

## Caracterización de esfuerzos mecánicos en vértebras toracolumbares porcinas instrumentadas con tornillos transpediculares

Oscar Atanacio<sup>1</sup>, Nancy Avalos<sup>1</sup>, Mariana S. Barba<sup>1</sup>, Mauricio Agón Rendón<sup>2</sup>,  
Alejandro García-González<sup>1</sup>, José María Jiménez<sup>2</sup>, Rita Q. Fuentes<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Tecnológico de Monterrey, División de Biotecnología y Salud, Ingeniería Biomédica

<sup>2</sup>IMSS, Centro Médico Nacional de Occidente, UMAE Servicio de Ortopedia y Traumatología

**Resumen:** La instrumentación transpedicular en vértebras toracolumbares es uno de los procedimientos quirúrgicos usados en el tratamiento de fractura o traumatismo en la columna vertebral y consiste en instrumentar tanto la vértebra fracturada como las vértebras adyacentes, lo que conforma un segmento vertebral. En este trabajo se analizaron los efectos mecánicos sobre segmentos vertebrales toracolumbares sanos que son fracturados artificialmente para su posterior instrumentación. Se utilizan vértebras porcinas como modelo experimental. Se realizaron pruebas de esfuerzo sometiendo tanto a vértebras como a segmentos a compresión. Se consideraron tres grupos: vértebras sanas, fracturadas y fracturadas instrumentadas. El módulo de Young de las vértebras instrumentadas fue 22.65% mayor que el de las sanas y 26.53% mayor que las fracturadas, se encontró un resultado similar para los segmentos. Adicionalmente, se realizó un análisis mecánico utilizando un modelo de elementos finitos sobre un sólido virtual que se obtuvo a partir de imágenes por tomografía axial computarizada de la vértebra instrumentada. La simulación representa una alternativa para el seguimiento de la recuperación del paciente si se tiene acceso a una tomografía del segmento instrumentado.

**Abstract:** Transpedicular instrumentation in thoracolumbar vertebrae is one of the surgical procedures used in the treatment of fracture or trauma to the spine. This consists in the instrumentation of the fractured vertebra and the adjacent vertebrae, this make a spine segment. In this work, the mechanical effects on healthy thoracolumbar spine segments, that are fractured artificially, are analyzed. Porcine vertebrae are used as experimental models. Stress tests were performed by submitting both vertebrae and segments to compression. Three groups were considered: healthy vertebrae, fractured and instrumented. The Young modulus of the instrumented vertebrae was 22.65% higher than in healthy vertebrae, and 26.53% higher than fractured vertebrae, a similar result was found in the spine segments. Additionally, a mechanical analysis was made, using a finite element analysis for a virtual solid obtained from computational axial tomography images of the instrumented vertebrae. The simulation represents an alternative to the patient recovery monitoring if there is possible to have access to a tomography of the instrumented spine.

**Palabras Clave—** Esfuerzos Mecánicos, Columna Vertebral, Análisis de Elemento Finito.

### I. INTRODUCCION

Las afecciones de la columna vertebral se presentan en la mayoría de la población por lo menos una vez en algún momento de su vida [1], [2]. Estas dolencias pueden ser de orígenes muy diversos, ya sea por malformación, el envejecimiento de las articulaciones o algún traumatismo.

Entre los traumas que pueden causar lesiones de la columna, encontramos la fractura en algún segmento vertebral. Por ejemplo, tan solo del 2011 al 2013, se han atendido en el Centro Médico de Occidente en Jalisco, 203 pacientes con fractura toracolumbar. El rango de edad de los pacientes va desde los 16 hasta los 88 años, de los cuales el 65.02% fueron pacientes de sexo masculino y el 34.98% de sexo femenino. La edad promedio de los afectados oscila alrededor de los 30 años la edad. Esto nos muestra, que las lesiones en columna vertebral son un tema de suma importancia, debido a que se presentan durante la edad productiva de las personas, por lo que al sufrir una fractura de este tipo, cambia su rutina diaria y provoca ausentismo laboral [8].

