

# Determination of the mechanical properties of anterior column units and functional spinal units of the L3-L4 lumbar porcine segment

## Determinación de las propiedades mecánicas de unidades de columna anterior y unidades funcionales del segmento lumbar porcino L3-L4

Ricardo Gustavo Rodríguez-Cañizo <sup>a</sup>, Ariel Fuerte-Hernández <sup>b</sup>, Guillermo Urriolagoitia-Sosa <sup>c</sup>, Emmanuel Alejandro Merchán-Cruz <sup>d</sup>, Paola Andrea Niño-Suárez <sup>e</sup> & Alejandro González-Rebatu <sup>f</sup>

<sup>a</sup> Doctor., Instituto Politécnico Nacional, México, [rgrodriguez@ipn.mx](mailto:rgrodriguez@ipn.mx)

<sup>b</sup> Maestro en Ingeniería de Manufactura, Instituto Politécnico Nacional, México, [afuerte0900@ipn.mx](mailto:afuerte0900@ipn.mx)

<sup>c</sup> PhD. en Ingeniería Mecánica, Instituto Politécnico Nacional, México, [guiurri@hotmail.com](mailto:guiurri@hotmail.com)

<sup>d</sup> PhD en Ingeniería de Sistemas y Control Automático, Instituto Politécnico Nacional, México, [eamerchan@ipn.mx](mailto:eamerchan@ipn.mx)

<sup>e</sup> Dra. en Ciencias en Ingeniería Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, México, [paola.nino.suarez@gmail.com](mailto:paola.nino.suarez@gmail.com)

<sup>f</sup> Médico Ortopedista y Cirujano de columna, Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado, [alexrebatu@hotmail.com](mailto:alexrebatu@hotmail.com)

Received: April 5th, 2013. Received in revised form: October 7th, 2013. Accepted: October 15th, 2013

### Abstract

Porcine specimens have proven to be an excellent option for experimental studies of the spine, due to the anatomically and biomechanically similarities with that of the human; however, there are differences that should be taken into account when comparing both specimens. The objective of this study is to determine the stiffness coefficient of the L3-L4 lumbar porcine segment by means of axial compression tests performed on Anterior Column Units (ACU's) and Functional Spinal Units (FSU's), in order to compare the results obtained with the information found in the literature for the human case. The results showed that the FSU's support approximately 22% more load compared to ACU's, which approximates to the 18% found for the human case. It can be concluded that characteristics such as the vertebrae morphometry has a direct impact on the mechanical properties of the ACU's and the FSU's.

**Keywords:** Functional Spinal Unit, Anterior Column Unit, Axial Compression, Stiffness Coefficient.

### Resumen

Los especímenes porcinos han demostrado ser una excelente opción para la experimentación de la columna vertebral, ya que tanto anatómica como biomecánicamente tienen similitudes con los humanos. No obstante, existen diferencias que deben ser tomadas en cuenta cuando se comparan ambos especímenes. El objetivo de este estudio es realizar pruebas de compresión axial a Unidades de Columna Anterior (UCA's) y a Unidades Funcionales (UF's) del segmento lumbar porcino L3-L4, para determinar el coeficiente de rigidez y comparar los resultados obtenidos con la información encontrada en la literatura para el caso humano. Los resultados mostraron que las UF's soportan aproximadamente un 22% más de carga en comparación con las UCA's, lo cual se aproxima al 18% encontrado para el caso humano. Se concluye por lo tanto, que principalmente características como la morfometría vertebral, influye de manera directa en las propiedades mecánicas de las UCA's y las UF's.

**Palabras Clave:** Unidad Funcional, Unidad de Columna Anterior, Compresión Axial, Coeficiente de Rigidez.

### 1. Introducción

En la actualidad no existen normas para la experimentación biomecánica de ningún tipo de especímenes, incluyendo los seres humanos. Sin embargo, se comienza a desarrollar una serie de normas de carácter no obligatorio, que se encuentran en la fase de piloto [1]. Esto es importante en la medida en que contribuyan a estandarizar los ensayos biomecánicos, con la finalidad de garantizar la repetibilidad y reproducibilidad de manera sistemática [2]. Dentro de los factores importantes a

considerar para lograr tal fin, se encuentra la metodología empleada, el tipo de máquina, la interfaz de fijación del espécimen, la morfometría del espécimen, el montaje final del espécimen sobre la máquina, la velocidad de carga y las condiciones generales inherentes al espécimen (conservación de los tejidos, temperatura, peso, humedad, etc.) [3].

Los modelos animales han sido de gran valor para la investigación biomédica a lo largo de la historia, de este modo se tienen, por ejemplo, roedores, primates, bovinos, ovinos, caninos, porcinos, entre otros, los cuales han contribuido a

solucionar diversos problemas relacionados con el ser humano [4-5]. Es importante que los modelos animales sujetos a investigación, sean seleccionados tomando en consideración aspectos científicos, que estén lo más apegado posible a las características que desean ser estudiadas para el caso humano, del mismo modo es necesario tomar en cuenta aspectos éticos relacionados con el manejo de estos [6]. A este respecto, los especímenes porcinos han demostrado ser una excelente alternativa en la investigación biomédica aplicada al ser humano, como los xenotrasplantes, el estudio del sistema coronario, etc. [7]. Otras consideraciones que facilitan el uso de especímenes porcinos, son la reducción en el riesgo de transmisión de enfermedades sanguíneas, la disponibilidad y el relativo bajo costo [8].

