



Universidad de Zaragoza



Instituto Universitario de Investigación
en Ingeniería de Aragón
Universidad Zaragoza

Trabajo fin de master

ESTUDIO POR ELEMENTOS FINITOS DE LA BIOMECÁNICA LUMBAR HUMANA. ANÁLISIS DE LA DEGENERACIÓN DISCAL.

Master en Ingeniería Biomédica
POP en Ingenierías Transversales

**Realizado por:
Elisa Roldán Ciudad**

Noviembre, 2011

Directora:
Amaya Pérez del Palomar Aldea

ÍNDICE

RESUMEN	2
1. ANATOMÍA Y FUNCIONES DE LA COLUMNA Y SUS COMPONENTES	3
1.1. Anatomía de la columna	3
1.1.1. Vértebras	5
1.1.2. Músculos	6
1.1.3. Ligamentos	7
1.1.4. Discos intervertebrales	8
1.2. Biomecánica de los discos intervertebrales	9
1.2.1. Contribución de los componentes principales a la función	10
2. DEGENERACIÓN Y ENVEJECIMIENTO DE LOS DISCOS INTERVERTEBRALES	11
2.1. Patologías de la columna	11
2.2. Envejecimiento de los discos intervertebrales	15
2.3. Degeneración de los discos intervertebrales	16
3. MATERIALES Y MODELO COMPUTACIONAL	17
3.1. Definición geométrica y modelado de los distintos tejidos	17
3.2. Caracterización del comportamiento de un disco intervertebral	18
3.3. Características de los materiales	20
4. RESULTADOS Y CONCLUSIONES	22
4.1. Flexión	22
4.1.1. Anillo poroelástico	25
4.1.2. Anillo porohiperelástico sin fibras	26
4.1.3. Anillo porohiperelástico con fibras	27
4.1.4. Análisis modelos de comportamiento	28
4.2. Extensión	29
4.2.1. Anillo poroelástico	32
4.2.2. Anillo porohiperelástico sin fibras	33
4.2.3. Anillo porohiperelástico con fibras	34
4.2.4. Análisis modelos de comportamiento	35
4.3. Conclusiones	35
5. FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO	36
BIBLIOGRAFÍA	37

ESTUDIO POR ELEMENTOS FINITOS DE LA BIOMECÁNICA LUMBAR HUMANA. ANÁLISIS DE LA DEGENERACIÓN DISCAL

RESUMEN

La enorme importancia que tiene el disco intervertebral la entenderemos si tenemos en cuenta que el 80% de la población mundial, antes o después, va a padecer dolor lumbar o va a desarrollar una hernia discal [25]. En concreto, las patologías discales se pueden relacionar con procesos degenerativos en los discos intervertebrales, debidos al envejecimiento de los mismos o a fenómenos degenerativos más acusados en pacientes jóvenes.

Estos síndromes aparecen en los segmentos más móviles de la columna, y por tanto, están en relación con los esfuerzos producidos, localizándose con preferencia en las zonas vecinas a la transición entre estas áreas móviles y las fijas subyacentes, como es el caso de la columna lumbar objeto de estudio.

El objetivo de este trabajo es el análisis numérico, por medio del método de elementos finitos, de los movimientos fisiológicos estándar de la columna lumbar humana en pacientes sanos y en pacientes con patología discal. Este análisis se centra en el estudio del comportamiento de los distintos discos intervertebrales, teniendo en cuenta su degeneración, para movimientos de flexión y extensión. Para ello se simula el núcleo pulposo como material neo Hookeano y se consideran tres modelos distintos para la simulación del anillo fibroso, un primer modelo poroelástico, otro modelo porohiperelástico no fibrado y por último un modelo porohiperelástico fibrado.

Este trabajo consta de cinco apartados. En el primer apartado se realiza una breve introducción a la anatomía, morfología y funcionamiento de los distintos componentes de la columna vertebral, incidiendo más en el estudio de los discos intervertebrales y su biomecánica. En el segundo apartado se expone un resumen de las patologías discales más frecuentes, y se estudia cómo afecta en el disco el envejecimiento y la degeneración del mismo. En el tercer capítulo se presentan los distintos modelos matemáticos para simular el comportamiento de discos sanos, envejecidos y degenerados, para movimientos de flexión y extensión naturales. El capítulo cuarto explica los resultados obtenidos con los distintos modelos y se obtienen conclusiones. Y por último, el quinto capítulo presenta las futuras líneas de trabajo que pueden surgir a partir de este proyecto.

1. ANATOMÍA Y FUNCIONES DE LA COLUMNA Y SUS COMPONENTES

1.1. ANATOMÍA DE LA COLUMNA

La columna vertebral o raquis es una compleja estructura osteofibrocartilaginosa articulada y resistente, en forma de tallo longitudinal, situado en la parte media y posterior del tronco, y que va desde la cabeza, pasando por el cuello y la espalda, hasta la pelvis a la cual le da soporte.

La columna vertebral de un humano adulto mide por término medio 71 cm de longitud, y consta de 33 vértebras y cinco regiones (véase figura 1):

- Región cervical (7 vértebras, C1-C7)
- Región dorsal (12 vértebras, T1-T12)
- Región lumbar (5 vértebras, L1-L5)
- Región sacra (5 vértebras, S1-S5)
- Región coxígea (4 vértebras, inconstantes)



Figura 1. Columna vertebral

Las funciones de la columna vertebral son varias, principalmente interviene como elemento de sostén estático y dinámico, proporciona protección a la médula espinal recubriéndola, y es uno de los factores que ayudan a mantener el centro de gravedad de los vertebrados.

Las curvaturas de la columna vertebral, no se producen sólo debido a la forma de las vértebras, sino también, a la forma de los discos intervertebrales. En humanos, la columna cuenta con dos tipos principales de curvaturas: anteroposteriores (cifosis y lordosis. Figura 2) y laterales (escoliosis).

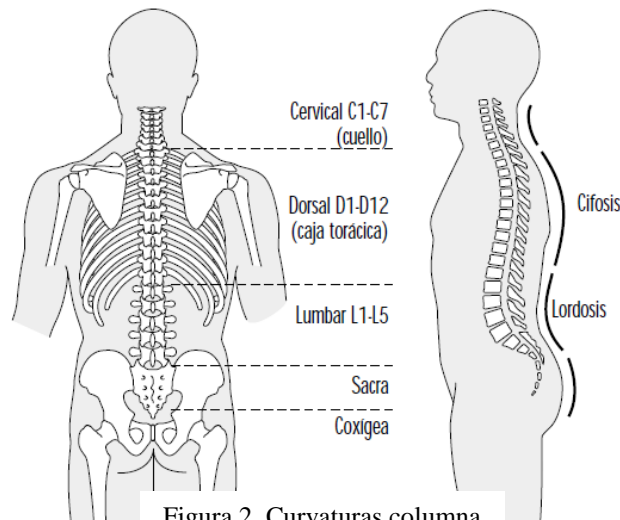


Figura 2. Curvaturas columna

La unidad funcional del raquis (figura 3) está constituida por:

- Dos vértebras
- Un disco
- Una doble articulación interfacetaria
- Un ligamento intervertebral longitudinal anterior y otro posterior.
- Un ligamento interespinoso y supraespinoso
- Y músculos que actúan sobre estos elementos

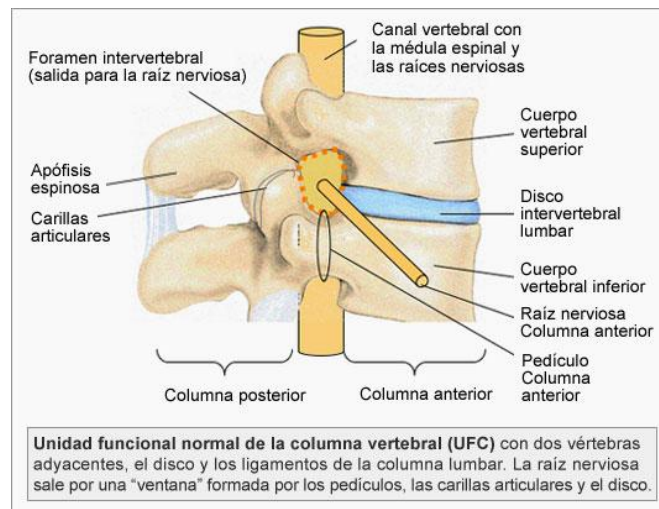


Figura 3. Unidad funcional del raquis

Gracias a los componentes de la unidad funcional del raquis la columna puede adquirir, de forma natural, los siguientes movimientos:

- Flexión de la columna vertebral (hasta 10°): movimiento anterior de la columna vertebral; en la región lumbar el tórax se mueve hacia la pelvis.
- Extensión de la columna vertebral (hasta 5°): regreso de la flexión o movimiento posterior de la columna vertebral; en la región cervical la cabeza se separa del tórax, mientras que en la región lumbar, el tórax se separa de la pelvis.

- Flexión o inclinación lateral (izquierda o derecha, hasta 5°): algunas veces ha recibido el nombre de flexión hacia un lado; la cabeza se mueve lateralmente hacia los hombros y el tórax se mueve lateralmente hacia la pelvis.
- Rotación de la columna vertebral (izquierda o derecha, hasta 3°): movimiento rotatorio de la columna vertebral dentro de un plano horizontal; la barbilla rota desde una posición neutra hacia los hombros, mientras que el tórax rota hacia un costado.

1.1.1. Vértebras

Se denomina vértebra a cada uno de los huesos que conforman la columna vertebral.

La cubierta externa de una vértebra está formada por hueso cortical. Este tipo de hueso es denso, sólido y resistente. Dentro de cada vértebra hay hueso trabecular, más débil y constituido por una estructura esponjosa con cavidades llenas de médula ósea.

Todas las vértebras están conformadas por el mismo número de elementos básicos, con la excepción de las dos primeras vértebras cervicales. Los elementos comunes son los siguientes:

- **Cuerpo Vertebral:** es la porción mayor de una vértebra. Vista desde arriba, por lo general tiene una forma algo ovalada. Desde una perspectiva lateral, el cuerpo vertebral tiene la forma de un reloj de arena, siendo de mayor grosor en los extremos que en la parte media. El cuerpo vertebral está cubierto por resistente hueso cortical y en su interior hay hueso esponjoso.
- **Pedículos:** son dos apófisis cortas, formadas de resistente hueso cortical, que protruyen desde la parte posterior del cuerpo vertebral.
- **Láminas:** son dos placas óseas relativamente planas que se extienden a ambos lados de los pedículos, fusionándose en la línea media.
- **Apófisis:** existen tres tipos de apófisis: articular, transversa y espinosa. Las apófisis sirven como puntos de conexión de ligamentos y tendones, forman las articulaciones facetarias que en combinación con los discos intervertebrales permiten que la columna tenga movimiento.
- **Agujero Intervertebral:** Los pedículos tienen una pequeña escotadura en su superficie superior y una escotadura profunda en su superficie inferior. Cuando las vértebras están una encima de la otra, las escotaduras pediculares forman un área denominada agujero intervertebral. Esta área es de vital importancia, ya que es a través de ella que las raíces nerviosas salen de la médula espinal hacia el resto del cuerpo.

A continuación se muestra una figura dónde se ven los elementos que constituyen una vértebra.

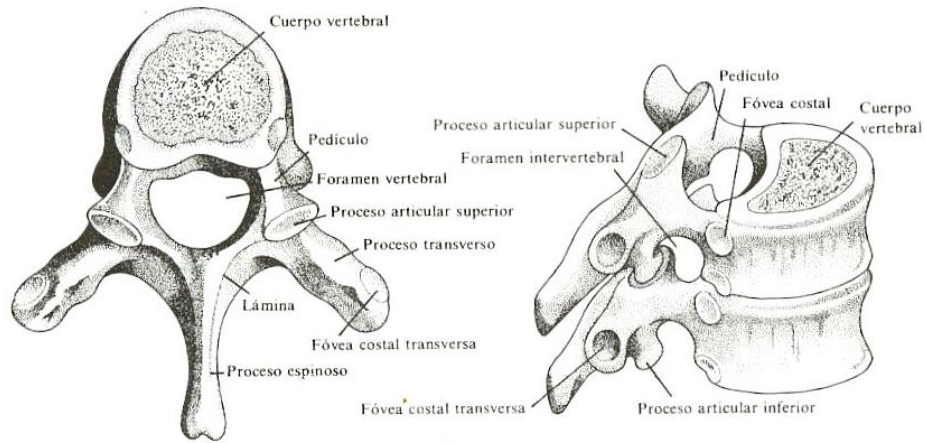


Figura 4. Elementos vertebrales

En concreto, las 5 vértebras lumbares tienen una estructura muy robusta, debido al gran peso que tienen que soportar por parte del resto de vértebras proximales. Permiten un grado significativo de flexión y extensión, además de flexión lateral y un pequeño rango de rotación. Es el segmento de mayor movilidad a nivel de la columna. Los discos entre las vértebras constituyen la lordosis lumbar.

1.1.2. Músculos

El sistema muscular de la columna es complejo, cuenta con numerosos músculos cuyas funciones principales son dar soporte, movimiento y estabilidad a la columna. Los distintos músculos se asocian al movimiento de partes anatómicas específicas. Por ejemplo, el músculo esternocleidomastoideo ayuda al movimiento de la cabeza, mientras que el psoas mayor está asociado con la flexión del muslo.

La fascia, también llamada aponeurosis, es un resistente tejido conectivo que da sostén a los músculos, ya sea en forma individual o grupal (véase figura 5). El tendón que inserta el músculo en el hueso es parte de la fascia. Los músculos de la columna vertebral pueden ser flexores, rotadores o extensores. [47]

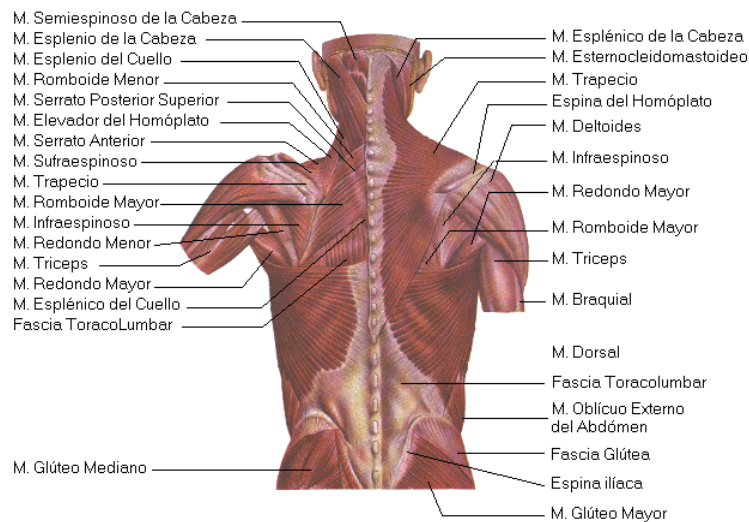


Figura 5. Músculos columna

1.1.3. Ligamentos

Los ligamentos son bandas de fibras de colágeno (para resistir esfuerzos a tracción) y elastina (que proporciona elasticidad). Conectan dos o más huesos y ayudan a estabilizar las articulaciones.

El sistema de ligamentos de la columna vertebral, en combinación con los tendones y músculos, proporciona un refuerzo natural protegiendo a la columna de lesiones. Los ligamentos mantienen estables las articulaciones en los estados de reposo y movimiento, previniendo lesiones provocadas por hiperextensión o hiperflexión de la columna.