Para resolver esta problemática, además de la terapia física para corregir la dolencia, se realiza un procedimiento quirúrgico cuando se observa la presencia de daño estructural en la vértebra que puede consistir en desplazamiento o fractura. Este procedimiento quirúrgico consiste en la colocación de tornillos implantables en el cuerpo vertebral y se conoce como *instrumentación transpedicular*. La base es la colocación de dos niveles de instrumentación para corregir los problemas y aumentar estabilidad a la columna [10]. Entre los tipos de fractura que se tratan con esta técnica encontramos: fracturas por estallido, por flexocompresión, por rotación o Fractura-Luxación [9].

En los últimos años han surgido variantes a la técnica de instrumentación transpedicular de la zona toracolumbar de la columna. Una de ellas implica la colocación de los tornillos transpediculares tanto en la vértebra fracturada como en las adyacentes, consiguiendo así tres niveles de instrumentación en vez de los cuatro que se realizan normalmente [10]. No se tiene certeza de que ésta técnica de instrumentación realizada en tres niveles sea más efectiva que la técnica tradicional para el tratamiento de fracturas en el área toracolumbar de la columna vertebral,

por lo que se deben de implementar técnicas de evaluación de las propiedades mecánicas desde un punto de vista cuantitativo.

En el presente trabajo se propone realizar la caracterización de los esfuerzos presentes en un segmento de vértebras porcinas toracolumbares sanas, con fractura y post instrumentación, sometidas a una prueba de compresión en una máquina de ensayos universal. Se determina la fuerza máxima soportada y el módulo Young. La vértebra fracturada es escaneada mediante Tomografía Axial Computarizada (TAC) y los datos de la imagen junto con los de la prueba de esfuerzo se utilizan para realizar un Análisis de Elemento Finito (FEA por sus siglas en inglés).

## II. METODOLOGÍA

El procedimiento experimental consta de dos fases que se describen a continuación

### A. Fase I

La fase I comprende la caracterización mecánica de un segmento de vértebras para conocer sus propiedades físicas, de acuerdo a los siguientes pasos:

1. Disección de porción la toracolumbar de la columna porcina: retirando el tejido muscular y separándola en segmentos de tres vértebras. Los segmentos son pesados, medidos y divididos en tres grupos: sin fractura, fracturados y fracturados con instrumentación.
2. Fractura de vértebras toracolumbares: se realizó la falla de los segmentos vertebrales simulando la fractura por estallido. La fractura se provoca colocando el segmento vertebral de forma horizontal y aplicando una fuerza bilateral uniaxial con una máquina de ensayos universales modificada sobre la porción media de la vértebra central del segmento hasta alcanzar el punto de fractura.
3. Instrumentación de vértebras: Se instrumentaron los segmentos vertebrales utilizando tornillos transpediculares de la marca Synthes® y TraumaServiceInternational®, de acuerdo a la técnica de colocación de tornillos en las tres vértebras del segmento (realizado por un médico especialista).
4. Prueba de Esfuerzo por compresión a segmento de vértebras: se realizaron pruebas de compresión por medio de una máquina de ensayos universal (MTS modelo 810) a cada uno de los segmentos de vértebras pertenecientes a los tres grupos y a vértebras individuales de los tres grupos. Estos son sometidos a compresión con un avance de .01mm/Seg hasta sobrepasar el punto de ruptura del segmento y poder obtener la curva de esfuerzo-deformación. La fuerza se aplica de forma bidireccional sobre un mismo eje en la porción anterior de los cuerpos vertebrales, esto debido a que en condiciones normales ésta es la zona que soporta mayor esfuerzo.

5. Cálculo de los parámetros: Una vez realizadas las pruebas de compresión se analizan los datos obtenidos construyéndose las curvas de esfuerzo-deformación de cada segmento. Determinándose además los valores promedio de cada uno de los tres grupos de segmentos de vértebras.

### B. Fase II

Esta fase consiste en la obtención de un sólido 3D modelado en computadora para el análisis de FEA. Se realiza una TAC de los segmentos con y sin instrumentación en un Tomógrafo de 64 cortes General Electric Light Speed de acuerdo al siguiente procedimiento:

1. Separación y procesamiento de archivos DICOM.
2. Segmentación en Software de mallado ITK\_Snap® mediante contraste y modelado 3D.
3. Refinamiento y corrección del mallado en MeshLab®.
4. Conversión de la malla en un sólido utilizando el software CATIA V5®.
5. Análisis de FEA utilizando el software SolidWorks®.
6. Comparación de los resultados entre la simulación y las pruebas de esfuerzo.

