

Aplicación de metodología de modelado 3D utilizando Tomografías Computarizadas para su análisis numérico

Application of 3D modeling methodology using CT Scans for numerical analysis

Ariel Fuerte Hernández^{1}, Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo², Orlando Susarrey Huerta¹, Emmanuel Alejandro Merchán Cruz², Juan Manuel Sandoval Pineda², Elizabeth Pérez Hernández³*

¹Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, Unidad Profesional Adolfo López Mateos. Edif. 5 3er Piso, Zacatenco, Av. IPN s/n, Col. Lindavista, Del. Gustavo A. Madero. C.P. 07738. México D.F., México.

²Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, Unidad Azcapotzalco. Av. de las Granjas No. 682, Col. Sta. Catarina, Del. Azcapotzalco. CP. 02550. México D.F., México.

³Instituto Mexicano del Seguro Social, Hospital de Ortopedia de la Unidad Médica de Alta Especialidad “Dr. Victorio de la Fuente Narváez”, División de Educación e Investigación en Salud. Av. Colector 15 s/n Esq. Av. IPN, Col. Magdalena de las Salinas, Del. Gustavo A. Madero. CP. 07760. México D.F., México.

(Recibido el 08 de julio de 2013. Aceptado el 09 de junio de 2014)

Resumen

Este trabajo presenta una metodología para la generación de un modelo del segmento lumbar porcino y humano L4-L5 a partir de Tomografías Computarizadas (TC). El uso de la TC como herramienta de biomodelado es una técnica que actualmente es muy usada en el desarrollo de análisis numéricos computacionales mediante programas de Análisis de Elemento Finito (AEF), lo que permite visualizar y analizar estructuras anatómicas simples y/o complejas. Por lo que, la relevancia de este trabajo radica en el hecho de la generación de análisis numéricos biomecánicos con resultados muy cercanos a los análisis experimentales, creando soluciones médicas en el diseño de dispositivos protésicos. Los resultados numéricos muestran

* Autor de correspondencia: Uriel Fuerte Hernández, e-mail: fuerteherandez@yahoo.com.mx; teléfono: + 52 57296000, ext. 64501, (A. Fuerte)

una concentración de esfuerzos en el disco intervertebral justo en la zona de las placas terminales, tanto en el caso humano como en el porcino, lo que concuerda con análisis experimentales previos. De este modo, se concluye que los resultados obtenidos mediante esta técnica validan análisis experimentales previos, sin embargo, es necesario tomar en cuenta las características del comportamiento mecánico de los diferentes tejidos biológicos que componen la columna lumbar.

-----*Palabras Clave:* Biomodelado, Tomografía Computarizada, Columna Lumbar, Análisis de Elemento Finito, Compresión Axial

Abstract

This paper presents a methodology for generating a model of human and porcine lumbar spine from CT Scans. Nowadays, the use of CT Scans as a biomodeling tool is a technique widely used in the development of computational numerical analysis based on Finite Element Analysis (FEA), thus the simple and/or complex anatomical structures can be visualized and analyzed. Thus, the relevance of this paper lies in the fact generation numerical analyses biomechanical with results very close to experimental analyses creating medical solutions in the design of prosthetic devices. Numerical results show a stress concentration in the intervertebral disc just in the end plates, both in the human case as in pigs, which is consistent with previous experimental analysis. Thus, it is concluded that the results obtained through this technique validate previous experimental analysis, however, it is necessary to take into account the characteristics the mechanical behavior of the different biological tissues that form the lumbar spine.

-----*Keywords:* Biomodeling, CT Scan, Lumbar Spine, Finite Element Analysis, Axial Compression

Introducción

La generación de modelos computacionales de cualquier sistema biológico siempre implicará ciertas limitantes y dificultades. Sin embargo, para que los resultados sean más precisos, es necesario que el modelo final represente fielmente, tanto como sea posible, la anatomía y fisiología del sistema biológico en cuestión [1, 2].

Los avances en el campo de la imaginología han contribuido en gran medida a lograr esto mediante la generación de modelos 3D de órganos y tejidos biológicos a partir de la Tomografía Computarizada (TC). En cierta medida, esta

técnica garantiza que el modelo final tendrá una estructura anatómica similar al sistema biológico. El modelo obtenido, puede ser entonces utilizado para trabajar en análisis numéricos mediante el uso del Método del Elemento Finito (MEF), los cuales simulan el comportamiento biomecánico del tejido u órgano seleccionado. Si el modelo considera de forma óptima las variables y las características morfológicas y fisiológicas involucradas en el análisis del sistema, los resultados serán muy cercanos a los obtenidos mediante la experimentación “in vitro” e “in vivo” y representarán de manera más precisa los fenómenos biomecánicos involucrados [3].

Sin embargo, para validar este tipo de trabajos son necesarios análisis experimentales que den sustento a los resultados obtenidos.