Los ligamentos más importantes insertados en la columna vertebral son los que se presentan en la tabla y figura siguientes. [49]

Nombre del Ligamento	Descripción
Ligamento Longitudinal Anterior (ALL, por sus siglas en inglés). Un importante estabilizador de la columna	De aproximadamente una pulgada de ancho, el Ligamento Longitudinal Anterior recorre toda la columna, desde la base del cráneo hasta el sacro. Conecta la parte frontal (anterior) del cuerpo vertebral con la región frontal del anillo fibroso.
Ligamento Longitudinal Posterior (PLL, por sus siglas en inglés). Un importante estabilizador de la columna	De aproximadamente una pulgada de ancho, el Ligamento Longitudinal Posterior recorre toda la columna, desde la base del cráneo hasta el sacro. Conecta la parte trasera (posterior) del cuerpo vertebral con la región posterior del anillo fibroso.
Ligamento Supraespinoso (SSL)	Este ligamento une la punta de cada apófisis espinosa con la siguiente.
Ligamento Interespinoso (ISL)	Este delgado ligamento se une a otro, denominado ligamento amarillo, que recorre la parte más profunda de la columna vertebral.
Ligamento Amarillo	Este ligamento, llamado amarillo, es el más resistente de todos. Va desde la base del cráneo hasta la pelvis - por enfrente y por detrás de las láminas - y protege la médula espinal y los nervios. El ligamento amarillo también rodea las cápsulas de la articulación facetaria.

Tabla 1. Principales ligamentos columna.

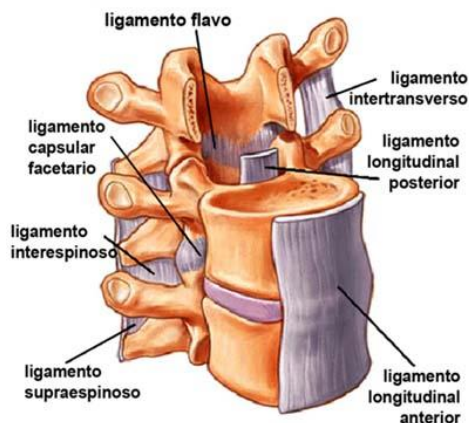


Figura 6. Ligamentos columna

1.1.4. Discos intervertebrales

Un disco intervertebral es una estructura viscoelástica de unión entre dos cuerpos vertebrales. Es el encargado de la absorción y transmisión de las cargas, de soportar la columna y es el responsable de la movilidad vertebral. Asimismo, conformará las curvas fisiológicas de la columna vertebral amortiguando el peso.

En la columna vertebral del ser humano existen 24 discos intervertebrales, cuya geometría es biconvexa y su altura va aumentando conforme se va descendiendo por la columna, hasta alcanzar de 7-14 mm de altura en la región lumbar.

El disco está formado por tejido cartilaginoso y consta de tres regiones diferenciadas. La región interna o núcleo pulposo, de consistencia gelatinosa y capaz de soportar el 75% de la carga, distribuyendo los esfuerzos de forma horizontal al anillo. La región externa del disco o anillo fibroso, que encierran al núcleo, compuesta por capas concéntricas de fibras de colágeno cuya rigidez aumenta en las capas más exteriores. Y la placa terminal compuesta por una fina capa de cartílago hialino que separa el disco del cuerpo vertebral (ver figura 7). [49-50]

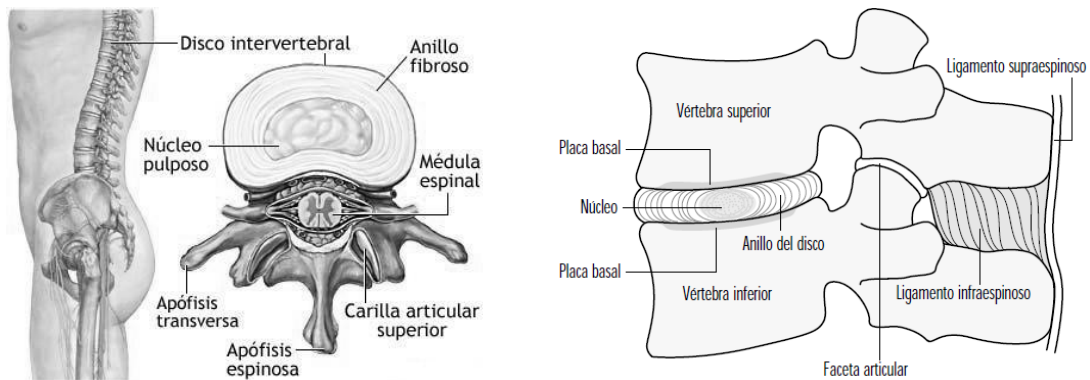


Figura 7. Regiones del disco intervertebral

El disco, al igual que otros cartílagos, está formado fundamentalmente por una matriz de fibras de colágeno y elastina (embebidas en un gel de proteoglicanos), agua y células dispersas por toda la matriz responsables de la síntesis y el mantenimiento de sus distintos componentes (figura 8) [1].

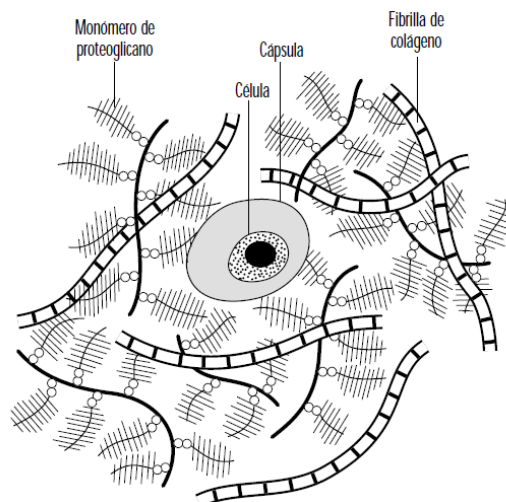


Figura 8. Componentes del disco

El agua es el componente principal del disco, forma parte del volumen tisular entre un 65 y un 90 %, dependiendo de la edad, de la región del disco y de la carga aplicada al mismo. El agua es importante tanto para el funcionamiento mecánico del disco como para proporcionar el medio de transporte de las sustancias disueltas dentro de la matriz.

Los proteoglicanos son moléculas formadas por un núcleo proteico central al que están unidos numerosas cadenas de glucosaminoglicanos. Estas cadenas poseen una gran densidad de cargas negativas asociadas, lo que las hace ser muy hidrófilas, propiedad relacionada con la presión de hinchamiento y que es muy importante para el comportamiento del disco. Existe una correlación directa entre la cantidad de proteoglicanos y el contenido de agua de la matriz.

El colágeno es la principal proteína estructural del organismo. Se han identificado hasta 29 tipos distintos de colágeno. El disco está formado por varios tipos de colágeno, que conforman el andamiaje estructural del disco, con predominio del tipo I en el anillo externo y del tipo II en el núcleo y en la placa terminal de cartílago. Las células del disco a menudo están rodeadas por una cápsula de alguno de los otros tipos de colágeno, como el tipo VI.

La densidad celular del disco intervertebral es muy baja en comparación con la de otros tejidos, pero aun siendo baja su actividad es vital para la salud del disco, ya que las células producen macromoléculas durante toda la vida para sustituir a las que se degradan y se pierden con el paso del tiempo [6].

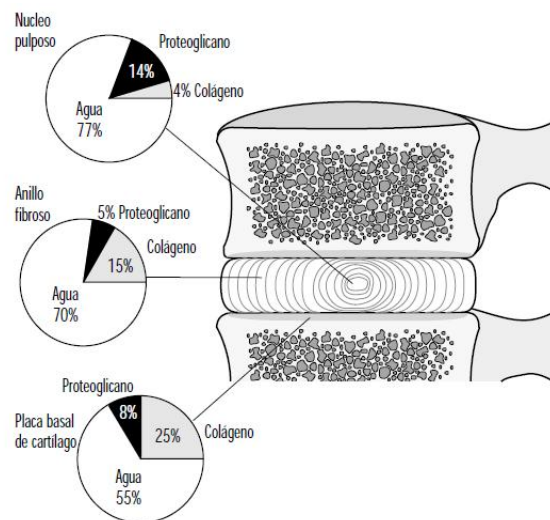


Figura 9. Composición del disco intervertebral

1.2. BIOMECÁNICA DE LOS DISCOS INTERVERTEBRALES

La principal función del disco es mecánica. El disco transmite la carga a lo largo de la columna vertebral y también permite su curvatura y torsión. Las cargas sobre el disco proceden del peso corporal y de la actividad muscular, y se modifican con la postura. La extensión o la flexión de la columna producen sobre todo fuerzas de tracción y de compresión sobre el disco, que aumentan de magnitud según se desciende por la

columna, debido a las diferencias en el peso y en la geometría corporal. La rotación de la columna produce tensiones transversales (de cizallamiento).

Durante la carga, el disco se deforma y pierde altura. La placa terminal y el anillo soportan un aumento de tensión y, en consecuencia, se eleva la presión hidráulica en el disco [26]. El grado de deformación del disco depende de la velocidad de carga. El disco puede experimentar una deformación considerable, comprimiéndose o extendiéndose en un 30 a un 60 % durante la flexión y la extensión. Si la carga se retira en unos segundos, el disco vuelve rápidamente a su estado anterior (por osmosis), pero si la carga se mantiene, el disco continúa perdiendo altura, perdiendo a su vez permeabilidad de forma no lineal. Este “aplastamiento” es consecuencia de la deformación continua de las estructuras del disco, y también de la pérdida de líquidos, ya que el disco, debido a su permeabilidad y porosidad, pierde líquido como consecuencia del aumento de presión. Durante las actividades diarias el disco está sometido a esfuerzos que ocasionan una pérdida de entre el 10 y el 25 % del agua del disco, que se recupera al descansar tumbados. Esta pérdida de agua puede dar lugar a una disminución de 1 a 2 cm de estatura desde la mañana hasta la noche.

A medida que cambia la composición del disco a causa de la edad o de la degeneración, también cambia su respuesta a las cargas mecánicas. Con la pérdida de proteoglicanos y, por tanto, del contenido de agua, el núcleo ya no puede responder de forma tan eficaz. Este cambio da lugar a tensiones no uniformes a través de la placa terminal y de las fibras del anillo. La velocidad de “aplastamiento” también aumenta en los discos degenerados, que de esta forma pierden altura más rápidamente que los discos normales sometidos a la misma carga. El estrechamiento del espacio del disco afecta a otras estructuras de la columna, como los músculos y ligamentos y, en particular, conduce a un aumento de la presión en las facetas articulares, que puede ser la causa de los cambios degenerativos que se observan en ellas en las columnas con discos anormales.

1.2.1. Contribución de los componentes principales a la función

Proteoglicanos

La función del disco depende del mantenimiento de un equilibrio en el que la presión del agua está equilibrada con la presión de hinchamiento del disco. Esta presión depende de la concentración de los iones atraídos al disco por los proteoglicanos cargados negativamente y, por tanto, depende directamente de la concentración de proteoglicanos. Si aumenta la carga sobre el disco, la presión de agua aumenta y se altera el equilibrio. Para compensarlo, sale líquido del disco, lo que aumenta la concentración de proteoglicanos y la presión osmótica del disco. Este flujo de líquido continúa hasta que se restablece el equilibrio o se retira la carga sobre el disco.

Los proteoglicanos también afectan al movimiento de los líquidos de otras maneras. Debido a su elevada concentración en el tejido, los espacios entre las cadenas son muy pequeños (0,003 a 0,004 μm). El flujo de líquido a través de estos poros tan pequeños es muy lento por lo que, incluso ante una gran presión diferencial, la velocidad a la que se pierde el líquido y, por tanto, la velocidad de “aplastamiento” del disco, es lenta. Sin embargo, dado que los discos degenerados tienen menores concentraciones de proteoglicanos, el líquido puede fluir más rápido a través de la matriz. Esta puede ser la causa de que los discos degenerados pierdan altura con más rapidez que los sanos [29].

La carga y la elevada concentración de proteoglicanos controlan la entrada y el movimiento de otras sustancias disueltas en el disco. Las moléculas pequeñas (nutrientes como glucosa, oxígeno) pueden penetrar fácilmente en el disco y moverse a través de la matriz [2]. Las sustancias químicas electropositivas y los iones, como Na^+ o Ca^{2+} , están en concentraciones más altas en el disco cargado negativamente que en el líquido intersticial circundante [8,13]. Las moléculas grandes, como la seroalbúmina o las inmunoglobulinas, son demasiado voluminosas para entrar en el disco, y sólo están presentes en concentraciones muy bajas. Los proteoglicanos pueden afectar también a la actividad y el metabolismo celulares. Los proteoglicanos pequeños, como el biglucano, se pueden unir a factores de crecimiento y a otros mediadores de la actividad celular, liberándolos cuando la matriz es degradada [36].

Agua

El agua es el componente principal del disco, y la rigidez del tejido se mantiene por las propiedades hidrófilas de los proteoglicanos. Con la pérdida inicial de agua, el disco se hace más flácido y deformable al relajarse la red de colágeno. Sin embargo, una vez que el disco ha perdido una fracción significativa de agua, sus propiedades mecánicas cambian drásticamente; el tejido se comporta más como un sólido rígido que como un material compuesto sometido a carga. El agua también proporciona el medio a través del cual se intercambian nutrientes y productos de desecho entre el disco y la corriente sanguínea circundante [12, 14].

Colágeno

La red de colágeno, que puede soportar altas cargas de tracción, proporciona un entramado para el disco y lo ancla a los cuerpos vertebrales vecinos. La red está hinchada por el agua captada por los proteoglicanos; a su vez, contiene a los proteoglicanos e impide que escapen del tejido. Estos tres componentes en conjunto forman por tanto una estructura capaz de soportar altas cargas compresivas [27].

La organización de las familias de fibrillas de colágeno proporciona al disco su flexibilidad y rigidez variable. Las fibras están dispuestas en capas cuyo ángulo con la horizontal varía entre -30° y $+30^\circ$ [46]. Este tejido altamente especializado permite la curvatura de la columna.

2. DEGENERACIÓN Y ENVEJECIMIENTO DE LOS DISCOS

2.1. PATOLOGÍAS DE LA COLUMNA

El dolor lumbar es una patología habitual en la población. Alrededor del 80 % de las personas experimentan dolor lumbar en algún momento de su vida [10]. Según la etiología, el dolor lumbar se puede clasificar en seis grupos: mecánico, infeccioso (tuberculosis), inflamatorio (espondilitis), metabólico (osteoporosis), neoplásico (cáncer) y visceral [5].

En la mayoría de las personas, el dolor lumbar tiene causas mecánicas, entre las que se encuentran la distensión lumbosacra, la enfermedad degenerativa del disco, la espondilolistesis, la estenosis espinal o la fractura.

Las patologías de la columna se pueden clasificar en dos tipos distintos, las que afectan a toda la columna, y que generalmente están asociadas a curvaturas anormales de la misma, y las específicas de los discos intervertebrales.

A continuación se describen brevemente las patologías más comunes que se dan en la columna vertebral.

Escoliosis: La escoliosis es una curvatura lateral de la columna vertebral en la que tanto los discos intervertebrales como los cuerpos vertebrales están acunados. Se suele asociar a torsión o rotación de la columna. La escoliosis puede ser debida a un defecto congénito de la columna o surgir secundariamente a trastornos como la distrofia neuromuscular. Sin embargo, en la mayor parte de los casos la causa es desconocida, por lo que se denomina escoliosis idiopática. Entre el tres y el cinco por ciento de los adolescentes tienen alguna forma de escoliosis, siendo la mayoría de los casos niñas [22].



Figura 10. Escoliosis.

Espondilolistesis: La espondilolistesis es un desplazamiento horizontal hacia adelante de una vértebra con relación a otra. Puede ser consecuencia de una fractura en el puente óseo que conecta las porciones frontal y posterior de la vértebra. Obviamente, el disco intervertebral situado entre estas dos vértebras está estirado y sometido a cargas anormales. La matriz de este disco y, en menor grado, de los discos adyacentes, muestra cambios degenerativos típicos en su composición como pérdida de agua y de proteoglicanos.



Figura 11. Espondilolistesis.

Espondilólisis: Consiste en la rotura de la lámina de la vértebra, de forma que la articulación facetaria queda separada del resto. La vértebra que se afecta más

frecuentemente es la quinta lumbar, seguida por la cuarta. En la mayoría de los casos en los que la espondilolisis afecta la cuarta lumbar existe una sacralización (fusión de la vértebra quinta lumbar con el hueso sacro) de la quinta lumbar.



