



UNIVERSIDAD
DE
VALPARAISO
CHILE

Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Carrera de Kinesiología

Uso del Método de los Elementos Finitos en la
determinación de la variación de la rigidez de una vértebra
lumbar *versus* sólo el cuerpo vertebral, frente a carga
fisiológica axial compresiva.

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL GRADO DE
LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

Autor: Carmen Cruz Valdivia.

Profesor Guía: Sergio Sandoval Alarcón, Kigo.
Carrera de Kinesiología.
Facultad de Medicina.

Valparaíso - Chile
2008



UNIVERSIDAD
DE
VALPARAISO
CHILE

Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Carrera de Kinesiología

Uso del Método de los Elementos Finitos en la
determinación de la variación de la rigidez de una vértebra
lumbar *versus* sólo el cuerpo vertebral, frente a carga
fisiológica axial compresiva.

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL GRADO DE
LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

Autor: Carmen Cruz Valdivia.

Profesor Guía: Sergio Sandoval Alarcón, Kigo.
Carrera de Kinesiología.
Facultad de Medicina.

Valparaíso - Chile
2008

Dedicatoria

A mi madre y hermana, comprensivas hasta el final.

A Rodrigo, compañero de vida y profesión.

*Y a todos los que me tendieron una mano amiga, me apoyaron, y aparecieron
en el momento indicado.*

Agradecimientos

A mi profesor tutor, Klgo. Sergio Sandoval, por el gran apoyo entregado en esta tarea emprendida.

Al Dr. Antonio Orellana, jefe del Servicio de Neurocirugía del Hospital Carlos van Buren, por contribuir con las imágenes clínicas necesarias, y por su gran disposición a crear ciencia.

A Paul Gutiérrez, alumno de Ingeniería Civil Mecánica de la Universidad Técnica Federico Santa María (UTFSM), quien contribuyó con los conocimientos técnicos sobre Elementos Finitos.

A don Franco Perazzo, profesor de la UTFSM, por facilitar el *software* generador de mallas *GiD* versión 8.1.8R9. y el *software* de Elementos Finitos *RamSeries* v 6.0., ubicados en el aula CIMNE de la UTFSM.

Índice

	Página
I Introducción	1
II Marco Teórico	4
1. Biomecánica de la columna lumbar.	
1.1. Vértebra lumbar.	
1.1.a. Características biomecánicas del cuerpo vertebral lumbar.	6
1.2 Disco intervertebral lumbar.	8
1.2.a. Características biomecánicas del disco intervertebral lumbar.	10
2. Degeneración discal	11
2.1. Degeneración discal y distribución de cargas en el cuerpo vertebral.	12
3. Evaluación de la rigidez ósea vertebral y riesgo de fractura.	13
3.1 Absorciometría de rayos X de energía dual y simple o densitometría ósea.	
3.2 Ultrasonido.	14
3.3 Radiografía.	
3.4 Tomografía axial computada (TAC).	15
3.5 Resonancia Nuclear Magnética (RNM).	16

	Página
4. Método de los Elementos Finitos	17
4.1 Programa de Elementos Finitos.	19
4.2 Calculador del Método de Elementos Finitos, análisis estático.	20
III Hipótesis.	23
IV Objetivo General.	24
V Objetivos Específicos.	25
VI Materiales y Método.	26
1. Materiales.	
1.1 Vértebra lumbar.	
1.2 Tomógrafo.	
1.3 <i>Softwares</i>	
1.4 Procesador	27
2. Método	
2.1 Estudio de Investigación.	
2.2 Diseño de Estudio.	
2.3 Capacitación.	28
2.4 Modelamiento de las mallas de elementos finitos.	
2.4.a. Vértebra y cuerpo vertebral lumbar.	
2.4.b. Propiedades de los materiales.	29

	Página
2.5 Análisis de carga fisiológica compresiva.	30
2.6 Análisis estadístico.	
VII Resultados.	31
1. Distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar entregado por el <i>software</i> Ramseries.	
2. Distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar entregado por el <i>software</i> Ramseries.	33
3. Comparación entre los esfuerzos de von Mises de la vértebra lumbar y de sólo el cuerpo vertebral.	36
1.1 Probabilidad acumulada de la vértebra lumbar y sólo el cuerpo vertebral lumbar.	
1.1.a Probabilidad teórica	
1.1.b Probabilidad empírica.	37
1.1.c Distribución de probabilidad acumulada para la vértebra lumbar y sólo el cuerpo vertebral lumbar.	
1.2 Diferencia entre los esfuerzos de von Mises de ambos modelos de EF.	38
VIII Discusión.	39
IX Conclusión.	42

	Página
X Bibliografía.	43
XI. Anexos.	47
Anexo 1. Modelamiento de la vértebra lumbar y de sólo el cuerpo vertebral lumbar.	
Anexo 2. Esquematización de la distribución de la carga compresiva y de las restricciones cinemáticas sobre la vértebra lumbar y sólo el cuerpo vertebral lumbar.	48
Anexo 3. Distribución esfuerzos internos de la vértebra lumbar.	

Índice de Tablas

	Página
Tabla 1. Propiedades del material utilizadas en el ensayo compresivo.	26
Tabla 2. Probabilidad Teórica.	36
Tabla 3. Diferencia entre los esfuerzos de von Mises de la vértebra lumbar con los de sólo el cuerpo vertebral.	38

Índice de Figuras

	Página
Figura 1. Vértebra lumbar tipo.	6
Figura 2. Líneas de fuerza que atraviesan un cuerpo vertebral.	7
Figura 3. Disco intervertebral lumbar.	9
Figura 4. Malla de un sólido plano.	18
Figura 5. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar. Vista lateral derecha.	32
Figura 6. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar. Vista isométrica.	32
Figura 7. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar. Vista inferior.	33
Figura 8. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista lateral derecha.	34
Figura 9. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista lateral posterior.	35
Figura 10. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista superior.	35
Figura 11. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista inferior.	35

	Página
Figura 12. Gráfico de distribución de la probabilidad empírica para los esfuerzos de von Mises de la Vértebra Lumbar y de sólo el Cuerpo Vertebral Lumbar.	37
Figura 13. Resultados Método Monte Carlo. Curva de Probabilidad Empírica de los esfuerzos de von Mises de la Vertebra Lumbar y de sólo el Cuerpo Vertebral Lumbar.	37
Figura 14. Boceto, sólido y malla de la vértebra lumbar.	47
Figura 15. Boceto, sólido y malla de sólo el cuerpo vertebral.	47
Figura 16. Distribución de las cargas compresivas y restricciones cinemáticas.	48
Figura 17. Diagrama que muestra los vectores de esfuerzos internos de la vértebra lumbar.	48

Glosario

Anisotropía:	Propiedad de la materia según la cual las propiedades mecánicas varían según la dirección en que son examinadas (Nordin, M <i>et al</i> ; 2004). Contrario a isotropía, donde las propiedades mecánicas presentan, en cualquier dirección que sean examinadas, un mismo comportamiento.
Carga última:	Carga a la cual falla un material (Callister, W.; 1997).
Densidad ósea aparente:	Densidad ósea obtenida a través de unidades de superficie (g/cm^2).
Distorsión:	Variación de volumen de un cuerpo sometido a carga (Callister, W.; 1997).
Ductilidad:	Propiedad mecánica de un material que determina el grado de deformación plástica que puede soportar un material hasta la fractura (Callister, W.; 1997).
Esfuerzo:	Resultado de la carga aplicada de forma instantánea (medida en Newtons o libras fuerza), dividido en el área de sección en donde se aplica la fuerza (Callister, W.; 1997).
Fluencia:	Deformación brusca del material, sin incremento de la carga máxima que se puede aplicar en el ensayo de tensión (Callister, W.; 1997).
Fragilidad ósea:	Susceptibilidad del tejido óseo para fracturarse, contrario a rigidez ósea (Turner, C; 2002).
Resistencia:	Característica mecánica de un material que determina la capacidad de oponerse a una carga (Callister, W.; 1997).
Rigidez:	Condición o característica de una estructura determinada por su masa, propiedades del material y geometría, que determina la capacidad de distribuir esfuerzos en la estructura (Callister, W.; 1997).
Viscoelasticidad:	Deformación y recuperación gradual, dependiente del tiempo, que exhiben ciertos materiales (polímeros plásticos, metales a altas temperaturas, materiales biológicos) cuando se someten a carga y descarga.

Abreviaturas

DI:	Disco intervertebral.
DMO:	Densidad mineral ósea.
EF:	Elementos finitos.
g/cm ² :	Gramos por centímetro cuadrado.
g/cm ³ :	Gramos por centímetro cúbico.
kgf:	Kilogramos fuerza.
MEF:	Método de los elementos finitos.
mm:	Milímetros.
MPa:	Mega pascales.
OMS:	Organización Mundial de la Salud.
Pa:	Pascales.
RNM:	Resonancia nuclear magnética.
TAC:	Tomografía axial computada.
UTFSM:	Universidad Técnica Federico Santa María.

Abstract

Facing the degenerative process of the lumbar column, not only the study of the behavior of the soft tissues, but also that of the bony tissue is essential to deal with experimental results realized in this area. The Finite Elements Method is a computational tool that mechanically integrates the anisotropy, heterogeneity and complex vertebral geometry, and can be used to predict prospectively how environmental and microarchitectural changes affect vertebral bony tissue. Nevertheless, studies implementing this technology not always use the correct vertebral geometry to analyze vertebral fragility, obviating the presence of the neural arch.

Objective: To determine the variation in strain that experience different models of finite elements of a lumbar vertebra, under compressive physiological axial load.

Method: Using TAC's digital images, there was created a finite element model of a lumbar vertebra and another one of only the vertebral body. Both models were analyzed under static compressive.

Results: The accumulated probability of both finite element models was compared. To see if the obtained differences were significant, Monte Carlo test was use. The results of the test indicate that the differences of von Mises efforts who present significant difference, are found low -3343210 Pa. and above 3177490 Pa., with a confidence level of 90%.