En la actualidad, los padecimientos de la columna vertebral, y en específico los del área cervical y lumbar, son un problema de salud mundial [4], por lo que los estudios médicos integrales que incluyen el comportamiento biomecánico son de gran interés para comprender su funcionamiento, y atender las patologías y mecanismos de traumatismos que se presentan en esta zona, dándoles así una mejor solución [5]. En este trabajo, se desarrolló un modelo 3D de la columna lumbar porcina y humana a partir de una TC con el propósito de hacer un análisis numérico que valide trabajos experimentales previos desarrollados en dichos especímenes [6]. Esto involucra cuestiones económicas y éticas, lo que ahorra tiempo y recursos materiales, ya que se reduce el número de experimentos “in vivo” e “in vitro” con especímenes animales y humanos.

La TC ha sido usada para examinar la estructura y geometría de los huesos y establecer las relaciones por las que se ven afectados. Es una técnica no invasiva con la que se pueden diferenciar las estructuras del hueso, localizar zonas afectadas y programar cirugías en tiempo real, como en el caso de la fluoroscopia [7-9].

La importancia del uso de la TC radica en que las estructuras biológicas pueden ser reproducidas en modelos 3D a partir de imágenes 2D casi a la perfección. Como resultado de esto, es posible diferenciar unas de otras dentro de programas computacionales de AEF, y de este modo, establecer propiedades mecánicas para cada estructura, realizando un análisis numérico más preciso desde el punto de vista biomecánico.

Las estructuras generadas en este modelo fueron las vértebras y el disco intervertebral. Estos elementos constitutivos de la columna lumbar juegan un papel muy importante en la biomecánica de la columna vertebral. El disco intervertebral y las apófisis articulares, son los encargados de absorber las cargas a las que

está sometida la columna, así como permitir la movilidad necesaria para realizar las tareas cotidianas. El cuerpo vertebral y las apófisis, son las encargadas de proteger la médula espinal, aunque también tienen la función de absorber cargas. Otras estructuras importantes en la biomecánica de la columna lumbar son los músculos y ligamentos, los cuales proporcionan estabilidad dándole rigidez y permiten diferentes tipos de movimientos como son: flexo-extensión, torsión y flexión lateral entre los elementos que la constituyen. Dentro de los ligamentos más importantes se encuentran el longitudinal anterior y posterior, el interespinoso, el supraespinoso y el amarillo. Todos estos elementos, en su conjunto dan protección, soportan las cargas a las que está sometido el cuerpo humano y permiten el rango de movilidad [10].

Por otro lado, la columna vertebral porcina ha sido utilizada como modelo animal en el estudio de las condiciones a las que se ve afectada la columna humana, y aunque tiene diferencias anatómicas, ha demostrado similitudes biomecánicas con la humana [11-13]. Por lo que, este trabajo estudia las posibles relaciones biomecánicas entre ambos especímenes mediante un modelo generado a partir de una TC.

En el área de la biomecánica de la columna lumbar se han desarrollado importantes trabajos numéricos que involucran diferentes componentes anatómicos y condiciones de frontera en especímenes humanos y porcinos [14-17].

Metodología

Actualmente, existen diversos programas computacionales capaces de generar modelos en tres dimensiones a partir de una TC, sin embargo, la mayoría de ellos siguen un procedimiento similar, siendo ScanIP® (Simpleware, Exter, UK) el utilizado en este trabajo. El procedimiento para la obtención, procesamiento y análisis numérico del modelo, se muestra en la figura 1:

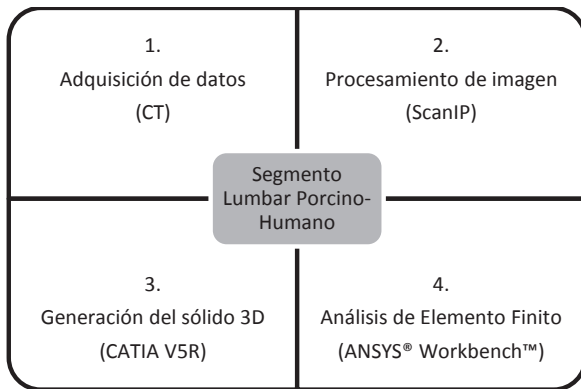


Figura 1 Proceso para el análisis numérico del segmento lumbar porcino-humano L4-L5

Adquisición de datos

El primer paso fue realizar una TC a un espécimen porcino y a uno humano del segmento lumbar L4-L5, para esto se utilizó un tomógrafo de la marca GE, que fue facilitado por el Hospital de Ortopedia Doctor Victorio de la Fuente Narváez, del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), el cual es capaz de realizar cortes tomográficos de hasta 0.7 mm de espesor.

Las imágenes de la TC fueron procesadas seleccionando un “centro” (level) y definiendo un “ancho de ventana” (window), esto incluye el rango de valores Unidades Hounsfield (UH) de interés (determinado por la densidad del tejido en estudio). Así es como, a los valores que se encuentren por encima del valor máximo de UH se les asigna el blanco, y los que estén por debajo del valor mínimo marcado se les asigna el negro, estableciendo una escala de grises para los diferentes tejidos analizados [18]. Por lo que, se estableció un level de 40, y un window de 400. Las imágenes fueron guardadas en formato DICOM y se generaron 721 cortes de 0.7 mm de espesor para el caso porcino y 511 cortes de 0.7 mm de espesor para el caso humano.

