



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Análisis numérico de una
columna lumbar con un
marco de distracciones
dinámicas**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Luis Alfonso Penela Guerrero

DIRECTOR DE TESIS

M.C. Edgar Isaac Ramírez Díaz



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2018

Agradecimientos

Al proyecto PAPIIT IN115818 - Correlación entre microestructura y comportamiento mecánico de tejido esponjoso utilizando modelos bidimensionales y tridimensionales.

Al Dr. José Artemio Morales Chavarría, Hospital de Ortopedia Victorio de la Fuente, IMSS.

Al Instituto Nacional de Rehabilitación, y en especial al Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández por abrirme las puertas a este proyecto y por el apoyo brindado durante su desarrollo.

A mis sinodales: Dr. Armando Ortiz Prado, Dr. Lázaro Morales Acosta y M.C. Osvaldo Ruiz Cervantes por sus observaciones y aportaciones al presente trabajo.

A mi tutora y sinodal, M.I. Mayverena Jurado Pineda, por todo su apoyo y sus consejos durante mi carrera, y sus aportaciones a este trabajo.

A mi director de tesis, M.C. Edgar Isaac Ramírez Díaz, por todo el apoyo, paciencia y tiempo brindados a lo largo del desarrollo de este proyecto.

A Fórmula SAE UNAM Motorsports por las experiencias y aprendizajes que tuve como miembro del equipo, las cuales complementaron mi formación profesional y personal.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por la formación profesional brindada.

A mis abuelos por ser ejemplos de amor, trabajo y vida.

A mis padres por haberme formado con sus grandes valores, por su amor y cariño incondicional, por su gran ejemplo, por su paciencia, por las oportunidades y libertades concedidas, por sus consejos, por su incesante apoyo y, por todo esto que me ha permitido estar bien parado, ser una buena persona y poder haber terminado la carrera de mi elección.

A ti, Lori, porque todo tu amor y cariño me han dado estabilidad y plenitud para poder ser mejor cada día.

Prólogo

La columna vertebral es la estructura ósea de carácter mecánico más importante del cuerpo humano. Es capaz de transferir las cargas y momentos producidos por la cabeza, tronco o de manera externa, además de proteger la médula espinal. Las lesiones discales provocadas por factores mecánicos comprometen la capacidad de la columna de desempeñar adecuadamente sus funciones, poniendo en riesgo la salud y calidad de vida del paciente. En la actualidad se han desarrollado diversos procedimientos y dispositivos quirúrgicos capaces de reducir o eliminar los riesgos que estas lesiones provocan. Los dispositivos dinámicos tienen el objetivo de restaurar la cinemática y la transmisión de cargas normales de la columna.

Este trabajo tiene como principal objetivo el desarrollo del análisis numérico mediante Abaqus® de la región lumbar de la columna junto con un dispositivo de distracciones dinámicas, para estudiar la influencia que tiene sobre ella cuando presenta algún tipo de discopatía o degeneración. Se analizaron tres casos, en el que primero se considera el comportamiento biomecánico de una columna sana sometida a ciertas condiciones de frontera, en las que la columna está fija en su parte inferior y se aplica una sollicitación en su parte superior que representa el peso corporal. En el segundo caso se considera que la columna presenta diferentes grados de degeneración en sus discos intervertebrales; por último, se tendrá el caso de una columna con la misma degeneración pero incluyendo la presencia de un marco de distracciones dinámicas. Se analizan y comparan los desplazamientos, estado de esfuerzos y de deformación de la columna. Adicionalmente, se busca que este trabajo sirva como base para futuros modelos y análisis por método de elementos finitos (FEM) de columna lumbar.

El trabajo se constituye de cinco capítulos, en donde los primeros dos capítulos abarcan los aspectos teóricos y de investigación, y el resto corresponde a la metodología, resultados y conclusiones. En el primer capítulo se tiene una pequeña introducción a la anatomía y fisiología de la columna en general. De la misma manera se abarcan otros temas como la biomecánica de columna lumbar en específico, las diferentes patologías que en esta se pueden presentar y por último una breve descripción de los métodos y dispositivos que se han desarrollado para su tratamiento.

En el segundo capítulo se recopilan y revisan los trabajos relevantes, con problemáticas y enfoques similares al de este trabajo, que ya existen en la literatura de modelos FEM de columna lumbar. Se exponen las metodologías y consideraciones empleadas por los autores, así como los resultados obtenidos y sus respectivas conclusiones.

En el tercer capítulo se explica la metodología empleada para la elaboración del modelo trabajado. Se explican los pasos seguidos para la obtención y generación de los elementos que lo conforman. Se describen módulo por módulo las consideraciones y acciones tomadas para la construcción del modelo FEM en Abaqus®.

En el cuarto capítulo se exponen, analizan y comparan los resultados obtenidos para cada uno de los casos propuestos. Se buscó valorar si la presencia del dispositivo ayuda a proporcionarle estabilidad a la columna dañada, al relevarla de un porcentaje significativo de la carga.

En el quinto capítulo se plasman las conclusiones obtenidas del trabajo, tanto de la metodología como de los resultados obtenidos. También, se discuten propuestas y observaciones para el desarrollo de futuros trabajos que sirvan como validación de procesos y dispositivos similares para la columna lumbar.

Índice

Capítulo 1. Marco teórico	1
1.1 Anatomía y fisiología de la columna vertebral	1
1.1.1. Disco intervertebral	4
1.2. Biomecánica de la columna lumbar	6
1.3. Degeneración de los discos intervertebrales	7
1.4. Implantes y prótesis de columna vertebral	8
1.4.1. Dispositivos en el tratamiento de fusión	8
1.4.2. Dispositivos en el tratamiento sin fusión	8
1.4.3. Marco de distracciones dinámicas (M.D.D)	10
Capítulo 2. Antecedentes de análisis FEM en la columna lumbar	13
2.1. Modelos de columna lumbar intacta	14
2.2. Modelos de columna lumbar con degeneración discal	17
2.3. Modelos de columna lumbar con instrumentación	22
2.4. Otros antecedentes relevantes	27
2.5. Recopilación de las propiedades de los materiales	30
Capítulo 3. Metodología empleada para el modelo FEM lumbar	32
3.1. Obtención y generación de las partes del modelo	32
3.1.1. Reconstrucción de vértebras	32
3.1.2. Generación de los modelos CAD	35
3.2. Desarrollo del modelo FEM	36
3.2.1. Propiedades de los materiales	37
3.2.2. Ensamble del modelo FEM	38
3.2.3. Tiempo de simulación e interacciones del modelo FEM	38
3.2.4. Condiciones de frontera.	39
3.2.5. Mallado	40
Capítulo 4. Análisis de resultados	41
4.1. Primer caso: Columna lumbar sana.	41
4.2. Segundo caso: Columna lumbar con daño.	45

4.3. Tercer caso: Columna lumbar con daño y el marco de distracciones dinámicas (M.D.D)	49
Capítulo 5. Conclusiones	54
Referencias	58

Capítulo 1. Marco teórico

1.1 Anatomía y fisiología de la columna vertebral

La columna vertebral es una estructura ósea de carácter mecánico. Las veinticuatro vértebras se articulan entre ellas a través de los discos intervertebrales, ligamentos y los músculos, de manera que se permite el movimiento en tres planos. Los músculos son una serie de componentes activos que proporcionan soporte externo, mientras que los ligamentos son componentes pasivos que proporcionan estabilidad intrínseca junto con los discos intervertebrales (Nordin & Frankel, 2004).

Gracias a su estructura compleja y propiedades anatómicas, la columna es capaz de transferir las cargas y momentos producidos por la cabeza, el tronco y otras cargas externas hacia la pelvis. La función principal de la columna vertebral es proteger a la médula espinal de cualquier movimiento o carga que pueda producir algún daño. La médula espinal se encuentra dentro del canal vertebral, el cual cambia su longitud y su área transversal como resultado de los diferentes movimientos fisiológicos propios de la columna. Los sistemas que estabilizan a la columna son los ligamentos (pasivos), el disco intervertebral (pasivo) y los músculos (activos).

Vista desde un plano frontal parece estar recta y simétrica, en el plano sagital se observa que la columna presenta curvas. La curva sacra y la torácica son de convexidad anterior, mientras que la curva cervical y la lumbar son de convexidad posterior (figura 1.1).

Las curvas anatómicas de la columna vertebral incrementan su flexibilidad y su resistencia ante fuerzas de compresión axial. Las curvas también mantienen una adecuada rigidez y estabilidad a nivel de las articulaciones intervertebrales. Las curvas lumbar y cervical son las más móviles, mientras que la torácica es más de carácter estático y estructural. Durante la presencia de cargas de compresión axial, existe un mayor aplastamiento en la lordosis¹ lumbar y cervical que en la cifosis² torácica. La caja torácica le otorga a la columna una mayor rigidez. Mediante análisis biomecánicos se ha podido demostrar que la resistencia (R) de la columna es proporcional al cuadrado del número de curvaturas (N) más uno ($R = N^2 + 1$) (Kapandji, 1998).

¹ Lordosis: Curvatura anatómica de la columna vertebral de convexidad anterior en la región cervical y lumbar.

² Cifosis: Curvatura anatómica de la columna vertebral de convexidad posterior en la región torácica y sacra.

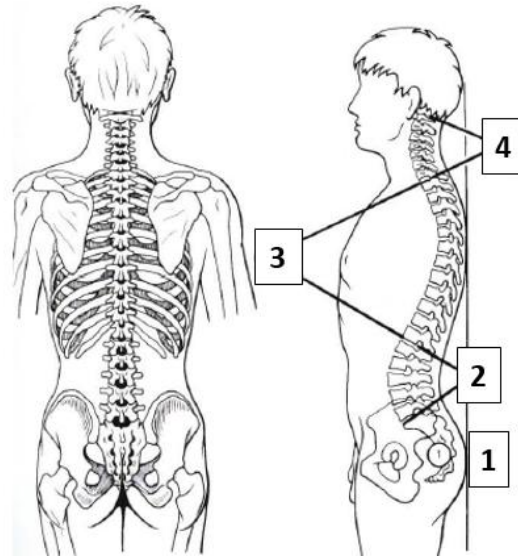


Figura 1.1. La columna vista desde el plano frontal (der.) y el sagital (izq.) 1) Curva sacra 2) Lordosis lumbar 3) Cifosis torácica 4) Lordosis cervical (Kapandji, 1998).

La columna se secciona en cinco regiones. La primera es la columna cervical, la cual está compuesta de siete vértebras (C1-C7). La columna torácica está compuesta por doce vértebras (T1-T12), la columna lumbar de cinco vértebras (L1-L5), el sacro de cinco vértebras fusionadas y el cóccix se compone de tres a cuatro vértebras coccígeas fusionadas (White III & Panjabi, 1990).

La región lumbar de la columna es la más pequeña de las tres secciones y está constituida de cinco vértebras lumbares (L1-L5). La columna lumbar soporta el peso de las regiones superiores, transmitiendo las cargas compresivas hacia la pelvis.

Las vértebras son progresivamente más grandes conforme la magnitud de las cargas aumenta, es decir, conforme el peso superpuesto del tronco aumenta. Las vértebras lumbares son de mayor tamaño que las cervicales o las torácicas debido a que están sometidas a cargas mayores (figura 1.2).

Algunas características de las vértebras lumbares son:

- El cuerpo vertebral es más ancho que alto y largo.
- Las láminas y los pedículos son más gruesos y pequeños.
- El foramen vertebral forma un triángulo casi equilátero.
- Las apófisis transversas y las espinosas son robustas debido a que sirven como lugares de inserción de los músculos espinales.
- Las facetas se orientan con ángulos rectos respecto al plano transversal y con ángulos de 45° respecto al plano frontal (White III & Panjabi, 1990).
- La orientación de las facetas permite que haya poco movimiento de rotación en la región lumbar. Movimientos de flexión, extensión e inclinación son posibles.

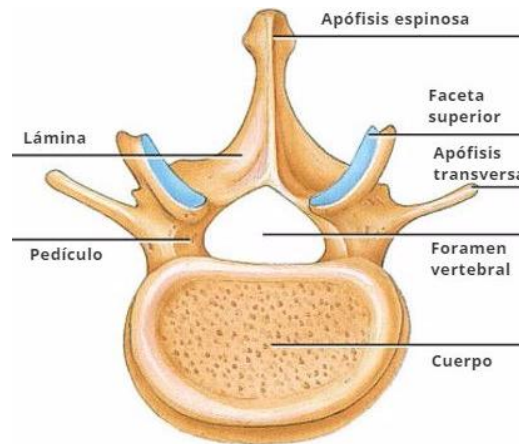


Figura 1.2. Características de la vértebra lumbar (Tortora & Derrickson, 2013).

La tercera vértebra representa un punto fijo para la acción de los músculos dorsales, por lo que, desempeña un papel primordial en la estática vertebral por tener sus caras paralelas y horizontales y ser el vértice de la lordosis lumbar.

La quinta vértebra lumbar posee un cuerpo más alto por delante que por detrás, de modo que presenta una disposición cuneiforme vista desde el plano sagital. Esta disposición facilita la transición entre la columna lumbar y el sacro. El centro de gravedad del cuerpo se localiza entre la cuarta y quinta vértebra. La duodécima vértebra torácica constituye el punto de inflexión entre la cifosis torácica y la lordosis lumbar.

Los cuerpos vertebrales tienen estructura de huesos cortos, es decir, tienen una cubierta de hueso cortical que rodea al hueso esponjoso. En un corte frontal de un cuerpo vertebral (figura 1.3), se distingue con claridad el hueso cortical del hueso esponjoso, del cual destacan las trabéculas distribuidas siguiendo a las líneas de carga.

Los cuerpos vertebrales están diseñados para resistir cargas axiales compresivas gracias a la disposición de sus trabéculas. La resistencia a la fractura por compresión de los cuerpos vertebrales oscila entre los 600 *kg* y 800 *kg* (Kapandji, 1998; Miralles, 2001).



Figura 1.3. Corte frontal de un cuerpo vertebral (Mosekilde, 1999).

1.1.1. Disco intervertebral

Las articulaciones que unen a los cuerpos vertebrales adyacentes son semimóviles (anfiartrosis¹). Esta articulación está constituida por las dos caras vertebrales adyacentes unidas entre sí por el disco intervertebral. El disco constituye entre 20% - 33% de la altura total de la columna vertebral (White III & Panjabi, 1990).

El disco resiste y distribuye las cargas a las que se encuentra sometido y junto con los ligamentos, limita los movimientos de la columna. El disco es un sistema amortiguador pretensado, constituido por una parte central (nucleus pulposus) y una parte periférica (annulus fibrosus) (figura 1.4). En las caras vertebrales de los cuerpos adyacentes existen dos capas de cartílago (placas terminales) que recubren las partes superior e inferior del disco.

El núcleo pulposus es una sustancia gelatinosa transparente, muy hidrófila y está formada por una sustancia a base de mucopolisacáridos². En 1998 Kapandji menciona que el núcleo pulposus está constituido en 88% de agua, mientras que, en 1990, White y Panjabi datan que el contenido de agua está entre un 70% y un 90%. Al estar bajo cargas compresivas el núcleo se intenta deformar y transmitir la presión en todas las direcciones posibles, fungiendo como un distribuidor de la presión.

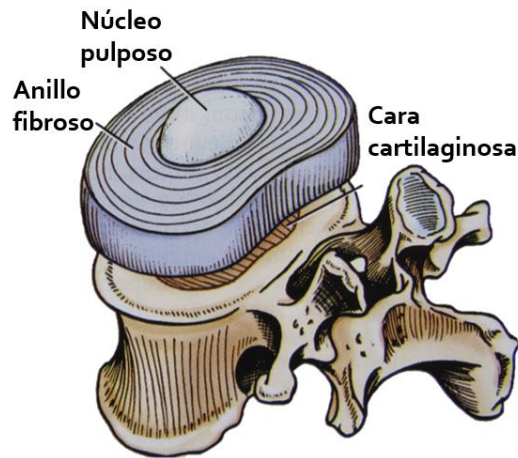


Figura 1.4. Disco intervertebral, donde (A) annulus fibrosus (N) nucleus pulposus (Kapandji, 1998).

El anillo fibroso, está conformado por una sucesión de capas fibrosas concéntricas ordenadas de forma helicoidal. Estas fibras están orientadas a 30° del plano del disco (figura 1.5b) (Kapandji, 1998; White III & Panjabi, 1990). Las fibras son verticales en la periferia y entre más se aproximan al centro, se vuelven más oblicuas (figura 1.5a).

¹ Anfiartrosis: Tipo de articulación que se da cuando los huesos están separados por un fibrocartilago. Existe muy poco movimiento en estas articulaciones.

² Mucopolisacáridos: Son cadenas largas de moléculas de azúcar que se encuentran en el líquido alrededor de las articulaciones.

El anillo fibroso es un tejido que impide la exteriorización del núcleo, y que por lo tanto lo comprime en un pequeño compartimiento (Kapandji, 1998). Cuando existen cargas compresivas y el núcleo protruya¹ lateralmente, es quien resiste la sollicitación de tensión provocada (Nordin & Frankel, 2004).

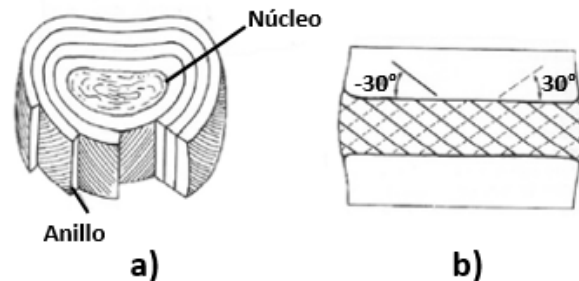


Figura 1.5. Estructura del disco intervertebral. a) capas del anillo fibroso. b) Orientación de las fibras del anillo (White III & Panjabi, 1990).

El núcleo se encuentra encerrado en una región inextensible entre las placas terminales por arriba y por abajo, y el anillo fibroso por los lados. Durante la compresión axial el núcleo soporta el 75% de la carga y el anillo el 25% restante. Aunque el disco no esté soportando carga alguna, la presión en el centro del núcleo pulposo no es nula. Este estado de pretensión, precarga o presión intrínseca es resultado de las fuerzas ejercidas por los ligamentos longitudinales. La pretensión del disco intervertebral le permite resistir mejor a las cargas externas. El estado de pretensión ayuda a la columna a tener un mecanismo de auto estabilidad ante cargas asimétricas (Kapandji, 1998).

Las cargas que soporta el disco intervertebral normalmente son de compresión axial, pero el disco está sometido a otro tipo de cargas como resultado de los movimientos fisiológicos de la columna. Durante movimientos como la flexión y la extensión producen esfuerzos de tracción. Una rotación axial de la columna provoca esfuerzos cortantes en el disco. Se puede dar una combinación de compresión, tracción y esfuerzos cortantes cuando la columna se encorva al mismo tiempo que está rotando.

El disco intervertebral también varía su tamaño dependiendo del nivel de la columna. En la región lumbar el disco mide aproximadamente 9 mm de altura, el más grueso de la columna. Entre más grande sea la proporción entre el disco y el cuerpo vertebral, más importante será su movilidad. En la región lumbar se presenta una relación disco-corpórea de 1/3 (Kapandji, 1998).

¹ Del verbo protruir: Desplazarse hacia adelante, sobresalir de sus límites naturales, de forma natural o patológica.

1.2. Biomecánica de la columna lumbar

Las cargas en la columna se producen principalmente por el peso corporal, la actividad muscular, la precarga ejercida por los ligamentos y las cargas externamente aplicadas. Las cargas sobre la columna lumbar se analizan durante algunas posturas comunes como la bipedestación¹, la sedestación² y la elevación. Los cuerpos vertebrales tienen seis grados de libertad permitiendo movimientos de rotación y traslación a lo largo de tres ejes: sagital, transversal y frontal. La flexión, extensión e inclinación lateral de la columna son una combinación compleja de estos movimientos.

La unidad funcional o el segmento móvil de la columna se compone de dos vértebras adyacentes y sus tejidos conectivos. Este segmento móvil es la representación mínima de la columna que puede exhibir un comportamiento biomecánico similar al de la columna completa.

El segmento móvil de la columna se analiza mecánicamente más fácil si se hace una división funcional (figura 1.6). En primer lugar, se tiene el pilar anterior (A) el cual está compuesto por las vértebras superpuestas y el disco intervertebral. El pilar posterior (B) se divide en dos columnas articulares sujetas por el arco vertebral. El pilar anterior desempeña una función estática y el pilar posterior desempeña una función de carácter dinámico.

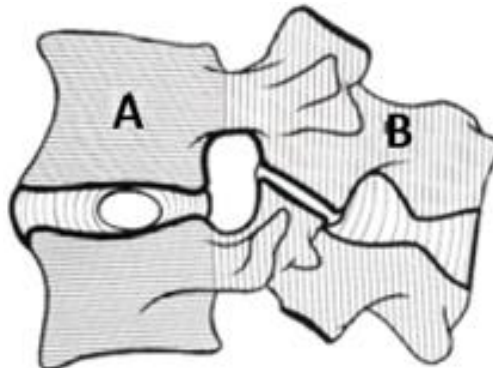


Figura 1.6. División funcional del segmento móvil de la columna vertebral. (Kapandji, 1998).

Se puede comparar al segmento móvil de la columna vertebral con una palanca de primer grado (figura 1.7), donde el punto de apoyo se da en la articulación interapofisiaria (1), la sollicitación se da sobre el pilar anterior (2) y la reacción en el pilar posterior (3). Gracias a este sistema las cargas axiales se amortiguan de manera activa (músculos) y pasiva (disco intervertebral y ligamentos) (Kapandji, 1998).

¹ Bipedestación: Capacidad que tienen algunos seres vivos de mantenerse sobre sus dos extremidades inferiores. Esta es la postura natural del ser humano.

² Sedestación: Posición sentada o de mantenerse sentado de forma autónoma.

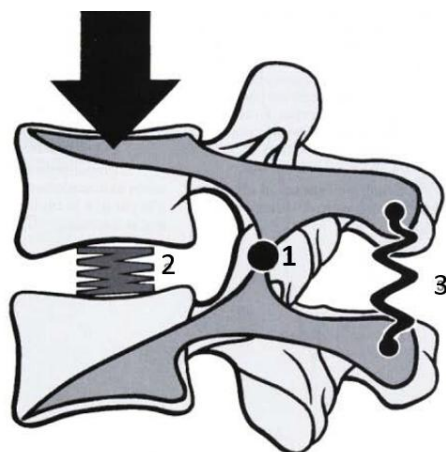


Figura 1.7. Relación funcional entre el pilar anterior y el pilar posterior de la columna vertebral humana (Kapandji, 1998).