Para el caso de la columna vertebral, existen estudios en la literatura sobre anatomía comparada entre diferentes especies animales, así como entre estas y el ser humano [8-14]. Biomecánicamente la comparación de la arquitectura ósea trabecular entre cuadrúpedos y bípedos fue investigada por Smith (2002), se encontró mediante un estudio de densitometría que las trabéculas del cuerpo vertebral de cabra corren en dirección horizontal entre las placas terminales anterior y posterior, lo que indica que la carga principal dentro del cuerpo vertebral es de hecho una fuerza de compresión axial, tal como sucede en los cuerpos vertebrales humanos. Sin embargo, la densidad de las vértebras de la mayoría de los cuadrúpedos es mayor que la de las vértebras humanas, lo cual sugiere que los cuadrúpedos soportan esfuerzos de compresión más altos, por lo que estas observaciones se tienen que tomar en cuenta cuando se realicen analogías biomecánicas entre ambas especies [15]. Según la ley de Wolff, la arquitectura ósea está íntimamente relacionada con su función mecánica, y cuenta con un arreglo de forma tal, que soporta óptimamente las cargas fisiológicas a las que se ve sometida [16-18]. Estas consideraciones justifican biomecánicamente el uso de especímenes cuadrúpedos como los porcinos, para el desarrollo de pruebas de compresión axial en vértebras.

Una Unidad Funcional (UF) se define como el segmento comprendido entre dos vértebras adyacentes y su tejido blando, es la unidad funcional básica y más elemental de la columna vertebral. Está constituida por el disco intervertebral, con sus placas terminales, las articulaciones vertebrales posteriores, los ligamentos longitudinales anterior y posterior, y los ligamentos interarticulares, interespinoso y supraespinoso [19]. La Unidad de Columna Anterior (UCA) se define como el segmento comprendido por dos vértebras adyacentes unidas por una articulación (disco intervertebral) “vértebra-disco intervertebral-vértebra”, pero desprovista de sus elementos posteriores (apófisis y ligamentos correspondientes) [1]. Es importante considerar el hecho de que las apófisis articulares humanas en posición erecta, soportan un 18% de las fuerzas de compresión, contribuyendo a disminuir la presión intradiscal [19], por lo que en las UCA's al estar desprovistas de dichas articulaciones, las cargas se distribuyen únicamente en el disco intervertebral, soportando mayor carga en esta zona, lo cual resulta en la

falla de la placa terminal bajo cargas menores.

Según Smith (2002), los cuadrúpedos no pueden soportar momentos de flexión significativos, por lo que fuerzas de tensión adicional de músculos y ligamentos son necesarias para mantener la estabilidad de la columna vertebral. Como consecuencia de esto la columna es cargada principalmente por compresión axial, justo como en los humanos [15].

Otro aspecto importante a considerar, es la comparación morfométrica entre vértebras de especímenes cuadrúpedos y bípedos [20-21]. El objetivo de un análisis morfométrico comparativo, es encontrar las relaciones entre la morfometría y las cargas de compresión axial, de UF's y UCA's en especímenes porcinos y humanos. Por lo que al respecto, Rodríguez et. al., (2010) publicó un trabajo sobre las relaciones morfométricas entre ambos especímenes, encontrándose que en general los cuerpos vertebrales humanos son más anchos y cortos que los porcinos, mientras que las vértebras lumbares aumentan de tamaño en dirección craneocaudal [22]. Mientras que Urrutia et. al., (2009) realizó un estudio morfométrico de una muestra de la población mexicana en vértebras lumbares, esto es muy importante ya que se pueden resolver problemas específicos para los mexicanos, por ejemplo, el diseño de prótesis e instrumentación quirúrgica, etc. [23].

Una clara evidencia de que la mayor parte de las cargas que soporta el cuerpo humano recaen sobre la columna lumbar, es el hecho de que las dimensiones morfométricas de los cuerpos vertebrales lumbares son mayores que en la zona torácica y cervical, lo que concuerda con lo dicho en la ley de Wolff, en cuanto que la estructura y tamaño del tejido óseo dependen de las cargas a las cuales esté sometido [17]. Por lo tanto, si las cargas son grandes, la densidad ósea aumenta de acuerdo con las direcciones de estas cargas, cambiando su forma y tamaño, tal como se observa en la columna lumbar humana, la cual aumenta de tamaño en dirección cráneo-caudal de L1 a L5 [22]. Partiendo de estos hechos, es evidente que un gran porcentaje de las lesiones ocurran en esta zona al estar sometidas a mayores cargas. Esta es la principal razón de enfocar la investigación en esta zona de la columna vertebral, ya que es aquí junto con la columna cervical en donde se presentan gran parte de los traumatismos y patologías, y en donde la instrumentación y las prótesis están más desarrolladas.

