



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica
Unidad Azcapotzalco**

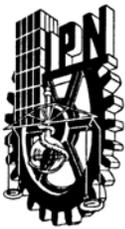
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación

CARACTERIZACIÓN DE VÉRTEBRAS PORCINAS PARA SU USO EN APLICACIONES BIOMECÁNICAS

**T E S I S QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA DE MANUFACTURA PRESENTA:
ING. ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ**

**DIRECTOR(ES):DR. RICARDO GUSTAVO RODRÍGUEZ CAÑIZO
DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA
MÉXICO D. F. ENERO 2010**





INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL

SECRETARIA DE INVESTIGACION Y POSGRADO

ACTA DE REVISION DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 12:00 horas del día 16 del mes de Diciembre del 2009 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de ESIME-UA para examinar la tesis de titulada:

CARACTERIZACIÓN DE VÉRTEBRAS PORCINAS PARA SU USO EN APLICACIONES BIOMECÁNICAS

Presentada por el alumno:

FUERTE

Apellido paterno

HERNÁNDEZ

materno

ARIEL

nombre(s)

Con registro:

B	0	7	1	3	5	9
---	---	---	---	---	---	---

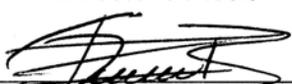
aspirante al grado de:

Maestro en Ingeniería de Manufactura

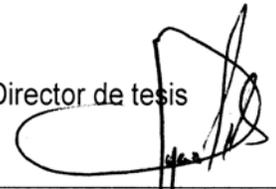
Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACION DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

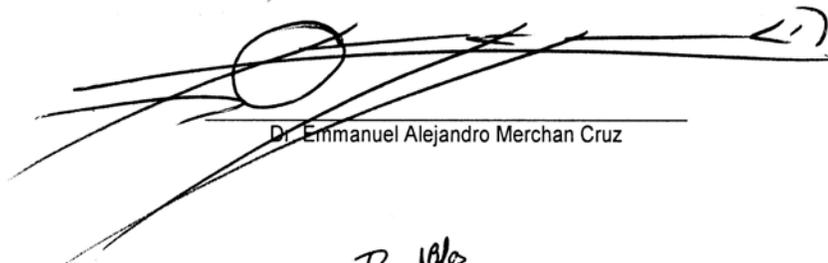
LA COMISION REVISORA

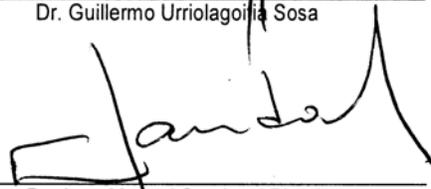
Director de tesis


Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo

Director de tesis


Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa

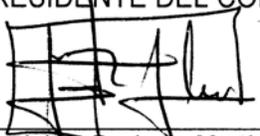

Dr. Emmanuel Alejandro Merchan Cruz


Dr. Juan Manuel Sandoval Pineda


M. en C. Raúl Rivera Blas


Dr. Manuel Faraón Carbajal Romero

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO


Dr. Jaime Pacheco Martínez



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México D.F. el día 16 del mes diciembre del año 2009, el que suscribe Ing. Ariel Fuerte Hernández alumno del Programa de Maestría en Ingeniería de Manufactura con número de registro B071359, adscrito a la Sección de Estudios de Posgrado e investigación de la E.S.I.M.E. Unidad Azcapotzalco, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo y Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa y cede los derechos del trabajo titulado CARACTERIZACIÓN DE VÉRTEBRAS PORCINAS PARA SU USO EN APLICACIONES BIOMECÁNICAS, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección fuertehernandez@yahoo.com.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Ariel Fuerte Hernández

AGRADECIMIENTOS:

A Dios:

Por todas las bendiciones recibidas y por darme una familia como la que tengo.

A mi abuela Chole:

Dedico este trabajo a ella, por ser mi segunda madre durante estos últimos años, por ser la persona más amorosa que conozco, por todo el apoyo y cuidados brindados, y por comprender mis malos momentos. Te quiero mucho abue.

A mis Padres:

María Eugenia Hernández Robles
Marcos Humberto Fuerte Rivera

Por todo el amor, la atención, y el apoyo incondicional que siempre han tenido hacia mí a pesar de que ya no estamos juntos, siempre están en mi pensamiento y en mi corazón. Este trabajo también les pertenece a ustedes. Los quiero mucho.

A mi Hermano:

Pedro Damían Fuerte Hernández

Por todos los momentos que hemos vivido juntos, te admiro mucho y aunque ya estas por otras tierras sé que eres una persona muy fuerte y que vas a salir adelante, te llevo en mi corazón. Te quiero mucho y te deseo lo mejor en la vida carnal.

A mis Amigos y Compañeros:

A todos los amigos y compañeros que me acompañaron durante la maestría, y con los cuales compartí momentos muy agradables. Gracias a todos ustedes.

A mis Directores de Tesis:

Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo

Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa

Por todo el apoyo brindado, su atención y facilidades otorgadas para cumplir con mis metas, y por ayudarme en mi formación como investigador con sus valiosas aportaciones y comentarios.

A mis Profesores:

Por su preocupación al momento de transmitir sus conocimientos y de contribuir con su preparación al fortalecimiento de nuestra Institución.

Al Instituto Politécnico Nacional:

Por ser mi segunda casa durante toda mi vida académica y porque me ha dado innumerables satisfacciones como estudiante, de él he aprendido muchas cosas y le estoy profundamente agradecido.

Al CONACYT:

Por todo el apoyo brindado para mi formación como investigador.

Al Hospital Regional 1 de Octubre del ISSSTE:

Por todas las facilidades otorgadas para la consecución de mis metas.

A todos ellos:

GRACIAS!

RESUMEN

Esta investigación surge de la necesidad de determinar las correlaciones existentes entre vértebras porcinas y humanas para aplicaciones biomecánicas. El trabajo consistió en la determinación de las propiedades mecánicas en Unidades Funcionales (UF's) y Unidades de Columna Anterior (UCA's) en especímenes porcinos, así como en su caracterización morfométrica, debido a que a pesar de ser uno de los animales más utilizados en experimentación en el área de la biomecánica, los datos referentes a su comportamiento biomecánico comparado con el del ser humano siguen siendo escasos.

Atendiendo esta problemática, se realizaron ensayos de compresión in vitro en UF's y en UCA's de columna lumbar porcina. Los ensayos mecánicos se realizaron en la zona lumbar (L3-L4) de cerdos machos jóvenes de la raza Duroc-Jersey, con un promedio de 6 meses de edad, un peso de 120 kg, y con no más de 48 hrs post mortem. Se realizaron 20 ensayos de compresión, 15 en UCA's y 5 en UF's, con una velocidad de 5mm/seg. Tanto para UCA's como para UF's, se realizó un análisis estadístico con la finalidad de eliminar los ensayos no representativos y no afectar los resultados finales. Los niveles de carga aplicados en los ensayos biomecánicos se determinaron con base al criterio de falla de las placas terminales por lo que se empleó una carga de compresión axial promedio de 8608 N para las UCA's y de 11318 N para las UF's. Los resultados obtenidos en los ensayos de las UF's para carga máxima demuestran que son un 24% más fuertes que en las UCA's, este valor no dista mucho del 18% que se obtiene en los humanos. Se realizó también el cálculo del Modulo Elástico Equivalente de las UCA's con el objetivo de tenerlo como referencia para futuros análisis numéricos, cabe mencionar que únicamente es un valor de referencia y son necesarios más estudios de forma controlada en UCA's, UF's y sus elementos constitutivos, con la finalidad de tener valores más precisos.

Para el análisis morfométrico se utilizaron 10 vértebras L3 y 10 vértebras L4. Estas fueron hervidas en agua en una olla de presión durante 20 minutos para retirar los tejidos blandos (carne, tendones, ligamentos, disco intervertebral), con la finalidad de obtener una estructura ósea limpia. Para el retiro del tejido, se utilizó un bisturí con una hoja del número 15 e instrumentos quirúrgicos adecuados, teniendo precaución en no dañar el hueso al realizar esta acción. Los resultados de este análisis mostraron que los cuerpos vertebrales humanos son más anchos y cortos, comparados con los porcinos que son más esbeltos y altos. Tanto el canal espinal como las apófisis espinosas son más robustas en humanos que en los porcinos, sin embargo, los pedículos porcinos son más largos que los humanos. En general, las dimensiones de las vértebras analizadas aumentan de tamaño en dirección cráneo-caudal, lo cual concuerda con otros estudios realizados al respecto.

ABSTRACT

This research arises from the need to determine the correlation between porcine and human vertebrae for biomechanical applications. The work consisted in determining the mechanical properties in Functional Spinal Units (FSU's) and Anterior Column Units (ACU's) in porcine specimens, as well as morphometric characterization. Because despite being one of the mostly used in animal experimentation in the area of biomechanics, data concerning the comparison of the biomechanical behavior of human beings are still scarce.

Given these problems, compression tests were performed in vitro in FSU's y ACU's porcine lumbar spine. The mechanical tests were performed in porcine vertebrae in the lumbar region (L3-L4) in specimens of young male swine Duroc-Jersey, with an average of 6 months old, weighing 120 kg. and no more than 48 hrs. post mortem. 20 tests were conducted in compression, 15 in ACU's and 5 in FSU's with a speed of 5mm/seg. Both for ACU's to FSU's, statistical analysis was performed with the objective of eliminating unrepresentative testing and not affect the final results. Load levels applied in the biomechanical tests were determined based on the criterion of failure of the endplates was used an average axial compressive load of 8608 N for the UCA and 11,318 N for the UF. The results obtained in the FSU's tests show that maximum load is 24% stronger than in the ACU's, this value is not far from 18% found in humans. In this work also made the calculation of the equivalent elastic modulus of the ACU's in order to have as a reference for future numerical analysis, it is noteworthy that only a reference value and further studies are needed in a controlled manner at ACU's, FSU's and its constituent elements, for the purpose of having more precise values.

For morphometric analysis was used 10 vertebrae L3 and 10 vertebrae L4. These were boiled in water in a pressure cooker for 20 minutes to remove the soft tissue (meat, tendons, ligaments, intervertebral disc) with the aim of obtaining a clean bone structure. For removal of tissue, was used with a scalpel blade number 15 and appropriate surgical instruments, taking care not to damage the bone tissue to perform this operation. The results of this analysis showed that human vertebral bodies are wider and shorter compared to porcine which are more slender and tall. Both the spinal canals as the spinous process are more robust in humans than in porcine, but porcine pedicles are longer than humans. In general, the dimensions of the vertebrae increase in size in cranio-caudal direction, this is consistent with other studies performed.

CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS	i
ÍNDICE DE TABLAS.....	v
GLOSARIO	vii
OBJETIVO GENERAL	xiii
OBJETIVOS PARTICULARES	xiii
JUSTIFICACIÓN.....	xiii
INTRODUCCIÓN.....	xiv

CAPÍTULO I

1.1 ANTECEDENTES.....	2
1.1.1 EVOLUCIÓN DE LA BIOMECÁNICA.....	4
1.2 ESTUDIOS BIOMECÁNICOS EN HUMANOS.....	8
1.2.1 ESTUDIOS ÓSEOS.....	8
1.3 ESTUDIOS BIOMECÁNICOS EN ANIMALES.....	10
1.3.1 EJEMPLOS DE APLICACIONES BIOMECÁNICAS UTILIZANDO MODELOS ANIMALES.....	13
1.3.1.1 PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE CONGELACIÓN Y LIOFILIZACIÓN EN HUESOS Y SUS CAMBIOS BIOMECÁNICOS DESPUÉS DE UN ALOINJERTO <i>IN VIVO</i>	14
1.3.1.2 EXPOSICIÓN DE LA COLUMNA VERTEBRAL PORCINA A COMPRESIÓN MECÁNICA: DIFERENCIAS EN PATRONES DE LESIÓN ENTRE ADOLESCENTES Y ADULTOS.....	15
1.3.1.3 METIL METACRILATO COMO RELLENO EN CUERPOS VERTEBRALES PARA MEJORAR LA RESISTENCIA MECÁNICA ÓSEA. ESTUDIO EN VÉRTEBRAS DE CADÁVER Y PORCINO. ESTUDIO EXPERIMENTAL.....	16
1.3.1.4 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO FEMORAL TRABECULAR EN PERROS.....	16
1.3.1.5 DEPENDENCIA ESPACIAL Y ESTRUCTURAL DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL DISCO INTERVERTEBRAL PORCINO.....	17
1.4 ANATOMÍA COMPARATIVA.....	18
1.5 CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL TEJIDO ÓSEO.....	22
1.6 LEGISLACIÓN Y NORMATIVIDAD.....	25

1.7	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	27
1.8	SUMARIO.....	28
1.9	REFERENCIAS.....	29

CAPÍTULO II

2.1	INTRODUCCIÓN.....	34
2.2	COLUMNA VERTEBRAL.....	35
2.2.1	COLUMNA VERTEBRAL HUMANA.....	35
2.2.1.1	VÉRTEBRAS LUMBARES HUMANAS.....	40
2.2.2	COLUMNA VERTEBRAL PORCINA.....	42
2.2.2.1	VÉRTEBRAS LUMBARES PORCINAS.....	47
2.3	ANATOMÍA COMPARATIVA.....	50
2.4	BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR.....	52
2.4.1	DISCO INTERVERTEBRAL.....	53
2.4.2	VÉRTEBRA.....	55
2.4.3	LIGAMENTOS.....	57
2.4.4	UNIDAD FUNCIONAL (UF).....	57
2.4.5	MOVIMIENTO DE LA COLUMNA LUMBAR.....	58
2.4.5.1	MOVILIDAD SEGMENTARIA.....	59
2.4.5.2	MOVIMIENTOS COMBINADOS.....	61
2.5	SUMARIO.....	62
2.6	REFERENCIAS.....	63

CAPÍTULO III

3.1	INTRODUCCIÓN.....	65
3.2	DISEÑO EXPERIMENTAL.....	66
3.3	METODOLOGÍA EXPERIMENTAL.....	68
3.3.1	METODOLOGÍA DE LAS PRUEBAS DE COMPRESIÓN AXIAL.....	68
3.3.1.1	PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES DE PRUEBA.....	68
3.3.1.2	PREPARACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE SUJECIÓN.....	70

3.3.1.3	PREPARACIÓN DE LA MÁQUINA DE ENSAYOS BIOMECÁNICOS.....	71
3.3.1.4	REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS DE COMPRESIÓN AXIAL.....	72
3.3.2	METODOLOGÍA MORFOMÉTRICA DE LAS VÉRTEBRAS L3 Y L4.....	76
3.3.2.1	PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES DE PRUEBA.....	77
3.3.2.2	DIMENSIONAMIENTO DE LOS ESPECÍMENES DE PRUEBA.....	77
3.4	CÁLCULO DEL MODULO ELÁSTICO EQUIVALENTE EN UCA`s.....	80
3.4.1	DETERMINACIÓN DE LA DEFORMACIÓN UNITARIA EN UCA`s.....	80
3.4.2	DETERMINACIÓN DEL ESFUERZO EN UCA`s.....	81
3.4.3	DETERMINACIÓN DEL MODULO ELÁSTICO EQUIVALENTE EN UCA`s.....	83
3.5	SUMARIO.....	84
3.6	REFERENCIAS.....	86

CAPÍTULO IV

4.1	INTRODUCCIÓN.....	89
4.2	METODOLOGÍA PARA LA GENERACIÓN DE UN MODELO MEDIANTE EL USO DE TOMOGRAFÍAS COMPUTARIZADAS.....	91
4.2.1	OBTENCIÓN DE TOMOGRAFÍAS.....	93
4.2.2	IMPORTACIÓN Y PROCESAMIENTO EN ScanIP.....	94
4.2.3	EXPORTACIÓN DEL MODELO A FORMATO *.STL.....	95
4.3	METODOLOGÍA PARA LA GENERACIÓN DE UN MODELO MEDIANTE EL USO DE FOTOGRAFÍAS Y PROGRAMAS COMPUTACIONALES DE CAD.....	96
4.4	COMPARACIÓN DE LOS DOS MODELOS GENERADOS.....	98
4.5	SUMARIO.....	99
4.6	REFERENCIAS.....	100

CAPÍTULO V

5.1	INTRODUCCIÓN.....	103
5.2	ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS EXPERIMENTALES.....	103
5.2.1	ANÁLISIS DE RESULTADOS MECÁNICOS EN ESPECÍMENES PORCINOS.....	103
5.2.1.1	ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UNIDADES DE COLUMNA ANTERIOR (UCA`s).....	104

