



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DE LA REGIÓN LUMBAR DE LA
COLUMNA VERTEBRAL**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO

P R E S E N T A:

RAFAEL RAMOS BERNARDINO

DIRECTOR DE TESIS

DR. ÁLVARO AYALA RUIZ



CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO D. F.

2009

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer a mis padres, Abdon y Camerino, por su apoyo incondicional, y cariño durante todos los años de mi vida. A mi madre en particular por su confianza y comprensión, que me ha permitido llegar hasta aquí, pero sobre todo, por su paciencia, particularmente en los momentos, cuando tras horas y horas de estudiar a mí se me terminaba.

Me gustaría dedicarle una mención especial a mi alma mater, la Universidad Nacional Autónoma de México, porque en sus recintos adquirí los conocimientos que me han formado profesionalmente como ingeniero y también en ésta he forjado mi carácter y mi espíritu universitario. En las aulas de la mejor universidad de Latinoamérica, de la que orgullosamente formo parte, he conseguido una formación integral.

Al doctor Álvaro Ayala Ruiz, me gustaría agradecerle la dirección de esta tesis así como los consejos que me ha dado en cuestiones relacionadas con la misma.

Al doctor Hugo Calderón, por su apoyo bibliográfico que tanta falta me hacía. A su vez al doctor Alejandro Reyes Sánchez Cirujano de Columna, Director del Instituto Vertebrae, Hospital Ángeles del Pedregal. Jefe División Cirugía Especial, Centro Nacional Rehabilitación/Ortopedia, SS; por su asesoría, la cual me sirvió de mucho para la elaboración de esta tesis.

A mis compañeros del LIMAC, donde día tras día nos ayudábamos mutuamente, sobre la utilización de el software Unigraphics.

Al grupo de amigos de la Facultad de Ingeniería por su lealtad y amistad a través de todos estos años en lo general y en lo particular por sus consejos relacionados con este manuscrito.

Al señor Gustavo Coca, por su incondicional amistad y por haberme ayudado siempre que lo he necesitado.

Una vez más, gracias a todos.

Índice

Páginas

Introducción.....	8
-------------------	---

CAPÍTULO I

ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

1.1 Introducción.....	10
1.2 Columna vertebral.....	10
1.3 Funciones de la columna.....	10
1.3.1 Protección de la médula espinal.....	11
1.3.2 Estructura de sostén.....	11
1.3.3 Proporciona un eje al cuerpo.....	11
1.3.4 Amortiguación.....	12
1.3.5 Movilidad.....	12
1.4 Regiones de la columna vertebral.....	12
1.5 Vértabras.....	13
1.5.1 Estructura de las vértebras.....	14
1.5.1.1 Cuerpo Vertebral.....	14
1.5.1.2 Pedículos.....	15
1.5.1.3 Láminas.....	15
1.5.1.4 Apófisis.....	15
1.5.1.5 Apófisis espinosa.....	15
1.5.1.6 Placas Terminales.....	15
1.5.1.7 Agujero Intervertebral.....	16

1.5.1.8 Articulaciones Facetarias.....	16
1.5.2 Vértebras cervicales.....	16
1.5.3 Vértebras torácicas.....	17
1.5.4 Vértebras lumbares.....	18
1.5.5 La columna sacra.....	19
1.5.6 La pelvis y el cráneo.....	19
1.6 Disco intervertebral.....	20
1.6.1 Núcleo pulposos.....	21
1.6.2 Anillo fibroso.....	21
1.6.2.1 Placas terminales cartilaginosas.....	22
1.7 La médula espinal y las raíces nerviosas.....	23
1.8 Ligamentos.....	23
1.8.1 Funciones de los ligamentos.....	24
1.9 Músculos y Tendones.....	25
1.10 Curvatura de la columna.....	25

CAPÍTULO II

BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA

2.1 Introducción.....	28
2.2 Biomecánica de los huesos.....	28
2.2.1 Hueso esponjoso.....	29
2.2.2 Biomecánica del hueso esponjoso.....	29
2.2.3 Hueso cortical.....	30

2.2.4 Biomecánica del hueso cortical.....	30
2.3 Biomecánica de la columna.....	30
2.3.1 Compresión.....	31
2.3.2 Tensión.....	33
2.3.3 Flexión.....	33
2.3.4 Torsión.....	34
2.4 Biomecánica del disco intervertebral.....	35
2.4.1 Presión intradiscal.....	36
2.4.2 Tensión en el disco intervertebral.....	36
2.4.3 Compresión en disco intervertebral.....	37
2.4.4 Flexión en disco intervertebral.....	38
2.5 Ligamentos espinales.....	39
2.5.1 Anatomía cuantitativa de los ligamentos espinales.....	40
2.5.2 Propiedades físicas.....	41
2.5.3 Función de un ligamento.....	44
2.6 La vértebra.....	44
2.7 Fuerzas y momentos en la vértebra.....	46
2.8 Acoplador de movimientos intervertebrales.....	47
2.9 Músculos espinales.....	48
2.9.1 Biomecánica de los músculos espinales.....	49

CAPÍTULO III**ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO DE LA REGIÓN LUMBAR DE LA COLUMNA VERTEBRAL.**

3.1 Introducción.....	50
3.2 Geometría en 3D.....	50
3.3 Modelo de elemento finito.....	53
3.4. Análisis de vértebras L4-L5 para validar el modelo de elemento finito de toda la región lumbar.....	55
3.4.1 Condiciones de frontera.....	55
3.4.2 Tabla de Resultados.....	56
3.5 Modelado de la región lumbar a diferentes movimientos fisiológicos.....	57
3.5.1 Condiciones de frontera, caso flexión.....	58
3.5.2 Condiciones de frontera, caso extensión.....	60
3.5.3 Condiciones de frontera, caso rotación.....	61
3.5.4 Condiciones de frontera, caso flexión lateral.....	63
3.5.5 Resultados del análisis de la región lumbar con diferentes movimientos fisiológicos.....	64
3.6 Región lumbar con variación de carga a compresión.....	65
3.7 Condiciones de frontera, caso carga a compresión.....	65

CAPÍTULO IV**ANÁLISIS DE RESULTADOS.**

4.1 Introducción.....	69
4.2 Análisis de resultados de las vértebras L4-L5.....	69
4.3 Análisis de resultados de la región lumbar a diferentes movimientos fisiológicos.....	71
4.3.1 Análisis de Resultados a flexión.....	71
4.3.2 Análisis de Resultados a extensión.....	72
4.3.3 Análisis de Resultados a rotación.....	74
4.3.4 Análisis de Resultados a flexión lateral.....	75
4.4 Análisis de resultados de la región lumbar con variación de carga a compresión.....	77
Conclusiones.....	80
Referencias y bibliografía.....	82

Introducción.

Las principales funciones de la columna vertebral son: el soporte de la cabeza y el tronco; la amortiguación y transmisión de las fuerzas externas a las que se encuentra sometida; proporcionar movilidad, permitiendo los movimientos de flexión, extensión y rotación; así como la protección de las estructuras neurales (médula espinal y raíces nerviosas).¹ Funciones que de llegarse a afectar dañarían los elementos que constituyen la columna, entre los daños se encuentran las hernias discales y fracturas vertebrales; las hernias discales son uno de los problemas más comunes de la columna vertebral, que se producen por efectos de carga como el sobrepeso, las malas posiciones, los movimientos violentos (como el daño en las vértebras cervicales denominado “efecto latigazo”) y el hecho de levantar objetos en una forma indebida.

Se han realizado diversas investigaciones acerca del comportamiento de la columna vertebral, utilizando métodos experimentales, tales como los estudios en cadáveres humanos in vitro (Panjabi et al, 1984), en los cuales se analiza el comportamiento biomecánico de un segmento espinal como unidad funcional, también se han realizado estudios por elemento finito (Missoum Moumene, PhD, and Fred H. Geisler, MD, PhD, 2007), en estos se han analizado las vértebras L4 y L5 como segmento espinal, mismo que es sometido a cargas de compresión y se predice la presión intradiscal, así como el desplazamiento vertical en función de la carga de compresión hasta el punto de fractura ósea.

El objetivo de este trabajo es analizar el comportamiento de la región lumbar de la columna vertebral en los distintos movimientos fisiológicos, así como la aplicación de diferentes cargas a compresión utilizando el método de elemento finito. Los resultados permitirán conocer los lugares donde existe mayor concentración de esfuerzos y las posibles zonas de riesgo y diseñar o mejorar las prótesis

Para cumplir con dicho objetivo, el presente trabajo se desarrolló de la siguiente manera:

En el capítulo 1 se estudiarán las principales características de la columna vertebral, donde se hará una descripción de las vértebras, discos intervertebrales, ligamentos, músculos y articulaciones. En el capítulo 2 se estudiarán las propiedades mecánicas de cada elemento que conforma la columna vertebral, iniciando con las propiedades mecánicas del hueso esponjoso y cortical, continuando con las vértebras, discos intervertebrales, ligamentos y músculos. En el capítulo 3 se realizará el análisis por elemento finito de la zona lumbar de la columna vertebral, donde se presentarán las condiciones

de frontera a las cuales fue sometida la columna, así como las propiedades de los distintos materiales que se asignaron a cada elemento, en este capítulo se analizan 3 casos, el primer caso es la validación de modelo propuesto, que consta de 2 vértebras la vértebra L4 y L5 como segmento vertebral, el cual será comparado con datos experimentales. En el segundo caso la zona lumbar es sometida a diferentes movimientos fisiológicos (flexión lateral, extensión y rotación) y por último caso, es sometida a diferentes cargas de compresión axial desde los 400 [N] hasta los 3240 [N]. En el capítulo 4 se presenta cada caso mencionado en el punto anterior con sus respectivos análisis de resultados, estableciendo una interpretación a dichos resultados. Finalmente, se muestran las conclusiones, así como las líneas de investigación que produjo el análisis, para estudios posteriores.

CAPÍTULO I

ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

1.1 Introducción.

En este capítulo se estudiarán las principales características y funciones de la columna vertebral, donde se hará una descripción de las vértebras, discos intervertebrales, ligamentos, músculos, tendones y articulaciones. Así como los diferentes tipos de vértebras, los elementos que las conforman, las regiones de la columna y sus curvaturas.

1.2 Columna vertebral

La columna vertebral es un órgano complejo, que cumple muy diversas funciones dentro de la anatomía de los seres humanos, algunas de las cuales se relacionan con la estabilidad general del cuerpo, los movimientos del cuello, tronco y extremidades, la protección de estructuras nerviosas vitales, el soporte de peso y cargas, entre muchas otras.¹

La columna vertebral es el pilar óseo central de nuestro cuerpo. Su longitud varía con la talla del individuo. Es, en término medio, de 73 a 75 cm en el hombre y de 60 a 65 cm en la mujer. Esta longitud disminuye en la vejez, como consecuencia del aplastamiento de los discos intervertebrales.¹

1.3 Funciones de la columna vertebral.

La columna cumple con las siguientes funciones:

1. Proteger la médula espinal.
2. Sostener el cuerpo y permitir su movimiento.
3. Contribuir a mantener estable el centro de gravedad, tanto en reposo como, en movimiento.
4. Proporcionar movilidad a la cabeza y tronco.

Para contribuir a mantener estable el centro de gravedad, la contracción de musculatura de la espalda actúa como un contrapeso que compensa los movimientos del resto del cuerpo, para actuar de esta manera, la musculatura tiene que ser resistente.

Para proteger la médula espinal, las vértebras tienen una forma especial, un agujero en su centro por el que discurre la médula.

1.3.1 Protección de la médula espinal

El sistema nervioso central, es la parte del cuerpo que más riesgos corre de sufrir daños mecánicos y las posibilidades de curación son muy limitadas, de ahí que la médula espinal y el origen de pares raquídeos están protegidos en el interior por el conducto raquídeo.

1.3.2 Estructura de sostén

Al igual que otras partes del cuerpo, el tronco necesita esta estructura para evitar que se derrumbe. Esta función la cumplen fundamentalmente los cuerpos vertebrales. Debido a que el peso corporal que tienen que soportar se incrementa de arriba a abajo, los cuerpos vertebrales aumentan su tamaño.

1.3.3 Proporciona un eje al cuerpo.

En conjunto la columna vertebral se constituye en un eje rígido y a su vez flexible para el cuerpo y un pivote para la cabeza. Representa la porción del cuerpo que interviene de forma más decisiva en la postura y en las acciones de marchar, correr, saltar y mantenerse de pie, erguido.

1.3.4 Amortiguación.

El sistema nervioso central corre riesgo de sufrir golpes y conmociones, no sólo por golpes directos sino también por sacudidas. Para ello los discos intervertebrales actúan como sistema de amortiguación, cada uno de ellos tiene un anillo fibroso y un núcleo gelatinoso.

1.3.5 Movilidad.

Necesaria, no sólo para la amortiguación sino también para los órganos que se encuentran contenidos dentro de las cavidades orgánicas, torácica y abdomino pélvica que cambian de volumen y la columna debe adaptarse a ellas en acciones como la respiración, digestión y el embarazo. La movilidad activa es llevada a cabo por los músculos de la región del dorso, de los canales vertebrales y de la nuca.¹

1.4 Regiones de la columna vertebral.

La columna vertebral (columna raquídea o raquis), corresponde a una serie de huesos discoideos regularmente superpuestos llamados vértebras que se extiende de forma longitudinal en sentido céfalo caudal.

Posee cinco regiones definidas así. (Ver figura 1.1)

- 1) Cervical.
- 2) Dorsal.
- 3) Lumbar.
- 4) Sacro.
- 5) Cóccix.

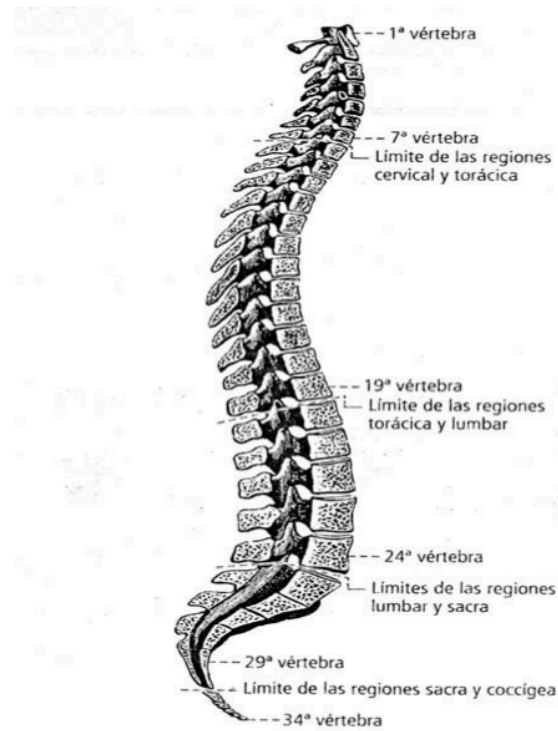


Figura 1.1 Regiones de la columna vertebral

La columna vertebral humana está compuesta de 33 ó 34 vértebras: 7 cervicales, 12 dorsales, 5 lumbares, el sacro, que consta de 5 segmentos y el cóccix con 4 ó 5 segmentos.¹

1.5 Vértebras.

Una vértebra presenta un arco vertebral (hacia delante), apófisis costales (a izquierda y derecha) y una apófisis espinosa (hacia atrás), (ver figura 1.2).

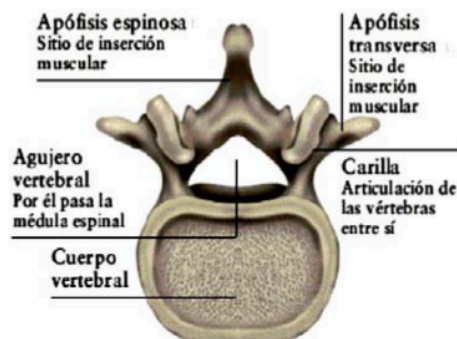


Figura 1.2 Componentes de una vértebra

Las vértebras varían de tamaño, y de otras características, de una región a otra, y en menor grado dentro de la misma región.

Sin embargo, existen características típicas que se pueden identificar en todas las vértebras.

Una vértebra típica se compone de:

- Cuerpo vertebral.
- Arco vertebral (neural).
- Siete procesos (apófisis).

El cuerpo redondeado, anterior, y el arco vertebral, posterior, rodean un espacio llamado agujero vertebral, a través del cual pasan la médula y sus envolturas.

El arco vertebral lo crean un par de pedículos cilíndricos, que conforman los lados del arco, y un par de láminas planas que completan el arco.¹

1.5.1 Estructura de las vértebras.

Todas las vértebras están conformadas por el mismo número de elementos básicos, con la excepción de las dos primeras vértebras cervicales.

La cubierta externa de una vértebra está formada por hueso cortical. Este tipo de hueso es denso, sólido y resistente. Dentro de cada vértebra hay hueso esponjoso, que es más débil que el cortical y está constituido por estructuras vagamente entretejidas que se asemejan a un panal.

1.5.1.1 Cuerpo Vertebral.

Es la porción mayor de una vértebra. Vista de la parte superior por lo general tiene una forma ovalada. Desde una perspectiva lateral, el cuerpo vertebral tiene la forma de un reloj de arena, siendo de mayor grosor en los extremos que en la parte media. El cuerpo vertebral está cubierto por resistente hueso cortical y en su interior hay hueso esponjoso.

1.5.1.2 Pedículos.

Son dos apófisis cortas, formadas de resistente hueso cortical.

1.5.1.3 Láminas.

Son dos placas óseas relativamente planas que se extienden a ambos lados de los pedículos, fusionándose en la línea media.

1.5.1.4 Apófisis

Existen tres tipos de apófisis: articular, transversa y espinosa. Las apófisis sirven como puntos de conexión de ligamentos y tendones.

Las cuatro apófisis articulares se vinculan a las apófisis articulares de las vértebras adyacentes, formando así las articulaciones facetarias (Pequeñas articulaciones que unen lateralmente las vértebras en sentido superior-inferior). Éstas, en combinación con los discos intervertebrales, son las que permiten que la columna tenga movimiento.

1.5.1.5 Apófisis espinosa.

Se extiende en forma posterior, a partir del punto en que se fusionan las dos láminas, y actúa como una palanca que activa el movimiento vertebral.

1.5.1.6 Placas Terminales.

Los extremos superior e inferior de cada cuerpo vertebral están “revestidos” de una placa terminal. Las placas terminales son estructuras complejas que se “mezclan” formando el disco intervertebral, y ayudando a darle soporte.

1.5.1.7 Agujero Intervertebral

Los pedículos tienen una pequeña escotadura en su superficie superior y una escotadura profunda en su superficie inferior. Cuando las vértebras están una encima de la otra, las escotaduras pediculares forman un área denominada agujero intervertebral. Esta área es de vital importancia, ya que es a través de ella que las raíces nerviosas salen de la médula espinal hacia el resto del cuerpo.

1.5.1.8 Articulaciones Facetarias.

Las articulaciones de la columna vertebral se encuentran atrás del cuerpo vertebral (en la cara posterior). Estas articulaciones ayudan a la columna a flexionarse o doblarse, a girar y extenderse en distintas direcciones. Aunque facilitan el movimiento, también lo restringen si es excesivo, como en el caso de la hiperextensión o la hiperflexión (es decir, el latigazo).

Cada vértebra tiene dos articulaciones facetarias. La carilla articular superior ve hacia arriba y funciona como charnela con la carilla articular inferior.

Al igual que otras articulaciones del cuerpo, cada una de las facetarias está rodeada por una cápsula de tejido conectivo y produce líquido sinovial que alimenta y lubrica la articulación. Las superficies de la articulación están cubiertas de cartílago que les ayuda a moverse (articularse) de manera uniforme.¹

1.5.2 Vértebras cervicales.

Las vértebras cervicales son bastante pequeñas, permitiendo así la gran movilidad de la cabeza y el cuello. La columna cervical soporta la cabeza. En esta región los músculos tienden a sufrir tensiones, algo causado principalmente por debilidades posturales, limitación del movimiento o estrés.⁵

Consta de siete vértebras, que se abrevian como C1 a C7 (de arriba hacia abajo). Estas vértebras protegen el tallo cerebral y la médula espinal, sostienen el cráneo y permiten que la cabeza tenga un amplio rango de movimiento.