Por lo tanto, el objetivo es determinar las características mecánicas tanto de UF's como de UCA's en especímenes porcinos mediante ensayos de compresión axial, con el fin de establecer correlaciones y analogías existentes entre la columna lumbar humana y la porcina desde el punto de vista de la Ingeniería Mecánica.

## 2. Materiales y métodos

Biomecánicamente, las curvaturas de la columna vertebral son de gran importancia para una eficaz transmisión y distribución de las cargas a las que se ve sometida. Aunque la columna lumbar humana presenta una lordosis con 5 vértebras, y la porcina exhibe una cifosis que varía de 5 a 7 vértebras dependiendo de la raza [22], la distribución de las fuerzas en

los cuerpos vertebrales es similar en cuadrúpedos y bípedos [15]. Es importante que estas curvaturas estén presentes en los modelos animales utilizados para la experimentación, con el objetivo de establecer correlaciones mecánicas más certeras entre ambas especies.

Se eligieron especímenes porcinos de la raza Duroc-Jersey, la cual tiene 6 vértebras lumbares. Se analizaron las UF's y UCA's del segmento vertebral L3-L4, de cerdos machos jóvenes con un promedio de 6 meses de edad, un peso aproximado de 120 kg, y con no más de 48 h post mortem, con la finalidad de evitar así la descomposición de los tejidos y garantizar la integridad de sus propiedades mecánicas [24]. Debido a que en la literatura abierta la información respecto a las UCA's es escasa, se decidió realizar 20 pruebas, de las cuales debido a valores atípicos, solo se tomaron como válidos los resultados de 10 pruebas. Para el caso de las UF's, como la información disponible en la literatura es más amplia, se decidió realizar 10 pruebas. Cabe mencionar que, por las mismas razones anteriores (valores atípicos) solo se tomaron como válidas 4 pruebas.

En un estudio realizado por Van Dieën (2001), a 12 especímenes bovinos, se describe que el patrón de distribución de esfuerzos se encuentra justo detrás de las placas terminales, y se realizaron pruebas de compresión axial para cada espécimen con una fuerza de compresión sostenida del 50% de su resistencia a la compresión estimada. Los resultados obtenidos demuestran que la distribución de esfuerzos sobre las placas terminales es uniforme, mientras que en las fuerzas de compresión bajas, los valores máximos de los esfuerzos se concentran en el centro de las placas terminales. Por lo que plantea la hipótesis de que las fuerzas de compresión inducen fracturas en las placas terminales de las vértebras lumbares, lo que constituye un factor importante para la generación de dolores de espalda a la altura de la zona lumbar [25].

Por esta razón, las pruebas de compresión axial se realizaron bajo el criterio de falla de las placas terminales, es decir, tomando en consideración que el primer elemento de la UF que falla bajo este tipo de cargas, es la placa terminal, la cual se fisura generalmente por el centro, y el núcleo pulposo protruye en forma de hernia intraesponjosa [19].

Después de que el experimento se ha completado, las estadísticas ayudan a extraer la máxima cantidad de información útil a partir de los experimentos [26]. Por lo tanto, se realizó un análisis estadístico con la finalidad de eliminar los valores atípicos y no afectar los resultados finales.

### 2.1. Preparación de los especímenes de prueba

Los especímenes porcinos se obtuvieron de un rastro de la ciudad de México, cuidando las características mencionadas. El procedimiento general de corte y limpieza fue similar tanto para UF's como para UCA's, con la única diferencia de que en las UCA's se removieron los elementos posteriores (Figura 1).

El segmento L2-L6 (Figura 2a), fue cuidadosamente cortado y limpiado hasta dejar únicamente la Unidad Funcional L3-L4 (Figura 2b). El corte del segmento se realizó con una sierra eléctrica para hueso, cuidando el paralelismo de las caras.

La limpieza del segmento fue realizada por médicos ortopedistas del Hospital regional 1° de Octubre del ISSSTE con ayuda de instrumental quirúrgico.

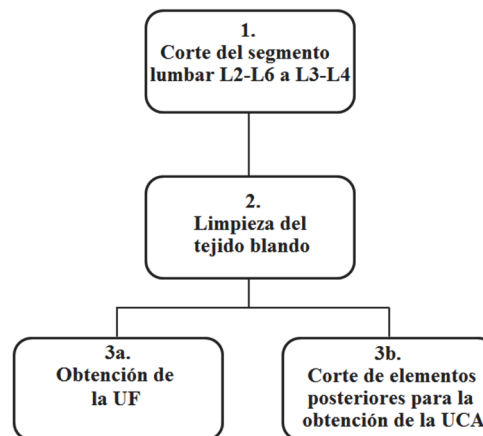


Figura 1. Procedimiento para preparación de especímenes.

Se retiraron los tejidos blandos (músculos, tendones, carne), conservando los ligamentos longitudinales anterior y posterior, interarticulares, interespinoso y supraespinoso para el caso de las UF's y los ligamentos longitudinales común anterior y posterior para las UCA's (Figura 2c).

