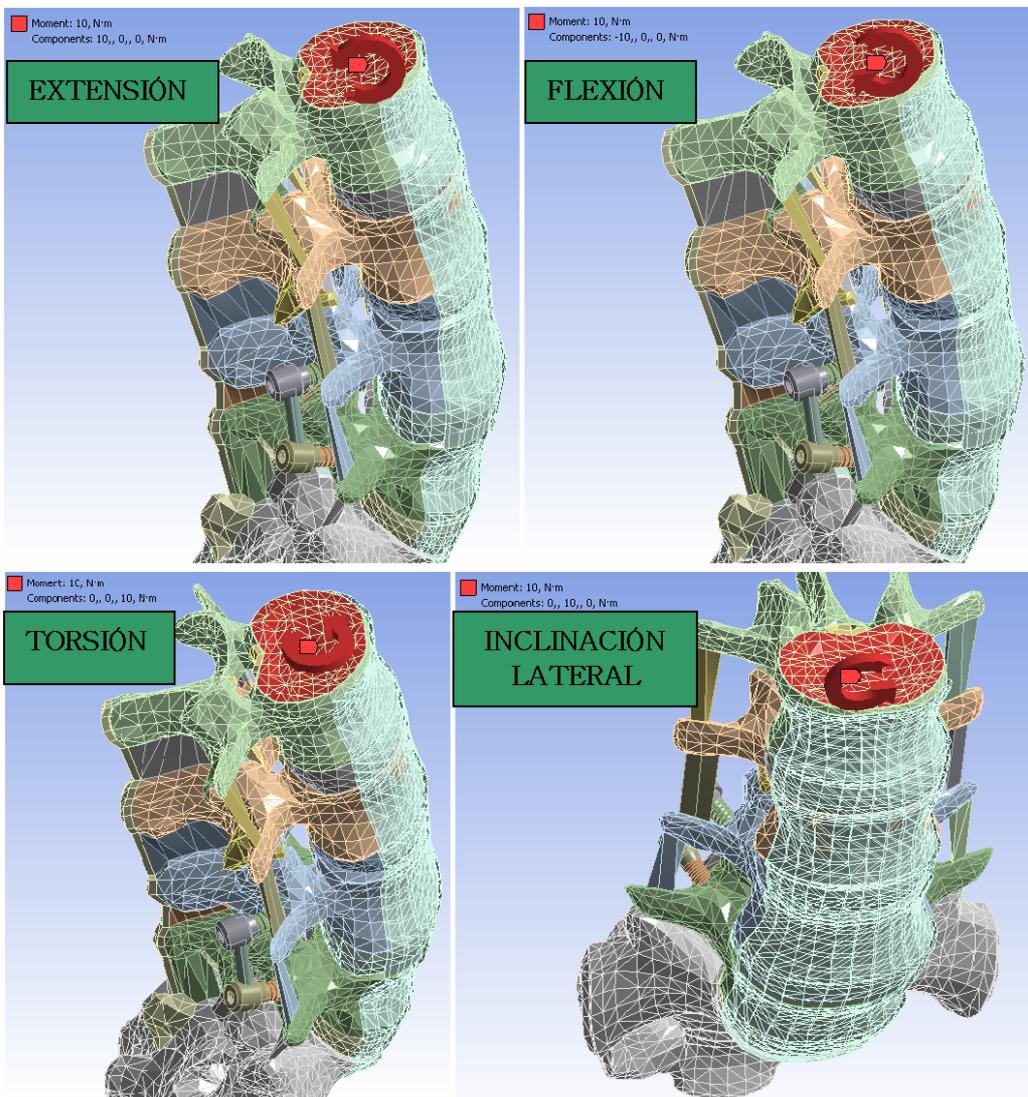


Figura 37: Esquemas de las cargas aplicadas en el modelo FEM.

7.4. Parámetros de evaluación y su representación

7.4.1. Criterio de von Misses

El efecto estudiado fue la sobrecarga en los discos adyacentes (tanto superior como inferior) al espacio intervenido (L4-L5), expresada en términos del criterio de von Misses, representado en términos porcentuales por comparación con la columna sana.

El criterio de von Misses es uno de los parámetros de tensión y carga que se comparan en la mecánica de sólidos para predecir la falla de un material cuando está sometido a una carga uniaxial. Algunos de estos parámetros incluyen el estrés máximo normal en un punto, la tensión máxima normal, el estrés máximo de cizallamiento (criterio de Tresca) y el criterio máximo de deformación energética (alteración del estrés de Von Mises o criterio de estrés máximo de cizallamiento octaédrico).

El **criterio de Von Mises** (Richard Von Mises, 1883-1953) postula que la falla se produce cuando el valor máximo de la energía de deformación por unidad de volumen supera a la energía de deformación por unidad de volumen requerida para causar la falla en un test de la tensión específica del material, lo que se calcula matemáticamente mediante la siguiente fórmula:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \leq 2\sigma_y^2$$

Donde las componentes σ_i representan las tensiones principales en los tres ejes del espacio y σ_y el “yield stress” o límite de fluencia; es decir, el punto en el cual el material excede el límite elástico y no vuelve a su longitud original cuando la fuerza deja de actuar.

La razón por la cual se utiliza el criterio de Von Mises en ingeniería es porque para los materiales dúctiles se ha mostrado experimentalmente que predicen mejor el fallo que la tensión máxima de cizallamiento u otros parámetros.

Por lo tanto, la tensión de Von Mises se utiliza para criterios de rendimiento de materiales, se calcula independientemente de las coordenadas de referencia de la estructura y no aporta información direccional del estrés, pero da suficiente información sobre los “puntos calientes” donde puede ocurrir el fallo de la estructura. Las tensiones de Von Mises dan una distribución generalizada de tensiones en el material a estudiar que satisface ciertos criterios denominados condiciones de Von Mises que definen el criterio de fallo del material.¹⁶⁹

7.4.2. Distribución gráfica de tensiones

Asimismo, se estudió la distribución gráfica de tensiones, mediante la representación de los discos adyacentes en escala de colores, para definir las zonas del disco que sufren mayor sobrecarga en cada caso.

7.4.3. División en intervalos o zonas

En el estudio se procedió a dividir el disco en zonas o intervalos; en este caso no nos referimos a zonas anatómicas del disco, sino a intervalos definidos por unos valores máximos y mínimos de tensiones.

Para el cálculo de cada intervalo, se procede a eliminar el 2,5% de valores máximos y mínimos evitando así la contaminación por datos espúreos. Los datos espúreos son aquellas muestras cuya disposición espacial resulta sensiblemente extraña frente al comportamiento general del conjunto. Deben ser detectados y eliminados en la medida de lo posible con objeto de ajustar la respuesta del modelo final a las condiciones reales del proceso.

Así, definimos como **intervalo central (IC)** a aquel en el cual se encuentran el 95% de los resultados de tensiones sufridas por el disco en los distintos ensayos.

Este intervalo fue dividido en cinco zonas, iguales en cuanto a su límite máximo y mínimo de valores de sobrecargas, pero conteniendo un número distinto de nodos en cada ensayo: estos son los cinco intervalos o zonas de los discos de los cuales hablaremos en los ensayos (Fig. 38).

Utilizando las fórmulas indicadas en la figura 39 se procedió a la obtención del porcentaje de nodos de cada intervalo en cada ensayo, pudiendo realizar comparativas entre estos valores. Así, sabemos no sólo cuánta sobrecarga se produce, sino “qué cantidad de disco” se ve afectada por ella.

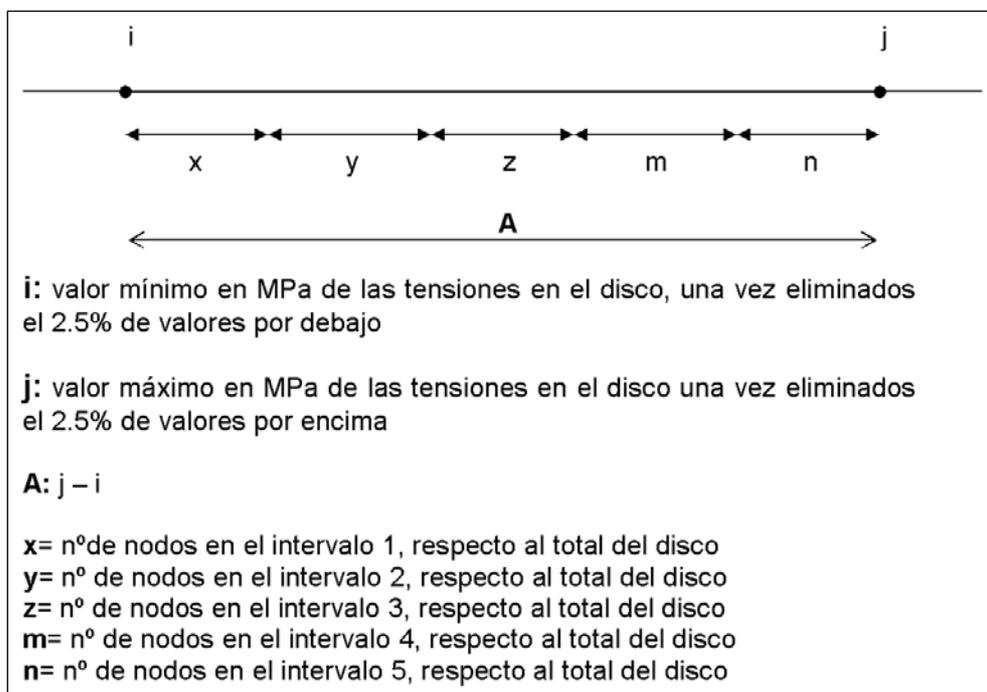


Figura 38: Cálculo de los distintos intervalos en cada ensayo.

$$\% \text{ de nodos en el intervalo 1} = \frac{x}{x+y+z+m+n} \cdot 100$$

$$\% \text{ de nodos en el intervalo 2} = \frac{y}{x+y+z+m+n} \cdot 100$$

$$\% \text{ de nodos en el intervalo 3} = \frac{z}{x+y+z+m+n} \cdot 100$$

$$\% \text{ de nodos en el intervalo 4} = \frac{m}{x+y+z+m+n} \cdot 100$$

$$\% \text{ de nodos en el intervalo 5} = \frac{n}{x+y+z+m+n} \cdot 100$$

Figura 39: Cálculo del porcentaje de nodos en cada intervalo.

05

RESULTADOS

1. RESULTADOS DEL OBJETIVO 1: DESARROLLAR Y VALIDAR UN MODELO FEM DE COLUMNA VERTEBRAL NORMAL

Tal y como se explicó en Material y Métodos, con el objeto de validar la consistencia global del modelo de columna sana desarrollado, se compararon los datos cinemáticos del modelo con experimentos in vitro bajo las mismas condiciones de carga, que incluyeron los movimientos de flexión, extensión, torsión e inclinación lateral.

Así, se realizó un primer ensayo aplicando una fuerza axial de compresión en intervalos ascendentes hasta 800 N, procediéndose a la medición de las deformaciones producidas en mm (tabla 5), datos que se compararon con los resultados obtenidos por Chosa¹⁷⁶ y Skalli.¹⁷⁴

Tabla 5: Comparativa entre los resultados obtenidos por el nuevo modelo biomecánico respecto a la literatura.

COMPRESIÓN (N)	CHOSA (mm)	SKALLI (mm)	NUEVO MODELO (mm)
0	0	0	0
200	-0,35	-0,35	-0,601
350	-0,8	-1,25	-1,403
550	-1,75	-1,4	-1,736
800	-1,95	-1,95	-1,843

La aplicación de esta fuerza axial dió lugar a una gráfica de tensión-deformación, cuya curva es superponible a la obtenida por otros autores^{139,165,174,176} tras realizar los mismos ensayos, tal como puede observarse en la figura 40.

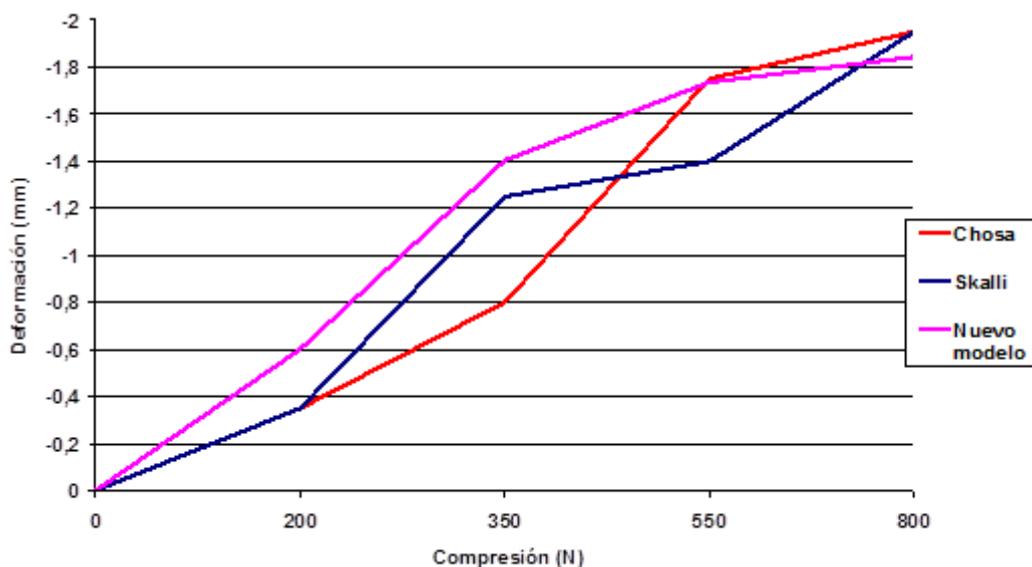


Figura 40: Comparativa de tensión-deformación del nuevo modelo con la literatura.

También se puede validar un modelo de elementos finitos evaluando y contrastando la **rigidez media (N/m)** de un segmento para diferentes grados de libertad, así como el rango de movimiento obtenido (en grados) en cada unidad funcional durante la simulación de los distintos movimientos fisiológicos de la columna (flexión, extensión, inclinación lateral y torsión), sometimos a nuestro modelo a una serie de ensayos donde se midieron los grados de movilidad bajo las siguientes *condiciones de carga y de contorno*:

- 150 N pre-carga (fuerza axial) sobre la vértebra superior (L2 en nuestro caso).
- Inmovilización total del sacro.
- Momento de flexión de 10 N.
- Momento de extensión de 10 Nm.
- Momento de torsión de 10 Nm.
- Momento de inclinación lateral de 10 Nm.

Los datos resultantes de comparar los resultados de nuestro modelo con los obtenidos por Yamamoto et al.¹⁷⁰ y Chen et al.¹⁶⁴ en ensayos in vitro bajo similares condiciones de carga y contorno se representan en las figuras 41 a 44 mediante la exposición de los grados de movilidad obtenidos en cada unidad funcional, así como la rigidez media obtenida. Asimismo se representan estos hallazgos mediante los diagramas de barras correspondientes a cada ensayo.

Tabla 6: Comparativa de valores registrados en los diferentes ensayos de flexión.

	FLEXIÓN CHEN	FLEXIÓN YAMAMOTO	FLEXIÓN NUEVO MODELO
L1-L2	3,05°	4,2°	NA
L2-L3	3,28°	5,4°	4,97°
L3-L4	3,58°	6,1°	5,35°
L4-L5	4,49°	7,1°	6,69°
L5-S	NA	NA	7,82°
Rigidez (N/m)	0,69	0,44	0,53
TOTAL	14,4°	22,8°	24,83°

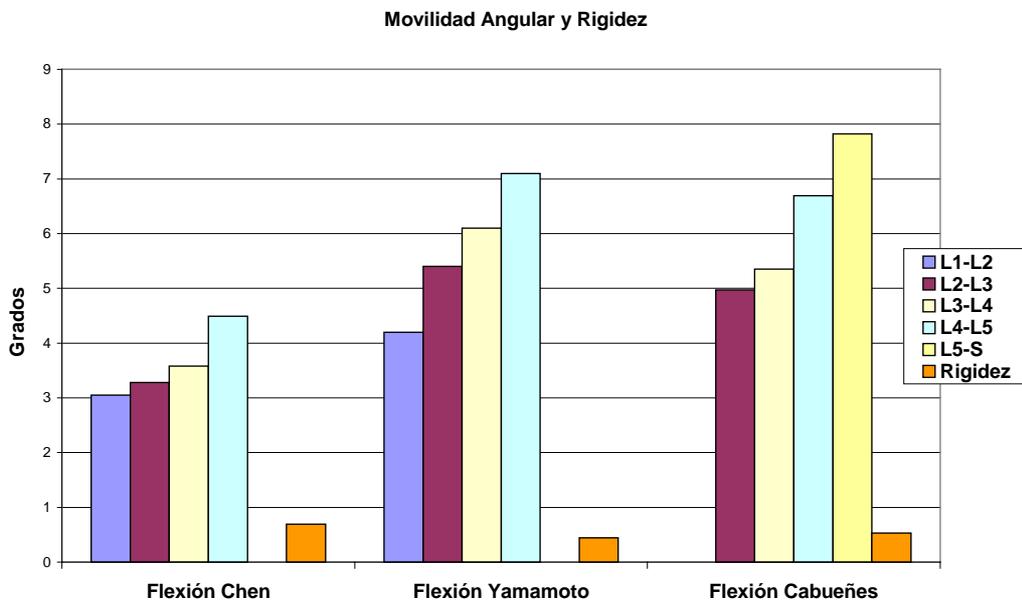


Figura 41: Representación gráfica del ensayo de flexión.

Tabla 7: Comparativa de valores registrados en los diferentes ensayos de extensión.

	EXTENSIÓN CHEN	EXTENSIÓN YAMAMOTO	EXTENSIÓN NUEVO MODELO
L1-L2	2,64°	2,8°	NA
L2-L3	2,32°	3,3°	3,12°
L3-L4	1,18°	2,3°	2,95°
L4-L5	3,89°	4°	4,03°
L5-S	NA	NA	5,37°
Rigidez (N/m)	0,99	0,8	0,76
TOTAL	10,03°	12,4°	15,47°

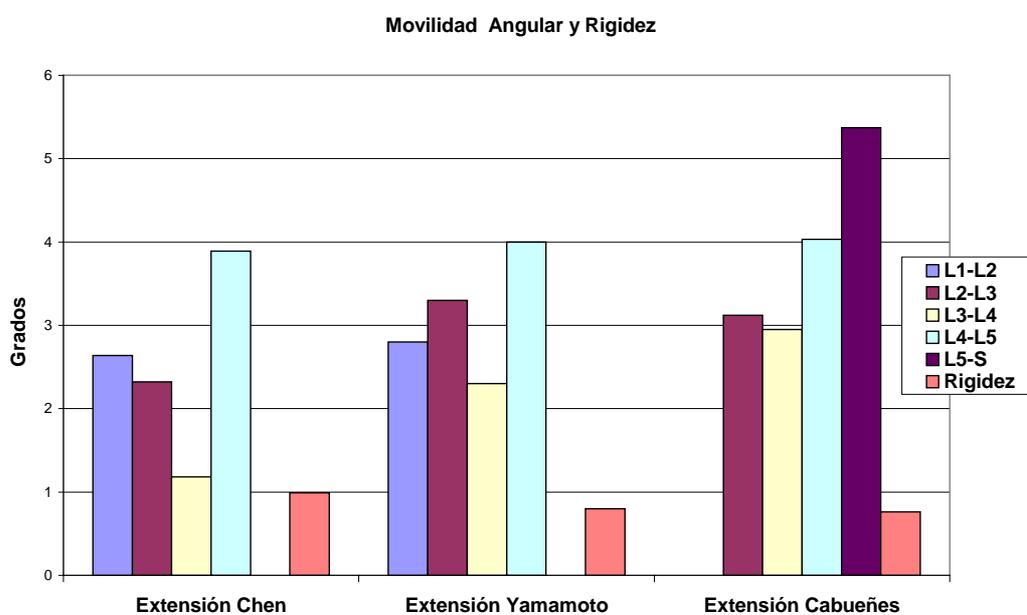


Figura 42: Representación gráfica del ensayo de extensión.

Tabla 8: Comparativa de valores registrados en los diferentes ensayos de torsión.

	TORSIÓN CHEN	TORSIÓN YAMAMOTO	TORSIÓN NUEVO MODELO
L1-L2	2,28°	1,1°	NA
L2-L3	2,56°	2,2°	2,67°
L3-L4	2,21°	1,9°	2,33°
L4-L5	2,08°	2,4°	2,12°
L5-S	NA	NA	1,87°
Rigidez (N/m)	0,99	0,8	0,76
TOTAL	9,13°	7,6°	8,99°

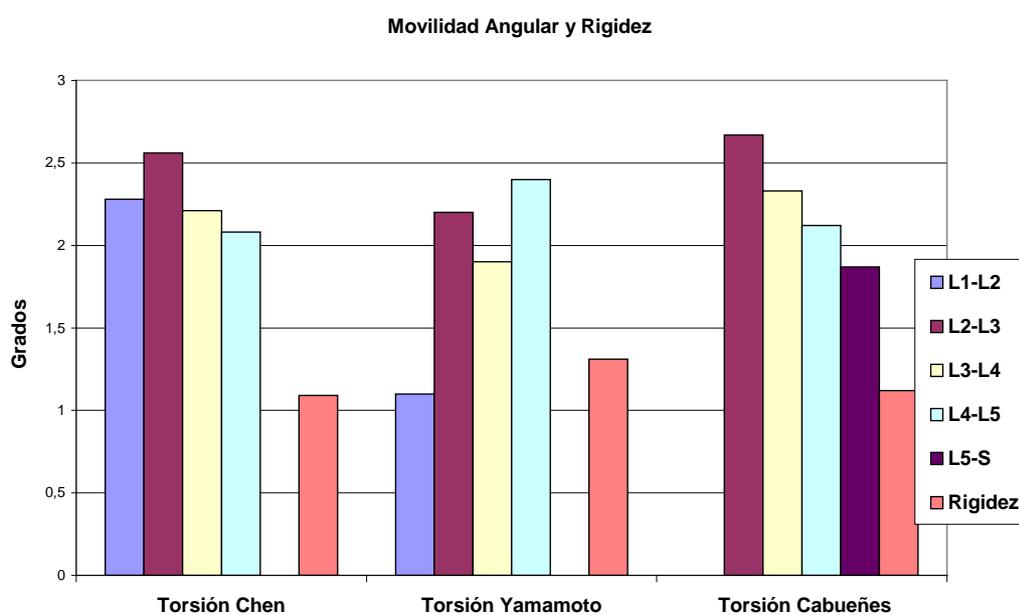


Figura 43: Representación gráfica del ensayo de torsión.

Tabla 9: Comparativa de valores registrados en los diferentes ensayos de inclinación lateral.

	INCLINACIÓN CHEN	INCLINACIÓN YAMAMOTO	INCLINACIÓN NUEVO MODELO
L1-L2	2,85°	3,3°	NA
L2-L3	3,31°	5°	4,57°
L3-L4	3,33°	4,3°	3,89°
L4-L5	2,08°	3,8°	3,23°
L5-S	NA	NA	2,67°
Rigidez (N/m)	0,86	0,61	0,78
TOTAL	11,57°	16,4°	14,36°

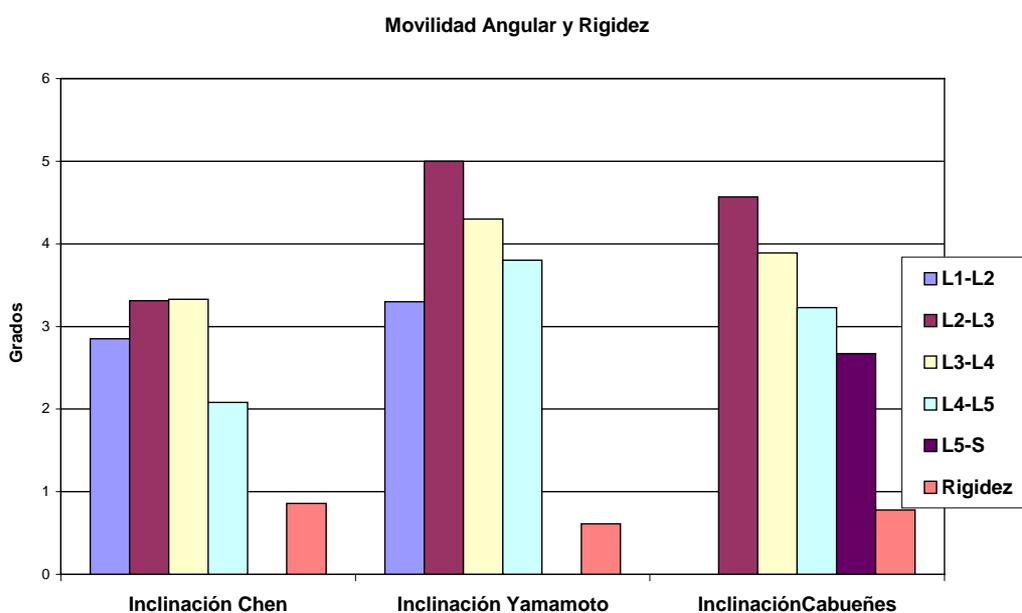


Figura 44: Representación gráfica del ensayo de inclinación lateral.

En nuestro caso los rangos totales de movimiento fueron: 24,83° en flexión, 15,47° en extensión, 8,99° en torsión, y 14,36° en inclinación lateral, encontrándose suficiente concordancia entre los resultados obtenidos y los esperados en base a los estudios experimentales y los ensayos previos descritos en la literatura.

2. RESULTADOS DEL OBJETIVO 2: EVALUAR LAS TENSIONES EN LOS DISCOS L3-L4 Y L5-S1 EN UNA COLUMNA NORMAL SANA Y CON FUSIÓN L4-L5 TLIF 360° Y 270°

Los resultados obtenidos se expondrán en todos los ensayos de tres formas: una tabla de valores, una representación de la distribución de tensiones en el disco, y una gráfica de barras de valores absolutos.

1. Una **tabla y figura resumen** en la que se muestran los valores correspondientes a la media de las tensiones, el valor máximo, la desviación estándar y los límites superior e inferior del intervalo central (en MegaPascales, MPa). En el mismo esquema se puede observar la distribución de tensiones en el disco: representación mallada del disco intervertebral, en la que, mediante diferentes vistas, pueden apreciarse las distintas zonas en las que se producen las variaciones de tensiones. La magnitud de las sobrecargas se expresan en una escala de colores: en este esquema, el color rojo representa las zonas del disco en las que la sobrecarga es máxima. Del mismo modo, el azul oscuro corresponde a las de menor tensión.
2. Los **valores absolutos** correspondientes a las medias de las tensiones en MPa en cada intervalo se representan mediante un diagrama lineal; en la misma figura se puede observar también un diagrama de barras correspondiente a la distribución porcentual de los nodos en los diferentes intervalos en cada ensayo. Esta forma de presentación de los datos nos da una idea general de cómo se distribuyen las cargas a lo largo de todo el disco.
3. **Vídeos:** También se generaron vídeos de cada una de las simulaciones, en los que puede observarse el comportamiento de las tensiones en los discos, así como su evolución durante la realización del movimiento estudiado.

2.1. Resultados de evaluar la tensión en los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral normal sana

2.1.1. Resultados en el disco L3-L4 (columna normal)

2.1.1.1. Flexión

En la tabla 10 se resumen los valores absolutos de la media, valor máximo, desviación estándar y límites del intervalo central. Igualmente se puede apreciar como la zona del disco que recibe la mayor sobrecarga durante el movimiento de flexión es la más anterior (Fig. 45).

En la representación de la distribución de nodos durante el movimiento de flexión (Fig. 46) se puede ver que el mayor porcentaje de nodos se aglutina en los intervalos que sufren menores tensiones. Esto indica que la sobrecarga no se distribuye uniformemente por el disco, y que las zonas más sobrecargadas son las que menos nodos comprenden y, por tanto, las de superficie más reducida. Este hallazgo se repetirá, en mayor o menor medida, en todos los ensayos.

Tabla 10: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de flexión.

Media	0,609148619
Desviación estándar	0,498118855
Límite Inf. IC	0,037872314
Límite Sup. IC	1,980042901
Valor Máx.	2,26778452

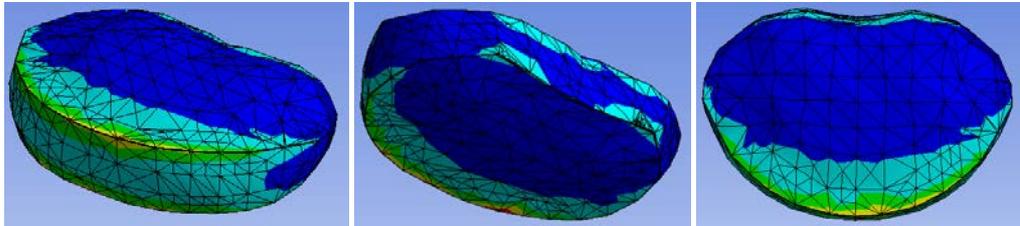


Figura 45: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de flexión.

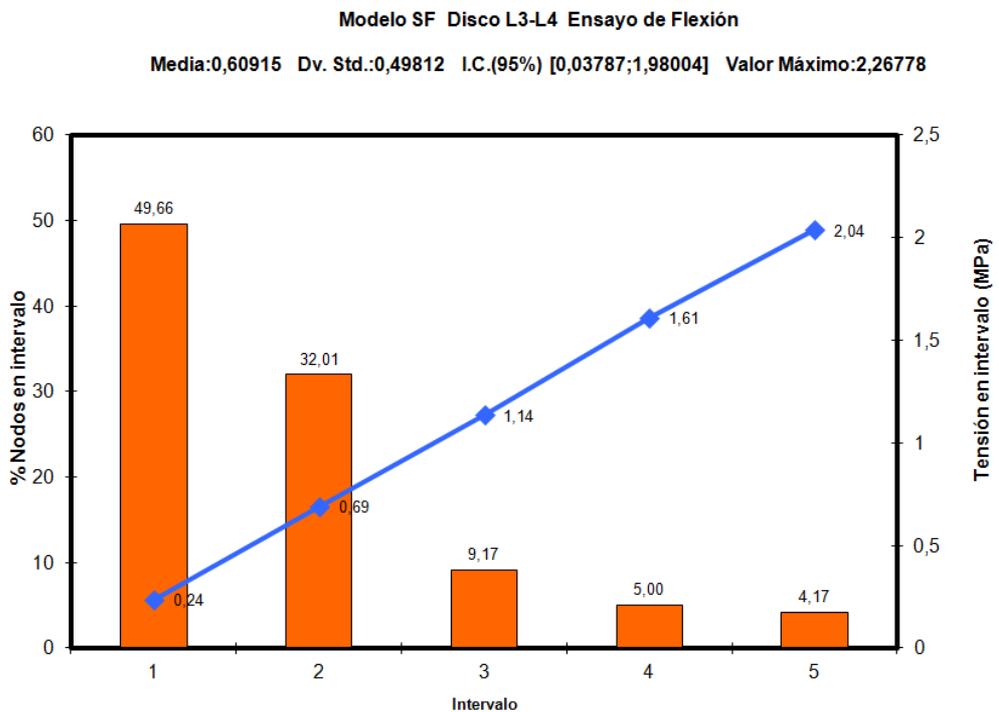


Figura 46: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de flexión en el disco superior.

2.1.1.2. Extensión

Tabla 11: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de extensión.

Media	0,56001055
Desviación estándar	0,463627147
Límite Inf. IC	0,028538449
Límite Sup. IC	1,865693934
Valor Máx.	2,117041254

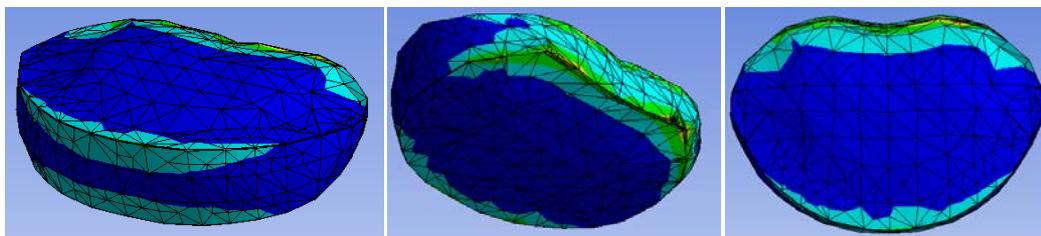


Figura 47: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de extensión.

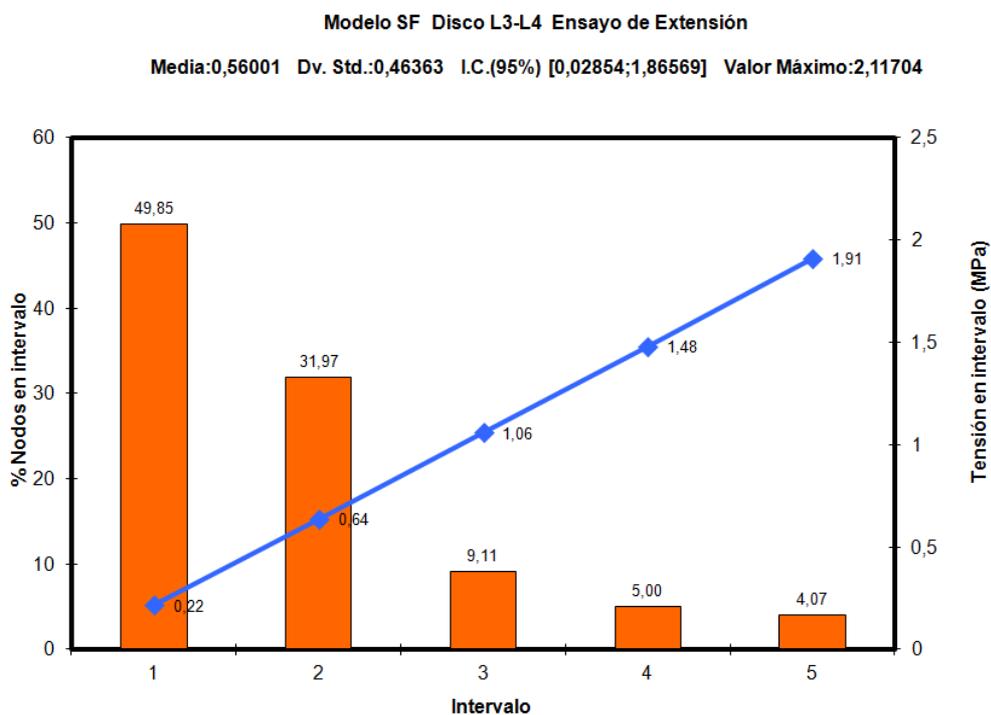


Figura 48: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de extensión en el disco superior.

En el ensayo de extensión se obtuvieron valores inferiores tanto en la media, en el valor máximo, como en los límites superior e inferior del intervalo central (tabla 11). La zona más sobrecargada pasó a ser la región posterior del disco. En la gráfica de valores absolutos (Fig. 48) observamos una distribución porcentual de los nodos bastante similar al ensayo de flexión.

2.1.1.3. Torsión

Tabla 12: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de torsión.

Media	0,619307754
Desviación estándar	0,501406267
Límite Inf. IC	0,043136904
Límite Sup. IC	2,032739519
Valor Máx.	2,293735103

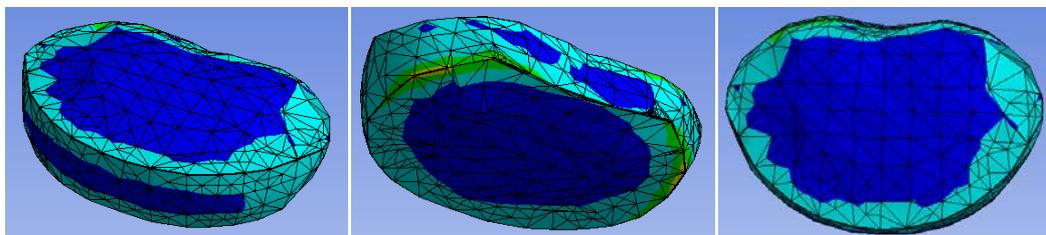


Figura 49: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de torsión.

De la misma forma se sometió el modelo a un momento de torsión de 10 Nm. Los resultados obtenidos se representan a continuación mediante la tabla de datos (tabla 12) y distribución gráfica de tensiones (Fig. 49), así como mediante la figura de valores absolutos (Fig. 50).

Así, podemos observar que las sobrecargas durante el movimiento de torsión son mayores a las producidas durante la flexión. Igualmente los límites del intervalo central en que se encuentran el 95% de los valores son superiores a los de los ensayos previos. La mayor sobrecarga del disco se reparte por toda la periferia de éste, fundamentalmente en sus dos regiones laterales.

En la representación de los valores absolutos (Fig. 50) se puede observar una distribución de nodos prácticamente superponible a los ensayos anteriores, es decir, aunque el disco sufre más sobrecarga, la cantidad de disco afectada por dichos incrementos de tensiones es similar.

Modelo SF Disco L3-L4 Ensayo de Torsión

Media:0,61931 Dv. Std.:0,50141 I.C.(95%) [0,04314;2,03274] Valor Máximo:2,29374

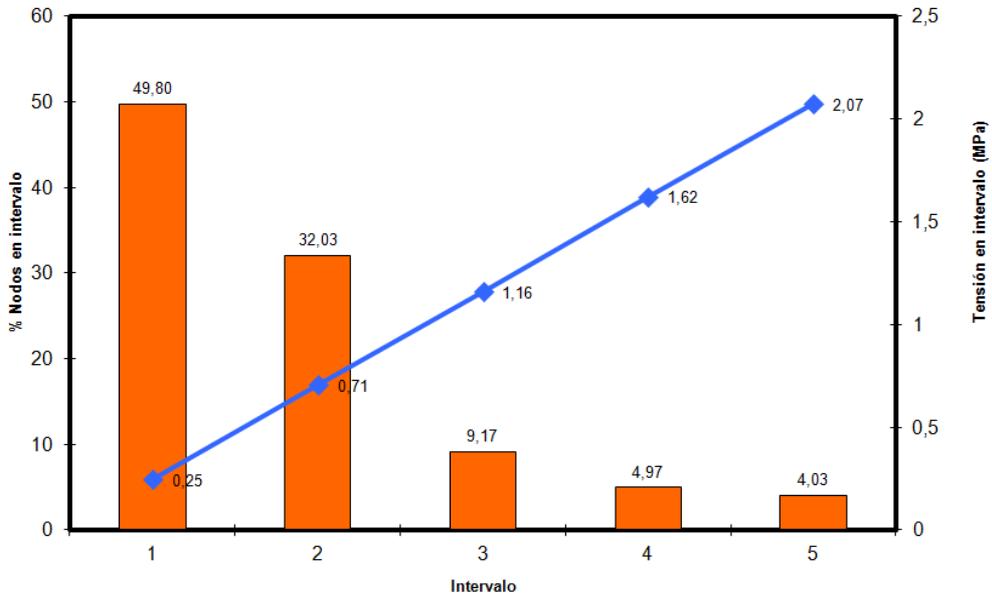


Figura 50: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de torsión en el disco superior.

2.1.1.4. *Inclinación lateral*

Tabla 13: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de inclinación lateral.

Media	0,628026672
Desviación estándar	0,506264201
Límite Inf. IC	0,045021035
Límite Sup. IC	2,041926329
Valor Máx.	2,346106058

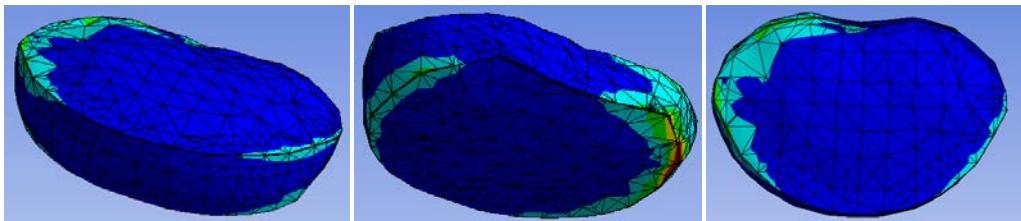


Figura 51: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior de la columna sana en el ensayo de inclinación lateral.

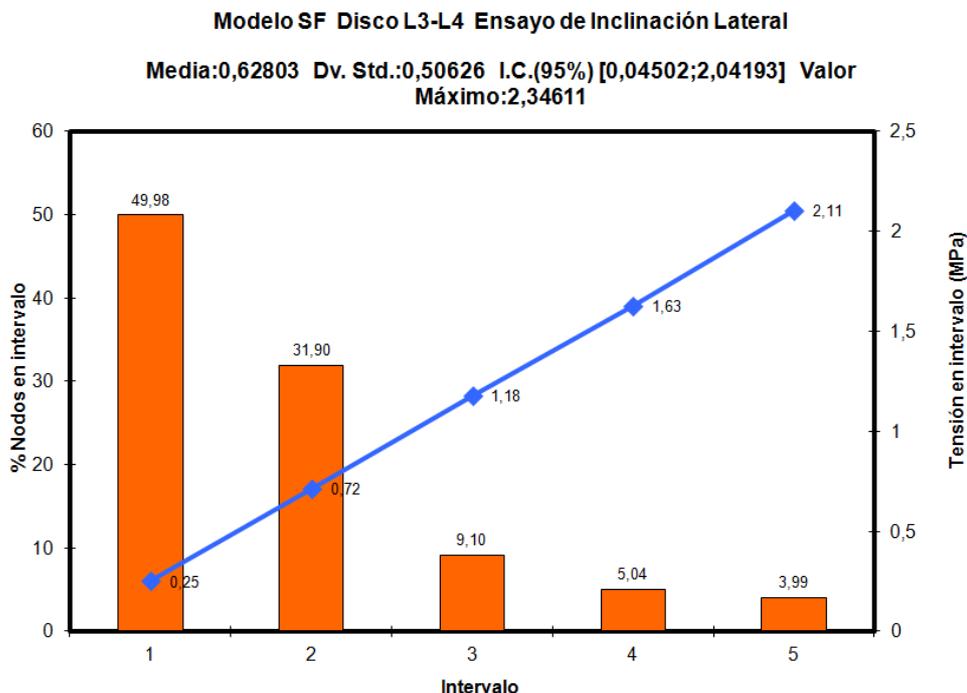


Figura 52: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de inclinación lateral en el disco superior.

Del mismo modo se procedió a la aplicación de la fuerza de inclinación lateral en el sistema. Al tratarse de un modelo simétrico, la dirección hacia la que se realiza la inclinación no variará los resultados, como veremos a continuación en los modelos artrodesados a consecuencia de la resección de estructuras y la presencia o no de instrumentación y hueso de fusión intertransversas.

En este caso se puso de manifiesto una sobrecarga aún mayor que en los ensayos previos, obteniéndose los mayores valores, tanto de media, como valor máximo como límites del intervalo central (tabla 13). El disco sufre una sobrecarga cuantitativamente mayor, que se aglutina en la región lateral del disco hacia la cual se produce la inclinación, y fundamentalmente sobre el borde más caudal de la misma (Fig. 51).

La distribución porcentual de los nodos cambia parcialmente, de forma que podemos observar una mayor concentración en los intervalos de menores tensiones (Fig. 52).

2.1.2. Resultados en el disco L5-S1 (columna normal)

2.1.2.1. Flexión

Como ocurría en el disco L3-L4, la zona más sobrecargada del disco es la región anterior. En este caso, observamos un mayor acúmulo de tensiones en su borde anteroinferior (Fig. 53).

En la distribución porcentual de nodos, se observa cómo la mayor cantidad de disco está sometida a las menores presiones, así casi el 88% de los nodos se encuentran repartidos en los tres primeros intervalos (Fig. 54).

Tabla 14: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de flexión.

Media	0,626640683
Desviación estándar	0,439312687
Límite Inf. IC	0,086633698
Límite Sup. IC	1,833947354
Valor Máx.	1,906031745

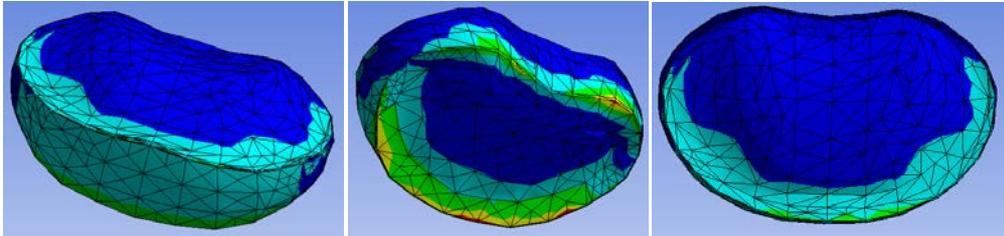


Figura 53: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de flexión.

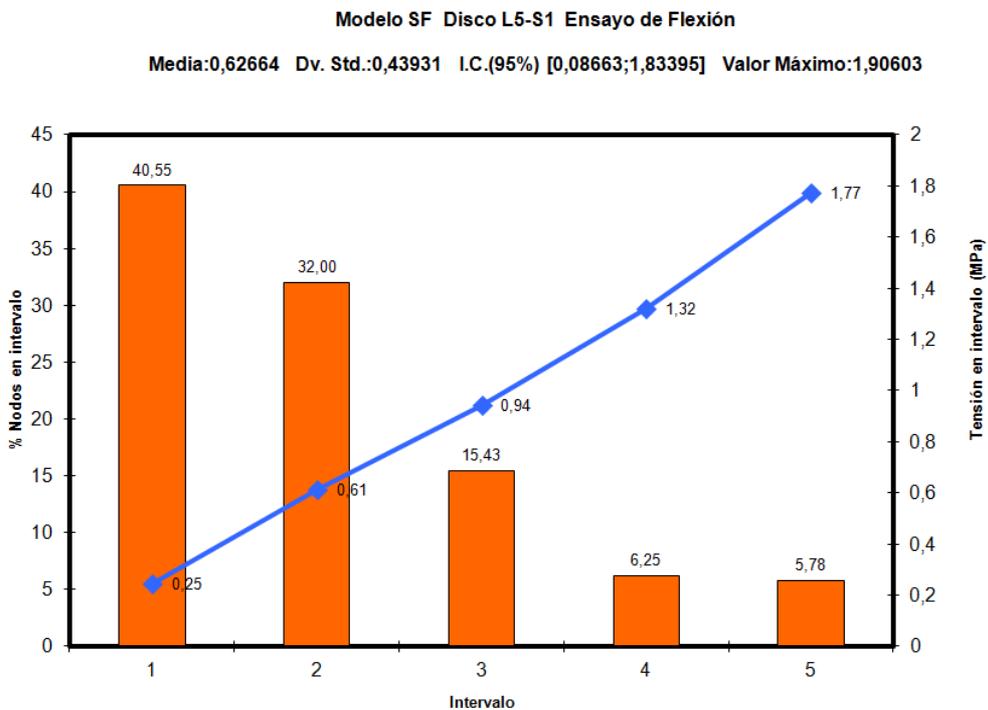


Figura 54: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de flexión en el disco inferior.

