

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA UNIDAD VERTEBRAL FUNCIONAL L4-L5 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Arturo M. Cassano- Víctor D. Fachinotti

Centro de Desarrollos en Informática, U.T.N., Facultad Regional Paraná
Almafuerte 1033, Paraná 3100, E. Ríos, Argentina

Carlos H. Ramírez - Luis A. Díaz Olmedo

U.N.E.R., Fac. de Bioingeniería
Paraná, E. Ríos

RESUMEN

La columna vertebral humana se compone de una serie de segmentos óseos, conectados entre sí por discos y ligamentos. A pesar de esta adecuada disposición estructural, la columna vertebral es susceptible a fallas mecánicas. El disco intervertebral de la región lumbar es propenso particularmente a daños de tipo degenerativo. Aunque la exacta etiología de los desordenes lumbares es aun incierta, es reconocido que los factores mecánicos juegan un rol importante. En este trabajo se presenta un análisis mecánico de la unidad vertebral funcional lumbar L4-L5 utilizando el Método de los Elementos Finitos. El análisis abarca configuraciones 2D y 3D. Se brinda una breve reseña descriptiva de la anatomía de la región lumbar y la unidad vertebral L4-L5. Se tratan las patologías biomecánicas más críticas de la región lumbar: lesiones por compresión y torso-flexión. Los resultados del trabajo, así como los futuros trabajos a encarar, se resumen en las conclusiones finales.

ABSTRACT

Human spine is composed of a serie of osseous pieces linked by disks and ligaments. Even its appropriate structural configuration, the spine is sensible to mechanical failure. Intervertebral disk in lumbar region tends particularly to degenerative damage. Although exact etyology of lumbar disorders is unknown, it is realized that mechanical factors play an important role. This work shows a mechanical analysis on the L4-L5 functional lumbar vertebral unit using Finite Element Method. Analysis includes 2D and 3D configurations. A brief description describing anatomy of lumbar region and L4-L5 vertebral unit is given. Most critical biomechanical pathologies are treated: lesions caused by compression and composed flexure-torsion effects. Results and future projects are discussed in the last section.

INTRODUCCION

La Unidad Vertebral Funcional Lumbar

La columna vertebral o espina dorsal está compuesta por 33 huesos llamados vértebras; las 9 vértebras inferiores están soldadas entre sí para formar el sacro y el coxis, las 24 vértebras restantes son móviles, están separadas por discos intervertebrales de tejido cartilaginoso y comprenden, de arriba hacia abajo: 7 vértebras cervicales, 12 torácicas y 5 lumbares (ver fig.:1).

Los movimientos principales de la columna vertebral son:

- *Flexión anterior*: inclinación del torso hacia adelante.
- *Extensión*: inclinación del torso hacia atrás.
- *Flexión lateral*: inclinación del torso hacia los costados.
- *Rotación*: Giro alrededor del eje columnar.
- *Circunducción*: Combinación de flexión lateral con extensión o con flexión anterior.

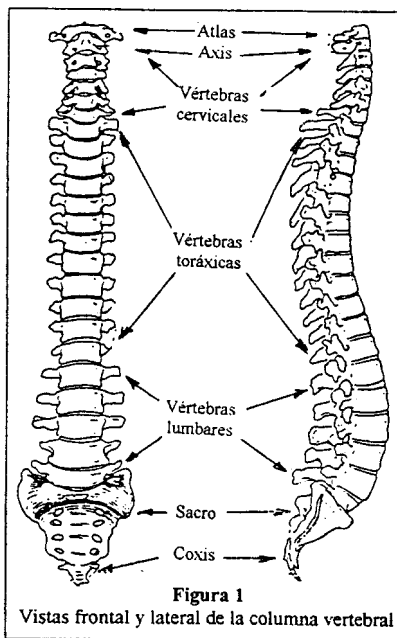


Figura 1
Vistas frontal y lateral de la columna vertebral

Biomecánicamente la columna vertebral se asemeja a un conjunto de mecanismos conectados entre sí de forma armónica. La unidad mecánica básica de este conjunto, definida por T. Brown, es la *unidad vertebral funcional* o *segmento de movimiento espinal* que consiste en dos vértebras adyacentes, el disco intervertebral situado entre ellas y todos los tejidos ligamentosos que colaboran en la articulación de ambas vértebras, prescindiendo de la musculatura circundante.