Figura 12. Espondilólisis.

Estenosis espinal: El estrechamiento del canal vertebral que se produce en la estenosis espinal ocasiona compresión mecánica de las raíces de los nervios espinales y de su aporte sanguíneo, con lo que puede dar lugar a síntomas como debilidad, alteración de los reflejos, dolor o pérdida de la sensibilidad (parestesias) o, en ocasiones, no presentar síntomas. El estrechamiento del canal puede, a su vez, estar causado por diversos factores, incluida la protrusión del disco intervertebral en el espacio del canal, la formación de hueso nuevo en las superficies articulares (hipertrofia de las facetas) y la presencia de artritis con inflamación de otros tejidos conjuntivos blandos.

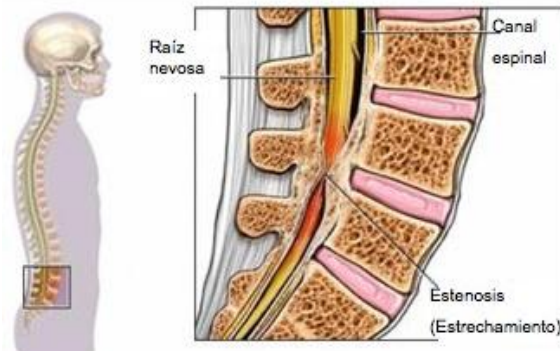


Figura 13. Estenosis espinal.

Espina bífida: La espina bífida es una malformación congénita del tubo neural, que se caracteriza porque uno o varios arcos vertebrales posteriores no han fusionado correctamente durante la gestación y la médula espinal queda sin protección ósea.

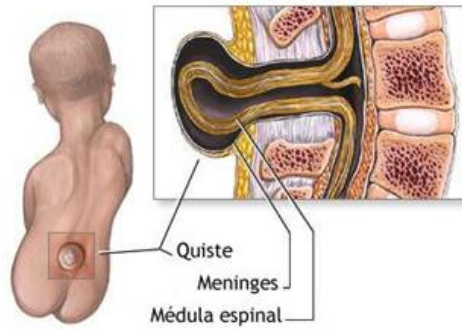


Figura 14. Espina bífida.

Síndrome del piramidal: El síndrome del piramidal es una causa rara y controvertida de ciática caracterizada por síntomas y signos de compresión del nervio ciático en la región del músculo piramidal, en el punto donde atraviesa la escotadura ciática mayor (véase figura 15). Los síntomas se agravan con la flexión prolongada de la cadera, la aducción y la rotación interna.

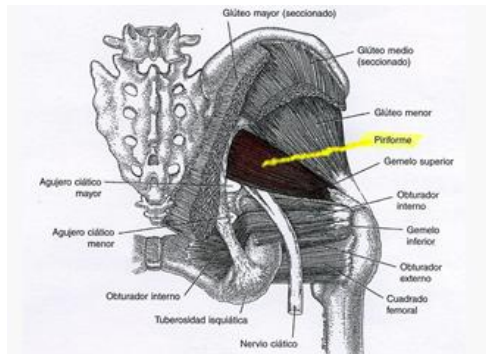


Figura 15. Síndrome del piramidal.

Disco roto o prolapsado: La rotura del anillo posterior es bastante frecuente en los jóvenes o adultos de edad mediana físicamente activos. En ocasiones, fragmentos de material del disco atraviesan este desgarramiento y llegan hasta el canal vertebral provocando una hernia discal (figura 16). La irritación o la compresión del nervio ciático producen dolor intenso y parestesias (ciática) en la extremidad inferior.

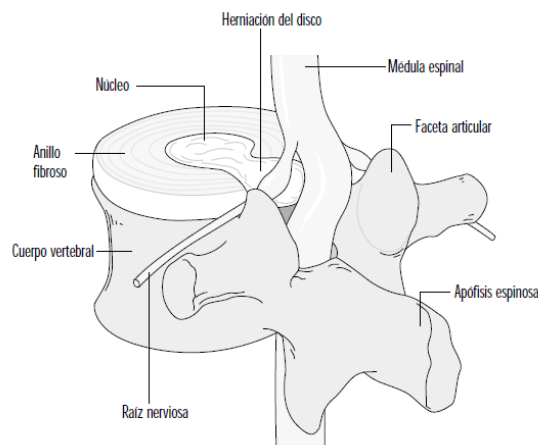


Figura 16. Prolapso discal.

Enfermedad degenerativa del disco: Con esta patología el disco se hace más rígido, sufre una pérdida creciente de elasticidad, movilidad y capacidad de distribución de cargas. Disminuye la capacidad de imbibición del núcleo, el disco se deshidrata y en consecuencia la concentración de colágeno aumenta, convirtiéndose de colágeno tipo II a tipo I. Esta deshidratación provoca que se formen fisuras en el disco. A continuación se muestra una figura con los distintos problemas discales.

Ejemplos de problemas en los discos



Figura 17. Problemas discales.

2.2. ENVEJECIMIENTO DE LOS DISCOS INTERVERTEBRALES

El disco intervertebral, como cualquier otro tejido del organismo, está sometido a cambios fisiológicos de crecimiento, envejecimiento, remodelación, etc. Se dice que el disco a partir de los 20-30 años empieza a envejecer, pierde agua y altura, aumenta su rigidez y la diferencia entre núcleo pulposo (más pequeño) y anillo fibroso (más rígido y débil) no es tan clara. Pero uno de los fenómenos más significativos es la calcificación de las placas terminales que produce una fuerte reducción de su permeabilidad y en consecuencia una disminución de nutrientes, un aumento de muerte celular y un incremento en la presión interna del núcleo y reducción de la presión osmótica [12]. La reducción del metabolismo celular junto con el incremento de presión interna originan la fragmentación de las cadenas de proteoglicanos y la reducción del contenido de éstos en el núcleo y en el interior del anillo [14]. En la figura siguiente se aprecia un disco sano y uno degenerado por la edad (figura 18).

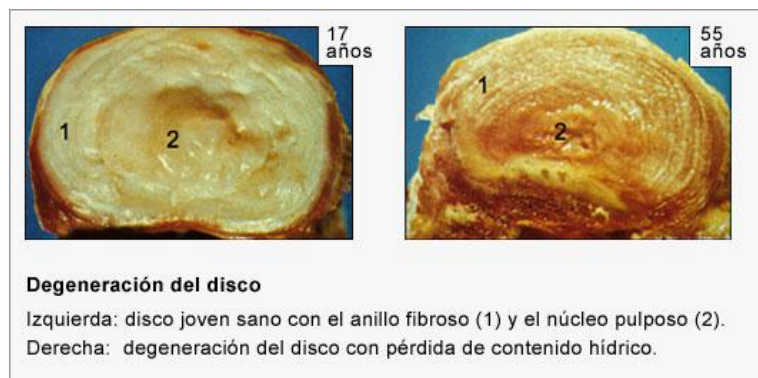


Figura 18. Disco joven y envejecido.

A continuación se presenta una tabla con los efectos provocados por el envejecimiento.

Fisiopatología de la degeneración del disco intervertebral con el envejecimiento [48]	
Proceso	Efectos
<u>Disminución de las respuestas celulares</u>	* Senectud (alteración de la expresión genética y de los factores de transcripción)
<u>Procesos bioquímicos</u>	* Apoptosis celular (muerte celular programada)
	* Desequilibrio entre las actividades catabólicas y anabólicas.
	* Modificación de la proteína postransaccional
	* Aumento de los enlaces cruzados del colágeno mediante glucolización no enzimática y peroxidación lipídica
	* Pérdida de proteoglicanos
	* Alteración de la difusión de sustancias nutritivas
	* Fallos en la unión de nuevas moléculas sintetizadas
	* Disminución de la vascularización y de la porosidad a causa de la calcificación de la placa terminal
	* Niveles altos de lactato y disminución del pH
	* Adelgazamiento o microfractura de la placa terminal
<u>Cambios en las placas terminales</u>	* Disminución de la permeabilidad y alteración de las propiedades hidráulicas
	* Transferencia de cargas no uniforme y aumento focal de fuerzas de cizallamiento
	* Degeneración discal y lesión del anillo fibroso

Tabla 2. Efectos de la degeneración por envejecimiento discal.

2.3. DEGENERACIÓN DE LOS DISCOS INTERVERTEBRALES

Se define como degeneración discal a la respuesta anormal de las células pertenecientes al disco frente a un fallo estructural progresivo. Todos los procesos descritos anteriormente para disco envejecido son más evidentes en la degeneración, y suelen ocasionarse por una respuesta patológica de los efectos del envejecimiento. Esta puede clasificarse en grados en función de la severidad de la misma, siendo grado 0 un disco sano y se considera grado 4 un disco totalmente degenerado.

La diferencia más significativa entre el fenómeno de envejecimiento y la degeneración es el comportamiento de sus placas terminales, que en el caso de un disco degenerado pueden llegar a destruirse habiendo un contacto directo entre el hueso y el disco. Como se ha señalado en el apartado anterior, en el envejecimiento la permeabilidad de estas placas disminuye puesto que se calcifican, en caso de degeneración esta disminución de

permeabilidad es más drástica puesto que al deformarse los discos de forma más acusada la porosidad disminuye y en consecuencia la permeabilidad de las placas terminales, aumentando su rigidez, y disminuyendo la presión osmótica y la altura del disco [24].

Por otro lado el núcleo se ve reducido en tamaño, está sometido a una descompresión y su capacidad de soportar carga mengua, lo que origina una transferencia de gran parte de la carga al anillo fibroso, aumentando la presión sobre el anillo y produciendo cambios en éste tejido junto con una reducción de permeabilidad.

La degeneración puede ser debida a diversos factores, a la sobrecarga mecánica, al tabaquismo (puesto que se ha demostrado que disminuye al transporte de nutrientes), a las vibraciones, a factores genéticos, etc. Aunque a día de hoy no se sabe con certeza como afectan estos factores [34].

3. MATERIALES Y MODELO COMPUTACIONAL

El objetivo de este apartado es presentar tres modelos de comportamiento en los que se simulen y se pueda comparar la respuesta de discos sanos, envejecidos y degenerados, pertenecientes a la columna lumbar, en función de una flexión y extensión naturales. Para ello se parte de un modelo computacional desarrollado en la tesis de Moramarco V. (2010) [46].

3.1. DEFINICIÓN GEOMÉTRICA Y MODELADO DE LOS DISTINTOS TEJIDOS

El modelo está formado por seis vértebras, desde la L1 a la S1, y cinco discos intervertebrales interpuestos entre ellas. Al modelo se le añaden los ligamentos que se sitúan de acuerdo a su emplazamiento natural.

Para la reconstrucción del modelo en elementos finitos de un segmento lumbar sano se utiliza tomografía computarizada (CT) de una columna sana, para con ayuda del software Mimics®, obtener una geometría de las vértebras lumbares lo más exacta posible.

Las vértebras son discretizadas con elementos triangulares de 3 nodos y ensambladas guardando la posición original, por otro lado son modeladas como sólidos rígidos ya que su deformación es de varios órdenes de magnitud inferior a la de los discos.

La definición geométrica de los discos intervertebrales se realiza mediante las superficies superior e inferior de las vértebras contiguas, puesto que los tejidos blandos no se aprecian claramente con CT. Los discos son modelados como sólidos deformables, discretizados con elementos hexaédricos de 8 nodos y sus mallas son ajustadas con las superficies de las vértebras para obtener una continuidad perfecta y eliminar interferencias entre vértebras y disco.

Por último, se incorporan al modelo los distintos ligamentos (longitudinal anterior, longitudinal posterior, intertransverso, flavo, capsular, interespinoso y supraespinoso.

Véase figura 6) modelados como elementos barra no lineales los cuales únicamente trabajan a tracción.

El modelo contiene 29.527 elementos hexaédricos de 8 nodos y con contribución de porosidad (C3D8P elemento poroelástico de ABAQUS) para modelar el disco; 17.630 elementos C3D8P para modelar las placas terminales; 73.016 elementos rígidos (R3D3) para simular el comportamiento del hueso; y 180 elementos barra (T3D2) para caracterizar los ligamentos.

En la figura 19 se observa una vista frontal y lateral de la columna sacrolumbar discretizada.

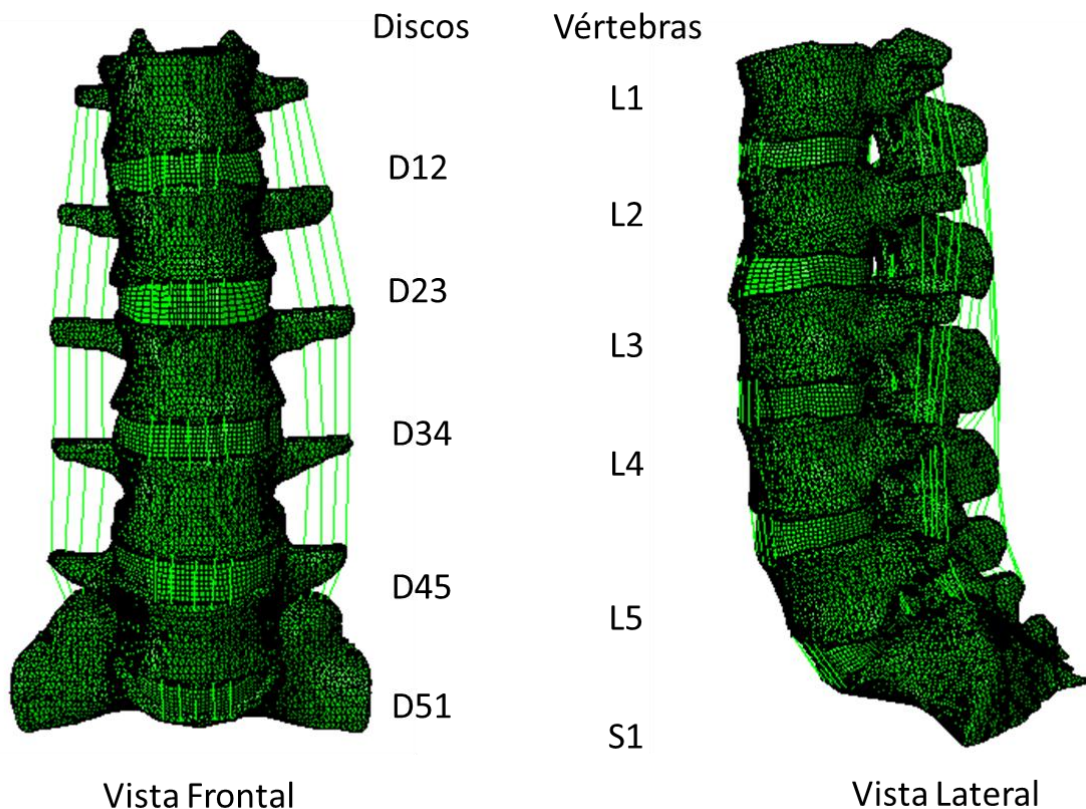


Figura 19. Modelo en elementos finitos columna lumbar.

3.2. CARACTERIZACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE UN DISCO INTERVERTEBRAL

Los aspectos fundamentales del comportamiento de los tejidos blandos son su carácter no lineal ante cargas a tracción, debido a sus fibras de colágeno, y el comportamiento bifásico de la matriz con elevado poder hidrofílico debido a los proteoglicanos. La presión osmótica asegura que las fibras trabajen bajo pretensión y que el fluido en el tejido bajo presión, así pues el fluido resistirá bajo cargas de compresión y las fibras a tracción.

Como ya se ha comentado en el apartado 1.1.4, el núcleo pulposo soporta gran parte de la carga a compresión debido a su alto carácter hidrofílico. Cabe señalar que su contenido en fibras no es tan elevado ni orientado como en el caso del anillo fibroso [23], luego se ha considerado como modelo más idóneo para simular esta parte del disco un modelo porohiperelástico Neo-Hookeano.