1.3. Degeneración de los discos intervertebrales

El dolor generado por problemas del disco intervertebral tiene diversas causas. Uno de los orígenes de las lesiones discales son los traumatismos violentos, que someten al anillo fibroso a una carga superior a su resistencia. Cuando hay una posición forzada y continua que mantiene al anillo bajo compresión constante, existen traumatismos reiterados que no permiten la recuperación normal del disco. El tono muscular, anomalías congénitas, malas posturas cotidianas y factores autoinmunes también contribuyen en la degeneración discal (Gascó & Laguía, 2012).

Las cargas que someten al disco se clasifican en dos categorías principales dependiendo de la magnitud y duración. Las cargas de alta magnitud y corta duración son las que más daño le ocasionan al disco, pudiendo ser estructuralmente irreparable. En el caso de las cargas de relativamente baja magnitud, pero larga duración, puede darse el caso de que haya falla por fatiga (White III & Panjabi, 1990).

Conforme el disco se deshidrata, su rigidez y habilidad para distribuir cargas disminuye (Nordin & Frankel, 2004). Se ha demostrado que, si se aplica una carga constante sobre el disco intervertebral, su grosor disminuye de manera exponencial. Esto sugiere que, al retirar la carga, su recuperación será de manera exponencial y que necesita de cierto tiempo para volver a su estado original. Si las cargas se repiten con mucha asiduidad y de manera prolongada, el disco no recuperará su grosor inicial.

Cuando existen cargas importantes, como es el caso del peso del cuerpo durante la bipedestación, el agua que contiene la sustancia cartilaginosa del núcleo pasa a través de los orificios de la meseta vertebral hacia el centro de los cuerpos vertebrales. Se entiende entonces que el espesor del disco disminuye a medida que el día avanza y, para un individuo normal, esta pérdida de espesor acumulado sobre la altura total de la columna puede alcanzar los 2 *cm* (Kapandji, 1998).

Durante el transcurso de la noche en decúbito supino¹ los cuerpos vertebrales no sufren compresión axial ejercida por el peso del cuerpo, solo por el tono muscular. Es en ese momento que la hidrofilia del núcleo atrae el agua que retorna de los cuerpos a éste, de modo que el disco recobra su grosor inicial.

Cuando estas cargas y descargas del disco se repiten con frecuencia o se aplican de manera prolongada, el disco no tiene tiempo de recobrar su grosor inicial, aunque se espere el tiempo necesario para su recuperación.

Con la degeneración, el núcleo se deshidrata y su comportamiento como fluido se convierte a un comportamiento como sólido que hace más difícil distinguirlo del anillo fibroso. Las degeneraciones discales alteran la bioquímica y la morfología del disco intervertebral y eventualmente afecta su capacidad para soportar y transferir cargas (Ruberté et al., 2009).

1.4. Implantes y prótesis de columna vertebral

Debido a los diferentes problemas que se pueden presentar en la columna vertebral humana, se han desarrollado diferentes dispositivos que permiten su tratamiento.

1.4.1. Dispositivos en el tratamiento de fusión

El dolor lumbar de origen discogénico ha sido tratado mediante diferentes terapias, las más clásicas incluyen la discectomía² simple y la fusión intervertebral. La fusión intervertebral o artrodesis vertebral es una cirugía para fusionar de manera permanente huesos de la columna para que no haya movimiento entre ellos. La artrodesis se utiliza desde hace más de 75 años con diferentes técnicas como el uso de placas, barras, fijación transpedicular e injerto de hueso (Sánchez et al., 2007).

Todas las cirugías de fusión involucran que se añadan injertos óseos a algún lugar de la columna para crear una respuesta biológica que cause que los injertos crezcan entre dos elementos vertebrales y por lo tanto estabilice a la columna. Las diferentes opciones para fusión incluyen fusión posterolateral con o sin instrumentación, fusión lumbar intersomática posterior (PLIF en inglés), fusión lumbar intersomática anterior (ALIF en inglés), fusión anterior y posterior combinada, y fusión por medio de jaulas intersomáticas (Passuti et al., 2004).

1.4.2. Dispositivos en el tratamiento sin fusión

Los dispositivos de tratamiento sin fusión tienen la intención de mantener o reducir los movimientos de la columna a los valores característicos de una intacta.

¹ Decúbito supino: Posición corporal acostado boca arriba paralela al suelo. Los miembros inferiores y superiores se encuentran extendidos.

² Discectomía: Operación para extraer material de una hernia de disco lumbar.

En este tipo de tratamientos, el objetivo de los implantes dinámicos y de las prótesis de disco es restaurar la cinemática normal de la columna, así como restaurar la forma en que las cargas son transmitidas a través de sus diferentes segmentos como si estuviera intacta. La principal diferencia entre ellos radica en que las prótesis de disco es una estructura que soporta las cargas de la columna y los implantes dinámicos comparten esas cargas. (Rohmann *et al.*, 2007; Zhang & Teo, 2008).

Uno de los primeros implantes utilizados para el tratamiento de las lesiones en la columna fue introducido por el ortopedista norteamericano Paul Harrington en 1961. La instrumentación propuesta por Harrington consistía en la técnica de distracción con doble barra (figura 1.8) (White III & Panjabi, 1990).

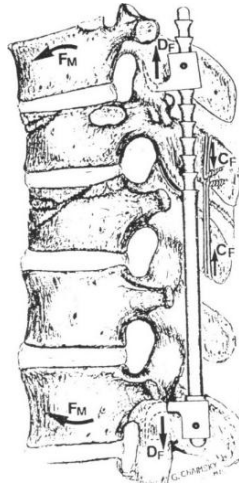


Figura 1.8. Barras de distracción de Harrington (White III & Panjabi, 1990).

Otro tipo de implantes dinámicos existentes son los implantes interespinosos, los cuales están diseñados para distraer el foramen vertebral por donde pasan las terminaciones nerviosas. Estos implantes se colocan entre las apófisis espinosas del nivel con degeneración y genera una pequeña distracción segmentaria que ayudan a descargar el disco del nivel de inserción. Estos implantes limitan principalmente el movimiento de extensión (figura 1.9).



Figura 1.9. Sistema X-STOP (<http://txminimallyinvasivespine.com/technology-for-lumbar-stenosis>).

A pesar de la implementación y desarrollo de estos implantes, surgió la necesidad de desarrollar sistemas que permitieran reemplazar el disco intervertebral de manera parcial o completa. Las artroplastias vertebrales surgen como una solución con el objetivo de preservar una mejor funcionalidad a través de movimientos más fisiológicos, además de una alineación más natural, conservando la altura y la curvatura original de columna. Otro de los objetivos de la artroplastia es evitar el deterioro de los segmentos vertebrales a largo plazo que surgen con otros métodos y retirar todas las fuentes de dolor una vez que se declara poco probable la recuperación del disco.

Los dos modelos más empleados en la actualidad son el Charité® y el ProDisc®, los dos aprobados por la FDA (*Food and Drug Administration*) de EUA. Los dos modelos fueron desarrollados en la década de los ochenta. Están formados por tres piezas, dos plataformas metálicas de aleación de cromo-cobalto que se fijan a las plataformas vertebrales mediante dientes que se introducen en el cuerpo vertebral y un núcleo de polietileno de alta densidad, el cual permite cierta movilidad (figura 1.10) (Sánchez *et al.*, 2007).



Figura 1.10. Prótesis Charité® (Izq.) y ProDisc® (Der.) (Sánchez-Ramos *et al.*, 2007).

1.4.3. Marco de distracciones dinámicas (M.D.D)

El M.D.D. es un aparato quirúrgico (figura 1.11) diseñado por el médico ortopedista José A. Morales (Estados Unidos Patente nº 5,810,815, 1998) para su uso en el tratamiento de columnas vertebrales de pacientes que requieren terapia bajo efectos mecánicos. Este marco permite que el cirujano pueda ajustar sus dimensiones generales de acuerdo con las necesidades del paciente a través de unos conectores que permiten mover los miembros estructurales del aparato, ya que es lo suficientemente flexible para adaptarse a las peculiaridades de la columna de cada paciente.

El aparato está constituido por dos marcos estructurales, los cuales están diseñados para apoyarse en las apófisis espinosas de la columna. El marco superior (A) se une con el inferior (B) por medio de unos conectores (C) que, junto con sus respectivos tornillos (D) permiten ajustar el aparato a diferentes tamaños dependiendo de las características del paciente. El componente externo (E) permite sujetar el aparato al hueso sacro del paciente a través de unos tornillos transpediculares (H). Este componente se une al marco inferior del aparato a través de unos tornillos (F) que son asegurados con un par de tuercas (G).

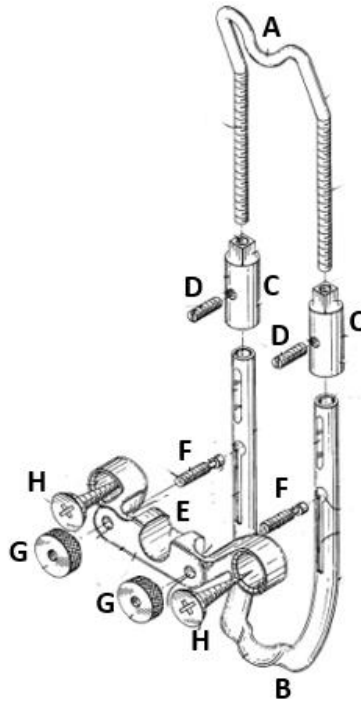
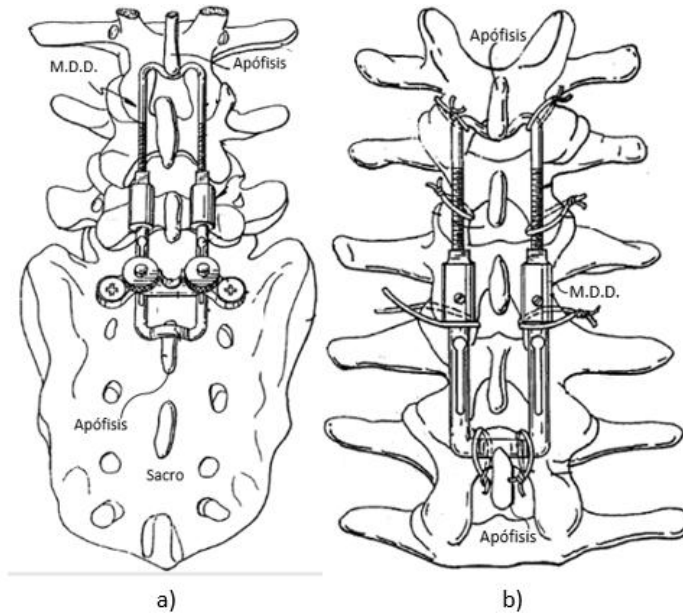


Figura 1.11. Esquema del aparato quirúrgico (M.D.D.). (Estados Unidos Patente nº 5,810,815, 1998).

Existen dos formas de fijar al M.D.D. a la columna del paciente, la primera es mediante la fijación de los tornillos transpediculares previamente mencionados al hueso sacro (figura 1.12a). La segunda forma se presenta cuando el aparato tiene que ser fijado a las vértebras, por lo que se utilizan alambres sublaminares (figura 1.12b).



1.12. a) Vista frontal del M.D.D. montado mediante tornillos transpediculares b) Vista frontal del M.D.D. montado mediante alambre sublaminar.

El marco promueve una alineación anatómica de la columna al inmovilizarla hasta que el tratamiento de artrodesis se complete, restaurando las formas anatómicas de la columna, los discos intervertebrales y los forámenes vertebrales, y para lograr la contracción y distracción de la columna como lo eran antes de la lesión.

El marco está diseñado para que su manufactura no sea costosa y no se comprometa su funcionalidad y efectividad. Está fabricado de Titanio Ti-6Al-4V. En la tabla 1.1 están las principales propiedades mecánicas de esta aleación.

Tabla 1.1. Propiedades mecánicas del Ti-6Al-4V.
<http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>)

Propiedad	Valor
Densidad	4.43 g/cm³
Dureza Brinnell	334
Dureza Vickers	349
Máximo esfuerzo a la tensión	950 MPa
Esfuerzo de cedencia	880 MPa
Módulo de elasticidad	113.8 GPa
Relación de Poisson (ν)	0.342
Máximo esfuerzo cortante	550 MPa

Capítulo 2. Antecedentes de análisis FEM en la columna lumbar

El método de elemento finito (FEM por sus siglas en inglés) ha sido reconocido como una importante herramienta computacional en varios campos de la biomédica y biomecánica debido a su capacidad de modelado de problemas complejos y no lineales permitiendo considerar características esenciales como la no homogeneidad de los materiales, las propiedades anisotrópicas del hueso y sus complejas geometrías. Este método es capaz de simular una gran variedad de situaciones clínicas de manera realista. Es por consecuencia que ha sido utilizado para el análisis del comportamiento biomecánico de la columna vertebral. Los modelos FEM permiten una mejor comprensión de la biomecánica funcional de columna mediante la evaluación independiente de los efectos de cada uno de los parámetros a estudiar. (Lodygowsky *et al.*, 2005; Zhang & Teo, 2008; Dreischarf *et al.*, 2014).

En los últimos años se han realizado varios estudios mediante FEM de la columna lumbar con el objetivo de conocer sus propiedades mecánicas, su respuesta a diferentes condiciones, la influencia de discopatías e implantes en el comportamiento mecánico, comparaciones entre diferentes tipos de implantes y tratamientos quirúrgicos, entre otros varios.

El desarrollo de un buen modelo de la columna representa un enorme reto debido a la no linealidad de las geometrías y los materiales, por lo que se hacen varias suposiciones y simplificaciones. Para la obtención de las geometrías comúnmente se utilizan una serie de tomografías de la columna de algún individuo para reconstruirla por medio de un software de procesamiento de imágenes (figura 2.1a). Una vez obtenida la geometría se prosigue con la generación de la malla y la asignación de propiedades de los materiales (figura 2.1b). El proceso de la asignación de las propiedades depende del enfoque y el grado de complejidad del modelo deseado. Por último, se deben asignar cargas y condiciones de frontera según el caso a estudiar (figura 2.1c).

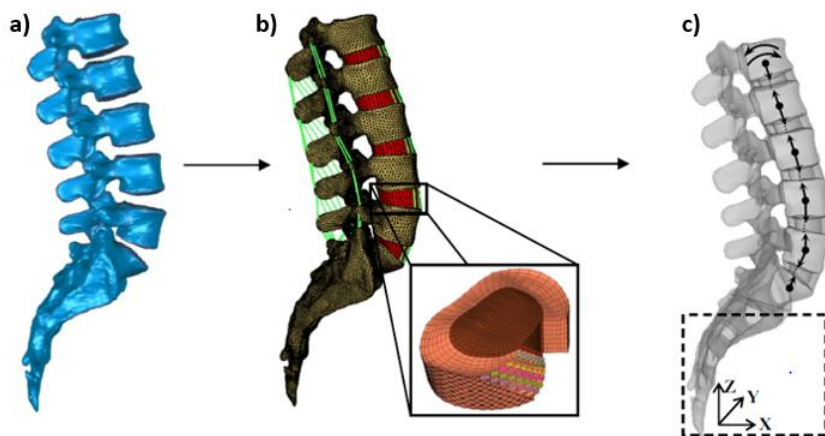


Figura 2.1. a) Geometría de la columna a partir de tomografías b) Modelo FEM c) Cargas y condiciones de frontera en el modelo (Naserkhaki *et al.*, 2016).

2.1. Modelos de columna lumbar intacta

En 2001 Rohlmann *et al.* realizaron un estudio con el objetivo de estimar las fuerzas que producían los músculos durante la inclinación del cuerpo, y para determinar su influencia en la distribución de esfuerzos en los anillos fibrosos. Las cinco vértebras del modelo desarrollado en Abaqus® se basaron en la geometría del cuerpo L4 descrito por Smit en 1966. Los músculos dorsales fueron divididos en dos grupos, una fuerza simétrica fue usada para simular los largos músculos que actúan en la parte posterior de la columna. Un segundo grupo de fuerzas representaron 70 fascículos musculares unidos a las vértebras (figura 2.2). Se consideraron cuatro músculos y fueron modelados como elementos de tensión unidimensionales que aplican tensiones independientes en los nodos adyacentes (Smit, 1966; Zander *et al.*, 2001).

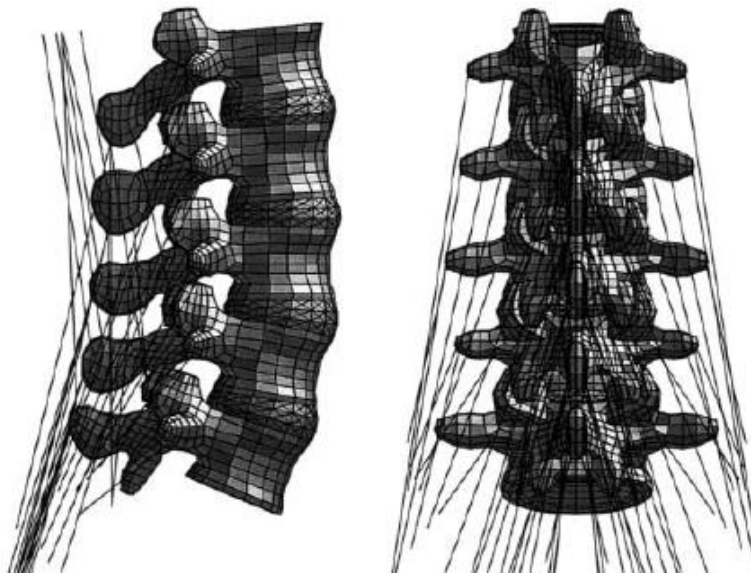


Figura 2.2. Representación gráfica de los músculos dorsales (Zander *et al.*, 2001).

La cara inferior del cuerpo L5 fue empotrada y una carga de 400 N representando el peso corporal fue aplicada en el centro de gravedad de la parte superior del cuerpo, el cual se conectaba con L1 a través de una viga rígida construida (Zander *et al.*, 2001). El modelo se validó utilizando información obtenida de pruebas experimentales realizadas *in vitro*.

Los resultados sugirieron que la fuerza de los músculos depende del ángulo de flexión, el cual tiene un gran efecto en los esfuerzos del disco intervertebral. Se concluyó que las fuerzas musculares se deben tomar en cuenta cuando sea posible. Sin embargo, las fuerzas locales dorsales tuvieron poca influencia en la distribución de esfuerzos de los discos.

Múltiples modelos matemáticos han sido usados para demostrar que la activación de los músculos del tronco permite que se dé un equilibrio efectivo en la columna lumbar. En 2001 Patwardhan *et al.* usaron un modelo matemático para identificar patrones de coactivación muscular en donde la suma vectorial de la fuerza de los músculos del tronco producía una fuerza única que actuaba tangente a la curvatura de la columna lumbar y que pasaba por el centro de rotación de cada segmento, permitiendo al modelo soportar cargas elevadas con un mínimo cambio en la lordosis. La trayectoria de esta carga seguidora tangente a la curvatura de la columna simula las cargas compresivas fisiológicas vistas en experimentos *in vivo* (Renner *et al.*, 2007).

En 2006 Rohlmann *et al.* realizaron un estudio para determinar la magnitud de las fuerzas que ejercen los músculos del tronco usando el modelo FEM previamente descrito (Zander *et al.*, 2001). El objetivo era determinar la magnitud de dos grandes grupos musculares (*m. erector spinae* y *m. rectus abdominus*) en bipedestación y, en movimientos de flexión y extensión.

En este estudio se aplicó el concepto de la carga seguidora (*follower load*) propuesta por Patwardhan en 2001 para simular el efecto estabilizador de los músculos locales en cada uno de sus cuatro casos de carga (figura 2.3). En estos casos de carga se variaron las magnitudes del peso corporal y de la carga seguidora. En dos casos se simuló una co-contracción muscular en el *m. rectus abdominus*.

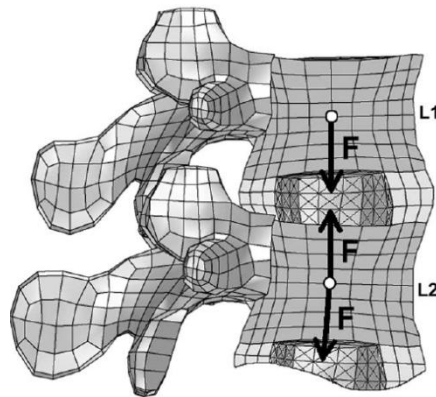


Figura 2.3. Representación de la carga seguidora en las primeras dos vértebras del modelo (Rohlmann *et al.*, 2006).

Para una columna intacta se encontraron valores de 170 N, 100 N y 600 N en el *m. erector spinae* en bipedestación, 5° de extensión y 30° de flexión, respectivamente. La fuerza encontrada en el *m. rectus abdominus* para estas posiciones fue menor a 25 N, y para una extensión de más de 10° el músculo se descarga (Rohlmann *et al.*, 2006).

En 2007 Renner *et al.* realizaron un estudio mediante un modelo FEM de la columna lumbar (L1-S1) para determinar el efecto de una precarga seguidora de compresión en los rangos de movimiento (ROM) en los tres planos.

La geometría del modelo se obtuvo de una serie de cortes tomográficos (CT). Se utilizaron diferentes propiedades mecánicas del núcleo para cada sección de la columna como se muestra en la tabla 2.1.

Tabla 2.1. Propiedades mecánicas del núcleo (Renner et al., 2007).

	$E (Pa)$	Relación de Poisson(ν)
L1- L4	$2.5E + 06$	0.45
L4-L5	$3E + 06$	0.4995
L5-S1	$2.25E + 06$	0.4995

La carga seguidora fue simulada en cada segmento del modelo por un par de elementos *truss* termo-isotrópicos de dos nodos (figura 2.4a). La carga compresiva fue aplicada al inducir la contracción de los elementos *truss* al disminuir su temperatura en cada segmento. El modelo fue validado al comparar la compresión de los discos de la columna con los resultados obtenidos de un experimento *in vitro* (figura 2.4b) (Patwardhan et al. en 1999).

El estudio demostró que es posible usar un par de elementos *truss* termo-isotrópicos para aplicar una precarga seguidora en cada segmento. Los resultados del estudio demostraron que la habilidad de una gran precarga seguidora puede hacer más rígida a la columna lumbar.