La unidad vertebral seleccionada en este trabajo involucra como vértebra superior a la cuarta lumbar (L4) y como vértebra inferior a la quinta lumbar (L5). El disco lumbar se denomina de acuerdo a la vértebra superior (L4) (ver fig. 2).

Anatomía y Estructura de las Vértebras Lumbares

Una vértebra lumbar, como toda vértebra móvil, se compone de dos partes: un *cuerpo vertebral* de forma aproximada a la de un cilindro sobre el que se apoyan los discos intervertebrales y un *arco vertebral* que se extiende hacia la espalda dejando un orificio entre él y el cuerpo vertebral, que es atravesado por la médula espinal.

Las vértebras lumbares son particularmente voluminosas debido a que soportan los mayores esfuerzos. El diámetro lateral del cuerpo de estas vértebras es mayor que el antero-posterior y éste, a su vez, mayor que su altura. Bajo la observación lateral los cuerpos de las tres últimas vértebras lumbares presentan una forma de cuña,

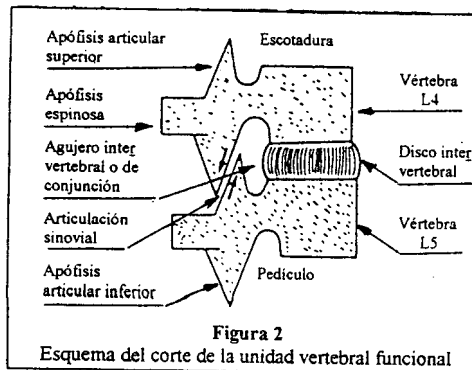


Figura 2
Esquema del corte de la unidad vertebral funcional

siendo más altos en la parte anterior. Las láminas son de menor altura que los cuerpos vertebrales, a diferencia de lo que ocurre en las regiones cervical y torácica.

Las vértebras están formadas por hueso esponjoso rodeado en la superficie por hueso compacto o cortical. Tanto el hueso esponjoso como el cortical están constituidos por laminillas óseas curvadas de un espesor aproximado entre 3 a 7 μm . Estas laminillas se agrupan en conjuntos paralelos entre los cuales se acumulan proteoglicanos que actúan como sustancia cementante. Las células óseas maduras u osteocitos se encuentran también en zonas lacunares entre estas laminillas que contienen aproximadamente un 75 % en masa de un material inorgánico parecido a la hidroxiapatita mineral y por un 25 % de fibras colágenas de tipo I.

El hueso esponjoso o trabecular consiste en una malla de trabéculas anastomóticas con médula ósea en los espacios intertrabeculares. Las trabéculas tienen un espesor que raramente supera los 200 μm , y toman la forma de placas perforadas, bastones o arcos. Cada trabécula está a su vez formada por paquetes trabeculares de un espesor aproximado de 50 μm , y éstos están constituidos por laminillas óseas.

En el hueso compacto una gran parte de laminillas óseas están dispuestas en forma concéntrica dejando un espacio hueco en el centro en donde se ubican conductos sanguíneos y nerviosos. Estas disposiciones se denominan osteonas o sistemas de Havers y están compuestas por conjuntos de 20 a 30 laminillas.

Estructura del Disco Intervertebral

El disco intervertebral está compuesto por tres partes: el *anillo fibroso*, que es la parte periférica y resistente y tiene estructura de cartilago fibroso, las *placas terminales* superior e inferior de cartilago hialino y el *núcleo pulposo*, que es la parte central, blanda y de naturaleza mucoide.