5.2.1.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UNIDADES FUNCIONALES (UF`s).	105
5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS MECÁNICOS EXISTENTES EN LA LITERATURA ABIERTA EN ESPECÍMENES HUMANOS.	106
5.3.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UF`s Y UCA`s.....	106
5.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS MECÁNICOS PORCINO-HUMANO.	107
5.4.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UCA`s Y UF`s.....	107
5.5 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS DE VÉRTEBRAS L3 L4.....	110
5.5.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS PORCINOS EN L3 Y L4.	110
5.5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS HUMANOS EN L3 Y L4.	111
5.5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS HUMANO-PORCINOS L3-L4.	115
5.6 SUMARIO.....	118
5.7 REFERENCIAS.	119
CONCLUSIONES.....	120
TRABAJOS FUTUROS.....	122
ANEXOS.....	123

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO I

FIGURA 1. 1 DIVISIÓN DE LA BIOMECÁNICA.....	3
FIGURA 1. 2 DIVISIÓN POR ÁREAS DE LA BIOMECÁNICA.....	4
FIGURA 1. 3 SECCIÓN TRANSVERSAL DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DE UN FÉMUR (IZQUIERDA) Y REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE LA MISMA (DERECHA).	9
FIGURA 1. 4 ESQUEMA DEL ACOPLAMIENTO EN EL REMODELADO ÓSEO SEGÚN LAS CARGAS APLICADAS.....	24

CAPÍTULO II

FIGURA 2. 1 COLUMNA VERTEBRAL HUMANA.	36
FIGURA 2. 2 LIGAMENTOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL.....	37
FIGURA 2. 3 (A) COMPRESIÓN EN EL DISCO INTERVERTEBRAL; (B) ANATOMÍA DEL DISCO INTERVERTEBRAL.	39
FIGURA 2. 4 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE UNA VÉRTEBRA.	40
FIGURA 2. 5 COLUMNA LUMBAR HUMANA.....	41
FIGURA 2. 6 VÉRTEBRA LUMBAR.....	41
FIGURA 2. 7 UNIDAD FUNCIONAL (CUERPO VERTEBRAL-DISCO INTERVERTEBRAL-CUERPO VERTEBRAL).	42
FIGURA 2. 8 COLUMNA VERTEBRAL DEL CERDO.....	47
FIGURA 2. 9 VÉRTEBRA LUMBAR PORCINA.	49
FIGURA 2. 10 COLUMNA LUMBAR PORCINA.....	50
FIGURA 2. 11 CORRELACIÓN DE TÉRMINOS DE ACUERDO CON LA POSICIÓN DE LOS ORGANISMOS.....	51
FIGURA 2. 12 COMPORTAMIENTO DEL DISCO. A) EL NÚCLEO PULPOSO ACTÚA COMO UN LÍQUIDO (COMPORTAMIENTO VISCOSO); B) EL ANILLO FIBROSO, COMO UN MUELLE HELICOIDAL (COMPORTAMIENTO ELÁSTICO); C) DE AHÍ QUE EL DISCO COMO UN TODO GOCE DE PROPIEDADES VISCOELÁSTICAS.	53
FIGURA 2. 13 FISURACIÓN DE LA PLACA TERMINAL. A) AL SOMETER UN DISCO A COMPRESIÓN SE DEFORMA, PERO NUNCA SE HERNIA; B) Y C) LA PLACA TERMINAL SE FISURA POR EL CENTRO Y EL NÚCLEO PROTRUYE AL INTERIOR DEL SOMA VERTICAL EN FORMA DE HERNIA INTRAESPONJOSA.	54
FIGURA 2. 14 COMPORTAMIENTO DEL DISCO EN LOS MOVIMIENTOS DE FLEXOEXTENSIÓN. AL APLICAR CARGAS EXCÉNTRICAS EL NÚCLEO PULPOSO	

CAMBIA SU LOCALIZACIÓN: A) MOVIÉNDOSE HACIA ADELANTE EN LA EXTENSIÓN, B) HACIA ATRÁS EN LA FLEXIÓN.....	54
FIGURA 2. 15 BIOMECÁNICA DE LAS CARILLAS ARTICULARES. LAS APÓFISIS ARTICULARES CONTRARRESTAN LAS FUERZAS QUE ACTÚAN A NIVEL DEL DISCO: A) SOPORTAN UN 18% DE LAS FUERZAS DE COMPRESIÓN Y UN 33% DE LAS FUERZAS DE CIZALLEO, EVITANDO LA TENDENCIA NATURAL DEL SOMA AL DESLIZAMIENTO ANTERIOR (LISTESIS); B) AMORTIGUAN EN UN 45% LAS FUERZAS DE TORSIÓN, EVITANDO ASÍ LA DEGENERACIÓN PRECOZ DEL DISCO.....	56
FIGURA 2. 16 MOVILIDAD SEGMENTARIA. DISTRIBUCIÓN DE LA FLEXOEXTENSIÓN LUMBAR SEGÚN NIVELES Y EDAD	59
FIGURA 2. 17 MOVILIDAD SEGMENTARIA. VALORES DE INCLINACIÓN LATERAL LUMBAR.....	60
FIGURA 2. 18 CENTROS DE MOVIMIENTO. A) CENTRO DE LA CIRCUNFERENCIA QUE ENCAJA EN LAS CARILLAS ARTICULARES Y CAE EN LA BASE DE LA ESPINOSA; B) PARTE POSTERIOR DEL DISCO Y SE DESPLAZA LIGERAMENTE SEGÚN LA DIRECCIÓN DE LA ROTACIÓN. PARA FLEXOEXTENSIÓN C) E INCLINACIONES LATERALES D) SE LOCALIZAN EN EL INTERESPACIO DISCAL.	61

CAPÍTULO III

FIGURA 3. 1 UNIDAD DE COLUMNA ANTERIOR (UCA) L3-L4.	66
FIGURA 3. 2 PROCEDIMIENTO GENERAL PARA LA PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES.....	69
FIGURA 3. 3 (A) ESPÉCIMEN LUMBAR PORCINO LIMPIO (L2-L3-L4-L5); (B) BISTURÍS UTILIZADOS PARA LA LIMPIEZA DE LOS TEJIDOS BLANDOS.....	69
FIGURA 3. 4 UNIDAD FUNCIONAL (UF) L3-L4.	70
FIGURA 3. 5 DISPOSITIVO DE SUJECIÓN.	71
FIGURA 3. 6 MÁQUINA UNIVERSAL MTS.....	72
FIGURA 3. 7 DISPOSITIVO DE SUJECIÓN CON ESPÉCIMEN MONTADO EN LA MÁQUINA DE ENSAYOS.....	72
FIGURA 3. 8 GRÁFICAS DE VARIACIÓN EN CARGAS Y DESPLAZAMIENTOS MÁXIMOS PARA LAS PRUEBAS DE COMPRESIÓN EN UCA`S. (A) VARIACIÓN EN CARGAS MÁXIMAS; (B) VARIACIÓN EN DESPLAZAMIENTOS MÁXIMOS.	75
FIGURA 3. 9 GRÁFICAS DE VARIACIÓN EN CARGAS Y DESPLAZAMIENTOS MÁXIMOS PARA LAS PRUEBAS DE COMPRESIÓN EN UF`S. (A) VARIACIÓN EN CARGAS MÁXIMAS; (B) VARIACIÓN EN DESPLAZAMIENTOS MÁXIMOS.	76
FIGURA 3. 10 UF L3-L4 LIMPIA SIN TEJIDO BLANDO Y SIN DISCO INTERVERTEBRAL.	77
FIGURA 3. 11 PARÁMETROS ANATÓMICOS MEDIDOS DEL ESPÉCIMEN PORCINO..	78

FIGURA 3. 12 GRÁFICAS DE DIMENSIONES EN VÉRTEBRAS DE ESPECÍMENES PORCINOS L3 Y L4 EN MEDIA (BARRA DE ERROR CON DESVIACIÓN ESTÁNDAR). (A) ESPESOR DE PLACA TERMINAL; (B) PROFUNDIDAD DE PLACA TERMINAL; (C) ALTURA DEL CUERPO VERTEBRAL (D) ALTURA Y ESPESOR DEL CANAL ESPINAL; (E) LONGITUD DE APÓFISIS ESPINOSA.	79
FIGURA 3. 13 DIMENSIONES PROMEDIO DEL NIVEL L3-L4.	82
FIGURA 3. 14 FÓRMULA PARA EL ÁREA DE UNA ELIPSE.	82

CAPÍTULO IV

FIGURA 4. 1 DIBUJO ESQUEMÁTICO DE UNA TÍPICA INSTALACIÓN DE ESCÁNER CT, CONSISTE DE (1) CONSOLA DE CONTROL, (2) SOPORTE DEL PÓRTICO, (3) MESA DEL PACIENTE, (4) SOPORTE DE LA CABEZA Y (5) IMPRESORA LASER.	92
FIGURA 4. 2 PASOS PARA LA GENERACIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO.	93
FIGURA 4. 3 TOMOGRAFÍAS. VISTA TRANSVERSAL, LATERAL Y FRONTAL DEL ESPÉCIMEN LUMBAR PORCINO L2-L6.	93
FIGURA 4. 4 CONTORNEO DE UN CORTE TRANSVERSAL DE LA VÉRTEBRA.	94
FIGURA 4. 5 RELLENADO DE UN CORTE TRANSVERSAL DE LA VÉRTEBRA.	95
FIGURA 4. 6 MODELO FINAL DEL ESPÉCIMEN LUMBAR PORCINO L2-L6.	95
FIGURA 4. 7 GUARDADO EN CÓDIGO BINARIO EN FORMATO STL.	96
FIGURA 4. 8 FOTOGRAFÍAS PARA LA GENERACIÓN DEL MODELO.	97
FIGURA 4. 9 IMÁGENES DEL MODELO LUMBAR EN CAD. (A) PARAMETRIZADO VÉRTEBRAS EN AUTOCAD 2002; (B) MODELO EN HILOS GENERADO EN MECHANICAL DESKTOP 6.0.	97
FIGURA 4. 10 MODELO LUMBAR PORCINO EN ANSYS.	98

CAPÍTULO V

FIGURA 5. 1 ESTRUCTURA ÓSEA TRABECULAR EN UNA VÉRTEBRA DE CABRA. SECCIÓN SAGITAL MOSTRANDO QUE LAS TRABÉCULAS CORREN DE LA PLACA TERMINAL ANTERIOR A LA POSTERIOR.	109
FIGURA 5. 2 GRÁFICAS DE DIMENSIONES EN VÉRTEBRAS DE ESPECÍMENES HUMANOS L3 Y L4 EN MEDIA (BARRA DE ERROR CON DESVIACIÓN ESTÁNDAR). (A) ESPESOR DE PLACA TERMINAL; (B) PROFUNDIDAD DE PLACA TERMINAL; (C) ALTURA DEL CUERPO VERTEBRAL, (D) ALTURA Y ESPESOR DEL PEDÍCULO; (E) ALTURA Y ESPESOR DEL CANAL ESPINAL; (F) LONGITUD DE APÓFISIS ESPINOSA.	113
FIGURA 5. 3 PARÁMETROS ANATÓMICOS DE LAS VERTEBRAS LUMBARES. (A) VÉRTEBRA LUMBAR PORCINA; (B) VÉRTEBRA LUMBAR HUMANA.	115

FIGURA 5. 4 GRÁFICAS DE DIMENSIONES EN VÉRTEBRAS DE ESPECÍMENES HUMANOS Y PORCINOS L3 Y L4 EN MEDIA (BARRA DE ERROR CON DESVIACIÓN ESTÁNDAR). (A) ESPESOR DE PLACA TERMINAL; (B) PROFUNDIDAD DE PLACA TERMINAL; (C) ALTURA DE CUERPO VERTEBRAL; (D) ALTURA Y ESPESOR DEL PEDÍCULO; (E) ALTURA Y ESPESOR DEL CANAL ESPINAL; (F) LONGITUD DE APÓFISIS ESPINOSA. 117

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO I

TABLA 1. 1 PRUEBA DE RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN EN VÉRTEBRAS.	14
TABLA 1. 2 RIGIDEZ CONTRA CANTIDAD DE MM APLICADO.....	16
TABLA 1. 3 DENSIDAD Y MÓDULO DE YOUNG DIRECCIONAL EN LOS EJES X, Y Y Z EN LA CABEZA FEMORAL CANINA.	17
TABLA 1. 4 MÓDULO DE ELASTICIDAD DE LA TRABÉCULA DETERMINADO POR DIVERSOS AUTORES EN ORDEN CRONOLÓGICO.....	26

CAPÍTULO II

TABLA 2. 1 CORRELACIÓN ANATÓMICA ENTRE EL HOMBRE Y LOS VERTEBRADOS CUADRÚPEDOS.	50
---	----

CAPÍTULO III

TABLA 3. 1 MÁXIMA CARGA, COEFICIENTE DE RIGIDEZ Y COEFICIENTE DE FLEXIBILIDAD UCA`S L3-L4.....	73
TABLA 3. 2 RESULTADOS FINALES PARA UCA`S L3-L4.	74
TABLA 3. 3 MÁXIMA CARGA, COEFICIENTE DE RIGIDEZ Y COEFICIENTE DE FLEXIBILIDAD UF`S L3-L4.	74
TABLA 3. 4 RESULTADOS FINALES PARA UF`S L3-L4.....	75
TABLA 3. 5 PARÁMETROS MEDIDOS Y ABREVIACIONES USADAS PARA LAS VÉRTEBRAS PORCINAS L3-L4.	78
TABLA 3. 6 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA EL CUERPO VERTEBRAL EN MM. MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).	78
TABLA 3. 7 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA LOS PEDÍCULOS, EL CANAL ESPINAL Y LAS APÓFISIS EN MM. MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).	78
TABLA 3. 8 DESPLAZAMIENTO, CARGA, DEFORMACIÓN, ESFUERZO Y MÓDULO ELÁSTICO EQUIVALENTE PARA UCA`S L3-L4.....	83
TABLA 3. 9 RESULTADOS FINALES DE MODULO ELÁSTICO EQUIVALENTE PARA UCA`S L3-L4.....	84

CAPÍTULO V

TABLA 5. 1 VALORES FINALES (MEDIA \pm UNA DESVIACIÓN ESTÁNDAR) EN COMPRESIÓN AXIAL PARA UCA`S.	104
TABLA 5. 2 VALORES FINALES (MEDIA \pm UNA DESVIACIÓN ESTÁNDAR) EN COMPRESIÓN AXIAL PARA UF`S.	105
TABLA 5. 3 DATOS DE COMPRESIÓN AXIAL PARA HUMANOS EN UF`S.	106
TABLA 5. 4 DATOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UF Y UCA.	107
TABLA 5. 5 DATOS DE COMPRESIÓN AXIAL COMPARATIVOS ENTRE ESPECÍMENES HUMANOS Y PORCINOS.	108
TABLA 5. 6 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA LA REGIÓN ANTERIOR Y POSTERIOR EN MM MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).	110
TABLA 5. 7 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA EL CUERPO VERTEBRAL EN MM MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).	111
TABLA 5. 8 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA LOS PEDÍCULOS, EL CANAL ESPINAL Y LAS APÓFISIS EN MM MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).	111
TABLA 5. 9 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA EL CUERPO VERTEBRAL HUMANO Y PORCINO EN MM. MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).....	116
TABLA 5. 10 RESULTADOS DE LAS DIMENSIONES PARA LOS PEDÍCULOS, EL CANAL ESPINAL Y LAS APÓFISIS HUMANO Y PORCINO EN MM. MEDIA (ERROR ESTÁNDAR DE LA MEDIA).	116

GLOSARIO

TÉRMINO	DEFINICIÓN
Absorciometría fotónica dual de rayos X	Técnica para determinar la densidad ósea mediante el uso de fotones distintos procedentes de un radioisótopo.
Absorción	Captación de líquidos u otras sustancias por piel, superficies mucosas o vasos.
Aloinjerto	Injerto de tejido procedente de un donante de la misma especie que el receptor, pero no idéntico genotípicamente.
Anabólico	Compuesto que promueve la síntesis, el crecimiento y la ganancia de peso.
Anatomía	Ciencia descriptiva que estudia la estructura de los seres vivos, es decir la forma, topografía, la ubicación, la disposición, y la relación entre sí de los órganos que las componen.
Anatomía comparativa	Disciplina encargada del estudio de las similitudes y diferencias en la anatomía de los organismos.
Antropometría	Estudio de las proporciones y medidas del cuerpo humano.
Articulación	Sitio de unión entre dos o más huesos del esqueleto. Convivencia pacífica entre un material externo y un sistema vivo, sin ninguna reacción alérgica.
Biomecánica	Síntesis entre la biología y la mecánica donde los principios de la mecánica se aplican a sistemas biológicos.
Biopsia	Procedimiento diagnóstico que consiste en la extracción de una muestra de tejido obtenida por medio de métodos cruentos para examinarla al microscopio.
Calcitonina (CT)	Hormona secretada por la glándula tiroides que controla los niveles de calcio y fósforo en la sangre.