2.1.2.2. Extensión

Tabla 15: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de extensión.

Media	0,572783095
Desviación estándar	0,427137867
Límite Inf. IC	0,041585564
Límite Sup. IC	1,74458809
Valor Máx.	1,823002001

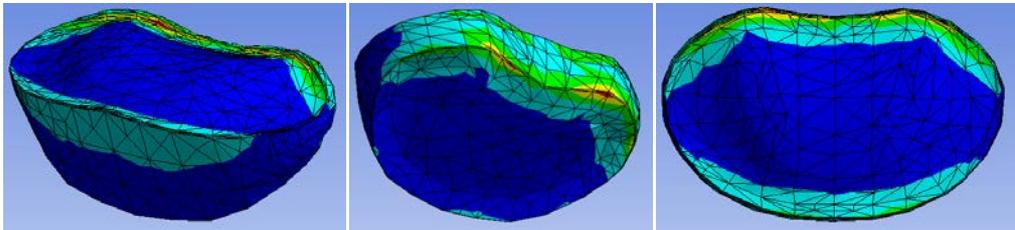


Figura 55: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de extensión.

En la tabla 15 y la figura 55 se representan los resultados obtenidos en el disco inferior tras someter la columna sana al ensayo de extensión. En este caso nuevamente la región más afectada del disco es la posterior, tanto en su borde craneal como caudal.

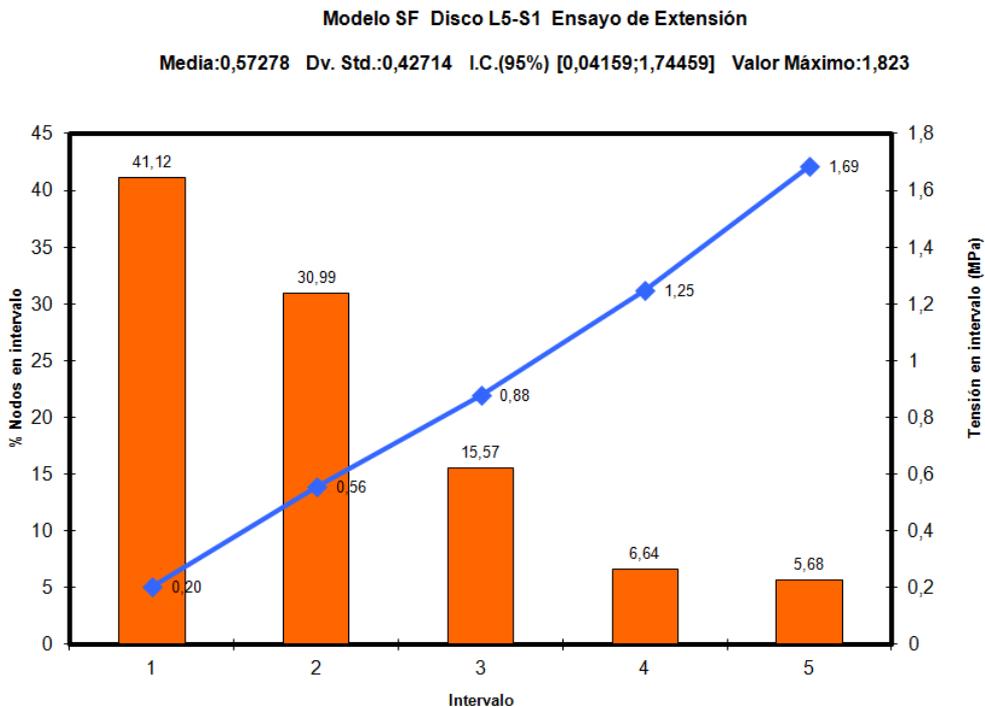


Figura 56: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de extensión en el disco inferior.

Durante la extensión volvemos a encontrar valores inferiores al ensayo de flexión, tanto en cuanto a la media, como al máximo o a los límites del intervalo central.

El diagrama de barras es similar al ensayo previo, aunque en este caso aumenta ligeramente el porcentaje de nodos que se encuentran en los intervalos de tensiones medias, la cantidad de disco afectada por la tensión máxima (intervalo 5) es mayor durante la flexión (Fig. 56).

2.1.2.3. Torsión

Los resultados obtenidos en este ensayo se exponen en tabla 16 y la figura 57. Nuevamente las zonas más afectadas del disco son las laterales, en su porción más craneal y caudal.

Igualmente, los valores obtenidos son mayores tanto al ensayo de flexión como al de extensión, tal como ya se objetivó en el disco L3-L4. Así, tanto la media, como el máximo y los límites del intervalo central, que nos dan idea de la situación del 95% de los datos, son superiores a los obtenidos en los ensayos previos sobre L5-S1.

Tabla 16: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de torsión.

Media	0,643381445
Desviación estándar	0,443122643
Límite Inf. IC	0,101299295
Límite Sup. IC	1,855491908
Valor Máx.	1,95469398

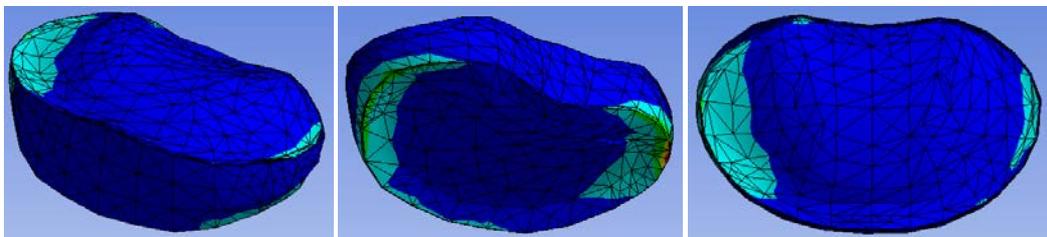


Figura 57: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de torsión.

La distribución del diagrama de barras muestra un mayor agrupamiento de los nodos en los dos primeros intervalos, al igual que en los anteriores ensayos (Fig. 58).

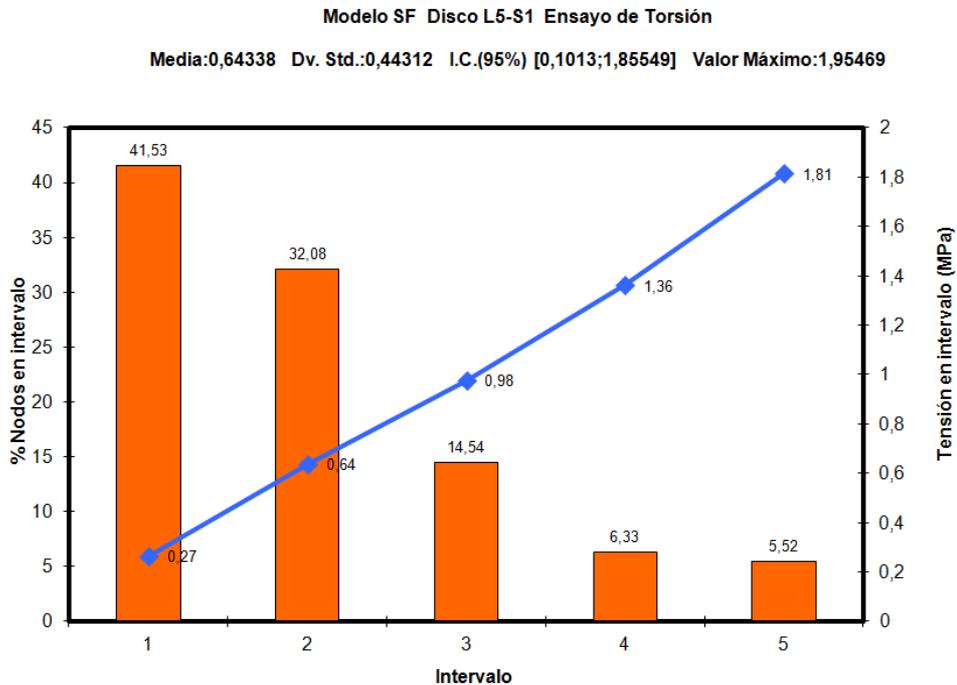


Figura 58: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de torsión en el disco inferior.

2.1.2.4. *Inclinación lateral*

Los resultados obtenidos durante la inclinación lateral mostraron una media superior a la obtenida durante la torsión, aunque el valor máximo resultó menor. El límite inferior del intervalo central fue mayor al obtenido en la torsión, no así el límite superior. En cualquier caso se encontraban por encima de los obtenidos en flexión y extensión.

Tabla 17: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de inclinación lateral.

Media	0,658537594
Desviación estándar	0,433850195
Límite Inf. IC	0,123026757
Límite Sup. IC	1,85218817
Valor Máx.	1,93281753

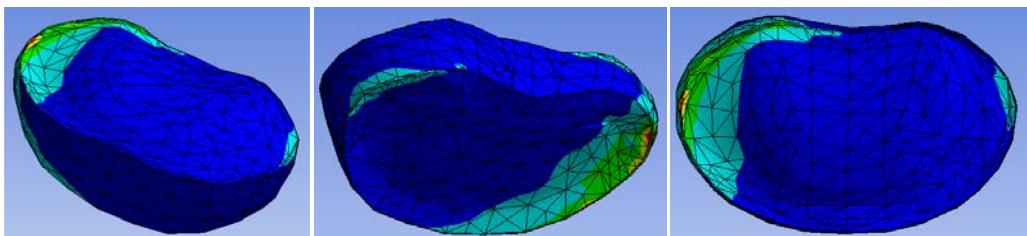


Figura 59: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior de la columna sana en el ensayo de inclinación lateral.

Modelo SF Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral

Media:0,65854 Dv. Std.:0,43385 I.C.(95%) [0,12303;1,85219] Valor Máximo:1,93282

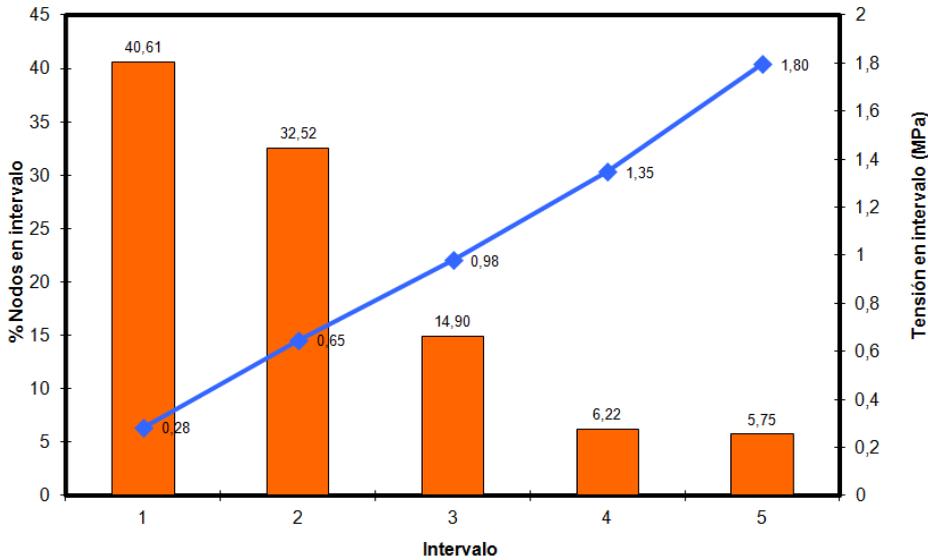


Figura 60: Representación de los valores absolutos en la columna normal en el ensayo de inclinación lateral en el disco inferior.

La zona más sobrecargada del disco se observa en la figura 59 y es la región más lateral del disco, hacia la cual se realiza la inclinación de la columna.

Las medias en los distintos intervalos resultan mayores salvo en 4 y 5 en los que se ven superadas por los obtenidos durante la torsión, aunque el porcentaje de nodos sometido a la máxima tensión (intervalo 5) es superior durante la inclinación lateral (Fig. 60).

2.2. Resultados de evaluar la tensión en los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral con una artrodesis vertebral mediante TLIF 360° L4-L5

Este modelo fue sometido a las mismas condiciones de carga bajo idénticas condiciones de contorno a las que se sometieron los diferentes modelos anteriores. Los resultados se exponen mediante:

1. **Tabla y figura de resultados:** Al igual que en la columna normal, se crearon tablas con la media, valores límites del intervalo central, valor máximo y desviación estándar de cada ensayo, así como las representaciones gráficas en el disco mallado de la distribución de las cargas.
2. **Gráficas absolutas:** De forma idéntica a la columna sana, mediante diagrama de barras los porcentajes de nodos en cada intervalo y representación lineal de los valores absolutos de las tensiones en cada intervalo.
3. **Gráficas relativas:** En este caso se compararon los resultados hallados en cada ensayo con los de la columna normal, y se representaron en unas gráficas relativas:

- mediante **diagrama de barras** la variación porcentual del número de nodos en cada intervalo respecto al modelo de columna sana, obtenidos mediante la siguiente fórmula:

$$Inc\%Nodos_i = nodos_{e-i}\% - nodos_{s-i}\%$$

siendo:

Inc%Nodos_i = incremento porcentual de nodos en el intervalo i

Nodos_{e-i}% = porcentaje de nodos en el intervalo i en la columna “enferma” (intervenida)

Nodos_{s-i}% = porcentaje de nodos en el intervalo i en la columna sana

- mediante un **diagrama lineal** las tensiones relativas para cada intervalo, calculadas mediante la siguiente fórmula:

$$Inc\%Tensión_i = \frac{(\mu_{e-i} - \mu_{s-i})}{\mu_{s-i}} \cdot 100$$

siendo:

Inc%Tensión_i = incremento porcentual de tensiones en el intervalo i

μ_{e-i} = media de tensiones en el intervalo i de la columna “enferma”

μ_{s-i} = media de tensiones en el intervalo i de la columna sana

2.2.1. Resultados en el disco L3-L4 (columna con TLIF 360° L4-L5)

2.2.1.1. Flexión

De manera idéntica a la columna normal se sometió el modelo artrodesado a la aplicación de un momento de flexión de 10 Nm. Los resultados obtenidos se exponen en la tabla 18 y la figura 62.

La mayor sobrecarga se obtiene en la región más anterior del disco, fundamentalmente en sus bordes craneal y caudal (Fig. 61).

Observamos unos valores superiores a los obtenidos en el apartado anterior de forma general, y esto se manifiesta claramente cuando comparamos los hallazgos a los obtenidos en la columna normal mediante la gráfica relativa (Fig. 63). Así se objetiva un aumento porcentual de tensiones respecto al modelo sano que oscila entre un 17,33% y un 15,44% en función del intervalo.

Tabla 18: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de flexión.

Media	0,718129951
Desviación estándar	0,581727955
Límite Inf. IC	0,046540059
Límite Sup. IC	2,318390097
Valor Máx.	2,667791207

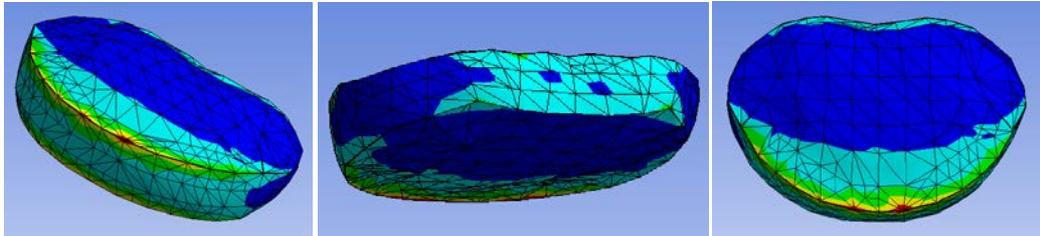


Figura 61: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de flexión.

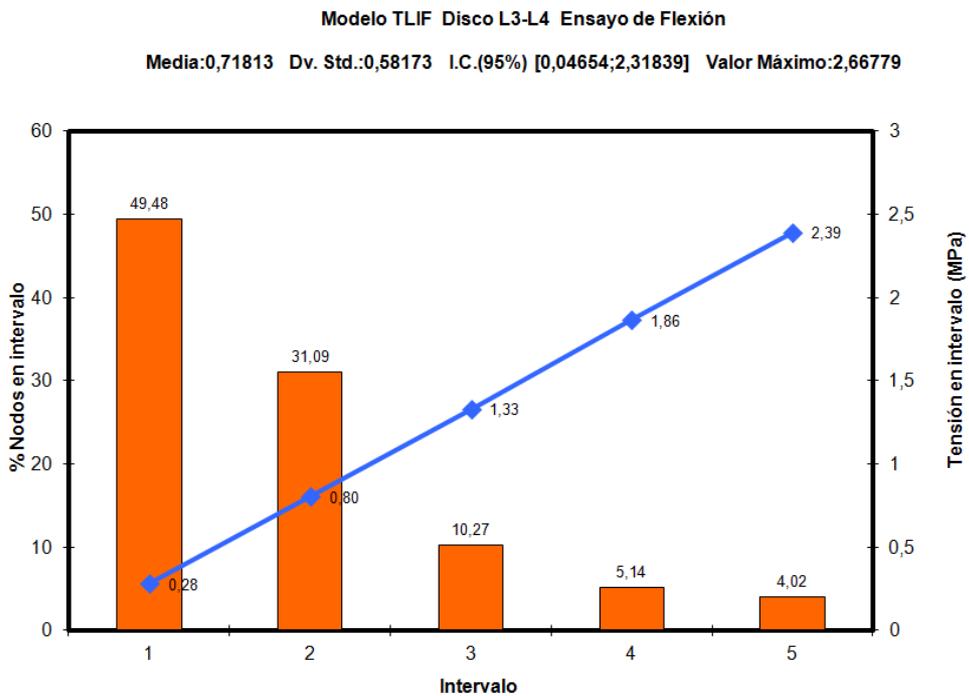


Figura 62: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de flexión en el disco superior.

Modelo TLIF Disco L3-L4 Ensayo de Flexión

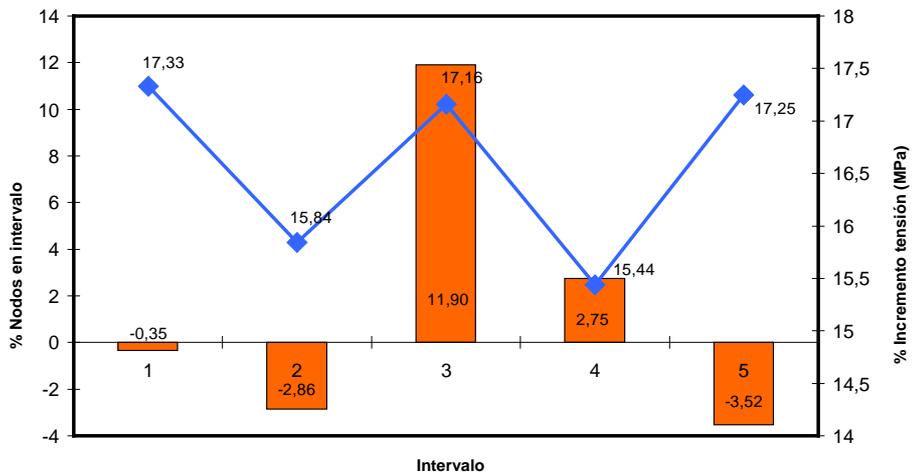


Figura 63: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de flexión en el disco superior.

2.2.1.2. Extensión

Los resultados obtenidos en el ensayo de extensión se muestran en la tabla 19 y figura 65.

Tabla 19: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de extensión.

Media	0,655608498
Desviación estándar	0,537438325
Límite Inf. IC	0,037374075
Límite Sup. IC	2,152113419
Valor Máx.	2,464294019

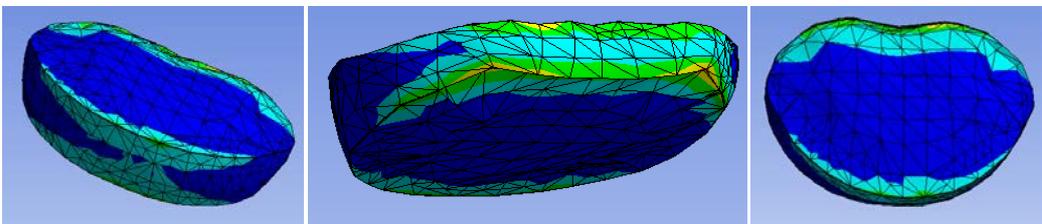


Figura 64: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de extensión.

Tanto la media como el valor máximo y los límites del intervalo central resultaron inferiores a los obtenidos durante la flexión, de forma que la media resulta inferior en todos los intervalos, aunque la distribución porcentual de los nodos es muy similar.

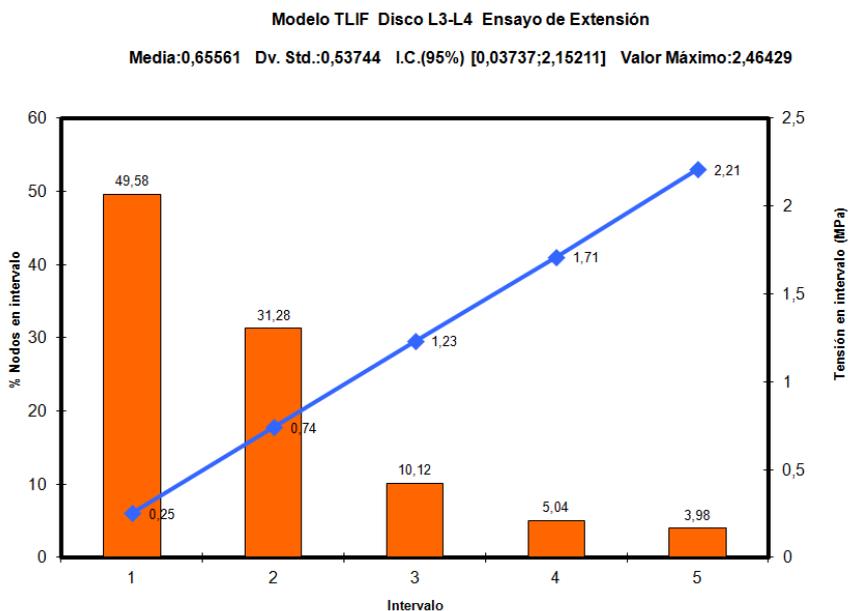


Figura 65: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de extensión en el disco superior.

Si nos fijamos en la distribución gráfica, nuevamente vemos que la zona que sufre mayores tensiones es la región posterior del disco (Fig. 64).

En cuanto a la gráfica relativa (Fig. 66), los hallazgos son similares al ensayo anterior: los nodos aumentan en el intervalo central, para mantenerse prácticamente inalterados en los restantes intervalos. Igualmente las medias muestran un aumento claro respecto a la columna normal, aunque siempre inferior al obtenido durante la flexión.

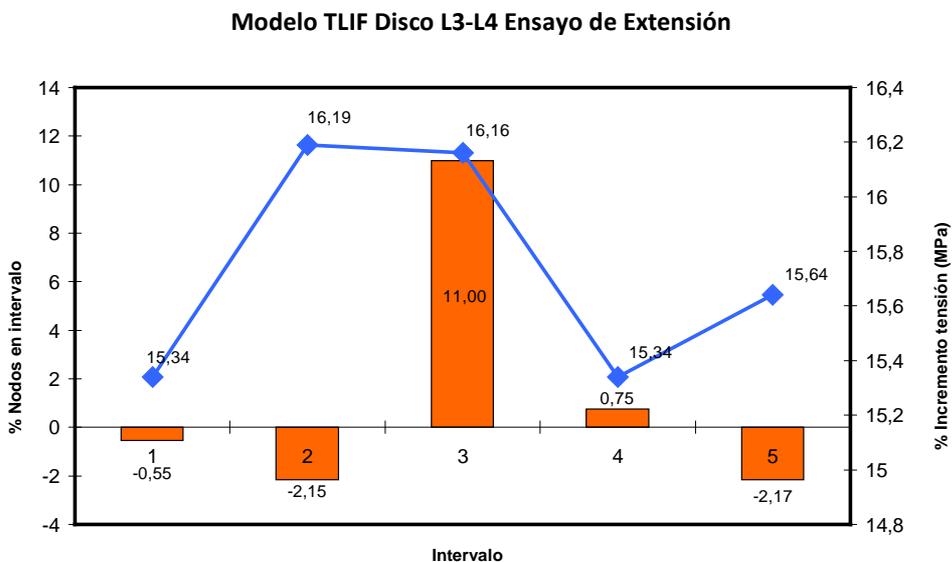


Figura 66: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de extensión en el disco superior.

2.2.1.3. Torsión

Tabla 20: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de torsión.

Media	0,791499074
Desviación estándar	0,632666769
Límite Inf. IC	0,056082815
Límite Sup. IC	2,572206114
Valor Máx.	2,825208251

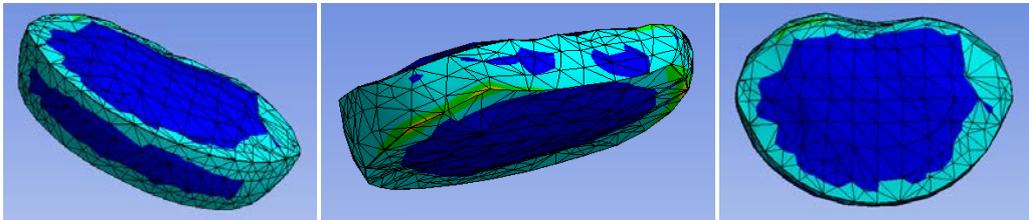


Figura 67: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de torsión.

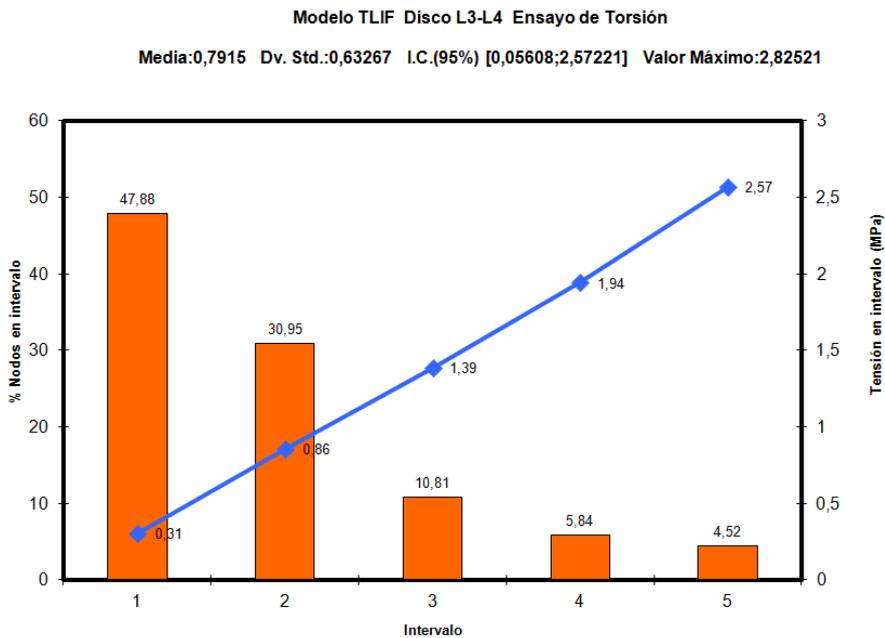


Figura 68: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de torsión en el disco superior.

La torsión solicita más al disco por los que se obtuvieron valores claramente superiores a los obtenidos en la flexión y extensión, de manera que aumentaron todos los parámetros estudiados (tabla 20). En este caso, además se produjo una redistribución evidente de los nodos en los intervalos, aumentando el porcentaje en los intervalos 3, 4 y 5, así como sus medias (Fig. 68). Disminuye la cantidad de disco que soporta menos carga, aumentando la que soporta la carga media y máxima.

Modelo TLIF Disco L3-L4 Ensayo de Torsión

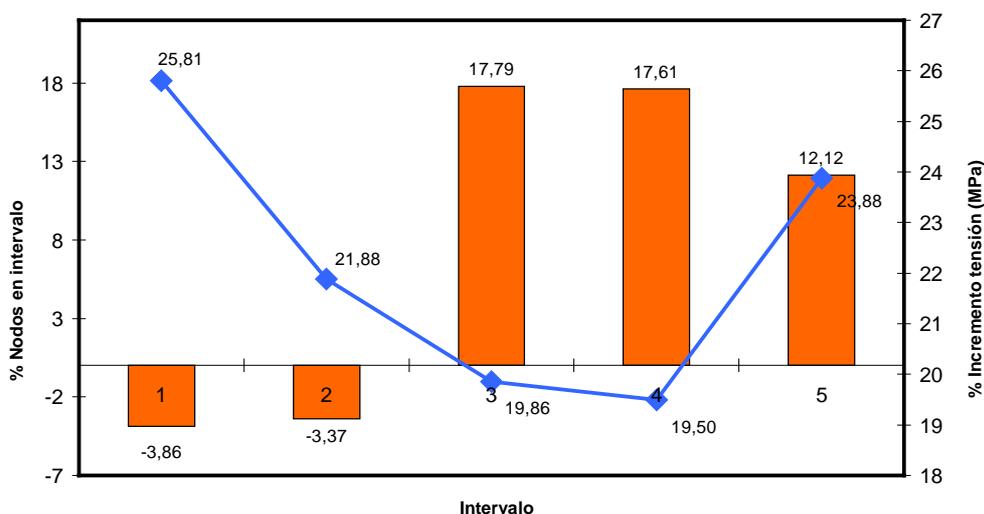


Figura 69: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de torsión en el disco superior.

En cuanto a la distribución gráfica, se puede observar que la localización del máximo estrés se sitúa en las zonas laterales del disco, sobre todo en su cara más caudal (Fig. 67).

Cuando comparamos estos hallazgos con la columna normal (Fig. 69), vemos un incremento porcentual, a nivel tensional, con una distribución en campana invertida, siendo superiores en los dos extremos, lo que supone mayores tensiones tanto en la zona de menor como de mayor sobrecarga, en torno al 25%. En cuanto al incremento de porcentaje de nodos por intervalo, estos se hacen evidentes en los de mayores sobrecargas (3, 4 y 5) rondando el 15%. Existe por tanto más cantidad de disco que soporta mayores tensiones y estas superiores a la columna normal (19-24%).

2.2.1.4. *Inclinación lateral 1*

De manera idéntica a la columna normal se sometió el modelo artrodesado a la aplicación de un momento de inclinación lateral de 10 Nm.

A diferencia de la columna sana, no se trata de un modelo simétrico, existiendo diferencias anatómicas propias del abordaje quirúrgico que repercuten, aunque mínimamente, en la distribución de las tensiones según la dirección de la misma. Por lo tanto denominaremos inclinación lateral 1 cuando esta se realiza hacia el mismo lado del abordaje quirúrgico e inclinación lateral 2 cuando se realiza en sentido opuesto.

Los resultados obtenidos se exponen en la tabla 21 y figura 71. Durante la inclinación lateral, los valores encontrados fueron similares a los del ensayo de torsión. Así, aunque la media resultó inferior, el valor máximo es bastante superior.

La zona de disco más afectada se concentra en la región lateral hacia la cual se produce la inclinación, fundamentalmente en su borde más caudal (Fig. 70).

Tabla 21: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Media	0,78630823
Desviación estándar	0,633735573
Límite Inf. IC	0,05252902
Límite Sup. IC	2,575607817
Valor Máx.	2,958889074

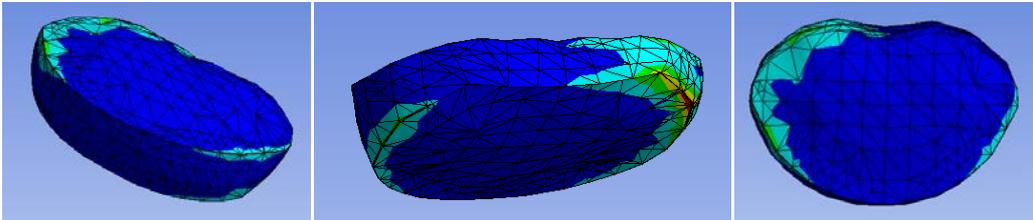


Figura 70: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

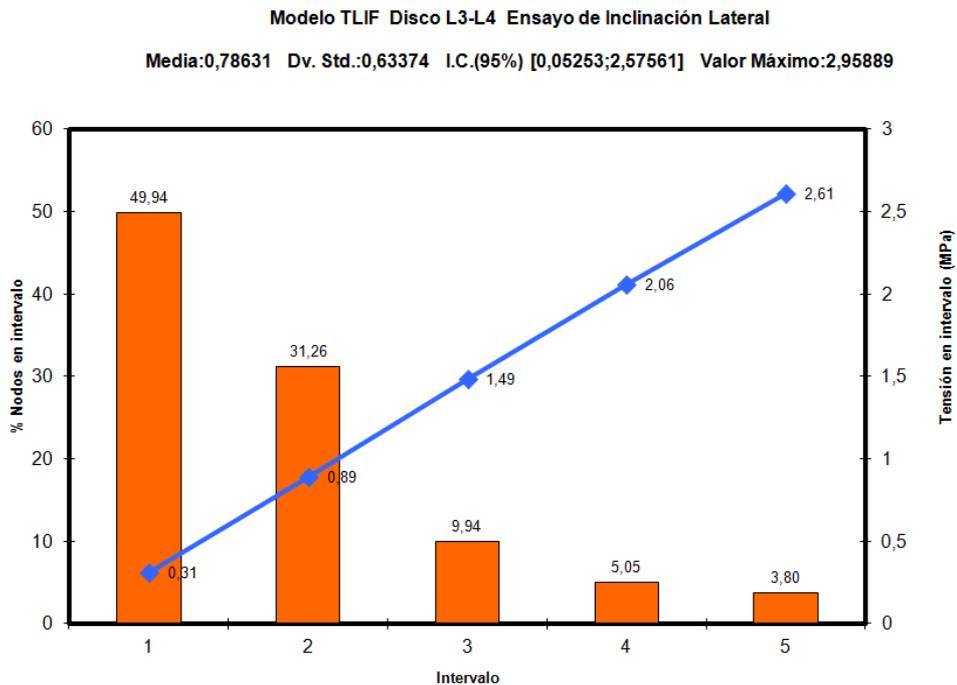


Figura 71: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco superior.

Cuando comparamos con la columna normal, nos encontramos una distribución de nodos similar, produciéndose la mayor variación (aumento) en el intervalo 3 (valores medios), originando una curva tensional inversa al ensayo precedente, con el mayor incremento tensional en los intervalos centrales (2, 3 y 4) (Fig. 72).

Modelo TLIF Disco L3-L4 Ensayo de Inclinación Lateral 1

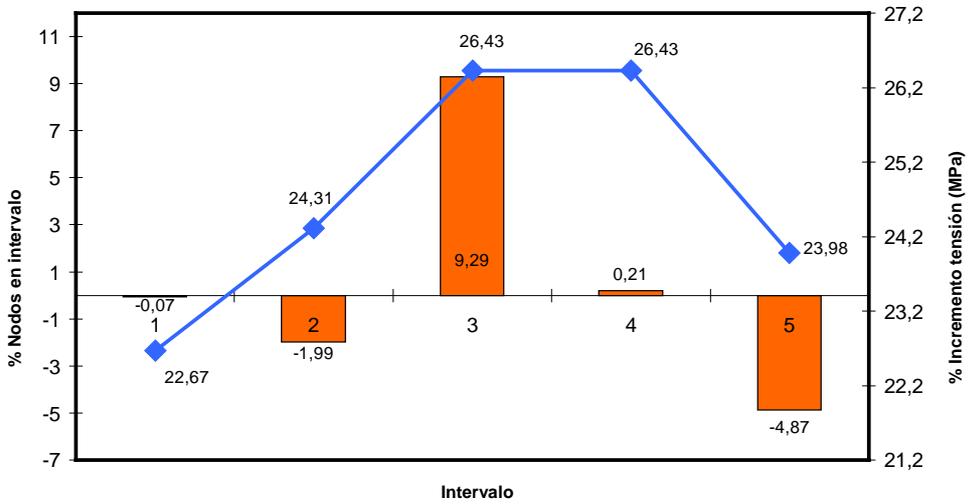


Figura 72: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco superior.

2.2.1.5. Inclinación lateral 2

Tabla 21: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Media	0,772168680
Desviación estándar	0,622342102
Límite Inf. IC	0,051504127
Límite Sup. IC	2,526874203
Valor Máx.	2,907688074

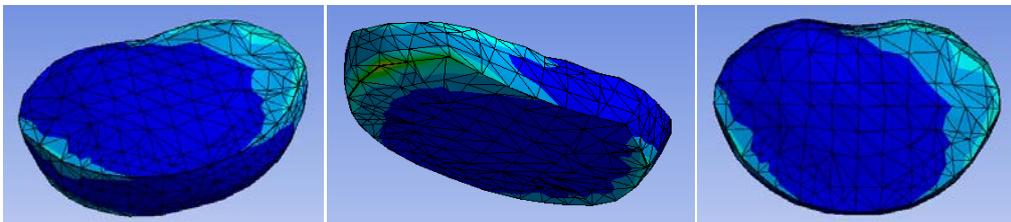


Figura 73: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Los resultados encontrados durante la inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) apenas difieren de la inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) (tabla 21), ya que con la instrumentación bilateral y la masa de fusión intertransversas, solo la ausencia de apófisis articulares resecaadas en el abordaje quirúrgico las diferencia, originando cambios mínimos en torno a un 2% en la media de tensiones por intervalo como se ve en la gráfica relativa entre ambas con respecto a la columna normal (Fig. 75).

Modelo TLIF Disco L3-L4 Ensayo de Inclinción Lateral 2

Media:0,77217 Dv. Std.:0,62234 I.C.(95%) [0,0515;2,52687] Valor Máximo:2,90769

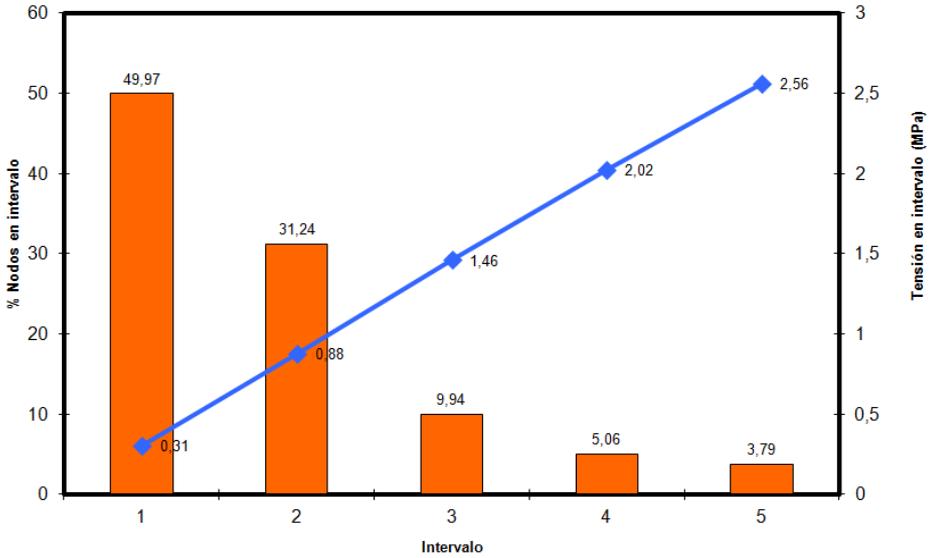


Figura 74: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco superior.

Modelo TLIF Disco L3-L4 Ensayo de Inclinción Lateral 2

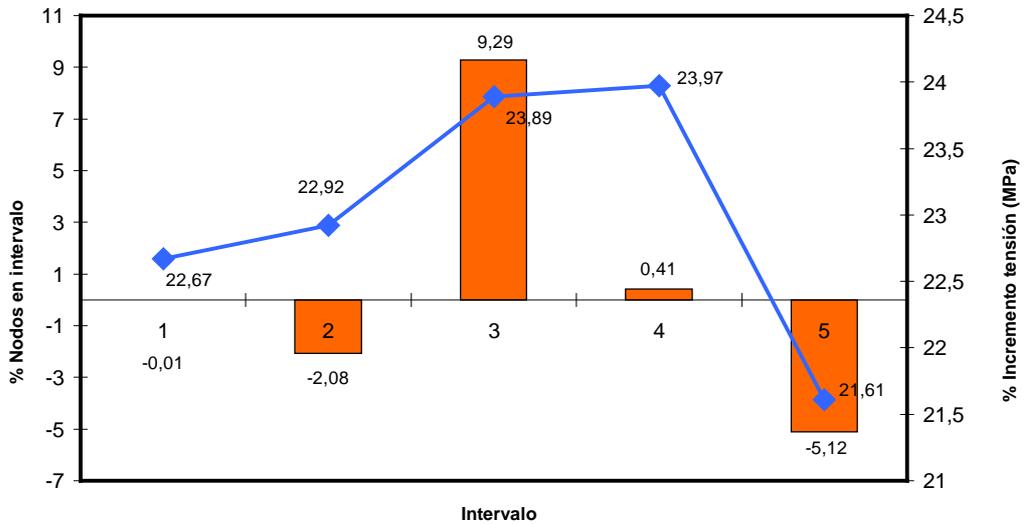


Figura 75: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco superior.

2.2.2. Resultados en el disco L5-S1 (columna con TLIF 360° L4-L5)

2.2.2.1. Flexión

Los resultados obtenidos en el modelo TLIF 360° durante el ensayo de flexión en el disco L5-S1 se exponen en la tabla 22 y la figura 77.

Tabla 22: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de flexión.

Media	0,72457094
Desviación estándar	0,491196013
Límite Inf. IC	0,106407892
Límite Sup. IC	2,020817552
Valor Máx.	2,192443653

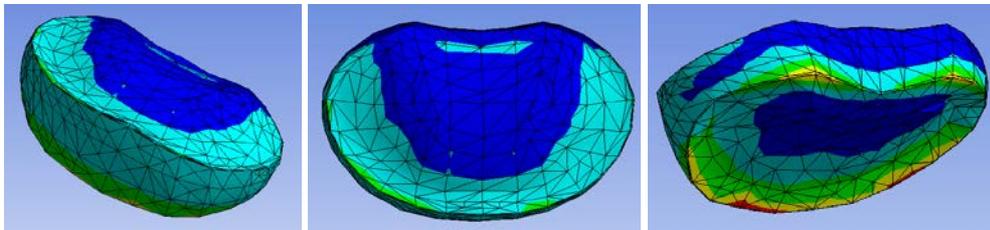


Figura 76: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de flexión.

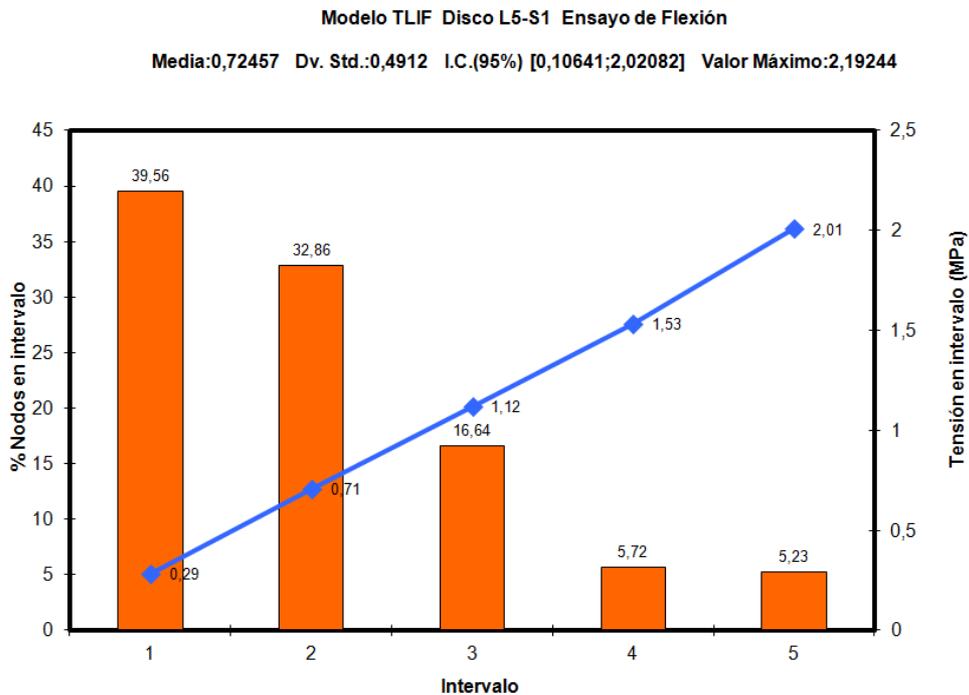


Figura 77: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de flexión en el disco inferior.

La distribución de los nodos en los distintos intervalos es similar a las obtenidas previamente, agrupándose la mayoría en los grupos de menores tensiones. La región anterior del disco resulta ser la que recibe mayores cargas, como en los demás ensayos de flexión (Fig. 76).

En la gráfica comparativa (Fig. 78), sí existen diferencias, produciéndose un aumento de nodos fundamentalmente en los intervalos de valores bajos y medios, con un pico tensional de casi un 19% superior a la columna normal.

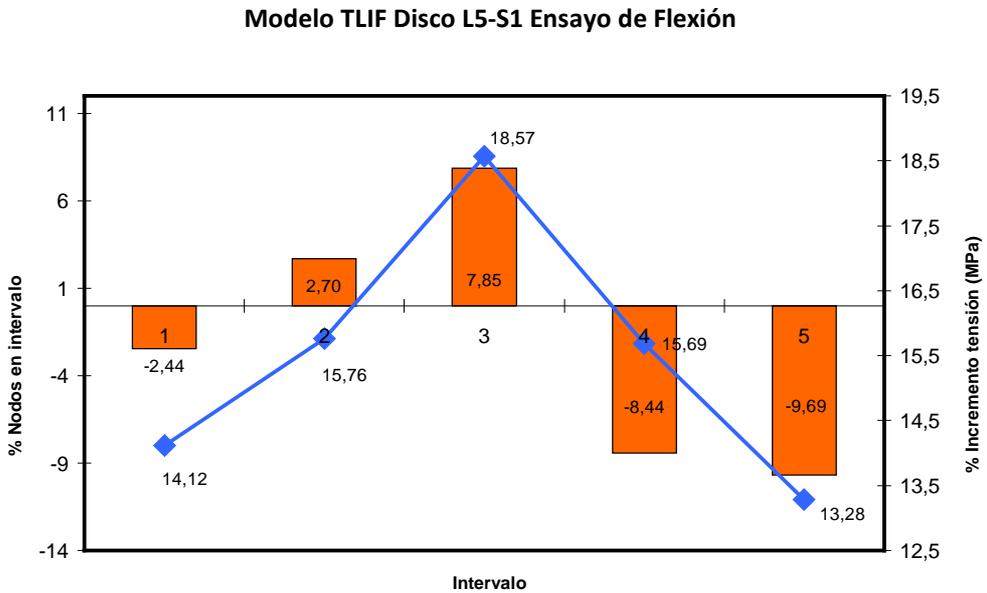


Figura 78: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de flexión en el disco inferior.