La primera vértebra cervical (C1) se llama Atlas. El Atlas tiene forma anular y da soporte al cráneo. C2 se denomina Axis. Es de forma circular y tiene una estructura similar a la de una clavija sin punta (conocida como apófisis odontoides o “la odontoides”), que se proyecta en dirección ascendente, hacia el anillo del Atlas. El Atlas y el Axis permiten que la cabeza gire y se voltee. Las otras vértebras cervicales (C3 a C7) tienen forma de caja con pequeñas apófisis espinosas (proyecciones similares a dedos) que se extienden desde la parte posterior de las vértebras, (ver figuras 1.3 y 1.4).⁶

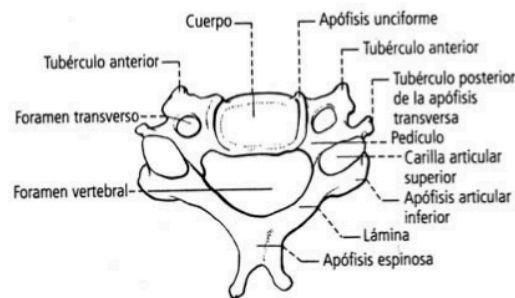


Figura 1.3. Vértebra cervical (vista superior).

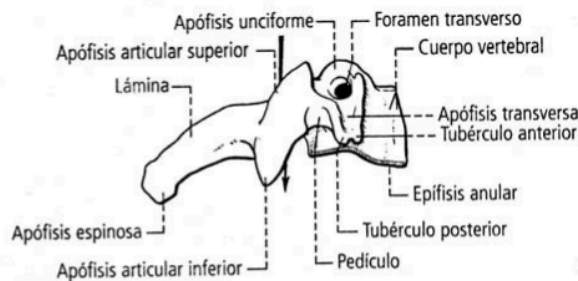


Figura 1.4. Vértebra cervical (vista lateral derecha).

1.5.3 Vértebras torácicas

Las vértebras torácicas son algo más grandes y estables, pues deben soportar mayor carga.

Cada vértebra torácica está unida a un par de costillas a las que sostienen. Sólo gracias a esto es posible respirar (subiendo y bajando las costillas), y sólo así queda bien protegida, por medio del tórax, la cavidad torácica, con órganos tan vitales como el corazón y los pulmones.⁵

Debajo de la última vértebra cervical se encuentran las 12 vértebras de la columna torácica. Estas vértebras se abrevian como T1 a T12 (de arriba hacia abajo). T1 es la más pequeña y T12 es la mayor. Las vértebras torácicas son más grandes que los huesos cervicales y sus apófisis espinosas son más largas, (ver figura 1.5).

Además de tener apófisis espinosas más largas, las inserciones costales le proporcionan a la columna torácica una mayor resistencia y estabilidad que la de las regiones cervical o lumbar. Por otra parte, la caja torácica y los sistemas de ligamentos limitan el rango de movimiento de la columna torácica, protegiendo así órganos vitales.⁶

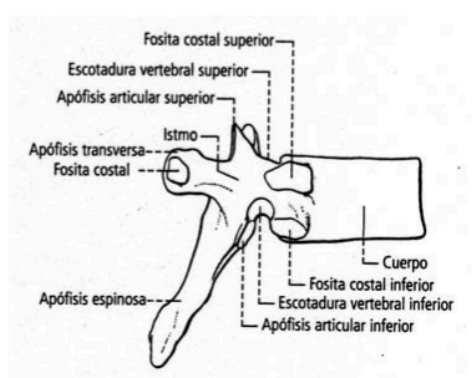


Figura 1.5 Vértebra torácica (vista lateral derecha)

1.5.4 Vértebras lumbares.

Las vértebras lumbares son las más duras de la columna vertebral libre, pues sobre ellas descansa el mayor peso. La cuarta y la quinta vértebras lumbares, es decir, la zona de transición al sacro, son las que soportan mayor carga, siendo ésta la región más frecuentemente asociada a los dolores.

La parte no libre de la columna vertebral constituye la unión con el anillo pélvico y presenta, además, una unión directa con las extremidades inferiores. Se la interpreta como el zócalo de la columna vertebral libre, (ver figura 1.6).⁵

La columna lumbar tiene 5 vértebras, abreviadas como L1 a L5 (la mayor). La forma y tamaño de cada una de las vértebras lumbares están diseñados para cargar la mayor parte del peso corporal. Cada uno de los elementos estructurales de una vértebra lumbar es más grande, más ancho y más amplio que los componentes similares ubicados en las regiones cervical y torácica.

La columna lumbar tiene un rango de movimiento mayor que la columna torácica, pero menor que la cervical. Las articulaciones facetarias lumbares permiten que exista bastante extensión y flexión, pero limitan la rotación.⁶

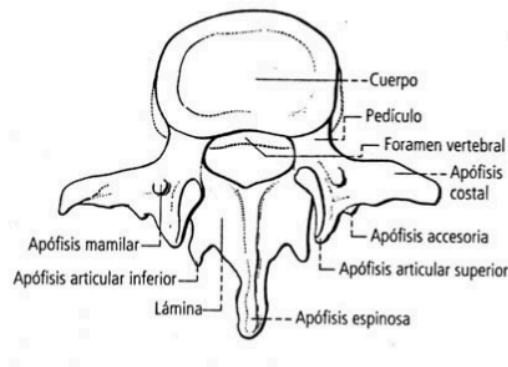


Figura 1.6 Vértebra lumbar (vista portero-superior).

1.5.5 La columna sacra.

El Sacro se localiza detrás de la pelvis. Cinco huesos (abreviados como S1 a S5) se fusionan en un triángulo para formar el sacro. El sacro se localiza entre los dos huesos de la cadera que conectan la columna con la pelvis. La última vértebra lumbar (L5) se articula (se mueve) con el sacro. Inmediatamente debajo del sacro se encuentran cinco huesos más, que se fusionan para formar el cóccix.

1.5.6 La pelvis y el cráneo.

A pesar de que generalmente no se les considera como parte de la columna, la pelvis y el cráneo son estructuras anatómicas estrechamente interrelacionadas con ella, que además ejercen un impacto significativo en el equilibrio de la persona.

1.6 Disco intervertebral.

Las respectivas vértebras están unidas unas a otras por bandas fibrosas, también llamadas discos intervertebrales, y por articulaciones vertebrales.

Mientras que las articulaciones vertebrales son parte integral de las vértebras, los discos intervertebrales se encuentran por encima o por debajo de éstas. Como ocurre con el tamaño de las vértebras, el grosor de los discos intervertebrales aumenta desde la columna cervical a la columna lumbar.⁵

Cada disco amortigua los esfuerzos e impactos en los que incurre el cuerpo durante el movimiento y evita que haya desgaste por fricción entre las vértebras. Los discos intervertebrales son las estructuras más grandes del cuerpo que no reciben aporte vascular y asimilan los nutrientes necesarios a través de la ósmosis.

En este sentido, un fuerte anillo fibroso rodea un núcleo gelatinoso. El anillo fibroso está unido con fibras a la placa de la base y a la de la cubierta de las vértebras vecinas. El núcleo hidratado y gelatinoso del disco intervertebral (Núcleo pulposo) sirve para compensar la presión.

Está compuesto por dos partes: la parte central de consistencia gelatinosa que se denomina "núcleo pulposo", y una envuelta fibrosa que lo mantiene en su lugar y se denomina "anillo fibroso".

El anillo fibroso es más grueso en la porción anterior del disco, por lo que la pared posterior es más frágil. Ese es el motivo por el que la mayoría de las veces en las que el anillo se rompe, causando una hernia discal, lo hace en la parte posterior.

La presión en el núcleo pulposo es de 5 a 15 veces superior a la presión arterial, por lo que no puede llegar sangre a él. Por eso tampoco hay nervios en el núcleo pulposo; sólo los hay en las capas más externas de la envuelta fibrosa. Eso explica que la degeneración del disco pueda ser indolora mientras no afecte a la capa más externa de la envuelta fibrosa; aunque el tejido se desgaste no hay nervios que puedan percibir y transmitir el dolor.

1.6.1 Núcleo pulposo.

El núcleo pulposo está situado en la zona central, siendo su localización más posterior en la región inferior del raquis. Está formado por un entramado irregular de colágeno, al cual van adheridas partículas granulosas de mucopolisacáridos, que constituyen una estructura en gel, con un contenido de agua que oscila entre el 70 y el 90 %, que es máximo en las primeras etapas de la vida y tiende a decrecer con la edad. El núcleo pulposo ocupa del 30 al 50 % del área total de la sección transversal del disco, siendo mayor el tamaño y la capacidad de aumentar su contenido en agua en las zonas cervical y lumbar.

1.6.2 Anillo fibroso.

El anillo fibroso constituye el límite externo del disco y está formado por varias capas concéntricas de tejido fibroso, cada una aproximadamente de 1mm, y organizadas de forma que la orientación de las fibras de colágeno en relación al eje longitudinal va alternándose en capas sucesivas. Para cada una de las capas, esta orientación media es de unos 30° respecto del plano del disco, es decir, formando un ángulo de unos 120° entre ellas. En la zona interna, el disco limita con las placas terminales de cartílago, mientras que en la parte externa se encuentra unido directamente al tejido óseo de los cuerpos vertebrales, (ver figura 1.7).

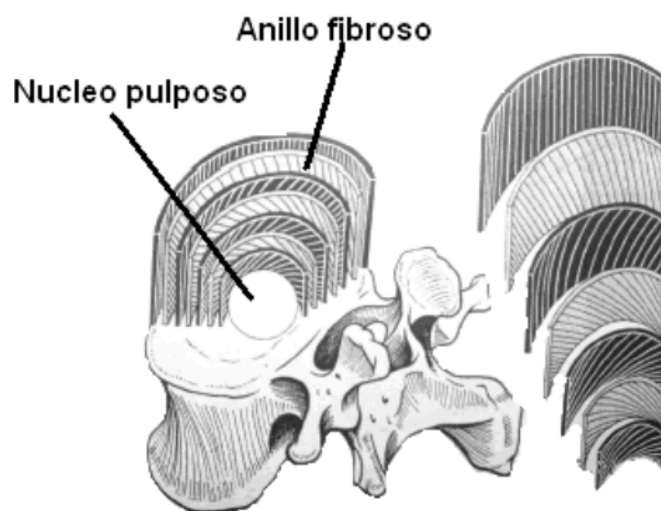


Figura 1.7 Disco intervertebral

1.6.2.1 Placas terminales cartilaginosas.

Las placas terminales cartilaginosas están compuestas de cartílago hialino que separa las otras dos regiones del disco de los cuerpos vertebrales. Histológicamente, comienza con un activo crecimiento de cartílago a partir del nacimiento, tendiendo con la edad a hacerse irregular y a disminuir hasta verse reemplazado por hueso. Las placas terminales son las responsables de la nutrición del disco por difusión, por ser éste una estructura vascular. Además, actúan como barreras físicas para evitar la intrusión del núcleo pulposo en el hueso trabecular de los cuerpos vertebrales al aumentar la presión hidrostática.

Las cargas a la que está sometido el disco son:

Compresión: La más importante debido a la posición de bipedestación del hombre. Esta carga genera tensiones de compresión y de tracción en el anillo fibroso (debido a la presión hidrostática del núcleo pulposo).

Momentos flectores: también son muy importantes y están relacionados con tareas como levantamiento de peso con el tronco flexionado. Los momentos de flexión provocan tensiones de tracción en las fibras posteriores del disco y compresión en las anteriores. Los momentos flectores de extensión provocan lo contrario.

Torsión: originadas cuando el tronco gira sobre su eje longitudinal respecto a la pelvis. Esta carga es soportada conjuntamente por el disco y por las carillas articulares, provocando sobre el disco tensiones tangenciales.

Las cargas de corta duración y de magnitud elevada producen daños irreparables en la estructura del disco cuando los valores de tensión alcanzados superan el límite de rotura del material. El mecanismo de falla por cargas de larga duración y pequeña magnitud responde a un fenómeno de fatiga, es decir, a la propagación de una grieta o fisura con valores de tensión inferiores a los de rotura.

1.7 La médula espinal y las raíces nerviosas.

La médula espinal es una delgada estructura cilíndrica de aproximadamente el mismo ancho que el dedo meñique. La médula espinal empieza inmediatamente debajo del tallo cerebral y se extiende hasta la primera vértebra lumbar (L1). A partir de este punto, la médula se mezcla con el cono medular, que se convierte en la cauda equina, un grupo de nervios que se asemeja a la cola de un caballo. Las raíces de los nervios vertebrales son responsables de la estimulación del movimiento y las sensaciones. Las raíces nerviosas salen del canal medular a través de los agujeros intervertebrales, pequeños orificios entre cada vértebra.

El cerebro y la médula espinal conforman el Sistema Nervioso Central. Las raíces nerviosas que salen de la médula espinal / canal medular se ramifican en el cuerpo para formar el Sistema Nervioso Periférico.

Entre las porciones frontal y posterior de las vértebras (es decir, en la región media) se encuentra el canal medular, mismo que aloja la médula espinal y los agujeros intervertebrales. Estos últimos están constituidos por pequeños orificios que se van formando entre cada una de las vértebras. Estos “hoyos” abren el espacio necesario para que las raíces nerviosas salgan del canal medular y puedan seguirse ramificando hasta formar el sistema nervioso periférico.

1.8 Ligamentos.

Son estructuras uniaxiales que presentan una resistencia en la dirección en la que están orientadas sus fibras y trabajan a tracción.

Los ligamentos que actúan en cada unidad vertebral son:

- El ligamento amarillo.
- Los ligamentos intertransversos.
- Los ligamentos interespinosos.
- Los ligamentos capsulares.

- Los ligamentos supraespinosos.
- El ligamento longitudinal anterior
- El ligamento longitudinal posterior.

1.8.1 Funciones de los ligamentos

- Deben permitir un adecuado movimiento fisiológico y actitudes posturales minimizando el gasto energético muscular.
- Deben proteger la médula espinal mediante la restricción de movimientos dentro de unos rangos muy acotados.
- Deben trabajar junto a los músculos para proporcionar estabilidad al raquis dentro de los rangos fisiológicos de movimiento.
- Deben absorber una parte importante de energía de impacto para proteger partes más vulnerables.
- Hay evidencias que sugieren que los ligamentos tienen también un papel neurosensitivo importante, actuando como un transductor de información dinámica a los músculos.¹

Tabla 1. Descripción de los ligamentos de la columna vertebral

Nombre del Ligamento	Descripción
Ligamento Longitudinal Anterior (LLA). Un importante estabilizador de la columna	De aproximadamente una pulgada de ancho, el Ligamento Longitudinal Anterior recorre toda la columna, desde la base del cráneo hasta el sacro. Conecta la parte frontal (anterior) del cuerpo vertebral con la región frontal del anillo fibroso.
Ligamento Longitudinal Posterior (LLP). Un importante estabilizador de la columna	De aproximadamente una pulgada de ancho, el Ligamento Longitudinal Posterior recorre toda la columna, desde la base del cráneo hasta el sacro. Conecta la parte trasera (posterior) del cuerpo vertebral con la región posterior del anillo fibroso.
Ligamento Supraespinoso	Este ligamento une la punta de cada apófisis espinosa con la siguiente.

Nombre del Ligamento	Descripción
Ligamento Interespinoso	Este delgado ligamento se une a otro, denominado ligamento amarillo, que recorre la parte más profunda de la columna vertebral.
Ligamento Amarillo el más resistente de todos	Este ligamento, llamado amarillo, es el más fuerte de todos. Va desde la base del cráneo hasta la pelvis – por enfrente y por detrás de las láminas – y protege la médula espinal y los nervios. El ligamento amarillo también rodea las cápsulas de la articulación facetaria.

1.9 Músculos y Tendones

El sistema muscular de la columna es complejo, cuenta con diversos músculos que juegan importantes papeles. Su función principal es la de dar soporte y estabilidad a la columna. Los distintos músculos se asocian al movimiento de partes anatómicas específicas. Por ejemplo, el músculo Esternocleidomastoideo ayuda al movimiento de la cabeza, mientras que el Psoas Mayor (músculo que se origina en la cara ventral de las costillas y vértebras Torácicas y Lumbares) está asociado con la flexión del muslo.

La fascia, también llamada aponeurosis, es un resistente tejido conectivo que da sostén a los músculos, ya sea en forma individual o grupal. El tendón que inserta el músculo en el hueso es parte de la fascia. Los músculos de la columna vertebral se conocen como flexores, rotadores o extensores

1.10 Curvatura de la columna.

La columna vertebral es rectilínea vista de frente y de espaldas, (ver figura 1.8).

Sin embargo, de perfil, la columna vertebral presenta 4 curvaturas, que son:

- 1) Lordosis cervical
- 2) Cifosis lumbar
- 3) Lordosis lumbar

4) Curvatura sacra

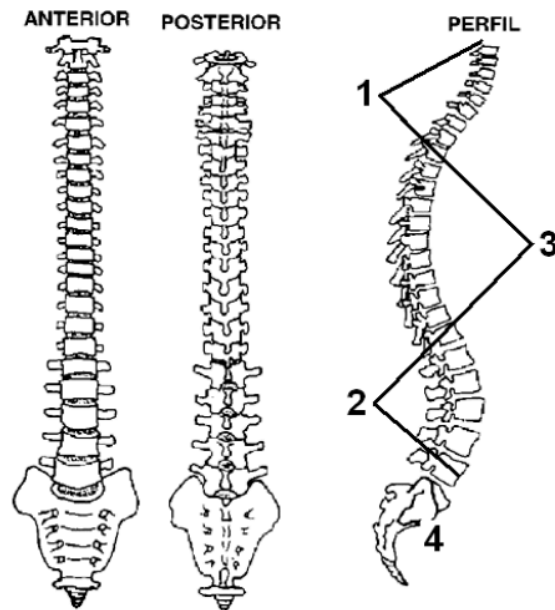


Figura 1.8 Curvaturas de la columna

Las curvaturas ofrecen un soporte flexible con la elasticidad suficiente para absorber los golpes y un amplio eje de equilibrio.

Diferenciamos tres tipos de curvaturas:

- 1) Lordosis (griego lordós = curvado hacia delante), convexidad anterior, normal en la columna cervical y lumbar.
- 2) Cifosis (griego kyphós = encorvado), convexidad posterior, normal en la columna torácica y el hueso sacro.
- 3) Escoliosis (griego skoliós = torcido, curvado), poco pronunciada de convexidad derecha en la columna.

La presencia de curvaturas raquídeas aumenta la resistencia del raquis a las fuerzas de compresión axial. Una columna con tres curvaturas móviles, como la columna vertebral con su lordosis lumbar, su cifosis dorsal y su lordosis cervical, tiene una resistencia 10 veces mayor a la de la columna rectilínea, (ver figura 1.9).¹

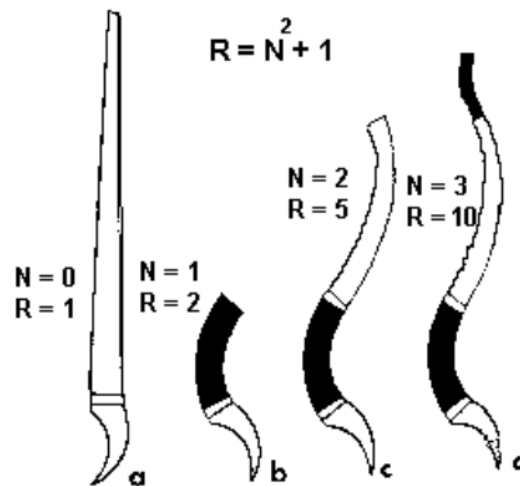


Figura 1.9. Columna con tres curvaturas móviles

Las vértebras están unidas entre sí por los discos intervertebrales y por detrás por las articulaciones vertebrales. El conjunto de los discos intervertebrales, las articulaciones vertebrales y los ligamentos constituyen, junto con los músculos, la unidad funcional del segmento móvil.

La columna vertebral conserva su flexibilidad gracias a los respectivos segmentos móviles, como mucho son 23.

La porción móvil es también llamada columna vertebral libre. Ésta se compone, a su vez, de otras 3 secciones, tal y como ya se ha indicado, a saber, la columna cervical, la columna torácica y la columna lumbar. Puede observarse una lordosis (curvatura ventral) en la región de la columna cervical y lumbar (lordosis cervical y lumbar). En la región de la columna torácica existe una cifosis (curvatura dorsal), la cifosis torácica. Todo ello da a la columna vertebral la forma de una doble S.

CAPÍTULO II

BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA

2.1 Introducción.

En este capítulo se estudiarán las propiedades mecánicas del hueso esponjoso y cortical, así como la biomecánica de cada uno de los elementos que conforman la columna vertebral como las vertebrae, discos intervertebrales, ligamentos y músculos, cuando son sometidos a compresión, tensión, flexión y torsión.

2.2 Biomecánica de los huesos.

Los huesos responden a las fuerzas aplicadas sobre su superficie siguiendo un patrón característico. La primera fase es elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene sólo durante el tiempo de aplicación de la fuerza tras lo cual, el hueso recupera su forma original. Si la fuerza aumenta, se entra en una fase plástica y el hueso, aunque se recupera parcialmente, queda deformado. Por último cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura.