TÉRMINO	DEFINICIÓN
Cartílago	Tejido animal elástico, flexible, blanco o grisáceo, adherido a las superficies articulares óseas. Es una variedad de tejido conjuntivo, compuesto de células dispuestas en grupos y contenidas en cavidades (cápsulas cartilaginosa) en una sustancia intercelular homogénea.
Cifosis	Curvatura de la columna de 20 a 40 grados o más que se puede apreciar en una radiografía (examen de diagnóstico que utiliza rayos invisibles de energía electromagnética para producir imágenes de los tejidos internos, los huesos y los órganos en una placa). La columna vertebral normal presenta una curvatura de entre sólo 20 y 45 grados en la parte superior de la espalda.
Cinesiología	Ciencia que estudia el movimiento humano empleando los principios de las ciencias físicas, y en consecuencia, el estudio de la cinesiología abarca varias disciplinas.
Citoesqueleto	Es un entramado tridimensional de proteínas que provee el soporte interno para las células, ancla las estructuras internas de la misma e interviene en los fenómenos de movimiento celular y en su división.
Citoquinas	Las citoquinas son proteínas que regulan la función de las células que las producen u otros tipos celulares.
Colágeno	Sustancia proteica en forma de fibras que funciona como cemento en la estructura ósea.
Colecalciferol	Es un heterolípido insaponificable del grupo de los esteroides.
Condricificar	Transformación en el modelo de hueso cartilaginoso.
Creutzfeld-Jakob	Es una enfermedad cerebral poco frecuente y fatal que provoca una demencia rápida y progresiva asociada a disturbios neuromusculares.
De novo	Nuevo, que no se ha presentado con anterioridad.
Disección	División en partes de una planta, un animal o un ser humano muertos para examinarlos y estudiar sus órganos.

TÉRMINO	DEFINICIÓN
Encefalopatía espongiforme bovina (vacas locas)	Es una enfermedad causada por priones, y que se puede transmitir a los seres humanos a través del consumo de partes de animales infectados, sobre todo tejidos nerviosos.
Endostio	Membrana que recubre la superficie de la cavidad medular de los huesos largos.
Enzima ciclooxigenasa	Es una enzima que permite al organismo producir unas sustancias llamadas prostaglandinas a partir del ácido araquidónico.
Esclerotomo	Porción de la capa mesodérmica en las primeras fases del desarrollo embrionario, que se origina de los somites y da lugar al tejido esquelético, especialmente las masas pares segmentadas de tejido mesodérmico que se encuentran a ambos lados de la notocorda y a partir de las cuales se forman las vértebras y las costillas.
Escoliosis	Desviación lateral de la columna vertebral.
Etiología	Estudio de las causas de las enfermedades.
Eucariota	Célula que posee el núcleo diferenciado.
Eutanasia	Es la acción u omisión por parte del médico con intención provocar la muerte del paciente por compasión.
Fenotipo	Conjunto de todas las características externas de un individuo.
Fibrocartilago	Se encuentra en sitios como la sínfisis del pubis, trompa de Eustaquio, anillos de los discos intervertebrales y en algunos ligamentos.
Fisiología	Rama de la biología que estudia las funciones y procesos vitales de los organismos vivos, o sus partes y órganos.
Fisiopatología	Mecanismo por el que se produce una enfermedad.
Genotipo	Información genética total de un organismo.
Heterolípido	Son los lípidos saponificables que además de llevar ácidos grasos y alcohol llevan otras sustancias más importantes.

TÉRMINO	DEFINICIÓN
Hidroxiapatita	Está formado por fosfato de Calcio cristalino (Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂) y representa un depósito del 99% del Calcio corporal y 80% del Fósforo total.
Homeostasis	Característica de un sistema abierto o cerrado, especialmente en un organismo vivo, mediante la cual se regula el ambiente interno para mantener una condición estable y constante.
Hormona paratiroidea (PTH)	Es una hormona peptídica secretada por la glándula paratiroides que interviene en la regulación del metabolismo del Calcio y del Fósforo.
In vitro	Que se observa dentro de un tubo de ensayo, experimento que se hace fuera del organismo viviente.
In vivo	Dentro del organismo viviente.
Inoculación	Introducir en el organismo una toxina o patógeno.
Integrina	Son una súper familia de glicoproteínas que participan mayormente en la unión de las células con la matriz extracelular.
Lesión	Toda discontinuidad de tejido, patológica o pérdida de función de una parte.
Ligamento	Banda o placa de tejido firme compacto y fibroso que sirve para unir dos huesos.
Liofilización	Proceso utilizado para la eliminación del agua mediante desecación al vacío y a muy bajas temperaturas.
Lordosis	Es la curvatura fisiológica de la columna en la región cervical o lumbar.
Meninges	Membranas de tejido conectivo que, a modo de plástico, cubren todo el sistema nervioso central que queda ubicado en el cerebro y cerebelo y la médula espinal.
Mesénquima	Tejido conjuntivo que forma la mayor parte del mesodermo y del que derivan el tejido conjuntivo adulto y los vasos sanguíneos y linfáticos.

TÉRMINO	DEFINICIÓN
Metabolismo	Conjunto de reacciones bioquímicas y procesos físico-químicos que ocurren en una célula y en el organismo.
Metástasis	Aparición de uno o más focos de enfermedad de un órgano o parte, a otra sin conexión directa con ella, en forma secundaria.
Morfología	Es el estudio de la forma de un organismo o sistema.
Morfometría	Es un método que se utiliza en varias disciplinas, basado en la forma de ciertas cosas. De acuerdo a la forma y medidas de los objetos se pueden clasificar o identificar.
Orgánulos	Son las diferentes estructuras suspendidas en el citoplasma de la célula eucariota, que poseen forma y funciones especializadas bien definidas, diferenciadas y están envueltas por una membrana (bicapa lipídica).
Ortopedia	Rama de la medicina que se encarga de prevenir o de corregir deformaciones humanas del sistema neuro-músculo-esquelético, por medio de aparatos especiales o ejercicios corporales.
Osteoblasto	Células especializadas que segregan o producen la sustancia intercelular del hueso.
Osteocito	Célula presente en el hueso cuya función consiste en mantener vivo el tejido óseo.
Osteoclasto	Célula encargada de la resorción y destrucción del tejido óseo.
Osteogenesis	Generación de tejido óseo.
Osteón	Estructura tubular o cilíndrica que generalmente está orientada a lo largo del eje mayor del hueso, el centro del osteón o conducto de Havers contiene un vaso sanguíneo y está recubierto por una capa de osteoblastos.
Osteoporosis	Enfermedad caracterizada por disminución anormal de la densidad ósea y una consecuente pérdida de resistencia.
Panícula ósea	Ramificaciones del sistema óseo.

TÉRMINO	DEFINICIÓN
Patología	Es la parte de la medicina encargada del estudio de las enfermedades en su más amplio sentido, es decir, como procesos o estados anormales de causas conocidas o desconocidas.
Periostio	Membrana fibrosa adherida a los huesos, que sirve para su nutrición y renovación.
Prostaglandinas	Sustancias parecidas a hormonas presentes en casi todos los órganos y de efectos múltiples.
Prótesis	Partes artificiales que sustituyen una parte del cuerpo con el propósito de restaurar alguna función.
Resorción	Pérdida de sustancia por medios fisiológicos o patológicos.
Saponificable	Que reacciona químicamente entre un ácido graso (o un lípido saponificable, portador de residuos de ácidos grasos) y una base o álcali, en la que se obtiene como principal producto la sal de dicho ácido y de dicha base.
Tendón	Cordón fibroso de tejido conectivo, en el cual terminan las fibras y mediante él se conectan el músculo y el hueso.
Unidad de Columna Anterior (UCA)	Unidad compuesta por dos vértebras adyacentes unidas por una articulación (disco intervertebral) “vértebra-disco-vértebra”, pero desprovista de sus elementos posteriores (apófisis).
Unidad Funcional (UF)	Unidad compuesta por dos vértebras adyacentes unidas por una articulación (disco intervertebral) “vértebra-disco-vértebra”.

OBJETIVO GENERAL

El objetivo de este trabajo es determinar las características mecánicas y morfométricas de Unidades Funcionales (UF`s) y Unidades de Columna Anterior (UCA`s) de especímenes porcinos, con el fin de establecer correlaciones y analogías existentes entre la columna lumbar porcina y la humana desde el punto de vista de la Ingeniería Mecánica. Por lo tanto, se realizará un análisis experimental tomando en consideración especímenes porcinos, a través de ensayos de compresión axial. Así como, el desarrollo de un modelo porcino de la columna lumbar y su comparación con otros, con la finalidad de realizar posteriores simulaciones numéricas con el uso del Método del Elemento Finito.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Revisar el estado de arte y la teoría correspondiente a la biomecánica de la columna lumbar humana y porcina, así como la analogía entre ambas.
- Desarrollar ensayos de compresión axial en Unidades Funcionales (UF`s) y en Unidades de Columna Anterior (UCA`s) en la columna lumbar de especímenes porcinos en los niveles L3-L4.
- Dimensionar las vértebras porcinas del nivel L3-L4.
- Comparar los resultados de los ensayos de compresión axial y de las dimensiones de las vértebras lumbares con la literatura abierta para el caso humano.
- Desarrollar una metodología para la generación de un modelo computacional de la columna lumbar porcina mediante Tomografías Computarizadas (TC), con la finalidad de realizar análisis posteriores con el uso de programas de cómputo que se basen en el Método del Elemento Finito (MEF).

JUSTIFICACIÓN

En los últimos años, las investigaciones realizadas en el área de la biomecánica han hecho uso de modelos animales de manera considerable. Esto con el objetivo de probar los avances alcanzados hasta el momento. Por lo que se ha contribuido al desarrollo de la medicina, específicamente como un importante medio de investigación para el tratamiento de patologías y traumatismos en el sistema óseo. Los modelos de animal son representaciones simplificadas o réplicas del sistema actual de interés, tienen características que poseen funciones similares que el sistema estudiado.

De ello, se desprende que la información derivada de estos modelos se aplique, en términos relativos al sistema de interés, en este caso al humano. De este modo, los modelos animales son de gran ayuda para la investigación biomecánica en la medida en que las analogías entre la fisiología de estos y la del ser humano sean lo más próximas posibles. Los estudios biomecánicos que utilizan modelos animales pueden ofrecer ventajas sustanciales en comparación con el empleo de partes del cuerpo humano, como la sencillez en el control y manipulación de los mismos, la facilidad de obtención, y la reducción en el riesgo de alguna enfermedad transmitida por la sangre, entre otras.

Los modelos animales deben ser cuidadosamente elegidos usando guías racionales, y deben reducir las deficiencias y limitaciones de modelos previos. El primer requisito de cualquier modelo utilizado para estudiar el proceso de curación del hueso, es la capacidad de reproducir la técnica quirúrgica clínica en el animal elegido. El segundo requisito básico del modelo, debe ser la capacidad de reproducir un resultado similar al visto en los seres humanos. Debido a lo anterior, se eligió como modelo animal para este tema de tesis, especímenes porcinos, ya que por su estructura ósea, son los que más se asemejan al ser humano en cuanto a características biológicas y morfométricas.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad resulta indudable que para el entendimiento de cualquier tema de interés, es indispensable abarcar diversas áreas del conocimiento. Esto asegura que el fenómeno u objeto de estudio por analizar será abarcado por diferentes campos de la ciencia y en consecuencia los resultados que se arrojen de dicha investigación serán más completos.

Un campo de la ciencia que responde a las consideraciones anteriores es la Biomecánica, ya que esta es una ciencia multidisciplinaria. En donde son necesarios conocimientos en el área de la Medicina, como es la Ortopedia, la Anatomía y la Fisiología, entre otras. Así como en el área de la Ingeniería, como es la Mecánica aplicada a problemas clínicos. Para un mejor entendimiento de los problemas clínicos en la columna vertebral humana y su funcionamiento, es indispensable la aplicación de la teoría mecánica. Al aplicar teorías y principios ingenieriles, sobre todo en el área de la Mecánica, se tiene una mejor comprensión del funcionamiento tanto normal como anormal de la columna vertebral. Por lo que es indispensable conocer por ejemplo, el funcionamiento y los componentes de los huesos desde una perspectiva clínica, tanto a nivel macroscópico como microscópico, ya que de este tipo de estructuras, junto con la forma y tipo de hueso, dependen las propiedades mecánicas del tejido óseo. La información que se derive de la aplicación de dichos conocimientos, resulta de suma importancia en el entendimiento y tratamiento de pacientes con enfermedades y anomalías generadas por accidentes en la columna vertebral. Debido a esto, resulta de vital importancia facilitar la comunicación entre estas disciplinas.

Actualmente, existen numerosos estudios sobre biomecánica de la columna vertebral, sin embargo, en su mayoría estos estudios están destinados al ser humano con el fin de resolver problemas específicos. Como lo son deformidades ocasionadas por diferentes tipos de enfermedades, o por traumatismos debido a accidentes. Una forma de entender estos problemas, es mediante el estudio de ellos en otras especies que se asemejen al ser humano, con el fin de generar un conocimiento firme y confiable mediante la experimentación, antes de que este sea usado y aplicado al caso humano. Como todo intento de establecer analogías entre diversas especies, esto tiene sus ventajas y desventajas. No obstante, lo que se trata de lograr es que el sistema o modelo bajo estudio, sea lo más parecido posible al ser humano, con el fin de obtener un conocimiento más confiable y así poder generar soluciones alternas que se puedan aplicar en la práctica a problemas clínicos específicos. Para lograr esto, es indispensable contar tanto con un profundo conocimiento clínico, como con fuertes bases de ingeniería mecánica, para obtener resultados concretos dentro de la anatomía comparativa.

La comparación entre dos o más especies, es importante para comprender las correlaciones existentes entre ellas, debido a esto, es muy importante elegir una especie. Además de asemejarse en forma, tamaño, propiedades físicas y anatómicas al ser humano, sea fácil y económico de conseguir, y que no represente riesgo alguno para los humanos en su manejo. Tomando en consideración estos argumentos, se eligió al cerdo como modelo animal, ya que es un espécimen que ha demostrado tener diversas semejanzas anatómicas y fisiológicas con la columna vertebral humana. Adicional a esto, es un animal que debido a que constituye una fuente de alimentación básica dentro de la dieta de los mexicanos, y que sus productos derivados son utilizados por diversas industrias alimenticias y manufactureras, es fácil de conseguir en cualquier rastro de la ciudad de México.

La geometría de las vértebras es un aspecto muy importante para su análisis, ya que esta determina en gran medida sus propiedades mecánicas. Las diferencias de tamaño entre las vértebras humanas y las porcinas no son tan marcadas. Sin embargo, la morfometría entre ambas si tiene discrepancias, esto se debe obviamente a la diferencia en las sollicitaciones de carga entre especímenes bípedos y cuadrúpedos. Como se sabe, el cerdo es un animal que esta erguido sobre sus cuatro patas, mientras que el humano solo usa dos extremidades para este fin. Esto tiene por supuesto, un efecto en la forma y composición de la columna vertebral, así como, en el número de vértebras, formando curvaturas diferentes entre ambas especies. Por ejemplo, en la zona lumbar la estructura humana cuenta con una lordosis, en contraparte con los porcinos que tienen una cifosis.

En este sentido, este estudio se enfoca en la región lumbar del espécimen porcino. Esta zona de la columna vertebral es muy importante, ya que es aquí junto con la zona cervical, en donde ocurren la mayoría de las lesiones por accidente en los humanos. Cabe mencionar que el ser humano

cuenta con cinco vértebras lumbares, mientras que el cerdo cuenta con seis o siete vértebras lumbares, dependiendo de la raza.

Otro de los aspectos importantes de los ensayos en especímenes porcinos para este trabajo en específico, es que son realizados bajo condiciones *in vitro*, las cuales pueden proporcionar datos rápidos, confiables y económicos sobre el objeto de estudio. Es importante mencionar que las condiciones y los resultados obtenidos en un estudio *in vitro*, son diferentes en cierto grado a los ensayos de tipo *in vivo*. Lo anterior se debe a que en un estudio *in vivo*, los datos obtenidos son completamente apegados a la realidad, ya que los ensayos se realizan y ocurren en el seno del organismo vivo, y se interpretan de una manera holística. Es decir, las propiedades del sistema biológico, en el caso del cerdo no pueden ser explicadas como la suma de sus componentes, sino que el sistema completo se comporta de un modo distinto que la suma de dichos componentes. Sin embargo, también se tienen dificultades ya que es muy complicado instrumentar y hacer mediciones en estudios *in vivo*. Esto puede originar que al analizar los datos, se cometan errores de interpretación. El estudio *in vitro* en cambio se realiza generalmente en un ambiente controlado fuera del organismo, y arroja resultados diferentes en cierto grado, a los que se obtienen en ensayos *in vivo*.

De los ensayos *in vitro* de compresión axial en la zona lumbar realizados en este trabajo, se pretende obtener sus propiedades biomecánicas para establecer las correlaciones existentes entre estas y las humanas. Por otra parte, es importante resaltar que, al no existir normas para este tipo de ensayos, estos se realizarán de tal forma que satisfagan las necesidades mediante el uso de máquinas y dispositivos con diseño propio, y bajo las condiciones que se consideren más adecuadas para tal efecto, sin perder de vista el objetivo y las metas planteadas.