2.2.2.2. Extensión

Tabla 23: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de flexión.

Media	0,676075779
Desviación estándar	0,501029965
Límite Inf. IC	0,056305801
Límite Sup. IC	1,902913671
Valor Máx.	2,044572495

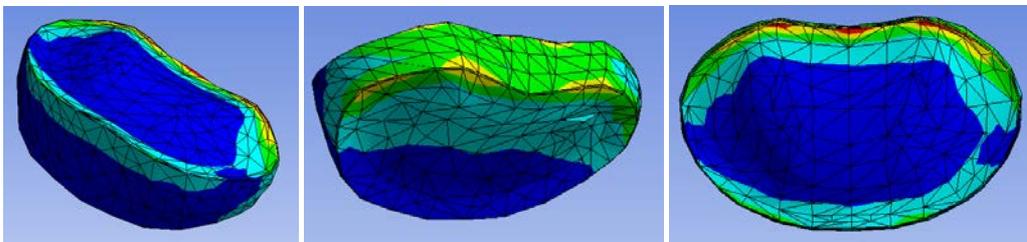


Figura 79: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de extensión.

La extensión volvió a ser el ensayo más “benigno” para el disco, de forma que todos los valores fueron inferiores al ensayo de flexión.

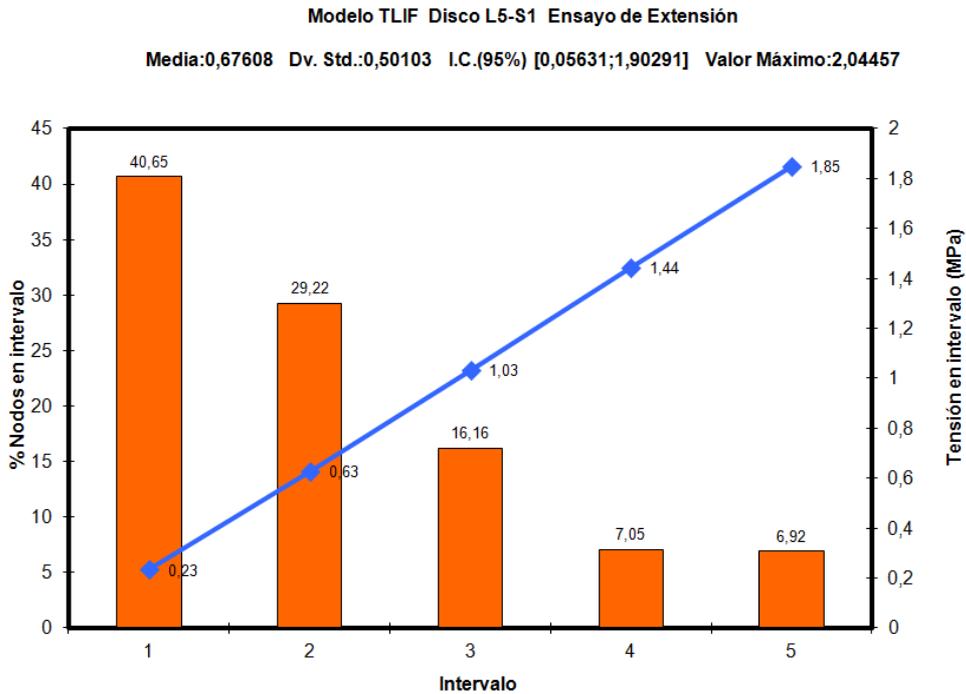


Figura 80: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de extensión en el disco inferior.

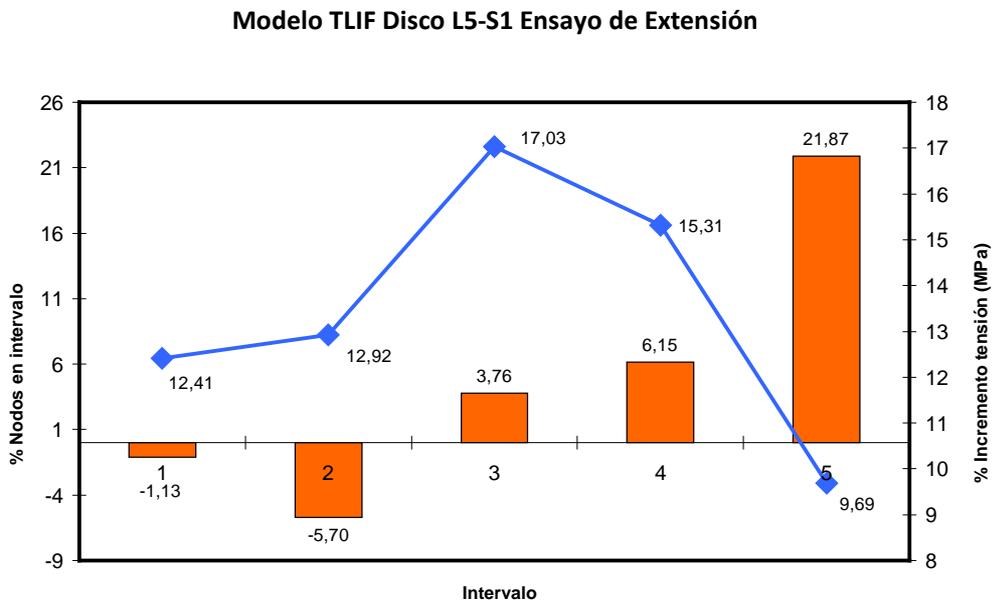


Figura 81: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de extensión en el disco inferior.

Sin embargo, aunque las medias de los distintos intervalos fueron igualmente inferiores, el porcentaje de nodos fue superior en los grupos de mayores tensiones, de forma que el disco sufrió menos, pero una mayor cantidad de él se vio sometida a mayores sobrecargas (siendo además la región posterior del disco) (Fig. 79).

Este mismo hecho se constata en la gráfica relativa, de tal forma que el porcentaje de nodos aumenta con respecto a la columna normal en los últimos intervalos (3, 4 y 5) (Fig. 81), aunque la proporción en la que aumentan las tensiones es en cualquier caso inferior a la obtenida durante la flexión.

2.2.2.3. Torsión

Tabla 24: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de torsión.

Media	0,754682651
Desviación estándar	0,515622199
Límite Inf. IC	0,099441227
Límite Sup. IC	2,107233086
Valor Máx.	2,402868288

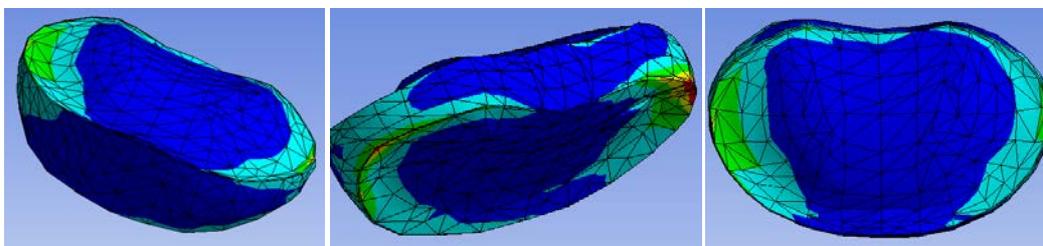


Figura 82: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de torsión.

Como viene repitiéndose en este tipo de ensayos, tanto la media, desviación estándar, como el valor máximo, fueron claramente superiores a los obtenidos previamente en el disco L5-S1 (tabla 24). Las medias de los diferentes intervalos fueron claramente superiores, aunque la mayoría de los nodos se agruparon en los primeros grupos (Fig. 83): las sobrecargas fueron mayores, aunque se concentraron en una región menor del disco, las zonas laterales.

Las variaciones respecto a la columna normal fueron llamativas, produciéndose un incremento de tensiones continuo por los diferentes intervalos, que pasa del 13% a casi un 26%, para decaer en el grupo de mayores tensiones, en torno al 16% (Fig. 84).

Modelo TLIF Disco L5-S1 Ensayo de Torsión

Media:0,75468 Dv. Std.:0,51562 I.C.(95%) [0,09944;2,10723] Valor Máximo:2,40287

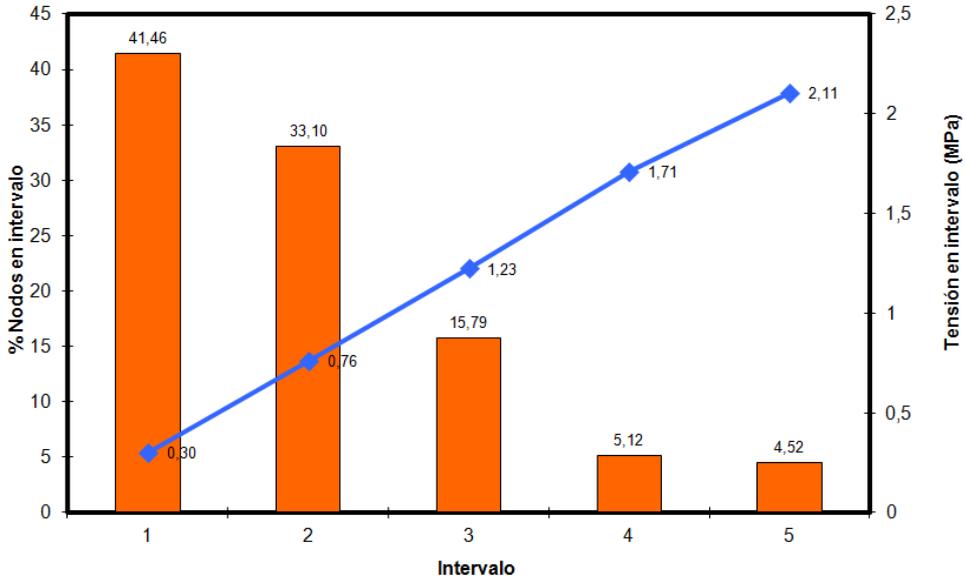


Figura 83: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de torsión en el disco inferior.

Modelo TLIF Disco L5-S1 Ensayo de Torsión

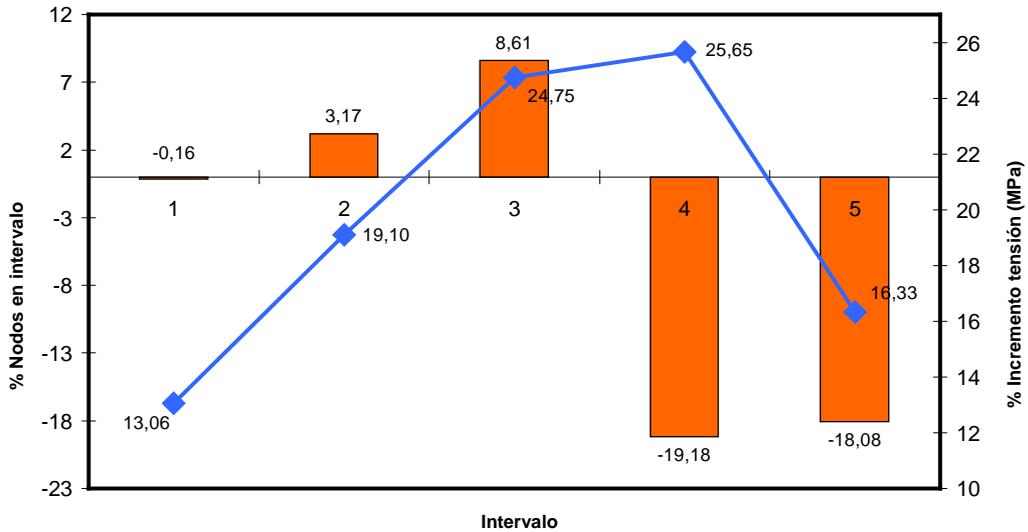


Figura 84: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF con respecto a la columna normal en el ensayo de torsión en el disco inferior.

2.2.2.4. Inclinación lateral 1

Los hallazgos obtenidos durante este ensayo se muestran en la tabla 25 y figura 86.

Tabla 25: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Media	0,796180435
Desviación estándar	0,501938485
Límite Inf. IC	0,154547892
Límite Sup. IC	2,113070671
Valor Máx.	2,41160243

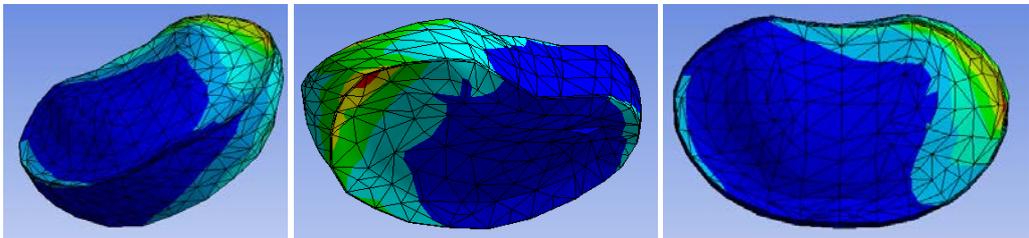


Figura 85: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Modelo TLIF Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 1

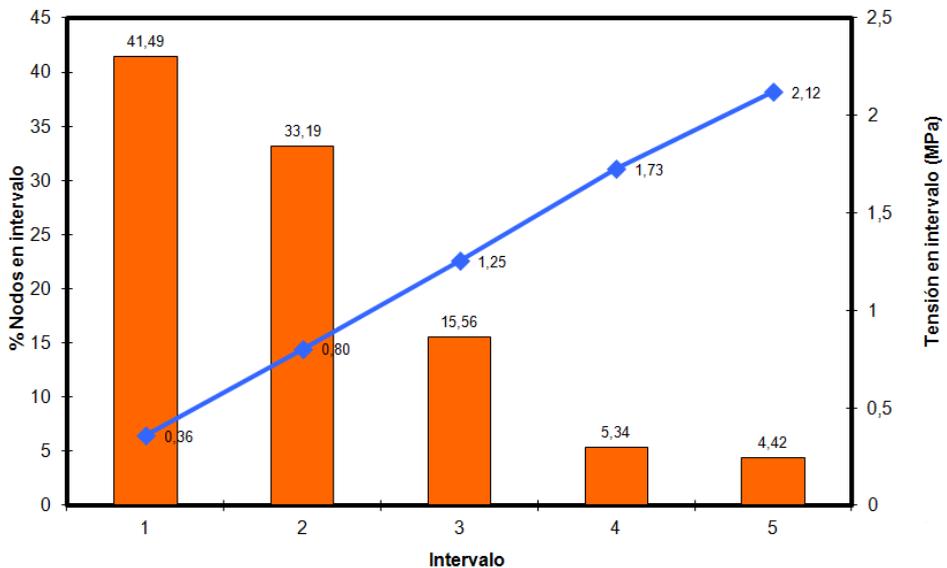


Figura 86: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

Podemos ver de nuevo cifras altas, siendo los hallazgos en cuanto a valores absolutos prácticamente superponibles a los obtenidos durante la torsión.

Sin embargo en la gráfica relativa sí aparecen diferencias, disminuyendo el porcentaje de nodos por intervalo a medida que aumentan las tensiones, siendo más significativo en los grupos 4 y 5 de mayores sobrecargas. No aparecen tantas diferencias en cuanto a los incrementos de las tensiones, siendo máximas en los grupos 3 y 4 para decaer en el 5, tal como ocurrió en el caso anterior que se corresponde con la región más lateral del disco (Fig. 87).

Modelo TLIF Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 1

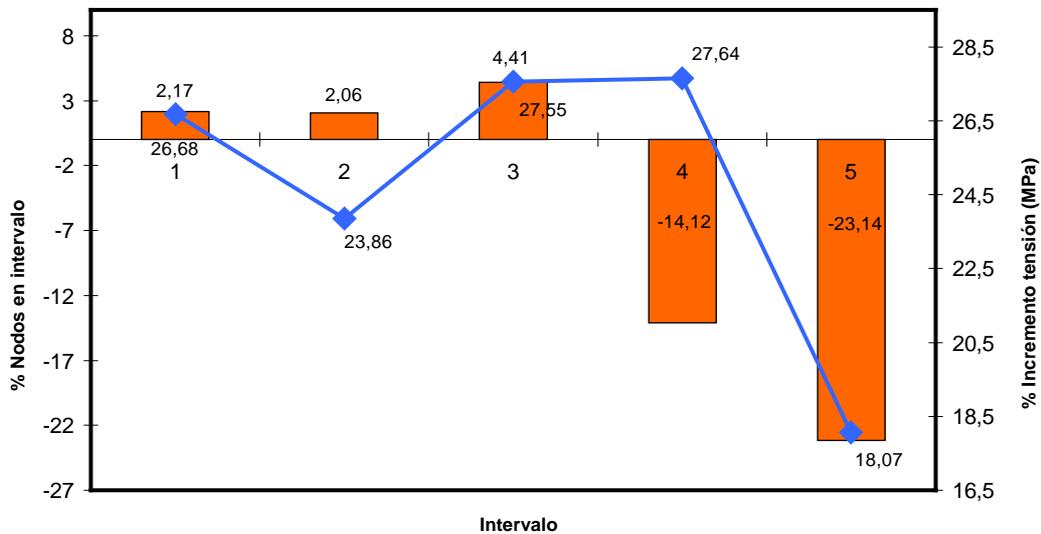


Figura 87: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

2.2.2.5. Inclinación lateral 2

Los hallazgos obtenidos durante este ensayo se muestran en la tabla 26 y figura 89.

Tabla 26: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Media	0,792207814
Desviación estándar	0,49942169
Límite Inf. IC	0,153717801
Límite Sup. IC	2,101385573
Valor Máx.	2,400711802

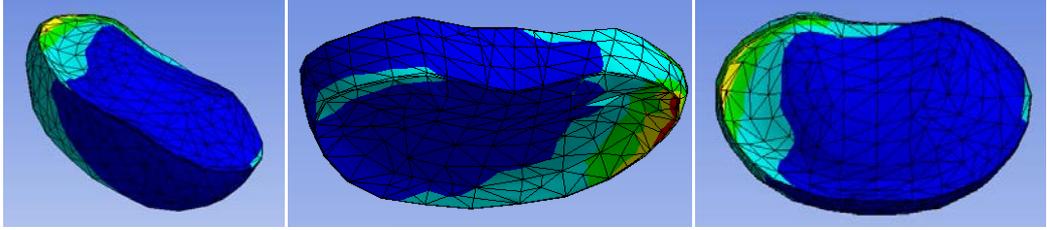


Figura 88: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Al igual que ocurre en el disco superior, ambas inclinaciones se comportan de manera similar, con diferencias mínimas, aún menores que en el disco superior cuando se comparan con la columna normal, siendo las zonas de tensiones máximas las que corresponden con la zona más lateral del disco hacia donde se produce la inclinación (Fig. 88).

Modelo TLIF Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 2

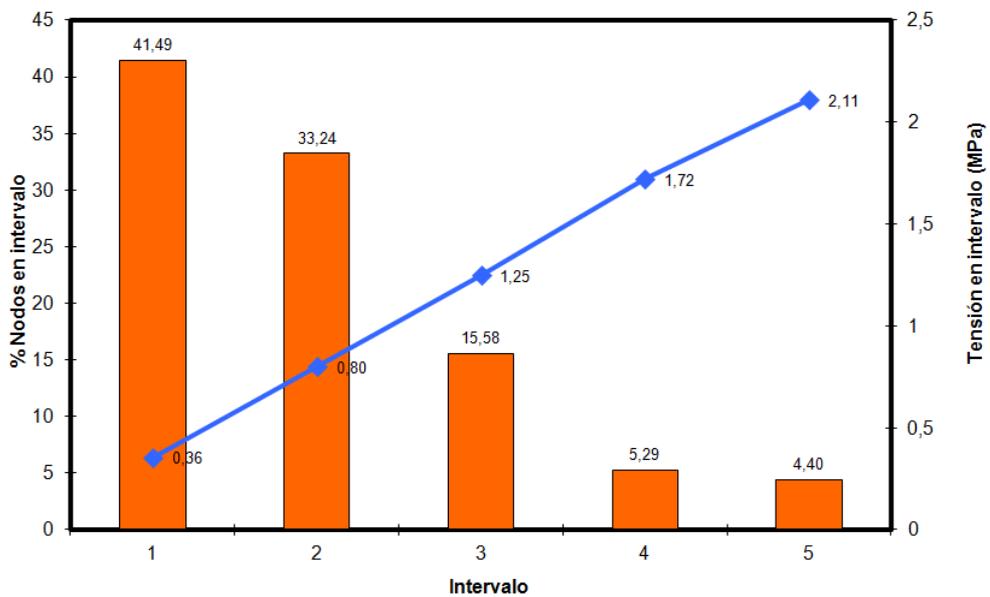


Figura 89: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF 360° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

Modelo TLIF Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 2

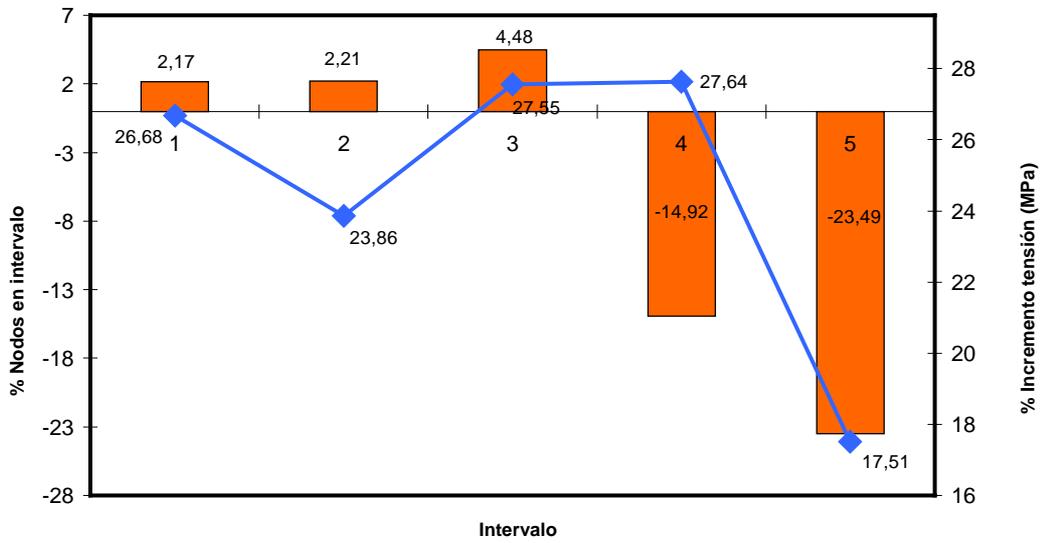


Figura 90: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 360° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

2.3. Resultados de evaluar la tensión en los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral con una artrodesis vertebral mediante TLIF 270° L4-L5

Este modelo fue sometido a las mismas condiciones de carga bajo idénticas condiciones de contorno a las que se sometieron los diferentes modelos anteriores. Los resultados se exponen mediante:

1. **Tabla y figura de resultados:** Al igual que en la columna normal, se crearon tablas con la media, valores límites del intervalo central, valor máximo y desviación estándar de cada ensayo, así como las representaciones gráficas en el disco mallado de la distribución de las cargas.
2. **Gráficas absolutas:** De forma idéntica a la columna sana, mediante diagrama de barras los porcentajes de nodos en cada intervalo y representación lineal de los valores absolutos de las tensiones en cada intervalo.
3. **Gráficas relativas:** en este caso se compararon los resultados hallados en cada ensayo con los de la columna normal, y se representaron en unas gráficas relativas:
 - mediante **diagrama de barras** la variación porcentual del número de nodos en cada intervalo respecto al modelo de columna sana, obtenidos mediante la siguiente fórmula:

$$Inc\%Nodos_i = nodos_{e-i}\% - nodos_{s-i}\%$$

siendo:

Inc%Nodos_i = incremento porcentual de nodos en el intervalo i.

Nodos_{e-i}% = porcentaje de nodos en el intervalo i en la columna “enferma” (intervenida).

Nodos_{s-i}% = porcentaje de nodos en el intervalo i en la columna sana.

- mediante un **diagrama lineal** las tensiones relativas para cada intervalo, calculadas mediante la siguiente fórmula:

$$Inc\%Tension_i = \frac{(\mu_{e-i} - \mu_{s-i})}{\mu_{s-i}} \cdot 100$$

siendo:

Inc%Tension_i = incremento porcentual de tensiones en el intervalo i.

μ_{e-i} = media de tensiones en el intervalo i de la columna “enferma”.

μ_{s-i} = media de tensiones en el intervalo i de la columna sana.

2.3.1. Resultados en el disco L3-L4 (columna con TLIF 270° L4-L5)

2.3.1.1. Flexión

De manera idéntica a la columna normal se sometió el modelo artrodesado a la aplicación de un momento de flexión de 10 Nm, igual para los restantes ensayos. Los resultados obtenidos se exponen en la tabla 27 y figuras 91 y 92.

Tabla 27: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de flexión.

Media	0,658540983
Desviación estándar	0,527434689
Límite Inf. IC	0,044525735
Límite Sup. IC	2,094751321
Valor Máx.	2,554873033

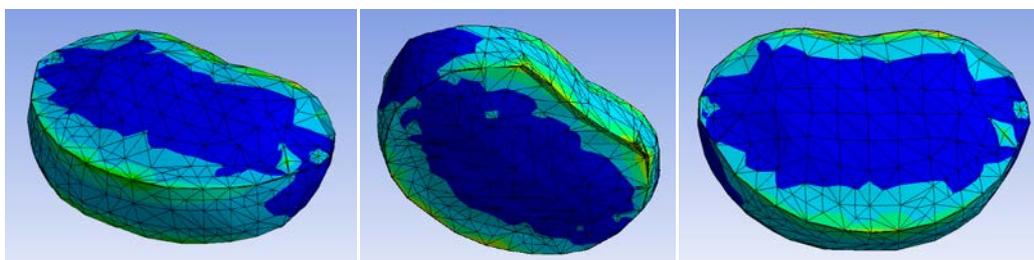


Figura 91: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de flexión.

Como se podrá observar a lo largo de la descripción de este modelo, las diferencias con artrodesis circunferencial son pequeñas, fundamentalmente en cuanto a la distribución por intervalos, en las que aumentarán el porcentaje de nodos por intervalos en los grupos de tensiones medias y disminuirá en los extremos. La media de tensiones se situará entre la columna normal y el modelo TLIF 360°.

Al igual que en los modelos precedentes la mayor sobrecarga se obtiene en la región anterior del disco, fundamentalmente en sus bordes craneal y caudal (Fig. 91).

La gráfica relativa permite observar más claramente dichos cambios, por un lado el aumento de porcentaje de nodos en los intervalos medios y descenso en el resto, así como un incremento de las tensiones medias superior al 10%, claramente inferior al modelo de artrodesis circunferencial 360° (Fig. 93). Existe más cantidad de dicho que soporta la carga media y disminuye en que soporta las mayores tensiones.

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Flexión

Media:0,65854 Dv. Std.:0,527434 I.C.(95%) [0,044525;2,094751] Valor Máximo:2,554873

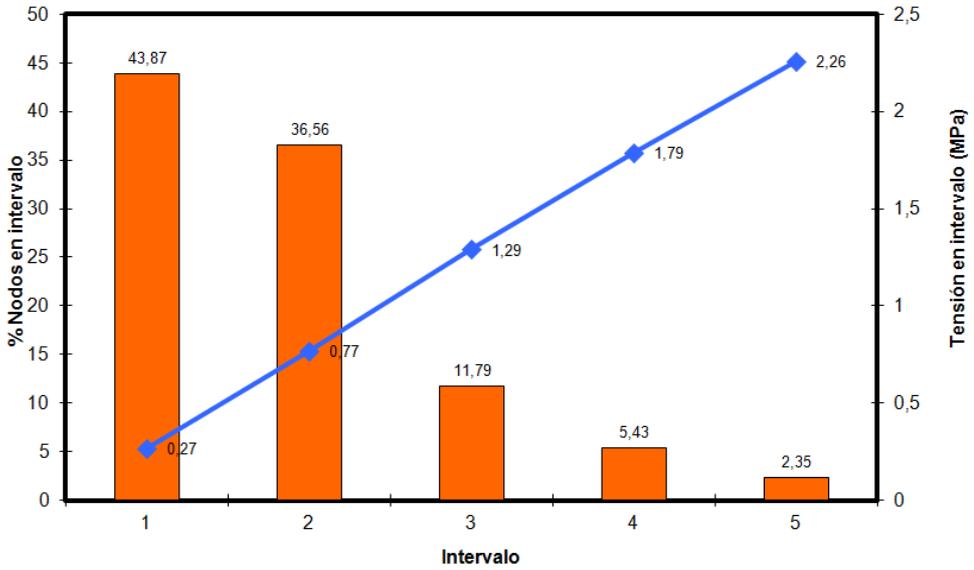


Figura 92: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de flexión en el disco superior.

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Flexión

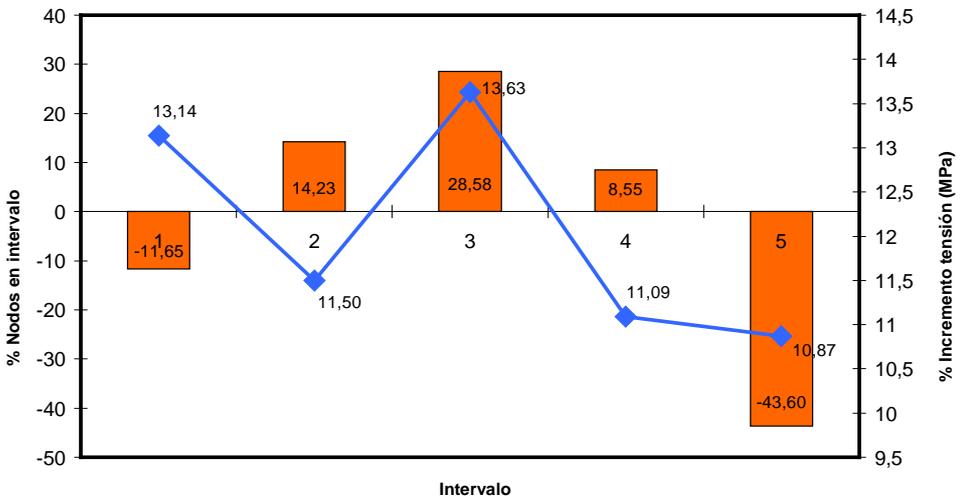


Figura 93: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF-270° con respecto a la columna normal en el ensayo de flexión en el disco superior.

2.3.1.2. Extensión

Los resultados obtenidos en el ensayo de extensión se muestran en la tabla 28 y figuras 94 y 95.

Tabla 28: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de extensión.

Media	0,679345197
Desviación estándar	0,483978720
Límite Inf. IC	0,031469674
Límite Sup. IC	1,925769321
Valor Máx.	2,325674512

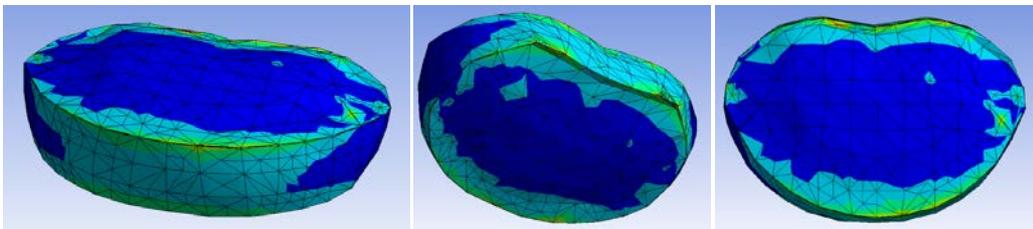


Figura 94: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de extensión.

Este ensayo sobrecarga menos el disco que el precedente, de forma que la media resulta inferior en todos los intervalos, aunque la distribución porcentual de los nodos es muy similar (Fig. 95).

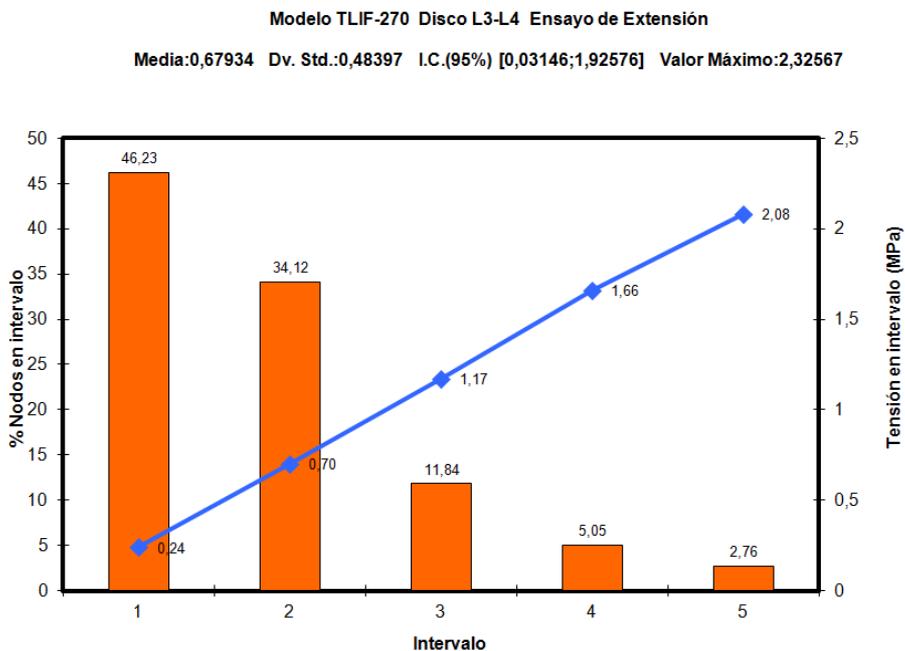


Figura 95: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de extensión en el disco superior.

La distribución gráfica mantiene las mismas características, siendo la región posterior la que sufre mayores tensiones (Fig. 94).

En cuanto a la gráfica relativa, los hallazgos son similares al ensayo anterior: los nodos aumentan en los intervalos centrales, para disminuir en los extremos. Igualmente las medias muestran un aumento claro respecto a la columna normal, aunque siempre inferior al obtenido durante la flexión (Fig. 96).

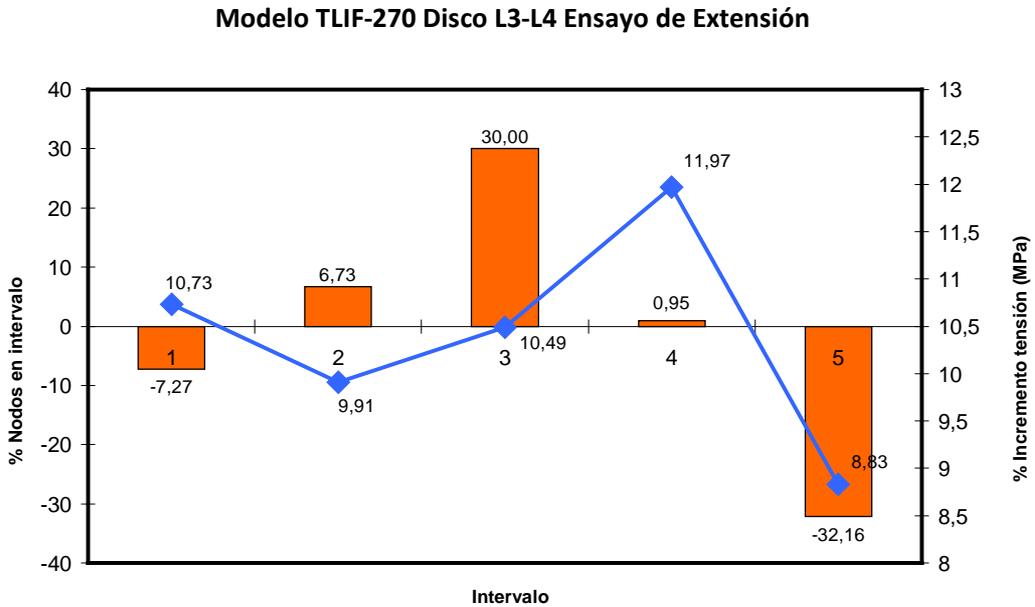


Figura 96: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF-270° con respecto a la columna normal en el ensayo de extensión en el disco superior.

2.3.1.3. Torsión

Los resultados obtenidos en el ensayo de torsión se muestran en la tabla 29 y figuras 97 y 98.

Tabla 29: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de torsión.

Media	0,683521749
Desviación estándar	0,521978324
Límite Inf. IC	0,047454221
Límite Sup. IC	2,104853279
Valor Máx.	2,613475353

Al igual que en la artrodesis circunferencial, la torsión genera grandes tensiones en el disco, con valores superiores a los obtenidos en los ensayos precedentes, aumentando todos los parámetros a estudio (Fig. 98). Además no se produjo una redistribución evidente de los nodos en los intervalos, exceptuando en el de mayor tensión con un descenso próximo al 50%. Disminuye la cantidad de disco que soporta la carga máxima, aunque

globalmente soporta unas tensiones medias próximas del 10% superior al mismo ensayo en la columna normal, distribuidas también en forma de campana invertida (Fig. 99).

En cuanto a la distribución gráfica, se puede observar que la localización del máximo estrés se sitúa en las zonas laterales del disco, sobre todo en su cara más caudal (Fig. 97).

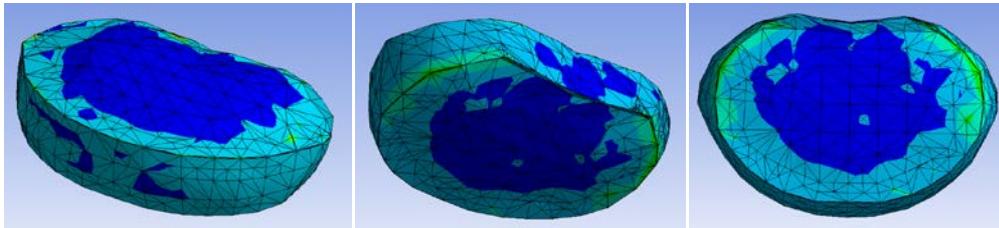


Figura 97: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de torsión.

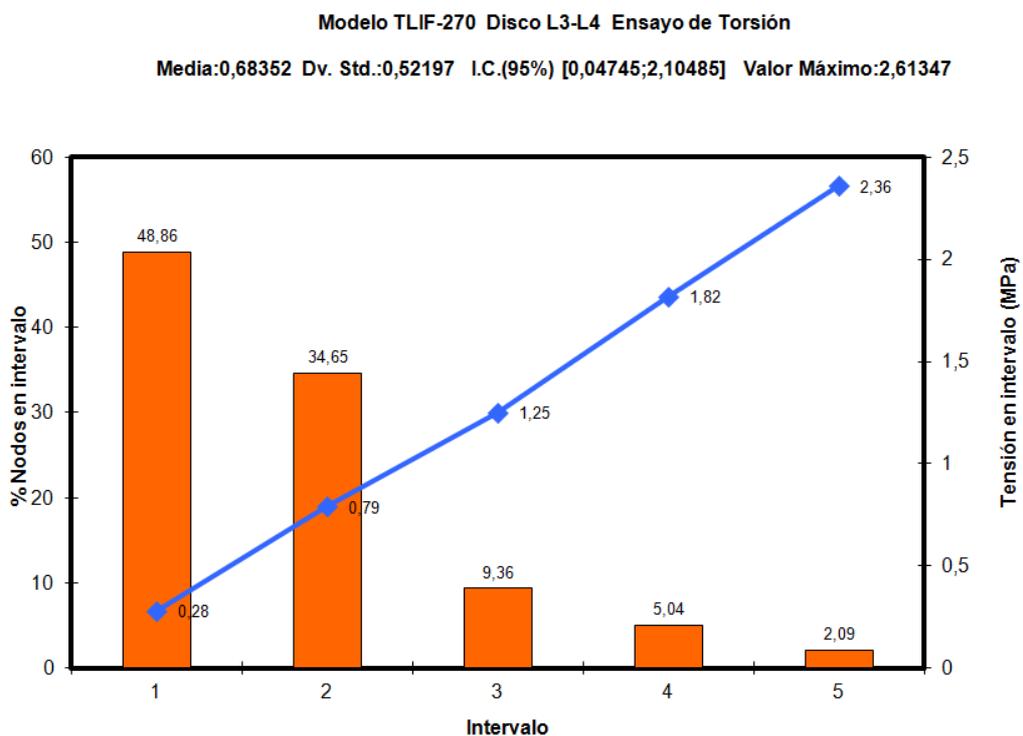


Figura 98: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de torsión en el disco superior.

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Torsión

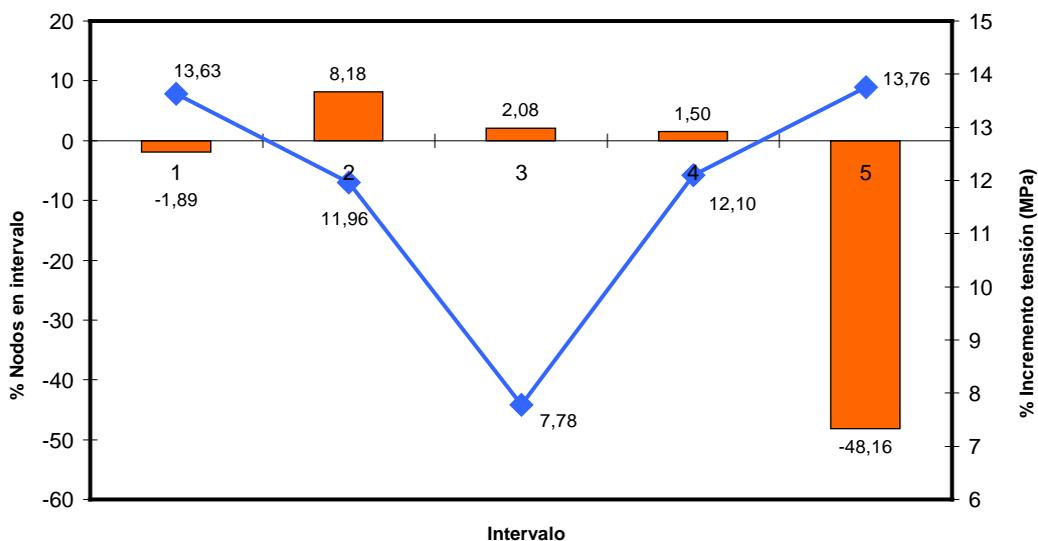


Figura 99: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270° con respecto a la columna normal en el ensayo de torsión en el disco superior.

2.3.1.4. *Inclinación lateral 1*

Al no ser un modelo simétrico, como en el modelo TLIF 360°, a diferencia de la columna sana, debemos diferenciar hacia que lado se origina la inclinación. Así pues se designa “Inclinación Lateral 1” cuando ésta se realiza hacia el mismo lado del abordaje quirúrgico, con la consecuente resección ósea y junto con la presencia de los tornillos pediculares, barra de unión y masa de fusión.

Los resultados obtenidos en el ensayo de inclinación lateral 1 se muestran en la tabla 30 y figuras 100 y 101.

Tanto la inclinación lateral como la torsión se comportan de manera semejante, originando mayores sobrecargas en el disco que la flexión/extensión.

Una vez más, la variación del porcentaje de nodos por intervalo en relación con la columna normal, mantiene la misma forma de campana, con descenso en los extremos, como podemos ver en otros ensayos. La media de tensiones, sin embargo aumenta progresivamente conforme varían los intervalos para hacerse máxima en el de mayor sobrecarga, es decir, existe mayor tensión aunque en menor cantidad de disco (Fig. 102). La zona más afectada se concentra en las regiones laterales, fundamentalmente en su borde más caudal (Fig. 100).

Tabla 30: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Media	0,700723412
Desviación estándar	0,565739711
Límite Inf. IC	0,051047681
Límite Sup. IC	2,495620726
Valor Máx.	2,833641295

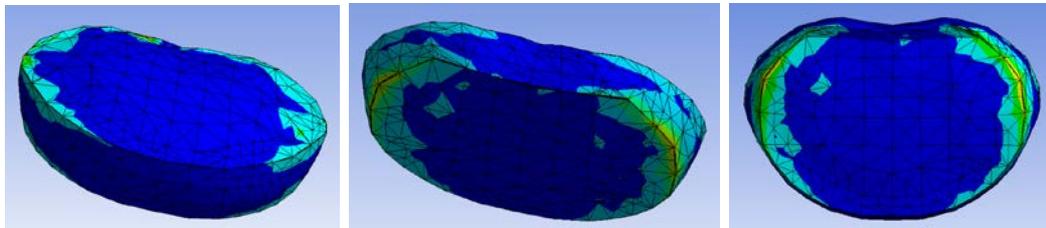


Figura 100: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Inclinación Lateral 1

Media:0,70072 Dv. Std.:0,56573 I.C.(95%) [0,05104;2,49562] Valor Máximo:2,83364

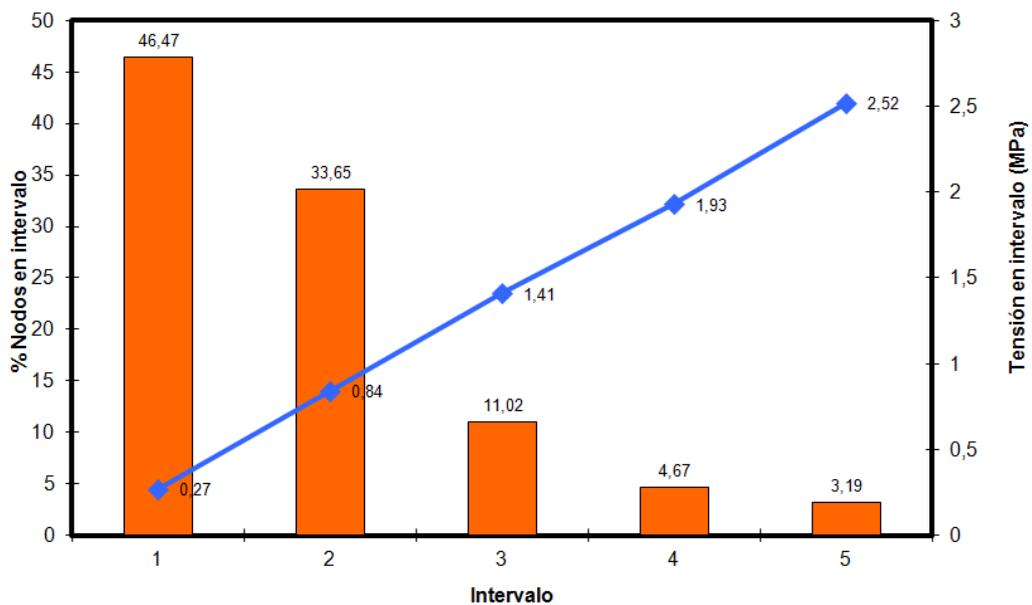


Figura 101: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco superior.