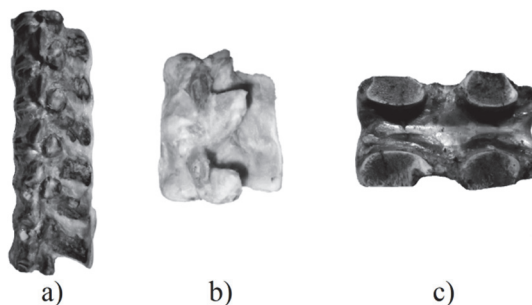


Figura 2. a) Segmento lumbar L2-L6. b) Unidad Funcional. c) Unidad de Columna Anterior.

### 2.2. Preparación del dispositivo de sujeción

El dispositivo de sujeción fue diseñado con la finalidad de transmitir de forma axial las cargas para las pruebas de compresión. Este dispositivo se acopla a una máquina universal marca INSTRON, sin embargo, está equipado con un adaptador con tornillo métrico M12 X 1.25 que le permite ser empleado en una máquina universal marca MTS.

Posee un perno con clips con el objetivo de ensamblar las copas de sujeción, las cuales tienen la función de alojar a los especímenes para fijarlos mediante espárragos. Finalmente, los espárragos tienen la tarea de ubicar a los especímenes dentro de las copas de sujeción y fijarlos firmemente. Todos los componentes del dispositivo de sujeción están hechos de acero inoxidable (Figura 3a).

### 2.3. Preparación de la máquina de ensayos

Se utilizó una máquina universal marca MTS modelo 858 Table Top System, con capacidad 1.5 Ton, el índice de

velocidad al cual se realizó la prueba fue de 5 mm/min, se aplicó una precarga de 300N. La máquina cuenta con un programa computacional para la adquisición de los datos, el cual tomó una lectura cada segundo, estos datos fueron analizados mediante el programa Microsoft EXCEL® calculando la media y la desviación estándar. Los especímenes fueron montados en la máquina de ensayos manteniendo el paralelismo entre las caras mediante los tornillos de ajuste de posición del dispositivo de sujeción y un nivel de alineación digital marca Mitutoyo® modelo pro 360 con una precisión de 0.1°. Con esto, y el uso del dispositivo de sujeción se asegura la correcta transmisión de la carga axial de compresión (Figura 3).

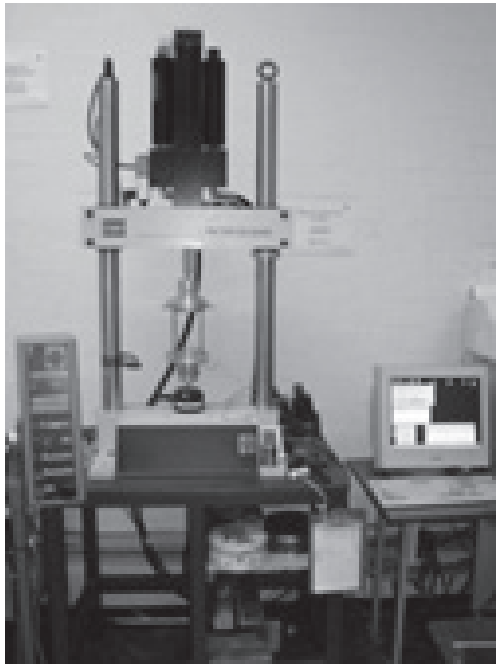


Figura 3. a) Máquina universal MTS. b) Especímen montado sobre la máquina.

El arreglo experimental para la prueba de compresión axial se muestra en la Figura 4, la carga aplicada está alineada con el eje longitudinal de los cuerpos vertebrales, mientras que las guías junto con los espárragos aseguran que la carga sea aplicada de forma axial.

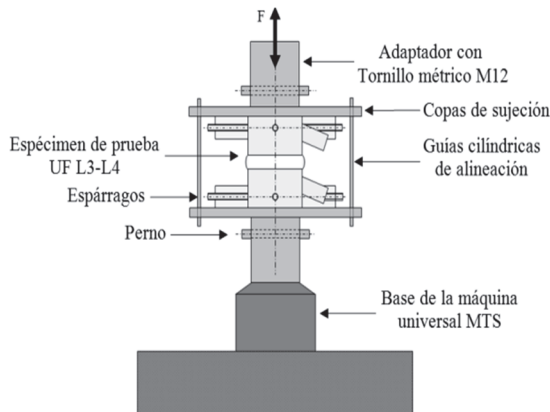


Figura 4. Arreglo experimental para la prueba de axial.

### 3. Resultados

El coeficiente de rigidez es la propiedad de una estructura definida por la relación de fuerza aplicada a la deformación producida. Esta cuantifica la resistencia que una estructura ofrece a la deformación. Para una estructura particular, la pendiente de su curva fuerza-desplazamiento es el coeficiente de rigidez. Cuando la curva es lineal, la pendiente y por lo tanto el coeficiente de rigidez es una constante. Para un espécimen con un comportamiento de rigidez no lineal, este varía con la magnitud de la carga. La unidad de medida en el Sistema Internacional (SI) es el Newton por metro (N/m), pero para fines de comparación con los datos encontrados en la literatura se utilizó el kilo Newton por milímetro (kN/mm) [27]. Matemáticamente, el coeficiente de rigidez  $k$  es dado por (1):

$$k = F/D \tag{1}$$

Donde  $F$  = carga aplicada (fuerza o momento) y  $D$  = desplazamiento producido (translación o rotación).