Caracterización de
vértebras porcinas
para su uso en
aplicaciones
biomecánicas.

CAPÍTULO I



Estado del Arte

En los últimos años el avance en el conocimiento del cuerpo humano ha sido muy rápido. Esto en gran parte se debe a que se ha estudiado desde diferentes ramas de la Ciencia, entre ellas se encuentran la Medicina, la Biología, la Física y la Ingeniería.

1.1 ANTECEDENTES.

El hombre por naturaleza siempre ha sido curioso, en todas las áreas de la Ciencia que hasta hoy en día se conocen. Siempre se ha caracterizado por tratar de entender de una mejor forma los fenómenos que acontecen a su alrededor. Una de estas áreas es precisamente el conocimiento de las funciones biológicas y mecánicas del ser humano y de otras especies, estos conocimientos datan de tiempos muy remotos, desde que el hombre indaga y hace intentos científicos por conocer aspectos específicos de la vida. Desde la antigüedad se trataba profundizar en el conocimiento de la función de órganos y tejidos (como el corazón, el pulmón, los músculos, el sistema nervioso central y periférico, sistema óseo, etc.). Una disciplina que integra estas dos áreas es la Biomecánica, la cual cuenta con diversas definiciones, sin embargo, la que más se adecua para el presente estudio es la desarrollada por el Instituto de Biomecánica de Valencia en el año 1992:

“Conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías en: primero, el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano; segundo, en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido.” [1.1].

Existen registros en papiros de los antiguos egipcios que tratan de forma correcta sobre técnicas quirúrgicas, y presuponen una familiarización con la estructura del organismo, datan ya de unos 2000 años a. de C. Sin embargo constituye una paradoja el hecho de que, hasta tiempos recientes, el hombre conociera muy poco acerca de su propio organismo. Tan sólo en el curso de aproximadamente los últimos 80 años se ha conseguido descubrir las funciones de muchos órganos y describir los mecanismos y la estructura de funcionamiento de infinidad de movimientos del ser humano [1.1].

En los últimos años el avance en el conocimiento del cuerpo humano y de los animales ha sido enorme, en gran medida esto se debe al interés que existe por parte de las diversas ramas de la Ciencia por entender de una mejor manera dichos objetos de estudio, entre ellas se encuentra la Medicina, la Biología, la Física y la Ingeniería. La sinergia entre ellas produce un mejor entendimiento del cuerpo humano y de los animales estudiados, dando excelentes resultados para todas ellas.

Alrededor de hace unos 50 años, se consideraron las ventajas de la colaboración entre diversas áreas que involucran a la Biomecánica como los son; la Biología, la Medicina y la Mecánica. Fue así como algunas asociaciones surgieron a raíz de la necesidad de trabajar de una manera interdisciplinaria, algunas de ellas son; la ASME Biomechanical and Human Factors Division, el Physics and Engineering in Medicine and Biology, la International Society of Biomechanics ISB

(Pensilvania, 1972), la European Society of Biomechanics ESB (Bruselas, 1976), la International Society of Biomechanics in Sports ISBS (San Diego, California, 1982). La Biomecánica suele dividirse de la misma forma que lo hace la Mecánica (Figura 1.1):

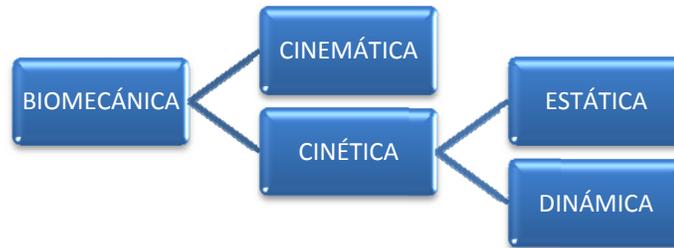


Figura 1. 1 División de la Biomecánica [1.1].

Este trabajo se enfoca en el área de la Cinética. Es decir, las causas o fuerzas que generan o no el movimiento y como se relacionan estas. El estudio de las fuerzas que provocan el movimiento en un cuerpo se llama Dinámica y el estudio de las fuerzas que lo mantienen en reposo o equilibrio se llama Estática. Tomando en cuenta lo anterior, se pretenden adquirir datos de forma experimental para identificar las relaciones entre algunas de las variables mecánicas y comprobarlos en estudios futuros mediante un análisis numérico con el Método del Elemento Finito (MEF).

La Cinesiología es otra de las disciplinas derivadas de la Biomecánica, esta se refiere al estudio concerniente a las bases biológicas y mecánicas del movimiento humano. Abarca fundamentalmente los cuerpos de conocimiento de la Anatomía, Fisiología y Mecánica.

También se puede dividir la Biomecánica de la siguiente forma: Biomecánica médica, Biomecánica ocupacional y Biomecánica de la actividad física y deportiva (Figura 1.2). El área de interés en éste trabajo es la de la Biomecánica médica, en la que actualmente existe un gran auge, y la cual se divide de la siguiente manera. En la Biomecánica aplicada a la Traumatología, en donde se estudian las cargas máximas que pueden soportar huesos, tendones y ligamentos para no rebasar los límites de tolerancia permitidos. La Biomecánica aplicada a la Rehabilitación estudia aquellos ejercicios que tienen un carácter rehabilitador, teniendo en cuenta la dirección de las fuerzas. Así como, los momentos generados en torno a las articulaciones. La Biomecánica aplicada a la Fisiología aborda el estudio de la mecánica de los fluidos, así como la relación de la inervación muscular en cuanto a la coordinación de movimientos y las implicaciones de los procesos fisiológicos del cuerpo sobre las habilidades motoras. La Biomecánica ortopédica, está dedicada a la implantación y adaptación de prótesis. Por ello intervienen médicos, biólogos, ingenieros y físicos.

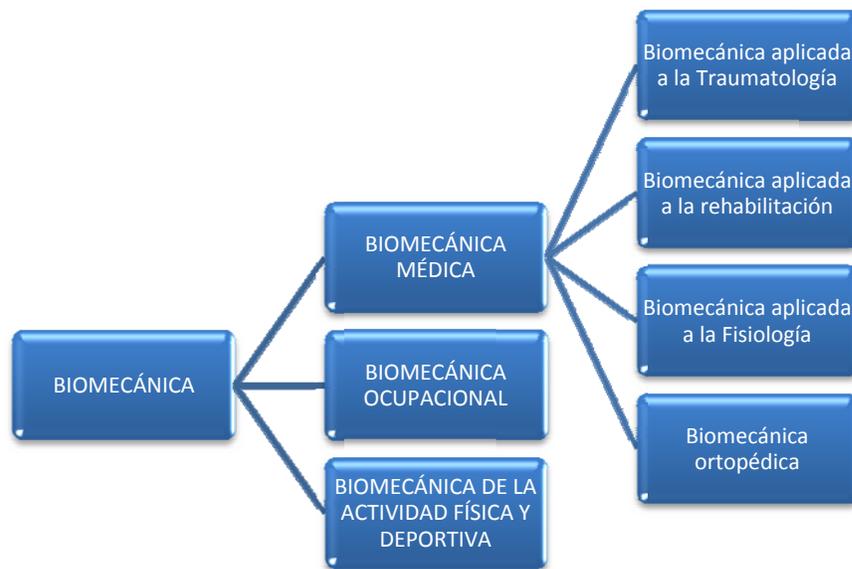


Figura 1. 2 División por áreas de la Biomecánica [1.1]

Uno de los principales retos dentro de la Ingeniería Biomecánica, es aportar soluciones con el fin de satisfacer diversas necesidades como lo son, operaciones quirúrgicas y obtener medidas precisas, mediante la instrumentación adecuada. Esto con el fin de adquirir un mejor conocimiento de los organismos vivos y, como caso más importante, sobre el ser humano.

1.1.1 EVOLUCIÓN DE LA BIOMECÁNICA.

La evolución de la Biomecánica ha ido de la mano de la misma Ciencia, todas las bases de esta disciplina se han forjado desde la historia misma del ser humano. Sin embargo, la Biomecánica como tal es una disciplina reciente, que surgió y se ha desarrollado en el último siglo y medio. Por lo tanto, la historia de la Biomecánica no se puede entender sin los aportes de grandes pensadores y científicos, que sentaron las bases del pensamiento científico y que hicieron valiosas aportaciones para que hoy en día se tenga un sólido conocimiento sobre ella.

Es imposible mencionar a todas las personalidades que han contribuido tanto a la Ciencia como a la Biomecánica, sin embargo, se tratará de exponer aquellos que han contribuido de una manera más importante y significativa al desarrollo de la Biomecánica, y muy en especial a la Biomecánica aplicada a la columna vertebral, tomando en consideración diferentes épocas de la historia, desde la antigüedad hasta nuestros días.

Aristóteles (384 a.C. – 322 a.C.). Fue un gran pensador que hizo innumerables aportaciones a la Ciencia, entre ellas la observación de la Naturaleza, la Filosofía y el desarrollo de las Matemáticas. Creía que el corazón era la fuente de la inteligencia humana y que el movimiento muscular era debido al paso de la respiración por todo el cuerpo a través del corazón. Su tratado acerca de los *Movimientos de los animales*, basado en la observación describía el movimiento y

la locomoción en los primeros tiempos. El texto proporcionaba el primer análisis científico de la marcha y el primer análisis geométrico de la acción muscular. Comparaciones mecánicas ilustraban un profundo conocimiento de huesos y músculos [1.1].

Galeno (129-201 d.C.). Empezó su formación médica en Pérgamos. Durante cuatro años practicó cirugía y dietética con los gladiadores, obteniendo sustanciales conocimientos del cuerpo humano y de su movimiento. Su manuscrito, *De usu prtium*, trascendió las Ciencias Médicas de tal forma que llegó a ser una autoridad incontestable durante 1.300 años, enfatizando la importancia del conocimiento de la estructura y la función para el diagnóstico y la terapia. *De motu musculorum* encarna la pasión de Galeno por el mecanismo del movimiento. El creía que el músculo contenía una red de terminales nerviosas que se transmitían a través de un misterioso *Spiritus animalius* desde el cerebro hasta el músculo, que estimulaba el movimiento. Distinguió entre músculo agonista y antagonista y entre nervio motor y sensorial [1.1].

Leonardo Da Vinci (1452-1519 d.C.). Este personaje es quizá uno de los más polifacéticos que ha existido, ya que fue arquitecto, escultor, pintor, inventor, músico e Ingeniero. Estudio la anatomía del cuerpo humano, los músculos y los tendones, el corazón y el sistema vascular, los órganos sexuales y otros órganos internos. Obtuvo permiso para diseccionar cadáveres humanos, produjo muchos dibujos anatómicos extremadamente detallados. En su *Hombre de Vitruvio (h. 1490)*, estudió las proporciones humanas, igualmente estudió y dibujó la anatomía de muchos otros animales. Diseccionó vacas, pájaros, monos, osos, y ranas, comparando en sus dibujos su estructura anatómica con la de los humanos. Hizo también una serie de estudios sobre caballos. A diferencia de Galeno, los estudios de Da Vinci se caracterizaron por la verificación y la experimentación [1.1].

Vesalio (1514-1564 d.C.). Fue uno de los más grandes contribuyentes al estudio del cuerpo humano, en su *De Humani Corporis Fabrica Libri Septem* revolucionó la anatomía humana. Allí expuso en xilografías diferentes ilustraciones del cuerpo humano, siendo las más detalladas que hasta ese entonces se conocían. Practicó la cirugía e hizo disecciones de cadáveres para comprender de una mejor manera la anatomía y el funcionamiento del cuerpo humano, es considerado por ello el fundador de la anatomía moderna [1.1].

Galileo Galilei. (1564-1642 d.C.). Al igual que Leonardo Da Vinci abarco varias disciplinas de una forma excepcional. Entre ellas se encuentra la Astrología, la Filosofía, las Matemáticas, la Física. En el arte mostro interés por la música, la literatura, y la pintura. Fue de los pioneros en establecer el método científico y es considerado como el padre de la Ciencia y la Biomecánica. Analizó mecánicamente el movimiento de los animales en su *De animalium motibus*. Estudió la biomecánica del salto humano, la marcha de los caballos y de los insectos. Su análisis de la resistencia de los sólidos a la fractura y la causa de su cohesión tuvieron aplicación en la dinámica de la estructura del hueso.

Comparó los efectos del cambio de estructuras de biomateriales. Demostró el incremento de tamaño de un fémur normal para adaptarse a soportar un peso tres veces superior; afirmó que “no se puede incrementar el tamaño de una estructura indefinidamente artificialmente o de forma natural. Sería imposible cambiar el tamaño de hombres y animales y mantener su función. Dijo también que “sólo puede hacerse usando materiales más fuertes o aumentando los huesos y, por tanto, cambiando la forma a un monstruo” [1.1].

Algunos otros personajes que han contribuido de una manera importante a la Biomecánica y a la Ciencia, en general, han sido personajes como **Sir Isaac Newton (1642-1727 d.C.)**, su contribución a la Biomecánica tuvo más implicaciones en la mecánica que en la Medicina, la Fisiología, o la Anatomía, ya que entre otras muchas más aportaciones a esta rama de la Ciencia, estableció la ley de la gravitación y las tres leyes del movimiento, que hasta nuestros días tienen vigencia [1.2]. **Baglivi (1688-1719 d.C.)** y **James Keill (1674-1719 d.C.)**, por ejemplo hicieron estudios en los músculos y su relación para levantar pesos [1.2].

A finales del siglo XVIII y principios del siglo XIX, ocurre un hecho importantísimo en la historia de la humanidad que tuvo su origen en el Reino Unido, el inicio de la Revolución Industrial, que marcaría el inicio de la era moderna con un cambio radical en la forma de producir, en las costumbres de la sociedad y de su forma de vida en general, esto se debió a la invención de la máquina de vapor, que a su vez sería el motor de muchas otras máquinas, las cuales contribuyeron de una manera definitiva tanto en el avance científico como tecnológico de aquella época, dando paso a una producción industrial, en vez de una de tipo artesanal como lo había venido siendo [1.2].

Algunos de los inventos que contribuyeron a la Biomecánica en este periodo de la historia se enfocaron más al estudio del movimiento humano, mediante dispositivos como la escopeta fotográfica realizada por **Etienne Jules Marey (1838-1904 d.C.)**. Además de los estudios de **Edward Muybridge (1830-1904 d.C.)**, sobre caballos en movimiento capturadas en láminas que contenían imágenes y que fueron publicadas en sus *Locomoción animal, (Animales en locomoción)* y *La figura humana en movimiento* [1.2].

En 1862 se hicieron estudios en huesos y su relación con el efecto de la presión que se ejercía sobre ellos. Se estableció la ley de la ortopedia por **Julius Wolff (1836-1902 d.C.)**, en su libro *The law of Bone transformation*, entre otros autores que contribuyeron de una forma significativa en el área de la Ortopedia, como lo son John Hilton, Heuter y Volkamann. Esta ley descrita por Wolff es válida hasta nuestros días, ya que no se ha podido demostrar otra cosa con bases científicas. La ley de Wolff se resume de la siguiente manera:

“Cada cambio en la forma y la función del hueso o sólo de su función, es seguida por ciertos cambios definidos en su arquitectura interna e igualmente alteraciones secundarias definidas en su conformación externa de acuerdo con las leyes matemáticas” [1.3].

El siglo XX y principios del siglo XXI, se caracterizaron por el enorme avance en todas las aéreas de la ciencia y la tecnología. En este periodo se tuvo un avance exponencial en comparación con los siglos anteriores, esto debido en gran medida a la evolución en el área de las comunicaciones, la Informática y la Electrónica que permitieron un desarrollo de todas las demás disciplinas y ciencias. Aportándoles los medios necesarios para su completo desarrollo, que aún en la actualidad sigue en constante crecimiento. El avance en la Biomecánica como en las demás áreas de la Ciencia se debió en gran medida, a los desarrollos mecánicos y tecnológicos consecuencia de las dos Guerras Mundiales [1.1].

En este periodo es donde se forman instituciones dedicadas a la investigación y desarrollo de la Biomecánica como una ciencia formal. Se crean también organizaciones como la Biomch-L en 1989 fundada por Herman Woltring y Ton Van der Bogert, y que básicamente consta de una lista de correos que día a día crece rápidamente y a la cual se le unen nuevos miembros. Su objetivo es realizar consultas sobre metodologías de investigación, anunciar eventos y congresos científicos, difundir información y exhortar a un foro de discusión sobre aspectos relacionados con la Biomecánica [1.1]. Además las universidades de todo el mundo están incluyendo a la Biomecánica, ya sea como una carrera profesional o como asignaturas complementarias a su formación, lo cual habla de su importancia en la actualidad. Existen también revistas especializadas en la Biomecánica, la pionera en este rubro es el *Journal of Biomechanics*, que se fundó en el año de 1968 en Nueva York E.U. o la *Moderns trends in Biomechanics*, que fue fundada en 1970 en Londres, Inglaterra [1.1].