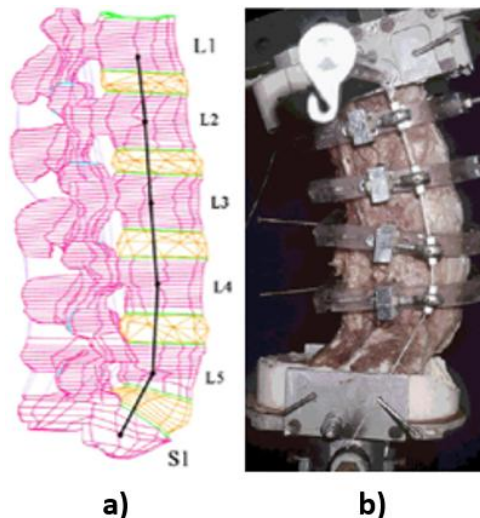


Figura 2.4. a) Representación de la carga seguidora en el modelo b) Vista lateral del experimento *in vitro* (Renner et al., 2007).

En muchos de los estudios FEM se han hecho simplificaciones geométricas utilizando modelos de un cuarto de vertebra y disco, media vértebra y disco, o hasta modelos simétricos y con formas regulares (Kuo et al., 2010). En 2010 Kuo et al. realizaron un modelo con una geometría realista para determinar el comportamiento de la columna lumbar sometida a distintas precargas y momentos.

El estudio se enfoca en la influencia que tiene la asimetría de la columna en las fuerzas articulares, presiones intradiscales y, la distribución de esfuerzos (figura 2.5a) y deformaciones (figura 2.5b). También se enfoca en la influencia de las diferentes magnitudes de precargas utilizadas en las fuerzas articulares y las presiones intradiscales.

El modelo se desarrolló en el programa Abaqus® y a partir de una serie de cortes tomográficos (CT) obtenidos de un espécimen. La mayoría de los componentes fueron modelados con propiedades lineales e isotrópicas.

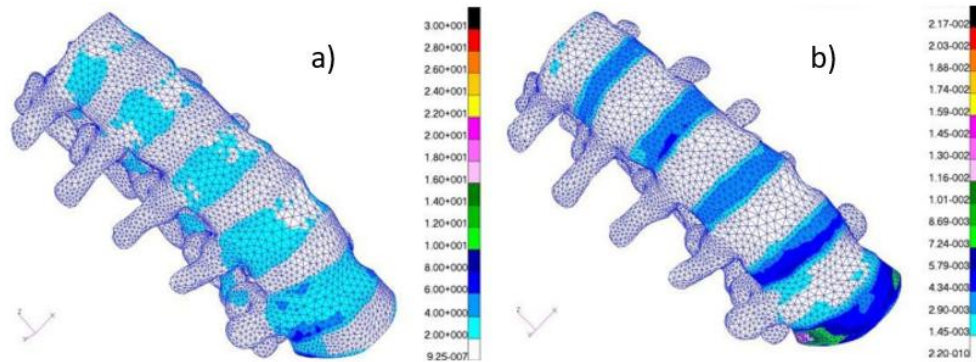


Figura 2.5. Distribución de esfuerzos (a) y de deformaciones (b) de la columna lumbar (Kuo et al., 2010).

Las precargas aplicadas simulaban el peso corporal, mientras que los momentos, simulaban los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación axial. Las condiciones de frontera se definieron en los nodos de la cara inferior de S1 restringiéndolos en todas las direcciones. Para la validación del modelo, se compararon los valores de las presiones intradiscales del disco L2/L3 con los reportados en otros estudios.

Los resultados del análisis sugieren que los valores más altos de esfuerzos y deformaciones se presentan en la parte caudal de la columna (figura 2.5). Se produjeron respuestas asimétricas de las fuerzas articulares en diferentes posturas. El cambio de magnitud en las precargas no tuvo un efecto significativo en las fuerzas articulares, pero si en las presiones intradiscales, aunque su magnitud se veía más afectada por el tipo de postura que se presentaba (Kuo et al., 2010).

2.2. Modelos de columna lumbar con degeneración discal

La geometría y las propiedades de los tejidos de un disco intervertebral degenerado se ven afectadas en comparación a las de un disco sano. En 2006 Rohlmann *et al.* desarrollaron un modelo FEM de la unidad funcional L3/L4 para determinar la influencia que tiene la degeneración de disco en el comportamiento mecánico de los movimientos de un segmento de la columna. El propósito de su estudio era investigar cómo es que diferentes grados de degeneración afectaban el comportamiento mecánico de su modelo.

Se utilizó la misma geometría del cuerpo vertebral de uno de sus modelos previos (figura 2.6) (Zander *et al.*; 2001). El análisis fue hecho en Abaqus® y en el procesador MSC/PATRAN®.

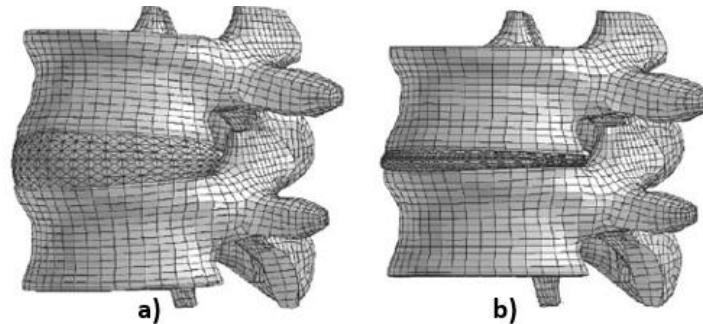


Figura 2.6. Modelo del segmento L3/L4 sano (a) y con degeneración severa (b) (Rohlmann *et al.*, 2006).

Se tuvieron que hacer múltiples simplificaciones geométricas, así como la omisión de las fuerzas musculares. La cara inferior de L4 fue empotrada y se aplicaron momentos puros de $10 \text{ N}\cdot\text{m}$ en la cara superior de L3 simulando movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación axial.

Además del caso con disco sano (figura 2.6a), se analizaron tres diferentes grados de degeneración: leve, moderada y severa (figura 2.6b). En modelos FEM la degeneración es típicamente modelada al remover la incompresibilidad del núcleo sin cambiar la altura del disco y las propiedades del anillo fibroso (Rohlmann *et al.*, 2006). Para este estudio se varió la altura del disco y su compresibilidad, se asumió que la degeneración no tuvo efecto en las propiedades del anillo. Comparados con el disco sano, los discos con degeneración leve, moderada y severa tuvieron una disminución del 20%, 40% y 60% de su altura respectivamente. La compresibilidad del núcleo se incrementó al reducir la relación de Poisson de 0.4995 hasta 0.35-

La disminución de la altura del disco causó que el anillo incrementará su rigidez, causando que la rotación intersegmental disminuyera. Se reveló que una degeneración leve incrementaba la rotación intersegmental para todos los casos de carga, sin embargo, si la degeneración aumentaba la rotación disminuía. En un disco degenerado la presión intradiscal es menor a la de un disco sano, mientras que las fuerzas articulares aumentan junto con el máximo valor para el esfuerzo de von Mises (Rohlmann *et al.*, 2006)

En 2007 Little *et al.* desarrollaron un modelo FEM puramente del disco L4/L5. El estudio se enfocó en el efecto que tienen las lesiones del anillo y la pérdida de presión hidrostática en el núcleo.

La geometría del anillo fue generada por medio de un algoritmo matemático desarrollado por Little en 2004 utilizando una serie de fotografías de discos cadavéricos seccionados transversalmente.

El modelo se desarrolló en el programa Abaqus®. El núcleo fue simulado usando elementos hidrostáticos y las fibras de colágeno del anillo como elementos tipo “rebar” (figura 2.7).

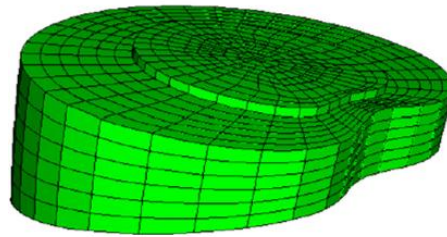


Figura 2.7. Modelo FEM del disco L4/L5 (Little et al; 2007).

La degeneración intervertebral fue simulada con lesiones anulares de borde, radiales o circunferenciales, y al igualar la presión del núcleo pulposo a cero. La cara inferior del disco fue empotrada, se aplicó una presión hidrostática de 70 kPa para simular la presión intrínseca del núcleo y para crear una pretensión en los ligamentos longitudinales. Se aplicaron rotaciones tridimensionales y sus magnitudes simulaban límites de movimiento fisiológicos (Little et al., 2007).

Los resultados revelaron que la pérdida de presión hidrostática en el núcleo tiene un mayor efecto en la mecánica del disco que las lesiones anulares. Esto indicó que el desarrollo individual de lesiones anulares tiene un mínimo efecto en la mecánica del disco, pero la rigidez del disco se reduce por la pérdida de presión hidrostática en el núcleo (Little et al., 2007).

En 2009 Ruberté et al. desarrollaron un modelo FEM (L1-S1) para estudiar cómo es que la degeneración en un nivel de la columna lumbar puede afectar a los adyacentes bajo condiciones de carga fisiológicas. Se asumió que ésta se encontraba en el disco L4/L5, y que se simularía con cambios en su geometría y propiedades. Un modelo sano fue modificado para simular un disco con degeneración leve y moderada. En comparación con el disco sano, los discos con degeneración leve y moderada tuvieron una disminución del 15% y 40% de su altura respectivamente. Los cambios en las propiedades del disco son descritos en la tabla 2.2.

Tabla 2.2. Propiedades del disco con diferentes degeneraciones (Ruberté et al., 2009).

	Substancia anular		Núcleo pulposo			Altura (mm)	
	Constantes de Mooney-Rivlin	Área (mm ²)	E (MPa)	Relación de Poisson (ν)	Área (mm ²)		
	C1	C2					
Disco sano	0.2	0.05	731	1.0	0.49	388	12.0
Degeneración Leve	0.4	0.1	850	1.26	0.45	269	10.2
Degeneración Moderada	0.9	0.23	1022	1.66	0.4	101	8.0

El hueso sacro del modelo fue empotrado y se aplicaron momentos de 8 Nm , $6 \text{ N}\cdot\text{m}$ y $4 \text{ N}\cdot\text{m}$ en la parte superior de L1 para simular los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación axial. Los momentos utilizados para simular movimientos en los discos con degeneración fueron calculados para que se produjeran los mismos ángulos de rotación que en el modelo sano (tabla 2.3).

Se utilizó una carga seguidora de 800 N para todos los casos al cambiar la temperatura de los elementos termo-isotrópicos que modelaban la trayectoria de la carga. La validación del modelo se hizo al comparar los resultados con los obtenidos *in vitro* con las mismas condiciones de carga (Renner *et al.*, 2007).

Tabla 2.3. Momentos aplicados a cada modelo (Ruberté *et al.*, 2009).

	Disco sano	Degeneración leve	Degeneración moderada
Flexión [$\text{N}\cdot\text{m}$]	8.0	3.78	4.21
Extensión [$\text{N}\cdot\text{m}$]	6.0	6.55	6.55
Rotación axial [$\text{N}\cdot\text{m}$]	4.0	3.39	3.60
Inclinación lateral [$\text{N}\cdot\text{m}$]	6.0	6.41	6.96

Los resultados revelaron que en las unidades adyacentes al disco con degeneración (L3/L4 y L5/S1) los rangos de movimiento (ROM) incrementaron, perdiéndose rigidez en la columna conforme el nivel de degeneración aumentaba. Las dos unidades adyacentes mostraron un incremento tanto en el esfuerzo máximo de von Mises como en el máximo cortante en el anillo fibroso al progresar el nivel de degeneración. El incremento más significativo se dio en la unidad L5/S1 durante rotación axial con un incremento de casi diez veces en el máximo cortante y de un 103% en el máximo de von Mises. Esta misma unidad mostró también un incremento en las fuerzas articulares para todos los movimientos conforme la degeneración progresaba. No hubo un incremento significativo en la presión intradiscal en ninguna de las unidades adyacentes.

Los resultados sugieren que estos cambios mecánicos podrían incrementar el riesgo de una lesión en los niveles adyacentes. Para la unidad L4/L5 hubo una pérdida de rigidez con una degeneración leve, pero al aumentar el nivel de degeneración la rigidez aumentó en movimientos de flexión y extensión.

En 2013 Park *et al.* desarrollaron un modelo FEM (L1-S1) para estudiar el efecto de múltiples grados de degeneración en la unidad funcional L4/L5 en los rangos de movimiento (ROM) de cada unidad funcional, presión intradiscal del núcleo y las fuerzas articulares. El modelo fue desarrollado a partir de una serie de cortes tomográficos (CT) y el análisis se hizo en el programa Abaqus® con ayuda del procesador comercial FEMap10.1.1®.

Se asumió que la degeneración estaría en el disco L4/L5, y que se simularía con cambios en su geometría y propiedades. Se tomaron cuatro casos para el análisis: modelo sano, modelo con degeneración leve, degeneración moderada y degeneración severa (figura 2.8).

Comparados con el disco sano, los discos con degeneración leve, moderada y severa tuvieron una disminución del 20%, 50% y 80% de su altura respectivamente. La compresibilidad del núcleo del disco sano incrementó al reducir el valor de la relación de Poisson de 0.4995 a 0.4497, 0.4497 a 0.4005 y 0.4005 a 0.35.

Se aplicó un momento de $10 \text{ N} \cdot \text{m}$ en la parte superior de L1 para simular los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación axial. Se aplicaron los mismos ángulos de rotación en todos los modelos. Se utilizó una carga seguidora de 500 N para todos los casos. Para la validación de los modelos se utilizaron una serie de cargas y momentos diferentes a los del análisis y se compararon los ROM con los obtenidos en estudios pasados (Park *et al.*, 2013).

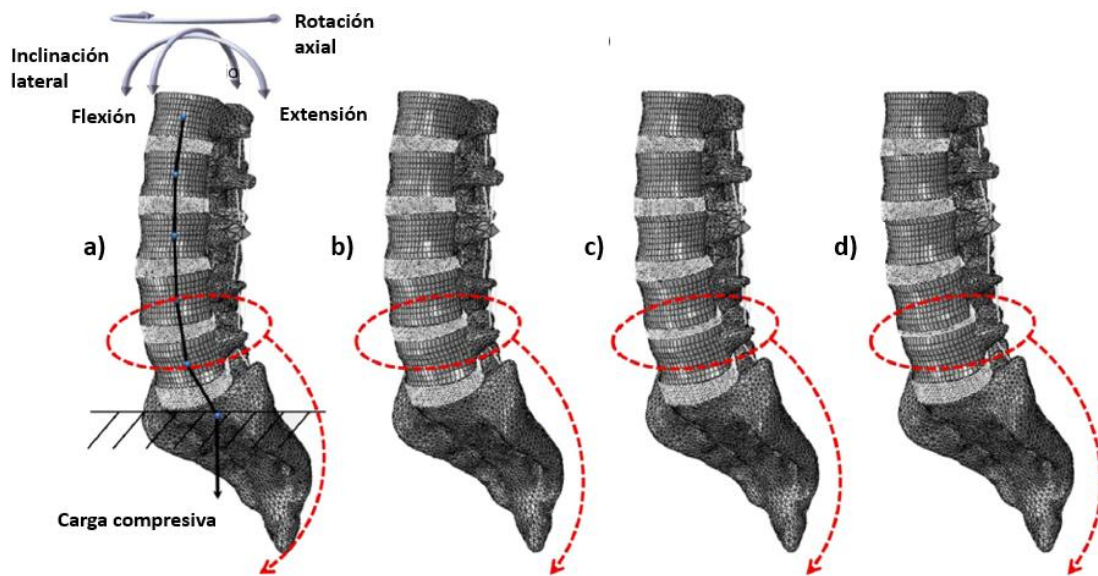


Figura 2.8. Modelo de la columna lumbar con disco sano (a), degeneración leve (b), degeneración moderada (c) y degeneración severa (d) (Park *et al.*, 2013).

Los resultados sugirieron que conforme la degeneración aumenta, la rotación intersegmental y la presión intradiscal del disco afectado disminuyen. Las fuerzas articulares también incrementaron conforme ésta aumentaba. Las fuerzas musculares proporcionan estabilidad intrínseca a la columna y los músculos de las personas de mayor edad no funcionan igual, por lo que ese cambio de funcionalidad podría causar inestabilidad espinal. La degeneración puede reducir el riesgo de inestabilidad espinal y discopatías como hernias discales en el segmento degenerado debido al aumento de rigidez y presión intradiscal. Sin embargo, debido al aumento de las fuerzas articulares el riesgo de padecer osteoartritis incrementa considerablemente (Park *et al.*, 2013).

2.3. Modelos de columna lumbar con instrumentación

Existen diferentes estrategias que se utilizan para el tratamiento del disco, las cuales se clasifican en dos principales: quirúrgicas y no quirúrgicas. Los tratamientos quirúrgicos se utilizan normalmente para aquellos pacientes que se les ha identificado alguna condición patogénica y también es una opción para pacientes que han tenido malos resultados con tratamientos más conservadores.

Para un paciente con una degeneración leve se considera el uso de los instrumentos de estabilización dinámica, mientras que el reemplazo total de disco y la fusión se usan para casos con más severidad. En los últimos años se han realizado varios estudios FEM para evaluar la instrumentación usada en este tipo de tratamientos y para asistir en el diseño y desarrollo de estos (Zhang & Teo, 2008).

Uno de los primeros estudios que se realizó para analizar el comportamiento biomecánico de un implante dinámico fue el de Eberlein *et al.* en 2002 (figura 2.9a). Se estudió el comportamiento de un implante Dysnesys[®] bajo condiciones de carga fisiológicas. Los resultados mostraron que la rigidez del segmento de la columna en tratamiento se incrementó en movimientos de flexión, extensión y especialmente bajo torsión donde fue tan alta que se determinó que era un comportamiento biomecánico no fisiológico. También encontraron que el implante funcionaba de manera independiente en las precargas aplicadas. En 2005 Vena *et al.* realizó un estudio sobre la compatibilidad biomecánica de un dispositivo interespinal en forma de "U" (figura 2.9b). Éste se evaluó por medio de un modelo de la unidad funcional L4-L5 al comparar los movimientos de un modelo sano contra un modelo con el implante bajo compresión, flexión, extensión e inclinación lateral (Zhang & Teo, 2008).

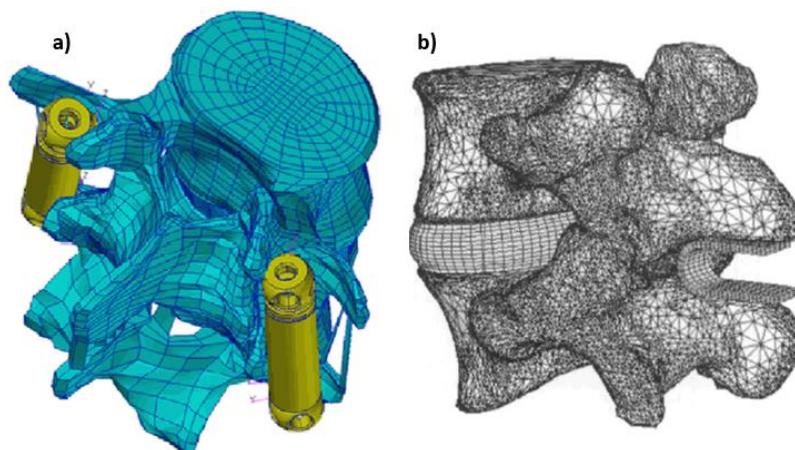


Figura 2.9. Modelos para la evaluación del sistema Dysnesys (a) (Eberlein *et al.*; 2002) y el sistema interespinal (b) (Vena *et al.*, 2005) (Zhang & Teo, 2008).

En 2005 Rohlmann *et al.* hicieron un estudio en el que insertaron un implante posterior (dispositivo de fijación interna) y un implante anterior (sistema MACS-TL®) en su modelo FEM de columna lumbar (L1-L5) (Zander *et al.*, 2001).

Un sistema MACS-TL® fue integrado junto con injertos óseos al modelo intacto de la columna para simular el tratamiento de la inestabilidad degenerativa (figura 2.10a). Se asumió que los injertos óseos eran homogéneos con un módulo de elasticidad de 1000 MPa. En el tercer caso se sustituyó el sistema MACS-TL® por un dispositivo de fijación interna (figura 2.10b).

Se estudiaron los casos de carga de bipedestación, flexión (30°), extensión (15°) y torsión (6°). La bipedestación fue simulada aplicando una carga de 260 N representando el peso corporal y una carga seguidora de 200 N representando el efecto estabilizador de las fuerzas musculares locales (Rohlmann *et al.*, 2005).

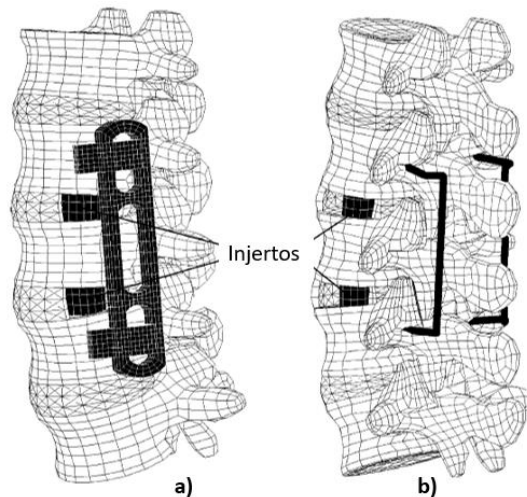


Figura 2.10. Modelos con el sistema MACS-TL® (a) y dispositivo de fijación interna(b) (Rohlmann *et al.*, 2005).

Se aplicó una fuerza global muscular representando al músculo *erector spinae*. La flexión y extensión se simularon aplicando las mismas fuerzas más una adicional de 50 N representando la del músculo *rectus abdominis*. La rotación axial fue simulada aplicando un momento torsional junto con una carga seguidora de 460 N (Rohlmann *et al.*, 2005).

Los resultados revelaron que un implante reduce la rotación intersegmental en la sección puenteada (L3). Esta reducción fue más significativa con el sistema MACS-TL® que con el dispositivo de fijación interna. Se reveló que el tipo de implante solo tiene un efecto mínimo en la presión intradiscal.

La mayor diferencia que hubo entre los dos implantes fue con respecto a los esfuerzos máximos que se presentaron en L3. Los esfuerzos resultantes de flexión y extensión fueron mayores en el modelo con el dispositivo de fijación interna (figura 2.11).

Las fuerzas compresivas en las articulaciones durante rotación fueron mayores en el modelo con el sistema MACS-TL®. De los resultados obtenidos se concluyó que, al producirse elevados esfuerzos durante la flexión en presencia de un dispositivo de fijación interna, los pacientes tratados con tal dispositivo deberían evitar flexiones excesivas en el periodo inmediato después de la cirugía para evitar problemas con los injertos.