La respuesta de tejido óseo frente a las fuerzas que se aplican sobre su superficie dependerá del tipo de fuerza, del tipo de hueso, así como de la densidad, arquitectura y composición del tejido óseo.

Las fuerzas que pueden actuar sobre el tejido óseo son de tres tipos: tensión, compresión y torsión.¹⁶

Gracias a la movilidad de la columna vertebral, el tronco puede efectuar movimientos en los tres planos: hacia delante (flexión, hacia atrás (extensión), de lado (inclinación lateral) y girando sobre sí mismo (rotaciones), (ver figura 2.1). Estos movimientos no tienen la misma amplitud en todos los niveles vertebrales, dependiendo de varios factores que varían según el nivel de que se trate:

1. La forma de las vértebras
2. La altura de los discos en relación con la de los cuerpos (cuanto más espesos sean los discos, mayor movilidad habrá).
3. La presencia de costilla (en la zona dorsal, lo que limita la movilidad).

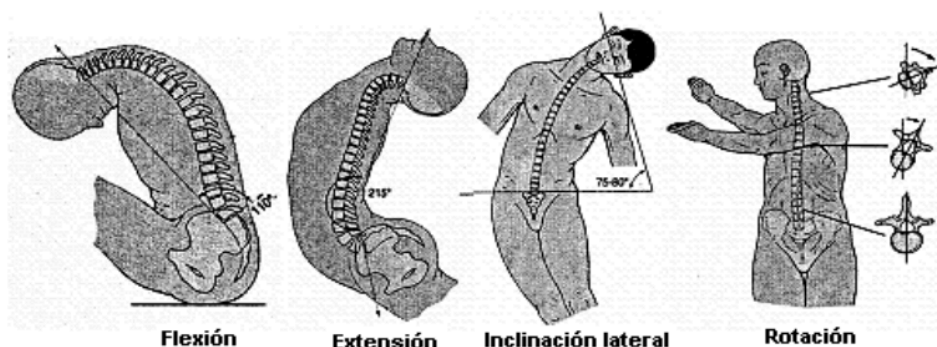


Figura 2.1 Movimientos de la columna vertebral.

2.2.1 Hueso esponjoso

Está conformado por un entramado tridimensional de tabiques o trabéculas óseas ramificadas que se orientan de manera paralela a las líneas de fuerza y limitan un sistema laberíntico de espacios intercomunicantes, ocupados por médula ósea. El hueso esponjoso se encuentra en el esqueleto axial, en las epífisis y metáfisis de los huesos largos y en huesos planos y tiene la capacidad de resistir fuerzas de compresión y tensión.

2.2.2 Biomecánica del hueso esponjoso.

El hueso esponjoso se caracteriza por poseer una estructura porosa que se mide mediante la densidad aparente o estructural. Para diferenciar ésta de la densidad de la matriz mineralizada se debe considerar el volumen de los poros de la masa del hueso. El aumento del área ocupada por los poros implica una disminución de las propiedades mecánicas del hueso.

Cuando el hueso esponjoso es sometido a deformación presenta inicialmente un comportamiento elástico, pero al mantenerse la aplicación de la carga comienza la rotura de algunas trabéculas. Al persistir las fuerzas se genera un fenómeno de reforzamiento estructural transitorio, previo a la fractura, determinado por el llenado de los poros del hueso aún con los fragmentos de las trabéculas rotas.

2.2.3 Hueso cortical.

Está constituido por una masa sólida y continua cruzada por una red de finos conductos longitudinales, denominados canales de Havers, y transversales, conocidos como conductos de Volkmann, que alojan vasos sanguíneos y fibras nerviosas. Predomina en el esqueleto apendicular, conformando la diáfisis de los huesos que adopta la forma de un cilindro hueco para contener la médula ósea. Sus particulares características lo hacen resistente a las fuerzas de flexión, torsión y cizallamiento.

2.2.4 Biomecánica del hueso cortical.

El hueso cortical es altamente anisotrópico, porque su resistencia depende de la orientación de la carga. La resistencia del hueso cortical depende de la dirección y forma en que se aplican las cargas, de modo tal que la resistencia a la compresión es mayor que a la tracción en todas las direcciones. La resistencia a la torsión suele tener un valor de, aproximadamente, un tercio de la correspondiente a la compresión.

Debido a la proximidad entre los límites elásticos y plásticos del hueso cortical, es muy rara la deformación elástica sin fractura en los huesos maduros. En cambio, en los huesos inmaduros, que tienen menor contenido mineral, es más frecuente la deformación plástica sin rotura ósea. El hueso cortical es más rígido y resistente cuando la velocidad de deformación es mayor, hecho que hace que su módulo elástico varíe hasta un 15% en función de la actividad física del individuo.

2.3 Biomecánica de la columna vertebral.

La función de la columna vertebral es sostener la parte superior del torso en varias posiciones, proporcionando suficiente flexibilidad para los movimientos del tronco y, al mismo tiempo, proteger la médula espinal.

Las actividades de la vida cotidiana demandan movimientos complicados del tronco, tales como flexión, torsión y sostener cargas.

2.3.1 Compresión.

Normalmente la columna se encuentra a compresión, debido al peso de la parte superior del cuerpo. Está construida de tal modo que puede resistir una presión considerable sin ser aplastada. Apiladas una sobre la otra, cada vértebra y cada disco se encuentran bajo la misma fuerza de compresión. Cada unidad que está comprimida se deforma, acortándose en la dirección de la fuerza compresiva, al mismo tiempo que se expande lateralmente. La resistencia que cada una presenta a la fractura, en este caso por aplastamiento, depende de dos factores: geometría de la estructura (tamaño y forma) y del material de que está hecha.

Al aplicar una fuerza a un cuerpo vertebral y a un disco, el cuerpo vertebral se deforma menos que un disco ya que es más rígido. El hueso del cuerpo vertebral es aproximadamente 100 veces más rígido que el material de que está formado el disco.⁸

La lesión más común de la columna es una fractura por compresión del cuerpo vertebral (ver figura 2.2).

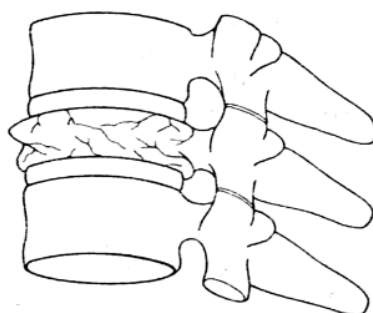


Figura 2.2 Fractura por compresión

El hueso puede fracturarse debido a cargas anormales que exceden la resistencia del hueso normal, o bien a patrones de carga esencialmente normales cuando el hueso es anormalmente débil. A menudo ocurren fracturas por compresión en hueso poroso sometido a las cargas compresivas

normales de la vida cotidiana, debido a que las características mecánicas del hueso han cambiado. Los materiales biológicos pueden presentar cambios en sus características, dependiendo de alteraciones en las condiciones fisiológicas normales (ley de wolff: atrofia por desuso o porosis) o en condiciones patológicas (osteomalacia, raquitismo, osteoporosis idiopática). Estas condiciones pueden alterar la rigidez del material (módulo de Young).

Cuando aplicamos un esfuerzo de compresión axial, el disco se aplasta y se ensancha, el núcleo se aplana, su presión interna aumenta y se transmite lateralmente hacia las fibras más internas del núcleo, así, la presión vertical se transforma en impulsos laterales y la tensión de las fibras del anillo aumenta.

La disminución de la altura del disco no es igual si está lesionado. Al cargar 100 [Kg], se aplasta 1.4 [mm] y se ensancha, en el caso de un disco lesionado, la disminución de altura y la recuperación del espesor es incompleta una vez retirada la carga.⁸

Las vértebras que soportan una carga se encuentran dispuestas en forma de pila, una sobre la otra, no hay aumento alguno en la resistencia total a la compresión (ver figura 2.3). La carga se transmite de una vértebra a la siguiente a lo largo de la columna y cada una recibe una carga casi igual a la carga total. Al ser transferida la carga a lo largo de la columna, cada unidad recibe, sucesivamente, una carga ligeramente mayor por el peso de las vértebras que se encuentran por arriba. Esto significa que aumenta el área de la sección transversal de cada unidad vertebral. Se podría decir que esto representa un intento del cuerpo para mantener el mismo esfuerzo de compresión en todos los niveles.¹⁰

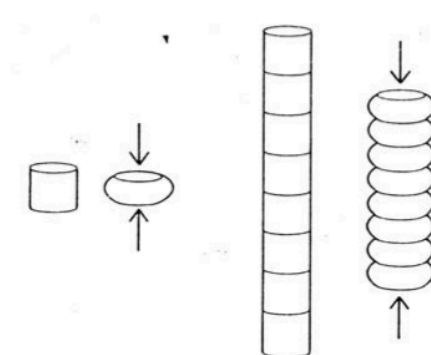


Figura 2.3 Disposición de la columna, cada unidad recibe la misma carga.

2.3.2 Tensión.

Todos los conceptos que se aplican en el caso de compresión, se aplican también en el caso de fuerzas de tensión.

Cuando se comprime el disco las caras vertebrales tienden a separarse, lo cual aumenta el espesor del disco, al propio tiempo, su anchura disminuye y la tensión de las fibras del anillo aumenta. El núcleo, que en estado de reposo está ligeramente aplanado, toma entonces una forma esférica.²

Es común en ortopedia aplicar tracción estequelética en el tratamiento de las fracturas-luxaciones cervicales. Intentando restituir la forma y posición originales de los segmentos individuales, se aplica la fuerza de tensión a la columna (ver figura 2.4).

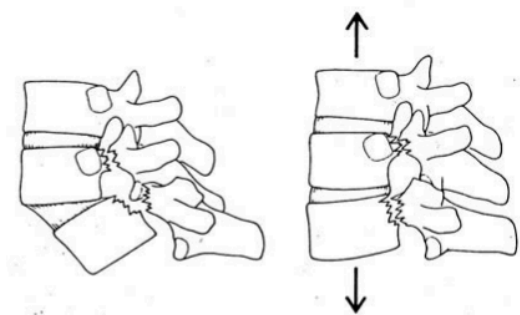


Figura 2.4 Fracturas-luxaciones recientes de la columna cervical son realineadas y reducidas por tracción.

2.3.3 Flexión.

Cuando la columna vertebral se flexiona en el lado posterior convexo, los ligamentos interespinosos, el ligamento amarillo y el ligamento longitudinal posterior, se tensan, mientras que en el lado anterior cóncavo el disco y el cuerpo vertebral se comprimen; cada uno de éstos se deforma y la magnitud del esfuerzo producido concuerda con el módulo de Young para el hueso, disco y ligamento.

Si se flexiona la columna hacia adelante con posición erecta, se puede aumentar la magnitud de la deformación en el disco debido a la flexión. El aumento dependerá de si el módulo de tensión de los ligamentos es mayor que el módulo de compresión del disco (ver figura 2.5).

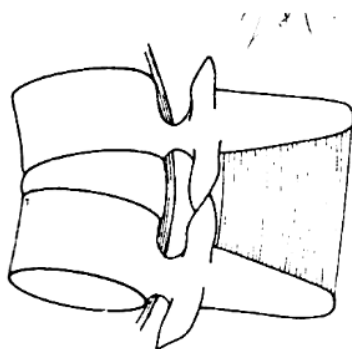


Figura 2.5 Si la cantidad del material o su resistencia no es igual en ambos lados de la flexión, el material más rígido limita el grado de flexión que puede ocurrir.

2.3.4 Torsión.

Los esfuerzos de torsión en la columna son producidos por fuerzas de rotación, fuerzas que tienden a girar la columna con respecto a su eje longitudinal. Cuando se aplican dichas fuerzas en cierto nivel vertebral, éste tiende a girar con respecto al nivel inferior.

En las vértebras la tensión alcanza su grado máximo a nivel de las capas centrales, cuyas fibras son más oblicuas. El núcleo se comprime y su presión interna aumenta proporcionalmente con el grado de rotación.

Frecuentemente, las lesiones por rotación de la columna se asocian con fracturas de las facetas, cuya función es impedir la rotación excesiva. En los niveles de la columna, la lesión más común por torsión es la fractura luxación (ver figura 2.6).

En el disco intervertebral al ser sometido a torsión, la distribución de la tensión depende del grado de degeneración del disco.

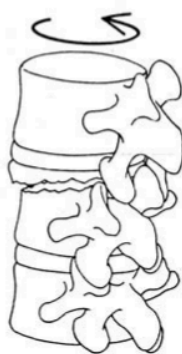


Figura 2.6 La torsión aplicada a la columna se transmite de vértebra a vértebra, principalmente a través de las articulaciones facetarias

2.4 Biomecánica del disco intervertebral.

El disco intervertebral, se sujeta a una variedad considerable de fuerzas y de momentos. El comportamiento biomecánico del disco es dependiente sobre su estado de degeneración.

Constituye 20-33% de la altura entera de la columna vertebral. El disco intervertebral es una estructura viscoelástica.

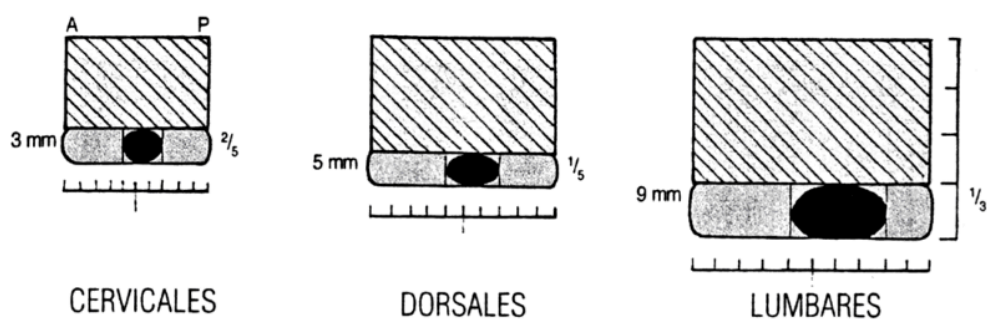


Figura 2.7 Espesor del disco intervertebral en relación con la vértebra

2.4.1 Presión intradiscal.

Por medio de experimentos in vivo en preparaciones de la vértebra-disco-vértebra que realizaron Nachemson y Morrison, encontraron que la presión del líquido dentro del núcleo está relacionada directamente con la compresión axial aplicada al disco (ver figura 2.8).

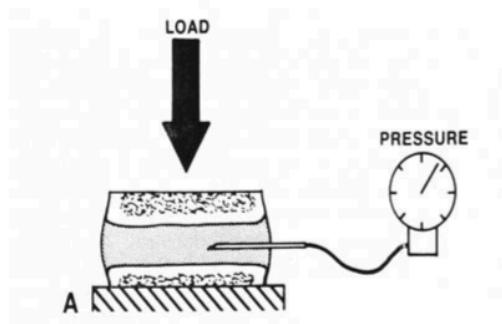


Figura 2.8 Carga aplicada al disco intervertebral.

La presión fue medida por un transductor bajo la forma de aguja especial que llevaba una galga de presión electrónica miniatura en su extremidad. Así, midieron la presión dentro del núcleo y podían computar la carga en el disco.

El transductor de presión de la aguja es calibrado introduciéndolo en núcleo pulposo de una unidad espinal funcional. Una correlación se obtiene entre la carga compresiva aplicada y la presión dentro del núcleo. Presiones intradiscales relacionadas con diversas posturas: 550 kilo Pascales [KPa] estando parado, y 700 [KPa] estando sentado.

2.4.2 Tensión en el disco intervertebral.

La tensión en un punto en un tejido fino se define como la fuerza por unidad de superficie. Cuando las tensiones en un punto exceden la fuerza del tejido fino en ese punto, el tejido fino falla. Por lo tanto, para entender los mecanismos de la falla del disco, es necesario saber la orientación y la magnitud de las tensiones generadas en respuesta a varias cargas aplicadas al disco. Las tensiones pueden ser extensibles, compresivas o esquileo. Los primeros dos se llaman las tensiones normales y son perpendiculares al plano de la observación, mientras que las tensiones de esquileo son paralelas al plano. Las tensiones son generalmente difíciles de medir, especialmente en el interior de una estructura.

2.4.3 Compresión en disco intervertebral.

La carga compresiva se transfiere a partir de una placa de extremo vertebral a la otra por el núcleo pulposo y el anillo fibroso de la pieza anular. En los años de la vida (entre 25-30 años), el núcleo tiene suficiente contenido de agua y actúa como una masa gelatinosa. Mientras que se aplica la carga, una presión dentro del núcleo empuja las estructuras circundantes en todas las direcciones lejos del centro del núcleo, es decir las porciones centrales de las dos placas de extremo vertebrales se empuja lejos de uno, y el anillo anular se empuja radialmente hacia fuera. La carga de compresión produce tensiones complejas dentro del anillo anular. Las tensiones aproximadas a lo largo de varias direcciones en las láminas externas e internas de la pieza anular se indican en la figura 2.9A. La longitud de la flecha corresponde a la magnitud relativa de la tensión. En las capas externas, las tensiones son generalmente pequeñas. Las tensiones axiales y circunferenciales son compresivas, mientras que la tensión anular de la fibra es extensible. El arreglo de las fibras en $\pm 30^\circ$ acomoda la absorción de tensiones extensibles. Las tensiones axiales y circunferenciales siguen siendo compresivas, pero su magnitud es más grande. La tensión de la fibra es más grande y aún extensible. La lámina interna de la pieza anular se sujeta a tensiones algo diversas. Además, hay presión del líquido del núcleo que apoya las láminas internas. La orientación de fibras anulares y el núcleo desempeñan papeles importantes en la transferencia de las cargas compresivas a partir de una vértebra a otra.¹¹

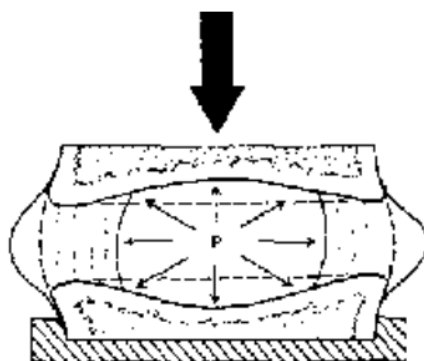


Figura 2.9A La presión dentro del núcleo se produce debido a la compresión. Esta presión empuja la pieza anular del disco y las dos placas del extremo hacia fuera.

La situación es absolutamente diferente cuando el núcleo es seco (ver figura 2.9B). El mecanismo de carga-transferencia se altera perceptiblemente porque el núcleo no es capaz de la suficiente presión del líquido. Consecuentemente, las placas de extremo se sujetan a menos presión en el centro, y las cargas se distribuyen más alrededor de la periferia. Las tensiones en el anillo anular también cambian. La tensión circunferencial es muy pequeña, la tensión anular es extensible y pequeña, y la tensión periférica casi desaparece.

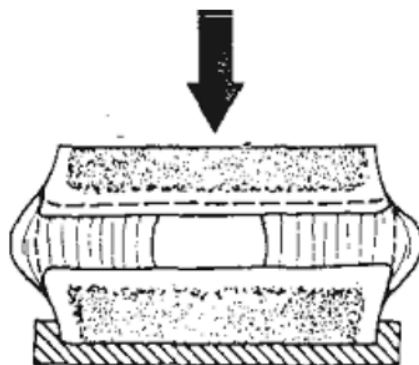


Figura 2.9B La carga se transfiere a partir de una placa de extremo a la otra por la pieza anular solamente, así cargando las placas de extremo.

Las tensiones en el disco debido a la carga de compresión pura no son bastante grandes para causar falla del disco. Esto ha sido confirmado por los experimentos en los cuales tal carga causó siempre falla de la placa de extremo.

2.4.4 Flexión en disco intervertebral.

La espina dorsal se sujeta a tensión en su lado convexo y a la compresión en su lado cóncavo, (ver figura 2.10).

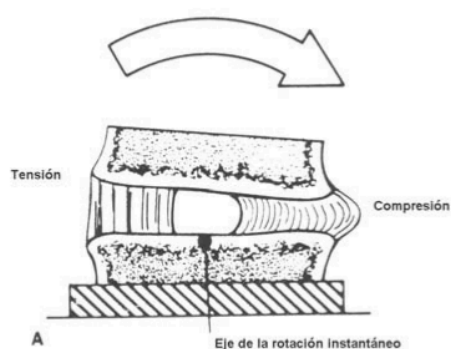


Figura 2.10A El eje de rotación instantáneo separa las dos zonas.

En el lado de la compresión del disco. Mientras que contrae en el lado de la tensión.