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Inclinación Lateral 1

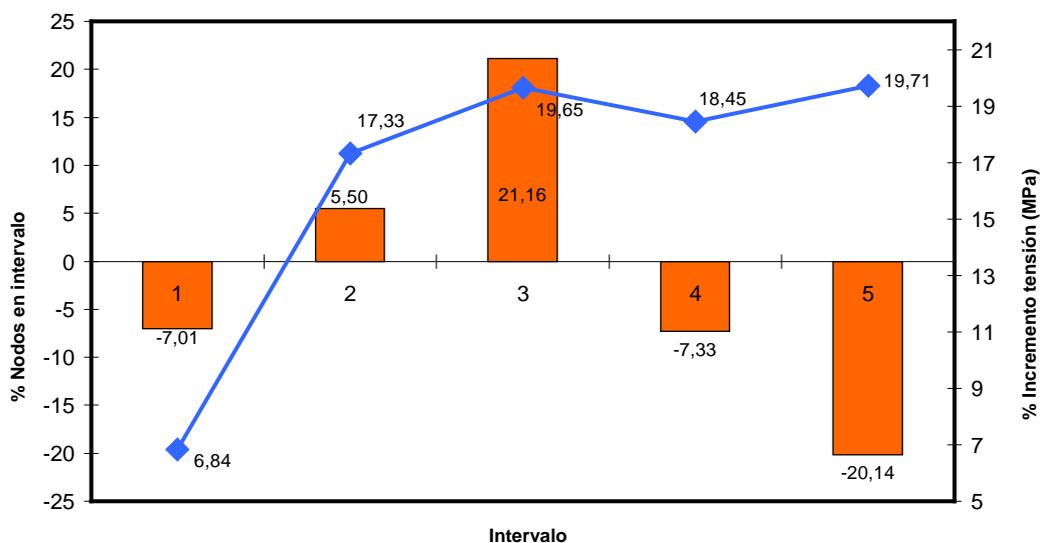


Figura 102: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco superior.

2.3.1.5. Inclinación lateral 2

Se designa “Inclinación Lateral 2” cuando ésta se produce hacia el lado contrario al abordaje quirúrgico, sin presencia de material de fijación, fusión o resección ósea.

Los resultados obtenidos en el ensayo de inclinación lateral 2 se muestran en la tabla 31 y figuras 103 y 104.

Tabla 31: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Media	0,680451367
Desviación estándar	0,573252581
Límite Inf. IC	0,050248711
Límite Sup. IC	2,227520527
Valor Máx.	2,619472215

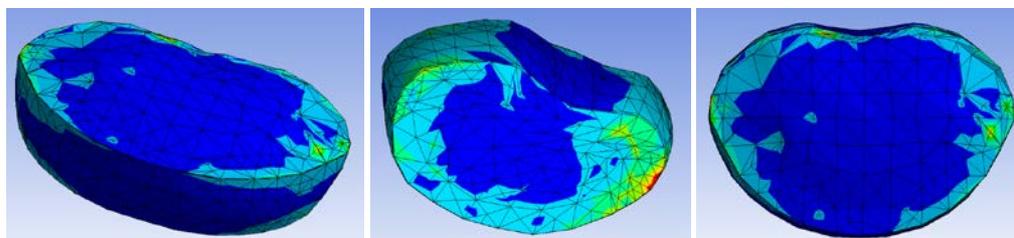


Figura 103: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Inclinación Lateral 2

Media:0,68045 Dv. Std.:0,57325 I.C.(95%) [0,05024;2,22752] Valor Máximo:2,61947

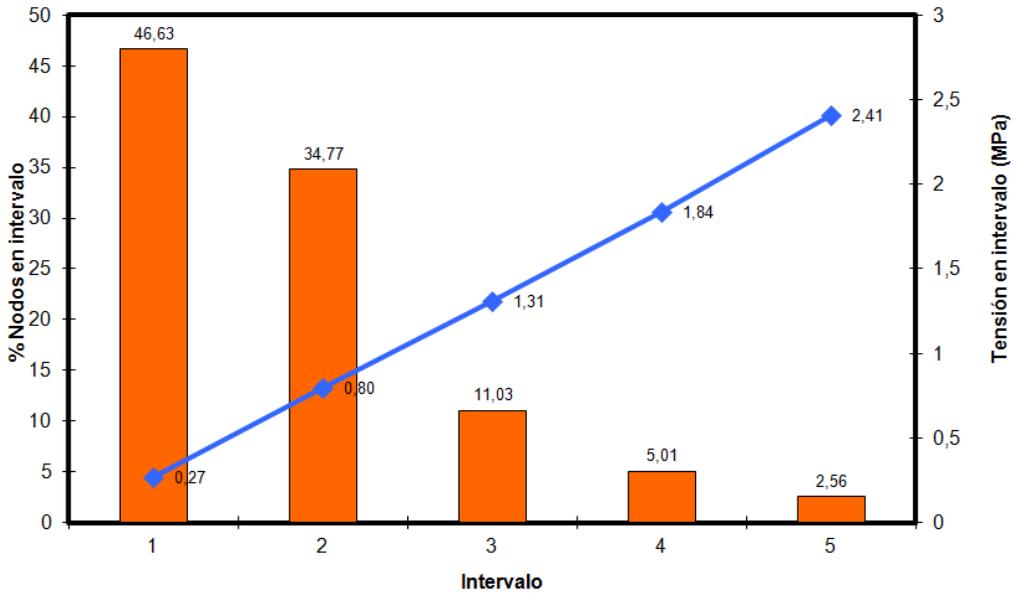


Figura 104: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco superior.

Modelo TLIF-270 Disco L3-L4 Ensayo de Inclinación Lateral 2

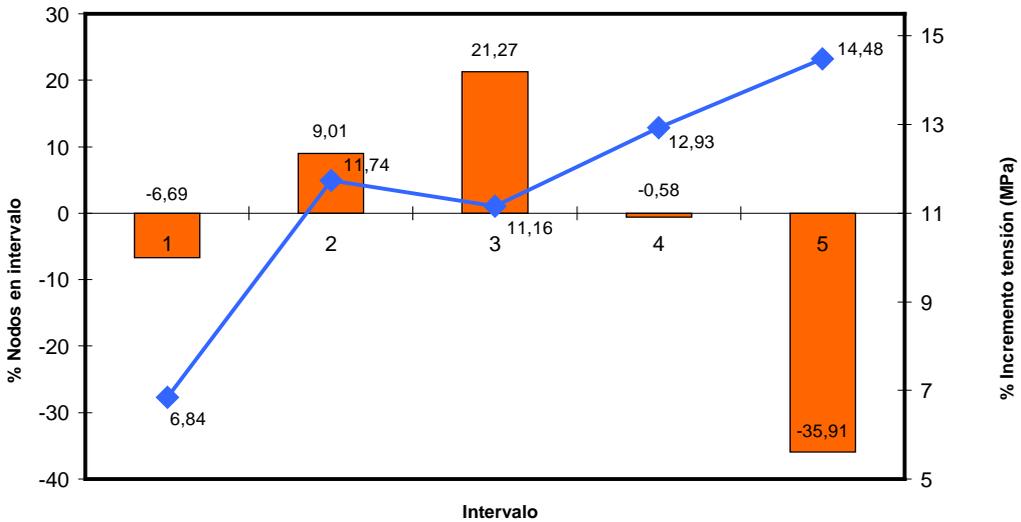


Figura 105: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco superior.

Es de esperar diferencias sutiles entre ambas, pero existen, obteniendo valores inferiores en todos los parámetros, manteniendo la forma de campana en cuanto al porcentaje de nodos por intervalo pero con un descenso marcado en el de mayor tensión así como un incremento de tensión menor que no llega al 15% en su punto más alto (Fig. 105).

La zona más afectada se mantiene en las regiones laterales, fundamentalmente en su borde más caudal (Fig. 103).

2.3.2. Resultados en el disco L5-S1 (columna con TLIF 270° L4-L5)

2.3.2.1. Flexión

Los resultados obtenidos en el modelo TLIF 270° durante el ensayo de flexión en el disco L5-S1 se exponen en la tabla 32 y figuras 106 y 107.

Tabla 32: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de flexión.

Media	0,706429746
Desviación estándar	0,478528631
Límite Inf. IC	0,095281463
Límite Sup. IC	1,973988114
Valor Máx.	2,072345199

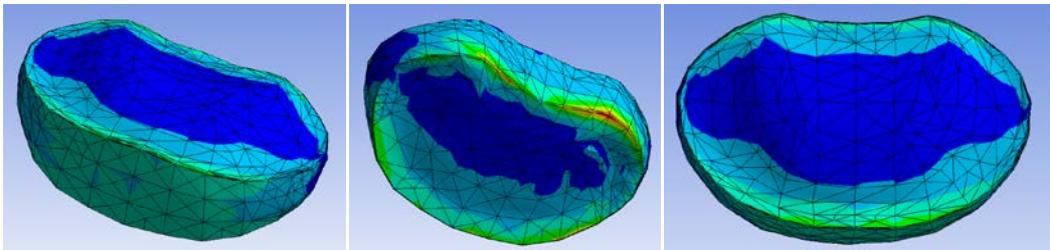


Figura 106: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de flexión.

La distribución de los nodos en los distintos intervalos es similar a las obtenidas previamente, agrupándose la mayoría en los grupos de tensiones medias, que a su vez soportan los mayores incrementos porcentuales del incremento de tensión, aproximándose al 15% (Fig. 108). La región anterior del disco resulta ser la que recibe mayores cargas, como en los demás ensayos de flexión (Fig. 106).

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Flexión

Media:0,70642 Dv. Std.:0,47852 I.C.(95%) [0,09528;1,97398] Valor Máximo:2,07234

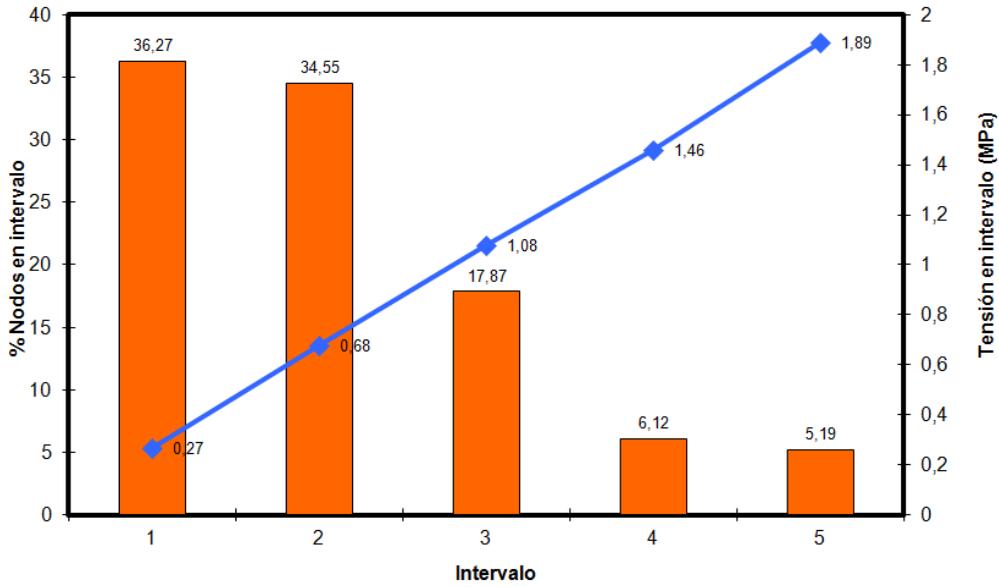


Figura 107: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270^o en el ensayo de flexión en el disco inferior.

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Flexión

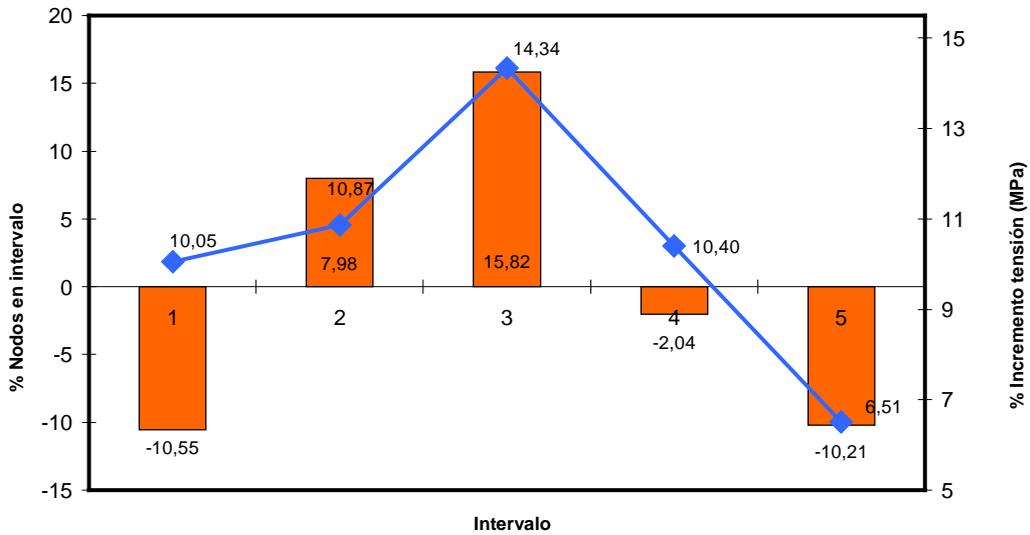


Figura 108: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270^o con respecto a la columna normal en el ensayo de flexión en el disco inferior.

2.3.2.2. Extensión

Los resultados obtenidos en el ensayo de extensión se muestran en la tabla 33 y figuras 109 y 110.

Tabla 33: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de extensión.

Media	0,627540312
Desviación estándar	0,463296611
Límite Inf. IC	0,048621386
Límite Sup. IC	1,874321098
Valor Máx.	2,021793261

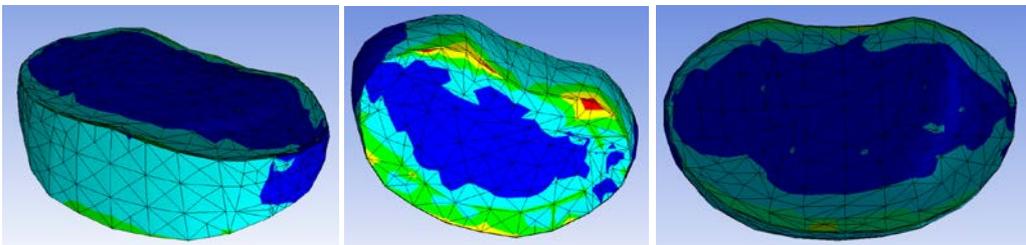


Figura 109: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de extensión.

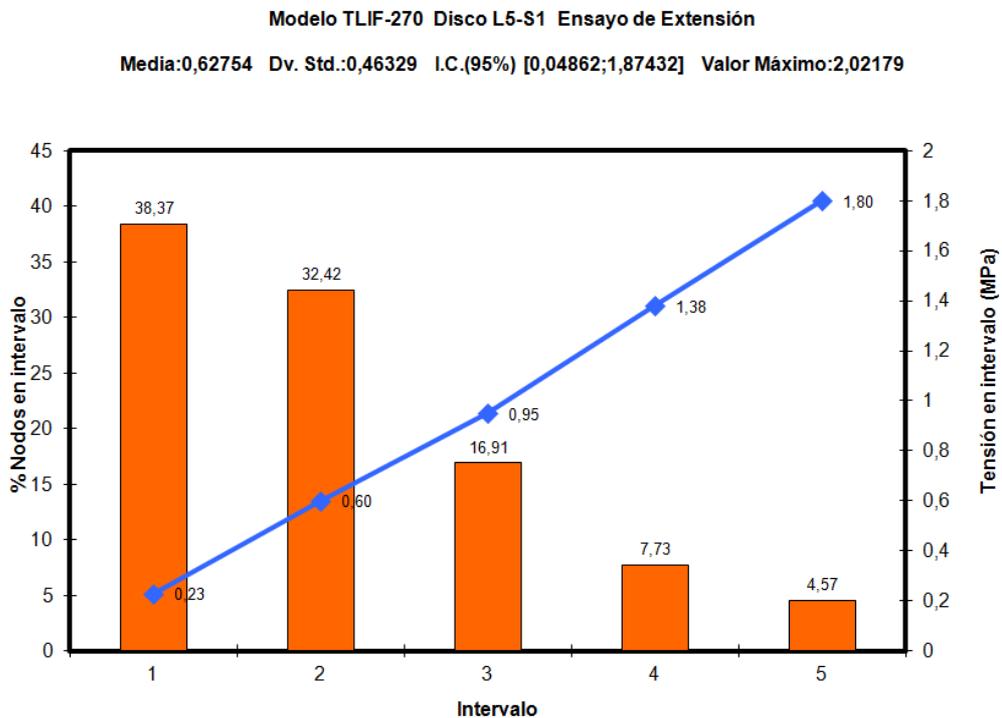


Figura 110: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de extensión en el disco inferior.

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Extensión

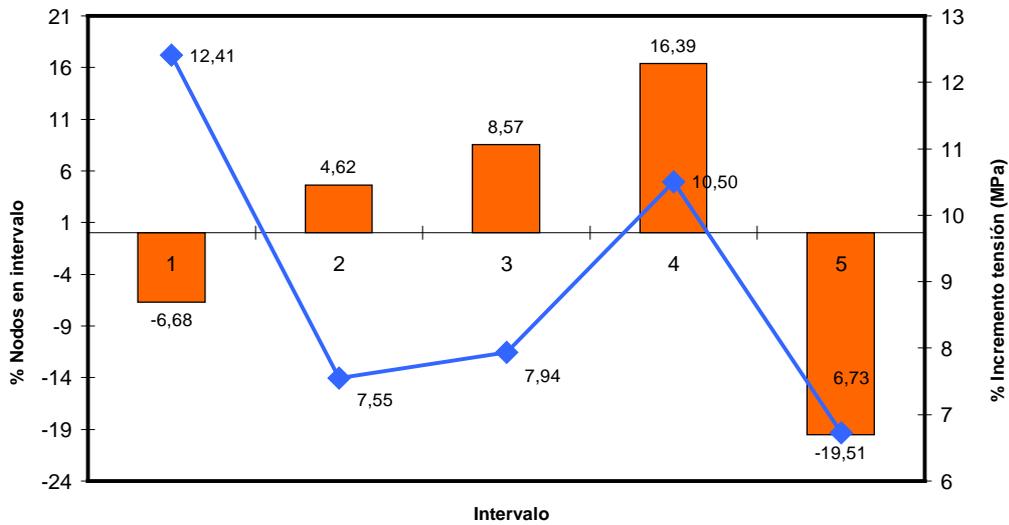


Figura 111: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270° con respecto a la columna normal en el ensayo de extensión en el disco inferior.

Este ensayo sobrecarga menos al disco que los restantes, manteniéndose inalterado el aumento porcentual de nodos en los intervalos medios pero con incrementos tensionales menores, reduciéndose las diferencias con la artrodesis circunferencial. Globalmente el disco “sufre” menos pero una mayor cantidad de él está sometido mayores tensiones, tanto a nivel anterior como posterocaudal (Fig. 111).

2.3.2.3. Torsión

Los resultados obtenidos en el ensayo de torsión se muestran en la tabla 34 y figuras 112 y 113.

Tabla 34: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de torsión.

Media	0,714530633
Desviación estándar	0,497265421
Límite Inf. IC	0,113541983
Límite Sup. IC	2,081354310
Valor Máx.	2,359428751

Al igual que en el nivel superior, el ensayo de torsión sobrecarga más al disco, obteniéndose valores claramente superiores a los ensayos previos, aunque dicha sobrecarga se concentra en una región menor del disco, sus zonas laterales y fundamentalmente a nivel caudal (Fig. 112).

Aumentan los porcentajes de nodos en los intervalos medios, 2 y 3, disminuyendo en el resto, siendo los mayores incrementos tensionales en los tres últimos entre el 18 y 11% respectivamente (Fig. 114).

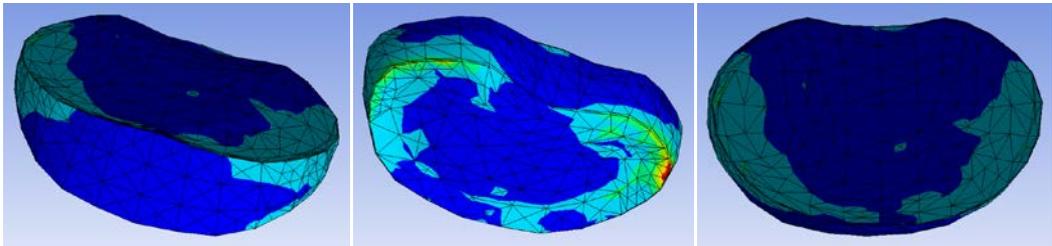


Figura 112: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de torsión.

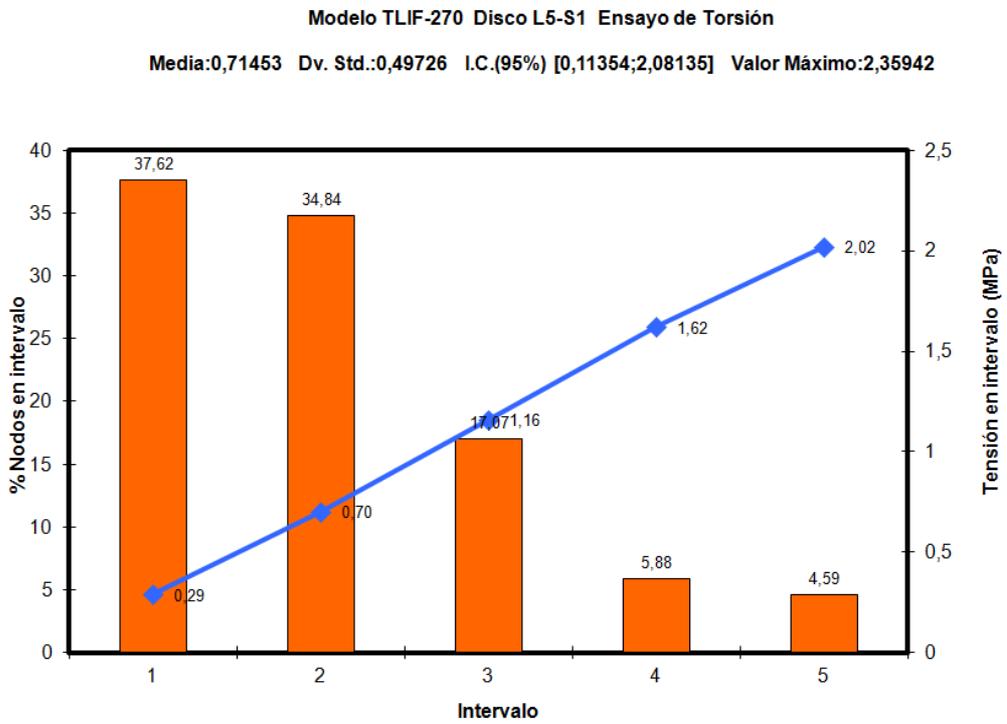


Figura 113: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de torsión en el disco inferior.

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Torsión

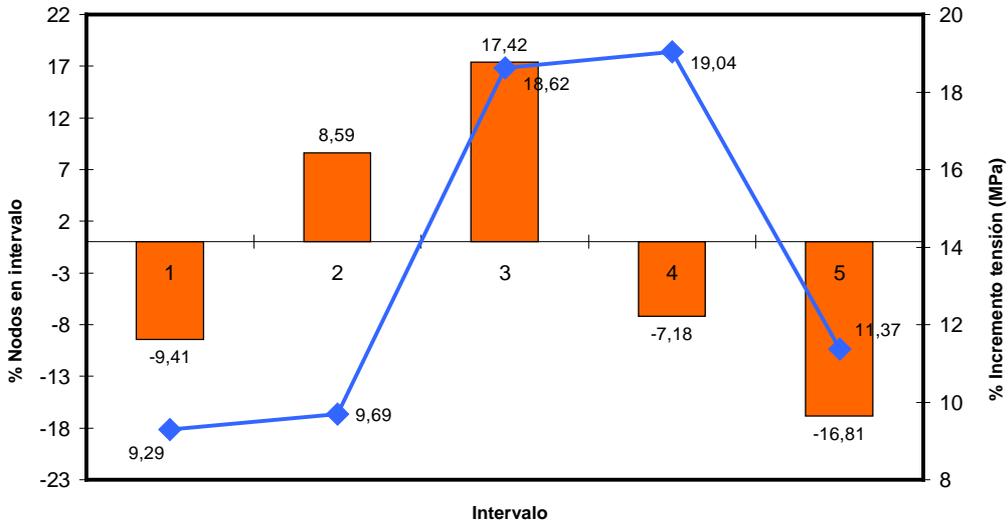


Figura 114: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270° con respecto a la columna normal en el ensayo de torsión en el disco inferior.

2.3.2.4. *Inclinación lateral 1*

Esta nomenclatura se mantiene en el disco inferior a la artrodesis y los resultados obtenidos se muestran en la tabla 35 y figuras 115 y 116.

Tabla 35: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Media	0,78854
Desviación estándar	0,52956
Límite Inf. IC	0,15025
Límite Sup. IC	2,09379
Valor Máx.	2,38862

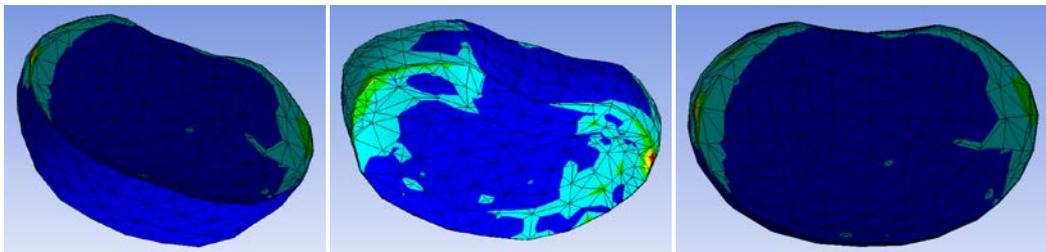


Figura 115: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

Globalmente este ensayo se comporta de manera semejante a lo que ocurre en el disco superior, obteniendo una media superior que en este pero menor en el resto de los parámetros (tabla 35).

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 1

Media:0,78854 Dv. Std.:0,52956 I.C.(95%) [0,15025;2,09379] Valor Máximo:2,38862

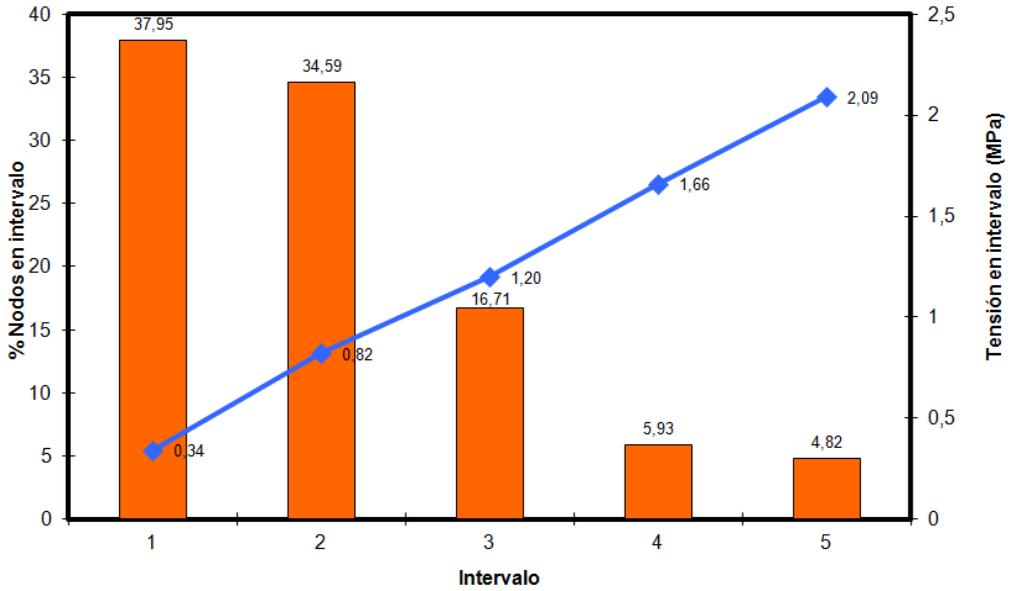


Figura 116: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 1

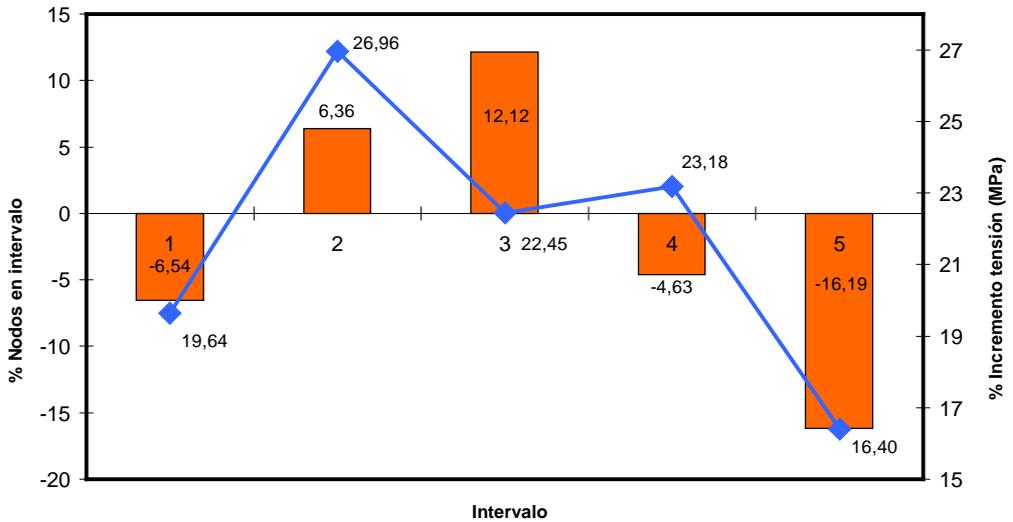


Figura 117: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF 270° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

La distribución de los nodos por intervalos mantiene su forma de campana, sin embargo la media de tensiones no mantiene su incremento gradual sino que es máxima en los intervalos centrales para disminuir en los extremos (Fig. 117).

Las zonas más sobrecargadas en el disco vuelven a ser sus regiones más laterales, fundamentalmente en su parte caudal (Fig. 115).

2.3.2.5. *Inclinación lateral 2*

Esta nomenclatura se mantiene en el disco inferior a la artrodesis y los hallazgos obtenidos durante este ensayo se muestran en la tabla 36 y figuras 118 y 119.

Tabla 36: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

Media	0,71539
Desviación estándar	0,51387
Límite Inf. IC	0,14027
Límite Sup. IC	2,05036
Valor Máx.	2,28048

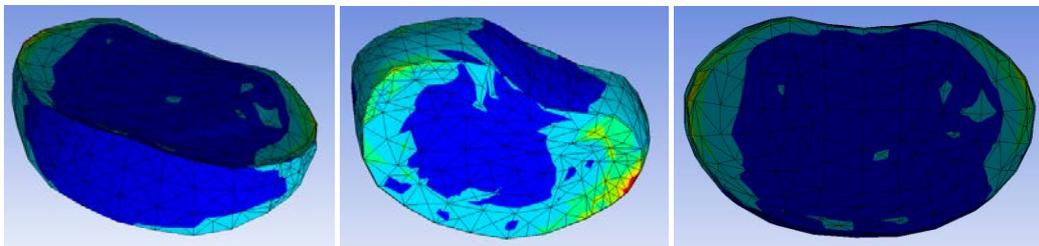


Figura 118: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior del TLIF 270° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

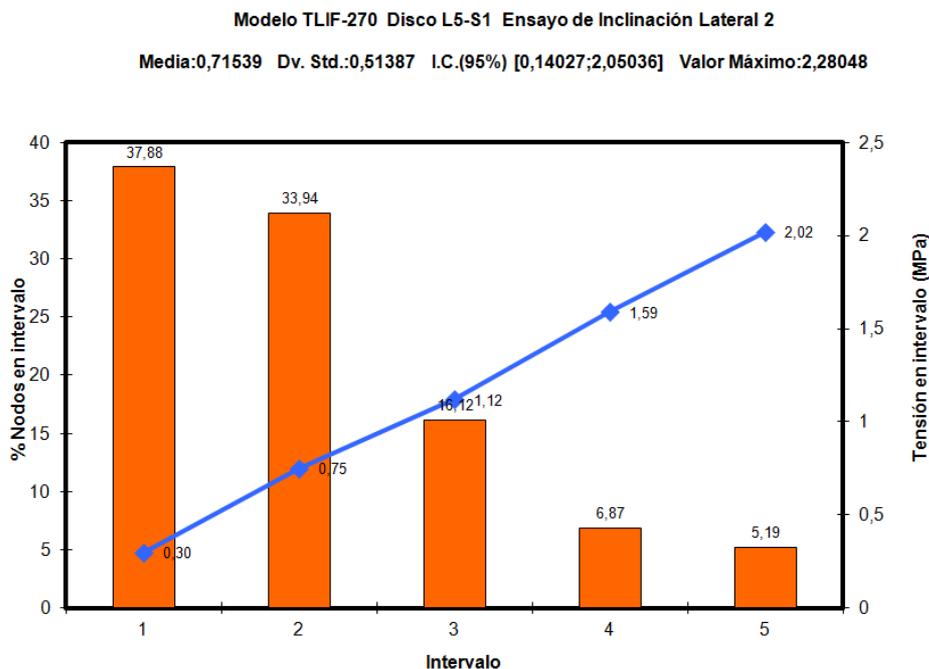


Figura 119: Representación de los valores absolutos en el modelo TLIF-270° en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

Como cabe esperar las diferencias son mínimas entre ambas inclinaciones dentro de un mismo disco, repartiéndose el incremento de porcentajes de nodos por intervalos entre los tres centrales, manteniéndose similar el incremento de tensiones pero de menor magnitud, con un pico máximo del 18% (Fig. 120).

Modelo TLIF-270 Disco L5-S1 Ensayo de Inclinación Lateral 2

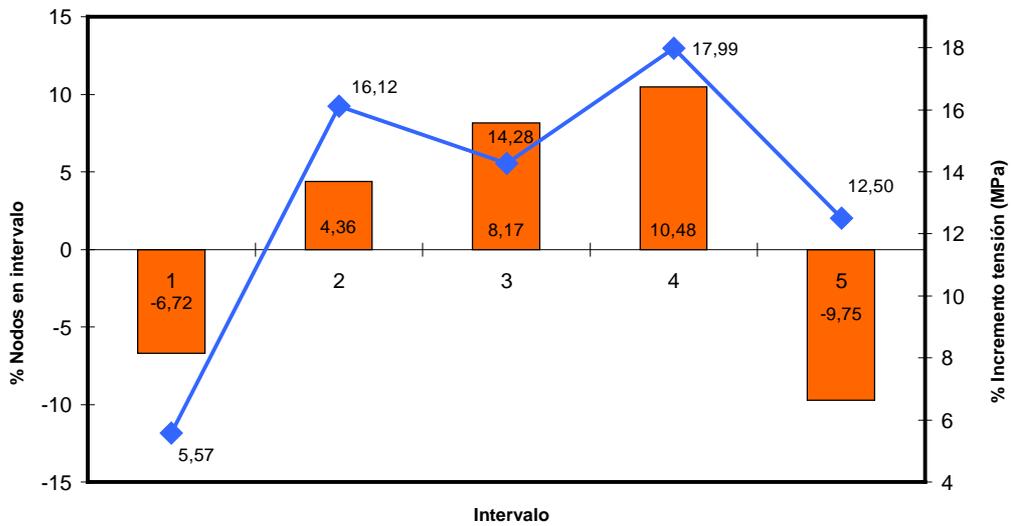


Figura 120: Representación de la variación de tensiones en el modelo TLIF-270° con respecto a la columna normal en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco inferior.

3. RESULTADOS DEL OBJETIVO 3: COMPARAR LAS TENSIONES QUE SE TRANSMITEN A LOS DISCOS INTERVERTEBRALES ADYACENTES A UNA CIRUGÍA DE FUSIÓN VERTEBRAL TRANSFORAMINAL 360° Y 270°

3.1. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en flexión a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal

Se procedió a la comparación de los resultados mediante:

1. Una **tabla y figura** en la que se presentan los datos referentes a la media, el valor máximo, la desviación estándar y los límites superior e inferior del intervalo central. En el mismo esquema se presentan tres vistas del disco correspondiente a cada apartado, en las que, mediante escala de colores, se presenta la distribución de sobrecargas en las distintas zonas del disco.
2. Una **gráfica** en la que se puede ver mediante diagrama de barras la distribución porcentual de nodos en cada intervalo en los diferentes modelos, y mediante un diagrama lineal la evolución de las medias de cada grupo en la columna normal, la artrodesada y la protésica.
3. Una **gráfica relativa** en la cual se comparan de forma directa los resultados obtenidos en el modelo TLIF 270° con respecto al modelo TLIF 360°: mediante un diagrama de barras el aumento porcentual de nodos en cada intervalo, y mediante un diagrama lineal el aumento en tantos por ciento de la media de tensiones obtenida en cada intervalo. Para la obtención de estos datos se aplicaron las fórmulas que ya se han descrito en otros apartados en las que se presentan los resultados obtenidos en un modelo con respecto a otro.

3.1.1. Disco L3-L4 en flexión de columna

Tabla 37: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de flexión.

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,609148619	0,658540983	0,718129951
Desviación estándar	0,498118855	0,527434689	0,581727955
Límite Inf. IC	0,037872314	0,044525735	0,046540059
Límite Sup. IC	1,980042901	2,094751321	2,318390097
Valor Máx.	2,26778452	2,554873033	2,667791207

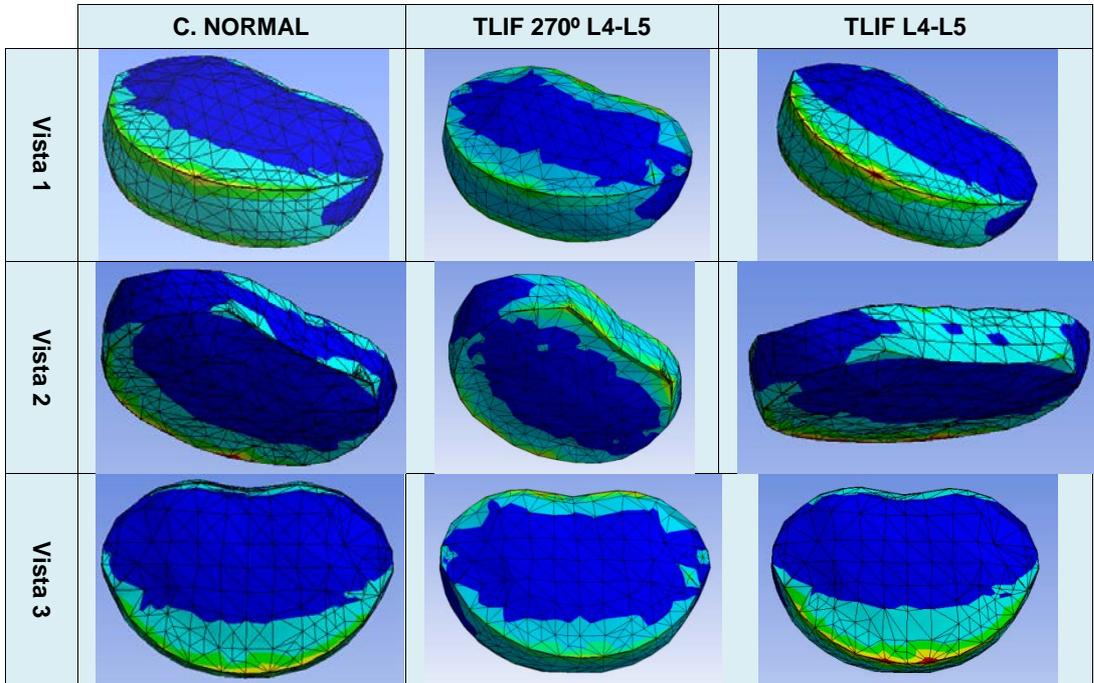


Figura 121: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de flexión.

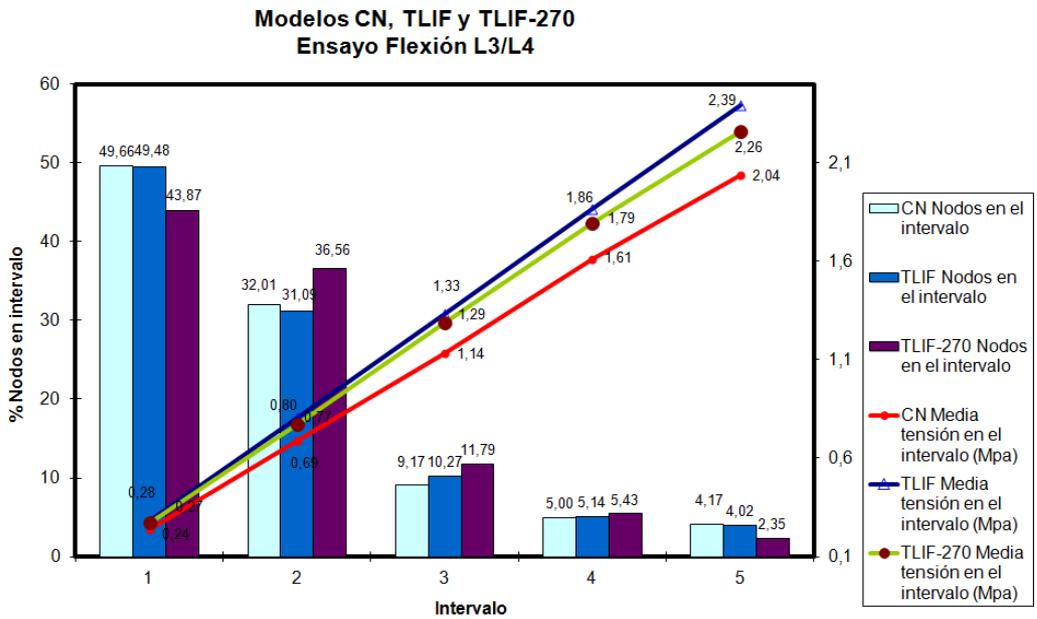


Figura 122: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de flexión en el disco superior, comparando los diferentes modelos.

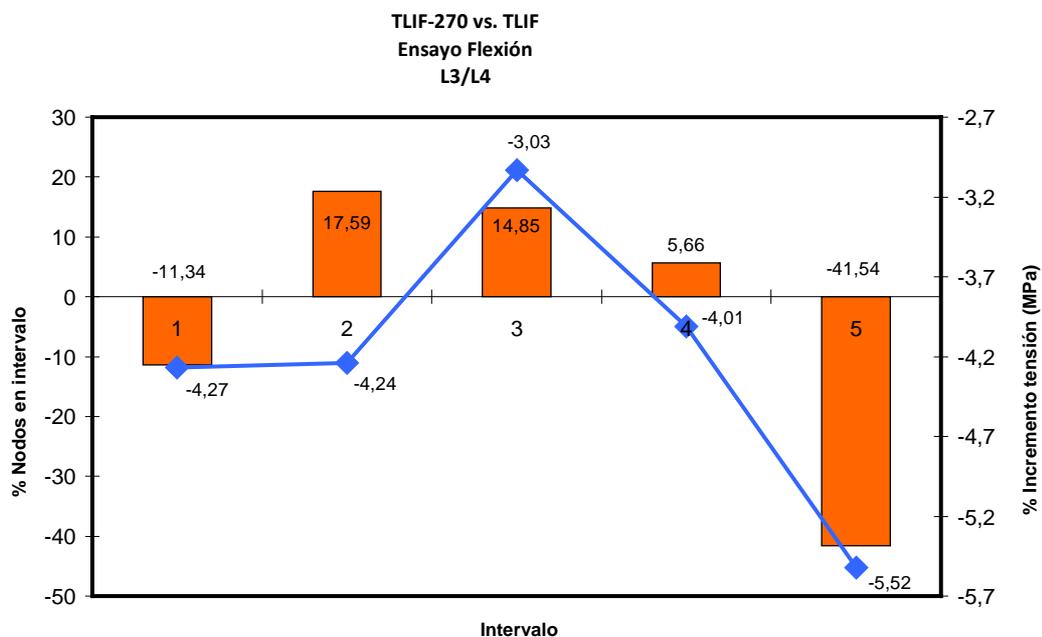


Figura 123: Representación de la variación de tensiones en el disco superior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de flexión.

En la tabla 37, encontramos unos hallazgos que, como se verá, se repetirán en todos los ensayos: los valores medios, máximo, desviación estándar y límites del intervalo central son mayores, en la mayoría de los casos, en la columna con TLIF 360° que en la columna con TLIF 270°, y ambos alejados de los valores en la columna normal.

En la distribución por zonas vemos unas imágenes que son prácticamente iguales (Fig. 121); este hecho se confirma cuando observamos la gráfica de valores absolutos: la distribución de nodos por intervalos son prácticamente iguales, aunque la línea que muestra los valores medios está por encima en el caso del TLIF 360°, en torno al 17% y situándose en el medio el modelo TLIF 270° con un 12% (Fig. 122).

Igualmente, cuando vemos la gráfica relativa (Fig. 123), se observan las variaciones del porcentaje de nodos en cada intervalo, siendo positivas en los intervalos centrales y negativas en los extremos, globalmente hay mas cantidad de disco trabajando en el rango de las tensiones medias, no obstante su magnitud resulta en conjunto un 5% inferior.

3.1.2. Disco L5-S1 en flexión de columna

Los resultados obtenidos en el disco L5-S1 se exponen en la tabla 38 y figuras 124 y 125, y como puede verse no difieren de los hallazgos descritos en el apartado anterior.