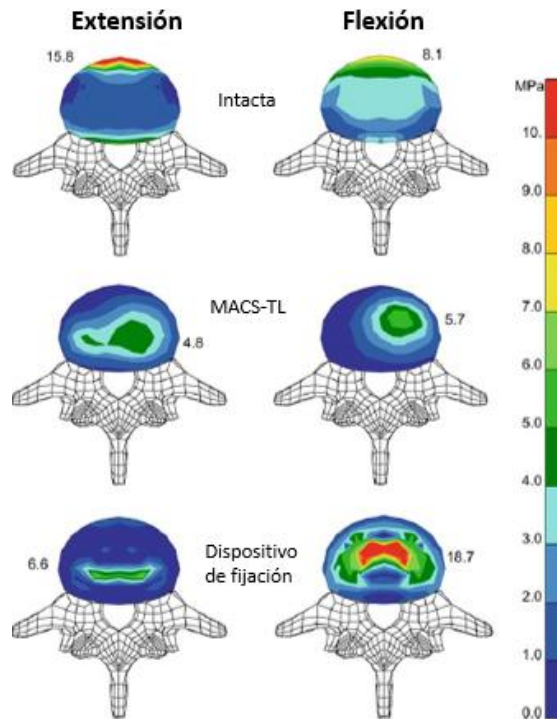


Figura 2.11. Distribución de esfuerzos en L3 en cada caso (Rohlmann et al., 2005).

En otro estudio realizado por Zander *et al.* en 2006 se analizó como un implante dinámico adyacente a un dispositivo fijador rígido afectaba el comportamiento mecánico de la columna lumbar.

Se creó un modelo FEM de la columna lumbar intacta, del cual se hizo un primer análisis. Después un par de fijadores rígidos fueron insertados en el nivel L2/L3 del modelo junto con un injerto óseo. Las barras y tornillos del implante fueron modelados como elementos unidimensionales en Abaqus®.

En el siguiente caso el disco L3/L4 fue modificado para simular una degeneración discal. Se redujo el 20% de la altura original del disco y se incrementó el valor de la compresibilidad del núcleo de 0.4995 a 0.35. Para el cuarto caso se introdujo un implante posterior dinámico en el nivel L3/L4 (figura 2.12) usando tornillos transpediculares. El implante se idealizó de tal manera que no podría transmitir momentos, solo fuerzas. En el último caso al implante dinámico se le aplicó una distracción de 2 mm. La distracción provocó un cambio en la posición del peso corporal en relación con la columna.

La cara inferior de L5 fue empotrada, se consideraron los mismos músculos descritos anteriormente (Rohlmann *et al.*, 2005). Se simularon casos de postura de marcha, flexión (50°), extensión (25°) y rotación axial (10°).

Los resultados mostraron que la inserción de un implante posterior dinámico reduce la rotación intersegmental para los casos de marcha, extensión y flexión, al mismo tiempo que las fuerzas articulares durante rotación axial en el nivel de inserción. La presión intradiscal no cambia de manera significativa con el implante dinámico.

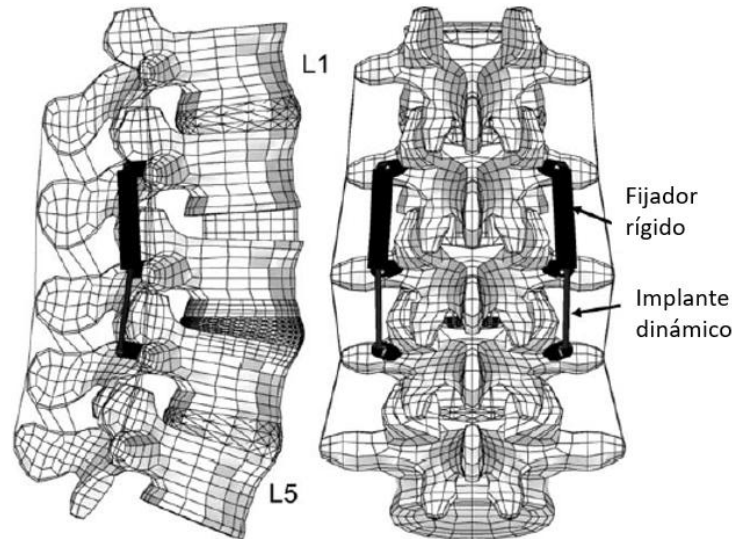


Figura 2.12. Modelo FEM con un implante dinámico adyacente a un fijador rígido. (Zander *et al.*, 2006).

Al insertar el implante dinámico adyacente al fijador rígido se redujeron la rotación intersegmental y las fuerzas articulares en los mismos movimientos. Sin embargo, la presión intradiscal aumentó ligeramente. La distracción del implante reduce las fuerzas articulares para rotación axial, pero incrementa las fuerzas de compresión y reduce las fuerzas de tensión sobre él.

Se concluyó que el modelo no es capaz de encontrar muchas diferencias en el comportamiento mecánico del fijador rígido y el implante dinámico. Se cree que, si al implante dinámico se le aplica una distracción, el fijador rígido transmitiría mayores cargas y esto podría ocasionar que los tornillos fallen por fatiga.

En 2007 el mismo grupo de investigación de Rohlmann *et al.* realizó otro estudio para determinar cómo es que las cargas de la columna son afectadas por un implante posterior dinámico bilateral comparado con un fijador rígido. El estudio también analizó el efecto que la rigidez del implante tenía en la rotación intersegmental. Se usó el modelo previamente descrito en sus pasados estudios (Rohlmann *et al.*; 2005; Zander *et al.*; 2006) con los mismos casos de carga y condiciones de frontera.

Se analizaron los casos de bipedestación, flexión (30°), extensión (20°) y torsión (10°). El primero de los ocho casos analizados contemplaba solo la columna lumbar intacta. En el segundo caso se introdujo un implante dinámico entre L3 y L4 fijado a la columna por tornillos transpediculares (figura 2.13). El valor de su rigidez longitudinal fue de 200 N/mm para tensión y compresión.

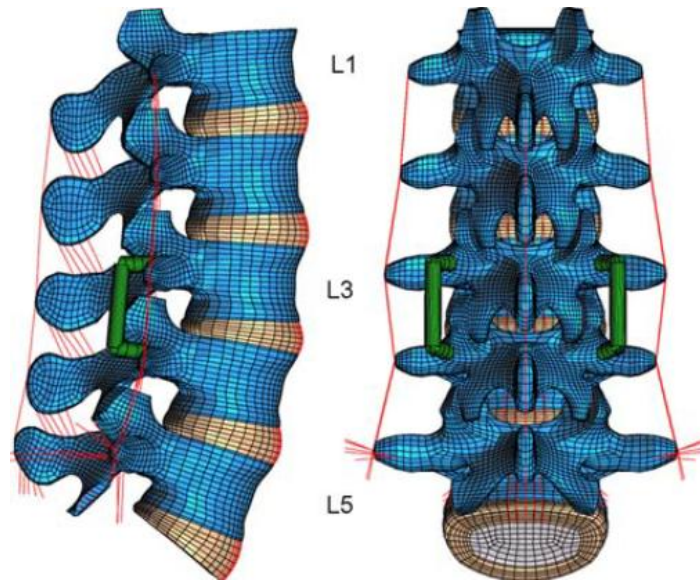


Figura 2.13. Modelo FEM con un implante posterior dinámico. (Rohlmann et al., 2006).

Para el tercer caso se reemplazó al implante por un fijador con una rigidez longitudinal 400 veces mayor. Los tres siguientes casos contemplaban lo descrito anteriormente en el mismo orden, el único cambio fue la introducción de una degeneración discal en L3/L4. Se redujo la altura del disco en un 20% y se cambió la compresibilidad del núcleo de 0.4995 a 0.4497. En los dos siguientes casos se aplicó una distracción de 2 mm a los dos dispositivos.

Los resultados obtenidos revelaron que un implante posterior dinámico reduce la rotación intersegmental en el nivel de inserción para los casos de extensión y flexión, mientras que se incrementa en el nivel superior. La presión intradiscal y las fuerzas articulares disminuyen para un disco sano en el nivel de inserción durante extensión. Estos efectos se presentan de manera más pronunciada en el caso del fijador rígido. Con la presencia de la degeneración la rotación intersegmental en el nivel de inserción incrementa levemente en extensión y rotación axial, y la presión intradiscal se reduce fuertemente durante extensión.

Después de aplicarse la distracción se observa que la presión intradiscal se reduce para el fijador rígido. En el nivel adyacente superior el implante solo tiene un mínimo efecto en la presión intradiscal. Las fuerzas que se presentan en el fijador rígido son mayores que las del implante dinámico, este efecto se incrementa durante la distracción de los implantes.

A partir de un valor de 1000 N/mm la rigidez de un implante tiene solo un mínimo efecto en la rotación intersegmental (figura 2.14). Los resultados obtenidos sugieren que las diferencias entre los dos tipos de implantes son menores de lo esperado (Rohlmann *et al.*, 2007).

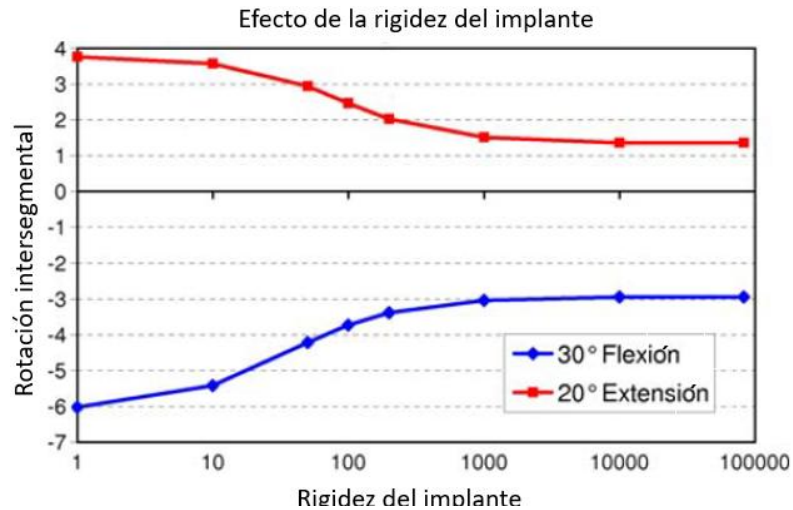


Figura 2.14. Efecto de la rigidez del implante en la rotación intersegmental. (Rohlmann *et al.*, 2006).

2.4. Otros antecedentes relevantes

En 2006 Denozière y Ku realizaron un estudio con el objetivo de comparar, bajo severas condiciones fisiológicas, la biomecánica de la columna vertebral tratada por fusión o reemplazo total de disco (TDR en inglés). El modelo de un segmento de dos niveles (tres vértebras y dos discos) fue desarrollado en Abaqus®.

La geometría del modelo se construyó semejante a una vértebra L3 o L4. El hueso cortical y esponjoso de la vértebra fueron modelados por separados como se muestra en la figura 2.15.

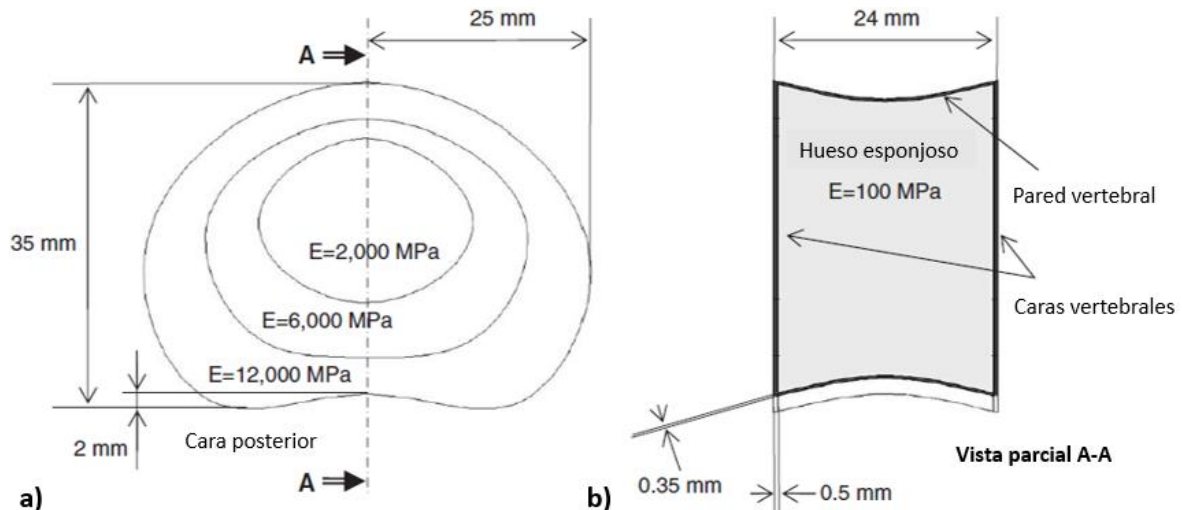


Figura 2.15. Boceto del modelo del cuerpo vertebral (Denozière & Ku, 2006).

La cara inferior del cuerpo más caudal fue empotrada. Los casos de carga simulaban condiciones fisiológica extremas y se consideraron tres casos. En el primero se aplicó una carga de 2000 N simulando el levantamiento de objeto durante una completa flexión y los miembros inferiores completamente estirados. Para el segundo caso se aplicó una carga de 1000 N para una extensión completa y por último una carga de 1300 N para una inclinación lateral completa. También se simuló un caso de rotación por medio de un momento torsional de 11.45 $N \cdot m$. En todos los casos se aplicó una precarga uniforme de 720 N .

Los resultados del análisis predijeron una disminución en la movilidad del modelo después de la fusión de los segmentos de un 44% aproximadamente con respecto al modelo sano. Por otro lado, la movilidad del modelo incrementó después del TDR en un 52% aproximadamente con respecto al modelo sano. En el nivel con el disco artificial se presentaron altos esfuerzos en los ligamentos y presiones en las facetas. El modelo sugiere que un TDR puede representar un mayor riesgo con respecto a inestabilidad y degeneración discal en comparación a la fusión (Denozière & Ku, 2006).

En 2009 Chen *et al.* realizaron un estudio para investigar las diferencias en los más importantes parámetros biomecánicos entre un reemplazo total de disco (TDR en inglés) y fusión por medio de un análisis FEM de un modelo de columna lumbar (L1-L5). Se simuló una fusión lumbar intersomática posterior¹ (PLIF en inglés). El modelo se generó a partir de cortes tomográficos (CT) y se desarrolló en el programa ANSYS 9.0®.

Para simular el modelo se realizó una laminectomía² y discectomía³ parcial al nivel L3/L4, y se insertaron unas jaulas de fusión de titanio por medio de tornillos transpediculares (figura 2.16a). Para la simulación del modelo con TDR se implantó un ProDisc II® al modelo intacto en el nivel L3/L4 (figura 2.16b). Se removió por completo el núcleo pulposo de dicho disco y solo algunas capas del anillo fibroso. Los contactos y restricciones entre componentes fueron idealizados para los dos casos. Se simularon casos de flexión, extensión, inclinación lateral y rotación axial por medio de un momento de 10 $N \cdot m$ y una precarga de 150 N en L1. Se empotró la cara inferior de L5.

¹ PLIF: Procedimiento quirúrgico de fusión de la columna vertebral con acceso posterior a ésta.

² Laminectomía: Consiste en quitar toda la lámina de una vértebra, descomprimiendo a la raíz nerviosa.

³ Discectomía: Consiste en extraer exclusivamente el material discal herniado, sin romper ni extraer el hueso vertebral.

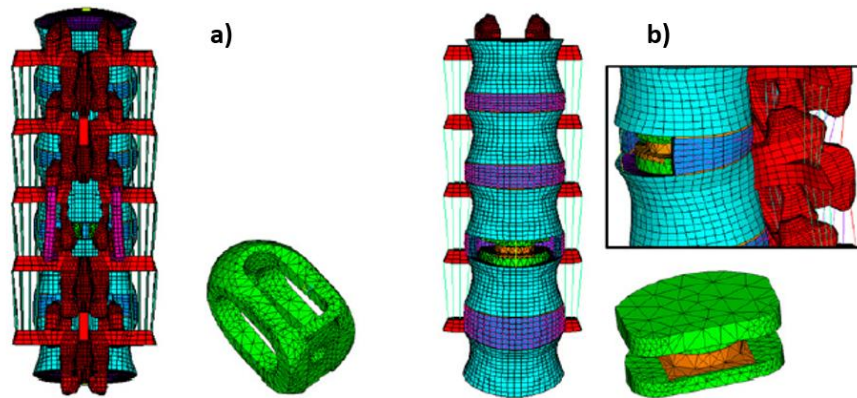


Figura 2.16. Modelo con las jaulas de fusión (a) y ProDisc II® (b) (Zhong et al; 2006).

El modelo con TDR resultó tener mayor rango de movimientos (ROM), esfuerzos en el anillo y fuerzas articulares en el nivel quirúrgico comparado con el modelo intacto. En los niveles adyacentes los ROM y esfuerzos en el anillo resultaron similares a los del modelo intacto (figura 2.18). El modelo con PLIF mostró ROM, esfuerzos en el anillo y fuerzas articulares menores al modelo intacto. En los niveles adyacentes si se encontraron valores más grandes para estos mismos parámetros (Chen *et al.*, 2009).

Se demostró que el TDR presenta inestabilidad en el nivel quirúrgico, pero no en los adyacentes, lo que puede acelerar la degeneración discal en dicho nivel. El modelo con PLIF reveló que existe inestabilidad en los niveles adyacentes, en especial en el superior, lo que puede ocasionar una mayor probabilidad de incidencia de degeneración discal en dicho nivel (Chen *et al.*, 2009).

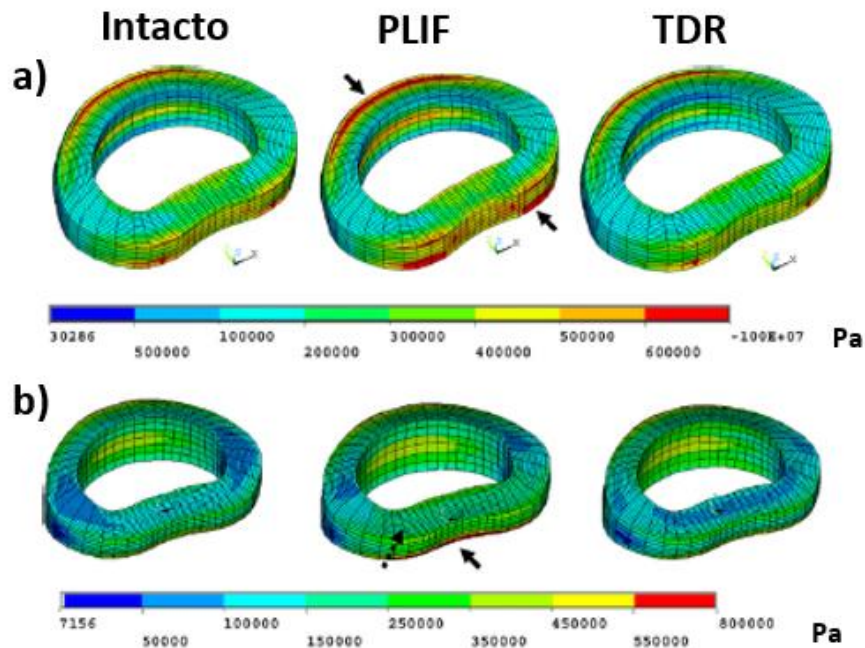


Figura 2.18. Distribución de los esfuerzos de von Mises en el anillo del disco adyacente L2/L3 para flexión (a), extensión (b). (Zhon et al., 2006).

2.5. Recopilación de las propiedades de los materiales

En la tabla 2.4. se presentan las propiedades utilizados por los diferentes autores, según las consideraciones y el enfoque de su estudio.

Tabla 2.4. Propiedades de los materiales usados modelos FEM de columna lumbar.

	Hueso cortical	Hueso esponjoso	Elementos óseos posteriores	Anillo fibroso	Núcleo pulposo	Caras cartilaginosa
Park et al., 2013	E=12,000 MPa $\mu=0.3$	E=100 MPa $\mu=0.2$	E=3,500 MPa $\mu=0.25$	Material hiperelástico (Mooney-Rivlin C1=0.18, C2=0.045)	Fluido incompresible	E=23.8 MPa $\mu=0.4$
Denozière & Ku, 2006	E=12,000-2,000 MPa $\mu=0.3$	E=100 MPa $\mu=0.2$	E=3,000 MPa $\mu=0.3$	Material hipoeástico E=4.2 MPa $\mu=0.45$	Fluido incompresible E=0.1 MPa $\mu=0.4995$	N/A
Rohlmann et al., 2006	E=10,000 MPa $\mu=0.3$	E1=200 MPa E2=140 MPa $\mu=0.315-0.45$	E=3,500 MPa $\mu=0.25$	Material hiperelástico (Neo-Hookeano C10=0.348, D1=0.3)	Fluido incompresible	N/A
Kuo et al., 2010	E=12,000 MPa $\mu=0.3$	E=100 MPa $\mu=0.2$	E=3,500 MPa $\mu=0.25$	E=4.2 MPa $\mu=0.45$	Fluido incompresible E=0.1 MPa $\mu=0.4995$	N/A
Zander et al., 2006	E=5,000 MPa $\mu=0.3$	E=500 MPa $\mu=0.2$	E=3,000 MPa $\mu=0.25$	E=3.15 MPa $\mu=0.45$	Fluido incompresible	N/A
Zhong et al., 2006	E=12,000 MPa $\mu=0.3$	E=100 MPa $\mu=0.2$	E=3,500 MPa $\mu=0.25$	E=4.2 MPa $\mu=0.45$	E=0.1 MPa $\mu=0.4995$	E=24 MPa $\mu=0.4$
Naserkhaki et al., 2016	E=12,000 MPa $\mu=0.3$	E=200 MPa $\mu=0.25$	N/A	Material hiperelástico (Mooney-Rivlin C1=0.18, C2=0.045)	Material hiperelástico (Mooney-Rivlin C1=0.12, C2=0.03)	E=23.8 MPa $\mu=0.4$

Debido a que muchos de los trabajos de columna lumbar se enfocan en discopatías y su impacto en la mecánica de la columna, la mayoría de los autores modifican las propiedades de ciertas propiedades para simular grados de degeneración en los diferentes niveles de la columna. La gran mayoría de los autores modifican la compresibilidad del núcleo pulposo a través de su Relación de Poisson, aunque los autores tratan a ésta como una propiedad más. Como se explicó en el primer capítulo al perder el núcleo sus capacidades de rehidratarse, además de volverse compresible, también pierde altura (Rohlmann et al., 2006).