Conclusion: The finite element model corresponding to a lumbar vertebra does not present a significant major inflexibility, comparing the efforts of von Mises, that the corresponding finite element model corresponding of only the vertebral body of the lumbar vertebra, under physiological axial load.

Key words: Finite Elements Method, Vertebral Strain, Lumbar Vertebra.

Resumen

Frente al proceso degenerativo de la columna lumbar, no sólo el estudio del comportamiento de los tejidos blandos, sino que también el del tejido óseo es esencial para entender de forma acabada los resultados experimentales realizados en este ámbito. El Método de los Elementos Finitos es una herramienta computacional que integra mecánicamente la anisotropía, heterogeneidad y compleja geometría vertebral, y puede ser usado para predecir prospectivamente cómo los cambios ambientales y microarquitectónicos afectan la rigidez ósea vertebral. Sin embargo, los estudios realizados implementando esta tecnología no siempre utilizan la geometría vertebral adecuada para analizar la rigidez ósea vertebral, obviando la presencia del arco vertebral posterior.

Objetivo: Determinar la variación en la rigidez que experimentan distintos modelos de elementos finitos de una vértebra lumbar tipo, frente a carga compresiva axial fisiológica.

Método: Se creó un Modelo de Elementos Finitos de vértebra lumbar y otro de sólo el cuerpo vertebral lumbar, utilizando imágenes digitales de TAC. Ambos modelos se sometieron a análisis estático compresivo.

Resultados: Se comparó la probabilidad acumulada de ambos modelos de EF. Para ver si las diferencias obtenidas son significativas, se utilizó el test Monte Carlo. Los resultados del test indican que las diferencias de esfuerzos de von Mises que presentan significancia estadística, son las encontradas bajo -3343210 Pa. y sobre 3177490 Pa., con un nivel de confianza de un 90%.

Conclusión: El Modelo de Elementos Finitos correspondiente a una vértebra lumbar no presenta una rigidez significativamente mayor, medida a través de la comparación de los esfuerzos de von Mises, que el Modelo de Elementos Finitos correspondiente sólo al cuerpo de la vértebra lumbar, frente a carga fisiológica axial.

Palabras Claves: Método de los Elementos Finitos, Rigidez Ósea Vertebral, Vértebra Lumbar.

I Introducción

Para entender de forma acabada los resultados experimentales realizados en columna lumbar frente a un proceso degenerativo, no sólo es esencial el estudio del comportamiento de los tejidos blandos (disco intervertebral y ligamentos) sino que también el del tejido óseo (Eberlein, R. *et al*; 2004), ya que a medida que el ser humano envejece, disminuye la habilidad de la maquinaria remodeladora ósea (células y sustancia fundamental) de adaptarse a las cargas predominantes, debido a excesos o deficiencias en concentraciones hormonales y de factores de crecimiento, disminución de la actividad motriz y de la masa muscular, deficiencias nutricionales, entre otros. De este modo se instaura progresivamente la fragilidad ósea, cuyo estudio está obstaculizado por el difícil acceso al material óseo para su investigación (Seeman, E. *et al*; 2003).

El examen imagenológico que se utiliza en Chile en la actualidad para evaluar la fragilidad ósea de la columna lumbar, es la densitometría ósea (Gajardo, H; 2000), siendo ésta un método efectivo, no invasivo y cuantitativo que se utiliza para determinar la densidad mineral ósea (DMO) (Seeman, E. *et al*; 2003), la cual se relaciona estrechamente con la rigidez ósea (Turner, C: 2006). A nivel de cuerpo vertebral lumbar, sin embargo, la densitometría ósea

entrega escasa información sobre las dos propiedades que determinan la rigidez ósea: (1) la composición del material (contenido mineral óseo), entregada en unidades de superficie (g/cm^2) de hidroxapatita (Riancho, J *et al*; 2004), frente a lo cual se debe derivar la densidad mineral ósea real (g/cm^3) (WHO Scientific Group; 2003) y (2) su diseño estructural, entregado en imágenes bidimensionales (Seeman, E. *et al*; 2003). Estas dos propiedades determinan la capacidad de la vertebra lumbar de distribuir esfuerzos a través de su microarquitectura (Callister, W.; 1997).

El Método de los Elementos Finitos (MEF) surge como una nueva herramienta para estudiar la rigidez ósea vertebral, integrando mecánicamente la anisotropía, heterogeneidad y la compleja geometría vertebral, y puede ser usado para predecir prospectivamente cómo los cambios ambientales y microarquitectónicos afectan la rigidez ósea vertebral (Crawford, R. *et al*; 2003).

El primer paso para analizar computacionalmente el comportamiento mecánico de una estructura a través del Método de los Elementos Finitos, consiste en el modelamiento tridimensional de la estructura a analizar, para lo cual se debe contar con un patrón del modelo. En el caso del modelamiento vertebral, se utiliza la Tomografía Axial Computarizada, examen que evalúa mejor el tejido óseo mineralizado, ya sea en condiciones de normalidad, degeneración o patología (Durán, F; 2003; Matus, C. *et al*; 2003). Pero los estudios realizados en vértebras lumbares implementando esta tecnología no

siempre utilizan la geometría vertebral adecuada para evaluar la rigidez vertebral, obviando la presencia del arco vertebral posterior (Hulme, P. *et al*; 2007). Esto se contrapone con el aumento de la transmisión de cargas al arco posterior vertebral lumbar debido al proceso degenerativo discal (Ferguson, S. *et al*; 2003), de un 20% a un 40% - 90%, a partir de los 50 años de edad (Pollintine, P. *et al*; 2004).

Es así como surge la inquietud de determinar la variación en la rigidez ósea vertebral, medida a través de la comparación de los esfuerzos que experimentan distintos modelos de elementos finitos de una vértebra lumbar, frente a carga fisiológica axial compresiva.

II Marco Teórico

1. Biomecánica de la columna vertebral

La columna vertebral es un sistema biomecánico que está compuesto por 33 vértebras (7 cervicales, 12 dorsales, 5 lumbares, 5 sacras y 4 coccígeas). Entre cada cuerpo vertebral se encuentra un disco intervertebral (DI) (excepto entre las dos primeras vértebras cervicales). La columna vertebral posee tres funciones principales: (1) permitir el movimiento entre las unidades funcionales o segmento móvil (Nordin, M. *et al*; 2004), (2) soportar peso y (3) proteger la médula y raíces nerviosas (Miralles, R; 2000). Estas funciones están dadas por las características de rigidez propias de la columna vertebral ósea, por la elasticidad de los DI (Miralles, R. *et al*; 2000), y por los otros elementos blandos que conforman la columna vertebral.

1.1 Vertebra lumbar.

Esta vertebra posee características anatómicas propias, necesarias de tomar en cuenta al analizar su comportamiento mecánico (Kapandji, A; 1998).

- Cuerpo vertebral: visto desde superior, se aprecia que posee mayor longitud lateral que antero – posterior. Del mismo modo, es más ancho

que alto. Visto desde lateral, se aprecia que la cara anterior es excavada y la posterior casi plana (Figura 1.a).

- Láminas: Estructura par, altas, dirigidas de anterior a posterior, de arriba abajo y de lateral a medial. Su plano es oblicuo hacia posterior, inferior y lateral (Figura 1.b). En su parte posterior se une al proceso espinoso (Figura 1.c) (porción terminal gruesa, rectangular, que se dirige hacia atrás). Ambas estructuras, junto con la parte posterior del cuerpo vertebral y los pedículos, delimitan el agujero vertebral (Figura 1.d).
- Procesos costoides: Estructura par, vestigio de las costillas, equivalente al proceso transversal dorsal. Se dirigen de anterior a posterior y de medial a lateral (Figura 1.e). En su cara posterior se localiza el tubérculo accesorio (Figura 1.f).
- Pedículo: Porción ósea que une el arco posterior con el cuerpo vertebral (Figura 1.g). Forma el límite superior e inferior de los agujeros de conjunción. Por detrás forma la inserción de los procesos articulares.
- Proceso articular superior: Nace en la parte superior de la unión de la lámina con el pedículo. Su plano es oblicuo de anterior a posterior y de medial a lateral. Su carilla articular se orienta hacia medial y posterior (Figura 1.h).

- Proceso articular inferior: Nace de la parte inferior del arco posterior. Se orienta de cefálico a caudal y de lateral a medial. Su carilla articular se orienta hacia lateral y anterior (Figura 1.i).

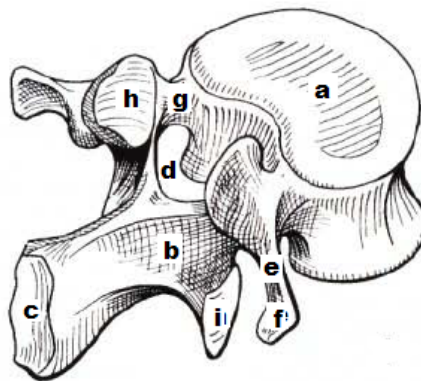


Figura 1. Vértebra lumbar tipo. a) Cuerpo vertebral, b) láminas, c) proceso espinoso, d) agujero vertebral, e) proceso costal, f) tubérculo accesorio, g) pedículo, h) proceso articular superior, i) proceso articular inferior. Modificado de Kapandji A.; 1998.

1.1.a Características biomecánicas del cuerpo vertebral lumbar.

El cuerpo vertebral está constituido tanto en su parte superior como inferior por una gruesa capa de hueso cortical, que recibe el nombre de meseta vertebral, el cual rodea al hueso trabecular interior (Miralles, R. *et al*; 2000). El hueso trabecular se orienta de acuerdo a líneas de fuerza que lo atraviesan: las líneas verticales unen ambas mesetas vertebrales (Figura 2.a), las líneas horizontales unen ambas corticales laterales, las líneas oblicuas cada meseta con la

cortical lateral y las fibras en abanico nacen de cada meseta vertebral para dirigirse hacia los procesos articulares y finalizar en el proceso espinoso (Figuras 2.c. y 2.d). La intersección de todos estos sistemas producen gran resistencia ósea, excepto en la parte anterior del cuerpo vertebral, donde sólo existe el sistema de trabéculas verticales (Figura 2.b) (Kapandji A; 1998; Miralles, R. *et al*; 2000).