En ambos discos el ensayo de flexión se comporta de manera semejante, pero con tensiones medias inferiores al disco superior, rondando el 15% y el 10% para ambos modelos de artrodesis. Presenta una distribución por intervalos que aumenta porcentualmente en los de mayores sobrecargas (3 a 5), es decir que aumenta la cantidad de disco que soporta las mayores tensiones y no las tensiones medias como ocurría en el disco supe-

rior, con una reducción semejante entre ambos modelos de artrodesis con respecto a la columna normal (Fig. 126).

Tabla 38: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de flexión.

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,626640683	0,706429746	0,72457094
Desviación estándar	0,439312687	0,478528631	0,491196013
Límite Inf. IC	0,086633698	0,095281463	0,106407892
Límite Sup. IC	1,833947354	1,973988114	2,020817552
Valor Máx.	1,906031745	2,072345199	2,192443653

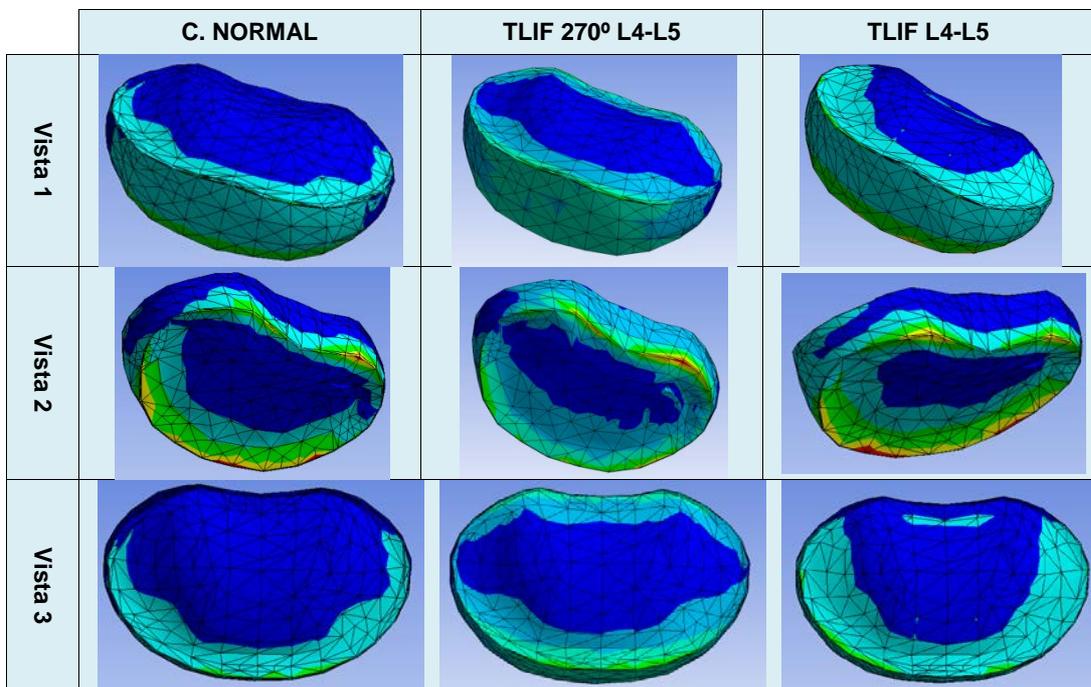


Figura 124: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de flexión.

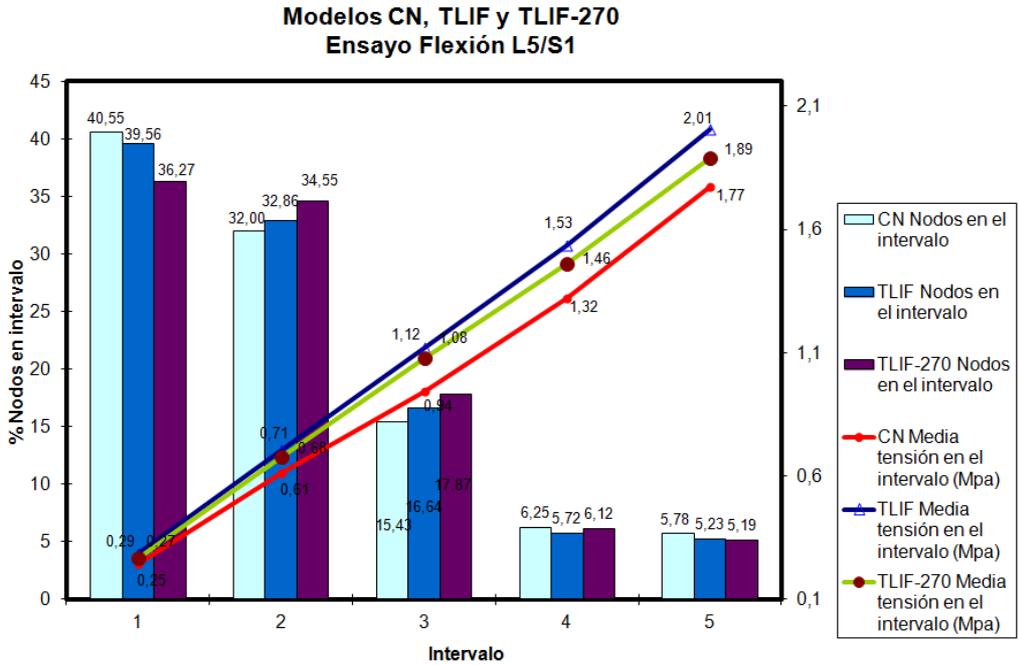


Figura 125: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de flexión en el disco inferior, comparando los diferentes modelos.

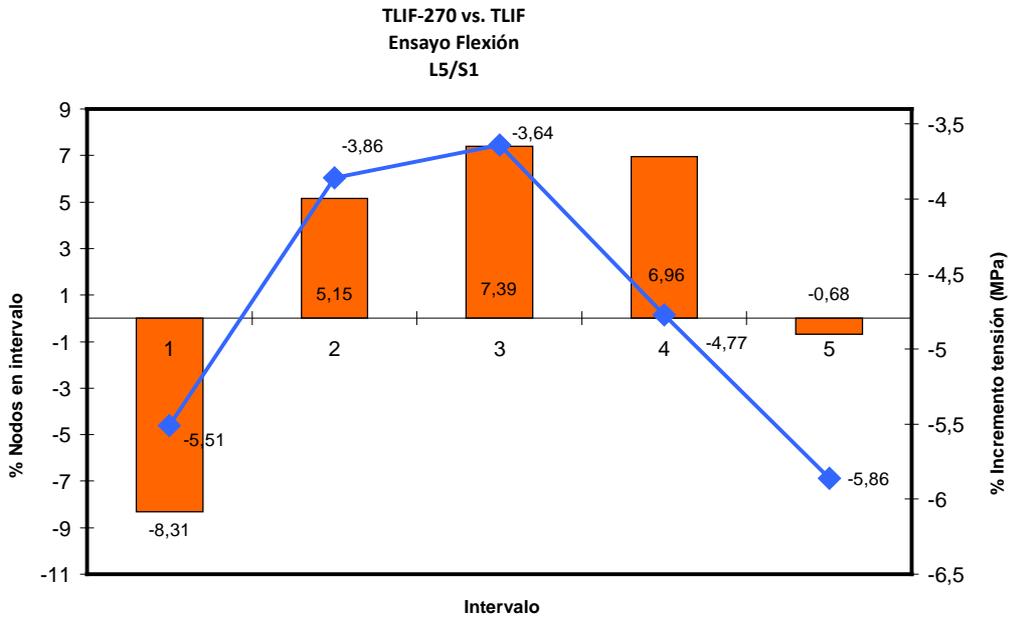


Figura 126: Representación de la variación de tensiones en el disco inferior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de flexión.

3.2. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en extensión a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal

3.2.1. Disco L3-L4 en extensión de columna

Tabla 39: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de extensión.

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,56001055	0,679345197	0,655608498
Desviación estándar	0,463627147	0,483978720	0,537438325
Límite Inf. IC	0,028538449	0,031469674	0,037374075
Límite Sup. IC	1,865693934	1,925769321	2,152113419
Valor Máx.	2,117041254	2,325674512	2,464294019

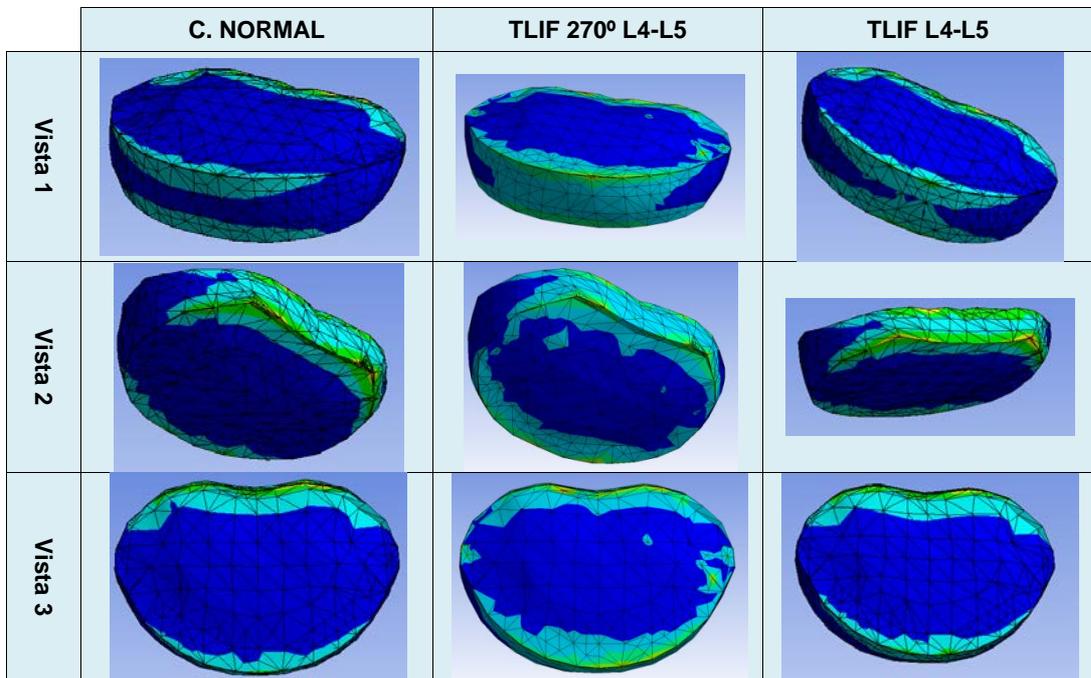


Figura 127: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de extensión.

Los resultados obtenidos fueron similares para este ensayo, con incrementos porcentuales de tensiones en torno al 15% para el modelo circunferencial y al 10% para el 270° con respecto a la columna normal, permaneciendo la distribución por intervalos prácticamente inalterada (tabla 39).

En la gráfica relativa (Fig. 129) se confirma esta menor tensión del modelo menos rígido, de forma que las medias en los distintos grupos son alrededor de un 5% menores en el caso del TLIF 270° frente a la fusión circunferencial y una distribución por interva-

los que solicita más a aquella zona que trabaja a tensiones medias, para reducirse en los extremos.

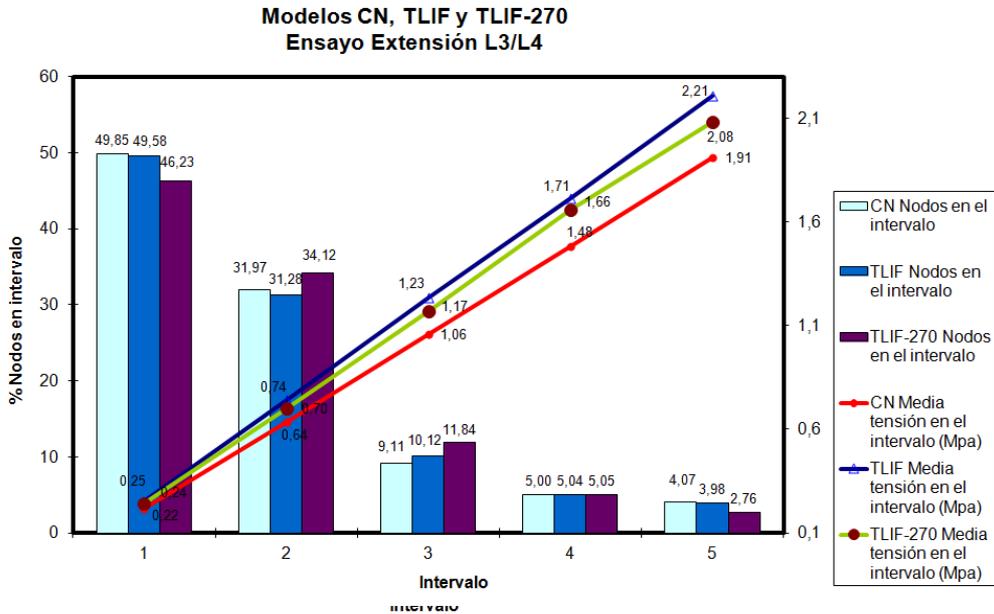


Figura 128: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de extensión en el disco superior, comparando los diferentes modelos.

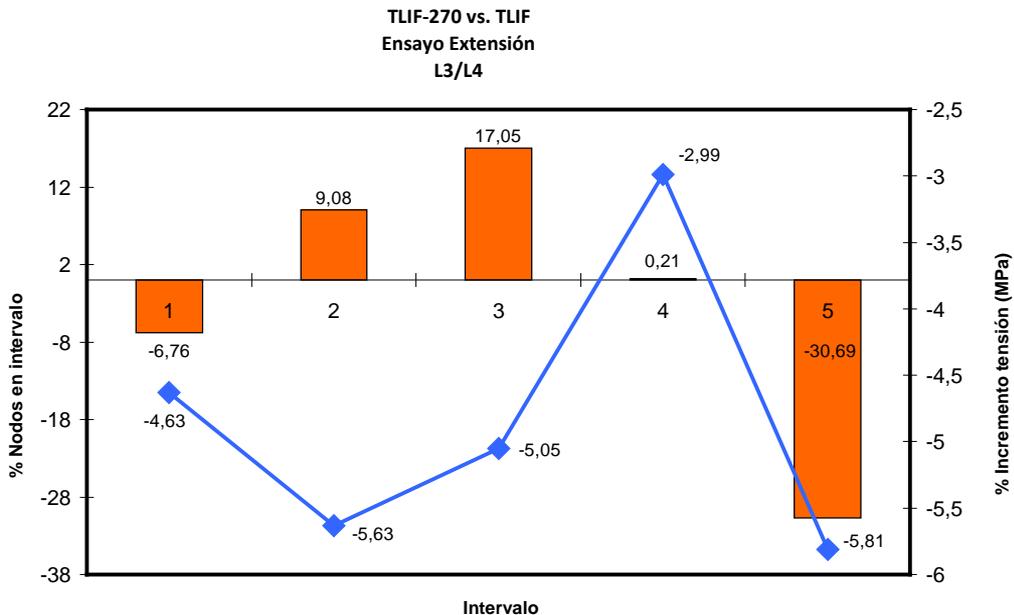


Figura 129: Representación de la variación de tensiones en el disco superior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de extensión.

3.2.2. Disco L5-S1 en extensión de columna

Tabla 40: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de extensión.

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,572783095	0,627540312	0,676075779
Desviación estándar	0,427137867	0,463296611	0,501029965
Límite Inf. IC	0,041585564	0,048621386	0,056305801
Límite Sup. IC	1,74458809	1,874321098	1,902913671
Valor Máx.	1,823002001	2,021793261	2,044572495

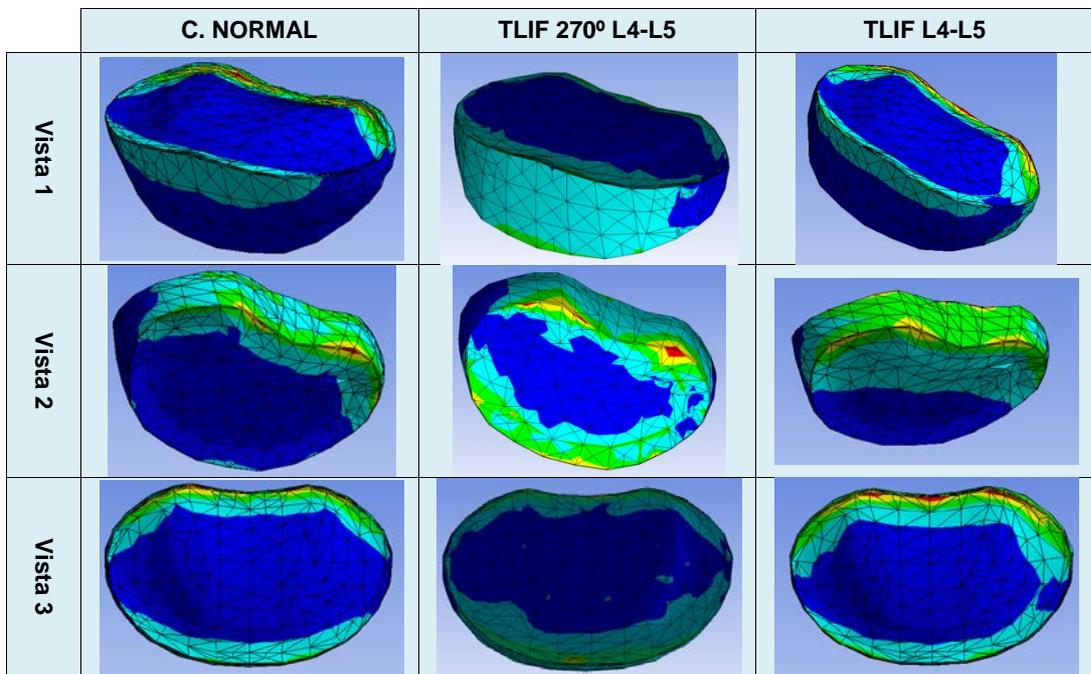


Figura 130: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de extensión.

En el disco L5-S1 los ensayos de flexión y extensión se comportan de manera semejante con respecto al disco L3-L4. La sobrecarga global es menor, entre un 12% y 8% respectivamente, pero existe mas cantidad de disco trabajando a mayores tensiones (véanse tabla 40 y figura 131)

En cuanto a la gráfica relativa entre ambos modelos de artrodesis, se mantiene el aumento porcentual de nodos en los intervalos medios y el descenso que ronda el 4% para el modelo 270° (Fig. 132).

**Modelos CN, TLIF y TLIF-270
Ensayo Extensión L5/S1**

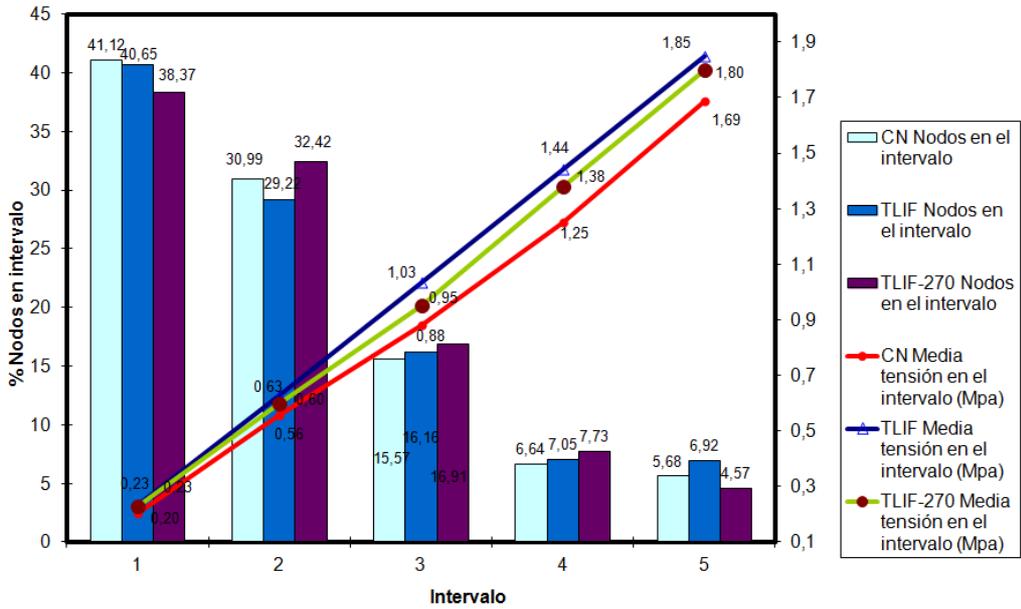


Figura 131: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de extensión en el disco inferior, comparando los diferentes modelos.

**TLIF-270 vs. TLIF
Ensayo Extensión
L5/S1**

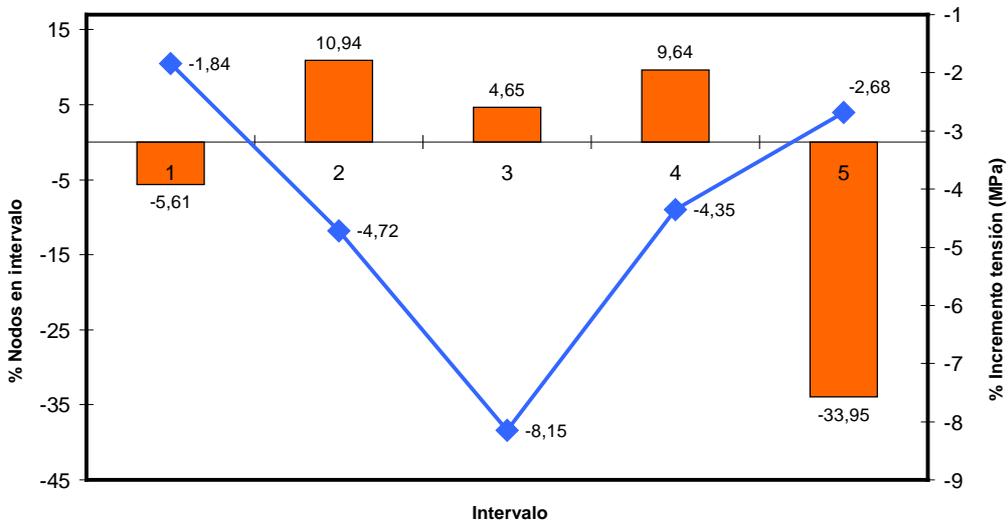


Figura 132: Representación de la variación de tensiones en el disco inferior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de extensión.

3.3. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en torsión a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal

3.3.1. Disco L3-L4 en torsión de la columna

Tabla 41: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de torsión.

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,619307754	0,683521749	0,791499074
Desviación estándar	0,501406267	0,521978324	0,632666769
Límite Inf. IC	0,043136904	0,047454221	0,056082815
Límite Sup. IC	2,032739519	2,104853279	2,572206114
Valor Máx.	2,293735103	2,613475353	2,825208251

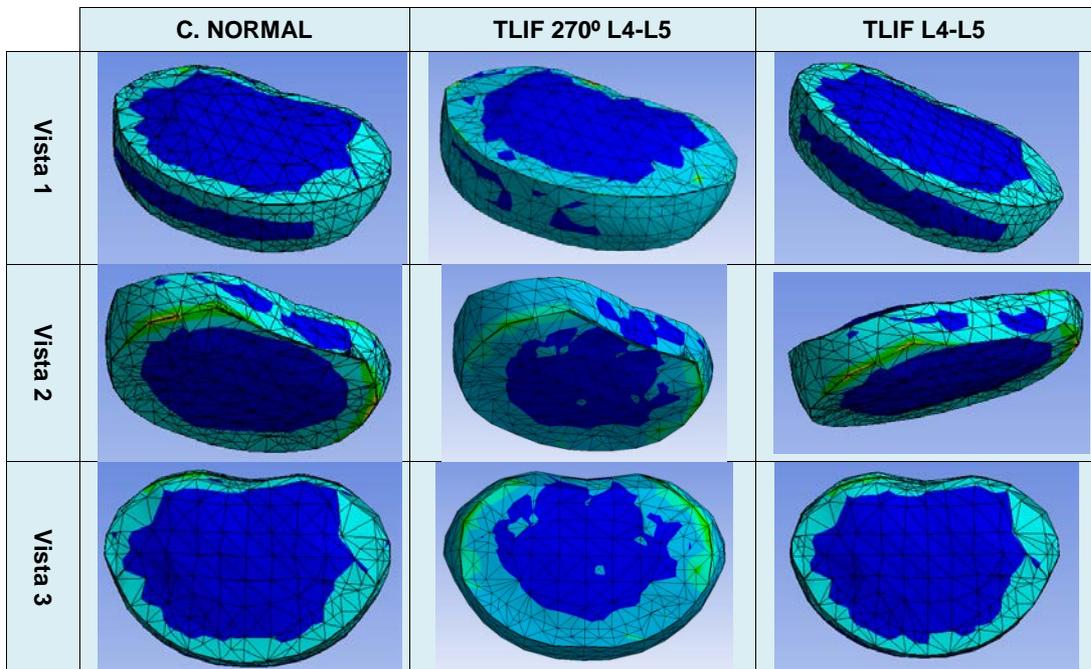


Figura 133: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de torsión.

Durante el ensayo de torsión, las diferencias entre el TLIF 360° y los otros dos modelos en cuanto a los valores de tensiones estudiados, se acentúan. Si comparamos los resultados de las medias o los valores máximos vemos diferencias llamativas (tabla 41) Sin embargo, las zonas afectadas en el disco nuevamente se repiten, de forma que las regiones periféricas de toda la estructura resultan sobrecargadas (Fig. 133).

Cuando nos fijamos en la distribución por intervalos (Fig. 134), vemos cómo aumenta el porcentaje de nodos que forman parte de los grupos de tensiones más altas en el modelo TLIF 360°, aunque tampoco resulta un aumento llamativo. La línea que define las medias de las tensiones resulta una vez más claramente superior en el caso de la ar-

trodesis lumbar circunferencial, aumentando exponencialmente hasta una diferencia máxima en el último intervalo (2,57 MPa de media en el intervalo 5 en el caso del TLIF 360° frente a 2,36 MPa en TILF 270° y 2,07 MPa en la columna normal).

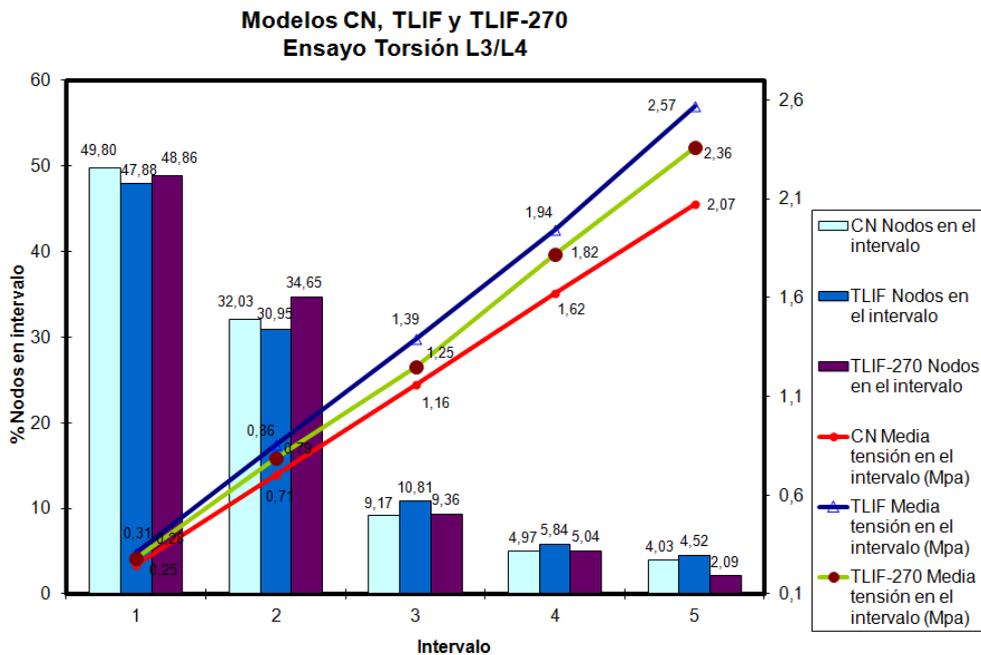


Figura 134: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de torsión en el disco superior, comparando los diferentes modelos.

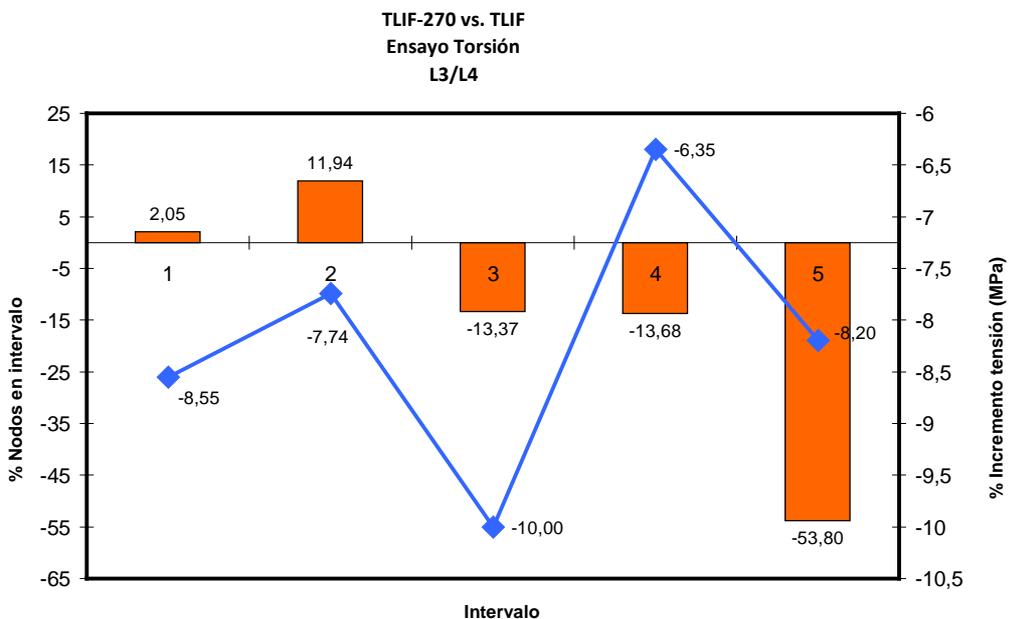


Figura 135: Representación de la variación de tensiones en el disco superior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de torsión.

En cuanto a la gráfica relativa (Fig. 135), puede verse cómo disminuye el porcentaje de nodos en la columna artrodesada a 270° con respecto al modelo 360° en los tres

últimos intervalos, con un descenso porcentual medio de tensiones del 8%. La diferencia de medias de tensiones entre ambos modelos de artrodesis se incrementa con respecto a los ensayos precedentes.

3.3.2. Disco L5-S1 en torsión de la columna

Tabla 42: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de torsión.

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,643381445	0,714530633	0,754682651
Desviación estándar	0,443122643	0,497265421	0,515622199
Límite Inf. IC	0,101299295	0,113541983	0,099441227
Límite Sup. IC	1,855491908	2,081354310	2,107233086
Valor Máx.	1,95469398	2,359428751	2,402868288

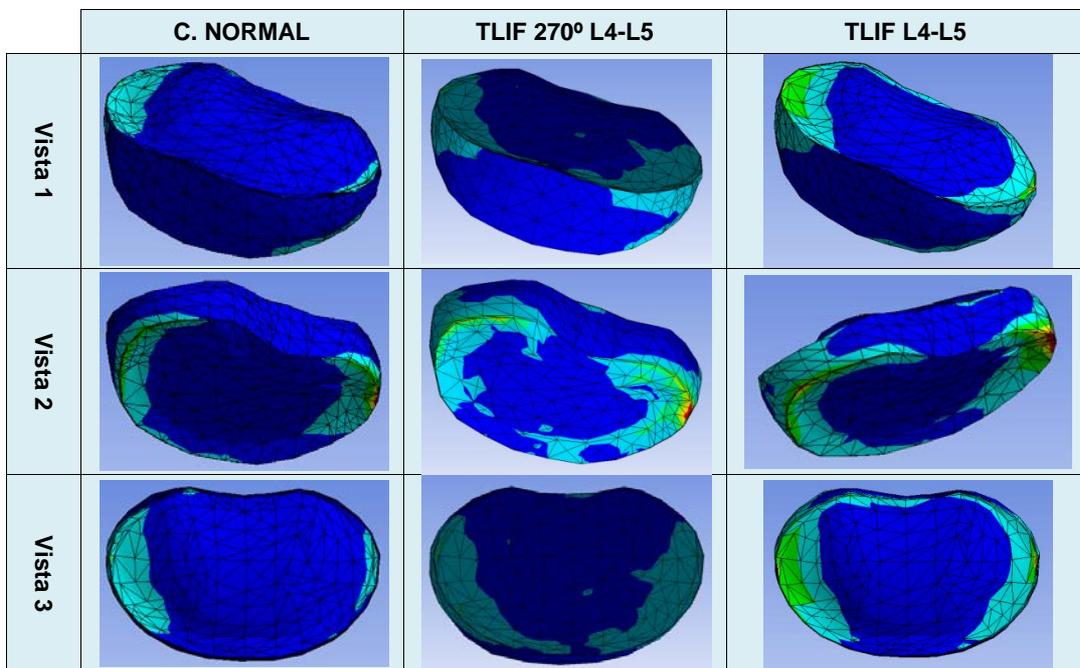


Figura 136: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de torsión.

En el disco L5-S1 encontramos algunas diferencias con respecto al L3-L4 en el movimiento de torsión. Aunque los valores de referencia siguen mostrando la misma tendencia, superiores en el TLIF 360° con respecto a los otros dos modelos, se encuentran diferencias en cuanto a la distribución de nodos y tensiones (tabla 42 y figura 137).

Con respecto al disco superior, observamos que la sobrecarga no se produce en toda la periferia sino en las regiones laterales del disco (Fig. 136).

En la gráfica por intervalos (Fig. 137) vemos cómo en el TLIF 360° se produce un aumento de nodos a expensas de los grupos de valores medios (intervalos 2 y 3). Las

medias siguen siendo superiores, pero en este caso la diferencia máxima ocurre en el grupo número 4 y no en el de los valores máximos.

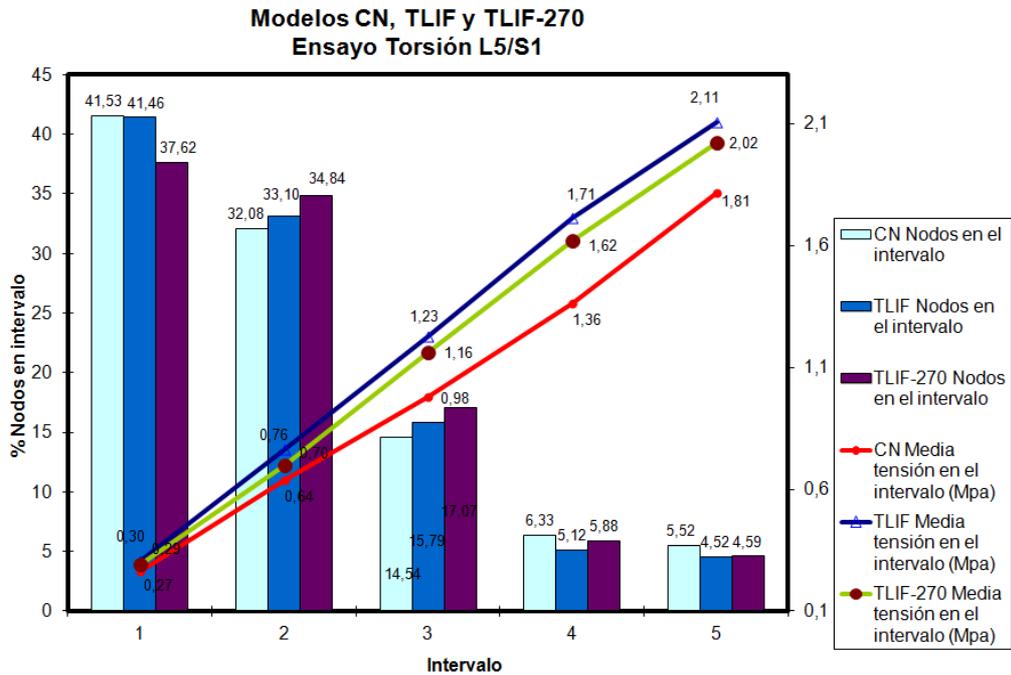


Figura 137: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de torsión en el disco inferior, comparando los diferentes modelos.

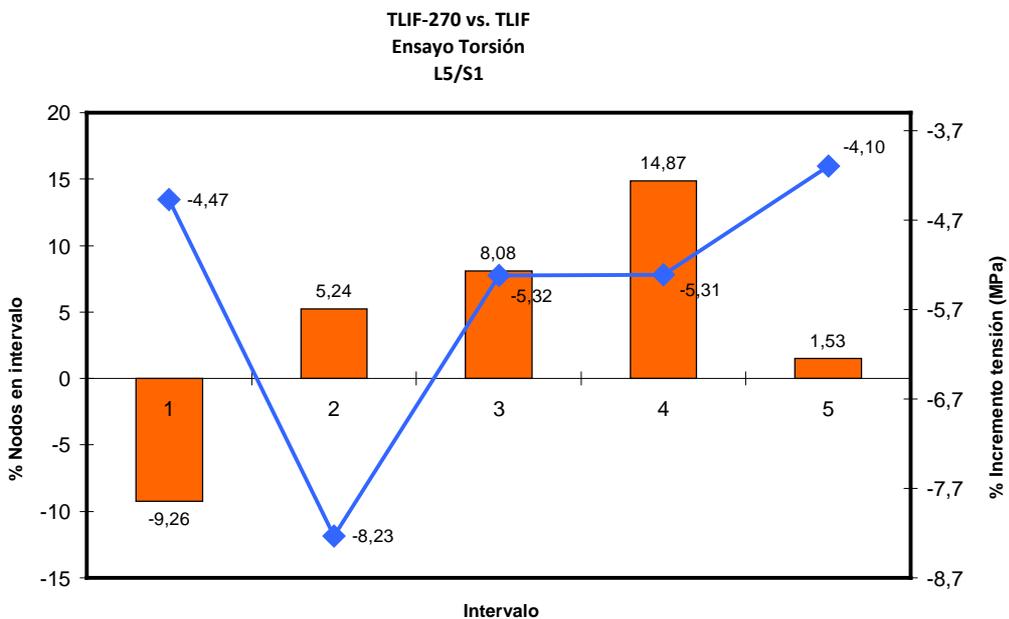


Figura 138: Representación de la variación de tensiones en el disco inferior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de torsión.

Nuevamente la confirmación la obtenemos con la gráfica relativa: con respecto al modelo circunferencial, la configuración 270° incrementa el porcentaje de nodos que trabajan a tensiones medias y máximas, alcanzando incrementos del 15% en el intervalo 4, soportando como siempre tensiones medias inferiores, con descensos porcentuales que rondan el 6% (Fig. 138).

3.4. Resultados de comparar las tensiones que se transmiten en inclinación lateral a los discos adyacentes a una fusión tipo TLIF 270° y 360° del nivel L4-L5, respecto a la columna vertebral normal

Tal y como se mostrará en este apartado, durante el movimiento de inclinación las diferencias entre los modelos artrodesados y la columna normal se hacen máximas.

3.4.1. Disco L3-L4 en inclinación lateral 1 de la columna

Los resultados obtenidos en los valores de referencia se presentan la tabla 43 y figuras 139 y 140.

Tabla 43: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,628026672	0,700723412	0,78630823
Desviación estándar	0,506264201	0,565739711	0,633735573
Límite Inf. IC	0,045021035	0,051047681	0,05252902
Límite Sup. IC	2,041926329	2,495620726	2,575607817
Valor Máx.	2,346106058	2,833641295	2,958889074

Las imágenes en escala de colores de los discos son prácticamente superponibles, mostrando una sobrecarga lateral clara, superior hacia el lado que se produce la inclinación.

En la distribución de la figura 140 no se observan grandes diferencias en cuanto al reparto de los nodos en los distintos intervalos; sin embargo, la distancia entre las líneas que representan las medias de tensiones entre los modelos artrodesados y el móvil es llamativa, resultando máxima en el grupo de tensiones mayores (2,61 MPa en TLIF 360°, 2,52 MPa en TLIF 270° y 2,1 MPa en la columna normal).

En cuanto a la gráfica relativa (Fig. 141), el modelo 270° solicita más cantidad de disco que soporta tensiones medias (intervalos 2 y 3) pero los descensos porcentuales entre ambos modelos de artrodesis se hacen máximos, rondando el 10%-14% en algunos casos.

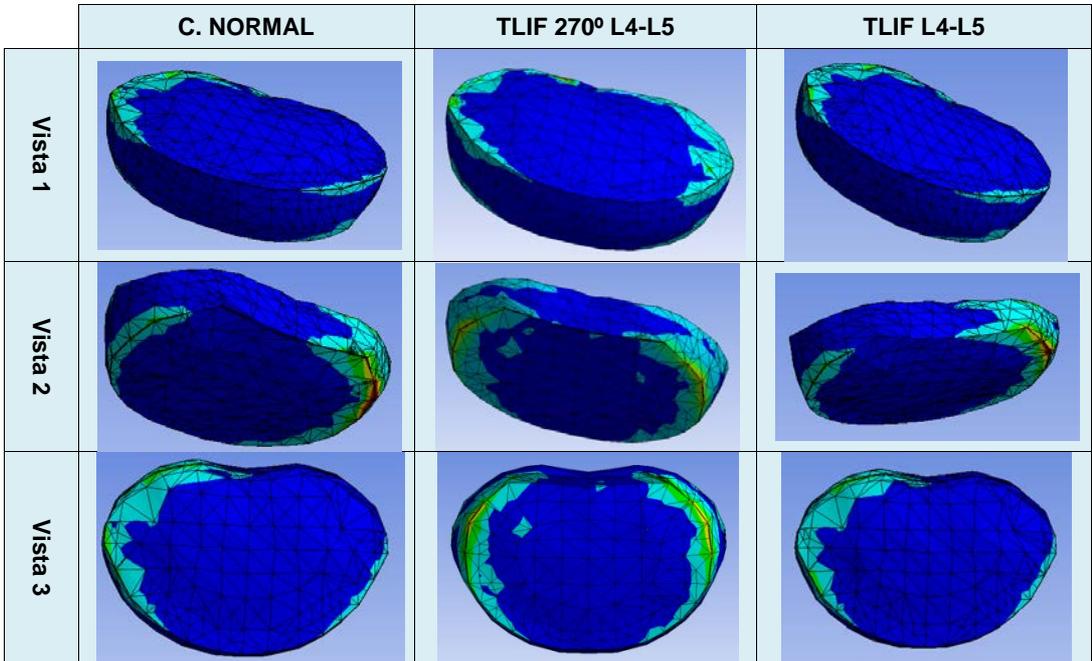


Figura 139: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

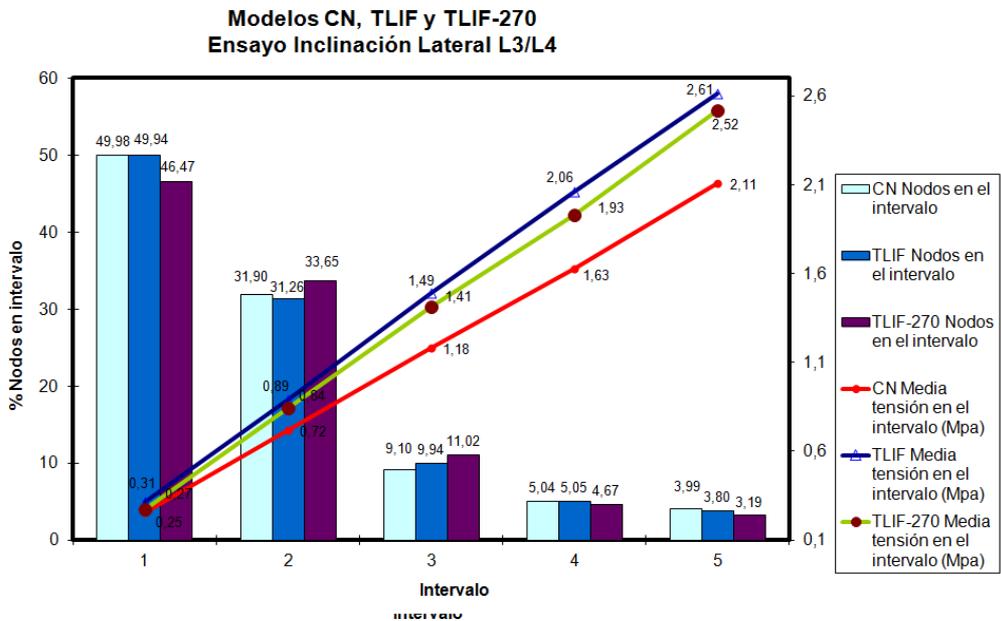


Figura 140: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco superior, comparando los diferentes modelos.

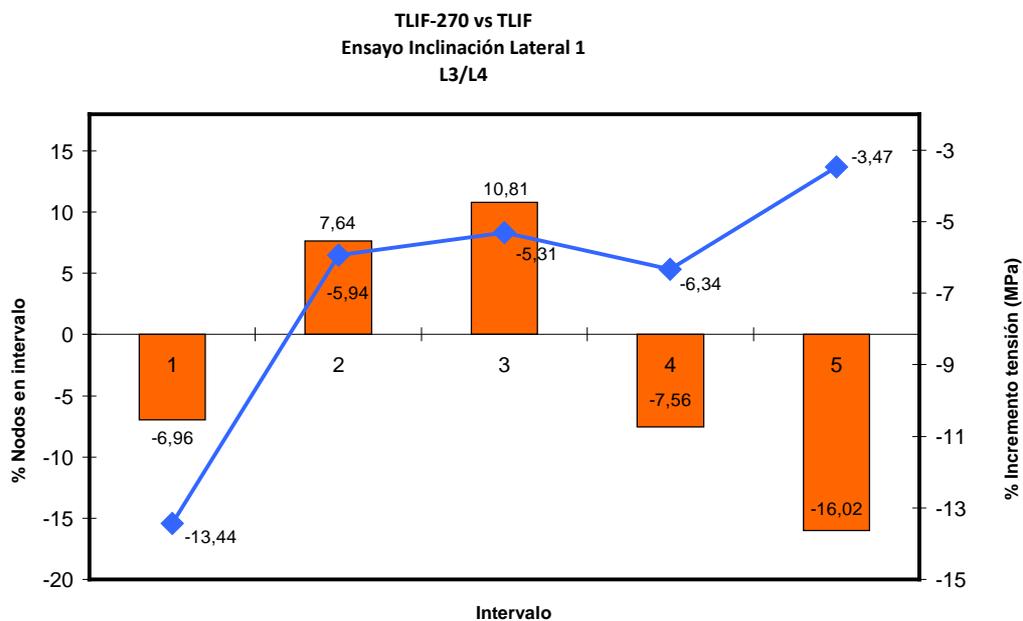


Figura 141: Representación de la variación de tensiones en el disco superior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

3.4.2. Disco L5-S1 en inclinación lateral 1 de la columna

Tabla 44: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,658537594	0,788543751	0,796180435
Desviación estándar	0,433850195	0,529569321	0,501938486
Límite Inf. IC	0,123026757	0,150259316	0,154547892
Límite Sup. IC	1,85218817	2,093791426	2,113070671
Valor Máx.	1,93281753	2,388627142	2,41160243

La tendencia es idéntica en cuanto a los valores absolutos y la distribución por zonas con respecto al L3-L4 en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) (tabla 44), sin embargo la diferencia entre ambos modelos de artrodesis va disminuyendo a medida que nos aproximamos a los intervalos de mayores tensiones, solapándose incluso ambas líneas de tensiones medias (Fig. 143).