En la tabla 2.5. se presentan las propiedades que los diferentes autores utilizaron para simular grados de degeneración en el disco. La mayoría modifica las propiedades del núcleo sin considerar daño alguno en el anillo y solo reduce su altura, en conjunto con el núcleo.

Tabla 2.5. Propiedades de los materiales usados para representar degeneración en los discos intervertebrales.

	Anillo fibroso (con degeneración)	Núcleo pulposo (con degeneración)
Rohlmann et al., 2006	N/A	Reducción de altura: 20-60% $\mu=0.4497-0.35$
Park et al., 2013	N/A	Reducción de altura: 20-80% $\mu=0.4497-0.35$
Zander et al., 2006	$E= 4.65 \text{ MPa}$ $\mu=0.45$	Reducción de altura: 20% $\mu=0.35$
Rohlmann et al., 2007	N/A	Reducción de altura: 20% $\mu=0.4497$
Ruberté et al., 2009	Material hiperelástico (Mooney-Rivlin $C1=0.4-0.9$, $C2=0.1-0.23$)	Reducción de altura: 15-40% $\mu=0.45-0.4$ $E=1.26-1.66 \text{ (MPa)}$

Como se puede observar en las tablas, los autores coinciden en muchas de las propiedades que utilizaron en sus modelos. Existe una tendencia marcada entre ellos respecto a las propiedades usadas para los discos y las modificaciones hechas a estos para simular grados de degeneración.

Capítulo 3. Metodología empleada para el modelo FEM lumbar

El propósito de este capítulo es explicar la metodología que se empleó para elaborar el modelo lumbar y su posterior análisis FEM; desde la generación de geometrías hasta los casos de carga utilizados para simulación del modelo.

3.1. Obtención y generación de las partes del modelo

El modelo 3D de columna lumbar del presente trabajo está compuesto de una serie de huesos espinales desde la vértebra L1 hasta el sacro, y de tejidos suaves incluyendo las caras cartilaginosas, así como los discos intervertebrales correspondientes de cada nivel. Cada uno de los huesos espinales están constituidos por hueso cortical, trabecular y posterior, este último refiriéndose a la parte posterior de cada vértebra que se generaliza de esta manera por practicidad. Los discos intervertebrales fueron modelados con un anillo fibroso y un núcleo pulposo.

Para la obtención y generación de cada una de las partes que integra el modelo final se utilizaron diferentes procedimientos como el uso de cortes tomográficos para la reconstrucción 3D de las vértebras y la generación de modelos CAD de los discos intervertebrales a partir de las vértebras ensambladas. Por último, el modelo CAD del marco de distracciones dinámicas fue generado a partir de sus correspondientes planos.

3.1.1. Reconstrucción de vértebras

Las vértebras se reconstruyeron con la ayuda de un software de procesamiento de imágenes médicas, el cual permite importarlas y a partir de ellas generar modelos 3D precisos y fieles a la anatomía del paciente, segmentándolas para reconstruir solamente el tejido con el que se desea trabajar.

En este trabajo se utilizó una serie de 514 cortes tomográficos de cuerpo completo de un paciente del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR). Las características del paciente son típicas de los candidatos al uso del marco de distracciones dinámicas a estudiar. Generalmente son pacientes de entre 60 a 70 años y de sexo femenino, cuyo estilo de vida es la principal causa de sus problemas en la columna lumbar.

Se puede observar en la figura 3.1 el deterioro que la columna del paciente ha sufrido, presentando una rectificación en sus curvas anatómicas y una reducción en la altura de los discos intervertebrales, especialmente en los últimos niveles.



Figura 3.1. Vistas lateral y frontal de las tomografías del paciente.

Con ayuda de las herramientas de segmentación y haciendo uso de las diferentes vistas se fueron reconstruyendo una por una las vértebras de la sección lumbar de la columna del paciente, además del sacro (figura 3.2). Uno de los principales problemas que se tienen al trabajar con imágenes médicas es la baja resolución o calidad que éstas pueden presentar, y como se puede observar en las figuras 3.1 y 3.2, es el caso de los cortes a utilizar. Esto complica el proceso ya que el trabajo de limpieza de las geometrías iniciales se vuelve más minucioso.

El primer paso fue hacer uso de las escalas de grises para delimitar los elementos óseos presentes en los cortes. Después de esta segmentación inicial se eliminan todos los elementos que no pertenecen a la sección lumbar y sacra de la columna. Después se trabajan las superficies de las vértebras nivel por nivel, verificando que se respeten las características físicas de éstas, como el foramen vertebral, las apófisis espinosas, las facetas y los espacios intervertebrales.

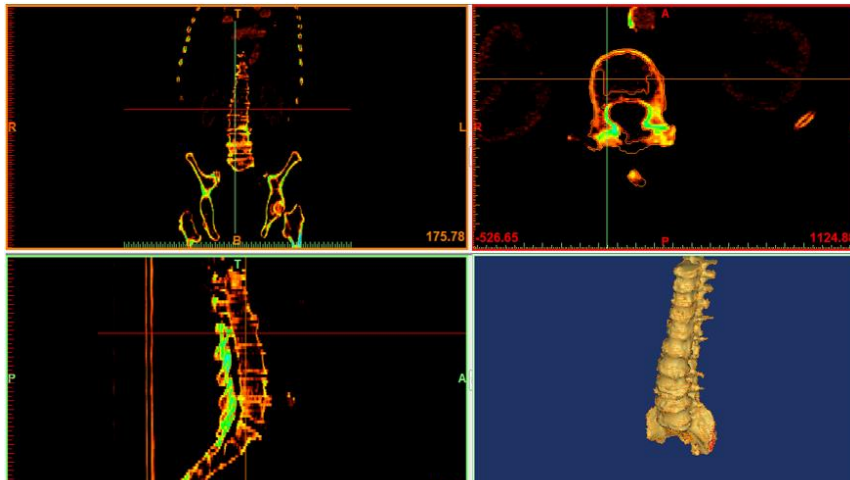


Figura 3.2. Reconstrucción de la columna lumbar del paciente.

Una vez obtenidas las primeras superficies 3D de las vértebras, se exportan a otro software para limpiarlas y repararlas una por una. Se rellenaron los huecos que tenían, para posteriormente suavizarlas y eliminar las imperfecciones con las que se importaron.

Finalmente, se ajustó el tamaño de malla y se hizo un remallado para arreglar y limpiar las mallas de cada una de las vértebras (figura 3.3). Por medio de varias iteraciones el tamaño de la malla final se ajustó a 5 mm para reducir los tiempos de cómputo del análisis FEM y al mismo tiempo conservar la forma original de las superficies.

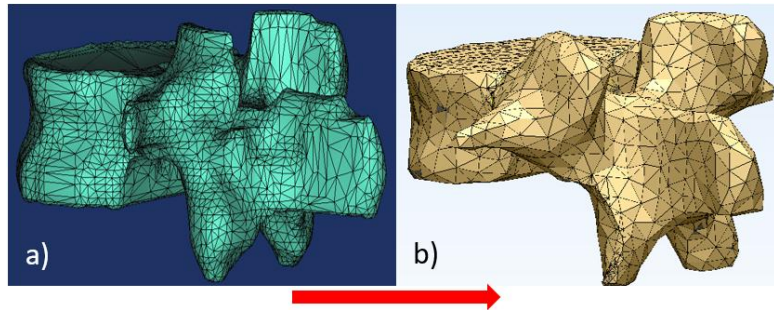


Figura 3.3. a) Malla importada y b) Malla después de limpieza.

Es importante mencionar que desde un inicio en las primeras segmentaciones las vértebras se separaron en dos regiones, una región posterior y otra anterior. Esto facilita la asignación de diferentes propiedades en cada región, así también el seccionamiento de la región anterior en hueso cortical y trabecular (figura 3.4).

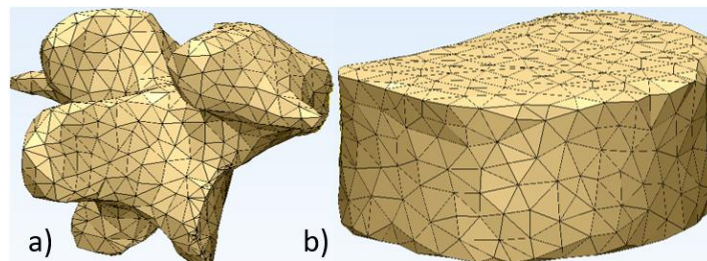


Figura 3.4. a) Parte posterior y b) Parte anterior

En la parte posterior y en el sacro solo se generó una malla volumétrica a partir de la superficial. En la parte anterior se aplicó un offset interno de 1 mm para generar dos secciones y después generar dos mallas volumétricas en una sola geometría, una para el hueso cortical y otra para el hueso trabecular (figura 3.5).

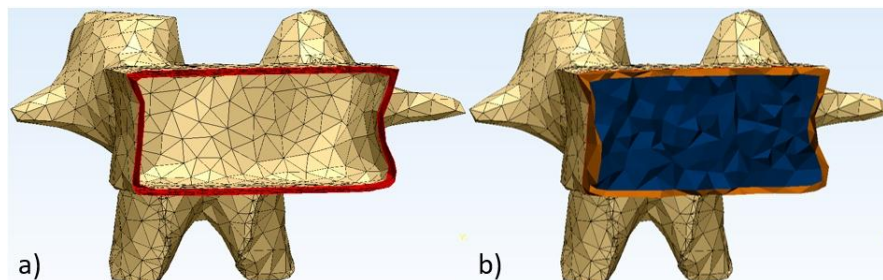


Figura 3.5. a) Offset aplicado a la superficie y b) Mallas volumétricas generadas.

Una vez generadas las mallas volumétricas de todas las partes posteriores y anteriores se ensamblaron generando un ensamble de tipo Non-Manifold¹. Este tipo de ensamble permite generar una intersección entre las dos partes y obtener una sola geometría continua. Como el resultado de esta operación es nuevamente una malla superficial, esta se tiene que remallar y después volver a generar una malla volumétrica. Al final se exportan los resultados finales en formatos INP y STL. El archivo .inp contiene las mallas volumétricas con las que se trabajarán en Abaqus® y el .stl las mallas superficiales a utilizar para generar el CAD de los discos intervertebrales.

3.1.2. Generación de los modelos CAD

CAD de los discos intervertebrales

Debido a que los discos intervertebrales no se apreciaban detalladamente en las tomografías y resultaba muy difícil reconstruirlos desde un inicio, estos se tuvieron que dibujar en un software de diseño 3D a partir de las geometrías exportadas de las vértebras.

Antes de importar los archivos STL de las vértebras al software de diseño se importaron primero a otro de procesamiento de mallas 3D, en el cual se juntan las adyacentes al disco a dibujar, para posteriormente exportarlas nuevamente como STL al de diseño.

Una vez importadas las superficies de las vértebras al software, se dibujan primero las caras cartilaginosas, creando planos paralelos a las superficies de las vértebras adyacentes, en donde se utiliza un comando para convertir los perfiles de las vértebras adyacentes en croquis. Los perfiles generados se extruyen hacia las superficies de las vértebras de tal forma que la operación concluya al llegar a éstas.

A partir de las geometrías generadas se realiza una operación de recubrimiento para así generar el disco intervertebral (figura 3.6 a). A este último se le secciona en dos regiones para obtener una geometría para el anillo fibroso y otra para el núcleo pulposo (figura 3.6 b).

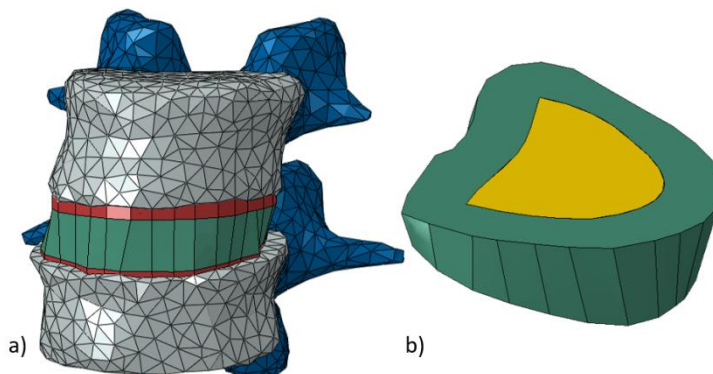


Figura 3.6. a) Disco intervertebral a partir de las vértebras y b) Secciones del disco.

¹ Non-manifold: Geometría que permite la existencia de dos superficies disjuntas en solo cuerpo lógico.

CAD del marco de distracciones dinámicas

Para obtener el modelo CAD del M.D.D. se utilizaron los planos generados mediante ingeniería inversa donde, se obtuvieron los ángulos y dimensiones de éste (Santos, 2011). El marco se dibujó de acuerdo con los tamaños propuestos en el trabajo y de tal manera que se pudiera colocar entre S2 y L3 para efectos de este estudio (Figura 3.7). Para simplificar el modelo FEM solo se dibujaron las tres piezas más importantes, el marco superior (A), el marco inferior (B) y los ajustadores (C), los cuales sirven para ajustar la altura del marco superior.

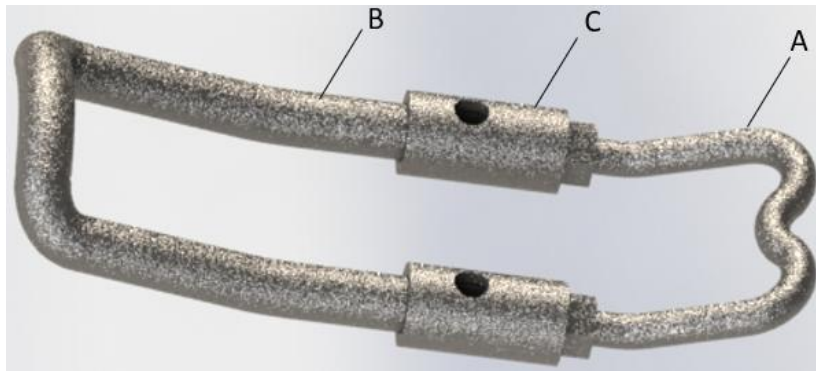


Figura 3.7. Modelo CAD del Marco de distracciones dinámicas y sus diferentes partes. (A) Marco superior, (B) Marco inferior y (C) Ajustadores.

3.2. Desarrollo del modelo FEM

Para este trabajo se construyeron tres modelos FEM diferentes de la columna lumbar para simular y analizar diferentes casos. El primero y el segundo modelo están compuestos solamente por la columna lumbar, mientras el tercer modelo cuenta con el marco de distracciones dinámicas ensamblado a ésta.

En Abaqus® se importan los archivos generados con extensión INP que es un formato utilizado para importar datos de entrada de trabajo. En este caso lo que se importa son las vértebras como piezas y con una malla huérfana (Figura 3.8), esto quiere decir que la malla volumétrica trabajada anteriormente es la misma con la que se trabajará en Abaqus®. Los CAD de los discos intervertebrales y el marco de distracciones dinámicas se importan como archivos IGES.

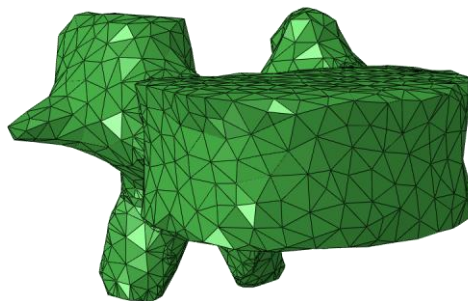


Figura 3.8. Modelo 3D de una vértebra importada a Abaqus®.

3.2.1. Propiedades de los materiales

Uno de los aspectos clave para este modelo FEM es la asignación de propiedades, ya que el primero y el segundo modelo construidos para el trabajo difieren únicamente en las propiedades a utilizar. Se pretende que el primer modelo represente a una columna sana. El segundo modelo representaría una columna dañada y por tanto los cambios se harían en las propiedades de los últimos discos intervertebrales para representar una degeneración discal.

En el tercer modelo no existen cambios, solo la inclusión del M.D.D., cuyos elementos serán considerados como discretamente rígidos. Esto es debido a que el enfoque de este estudio no es analizar cómo se comporta el marco, sino en cómo se comportan los discos y cómo se mueve la columna ante ciertas solicitaciones, y bajo diferentes condiciones. Esto además garantiza menor tiempo de cálculo.

Para elegir los valores a utilizar en los modelos del presente trabajo se recopilaron los datos de trabajos ya existentes. Tomando en consideración lo analizado respecto a éstos, junto con las consideraciones ya mencionadas para el modelo, se decidió utilizar los valores de la tabla 3.1 para las propiedades de los materiales.

Tabla 3.1. Propiedades seleccionadas para el modelo FEM de columna lumbar.

Material	Módulo de Young E (MPa)	Relación de Poisson (ν)	Referencia
Hueso cortical	10,000	0.3	Rohlmann <i>et al.</i> , 2006
Hueso esponjoso	100	0.2	Park <i>et al.</i> , 2013
Elementos óseos posteriores	3,500	0.25	Rohlmann <i>et al.</i> , 2006
Caras cartilaginosas	24	0.4	Zhong <i>et al.</i> , 2006
Anillo fibroso sano	4.2	0.45	Denozière & Ku, 2006
Anillo fibroso (con degeneración)	4.65	0.45	Zander <i>et al.</i> , 2006
Núcleo pulposo	1	0.4995	Denozière & Ku, 2006
Núcleo pulposo (con degeneración)	1	0.45 (Leve) 0.4 (Moderada) 0.35 (Severa)	Park <i>et al.</i> , 2013

El sacro fue considerado como hueso posterior por lo que se le asignó la propiedad correspondiente. En los modelos con degeneración los primeros dos discos intervertebrales fueron considerados como sanos, mientras los últimos tres fueron considerados con un grado de degeneración progresivo en el núcleo, empezando con leve en el tercer disco, moderado en el cuarto y severo en el último.

3.2.2. Ensamble del modelo FEM

Para ensamblar el modelo de la columna en el modelo FEM solo fue necesario añadir pieza por pieza en el módulo de ensamble de Abaqus® (Figura 3.9a). Se ensambló el M.D.D. desde el software de diseño para posicionarlo en las vértebras deseadas y después importarlo. Siguiendo las recomendaciones del diseñador, el extremo inferior del marco se debe colocar sobre el sacro en S2 y el extremo superior a dos vértebras adyacentes del disco severamente dañado. En los modelos de columna con degeneración del estudio, el disco entre S1 y L5 es el que presentará una condición severa, por lo cual el extremo superior del marco se colocó en L3 (Figura 3.9b).

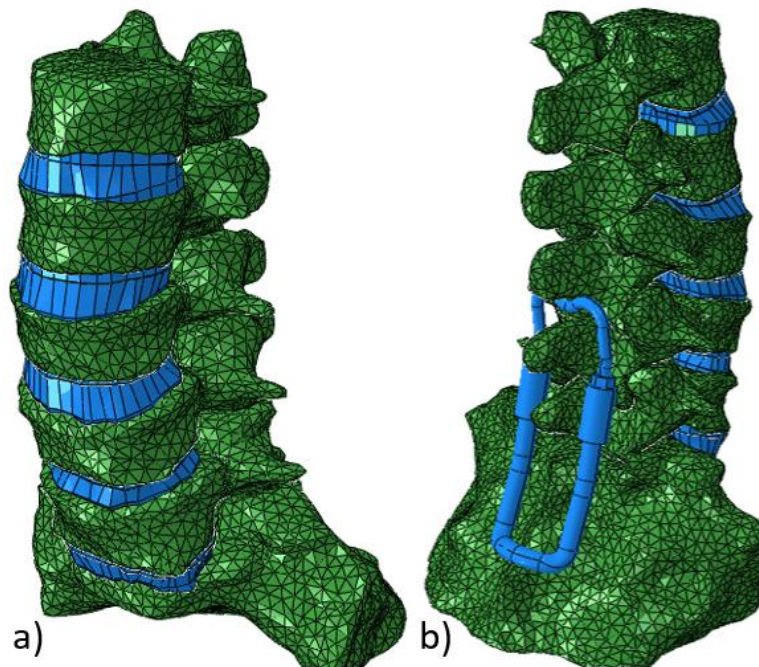


Figura 3.9. a) Ensamble del modelo 3D de columna lumbar en Abaqus® b) Ensamble del modelo 3D de columna lumbar con el marco de distracciones dinámicas.

3.2.3. Tiempo de simulación e interacciones del modelo FEM

Aunque el modelo FEM es de tipo cuasi-estático, se trabajó como un modelo de tipo dinámico explícito ya que permitía tener más libertades en las consideraciones propuestas, así como el uso del factor de escalamiento de masa, el cual permite optimizar el tiempo de análisis sin comprometer los resultados finales.

Las interacciones en el ensamble en su mayoría fueron idealizadas al considerarse como unidas (*tie*). En los discos, el núcleo pulposo está unido al anillo fibroso por sus lados y estos dos están unidos por sus superficies inferiores y superiores a las caras cartilaginosas. Las caras cartilaginosas están unidas respectivamente con las vértebras adyacentes. Para la interacción entre las facetas de las vértebras se consideró un contacto superficial normal duro y tangencial sin fricción.

En el caso del marco de distracciones dinámicas en realidad se coloca en la columna a través de tornillos transpediculares o alambres sublaminares, en el modelo se consideró una unión (*tie*) entre el sacro y el marco inferior, y otra unión entre la parte inferior de la apófisis espinosa de L3 y el marco superior (figura 3.9b).

3.2.4. Condiciones de frontera.

Las cargas consideradas en el modelo fueron principalmente las que el peso corporal, la actividad muscular y la tensión de los ligamentos producen sobre la columna lumbar. Todas estas fuerzas pueden ser consideradas como una sola fuerza de compresión si se toman las consideraciones apropiadas para aplicarla. Para lograr esto se propuso usar el concepto de la carga seguidora cuya trayectoria pasa a través de cada una de las vértebras siguiendo la curvatura de la columna, la cual ayuda a replicar de una manera precisa el efecto de las tres cargas previamente mencionadas.

Para esto se crearon nodos de referencia en el centro de masa de cada una de las vértebras, después a cada uno de estos nodos se le aplicó una restricción multipuntos o MPCs (*Multi-point constraints*), la cual permite conectar diferentes nodos y grados de libertad entre sí, en este caso se conectaron los nodos de referencia con cada uno de los nodos de la vértebra (figura 3.10).