El anillo fibroso está formado por una matriz hialina compuesta de proteoglicanos (en su mayor parte sulfatos de condroitina) y fibras difíciles de observar de colágeno del tipo 2, sobre la que se encuentran fibras fácilmente observables de colágeno del tipo 1, que son las que ejercen la mayor parte de la resistencia tractiva. Estas fibras colágenas de tipo 1 se disponen en capas concéntricas formando anillos incompletos y van de una vértebra a la otra en forma oblicua a 30° con orientación alternada entre capa y capa.

El núcleo pulposo está formado por un gel acuoso mucoide compuesto fundamentalmente por glicosaminoglicanos altamente hidrófilos y fibras colágenas dispuestas en forma irregular que incluyen fibras reticulares. El contenido de agua del gel varía entre 70 y 90 %, disminuyendo este porcentaje con la edad. El núcleo pulposo no se ubica exactamente en el centro del disco sino que se encuentra algo desplazado hacia la zona postero-lateral derecha resultando el anillo fibroso más delgado en esa zona.

En movimientos rápidos el disco se comporta como un sólido incompresible pero altamente deformable, aunque es susceptible de deshidratarse parcialmente por una presión prolongada de tal forma que en el transcurso de un día una persona erecta puede experimentar una reducción en su altura de hasta 19 mm si es hombre y de hasta 13 mm si es mujer. El reposo nocturno compensa casi totalmente esta deshidratación pero con los años la pérdida neta de agua aumenta y la altura de las personas disminuye.

En la posición supina (acostado de espaldas) la carga sobre el disco L4 es de aproximadamente 6 kg y se debe a la tensión ejercida por los ligamentos y las fibras de colágeno de tipo 1 del anillo fibroso. En la posición erecta, la carga de una persona sobre el disco L4 es algo más de la mitad de su peso, pero cuando una persona de talla media levanta un peso de 25 kg pasando a la columna de la posición de flexión anterior a la erecta, la presión que soporta el disco intervertebral lumbar inferior puede alcanzar aproximadamente los 250 kg.

ESTUDIO MEDIANTE EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

El análisis mediante MEF, propiamente dicho se realizó utilizando el sistema ALGOR para análisis estático lineal. La unidad funcional elegida L4-L5 (cuarta y quinta lumbar, mas el disco intervertebral) es el segmento que soporta la mayor carga dentro de la región lumbar. Los datos adoptados para el análisis corresponden a una persona con las siguientes características: sexo masculino, 30 años de edad, 80 Kg de peso y una estatura de 1,78m. Las dimensiones de la unidad vertebral fueron obtenidas a partir de las consideraciones de M. Nissani [1] y A. Shirazi-ADL [2]. Los modelos adoptados, tanto el axisimétrico como el tridimensional, son representaciones simplificadas respecto al hueso real, pero que respetan las dimensiones y relaciones dadas en los trabajos antes referenciados. Además, se modeló igual a ambas vértebras (L4=L5).

Los análisis efectuados fueron del tipo elástico lineal, utilizándose para la modelización elementos isoparamétricos de cuatro y tres nodos para los casos 2D y ladrillos de ocho y seis nodos en los casos 3D.

Las cargas y condiciones de borde fueron introducidas mediante elementos rígidos adosados a ambos extremos de la unidad funcional L4-L5, de manera de distribuir correctamente las tensiones producidas por la aplicación de cargas puntuales.