Si nos fijamos en la gráfica relativa (Fig. 144) las diferencias en incremento de tensiones medias por intervalo vuelven a reducirse rondando el 3% inferiores para el modelo 270° que solicita globalmente más cantidad de disco en este ensayo.

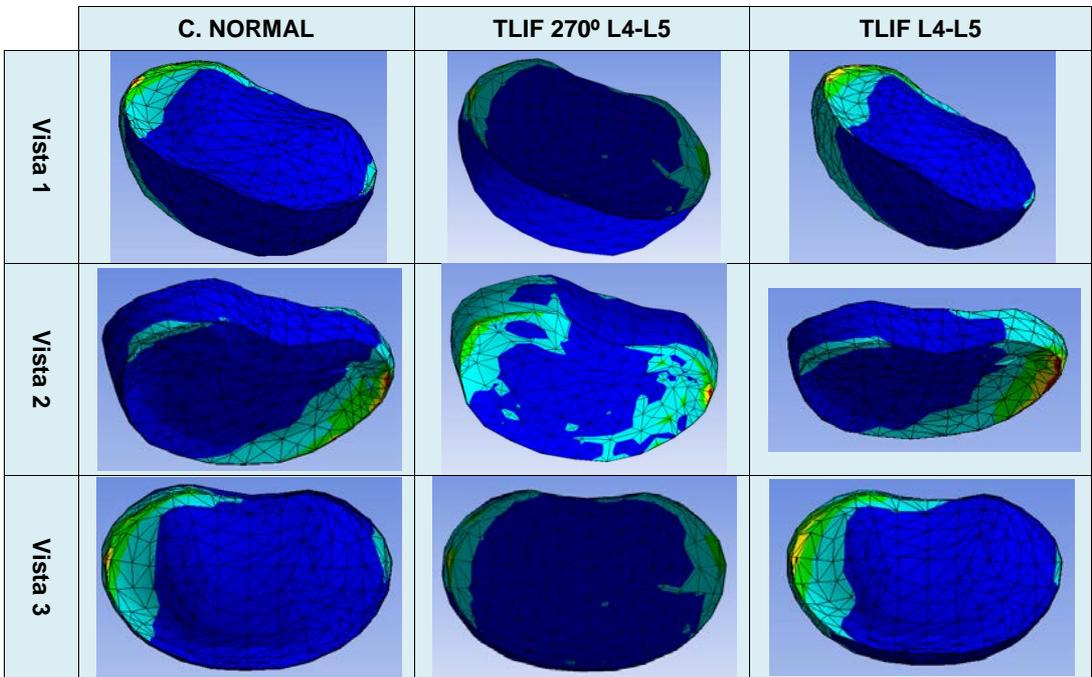


Figura 142: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

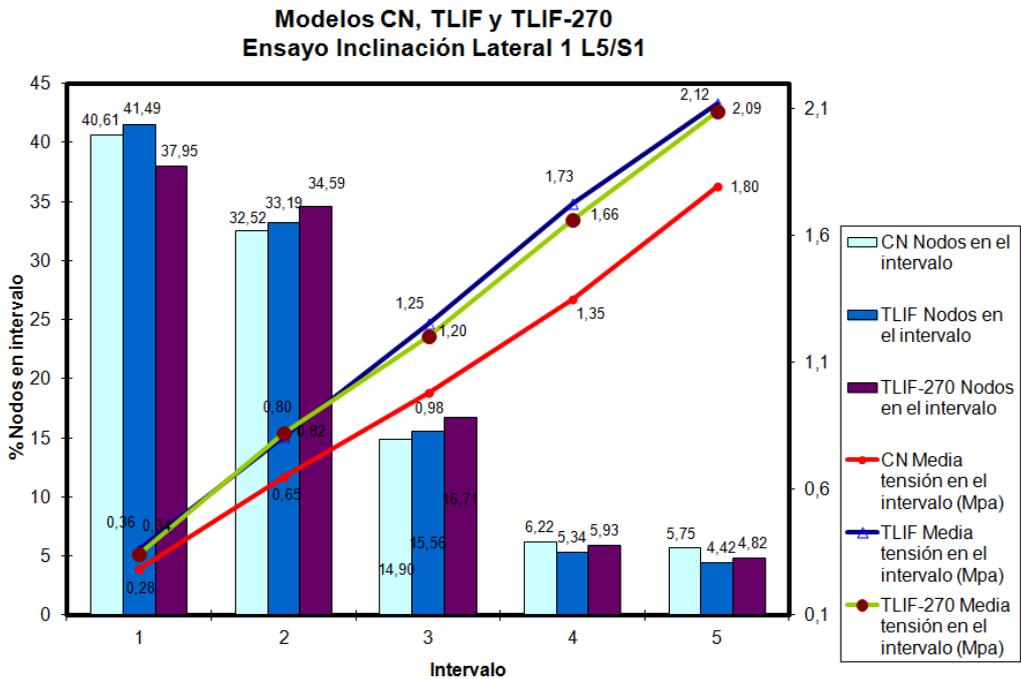


Figura 143: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico) en el disco inferior, comparando los diferentes modelos.

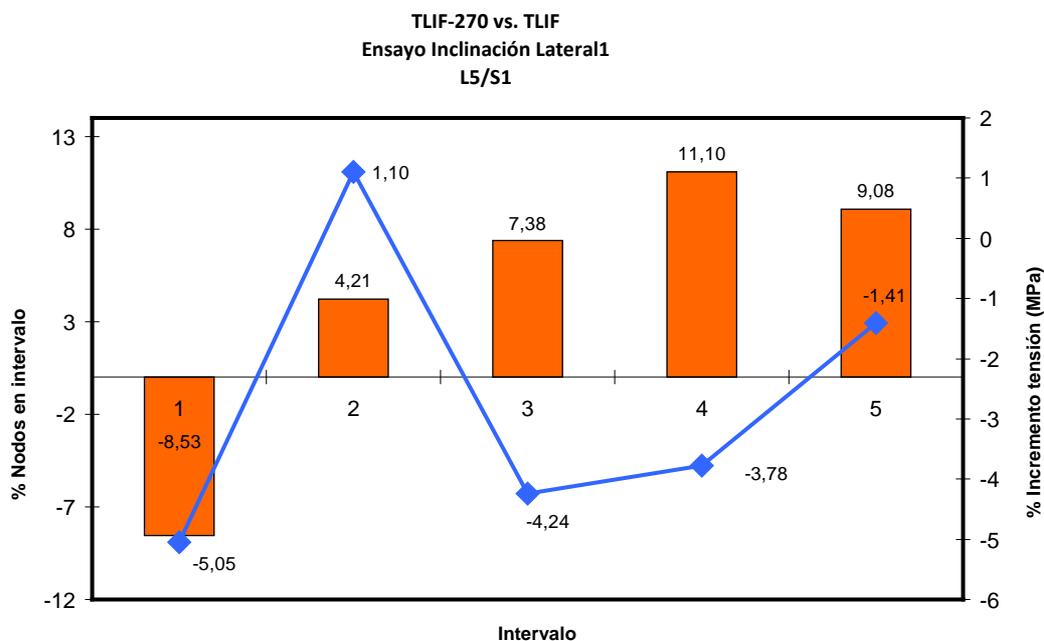


Figura 144: Representación de la variación de tensiones en el disco inferior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de inclinación lateral 1 (hacia abordaje quirúrgico).

3.4.3. Disco L3-L4 en inclinación lateral 2 de la columna

Los resultados obtenidos en los valores de referencia se presentan en la tabla 45 y figuras 145 y 146.

Tabla 45: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,628026672	0,680451367	0,792207814
Desviación estándar	0,506264201	0,573252581	0,49942169
Límite Inf. IC	0,045021035	0,050248711	0,153717801
Límite Sup. IC	2,041926329	2,227520527	2,101385573
Valor Máx.	2,346106058	2,619472215	2,400711802

Las imágenes en escala de colores de los discos son prácticamente superponibles, mostrando una sobrecarga lateral clara, algo más extensa en el modelo 270° (Fig. 145).

En la distribución de la figura 146 no se observan grandes diferencias en cuanto a el reparto de los nodos en los distintos intervalos con respecto al ensayo de inclinación lateral 1, reduciéndose las diferencias entre los modelos de artrodesis a medida que van aumentando las tensiones medias con respecto a la columna normal.

La gráfica relativa (Fig. 147), confirma esta aproximación entre ambos modelos existiendo la mayor disparidad porcentual de tensiones medias en el intervalo 1 para reducirse progresivamente, rondando el 2% en el intervalo 5. La distribución por intervalos

sigue una distribución de campana, con incremento en los intervalos centrales y descenso en los extremos.

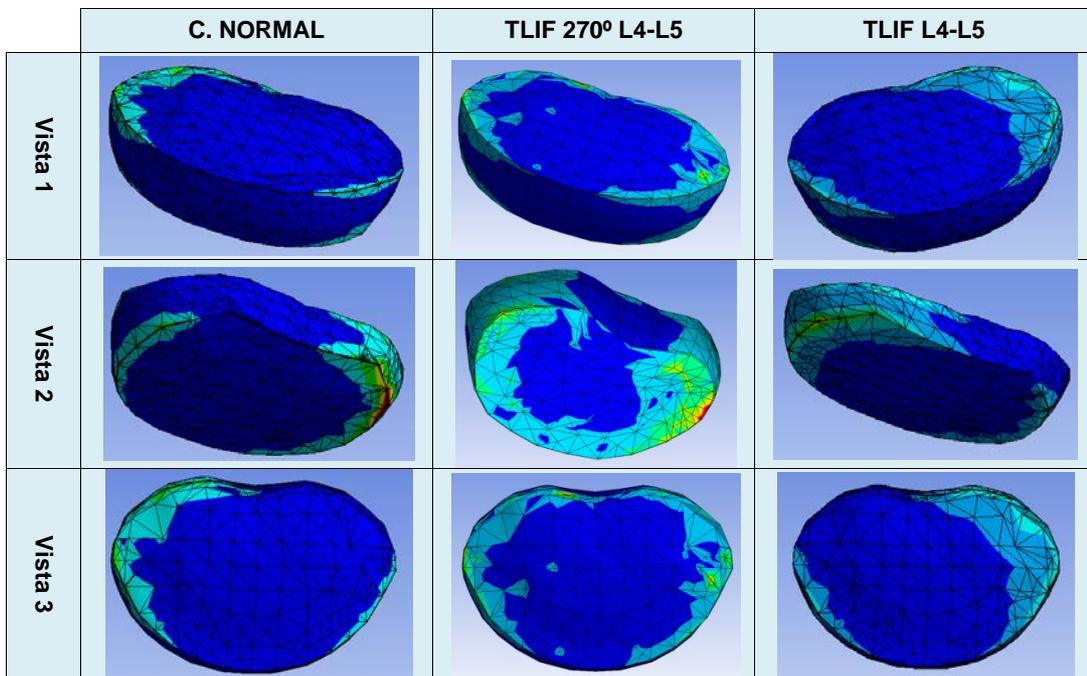


Figura 145: Representación de la distribución de tensiones en el disco superior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

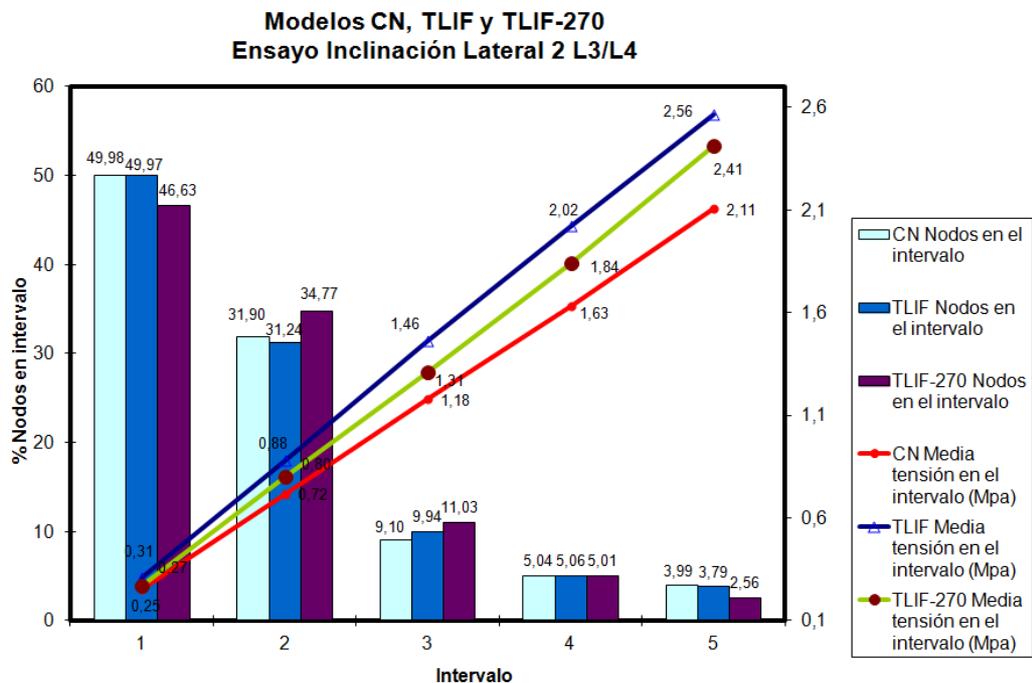


Figura 146: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco superior, comparando los diferentes modelos.

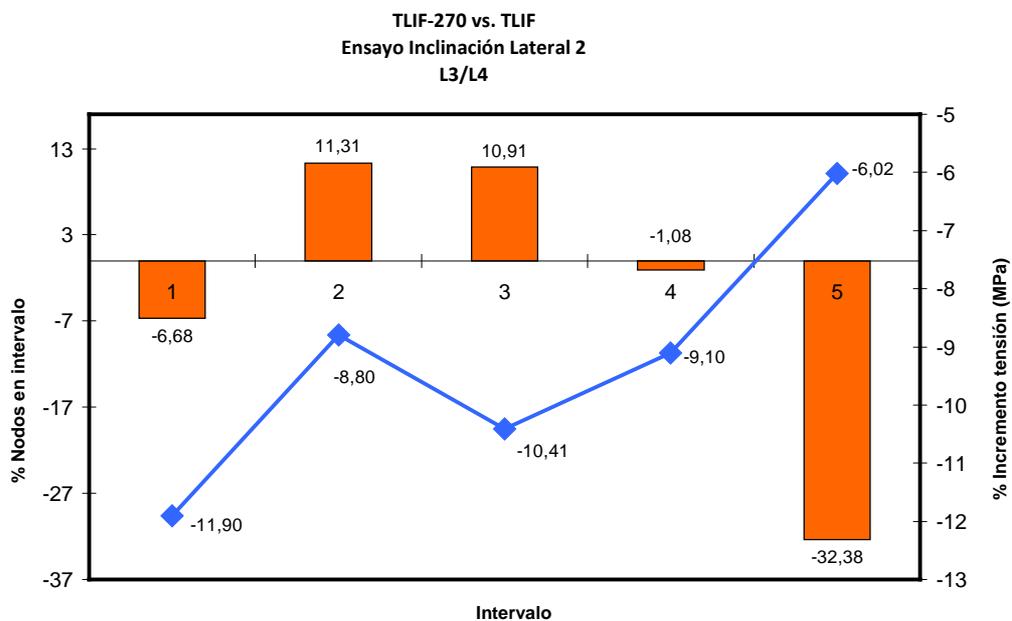


Figura 147: Representación de la variación de tensiones en el disco superior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

3.4.4. Disco L5-S1 en inclinación lateral 2 de la columna

Tabla 46: Tabla de valores de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

	C. NORMAL	TLIF 270° L4-L5	TLIF L4-L5
Media	0,658537594	0,715392513	0,796180435
Desviación estándar	0,433850195	0,513872118	0,501938486
Límite Inf. IC	0,123026757	0,140271929	0,154547892
Límite Sup. IC	1,85218817	2,050368114	2,113070671
Valor Máx.	1,93281753	2,280482117	2,41160243

En este ensayo ambos modelos de artrodesis actúan de manera muy similar (tabla 46). Solicitan más la parte del disco que soporta mayores tensiones, intervalos 3 a 5, pero que globalmente son inferiores al disco superior (Fig. 149).

Si nos fijamos en la gráfica relativa (Fig. 150) puede verse este hecho de una forma más clara, siguiendo la línea de tensiones medias del modelo 270° una dirección ascendente, comenzando en -15% para terminar el -4% en el intervalo 5 con respecto a la artrodesis circunferencial, al igual que el incremento porcentual mantenido a partir del intervalo 1.

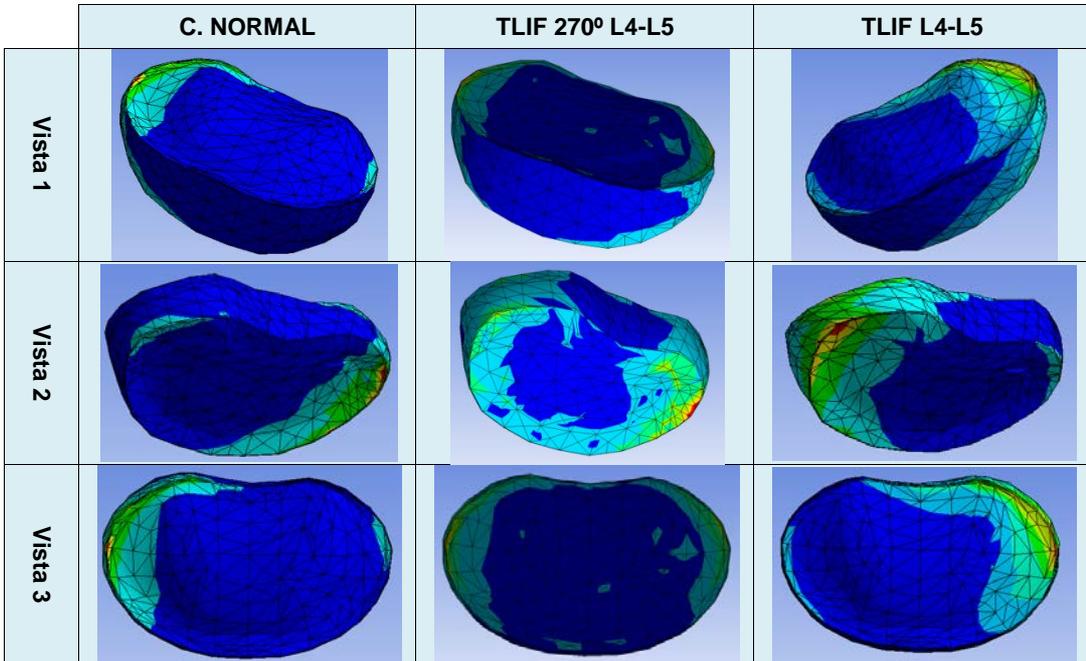


Figura 148: Representación de la distribución de tensiones en el disco inferior en los diferentes modelos durante el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

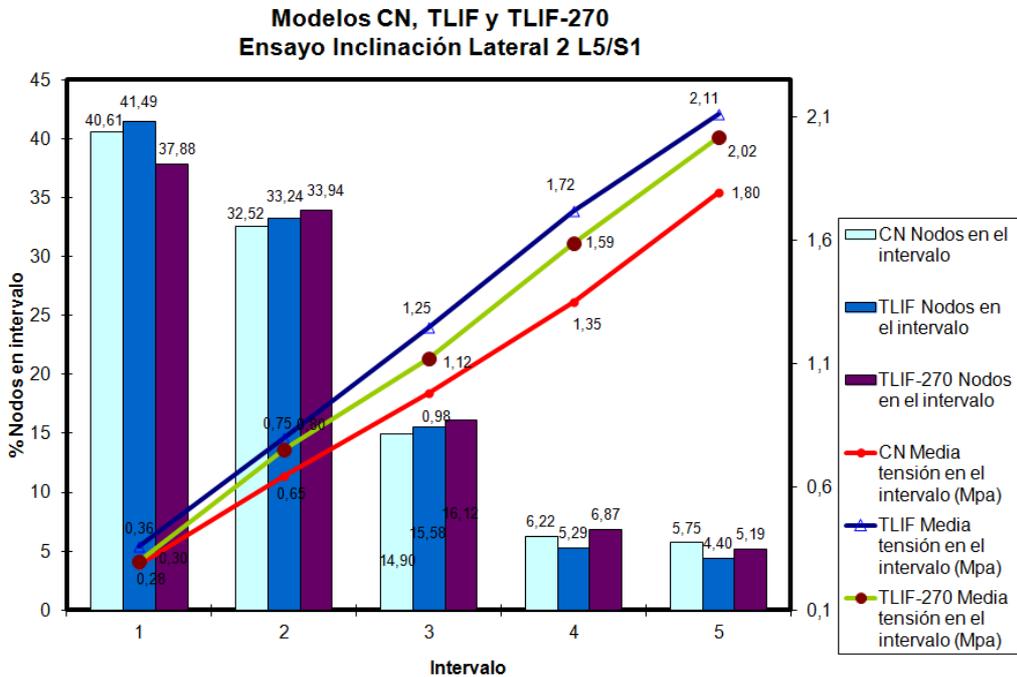


Figura 149: Representación de la distribución de nodos y tensiones en los distintos intervalos en el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico) en el disco inferior, comparando los diferentes modelos.

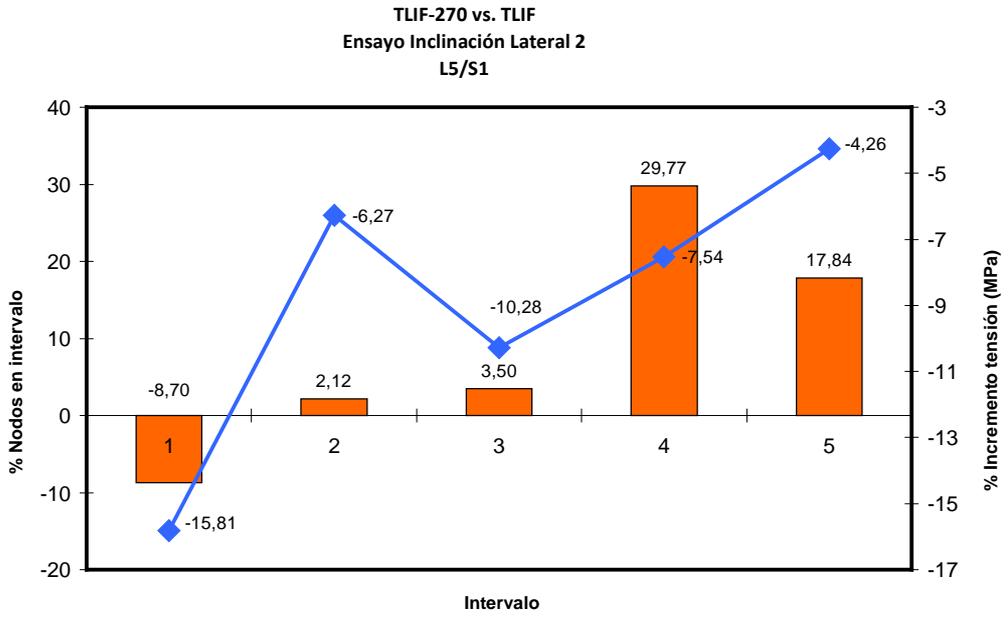


Figura 150: Representación de la variación de tensiones en el disco inferior en el modelo TLIF 270° con respecto al TLIF 360° durante el ensayo de inclinación lateral 2 (contralateral al abordaje quirúrgico).

06

DISCUSIÓN

En primer lugar es necesario aclarar que este estudio forma parte de una línea de trabajo, iniciada en el 2006 en el Hospital de Cabueñes por la Dra. Manuela Riera y que culminó con la lectura de su tesis doctoral en el año 2008, donde comparaba modelos de artrodesis frente a prótesis de disco y sus repercusiones en los segmentos adyacentes.

A continuación especificar que cualquier modelo de elementos finitos representa sólo un modelo matemático, y es por tanto, una aproximación al espécimen y a las condiciones de la vida real.¹⁷⁷ No puede reflejar la variabilidad de formas y de propiedades de los materiales del hueso dentro del propio individuo o entre individuos.¹⁶¹ Además, debemos tener en cuenta que habitualmente la validación de los modelos de elementos finitos se realiza comparando los resultados de someter el modelo a unas determinadas cargas con los obtenidos en las mismas condiciones *in vitro*. Es decir, resulta prácticamente imposible crear una simulación basada completamente en hallazgos obtenidos *in vivo*.

A pesar de todo, aunque un modelo de elementos finitos presenta ciertas limitaciones, como hemos visto, simula con precisión las características biomecánicas de la columna lumbar, de forma que ocupa un lugar preferente en el estudio del comportamiento del raquis.¹⁷⁸

En el presente estudio hemos simulado la cirugía sobre el espacio L4-L5, para poder estudiar el efecto sobre los espacios adyacentes, tanto superior como inferior. Debemos tener en cuenta que para muchos autores las fusiones flotantes (aquellas que tienen un disco “libre” por encima y otro por debajo) están sometidas a mayores tensiones.^{179,180} Según esto, las sobrecargas sufridas tras una cirugía que englobase la primera vértebra sacra serían posiblemente diferentes a las que se van a presentar.

Igualmente cabe reseñar que las técnicas quirúrgicas se han supuesto perfectas, simulando una retirada completa del disco intervertebral y estructuras adyacentes. Se han recreado una artrodesis circunferencial (360°) y otra en configuración 270° entre los dos cuerpos vertebrales, con longitud y posición de los tornillos ideales. Sabemos que la situación real a menudo presenta diferencias en cuanto a la posición, volumen o forma del injerto, de forma que podrían producirse resultados ligeramente diferentes si tuviésemos en cuenta estos factores. Sin embargo, considerar los posibles errores o imprecisiones en el tratamiento quirúrgico supondría una cantidad de variables difíciles de controlar, y que posiblemente no aportarían ningún beneficio al estudio.

Además debemos tener en cuenta que nuestros objetivos se plantean teniendo en cuenta un estudio estático de las sobrecargas, es decir, no es objeto de nuestro análisis evaluar el efecto de las cargas repetidas sobre la columna a lo largo del tiempo, sino cuantificar las tensiones sufridas en un momento puntual en diferentes situaciones por los discos intervertebrales adyacentes a la fusión.

1. DISCUSIÓN DEL OBJETIVO 1: DESARROLLAR Y VALIDAR UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL LUMBOSACRA

Se ha argumentado que la clarificación de las causas de dolor lumbar requiere un conocimiento profundo de las fuerzas y sobrecargas a las que se ve sometida la columna lumbo- sacra. Debido a que un abordaje puramente experimental no puede proporcionar esa información, los modelos analíticos son necesarios para clarificar este proceso.

Aunque la historia natural de la discopatía degenerativa presenta aún múltiples incógnitas, estudios epidemiológicos y biomecánicos indican que los factores mecánicos juegan un importante papel.^{169,181,182} Debido a ello, las propiedades biomecánicas del disco lumbar han sido objeto de múltiples investigaciones. La mayoría de estas investigaciones son experimentales y ofrecen los resultados de la medición del comportamiento fuerza/desplazamiento del disco,^{171,183,184} presión intradiscal,^{171,172,173} y abombamiento del disco.^{185,186} Además se han comunicado estudios sobre la deformación de la placa cartilaginosa, la fuerza sobre las fibras del anillo fibroso, la distribución de la presión en el disco o la fuerza axial recibida por la placa cartilaginosa. Existe la convicción, sin embargo, de que la simple medición de todos estos factores no clarifica suficientemente la naturaleza de la correlación entre los factores mecánicos y la enfermedad del disco. Ello es debido, por un lado a la complejidad técnica de los experimentos, y por otro lado a la dificultad para simular experimentalmente la patología de la unidad vertebral funcional.

Es necesario por tanto desarrollar modelos analíticos del disco, para suplementar los estudios experimentales, reconocido por múltiples autores en los últimos años.^{145,168,169} Así, el método de elementos finitos, conocido ampliamente en el campo de la Ingeniería, supone una técnica particularmente apropiada para el modelado de estructuras no homogéneas con límites irregulares, tal como la unidad vértebra-disco. Este método aborda la resolución del estado tensodeformacional de estructuras complejas sometidas a cargas mediante la descomposición del modelo en un conjunto de elementos conexiónados entre sí, denominada malla de elementos finitos, para los que se resuelven de forma aproximada las ecuaciones que proporciona la ciencia de los materiales.¹⁸⁷

Belytschko et al.¹⁴³ fueron los primeros en comunicar los detalles de un modelo de elementos finitos de la unidad vértebra-disco. Desde entonces múltiples modelos han sido desarrollados, con el fin de mejorar nuestra comprensión con respecto al conocimiento de la unidad vertebral funcional.^{138,188,189}

Existen también en la literatura diferentes modelos que pretenden realizar un acercamiento al comportamiento de la columna lumbar como un todo, incluyendo o no al sacro, para intentar dar una visión más cercana a lo fisiológico en cuanto al comportamiento de esta región del raquis.^{144,146,164,190}

En cualquiera de estos dos tipos de modelos, habitualmente los estudios van dirigidos a la investigación de diferentes áreas:

- Estudio de la biomecánica de la columna normal: la principal finalidad en estos casos es la comprensión y evaluación de cada uno de los principales elementos constituyentes de la unidad vertebral funcional. Así, algunos autores se han centrado en el efecto de los ligamentos,^{41,168} de los músculos^{140,191} o el comportamiento de las facetas.¹⁸⁸ Igualmente, el disco intervertebral ha sido a menudo objeto de estudio en diferentes publicaciones.^{138,145}
- Por otro lado, el FEM permite también avanzar en el terreno del diseño de dispositivos quirúrgicos. Sin embargo, las publicaciones en este sentido no son frecuentes en la literatura. Langrana et al.¹⁹² comunicaron el diseño de un disco intervertebral artificial. Además de servir para la creación de implantes, el método de los elementos finitos constituye una poderosa herramienta para validar y optimizar un diseño previamente a o al mismo tiempo que se produce su evaluación clínica y/o experimental.
- Estudio de las consecuencias o efectos de distintos tratamientos quirúrgicos; es decir, predecir las alteraciones biomecánicas que se producirán, a corto y largo plazo, en una columna sometida a un tratamiento quirúrgico específico. Así, en 2003, Baroud et al.¹⁶⁶ investigaron el potencial riesgo de fractura en las vértebras adyacentes tras una vertebroplastia. En el mismo año, Zander et al. publicaron los efectos producidos tras una laminectomía en la estabilidad y biomecánica de la columna lumbar,¹⁹¹ y Polikeit et al.¹⁵⁹ hicieron lo mismo tras la implantación de una caja intervertebral. Dooris et al.¹⁶³ investigaron el efecto en una unidad vertebral funcional tras la implantación de un disco artificial.

Nuestro estudio se engloba entre aquellos que pretenden estudiar el comportamiento biomecánico de la columna normal tras someterla a diferentes cirugías. Para ello creamos un modelo que engloba la columna lumbo-sacra desde L2. En nuestro caso, además, se ha modelizado el sacro, lo cual no es frecuente en la literatura. Esto nos ha permitido, aparte de aportar un comportamiento más fisiológico del modelo, el poder estudiar el efecto en el disco L5-S1, sujeto a menudo a cirugías adyacentes en la práctica quirúrgica habitual de la discopatía degenerativa. Yamamoto et al.¹⁷⁰ usaron un modelo que englobaba desde L3 a L5, sacro y pelvis para estudiar la espondilolisis en la columna lumbar baja. Otros autores han presentado modelos de la columna lumbar completa, como Azegami et al.¹⁹³ que estudiaron los efectos del crecimiento y las deformidades resultantes. Teo et al.¹⁹⁴ modelizaron la columna completa, aunque únicamente la primera vértebra sacra, para presentar un nuevo método de mallado que permitiría la creación en un corto periodo de tiempo de modelos específicos para cada paciente. Belytschko et al.¹⁴³ también utilizaron para su modelo el sacro y la pelvis, además de todas las vértebras. Sin embargo, el mallado del sacro dentro de los modelos de elementos finitos utilizados habitualmente en el estudio de las alteraciones biomecánicas secundarias a la cirugía lumbar no es frecuente. Se utilizan habitualmente modelos de una unidad vertebral funcional, que estudian las consecuencias en el propio segmento funcional, o bien en las láminas cartilaginosas superior e inferior. Esta es por tanto una de las importantes aportaciones que presenta nuestro modelo.

Una vez modelizado, consideramos el anclaje del sacro sin permitirle ningún grado de movilidad: no deslizamiento ni movimiento de rotación. Aunque en condiciones fisio-

lógicas la unión sacroilíaca mantiene una libertad de movimientos de unos 0,5 milímetros de deslizamiento en direcciones perpendiculares al eje de rotación, así como unos 2° de giro respecto al eje de rotación, este hecho no es considerado en ninguno de los modelos de elementos finitos de la columna lumbosacra presentes en la literatura, por lo que en nuestro estudio se ha obviado la movilidad intrínseca del sacro, suponiéndolo anclado en el espacio para facilitar la comparación con estudios similares existentes en la bibliografía previa, y poder así validar el modelo.

Otro hecho a tener en cuenta es que en este modelo no se ha tenido en cuenta el efecto de los músculos. Muchos autores han intentado identificar el papel de los diferentes músculos en la biomecánica del raquis, y estimar su fuerza en los diferentes movimientos.^{140,195} Sin embargo, como la mayoría de las fuerzas se transmiten a través del disco, aplicar las cargas en la carilla superior de la primera vértebra lumbar del segmento analizado (en nuestro caso L2) se considera que es una buena aproximación en los análisis estáticos.¹⁹⁶ La cuestión de considerar las fuerzas musculares permanece para los ensayos dinámicos en los que los músculos sí juegan un papel estabilizador. Son muchos los autores que no tienen en cuenta el efecto de los músculos en sus modelos, en parte debido a la complejidad que conlleva, así como a una gran falta de información respecto a su influencia.^{160,164,43,196,197} Zander et al.¹⁹¹ aconseja tener en cuenta los efectos de los músculos en la columna lumbar, aunque asegura que su influencia en los discos de la región dorsal es mínima. De cualquier modo, cabe decir que el estudio de la biomecánica en la cirugía lumbar en presencia de músculos sin duda aumenta el realismo de los ensayos.

En cuanto a la geometría y características físicas utilizadas en la modelización de cada uno de los elementos constituyentes, estos datos fueron tomados de la literatura, y han sido descritos previamente en el apartado de Material y Métodos, siendo avalados por múltiples autores que a su vez son creadores de modelos validados ampliamente anteriormente a nuestro estudio.^{140,158,159,145,160,163}

Una vez construido el modelo se procedió a su validación, como ya hemos visto. La validación de cualquier modelo de elementos finitos de la columna es esencial, pero extremadamente difícil, debido a la inevitable variación entre individuos y especímenes.¹⁶⁹ El modo habitual de validar un nuevo modelo consiste en su comparación con hallazgos de experimentos *in vitro* realizados bajo similares condiciones,^{43,140,165,187,196} o bien compararlos con los obtenidos previamente por otros autores cuyos modelos han sido ya validados.^{176,198} En nuestro caso se procedió igualmente a la comparación con experimentos realizados *in vitro* bajo similares condiciones de carga y contorno; así se realizó un ensayo inicial procediendo a la aplicación de una fuerza axial de compresión de 800 N en intervalos ascendentes que produjeron unas deformaciones que se representaron en una curva tensión deformación. Estos resultados fueron comparados con los de Chosa et al.¹⁷⁶ y Skalli et al.¹⁷⁴ Esos autores sometieron sus modelos a la misma carga axial y observaron el desplazamiento que ésta producía en cinco momentos diferentes de la aplicación. Las curvas resultantes fueron superponibles, y los desplazamientos en los diferentes pasos similares.

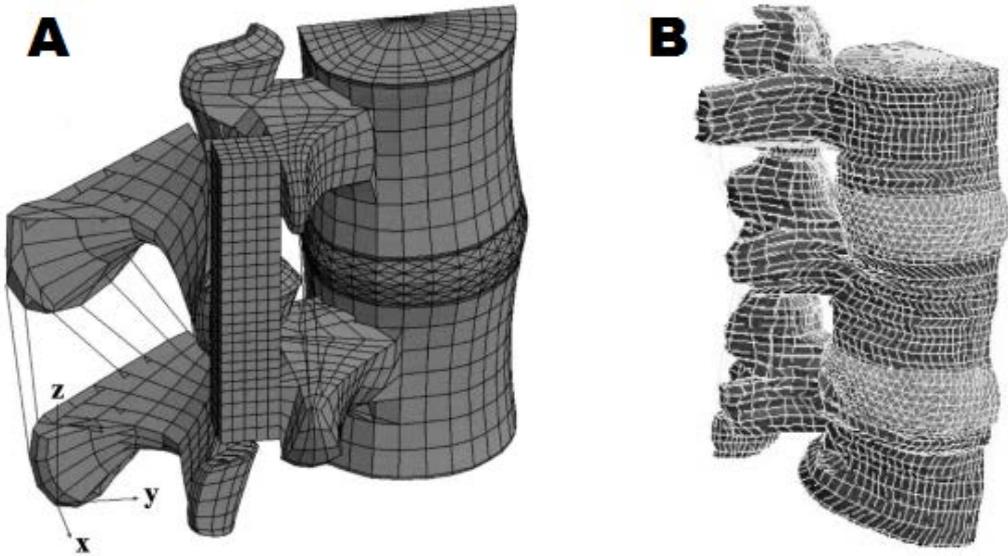


Figura 151: a) Modelo FEM L4-L5.¹⁹⁷ b) Modelo FEM L3-L5.¹⁶⁰

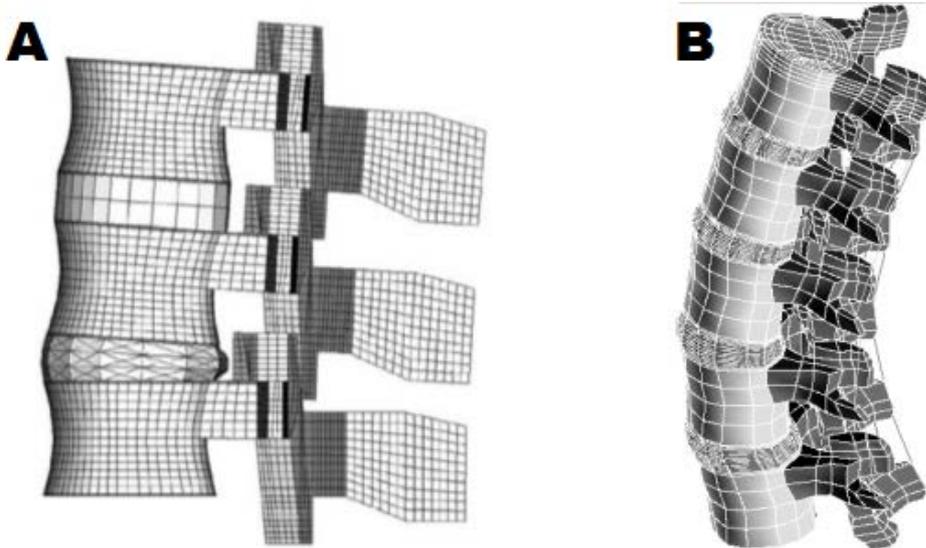


Figura 152: a) Modelo FEM de dos niveles.⁴³ b) Modelo FEM L1-L5.¹⁶⁴

Posteriormente se procedió a comparar la movilidad angular y la rigidez del sistema con los hallazgos obtenidos in vitro por Yamamoto et al.¹⁷⁰ y los del modelo de Chen et al.¹⁶⁴ Para ello se aplicó una precarga de 150 Newtons sobre la vértebra superior del modelo (L2) y a continuación se sometió la construcción a momentos de 10 Nm para simular los movimientos de flexión, extensión, torsión e inclinación lateral, en idénticas condiciones que en los ensayos de los autores de referencia. Se recogieron los datos correspondientes a la movilidad de los distintos segmentos vertebrales así como la rigidez media. En cuanto a los grados de movilidad de los segmentos, la máxima diferencia encontrada en nuestro modelo con respecto a Yamamoto es de $0,75^\circ$; y con Chen de $2,2^\circ$. En cuanto a la rigidez, la diferencia máxima fue de 0,19 Nm respecto a Yamamoto y 0,23 respecto a Chen. La rigidez de nuestro modelo fue superior a la del cadáver tanto en fle-

xión como en inclinación lateral. Estos hallazgos nos permiten confirmar la concordancia de nuestro modelo con los obtenidos previamente por estos autores, y así proceder a su validación.

Finalmente el modelo de columna sana presentado en este estudio constó de 282.543 elementos y 416.516 nodos. Como ya hemos visto en apartados anteriores, se denomina elemento a cada una de las partes en que se divide el continuo y cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados nodos. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes. El conocimiento de lo que sucede en el interior del modelo del cuerpo estudiado se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos; por ello, una aportación fundamental de nuestro modelo se basa precisamente en el número de elementos y nodos, su alta resolución, ya que la información relativa a lo que sucede en el interior del cuerpo modelizado (en este caso la columna lumbosacra) será mucho más preciso. Este hecho queda de manifiesto cuando comparamos el aspecto final de nuestro modelo con otros de los publicados en la literatura (Fig. 153).

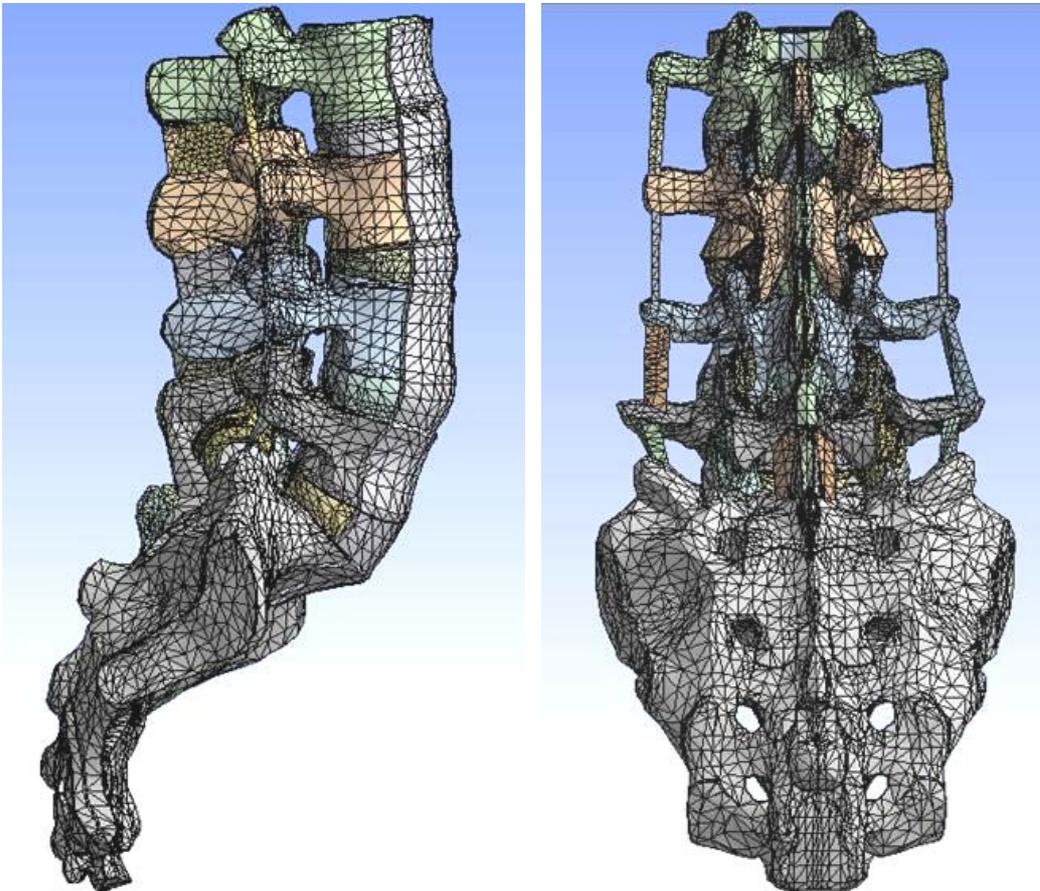


Figura 153: Nuestro modelo FEM en vistas lateral y anteroposterior.

La posible influencia del tamaño de los elementos en la eficacia del modelo ha sido estudiada previamente. Así, Crawford et al.¹⁹⁹ señalan que la diferencia en cuanto a la

rigidez utilizando modelos de alta o baja resolución varió sólo un 4%. Sin embargo, encuentra diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la predicción del daño vertebral. Asegura además, que estudios que persigan encontrar cambios más sutiles en cuanto a la variación de la rigidez a través del tiempo, deberían tener en cuenta los pequeños pero altamente significativos efectos del tamaño del voxel. Keyak et al.¹⁴⁷ estudiaron la influencia del tamaño de los elementos en un modelo de fémur proximal, concluyendo que éstos deben ser muy pequeños para representar las intensas variaciones presentes en las propiedades mecánicas del hueso, y que el uso de elementos de mayor tamaño disminuye la fiabilidad en la predicción de sobrecargas y tensiones. Igualmente Niebur et al.²⁰⁰ publican que la convergencia en el comportamiento de un modelo FEM depende del tamaño de los elementos utilizados. Por todo ello consideramos nuestro modelo como especialmente útil en el cálculo de las sobrecargas y su interés radica en ser capaz de comprender y cuantificar, de forma relativa, a la columna normal, las alteraciones biomecánicas producidas en los discos adyacentes a un segmento lumbar tratado mediante artrodesis circunferencial 360° o limitada a 270°.