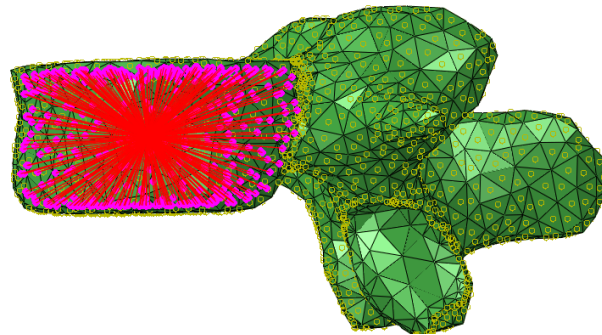


Figura 3.10. Restricción multipuntos en una de las vértebras.

Una vez creados los nodos de referencia y sus respectivas restricciones multipuntos se crearon los conectores entre estos, en los cuales se transmitirá la carga. La sección para estos conectores se consideró del tipo cartesiano para efectos de traslación y de flexión-torsión para efectos de rotación. Esta configuración permite a los conectores moverse y rotar libremente sin ninguna restricción. Se propuso una carga de 500 N, magnitud comúnmente usada en la literatura para representar las cargas mencionadas previamente, y fue aplicada al primer nodo de referencia (figura 3.11).

Por otro lado, la columna se encuentra unida a los iliacos a través del sacro. Para recrear esto en el modelo se empotró la columna en su parte inferior, creando un nodo de referencia el cual fue acoplado a la superficie inferior del sacro (figura 3.11).

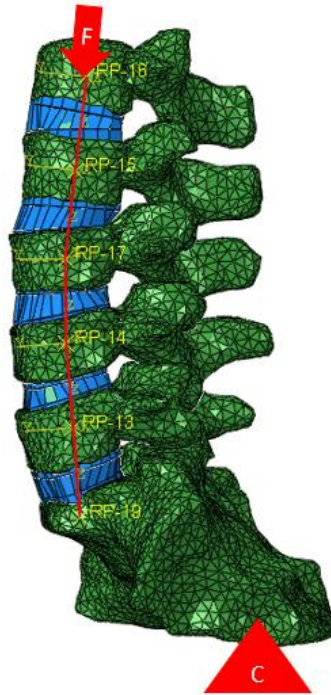


Figura 3.11. Las condiciones de frontera aplicadas en el modelo.

3.2.5. Mallado

En el caso de las vértebras, como ya se había mencionado, éstas se importaron con la malla trabajada previamente a su integración a Abaqus®, la cual es una malla compuesta por elementos tetraédricos cuadráticos de diez nodos (C3D10).

Para mallar las caras cartilaginosas se utilizaron también los C3D10 debido a la forma irregular de sus geometrías estos eran los elementos que mejor se adaptaban. En los discos intervertebrales, tanto en los anillos como en los núcleos se utilizaron elementos de ladrillo (brick) de ocho nodos con integración reducida (C3D8R). Generalmente los esfuerzos y deformaciones son más precisas en los puntos de integración y en la integración reducida existe un solo punto de integración localizado en la parte media del elemento.

Como los elementos del M.D.D. se consideraron discretamente rígidos se utilizaron elementos rígidos bilineales de tres y cuatro nodos (R3D3 y R3D4) para mallarlos.

En su totalidad el modelo está compuesto de 45,789 nodos y 147,721 elementos, los cuales 140329 son del tipo C3D10M, 2836 del tipo C3D8R, 4328 del tipo R3D4 y 228 del tipo R3D3.

Capítulo 4. Análisis de resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de los modelos FEM anteriormente descritos. Se comparan los desplazamientos globales de la columna, las deformaciones en los discos intervertebrales, las presiones intradiscales y los estados de esfuerzos en los anillos fibrosos en cada uno de los casos planteados para observar de qué manera influyen la degeneración propuesta y la presencia del marco de distracciones dinámicas.

4.1. Primer caso: Columna lumbar sana.

En este primer caso se simuló el comportamiento biomecánico de una columna lumbar sana, es decir, con el supuesto de que ésta no presentaba algún tipo de discopatía o degeneración que la afectara. Este supuesto, se refleja únicamente en las propiedades que se utilizaron en los materiales de los discos intervertebrales ya que, como se había mencionado previamente, la columna utilizada para el modelo presenta deterioros físicos que se reflejan en su geometría. Estos deterioros condicionan el comportamiento de la columna y por lo tanto influyen en los resultados obtenidos.

Otro factor que influye directamente en los resultados es la utilización de un factor de escalamiento de masa. Como se explicó anteriormente, fue necesario su uso para la optimización de tiempo de cómputo.

Debido a la forma en que se desarrolló el modelo y la capacidad del equipo de cómputo utilizado, el valor para el factor de escalamiento de masa estuvo más condicionado por el tiempo que tomaba correr los análisis (quince días) en vez de buscar resultados más adecuados. El valor final que se utilizó para el factor en todos los análisis del trabajo fue de $9E4$.

Analizando el comportamiento global de la columna ante las condiciones aplicadas, lo primero que se observa es que la fuerza de compresión produjo una rotación en la columna lumbar (figura 4.1). El desplazamiento global máximo fue de 7.848 mm en la primera vértebra, donde fue colocada la fuerza, y éste disminuye progresivamente hacia los niveles de vértebras inferiores.

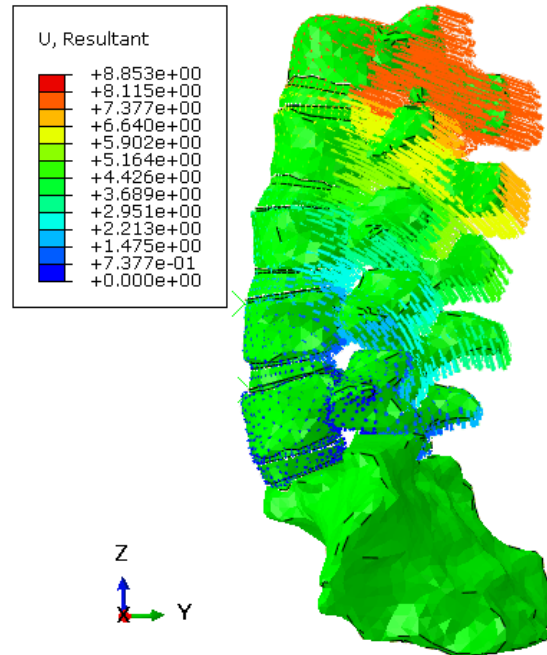


Figura 4.1. Desplazamiento global de columna lumbar.

Analizando el comportamiento de los discos, en la figura 4.2 se observa que en el cuarto (L4-L5) se presenta una mayor deformación en el anillo fibroso que en los adyacentes. La deformación en el cuarto disco es 31.9% y 10.4% mayor que en el tercer (L3-L4) y quinto disco (L5-S1) respectivamente. Debido a los deterioros físicos que la columna presentaba de inicio, existe una diferencia de alturas entre los últimos dos discos y el resto, especialmente en el cuarto. La diferencia es de aproximadamente 1.5 mm de altura entre el cuarto disco y el promedio del resto. Este factor generó que el anillo del cuarto disco se deformara más.

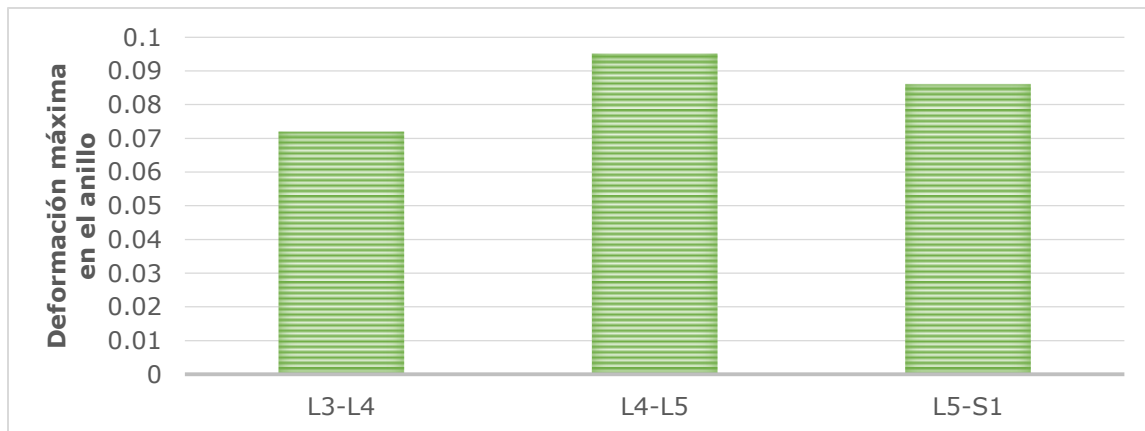


Figura 4.2. Máxima deformación logarítmica en el anillo fibroso para el primer caso.

En la figura 4.3 se observa que el núcleo pulposo del último disco es el que mayor deformación presenta de los tres. Su deformación es aproximadamente un 25% mayor que la del tercer y cuarto disco.

También se observa que la deformación del núcleo del tercer (L3-L4) y quinto disco (L5-S1) es mayor a la de su anillo, mientras que el núcleo del cuarto disco (L4-L5) se deforma menos que su anillo.

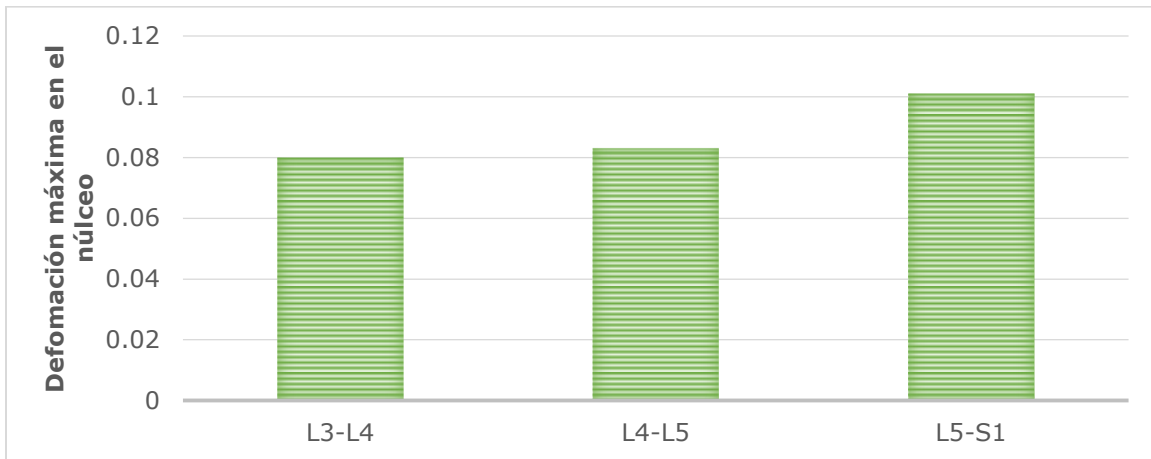


Figura 4.3. Máxima deformación logarítmica en el núcleo pulposo para el primer caso.

La presión intradiscal es un parámetro de gran importancia para caracterizar la sobrecarga espinal en la degeneración de discos. Es uno de los pocos factores determinantes que está directamente influenciado por la carga espinal axial (Guehring *et al.*, 2006). Se observan en la figura 4.4 los resultados de presión intradiscal para el presente estudio, donde las magnitudes aumentan progresivamente en cada nivel. En el núcleo del último disco se presenta la mayor presión con una magnitud de 0.907 MPa .

En uno de los trabajos revisados se comparan los resultados obtenidos de ocho diferentes modelos de columna lumbar publicados bajo distintas cargas y condiciones de frontera. Para un valor de 500 N se obtuvo un rango de valores para el nivel L4-L5 de 0.2 MPa a 0.75 MPa , donde el valor promedio y del estudio *in vitro* rondaron alrededor de 0.5 MPa (Dreischarf *et al.*, 2014). El valor obtenido en el presente estudio fue de 0.75 MPa , el cual se encuentra por arriba del promedio de 0.5 MPa , pero se encuentra en el rango reportado. Además, se toma en cuenta que esos ocho modelos reportados consideran más elementos estructurales como ligamentos, capas de fibras discos intervertebrales, etc. Considerando todo lo mencionado, los valores obtenidos presentan un orden de magnitud aceptable.

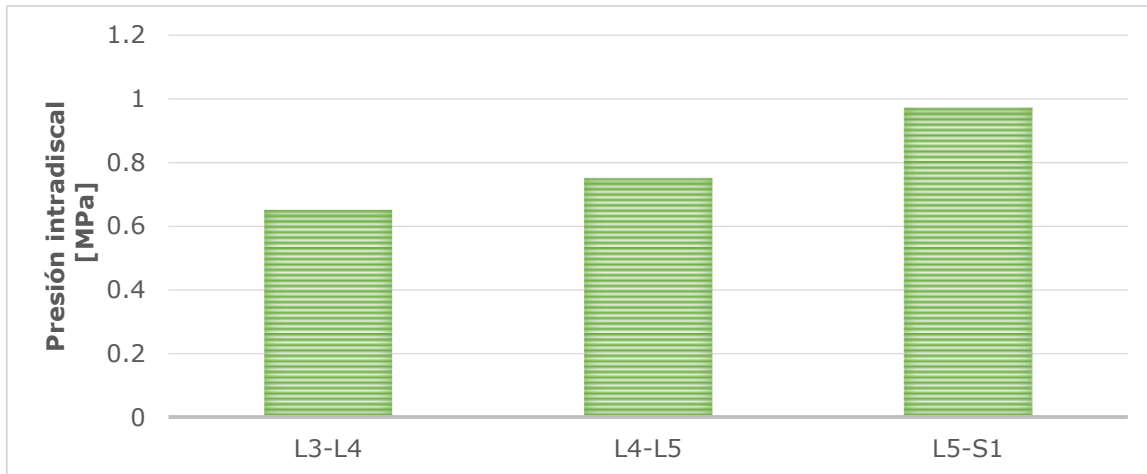


Figura 4.4. Presión intradiscal en el núcleo pulposo para el primer caso.

En la figura 4.5 se observa que el anillo del cuarto disco (L4-L5) es el que presenta el mayor esfuerzo, con una magnitud de 0.548 MPa , siendo ésta un 11.8% y 11.2% mayor que en el tercer (L3-L4) y quinto disco (L5-S1) respectivamente. Esto se relaciona con lo analizado anteriormente, donde en el cuarto disco se presentó una mayor deformación en el anillo que en el núcleo, por lo que el disco está soportando más carga de lo habitual producto de la diferencia de altura.

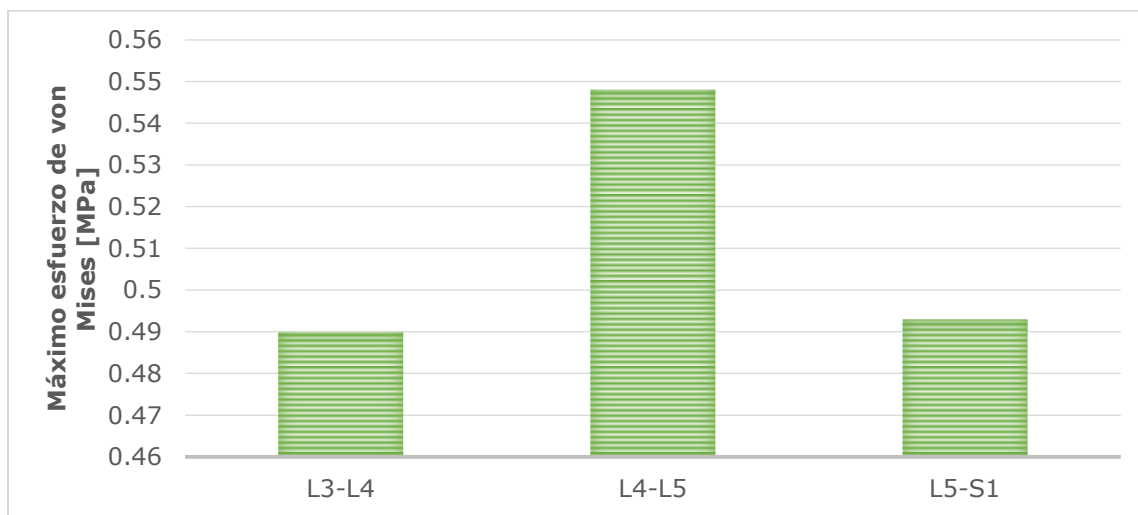


Figura 4.5. Máximo esfuerzo de von Mises en el anillo fibroso para el primer caso.

En 2013, Park *et al* en su modelo con condiciones similares de frontera y una carga de mayor magnitud, carga de compresión de 500 N más un momento de extensión de $10 \text{ N} \cdot \text{m}$, obtuvieron un esfuerzo máximo de 0.7 MPa en el disco L4-L5. En el respectivo disco de este modelo el esfuerzo máximo fue de 0.548 MPa . Haciendo un análisis de esta comparación, el orden de la magnitud de este último resulta razonable ya que en su modelo el disco estaba bajo solicitaciones mayores que el del presente estudio, el cual estaba también condicionado por el factor de la diferencia de alturas.

En la figura 4.6 se observa la distribución de esfuerzos en los anillos del cuarto (L4-L5) y quinto disco (L5-S1), donde los de mayor magnitud se ubican principalmente en la parte posterior de estos. Esto último era lo esperado debido a que el movimiento de la columna es de extensión y la parte posterior del anillo es la primera en comprimirse.

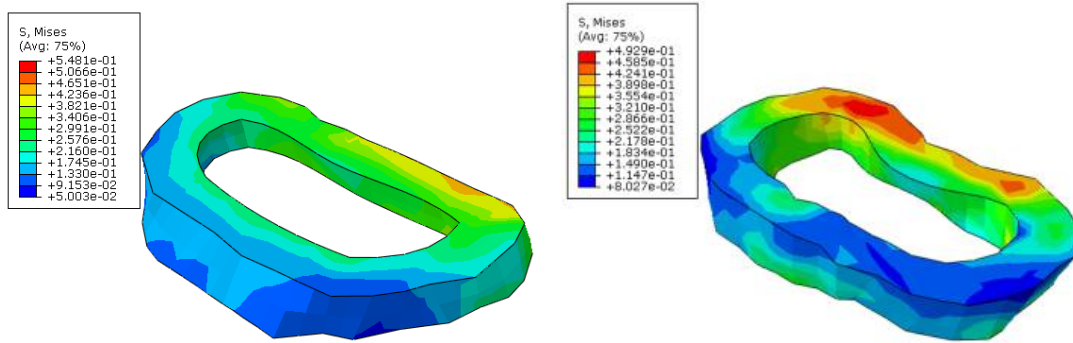


Figura 4.6. Distribución de esfuerzos de von Mises en el anillo fibroso del cuarto disco (Izq.) y del quinto disco (Der.) para el primer caso.

4.2. Segundo caso: Columna lumbar con daño.

En este caso se simuló la misma condición de carga del primero, pero esta vez simulando que la columna lumbar presenta algún tipo de discopatía o degeneración que la afecta biomecánicamente. Esta degeneración se refleja en las propiedades que se utilizaron en los materiales de los últimos tres discos intervertebrales. Se supusieron tres grados de degeneración, los cuales tendrían su presencia de manera gradual en cada uno de los últimos tres niveles. De esta manera existiría una degeneración leve en el tercer disco (L3-L4), moderada en el siguiente y severa en el último disco (figura 4.7). La degeneración supone un cambio en la compresibilidad del núcleo, eliminando su comportamiento como fluido incompresible. El cambio de propiedad en el anillo supone que las fibras de éste se han vuelto más rígidas con un incremento del 10% en sus módulos de elasticidad.

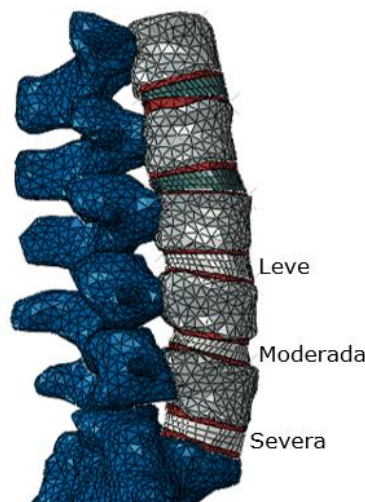


Figura 4.7. Columna lumbar con grados degeneración.

Se esperaría que este cambio de propiedades provoque que el anillo, al ser más rígido, asimile un mayor porcentaje de la carga. Al mismo tiempo el núcleo, al ser más compresible, se espera que tienda a deformarse más. Esto cambia el comportamiento global biomecánico de la columna, y es lo que a continuación se analizará.

En este segundo caso el desplazamiento global máximo fue de 6.66 mm, un 15.2% menor que en el primer caso (figura 4.8). La transmisión de carga y el rango de movimiento cambian debido a esta combinación de modificaciones en las propiedades de los discos, dando como resultado en este caso un menor rango de movimiento.

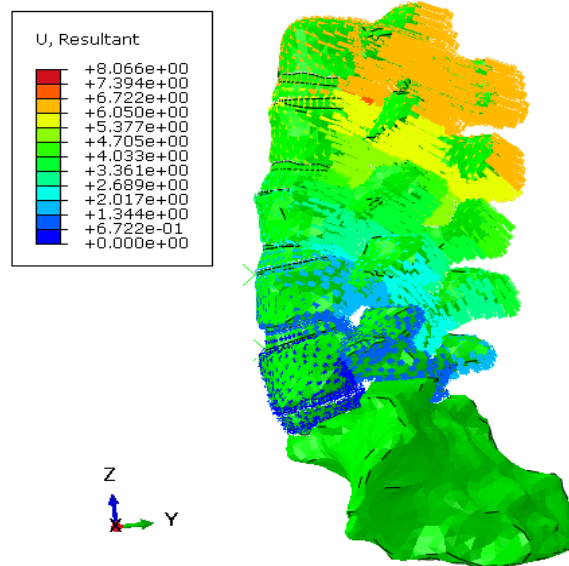


Figura 4.8. Desplazamiento global de columna lumbar con degeneración.

La deformación máxima en los anillos fibrosos de los discos aumentó por las degeneraciones consideradas. En la figura 4.9 se observa que la magnitud de la deformación en los anillos incrementó un 36.1% para el tercer disco (L3-L4), 8.4% para el cuarto disco (L4-L5) y un 39.5% para el último disco (L5-S1).