Por otra parte, el anillo soporta cargas tanto a tracción como a compresión debido a la combinación de su comportamiento hidrofílico y de la existencia de una estructura de fibras de colágeno orientadas. En este proyecto, para simular el comportamiento del anillo fibroso se proponen tres modelos distintos: un primer modelo poroelástico, implementado en el software ABAQUS como un modelo donde se considera el carácter poroso para modelado de suelos; un segundo modelo porohiperelástico considerando el carácter hidrofílico del disco; y un último modelo porohiperelástico reforzado con dos familias de fibras, situadas circunferencialmente al núcleo y con un ángulo de $\pm 30^\circ$ con respecto a la horizontal, y con carácter hidrofílico.

En Holzapfel et al. (2000) se desarrolló un modelo constitutivo para material compuesto con dos familias de fibras. En el modelo para anillo porohiperelástico reforzado con fibras y carácter hidrofílico, las ecuaciones constitutivas implementadas en una subrutina UMAT para ABAQUS, se basan en el modelo de Hozapfel, modificado para implementar el carácter hidrofílico y simular así el comportamiento bifásico de la matriz.

Según el modelo desarrollado por Hozapfel, la ecuación de densidad de energía de deformación (Ψ) se define como la suma de la densidad energía de deformación de la matriz (Ψ_{gs}), modelado como material Neo Hookeano; más la de las fibras (Ψ_f), con un comportamiento altamente no lineal y simulado mediante una ecuación exponencial; más la componente de respuesta volumétrica (Ψ_{vol}) relacionada con el módulo de incompresibilidad del material (D); de tal forma que la ecuación queda como se muestra a continuación:

$$\Psi(C, A_1, A_2) = \Psi_{gs}(C) + \Psi_f(C, A_1, A_2) + \Psi_{vol}(J)$$

$$\Psi_{gs} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) \quad \Psi_f = \sum_{n=1}^2 \frac{K_1}{2K_2} \left\{ \exp \left[K_2 (\bar{I}_n^* - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad \Psi_{gs} = \frac{1}{D} (J - 1)^2$$

$$\bar{I}_1 = tr \bar{C} \quad \bar{I}_1^* = a_1^0 \cdot \bar{C} a_1^0 \quad \bar{I}_2^* = a_2^0 \cdot \bar{C} a_2^0$$

Donde C es el tensor de Cauchy-Green por la derecha y se define como:

$$C = J^{\frac{2}{3}} \bar{C} \quad \det(\bar{C}) = 1 \quad J = \det(C)^{\frac{1}{2}} > 0$$

Por otro lado, el tensor estructural que representa la dirección de las fibras a_n se define como:

$$A_n = a_n \otimes a_n$$

El segundo tensor de Piola-Kirchhoff se define como:

$$S = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial C} = S_{gs} + S_f + S_{vol}$$

Donde:

$$S_{gs} = 2 \frac{\partial \Psi_{gs}}{\partial C} = 2 \frac{\partial}{\partial C} \left[C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + C_{20} (\bar{I}_1 - 3)^2 \right] = 2J^{\frac{2}{3}} P : C_{10} I + 4J^{\frac{2}{3}} P : C_{20} I$$

$$S_f = 2 \frac{\partial \Psi_f}{\partial C} = 2 \frac{\partial}{\partial C} \sum_{n=1}^2 \frac{K_1}{2K_2} \left\{ \exp \left[K_2 (\bar{I}_n^* - 1)^2 \right] - 1 \right\} = 2J^{\frac{2}{3}} P : \sum_{n=1}^2 2K_1 \left\{ \exp \left[K_2 (\bar{I}_n^* - 1)^2 \right] (\bar{I}_n^* - 1) A_n \right\}$$

$$S_{vol} = 2 \frac{\partial \Psi_{vol}}{\partial C} = \frac{2}{D} J(J-1)C^{-1} - J(\Delta\Pi + \mu_f)C^{-1}$$

$$P = I - \frac{1}{3} C^{-1} \otimes C \quad P^T = I - \frac{1}{3} C \otimes C^{-1}$$

En la definición de S_{vol} interviene como segundo término la presión osmótica. Se define como potencial químico del agua (μ_f) a la resta entre la presión del fluido (p) y el gradiente de presión osmótica ($\Delta\Pi$):

$$\mu_f = p - \Delta\Pi$$

$$\text{Con: } \Delta\Pi = \Pi_{int} - \Pi_{ext} \quad \Pi_{ext} = 2\phi_{ext} RTc_{ext} \quad \Pi_{int} = \phi_{int} RT \sqrt{c_F^2 + 4c_{ext}^2}$$

Donde Π_{ext} y Π_{int} son la presión osmótica externa e interna respectivamente, R es la constante universal de los gases, T la temperatura, ϕ_{int} y ϕ_{ext} los coeficientes de osmosis interno y externo, c_{ext} la concentración de sal exterior y c_F la densidad de carga fijada que se define como:

$$c_F = c_{F,0} \left(\frac{n_{f,0}}{n_{f,0} - 1 + J} \right)$$

Con $n_{f,0}$ la fracción inicial de fluido y $c_{F,0}$ la densidad de carga fijada inicial. De tal forma que si se genera un gradiente de presiones negativo incrementándose la concentración de sal, entraría agua a la matriz; y si el gradiente generado es positivo saldría agua del disco.

3.3. CARACTERÍSTICAS DE LOS MATERIALES

Tras un estudio exhaustivo de la distinta bibliografía existente [3, 7, 9, 11, 15-20, 28, 31-33, 35, 37 y 39-45], se han considerando como más apropiados para el desarrollo de este trabajo, los siguientes parámetros del material.

TEJIDO	TIPO DE ELEMENTO	Nº ELEMENTOS	COMPORTAMIENTO	CONSTANTES DEL MATERIAL	POROSIDAD			PERMEABILIDAD (m ⁴ /Ns)			PARÁMETROS CARÁCTER HIDROFÍLICO	
					SANO	ENVEJECIDO	DEGENERADO	SANO	ENVEJECIDO	DEGENERADO	ANILLO Y NÚCLEO	EXTERIOR
Hueso												
	R3D3	73016	Sólido Rígido									
Placa Terminal												
	C3D8P	17360	Poroelástico	E=20 MPa v=0,4	Void ratio=0,111 Presión poro=0,1	Void ratio=0,111 Presión poro=0,1	Void ratio=0,111 Presión poro=0,1	K=7,5*10 ⁻¹⁵	K=7,5*10 ⁻¹⁶	K=7,5*10 ⁻¹⁷		
Anillo Fibroso												
	C3D8P	19421	a) Porohiperelástico	C ₁₀ =0,1MPa	Void ratio=3 Presión poro=0,1	Void ratio=1,33 Presión poro=0,1	Void ratio=1,33 Presión poro=0,1	K ₁₁ =1,53*10 ⁻¹⁵ K ₂₂ =1,147*10 ⁻¹⁵	K ₁₁ =1,6*10 ⁻¹⁵ K ₂₂ =1,618*10 ⁻¹⁵	K=1,6*10 ⁻¹⁵	Cf,o=1,8*10 ⁻⁴ meq/mm ³ nf,o=0,7	
			reforzado con fibras	C ₂₀ =2,5 Mpa K ₁ =1,8 Mpa				K ₃₃ =1,924*10 ⁻¹⁵	K ₃₃ =1,618*10 ⁻¹⁵		Øint=0,903	Cext= 1,5*10 ⁻⁴ mmol/mm ³ Øext=0,924
			b) Porohiperelástico sin fibras	K ₂ =11								R=8,3145 Nmm/mmolK
			c) Poroelástico	D=0,306 MPa ⁻¹								T=310,15 K
Núcleo Pulposo												
	C3D8P	10106	Porohiperelástico	C ₁ =0,16 MPa	Void ratio=4,88 Presión poro=0,1	Void ratio=2,45 Presión poro=0,1	Void ratio=2,45 Presión poro=0,1	K=0,9*10 ⁻¹⁵	K=1,4*10 ⁻¹⁵	K=2*10 ⁻¹⁵	Cf,o=2,4*10 ⁻⁴ meq/mm ³ nf,o=0,8	
			Neo-Hookeano	D=0,024 MPa ⁻¹							Øint=0,883	
Ligamentos												
	T3D2	180	Elementos barra a tracción	E=0,2-20,1 Mpa v=0,4								

Tabla 3. Propiedades de los distintos tejidos.

- Las constantes del material han sido obtenidas de: Hibbit, Sorensen, 2004.
- Los parámetros de porosidad del material se han conseguido de: Iatridis et al, 2010; Andersson et al, 2004; Natarajan et al, 2006.
- Las permeabilidades se obtuvieron de: Gu, Best et al, 1999; Johannssen et al, 2005; Ferguson SJ et al, 2004; Iatridis et al, 1998; Klisch, Lotz et al, 2000.
- Las constantes que marcan el carácter hidrofílico del material se obtuvieron de: Wilson et al, 2005; Natarajan et al, 2006; Schroeder et al, 2007.

4. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

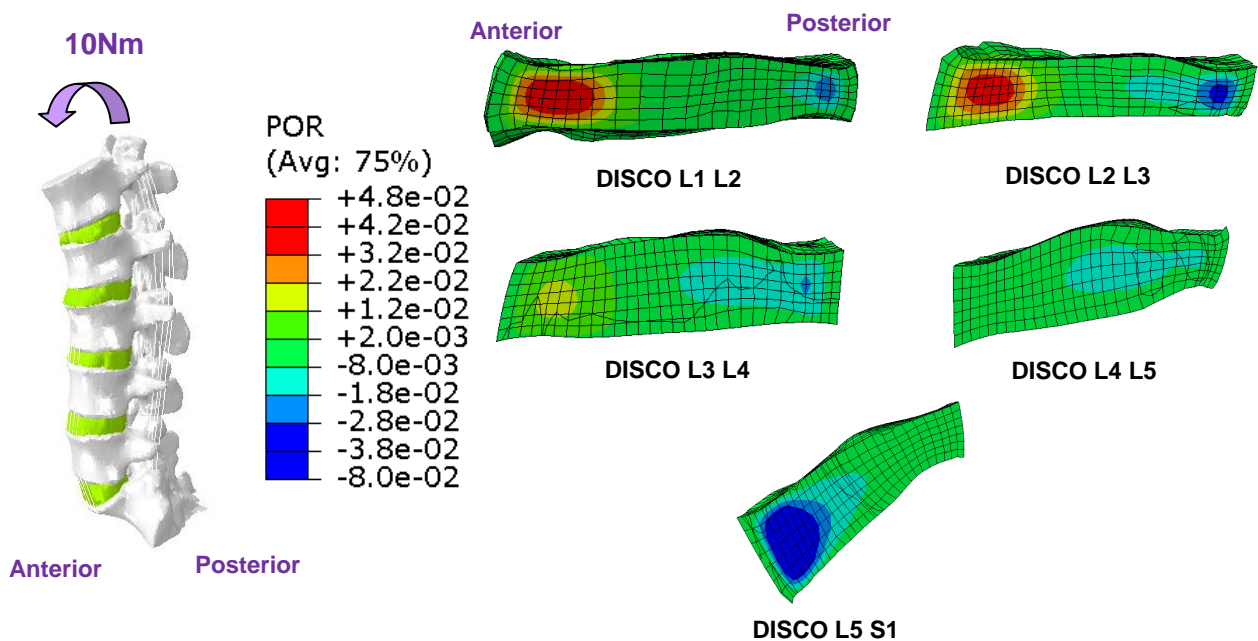
En este trabajo se ha estudiado el comportamiento, a una flexión y extensión de 10Nm, de los distintos discos intervertebrales y para los distintos modelos matemáticos propuestos. A continuación se exponen los resultados y conclusiones obtenidos:

4. 1. FLEXIÓN.

Con objeto de no ser muy exhaustivo únicamente se presentan los mapas de presión de poro, tensión máxima y mínima de los casos con disco sano y anillo porohiperelástico con fibras. Las comparativas entre los distintos grados de degeneración discal y los modelos seguidos se realizan graficando sus valores máximos y mínimos de tensión y presión.

ANILLO POROHIPERELÁSTICO CON FIBRAS. DISCO SANO.

PRESIÓN PORO:



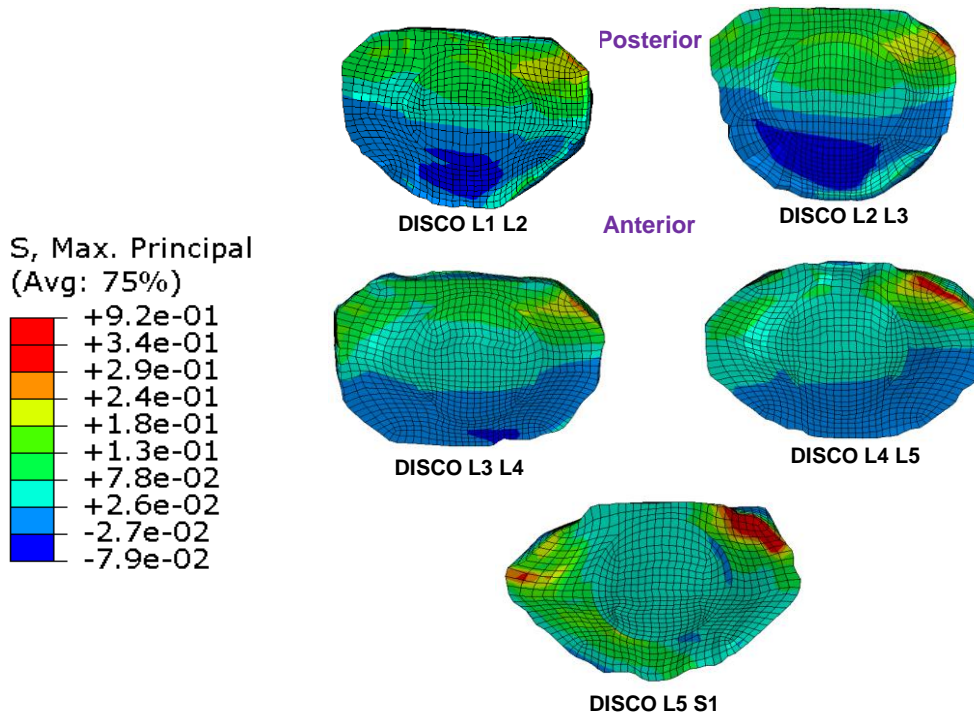
- Los valores de presión negativos que se aprecian en las gráficas son respecto a la presión de poro fijada en el modelo, 0.1 MPa.

- Con la flexión, los discos superiores localizados entre las vértebras L1 y L3 se comprimen en su parte anterior y traccionan en la posterior. Éste hecho se ve reflejado con la presión del poro, ya que se observa como la presión máxima del poro se sitúa en la parte anterior y la mínima en la posterior.