Otro aspecto a resaltar, es la aplicación que está teniendo la Biomecánica, ya que en la actualidad se ha expandido a otras áreas, sobre todo a la deportiva. Esto es debido al gran auge que ha tenido el deporte en la formación de los hombres, sobre todo con la aparición y el impulso que le han dado las Olimpiadas a esta disciplina. Cada vez más personas e instituciones se dedican a la investigación en la Biomecánica deportiva, y han aparecido también nuevas revistas especializadas en este rubro, como lo es por ejemplo, el *Journal of Sports Biomechanichs*, que se fundó en 1985 en Estados Unidos, y más tarde el *Journal of Applied Biomechanics* [1.1 y 1.2].

1.2 ESTUDIOS BIOMECÁNICOS EN HUMANOS.

1.2.1 ESTUDIOS ÓSEOS.

En la actualidad existen registros de fósiles de hueso que datan de hace millones de años, mediante técnicas modernas para datar su edad. Es posible determinar con exactitud el periodo durante el cual las especies tuvieron lugar. Gracias a esto, se puede seguir el desarrollo de la evolución y saber por ejemplo, en qué periodo se paso de peces a vertebrados terrestres. El entendimiento más preciso sobre la mecánica, y la morfología de la construcción, funcionamiento, y crecimiento del hueso, se ha dado prácticamente durante los últimos dos siglos, debido al gran avance de la ciencia y la tecnología [1.2].

Algunos de los avances más importantes dentro del conocimiento del hueso, ocurrieron a partir del siglo XVII, y por supuesto en la actualidad, se siguen haciendo descubrimientos sobre el increíble funcionamiento de tan fascinante tejido. Algunos de los avances dentro del estudio del tejido óseo, son los siguientes [1.2].

Durante el siglo XVII, algunos personajes como van Leeuwenhoek hicieron observaciones sobre un sistema de canales extensivos dentro del hueso; Havers, propuso que el hueso está compuesto de cadenas orgánicas y placas, las cuales están arregladas alrededor de cavidades en forma tubular encontrando poros entre estas placas [1.2].

En el siglo XVIII, du Hamel, demostró la naturaleza lamelar del hueso; Lieutaud, sugirió que el hueso está compuesto de láminas y fibras compactas; Albinus, reconoció que los poros funcionaban como canales vasculares; Monro, entendió que la resorción y formación ósea se producen durante toda la vida [1.2].

El siglo XIX, es uno de los más productivos en cuanto a generación de conocimiento sobre la estructura ósea. Howship, encontró que el hueso intersticial podría ser removido por absorción; Burns, revivió la observación de van Leeuwenhoek de osteonas en el hueso; Breithaupt, describió fracturas por esfuerzos en reclutas de una unidad militar Prusiana; Fick, indicó que el hueso es una estructura pasiva y determino que los músculos rodean la forma del hueso; Virchow, declaró que el hueso juega un rol activo en el desarrollo de su forma y estructura; Volkmann, sugirió que la presión inhibe el crecimiento óseo y la liberación de la misma lo promueve; Culman, estableció la semejanza entre el arreglo trabecular en el hueso y los elementos estructurales de un cráneo, en ambos casos, los principios de máxima eficiencia y economía son usados; van Mayer, sugirió la relación entre arquitectura y función del hueso [1.2].

Julius Wolff, resumió los pensamientos de todos estos personajes en su famosa ley, y sugirió que hay una interdependencia entre forma y función del hueso. Las leyes físicas tienen un estricto control sobre el crecimiento del hueso [1.2].

La construcción esquemática del hueso, a menudo ha sido representada en formas que ilustran la semejanza entre consideraciones teóricas de sistemas de trayectoria tridimensional y el actual arreglo de las trabéculas en el hueso humano (Figura 1.3) [1.2].

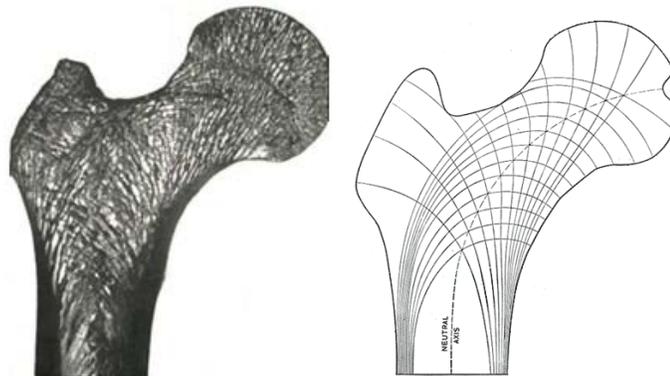


Figura 1. 3 Sección transversal de la extremidad superior de un fémur (izquierda) y representación esquemática de la misma (derecha) [1.2].

Roux, propuso que la orientación del sistema trabecular corresponde a la dirección de los esfuerzos de tensión y compresión, este se desarrolla mediante el principio de máxima economía y uso de material (como dijo Wolff). La arquitectura del hueso sigue bien los principios de la ingeniería; Stechow, hizo la primer verificación radiográfica de fracturas por esfuerzos [1.2].

El siglo XX, se caracterizó por un gran avance en el conocimiento sobre el tejido óseo, entre los principales avances se encuentran los siguientes: Jores, propuso que las células óseas actúan como sensores para las alteraciones estructurales; Greig, sugirió que el daño local microscópico puede estimular el remodelado óseo; Maj, mostró, experimentalmente, que el tejido cortical del hueso llega a ser más débil con el envejecimiento; Lanyon y Rubin, demostraron la influencia de las cargas en el hueso sobre el remodelado óseo; Más reciente, Frost, propuso un mecanismo de control (mecanostato), para las adaptaciones estructurales y funcionales del hueso [1.2].

Como se puede ver, la Biomecánica ha contribuido enormemente a las ciencias de la salud. En la Ortopedia, por ejemplo, ha llegado a ser una herramienta clínica de gran utilidad en la aplicación en cirugías, prótesis, materiales de implante, y extremidades artificiales. También ha contribuido en aspectos celulares y moleculares de sanación en relación a esfuerzos y deformaciones, e ingeniería de tejidos como cartílago, tendón y hueso.

A largo plazo, la más importante contribución de la Biomecánica moderna a la Medicina probablemente yace en su promoción sobre un mejor entendimiento de la fisiología [1.4 y 1.5].

Existen tres aspectos que han hecho avanzar enormemente la Biomecánica ósea en los últimos años [1.16]:

- a) Los modelos informáticos de estructuras que permiten el análisis del efecto de fuerzas físicas en las complejas geometrías del hueso.
- b) La biología que permite detectar la expresión de genes y la síntesis de proteínas tras la aplicación de diferentes fuerzas mecánicas.
- c) El avance de la tecnología de imagen, que permite identificar las características micro y nanoestructurales del tejido.

A pesar del incremento en el conocimiento de los procesos celulares y moleculares que acontecen en la interfase hueso-implante, poco se conoce sobre el proceso por el cual las fuerzas mecánicas modulan el crecimiento óseo en esa interfase. La mecanotransducción se encarga del estudio de la transmisión y distribución de las señales mecánicas, y su conversión en señales biológicas y químicas dentro de la célula [1.6]. Por ejemplo Ito, et al, menciona que la resistencia del cuerpo vertebral ha mostrado estar relacionado a la aparente densidad ósea. Sin embargo, la relativa contribución mecánica de los componentes del hueso trabecular y cortical a la resistencia del hueso vertebral completo, no está clara y los resultados de estudios previos no han sido consistentes [1.7].

1.3 ESTUDIOS BIOMECÁNICOS EN ANIMALES.

La literatura abierta reporta una mayor cantidad de ensayos *in vitro*, a este respecto y como complemento, los análisis numéricos son importantes ya que se valen de estudios completos del comportamiento mecánico del sistema óseo, y consideran diferentes propiedades de los materiales, tanto en grandes regiones como en zonas específicas del modelo para validar los resultados obtenidos (esta es una de las grandes ventajas del análisis numérico) [1.8].

Algunas ventajas de evaluar modelos animales bajo condiciones *in vitro*, es que se pueden proporcionar datos rápidos y económicos sobre las características que son de interés, ya sean mecánicas o biológicas. Sin embargo, cabe formular las siguientes preguntas para despejar algunas de las dudas que surgen al utilizar modelos animales mediante ensayos *in vitro*:

¿Serán las pruebas *in vitro* medidas que proporcionen parámetros relevantes como para que se produzcan en un ambiente mucho más complejo como el de *in vivo*?

Los ensayos *in vitro* minimizan la utilización de animales en investigación, lo cual es un objetivo deseable. Además, los ensayos *in vitro* son requeridos por la mayoría de las agencias reguladoras para el proceso de aprobación de dispositivos de aplicación clínica. Cuando se utilizan adecuadamente, los ensayos *in vitro* proporcionan información útil que puede dictar si un dispositivo necesita o no ser evaluado en modelos experimentales *in vivo*, los cuales son más caros y complejos. Los animales son utilizados para el ensayo de biomateriales para modelar el medio ambiente que podría ser encontrado en los seres humanos. Sin embargo, hay una gran variedad de animales en cuanto a su anatomía, fisiología, y comportamiento bioquímico, lo cual obliga a elegir de entre todos, al más adecuado para satisfacer las necesidades requeridas [1.9].

¿Los modelos animales proporcionan datos útiles para predecir el desempeño de un dispositivo en los seres humanos?

Sin la validación de los estudios clínicos humanos, a menudo es difícil obtener conclusiones satisfactorias de rendimiento en los animales. El primer paso en el diseño de procedimientos de ensayos en animales, es elegir un modelo animal que ofrezca una similitud razonable, anatómica o bioquímicamente a la situación en los seres humanos. Por otra parte, minimizar el número de animales necesarios en el diseño de experimentos, asegurar que los animales sean tratados humanamente, y maximizar la información relevante generada por el procedimiento de ensayos, son esenciales.

Antes de que un experimento sea realizado, el diseño experimental estadístico indicará el número mínimo de muestras que deben ser evaluados para obtener resultados significativos. Después de que el experimento se ha completado, las estadísticas ayudan a extraer la máxima cantidad de información útil a partir de los experimentos [1.9].

El propósito de utilizar modelos animales en la investigación de biomateriales es para examinar sus sistemas biomecánicos, tal como existen en una especie (el modelo) y aplicar ese conocimiento a los sistemas fisiológicos humanos. Este enfoque ha sido empleado durante mucho tiempo y se ha traducido en el mejoramiento de la salud y el aumento de la longevidad de la humanidad. La importancia de este enfoque ha sido reflejada por algunos grandes investigadores, como lo es el propio Charles Darwin, quien desde su punto de vista describe este vínculo y su importancia. Un anónimo dirigido a Swedish profesor de Fisiología en 1881, dice: “*Sé que la fisiología posiblemente no puede progresar, excepto por medio de experimentos sobre animales vivos, y tengo la más profunda convicción de que el que retrasa el progreso de la fisiología comete un crimen contra la humanidad*” [1.9].

El desarrollo de nuevas tecnologías durante los últimos tiempos, incluyendo métodos *in vitro* y modelado computacional, ha mejorado el acercamiento al estudio de la fisiología. Sin embargo, a pesar de todos estos avances, el uso de modelos *in vitro* sigue siendo una necesidad en las

investigaciones de ciertos fenómenos fisiológicos, especialmente las relacionadas con los mecanismos fisiopatológicos de la enfermedad. Los modelos mamíferos tradicionales en investigación biomédica, tales como ratas, ratones, cerdos, hámsteres, y conejos, han proporcionado a la comunidad científica grandes cantidades de información sobre enfermedades humanas y procesos biológicos básicos. Por ejemplo, para la evaluación de biomateriales cardiovasculares, las investigaciones utilizando animales domésticos grandes han demostrado ser más valiosas debido a que estos modelos anatómicos describen las características fisiológicas que más se asemejan a las observadas en los seres humanos. Esta semejanza permite la creación de modelos que son capaces de proporcionar predicciones más exactas sobre dispositivos bio-protésicos, o de un desarrollo clínico de biomateriales en un futuro [1.9].

Existen dos principios básicos que gobiernan el uso de animales en la investigación, la educación, y los ensayos. Estos son; (1) la dependencia científica sobre el uso de animales vivos debe ser minimizada; (2) el dolor, sufrimiento, y otros daños a animales de laboratorio debe ser reducido a un mínimo necesario para obtener datos científicos validos. La estricta adherencia a estos principios éticos básicos no sólo mejorará la calidad de cada evaluación preclínica *in vivo*, sino que también asegurará que las generaciones actuales y futuras de científicos tengan disponibles para emplear todas las herramientas validas para predecir la seguridad clínica de dispositivos médicos nuevos o modificados, y otras tecnologías diseñadas para mejorar la salud humana [1.9]. El conocimiento de la estructura animal ha hecho importantes contribuciones a la tecnología y a la salud humana. Como ejemplo de dichas contribuciones se pueden citar la selección de animales para experimentos, el vínculo de innumerables estudios en Medicina y Fisiología (básicas y aplicadas) y el diseño de dispositivos para prótesis. Algunos Ingenieros estudian animales para perfeccionar diseños de soportes, barcos y aviones [1.10].

Estos ensayos son realizados comúnmente *in vitro* sobre huesos de animales con características similares al humano que han sido objeto de algún tipo de experimentación previa y de la que se puede extraer algún indicador. La mayor ventaja de este tipo de muestras animales es su mayor disponibilidad y numerosas posibilidades de experimentación frente a las procedentes de seres humanos [1.11].

El uso de modelos animales para la investigación biomédica es de suma importancia, en la medida en que estos sean capaces de dar soluciones a la reparación de defectos y la restauración de las funciones biomecánicas de un tejido normal. Es así como, resulta de gran utilidad la experimentación en animales antes de que los resultados de dichas investigaciones sean aplicados a los seres humanos. En este aspecto, por ejemplo, pruebas de carga cíclica han sido desarrollados en columnas lumbares porcinas maduras para investigar las respuestas mecánicas a los diferentes tipos de carga, cambios morfológicos en el disco y la generación de las lesiones clínicamente relevantes de los discos intervertebrales porcinos [1.12].

Existen hipótesis que las fracturas inducidas por compresión de las placas terminales de la vértebra lumbar constituye un importante factor etiológico para el dolor lumbar [1.13]. Otro ejemplo, del impacto que tiene el estudio de los problemas relacionados con la columna vertebral, es la estadística de que las fracturas vertebrales tienen más de 500,000 incidentes reportados anualmente tan sólo en los Estados Unidos [1.14].

Las mayores consideraciones a tomar en cuenta para realizar cualquier prueba de Ingeniería de tejido, incluyen la elección del defecto a estudiar, el animal, la edad del animal, la zona anatómica, el tamaño de la lesión, y más significativamente el ambiente micro-mecánico. Con respecto a las consideraciones biomecánicas cuando se seleccionan animales para Ingeniería de de tejido óseo, es evidente que no hay un criterio común. Mientras que en animales más pequeños debido a su restricción de tamaño, sólo las propiedades estructurales de todos sus huesos pueden ser medidos, en animales más grandes y humanos son de interés tanto las propiedades del material como las propiedades estructurales [1.15].

Otro aspecto importante en el manejo de animales es el posible contagio de enfermedades transmitidas por diversos medios. En este aspecto, diversos autores realizan estudios en animales menos riesgosos para la salud del ser humano, como por ejemplo, (Kumar, 2000) menciona lo siguiente: “hasta la fecha, la literatura ha apoyado el uso de columnas vertebrales alternas como las de los terneros y ovejas como un modelo experimental adecuado para la columna vertebral, debido a la dificultad en la adquisición de columnas vertebrales de cadáveres humanos, lo cual es bien apreciado” [1.16]. Con la llegada de la encefalopatía espongiiforme bovina (EEB) y su posible transmisión a humanos en forma de la nueva variante de Creutzfeld-Jakob (ECJ), hay un pequeño riesgo de transmisión a los seres humanos a través de la cadena alimenticia si las precauciones adecuadas para su eliminación de la muestra no se cumplen. También hay un riesgo significativo de transmisión a través de la inoculación directa a los investigadores, cuando se trabaja con columnas vertebrales de bovinos y ovinos infectados.

En cuanto a los estudios en la columna lumbar porcina, existen los que determinan la resistencia y distribución regional del hueso trabecular en la columna lumbar porcina y que son examinados para comprender las respuestas mecánicas en vertebrados cuadrúpedos [1.17].

1.3.1 EJEMPLOS DE APLICACIONES BIOMECÁNICAS UTILIZANDO MODELOS ANIMALES.

La utilización y experimentación con modelos animales ya sea en forma *in vitro*, como *in vivo*, es una herramienta muy poderosa para estudiar las diferentes anomalías que se presentan debido a patologías o traumatismos, con el fin de utilizar los resultados obtenidos en diversas aplicaciones biomecánicas en los seres humanos, correlacionando los datos, y así predecir de una manera muy aproximada a la realidad, las fallas que ocurren en las zonas estudiadas.