Procesamiento de las imágenes tomográficas

El siguiente paso, es importar las imágenes que se obtuvieron en formato DICOM en

el programa computacional ScanIP®. Este programa computacional, cuenta con una serie de herramientas, las cuales son capaces de generar un modelo 3D en formato *.STL (STereoLithography) a partir de una TC. En este punto, es posible exportar el modelo con el fin de analizarlo mediante programas computacionales de CAD (Figura 2).

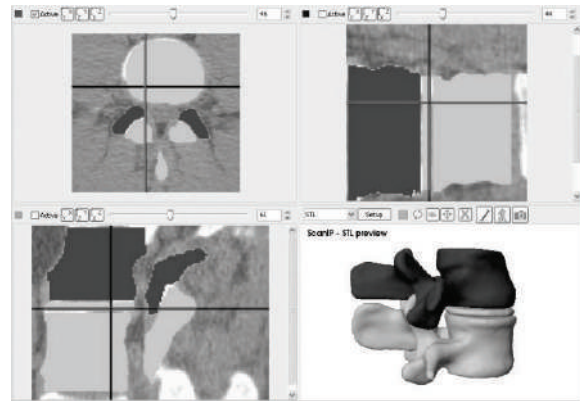


Figura 2 Ambiente de trabajo del programa computacional ScanIP®

Generación del sólido 3D

En este caso, el modelo se editó y guardó como archivo sólido tipo *.STEP (Standar for the Exchange of Product model data) mediante el uso del programa CAD CATIA V5R® (Figura 3).

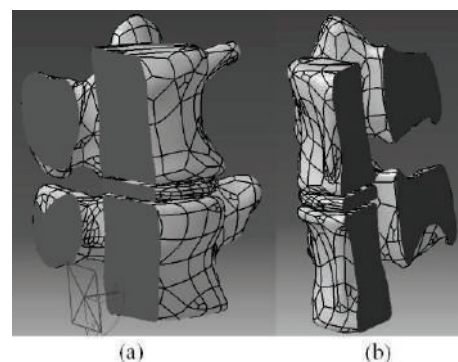


Figura 3 Modelo lumbar en formato STEP: a) Humano b) Porcino

El objetivo principal de utilizar el programa computacional de CAD, es convertir el modelo

*.STL a un modelo con superficies cerradas y hacerlo un cuerpo sólido, ya que en este punto sólo es una superficie de tipo “cascaron”. Una vez obtenido el modelo el paso final es exportarlo al programa ANSYS® Workbench™.

Análisis de Elemento Finito

El poder real del MEF radica en el hecho de resolver problemas físicos con geometrías complicadas que no pueden ser resueltos por métodos analíticos. Está basado en la solución de un sistema de ecuaciones que describen algunos parámetros como desplazamientos, esfuerzos, etc. sobre el dominio de un sistema físico, como la superficie de un objeto. El MEF está basado en la discretización de un continuo en elementos, cada uno de los cuales está formado por nodos. De esta forma, una función continua de una variable de campo desconocido se aproxima mediante funciones lineales a intervalos en cada sub-dominio. Para cada elemento en particular se establecen ecuaciones diferenciales parciales que al encontrarse con los elementos restantes dan lugar a un conjunto de ecuaciones simultáneas algebraicas lineales para todo el sistema, las cuales pueden ser resueltas para obtener la variable de campo requerida en todo el campo de desplazamientos. Las ecuaciones para todos los elementos individuales se pueden ensamblar entre sí para formar la ecuación global del sistema (Ecuación 1):

$$KD+M\ddot{D}=F \tag{1}$$

Donde K y M son las matrices de rigidez y de masa global respectivamente, D es un vector de todos los desplazamientos en todos los nodos y en todo el dominio del problema, F es la suma de todos los vectores de fuerza nodal equivalentes, y \ddot{D} es el vector de los componentes de aceleración. Para el caso estático, se involucra la solución de la ecuación 1 sin el término con la matriz de masa global. Por lo que la ecuación gobernante es la siguiente (Ecuación 2):

$$KD=F \tag{2}$$

Este análisis se realizó mediante el programa computacional ANSYS® Workbench™ Versión 12.1 en una computadora personal con un procesador Intel® Core™ Duo P7550 a 2.266 GHz y una memoria RAM de 2.72 GB. Como ambiente gráfico se utilizó el sistema operativo Microsoft Windows XP Profesional versión 2002 SP 2.

El primer paso dentro del programa de AEF ANSYS® Workbench™, es importar el modelo *.STEP y asignar las propiedades mecánicas de las diferentes estructuras (Módulo de Young, Relación de Poisson). Para fines de demostración, las propiedades mecánicas de las vértebras porcinas y humanas fueron asumidas como si se trataran de hueso trabecular, mientras que para el disco intervertebral se asumió que las propiedades mecánicas del anillo fibroso humano son similares para ambos casos (Tabla 1).