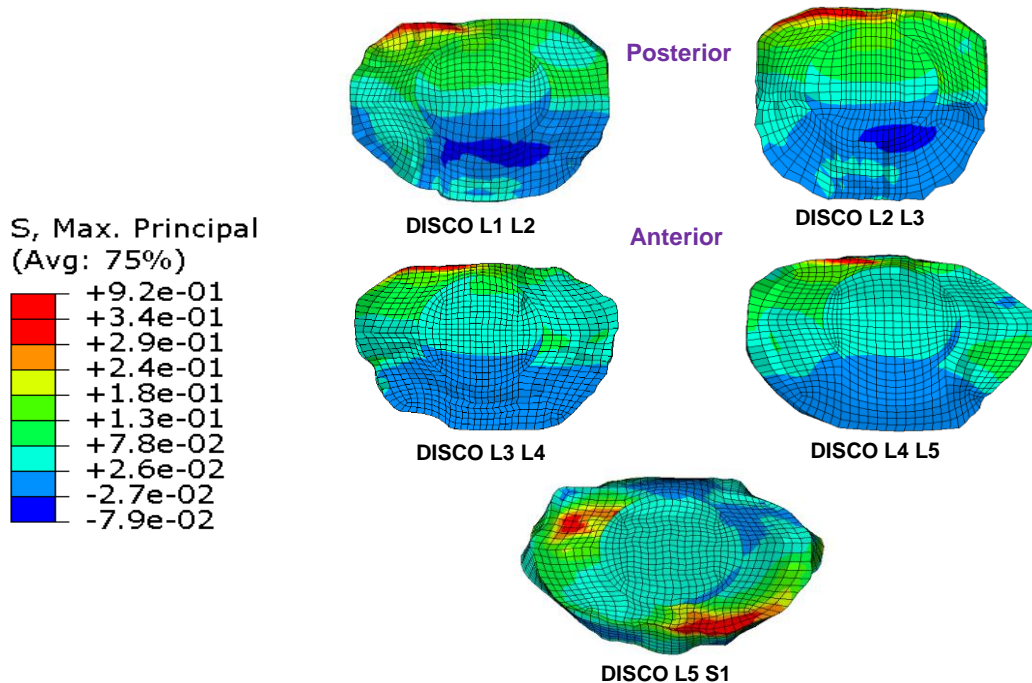
- Conforme bajamos por la columna vemos como los discos se van traccionando más en la parte anterior y comprimiendo en la posterior, este fenómeno se puede apreciar también en los mapas de tensión máxima y mínima de los discos, y se ve claramente

representado con la presión de poro, donde en el disco entre las vértebras L5-S1 tiene una presión mínima en su parte anterior y máxima en la posterior.

TENSIÓN MÁXIMA. SUPERIOR:

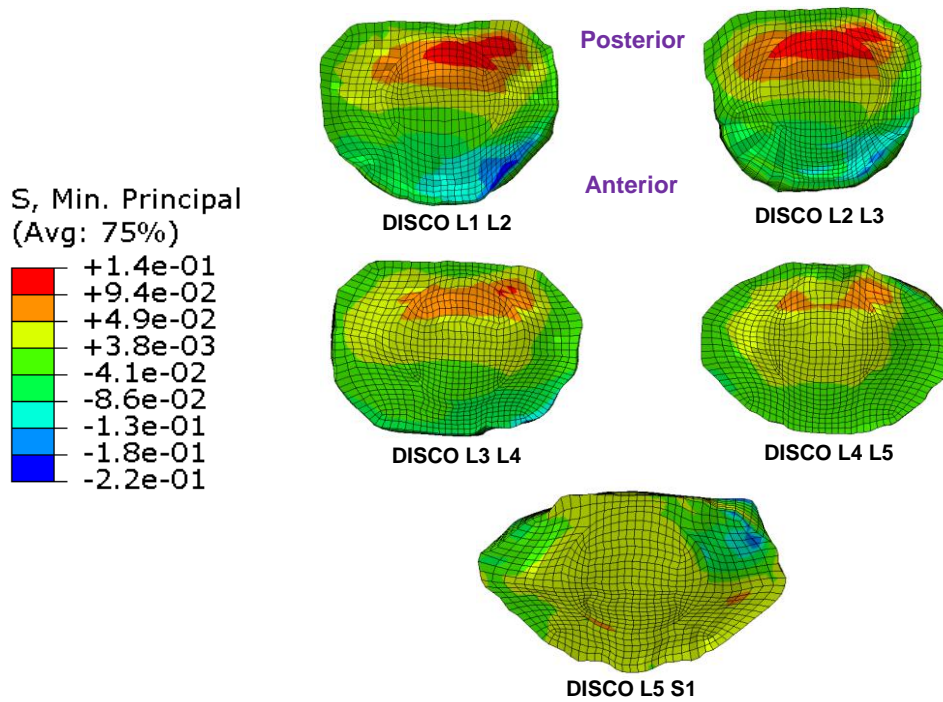


TENSIÓN MÁXIMA. INFERIOR:

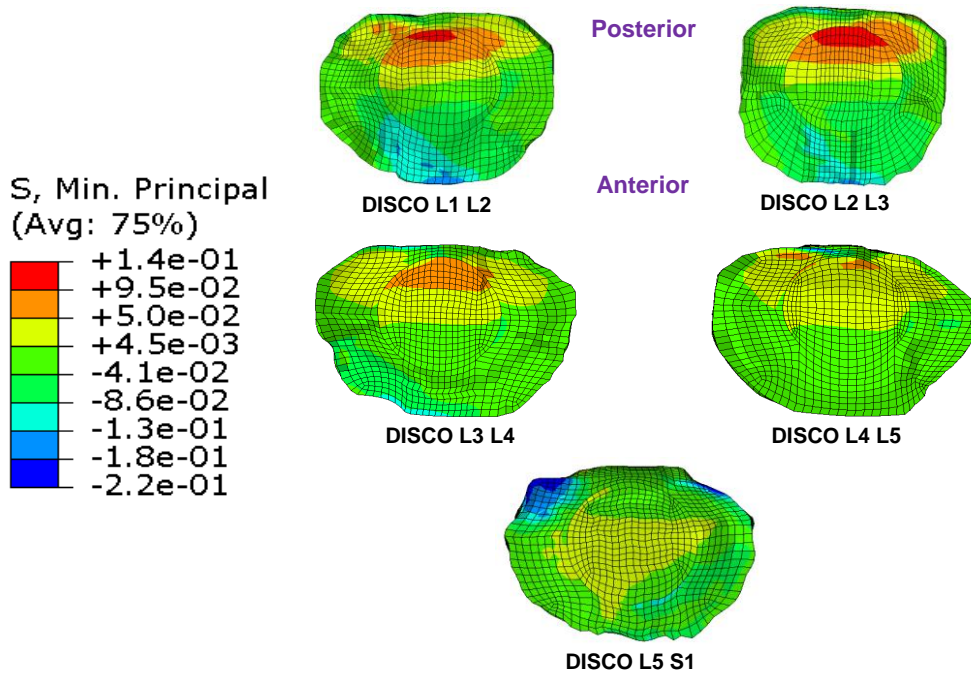


- Los dibujos de tensión máxima reflejan el mismo fenómeno que los de presión de poro. En ellos se ve como los discos lumbares superiores sometidos a flexión se traccionan en la zona posterior. Sin embargo en el disco situado entre las vértebras L5 y S1 se observa una mayor tracción en la parte anterior.

TENSIÓN MÍNIMA. SUPERIOR:



TENSIÓN MÍNIMA. INFERIOR:

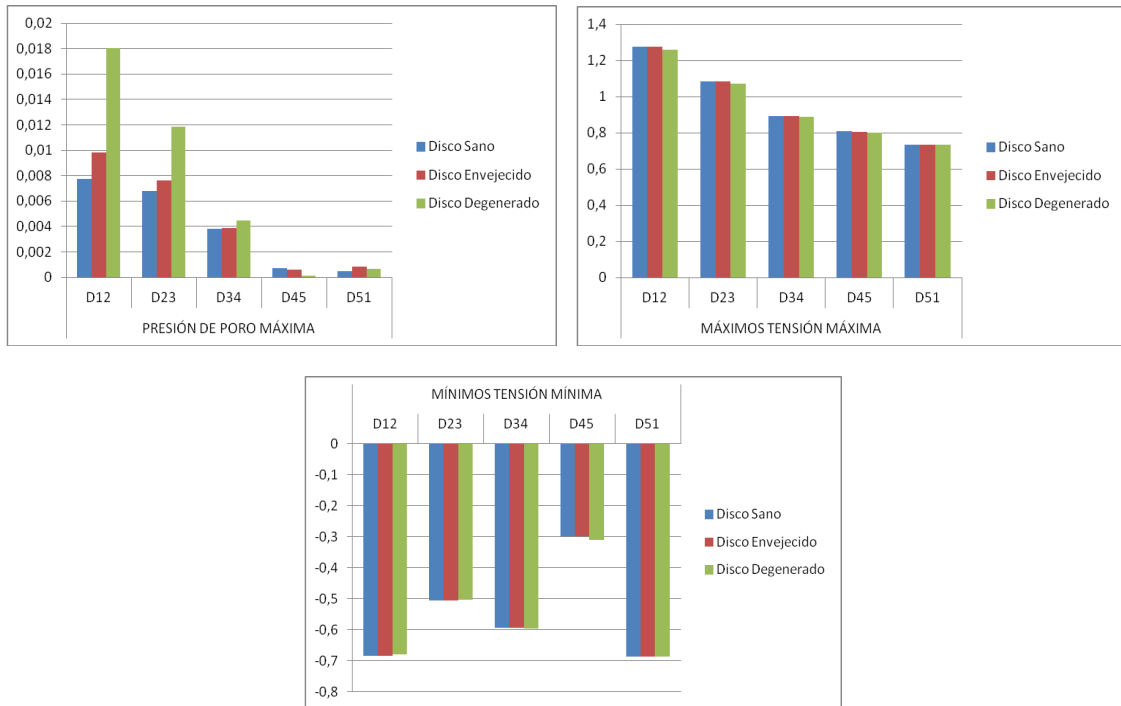


- En los mapas de tensión mínima se observa como los discos lumbares superiores sometidos a flexión se comprimen en su parte anterior. Este hecho es al contrario en el disco situado entre las vértebras L5 y S1 donde la compresión es mayor en la parte posterior y menor en la anterior.

A continuación se estudia y compara el comportamiento de cada uno de los discos dependiendo del modelo de anillo fibroso considerado.

4.1.1. Anillo poroelástico.

En este estudio se simulan los discos con el elemento poroelástico de ABAQUS, el cual tiene en cuenta el carácter bifásico del material, por medio de la definición de la porosidad, presión de poro, permeabilidad y superficie de drenaje.



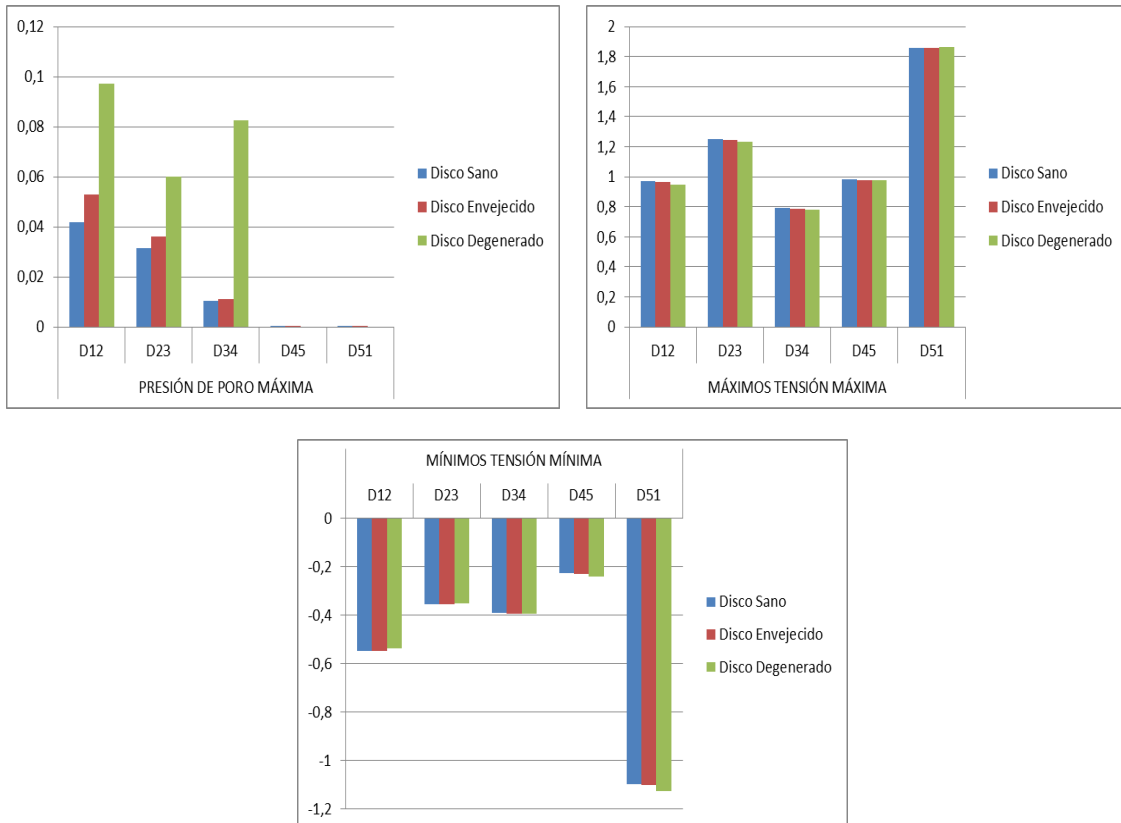
- Como puede observarse en las gráficas de los dos modelos posteriores, en el caso de anillo poroelástico, la contribución de la porosidad frente a los otros modelos es menor, por tanto la acción de la permeabilidad del disco es más acusada, lo que conlleva a una disminución de la presión de poro con respecto a los modelos porohiperelásticos.

- Por otro lado, este modelo es menos rígido que los siguientes, por tanto las tensiones que se generan son menores que en los modelos porohiperelásticos.

- La contribución de la degeneración discal para tensión máxima y mínima no es relevante en este modelo, puesto que los valores son muy similares entre discos degenerados y sanos.

4.1.2. Anillo porohiperelástico sin fibras.

En este apartado se muestra el comportamiento de los discos pertenecientes a la columna lumbar para un anillo porohiperelástico sin fibras y con carácter hidrofílico. Para implementar en el modelo los parámetros necesarios para simular este comportamiento, ha sido necesaria la utilización de una subrutina de usuario.



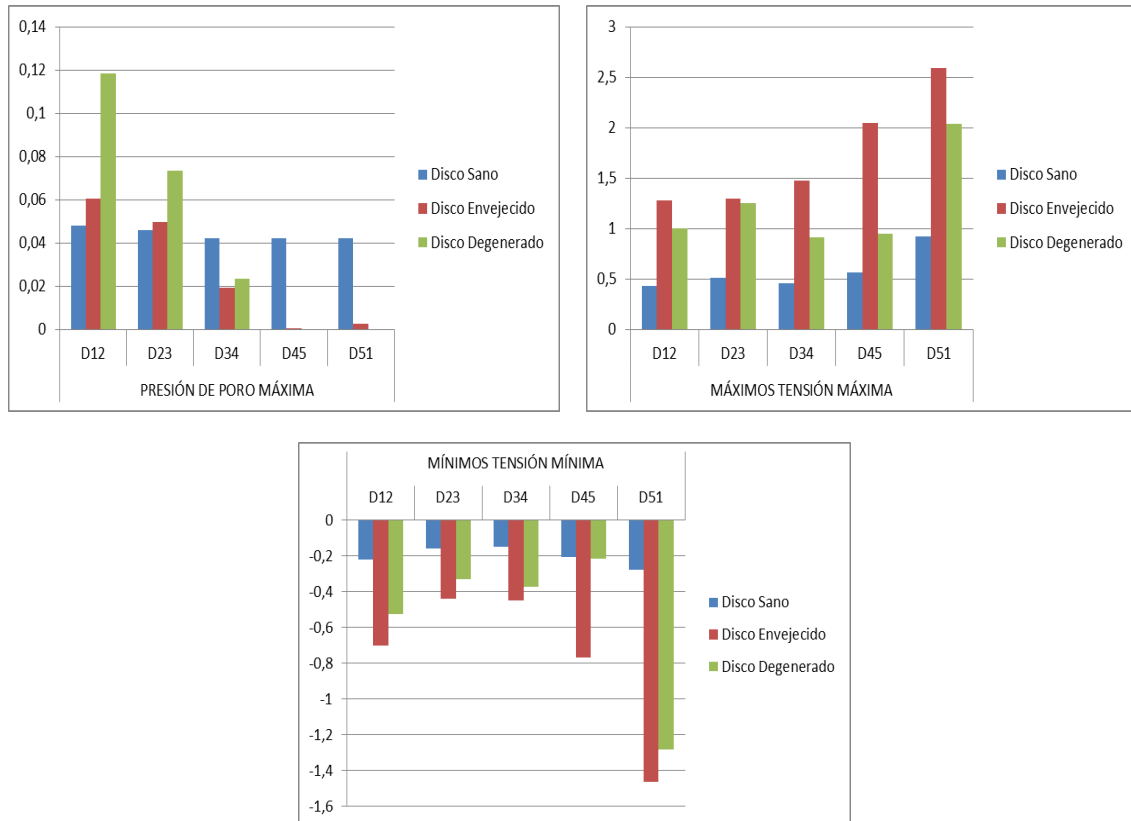
- Como se observará en el modelo siguiente, en el modelo porohiperelástico sin fibras la contribución de la porosidad es mucho menor que en material fibrado, esto es debido a la isotropía del material. Lo cual origina una disminución de la presión de poro frente al modelo porohiperelástico con fibras.