El coeficiente de flexibilidad es definido como la relación de cantidad de desplazamiento producido mediante una carga aplicada. Es una cantidad que caracteriza a la capacidad de respuesta de una estructura a la carga aplicada. La unidad de medida en el SI son metros por Newton (m/N), pero como para fines de comparación con los datos obtenidos de la literatura, se utilizó el milímetro por kilo Newton (mm/kN) [27]. Hablando matemáticamente, el coeficiente de flexibilidad  $f$  está relacionado con la carga aplicada y el desplazamiento como se observa en (2):

$$f = D/F \tag{2}$$

Donde  $F$  = carga aplicada (fuerza o momento) y  $D$  = desplazamiento producido (translación o rotación).

Tabla 1. Resultados para UCA's L3-L4.

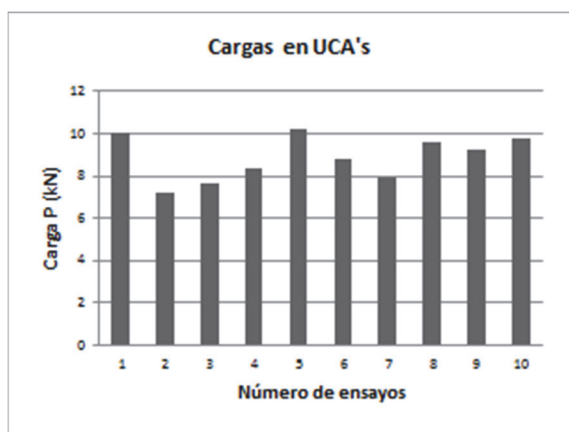
Especímen	Máxima carga (kN)	Coficiente de rigidez (kN/mm)	Coficiente de flexibilidad (mm/kN)
1	10.08	1.451	0.689
2	7.228	0.961	1.040
3	7.637	1.014	0.986
4	8.328	1.208	0.827
5	10.25	1.628	0.614
6	8.833	0.958	1.043
7	7.885	0.718	1.392
8	9.634	1.224	0.816
9	9.280	0.904	1.106
10	9.784	1.824	0.548
<b>Media</b>	<b>8.895</b>	<b>1.189</b>	<b>0.906</b>
<b>Desviación Estándar</b>	<b>1.078</b>	<b>0.350</b>	<b>0.257</b>

Los resultados obtenidos para las 10 pruebas de compresión axial en UCA's, están resumidos en la Tabla 1. Mientras que los resultados obtenidos para las 4 pruebas de compresión axial en UF's, se encuentran resumidos en la

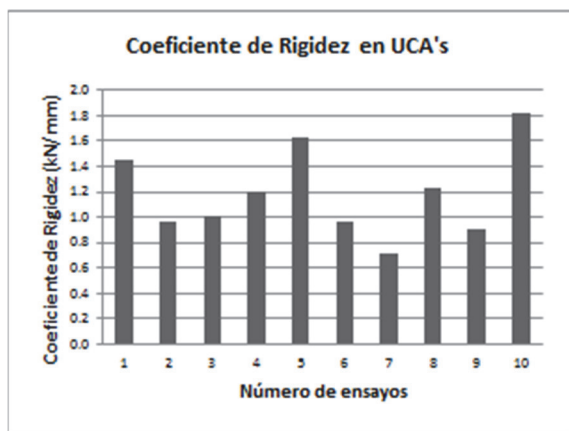
Tabla 2. Todos los resultados fueron analizados estadísticamente con la finalidad de descartar los datos no significativos, como se observa en las Tablas 1 y 2 y en las Figuras 5 y 6. Los parámetros que se estudiaron fueron; la carga máxima que soportaron las placas terminales, el coeficiente de rigidez, y el coeficiente de flexibilidad. Por lo tanto, los valores medios para las UCA's son: carga máxima de 8.895 kN, coeficiente de rigidez de 1.189 kN/mm, y coeficiente de flexibilidad de 0.906 mm/kN.

Tabla 2. Resultados para UF's L3-L4.