Así, las cargas de flexión se pueden representar como combinación de las cargas extensibles y compresivas, cada una aplicada a la mitad del disco, (ver figura 2,10B).

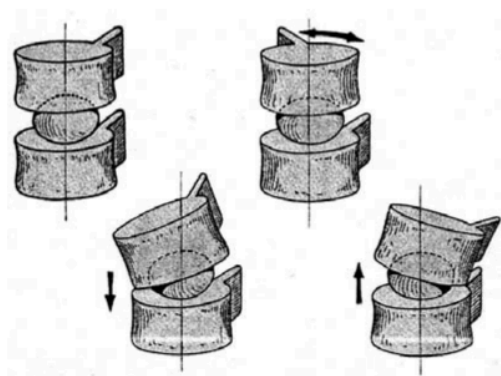


Figura 2.10B Disco intervertebral compresión, tensión y rotación.

2.5 Ligamentos espinales.

La naturaleza ha diseñado la espina dorsal de manera tal que cuando la unidad espinal funcional se sujeta a diversas fuerzas los ligamentos proporcionan resistencia a dichas fuerzas.

Los ligamentos tienen las siguientes funciones. Primero, los ligamentos deben permitir el movimiento fisiológico adecuado y fijar posturas entre vértebras, con un gasto mínimo de energía del músculo. En segundo lugar, deben proteger la médula espinal restringiendo los movimientos

dentro de límites definidos. Tercero, comparten con los músculos el papel de proporcionar estabilidad a la espina dorsal dentro de sus rangos fisiológicos del movimiento, (ver figura 2.11).

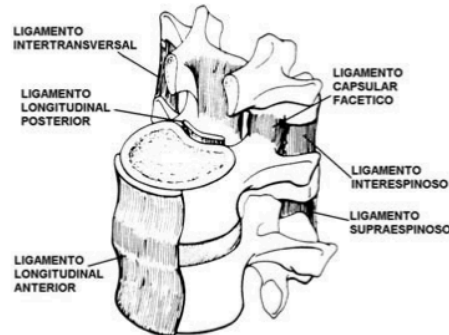


Figura 2.11 Ligamentos de la región cervical superior es distinta y absolutamente diferente del resto de la espina dorsal, pero los ligamentos en esta región son similares, aunque varían de tamaño, orientación, y puntos de acceso.

2.5.1 Anatomía cuantitativa de los ligamentos espinales.

Para describir el papel funcional de los ligamentos, es necesario hacer una descripción exacta de su anatomía. Para cada ligamento se debe incluir su longitud, área seccionada transversalmente y materiales de los que se compone. La información referente a áreas seccionadas transversalmente y longitudes de algunos ligamentos se proporcionan en la tabla 2.

Tabla 2 Área y longitud de los ligamentos de la columna vertebral.

Región	Nivel	Ligamento	Área (mm ²)	Longitud
Cervica	C1-C2	Transversal	18	20
		Alar	22	11
Lumba		Ligamento Longitudinal Anterior	53	13
		Ligamento Longitudinal Posterior	16	11

Región	Nivel	Ligamento	Área (mm ²)	Longitud
		Ligamento Capsular	–	–
		Ligamento Interespinoso	26	–
		Ligamento Supraespinoso	23	11

2.5.2 Propiedades físicas.

Las funciones biomecánicas de la espina dorsal descritas anteriormente se logran por el diseño mecánico de los ligamentos y de sus localizaciones y orientaciones con respecto a las vértebras a las cuales se unen. Tal característica es el comportamiento de la curva de la carga-desplazamiento. Una curva típica de la carga-desplazamiento de un ligamento se demuestra en la gráfica 1. Para cuantificar este comportamiento, se divide la curva de la carga-desplazamiento en tres regiones: la zona neutral (ZN) el desplazamiento más allá de la posición neutral debido al uso de una fuerza pequeña; (2) la zona elástica (ZE) el desplazamiento más allá de la zona neutral y hasta el límite fisiológico; y (3) la zona plástica (ZP) - más allá de la zona elástica y hasta que la fractura ocurre. Las zonas neutral y elástica combinadas constituyen el rango fisiológico del movimiento, mientras que la zona plástica es la región donde se incrementa la deformación. La viscoelasticidad de un ligamento es otra característica importante porque es responsable de su capacidad amortiguadora.

Grafica 1. Gráfica esfuerzo- deformación de los ligamentos.¹¹

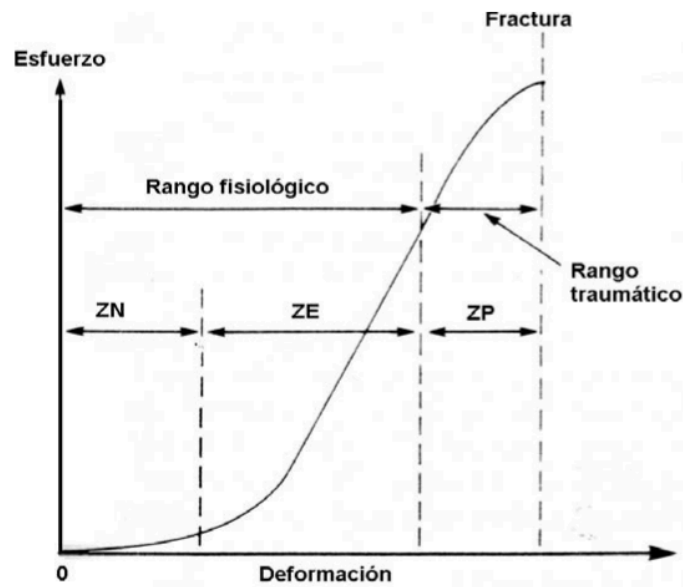


Tabla 3 Resistencia mecánica de los ligamentos de la columna vertebral.¹¹

	Carga [N]		Deformación [mm]		Esfuerzo [MPa]		Deformación [%]	
	Promedio	Rango	Promedio	Rango	Promedio	Rango	Promedio	Rango
Región cervical superior								
Ant. Atlantooccip. Memb.	233		18.9					
Post. Atlantooccip. Memb.	83		18.1					
ALL	281		12.3					
Atlanto-axial membrane	113		8.7					
CL	157		11.4					
Ligament transversal	354	170-700						
Apical	214	215-357	11.5					
Alar	286		14.1					
Vertebra crucial	43		25.2					
Membrana tectorial	676		11.9					

	Carga [N]		Deformación [mm]		Esfuerzo [MPa]		Deformación [%]	
	Promedio	Rango	Promedio	Rango	Promedio	Rango	Promedio	Rango
Región cervical inferior								
LL A	11.5	47-176	8.95	4.2-13.7				
LLP	74.5	47-102	6.4	3.4-9.4				
LF	138.5	56-221	8.3	3.7-12.9				
LC	204	114-264	8.4	6.8-10				
LI	35.5	26-45	7.35	5.5-9.2				
LS	—	—	—	—				
Torácica								
LLA	295.5	123-468	10.25	6.3-14.2				
LLP	106	74-138	5.25	3.2-7.3				
LF	200	135-265	8.65	6.3-11				
LC	168	63-273	6.75	3.9-9.6				
LI	75.5	31-120	5.25	3.8-6.7				
LS	319.5	101-538	14.1	7.2-21				
Lumbar								
LLA	450	390-510	15.2	7-20	11.6	2.4-21	36.5	16-57
LLP	324	264-384	5.1	4.2-7.6	11.5	2.9-20	26.0	8-44
LF	285	230-340	12.7	12.0-14.5	8.7	2.4-15	26.0	10-46
LC	222	160-284	11.3	9.8-12.6	7.6	7.6	12.0	12.0
LI	125	120-130	13.0	7.4-17.8	3.2	1.8-4.6	13.0	13.0
LS	150	100-200	25.9	22.1-28.2	5.4	2.0-8.7	32.5	26-39
LLA=Ligamento longitudinal anterior				LC= Ligamento capsular				
LLP= Ligamento longitudinal posterior				LI= Ligamento interespinoso				
LP=Ligamento flavum				LS=Ligamento supraespinoso				

2.5.3 Función de un ligamento.

Las características funcionales de un ligamento son una combinación de sus características físicas, su orientación y localización con respecto a la vértebra móvil. Por ejemplo, un ligamento con un brazo de palanca más grande proporciona mayor estabilidad a la espina dorsal que una de un brazo de palanca más corto. Este principio se ejemplifica en la figura 2.13, donde se muestra una vértebra con dos ligamentos (A y B) unidos a ella. La espina dorsal es flexible, haciendo que la vértebra rote alrededor de un eje de rotación instantáneo (ERI) con respecto a la parte inferior de la vértebra. Esto genera las fuerzas F_a y F_b , respectivamente, en cada uno de los dos ligamentos. Si se asume que, para el momento, las fuerzas generadas en cada uno de los ligamentos son de magnitud igual, entonces la resistencia al movimiento de flexión proporcionado por cada ligamento es directamente proporcional a los brazos de palanca. Así, el ligamento A proporcionará mayor estabilidad a la espina dorsal que el ligamento B, aún cuando ambos sean de tamaño igual y tengan características físicas iguales. Como puede ser visto en la figura 2.12, la función de un ligamento depende de la localización del centro instantáneo de rotación.

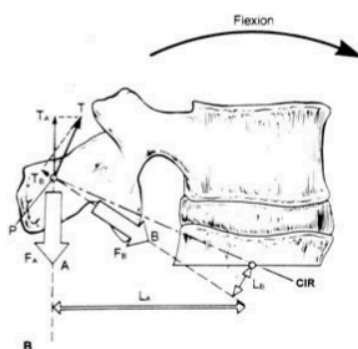


Figura 2.12 Dos ligamentos (A y B) unidos a una vértebra, generan un brazo de palanca.

2.6 La vértebra.

Aunque el diseño básico de las vértebras en diferentes regiones de la espina dorsal de C3 a L5 es aproximadamente igual, el tamaño y la masa de las vértebras aumentan de la primera cervical a la última vértebra lumbar. Esto es una adaptación mecánica debido a cargas de compresión progresiva a las cuales se sujetan las vértebras. Hay también otras diferencias. En la región cervical de la

espina dorsal, hay agujeros para las arterias vertebrales. Las vértebras torácicas tienen facetas articulares para las costillas. Por supuesto la espina dorsal sacral, es única.

La descripción de la anatomía vertebral es tan necesaria que la investigación de la biomecánica llega a ser más extensa y la práctica clínica más exacta. Dichos datos (todas las dimensiones de vértebras del C2 a L5) son demasiado numerosos. En la tabla 4 se muestran las dimensiones importantes y algunos niveles vertebrales representativos. La nomenclatura se presenta en la figura 2.13. Es importante recordar que la forma, el tamaño, y las características físicas de las vértebras cambian con la edad.

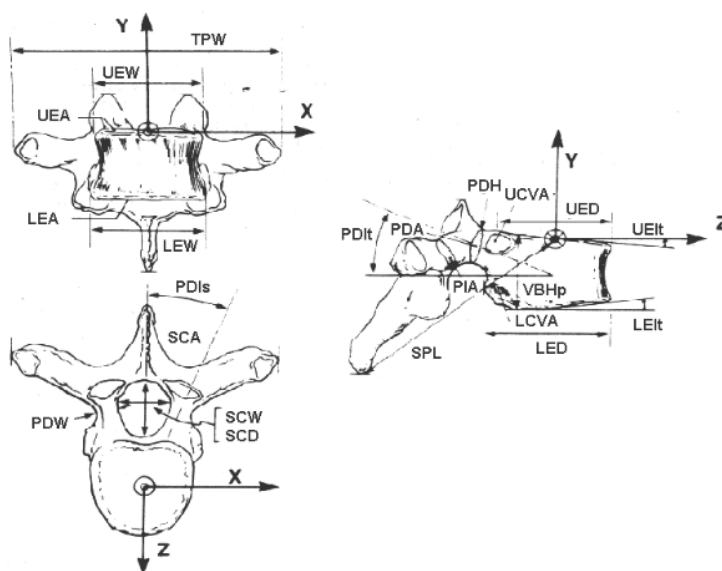


Figura 2.13 Nomenclatura de la vértebra torácica.

Tabla 4 Dimensiones importantes de la vértebra torácica.¹¹

	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
UEW[mm]	24.5	24.9	24.6	24.5	24.9	26.2	27.8	29.5	30.6	31.9	34.9	39.0
UED[mm]	18.5	19.6	22.7	23.3	24.3	26	27.4	27.9	29.3	30.5	31.9	32.8
LEW[mm]	27.8	27.4	25.9	26.0	27.0	28.2	29.1	30.5	33.0	35.4	39.1	42.1
LED[mm]	19.7	21.6	23.3	24.5	25.8	26.9	28.5	29.4	31.0	31.6	31.8	33.4
VBHp[mm]	14.1	15.6	15.7	16.2	16.2	17.4	18.7	18.7	19.3	20.2	21.3	22.7
UEA[mm]	300	333	373	381	426	483	547	605	678	727	842	954
LEA[mm]	376	398	412	444	495	552	603	664	755	834	945	1024
UELt[mm]	.8	1.7	2.4	1.5	2.1	2.1	1.6	1.3	0.9	0.5	2.7	2.2
LElt[mm]	3.0	1.8	2.1	2.0	1.8	2.0	2.3	1.2	1.2	2.2	1.8	2.0
SCW[mm]	21.8	19.5	18.3	17.0	17.1	17.3	17.3	17.7	17.9	18.2	19.4	22.2
SCD[mm]	16.4	15.3	15.9	16.2	16.3	16.5	16.1	15.9	15.7	15.5	16.0	18.1
SCA[mm]	213	200	189	192	201	206	199	194	200	202	220	280
PDW[mm]	8.2	8.4	7.0	5.5	6.2	6.0	6.5	6.7	7.6	8.3	8.8	8.8
PDH[mm]	9.3	11.1	11.8	11.9	11.2	12.0	11.8	12.5	13.9	14.7	16.9	16.5
PDA[mm]	52.2	46.3	38.1	32.5	31.6	3.5	36.8	43.8	52.3	64.8	88.4	90.9
PDI _s [mm]	28.1	28.9	22.5	21.8	20.2	19.4	23.4	22.5	19.3	14.4	12.9	8.0
PDI _t [mm]	4.6	16.5	8.1	6.4	8.6	7.0	10.9	12.1	8.3	6.8	8.9	4.8
SPL[mm]	50.1	52.1	51.7	51.1	52.1	53.8	50.5	52.8	51.3	49.3	45.6	47.4
TPW[mm]	75.3	69.4	60.8	56.9	61.1	61.3	60.4	59.9	59.3	59.3	52.2	46.9

2.7 Fuerzas y momentos en la vértebra.

Para documentar el comportamiento mecánico completo de la unidad funcional de la espina dorsal, bajo las curvas de la carga-desplazamiento, es necesario analizar las fuerzas y momentos que se generan en la vertebra utilizando un sistema coordenado con tres ejes X Y Z. Al aplicar cargas, los

componentes producen desplazamiento de la vértebra superior con respecto a la vértebra más baja. Estos dos movimientos se pueden dividir más a fondo con respecto a los ejes coordinados. Así, el desplazamiento tridimensional tiene seis componentes, tres translaciones adelante y tres rotaciones sobre los tres ejes del sistema coordinado, (ver figura 2.14).

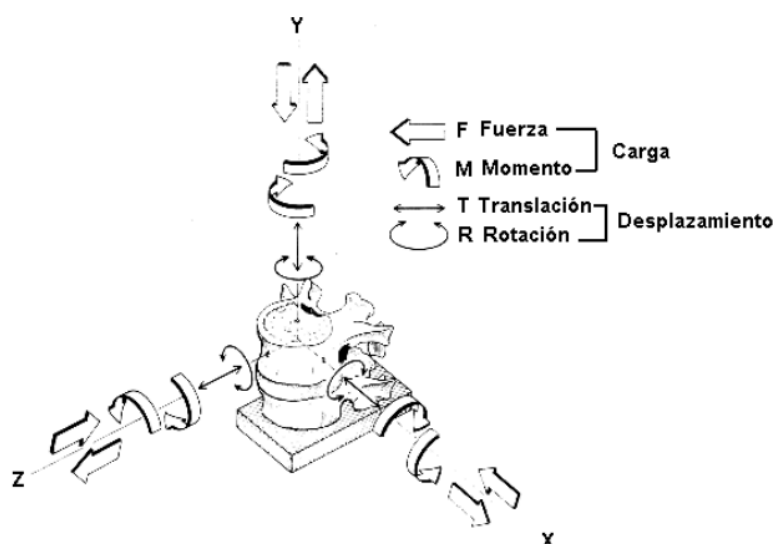


Figura 2.14 Fuerzas y momentos de la vértebra

2.8 Acoplador de movimientos intervertebrales.

Cada uno de los movimientos fisiológicos de la espina dorsal, tales como flexión y rotación, se describen por separado por simplicidad. Sin embargo, intrínsecamente están conectadas. Este fenómeno, se llama acoplador, es debido a la geometría de las vértebras individuales y los ligamentos y el disco que conectan, así como la curvatura de la espina dorsal. Los modelos matemáticos se pueden utilizar para explicar la curvatura de la espina dorsal, pero el comportamiento juntado debe también ser estudiado mientras que determina las características físicas del FSUs así como la espina dorsal entera. Dos o más movimientos individuales serían juntados (flexión lateral y rotación axial), cuando un movimiento es acompañado siempre por otro movimiento. El movimiento que es producido por una carga externa se llama el movimiento principal, y todos los movimientos de acompañamiento se llaman los movimientos juntados. Por ejemplo, cuando doblamos la espina dorsal en el plano sagital, la rotación de la flexión es el

movimiento principal y los movimientos de translación superiores e inferiores del acompañamiento se llaman los movimientos juntados. Según lo visto en la figura 2.14, una vértebra puede moverse en seis diferentes direcciones (se dice para tener seis grados de libertad). Es decir el movimiento tridimensional tiene seis componentes del movimiento: tres de translación y tres de rotación. Teóricamente hablando, de los componentes del movimiento se puede acompañar por cinco movimientos juntados. Por lo tanto, además de las translaciones juntadas del plano sagital, puede haber, fuera del plano sagital, movimientos juntados asociados a la flexión debido a la asimetría congénita, degenerativa, o traumática de los empalmes de la faceta.

2.9 Músculos espinales.

La espina dorsal, con sus ligamentos intactos pero desprovistos de músculos, es una estructura inestable. Se requieren los músculos y los controles neuromusculares para: (1) proporcionar la estabilidad del tronco en una postura dada y (2) para producir los movimientos durante actividad fisiológica. Los músculos pueden también desempeñar un papel en la protección de la espina dorsal.

Los músculos que controlan directamente los movimientos en la columna vertebral se pueden dividir en categorías según su posición: postvertebral y prevertebral.

Una representación esquemática de los músculos que rodean la espina dorsal en la región lumbar se demuestra en la figura 2.15. Algunos estudios recientes han proveído información cuantitativa referente a la localización, la orientación, y al tamaño de los músculos. Estos tipos de datos son extremadamente importantes para la comprensión de la función biomecánica de cada músculo.

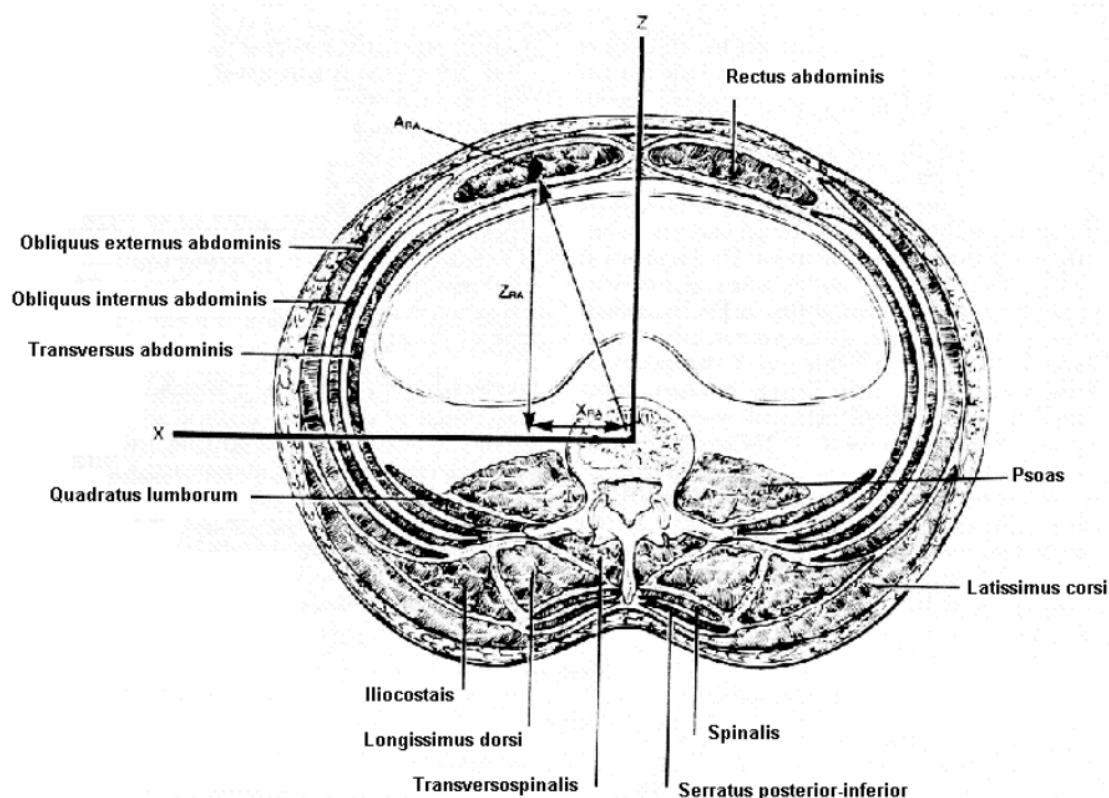


Figura 2.15 Representación esquemática de los músculos que rodean la espina dorsal en la región lumbar.