2. DISCUSIÓN DEL OBJETIVO 2: EVALUAR LAS TENSIONES EN LOS DISCOS L3-L4 Y L5-S1 EN COLUMNA NORMAL, CON FUSION TRANSFORAMINAL L4-L5 CIRCUNFERENCIAL 360° (TLIF 360°) Y CONFIGURADA A 270° (TLIF 270°)

Aunque existen numerosas técnicas de fusión vertebral en el tratamiento de la discopatía degenerativa, la fusión circunferencial continúa siendo el patrón oro en el tratamiento de la enfermedad degenerativa discal.²⁰¹ Nosotros hemos simulado una fusión intersomática transforaminal circunferencial estándar a 360° (TLIF 360°) y otra configurada a 270°, denominada TLIF 270°, ya que están cobrando fuerza en los últimos años el desarrollo de nuevas técnicas, abordajes y configuraciones quirúrgicas que pretenden conseguir los mismos buenos resultados clínicos y/o porcentaje de fusión^{202,203,204,205} obtenidos por aquella. Pretenden a su vez reducir el porcentaje de complicaciones, fracasos y costes socio-económicos de un tipo de cirugía que ha venido creciendo exponencialmente en los últimos años.

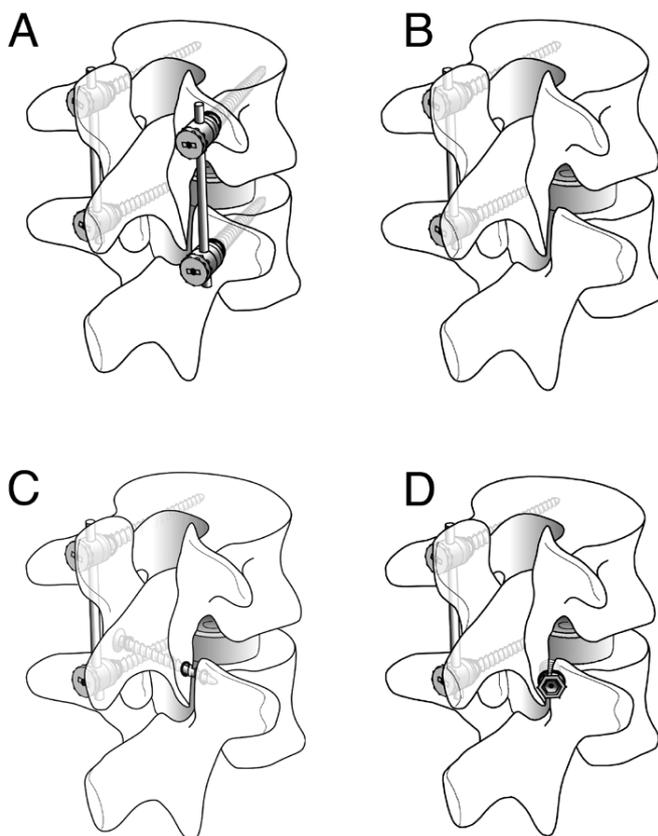


Figura 154: Representación esquemática de diferentes configuraciones de fusión.²⁰⁶

Han sido estudiados ampliamente tanto los efectos de la fusión posterolateral como del PLIF^{176,196,207,208} e incluso del ALIF.^{164,209} Sin embargo encontramos pocas referencias que centren sus investigaciones en el TLIF,^{111,206,210,211} y además son estudios in

vitro. Park¹⁵² en un estudio de revisión de la literatura, concluye que la proporción de SDA sintomática es mayor en la fusión transpedicular que en las otras formas de instrumentación. Esta constituye, por tanto, otra de las características innovadoras de nuestro estudio: presentar un modelo FEM de artrodesis intersomática transforaminal.

Hay que hacer notar, previamente al análisis de los resultados obtenidos, que en nuestro trabajo no se pretende evaluar la evolución a lo largo del tiempo del daño ocasionado por la cirugía lumbar en los discos adyacentes, sino estudiar la distribución de las sobrecargas en estos discos y cuantificarla en un momento de tiempo concreto.

Una de las características diferenciadoras de nuestro estudio, y que aporta más datos con respecto a la literatura, consiste en la distribución de los datos en intervalos. Debemos señalar que no hablamos de zonas físicas del disco, como otros autores definieron previamente^{178,212} sino intervalos de datos definidos por unos valores máximos y mínimos de tensiones. Es decir, se dividen los resultados (una vez desechados los datos límite) en cinco intervalos iguales en cuanto a su límite máximo y mínimo de valores de sobrecargas, pero conteniendo un número distinto de nodos en cada ensayo, de forma que nos permite evaluar, además del comportamiento global del disco, cómo se comporta cada zona y cómo varía la cantidad de disco sometida a una tensión determinada; es decir estudiar no sólo cuánto aumenta la tensión en el disco sino qué cantidad del mismo se ve expuesta a dicha sobrecarga. Este concepto supone una innovación en los datos publicados previamente en la literatura, y creemos que aporta información interesante sobre el comportamiento biomecánico del disco sometido a la cirugía vertebral.

Lo primero que se constata, y de forma más evidente, es el aumento de tensiones que se produce en los modelos de fusión intersomática con respecto a la columna normal. Esto ocurre tanto en el disco superior como en el inferior, y lo hace en todos los movimientos de la columna. Este hecho ya ha sido objetivado previamente por múltiples autores, tanto en estudios clínicos^{109,151,153,179,213,214} como analíticos.^{139,145,164,176,187,196,215} Tanto las medias como los máximos resultan superiores en los modelos TLIF respecto a la columna normal en todos los ensayos y en ambos discos, lo cual ya nos permite ver el comportamiento global de los modelos.

Si nos centramos en los intervalos, observamos la misma tendencia: las medias de los diferentes intervalos son mayores en los modelos TLIF que en la columna normal en todos los ensayos y en ambos discos, en todos los casos. En cuanto a la distribución de nodos por intervalo, aunque las diferencias son pequeñas entre los tres modelos, se mantiene una curva descendente clara, que nos informa de que la gran mayoría del disco, cercanas al 80% en el disco superior y al 70% en el disco inferior, trabaja a tensiones bajas (intervalos 1 y 2). Podemos indicar, por tanto que la mayor parte del disco superior trabaja a tensiones bajas, en todos los ensayos en todos los modelos, aunque éstas sean globalmente superiores a las generadas en el disco inferior en valores absolutos.

Los incrementos de tensiones generados por los diferentes ensayos siguen una pauta lineal divergente mantenida en ambos discos en todos los modelos, siendo los dos extremos el modelo TLIF 360° (superior) y la columna vertebral sana (inferior), permaneciendo el modelo TLIF 270° entre ambas pero más próximo de la artrodesis circunfe-

rencial. De manera creciente comienza por el ensayo de extensión, seguido del de flexión, torsión y por último el de inclinación lateral. Es decir que los movimientos de extensión y flexión incrementan las tensiones en los discos adyacentes pero en menor cuantía que los de torsión e inclinación lateral, más agresivos en cuanto a la generación de tensiones en los discos adyacentes. Para la columna normal no existen diferencias en relación al desplazamiento en el plano sagital, ya que se trata de un modelo simétrico, pero no así para los modelos de artrodesis. En ellos la inclinación lateral 1 genera mayores tensiones que la inclinación lateral 2, en ambos discos y superiores para el disco L3-L4 que para el L5-S1. Datos que podrían explicarse por la rigidez de la instrumentación y la pérdida de estructuras osteoarticulares (facetas y masa de fusión intertransversas) características de este tipo de técnicas, tanto para la configuración circunferencial 360° o 270° como se detallará en la discusión del objetivo 3 que pretende comparar los resultados obtenidos por dichos modelos.

Analizar las gráficas relativas entre los modelos de artrodesis y la columna normal, nos permite cuantificar la magnitud de la sobrecarga que dicha cirugía origina en los discos adyacentes. Aunque los valores máximos se obtienen en el disco superior a la artrodesis, los incrementos porcentuales de la media de tensiones por intervalo son superiores en todos los ensayos y en ambos modelos en el disco inferior. Es decir que aunque el disco inferior soporta globalmente menores tensiones, la cirugía de artrodesis origina mayores sobrecargas a este nivel, pudiendo ser causa de degeneración precoz de dicho segmento.¹⁵²

En el modelo TLIF 360° la distribución del incremento de tensiones así como las variaciones del porcentaje de nodos por intervalo, siguen patrones diferentes como es evidente. Sin embargo permanece constante en ambos discos el incremento del porcentaje de nodos en el intervalo 3 para todos los ensayos entre el 3 y el 18%. Es decir que en esta configuración aumenta la cantidad de disco que soporta las tensiones medias y no en las extremas, fundamentalmente en el intervalo 5 de mayores sobrecargas que son negativas en todos los ensayos excepto en el de torsión para el disco superior y extensión en el disco inferior.

Los incrementos de tensiones por intervalo describen gráficas que globalmente asemejan a una campana, obteniéndose los incrementos menores en los extremos, salvo en el ensayo de torsión en el disco superior que se comporta de manera opuesta, siendo los incrementos máximos los obtenidos en los intervalos 1 y 5, rondando el 25%.

Se mantiene la tónica de que existe más cantidad de disco que soporta las tensiones medias para los diferentes ensayos y que éstas son superiores a las soportadas por el resto del disco.

Como era de prever el modelo TLIF 270° no difiere mucho del modelo circunferencial, del cual deriva, manteniendo incrementos porcentuales del número de nodos por intervalo en los de tensiones medias (2 y 3) que rondan entre el 4 y 30%, superiores al modelo circunferencial. Hecho que debe reflejarse en los intervalos extremos, como así ocurre, llegando a descensos de casi al 50% en algunos ensayos.

La gráfica de incrementos de tensiones por intervalo, ya no sigue la forma de campana observada en el modelo anterior, sino que cambia de ensayo para ensayo y según el disco, permaneciendo similitudes únicamente entre los ensayos de inclinación lateral como es obvio, que son así mismo lo que más sobrecargan al disco (pico máximo 27%), seguido de la torsión, flexión y por último la extensión.

Si se observa la distribución por zonas, puede verse que no existen grandes diferencias en cuanto a la distribución de las zonas en unos modelos y en otros, siendo bastante simétrica entre ellos, con la matización de que en el TLIF 360° la cantidad de superficie discal sometida a sobrecargas (colores verdes a rojo) parece mayor. Esto no es evidente en todos los ensayos, posiblemente debido al hecho de que el interior del disco permanece “invisible” para nosotros.¹⁴⁵ Se puede observar, además, que en todos los modelos existe una sobrecarga en la región anterior del disco; esto ocurre tanto en el L3-L4 como en el L5-S1 y en todos los movimientos, aunque es menos evidente en la inclinación lateral. Este hecho podría estar en relación con los hallazgos clínicos de la degeneración discal precoz^{174,215} tales como los osteofitos anteriores. La sobrecarga presente en el borde anterior del cuerpo vertebral en extensión ha sido achacada a la tensión presente durante ese movimiento en el ligamento vertebral común anterior.²¹⁶

Park et al, a modo de resumen, concluyen que “Distintos estudios retrospectivos han argumentado que la progresión del proceso degenerativo preexistente en la columna es la principal causa de enfermedad del segmento adyacente. Sin embargo, dado que estos estudios representan un nivel de evidencia 3, no resulta razonable desechar la gran cantidad de evidencias biomecánicas que sugieren que las sobrecargas juegan un importante papel en el desarrollo de la enfermedad del segmento adyacente”.¹⁵²

3. DISCUSIÓN DEL OBJETIVO 3: COMPARAR LAS TENSIONES QUE SE TRANSMITEN A LOS DISCOS INTERVERTEBRALES ADYACENTES A UNA CIRUGIA DE FUSION VERTEBRAL TRANSFORAMINAL 360° Y 270°

Los objetivos de una fusión vertebral son los de conseguir una estabilidad del segmento que queremos tratar para conseguir la consolidación del injerto que apliquemos y prevenir el desplazamiento de los dispositivos utilizados. Idealmente el segmento artrodesado debería tener una flexibilidad que se aproxime a la del espécimen sano.¹¹¹ Si esto no se cumple se originarán alteraciones biomecánicas que deberán ser compensadas por los niveles próximos no fusionados.^{152,217} Si el montaje es demasiado flexible, los implantes se pueden aflojar y desplazar, en cambio si es demasiado rígido va a transferir las cargas a los segmentos adyacentes originando un incremento de la presión intradiscal y de la carga de las facetas.^{152,164,218,219} Esta sobrecarga lleva a esos niveles a sufrir un deterioro progresivo, con una prevalencia de alteraciones radiológicas entre el 8% y el 100% de los casos según series, que se reducen a cifras entre 5% y 35% si sólo se consideran las que son sintomáticas.^{151,152,220}

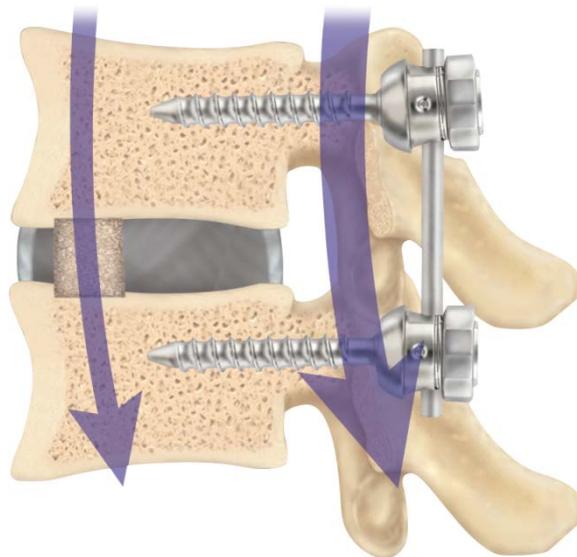


Figura 155: Cirugía de fusión vertebral.

Como factores de base de ese proceso tenemos por tanto la rigidez del montaje, lo extendido de la fusión, la lesión de las facetas, la pérdida de la lordosis fisiológica y desequilibrios sagitales y coronales.^{206,221,222} Hay autores que concuerdan en que hay una mayor incidencia, significativa, de deterioro de los niveles adyacentes en artrodesis a múltiples niveles que en fijaciones de sólo un nivel,^{151,223} mientras que otros²²⁴ no hallan diferencia en lo que sucede con artrodesis de hasta tres niveles. Las fusiones que llegan hasta L1, L2 o L3 están más predispuestas a dar problemas en los segmentos vecinos que las limitadas hasta L4 o L5.²²³ Que la artrodesis sea posterior, intersomática o circunferencial no parece crear diferencias,^{151,223,225} por lo menos con influencia en el resultado clínico.⁵⁹ Tampoco se aprecian diferencias en rango de movilidad, presión intradiscal o

deformación de las láminas en el espacio suprayacente a una artrodesis PLIF o TLIF 360° de un nivel, ambas instrumentadas con fijación pedicular atornillada.²²⁶ La adición de instrumentación incrementa la incidencia^{59,180,224,227,228} y acelera²²⁸ la degradación de los niveles adyacentes a la artrodesis.

Tres últimos puntos para completar estos comentarios. En primer lugar, las modificaciones radiológicas que pueden verse en espacios vecinos a una artrodesis no siempre tienen una traducción sintomática clínica^{152,153} Segundo, esas modificaciones se dan más en el espacio libre inmediatamente suprayacente a la artrodesis que en espacios por debajo de la misma, sin que acabe de estar claro por qué sucede así. En tercer lugar, eso es más frecuente en pacientes por encima de los 50 años que por debajo de esa edad.²²³ A la vista de todo esto, hay autores que piensan que esos fenómenos no son más que producto del proceso normal consecutivo al envejecimiento del sujeto, con una incidencia similar a la observada en individuos no fusionados.^{154,229,230}

La importancia práctica de la degeneración del segmento adyacente a la artrodesis es que, a la larga, puede afectar negativamente el resultado de la artrodesis y precisar de otra intervención quirúrgica para solucionarlo.^{164,180,231,232}

La mayor tasa de cirugía lumbar en los últimos años ha producido un aumento en la prevalencia de la enfermedad del disco adyacente, hasta el punto de desarrollarse nuevos estudios centrados en el tratamiento quirúrgico de esta patología.^{70,180,231}

La creciente experiencia basada en las posibilidades de la artrodesis proporciona el suficiente conocimiento a los cirujanos y a los ingenieros para mejorar los materiales y los métodos empleados para conseguir unos mejores resultados.

Sin embargo, los efectos pueden ser variables, y las complicaciones diversas. Los estudios sobre este tema a menudo llegan a la conclusión de que muchas preguntas quedan sin respuesta, y que son necesarios estudios con un mayor tiempo de seguimiento. Un análisis más completo es necesario para llegar a comprender los efectos que produce la implantación de un dispositivo intervertebral, y, más específicamente, de la alteración de la biomecánica espinal que resulta de tal implantación. En realidad, al igual que los factores traumáticos, nutricionales y genéticos, los cambios biomecánicos pueden jugar un importante papel en el transcurrir de la degeneración natural de los discos intervertebrales.

Uno de los problemas existentes en este punto es que no se conoce cuál es la rigidez óptima del montaje, necesaria para lograr la consolidación y, al mismo tiempo, sin efectos peyorativos sobre el segmento fijado y los segmentos vecinos.^{118,233,234} Un intento de limitar esos efectos indeseables es emplear sistemas menos rígidos.²³⁵ De hecho no hay diferencia significativa ($p=0,13$) entre el 91% de consolidaciones logrado con sistemas semirrígidos y el 88% con sistemas rígidos.⁷⁵ Otra manera de disminuir la rigidez de un montaje es aplicarlo unilateralmente en vez de bilateralmente (Fig. 13), reduciéndose el apantallamiento de tensiones (*stress shielding*) en el segmento instrumentado y los picos de sollicitación en los niveles adyacentes.¹³⁸ Los resultados clínicos y radiológicos son similares en ambas eventualidades,^{102,202,236} con lo que puede ser una solución asumi-

ble en inestabilidades menores, que reduce además el tiempo quirúrgico, la cantidad de material, el riesgo y el costo del procedimiento.¹⁰² Además de en PLF, la instrumentación unilateral se ha utilizado también en TLIF unilaterales.^{237,238} La TLIF con una sola jaula e instrumentación atornillada pedicular unilateral concede una flexibilidad del segmento muy próxima a la natural (Fig. 156),¹¹¹ especialmente en la inclinación lateral.¹⁴⁴

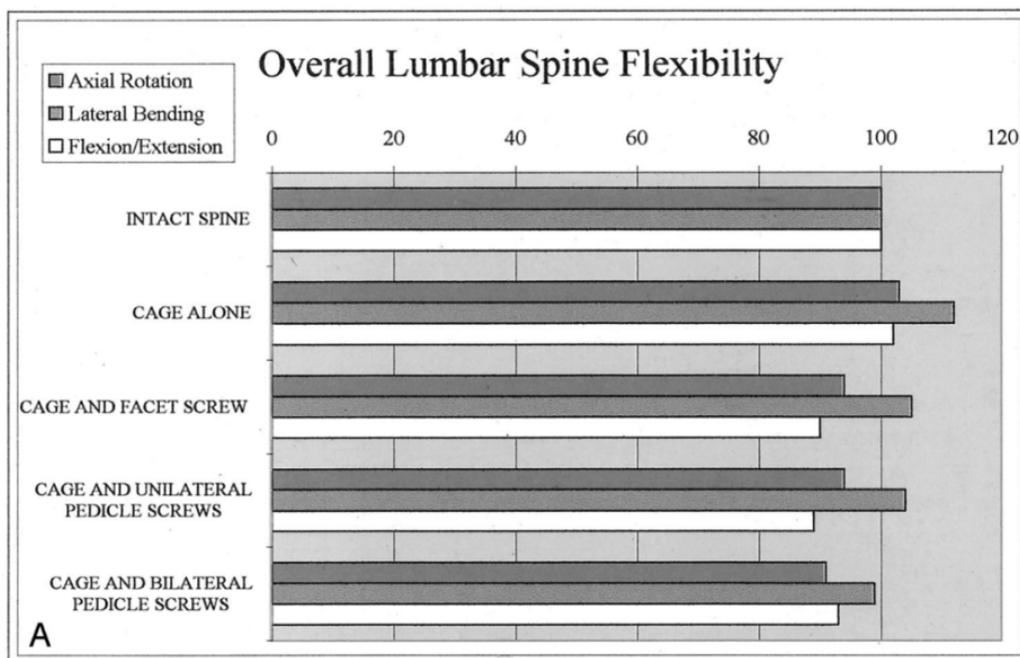


Figura 156: Porcentaje de flexibilización de la columna lumbar con diferentes configuraciones de estabilización, cuando se le aplica un momento de 5 Nm con respecto a la columna sana.

Los efectos producidos por la **fusión lumbar** en los espacios vecinos han sido ampliamente estudiados en la literatura. En un estudio realizado por Lehman et al,²¹⁴ casi la mitad de los pacientes desarrollaban inestabilidad en el segmento superior, y una tercera parte una estenosis. Sin embargo, Penta et al¹⁵⁵ no encontraron diferencias entre la discopatía del espacio adyacente entre pacientes tratados mediante una fusión y otro grupo tratado de forma conservadora. Rahm y Hall¹⁰⁹ encontraron que en la tercera parte de los pacientes tratados con una fusión posterior se desarrollaba discopatía superior, y en este grupo los resultados clínicos fueron peores.

Una vez constatados estos hallazgos, se intentaron identificar los factores que podrían influir en que un grupo de pacientes desarrollara este síndrome y en que éste tuviera repercusión clínica. Así, se procedió a estudiar la posible influencia de la técnica de artrodesis utilizada,^{109,196,208} el número de niveles artrodesados,^{180,234} el diagnóstico previo o la existencia de discopatía previa a la cirugía.^{176,239}

En una revisión de la literatura¹⁵² se señalan los posibles factores predisponentes constatados en estudios previos (Fig. 158).

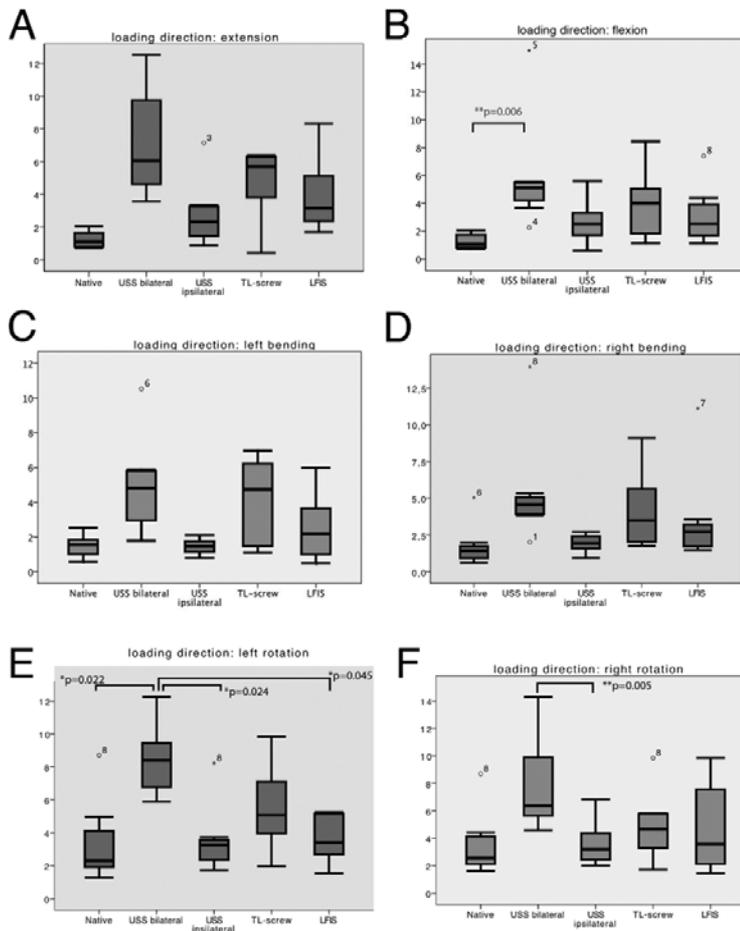


Figura 157: Resultados de los test de flexibilidad en especímenes de columnas cadavéricas con diferentes configuraciones fusión.

Algunos autores²⁴⁰ llegan a recomendar la aplicación de los tornillos pediculares de manera percutánea para evitar la lesión de las facetas articulares.

Recientemente, Videman et al.²⁴¹ han descrito que la incidencia de progresión de la degeneración discal en la población normal es de un 10% en un seguimiento de cinco años.

A pesar de que numerosos estudios, experimentales o numéricos, se han ocupado del tema de la repercusión de la cirugía en el resto de la columna, son pocos los que ofrecen una comparativa directa entre diferentes tratamientos, y, más específicamente, entre las diferentes técnicas de artrodesis.^{43,242}

Por ello, en nuestro estudio, una vez constatado el hecho del mayor aumento de sobrecargas en la columna artrodesada, en sus dos configuraciones, con respecto a la columna normal en el objetivo 2, se procedió a analizar nuestros resultados planteándose como objetivo prioritario tratar de cuantificar cuánto menor era dicho aumento en el caso del menos rígido (TLIF 270°) con respecto al TLF 360°. Ofreciendo una comparativa

directa entre ambas técnicas quirúrgicas para facilitar así la comprensión de los posibles efectos a largo plazo de ambas cirugías sobre el resto de la columna.

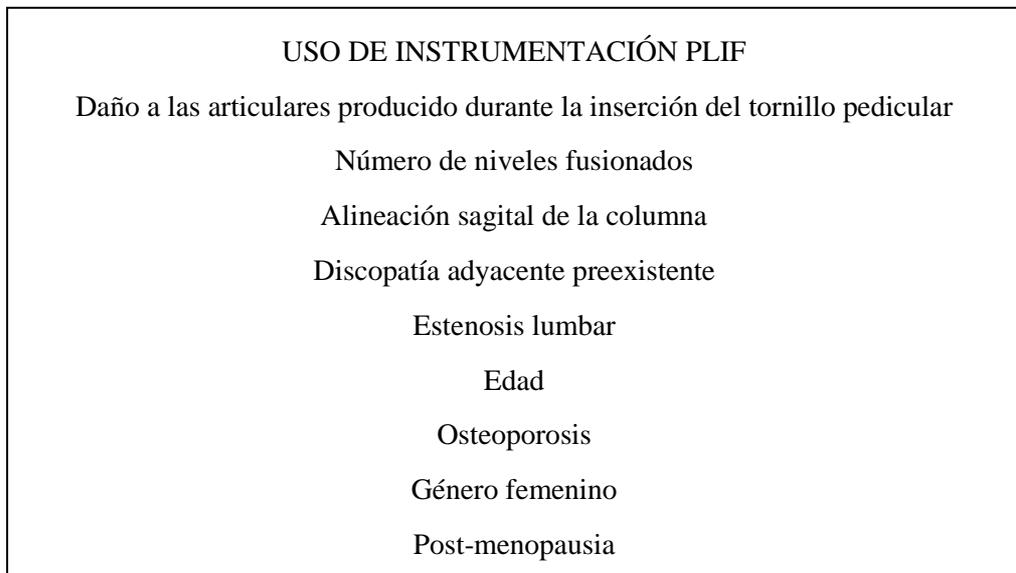


Figura 158: Potenciales factores de riesgo asociados a la enfermedad del disco adyacente.

Cuando se analizan los valores absolutos encontrados en nuestro estudio en los modelos de fusión, se observa que todos ellos son superiores en el modelo TLIF 360° al TLIF-270°, en todos los ensayos y en ambos discos, excepto la desviación estándar en la inclinación lateral 2.

La distribución de las medias de tensiones de los diferentes intervalos deja clara esta tendencia, pudiendo observar una relación lineal divergente entre ellas a medida que van aumentando, siendo su límite superior el modelo TLIF 360°, el inferior la columna sana y el modelo TLIF 270° entre ambas, pero más próximo del modelo de artrodesis circunferencial. Es decir, en los modelos de fusión, las tensiones son mayores en todo el disco. Esto concuerda con los hallazgos previos descritos en la literatura: Chosa et al.¹⁷⁶ estudiaron el aumento de von Mises en el disco adyacente a una fusión L4-L5 mediante un modelo de elementos finitos, encontrando un incremento medio de un 7% en la fusión posterolateral y un 13% en PLIF. Igualmente en un modelo de fusión L4-L5, Goto et al.¹⁹⁶ encontraron incrementos en el disco adyacente de entre un 29 y un 33% superior en la fusión posterolateral con respecto al modelo sano durante la flexión, y este incremento fue aún mayor en el caso del PLIF. Chen et al.¹⁶⁴ encontraron incrementos de entre un 21 y un 90% en el stress de von Mises en el disco adyacente a una fusión posterolateral durante la flexión. Chen-Sheng et al.¹⁶⁴ revisaron la literatura y constataron el hecho de que estudios previos que habían utilizado el método FEM para calcular las sobrecargas adyacentes a la fusión, publicaban incrementos medios de un 20% al comparar los datos de la fusión con la columna vertebral sana. En su propio estudio¹⁶⁴ en el que compara el efecto en el disco adyacente en relación con el nivel fusionado y su extensión, se refieren entre otras a la fusión L4-L5, encontrando incrementos medios de entre un 3 y un 10% en función del movimiento estudiado.

Si nos centramos ahora en el análisis de comparar las tensiones en los modelos de artrodesis, debemos hacer hincapié una vez más en que aunque el tema de las sobrecargas de los discos adyacentes a la cirugía lumbar ha sido previamente descrito en la literatura ampliamente,^{109,152,213} existen pocos artículos en los que se realice una comparativa directa entre ambas técnicas (fusión circunferencial y 270°).

Sirviéndonos de las ventajas que nos ofrece el FEM, nosotros queremos ir un paso más allá y nos hemos preguntado cuánto menos se sobrecargan los discos en la cirugía de fusión 270° con respecto a la circunferencial. Para ello realizamos una comparativa entre los valores encontrados en ambos modelos y los resultados se han presentado en unas gráficas relativas. En las que hemos encontrado que la cantidad de disco sometida a tensiones altas es menor en el modelo TLIF 270° en todos los ensayos en el disco superior y en el inferior salvo en torsión e inclinación lateral, con descensos porcentuales que superan el 50% y con valores de la sobrecarga menores en todos los ensayos en ambos discos, superiores en el disco L3-L4 que en el disco L5-S1 y especialmente significativos en los ensayos que más solicitan al disco, la torsión e inclinación lateral, existiendo diferencias entre ambas. Durante la inclinación lateral 2 se generan los mayores descensos porcentuales de tensiones medias por intervalo, probablemente relacionado con la presencia de estructuras ósteoarticulares intactas así como ausencia de masa de fusión que resta rigidez al sistema permitiendo una reacción más “fisiológica” de la columna.

Se debe hacer notar que el hecho de que la fusión limitada a 270° se comporte en nuestro estudio, en cuanto a sobrecargas de tensiones, a medio camino entre la fusión circunferencial y la columna sana, no nos permite inferir que es “mejor”. Debemos insistir en que hemos estudiado el efecto en el disco, pero las fusiones parciales sufren sus propias complicaciones (estabilización insuficiente, migración de implantes, desaxaciones)²⁴³ y limitaciones (lesiones unilaterales a uno, máximo dos niveles).²¹¹

4. DISCUSIÓN GENERAL

El estudio detallado de la biomecánica de cualquier estructura osteo-articular puede ser llevado a cabo de dos formas: mediante la experimentación o mediante la modelización. Los estudios experimentales están basados en muestras de animales, de cadáveres o artificiales, mientras que la modelización puede realizarse de forma matemática o informatizada.

Por supuesto que cada uno de estos caminos tiene sus ventajas e inconvenientes, así pues la experimentación es la forma más directa y obvia para obtener información de la biomecánica de la columna y su comportamiento, pero puede ser costosa y difícil de manejar y tiene el inconveniente de la variabilidad entre los especímenes y de la repetibilidad.

Por su parte, la modelización mediante el método de los elementos finitos tiene la ventaja de que un número y variedad infinita de especímenes pueden ser generados e investigados sin dañarlos, consiguiendo ser una poderosa herramienta en el campo de la investigación en la columna. Nos permite repetir experimentos, cambiar parámetros e incluso analizar la influencia de un componente aislado dentro de la construcción que investiguemos, así como simular diferentes estados patológicos y su tratamiento. Es útil en términos de analizar patrones de comportamiento de cargas en la columna, facilitando el diseño óptimo de los dispositivos quirúrgicos. Sin embargo, no significa que los estudios *in vitro* deban ser sustituidos por este método, sino que son necesarios tanto para comparar los resultados generales como para validar la construcción de los modelos. Dichos modelos de elementos finitos también tienen limitaciones, incluso si su diseño se basa en las características fisiológicas de los materiales y en la geometría realista de la columna lumbar. La estructura anatómica del raquis es compleja, y las propiedades de las pequeñas articulaciones tales como el coeficiente de fricción no están muy claras. Por ello, los parámetros de los materiales utilizados en los modelos a menudo son simplificados o basados, en algún grado, en hipótesis.¹⁷⁸

En los últimos años se ha producido un gran avance en el campo de los elementos finitos aplicados al área de la Medicina y concretamente de la Cirugía Ortopédica. Esto es debido a que un modelo de elementos finitos de una estructura osteo-articular presenta unas condiciones no lineales de contacto, propiedades de los materiales no lineales y geometría no lineal, y esta “no linealidad” del modelo requiere una solución iterativa y una potencia computacional muy importante, por lo que este tipo de análisis sólo se han hecho factibles recientemente gracias al enorme desarrollo de los ordenadores y a su capacidad de cálculo. Los modelos de elementos finitos se validan mediante la comparación de los resultados que se obtienen con ellos y los que se miden de forma experimental. Antes de dicha validación, su convergencia debe ser comprobada. Esto determina que las características generales del modelo son razonables pero no asegura su exactitud por lo que, en la gran mayoría de los modelos actuales, los valores absolutos de la sobrecarga que predicen deben ser considerados con precaución. Sin embargo, donde sólo sea necesario un análisis cualitativo, el análisis puede considerarse adecuado.¹⁶⁹ Así, por ejemplo, si un modelo es utilizado para simular la sobrecarga que supondría determinada modifi-

cación en el diseño de una prótesis de cadera, podría ser suficiente demostrar que el cambio produce un aumento del doble en el nivel de sobrecarga, sin conocer los valores absolutos. De ahí que hayamos centrado nuestros ensayos en gráficas relativas, en las que lo que estudiamos son los porcentajes de variación, y no hayamos insistido tanto en los valores absolutos como la media o los máximos.

4.1. Limitaciones del estudio

El presente estudio apunta que la modelización de la columna completa es posible y deseable, así como la simulación de las cargas realistas y repetitivas, y que es capaz de predecir la respuesta de cada unidad vertebral funcional y de cada componente individual. Sin embargo, constituye una importante base sobre la que realizar aún mayores avances, por los que reconocemos una serie de limitaciones del estudio, entre las que destacaríamos:

- Al igual que ocurre en otras articulaciones, bien estudiadas como la cadera y la rodilla, el efecto de la musculatura, paraespinal y abdominal en este caso, juega un papel crucial en la transferencia y generación de cargas a los segmentos móviles de la columna vertebral, siendo muy recomendable su modelización para cuantificar dichas variaciones. Somos conscientes de que es necesario perfeccionar el modelo, incluyendo la modelización de la pelvis y la simulación de la movilidad sacroilíaca o la creación de un FEM de columna completa para acercarnos lo máximo posible a la realidad.
- Hemos considerado la realización perfecta de las técnicas quirúrgicas, con la colocación ideal de los componentes y una fusión completa y sólida tanto a nivel inter-somático como intertransversas. Situaciones que no siempre se consiguen en la práctica diaria, ya que como cualquier técnica quirúrgica no está exenta de complicaciones que pueden alterar las transferencias de cargas a los segmentos adyacentes.
- Como modelo matemático presenta escasa transcendencia clínica por el momento. Son necesarios ensayos clínicos en pacientes con indicación quirúrgica de su discopatía degenerativa y correlacionar los hallazgos anatómo-clínicos encontrados con las variaciones cualitativas reflejadas entre las diferentes configuraciones de artrodesis. A fin de asentar las bases de la vertiente quirúrgica con técnicas menos invasivas, menos lesivas y menos costosas con resultados sobreponibles a las técnicas estándar, ayudando al uso racional de recursos limitados.

4.2. Líneas de investigación futuras

Con las experiencia adquirida, se plantean como posibles líneas de investigación futuras para mejorar nuestro modelo y realizar un estudio más exhaustivo:

- El efecto de analizar la columna completa constituye, sin duda, un objetivo deseable que contribuiría de manera clave en la investigación de la biomecánica del raquis.
- Cada vez más autores insisten en la necesidad de simular con mayor precisión las cargas a las que sometemos a nuestra columna en las actividades de la vida diaria: movimientos combinados de los anteriores, carga de pesos en diferentes posiciones de partida, etc.^{244,245} El estudio de movimientos y cargas más complejos supone un atractivo campo en el que ampliar los estudios existentes.
- El efecto de la cirugía sobre otras estructuras como las articulaciones interapofisarias, supone un reto importante a tener en cuenta. Las articulaciones interapofisarias han sido objeto de muy pocos estudios biomecánicos, a pesar de que controlan ciertos patrones de movimiento, protegen al disco de las sobrecargas y proporcionan soporte a la columna, Adams.⁸ Más aún, como parte de una estructura compleja, si el disco sufre envejecimiento y pierde altura, una mayor función de soporte recaerá sobre las articulares, de forma que los efectos entre ambas estructuras se encuentran interrelacionados.
- Creemos que un interesante uso de nuestro modelo consistiría en modificar el modelo sano para hacerlo patológico, simulando así la patología del raquis que debemos tratar habitualmente en la práctica clínica (discopatía degenerativa, estenosis de canal, espondilolistesis). Otros autores lo han hecho anteriormente con las fracturas, la osteoporosis, la discopatía degenerativa o la espondilolistesis. Incluso el simular un mayor o menor grado de discopatía previa en los niveles adyacentes supondría un gran avance, ya que es a menudo motivo de discusión si los discos que presentan signos radiográficos de degeneración discal deben o no ser incluidos en la fusión.
- En la misma línea de este estudio, el análisis de nuevos abordajes, técnicas quirúrgicas e implantes en la cirugía del raquis, tales como las nuevas técnicas XLIF, que respetan todas las estructuras musculares y osteoligamentosas, los dispositivos interespinosos o las prótesis de disco, en los que sus efectos a largo plazo son difíciles de evaluar por el momento. Es aquí donde los estudios por elementos finitos tienen una importante función predictiva.

4.3. Consideraciones finales

Cabe destacar las ventajas e innovaciones que creemos que suponen un avance tanto en la creación de un nuevo modelo como en el estudio que se ha realizado posteriormente:

- El gran número de elementos y nodos de que constan los tres modelos, y que se relaciona de forma directa con una mayor precisión del modelo y por tanto, una representación más exacta de las situaciones que hemos querido analizar.

- El tamaño de los elementos utilizados es, por tanto, menor, representando de manera más veraz las propiedades físicas de cada uno de los componentes de la unidad vertebral funcional.
- La modelización de los ligamentos como estructuras laminares y no como simples líneas como ocurre en la mayoría de los modelos que los tienen en consideración, permite acercarnos más a la situación real, y representar más fielmente su papel dentro de la biomecánica de la columna.
- Nuestro modelo es uno de los pocos presentes en la literatura que modeliza el sacro completo. Siendo una estructura tan importante en la estática de la columna, es un elemento anatómico cuya influencia a menudo se menosprecia en los estudios de elementos finitos del raquis.
- En el presente estudio se ha modelizado desde L2 hasta sacro. Teniendo en cuenta que a menudo los estudios analíticos FEM únicamente representan una unidad vertebral funcional, creemos que nuestro modelo contribuye en gran manera a comprender el funcionamiento de la columna lumbosacra como un todo.
- No debemos olvidar la importancia de la generación del modelo a partir de imágenes obtenidas por TC de una persona joven y sana. Este hecho nos permite asegurar que el modelo representa fielmente las estructuras anatómicas complejas que constituyen la columna vertebral. Por contra en otros modelos, con frecuencia, se modeliza una única vértebra que después se duplica para crear una unidad vertebral funcional.
- Consideramos un avance importante en el estudio de la cirugía lumbar el haber estudiado el efecto de la fusión intersomática transforaminal, ya que como se ha señalado previamente constituye hoy en día el patrón oro de la cirugía de fusión lumbar.
- La comparativa que se ha realizado entre la artrodesis circunferencial TLIF 360° y la configuración TLIF 270°, sin duda, una de las principales aportaciones del estudio. Teniendo en cuenta la escasez de literatura en relación a los efectos biomecánicos, y no clínicos, producidos por ambas cirugías bajo idénticas condiciones. Constituye una línea de investigación que aporta una importante información al cirujano ortopédico, y que puede ayudar en el proceso de la toma de decisión en el tratamiento de la discopatía degenerativa.
- La distribución por intervalos de los datos constituye igualmente una innovación en los estudios de elementos finitos, y aporta una importante información relativa a la distribución de sobrecargas y permite interpretar mejor los datos obtenidos en los diferentes ensayos.

El trabajo que ha sido llevado a cabo a través de los años hacia el establecimiento de modelos representativos de diferentes articulaciones humanas es esencial ya que los modelos deben ser completamente entendidos y ser realmente modelos representativos. Parece que la búsqueda ha llegado a un punto en el que el conocimiento, la experiencia y el desarrollo informático están disponibles y un número importante de modelos funcionalmente representativos han aparecido recientemente.

No cabe duda que el futuro apunta hacia modelos específicos para cada paciente. El objetivo final del estudio de la biomecánica de la columna es comprender la compleja interacción entre músculos, ligamentos, hueso y cartílago que es responsable del comportamiento normal y patológico de la columna completa. Sin embargo, un abordaje directo para modelizar este comportamiento es una empresa difícil, tanto por el gran número de parámetros involucrados como por la dificultad para validar cualquier resultado, ya que los estudios biomecánicos de estas complejas estructuras son limitados. Incluso con los potentes ordenadores utilizados actualmente en los ensayos de elementos finitos, los modelos de la columna completa son necesariamente simplificados.²⁴⁶

En esa línea se mueven algunos investigadores en el campo de los elementos finitos, con el fin de simplificar el modelado permitiendo así que, mediante la realización de un TC podamos construir un modelo que nos permita simular los posibles efectos que en un determinado paciente producirían diferentes técnicas quirúrgicas, el número de niveles a fusionar, etc. Es decir, nadie duda de la utilidad que supondría dicho avance en el campo de la toma de decisiones en la cirugía del raquis. Creemos que resulta, por tanto, realista aventurar que será posible generar modelos específicos para cada paciente en un futuro no muy lejano que podrán ser utilizados tanto para el diagnóstico como para la planificación quirúrgica, existiendo ya hay trabajos publicados en este sentido.^{247,248}

Ordenadores y software más poderosos permitirán la generación automatizada de modelos de elementos finitos directamente desde los datos de Tomografía Computarizada y/o Resonancia Magnética usando procedimientos de extracción de rasgos. El desarrollo en la caracterización no invasiva “in vivo” de tejidos (fundamentalmente los músculos y los ligamentos) y de las estructuras articulares puede llegar a ser conseguido por un abordaje directo o (en parte) por un abordaje inverso con la ayuda de la modelización. La subsiguiente validación de modelos individualizados a través del uso de protocolos de exámenes clínicos necesitarán mayor consideración y desarrollo.

No hay duda de que el análisis por elementos finitos ya ha contribuido de forma significativa en la investigación osteo-articular, pero promete contribuir mucho más en el futuro.

07

CONCLUSIONES

CONCLUSIONS

CONCLUSIONES

Sobre la base de los resultados obtenidos, y conforme a los objetivos del estudio, se pueden establecer las siguientes conclusiones:

Objetivo 1

1. Se ha desarrollado un modelo de elementos finitos de columna vertebral desde L2 hasta sacro que es válido, consistente y congruente con los hallazgos descritos en la literatura tras experimentos in vitro en condiciones similares de carga y contorno.

Objetivo 2

2. Las tensiones que experimentan los discos L3-L4 y L5-S1 en la columna vertebral normal sana son inferiores a las que esos discos experimentan tras cirugía de fusión intersomática transforaminal TLIF L4-L5, en ambas modalidades 360° y 270°.

Objetivo 3

3. Las tensiones que se transmiten a los discos adyacentes (L3-L4 y L5-S1) tras cirugía de fusión vertebral TLIF-270° son menores que las que se transmiten en una fusión circunferencial (TLIF-360°) del disco a nivel L4-L5. Esta sobrecarga es menor en ambos discos y en todos los ensayos.

CONCLUSIONS

Faced with the obtained results, and according to the objectives of the study, the next conclusions may be presented:

Objective 1

1. It has been developed a finite element (FEM) model of spine from L2 to sacrum which is valid, consistent with the findings described in the literature after in vitro experiments in similar load and boundary conditions.

Objective 2

2. The tensions faced by the L3-L4 and L5-S1 discs in the normal healthy spine are lower than the ones those same discs experienced after transforaminal interbody fusion surgery TLIF L4-L5, in both modalities, 360° and 270°.

Objective 3

3. The tensions which are transmitted to the adjacent discs (L3-L4 and L5-S1) after 270° TLIF spinal fusion surgery are lesser than those transmitted in a circumferential fusion (360° TLIF) of the disc at L4-L5 level. This overload is lower on both discs and through all trials.