## III. RESULTADOS

Los resultados de acuerdo a la metodología se dividirán en fase I y II:

*A. Fase I:* Una vez separadas las tres vértebras y los tres segmentos se pesaron y midieron obteniendo en promedio un peso de 103.33 y 351.67 gramos y una altura de 3.2 y 9.47 centímetros para cada caso.

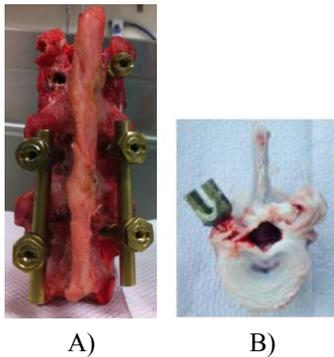
Para realizar la fractura toracolumbar fue necesario someter a la vértebra central a una fuerza incremental hasta alcanzar el punto de ruptura o de fuerza máxima. Los parámetros promedio con los que se realizó la fractura de los segmentos se muestra en la Tabla 1.

TABLA 1  
 PARÁMETROS PARA GENERAR FRACTURA

Parámetros	Valor promedio
Fuerza inicial	34.92 N
Fuerza final	1.44 kN
Desplazamiento total de las barras	11.27 mm

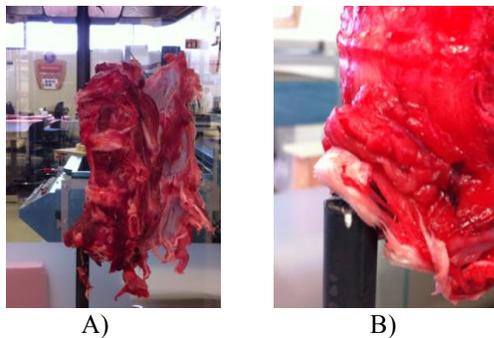
La fuerza inicial corresponde a la mínima necesaria para sostener el segmento en la máquina y la final es la máxima alcanzada o punto de ruptura en la cual se dejó de aplicar fuerza, esto es debido a que únicamente se necesitaba provocar una fractura, no destrozar el segmento.

La instrumentación transpedicular realizada se muestra en la Fig. 1.



**Fig. 1. Instrumentación transpedicular de segmento de vértebras. A) Segmento de 3 vértebras, B) Vértebra individual**

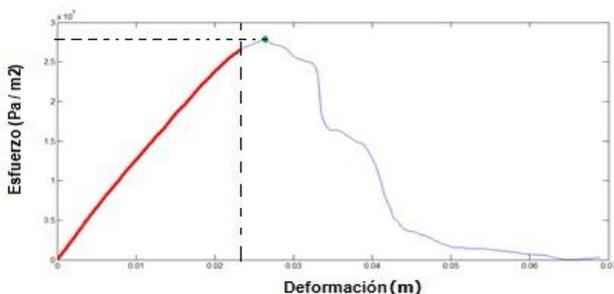
Para realizar las pruebas de esfuerzo se colocaron los segmentos de forma vertical y se les aplicó una fuerza de compresión como se muestra en la Fig. 2.



**Fig. 2. Colocación del segmento durante la prueba de compresión. A) Montaje en la máquina de ensayos universal, B) Detalle de colocación de la barra (punto de contacto)**

En la Fig. 2B) se muestra uno de los segmentos tras ser sometido a la prueba de compresión. Se puede apreciar que las vértebras de los extremos ceden justo en el punto de contacto.

La gráfica de la Fig. 3 es un ejemplo de una de las pruebas de compresión. La sección hasta la línea vertical punteada representa la porción elástica que se utiliza para determinar el Módulo de Young y la línea horizontal punteada representa el punto de ruptura o de fuerza máxima alcanzada antes de la fractura.



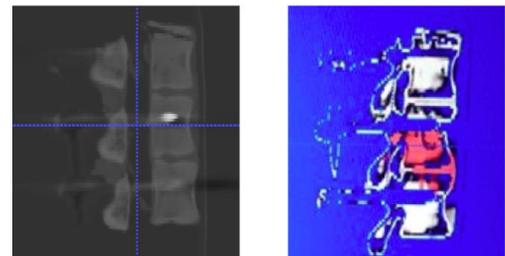
**Fig. 3. Curva de esfuerzo – deformación de una vértebra tras ser sometido a un esfuerzo de compresión**

La Tabla 2 muestra el número de pruebas, los promedios de las fuerzas máximas alcanzadas y Módulos de Young calculados a partir de las pruebas de compresión en los diferentes segmentos.