2.9.1 Biomecánica de los músculos espinales

Los músculos espinales, como la mayoría de los otros músculos, tienen varias funciones biomecánicas. Con su actividad producen los movimientos del cuerpo generando momentos y esfuerzos de torsión, de flexión. A través del mismo mecanismo también resisten cargas externas. Es importante, proporcionan estabilidad dinámica a la espina dorsal. Primero, los músculos deben generar la fuerza así como su cambio de longitud. En segundo lugar, deben aumentar la dureza del sistema espinal (columna ligamentos y la musculatura circundante), así aumentando estabilidad.

CAPÍTULO III

ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO DE LA REGIÓN LUMBAR DE LA COLUMNA VERTEBRAL.

3.1 Introducción.

A partir del modelo de elemento finito es posible analizar el comportamiento mecánico de la columna sin necesidad de utilizar especímenes cadavéricos. Por lo tanto, el método de elemento finito se ha utilizado extensamente para analizar problemas biomecánicos. Este estudio pretende evaluar el comportamiento biomecánico de la región lumbar de la columna vertebral a la cual se le agregaron los 6 ligamentos principales.

3.2 Geometría en 3D.

Los textos anatómicos estándares proporcionan descripciones visuales de la anatomía vertebral, pero, raramente de cualquier dimensión cuantitativa; sin embargo, la investigación en biomecánica permite contar con información cuantitativa que se refleja en una mejor práctica clínica. Es importante resaltar que la forma, el tamaño, y las características físicas de las vértebras cambian con cada individuo así como con la edad; por ello, en el presente estudio se utilizó la región lumbar de la columna vertebral de una persona aparentemente sana, aproximadamente de 45 años de edad, con una estatura de 1.70 m y con 72 Kg de masa corporal. La base de datos asociada a la región lumbar de la columna vertebral fue proporcionada por el Laboratorio de Visualización de DGSCA, la cual fue obtenida a partir de tomografías 3D mediante la utilización del software MIMICS. Este procedimiento fue realizado por la DGSCA (ya que esta posee la base de datos), posteriormente, el Laboratorio de Ingeniería Mecánica Asistido por Computadora (LIMAC) editó la geometría en el software llamado RAPIDFORM 6 (versión demo), con el cual se exportan las geometrías al software Unigraphics NX3 donde se realizó el ensamble, ya que las vértebras que constituyen la región lumbar se encontraban por separado, (Ver figura 3.1). Las uniones de vértebra con vértebra se dieron mediante las apófisis con operaciones booleanas, se crearon los discos intervertebrales como se muestra en la figura 3.1.

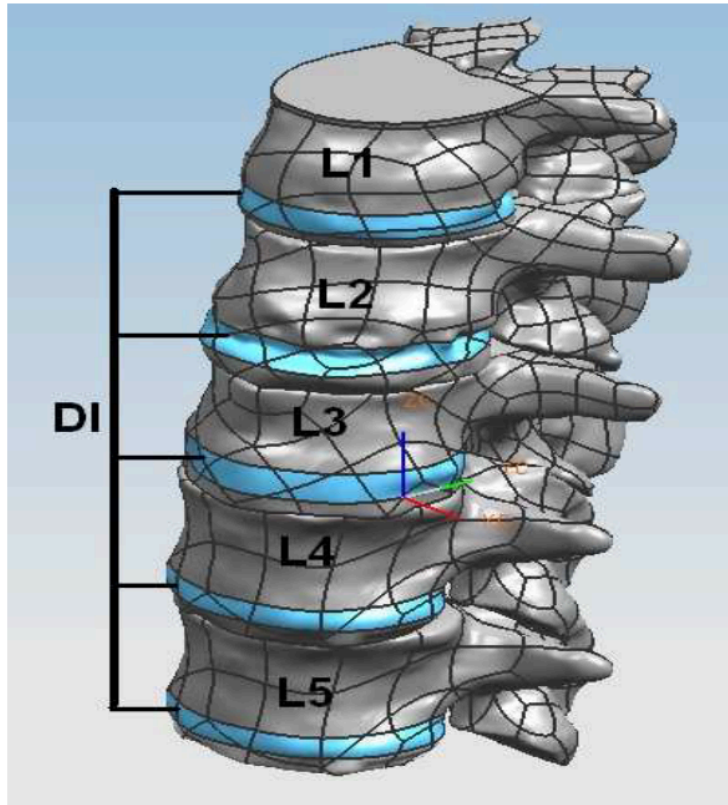


Figura 3.1 Ensamble de las 5 vértebras lumbares (L1-L5) y la creación de los discos intervertebrales (DI).

Parte del presente trabajo fue agregar a la región lumbar 6 ligamentos principales: ligamento longitudinal anterior, ligamento longitudinal posterior, ligamento intransversal, ligamento flavum o amarillo, ligamento supraespinoso y ligamento interespinoso, (ver figura 3.2) con ayuda del software Unigraphics NX5 disponible en el LIMAC. La geometría, así como las dimensiones (Tabla 5) de los distintos ligamentos, fueron obtenidas de la literatura; en la figura 3.2 se muestra la posición de dichos ligamentos. Estos ligamentos fueron creados en su mayoría a partir de superficies de barrido las cuales permiten crear un sólido en diferentes planos de trabajo, labor complicada ya que algunos ligamentos como lo son el ligamento amarillo y el ligamento longitudinal posterior se encuentran en el centro de las vértebras (orificio por donde discurre la medula espinal) y donde la geometría impide la visualización del lugar apropiado para crear dichos ligamentos. La localización de los ligamentos fue observada en la literatura, en libros de anatomía,

y se seleccionaron posiciones de tal manera que se coincidiera con la ubicación anatómica del cuerpo humano.

Tabla 5. Magnitud de ligamentos. LLA= Ligamento longitudinal anterior, LLP= Ligamento longitudinal posterior, LF = Ligamento flavum, LI = Ligamento interespinoso, LS =Ligamento supraespinoso, LIT= Ligamento intertransversal.¹¹

<i>Región Lumbar</i>	<i>Área de sección transversal [mm].</i>
LLA	70
LLP	20
LF	40
LI	26
LS	22
LIT	1.8

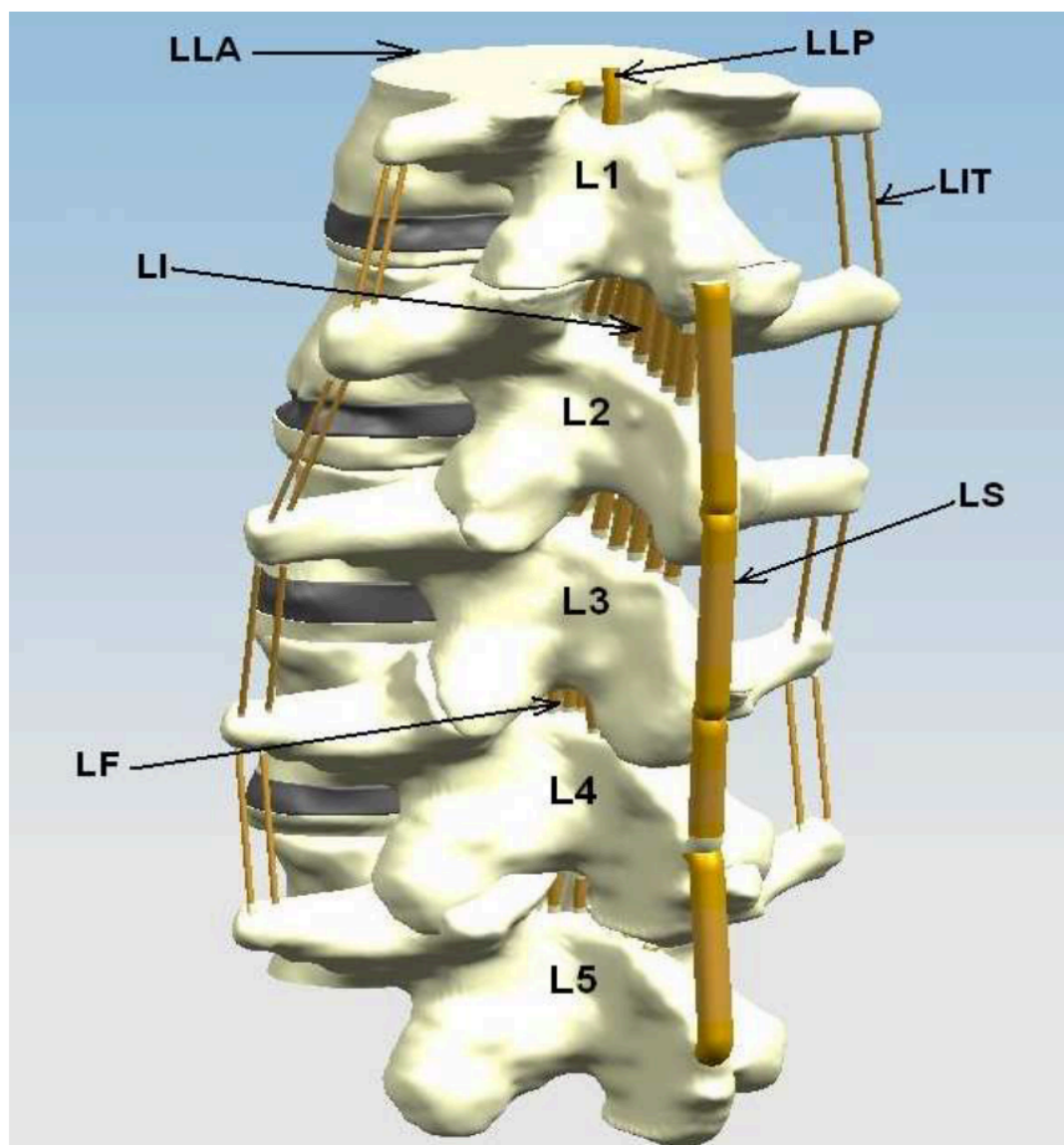


Figura 3.2 Ligamentos presentes en una región lumbar; LLA, ligamento longitudinal anterior; LLP, ligamento longitudinal posterior; LF, ligamento flavum; LIT, ligamento intertransversal; LIE, ligamento interespinoso; LS, ligamento supraespinoso.

3.3 Modelo de elemento finito.

Las propiedades de los modelos fueron obtenidas de la literatura (Panjabi et al, 1984 y Missoum Moumene, PhD, and Fred H. Geiser, MD, PhD, 2007), y se muestran en la tabla 6. El hueso cortical de las vértebras fue simulado usando un mallado tetraédrico con un tamaño de distancia entre nodo de 4.7. El disco intervertebral fue modelado como material sólido con mallado tetraédrico con 4.7

de distancia entre nodos. Los detalles de número de nodos utilizados de cada elemento de la columna para el modelado son mostrados en la tabla 7.

Los 6 ligamentos principales en la región lumbar fueron modelados usando elementos 3D tetraédrico, el material de los ligamentos se obtuvo de la literatura y se muestran en la tabla 6. Se determinaron las líneas de intersección de los ligamentos con las vértebras y discos intervertebrales para simular la ubicación anatómica lo más real posible. A la unión de estos con las vértebras se les asignó una condición de acoplamiento de malla coincidente.

Tabla 6. Propiedades de los diferentes materiales.¹¹

<i>Material</i>	<i>Densidad</i> <i>[Kg/m³]</i>	<i>Módulo de</i> <i>Elasticidad</i> <i>[MPa]</i>	<i>Coefficiente de</i> <i>Poisson</i>
LLA	50	20	.3
LLP	50	20	.3
LF	50	19.5	.3
LI	50	11.6	.3
LS	50	15	.3
LIT	50	58.7	.3
Vértebra	110	100	.2
Disco intervertebral	1000	4.2	.45

Tabla 7. Número de elementos y nodos utilizados en elemento finito.

<i>Nombre</i>	<i>Número de elementos</i>	<i>Número nodos</i>
LLA	268	550
LLP	264	532
LF	150	303
LI	272	578
LS	305	628
LIT	457	1138
Vértebra	24546	40829
Disco intervertebral	2554	5151

3.4. Análisis de vértebras L4-L5 para validar el modelo de elemento finito de toda la región lumbar.

Como primera etapa del análisis de elemento finito, se desarrolló el modelo de la vértebra L4 y L5, (fig. 3.3). Este modelo de elemento finito se puso a prueba para comprobar la respuesta mecánica a una carga de compresión externa en comparación con los resultados experimentales realizados en cadáveres humanos in vitro (Panjabi et al, 1984) con la idea de validar el modelo propuesto.

3.4.1 Condiciones de frontera.

Esenciales: la vértebra L5 se encuentra totalmente fija en la parte inferior. **Naturales:** se aplicaron diversas cargas en la parte superior de la vértebra L4, comenzando con la carga fisiológica de 400 N hasta llegar a la carga de fractura de 3240 N.

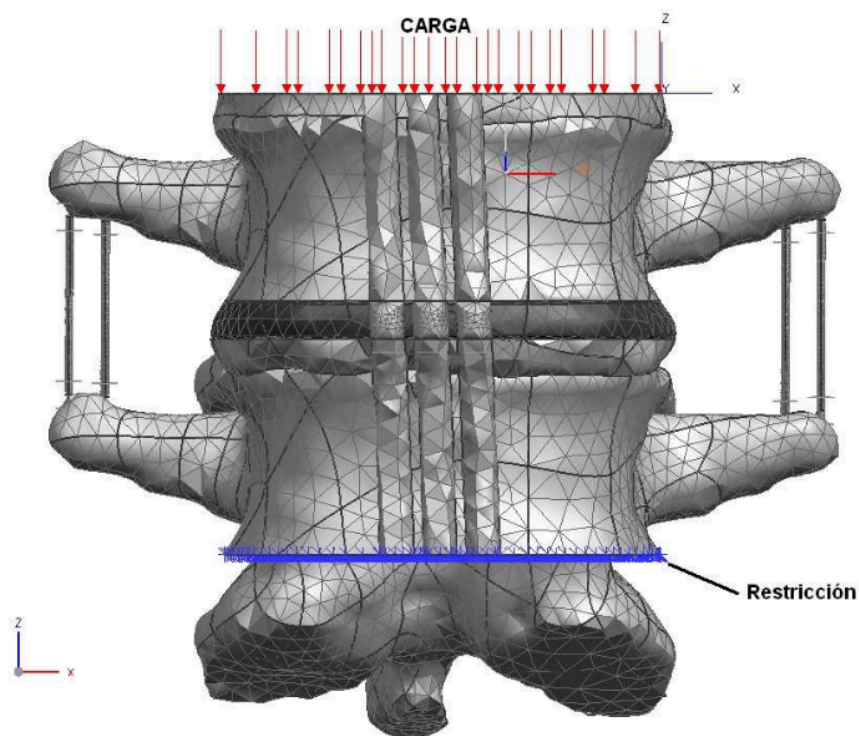


Figura 3.3: Modelado de elemento finito vértebras L4 y L5.

3.4.2 Tabla de Resultados.

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.

Tabla 8. Resultados del modelo de elemento finito.

<i>Carga [N]</i>	400	800	1300	1600	2000	3000	3240
<i>Desplazamiento [mm]</i>	0.2288	0.4576	0.7436	0.9152	1.1440	1.7160	1.8530

Los resultados de elemento finito en el modelo propuesto muestran un porcentaje de error del 18% a 400 [N] y al aumentar la carga el error se reduce hasta alcanzar un error del 12% al ser

comparados con datos experimentales, (Panjabi et al, 1984). La diferencia entre el modelo propuesto y los datos experimentales, se puede atribuir a la variación del tamaño de las vértebras, que podrían variar de las dimensiones exactas de un espécimen in vitro. Además, las características de los materiales en el modelo de elemento finito fueron tomadas de la literatura (las medidas y las propiedades de los materiales) y pueden no coincidir con los experimentales. Por lo que se considera que el modelo cumple con las necesidades del presente trabajo.

3.5 Modelado de la región lumbar a diferentes movimientos fisiológicos.

La región lumbar se colocó a diferentes movimientos fisiológicos, de flexión, flexión lateral, extensión y torsión. Se impusieron límites fisiológicos de movimiento al modelo de elemento finito en la flexión (60°), extensión (35°), rotación axial ($\pm 5^\circ$) y la flexión lateral de ($\pm 20^\circ$), en la figura 3.5 se muestran los planos correspondientes a dichos movimientos. Mientras, se colocó una precarga de 400 [N] aplicada normal al disco intervertebral.

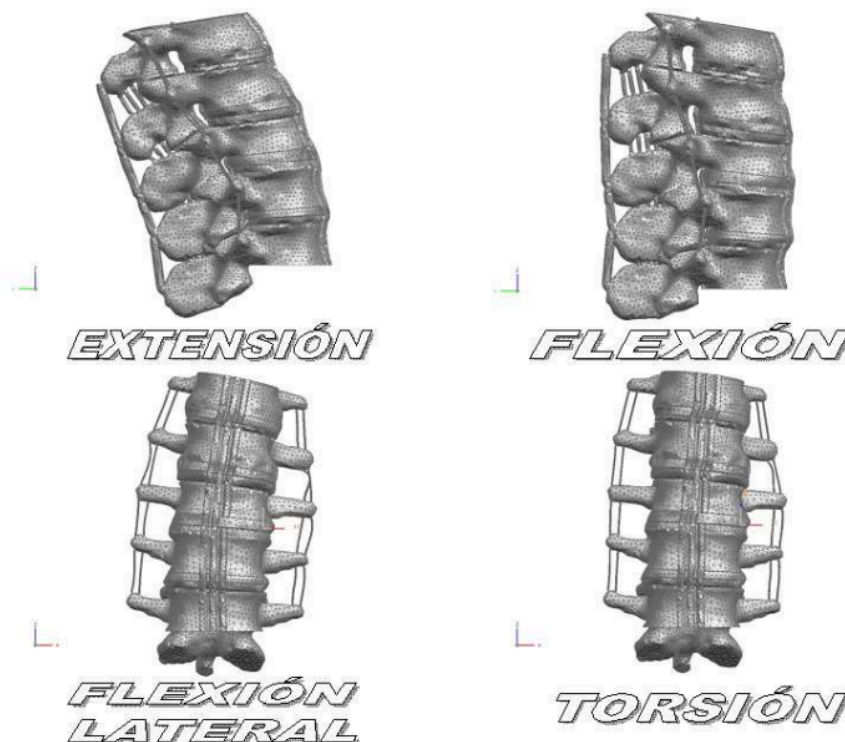


Figura 3.4 Diferentes movimientos fisiológicos.