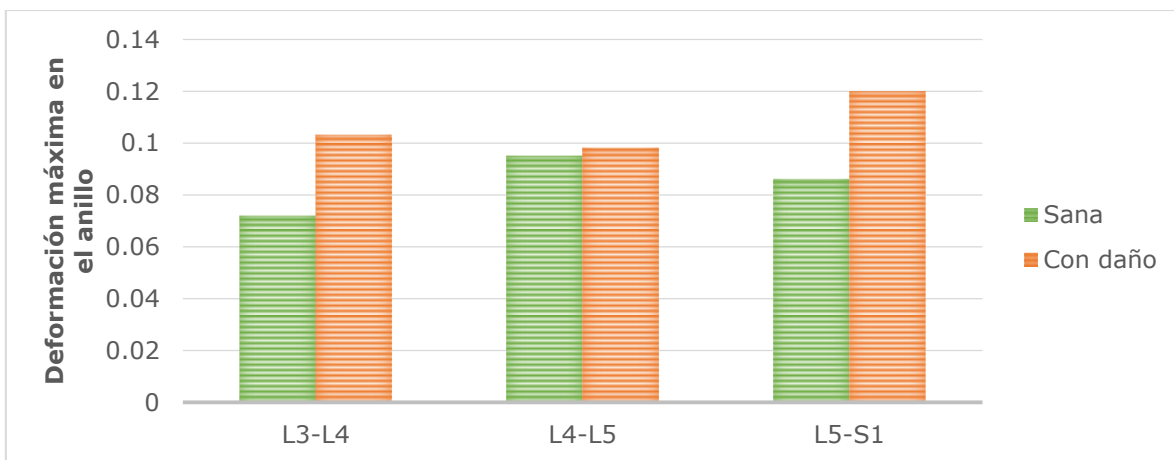


Figura 4.9. Máxima deformación logarítmica en el anillo fibroso para los dos casos.

Este aumento en la deformación de los anillos es resultado de la combinación de modificaciones en las propiedades utilizadas. Por otro lado, en los núcleos las deformaciones fueron menores, a pesar de que se esperaba lo contrario al volverse más compresibles (figura 4.10). Al ser más compresible el núcleo, la carga se asocia con el anillo al ser el elemento más rígido. Como este último no está diseñado para soportar un porcentaje más alto de las cargas, se deformó más.

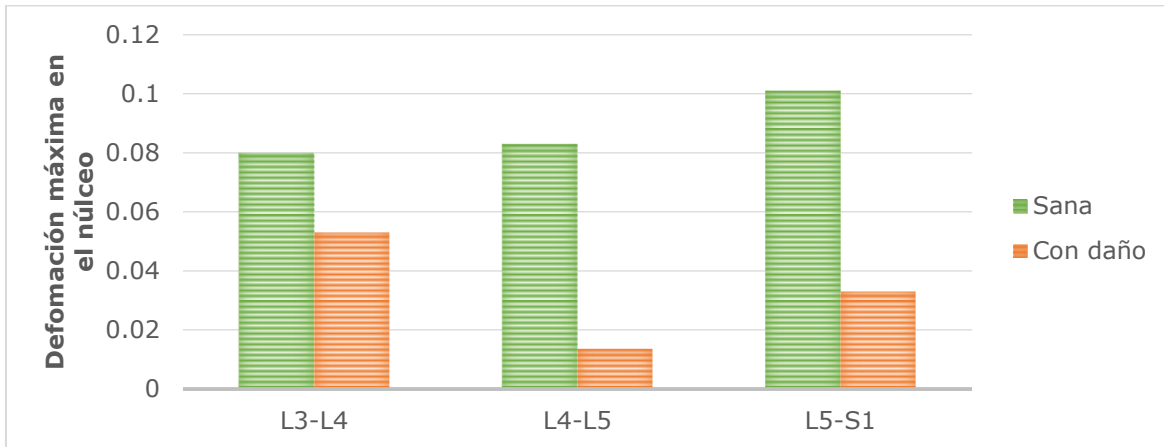


Figura 4.10. Máxima deformación logarítmica en el núcleo pulposo para los dos casos.

La magnitud de la deformación en el núcleo disminuyó un 33.7% en el tercer disco (L3-L4), 83.6% en el cuarto (L4-L5) y un 67.3% en el quinto (L5-S1). En todos los discos la deformación fue menor como se esperaba, sin embargo, es importante destacar el papel que otros factores jugaron en los últimos dos discos, donde se tienen porcentajes de disminución mucho mayores. En el cuarto disco, además de tener una degeneración mayor (de 0.45 a 0.4 en la relación de Poisson), se tenía el factor de la diferencia de alturas. Sin importar que el último disco tuviera una mayor degeneración, la deformación fue mucho menor en el cuarto disco debido a este factor.

La presencia de la degeneración en los núcleos de los discos provocó una disminución en su presión intradiscal. Este cambio de magnitud fue progresivo y hace evidente la existencia de los diferentes grados de degeneración de cada nivel. La presión disminuyó un 49.3% en el tercer disco, un 67.3% en el cuarto y un 84.5% (figura 4.11).

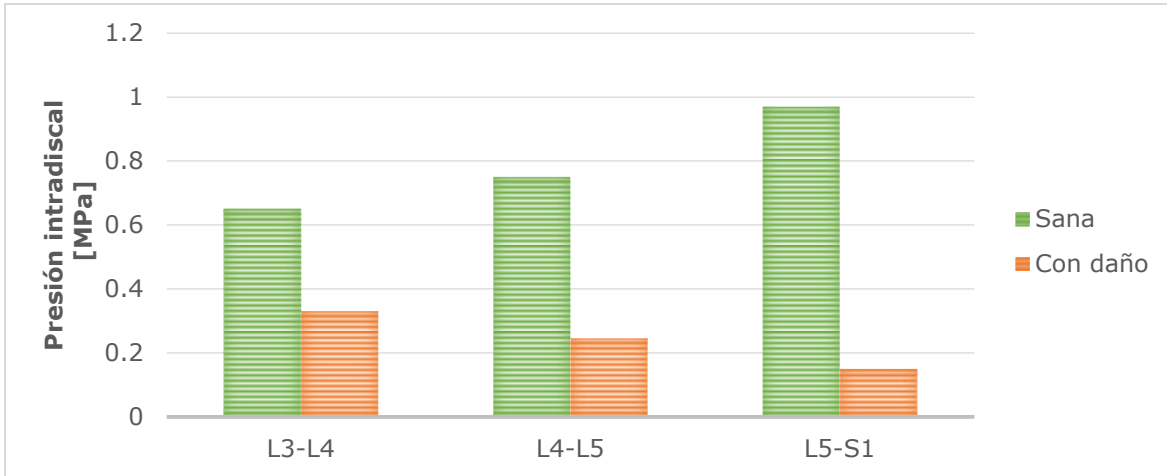


Figura 4.11. Presión intradiscal en el núcleo pulposo para los dos casos.

Estos resultados son coherentes con los encontrados en la literatura donde consistentemente se asocia la pérdida de presión intradiscal con la presencia de degeneración en los discos (Rohlmann *et al.*, 2007). Los resultados también sustentan que entre mayor es la compresibilidad en el núcleo, menor es la carga que se le asocia.

En la figura 4.12 se observa que los esfuerzos máximos de von Mises para los anillos del tercer y último disco tuvieron los mayores incrementos en magnitud, de un 34.7% y 33.9% respectivamente. Mientras que el cuarto disco se registró un incremento del 13.9%. El mayor esfuerzo fue de 0.66 MPa situado en el anillo del último disco.

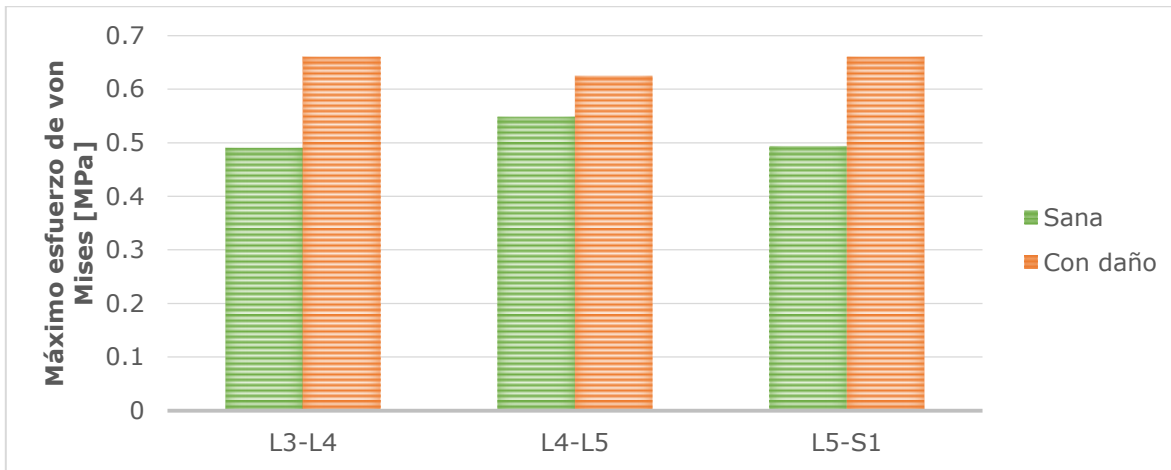


Figura 4.12. Máximo esfuerzo de von Mises en el anillo fibroso para los dos casos.

Con respecto a la distribución de esfuerzos, los resultados eran lo esperado debido a que el movimiento no cambió y la rigidez de los anillos forzó a que tuvieran una mayor asociación de la carga. Las principales diferencias entre los dos casos fueron, el incremento de las magnitudes y el cambio en la distribución de esfuerzos, ya que en este caso estaban más cargados a la parte posterior que en el primero (figura 4.13).

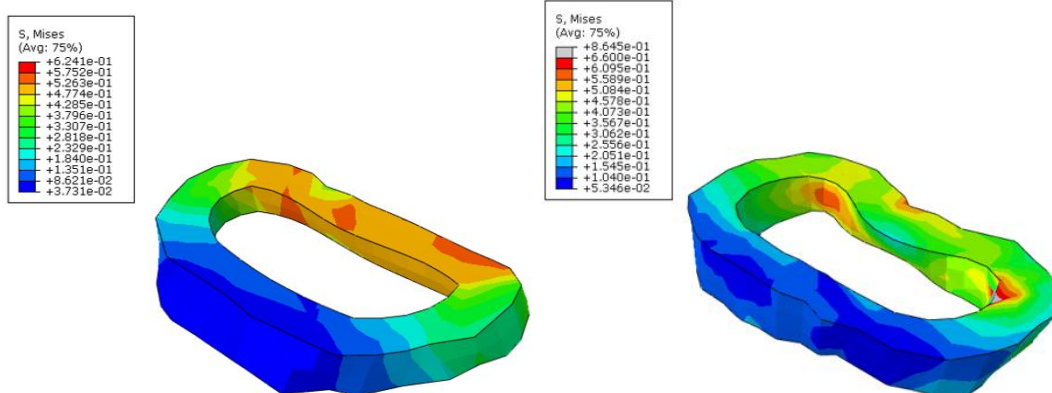


Figura 4.13. Distribución de esfuerzos de von Mises en el anillo fibroso del cuarto disco (Izq.) y del quinto disco (Der.) para los dos casos.

4.3. Tercer caso: Columna lumbar con daño y el marco de distracciones dinámicas (M.D.D).

En este caso se simuló el comportamiento de la columna lumbar con los grados de degeneración en los discos propuestos en el caso anterior, pero contando con la presencia del M.D.D. El objetivo de este caso era comprobar cómo afecta la presencia del marco en una columna con las condiciones exhibidas por el modelo, los desperfectos físicos y la presencia de degeneración en sus discos. Se esperaba que el marco al ser un elemento muy rígido, en comparación con los componentes naturales de la columna, liberara a la columna de un gran porcentaje de la carga aplicada en la sección puenteada, dándole mayor estabilidad a la columna.

El desplazamiento global máximo fue de 2.226 mm, un 71.6% menor que en el caso con columna sana y un 66.6% menor que en el caso con columna dañada. En la figura 4.14 se aprecia la clara diferencia que existe entre los dos primeros casos y este último.

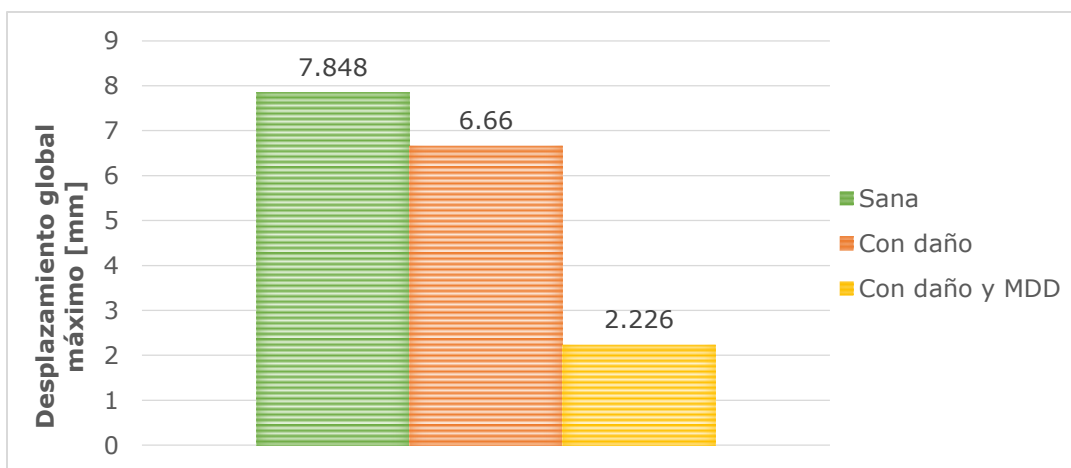


Figura 4.14. Comparación del desplazamiento global máximo de la columna lumbar en los tres casos.

La presencia del M.D.D. impidió que la columna tuviera un movimiento de extensión, se aprecia como la fuerza ejercida de compresión solo provoca un desplazamiento en su misma dirección. En la figura 4.15 se observa el movimiento de la columna en el último caso y como el marco prácticamente cambia el movimiento original al absorber un gran porcentaje de la carga. De igual forma se observa como el movimiento de la columna con el marco es muy irregular en algunas zonas, provocado por la rigidez que este brinda a la columna ante la carga.

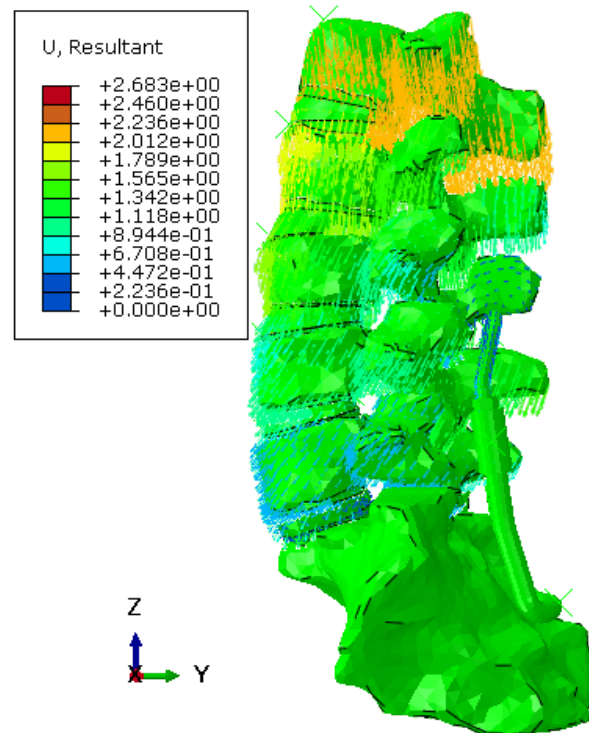


Figura 4.15. Desplazamiento global de columna lumbar con degeneración y el M.D.D.

La presencia del M.D.D. logró disminuir la deformación en los anillos que los tres discos presentaron con sus respectivas degeneraciones; inclusive resultó ser menor que en el caso con columna sana para los dos últimos. En el cuarto disco (L4-L5) y quinto disco (L5-S1) la deformación fue 16.8% y 4.7% respectivamente menor que en el primer caso. Para el tercer disco (L3-L4) el valor de deformación fue 27.8% mayor que en el primer caso y un 8.3% menor al presentado en el segundo caso (figura 4.16).

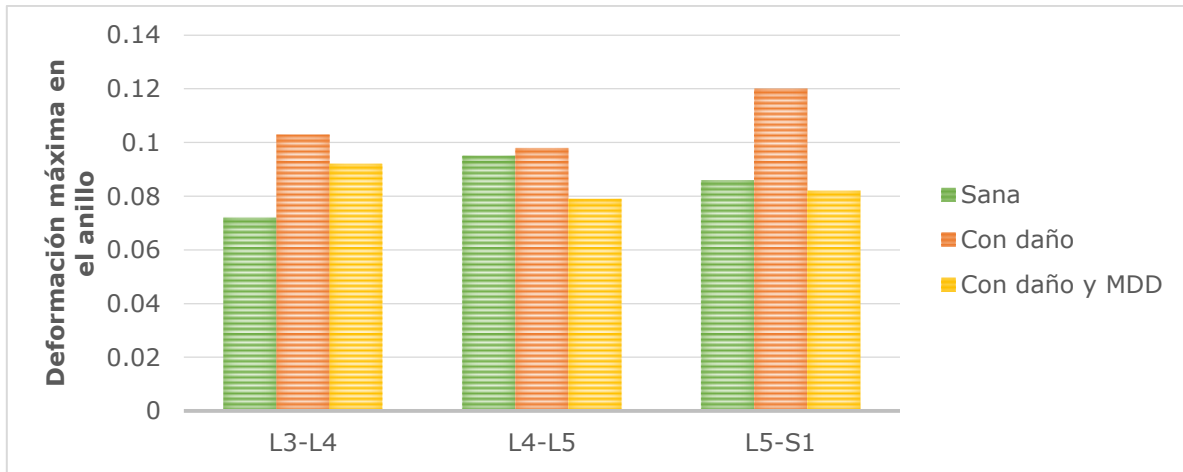


Figura 4.16. Máxima deformación logarítmica en el anillo fibroso para los tres casos.

Con las deformaciones de los núcleos se tuvieron las mismas tendencias (inversas) presentadas en los anillos. Mientras en los últimos discos la deformación en el núcleo aumentó, en el tercer disco (L3-L4) disminuyó (figura 4.17). La deformación incrementó un 119.1% en el cuarto disco (L4-L5) y un 51.1% en el quinto (L5-S1) y disminuyó un 32.1% en el tercer disco, todo con respecto al segundo caso. Con estos resultados resulta evidente que la presencia del M.D.D. está cambiando el comportamiento biomecánico al redistribuir las cargas.

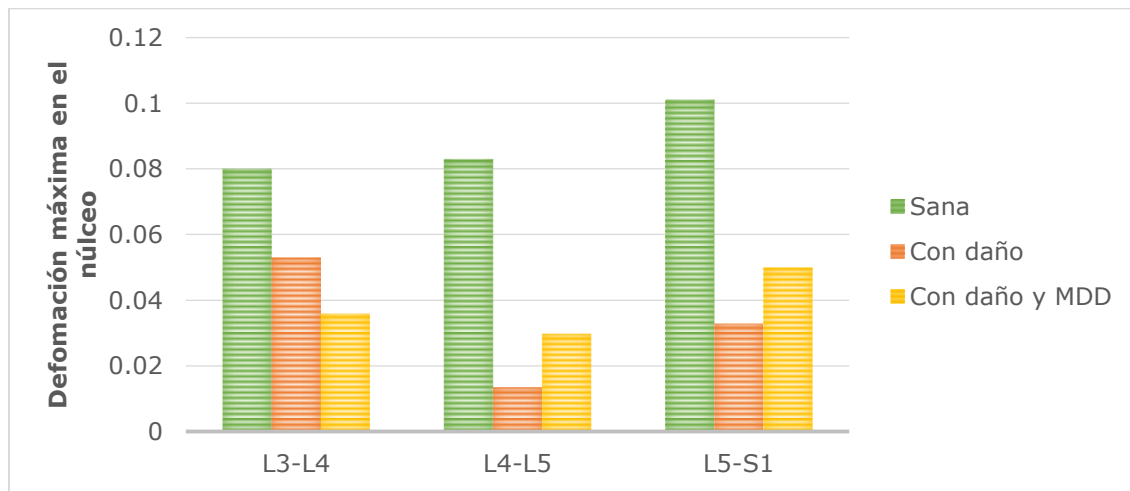


Figura 4.17. Máxima deformación logarítmica en el núcleo pulposo para los tres casos.

Los resultados mostrados en la figura 4.18 revelan una disminución en los valores de la presión intradiscal con respecto al segundo caso. En el tercer disco fue del 10.3%, en el cuarto del 16.7% y en el quinto del 6%. Estos resultados resultan lógicos debido a la presencia del M.D.D.

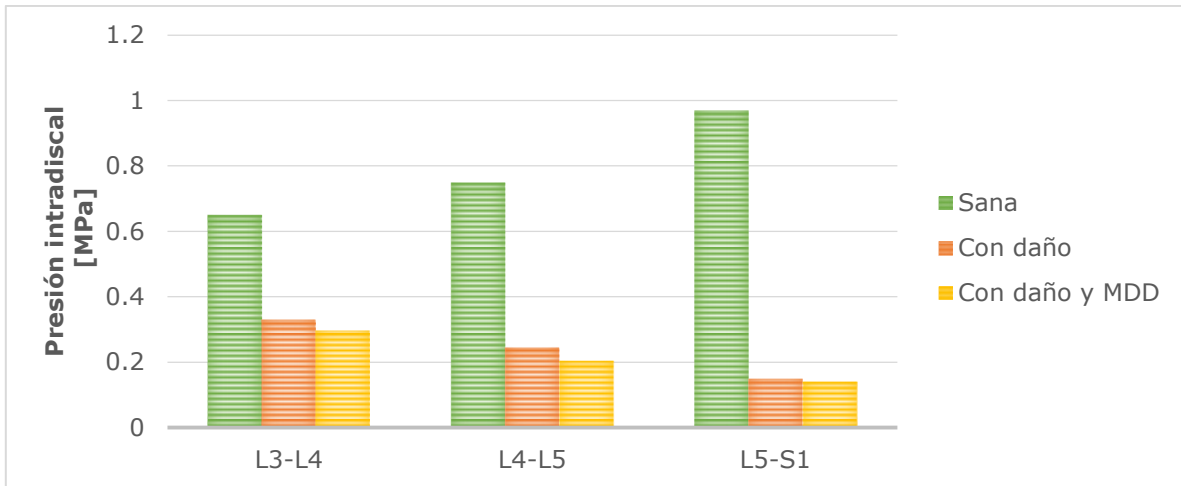


Figura 4.18. Presión intradiscal en el núcleo pulposo para los tres casos.