TABLA 2  
 RESULTADOS DE PRUEBAS DE COMPRESIÓN

		Número de pruebas	Fuerza máxima alcanzada	Módulo de Young
Sano	Promedio segmentos	3	2.311 kN	123 275 MPa
	Promedio vértebras	3	2.577 kN	22 966 MPa
Fracturado	Promedio segmentos	3	2.279 kN	122 941 MPa
	Promedio vértebras	3	1.872 kN	21 813 MPa
Instrumentado	Segmentos	2	2.657 kN	159 740 MPa
	Vértebras	1	3.798 kN	29 692 MPa

B. Fase II: Una vez obtenidas las imágenes por TAC de un segmento sin instrumentar y uno instrumentado, se realizó la segmentación de las mismas y un modelo tridimensional de simulación utilizando el software ITK\_SNAP® como se muestra en la Figura 3. Se realizó la segmentación por medio de contraste y se eliminaron los tornillos transpediculares ver Fig. 3b.



**Fig. 3. Segmentación de vértebra fracturada en software ITK\_SNAP. a) Imagen de la Tomografía del segmento instrumentado, b) Imagen de la segmentación de las vértebras y eliminación de los tornillos.**

Después de realizada la segmentación y el mallado de la vértebra se trasladó al software de procesamiento 3D MeshLab® en donde se corrigieron errores de mallado y se le realizó un suavizado (Fig. 4A).

Una vez corregido el mallado, con el software CATIA V5® se suavizó la imagen y se hizo la conversión a sólido. En la Fig. 4B) se observa la vértebra suavizada y convertida a formato .stl para poder continuar con el análisis en el software Solid Works. Finalmente, el sólido es analizado utilizando la herramienta Simulation Xpress del programa SolidWorks®. Dentro de esta herramienta se configuró un material con las siguientes características: Modelo Isotrópico Elástico, Módulo de Young de 22 966 MPa,

Coefficiente de Poisson de 0.3 N/D y Coeficiente de Expansión Térmica de  $1.08 \times 10^{-5}$  K. Para la simulación de la prueba de compresión la sujeción se eligió en la parte posterior de la vértebra, mientras que la fuerza se aplica en la parte superior (ver Fig. 5). La fuerza máxima alcanzada fue de  $2.126 \text{ kN/m}^2$  y el desplazamiento máximo fue de  $5.30272 \times 10^{-7} \text{ mm}$  (ver Fig. 6).

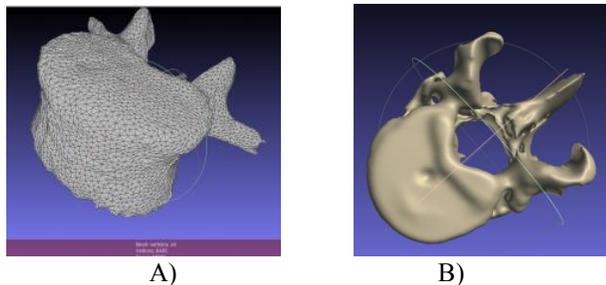


Fig. 4. Mallado resultante después de post procesamiento

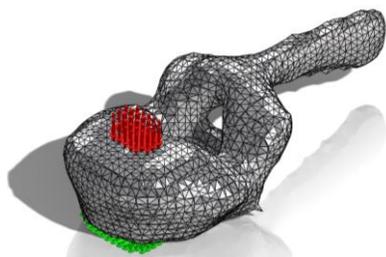


Fig. 5. Colocación de Sujeciones (verde) y Fuerza de compresión (rojo)

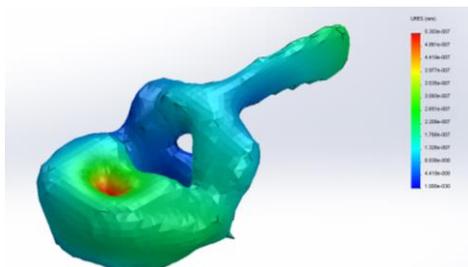


Fig. 6. Estudio del Desplazamiento de la pieza (vértebra) ante estrés mecánico, en este caso fuerza de compresión

Comparando los resultados de la simulación con la prueba física, el error alcanzado en el esfuerzo máximo fue de 17.3%, sin embargo dado que el modelo debería ser considerado Anisotrópico, es posible que éste pueda ser menor.

#### IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Comparando los Módulos de Young de las diferentes pruebas se encontró que:

- El módulo de las vértebras instrumentadas es 22.65% mayor que el de las sanas y 26.53% mayor que las fracturadas.

- El módulo de los segmentos instrumentados es 22.82% mayor que el de los sanos y 23.04% mayor que los fracturados.

Esto demuestra que se obtiene mayor resistencia en el segmento a la deformación con la instrumentación propuesta, aún cuando las vértebras se encuentran fracturadas. Además, comparando el Módulo de Young encontrado para una vértebra individual sana de 22 966 MPa con el módulo reportado por Jae-Young [11] de 25 700 MPa, la diferencia entre ambos es de 10.6%, por lo que los resultados obtenidos no difieren en gran medida de los reportados por otros autores.

En cuanto a la Fase II, se probaron diferentes programas para el modelado y mallado 3D obteniéndose un mejor resultado con el programa ITK\_Snap® debido a las capacidades de mallado y modelado automáticos y la separación por medio de contraste de la imagen de la TAC. Mediante el software MeshLab® se probaron diferentes tipos de suavizado observándose los cambios en el mallado y los cambios de los mismos elementos tanto en número como en forma. Se logró la conversión de los mallados con el software CATIA V5® en un cuerpo sólido virtual para el análisis mediante FEA. La utilización de SolidWorks® para realizar las pruebas de esfuerzo simuladas concuerda con los resultados esperados para las vértebras instrumentadas y da al médico una herramienta secundaria en el seguimiento de la recuperación del paciente si se tiene acceso a la TAC del segmento instrumentado. Sin embargo, las propiedades del material analizado deben adecuarse para dar mayor validez al estudio reduciendo el error obtenido entre las pruebas con vértebras porcinas y la imagen TAC reconstruida. Como trabajo futuro se espera analizar imágenes de TAC de pacientes instrumentados y repetición de las pruebas de esfuerzo para diferentes instrumentaciones.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] F.Nabhani, "Computer modelling and stress analysis of the lumbar spine". Journal of Materials Processing Technology, vol. 127, pp. 40 - 47, 2002.
- [2] G. Peña, "Monitorización electrónica en el análisis de la estabilidad de la columna lumbar posterior a una cirugía con y sin instrumentación transpedicular". [www.columnaonline.com](http://www.columnaonline.com), 44.
- [3] M.A. Sonagli, et al. "Estudo biomecânico da fixacao pedicular curta na fratura explosao toracolombar", Coluna/Columna v10, n3 2011..
- [4] D. Ashish, "Investigation of biomechanical behavior of lumbar vertebral segments with dynamic stabilization device using finite element approach". 3D Research [Online]. Available: [http://link.springer.com/article/10.1007/3DRes.01\(2013\)6](http://link.springer.com/article/10.1007/3DRes.01(2013)6)
- [5] V. Divya "Finite element analysis of human lumbar spine". Electronics Computer Technology, vol. 3, pp. 350-354, 2011.
- [6] F. El Masri "Apparent Young's Modulus of vertebral cortico-cancellous bone specimens" Compute Methods Biomech Biomed Eng, vol. 15, pp. 23-28, 2011.
- [7] Several Bone Density Measurements to Diagnose Several Types of Problems. (n.d.). Bone Density: Bone Mineral Density (BMD) Measurement, Bone Densitometry. Retrieved November 29, 2013, from <http://www.radiology-info.org/bone-density-measurement.html>.
- [8] Datos estadísticos Centro Médico Nacional de Occidente, Guadalajara, Jalisco, UMAE, centro de ortopedia y trauma. Año 2013.
- [9] O. Avanzi, R. Meves: "Correlacao entre la abertura interpedicular e o comprometimento do canal vertebral na fratura toracolombar em explosao". Colna/Columna. 2008; 7(4):361-366.
- [10] AF. Hubner, Goncalves de Azevedo, "Comparative Analysis of techniques for fixing fractures of the thoracolumbar spine", Coluna/Columna. 2011; 3:350-354.
- [11] E. Roy, Marcel., et al. "Mechanical and morphological variation of the human lumbar vertebral cortical and trabecular bone." Journal of biomedical materials research 44.2 (1999): 191-197.