Tabla 1 Propiedades mecánicas utilizadas para el segmento lumbar porcino-humano L4-L5

	<i>Material</i>	<i>Módulo Elástico (MPa)</i>	<i>Coficiente de Poisson</i>	<i>Densidad Aparente (g/cm³)</i>	<i>Referencia</i>
Porcino	Vértebra (Hueso Trabecular)	229	0,3	0,14 [20]	[19]
	Disco Intervertebral (Anillo Fibroso)	8,4	0,45	---	[21]
Humano	Vértebra (Hueso Trabecular)	100	0,2	0,14 [20]	[22]
	Disco Intervertebral (Anillo Fibroso)	8,4	0,45	---	[20]

Tanto el hueso de las vértebras, como el disco intervertebral son estructuras biológicas no homogéneas, que presentan anisotropía, no linealidad y comportamiento viscoelástico, sin embargo, para la mayoría de los estudios de esfuerzos y deformación unitaria es adecuado asumir que son linealmente elásticos, homogéneos e isotrópicos, lo cual simplifica el problema en cuestión [23-24]. Por lo que, en este trabajo se tomó en cuenta la misma consideración.

En general los pasos que sigue un programa computacional basado en MEF, como en este caso en ANSYS® Workbench™ son Pre-Proceso, Análisis y Post-Proceso.

La fase de Pre-Proceso es fundamentalmente una interacción entre el usuario y la interfaz del programa, y de esto depende la correcta o errónea obtención de los resultados arrojados por el programa, consiste de los siguientes puntos:

Definición de las propiedades del material de los elementos, tales como: Módulo de Young, Coeficiente de Poisson, densidad, etc. (Tabla 1).

Establecimiento de las condiciones de frontera

Con el objetivo de definir las interacciones entre los elementos del modelo, se asumió que los cuerpos vertebrales están fuertemente unidos a los discos intervertebrales con un contacto de tipo “bonded”, el cual se acopla y une en dirección tangencial y normal, sin contactos de tipo no-lineales, permitiendo un contacto sin separación ni deslizamiento entre caras y bordes. Se estableció un soporte en la parte inferior

del cuerpo vertebral de L5, restringiéndose el movimiento en todas sus direcciones simulando un empotramiento de la vértebra L5 con el sacro, como sucede en el cuerpo humano (Figura 4).

Especificación las cargas

Como se mencionó, el objetivo de este análisis numérico es validar las pruebas biomecánicas de un análisis experimental previo [6]. Por tal motivo, de acuerdo al trabajo presentado por Fuerte [6], en donde se realizaron una serie de pruebas de compresión axial con carga cuasi-estática en Unidades Funcionales (UF's) (Vértebra-Disco Intervertebral-vértebra) en especímenes lumbares porcinos, se obtuvo que la carga máxima a la cual fallaron mediante la ruptura de las placas terminales fue de 11,3 kN. Este valor de carga máxima fue utilizado como dato de entrada en este estudio para el caso porcino, mientras que para el caso humano se utilizaron los datos encontrados en la literatura de 8 kN [10]. Las cargas fueron aplicadas en un intervalo de 10 pasos tanto para el caso humano como para el porcino, únicamente variando los valores de carga para los dos casos, con un incremento de carga gradual tipo rampa hasta llegar al valor máximo (Figura 4).

Para el mallado del modelo se utilizó un elemento hexaédrico para un cuerpo sólido 3D de tipo Solid 186 de 20 nodos y 3 grados de libertad para cada nodo (Figura 5). Con la finalidad de ahorrar recursos computacionales se realizó un mallado automático, por lo que el número total de elementos para el espécimen porcino fue de 19,069 y 34,435 nodos y de 34,702 elementos y 19,333 nodos para el espécimen humano.

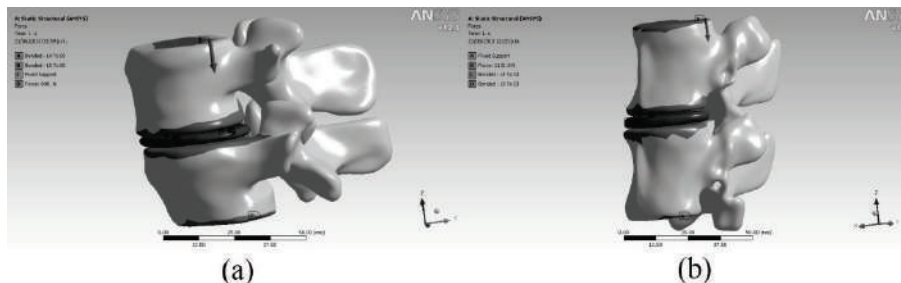


Figura 4 Condiciones de frontera y cargas aplicadas: a) Humano b) Porcino

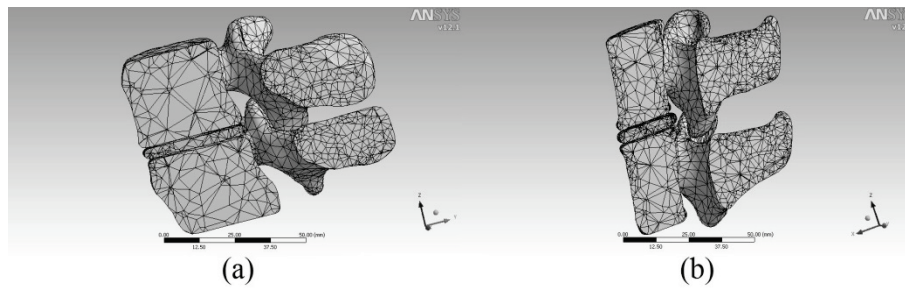


Figura 5 Mallado del modelo: a) Humano b) Porcino

La fase del análisis depende por completo del programa y los recursos computacionales que se tienen al alcance, durante este proceso el programa resuelve los siguientes pasos:

- Formula ecuaciones que describen la rigidez de cada elemento y luego ensambla todas las ecuaciones de los elementos de manera que formen un conjunto de ecuaciones simultáneas que representan la rigidez de la estructura total.
- Resuelve el sistema de ecuaciones para el desplazamiento de cada punto nodal.
- Usa los desplazamientos de los puntos nodales para resolver los esfuerzos dentro de cada elemento.

El objetivo de la fase de Post-Procesamiento es darle sentido a la gran cantidad de datos que son generados durante la fase de análisis. Aquí se muestran los desplazamientos en los puntos nodales, los esfuerzos dentro de cada elemento y las deformaciones geométricas bajo los esfuerzos a los que está sometido el modelo.

Resultados

Los resultados obtenidos tanto en el espécimen porcino como en el humano, muestran un valor máximo de concentración de esfuerzos en la zona de contacto entre el disco intervertebral y los cuerpos de las vértebras L4 y L5. Este hecho concuerda con análisis experimentales en los cuales, la placa terminal fue la primera estructura que falló bajo una carga de compresión axial [6]. Los valores máximos de tipo von Mises en esta zona fueron de 57,3 MPa para el espécimen humano y de 249,8 MPa para el espécimen porcino, ambos localizados en la zona del disco intervertebral (Figura 6), sin embargo, estos valores se debieron a regiones con aristas en donde existen cambios bruscos en la geometría del modelo numérico, mientras que la deformación total en el espécimen porcino fue de 131,7 mm en el extremo superior de la apófisis espinosa de L4, y de 8,5 mm en la parte superior del cuerpo vertebral de L4, cerca de la zona de carga en el espécimen humano (Figura 7).

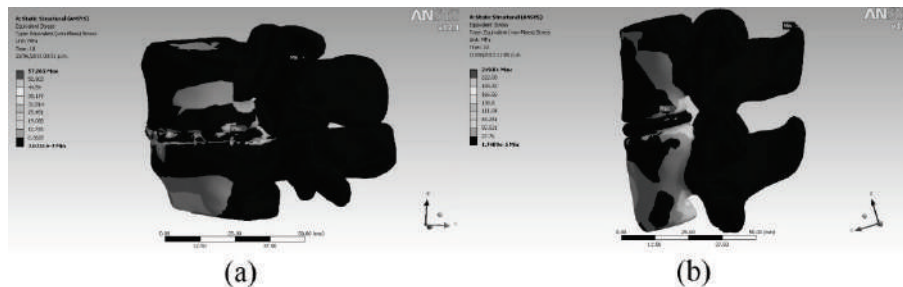


Figura 6 Esfuerzos Von Mises en la UF: a) Humano b) Porcino

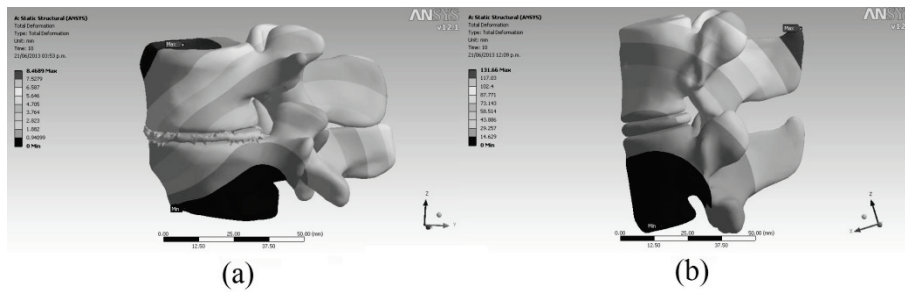


Figura 7 Deformaciones totales en la UF: a) Humano b) Porcino

Los resultados también muestran una concentración de esfuerzos de tipo von Mises de 12,5 MPa para el espécimen porcino y de 9 MPa para el espécimen humano, en ambos casos dichos esfuerzos se distribuyeron en el centro del disco intervertebral para el caso humano, y

en la zona central posterior para el caso porcino (Figura 8). Asimismo, en el caso de los esfuerzos y deformaciones presentados para cada intervalo de carga aplicada, son mostrados en las figuras 9 y 10.