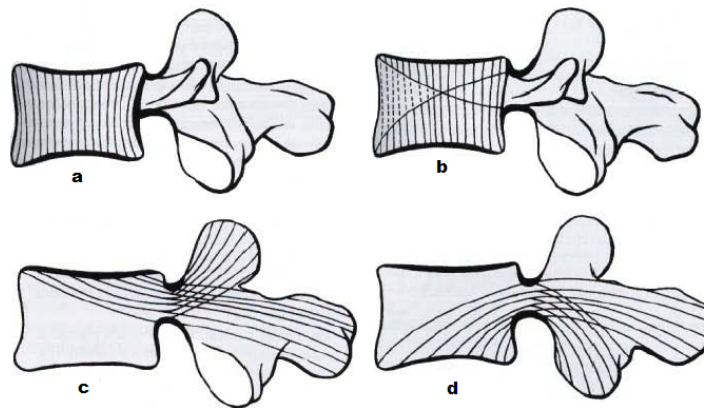


Figura 2. Líneas de fuerza que atraviesan a un cuerpo vertebral. a) Líneas de fuerza verticales, b) zona de fragilidad anterior, c) fibras en abanico superiores, d) fibras en abanico inferiores. Modificado de Kapandji A.; 1998.

Estudios referidos a las propiedades mecánicas de distintas regiones trabeculares vertebrales normales, atribuyen mayor rigidez, resistencia y DMO a las regiones trabeculares centrales debido a una mayor carga vertical transmitida por las regiones centrales adyacentes al núcleo pulposo. La variación de estas propiedades se interpreta como un fenómeno adaptativo a las solitudes ambientales (mayor carga vertical, alteración de la geometría

ósea, por ejemplo) (Ferguson, S. *et al*; 2003). Otra característica de la red trabecular central, es su isotropía en el plano transversal y anisotropía en el sagital y coronal (Mosekilde, L. *et al*; 2003).

En individuos sanos, entre 20 y 40 años de edad, la capacidad de carga de un cuerpo vertebral se encuentra alrededor de los 1000 – 1200 kgf. (Mosekilde, L. *et al*; 2003), logrando resistir entre 1.0 y 5.0 MPa., carga a la cual un cuerpo vertebral sufre falla del material (Ferguson, S. *et al*; 2003). Esta resistencia no sólo depende de la DMO (la cual varía ampliamente, entre 0.05 g/cm³ a 0.30 g/cm³), de los distintos niveles vertebrales o de la edad (Ferguson, S. *et al*; 2003), sino que también del área de sección transversal del cuerpo vertebral y del grosor del hueso cortical (Mosekilde, L. *et al*; 2003).

1.2 Disco intervertebral lumbar.

El DI lumbar es el más grueso de la columna vertebral, presentando 9 mm. de altura promedio y una relación de altura entre el disco y el cuerpo vertebral de 1:3 (Kapandji, A; 1998), lo cual entrega características de movilidad, debido a que posiciona al núcleo pulposo en el eje de movilidad de la columna lumbar (Figura. 3.a); a 4/10 del borde anterior del disco intervertebral y a 2/10 de su borde posterior, ocupando 4/10 del diámetro antero-posterior total (Figura 3.b), lo cual plasma la envergadura de las cargas axiales que soporta

(Kapandji, A; 1998), acercándose a los tres cuartos de la carga vertebral axial (Ferguson, S. *et al*; 2003).

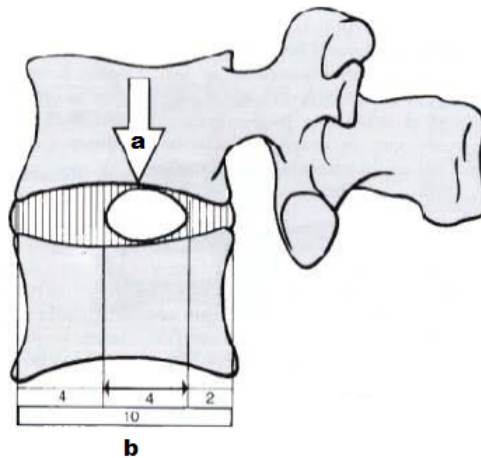


Figura 3. Disco intervertebral lumbar. a) El núcleo pulposo lumbar se encuentra en el eje de movilidad de la columna lumbar, b) localización en el diámetro antero – posterior vertebral. Tomado de Kapandji A.; 1998.

- El núcleo pulposo es una masa redondeada, constituido por un 70% - 90% por agua, por un 65% de su peso seco de proteoglicanos y por un 15% - 20% por colágeno tipo II (Miralles, R. *et al*; 2000; Roberts, S. *et al*; 2006). Una pequeña cantidad de condrocitos sintetizan los proteoglicanos. Estas proteínas poseen la capacidad de absorber y retener agua (Roughley, P *et al*; 2002), de lo cual deriva su función principal de resistir compresiones, deformándose y transmitiendo la presión aplicada en todas direcciones (Miralles, R. *et al*; 2000).

- El anillo fibroso está constituido por 15 a 25 capas concéntricas sucesivas de fibras colágenas (Roberts, S.; 2002; Roberts, S. *et al*; 2006) ordenadas oblicuamente con 30° de inclinación a derecha e izquierda de forma alternante entre cada capa (Miralles, R. *et al*; 2000). Esta disposición lo hace capaz de soportar compresiones, pero está mal preparado para los cizallamientos. Está constituido por un 60% - 70% de su peso por agua, y por un 50% - 60% de su peso seco por colágeno tipo I (Miralles, R. *et al*; 2000; Roberts, S. *et al*; 2006).
- La placa terminal vertebral es una capa de cartílago de 1mm. de espesor, constituido por cartílago hialino y fibroso. El cartílago hialino está cerca de los cuerpos vertebrales y el cartílago fibroso está cerca del núcleo pulposo, y se extiende a lo largo de casi todo el cuerpo vertebral, excepto en los bordes, donde las fibras del anillo fibroso se insertan directa y fuertemente al cuerpo vertebral (Roberts, S.; 2002).

1.2.a Características biomecánicas del disco intervertebral lumbar.

El DI es un sistema cerrado, pretensado por los ligamentos amarillo y longitudinales, que presenta un comportamiento hidrostático, lo cual permite almacenar energía y distribuir cargas (Nordin, M. *et al*; 2004).

Dentro de sus propiedades mecánicas, se encuentra la viscoelasticidad, determinada por la entrada y salida de líquido generada por la diferencia entre la presión mecánica y la osmótica, permitiendo movimientos de balanceo entre las vértebras del segmento móvil (Miralles, R. *et al*; 2000). La resistencia a las cargas compresivas está determinada por el alto contenido de proteoglicanos y de colágeno tipo I.

2. Degeneración discal

La degeneración discal se define como el “envejecimiento normal asociado a reemplazo del tejido matricial mucoso del disco intervertebral por uno fibroso, con preservación de la altura discal y márgenes regulares” (Durán, F; 2003), cuyo avance, especialmente en jóvenes, es la protrusión discal y nuclear al canal espinal (Schnake, K. *et al*; 2006).

En individuos jóvenes, el DI absorbe y distribuye cargas y deformaciones sobre el cuerpo vertebral, pero con el envejecimiento normal el DI pierde elasticidad y del mismo modo su capacidad de absorber y distribuir estas cargas (Mosekilde, L. *et al*; 2003), lo cual posee efecto significativo sobre la carga última vertebral, existiendo una relación lineal negativa entre estas características y la resistencia del material óseo vertebral (Hulme, P. *et al*; 2007).

Los cambios degenerativos del DI parten por un adelgazamiento de éste, por la pérdida de agua, convirtiéndose el núcleo en un tejido colágeno organizado, osificación gradual de la placa vertebral terminal y finalmente protrusión del tejido discal (Ferguson, S. *et al*; 2003).

Macroscópicamente aparecen microfisuras horizontales, entre el centro del DI y la meseta vertebral, las que se extienden hacia posterior y posterolateral, generando eventualmente fisuras anulares (Ferguson, S. *et al*; 2003).

Después de los 50 años de edad es común que se presenten rupturas anulares cercanas al borde del cuerpo vertebral, separando el anillo fibroso de su unión ósea. Además se presentan grietas concéntricas, cavidades y rupturas radiales del anillo fibroso. En los límites del DI se forman microfisuras de la meseta vertebral, muerte de condrocitos, penetración vascular y formación de nódulos de Schmorl's (Ferguson, S. *et al*; 2003).

2.1 Degeneración discal y distribución de cargas en el cuerpo vertebral.

Las unidades funcionales lumbares que presentan DI con proceso degenerativo, sufren un cambio en las propiedades mecánicas del hueso trabecular, perdiendo el DI su propiedad de eualización de cargas, distribuyéndolas de forma más uniforme a lo largo de la meseta vertebral

(Ferguson, S. *et al*; 2003), proceso que cambia considerablemente la cantidad de carga que se transmite al arco posterior (Hulme, P. *et al*; 2007), la cual normalmente se mantiene bajo un 20% de la carga vertebral total hasta los 50 años de edad, para luego aumentar entre un 40% y un 90% sobre esta edad (Pollintine, P. *et al*; 2004).