Algunos ejemplos de dichas investigaciones utilizando modelos animales, son los siguientes:

1.3.1.1 PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE CONGELACIÓN Y LIOFILIZACIÓN EN HUESOS Y SUS CAMBIOS BIOMECÁNICOS DESPUÉS DE UN ALOINJERTO *IN VIVO* [1.18].

El propósito de éste estudio fue medir las propiedades físicas en flexión de un fémur de rata. Así como en compresión de la primera vértebra de la cola de una rata, las cuales fueron sujetas a congelación a -80°C por 2, 6 y 12 semanas, así como a liofilización. También se midieron los cambios mecánicos después de un Aloiinjerto *in vivo* de hueso fresco, congeladas por 2, 6, 12 semanas, y también se sometieron a liofilización.

Materiales y métodos. Los huesos utilizados fueron obtenidos de ratas de la raza Sprague-Dawley con un peso de 350 ± 5 gr. Los tejidos suaves de fémures y vértebras de la cola, fueron removidos por disección. Todos los especímenes fueron divididos dentro de 10 grupos aleatoriamente y 10 especímenes fueron incluidos en cada grupo. Se usó el método gravimétrico para el análisis del contenido de humedad. Los fémures fueron probados en falla por flexión y las vértebras fueron probadas en falla por compresión (máquina: modelo 4501, Instron Corporation, Boston, USA), con un índice de desplazamiento constante de 0.5 mm/seg. Para la prueba de flexión en el fémur, fue diseñado un dispositivo de sujeción especial (bloques de metal), y fueron fijados con resina de polyester. Para la prueba de compresión, cada vértebra fue incrustada en la base con una capa delgada de resina, para permitir que ésta se mantuviera fija en la parte superior derecha durante la prueba.

Resultados. Algunos de los resultados obtenidos en la prueba de compresión en vértebras, se muestran en la Tabla 1.1, en la que se describe la resistencia a la compresión de todos los especímenes ensayados en éste estudio.

Tabla 1. 1 Prueba de resistencia a la compresión en vértebras.

GRUPO	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN (N)	PORCENTAJE
Control	163.89 \pm 5.77	100
Congelación 2 semanas	147.64 \pm 8.52	90.0
Congelación 6 semanas	145.36 \pm 9.60	88.6
Congelación 12 semanas	144.80 \pm 5.21	88.3
Injerto fresco	130.86 \pm 4.01	79.8
2 semanas Injerto fresco	126.00 \pm 5.11	76.8
6 semanas Injerto fresco	128.30 \pm 4.33	78.2
12 semanas Injerto fresco	123.04 \pm 4.65	78.1

Todos los datos comparados $p < 0.05$, excepto con control.

Como se puede ver, la congelación y el tiempo de congelación tienen un efecto que disminuye la resistencia a la compresión de las vértebras, con respecto a un espécimen de control. Por lo que se

deduce que la temperatura y el hueso seco afectan directamente las propiedades mecánicas de las vértebras.

1.3.1.2 EXPOSICIÓN DE LA COLUMNA VERTEBRAL PORCINA A COMPRESIÓN MECÁNICA: DIFERENCIAS EN PATRONES DE LESIÓN ENTRE ADOLECENTES Y ADULTOS [1.19].

El propósito de éste estudio, fue determinar las relaciones y diferencias que existen entre traumatismos en la zona lumbar humana de adolescentes y adultos. Para esto se realizaron experimentos con especímenes porcinos con el fin de probar la hipótesis. Se utilizaron seis Unidades Funcionales (UF`s) de la zona lumbar porcina (cuerpo vertebral-disco-cuerpo vertebral) en especímenes machos jóvenes y adultos. Las UF`s se sometieron a compresión axial y fueron analizadas mediante imágenes de radiografía simple y resonancia magnética, antes y después de la compresión.

Materiales y métodos. Las UF`s fueron obtenidas de tres cerdos domésticos masculinos jóvenes, de cuatro meses de edad, con un peso de 55-58 kg, y de tres cerdos domésticos masculinos adultos, de 2 a 3 años de edad y de 180-210 kg. Se les retiró los músculos, se colocaron en bolsas de plástico para minimizar la deshidratación, y se almacenaron a -20°C hasta que se realizó la prueba. Antes de la prueba se descongelaron a temperatura ambiente durante 24 horas. Los seis especímenes fueron divididos dentro de 12 UF`s (L2-L3 o L4-L5). El índice de carga se mantuvo constante a 1700-2500 N/s y la fuerza a la que falló fue registrada.

Resultados. El promedio de la fuerza última a la falla para los segmentos adolescentes, en 9.4 kN (Desviación Estándar (DE) 0.9 kN), fue significativamente menor que en los segmentos adultos, en 25.3 kN (DE 0.7 kN), ($P < 0.001$). El promedio del área de la sección transversal del disco intervertebral en el grupo adolescente fue 540 mm² (DE 40 mm²) y en el grupo adulto 865 mm² (DE 88 mm²). El promedio del esfuerzo a la falla en el grupo adolescente fue 17.5 MPa (DE 2.2 MPa), y en el grupo adulto fue 29.6 MPa (DE 3.5 MPa), una diferencia significativa de $P < 0.001$. Como se puede observar, el patrón de lesiones de la columna lumbar porcina de especímenes adolescentes difiere de los especímenes adultos cuando son sometidos a cargas de compresión hasta su falla, lo cual concuerda con el caso humano. Estas lesiones involucran la placa apofisaria, y el anillo apofisario, y en consecuencia la función del disco puede ser alterada si la columna vertebral inmadura es expuesta a cargas excesivas. Esto puede ser un mecanismo de herniación del disco entre el grupo adolescente de lesiones apofisarias, y del desarrollo de degeneración temprana del disco en deportistas con vigorosas demandas sobre sus columnas vertebrales.

1.3.1.3 METIL METACRILATO COMO RELLENO EN CUERPOS VERTEBRALES PARA MEJORAR LA RESISTENCIA MECÁNICA ÓSEA. ESTUDIO EN VÉRTEBRAS DE CADÁVER Y PORCINO. ESTUDIO EXPERIMENTAL [1.20].

Se realizó un estudio experimental en cuerpos vertebrales de cadáver de porcino simulando una biopsia percutánea con el fin de rellenar un cuerpo vertebral con Metil Metacrilato (MM) para aumentar su resistencia.

Materiales y métodos. En cuerpos vertebrales de cadáver y porcino previas radiografías en AP lateral y tangenciales se aplicó MM a una dilución de 1 a 1.5 en una cantidad de 3 ml en cadáver y de 2 ml en porcino, se realizan pruebas de compresión con una máquina universal Instron, registrando los datos en una computadora cada milímetro de acortamiento.

Resultados. En las vértebras de cadáver se requirió una carga de 28 kg para deformar 1 mm el cuerpo vertebral en su altura (testigo), comparando con la que se aplicó MM, que requiere de 62.4 kg para deformar 1 mm el cuerpo vertebral (lo que muestra un aumento de la resistencia de 2.23 veces). En la de porcino de 146.5 kg aumentó a 207 kg para deformar 1 mm los cuerpos vertebrales (con un aumento de la resistencia de 1.42 veces), tal como se muestra en la Tabla 1.2.

Tabla 1. 2 Rigidez contra cantidad de MM aplicado.

Vértebras de porcino No. de vértebra	Carga aplicada a 4 mm (kg)	Rigidez (kg/mm)	Cantidad de MM aplicada (ml)
02 control	612.0	153.0	2.0
03 control	795.1	198.8	2.0
04 control	754.3	188.6	2.0
05 control	942.9	235.7	2.0
Promedio control	776.0	194.0	2.0

Por lo tanto, este estudio tiene utilidad para apoyar el relleno de los cuerpos vertebrales con MM en caso de metástasis u osteoporosis, ya que la aplicación de 3 ml a una dilución de 1 a 1.5 aumenta su resistencia 2.23 veces.

1.3.1.4 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO FEMORAL TRABECULAR EN PERROS [1.21].

El objetivo de éste estudio fue determinar las propiedades mecánicas del hueso femoral en perros, con la intención de tener un mejor entendimiento de la mecánica de la fractura o trastornos del hueso y a su vez necesario para la simulación numérica del femoral canino. Los datos que hasta hoy existen sobre el módulo de elasticidad y grado de anisotropía en el hueso trabecular canino no están detallados, por o tanto este estudio tiene el propósito de medir el módulo elástico del hueso trabecular en cabezas femorales caninas por ultrasonido y pruebas para determinar si el supuesto de isotropía el hueso esponjoso de cabezas femorales en perros es una simplificación válida.

Materiales y métodos. Se aplicó la eutanasia a 8 perros, especímenes femorales y cubos fueron obtenidos del centro de la cabeza femoral, los cuales fueron orientados a lo largo de la trayectoria de de tensión y presión principales. Las muestras fueron analizadas mediante un transductor de ultrasonido de 10 MHz en las tres direcciones ortogonales. El módulo de elasticidad del tejido óseo trabecular y el grado de anisotropía fueron calculados.

Resultados. El módulo elástico a lo largo de trayectorias principales hueso resultó ser $11,2 \text{ GPa} \pm 0,4$, $10,5 \text{ GPa} \pm 2,1$ y $10,5 \text{ GPa} \pm 1,8$, respectivamente. La densidad media de las muestras fue $1,40 \text{ g/cm}^3 \pm 0,09$. Los grados de anisotropía revelaron una relación inversa significativa con las densidades de los especímenes. No se encontraron diferencias significativas entre el módulo elástico en las direcciones X, Y y Z, lo que sugiere una efectiva isotropía del hueso trabecular en el tejido canino de la cabeza femoral, tal como se muestra en la Tabla 1.3.

Tabla 1.3 Densidad y Módulo de Young direccional en los ejes X, Y y Z en la cabeza femoral canina.

	Mínimo	Máximo	Media	Desviación Estándar
Densidad [g/cm^3]	1.19	1.51	1.40	0.09
Ex[MPa]	10600	11760	11217	376
Ey[MPa]	6283	14285	10459	2071
Ez[MPa]	6832	13097	10506	1839

Los datos derivados de este trabajo tienen limitaciones debido al relativamente pequeño número de animales investigados, y a la medición de la densidad de todo el espécimen, en lugar de únicamente el hueso trabecular pueden conducir a una subestimación del Módulo de Young. Sin embargo, otros estudios sobre el módulo de elasticidad en el tejido del hueso trabecular, presentan resultados similares a éste estudio. Los datos aquí generados pueden ser de gran ayuda para el modelado biomecánico del fémur proximal canino.

1.3.1.5 DEPENDENCIA ESPACIAL Y ESTRUCTURAL DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL DISCO INTERVERTEBRAL PORCINO [1.22].

La relación función-estructura de tejidos naturales es crucial para el diseño de dispositivos que imiten las estructuras que existen en el cuerpo humano. El propósito de este estudio, es dar una guía mediante los datos obtenidos de pruebas mecánicas para el diseño de un sustituto de disco intervertebral (DIV), investigando el efecto de la localización espacial y componentes estructurales sobre las propiedades mecánicas del DIV.

Materiales y métodos. Se utilizaron columnas vertebrales de cerdos de 14 meses de edad y 150 kg de peso, con 6 horas de haber sido sacrificados. Se evaluaron los discos de la zona lumbar de L2-L7, los cuales fueron limpiados para aislarlos de los otros tejidos. Los discos fueron encapsulados en un envoltorio plástico hasta la prueba para evitar la deshidratación, y fueron

probados frescos o congelados a una temperatura de 4°C. Estos últimos fueron equilibrados a temperatura ambiente antes de la prueba. Se utilizaron 6 muestras de DIV (L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-L6 y L6-L7).

Tres muestras de DIV's se analizaron (de L2-L3 a L4-L5) para investigar el comportamiento mecánico del disco total de acuerdo a los posibles movimientos de la columna vertebral, mientras que dos DIVs (L5-L6 y L6-L7), fueron empleados para analizar las propiedades reológicas del núcleo pulposo. Se realizaron dos tipos diferentes de pruebas sobre el disco:

- a) Rigidez de Compresión Local (RCL)
- b) Compresión distribuida

Se utilizó una máquina MTS Bionix 858 Test System para realizar las pruebas. Se aplicó una carga de 25 kN con un desplazamiento controlado de 1 mm/min, el cual fue grabado con un extensómetro de la marca MTS modelo 632.32F-02.

Resultados. La RCL fue medida sobre el disco en general, y sobre el disco entre los dos cuerpos vertebrales, la dependencia entre la posición lumbar fue evaluada. De acuerdo a los valores en la posición anterior (PA) fueron más altos que en las posiciones posterior central (PC) y en las posterior lateral derecha e izquierda (PD, PI). Los valores del Módulo de Young (74.67 ± 6.03 MPa) y carga de ruptura a la compresión (1.36×10^4 N \pm 0.09×10^4 N) fueron también evaluados por prueba de distribución de compresión.

Las propiedades generales del DIV fueron analizadas desde el punto de vista estático. La respuesta mecánica del DIV porcino también fue relacionada a las diferentes locaciones de rigidez. Además, se realizó el análisis mecánico dinámico del núcleo pulposo. De estas observaciones, el DIV contiene un alto porcentaje de centro hidratado, teniendo un comportamiento reológico de gel-débil, y un tejido rígido externo, el cual cambia localmente las propiedades mecánicas.

1.4 ANATOMÍA COMPARATIVA.

La anatomía comparativa describe las estructuras de los animales y forma la base para su clasificación. De esta manera ha sido posible demostrar la relación genética de varios grupos de animales y dilucidar la significación de muchos fenómenos estructurales que, por otra parte, son bastante oscuros [1.23]. Si se toma en cuenta lo anterior, se nota que la anatomía comparativa se refiere sólo al caso de los animales, sin embargo, para éste estudio, se ampliará esta definición y centrándola en la comparación humano-animal, específicamente en el cerdo y el ser humano.

Los datos obtenidos aquí de las pruebas mecánicas serán comparados con la literatura existente sobre el caso humano, como lo sugieren algunos autores como (Dath R., 2007) el cual hace comparaciones de los resultados obtenidos en pruebas con modelos animales (cerdo) con la literatura publicada sobre parámetros humanos [1.24].

Un concepto importante para entender las relaciones entre dos especímenes de diferentes especies, es la de analogía y homología. Con el fin de interpretar la estructura de cualquier vertebrado, el morfológico debe identificar y explicar los puntos de similitud y diferencia de éste con otros vertebrados. La analogía es la semejanza de la estructura, que resulta de la adaptación a una función común. Mientras que la homología es la similitud de estructuras que resulta de la herencia de un ancestro común [1.10].

Las muchas similitudes que existen entre fisiología y anatomía macroscópica y microscópica del cerdo y los humanos han hecho que este animal se utilice ampliamente en la investigación médica y biomédica. En tal sentido, las creencias actuales resumen que el cerdo es el animal más idóneo de todos los domésticos para tales fines [1.25]. La morfología trabecular y las propiedades mecánicas regionales de la columna vertebral del porcino son comparables a los de otros estudios similares sobre la columna vertebral humana [1.17]. Sin embargo, el modelo ideal para la columna vertebral humana no existe. Todos los modelos seleccionados para la investigación de la columna vertebral involucran un compromiso y la naturaleza de estas diferencias debe ser reconocida y tomada en cuenta tanto en el diseño experimental como en la interpretación de datos [1.24].

En Ingeniería del tejido óseo, las diferencias del fenotipo esquelético entre animales y humanos causa variaciones en el crecimiento del tejido y esto debería ser considerado cuando se busque un modelo de animal apropiado [1.15]. Por ejemplo, existen diferencias importantes en la morfometría de la vértebra porcina, especialmente en los cuerpos vertebrales y pedículos, en donde la instrumentación es comúnmente probada. La columna lumbar porcina puede ser usada como un modelo alternativo para la columna lumbar humana siempre que esas diferencias sean tomadas en cuenta [1.24]. En la actualidad existe gran cantidad de estudios que relacionen al ser humano con el animal, hablando en cuanto a sus propiedades biomecánicas, la mayoría de los estudios se enfocan a su caracterización mecánica mediante ensayos *in vitro*, como lo son pruebas de compresión, tensión, torsión, flexión, impacto, etc., sin embargo, para validar dichos resultados, es indispensable utilizar algún método numérico computacional.

En los últimos años, con el aumento en la eficiencia que ha experimentado la computación y los sistemas electrónicos, ha aumentado el número de trabajos en biomecánica en los que se trata de relacionar la estructura del hueso con el estado de carga a que esta sometido. Esto es de especial relevancia en implantes, en los que se requiere un conocimiento profundo de las relaciones entre

las propiedades biológicas y mecánicas, debido a las modificaciones que experimenta el hueso en su estructura y propiedades después de la inserción de una prótesis [1.26].