- Por otro lado el modelo sin fibras es menos rígido y por tanto las tensiones que se generan son menores que en el modelo porohiperelástico con fibras (véase gráficas del siguiente modelo).

- Al igual que en el modelo anterior podemos decir que la contribución de la degeneración discal para tensión máxima y mínima no es relevante en este modelo, puesto que los valores son muy similares entre discos degenerados y sanos.

4.1.3. Anillo porohiperelástico con fibras.

En este último caso, los discos intervertebrales lumbares son simulados con un modelo de comportamiento de anillo fibroso porohiperelástico con fibras y carácter hidrofílico. Al igual que en el apartado anterior, para implementar en este modelo los parámetros necesarios se ha necesitado la utilización de una subrutina de usuario.



- La presión de poro está regulada por la permeabilidad y la porosidad, estableciendo entre ellas un equilibrio. Para los discos que están más cargados, caso de los discos D45 y D51, la permeabilidad prevalece frente a la porosidad, y al aumentar en disco degenerado la permeabilidad en núcleo y anillo, el agua embebida en el disco se escapa y disminuye la presión de poro. En caso de discos menos cargados, D12 y D23, la porosidad es la que domina y al disminuir ésta en disco degenerado, aumenta la presión de poro. Respecto a los valores mínimos de presión de poro son menores en disco degenerado y envejecido que en disco sano.

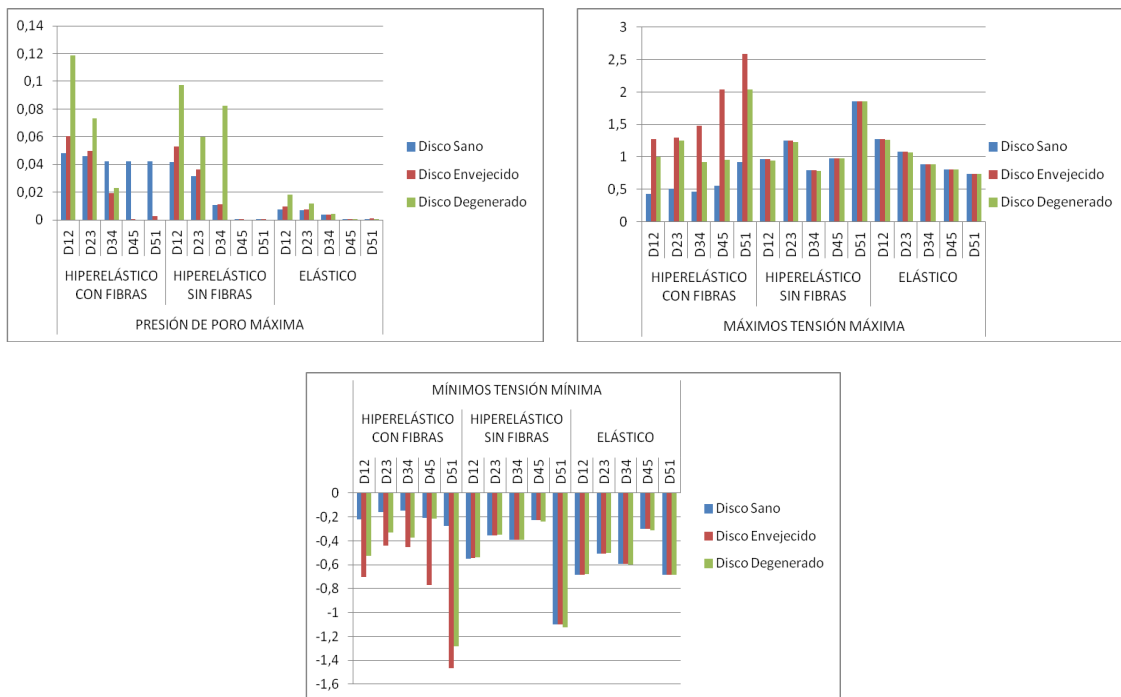
- En las gráficas se observa como la tensión mínima se ve incrementada conforme bajamos en la columna lumbar, tal y como cabe esperar por estar sometida a mayores esfuerzos de compresión. Los esfuerzos de compresión máximos se dan en el disco situado entre las vértebras L5 S1 y es mayor para los casos de disco degenerado por la edad y degenerado que para disco sano. Este hecho guarda relación con la permeabilidad y porosidad del disco, ya que cuando tenemos un disco envejecido, los

endplates del mismo se calcifican perdiendo permeabilidad y por tanto aumentando su rigidez, lo que ocasiona un incremento general de la tensión en el disco.

- Con la flexión fijada en el modelo (10 Nm), la tracción generada en los discos es superior a la compresión que se produce, como se puede observar en el mapa de tensiones máximas y mínimas.

4.1.4. Análisis modelos de comportamiento.

En este apartado se comparan las diferencias de comportamiento entre los modelos de anillo poroelástico, porohiperelástico sin fibras y porohiperelástico reforzado con fibras.



- En distintos órdenes de magnitud pero el comportamiento de presión de poro en los tres modelos de comportamiento siguen la misma tendencia. Los picos de máxima y mínima presión de poro se dan en discos degenerados en los discos más superiores de la lumbar, dónde la disminución de la porosidad es más relevante que el aumento de la permeabilidad del anillo y del núcleo.

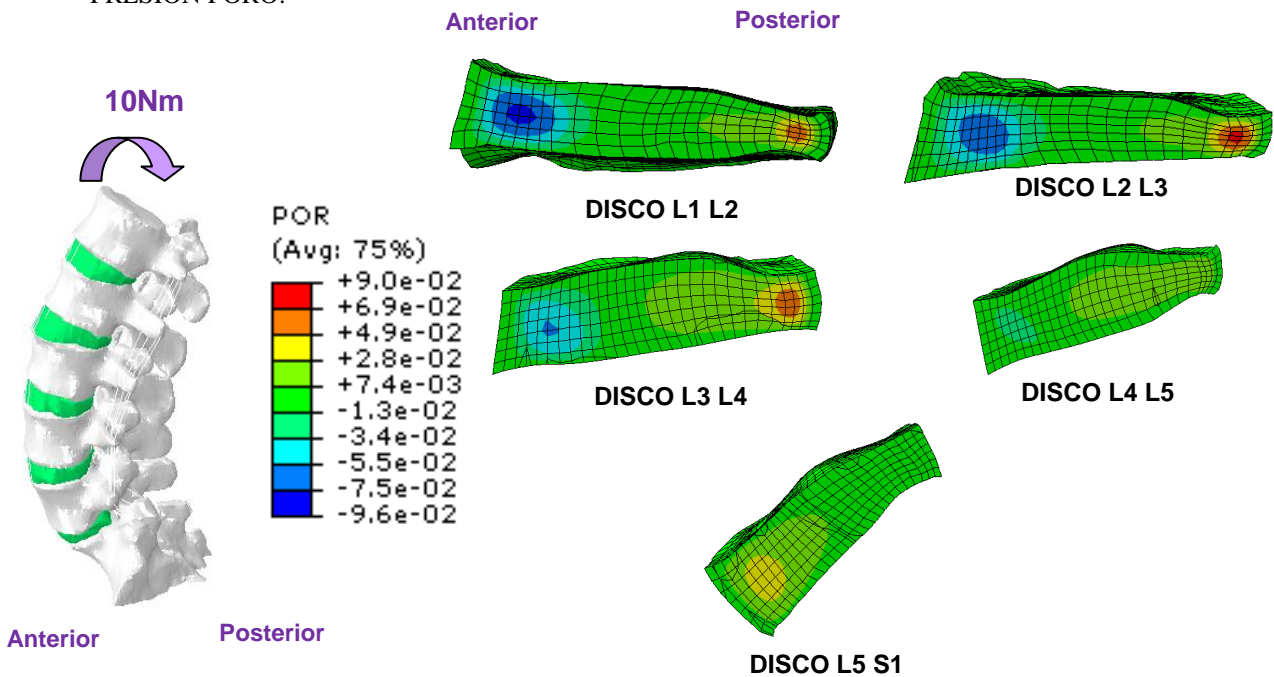
- Se ve como el modelo porohiperelástico reforzado con fibras y con carácter hidrofílico es el que mejor refleja la realidad puesto que se aprecia claramente un cambio importante en las tensiones de cada disco, siendo mayores conforme nos aproximamos a la zona caudal y cuando el grado de degeneración es mayor.

4. 2.EXTENSIÓN.

Al igual que en el caso anterior, a continuación se presentan los mapas de presión de poro, tensión máxima y mínima de los casos con disco sano y anillo porohiperelástico con fibras.

ANILLO POROHIPERELÁSTICO CON FIBRAS. DISCO SANO.

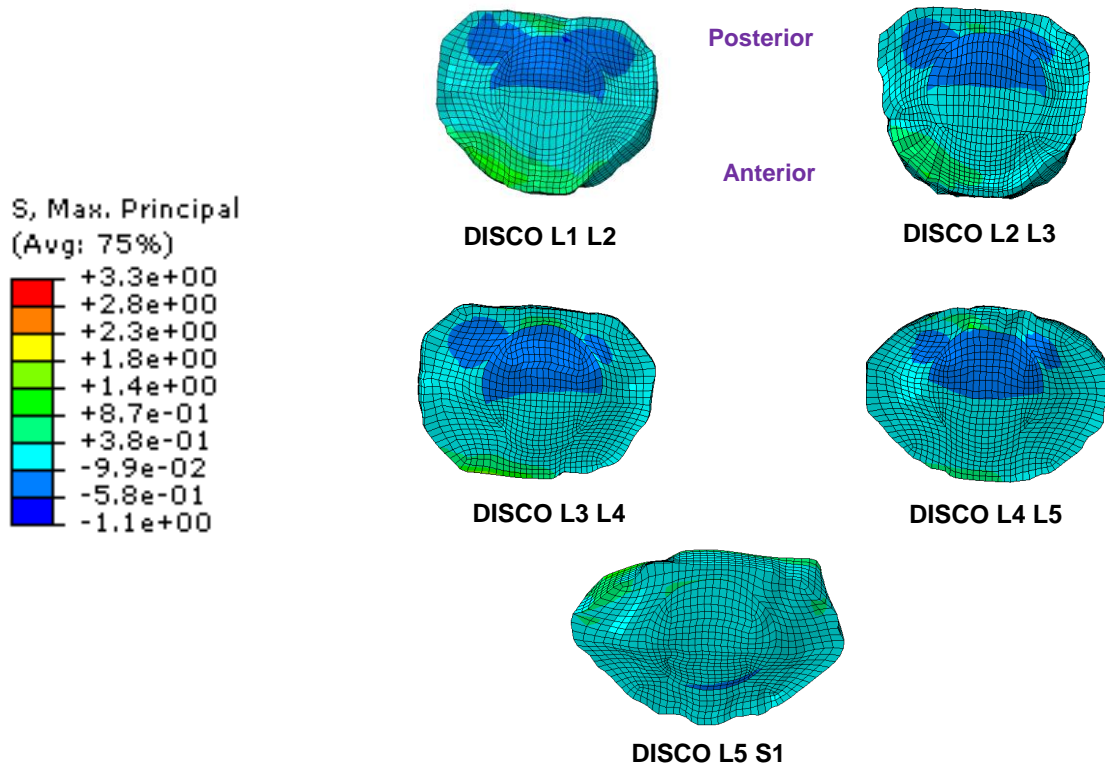
PRESIÓN PORO:



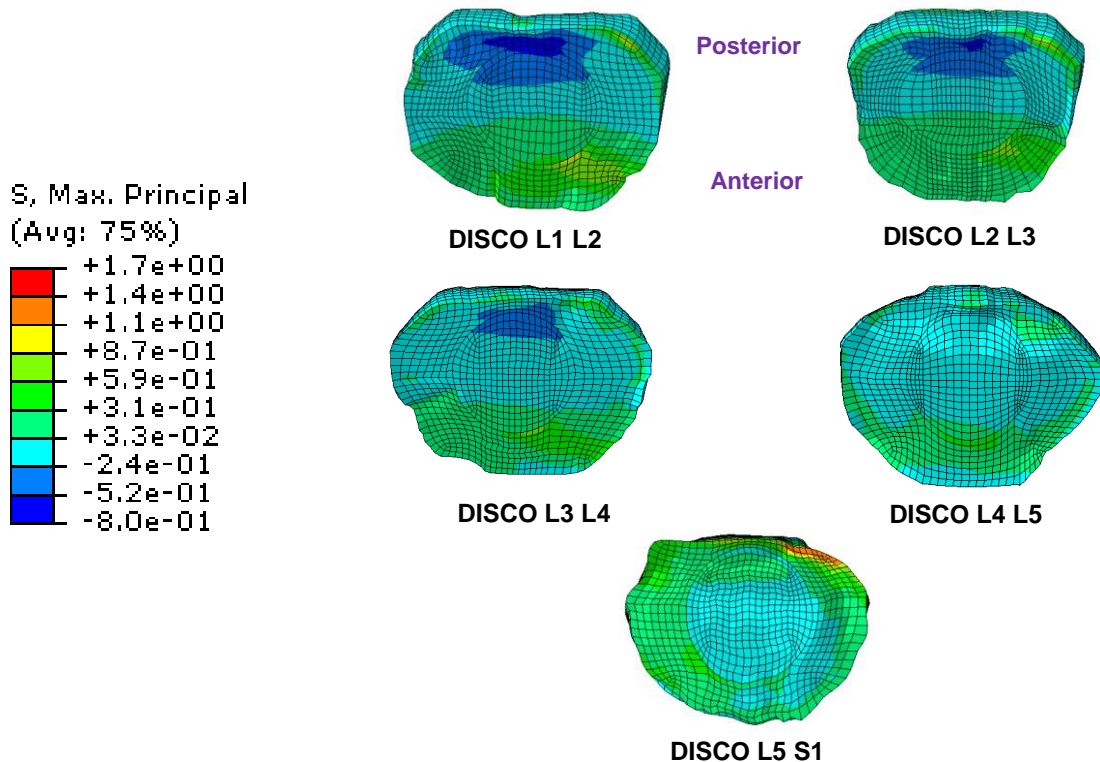
- Con la extensión, los discos superiores localizados entre las vértebras L1 y L3 se comprimen en su parte posterior y traccionan en la anterior. Éste hecho se ve reflejado con la presión del poro, ya que se observa como la presión máxima del poro se sitúa en la parte posterior y la mínima en la anterior.

- Conforme bajamos por la columna vemos como los discos se van traccionando más en la parte posterior y comprimiendo en la anterior quedando prácticamente a un nivel de tensiones nulo en los discos entre las vértebras L4 y S1. Este fenómeno se puede apreciar tanto en los dibujos de tensión máxima como de presión de poro, donde se ve una presión de poro aproximadamente nula en todo el disco L4 L5 y con una ligera presión en la zona anterior del disco L5 S1.