3. Evaluación de la rigidez ósea vertebral.

La definición de la Organización Mundial de la Salud (OMS) para la osteoporosis (Enfermedad esquelética sistémica caracterizada por una disminución en la masa ósea y deterioro de la microarquitectura del tejido óseo, con un consecuente aumento de la fragilidad ósea y susceptibilidad a fracturas) otorga gran importancia al factor “masa ósea” (WHO Scientific Group; 1994), determinante de la rigidez ósea (Turner, C: 2006), englobando también la microarquitectura del tejido óseo (WHO Scientific Group; 2003). De acuerdo a esto, existen varios exámenes imagenológicos utilizados para su evaluación:

3.1 Absorciometría de rayos X de energía dual y simple, o densitometría ósea.

Son métodos para evaluar de forma bidimensional (g/cm^2) el contenido mineral óseo (hidroxiapatita), a través del cual se deriva un valor de DMO

(g/cm³), al dividir el contenido mineral óseo por el área ó volumen evaluado. Con ambas técnicas se obtiene una densidad de superficie, más que una densidad volumétrica real (WHO Scientific Group; 1994). La densitometría ósea es la técnica más desarrollada y de mayor validación biológica (WHO Scientific Group; 2003).

3.2 Ultrasonido.

Su uso ha sido establecido para evaluar el riesgo de fractura sobre grandes poblaciones a través de la DMO calcánea, ya que, por una parte, posee la ventaja de no aplicar radiación ionizante, y por otra, proveer información sobre la organización estructural y masa ósea (WHO Scientific Group; 2003).

3.3 Radiografía.

A través de técnicas cuantitativas, las radiografías son utilizadas para evaluar el riesgo de fractura. La más utilizada es la estimación del grosor cortical del 2º, 3º y 4º metacarpiano. Debido a que el tamaño de los huesos tubulares aumenta con la edad, el adelgazamiento del hueso cortical representa un aumento en la resorción endocortical total. Índices comúnmente utilizados

para evaluar el riesgo de fractura son la proporción entre el grosor cortical con el grosor total del hueso metacarpiano, ó del área cortical con el área de sección cortical total del hueso metacarpiano (WHO Scientific Group; 2003).

Otras utilidades de la radiografía simple a nivel de columna lumbar incluyen la evaluación de la altura de los espacios intervertebrales, densidad de los DI, presencia de calcio y gas, alineamiento óseo, grado de esclerosis subcondral y formación de osteofitos, con la limitación de no detectar partes blandas, lo cual impide evaluar la enfermedad degenerativa discal (Durán, F. 2003).

3.4 Tomografía Axial Computada (TAC).

La TAC es el método de diagnóstico que permite evaluar mejor las alteraciones del tejido óseo mineralizado. A través de ella se puede observar irregularidad de las superficies articulares, lesiones subcondrales, disminución de la amplitud del espacio articular, esclerosis y eburnación del hueso en la articulación interfacetaria, altura del cuerpo vertebral y la deformación de los contornos vertebrales, reconociéndose estas últimas en las reconstrucciones multiplanares (Matus, C. *et al*; 2003). La TAC cuantitativa, a nivel vertebral, evalúa el hueso trabecular, otorgando información sobre DMO en términos de unidades *Hounsfield*, necesitando ser transformados estos resultados para

obtener unidades relacionadas con la DMO. Su ventaja es la entrega de imágenes en medidas de densidad volumétrica, lo cual informa sobre forma y macroestructura ósea, siendo su mayor desventaja la alta exposición a radiación a la que debe ser expuesto el paciente (WHO Scientific Group; 2003).

3.5 Resonancia Nuclear Magnética (RNM).

Las imágenes por RNM poseen la ventaja de no ser invasivas, no utilizar radiaciones ionizantes y permitir la evaluación multiplanar de segmentos extensos del cuerpo, manteniendo una adecuada resolución espacial. Define muy bien tejido blando, como músculos y ligamentos, y tejido óseo no mineralizado. (Matus, C. *et al*; 2003).

Las investigaciones que se realizan sobre el tejido óseo con esta técnica aún se mantienen como procedimientos de investigación, debido a su alto costo y complejidad (Matus, C. *et al*; 2003; WHO Scientific Group; 2003).

El examen imagenológico que se utiliza en Chile en la actualidad para evaluar la fragilidad ósea de la columna lumbar, es la densitometría ósea (Gajardo, H; 2000), siendo ésta un método efectivo, no invasivo y cuantitativo que se utiliza en la actualidad para determinar la DMO (Seeman, E. *et al*; 2003),

la que se relaciona estrechamente con la rigidez ósea (Turner, C: 2006). A nivel de cuerpo vertebral lumbar, sin embargo, la densitometría ósea entrega escasa información sobre las dos propiedades que determinan la rigidez ósea: (1) la composición del material (contenido mineral óseo), entregada en unidades de superficie (g/cm^2) de hidroxapatita (Riancho, J *et al*; 2004), frente a lo cual se debe derivar la densidad mineral ósea real (g/cm^3) (WHO Scientific Group; 2003) y (2) su diseño estructural, entregado en imágenes bidimensionales (Seeman, E. *et al*; 2003).

El MEF surge como una nueva herramienta para estudiar la rigidez ósea vertebral, integrando mecánicamente la anisotropía, heterogeneidad y compleja geometría vertebral, y puede ser usado para predecir prospectivamente cómo los cambios ambientales y microarquitectónicos afectan la rigidez ósea vertebral (Crawford, R. *et al*; 2003).

4. Método de los Elementos Finitos.

El MEF puede ser entendido como la transformación de un sólido que posee infinitos grados de libertad, en finitas partes o elementos, cada una asociada a ciertos puntos característicos, llamados nodos (Figura 4), cada uno siendo una incógnita matemática. La visión completa de los elementos y los nodos se denomina malla, sobre la cual se supone el comportamiento mecánico

de cada elemento en los que se subdivide el sólido, definido por un número finito de parámetros (grados de libertad), asociados a los nodos a los que se une este elemento al resto de los elementos que lo rodean (Valero, E; 2004).

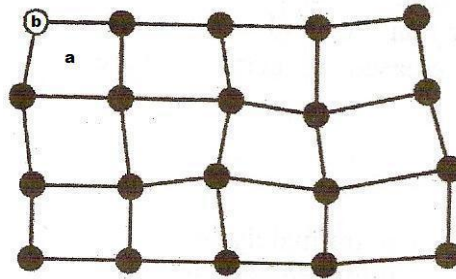


Figura 4. Malla de un sólido plano: a) elemento, b) nodo. Modificado de Brown, I; 2004.

Esta representación aproximada de la realidad, en forma de un modelo numérico, permite la utilización de medios informáticos para la resolución de problemas biológicos, como por ejemplo, predecir cargas y deformaciones en discos intervertebrales cervicales, anticipando las zonas que pudieran sufrir mayor daño (Pérez del Palomar, A. *et al*; 2007), evaluar la interacción entre la geometría y la distribución de cargas en un segmento móvil lumbar (Noailly, J. *et al*; 2007) ó determinar la combinación de cargas que podría llevar a la mayor carga y presión en diferentes grados de degeneración discal (Schmidt, H. *et al*; 2007), entre otros.

4.1 Programa de Elementos Finitos.

Un programa de Elementos Finitos (EF), es un complejo *software* que posee tres subsecciones (Brown, T; 2004):

- a. Preprocesador: Genera la malla de EF a analizar, ya sea de forma manual ó automática. En esta etapa se deben definir las acciones externas que se realizarán sobre la malla, las condiciones de contorno (o restricciones cinemáticas), el tipo de elemento a utilizar, los materiales y su comportamiento.
- b. Calculador: De acuerdo al tipo de análisis que se aplique, es la naturaleza de las ecuaciones y los resultados obtenidos en esta etapa. Los tipos de análisis que se pueden realizar son:
 - Análisis estático: Determina los desplazamientos de los nodos por efecto de una sollicitación estática y el estado de tensión de ciertos puntos característicos de cada elemento. Acota la deformación del componente en estudio y localiza las zonas de alta o baja sollicitud mecánica.
 - Análisis dinámico: Puede ser un cálculo de frecuencias y modos de vibración, cálculo de respuestas de frecuencia del sistema, cálculo de

la respuesta frente a una sollicitación transitoria, transferencia de calor, mecánica de fluidos o electromagnetismo.

- c. Postprocesador: Recoge los resultados del cálculo, los elabora y representa en forma de curvas, gráficos animados o construcción topográfica de curvas de tensión, temperatura, desplazamiento, etc. En esta etapa se debe realizar un análisis exhaustivo de los resultados obtenidos, teniendo en cuenta que cualquier resultado puede ser erróneo, y sólo se puede aceptar tras varios intentos de refutación de prueba.

Siguiendo estos pasos, se logra una aproximación al comportamiento mecánico de la estructura en estudio, siendo una ventaja del MEF, y dificultad de los estudios experimentales, la reproducción de situaciones naturales, patológicas y degenerativas (Peña E; 2007).

4.2 Calculador del Método de Elementos Finitos (análisis estático).

Una carga estática es una acción estacionaria de un sistema de fuerzas ó un momento que actúa sobre cierto objeto. Para que cumpla el requisito de ser estacionario, estas fuerzas deben tener magnitud, dirección y punto de aplicación que no varíe en el tiempo (Badiola, V.; 2004).

Este tipo de análisis permite determinar las componentes de los nodos por efecto de una carga estática y el estado de tensión de cada elemento en ciertos puntos característicos. De este modo se determina la deformación del sólido en estudio y localiza zonas de alta ó baja tensión, evaluando así la resistencia estática y la resistencia máxima del material (Badiola, V.; 2004).

Un ensayo de compresión se realiza para determinar propiedades de los materiales como resistencia, rigidez y deformación frente a un esfuerzo compresivo. Dentro de estos ensayos, cabe destacar los criterios de fractura, o falla de material, cuya aplicación depende de cómo se espera que falle el material (frágil ó dúctil). Para los materiales dúctiles se aplica el Criterio de von Mises, y para los materiales frágiles la teoría de Mohr-Coulomb (Callister, W.; 1997).