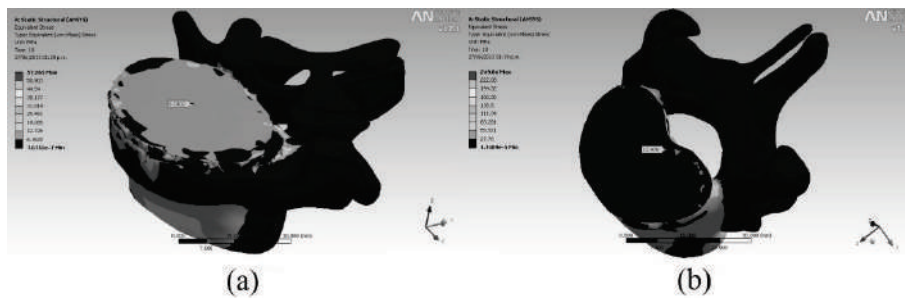


Figura 8 Esfuerzos von Mises en la zona del disco intervertebral: a) Humano b) Porcino

La tabla 2 muestra una comparación de resultados entre el espécimen humano y el porcino tanto para el caso de los esfuerzos máximos de tipo von Mises y las deformaciones correspondientes,

como para la concentración de esfuerzos von Mises en la zona del disco intervertebral (Figuras 9 y 10).

Tabla 2 Comparación de resultados entre el espécimen humano y el porcino

Parámetro	Especimen Humano	Especimen Porcino
Esfuerzo máximo von Mises en la Unidad Funcional (MPa).	57,3	249,8
Deformación total (mm).	8,5	131,7
Distribución de esfuerzos von Mises en el disco intervertebral (MPa).	9	12,5

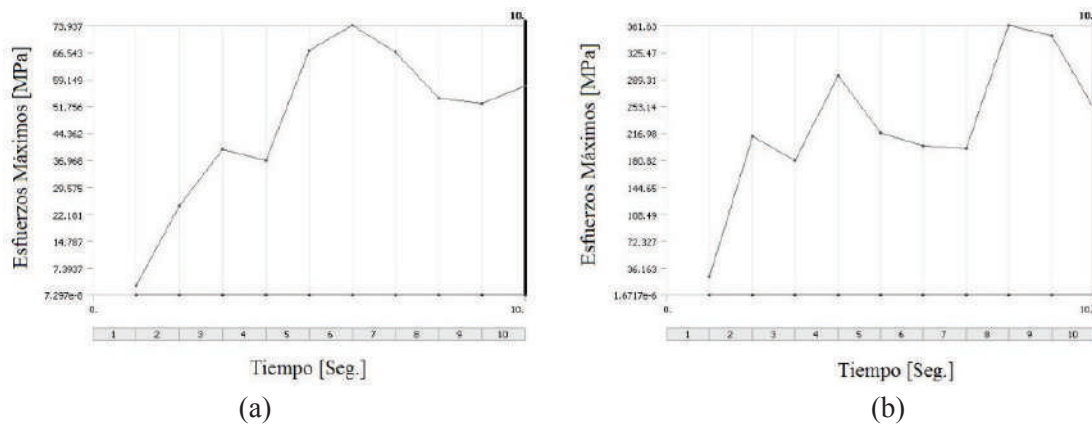


Figura 9 Índice de esfuerzos von Mises en la UF: a) Humano b) Porcino

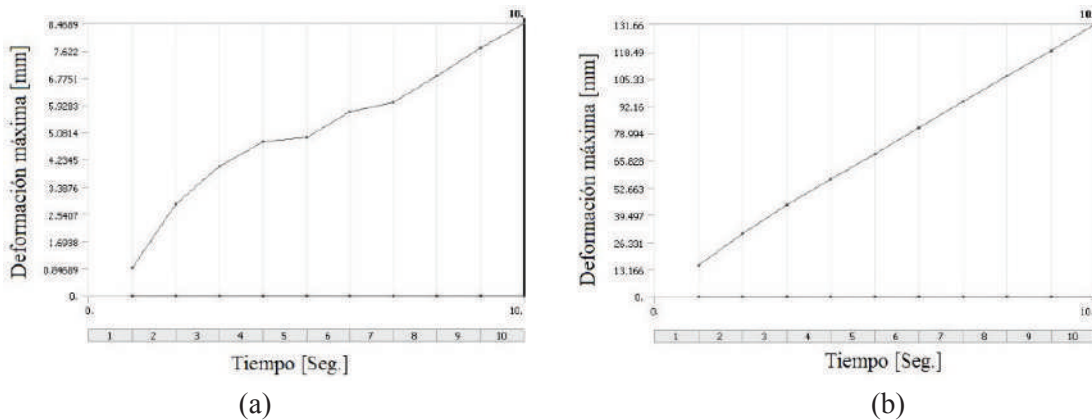


Figura 10 Índice de deformaciones totales en la UF: a) Humano b) Porcino

Discusiones

Como se muestra en la figura 8, para el caso de la columna porcina, el esfuerzo de tipo von Mises fue de 12,5 MPa, mientras que en el análisis experimental desarrollado por Fuerte [6], se obtuvo un valor de 13,8 MPa, lo cual representa una diferencia del 9,4%. Por lo que, los resultados obtenidos pueden ser utilizados para validar análisis experimentales, ya que representan una aproximación aceptable entre ambos casos. Sin embargo, es importante destacar que las diferencias en los resultados y los valores máximos de los esfuerzos entre el análisis numérico (Figura 6) y experimental, se deben a múltiples factores, entre los que destacan los cambios bruscos en la geometría del modelo, en donde los esfuerzos se elevan de manera

considerable, así como a la forma en que se aplican las cargas, las restricciones y las zonas de contacto en el modelo numérico.