El empleo de animales en diversas aplicaciones en la solución de problemas y enfermedades con el ser humano, es de suma importancia. Por ejemplo, en el análisis de problemas en la columna, como lo es establecer el efecto mecánico que tiene un disco intervertebral dañado dentro de la columna vertebral, en pacientes que han sufrido un trauma a nivel lumbar (L2-L3-L4) ocasionado principalmente por una caída [1.27]. Otro ejemplo, es en el diseño de dispositivos para padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales, y en donde se estudian los esfuerzos y deformaciones al implementar dichos dispositivos de fijación en las vértebras, analizando los efectos de éste sobre las vértebras [1.8]. Estudios experimentales involucran cubiertas intercorporales, reemplazo de discos y sistemas de fijación de pedículos mediante tornillos-barra los cuales deben coincidir con el tamaño de implante apropiadamente. Los datos también proveen valiosa información para el modelado geométrico y el análisis mediante el uso del Método del Elemento Finito de la columna vertebral porcina [1.24].

Otra aplicación de los estudios biomecánicos mediante la caracterización de las propiedades mecánicas en animales, es la generación de nuevos biomateriales utilizables en seres humanos. En este aspecto se han generado algunos nuevos materiales que pretenden sustituir al hueso humano, entre ellos se encuentra el BioOsteo[®], que también está siendo caracterizado para determinar sus propiedades y comportamiento durante el implante, y del cual se presupone su empleo en reparaciones óseas de huesos anchos [1.28].

Existen también investigaciones sobre el hueso trabecular en vértebras porcinas, que pretenden relacionar los parámetros de su microestructura con sus propiedades mecánicas, mediante el uso de un escáner de micro Tomografía Computarizada (micro-CT). Y que trabaja con un principio similar a los escáneres clínicos de CT, los cuales han sido usados para estudiar la microestructura de materiales en tres dimensiones. Se utilizaron cubos de hueso trabecular, con una dimensión de 5 x 5 x 5 mm, estos fueron extraídos de cuerpos vertebrales frescos de la zona torácico-lumbar de cerdos adultos [1.29].

En cuanto a bovinos, se han realizado estudios en la composición del hueso cortical, este ha sido estudiado más ampliamente que el hueso cortical humano. Sin embargo, investigaciones del contenido de minerales y de la composición de la matriz orgánica en huesos humanos sugieren que la distribución de sus constituyentes es esencialmente la misma que en huesos de bovinos. En un estudio entre humanos y animales, se mostró que las deformaciones e índices de deformación en un humano fueron similares a los observados en animales [1.15].

La columna porcina es frecuentemente usada como un modelo alternativo en especímenes humanos para experimentos *in vivo* e *in vitro* involucrando la fusión espinal y técnicas de

instrumentación. Factores tales como la naturaleza del experimento, características animales incluyendo similitudes anatómicas y funcionales a los modelos humanos, composición ósea, costo y disponibilidad influyen en la elección de especímenes experimentales. La morfometría comparada de la cuarta vértebra lumbar de especímenes de humano, porcino, bovino, oveja y perro concluye que los especímenes porcinos, demuestran varias ventajas sobre otros modelos estudiados y son una alternativa para los especímenes humanos en el análisis *in vitro* [1.24].

Algunos datos disponibles sobre la comparación de diferentes especies en cuanto a composición del hueso, densidad, y calidad en muestras de hueso como lo son: humanos, perros, cerdos, reses, ovejas, pollos y ratas, sugieren que tanto los perros como los cerdos son los más comparables a muestras de huesos humanos [1.30]. Sin embargo, algunos otros estudios comparativos de la adaptación morfológica de la columna lumbar en mamíferos, ha recibido muy poca atención científica. Rasgos especializados de la columna lumbar humana, por lo tanto no han sido atendidos adecuadamente a través de la anatomía comparativa. Por lo que es necesario establecer una correlación detallada entre las diferentes características morfológicas de una colectividad diversa de vértebras lumbares de mamíferos y las diferentes composiciones de los patrones de carga en la columna vertebral durante la locomoción [1.31].

Diferentes estudios hacen analogías para determinar cuál de los vertebrados es el más adecuado como un modelo anatómico para la columna lumbar humana. Caninos, cerdos inmaduros, cerdos miniatura, cabras lecheras, y ovejas maduras fueron analizados. Cabe mencionar, que para éste último estudio, la comparación de las vértebras animales se hizo con vértebras humanas reales y no con la literatura existente sobre el caso humano, como la mayoría de los autores lo manejan [1.32].

En un estudio realizado en animales cuadrúpedos se hacen analogías con los bípedos, en específico con los humanos [1.33]. La columna vertebral de los cuadrúpedos es principalmente cargada a lo largo de su eje longitudinal, justo como la columna vertebral humana. El cuadrúpedo puede de este modo ser un modelo animal valioso para la investigación de la columna vertebral humana. Un importante punto de diferencia es el esfuerzo de compresión axial más alto en cuadrúpedos, el cual conduce a una densidad de hueso más alta en los animales vertebrados. Esto supone algunas limitaciones en la transferibilidad de los resultados de experimentos animales a la situación humana.

Las columnas vertebrales animales se utilizan a menudo en las pruebas biomecánicas y los resultados se dice que son similares a los de los seres humanos. Sin embargo, ninguno de ellos es verdaderamente parecido a la locomoción del bípedo. La comprensión de las variaciones regionales en las propiedades de compresión ayuda a explicar la similitud e interpretar los datos de los experimentos animales [1.17].

Otro estudio, compara la anatomía de la columna torácica porcina y humana para un mejor entendimiento de cómo las estructuras encontradas durante una toracoscopia difieren entre la capacitación con un modelo porcino y la cirugía real en seres humanos. También en éste caso se hace referencia a los datos del caso humano tomados de la literatura existente [1.34]. En un estudio con modelo animal porcino, se realiza una evaluación biomecánica de fijación lumbosacral [1.35]. Estudios comparativos más antiguos entre ganado bovino y humanos describen importantes similitudes y son comúnmente usados [1.36].

1.5 CARACTERIZACIÓN BIOMECÁNICA DEL TEJIDO ÓSEO.

Como material, el tejido óseo posee una característica específica: su capacidad de regenerarse y modificar su estructura para adaptarla a las condiciones del medio ambiente. Por otra parte se trata de un compuesto anisotrópico, y en consecuencia sus propiedades varían dependiendo de la dirección de aplicación de las fuerzas y en relación con la disposición microestructural de sus componentes orgánico y mineral. Las descripciones disponibles de las propiedades del tejido óseo como simple material están basadas en estudios realizados en probetas estandarizadas, sin tener en cuenta su situación en la compleja geometría del diseño de cada hueso como macroestructura [1.37].

Aún en la actualidad, es muy complicado establecer las propiedades mecánicas del hueso con precisión, sin embargo, conforme avanza la tecnología, este problema encontrará nuevas formas de resolverse hasta llegar lo más cercano posible a su interpretación real. Otro aspecto relevante, es debido a la dispersión de datos a causa de que no existen normas para realizar ensayos biomecánicos en huesos, ya sean animales o humanos, y también al diferente comportamiento que presentan los huesos, incluso de una misma especie y del mismo tipo de hueso estudiado. Otro aspecto por el cual los valores son dispersos, es debido al planteamiento de las hipótesis simplificativas aplicadas en los distintos ensayos a criterio de cada autor. Como se sabe el hueso es un material complejo, cuyas características mecánicas no son homogéneas, ya que cuenta con una zona llamada cortical y otra trabecular o esponjosa.

Existen numerosos estudios como el realizado por Rincon R. el cual estudia las propiedades del hueso cortical y trabecular [1.26]. A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental a la hora de abordar el estudio de las actuales prótesis, ya que la clave para que éstas no presenten problemas en su funcionamiento consiste en que el comportamiento mecánico del conjunto sea similar considerando la estructura con o sin prótesis. Por otra parte, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido, y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior, formada por material compacto, mientras que la interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso. Se trata de un sistema complejo, sujeto a un gran número de procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos,

relacionados entre sí, y, lo que es más importante, están íntimamente relacionados con las propiedades mecánicas y geométricas.

Los huesos vivos no se pueden considerar como cualquier otro material utilizado en ingeniería, por complejo que éste pueda ser. La diferencia fundamental estriba en el hecho de que la estructura microscópica de estos permanece constante, mientras que la estructura ósea se encuentra en un continuo proceso de crecimiento o resorción, que constituye el mecanismo mediante el cual el hueso adapta su estructura para soportar mejor los esfuerzos a que está sometido.

El conocimiento detallado de las propiedades mecánicas del tejido óseo resulta de gran importancia en aspectos tales como la simulación computacional de implantes, influencia de determinadas enfermedades, acción de fármacos, recuperación de fracturas. Son muy numerosos los estudios elaborados y dirigidos a la caracterización del comportamiento del hueso así como los procedimientos y ensayos propuestos por sus autores [1.11].

Para determinar las propiedades del hueso es indispensable realizarle pruebas mecánicas [1.15]. Estas pruebas son de importancia crítica, debido a que las construcciones de ingeniería de tejido actúan como tejido soportando cargas, o tienen un rol estructural en el proceso de sanación de fracturas. Está bien establecido que las pruebas biomecánicas son esenciales para caracterizar el efecto de diferentes modalidades de tratamientos de agentes bioactivos durante el proceso de sanación del hueso. Además, al momento de que estas propiedades cambian con la degradación, es importante conocer el ritmo de la tasa con el cual se alteran *in vivo*. Las pruebas mecánicas para tejido ortopédico han sido direccionadas con el fin de determinar las propiedades mecánicas en todo el hueso, a nivel estructural y tejido óseo, bajo diferentes condiciones de carga.

En general, la determinación de las propiedades mecánicas del hueso, es hecha por los mismos métodos usados para estudiar propiedades similares en materiales de ingeniería y compuestos. Estos métodos están basados en principios fundamentales de la mecánica. Existen tres pruebas biomecánicas clásicas comúnmente usadas para la evaluación de las propiedades mecánicas del hueso: tensión, compresión, y torsión. Pruebas de flexión, las cuales combinan compresión y tensión, son también usadas rutinariamente.

Algunos autores, establecen que las propiedades mecánicas de la columna lumbar humana han sido estudiadas de manera amplia en compresión, pero hay falta de datos fundamentales en corte [1.38].

Anteriormente se establecían las propiedades biomecánicas del hueso basándose únicamente en la escala macrométrica (centímetros o milímetros), valorando las diferencias estructurales visibles a

simple vista que existen entre el hueso trabecular y el huso cortical. Sin embargo, hoy en día se puede estudiar la estructura del hueso a nivel orgánico, tisular, celular o molecular. De manera general, en el hueso la resistencia (resistencia a la deformación) y la rigidez, lo aporta la fase inorgánica, mientras que la tenacidad (resistencia a la fractura), lo aporta la fase orgánica [1.6]. Cuando se forma nuevo hueso, éste se organiza en las osteonas del hueso compacto o en las hemi-osteonas o trabéculas del hueso trabecular alineándose según la dirección de las cargas dominantes, lo que sugiere que los gradientes de tensión local son un factor regulador de la forma en que se desarrolla el remodelado óseo (Figura 1.4) [1.6].

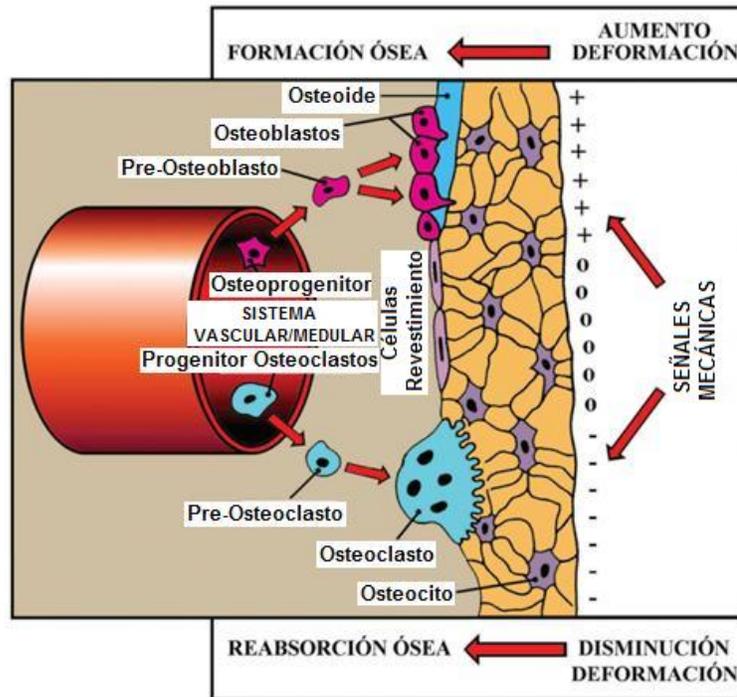


Figura 1. 4 Esquema del acoplamiento en el remodelado óseo según las cargas aplicadas [1.6].

Otros aspectos importantes en la caracterización del tejido óseo son el remodelado y la regeneración ósea. El proceso de remodelado óseo se ve influenciado por las cargas biomecánicas a diferentes niveles estructurales. Las cargas mecánicas actúan sobre las células que se encuentran en el nuevo foco de fractura y sobre las células incluidas en la matriz extracelular, por lo que la influencia mecánica actúa sobre la regeneración y sobre el remodelado, que se encuentran interrelacionados [1.39, 1.40].

Las fracturas óseas son un problema de salud con enorme relevancia social y económica. El conocimiento científico de los mecanismos de fractura ósea es importante para planear terapias de prevención y estrategias de tratamiento. La caracterización juega un rol clave en el estudio de mecanismos inherentes a las diferentes enfermedades metabólicas del tejido óseo. La cuantificación de las propiedades mecánicas puede ser de gran ayuda para el estudio de las

transformaciones en el remodelado óseo, y para desarrollar teorías concernientes a mecanismos de fracturas que puedan predecir el fallo final del hueso [1.41].

Numerosos autores hacen referencia a la importancia del estudio de las propiedades mecánicas de la columna vertebral, mediante el uso de animales de una manera *in vitro*, ya sea para saber los efectos de las cargas en las propiedades mecánicas [1.38], sobre las diferencias en respuestas mecánicas entre columnas vertebrales fracturadas y no fracturadas [1.42], otros hablan sobre el efecto de la postura y el historial de carga en la resistencia a la compresión y su influencia en la falla de la columna vertebral [1.43], y para evaluar los factores biológicos que contribuyen a la cirugía de la fusión espinal desde 1913 [1.44].

1.6 LEGISLACIÓN Y NORMATIVIDAD.

La metodología y normas de mecánica desarrolladas en la edad de la industrialización, pueden ser adoptadas en acuerdo con los problemas complejos de la ciencia de la salud y la tecnología [1.4].

Un método de prueba normalizado describe el espécimen de prueba a ser utilizado, las condiciones bajo las cuales estos van a ser ensayados, cuantos especímenes y que controles son necesarios para las pruebas, además de como van a ser analizados los datos. Muchos métodos son validados por una metodología experimental que se realiza de forma independiente en varias ocasiones, con el sentido de que diferentes laboratorios y personas interesadas sigan un método, y sus resultados sean analizados para determinar el grado con el que concuerdan, y así determinar su precisión y exactitud.

Una vez que un método ha sido estandarizado, este puede ser utilizado en cualquier otro laboratorio, o por cualquier otra persona; los detalles son suficientes para asegurar que diferentes instalaciones obtendrán resultados similares para las mismas muestras. Lo cual indica que una prueba fue realizada en conformidad con respecto a otra, y asegura que los resultados pueden ser duplicados.

Por otro lado, también existe el término “normas voluntarias” el cual implica que los documentos no son mandatorios; cualquiera puede utilizarlas. Esta terminología también se refiere a la forma en que las normas son desarrolladas. Las normas son usadas por empresas de manufactura, usuarios, laboratorios de prueba, y dentro de muchas instancias, como lo son colegios de profesores y sus estudiantes, universidades, centros de enseñanza y capacitación, etc. El uso o cumplimiento con una norma de este tipo, como lo dice su nombre es voluntario. Su utilización es a menudo una ventaja para todos, en comparación con normas de riguroso cumplimiento.

Otro cambio significativo sobre el último cuarto de siglo, es nuestra percepción de los animales y su lugar en la investigación. Debido a que una investigación científica tiene una obligación moral

de proporcionar un grado de trato humano a los sujetos animales sobre los que se experimenta, y que ahora es generalmente aceptado sin más debate. Directrices en cuanto a la forma de cumplir con las normas actuales para el tratamiento de animales en la investigación, fueron publicadas por primera vez en 1963 por el Institute of Laboratory Animal Resources, Commission on Life Sciences, National Research Council, de los Estados Unidos de Norteamérica. Estas han sido actualizadas seis veces, más recientemente en 1996. Para un nuevo implante de biomateriales, es probable que se requieran pruebas en animales antes de ensayos en sujetos humanos. Familiaridad con consideraciones éticas, regulaciones, y juntas de revisión que supervisen la investigación animal es esencial para realizar con éxito este tipo de investigación [1.9].