TENSIÓN MÁXIMA. SUPERIOR:

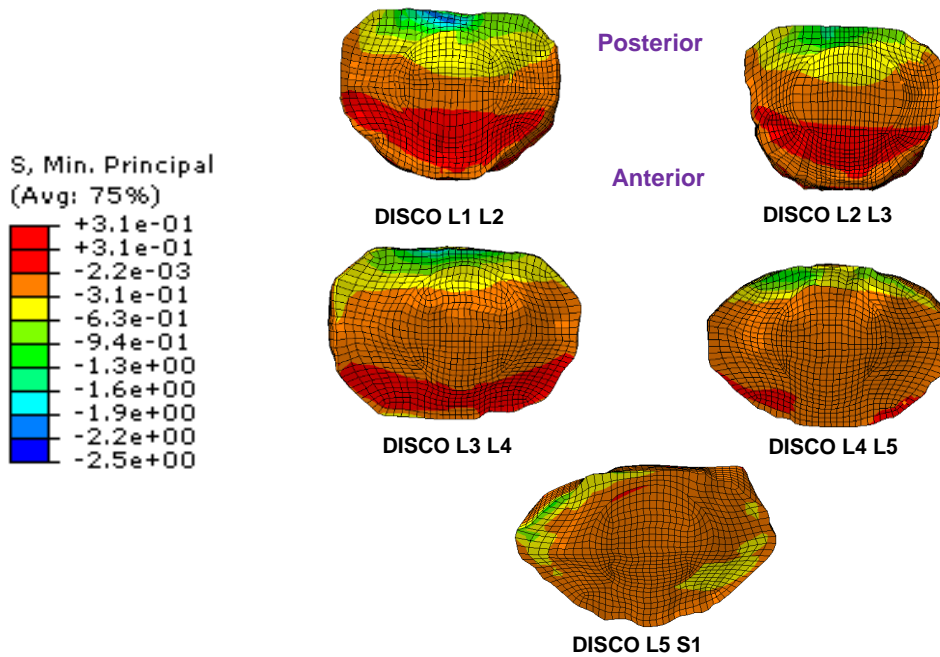


TENSIÓN MÁXIMA. INFERIOR:

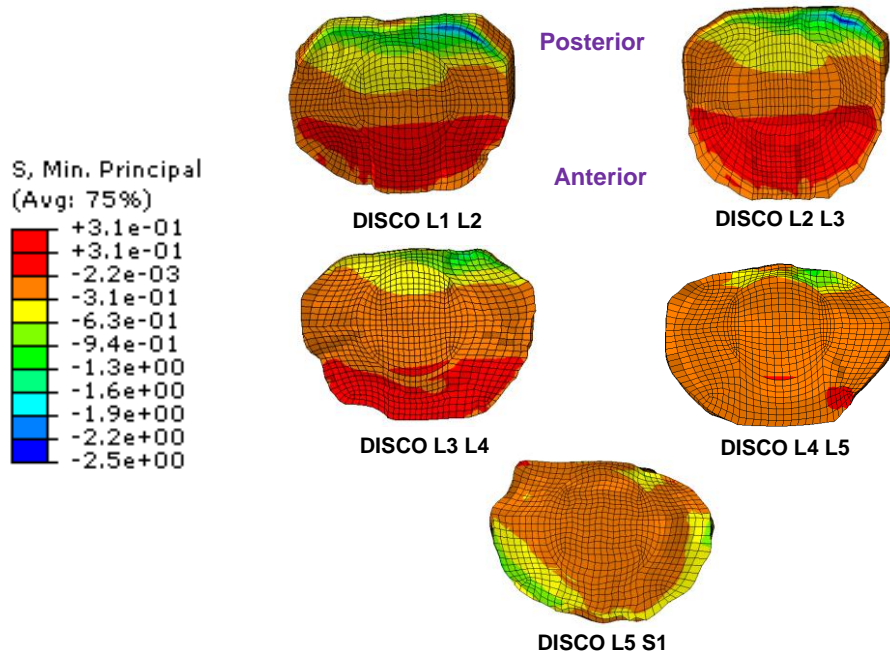


- Los mapas de tensión máxima reflejan el mismo fenómeno que los de presión de poro. En ellos se ve como los discos lumbares superiores sometidos a extensión se traccionan en la anterior. A excepción del disco L5 S1 que como se ha indicado anteriormente su tensión máxima es mayor en su parte posterior.

TENSIÓN MÍNIMA. SUPERIOR:



TENSIÓN MÍNIMA. INFERIOR:

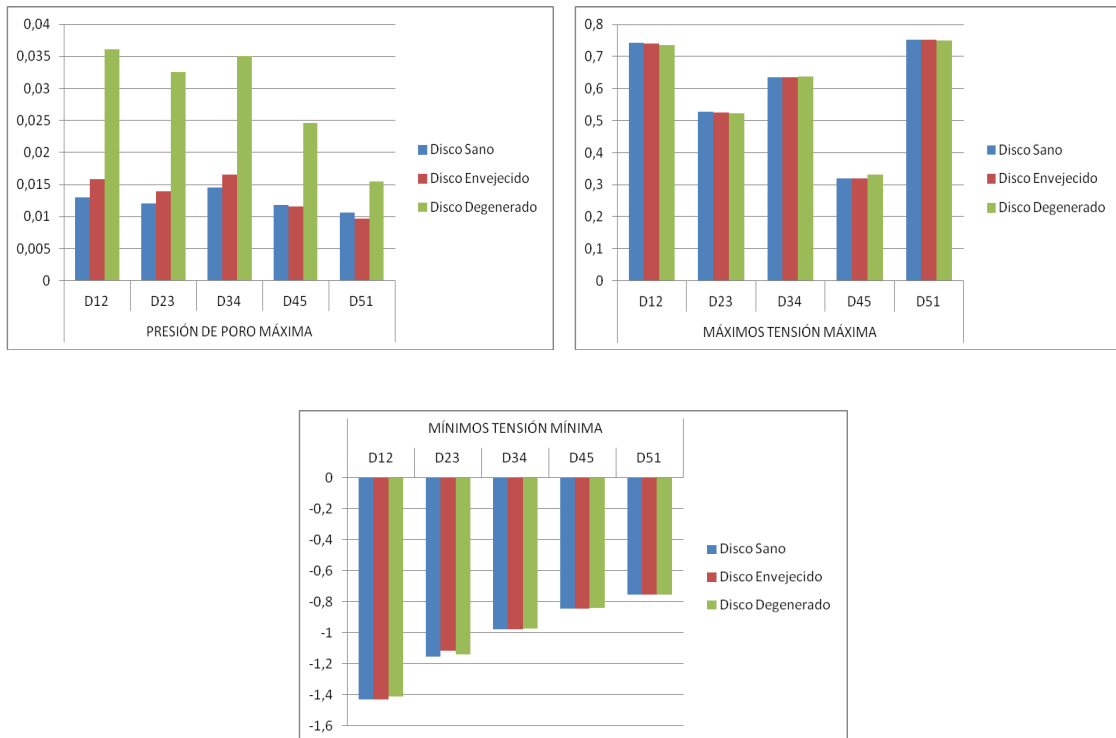


- Con respecto a la tensión mínima se ve como los discos lumbares superiores sometidos a flexión se comprimen en su parte posterior. Este hecho no es aplicable al disco L5 S1 que se ve levemente comprimido en su parte anterior.

A continuación se estudia y compara el comportamiento de cada uno de los discos dependiendo del modelo de anillo fibroso considerado, para una extensión de 10Nm.

4.2.1. Anillo poroelástico.

En este estudio, y como se ha mencionado con anterioridad, se simulan los discos con el elemento poroelástico de ABAQUS, el cual tiene en cuenta el carácter bifásico del material, por medio de la definición de la porosidad, presión de poro, permeabilidad y superficie de drenaje.

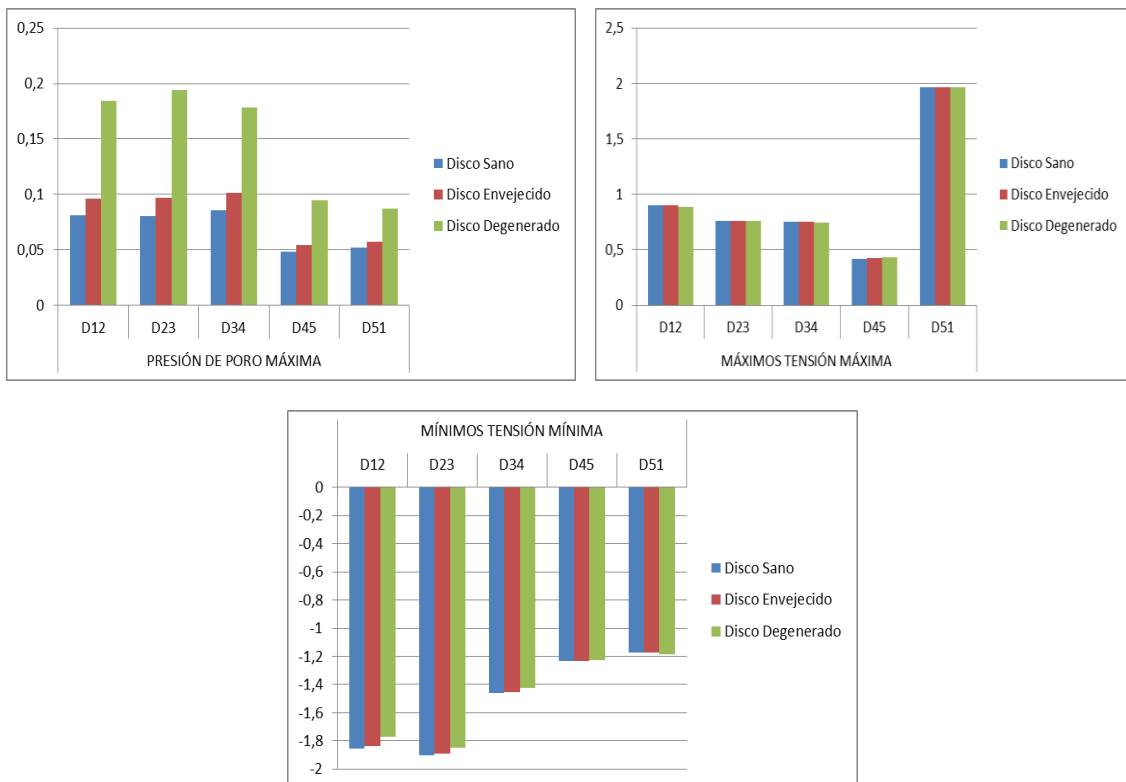


- En el caso de anillo poroelástico, la contribución de degeneración discal no se ve representada frente a disco sano, en cuanto a los valores de tensión máxima y mínima. Sin embargo, si que se aprecia un clara diferenciación entre la presión de poro en disco sano y degenerado por distintas patologías. Cabe destacar que esta presión y la tensión máxima y mínima tienen sus picos máximos y mínimos en el mismo disco, en el disco L1 L2 degenerado.

- La presión de poro se vea afectada por la degradación discal ya que el tamaño del poro para discos degenerados, en general, es menor.

4.2.2. Anillo porohiperelástico sin fibras.

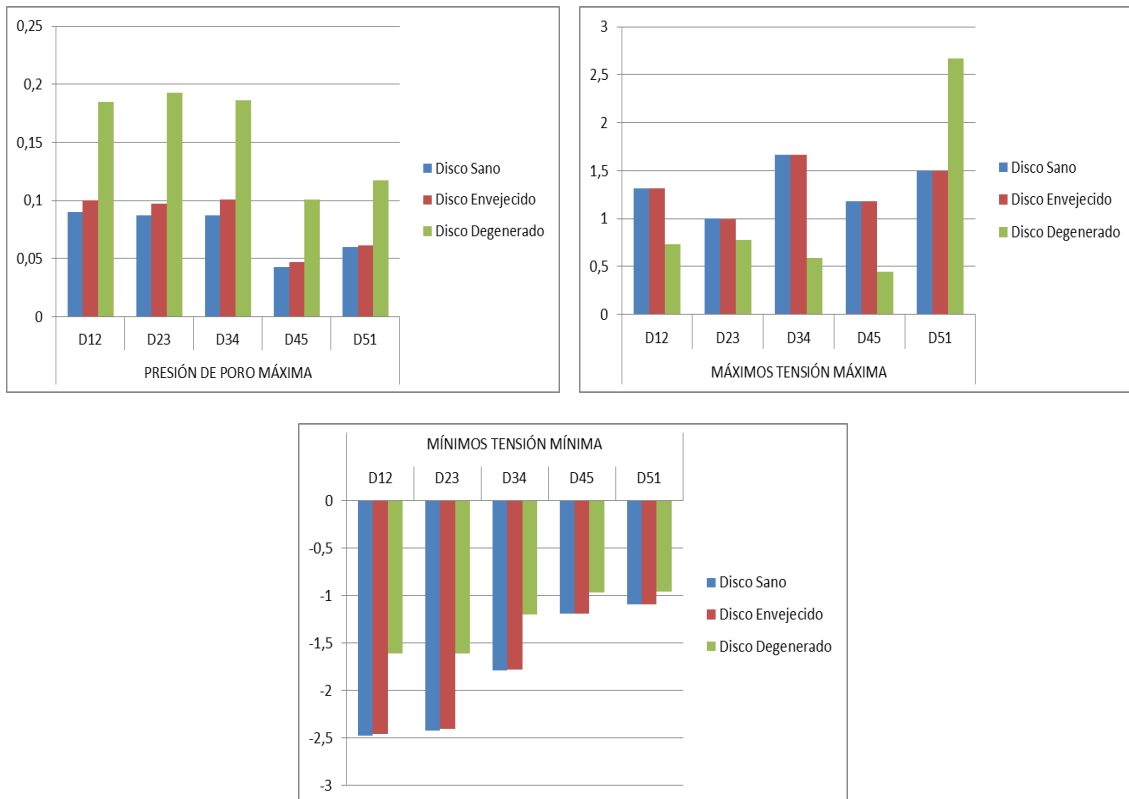
En este apartado se muestra el comportamiento de los discos pertenecientes a la columna lumbar para un anillo porohiperelástico sin fibras y con carácter hidrofílico. Para implementar en el modelo los parámetros necesarios para simular este comportamiento, ha sido necesaria la utilización de la subrutina de usuario citada anteriormente.



- Al igual que en el modelo anterior, en el modelo porohiperelástico sin fibras la contribución del grado de degeneración del disco no afecta en gran medida a las tensiones máxima y mínima, puesto que sus valores son muy similares.
- Sin embargo la presión de poro si que se ve afectada ya que el tamaño del poro para discos degenerados, en general, es menor. Como en el modelo anterior, se ve un gran aumento de la presión de poro en disco degenerado, sin embargo esta diferencia no es tan relevante para los discos degenerados por la edad.

4.2.3. Anillo porohiperelástico con fibras.

En este último caso, los discos intervertebrales lumbares son simulados con un modelo de comportamiento de anillo fibroso porohiperelástico con fibras y carácter hidrofílico. Al igual que en el apartado anterior, para implementar en este modelo los parámetros necesarios se ha necesitado la utilización de una subrutina de usuario.