Por otro lado, cuando se analiza el comportamiento mecánico entre especies porcinas y humanas dentro del AEF, los valores de los esfuerzos von Mises en el espécimen humano es de 9 MPa, mientras que el espécimen porcino tiene un valor de esfuerzos von Mises de 12,5 MPa, lo que representa una diferencia de 27,8%. Esta discrepancia, se debe en primera instancia a que en el caso del modelo porcino, se necesitó una mayor carga de compresión para que las placas terminales fallaran, así como a la diferencias morfológicas entre amos especímenes, siendo que el cuerpo vertebral porcino es más esbelto y alto que el humano [25].

Es evidente que mientras las estructuras anatómicas sean representadas de manera más fiel dentro del modelo, como es el caso del modelado por TC, los resultados biomecánicos también reproducen resultados más cercanos a los análisis experimentales. Sin embargo, existen ciertas limitaciones que deben ser tomadas en cuenta, entre ellas se encuentra el hecho de que tanto el tejido óseo, como los tejidos blandos (anillo fibroso, núcleo pulposo, placas terminales, ligamentos) presentan un comportamiento viscoelástico con cierto grado de anisotropía, no lineales y su estructura no es homogénea. A pesar de esto, el modelo es capaz de representar y por consiguiente de validar los resultados obtenidos mediante técnicas experimentales tanto destructivas como no destructivas.

El comportamiento biomecánico de los tejidos biológicos es difícil de determinar no sólo por estas causas, sino por el hecho de que la microestructura ósea difiere de un individuo a otro, incluso entre un mismo individuo, y más aún, el hueso es un tejido que constantemente esta en remodelación y por lo tanto, también sus propiedades mecánicas cambian constantemente.

Es necesario desarrollar modelos numéricos que incluyan todas las estructuras de la columna (anillo fibroso, núcleo pulposo, placas terminales, hueso trabecular y cortical, ligamentos longitudinales y músculos) con la finalidad de que los resultados sean más precisos.

Conclusiones

Los modelos porcinos de columna vertebral han sido utilizados por sus similitudes anatómicas y biomecánicas con el ser humano (dirección de las trabéculas del hueso trabecular, morfometría, etc.) [5, 25, 26]. Comprender el comportamiento mecánico de los tejidos es fundamental para desarrollar prótesis y dispositivos que asemejen de manera más precisa su comportamiento biomecánico, y de esta manera se integren más fácilmente al organismo.

Se considera que la metodología utilizada para el modelado de UF porcina-humana, aún con

las limitaciones mencionadas, es una opción que presenta grandes ventajas en comparación con otros métodos de modelado, en el sentido que al ser generado el modelo 3D a partir de una TC, las estructuras son copiadas casi a la perfección, dando así resultados más precisos, disminuyendo en gran medida la investigación experimental, ahorrando tiempo y costos, y evitando problemas éticos en el manejo de especímenes animales y humanos. Sin embargo, es necesario considerar constantes elásticas más representativas de los tejidos analizados (por ejemplo, considerar los tejidos con un comportamiento isotrópico transversal, no lineales, etc.). Asimismo, mediante esta técnica es posible realizar análisis biomecánicos con implantes y prótesis, sin la necesidad de análisis experimentales, evaluando y diseñando de manera más eficiente mediante simulaciones numéricas, planeaciones quirúrgicas y el desarrollo de prototipos personalizados [27-29].

Agradecimientos

Los autores agradecen todo el apoyo brindado al Instituto Politécnico Nacional (IPN), al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) y al Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) por los medios para la facilitación de este trabajo.

Referencias

1. A. Jones, R. Wilcox. "Finite Element Analysis of the Spine: Towards a Framework of Verification, Validation and Sensitivity Analysis". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 30. 2008. pp. 1287-1304.
2. H. Henninger, S. Reese, A. Anderson, J. Weiss. "Validation of Computational Models in Biomechanics". *Engineering in Medicine*. Vol. 224. 2010. pp. 801-812.
3. A. Mastmeyer, K. Engelke, C. Fuchs, W. Kalender. "A Hierarchical 3D Segmentation Method and the Definition of Vertebral Body Coordinate Systems for QCT of the Lumbar Spine". *Medical Image Analysis*. Vol. 10. 2006. pp. 560-577.
4. R. García, G. Criado, T. Torres. "Lumbalgia y Lumbociática Aguda. Su Manejo como Urgencia en Atención Primaria". *Semergen*, Vol. 23. 1997. pp. 487-491.