Estos resultados son también coherentes con lo encontrado en la literatura. En la figura 4.19 se observa una comparación directa con uno de los trabajos revisados para la presión intradiscal en el nivel L3-L4 (Rohlmann *et al.*, 2007). Se observa una tendencia similar en los dos modelos para los tres casos, donde el valor de la presión disminuye en cada caso. En el modelo de Rohlmann, la presión no disminuyó tanto con la presencia de la degeneración discal como en el modelo de este estudio.

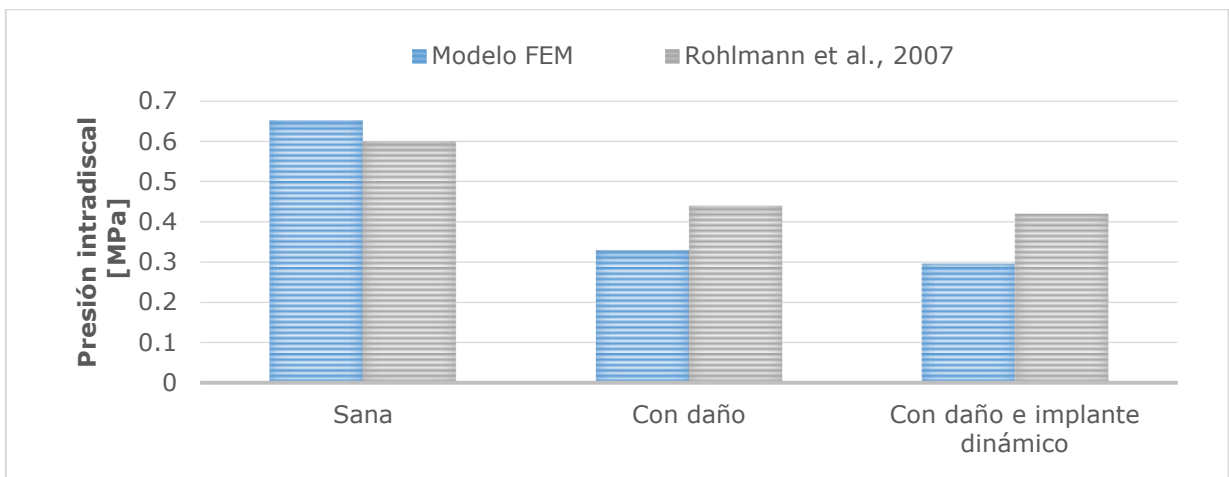


Figura 4.19. Comparación de presión intradiscal en el núcleo pulposo del disco L3-L4 para los tres casos.

En el estado de esfuerzos se obtuvieron resultados similares, con magnitudes menores a las obtenidas con la presencia de la degeneración. En este caso los valores finales de los últimos discos resultaron ser muy similares a los del primer caso con columna sana. En el cuarto disco (L4-L5) y quinto disco (L5-S1) los esfuerzos fueron 1.5% menores y solamente 0.6% mayores respectivamente que en el primer caso. Para el tercer disco (L3-L4) el valor de los esfuerzos fue 21% mayor que en el primer caso, siendo un 13.7% menor al presentado en el segundo caso (figura 4.20).

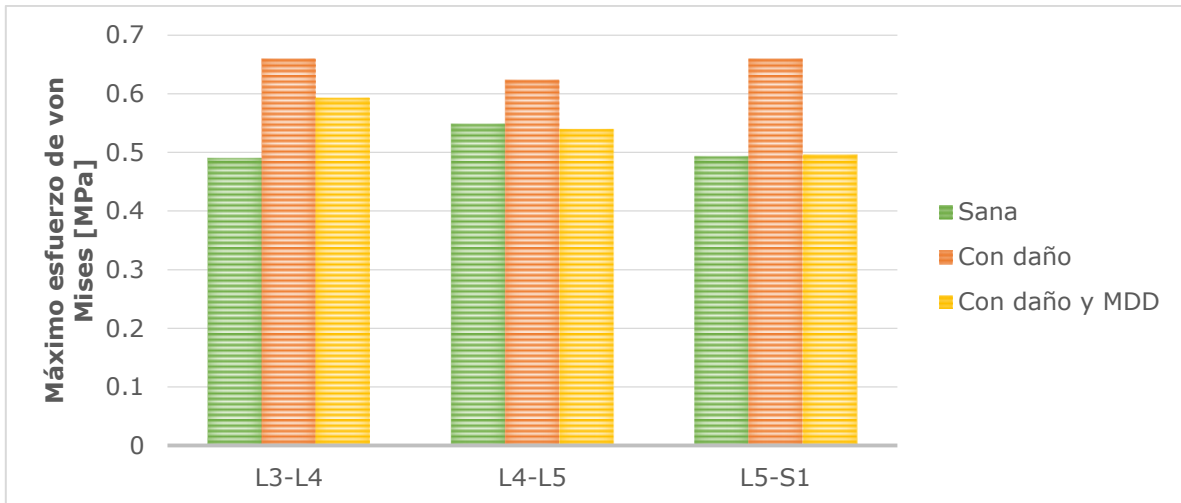


Figura 4.20. Máximo esfuerzo de von Mises en el anillo fibroso para los tres casos.

Desde este punto de vista, los resultados obtenidos en los dos últimos discos sustentan que la presencia del M.D.D. es de utilidad al tener valores cercanos a los del primer caso con columna sana.

En la figura 4.21 se observa que las magnitudes de los esfuerzos disminuyeron y la distribución de esfuerzos resulta ser más homogénea que en el segundo caso. Esto es resultado de la presencia del M.D.D., al disminuir las cargas es los discos más afectados y cambiar el tipo de movimiento.

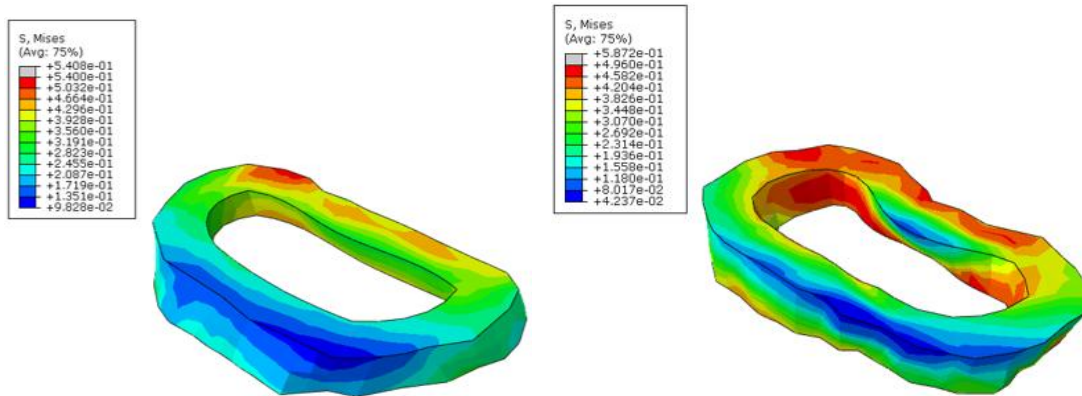


Figura 4.21. Distribución de esfuerzos de von Mises en el anillo fibroso del cuarto disco (Izq.) y del quinto disco (Der.) para los tres casos.

Capítulo 5. Conclusiones

El procedimiento de reconstrucción de vértebras descrito fue condicionado por la baja resolución que los cortes tomográficos presentaban. Esto provocó que el proceso fuese complejo y se tuvieron que realizar acciones adicionales en cada uno de los pasos, como limpiar minuciosamente nivel por nivel las superficies de las vértebras para eliminar imperfecciones, generar los discos manualmente a partir de las superficies generadas de las vértebras. La baja calidad de los cortes impidió que las articulaciones facetarias quedarán correctamente y se tuvieron que hacer cortes para crear el espacio que existe entre facetas. Los cortes eran de una columna que presentaba características de una columna dañada, con rectificación en su lordosis lumbar y disminución en la altura de sus últimos discos.

El modelo CAD del M.D.D. solo consistía en sus partes esenciales y no incluía los accesorios utilizados para su colocación en la columna, estos últimos fueron idealizados en las interacciones. Esta simplificación tuvo como consecuencia resultados más ideales al eliminar posibles problemas como el movimiento relativo y fallas en las sujeciones.

El modelo resultó ser demasiado robusto y complicó mucho su resolución al necesitar muchos recursos computacionales. Esto fue la razón por la que el factor de escalamiento estuvo condicionado al tiempo de cómputo. Para comparación, el modelo de este trabajo consta de 140,329 elementos y el modelo de Park *et al* en 2013 de 139,136 elementos. Ese último contaba con más componentes como los siete ligamentos, el sacro completo, cartílagos articulares y las fibras de los anillos. Un modelo con menos componentes que afectan su comportamiento biomecánico y más elementos que lo vuelven muy robusto.

Los resultados del primer caso sugieren que, al existir una diferencia de alturas entre el cuarto disco y el resto, su comportamiento biomecánico se ve afectado. En los resultados se observa como el anillo del cuarto disco se deforma más que los otros dos adyacentes. Al mismo tiempo este se deforma más que su núcleo pulposo, cuando en los otros casos ocurre lo contrario. Así mismo el máximo esfuerzo de von Mises en el anillo del cuarto disco es también mayor a los adyacentes. El modelo es capaz de calcular valores que se encuentran dentro de lo reportado en la literatura para la presión intradiscal del núcleo y el esfuerzo máximo de von Mises en el anillo fibroso de los discos intervertebrales.

En el segundo caso, los resultados indicaron una reducción en el desplazamiento global de la columna por la presencia de diferentes grados de degeneración discal, lo que sugiere un cambio en la rigidez estructural de la columna. El modelo fue capaz de predecir esta tendencia que también ha sido reportada en la literatura.

La presencia de esta degeneración provocó un aumento en los esfuerzos máximos y deformaciones de los anillos de los discos, siendo el último disco el más afectado como se esperaba, debido a que su núcleo tiene el mayor grado de degeneración.

El cambio de compresibilidad en el núcleo provocó que su capacidad de soportar las cargas axiales se viera afectada, resultando entonces que los esfuerzos y deformaciones aumentarían. Los resultados sugieren que, al incrementar la rigidez del anillo y la compresibilidad del núcleo en los discos, la carga se asocia en su mayor medida al anillo, generando mayores esfuerzos en él. Al no ser capaz éste de soportar un porcentaje más alto de la carga, su deformación también fue mayor. Esta disociación de la carga en el núcleo generó menores deformaciones en él, contrario a lo que se esperaba. La diferencia de alturas inicial entre discos influyó en la deformación del núcleo del cuarto disco, la cual fue la menor a pesar de tener un menor grado de degeneración que el quinto disco. Los resultados sugieren que la presencia de una degeneración discal provoca una pérdida en la presión intradiscal y por lo tanto provoca un cambio en la transmisión de cargas.

En el tercer caso, la presencia del M.D.D. provocó que el rango de movimiento de la columna tuviera una disminución significativa de un 66.6% con respecto al segundo caso. En este caso la carga fue absorbida por el marco y de esa manera el movimiento original de la columna cambió, evidenciando un cambio en su biomecánica global.

Las deformaciones y los esfuerzos máximos en los anillos se reducen y la deformación en el núcleo se incrementa en los últimos dos discos. Estos resultados sugieren que el marco ayuda a restaurar la distribución de cargas original de la columna. Los resultados de deformación y esfuerzo máximo en el anillo y núcleo del tercer disco indican que la presencia del M.D.D. no está siendo influyente en ese nivel y probablemente sea por cómo está colocado.

Por diseño, el M.D.D. una vez colocado en la columna tendría que ajustarse de manera que incrementará su altura y ejercería una distracción dinámica a la columna para así compensar la pérdida de altura en los discos. Sin embargo, el ensamble del marco solo consistió en su colocación entre vértebras, omitiendo esta distracción por la complejidad que le añadía al modelo. Esto es un factor importante que considerar al momento de analizar estos resultados.

Los resultados obtenidos sugieren la posibilidad de que en el tercer disco haya riesgo de que la degeneración incremente con el tiempo. Se recomienda, como trabajo a futuro, un análisis del efecto que el M.D.D. tiene sobre el tercer disco y el adyacente superior en el tiempo. Suponiendo que la colocación del marco sea la misma, esto serviría para evaluar si el marco tendría que ser removido una vez terminado el tratamiento o partir de un cierto lapso.

Los resultados sugieren que la presencia del M.D.D. provoca una pequeña reducción en la presión intradiscal. Esta tendencia es coincidente con lo encontrado en la literatura y resulta lógico porque la columna en esos niveles solo está transmitiendo un pequeño porcentaje de la carga.

Con estos resultados se puede concluir entonces que la presencia del marco ayuda de manera efectiva en el tratamiento de lesiones discales similares a la propuesta en este trabajo. El marco logró proporcionar estabilidad a la columna y reducir la carga en los elementos dañados. Esto último se hace evidente en el estado de esfuerzos de los últimos dos discos, donde las magnitudes se asemejan a las obtenidas en el caso con columna sana.

En trabajos futuros, si la resolución de los cortes resulta ser peor o similar a la de este trabajo, será necesario la implementación de programas de procesamiento de imágenes médicas que la mejoren. Teniendo mejores geometrías es más sencillo añadir componentes de la columna para lograr obtener un modelo más realista y por lo tanto un mejor comportamiento biomecánico. Esto permitiría estudiar más parámetros de los ya mencionados como fuerzas en las articulaciones, ligamentos y músculos.

El procedimiento aplicado para generar el *offset* para considerar el espesor del hueso cortical de las vértebras en el trabajo no resultó ser el mejor ya que, incrementó el número de elementos que se tenían inicialmente haciendo más robusto el modelo. Se recomienda generar este *offset* utilizando elementos tipo *Shell*. También se recomienda no utilizar los ensamblados *non-manifold*, ya que distorsionan la malla superficial y alteran los resultados en esas zonas, además de que vuelven más robusto al modelo.

Al ser un modelo del tipo dinámico explícito, la validez de los resultados fue afectada directamente por el factor de escalamiento de masa. En trabajos futuros se tendrá que pulir el procedimiento de elaboración del modelo para tener un modelo con menos elementos. Esto garantiza que el factor de escalamiento de masa se ajuste con la certeza de los resultados como prioridad, independientemente del tiempo disponible.

La rotación intervertebral es de los parámetros fundamentales de la columna más utilizados en este tipo de estudios, siendo de alta importancia al momento de analizar y validar resultados. En este trabajo no se logró medir adecuadamente este parámetro y, por lo tanto, no se utilizaron los resultados obtenidos.

Este estudio fue capaz de predecir correctamente el comportamiento biomecánico bajo ciertas condiciones de carga y de frontera, por lo cual resulta ser un buen punto de inicio para futuros trabajos más elaborados y que busquen mejores resultados.

Con respecto al M.D.D. queda mucho trabajo a futuro como el efecto que tiene en las vértebras adyacentes, los efectos que podría el marco colocado en diferentes posiciones, la influencia en el trabajo del marco con diferentes tipos de montura a la columna (tornillos transpediculares). Con respecto a la columna lumbar, queda mucho trabajo por delante, desde la medición de más parámetros hasta la simulación con otros dispositivos o tipos de tratamientos para ésta.

Referencias

1. Asmussen, E., & Klausen, K. (1962). Form and function of the erect human spine. *Clin Orthop*, 25, 55-63.
2. Chen, S.-H., Zhong, Z.-C., Chen, C.-S., Chen, W.-J., & Hung, C. (2009). Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion. *Medical Engineering & Physics* 31, 244-253.
3. Denozière, G., & Ku, D. N. (2006). Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *Journal of Biomechanics* 39, 766-775.
4. Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Zander, T., Puttlitz, C. M., Adam, C. J., Chen, C. S., Goel, V.K., Kiapour, A., Kim, Y.H., Labus, K., Little, J.P., Park, W.H., Wang, Y.H., Wilke, H.J., Rohlmann, A., Schmidt, H. (2014). Comparison of eight published static finite element models. *Journal of Biomechanics* 47, 1757-1766.
5. Eberlein, R., Holzappel, G., & Schulze-Bauer, C. (2002). Assessment of a spinal implant by means of advanced FE modeling of intact human intervertebral discs. In: *Fifth World Congress on Computational Mechanics*.
6. Eie, N. (1966). Load capacity of the low back. *J Oslo City Hosp*, 16, 73-98.
7. Gascó, J., & Laguía, M. (21 de Abril de 2012). Universidad Francisco de Paula Santander. Recuperado el 3 de Noviembre de 2016, de Facultad de ciencias de la salud: <http://fcs.ufps.edu.co/mivee/LEER%20MAS%20EN%20EL%20VIRTUAL/3.%20SEMESTRE/NEUROCIRUGIA/TRASTORNO%20DE%20LOS%20DISCOS%20CERVICALES%20Y%20DE%20OTROS%20DICOS%20INTERVERETBRALES.pdf>
8. Kapandji, A. I. (1998). *Fisiología articular*. Tomo 3. Tronco y raquis. Médica Panamericana.
9. Kuo, C.-S., Hu, H.-T., Lin, R.-M., Huang, K.-Y., Lin, P.-C., Zhong, Z.-C., & Hseih, M.-L. (2010). Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure- a finite element study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 11:151.
10. Little, J. (2004). Finite element analysis of anular lesions in the intervertebral disc. Doctoral Thesis, Queensland University of Technology, Brisbane. Recuperado el 18 de Enero de 2017, de Australasian Digital Theses: <http://adt.library.qut.edu.au/adt-qut/public/adt-QUT20050517.141125/>
11. Little, J., Adam, C., Evans, J., Pettet, G., & Pearcy, M. (2007). Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *Journal of Biomechanics* 40, 2744-2751.

12. Lodygowsky, T., Kakol, W., & Wierszycki, M. (2005). Three-dimensional nonlinear finite element model of the human lumbar spine segment. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 7, 17-28.
13. Miralles, R. C. (2001). *Biomecánica de la columna*. Sociedad Española del Dolor, 8(2), 2-8.
14. Morales, J. A. (22 de Septiembre de 1998). Estados Unidos Patente nº 5,810,815.
15. Mosekilde, L. (4 de Enero de 1999). Bone dynamics. Recuperado el 10 de Noviembre de 2016, de The University of Western Australia - School of Anatomy and Human Biology: <http://www.lab.anhb.uwa.edu.au/mb140/MoreAbout/bonedynamics.html>
16. Nachemson, A. (1966). The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 45, 107-122.
17. Nachemson, A. (1975). Towards a better understanding of low-back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc. *Rheumatol Rehabil*, 14, 129-143.
18. Naserkhaki, S., Jaremko, J. L., Adeeb, S., & El-Rich, M. (2016). On the load sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study. *Journal of Biomechanics* 49, 974-982.
19. Nordin, M., & Frankel, V. H. (2004). *Biomecánica básica del Sistema Musculoesquelético*. Madrid: McGraw Hill/Interamerican de España, S. A. U.
20. Park, W., Kim, K., & Kym, Y. (2013). Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Computers in Biology and Medicine* 43, 1234-1240.
21. Passuti, N., Delecrin, J., Romih, M., & Brossard, D. (2004). Posterolateral fusion. En R. Gunzburge, M. Szpalski, & G. Andersson, *Degenerative disc disease*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
22. Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B., & Dunlap, B. (1999). A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine* 24 (10), 1003-1009.
23. Patwardhan, A. G., Meade, K. P., & Lee, B. (2001). A frontal plane model of the lumbar spine subjected to a follower load: Implications for role of muscles. *Transactions of the ASME* 123, 212-217.
24. Renner, S. M., Natarajan, R. N., Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Voronov, L. I., Guo, B. Y., . . . An, H. S. (2007). Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. *Journal of Biomechanics* 40, 1326-1332.
25. Rohlmann, A., Bauer, L., Zander, T., Bergmann, G., & Wilke, H.-J. (2006). Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a

- validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *Journal of Biomechanics* 39, 981-989.
26. Rohlmann, A., Burra, N. K., Zander, T., & Bergmann, G. (2007). Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis. *Eur Spine J* 16, 1223-1231.
 27. Rohlmann, A., Zander, T., & Bergmann, G. (2005). Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. *Eur Spine J* 14, 445-453.
 28. Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H.-J., & Bergmann, G. (2006). Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *Journal of Biomechanics* 39, 2484-2490.
 29. Ruberté, L. M., Natarajan, R. N., & Andersson, G. B. (2009). Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behaviour of the adjacent segments-A finite element model study. *Journal of Biomechanics* 42, 341-348.
 30. Santos, C. A. (2011). Ingeniería inversa de un marco de distracción dinámico para tratamiento de lesiones de columna a nivel lumbar. Tesis de maestría. Instituto Politécnico Nacional. Recuperado el 24 de febrero de 2017.:
<http://www.repositoriodigital.ipn.mx/bitstream/123456789/14481/1/SEPI-ESIME%20UA.pdf>.
 31. Smit, T. (1996). The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra. Aachen: Shaker.
 32. Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2013). Principios de anatomía y fisiología. Médica Panamericana.
 33. Vena, P., Franzoso, G., Gastaldi, D., Contro, R., & Dallolio, V. (2005). A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: biomechanical compatibility of an interspinous device. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 8(1), 7-16.
 34. White III, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia: J.B. Lippincott Company.
 35. White, A. A., & Best, S. M. (2009). Properties and characterisation of bone repair materials. En J. A. Planell, S. M. Best, D. Lacroix, & A. Merolli, *Bone Repair Biomaterials* (págs. 121-154). Woodhead Publishing.
 36. Wilke, H.-J., & Neef, P. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *SPINE*, 24, 755-762.
 37. Zander, T., Rohlmann, A., Burra, N. K., & Bergmann, G. (2006). Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator. *Clinical Biomechanics* 21, 767-774.

38. Zander, T., Rohlmann, A., Calisse, J., & Bergmann, G. (2001). Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clinical Biomechanics* 16 Suppl. No. 1, 73-80.
39. Zhang, Q. H., & Teo, E. C. (2008). Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. *Medical Engineering & Physics* 30, 1246-1256.
40. Zhong, Z.-C., Wei, S.-H., Wang, J.-P., Feng, C.-K., Chen, C.-S., & Yu, C.-H. (2006). Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. *Medical Engineering & Physics* 28, 90-98.
41. Guehring, T., Unglaub, F., Lorenz, H., Omlor, G., Wilke, H.-J., & Kroeber, M. (2006). Intradiscal pressure measurements in normal discs, compressed discs and compressed discs treated with axial posterior disc distraction: an experimental study on the rabbit lumbar spine model. *Eur Spine J* 15(5), 597-604.