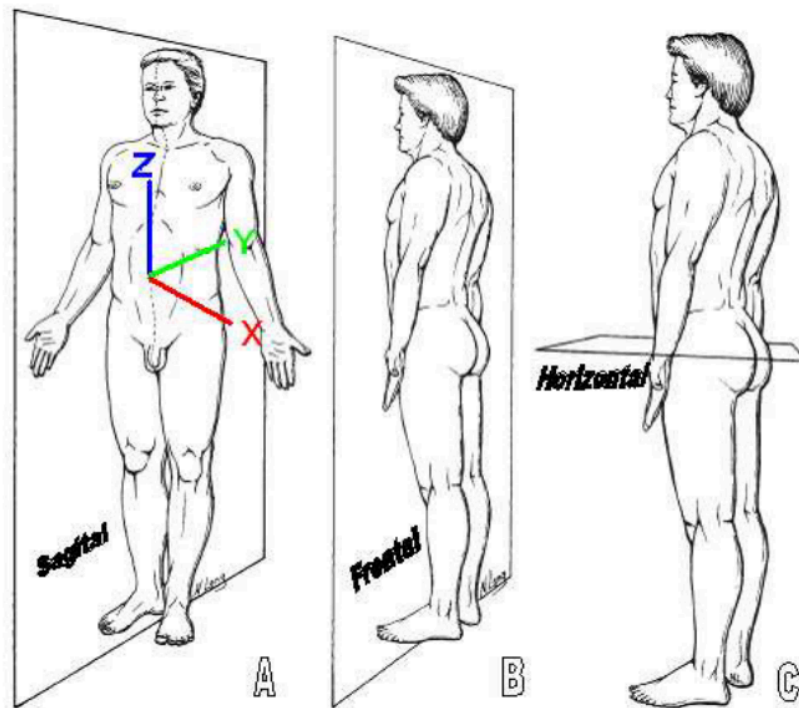


Figura 3.5: A, Plano sagital. Movimientos de flexión y extensión se realizaron en el plano sagital. B, Plano frontal. Movimientos de flexión lateral se realizarán en el plano frontal. C, Plano horizontal. Movimientos de rotación se realizarán en el plano horizontal.

3.5.1 Condiciones de frontera caso flexión.

Esenciales: la vértebra L5 se encuentra totalmente fija en la parte inferior. **Naturales:** se aplicó una fuerza de 400 [N] en dirección contraria del eje Y en la parte superior de la vértebra L1, este movimiento se realiza sobre el plano sagital, (Fig.3.6).

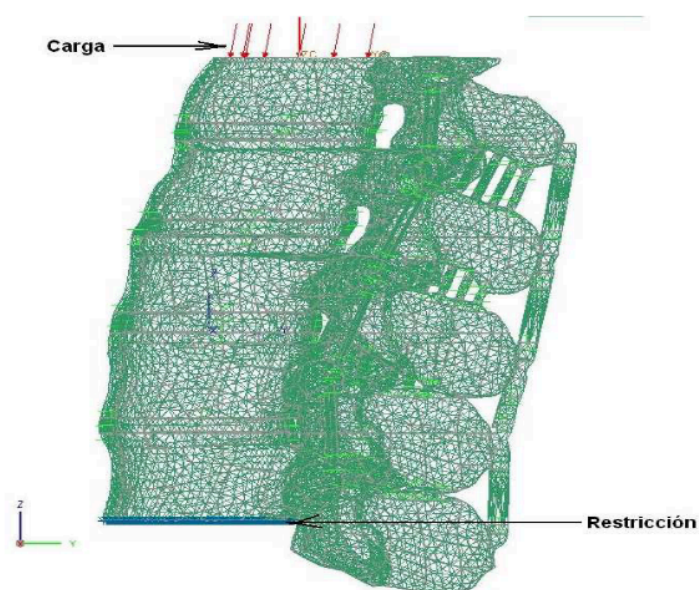


Figura 3.6 Cargas y restricciones (caso flexión).

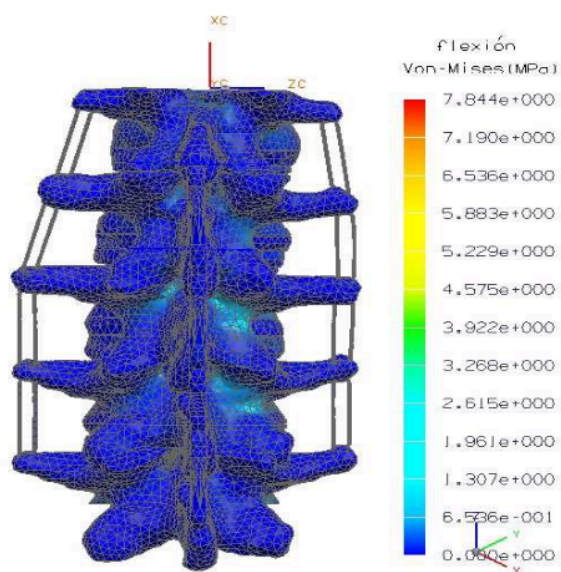


Figura 3.7 Esfuerzos por el criterio de von Mises (caso flexión).

En la figura 3.7 se observan los esfuerzos del análisis FEM de la región lumbar por el criterio de von Mises, en donde se observa que la vértebra L3 y L4 presentan mayor esfuerzo. Esto se debe a que las vértebras se comprimen y los ligamentos interespinoso, ligamento longitudinal posterior y

amarillo están trabajando a tensión. El mayor esfuerzo se presenta en el ligamento longitudinal posterior.

3.5.2 Condiciones de frontera caso extensión.

Esenciales: La vértebra L5 se encuentra totalmente fija en la parte inferior. **Naturales:** Se aplicó una fuerza de 400 [N] en dirección del eje Y en la parte superior de la vértebra L1, este movimiento se realiza en un plano sagital, (Fig. 3.8).

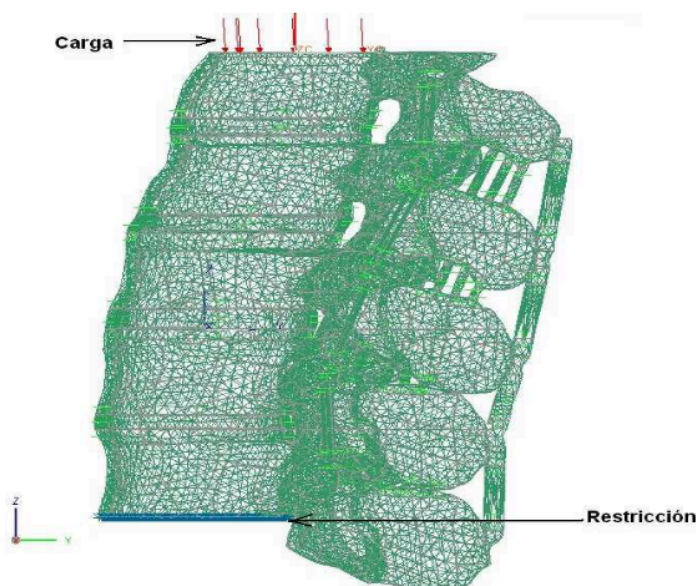


Figura 3.8 Cargas y restricciones (caso extensión).

En los esfuerzos por el criterio de von Mises mostrados en la figura 3.9 se observa que los mayores esfuerzos se concentran en las vértebras L3 y L4, con mayor magnitud en comparación con los resultados de la flexión y se observa mayor esfuerzo en los ligamentos interespinoso y ligamento longitudinal anterior, el ligamento longitudinal anterior el mayor esfuerzo se concentra en la vértebra L5.

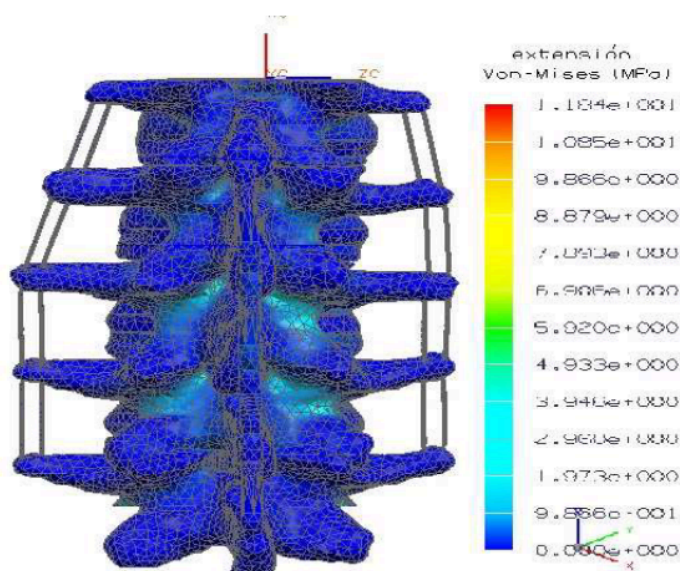


Figura 3.9 Esfuerzos por el criterio de von Mises (caso extensión).

3.5.3 Condiciones de frontera caso torsión.

Esenciales: la vértebra L5 se encuentra totalmente fija en la parte inferior. **Naturales:** se aplicó torsión con una magnitud de 7.5 [Nm] en la parte superior de la vértebra L1 así como la carga fisiológica de 400 [N] (Fig. 3.10).

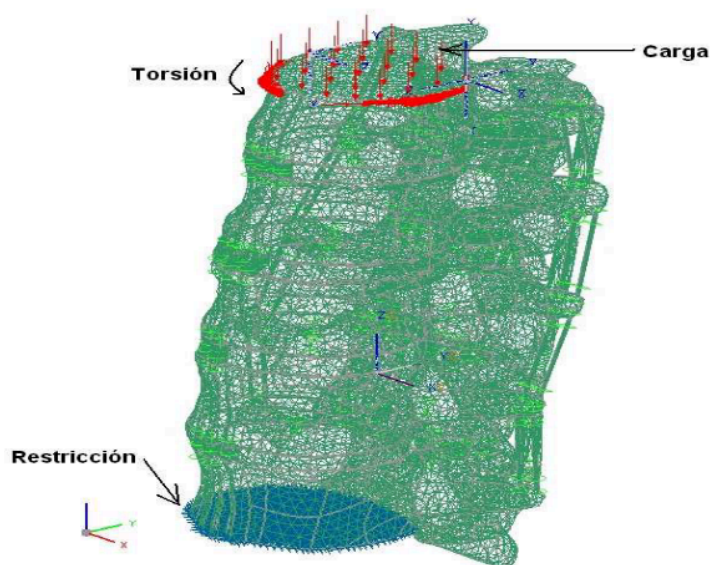


Figura 3.10 Cargas y restricciones (caso torsión).

En la figura 3.11 los mayores esfuerzos se concentran en el lugar de las facetas, facetas que sirven como freno para un movimiento excesivo de torsión. El mayor esfuerzo en los ligamentos se concentra en los longitudinales anteriores y posteriores.

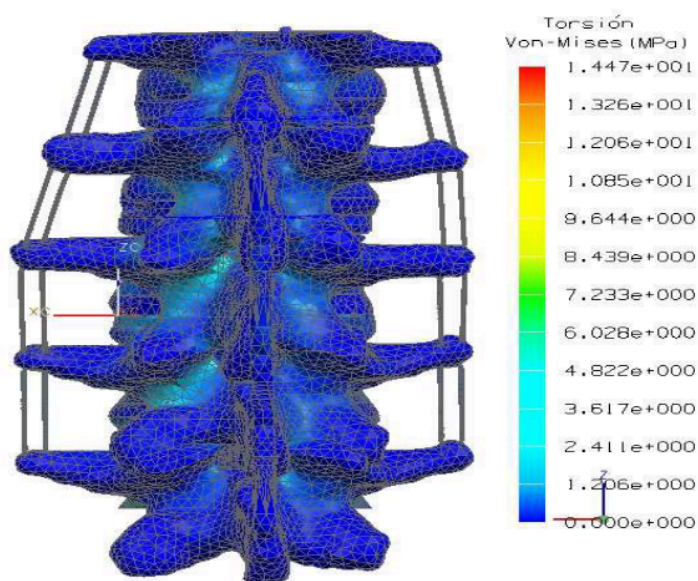


Figura 3.11 Esfuerzos por el criterio de von Mises (caso torsión).

3.5.4 Condiciones de frontera caso flexión lateral.

Esenciales: la vértebra L5 se encuentra totalmente fija en la parte inferior. **Naturales:** le aplicó una fuerza de 400 [N] en dirección del eje X en la parte superior de la vértebra L1, este movimiento se realiza sobre el plano frontal, (Fig. 3.12).

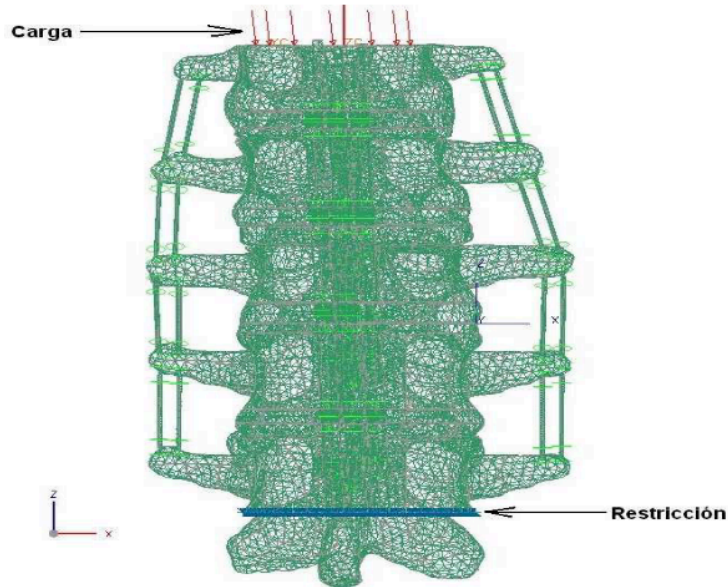


Figura 3.12 Cargas y restricciones (caso flexión lateral).

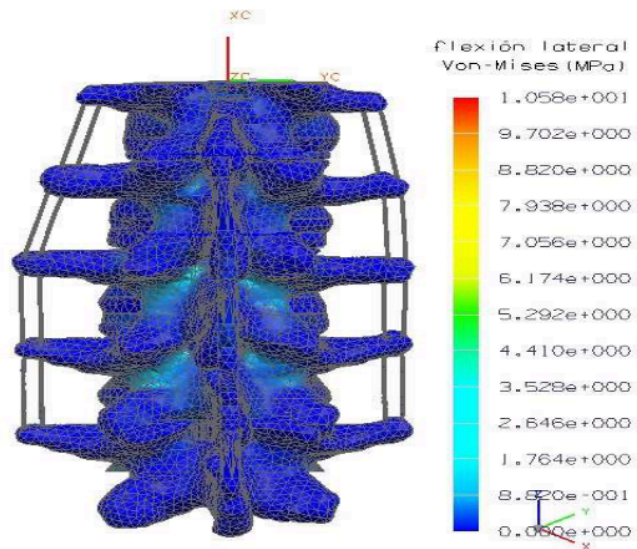


Figura 3.13 Esfuerzos por el criterio de von Mises (caso flexión lateral).

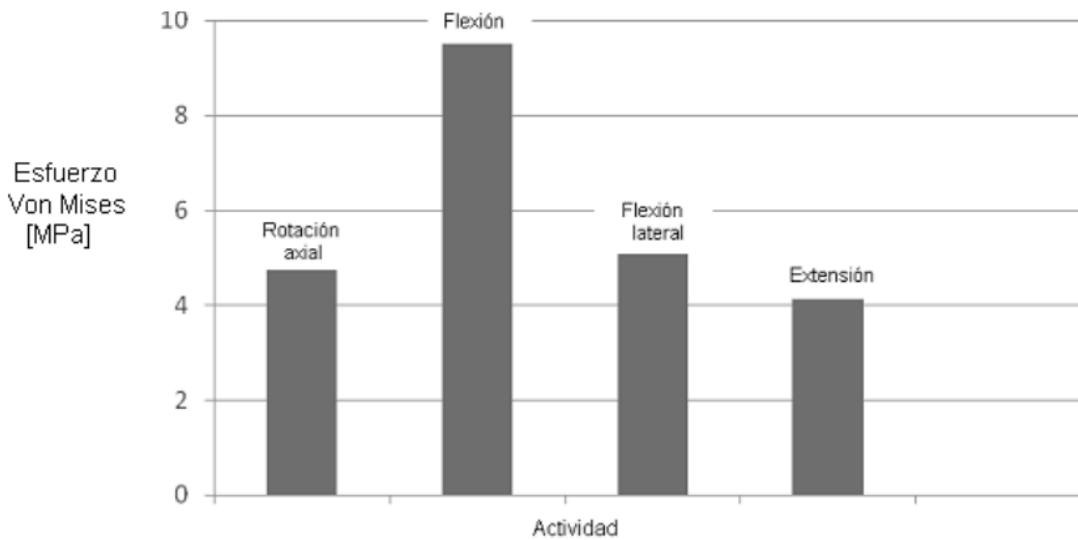
En los resultados obtenidos de extensión lateral se observa que en los pedículos de las vértebras L3 y L4 se concentran los mayores esfuerzos debido a la carga fisiológica y al movimiento. En este caso, el ligamento intertransversal trabaja oponiéndose al movimiento y se encuentran a tensión.

3.5.5 Resultados del análisis de la región lumbar con diferentes movimientos fisiológicos.

En el caso de la rotación este movimiento es probablemente más peligroso para el disco, que cualquier otro. Existe un sitio donde las cargas fisiológicas de movimiento son mucho más grandes, éstas se encuentran en la L3-L4, como se muestran en las figuras 3.3, 3.4 y 3.5.

Como se observa en la gráfica 2, en la vértebra L3 el esfuerzo aumenta drásticamente durante la flexión. Este aumento se debe principalmente a la carga de compresión que se aplica y debido también a la lordosis de la región lumbar, lugar donde se concentran los esfuerzos.

Gráfica 2: Esfuerzos de von Mises para diferentes movimientos fisiológicos.



3.6 Región lumbar con variación de carga a compresión.

El objeto principal de este modelado es predecir el papel que desempeñan los ligamentos en la región lumbar bajo diferentes configuraciones de carga.

Así se estudiará el comportamiento de los diferentes ligamentos de la región lumbar cuando se presentan cargas que van desde 400 [N] a 3240 [N]. La primera carga corresponde al peso aproximado del ser humano, en esta se estima conocer el comportamiento de la región lumbar soportando el peso promedio aproximado del ser humano, posteriormente se incrementa el peso para simular el sobrepeso o simular la carga de objetos extremadamente pesados. Las cargas de compresión son un componente importante que actúan en la columna vertebral, ya que están presentes en varias actividades ocupacionales de la vida diaria y las cargas excesivas podrían causar fracturas vertebrales. En la gráfica 3 se muestran los valores que se obtuvieron con el análisis de elemento finito en la región lumbar.

3.7 Condiciones de frontera carga a compresión.

Esenciales: la vértebra L5 se encuentra totalmente fija en la parte inferior. **Naturales:** se aplicó una fuerza compresiva de 400 [N] hasta llegar a una carga de 3240 [N] en dirección del eje Z en la parte superior de la vértebra L1 (Fig. 3.14). Los ligamentos seleccionados para dicho análisis, así como el eje de referencia, se muestran en la figura 3.15.

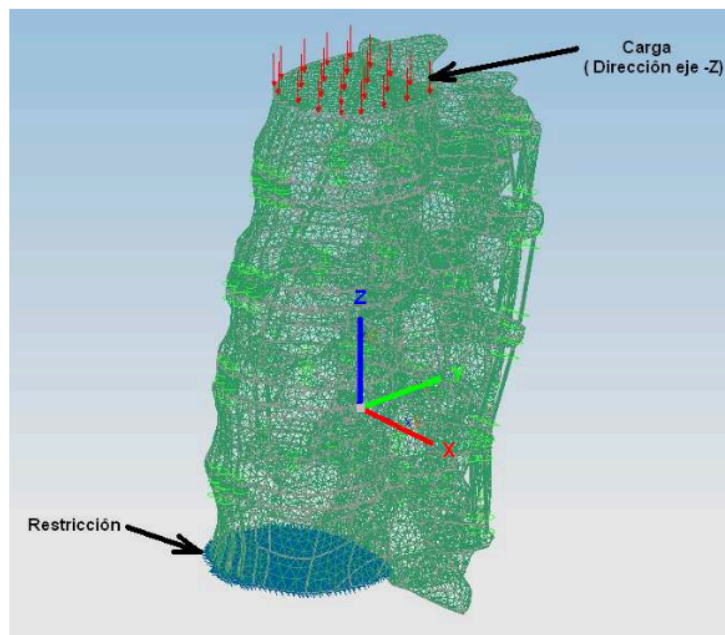


Figura 3.14 Cargas y restricciones (Región lumbar a compresión).