5. K. Huynh, Z. Gao, I. Gibson, W. Lun. "Haptically Integrated Simulation of a Finite Element Model of Thoracolumbar Spine Combining Offline Biomechanical Response Analysis of Intervertebral Discs". *Computer-Aided Design*. Vol. 42. 2010. pp. 1151-1166.
6. A. Fuerte. *Caracterización de Vértebras Porcinas para su Uso en Aplicaciones Biomecánicas*. Tesis de Maestría. SEPI ESIME UA IPN. Azcapotzalco, México. 2010. pp. 64-122.
7. A. Breen, J. Muggleton, F. Mellor. "An Objective Spinal Motion Imaging Assessment (OSMIA): Reliability, Accuracy and Exposure Data". *BMC Musculoskeletal Disorders*. Vol. 7. 2006. pp. 1-10.
8. D. Teyhen, T. Flynn, A. Bovik, L. Abraham. "A New Technique For Digital Fluoroscopic Video Assessment of Sagittal Plane Lumbar Spine Motion". *Spine*. Vol. 30. 2005. pp. E406-E413.
9. E. Urrutia, R. Elizondo, O. De la Garza, S. Guzmán. "Morfometría del Cuerpo Vertebral y Pedículo en una Población Mexicana Mediante TC y Fluoroscopia". *International Journal of Morphology*. Vol. 27. 2009. pp. 1299-1303.
10. A. White III, M. Panjabi. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd Ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, USA. 1990. pp. 2-56.
11. R. Rodríguez. *Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas*. Tesis de Doctorado. SEPI ESIME UZ IPN. México. 2007. pp. 61-140.
12. E. Ruíz. *Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina (L1-L5) con cerclaje interespinoso empleando un cinturón de poliamida 6/6*. Tesis de Maestría. SEPI ESIME UZ IPN. México. 2010. pp. 77-204.
13. S. Szotek, A. Szust, C. Pezowicz, P. Majcher, R. Będziński. "Animal models in biomechanics investigations". *Bulletin of the Veterinary Research Institute in Pulawy*. Vol. 48. 2004. pp. 163-168.
14. H. Aziz, F. Galbusera, C. Bellini, G. Mineo, A. Addis, R. Pietrabissa, M. Brayda-Bruno. "Porcine Models in Spinal Research: Calibration and Comparative Finite Element Analysis of Various Configurations during Flexion-Extension". *Comparative Medicine*. Vol. 58. 2008. pp. 174-179.
15. G. He, Z. Ming, Q. Ling, H. Yajun. "Regional Variations in the Apparent and Tissue-Level Mechanical Parameters of Vertebral Trabecular Bone with Aging Using Micro-Finite Element Analysis". *Annals of Biomedical Engineering*. Vol. 35. 2007. pp. 1622-1631.
16. S. Jacques, H. Van-Oosterwyck, L. Muraru, T. Van-Cleyenbreugel, E. De Smet, M. Wevers, I. Naert, J. Vander-Sloten. "Individualised, Micro CT-Based Finite Element Modelling as a Tool for Biomechanical Analysis Related to Tissue Engineering of Bone". *Biomaterials*. Vol. 25. 2004. pp. 1683-1696.
17. J. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl, A. Engin. "Rate Effect on Sharing of Passive Lumbar Motion Segment Under Load-Controlled Sagittal Flexion: Viscoelastic Finite Element Analysis". *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*. Vol. 32. 1999. pp. 119-128.
18. F. Buroni, P. Comisso, A. Cisilino, M. Sammartino. "Determinación de las Constantes Elásticas Anisótropas del Tejido Óseo Utilizando Tomografías Computadas. Aplicación a la Construcción de Modelos de Elementos Finitos". *Mecánica Computacional*. Vol. 23. 2004. pp. 3009-3032.
19. J. Teo, K. Si-Hoe, J. Keh, S. Teoh. "Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone". *Clinical Biomechanics*. Vol. 21. 2006. pp. 235-244.
20. T. Keaveny, T. Pinilla, R. Crawford, D. Kopperdahl, A. Lou. "Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone". *Orthopaedic Research*. Vol. 15. 1997. pp. 101-110.
21. D. Shin, K. Lee, D. Kim. "Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method". *Computer-Aided Design*. Vol. 39. 2007. pp. 559-567.
22. J. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl, A. Engin. "Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion". *Spine*. Vol. 25. 2000. pp. 310-318.
26. H. Gong, M. Zhang, L. Qin, Y. Hou. "Regional Variations in the Apparent and Tissue-Level Mechanical Parameters of Vertebral Trabecular Bone with Aging Using Micro-Finite Element Analysis". *Annals of Biomedical Engineering*. Vol. 35. 2007. pp. 1622-1631.
27. A. Rohlmann, T. Zander, H. Schmidt, H. Wilke, G. Bergmann. "Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method". *Biomechanics*. Vol. 39. 2006. pp. 2484-2490.
28. R. Rodríguez, A. Fuerte, G. Urriolagoitia, E. Merchán, A. González. "Análisis morfométrico de vértebras porcinas para establecer su correlación biomecánica con vértebras humanas en estudios experimentales". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. Vol. 31. 2010. pp. 80-85.
29. T. Smith. "The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine - biomechanical considerations". *European Spine Journal*. Vol. 11. 2002. pp. 137-144.