Espécimen	Máxima carga (kN)	Coefficiente de rigidez (kN/mm)	Coefficiente de flexibilidad (mm/kN)
1	10.702	2.492	0.401
2	11.201	3.271	0.306
3	11.028	2.128	0.470
4	12.342	3.127	0.320
<b>Media</b>	<b>11.318</b>	<b>2.755</b>	<b>0.374</b>
<b>Desviación Estándar</b>	<b>0.713</b>	<b>0.537</b>	<b>0.076</b>



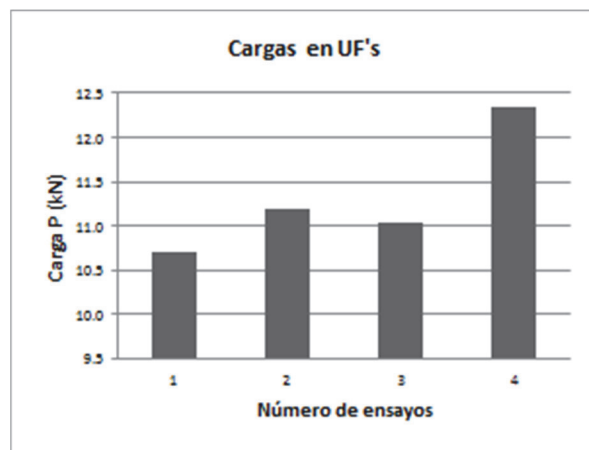
a)



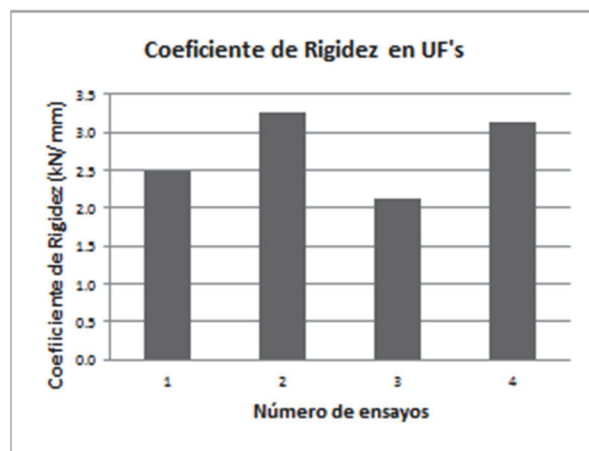
b)

Figura 5. Compresión axial en UCA's. a) Carga máxima. b) Coeficiente de rigidez.

Mientras que los valores medios para las UF's son: carga máxima de 11.318 kN, coeficiente de rigidez de 2.755 kN/mm, y coeficiente de flexibilidad de 0.374 mm/kN.



a)



b)

Figura 6. Compresión axial en UF's. a) Carga máxima. b) Coeficiente de rigidez.

#### 4. Discusión y conclusiones.

Los resultados obtenidos para las UF's y las UCA's de especímenes porcinos, fueron comparados con lo encontrado en la literatura para el caso humano, estos se encuentran resumidos en la Tabla 3 y en las Figuras 7 y 8 con sus respectivos autores [1]. Los datos encontrados en la literatura respecto a pruebas de compresión axial en UCA's humanas son muy escasos, como se observa.

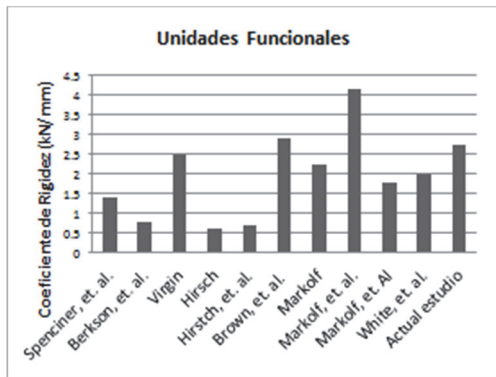
Los hallazgos encontrados contribuyen a enriquecer los estudios disponibles en la literatura mediante pruebas de compresión axial en especímenes porcinos, cuando estos son comparados. Mientras que, los resultados exhibidos por los diversos autores en UF's humanas, varían unos con respecto de otros, debido a factores tales como, la metodología de ensayo empleada, la geometría y tamaño del espécimen, la velocidad de carga, la raza del espécimen utilizado, el peso, el género, la edad, etc. Esto sugiere la



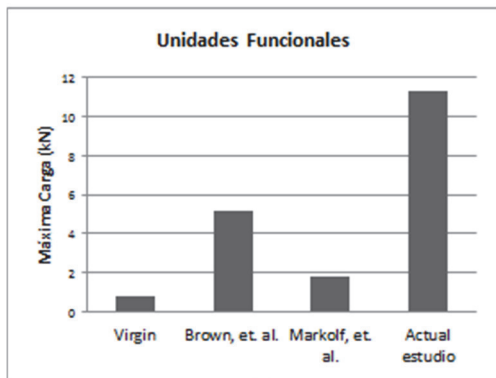
necesidad de estudios biomecánicos más profundos en la columna lumbar, que aporten datos significativos y que conlleven a la estandarización de las pruebas, con la finalidad de unificar criterios para su evaluación.

Tabla 3. Datos de compresión axial comparativos entre especímenes humanos y porcinos.