Dado el carácter lineal del estudio, es que en los resultados ponemos más énfasis en las distribuciones de tensiones, considerando que en casos de cargas rápidas de corta duración y con escaso movimiento por parte del individuo hipotético ésta (la distribución) se mantendría, permitiendo conocer las zonas que

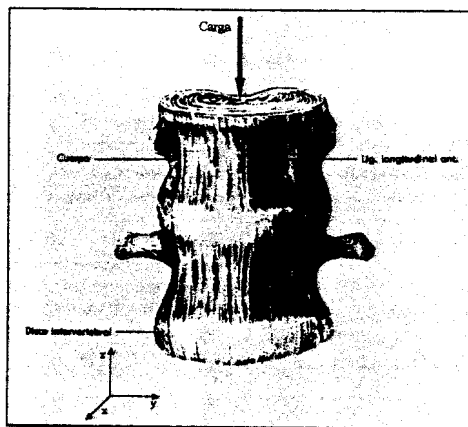


Figura 3, esquema de carga a compresión

presentan mas riesgo desde el punto de vista médico.

En base al análisis de las patologías mas corrientes, es que se realizaron corridas para los siguientes casos:

Caso 1: Compresión uniforme sobre la unidad vertebral; $F = 400$ N. Tipo de análisis: axisimétrico (figura 3)

Caso 2: Torso - Flexión en la unidad vertebral funcional; con una carga de momentos de: $M_f = 60$ Nm; $M_t = 5$ Nm (figura 4)

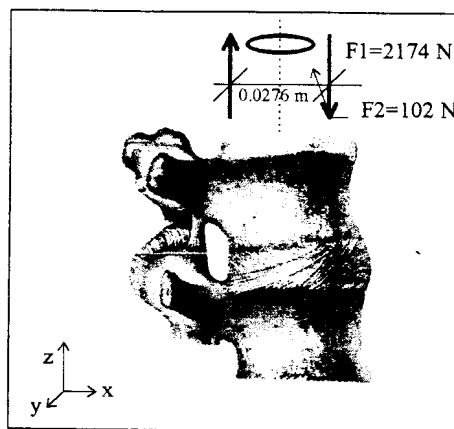


Figura 4, esquema de carga en flexo torsión

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Caso 1:

Compresión uniforme sobre la unidad vertebral; $F = 400 \text{ N}$. Tipo de análisis: axisimétrico (figura 3)

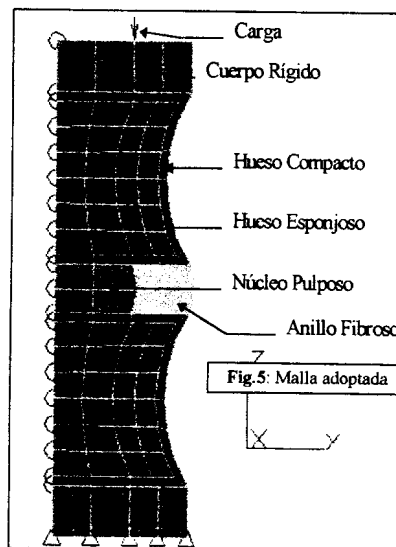
Malla adoptada.

La malla utilizada se muestra en la figura 5. Se aprecian los dos cuerpos rígidos en los extremos.

Resultados. Análisis de las Tensiones.

El resultado del análisis tensional utilizando el equivalente de von Mises puede verse en la figura 6; donde se puede notar que las mayores concentraciones de tensiones se encuentran sobre la capa lateral de hueso compacto de la unidad. Esta situación es de importancia cuando la magnitud de la carga es grande y el tiempo de aplicación es lo bastante corto ya que esto puede llevar a una explosión de los cuerpos vertebrales, debido a que la resistencia a la rotura del hueso compacto es menor que la del disco bajo condiciones de carga dinámica. Este suceso es visto en muchos casos de patología accidental.

Se puede notar en la fig. 7 que la distribución de tensiones en la dirección "x" (tangencial), como en el caso de von Mises, ocurre en la región lateral de la unidad a nivel de la zona de mayor pronunciamiento de la curvatura. Es decir, la estructura compacta ósea absorbe la totalidad de las tensiones de mayor magnitud en esta región. Del mismo modo se puede ver que las tensiones en dirección "z" en la fig. 8 tienen análoga distribución que las dos anteriores, pero de magnitud doble. Esto último se debe a que la carga es aplicada en esta dirección. En tanto puede notarse que prácticamente no se concentran tensiones en la dirección "y" (radial) como se ve en la fig. 9.