08

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*. 1999;354 (9178): 581-585.
2. Pai S, Sundaram LJ. Low back pain: an economic assessment in the United States. *Orthop Clin North Am* 2004;35: 1-5.
3. Estudio EPISER. Sociedad Española de Reumatología 2000.
4. Robaina FJ. Situación actual de la cirugía de la columna vertebral degenerativa aplicada al manejo del dolor lumbar crónico. Estenosis de canal. Discopatía degenerativa, resultados basados en la evidencia científica. *Rev. Soc. Esp. Dolor* v.13 n.3 Narón (La Coruña), abr. 2006.
5. Delgado-López PD, Rodríguez-Salazar A, Castilla-Díez JM, Martín-Velasco V, Fernández-Arconada O. Papel de la cirugía en la enfermedad degenerativa espinal. Análisis de revisiones sistemáticas sobre tratamientos quirúrgicos y conservadores desde el punto de vista de la medicina basada en la evidencia. *Neurocirugía* v.16 n.2 Murcia, abr. 2005.
6. Indrakanti SS, Weber MH, Takemoto SK, Hu SS, Polly D, Berven SH. Value-based Care in the Management of Spinal Disorders: A Systematic Review of Cost-utility Analysis. *Clin Orthop Relat Res* (2012) 470:1106-1123.
7. Cano-Gómez C, Rodríguez de la Rúa J, García-Guerrero G, Juliá-Bueno J, Marante-Fuertes J. Fisiopatología de la degeneración y del dolor de la columna lumbar. *Rev. esp. cir. ortop. traumatol.* (Ed. impr.). 2008;52:37-46
8. Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the role of the apophyseal joints in resisting intervertebral compressive force. *J Bone Joint Surg*. 1980;62B:358-62.
9. Dai LY, Xu YK, Zhang WM, Zhou ZH. The effect of flexion-extension motion of the lumbar spine on the capacity of the spinal canal. An experimental study. *Spine*. 1989;14:523-5.
10. Fujiwara A, An HS, Lim TH, Haughton VM. Morphologic changes in the lumbar intervertebral foramen due to flexion-extension, lateral bending, and axial rotation: an in vitro anatomic and biomechanical study. *Spine*. 2001;26:876-82.
11. Inufusa A, An HS, Lim TH, Hasegawa T, Haughton VM, Nowicki BH. Anatomic changes of the spinal canal and intervertebral foramen associated with flexion-extension movement. *Spine*. 1996;21:2412-20.
12. Fischgrund. Pathophysiology of Spinal Disease, Disk Degeneration, Pathoanatomy of Degenerative Disease. En capítulo 43, *Orthopaedic Knowledge Update(OKU) 9*, AAOS 2007.
13. Roberts S. Disc morphology in health and disease. *Biochem soc* 2002; 30: 864-869.
14. Anderson DG, Tannoury C. Molecular pathogenic factors in symptomatic disc degeneration. *Spine J* 2005; 5: 260S-266S.
15. Roberts S, Evans H, Trivedi J, Menage J. Histology and pathology of the human intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88: 10-14.
16. Lundon K, Bolton K. Structure and function of the lumbar intervertebral disk in health, aging, and pathological conditions. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31: 291-303.
17. Cappello R, Bird JL, Pfeiffer D, Bayliss MT, Dudhia J. Notochordal cells produce and assemble extracellular matrix in a distinct manner, which may be responsible for the maintenance of healthy nucleus pulposus. *Spine* 2006; 31: 873-882.
18. Roughley PJ. Biology of intervertebral disc aging and degeneration: involvement of the extracellular matrix. *Spine* 2004; 29: 2691-2699.

19. Roughley P, Martens D, Rantakokko J, Alini M, Mwale F, Antoniou J. The involvement of aggrecan polymorphism in degeneration of human intervertebral disc and articular cartilage. *Eur Cell Mater* 2006; 11: 1-7.
20. Cremer MA, Rosloniec EF, Kang AH. The cartilage collagens: a review of their structure, organization, and role in the pathogenesis of experimental arthritis in animals and in human rheumatic disease. *J Mol Med* 1998; 76:275-88.
21. Masuda K, An HS. Growth factors and the intervertebral disc. *Spine J* 2004; 4: 330S-340S.
22. Heinegard D, Oldberg A. Structure and biology of cartilage and bone matrix non-collagenous macromolecules. *FASEB J* 1989; 3:2042-51.
23. Kiani C, Chen L, Wu YJ, Yee AJ, Yang BB. Structure and function of aggrecan. *Cell Res* 2002; 12:19-32.
24. Buckwalter JA, Pita JC, Müller FJ, Howell DS. Structural differences between two populations of articular cartilage proteoglycan aggregates. *J Orthop Res* 1994; 12: 144-8.
25. Hildebrand A, Romaris M, Rasmussen LM, Heinegard D, Twardzik DR, Border WA, Ruoslahti E. Interactions of the small interstitial proteoglycans biglycan, decorin and fibromodulin with Transforming Growth Factor Beta. *Biochem J* 1994; 302:527-34.
26. Caterson B, Flannery CR, Hughes CE, Little CB. Mechanism involved in cartilage proteoglycan catabolism. *Matrix Biol* 2000; 19:333-344.
27. Mort JS, Billington JC. Articular cartilage and changes in arthritis : matrix degradation. *Arthritis Res* 2001 ; 3 :337-341.
28. Nettles DL, Richardson WJ, Setton LA. Integrin expression in cells of the intervertebral disc. *J Anat* 2004 ; 204 : 515-520.
29. Pfaffle M, Borchner M, Deutzmann R, Von Der Mark K, Fernández MP, Selmian O, et al. Anchorin CII, a collagen-binding chondrocyte surface protein of the calpactin family. *Prog Clin Biol Res* 1990; 349:147-57
30. Glant TT, Hadhazy CS, Mickez K, Sipos A. Appearance and persistence of fibronectin in cartilage. Specific interaction of fibronectin with collagen type II. *Histochemistry* 1985; 82:149-58
31. Lohmander LS, Saxne T, Heinegard DK. Release of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) into joint fluid after knee injury and in osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1994; 53: 8-13
32. Mobasheri A, Cartes DS, Martin-Vasallo P, Shakibaei M. Integrins and stretch activated ion channels; putative component of functional cell surface mechanoreceptors in articular chondrocytes. *Cell Biol Int* 2002; 26:1-18
33. Jalkanen M, Jalkanen S, Bernfield M. Binding of extracellular effector molecules by cell surface proteoglycans. En: Mc Donald JA, Mecham RP, Ed. *Receptors for extracellular matrix*. San Diego: Academic Press; 1991. 1-38
34. Kontinen YT, Ainola M, Valleala H, Ma J, IdaH, Mendelin J, Kinn RW, Santavirta S, Sorsa T, Lopez-Otin C, Takagi M. Analysis of 16 different metalloproteinases (MMP-1 to MMP-20) in the synovial membrane : different profiles in traumatic and rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis* 1999 ; 58 :691-697
35. Goupille P, Jayson MI, Valat JP, Freemont AJ. Matrix metalloproteinases : the clue to intervertebral disc degeneration ?. *Spine* 1998; 23: 1612-1626
36. Cawston TE. Metalloproteinase inhibitors and the prevention of connective tissue breakdown. *Pharmacol Ther* 1996; 70:163-82
37. Close DR. Matrix metalloproteinase inhibitors in rheumatic diseases. *Ann Rheum Dis* 2001; 60 (Supp 3):62-67
38. Urban JP, Smith S, Fairbank JC. Nutrition of the intervertebral disc. *Spine* 2004; 29: 2700-2709

39. Lettice JJ, Kula TA, Derby R, Kim BJ, Lee SH, Seo KS. Does the number of levels affect lumbar fusion outcome? *Spine* 2005;30: 675-681
40. Martin MD, Boxell CM, Malone DG. Pathophysiology of lumbar disc degeneration: a review of the literature. *Neurosurg Focus* 2002 Aug; 13(2): E1.
41. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*. 1995; 20(8): 887-900.
42. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: sensitivity study on lumbar facet response. *J Biomech Eng* 1998;120(1): 118-25
43. Denoziere G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *J Biomech*. 2006;39 (4):766-75
44. Schuenke M, Schulte E, Schumacher U, Lawrence MR, Lamperti ED, Voll M. *THIEME Atlas of Anatomy*. ISBN 978-1-60406-286-1
45. Rao RD, David KS. Trastornos degenerativos lumbares. En *Orthopaedic Knowledge Update 8. Columna Vertebral (edición en español)*. Ed Medical Trends SL 2006. Capítulo 4: 31-41
46. Krismer M. Fusion of the lumbar spine. A consideration of the indications. *J Bone Joint Surg* 2002; 84-B (6):783-94.
47. J. García-Cosamalón, M. E. del Valle, M. G. Calavia et al. Intervertebral disc, sensory nerves and neurotrophins: who is who in discogenic pain?. *J. Anat.* 2010;217:1-15.
48. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klüber-Moffett J, Kovacs F, Mannion AF, Reis S, Staal JB, Ursin H, Zanoli G. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J*.2006;15 (Sup. 2): S192-S300
49. Hanley EN Jr, Herkowitz HN, Kirkpatrick JS, Wang JC, Chen MN, Kang JD Debating the value of spine surgery. *J Bone Joint Surg*. 2010;92-A:1293-1304
50. Herkowitz H. Lumbar spine fusions in the treatment of degenerative conditions: current indications and recommendations. *J Am Acad Orthop Surgeons* 1995; 3:123-135.
51. Zucherman J, Hsu K, Picetti G, White A, Wynne G, Taylor L (1992) Clinical efficacy of spinal instrumentation in lumbar degenerative disc disease. *Spine* 17: 834-837.
52. Rotherl RD, Woertgen C, Holzschuh M et al. Are there differences in the symptoms, signs and outcome after lumbar disc surgery in the elderly compared with younger patients?. *Br J Neurosurg*. 1998 Jun;12(3):250-3.
53. Fritzell P, Hägg O, Wessberg P, Norwall A, and the Swedish Lumbar Spine Study Group. Chronic low back pain and fusion. A comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2002;27:1131-1141
54. Herkowitz HN, Kurz LT. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis. A prospective study comparing decompression with decompression and intertransverse process arthrodesis. *J Bone Joint Surg* 1991;73-A: 802-808
55. Mardjetko SM, Connolly PJ, Shott S. Degenerative lumbar spondylolisthesis. A meta-analysis of literature (1970-1993). *Spine* 1994;19 (20 Sup.):S2256-S2265
56. Sengupta DK, Herkowitz HN. Degenerative spondylolisthesis: review of current trends and controversies. *Spine* 2005;30 (6 Sup.):S71-S81
57. Apeldoorn AT, Ostelo RW, van Helvoirt H, Fritz JM, de Vet HCW, van Tulder MW. The cost-effectiveness of a treatment-based classification system for low back pain: design of a randomised controlled trial and economic evaluation. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2010;11: 58

58. Carreon LY, Glassman SD, Howard J. Fusion and nonsurgical treatment for symptomatic lumbar degenerative disease: a systematic review of Oswestry Disability Index and MOS Short Form-36 outcomes. *Spine J.*2008;8:747-755
59. Christensen FB. Lumbar spinal fusion. Outcome in relation to surgical methods, choice of implant and postoperative rehabilitation. *Acta Orthop Scand.* 2004;75 (Sup. 313):1-42
60. Deyo RA. Diagnostic evaluation of LBP: reaching a specific diagnostic is often impossible. *Arch Int Med* 2002;162: 1444-1447; discussion 1447-1448
61. Deyo RA, Mirza SK, Turner JA, Martin BI. Overtreating chronic back pain: time to back off? *J Am Board Fam Med* 2009;22: 62-68.
62. Hanley EN Jr. The indications for lumbar spinal fusion with and without instrumentation. *Spine* 1995;20 (24 Supl.): S143-S153
63. Boden SD, Davis DO, Dina TS, Patronas NJ, Wiesel SW. Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *J Bone Joint Surg.* 1990;72-A: 403-408
64. Beattie PF, Meyers SP, Stratford P, Millard RW, Hollenberg GM (2000) Association between patient report of symptoms and anatomic impairment visible on lumbar magnetic resonance imaging. *Spine* 2000;25: 819-828
65. Carragee EJ, Paragioudakis SJ, Khurana S. 2000 Volvo Award Winner in Clinical Studies. Lumbar high-intensity zone and discography in subjects without low back problems. *Spine* 2000;25: 2987-2992
66. Esses SI, Huler RJ. Indications for lumbar spine fusion in the adult. *Clin Orthop Relat Res* 1992;279: 87-100
67. Polly DW Jr, Santos ER, Mehbod AA. Surgical treatment for the painful motion segment: matching technology with the indications: posterior lumbar fusion. *Spine* 2005;30 (Sup. 16S): S44-S51
68. Weinstein JN, Lurie JD, Tosteson TD, Hanscom B, Tosteson ANA, Blood EA, Birkmeyer NJO, Hilibrand AS, Harry Herkowitz H, Cammisa FP, Albert TJ, Emery SE, Lenke LG, Abdu WA, Michael Longley M, Errico TJ, Hu SS . Surgical versus nonsurgical treatment for lumbar degenerative spondylolisthesis. *N Engl J Med* 2007;356: 2257-2270
69. Martin BI, Mirza SK, Comstock BA, Gray DT, Kreuter W, Deyo RA. Reoperation rates following lumbar spine surgery and the influence of spinal fusion procedures. *Spine* 2007;32: 382-387
70. Glassman SD, Polly DW, Bono RM, Burkus K, Dimar JR .Outcome of lumbar arthrodesis in patients sixty-five years of age or older. *J Bone Joint Surg.* 2009;91-A:783-790
71. Deyo RA, Gray DT, Kreuter W, Mirza S, Martin BI. United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. *Spine* 2005;30:1441-1445
72. Becker P, Bretschneider W, Tuschel A, Ogon M. Life quality after indtrumented lumbar fusion in the elederly. *Spine* 2010;35: 1478-1481
73. Greenough CG, Taylor LJ, Fraser RD. Anterior lumbar fusion. A comparison of noncompensation patients with compensation patients. *Clin Orthop Relat Res* 1994;300: 30-37
74. Carreon LY, Glassman SD, Djurasovic M, Dimar JR, Johnson JR, Puno RM, Campbell MJ. Are preoperative health-related quality of life scores predictive of clinical outcomes after lumbar fusion? *Spine* 2009;34:725-730
75. Bono CM, Lee CK. Critical analysis of trends in fusion for degenerative disc disease over the past 20 years. Influence of technique on fusion rate and clinical outcome. *Spine* 2004;29: 455-463

76. Kwon B, Katz JN, Kim DH, Jenis LG. A review of the 2001 Volvo Award Winner in Clinical Studies: Lumbar fusion versus nonsurgical treatment for chronic low back pain: A multicenter randomized controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2006;31:245-249
77. Brox JI, Sorensen R, Friis A, Nygaard Ø, Indahl A, Keller A, Ingebrigtsen T, Eriksen HR, Holm I, Koller AK, Riise R, Reikerås O. Randomized clinical trial of lumbar instrumented fusion and cognitive intervention and exercises in patients with chronic low back pain and disc degeneration. *Spine* 2003;28: 1913-1921
78. Fritzell P, Hägg O, Wessberg P, Nordwall A, and the Swedish Lumbar Spine Study Group. 2001 Volvo Award Winner in Clinical Studies: Lumbar fusion versus non-surgical treatment for chronic low back pain. A multicenter randomized controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2001;26: 2521-2534
79. Gibson J N, Waddell G. Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane Review. *Spine* 2005;30:2312-2320
80. Chou R, Baisden J, Carragee EJ, Resnick DK, Shaffer WO, Loeser JD. Surgery for low back pain. A review of the evidence for an American Pain Society Clinical Practice Guideline. *Spine* 2009;34:1094-1109
81. Möller H, Hedlund R. Surgery versus conservative management in adult isthmic apodylolisthesis. A prospective randomized study: Part 2. *Spine* 2000;25:1711-1715.
82. Fritzell P, Hägg O, Johnsson D, Norwall A, and the Swedish Lumbar Spine Study Group. Cost-effectiveness of lumbar fusion and nonsurgical treatment for chronic low back pain in the Swedish Lumbar Spine Study: A multicenter, randomized, controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Spine* 2004; 29: 421-434
83. Mirza SK, Deyo RA. Systemic review of randomized trials comparing lumbar fusion surgery to nonoperative care for treatment of chronic back pain. *Spine* 2007;32: 816-823
84. Fairbank J, Frost H, Wilson-MacDonald J, Yu LM, Barker K, Collins R for the Spine Stabilisation Trial Group. Randomised controlled trial to compare surgical stabilisation of the lumbar spine with an intensive rehabilitation programme for patients with chronic low back pain: the MRC spine stabilisation trial. *BMJ* 2005;330:1233-1238.
85. Rivero-Arias O, Campbell H, Gray A, Fairbank J, Frost H, Wilson-MacDonald J for the Spine Stabilisation Trial Group. Surgical stabilisation of the spine compared with a programme of intensive rehabilitation for the management of patients with chronic low back pain: cost utility analysis based on a randomised controlled trial. *BMJ* 2005;330:1239-1245
86. Soegaard R, Christensen FB, Christiansen T, Bünger C. Costs and effects in lumbar spine fusion. A follow-up study in 136 consecutive patients with chronic low back pain. *Eur Spine J* 2007;16:657-668
87. Polly DW Jr, Glassman SD, Schwender JD, Shaffrey CI, Branch C, Burkus JK, Gornet MF, and the Lumbar Spine Study Group. SF-36 PCS benefit-cost ratio of lumbar fusion comparison to other surgical interventions. A thought experiment. *Spine* 2007;32 (11 Supl.): S20-S26
88. Mokhtar SA, McCombe PF, Williamson OD, Morgan MK, White GJ, Sears WR. Health-related quality of life: a comparison of outcomes after lumbar fusion for degenerative spondylolisthesis with large joint replacement surgery and population norms. *Spine J* 2010;10:306-310
89. Glassman SD, Polly DW, Dimar JR, Carreon LY. The cost effectiveness of single level instrumented posterolateral lumbar fusion at five years after surgery. *Spine* publicado online 14 Mayo 2010, PMID: 20489676

90. Andersen T, Christensen FB, Niedermann B, Helmig P, Høy K, Hansen ES, Büngrer C. Impact of instrumentation in lumbar spinal fusion in elderly patients: 71 patients followed for 2-7 years. *Acta Orthop* 2009;80: 445-450
91. Kornblum M B, Fischgrund J S, Herkowitz H N, Abraham D A, Berkower DL, Ditkoff J S. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis: a prospective long-term study comparing fusion and pseudarthrosis. *Spine* 2004;29:726-733.
92. Tsutsumimoto T, Shimogata M, Yoshimura Y, Misawa H. Union versus nonunion after posterolateral lumbar fusion: a comparison of long-term surgical outcomes in patients with degenerative lumbar spondylolisthesis. *Eur Spine J* 2008;17: 1107-1112
93. Fischgrund JS, Mackay M, Herkowitz HN, Brower R, Montgomery DM, Kurz LT. 1997 Volvo Award Winner in Clinical Studies. Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis: a prospective, randomized study comparing decompressive laminectomy and arthrodesis with and without spinal instrumentation. *Spine* 1997;22: 2807-2812
94. Sengupta DK, Herkowitz HN. Degenerative spondylolisthesis: review of current trends and controversies. *Spine* 2005;30 (6 Sup.): S71-S81.
95. Carreon LY, Djurasovic M, Glassman SD, Sailer P. Diagnostic accuracy and reliability of fine-cut CT scans with reconstructions to determine the status of an instrumented posterolateral fusion with surgical exploration as reference standard. *Spine* 2007;32:892-895
96. Ruthherford EE, Tarplett LJ, Davies EM, Harley JM, King LJ. Lumbar spine fusion and stabilization: hardware, techniques, and imaging appearances. *Radiographics* 2007;27: 1737-1749
97. Ohtori S, Yamashita M, Yamauchi K, Inoue G, Koshi T, Suzuki M, Orita S, Eguchi Y, Ochiai N, Kishida S, Takaso M, Kuniyoshi K, Ishikawa T, Arai G, Miyagi M, Kamoda H, Nakamura J, Aoki Y, Takahashi K. Change in Modic type 1 and 2 signals after posterolateral fusion surgery. *Spine* 2010;35; 1231-1235
98. Resnick DK, Choudhri TF, Dailey AT, Groff MW, Khoo L, Matz PG, Mummaneni P, Watters WC 3rd, Wang J, Walters BC, Hadley MN. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 4: radiographic assessment of fusion. *J Neurosurg Spine* 2005;2:653-657.
99. Blumenthal SL, Gill K. Can lumbar spine radiographs accurately determine fusion in postoperative patients? Correlation of routine radiographs with a second surgical look at lumbar fusions. *Spine* 1993;18:1186-1189
100. Brodsky AE, Kovalsky ES, Khalil MA. Correlation of radiologic assessment of lumbar spine fusions with surgical exploration. *Spine* 1991;16 (6 Sup.): S261-S265
101. Kant AP, Daum WJ, Dean SM, Uchida T. Evaluation of lumbar spine fusion. Plain radiographs versus direct surgical exploration and observation. *Spine* 1995;20: 2313-2317
102. Fernández-Fairen M, Sala P, Ramírez H, Gil J. A prospective randomized study of unilateral versus bilateral instrumented posterolateral lumbar fusion in degenerative spondylolisthesis. *Spine*.2007; 32: 395-401
103. Vaccaro AR, Anderson DG, Patel T, Fischgrund J, Truumees E, Herkowitz HN, Phillips F, Hilibrand A, Albert TJ, Wetzel T, McCulloch JA. Comparison of OP-1 putty (rhBMP-7) to iliac crest autograft for posterolateral lumbar arthrodesis. A minimum 2-year follow-up pilot study. *Spine* 2005;30: 2709-2716
104. Christensen FB, Laursen M, Gelineck J, Eiskjær SP, Thomsen K, Büngrer CE. Interobserver and intraobserver agreement of radiograph interpretation with and without pedicle screw implants: the need for a detailed classification system in posterolateral spinal fusion. *Spine* 2001;26: 538-544

105. Andersen T, Christensen FB, Langdhal BL, Ernst C, Fruensgaard S, Østergaard J, Andersen JL, Rasmussen S, Niedermann B, Høy K, Helimg P, Holm R, Lindblad BE, Hansen ES, Egund N, Bünger C. Fusion mass quality after uninstrumented spinal fusion in old patients. *Eur Spine J* publicado online Abril 2010, DOI 10.1007/s00586-010-1373-2
106. Ha KY, Lee JS, Kim KW. Bone graft volumetric changes and clinical outcomes after instrumented lumbar or lumbosacral fusion. A prospective cohort study with a five-year follow-up. *Spine* 2009;34: 1663-1668.
107. Narayan P, Haid RW, Subach BR, Corney CH, Rodts GE. Effect of spinal disease on successful arthrodesis in lumbar pedicle screw fixation. *J Neurosurg* 2002;97 (3 Sup.): 277-280
108. Kuslich SD, Ulstrom CL, Griffith SL, Ahern JW, Dowdle JD. The Bagby and Kuslich method of lumbar interbody fusion. History, techniques, and 2-year follow-up results of a United States prospective, multicenter trial. *Spine* 1998;23: 1267-1278.
109. Rahm MD, Hall BB. Adjacent segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: a retrospective study. *J Spinal Disord.* 1996 Oct; 9(5): 392-400
110. Humphreys SC, Hodges SD, Patwardhan AG et al. Comparison of posterior and transforaminal approaches to lumbar interbody fusion. *Spine* 2001;26(5):567-71.
111. Harris BM, Hilibrand AS, Savas PE, Pellegrino A, Vaccaro AR, Siegler S, Albert TJ. Transforaminal lumbar interbody fusion. The effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine. *Spine* 2004;29: E65-E70.
112. German JW, Foley KT. Minimal access surgical techniques in the management of the painful lumbar motion segment. *Spine* 2005;30 (16 Supl.): S52-S59
113. Aryan HE, Acosta FL Jr., Ames CP. The Charite Artificial Disc: insertion technique. *Neurosurg Clin N Am.* 2005 October
114. Ozgur BM, Aryan HE, Pimenta L, et al. Extreme lateral interbody fusion (XLIF): a novel surgical technique for anterior lumbarinterbody fusion. *Spine J.* 2006;6 (4):435-443
115. Freeman BJC, Davenport J. Total disc replacement in the lumbar spine: a systematic review of the literature. *Eur Spine J* 2006;15 (Sup. 3): S439-S447
116. Lin EL, Wang JC. Total disk arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2006;14:705-714.
117. De Kleuver M, One FC, Jacobs WC. Total disc replacement for low back pain:background and systemativ review of the literature. *Eur Spine J.* 2003;12(2):108-16. *Epub* 2002 Dec 7. Review
118. McAfee PC, Fedder IL, Saiedy S, Shucosky EM, Cunningham B. Experimental design of total disk replacement - experience with a prospective randomized study of the SB Charite. *Spine* 2003;28(20 Sup.):S153-S162
119. Zigler JE, Burd TA, Vialle EN, Sachs BL, Rashbaum RF, Ohnmeiss DD. Lumbar spine arthroplasty. Early results using the ProDisc II: A prospective randomized trial of arthroplasty versus fusion. *J Spinal Disord* 2003;16: 352-361
120. Delamarter RB, Fribourg DM, Kanim LE, Bae H. ProDisc artificial total lumbar disc replacement: introduction and early results from the United States clinical trial. *Spine* 2003;28(20 Sup.): S167-S175
121. Geisler FH, Blumenthal SL, Guyer RD, McAfee PC, Regan JJ, Johnson JP, Mullin B. Neurological complications of lumbar artificial disc replacement and comparison of clinical results with those related to lumbar arthrodesis in the literature: Results of a multicenter, prospective, randomized investigational device exemption study of Charité intervertebral disc. *J Neurosurg Spine* 2004;1:143-154

122. Guyer RD, McAfee PC, Banco RJ, Bitan FD, Cappuccino A, Geisler FH, Hochschuler SH, Holt RT, Jenis LG, Majd ME, Regan JJ, Tromanhauser SG, Wong DC, Blumenthal SL. Prospective, randomized, multicenter Food and Drug Administration investigational device exemption study of lumbar total disc replacement with the Charite artificial disc versus lumbar fusion: five-year follow-up. *Spine J.* 2010;9: 374-386
123. Abdu WA, Lurie JD, Spratt KF, Tosteson ANA, Zhao W, Tosteson TD, Herkowitz H, Longely M, Boden SD, Emery S, Weinstein JN. Degenerative spondylolisthesis. Does fusion method influence outcome? Four-year results of the Spine Patient Outcomes Research Trial. *Spine* 2009;34: 2351-2360.
124. Christensen FB, Hansen ES, Laursen M, Thomsen K, Bünger CE. Long-term functional outcome of pedicle screw instrumentation as a support for posterolateral spinal fusion. Randomized clinical study with a 5-year follow-up. *Spine* 2002;27: 1269-1277
125. Martin BI, Mirza SK, Comstock BA, Gray DT, Kreuter W, Deyo RA. Are lumbar spine reoperation rates falling with greater use of fusion surgery and new surgical technology? *Spine* 2007;32: 2119-2126
126. Christensen FB, Thomsen K, Eiskjaer SP, Gelinick J, Bünger CE. Functional outcome after posterolateral spinal fusion using pedicle screws: comparison between primary and salvage procedure. *Eur. Spine J.* 1998;7: 321-327
127. Glassman SD, Carreon LY, Djurasovic M, Dimar JR, Johnson JR, Puno RM, Campbell MJ. Lumbar fusion outcomes stratified by specific diagnostic indication. *Spine J.* 2009;9: 13-21
128. Truumees E. Endoscopic and Minimally Invasive Spine Surgery. En capítulo 50 *Orthopaedic Knowledge Update (OKU) 8* Vaccaro R, editor. AAOS, 2005.
129. Langston T *Holly Neurosurg Focus* 2006;20(3):E6.
130. *Spine* 2004, Vol30, num1, pp123-129
131. Kawaguchi Y, Matsui H., Tsuji H. Changes in serum creatine phosphokinase MM isoenzyme after lumbar spine surgery. *Spine* 1997;22:1018-23
132. Gejo R, Matsui H, Kawaguchi Y, et al. Serial changes in trunk muscle performance after posterior lumbar surgery. *Spine* 1999;24:1023-8.
133. Mayer HM. The ALIF concept. *Eur Spine J.* 2000;9 (Suppl):35-43.
134. Rantanen J, Hurme M, Falck B, et al. The lumbar multifidus muscle five years after surgery for a lumbar intervertebral disc herniation. *Spine* 1993;18:568-74
135. Wu Rh, Fraser JF, Hartl R. Minimal access versus open transforaminal lumbar interbody fusion. Meta-analysis of fusion rates. *Spine* 2010;35(26):2273-81.
136. Deutsch H, Musacchio MJ Jr. Minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion with unilateral pedicle screw fixation. *Neurosurg Focus* 2006;20(3):E10
137. Kevin T. Foley et al: Minimally Invasive Lumbar Fusion. *Spine* 28,15S, ppS26-S35, 2003
138. Goel VK, Monroe T, Gilbertson LG, Brinckmann P. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine.* 1995 Mar; 20(6): 689-98
139. Goel VK, Kim YE, Lim TH, Weinstein JN. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine.* 1988 Sep; 13(9): 1003-11
140. Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN and Gilbertson LG. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine.* 1993 Sep; 18(11): 1531-41
141. Natarajan RN, Garretson RB 3rd, Biyani A, Lim TH, Andersson GB, An HS. Effects of slip severity and loading directions on the stability of isthmic spondylolisthesis: a finite element model study. *Spine* 2003;28(11):1103-12

142. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand*. 1972;43(5):301-17
143. Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *J Biomech*. 1974;7(3):277-85
144. Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C. Three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine. *J Biomech*. 1992; 25(10):1153-64
145. Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. *Spine*. 1984;9(2):120-34
146. Breau C, Shirazi-Adl A, de Guise J. Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images- a three dimensional finite element mesh generation. *Ann Biomed Eng*. 1991;19:291-302
147. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng*. 1990 Sep; 12(5): 389-97.
148. Grossland NM, Brown TD. A voxel-based formulation for contact finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2002 Feb, 5(1): 21-32.
149. Brown TD, Rudert MJ, Grosland NM. New methods for assessing cartilage contact stress after articular fracture. *Clin Orthop Rel Res*. 2004;423:52-8
150. Boden SD (2002) Overview of the biology of lumbar spine fusion and principles for selecting a bone graft substitute. *Spine* 27(16 Sup.): S26-S31
151. Ghiselli G, Wang JC, Bhatia NN, Hsu WK, Dawson EG (2004) Adjacent segment degeneration in the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 86: 1497-1503
152. Park P, Garton HJ, Gala VC, Hoff JT, McGillicuddy JE (2004) Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: Review of the literature. *Spine* 29:1938-1944
153. Okuda S, Iwasaki M, Miyauchi A, Aono H, Morita M, Yamamoto T (2004) Risk factors of adjacent segment degeneration after PLIF. *Spine* 29: 1535-1540
154. Hambly MF, Wiltse LL, Raghavan N, Schneiderman G, Koenig C (1998) The transition zone above a lumbosacral fusion. *Spine* 23: 1785-1792
155. Penta M, Sandu A, Fraser RD (1995) Magnetic resonance imaging assessment of disc degeneration 10 years after anterior lumbar interbody fusion. *Spine* 20: 743-747.
156. Pellisé F, Hernández A, Vidal X, Minguell J, Martínez C, Villanueva C. Radiologic assessment of all unfused lumbar segments 7,5 years after instrumented posterior spinal fusion. *Spine* 2007 Mar; 32(5): 574-9
157. White AA, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. Ed JB Lippincott Comp 2^a edición, Philadelphia 1990
158. Pitzen T, Geisler FH, Matthis D, Müller-Storz H, Pedersen K, Studel WI. The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment. *Eur Spine J* 2001;10(1):23-9
159. Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, Orr TE. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element análisis. *Eur Spine J*. 2003;12(4):413-20
160. Chosa E, Totoribe K, Tajima N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three dimensional finite element method. *J Orthop Res*. 2004;22(1): 158-63
161. Goel VK, Grauer JN, Patel TCh, Biyani A, Sairyo K, Vishnubhotla S et al. Effects of charite artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol. *Spine*. 2005;30(24):2755-64

162. Zhong ZC, Wei SH, Wang JP, Feng CK, Chen CS, Yu CH. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Med Eng Phys.* 2006;28(1):90-8
163. Dooris AP, Goel VK, Grosland NM, Gilbertson LG, Wilder DG. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine.* 2001 Mar; 26(6):122-9
164. Chen CS, Cheng CK, Liu CL, Lo WH. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Med Eng Phys.* 2001 Sep; 23 (7): 483-91
165. Lee CK, Teo EC. Poroelastic analysis of lumbar spinal stability in combined compression and anterior shear. *J Spinal Disord Tech.* 2004;17(5):429-38
166. Baroud G, Nemes J, Heini P, Steffen T. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite element study. *Eur Spine J.* 2003;12(4):421-6
167. Smit TH, Odgaard A, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine.* 1997;22(24):2823-33
168. Najarian S, Dargahi J, Heidari B. Biomechanical effect of posterior elements and ligamentous tissues of lumbar spine on load sharing. *Biomed Mater Eng.* 2005; 15(3): 145-58
169. Fagan MJ, Julian S, Mohsen AM. Finite element analysis in spine research. *Proc Inst Mech Eng.* 2002; 216(5): 281-98
170. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine.* 1989;14(11):1256-60
171. Berkson MH, Nachemson A, Shultz AB. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments, part II: responses in compression and shear, influence of gross morphology. *J Biomech Eng.* 1979;101: 53-7
172. Nachemson AL. Disc pressure measurements. *Spine.* 1981;6(1):93-7
173. Schultz AB, Warwick DN, Berkson MH, Nachemson AL. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Part I: responses in flexion, extension, lateral bending and torsion. *J Biomech Eng* 1979;101:46-52
174. Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubouset J. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three dimensional geometric and mechanical model. *Spine.* 1993;18(5):536-45
175. Atlas OK, Dodds SD, Panjabi MM. Single and Incremental Trauma Models: A Biomechanical Assessment of Spinal Instability. *Euro Spine Journal.* 2003 Apr;12(2):205-10.
176. Chosa E. Analysis of the effect of lumbar spine fusion on the superior adjacent intervertebral disk in the presence of disk degeneration, using the three-dimensional finite element method. *J Spinal Disord Tech.* 2004;17(2):134-9
177. Martínez JB, Oloyede VOA, Broom ND. Biomechanics of load-bearing of the intervertebral disc: an experimental and finite element model. *Med Eng Phys* 1997;19(2):145-56
178. Li H, Wang Z. Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images. *Comput Med Imaging Graph.* 2006;30(6-7): 363-70.
179. Hilibrand AS, Robbins M. Adjacent segment defeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? *Spine J.* 2004;4(6 Suppl):190S-194S.
180. Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL. Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar and lumbosacral fusions. *Spine* 1996;21(8): 970-81.
181. Kelsey JL. Epidemiology of radiculopathies. *Adv Neurol.* 1978; 19: 385-98.
182. Nachemson AL. The lumbar spine, an orthopaedic challenge. *Spine.*1976;1:59-71.
183. Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, Wells RV, Kraus H. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration. *J Bone Joint Surg.*1970; 52A: 468-97.

184. Panjabi MM, Krag MH, White AA 3rd, Southwick WO. Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine. *Orthop Clin North Am.* 1977;8(1):181-92.
185. Reuber M, Schultz AB, Denis F, Spencer D. Bulging of lumbar intervertebral disc. *J Biomech Eng.* 1982;104(3):187-92.
186. Rolander SD. Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. *Acta Orthop Scand.* 1966; Suppl 90: 1-144.
187. Atienza Vicente CM, Prat Pastor JM, Peris Serra JL, Comín Clavijo M, Gómez Pérez A, Mollá Doménech F, et al. Validación de un modelo de elementos finitos tridimensional del raquis lumbar mediante ensayos in vitro. *Rev Ortop Traumatol.* 1999;43(1):41-8.
188. Shirazi -Adl SA. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine* 1994 Nov; 19(21): 2407-14.
189. Wang JL, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin AE, Li S, Patwardhan A. Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2-L3 motion segment. *Theor Appl Fracture Mech* 1997;28(1):81-93.
190. Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG, Weintein JN, Parnianpour M. Effects of muscle dysfunction of lumbar spine mechanics: a finite element study based on a two motion segments model. *Spine* 1996; 21(19):2197-206.
191. Zander T, Rohlmann A, Burra NK, Bergmann G. Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator. *Clin Biomech.* 2006 Oct; 21(8): 767-74.
192. Langrana NA, Lee CK, Yang SW. Finite element modeling of the synthetic intervertebral disc. *Spine* 1991;16(6 Suppl): S245-52.
193. Azegami H, Murachi S, Kitoh J, Ishida Y, Kaeakami N, Makimo M. Etiology of idiopathic scoliosis. Computational study. *Clin Orthop Related Res.* 1998 Dec; 357: 229-36
194. Teo JC, Chui CK, Wang ZL, Ong SH, Yan Ch, Wang SC, et al. Heterogeneous meshing and biomechanical modeling of human spine. *Med Eng Physics* 2007; 29(2): 277-90.
195. Shirazi-Adl SA, Sadouk S, Parnianpour M, Pop D, El-Rich M. Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression. *Eur Spine J* 2002;11(6): 519-26.
196. Goto K, Tajima N, Chosa E, Totoribe K, Kubo S, Kuroki H, Arai T. Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis). *J Orthop Sci.* 2003;8(4):577-84.
197. Totoribe K, Chosa E, Tajima N. A biomechanical study of lumbar fusion based on a three-dimensional nonlinear finite element method. *J Spinal Disord Tech* 2004; 17(2): 147-53.
198. Vena P, Franzoso G, Gastaldi D, Contro R, Dallolio V. A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: biomechanical compatibility of an interspinous device. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2005 Feb; 8(1): 7-16.
199. Crawford RP, Rosenberg WS, Keaveny TM. Quantitative computed tomography-based finite element models of the human lumbar vertebral body: effect of element size on stiffness, damage, and fracture strength predictions. *J Biomech Eng.* 2003 Aug; 125: 434-8.
200. Niebur GL, Yuen JC, Hsia AC, Keaveny TM. Convergence behavior of high resolution finite element models of trabecular bone. *J Biomech Eng.* 1999 Dec; 121(6): 629-35.
201. Errico TJ. Lumbar disc arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res.* 2005 Jun; 435: 106-17.
202. Kabins M, Weinstein J, Spratt K et al. Isolated L4-L5 fusion using the variable screw placement system: Unilateral vs. Bilateral. *J. Spinal Disord.* 1992;5(1):39-49.

203. Jang J-S and Lee S-H. Minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion with ipsilateral pedicle screw and contralateral facer screw fixation. *J. Neurosurg Spine*. 2005;3:218-223.
204. Holly LT, Schwender JD, Rouben DP et al. Minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion: indications, technique, and complications. *Neurosurg Focus*. 2006;20 (3):E6.
205. Tuttle J, Shakir A and Coudhri HF. Paramedial approach for transforaminal lumbar interbody fusion with unilateral pedicle screw fixation. Technical note and preliminary report on 47 cases. *Neurosurg Focus*. 2006;20(3):E5.
206. Schleicher P, Beth P, Ottenbacher A et al. Biomechanical evaluation of different asymmetrical posterior stabilization methods for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion. *J. Neurosurg Spine* 2008;9:363-71.
207. Fantigrossi A, Galbusera F, Raimondi MT, Sassi M, Fornari M. Biomechanical analysis of cages for posterior lumbar interbody fusion. *Med Eng Phys*. 2007 Jan; 29 (1): 101-9
208. Lidar Z, Beaumont A, Lifshutz J, Maiman DJ. Clinical and radiological relationship between posterior lumbar interbody fusion and posterolateral lumbar fusion. *Surg Neurol*. 2005 Oct; 64(4): 303-8.
209. Kumar N, Judith MR, Kumar A, Mishra V, Robert MC. Analysis of stress distribution in lumbar interbody fusion. *Spine* 2005 Aug 30(15): 1731-5.
210. Kettler A, Schmoelz W, Kast E, Gottwald M, Claes L, Wilke HJ. In vitro stabilizing effect of a transforaminal compared with two posterior lumbar interbody fusion cages. *Spine* 2005 Nov; 30(22): 665-70.
211. Yücesoy K, Yüksel KZ, Baek S et al. Biomechanics of unilateral compared with bilateral lumbar pedicle screw fixation for stabilization of unilateral vertebral disease. Laboratory investigation. *J. Neurosurg. Spine*. 2008;8:44-51
212. Wong C, Gehrchen PM, Darvann T, Kiaer T. Nonlinear finite-element analysis and biomechanical evaluation of the lumbar spine. *IEEE Trans Med Imaging*. 2003 Jun; 22(6): 742-6.
213. Lee CK. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine*. 1988 Mar; 13(3): 375-7.
214. Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, Weinstein JN, Reinartz SJ, El-Khoury GY et al. Long term follow up of lower lumbar fusion patient. *Spine*. 1987 Mar; 12(2): 97-104.
215. Kurowski P, Kubo A. The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine* 1986 Sep; 11(7): 726-31.
216. Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. *Eur Spine J*. 2005 Jun; 14(5): 445-53.
217. Axelsson P, Johnsson R, Stromqvist B (1997) The spondylolytic vertebra and its adjacent segment. Mobility measured before and after posterolateral fusion. *Spine* 22: 414-417.
218. Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, Cappuccino A, McAfee PC (1997) The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis. *Spine* 22: 2655-2663.
219. Weinhoffer SL, Guyer RD, Herbert M, Griffith SL (1995) Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study. *Spine* 20:526-531.
220. Levin DA, Hale JJ, Bendo JA (2007) Adjacent segment degeneration following spinal fusion for degenerative disc disease. *Bull NYU Hosp Joint Dis* 65: 29-36.

221. Kumar MN, Baklanov A, Chopin D (2001a) Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *Eur Spine J* 10: 314-319.
222. Umehara S, Zindrick MR, Patwardhan AG, Havey RM, Vrbos LA, Knight GW, Miyano S, Kirincic M, Kaneda K, Lorenz MA (2000) The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments. *Spine* 25:1617-24.
223. Cheh G, Bridwell KH, Lenke LG, Buchowski JM, Daubs MD, Kim Y, Baldus C (2007) Adjacent segment disease following lumbar/thoracolumbar fusion with pedicle screw instrumentation. A minimum 5-year follow-up. *Spine* 32: 2253-2257.
224. Wiltse LL, Radecki SE, Biel HM, DiMartino PP, Oas RA, Farjalla G, Ravessoud FA, Wohletz C (1999) Comparative study of the incidence and severity of degenerative change in the transition zones after instrumented versus noninstrumented fusions of the lumbar spine. *J Spinal Disord* 12: 27-33.
225. Wai EK, Santos ERG, Morcom RA, Fraser RD (2006) Magnetic resonance imaging 20 years after anterior lumbar interbody fusion. *Spine* 17: 1952-1956.
226. Sim HB, Murovic JA, Cho BY, Lim TJ, Park J (2010) Biomechanical comparison of single-level posterior versus transforaminal lumbar interbody fusions with bilateral pedicle screw fixation: segmental stability and the effects on adjacent motion segments. *J Neurosurg Spine* 12: 700-708.
227. Etebar S, Cahill DW (1999) Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. *J Neurosurg* 90 (Sup 2): 163-169.
228. Kumar MN, Jacquot F, Hall H (2001b) Long term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease. *Eur Spine J* 10: 309-313.
229. Seitsalo S, Schlenzka D, Poussa M, Osterman K (1997) Disc degeneration in young patients with isthmic spondylolisthesis treated operatively or conservatively: a longterm follow-up. *Eur Spine J* 6: 393-397.
230. Van Horn JR, Bohnen LM (1992) The development of discopathy in lumbar discs adjacent to a lumbar anterior interbody spondylodesis. A retrospective matched-pair study with a postoperative follow-up of 16 years. *Acta Orthop Belg* 58: 280-286.
231. Phillips FM, Carlson GD, Bohlman HH, Hughes SS (2000) Results of surgery for spinal stenosis adjacent to previous lumbar fusion. *J Spinal Disord* 13: 432-437.
232. Whitecloud TS III, Davis JM, Olive PM (1994) Operative treatment of the degenerated segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine* 19: 531-536.
233. Johnston CE 2nd, Ashman RB, Baird AM, Allard RN (1990) Effect of spinal construct stiffness on early fusion mass incorporation: Experimental study. *Spine* 15: 908-912.
234. Shono Y, Kaneda K, Abumi K, et al. (1998) Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine* 23: 1550-1558.
235. Korovessis P, Papazisis Z, Koureas G, Lambiris E (2004) Rigid, semirigid versus dynamic instrumentation for degenerative lumbar spinal stenosis: a correlative radiological and clinical analysis of short-term results. *Spine* 29: 735-742.
236. Suk KS, Lee HM, Kim NH, Ha JW (2000) Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation in lumbar spinal fusion. *Spine* 25: 1843-1847.
237. Lowe TG, Tahernia AD (2002) Unilateral transforaminal posterior lumbar interbody fusion. *Clin Orthop Relat Res* 394: 64-72.

238. Taneichi H, Suda K, Kajino T, Matsumura A, Moridaira H, Kaneda K (2006) Unilateral transforaminal lumbar interbody fusion and bilateral anterior-column fixation with two Brantigan I/F cages per level: clinical outcomes during a minimum 2-year follow-up period. *J Neurosurg Spine* 4: 198-205.
239. Throckmorton TW, Hilibrand AS, Mencia GA et al. The impact of adjacent level disc degeneration on health status outcomes following lumbar fusion. *Spine* 2003;Nov(15);28(22):2546-50.
240. Rob D. Dickerman *Neurosurg. Focus/volumen 20/ February 2009.*
241. Videman T, Battié MC, Ripatti S. Determinants of the progression in lumbar degeneration: a 5-year follow-up study of adult male monozygotic twins. *Spine*. 2006 Mar; 31(6): 671-8.
242. Zigler J, Delamarter R, Spivak JM, Linovitz RJ, Danielson GO 3rd, Haider TT, et al. Results of the prospective, randomized, multicenter Food and Drug Administration investigational device exemption study of the ProDisc-L total disc replacement versus circumferential fusion for the treatment of 1-level degenerative disc disease. *Spine*. 2007 Dec; 32(11):1155-62.
243. Aoki Y, Yamagata M, Nakajima F et al. Examining risk factors for posterior migration of fusion cages following transforaminal lumbar interbody fusion: a possible limitation of unilateral pedicle screw fixation. *J. Neurosurg Spine* 2010;13:381-87.
244. Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, Wilke HJ. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clin Biomech*. 2006 May; 21(4): 337-44.
245. Tay BK, Berven S. Indications, techniques and complications of lumbar interbody fusion. *Semin Neurol* 2002 Jun; 22(2): 221- 30.
246. Templeton A, Liebschner M. A hierarchical approach to finite element modeling of the human spine. *Crit Rev Eukaryotic Gene Expr*. 2004; 14(4): 317-28.
247. Lengsfeld M, Burchard R, Gunther D, Pressel T, Schmidt J, Leppek R et al. Femoral strain changes after total hip arthroplasty--patient-specific finite element analyses 12 years after operation. *Med Eng Phys*. 2005;27(8):649-54
248. Weinans H, Sumner DR, Igloria R, Natarajan RN. Sensitivity of periprosthetic stress-shielding to load and the bone density-modulus relationship in subject-specific finite element models. *J Biomech*. 2000;33(7):809-17