El Criterio von Mises, llamado también Criterio de la Máxima Energía de Distorsión, es un criterio de resistencia estática, según el cual, “un elemento fallará cuando en alguno de sus puntos se alcance la máxima tensión (llamada tensión de Von Mises)”. Esta tensión normal de falla se define en ensayos de tracción ó compresión para cada material (Mayer, O.; 2006). Al analizar una estructura vertebral lumbar con cargas fisiológicas axial compresiva, la tensión de von Mises no se alcanza, pero el análisis entrega los valores y la distribución de los esfuerzos a los que se ve sometida la vértebra lumbar.

Frente a los cambios en la distribución de cargas hacia el arco posterior vertebral que ocurren debido al proceso degenerativo discal (Hulme, P. *et al*; 2007), es lógico pensar que los estudios que utilizan el MEF enfocados a analizar la rigidez vertebral deben conservar y reproducir de forma minuciosa la anatomía vertebral. Se ha visto que eliminar el arco posterior cambia la carga trabecular regional anterior, resultando en una falla temprana de la vértebra (Hulme, P. *et al*; 2007). Pero los estudios realizados en vértebras lumbares implementando el MEF no siempre utilizan la geometría vertebral adecuada para evaluar la rigidez vertebral, obviando la presencia del arco vertebral posterior (Hulme, P. *et al*; 2007).

Es así como surge la inquietud de determinar la variación en la rigidez, medida a través de la comparación de esfuerzos de von Mises, que experimentan distintos modelos de elementos finitos de una vértebra lumbar, frente a carga fisiológica axial compresiva

III Hipótesis

El Modelo de Elementos Finitos correspondiente a una vértebra lumbar presenta mayor rigidez, medida a través de la comparación de los esfuerzos de von Mises, que el Modelo de Elementos Finitos correspondiente sólo al cuerpo de la vértebra lumbar, frente a carga fisiológica axial compresiva.

IV Objetivo General

Comparar, utilizando el *software* de Elementos Finitos Ramseries, la mayor rigidez que experimenta un Modelo de Elementos Finitos de una vértebra lumbar *versus* un Modelo de Elementos Finitos de sólo el cuerpo vertebral lumbar, frente a carga fisiológica axial compresiva.

V Objetivos Específicos

- Creación de un modelo de Elementos Finitos de vértebra lumbar y un modelo de Elementos Finitos de sólo el cuerpo vertebral lumbar, utilizando el *software* de Elementos Finitos *Solid Edge*®.
- Creación de la malla del los modelos de Elementos Finitos de la vértebra lumbar y de sólo el cuerpo vertebral lumbar, utilizando el *software* generador de mallas *GiD*.
- Utilizar el *software* de Elementos Finitos *RamSeries* para realizar el cálculo, bajo condiciones de carga fisiológica axial compresiva, de la malla vertebral lumbar y de la malla de sólo el cuerpo vertebral lumbar.
- Analizar los datos entregados por el *software* de Elementos Finitos *RamSeries*.
- Comparar los esfuerzos de von Mises de la malla vertebral lumbar con la de la malla de sólo el cuerpo vertebral lumbar.

VI Materiales y Método

1. Materiales.

1.1 Vértebra lumbar.

Se utilizaron imágenes tomográficas (75 cortes transversales) de la vértebra lumbar L4, de un individuo de sexo masculino de 24 años de edad, que presenta hernia del núcleo pulposo lumbar (L2 – L3). Durante el proceso de cálculo, se modificaron las propiedades mecánicas de esta vértebra, para que simule el comportamiento mecánico de una vértebra lumbar de 50 años de edad.

1.2 Tomógrafo.

Tomógrafo Axial Computado light speed, 16 canales, General Electric.

1.3 Softwares

Se utilizó el *software Solid Edge*® versión 19, 2006, UGS Corp. para diseñar el modelo de EF de la vértebra lumbar y de sólo el cuerpo vertebral. La malla de ambos modelos fue creada a través del *software* generador de mallas *GiD* versión 8.1.8R9. Para el cálculo de ambas mallas, se utilizó *software* de EF *RamSeries v 6.0*.

1.4 Procesador

Se utilizó un procesador de datos con las siguientes características técnicas:

- Procesador Amd Sempron 2800 de 1,6 Ghz.
- Random Access Memory 512 ram ddr400 Mhz.
- Disco Duro 80 Gb.
- Tarjeta Gráfica Nvidia GeForce 5200 AGP.

2. Método.

2.1 Estudio de Investigación.

- Descriptivo.

2.2 Diseño de Estudio.

- No experimental.

2.3 Capacitación

Un alumno memorista del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Técnica Federico Santa María (UTFSM) capacitó al autor de esta Tesis para el posterior modelamiento de uno de los modelos de EF. Esta capacitación tuvo un carácter no formal, con un total de 16 horas académicas presenciales, y 213 horas académicas no presenciales.

2.4. Modelamiento de las mallas de Elementos Finitos.

2.4.a Vértebra y cuerpo vertebral lumbar.

Utilizando el *software Solid Edge*[®] se creó un modelo de EF de una vértebra lumbar. Para esto se utilizaron 75 imágenes digitales (cortes transversales, de 0,6 mm) de TAC de cuarta vértebra lumbar. Se creó un boceto de esta vértebra lumbar utilizando los márgenes externos de cada una de las imágenes digitales de la TAC. Cada uno de estos bocetos se emplazó en planos paralelos, con una distancia de 0,6 mm. entre cada uno, reconstruyendo así la imagen tomográfica de la vértebra. Luego se procedió a unir cada uno de estos bocetos, generando un sólido. La malla de tetraedros generada por el

software generador de mallas *GiD*, posee un número de 68.716 elementos y 16.320 nodos (Anexo 1.).

Para la creación del modelo de EF sólo del cuerpo vertebral lumbar, se utilizaron 23 imágenes digitales (cortes transversales, de 1,2 mm) de TAC de cuarta vértebra lumbar (un número mayor de cortes no permitía el análisis; tampoco entregaba mayor detalle anatómico al cuerpo vertebral). Se creó un boceto de los márgenes externos de cada una de las imágenes digitales de la TAC lumbar, eliminando el pilar posterior, en la unión pedículo - cuerpo vertebral. Cada uno de estos bocetos se emplazó en planos paralelos, a una distancia de 1,2 mm. entre cada uno. Luego se procedió a unir cada uno de estos bocetos, generando un sólido. La malla de tetraedros generada por el *software* generador de mallas *GiD*, posee un número de 35.473 elementos y 7.627 nodos (Anexo 1.).

2.4.b Propiedades de los materiales.

Las propiedades mecánicas que se utilizaron para caracterizar la vértebra lumbar utilizada fueron extraídas a partir de material bibliográfico (Tabla 1). Se consideró a ambos modelos isotrópicos en el eje céfalo - caudal.

Tabla 1. Propiedades del material utilizadas en el ensayo compresivo.

Propiedad del Material	Valor
Módulo Elástico	12000 MPa *
Coefficiente de Poisson	0,4 *

Densidad	0,200 g/cm ³ **
Tensión de Rótura	5,0 MPa ***

Valores obtenidos de: * Noally, J. (2007); **Mosekilde, L. (2000); *** Ferguson, S. (2003).

2.5 Análisis de carga fisiológica axial compresiva.

Se aplicó un mismo ensayo de compresión sobre ambas mallas de EF, utilizando el *software RamSeries*. Para esto, se determinó la restricción cinemática de la superficie inferior de los cuerpos vertebrales de ambos modelos. En la vértebra lumbar, además, se restringió la superficie inferior del proceso espinoso y de los procesos articulares inferiores (Anexo 2.).

La presión se distribuyó de forma uniforme sobre la superficie superior de los cuerpos vertebrales de ambos modelos, simulando la ecualización de fuerzas en el interior del DI suprayacente con proceso degenerativo (Anexo 2.). La presión fisiológica a nivel lumbar es de 1,5 MPa. (White, A *et al*; 1990), presentando falla de material a una carga última de 5,0 MPa (Ferguson, S *et al*; 2003). De este modo se aplicó el Criterio de von Mises para evaluar la distribución de esfuerzos a través de la geometría vertebral.

2.6 Análisis estadístico.

Se utilizó el *software Matlab* para comparar la probabilidad acumulada de las diferencias entre los esfuerzos de von Mises de ambos modelos de EF. Para

ver si las diferencias obtenidas son significativas, se utilizó el método Monte Carlo. El nivel de confianza fue de un 90%.

VII Resultados

1. Distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar entregado por el *software RamSeries*.

En el análisis de von Mises realizado sobre la vértebra lumbar (Figura 5.), se puede observar que el esfuerzo predominante es el correspondiente al esfuerzo mínimo (■, correspondiente a 23.929 Pa.), distribuido a partir de los pedículos, en todo el arco posterior. Además se puede observar este valor de esfuerzo en la zona antero – inferior del cuerpo vertebral.

El siguiente valor de esfuerzo de von Mises que predomina en el modelo de EF de la vértebra lumbar es el correspondiente al color ■, que equivale a 1.4457×10^6 Pa. Este se distribuye a ambos lados del cuerpo de la vértebra lumbar, en su superficie superior e inferior (Figura 6. y 7.). Además se puede

observar en las zonas de restricción cinemática del proceso espinoso y de los procesos articulares inferiores (Figura 7.).

El color ■ correspondiente a 2.4094×10^6 Pa. se observa en las caras laterales y superficie superior del cuerpo vertebral, mezclándose con el esfuerzo ■ correspondiente a 1.4457×10^6 Pa.

Existe una concentración de esfuerzos sobre los 2.8913×10^6 Pa. (color ■) que se localiza en la zona de restricción cinemática del proceso articular izquierdo (Figura 7.). Esta zona alcanza un esfuerzo máximo de 4.3370×10^6 Pa. (color ■).