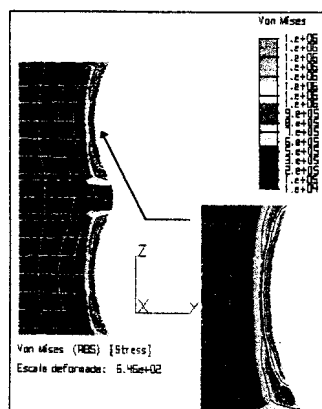


Fig. 6: Equivalente de von Mises en compresión

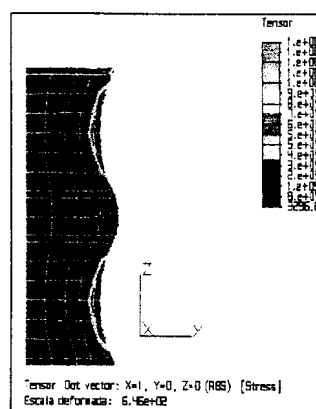


Fig. 7: Distribución de la tensión en compresión en dirección "x"

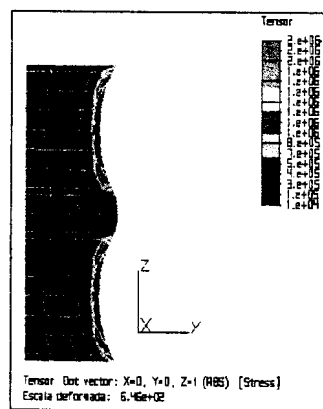


Fig. 8: Tensiones en la dirección "z"

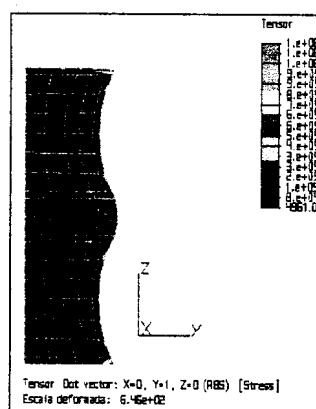


Fig. 9: Tensiones en la dirección "y"

Con lo analizado en las situaciones críticas de concentraciones de tensiones ante una carga en compresión, podemos concluir que la región de mayor exigencia de la unidad funcional es la capa ósea compacta lateral, la cual si sufriese alguna modificación en su microestructura con la consecuente pérdida de sus propiedades mecánicas, estaría expuesta a situaciones de riesgo particular, que en consecuencia afectaría a la totalidad de la estructura, con graves secuelas para el individuo.

Caso 2:

Torso - Flexión en la unidad vertebral funcional (figura 4); la carga de momentos se aplica por medio de pares de fuerzas opuestas sobre los cuerpos rígidos: Mflexión: cargas de 2174 N (verticales) separadas por 0.0276 m; Mtorsión: 102 N (horizontales) separadas por 0.0492 m. Tipo de análisis: 3D

Malla adoptada.

En la figura 10 se observa la malla utilizada en el análisis 3D. Se mantuvieron los cuerpos rígidos en los extremos bajo las mismas consideraciones del caso anterior.

Resultados. Análisis de tensiones.

El equivalente de tensión de von Mises se presenta concentrada en las zonas anterior y posterior de los cuerpos vertebrales sobre la corteza de hueso compacto. Esto puede ser apreciada en la figura 11. En tanto las tensiones en la dirección "z" también se presentan sobre los cuerpos vertebrales, fig. 12, presentando una zona de compresión sobre la cara anterior y de tracción sobre la posterior.

Del mismo modo las tensiones en las direcciones "x" e "y" presentan centralizaciones en los cuerpos vertebrales en su cara anterior y posterior, provocando tracción y compresión respectivamente en ellas, como se ilustran en las fig. 13 y 14.