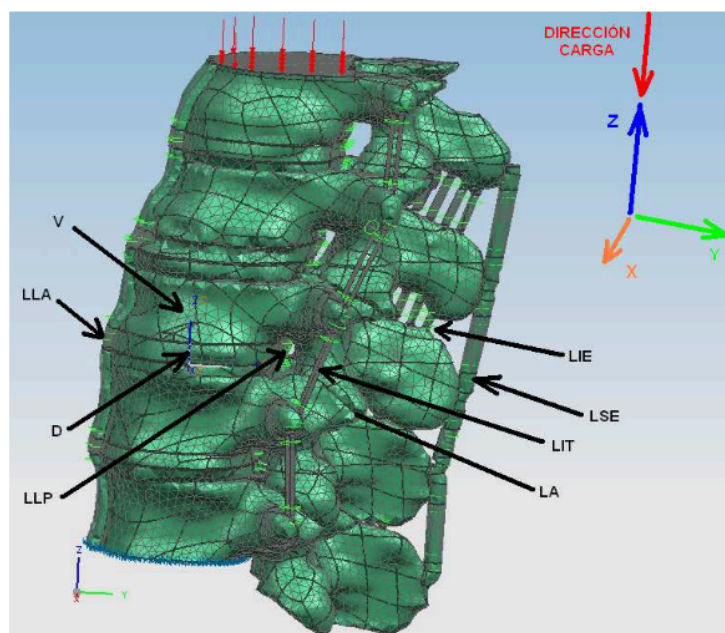
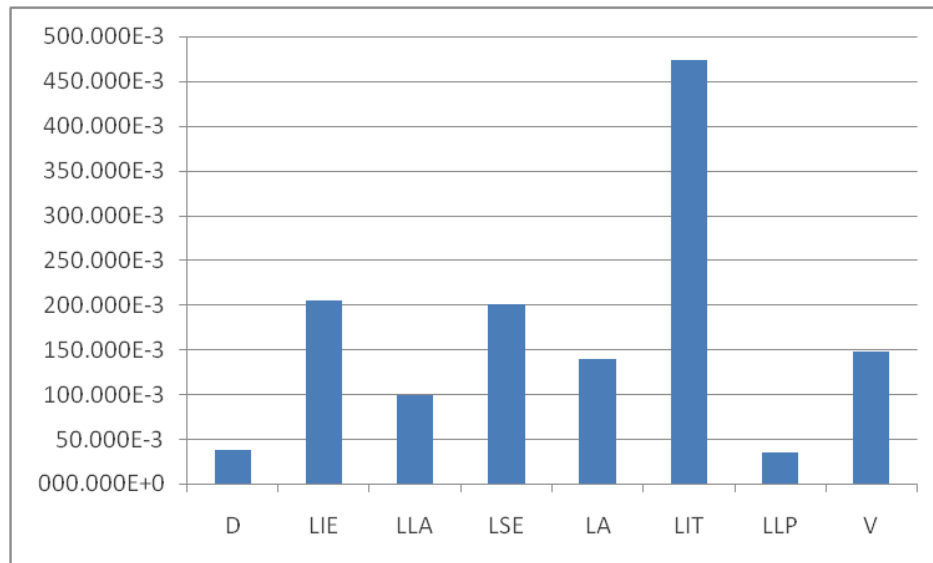


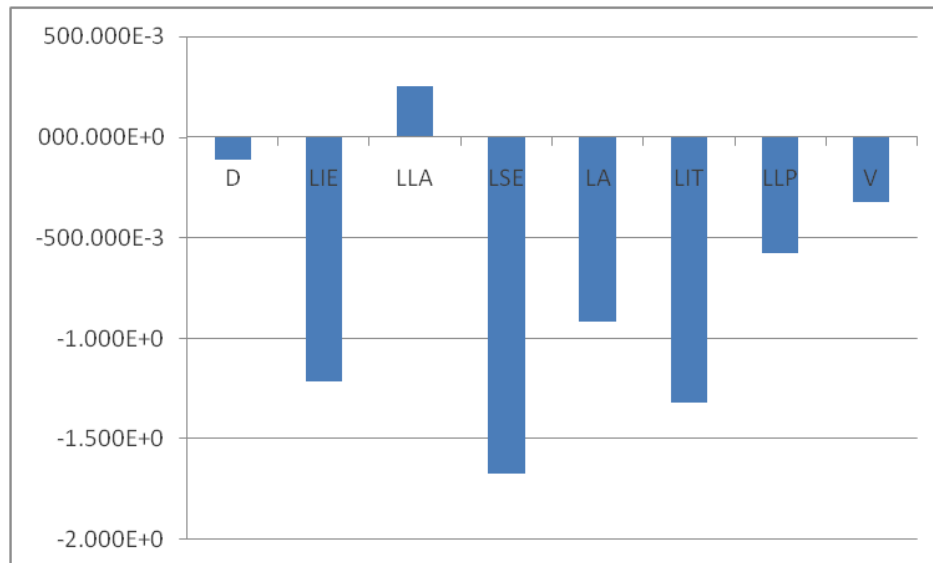
Figura 3.15 Ligamentos analizados con el criterio de von Mises y desplazamientos en Z (Región lumbar a compresión)

Gráfica 3: Criterio de von Mises; LA: ligamento amarillo, LIE: Ligamento interespinoso, LSE: Ligamento supraespinoso, D: Disco intervertebral, V: vértebra, LLA: Ligamento longitudinal anterior, LLP: Ligamento longitudinal posterior, LIT: Ligamento intertrasversal.



En algunas posturas existen ligamentos que restringen el movimiento de la columna dentro de los rangos establecidos, también es importante resaltar que los ligamentos tienen como objeto principal el trabajar a tensión, por lo que en dicho análisis los ligamentos que se encuentran a compresión no están trabajando para dicho movimiento. En la gráfica 4 se muestran los desplazamientos donde la carga es sometida sólo a compresión, ahí es donde el ligamento longitudinal anterior es sometido a tensión ya que la lordosis (curva en la región lumbar) es la responsable de este comportamiento.

Gráfica 4: Desplazamientos en el eje Z que es normal al disco intervertebral; LA: ligamento amarillo, LIE: Ligamento interespinoso, LSE: Ligamento supraespinoso, D: Disco intervertebral, V: vértebra, LLA: Ligamento longitudinal anterior, LLP: Ligamento longitudinal posterior, LIT: Ligamento intertrasversal.



CAPÍTULO IV

ANÁLISIS DE RESULTADOS.

4.1 Introducción.

En este capítulo se presenta el análisis de resultados del segmento vertebral L4-L5, así como de la región lumbar a diferentes movimientos fisiológicos y con variación de cargas a compresión, estableciendo una interpretación a dichos resultados.

4.2 Análisis de resultados de las vértebras L4-L5.

Resultados correspondientes a la validación de las dos vértebras lumbares L4- L5 (Fig. 3.3), donde se presentaron las diferentes condiciones de carga, las cuales son las siguientes 400 [N], 800 [N], 1300 [N], 1600 [N], 2000 [N], 3000 [N] y 3240 [N].

En la figura 4.1 se observa el comportamiento del segmento vertebral similar para las 7 diferentes condiciones de carga, mismas que tienen la peculiaridad de que la localización del esfuerzo máximo se concentra en los empalmes de la faceta, ya que en el contacto de estas dos superficies debe existir un coeficiente de fricción el cual no fue modelado para éste análisis.

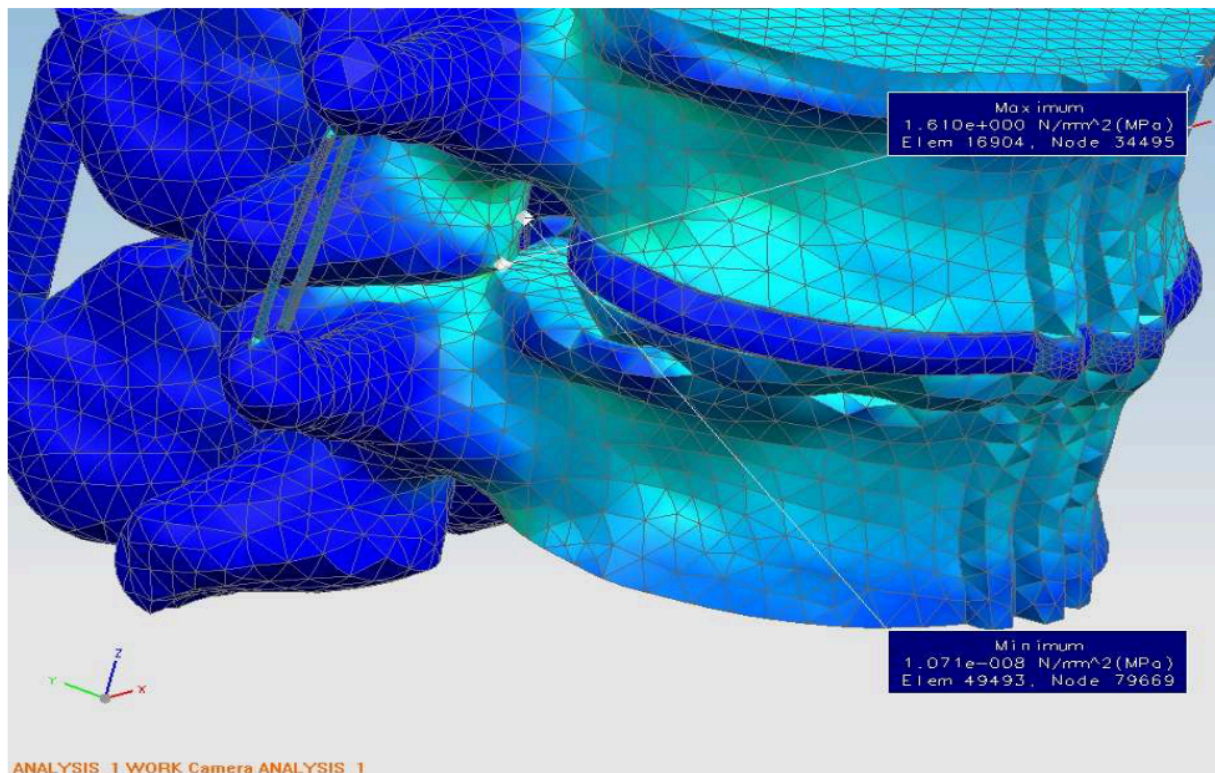


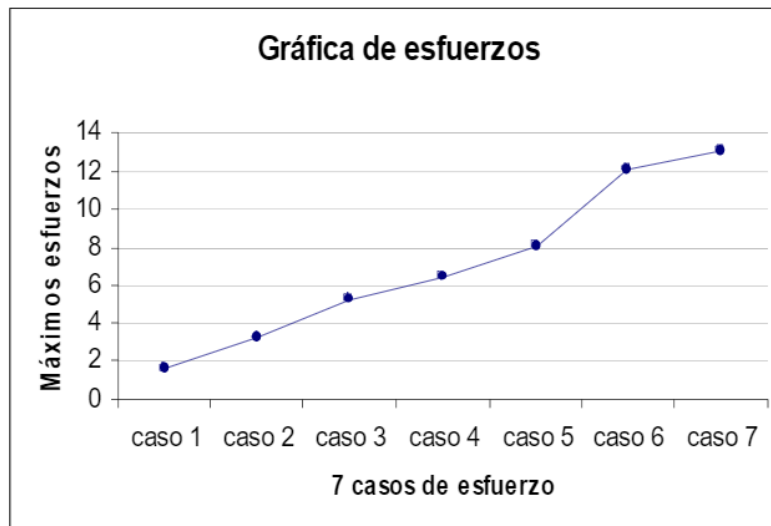
Figura 4.1 Resultados obtenidos para la condición de carga de 400[N]

En la tabla 9 se muestran los valores máximos obtenidos en las diferentes condiciones de carga de compresión.

Tabla 9. Resultados de los esfuerzos obtenidos para las diferentes condiciones de carga, empleando el método de von Mises

<i>Carga</i> <i>[N]</i>	<i>Esfuerzo</i> <i>Máximo</i> <i>[MPa]</i>	<i>Esfuerzo</i> <i>Mínimo</i> <i>[MPa]</i>
400	1.610	1.071 E-8
800	3.220	2.141E-8
1300	5.233	3.480 E-8
1600	6.441	4.283 E-8
2000	8.051	5.355 E-8
3000	12.08	8.031 E-8
3240	13.04	8.672 E-8

En la gráfica 5 se muestran los valores máximos de esfuerzos obtenidos en las 7 condiciones de cargas de compresión.



Gráfica 5. Esfuerzos máximos en diferentes cargas de compresión.

Los resultados de esfuerzos obtenidos en la gráfica 5 fueron validados con los estudios experimentales realizados en cadáveres humanos in vitro (Panjabi et al, 1984), la validación del modelo propuesto es importante para permitir realizar predicciones confiables para una gran variedad de investigaciones. Sin embargo al conocer la localización de los esfuerzos máximos a diferentes configuraciones de carga, revelaron que el no haber modelado la articulación de la faceta implica tener un error importante en el análisis, ya que ésta articulación contribuye considerablemente a la estabilidad de la columna vertebral bajo grandes cargas compresivas. Los resultados también demuestran que tanto el disco intervertebral y las facetas comparten toda la carga compresiva en grandes cargas, la faceta tiene el papel de reducir perceptiblemente la carga, así como evitar esfuerzos cortantes en los discos intervertebrales.

4.3 Análisis de resultados de la región lumbar a diferentes movimientos fisiológicos.

Como se mencionó en el capítulo 3.5, la región lumbar se colocó a diferentes configuraciones compresivas de carga, de flexión, flexión lateral, extensión y torsión. Al considerar dichas cargas, se estima conocer el comportamiento de dicha región lumbar, los resultados se muestran en las tablas 10, 11 ,12 y 13.

4.3.1 Resultados Flexión (60°)

Condición de carga 400[N]

Tabla 10. Resultados de los esfuerzos obtenidos para la flexión, empleando el método de von Mises

<i>Valor</i>	<i>Nodo</i>	<i>Esfuerzo [MPa]</i>
Máximo	94495	5.562
Mínimo	289368	0

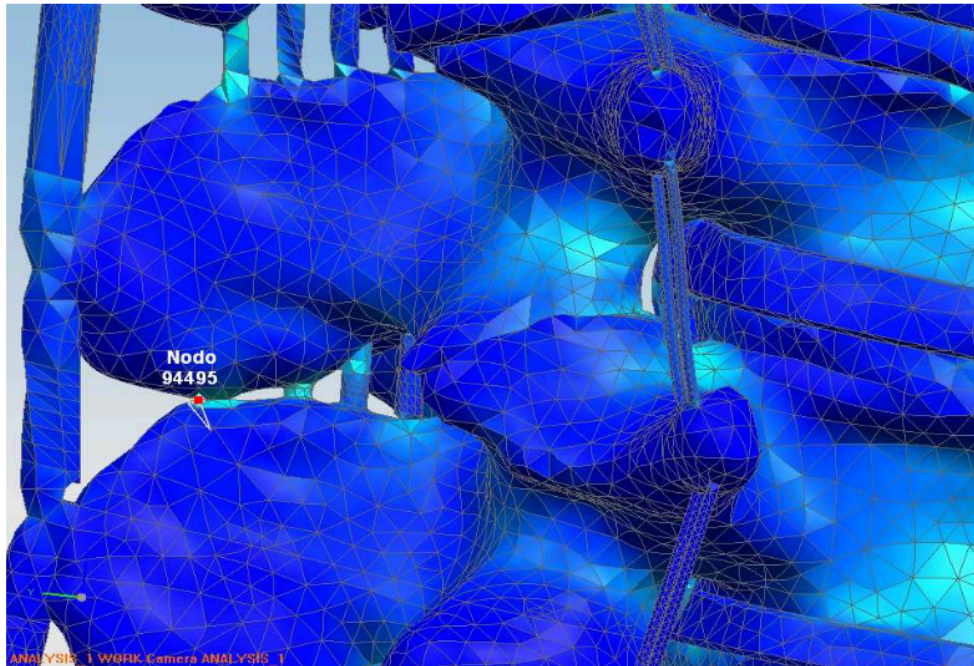


Figura 4.2 Resultados obtenidos para la flexión, condición de carga de 400[N]

Los máximos esfuerzos se concentran en el ligamento interespinoso donde se unen la vértebra L3 y L4, ya que este ligamento es el más alejado del eje neutral. Los resultados muestran que en la flexión la carga está sostenida por reacciones que generan los siguientes ligamentos; ligamento longitudinal posterior, interespinoso, supraespinoso y amarillo trabajando a tensión para tratar de estabilizar la columna. Por lo que gracias a estos ligamentos se evitan grandes esfuerzos en porciones anteriores del disco intervertebral. Sin embargo, como se mencionó anteriormente en la validación del presente modelo, al no modelar la faceta articular en el caso de éste movimiento fisiológico, no permite que las vértebras superiores se desplacen con menor resistencia, esto implica que se generen mayores esfuerzos.

4.3.2 Resultados Extensión (35°)

Condición de carga 400[N]

Tabla 11. Resultados de los esfuerzos obtenidos para la Extensión, empleando el método de von Mises

<i>Valor</i>	<i>Nodo</i>	<i>Esfuerzo [MPa]</i>
Máximo	135311	11.84
Mínimo	289368	0

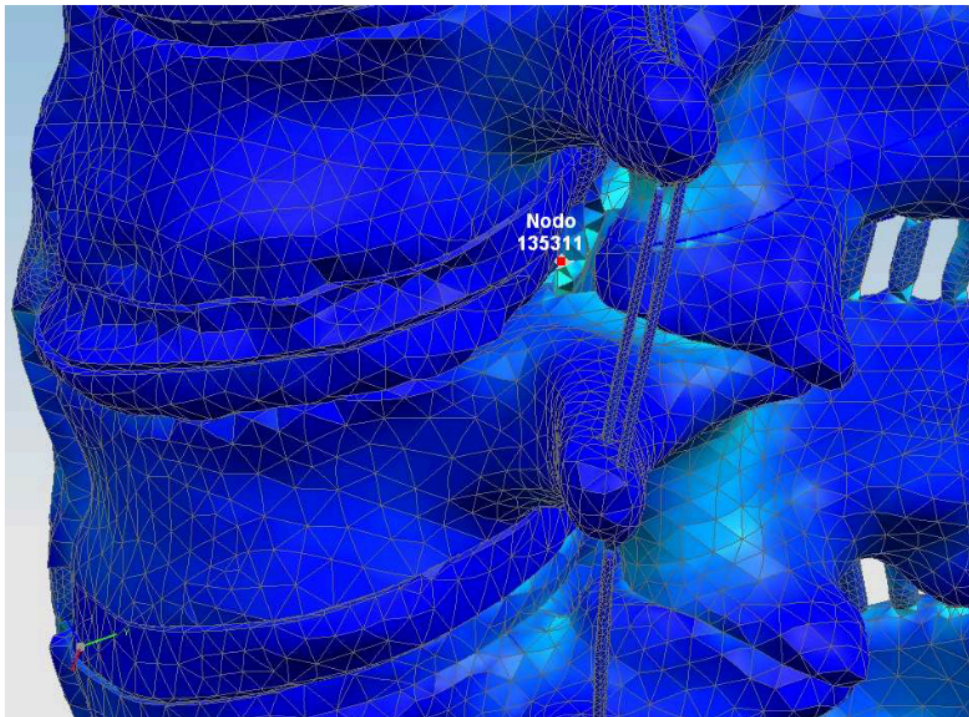


Figura 4.3. Resultados obtenidos para la extensión, condición de carga de 400[N]

Los máximos esfuerzos se concentran en el ligamento longitudinal posterior, en la unión de la vértebra L2 y L3. Los resultados obtenidos muestran que los ligamentos y las facetas desempeñan un papel importante al tratar de resistir el movimiento de extensión, el ligamento que soporta el esfuerzo a tensión es el ligamento longitudinal anterior y las láminas que se encuentran en la vértebra L3 y L4 muestran un esfuerzo de 2.4 [MPa].