Datos encontrados en la literatura para compresión axial en humanos. Adaptado de Spencier et. al. (2003) [1].					
Autores	Región	UF		UCA	
		Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)	Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)
Spenciner, et. al.	T12-L5	1403±266.5	...	1287.5±271.3	3952±1067
Berkson, et. al.	Lumbar	800	...		
Virgin	Lumbar	2500	778±170		
Hirsch	Lumbar	609	...		
Hirstsch, et. al.	Lumbar	700	...		
Brown, et. al.	Lumbosacral	2900±500	5207±534		
Markolf	T12-L1	1230-3320	...		
Markolf, et. al.	Torácico-lumbar	4160	...		
Markolf, et. al.	T12-L1	1800	1800		
White, et. al.	Lumbar	2000	...	...	...
Resultados obtenidos en este trabajo para compresión axial en especímenes porcinos					
Autor	Región	UF		UCA	
		Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)	Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)
Actual estudio	Lumbar L3-L4	2754±537	11318±713	1255±559	8608±1184

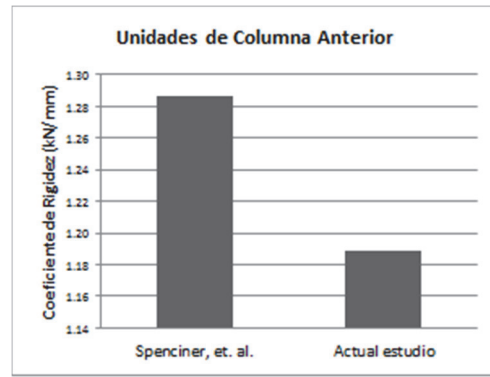


a)

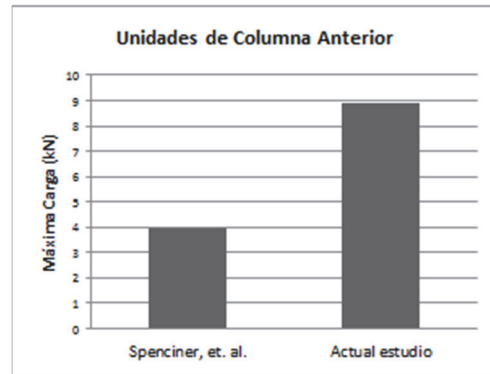


b)

Figura 7. Gráfica comparativa entre especímenes humanos y porcinos en UF's. a) Coeficiente de rigidez. b) Máxima carga.



a)



b)

Figura 8. Gráfica comparativa entre especímenes humanos y porcinos en UCA's. a) Coeficiente de rigidez. b) Máxima carga.

De acuerdo con los resultados obtenidos en los ensayos de las UF's para la carga máxima, estos demuestran ser aproximadamente un 22% más resistentes que los obtenidos en las UCA's, lo que se acerca mucho al valor de 18% mostrado en humanos. Esto es debido principalmente a la diferencia morfométrica entre ambos especímenes, considerando la ley de Wolff.

Por otro lado, se puede observar claramente que el coeficiente de rigidez en las UF's aumenta un poco más del doble con respecto a las UCA's. Mientras que, el valor del coeficiente de flexibilidad en las UF's disminuye un poco menos de la mitad con respecto a las UCA's, lo cual muestra proporcionalidad y concuerda con la teoría, que dice que el coeficiente de flexibilidad es inversamente proporcional al coeficiente de rigidez. En general los valores de carga máxima y el coeficiente de rigidez son mayores en especímenes porcinos que en humanos, a excepción del coeficiente de rigidez en UCA's, el cual tiene una media similar en humanos y porcinos.

Las dimensiones morfométricas de las vértebras porcinas son en general más grandes que las humanas. De acuerdo con la ley de Wolff, esto sugiere que las cargas a las que está sometida la columna vertebral porcina deben ser mayores en porcinos que en humanos. Respecto a esto, se puede decir que los resultados obtenidos para la carga máxima y coeficiente de rigidez en especímenes porcinos valida dicha ley, ya que son mayores a los encontrados en la literatura para el caso humano. Según Smith (2002), las

cargas en los cuadrúpedos se distribuyen de manera muy similar a como sucede en los humanos [15]. Por lo que, los resultados obtenidos son una opción confiable, siempre y cuando sean tomadas en cuenta las diferencias morfológicas correspondientes entre ambas especies.

Un problema relacionado con el uso de especímenes humanos en la experimentación mecánica, es la variación de la morfometría y por lo tanto, las propiedades mecánicas. Así como, la dificultad de obtención por cuestiones legales y éticas, especialmente de la población más joven. Por lo que, la mayoría de los experimentos in vitro han sido desarrollados en modelos animales, los cuales están más disponibles y tienen un mayor control sobre las características deseadas.

La relación entre dimensiones, geometría, estructura ósea y propiedades mecánicas, está íntimamente relacionada. Por lo que, para correlacionar biomecánicamente ambas especies, es necesario analizar mediante diversos estudios sus analogías, con el objetivo de extrapolar los resultados obtenidos al caso humano y utilizarlos en diversas aplicaciones, como el diseño de prótesis e instrumentación quirúrgica, entre otros.

## 5. Agradecimientos

Los autores agradecen los apoyos brindados por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), y el Instituto Politécnico Nacional (IPN), así como al Hospital Regional 1º de Octubre del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales para los Trabajadores del Estado (ISSSTE).