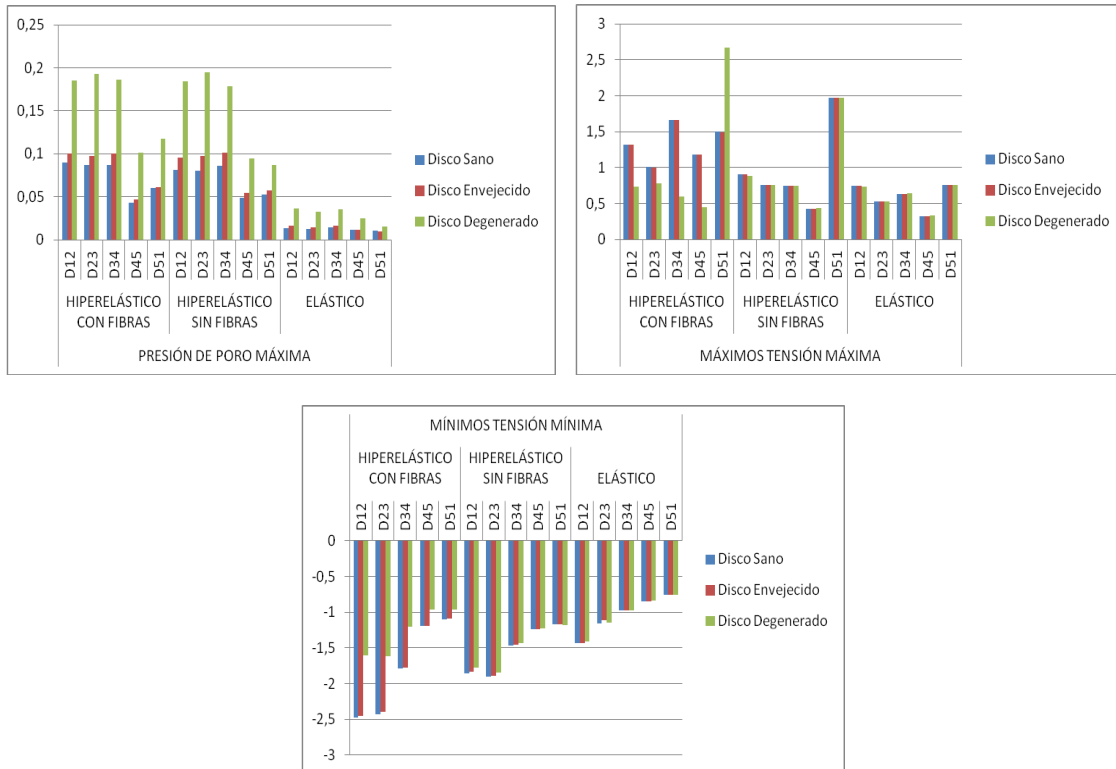


- En las gráficas se observa como la mayor compresión está localizada en los discos entre las vértebras L1 L2 y L2 L3. Sin embargo la tracción es más significativa en los discos ubicados entre las últimas vértebras lumbares (D34 y D51), siendo ésta del mismo orden de magnitud a la compresión que se produce en los discos. Por otro lado se aprecia como en este modelo y para una extensión de 10 Nm la contribución en tensiones de la degeneración discal por envejecimiento no es muy significativa, no es así la degeneración por patologías, cuyos valores de tensión varían en gran medida frente a los valores dados por el disco sano.

- En cuanto a la presión de poro se ve un gran aumento de ésta en disco degenerado, sin embargo esta diferencia no es tan acusada para los discos degenerados por la edad.

4.2.4. Análisis modelos de comportamiento.

En este apartado se comparan las diferencias de comportamiento entre los modelos de anillo poroelástico, porohiperelástico sin fibras y porohiperelástico reforzado con fibras.



- En distintos órdenes de magnitud pero el comportamiento de presión de poro en los tres modelos de comportamiento siguen la misma tendencia. Los picos de máxima y mínima presión de poro se dan en discos degenerados en los discos más superiores de la lumbar. Este mismo fenómeno se da en el caso de flexión de la columna.

4. 3. CONCLUSIONES.

- Tanto en el caso de flexión como en el de extensión, el modelo que refleja más fielmente la realidad es el modelo porohiperelástico con fibras, puesto que es el modelo que nos permite observar el comportamiento discal frente a cambios degenerativos.

- En este trabajo queda comprobado como la degeneración de los discos afecta a la presión de poro. De tal forma que en discos envejecidos, la calcificación de las placas terminales afecta a la disminución de tamaño de poro, con lo que la permeabilidad en esa zona disminuirá, y la presión a la que se ve sometido el líquido en el poro aumenta. Por otra parte, en discos degenerados en pacientes jóvenes la deformación de los discos es más acusada, luego el tamaño de poro disminuye y en consecuencia la permeabilidad del endplate, aumentando así en gran medida la presión de poro.

- Se demuestra como los discos degenerados, ante un mismo estado de carga, están sometidos a unas tensiones de tracción y compresión mayores que en discos sanos. Esto es debido a su aumento de rigidez. Con este modelo se comprueba como el disco degenerado por la edad se rigidiza en mayor medida (incrementando la tensión) que el degenerado por alguna patología, puesto que se calcifican los endplates.

5. FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

Algunas líneas futuras de trabajo pueden ser las siguientes:

- En este proyecto se ha considerado flexión y extensión naturales. Una ampliación al proyecto sería analizar cómo afecta la flexión lateral y de rotación a los distintos discos de la columna lumbar en función del grado de degeneración discal.
- Se ha considerado las vértebras como sólido rígido, si se quisiera estudiar la contribución de las vértebras a la degeneración discal se debería realizar un modelo poroelástico con dos materiales claramente diferenciados, el hueso cortical y el trabecular.
- El anillo fibroso es más rígido en su parte exterior que en la interior, con lo que una mejora al modelo sería considerar varias rigideces en cada uno de los anillos de los discos [30].
- Otra forma de mejorar el modelo para la simulación de discos degenerados sería realizar ensayos a éstos para determinar su rigidez.
- Realizar un modelo mecanobiológico que considere todas aquellas variables biológicas relacionadas con la biomecánica y que se den tanto en los procesos degenerativos como en los de envejecimiento discal.

BIBLIOGRAFÍA

ARTÍCULOS

- [1] Adam H. Hsieh, Julianne D. Twomey, 2006, Cellular mechanobiology of the intervertebral disc: New directions and approaches. *Journal of Biomechanics*.
- [2] Alicia R. Jackson, Chun-Yuh Huang & Wei Yong Gu, 2011, Effect of endplate calcification and mechanical deformation on the distribution of glucose in intervertebral disc: a 3D finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.
- [3] Andrea Malandrino, Josep A. Planell, Damien Lacroix, 2009, Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity of the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation. *Journal of Biomechanics*.
- [4] Andrew J. L. Walsh, Jeffrey C. Lotz, 2003, Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. *Journal of Biomechanics*.
- [5] Anne Polikeit, Lutz P. Nolte, Stephen J. Ferguson, 2003, Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit. *Journal of Biomechanics*.
- [6] Ariga, Kenta; Miyamoto, Shimpei; Nakase, Takanobu; Okuda, Shin'ya; Meng, Wenxiang; Yonenobu, Kazuo; Yoshikawa, Hideki, 2001, The Relationship Between Apoptosis of Endplate Chondrocytes and Aging and Degeneration of the Intervertebral Disc. *SPINE* Volume 26.
- [7] Ateshian, GA, 2010, Anisotropic Hydraulic Permeability Under Finite Deformation.
- [8] Carole Magnier, Olivier Boiron, Sylvie Wendling-Mansuy, Patrick Chabrand, Valérie Deplano, 2008, Nutrient distribution and metabolism in the intervertebral disc in the unloaded state: Aparametric study. *Journal of Biomechanics*.
- [9] Delphine Périé, David Korda, James C. Iatridis, 2005, Confined compression experiments on bovine nucleus pulposus and annulus fibrosus: sensitivity of the experiment in the determination of compressive modulus and hydraulic permeability. *Journal of Biomechanics*.
- [10] Emch Todd M.; Modic Michael T., 2011, Imaging of lumbar degenerative disk disease: history and current state. *Skeletal Radiology*.
- [11] Fabio Galbusera, Hendrik Schmidt, Cornelia Neidlinger-Wilke, Andreas Gottschalk, Hans-Joachim Wilke, 2011, The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models. *Eur Spine J*.
- [12] Gruber, Helen E.; Ashraf, Nomaan; Kilburn, Jeremy BS; Williams, Cliff; Norton, H James; Gordon, Brian E.; Hanley, Edward N. Jr, 2005, Vertebral Endplate Architecture and Vascularization: Application of Micro- Computerized Tomography, a

Vascular Tracer, and Immunocytochemistry in Analyses of Disc Degeneration in the Aging Sand Rat. *SPINE* Volume 30.

[13] Hai Yao, Wei Yong Gu, 2006, Three-dimensional inhomogeneous triphasic finite-element analysis of physical signals and solute transport in human intervertebral disc under axial compression. *Journal of Biomechanics*.

[14] Hee, HT (Hee, Hwan Tak); Chuah, YJ (Chuah, Yon Jin); Tan, BHM (Tan, Bryan Hsi Ming); Setiobudi, T (Setiobudi, Tony); Wong, HK (Wong, Hee Kit), 2011, Vascularization and Morphological Changes of the Endplate After Axial Compression and Distraction of the Intervertebral Disc. *SPINE* Volume 36.

[15] Hendrik Schmidt, Fabio Galbusera, Hans-Joachim Wilke & Aboufazel Shirazi-Adl, 2011, Remedy for fictive negative pressures in biphasic finite element models of the intervertebral disc during unloading. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.

[16] Hirokazu Mizuno, Amit K. Roy, Victor Zaporozhna, Charles A. Vacantia, Minoru Uedab, Lawrence J. Bonassara, 2006, Biomechanical and biochemical characterization of composite tissue-engineered intervertebral discs. *Biomaterials*.

[17] Ian A. F. Stokes, Jeffrey P. Laible, Mack G. Gardner-Morse, John J. Costi, and James C. Iatridis, 2011, Refinement of Elastic, Poroelastic, and Osmotic Tissue Properties of Intervertebral Disks to Analyze Behavior in Compression, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 39.

[18] Iguchi, T (Iguchi, Tetsuhiro); Ozaki, T (Ozaki, Takuma); Chin, T (Chin, Takaaki); Tsumura, N (Tsumura, Nobuhiro); Kanemura, A (Kanemura, Aritetsu); Kasahara, K (Kasahara, Koichi); Kuroda, R (Kuroda, Ryosuke); Doita, M (Doita, Minoru); Nishida, K (Nishida, Kotaro), 2011, Intimate relationship between instability and degenerative signs at L4/5 segment examined by flexion-extension radiography. *European Spine Journal*.

[19] James C. Iatridis, Lori A. Setton, Robert J. Foster, Bernard A. Rawlins, Mark Weidenbaum, Van C. Mow, 1998, Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human annulus fibrosus in compression. *Journal of Biomechanics*.

[20] Jeffrey J. MacLean, Julia P. Owen, James C. Iatridis, 2005, Role of endplates in contributing to compression behaviors of motion segments and intervertebral discs. *Journal of Biomechanics*.

[21] Jim, B (Jim, Bernice); Steffen, T (Steffen, Thomas); Moir, J (Moir, Janet); Roughley, P (Roughley, Peter); Haglund, L (Haglund, Lisbet), 2011, Development of an intact intervertebral disc organ culture system in which degeneration can be induced as a prelude to studying repair potential. *European Spine Journal*.

[22] Julien Clin, Carl-Eric Aubin, Stefan Parent, Hubert Labelle, 2011, Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads. *Med Biol Eng Comput*.

- [23] Kelly R. Wade, Peter A. Robertson, Neil D. Broom, 2011, A fresh look at the nucleus-endplate region: new evidence for significant structural integration. *Eur Spine J.*
- [24] Kim, Y; Choi, H, 2009, Analysis of the impact responses in a degenerated spinal motion segment FE model. *Journal of mechanical science and technology.*
- [25] Lori A. Setton, Jun Chen, 2006, *Mechanobiology of the Intervertebral Disc and Relevance to Disc Degeneration.* The journal of bone and joint surgery.
- [26] Lowe, Thomas G.; Hashim, Shukor; Wilson, Lucas A.; O'Brien, Michael F.; Smith, David A.B.; Diekmann, Molly J.; Trommter, Julie, 2004, A Biomechanical Study of Regional Endplate Strength and Cage Morphology as It Relates to Structural Interbody Support. *SPINE Volume 29.*
- [27] Michael A. Adams, Patricia Dolan, Donal S. McNally, 2009 The internal mechanical functioning of intervertebral discs and articular cartilage, and its relevance to matrix biology. *Matrix Biology.*
- [28] Oxland, Thomas R.; Grant, J. Pamela; Dvorak, Marcel F.; Fisher, Charles G., 2003, Effects of Endplate Removal on the Structural Properties of the Lower Lumbar Vertebral Bodies. *SPINE Volume 28.*
- [29] P.E. Richesa, N. Dhillonc, J. Lotzd, A.W. Woodse, D.S. McNally, 2002, The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading. *Journal of Biomechanics.*
- [30] Raghu N. Natarajan, Jamie R. Williams, and Gunnar B. J. Andersson, 2004, Recent Advances in Analytical Modeling of Lumbar Disc Degeneration human annulus fibrosus in compression. *SPINE Volume 29.*
- [31] Recuerda, M, 2011, Influence of Experimental Protocols on the Mechanical Properties of the Intervertebral Disc in Unconfined Compression.
- [32] Riches, PE, 2005, A one-dimensional theoretical prediction of the effect of reduced end-plate permeability on the mechanics of the intervertebral disc.
- [33] Rodriguez, AG, 2005, Human Disc Nucleus Properties and Vertebral Endplate Permeability.
- [34] Siemionow, K (Siemionow, Krzysztof); An, H (An, Howard); Masuda, K (Masuda, Koichi); Andersson, G (Andersson, Gunnar); Cs-Szabo, G (Cs-Szabo, Gabriella), 2011, The Effects of Age, Sex, Ethnicity, and Spinal Level on the Rate of Intervertebral Disc Degeneration A Review of 1712 Intervertebral Discs. *SPINE Volume 36.*
- [35] Steffen, Thomas; Tsantrizos, Anthony; Aebi, Max, 2000, Effect of Implant Design and Endplate Preparation on the Compressive Strength of Interbody Fusion Constructs. *SPINE Volume 25.*
- [36] Stephen J. Ferguson, Keita Itob, Lutz-P. Nolte, 2003, Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. *Journal of Biomechanics.*

[37] Tae-Hong Lim, Hee Kwon, Chang-Hoon Jeon, Jesse G. Kim, Mark Sokolowski, Raghu Natarajan, Howard S. An, and Gunnar B. J. Andersson, 2001, Effect of Endplate Conditions and Bone Mineral Density on the Compressive Strength of the Graft–Endplate Interface in Anterior Cervical Spine Fusion. SPINE Volume 26.

[38] Van C. Mow and X. Edward Guo, 2002, MECHANO-ELECTROCHEMICAL PROPERTIES OF ARTICULAR CARTILAGE: Their Inhomogeneities and Anisotropies. The Annual Review of Biomedical Engineering.

[39] W. Y. Gu, X. G. Mao, R. J. Foster, M. Weidenbaum, V. C. Mow and B. A. Rawlins, 1999, The Anisotropic Hydraulic Permeability of Human Lumbar Anulus Fibrosus. SPINE Volume 24.

[40] W.Y. Gao, H. Yao, C.Y. Huang, H.S. Cheung, 2002, New insight into deformation-dependent hydraulic permeability of gels and cartilage, and dynamic behavior of agarose gels in confined compression. Journal of Biomechanics.

[41] Wade Johannessen, and Dawn M. Elliott, 2005, Effects of Degeneration on the Biphasic Material Properties of Human Nucleus Pulposus in Confined Compression. SPINE Volume 30.

[42] Y. Schroeder, D.M. Elliott, W. Wilson, F.P.T. Baaijens, J.M. Huyghe, 2008, Experimental and Model Determination of Human Intervertebral Disc Osmoviscoelasticity. Journal of orthopaedic research.

[43] Yang Hou, and Zhoujing Luo, 2009, A Study on the Structural Properties of the Lumbar Endplate. Histological Structure, the Effect of Bone Density, and Spinal Level. SPINE Volume 34.

[44] Yi-Xiang J. Wang, James F. Griffith, 2011. Menopause causes vertebral endplate degeneration and decrease in nutrient diffusion to the intervertebral discs. Medical Hypotheses.

TESIS

[45] Nandan L. Nerurkar, 2010, Integrating theoretical and experimental methods for multiscale tissue engineering of the annulus fibrosus of the intervertebral disc.

[46] Vincenzo Moramarco, 2010, Biomechanics and Mechanobiology of the Lumbosacral Spine Intervertebral Disc.

PÁGINAS WEB

[47] <http://www.elergonomista.com/aitor03.htm>

[48] <http://www.monografias.com/trabajos60/dolor-lumbar/dolor-lumbar2.shtml>

[49] <http://www.monografias.com/trabajos63/anatomia-columna-vertebral/anatomia-columna-vertebral2.shtml>

[50] <http://www.herniasdedisco.com.ar/anatomia.html>