4.3.3 Resultados Rotación (5°)

Condición de carga 400[N]

Tabla 12. Resultados de los esfuerzos obtenidos para la Rotación, empleando el método de von Mises

<i>Valor</i>	<i>Nodo</i>	<i>Esfuerzo [MPa]</i>
Esfuerzo faceta izquierda	133136	1.790
Esfuerzo faceta derecha	132363	0.806

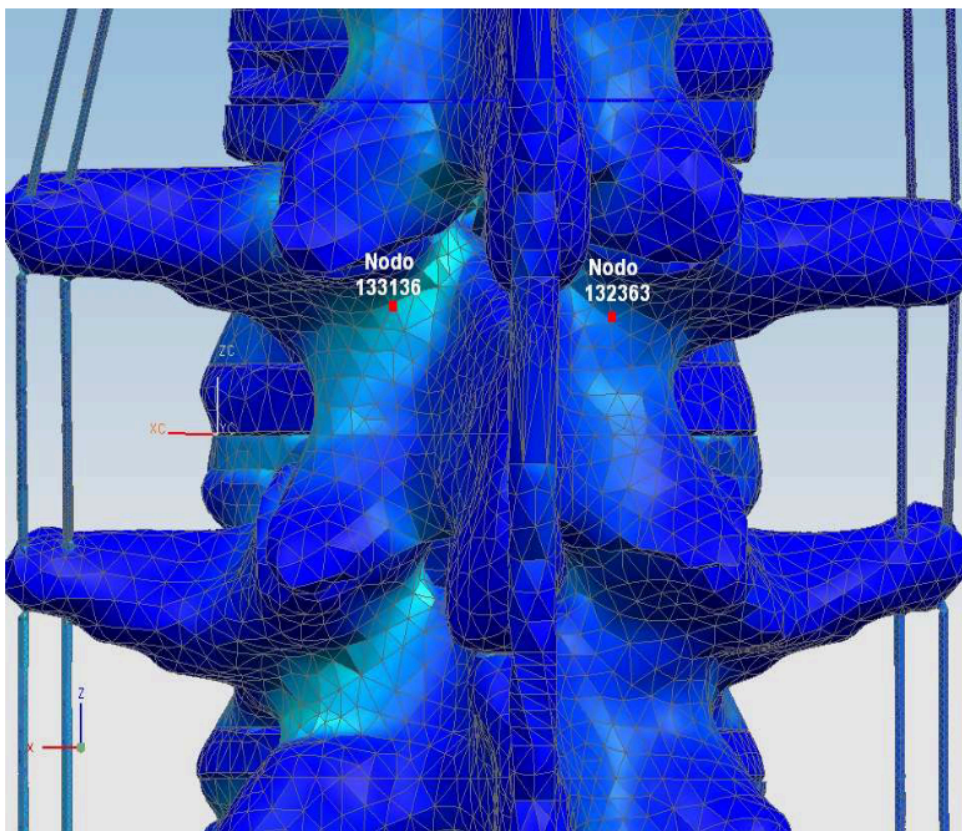


Figura 4.4 Resultados obtenidos para la rotación, condición de carga 400 [N]

En la rotación los esfuerzos de los ligamentos anteriores aumentaron substancialmente en los niveles superiores de la región lumbar (vértebras L1 y L2). La localización de los esfuerzos máximos para la rotación se encuentran distribuidos en los niveles superiores de la región lumbar, los valores son muy cercanos a los 8 [MPa]. El movimiento de torsión axial izquierdo aplicado, como se muestra en la figura 4.5, aumentó perceptiblemente los esfuerzos del contacto de las

facetas izquierdas, mientras disminuía el esfuerzo en las facetas derechas opuestas a dicho movimiento de torsión, ésto se debe a que las facetas articulares evitan esfuerzos excesivos en los discos intervertebrales.

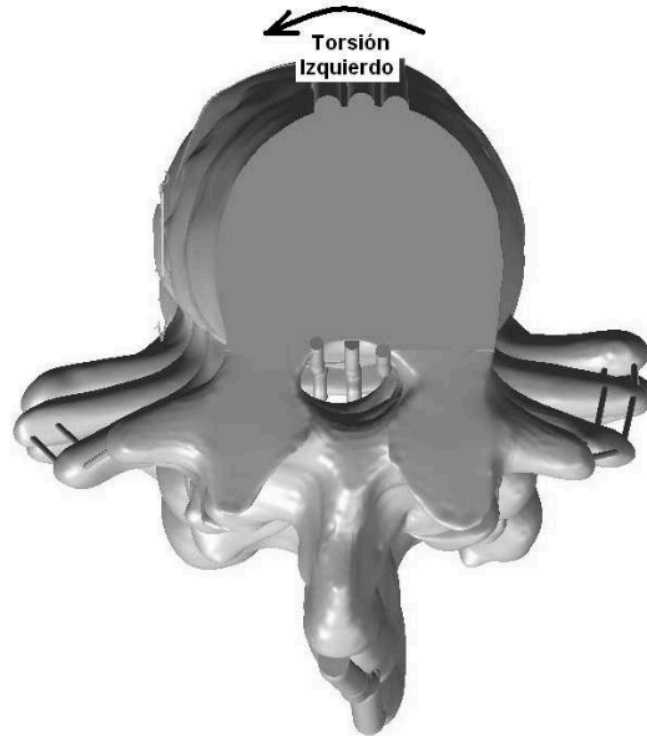


Figura 4.5 Torsión axial izquierda aplicada a la zona lumbar

4.3.4 Resultados Flexión lateral ($\pm 20^\circ$).

Condición de carga 400[N]

Tabla 13. Resultados de los esfuerzos obtenidos para la Flexión lateral, empleando el método de von Mises

<i>Valor</i>	<i>Nodo</i>	<i>Esfuerzo [MPa]</i>
Máximo	183129	6.689

Mínimo	289187	0
--------	--------	---

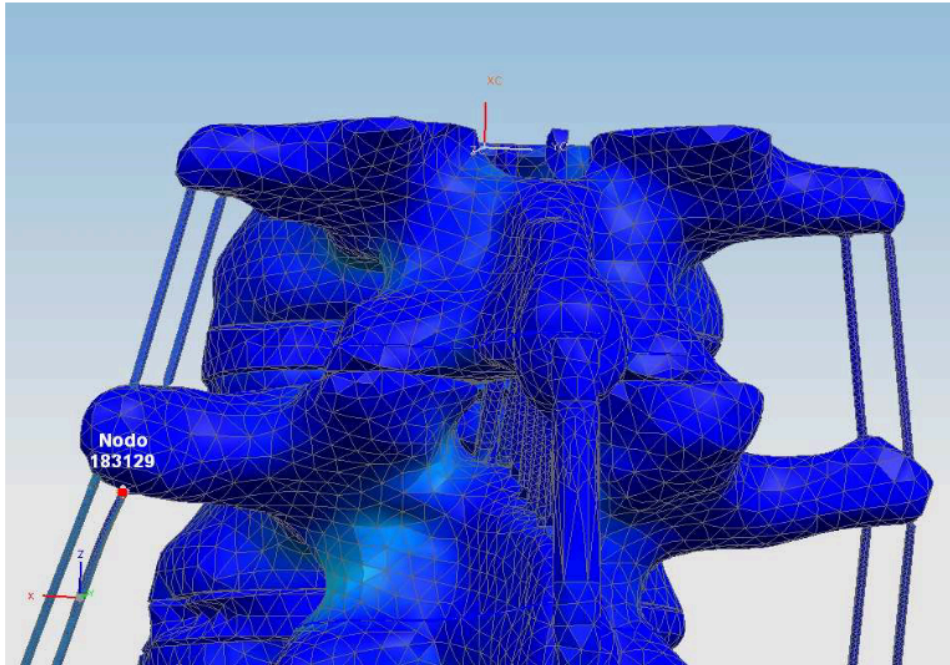


Figura 4.6 Resultados obtenidos para la flexión lateral, condición de carga de 400[N].

El mayor esfuerzo se encuentra ubicado en el ligamento intertransversal, en la unión con la vértebra L2, ya que éste ligamento está sometido a tensión debido a la respuesta del movimiento de flexión lateral. También los esfuerzos se concentran en las láminas de las vértebras L2, L3 y L4 y en los empalmes de la faceta de la vértebra L4, ver figura 4.7.

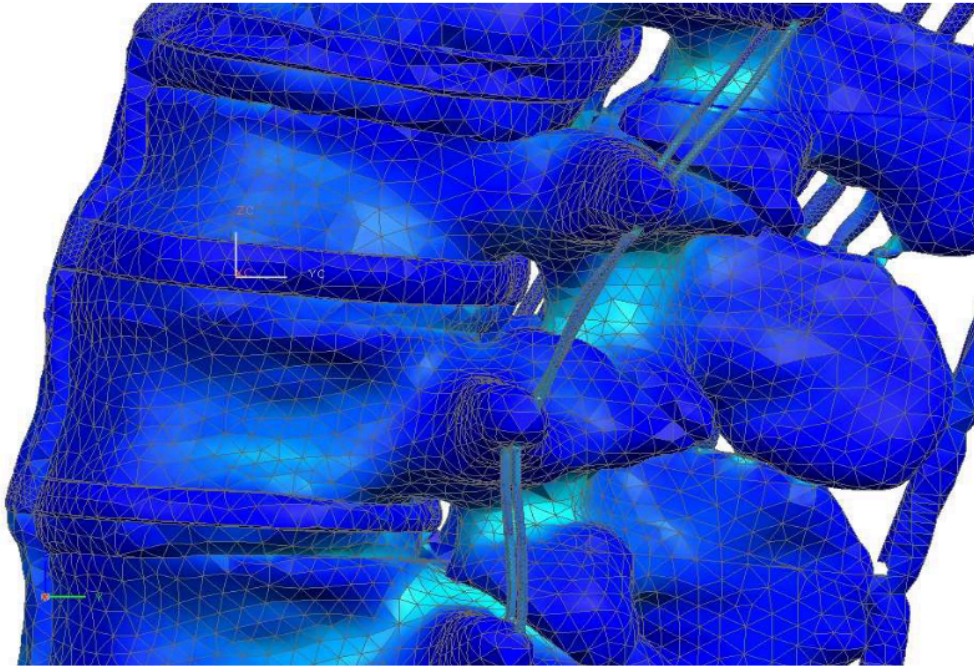


Figura 4.7 Concentración de esfuerzos en flexión lateral.

4.4 Análisis de resultados de la región lumbar con variación de carga a compresión.

En el caso del análisis de la región lumbar con variación de carga a compresión, las diferentes cargas comienzan con una carga de 400 [N], lo cual representa el peso fisiológico promedio del humano y el aumento de carga pretende simular el sobrepeso o carga excesiva de objetos, dichos resultados se muestran en la tabla 13.

Tabla 14. Resultados de los esfuerzos obtenidos para las diferentes condiciones de carga, empleando el método de von Mises

<i>Carga</i> <i>[N]</i>	<i>Esfuerzo Máximo</i> <i>[MPa]</i>
400	8.366
800	16.73
1300	27.19
1600	33.46
2000	41.83
3000	62.75
3240	67.77

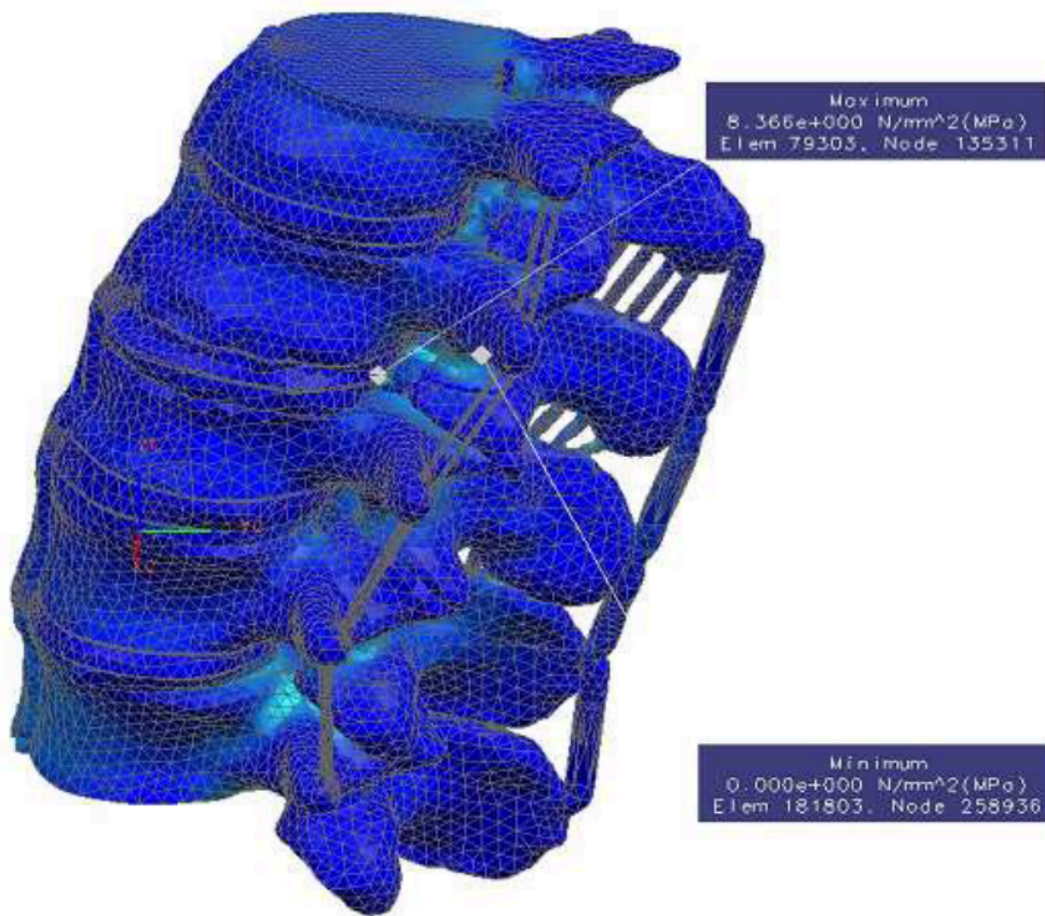


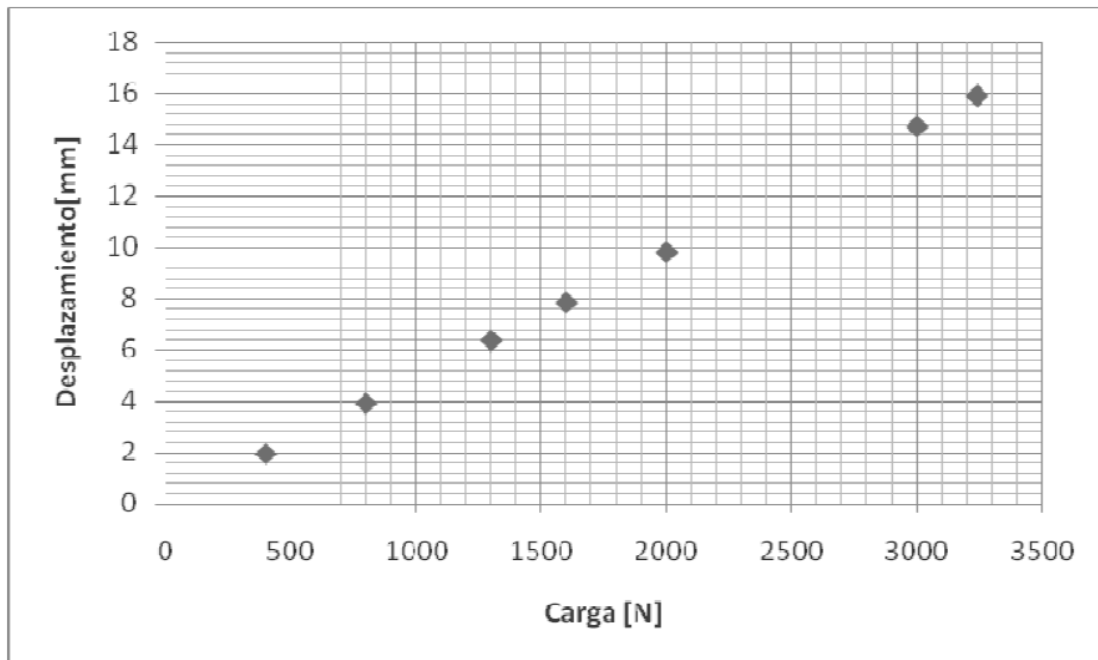
Figura 4.8 Resultados obtenidos para la región lumbar con variación de carga a compresión.

Los resultados obtenidos con variación de carga a compresión, muestran que los máximos esfuerzos se concentran en la periferia del agujero medular, donde se localiza el ligamento longitudinal posterior y precisamente en la unión de la vértebra L2 y L3. En éste lugar existe una mayor concentración de esfuerzos ya que intervienen cargas de compresión y momentos de flexión, al conocer dicha zona se deduce que es de vital importancia al momento de anclar elementos externos, como los tornillos de sujeción de prótesis y se evitan posibles fallas, dando como resultado que las afectaciones para el paciente se reduzcan y que el tiempo de rehabilitación sea menor.

También al aumentar la carga se muestra que los esfuerzos se concentran en las láminas que se encuentran en la vértebra L3 y L4, en el caso de una carga compresiva de 3240 [N], el valor del esfuerzo es de 8 [MPa], sin embargo, en todas las demás cargas compresivas los esfuerzos se concentran en dicha ubicación.

En la gráfica 6 se muestran los desplazamientos obtenidos en las diferentes cargas de compresión axial.

Gráfica 6 Desplazamientos de la región lumbar a diferentes tipos de carga axial



Conclusiones

El objetivo se cumplió al 100% ya que se desarrolló un modelo CAD de la región lumbar de la columna vertebral. El modelo propuesto de un segmento vertebral, al ser comparado con los estudios experimentales, tales como el de in vitro (Panjabi et al, 1984), los resultados muestran una aproximación en los desplazamientos verticales, en función de carga a compresión, tomando en cuenta las variaciones en las condiciones de estudio, las cuales se presentan en el análisis de resultados.

Tal aproximación muestra un porcentaje de error del 18 % con una carga compresiva de 400 [N]. Por lo que se concluye que los valores obtenidos en toda la región lumbar responden satisfactoriamente a los casos y a las condiciones impuestas ya que el segmento vertebral exhibe las características biomecánicas similares a la columna vertebral entera.

Al someter a la región lumbar a diferentes cargas compresivas, se localiza la zona donde existe mayor concentración de esfuerzos, la cual es de vital importancia al momento de anclar elementos externos, como los tornillos de sujeción de prótesis, esto a fin de evitar posibles fallas. Se considera que los resultados documentados en el presente análisis constituyen una aportación más a la biomecánica, para estudios posteriores sobre el diseño de prótesis.

En estudios anteriores sólo se han descrito por simplicidad los movimientos fisiológicos, como flexión, extensión y rotación en un segmento vertebral. Sin embargo, en este estudio se analizaron los movimientos fisiológicos para toda la región lumbar, y en cada movimiento fisiológico se describe el comportamiento biomecánico de la columna y de aquí la importancia del modelo propuesto, en el cual se colocaron los diferentes ligamentos que forman la región lumbar. Conforme a los resultados del presente análisis, se muestra la importancia de la función de los ligamentos, los cuales trabajan de diferente manera ya sea a tensión o a compresión, con el fin de estabilizar la columna, a diferencia de la compresión axial donde los ligamentos no afectan la estabilidad de la columna.

El análisis emprendió líneas de investigación con la posibilidad de modelar las facetas, en los resultados se logra apreciar que los mayores esfuerzos se concentran en la zona donde se deberían localizar dichas facetas, mismas que desempeñan una labor muy importante en el funcionamiento de la columna vertebral, su forma y posición, determinan su relevancia mecánica. Las facetas en la región lumbar no son planas, sino que las inferiores son convexas, mientras que las facetas superiores son cóncavas y el empalme de la articulación está orientado perpendicularmente al plano

transversal. No obstante se hace énfasis en que la omisión de tales facetas, provocaría consecuencias en los valores obtenidos en dicho análisis.

Uno de los logros personales en el presente análisis, es la vinculación de los resultados mecánicos a los problemas de la medicina y la interpretación de los resultados obtenidos, teniendo en cuenta que la mecánica está involucrada con todos los elementos funcionales, claro ejemplo “la columna vertebral”.

Bibliografía

¹ Equipo Médico dedicado al tratamiento integral de enfermedades de la Columna Vertebral, “Tratamiento Integral de la Columna Vertebral”, [en línea], Dirección URL: <http://www.columna.cl/index.htm>, [Consulta: Noviembre de 2007].

² Latarget M., Ruiz L.A. Anatomía Humana. 2da. ed. México: Editorial Médica Panamericana S.A.; 1990. T-I.

³ Enrique Cristancho Hoyos. Universidad de La Sabana. Morfofisiología.

⁴ Bernard S. Epstein. Afecciones de la columna vertebral y de la Médula espinal: Editorial Jims Barcelona.

⁵ Anatomía y fisiología de la columna vertebral, [en línea], Dirección URL: <http://www.canalsalud.info/mi-doctor/la-espalda/anatomía-y-fisiología/la-columna-vertebral.html>, [Consulta: Noviembre de 2007].

⁶ Scoliosis Associates, New York City. “Panorama General de la Anatomía de la Columna”, [en línea], Dirección URL: <http://www.scoliosisassociates.com/subject.php?pn=panorama-018>, [Consulta: Noviembre de 2007].

⁷ Actualizaciones en cirugía ortopédica y traumatología – Actualizaciones SECOT

⁸ Dr. J. P. Toledo Traumatología INAF

⁹ Anatomía de los huesos, articulaciones y músculos, [en línea], Dirección URL: <http://www.anatomíahumana.ucv.cl/morfo1/osteomorfo.html>, [Consulta: Noviembre de 2007]

¹⁰ Eric L Radin, M.D. Biomecánica práctica en ortopedia: Editorial Limusa

¹¹ Augustus A. White and Manonar M. Panjabi. Clinical Biomechanics of the spine. Second Edition. New York