## Referencias

- [1] Spenciner, D. B., Paiva, J. A. and Crisco, J. J., Testing of human cadaveric functional spinal units to the ASTM draft standard, -Standard test methods for static and dynamic characterization of spinal artificial discs, En: *Spinal Implants: Are We Evaluating Them Appropriately?*, ASTM STP 1431, Melkerson, M. N., Griffith, L. and Kirkpatrick, J. S., Eds., ASTM International, West Conshohocken, PA, pp. 114-126, 2003.
- [2] Evans, F. G., Factors affecting the mechanical properties of bone, *Bulletin of the New York Academy of Medicine*, 49, pp. 751-762, 1973.
- [3] An Yuehwei, H. and Draughn, R. H., *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, CRC Press LLC, Washington, D.C., 2000.
- [4] Garzón, A. D. A., Modelado de la osificación de las epífisis de huesos largos, *Dyna*, 160, pp. 27-37, 2009.
- [5] Granados, Z. J., Uso de animales de experimentación en la investigación biomédica en Costa Rica, *Acta Médica Costarricense*, 52, pp. 134-136, 2010.
- [6] Casey, L. K. and Dubner, R., Animal models of chronic pain: scientific and ethical issues, *J. Pain*, 38, pp. 249-252, 1989.
- [7] Ramírez, P., Ríos, A., Yelamos, J., Muñoz, A. y Parrillae, P., Estado actual del xenotrasplante de órganos, *J. Cir. Esp.*, 72, pp. 222-231, 2002.
- [8] Kumar, N., Kukreti, S., Ishaque, M. and Mulholland, R., Anatomy of deer spine and its comparison to the human spine, *J. Anat. Rec.*, 260, pp. 189-203, 2000.
- [9] Bozkus, H., Crawford, N. R., Chamberlain, R. H., Valenzuela, T. D., Espinoza, A., Yüksel, Z. and Dickman, C. A., Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques, *J. Surg. Endosc.*, 19, pp. 1652-1665, 2005.
- [10] Boszczyk, B. M., Boszczyk, A. A. and Putz, R., Comparative and functional anatomy of the mammalian lumbar spine, *J. Anat. Rec.*, 264, pp. 157-168, 2001.
- [11] Cotterill, P. C., Kostuik, J. P., D'angelo, G., Fernie, G. R. and Maki, B. E., An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine, *J. Orthop. Res.*, 4, pp. 298-303, 1986.
- [12] McLain, R. F., Yerby, S. A. and Mosely, T. A., Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine, *J. Spine*, 27, E200-E2006, 2002.
- [13] Wilke, H. J., Kettler, A., Wenger, K. H. and Claes, L. E., Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine, *J. Anat. Rec.*, 247, pp. 542-555, 1997.
- [14] Yingling, V. R., Callaghan, J. P. and McGill, S. M., The porcine cervical spine as a model of the human lumbar spine: an anatomical, geometric, and functional comparison, *J. Spinal Disord.*, 12, pp. 415-423, 1999.
- [15] Smith, T. H., The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations, *J. Eur. Spine*, 11, pp. 137-144, 2002.
- [16] Nigg, B. M. and Herzog, W., *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, John Wiley & Son Ltd, Inglaterra, 1999.
- [17] Bertram, J. E. A. and Swartz, S. M., The law of bone transformation: A case of crying Wolff?, *J. Biological Reviews*, 66, pp. 245-273, 1991.
- [18] Solano, U., Las leyes de la ortopedia, *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 20, pp. 115-118, 2006.
- [19] Roca, B. J., Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar, *Jims*, Barcelona, 1987.
- [20] Dath, R., Ebinesan, A. D., Porter, K. M. and Miles, A. W., Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae, *J. Clin. Biomech.*, 22, pp. 607-613, 2007.
- [21] Zindrick, M. R., Wiltse, L. L., Doornik, A., Widell, E. H., Knight, G. W., Patwardhan, A. G., Thomas, J. C., Rothman, S. L. and Fields, B. T., Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles, *J. Spine*, 12, pp. 160-166, 1987.
- [22] Rodríguez, C. R. G., Fuerte, H. A., Urriolagoitia, S. G., Merchán, C. E. A. y González, R. A., Análisis morfológico de vértebras porcinas para establecer su correlación biomecánica con vértebras humanas en estudios experimentales, *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 31, pp. 80-85, 2010.
- [23] Urrutia, V. E., Elizondo, O. R. E., De la Garza, C. O. and Guzmán, L. S., Morphometry of Pedicle and Vertebral Body in a Mexican Population by CT and Fluoroscopy, *Int. J. Morphol.*, 27, pp. 1299-1303, 2009.
- [24] Rodríguez, C. R. G., Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas, [PhD Thesis]. México D. F.: Instituto Politécnico Nacional, 2007.
- [25] Van Dieën, J. H., Kingma, I., Meijer, R., Hänsel, L. and Huiskes, R., Stress distribution changes in bovine vertebrae just below the endplate after sustained loading, *J. Clin. Biomech.*, 61, pp. S135-S142, 2001.
- [26] Ratner, B. D., *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*, Elsevier Academic Press, Boston, 2004.
- [27] White III, A. A. and Panjabi, M. M., *Clinical biomechanics of the spine*, Lippincott, Philadelphia, pp. 46, 656, 1990.