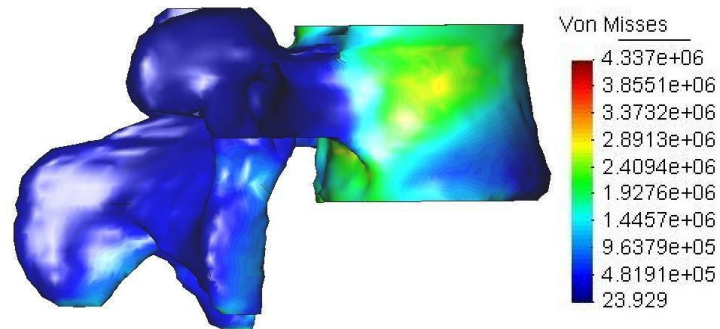


Figura 5. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar. Vista lateral derecha.

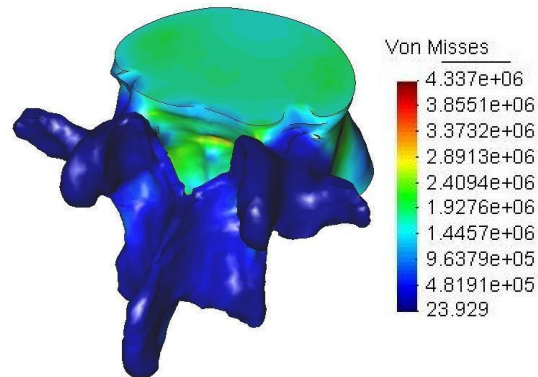


Figura 6. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar. Vista isométrica.

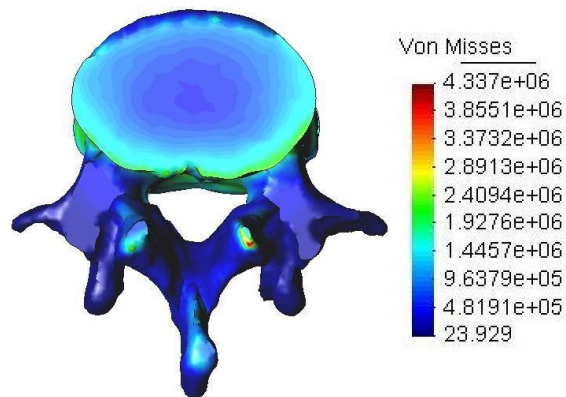


Figura 7. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre la vértebra lumbar. Vista inferior.

2. Distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar entregado por el *software RamSeries*.

En el análisis de von Mises realizado sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar, se puede observar que el esfuerzo predominante es el correspondiente

al esfuerzo mínimo (■), correspondiente a 2.2394×10^5 Pa.), localizado en la zona antero – inferior del cuerpo vertebral (Figura 8.) y en la zona donde fue eliminado el arco posterior (Figura 9.).

El siguiente valor de esfuerzo de von Mises que predomina en el modelo de EF de sólo el cuerpo vertebral lumbar es el correspondiente al color ■, que equivale a 1.5850×10^6 Pa. Este se distribuye a ambos lados de sólo el cuerpo vertebral lumbar (Figura 8.), en la zona posterior (Figura 9.), en su superficie superior (Figura 10.), y en el borde posterior de la superficie inferior (Figura 11.).

El color ■ correspondiente a un esfuerzo de 2.4923×10^6 Pa. se observa en las caras laterales, zona posterior y en la superficie superior de sólo el cuerpo vertebral, mezclándose con el esfuerzo ■ correspondiente a 1.5850×10^6 Pa.

El esfuerzo correspondiente a 2.9460×10^6 Pa (color ■) se localiza en las caras laterales de sólo el cuerpo vertebral, mezclándose con el color ■ correspondiente a un esfuerzo de 2.4923×10^6 Pa. (Figura 8.). También se localiza en la zona donde fueron eliminados los pedículos, donde se mezcla con un esfuerzo máximo de 4.3070×10^6 Pa. (color ■), (Figura 9.).

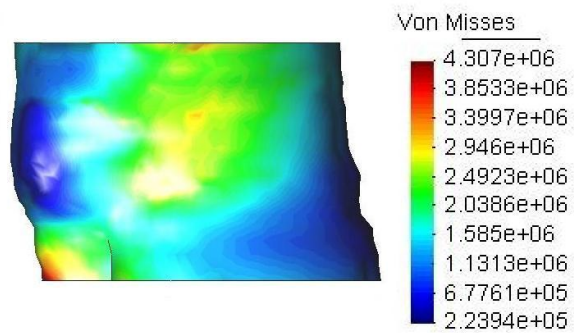


Figura 8. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista lateral.

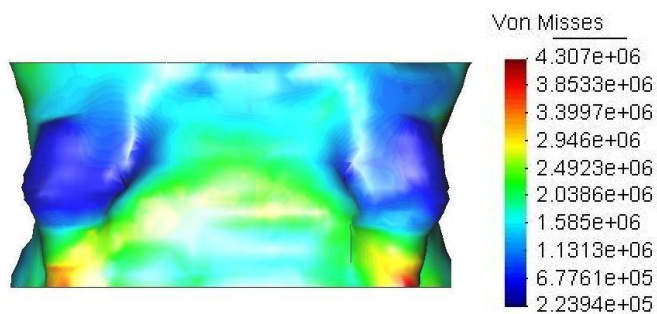


Figura 9. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista posterior.

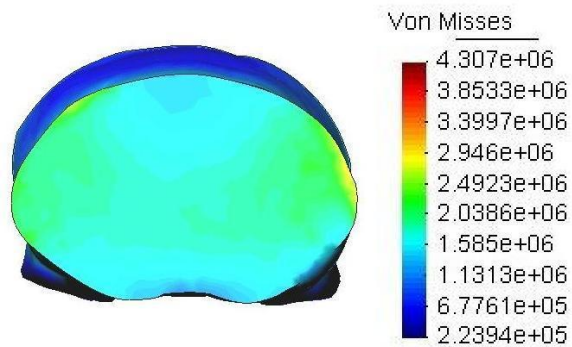


Figura 10. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista superior.

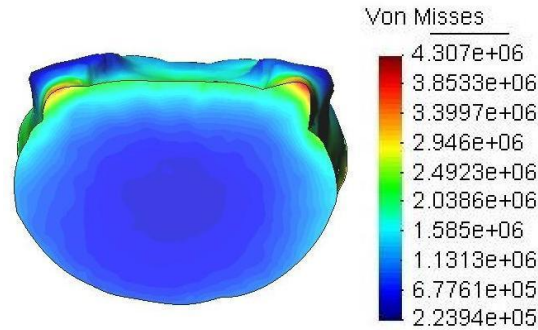


Figura 11. Diagrama de colores que muestra la distribución de los esfuerzos de von Mises sobre sólo el cuerpo vertebral lumbar. Vista inferior.







3. Comparación entre los esfuerzos de von Mises de la vértebra lumbar y de sólo el cuerpo vertebral.

1.1 Probabilidad acumulada de la vértebra lumbar y sólo el cuerpo vertebral lumbar.

1.1.a Probabilidad teórica.

Tabla 2. Probabilidad Teórica

	Color	von Mises		Probabilidad Teórica
		Vértebra Lumbar	Sólo Cuerpo vertebral	
1		23.929xPa.	2.2394x10 ⁰⁵ Pa.	0.09
2		4.8191x10 ⁰⁵ Pa.	6.7761x10 ⁰⁵ Pa.	0.18
3		9.6379x10 ⁰⁵ Pa.	1.1313x10 ⁰⁶ Pa.	0.27
4		1.4457x10 ⁰⁶ Pa.	1.5850x10 ⁰⁶ Pa.	0.36

5		1.9276x10 ⁰⁶ Pa.	2.0386x10 ⁰⁶ Pa.	0.45
6		2.4094x10 ⁰⁶ Pa.	2.4923x10 ⁰⁶ Pa.	0.55
7		2.8913x10 ⁰⁶ Pa.	2.9460x10 ⁰⁶ Pa.	0.64
8		3.3732x10 ⁰⁶ Pa.	3.3997x10 ⁰⁶ Pa.	0.73
9		3.8551x10 ⁰⁶ Pa.	3.8533x10 ⁰⁶ Pa.	0.82
10		4.3370x10 ⁰⁶ Pa.	4.3070x10 ⁰⁶ Pa.	0.91

1.1.b Probabilidad empírica.

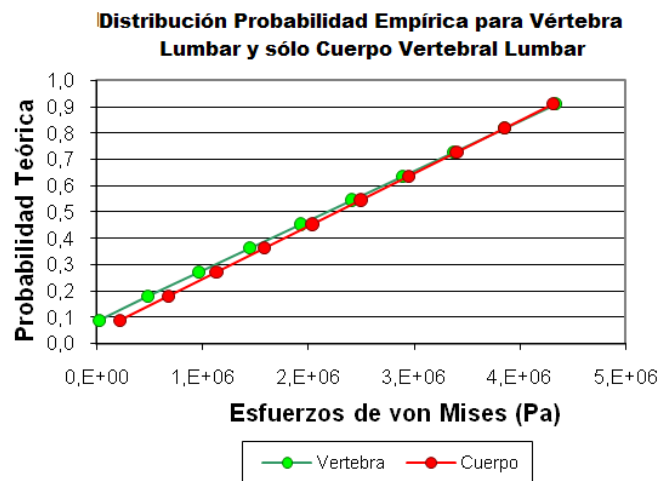


Figura 12. Gráfico de distribución de la probabilidad empírica para los esfuerzos de von Mises de la Vértebra Lumbar y de Sólo el Cuerpo Vertebral Lumbar

1.1.c Distribución de probabilidad acumulada para la vértebra lumbar y sólo el

cuerpo vertebral lumbar.