Las tensiones en el plano "xz" e "yz" muestran una marcada aglomeración sobre el anillo fibroso. En la región anterior se comprimen y en la posterior se traccionan. Ambas situaciones pueden analizarse en las fig. 15 y 16.

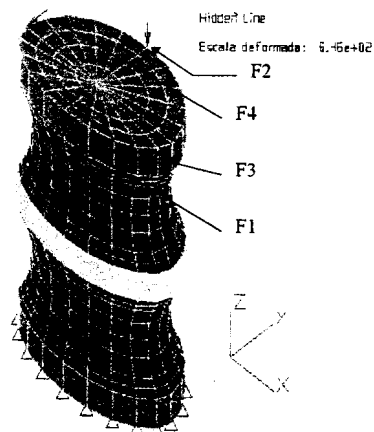


Fig. 10: Malla adoptada.

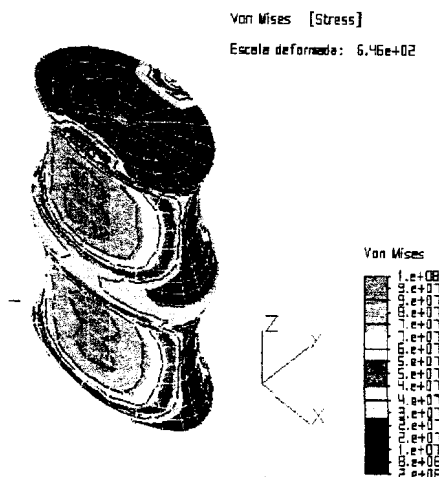


Fig. 11: Equivalente de von Mises de las tensiones.

Análisis de la deformaciones

El equivalente de von Mises de la deformaciones ilustra que la región de mayor concentración de estas se encuentra sobre el anillo fibroso y en especial en la región media de las caras anterior y posterior. Lo

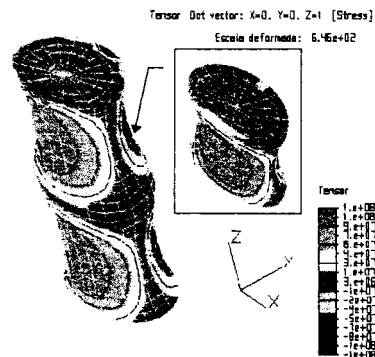


Fig. 12: Tensiones en la dirección "z"

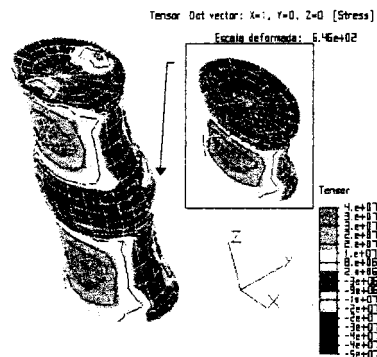


Fig. 13: Tensiones en la dirección "x"

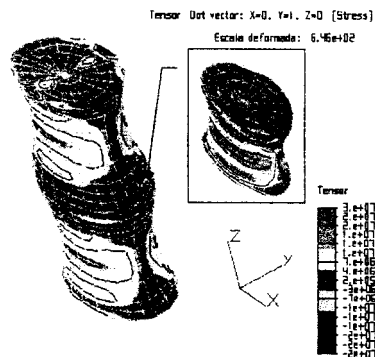


Fig. 14: Tensiones en la dirección "y"

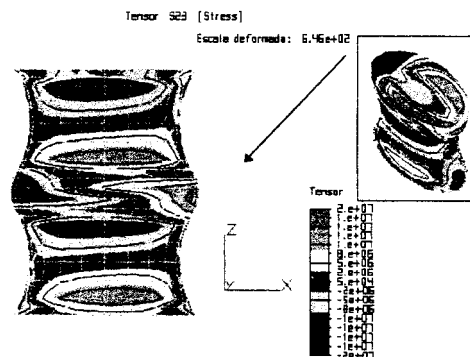


Fig. 15: Tensor de tensiones en el plano "yz"

descripto se puede ver en la fig. 17.