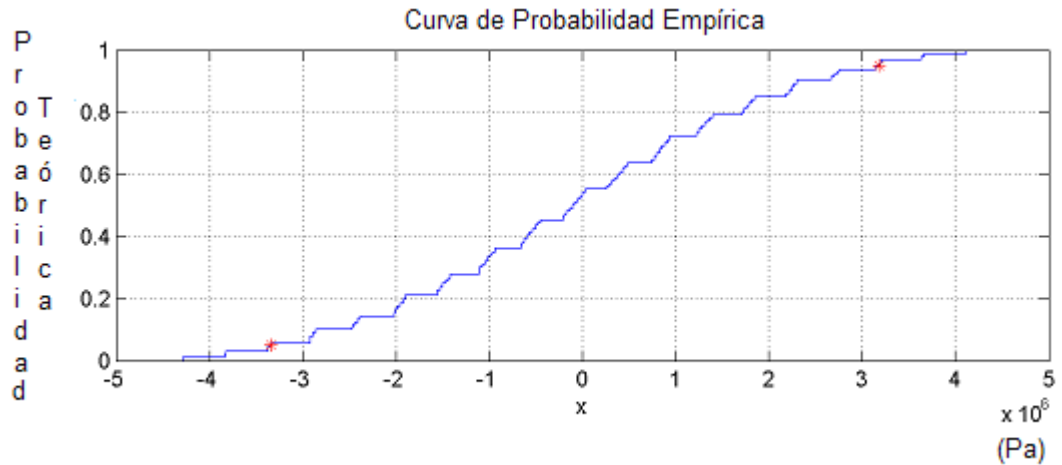








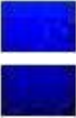


Figura 13. Resultados Método Monte Carlo. Curva de Probabilidad Empírica de los esfuerzos de von Mises de la Vértebra Lumbar y de Sólo el Cuerpo Vertebral Lumbar. Los asteriscos identifican los valores de esfuerzos de von Mises que presentan significancia estadística, con un nivel de confianza del 90%. Estos valores son - 3343210 Pa. y 3177490 Pa.

1.2 Diferencia entre los esfuerzos de von Mises de ambos modelos de EF.

Tabla 3. Diferencia entre los esfuerzos de von Mises de la vértebra lumbar con los de sólo el cuerpo vertebral.

Color	von Mises		Diferencia
	Vértebra Lumbar	Sólo Cuerpo Lumbar	
	4.3370 10^6 xPa.	4.3070 10^6 xPa.	- 30000 Pa.
	3.8551 10^6 xPa.	3.8533 10^6 xPa.	- 1800 Pa.
	3.3732 10^6 xPa.	3.3997 10^6 xPa.	26500 Pa.
	2.8913 10^6 xPa.	2.9460 10^6 xPa.	54400 Pa.
	2.4094 10^6 xPa.	2.4923 10^6 xPa.	82900 Pa.
	1.9276 10^6 xPa.	2.0386 10^6 xPa.	111000 Pa.
	1.4457 10^6 xPa.	1.5850 10^6 xPa.	139300 Pa.
	9.6379 10^5 xPa.	1.1313 10^6 xPa.	167510 Pa.

	4.8191 10 ⁰⁵ xPa.	6.7761 10 ⁰⁵ xPa.	195700 Pa.
	23.929xPa.	2.2394 10 ⁰⁵ xPa.	200011 Pa.

Nivel de confianza de un 90%, con valores de significancia estadística < -3343210 Pa. y >3177490 Pa.

VIII Discusión

En este estudio se compararon los esfuerzos de von Mises de una malla de EF de vértebra lumbar con los de sólo el cuerpo vertebral lumbar, con el objetivo de determinar la importancia del arco posterior vertebral para la rigidez vertebral lumbar.

Al realizar esta comparación, se determinó que la vértebra lumbar no posee una rigidez significativamente mayor que sólo el cuerpo vertebral lumbar. Tomando la definición de rigidez dada por Callister, W.; 1997, la masa, propiedades del material y geometría, son determinantes de la capacidad de

una estructura de distribuir esfuerzos, lo cual hace pensar que el modelo de EF de vértebra lumbar es más rígido que el de sólo el cuerpo vertebral lumbar. Esto no ocurrió así, ya que el modelo de EF de vértebra lumbar no posee esfuerzos de von Mises significativamente menores, lo que indicaría una mayor distribución de los esfuerzos en este modelo, en comparación al modelo de EF de sólo el cuerpo vertebral lumbar.

Es importante destacar que, sin realizar un modelamiento especial de hueso trabecular dentro de la vértebra lumbar, se logra observar en el análisis de distribución de esfuerzos internos, la orientación de las líneas de fuerza que gobiernan al hueso trabecular vertebral, expuesta por Kapandji, A; 1998 y Miralles, R. *et al*; 2000 (Anexo 3.). Esto indica que no sólo la microarquitectura del hueso trabecular, sino que también la macroarquitectura vertebral es determinante de la distribución de esfuerzos dentro de la vertebra lumbar.

Cada uno de los modelos de EF fue realizado por diferentes investigadores. La vértebra lumbar fue modelada por un estudiante memorista del Departamento de Ingeniería Civil Mecánica de la UTFSM, quien capacitó en el uso del programa de modelamiento de EF al autor de esta Tesis. Esto permitió que este último modelara sólo el cuerpo vertebral lumbar. El alumno memorista al percatarse de la complejidad de modelamiento de la vértebra

lumbar, debió modelar de forma más detallada, para que el software lograra reconocer la correcta geometría vertebral, y de este modo pudiera analizarla. Por otra parte, con los conocimientos entregados en la capacitación, el autor de esta Tesis creó un modelo de EF de sólo el cuerpo vertebral, el cual no se pudo analizar en primera instancia. Debido a esto se tuvo que espaciar las imágenes a 1,2 mm, y suavizar las curvas pronunciadas.

Para poder analizar ambos modelos de EF fue necesario alisar las superficies de carga de ambos cuerpos vertebrales para que la presión fuese distribuida de forma uniforme sobre éstos. De no realizar lo anterior, los resultados se alejaban de los valores de esfuerzo máximo esperados de 5 MPa., de acuerdo a lo expuesto por Ferguson, S. *et al*; 2003.

En el modelo de EF de la vértebra lumbar predomina un valor de esfuerzo de von Mises mínimo (23.929xPa) en el arco posterior, debido a que se determinó, previo al análisis de carga compresiva fisiológica, que la presión se aplicara sólo sobre a superficie superior del cuerpo vertebral. No se aplicó carga sobre las superficie articular de los procesos articulares superiores, debido a que el *software* no identificó esta zona como una superficie susceptible a cargas.

Al realizar investigaciones utilizando el Método de Elementos Finitos, se debe considerar que un profesional de la Salud no posee los conocimientos ni la tecnología necesaria para utilizar los *softwares* de EF. Debido a esto surge la necesidad de crear lazos con profesionales de la Ingeniería, para disponer, por una parte, con las instancias de capacitación para manejar este tipo de aplicaciones, y por otra parte, con la tecnología necesaria para llevar a cabo este tipo de investigación (principalmente procesadores y *softwares*). Una vez creados estos lazos, surgen instancias de investigación que hacen posible acercarnos a resolver problemáticas en salud. Muchas veces esta tecnología no existe, necesitando crear *softwares* propios para la investigación, lo cual se ejemplifica en el trabajo realizado por Holzapfel, G *et al*; 2005, quien en su estudio creó un programa para modelar la orientación de las fibras colágenas del anillo fibroso del D1.

IX Conclusión

El Modelo de Elementos Finitos correspondiente a una vértebra lumbar no presenta una rigidez significativamente mayor, medida a través de la comparación de los esfuerzos de von Mises, que el Modelo de Elementos Finitos correspondiente sólo al cuerpo de la vértebra lumbar, frente a carga fisiológica axial compresiva.

Para futuras investigaciones que involucren el uso del Método de Elementos Finitos en el análisis mecánico óseo vertebral, se deberían adicionar los elementos restantes del segmento móvil vertebral, para reproducir a cabalidad el comportamiento biomecánico de éste. Además se deberían considerar la isotropía en el plano transversal, y la anisotropía en los planos sagital y coronal, del material óseo vertebral.

X Bibliografía

1. Badiola, V. Diseño y cálculo de máquinas 35520, documentación [en línea]. Pamplana-Navarra. Grupo de investigación IMAC, 2004. Actualizado el 21 de febrero, 2008. “Tema 3: Cargas Estáticas”. Disponible en http://www.imac.unavarra.es/web_imac/pages/docencia/asignaturas/DyCDM/DyCDM_Cap3.pdf.
2. Brown, T (2004). Finite element modeling in musculoskeletal biomechanics. *J Appl Biomech*; 20: 336 – 366.

3. Callister, W. Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. 3ª ed. Barcelona, Reverté 1997: 803.
4. Crawford, R; Cann, C; Keaveny, T (2003). Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone*; 33: 744 – 750.
5. Durán, F (2003). Unión dico-vertebral: ¿Qué es lo patológico? *Rev. chil. radiol*; 9: 51 - 60.
6. Eberlein, R; Holzapfel, G; Fröhlich, M (2004). Multi-segment FEA of the lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus. *Computational Mechanics*; 34: 147 – 163.
7. Ferguson, S; Steffen, T (2003). Biomechanics of the aging spine. *Eur Spine J*; 12: S97 – S103.
8. Gajardo, H (2000). Situación de la osteoporosis en Chile. *Rev. méd. Chile*; 128: 809 – 812.
9. Holzapfel, G; Schulze – Bauer, C; Feigl, G; Regitnig, P (2005). Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus. *Biomechan Model Mechanobiol*; 3: 125 - 140
10. Hulme, P; Boyd, S; Ferguson, S (2007). Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength. *Bone*; 41: 946 – 957.
11. Kapandji A. Fisiología Articular. 5ª ed. Madrid. Editorial médica panamericana 1998: 253.

12. Matus, C; Galilea, E; San Martín A (2003). Imagenología del dolor lumbar. *Rev. chil. radiol*; 9: 62 – 69.
13. Mayer, O (2006). Teorías de falla (Teórico) [en línea]. Buenos Aires, Argentina: Universidad de Buenos Aires, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica, Octubre 2006 [citado el 18 de Mayo de 2008]. Disponible en: <http://www.fi.uba.ar/materias/6712M/FallaTeorico.pdf> >.
14. Miralles, R; Puig, M. Biomecánica clínica del aparato locomotor. 2ª ed. Barcelona, Masson 2000: 321.
15. Miralles, R (2001). Biomecánica de la columna. *Rev Soc Esp Dolor*; 8: 2 - 8.
16. Mosekilde, L (2000). Age related changes in bone mass, structure, and strength – effects of loading. *Z Rheumatol*; 59: Suppl I.
17. Noailly, J; Wilke, HJ; Planell, J; Lacroiz, D (2007). How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process. *J Biomech* 40: 2414 – 2425.
18. Nordin, M; Frankel, V. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3ª ed. Madrid, Mc Graw Hill 2004: 485.
19. Peña, E; Pérez del Palomar, A; Calvo, B; Martínez, M; Doblaré, M (2007). Computational modelling of diarthrodial joints. Physiological, pathological and pos-surgery simulations. *Arch Comput Methods Eng*; 14: 47 – 91.
20. Pérez del Palomar, A; Calvo, B; Doblaré, M (2008). An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading. *J Biomech* 41: 523 – 531.

21. Pollintine, P; Przybyla, A; Dolan, P; Adams, M (2004). Neural arch load-bearing in old and degenerated spines. *J Biomech*; 37: 197 – 204.
22. Riancho, J; Gonzáles, J. Manual práctico de osteoporosis y enfermedades del metabolismo mineral. Madrid, Jarpyo editores S.A., 2004: 473.
23. Roberts, S (2002). Disc morphology in health and disease. *Biochem Soc Trans*; 30: 864 – 869.
24. Roberts, S; Evans, H; Trivedi, J; Menage, J (2006). Histology and pathology of the human intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am* 88; 10 – 14.
25. Roughley, P; Alini, M; Antoniou, J (2002). The role of proteoglycans in aging, degeneration and repair of the intervertebral disc. *Biochem Soc Trans*; 30: 869 – 874.
26. Seeman, E; Delmas, P (2006). Bone quality – the material and structural basis of bone strength and fragility. *N Eng J Med*; 354: 2250 – 2261.
27. Schnake, K; Putzier, M; Haas, N; Kandziora, F (2006). Mechanical concepts for disc regeneration. *Eur Spine J*; 15: S354 - S360.
28. Schmidt, H; Kettler, A; Rohlmann, A; Claes, L (2007). The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration – A finite element analysis. *Clin Biomech* 22: 988 – 998.
29. Turner, C (2002). Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone Quality. *Osteoporos Int*; 13: 97 – 104.
30. Turner, C (2006). Bone strength: current concepts. *Ann. N.Y. Acad. Sci*; 1068: 429 – 446.

31. Valero, E (2004). Aportaciones al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos. Tesis doctoral para optar al grado de Doctor en Ingeniería Industrial. Barcelona, España: Universidad Politécnica de Catalunya, Departament d'Enginyeria Eléctrica 2004: 352.
32. White, A; M, Panjabi. Clinical Biomechanics of the spine. 2ª ed. Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins. 1990: 752.
33. WHO Scientific Group (1994). Assessment of fracture risk and application to screening for postmenopausal osteoporosis. *World Health Organ Tech Rep Ser*, 843: 1 – 185.
34. WHO Scientific Group (2003). Prevention and management of osteoporosis. *World Health Organ Tech Rep Ser*, 921: 1 – 192.

XI Anexos

Anexo 1. Modelamiento de la vértebra lumbar y de sólo el cuerpo vertebral lumbar.

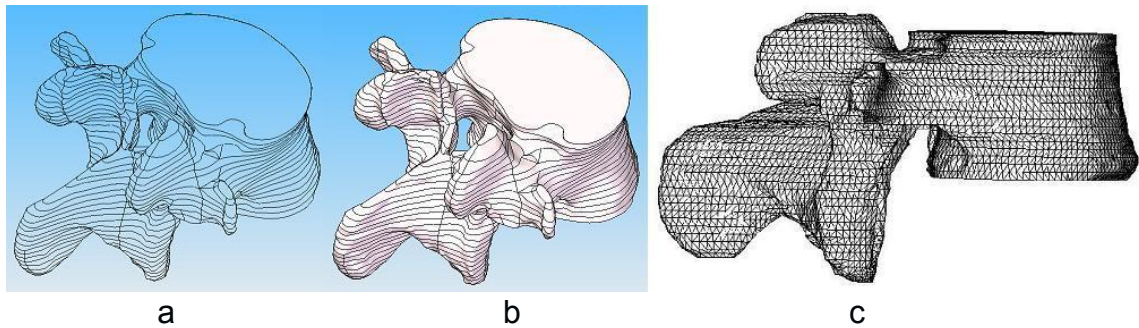


Figura 14. a) boceto del cuerpo vértebral; b) sólido construido a partir del boceto; c) malla del cuerpo vertebral, junto con los elementos y nodos.

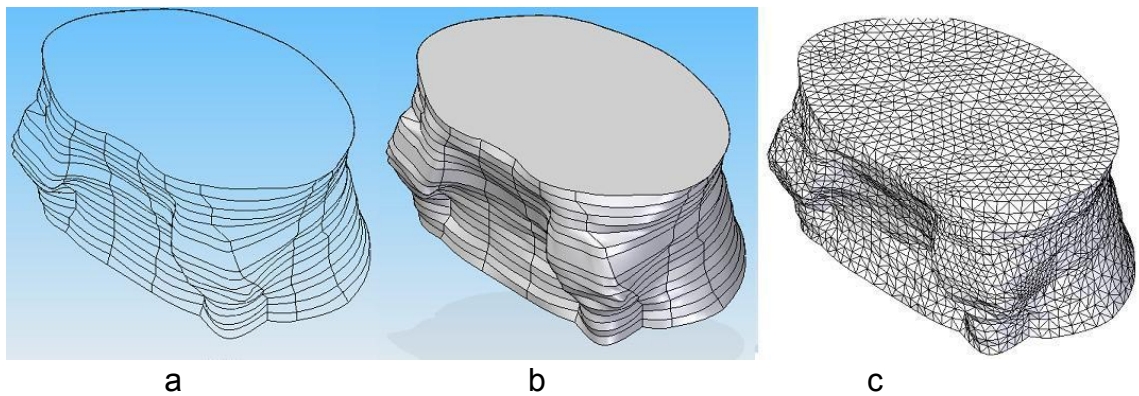


Figura 15. a) boceto de sólo el cuerpo vertebral; b) sólido construido a partir del boceto; c) malla de solo el cuerpo vertebral, junto con los elementos y nodos.

Anexo 2. Esquematización de la distribución de carga compresiva y de las restricciones cinemáticas sobre la vértebra lumbar y sólo el cuerpo vertebral lumbar.

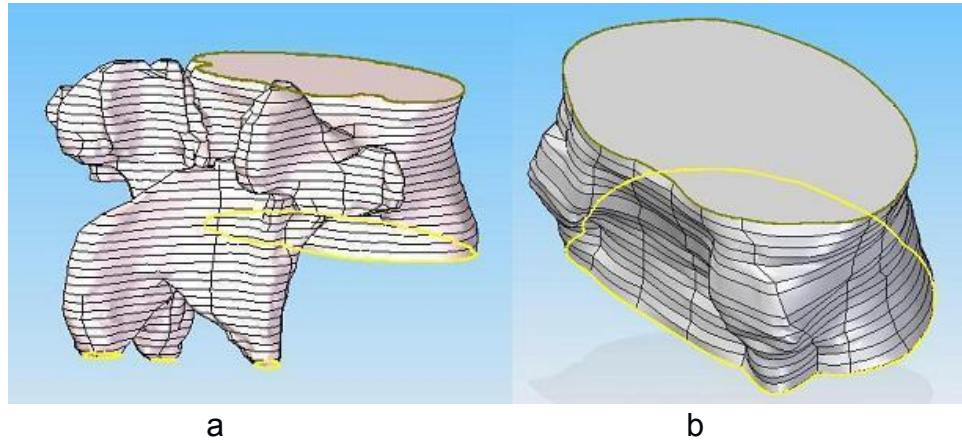


Figura 16. Distribución de las cargas compresivas y restricciones cinemáticas. Con línea verde se enmarca la superficie sobre la cual fue distribuida la carga compresiva en el cuerpo vertebral de ambos modelos de Elementos Finitos. Con línea amarilla se enmarca las superficies restringidas cinemáticamente. Para la vértebra lumbar (a), la superficie inferior del cuerpo vertebral, de las apófisis articulares inferiores y de la apófisis espinosa. Para sólo el cuerpo vertebral (b), sólo su superficie inferior.

Anexo 3. Distribución de esfuerzos internos de la vértebra lumbar

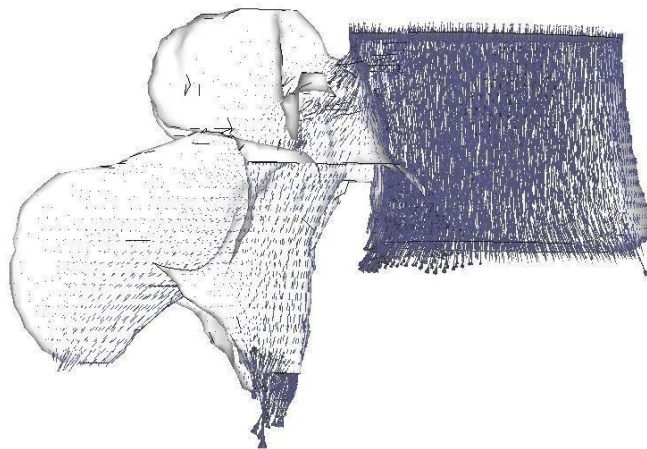


Figura 17. Diagrama que muestra los vectores de esfuerzos internos de la vértebra lumbar.