La unidad sufre grandes deformaciones en la dirección "z" a lo largo del cuerpo vertebral, incluyendo el anillo fibroso. Estas deformaciones se presentan en las caras anterior y posterior de la unidad, siendo una deformación negativa en la primera y positiva en la segunda, como puede verse en la fig. 18. Las deformaciones en el plano "yz" ocurren mayormente sobre en los extremos laterales del anillo fibroso, como se aprecia en la fig. 19. Del mismo modo las deformaciones en el plano "xz" también se reúnen sobre el anillo fibroso, pero en las zonas anterior y poste-

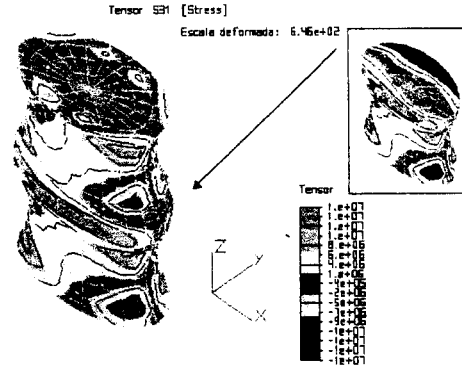


Fig. 16: Tensor de tensiones en el plano "xz"

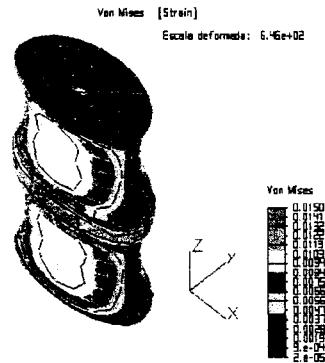


Fig. 17: Equivalente de von Mises de la deformación

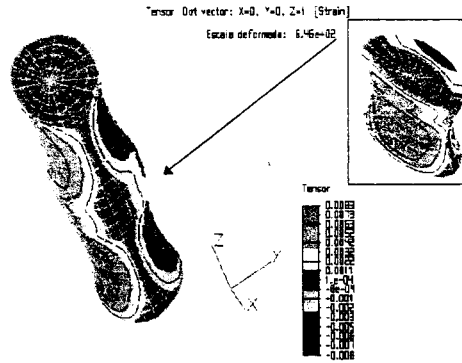


Fig. 18: Deformaciones en la dirección "z"

rior, comprimiéndose en la anterior y estirándose en las posterior. Ver fig. 20.

El anillo fibroso también se ve comprometido en las deformaciones en las direcciones "x" e "y", sufriendo compresiones en la cara anterior y tracción en la posterior, como se ilustran en las figuras 21 y 22 respectivamente.

Es claro, a partir de los resultados mostrados, el porqué de tantas lesiones en el disco intervertebral, debidas a movimientos giratorios acompañado por flexión: éste absorbe la mayor parte de las deformaciones, llegándose en casos extremos a rotura del mismo.

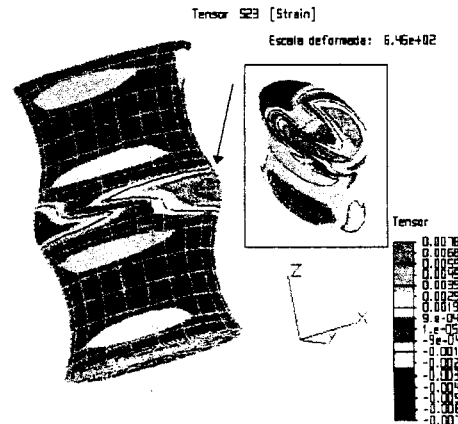


Fig. 19: tensor de deformaciones en el plano "yz"

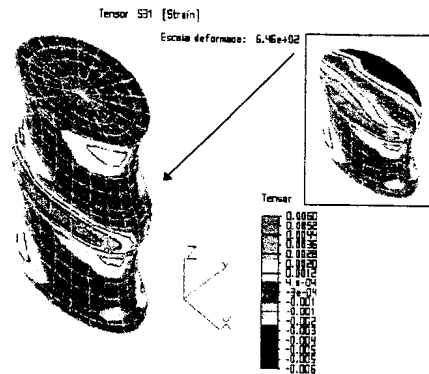


Fig. 20: Tensor de deformaciones en el plano "xz"

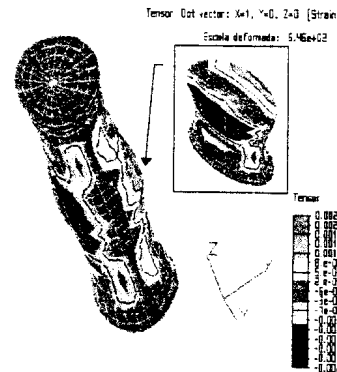


Fig. 21: Deformaciones en la dirección "x"

CONCLUSIONES

Cerrando el trabajo, se puede concluir que el análisis biomecánico hecho a la unidad vertebral funcional utilizando el Método de los Elementos Finitos ha dado resultados satisfactorios, dentro de los parámetros utilizados. Estos resultados obtenidos corroboran, para los casos estudiados, los problemas observados en las patologías correspondientes y estimamos pueden ser útiles para el comienzo de estudios más detallados y profundos sobre la mecánica de la unidad vertebral funcional, y por consiguiente de la totalidad de los elementos de la columna vertebral. En estos nuevos estudios se incluirá no linealidad en los materiales y grandes desplazamientos, así como también poder representar algunas patologías de índole mecánica (hernia de disco, etc.). De todos modos, debemos destacar que los resultados aquí mostrados son ciertos para una parte de la estructura real de la unidad vertebral funcional, ya que el estudio se basó en la organización vértebra - disco - vértebra, sin tener en cuenta los otros elementos componentes de la unidad.

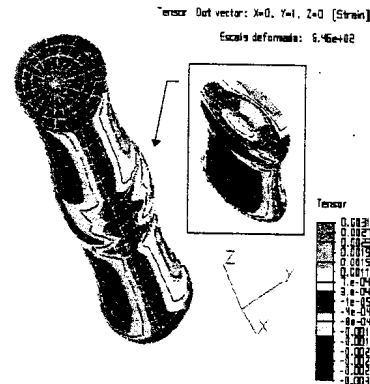


Fig. 22: Deformaciones en la dirección "y"

REFERENCIAS

- [1] Nissan M., Gilad I., *Dimensions Of Human Lumbar Vertebrae In The Sagittal Plane*, J. Biomechanic, Vol. 9, No 4, pp 753-758, 1986.
- [2] Shirazi A., Ahmed A., Shrivastav S., *A Finite Element Study Of Lumbar Motion Segment Subjected To Pure Saggital Plane Moments*, J. Biomechanic, Vol. 19, No 4, pp 331-350, 1986.
- [3] Cowin S.A., Van Buskirk W.C. and Ashman R. B., *Properties of Bone*, en Skalak R. and Chien S. (Eds.), *Handbook of Bioengineering*, Ed. McGraw-Hill, New York, 1987, Cap. 2.
- [4] Martínez Ruiz F., *Biomecánica de la Columna Vertebral y sus implantes*, Fidel Martínez Ruiz, Madrid, 1992.
- [5] Ebara S. et.al., *Instability of the Spinal System with focus on Degeneration of the Intervertebral Disc*, en Hayashi K. et.al.(eds), *Biomechanics. Functional Adaptation and Remodeling*, Springer-Verlag, Tokio, 1996, págs.: 251-282.