Algunos autores, a lo largo del tiempo han desarrollado distintos tipos de métodos y metodologías para determinar las propiedades biomecánicas del tejido óseo en diferentes tipos de huesos. Algunos de estos estudios han sido desarrollados, por ejemplo, en la zona trabecular, y a pesar de la dispersión existente entre los distintos autores, en general tiene un valor inferior a los determinados para el hueso de la zona cortical Tabla 1.4 [1.26]. Esto se debe entre otros muchos factores a la falta de normas específicas para realizar este tipo de ensayos, ya que cada autor adopta sus propios procedimientos de acuerdo a sus necesidades, y al tipo de información que espera obtener de dichos estudios.

Tabla 1. 4 Módulo de elasticidad de la trabécula determinado por diversos autores en orden cronológico [1.26].

Autor	Tipo de hueso	Método utilizado	Módulo de elasticidad de la trabécula
Wolff, 1892	húmedo	Hipótesis	17 - 20 GPa
Pugh, 1973	Fémur distal	Elementos finitos	Menor que el cortical
Runkle , 1975	Fémur distal seco	Deformación	8,69 GPa
Townsend, 1975	Tibia, proximal	Deformación no elástica	11,38 GPa (fresco) 14,13 GPa (seco)
Williams, 1982	Tibia, proximal	Elem. finitos 2-D	1,3 GPa
Ku, 1987	Tibia congelada fresca	Flexión con 3 puntos	3,17 GPa
Mente, 1987	Fémur seco Tibia fresca	Empotramiento a flexión con M.E.F	5,3 GPa
Ashman, 1988	Fémur	Ultrasonidos	12.7 GPa
Choi, 1989	Tibia	Flexión con 3 puntos	4,59 GPa
Kuhn,1989	Cresta ilíaca	Flexión con 3 puntos	3,81 GPa
Mente, 1989	Fémur seco Tibia fresca	Empotramiento a flexión con M.E.F.	7,8 GPa
Jensen, 1990	Vértebra (L3)	Análisis estructural con modelo 3-D	3,8 GPa
Choi, 1991	Tibia	Flexión con 4 puntos	5,35 GPa
Rho,1993	Tibia	Ultrasonidos Ensayo tracción	14,8 GPa 10,4 GPa

Otro factor importante en la variación de datos, es debido a las irregularidades en la forma de los especímenes, las pruebas en huesos completos tiene sus limitaciones en la generación de información útil en el comportamiento biomecánico del tejido y sus propiedades materiales intrínsecas. Además, grandes variaciones en los datos pueden ser esperadas debido a las diferencias significantes en forma y calidad de material entre los diferentes especímenes a ensayar [1.15].

Incluso los valores pueden llegar a ser muy dispares cuando los datos los emite un mismo autor aplicando el mismo ensayo a diferentes muestras [1.6].

1.7 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El presente trabajo estudiará las propiedades mecánicas de las vértebras lumbares porcinas mediante ensayos de compresión axial. Se analizarán los esfuerzos y las deformaciones en la zona lumbar de las vértebras porcinas L3-L4, con el propósito de hacer las analogías con el caso humano, ya que es precisamente en esta área en donde se presentan el mayor número de problemas originados por traumatismos o enfermedades. Por otra parte, es bien sabido que cuando se modifica el patrón de esfuerzos resultantes de la aplicación de cargas fisiológicas externas, también cambia la forma y estructura del hueso, incrementando o disminuyendo así su densidad y en consecuencia su resistencia y rigidez [1.8].

Partiendo de esto, se plantea la necesidad de hacer ensayos biomecánicos en vértebras lumbares porcinas, específicamente en Unidades Funcionales (UF`s) L3-L4 (Cuerpo Vertebral L3 – Disco Intervertebral – Cuerpo Vertebral L4), y en cuerpos vertebrales por separado. Esto es con el fin de comparar los resultados obtenidos con la información existente en la literatura abierta sobre vértebras lumbares humanas, y así poder establecer sus relaciones.

Por lo que se realizarán pruebas biomecánicas de compresión axial en especímenes lumbares porcinos, específicamente en Unidades Funcionales (UF`s) y Unidades de Columna Anterior (UCA`s) en la sección L3-L4, así como el dimensionamiento morfométrico de las mismas.

El objetivo final de éste estudio, es aplicar los conocimientos generados del mismo a la solución de problemas en los humanos, como son una mejor comprensión del comportamiento biomecánico tanto en condiciones normales, como en la corrección de defectos patológicos, el tratamiento de fracturas y deformidades mediante la generación de nuevos biomateriales y prótesis que sustituyan a los tejidos dañados, de forma tal que asemejen lo más cercano posible al funcionamiento y forma de los tejidos normales y sanos.

1.8 SUMARIO.

En éste Capítulo se han presentado las principales contribuciones que a lo largo del tiempo han hecho diferentes autores pioneros en el estudio de la biomecánica, sus orígenes, y como se ha ido desarrollando, por un lado con los descubrimientos y el avance en el área medico-biológica, y por otro lado mediante el análisis del comportamiento mecánico de los sistemas biológicos, pasando por los estudios abarcados en la antigüedad, hasta los que actualmente se realizan en el terreno de la Biomecánica, a través del uso de técnicas y equipo altamente sofisticado para la determinación de características específicas.

Se presenta un panorama general de los estudios hechos hasta hoy en el campo de la biomecánica, específicamente en el análisis de las propiedades mecánicas del tejido óseo, de la columna vertebral humana y animal, y su comparación geométrica y biomecánica. También se muestran los resultados que hasta el día de hoy algunos autores han obtenido por medio de la experimentación con diversos modelos animales, con el fin de correlacionar sus descubrimientos al caso humano y tratar de dar solución a los problemas clínicos que éste presenta.

En el siguiente Capítulo se plantea el marco teórico y los conceptos básicos necesarios para la comprensión y el desarrollo del presente trabajo de tesis.

1.9 REFERENCIAS.

- 1.1 **Izquierdo M**, “*Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte*”, Editorial Médica Panamericana, S.A., Madrid: España, 2008.
- 1.2 **Nigg BM y Herzog W**, “*Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*”, Tercera Edición, John Wiley & Son Ltd, Inglaterra, 1999.
- 1.3 **Solano U**, “*Las leyes de la ortopedia*”, Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología, Vol. 20, 115-118, 2006.
- 1.4 **Fung YC**, “*Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*”, Segunda Edición, Springer, New York: USA, 1993.
- 1.5 **Özcaya N y Nordin M**, “*Fundamentals of Biomechanics Equilibrium, Motion, and Deformation*”, Segunda Edición, Springer, Heidelberg, 1999.
- 1.6 **Cano SJ, Campo TJ, Palacios B y Bascones MA**, “*Mecanobiología de los huesos maxilares I. Conceptos generales*”, Avances en Odontología, Vol. 23 (6), 347-358, Madrid, 2007.
- 1.7 **Ito M, Nishida A, Koga A, Ikeda S, Shiraishi A, Uetani M, Hayashi K y Nakamura T**, “*Contribution of Trabecular and Cortical Components to the Mechanical Properties of Bone and Regulating Parameters*”, Bone, Vol. 31 (3), 351-358, 2002.
- 1.8 **Faraón MC**, “*Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para tratamiento, mediante el sistema “Duffo” de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales*”, Tesis Doctoral. IPN, México, 2005.
- 1.9 **Ratner BD et al.**, “*Biomaterials Science*”, Segunda Edición, Elsevier Academic Press, Boston: USA, 2004.
- 1.10 **Hildebrand M**, “*Anatomía y Embriología de los Vertebrados*”, Limusa, México, 1982.
- 1.11 **Grasa J, González LA, Gómez BMJ, García AJM, Bea JA, Laborda PJ y Dóblaré M**, “*Caracterización mecánica de las propiedades del tejido óseo cortical*”, Anales de Mecánica de la Fractura, Vol. 1 (25), 23-28, 2008.
- 1.12 **Tsai K-H, Lin R-M y Chang G-L**, “*Rate-related fatigue injury of vertebral disc under axial cyclic loading in a porcine body-disc-body unit*”, Clinical Biomechanics, Vol. 13 (1), S32-S39, 1998.

- 1.13 **van Dieën JH, Kingma I, Meijer R, Hänsel L y Huiskes R**, “*Stress distribution changes in bovine vertebrae just below the endplate after sustained loading*”, *Clinical Biomechanics*, Supplement 16 (1), S135-S142, 2001.
- 1.14 **Yerby SA, Bay BK, Toh E, McLain RF y Drews MJ**, “*The effect of boundary conditions on experimentally measured trabecular strain in the thoracic spine*”, *J. of Biomechanics*, Vol. 31, 891-897, 1998.
- 1.15 **Liebschner MAK**, “*Biomechanical considerations of models used in tissue engineering of bone*”, *Biomaterials*, Vol. 25, 1697-1714, 2004.
- 1.16 **Kumar N, Kukerti M, Ishaque M y Mulholland R**, “*Anatomy of deer spine and its comparison to the human spine*”, *The Anatomical Record*, Vol. 260 (2), 189-203, 2000.
- 1.17 **Lin RM, Tsai KH y Chang GL**, “*Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine*”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 12(5), 331-336, 1997.
- 1.18 **Kang JS y Kim HH**, “*The biomechanical properties of deep freezing and freeze drying bones and their biomechanical changes after in-vivo allograft*”, *Yonsei Medical Journal*, Vol. 36 (4), 332-335, 1995.
- 1.19 **Lundin O, Extröm L, Hellström M, Holm S y Swärd L**, “*Exposure of the porcine spine to mechanical compression: differences in injury pattern between adolescents and adults*”, *Eur Spine J*, Vol. 9, 466-471, 2000.
- 1.20 **Carbajal BH y Garnica REP**, “*Metil metacrilato como relleno en cuerpos vertebrales para mejorar la resistencia mecánica ósea. Estudio en vértebras de cadáver y porcino. Estudio experimental*”, *Acta ortopédica mexicana*, Vol. 17 (3), 134-138, 2003.
- 1.21 **Pressel T, Bougoucha A, Vogt U, Meyer-L A, Behrens B-A, Nolte I y Windhagen H**, “*Mechanical properties of femoral trabecular bone in dogs*”, *BioMedical Engineering OnLine*, [En Línea], Marzo 2005, Hannover Alemania, disponible en: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/17>, [Accesado el 14 de Enero de 2009].
- 1.22 **Causa F, Manto L, Borzacchiello A, De Santis R, Netti PA, Ambrosio L y Nicolais L**, “*Spatial and structural dependence of mechanical properties of porcine intervertebral disc*”, *J of Materials and Science: Materials in Medicine*, Vol. 13, 1277-1280, 2002.
- 1.23 **Sisson S y Grossman JD**, “*Anatomía de Animales Domésticos*”, Quinta Edición, Salvat Editores S.A., Tomo I, Barcelona, 1985.
- 1.24 **Dath R, Ebinesan AD, Porter KM y Miles AW**, “*Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae*”, *J. Clinical Biomechanics*, 1-7, 2007.

- 1.25 **Sisson S y Grossman JD**, *“Anatomía de Animales Domésticos”*, Quinta Edición, Salvat Editores S.A., Tomo II, Barcelona, 1985.
- 1.26 **Rincón E, Ros F, Claramunt R y Arranz F**, *“Caracterización mecánica del material óseo”*, Revista Tecnología y Desarrollo, Vol. II, Madrid, 2004.
- 1.27 **Rodríguez CRG**, *“Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas”*, Tesis Doctoral. IPN, México, 2007.
- 1.28 **Mendoza BC, Meléndez LM, García LE y Hernández FC**, *“Caracterización estructural y biointegración del sustituto óseo BioOsteo®”*, Revista Mexicana de Física, Vol. 50 (1) 19-23, 2004.
- 1.29 **Jeremy CMT, Kuan MSH, Justin ELK y Swee HT**, *“Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone”*, Clinical Biomechanics, Vol. 21, 235-244, 2006.
- 1.30 **Aerssens J, Boonen S, Lowet G y Dequeker J**, *“Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research”*, Endocrinology, Vol. 139 (2), 663-670, 1998.
- 1.31 **Boszczyk BM, Boszczyk AA y Putz R**, *“Comparative and Functional Anatomy of the Mammalian Lumbar Spine”*, The anatomical Record, Vol. 264 (2), 157-168, 2001.
- 1.32 **McLain RF, Yerby SA y Mosely TA**, *“Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine”*, Spine, Vol. 27 (8), E200-E2006, 2002.
- 1.33 **Smith TH**, *“The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations”*, Eur Spine J, Vol. 11 (2), 137-144, 2002.
- 1.34 **Bozkus H, Crawford NR, Chamberlain RH, Valenzuela TD, Espinoza A, Yüksel Z y Dickman CA**, *“Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques”*, Surgical Endoscopy, Vol. 19 (12), 1652-1665, 2005.
- 1.35 **Cunningham BW, Lewis SJ, Long J, Dmitriev AE, Linville DA y Bridwell KH**, *“Biomechanical Evaluation of Lumbosacral Reconstruction Techniques for Spondylolisthesis: An In Vitro Porcine Model”*, Spine, Vol. 27 (21), 2321-2327, 2002.
- 1.36 **Cotterill PC, Kostuik JP, D'Angelo G, Fernie GR, y Maki BE**, *“An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine”*, J. Orthopaed, Vol. 4 (3), 298-303, 1986.

- 1.37 **Suso Vergara S y Segur**, “*Banco de huesos*”, Monografías SECOT 4, Elsevier, 57-58, España, 2002.
- 1.38 **Yingling VR, Callaghan JP y McGill SM**, “*Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines*”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 12 (5), 301-305, 1997.
- 1.39 **Cano SJ, Campo TJ, Sánchez GJJ y Bascones MA**, “*Mecanobiología de los huesos maxilares II. Remodelación ósea*”, *Avances en Odontología*, Vol. 24 (2), 177-186, Madrid, 2008.
- 1.40 **Cano SJ, Campo TJ, Restoy LA, y Bascones MA**, “*Mecanobiología de los huesos maxilares II. Regeneración ósea*”, *Avances en Odontología*, Vol. 24 (3), 227-237, Madrid, 2008.
- 1.41 **Ferreira F, Vaz MA y Simoes JA**, “*Mechanical properties of bovine cortical bone at high strain rate*”, *Materials Characterization*, Vol. 57, 71-79, 2006.
- 1.42 **Tsai K-H, Chang G-L y Lin R-M**, “*Differences in mechanical response between fractured and non-fractured spines under high-speed impact*”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 12 (7/8), 445-451, 1997.
- 1.43 **Gunning JL, Callaghan JP y McGill SM**, “*Spinal posture and prior loading history modulate compressive strength and type of failure in the spine: a biomechanical study using a porcine cervical spine model*”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, 471-480, 2001.
- 1.44 **Khan SN y Lane JM**, “*Spinal fusion surgery: animal models for tissue-engineered bone constructs*”, *Biomaterials*, Vol. 25, 1475-1485, 2004.

Caracterización de
vértebras porcinas
para su uso en
aplicaciones
biomecánicas.

CAPÍTULO II



Marco Teórico

En éste Capítulo se analizan desde un punto de vista morfológico y biomecánico el tejido óseo. Resaltando estudios en la columna lumbar porcina y humana, así como, en la anatomía comparativa entre ambos especímenes.

2.1 INTRODUCCIÓN.

La información acerca de la columna vertebral humana es abundante y muy variada, se pueden encontrar temas relacionados con su morfología, fisiología, anatomía, al estudio de sus patologías, sus propiedades físicas y a su biomecánica funcional como lo es la cinemática, el estudio de los traumatismos debidos a accidentes, así como a su rehabilitación y a las técnicas de instrumentación quirúrgica para su corrección.

Actualmente, se realizan técnicas de simulado computacional para analizar su comportamiento mecánico bajo diversas circunstancias, así como experimentación *in vivo* e *in vitro*, tanto en animales como en humanos, sin embargo, el estudio de modelos animales como un medio para el análisis de la biomecánica de la columna lumbar humana, ha sido en cierto grado heterogéneo. Diversos laboratorios y autores, han realizado este tipo de experimentación en modelos animales, adaptándolos a sus propias necesidades, lo cual genera una gran cantidad de datos con resultados diferentes entre si. Esto es consecuencia de la utilización de diversos y diferentes modelos animales, equipos, dispositivos y métodos de ensayo para la realización de los experimentos.

El presente trabajo, se enfoca en establecer las correlaciones biomecánicas entre vértebras porcinas y humanas mediante ensayos mecánicos en vértebras lumbares porcinas, y su comparación con los datos existentes hasta ahora en la literatura sobre el caso humano, esto con el fin de aplicar los conocimientos generados a la solución de problemas específicos en la columna vertebral humana y comprender mejor su comportamiento. Como por ejemplo, en la predicción y prevención de fallas debido a cargas mecánicas en la zona lumbar, y en la generación y desarrollo de nuevos biomateriales y prótesis que ayuden a la estabilidad de la misma.

El objetivo es que los datos aquí generados en lo futuro, sirvan para el análisis y tratamiento de traumatismos y enfermedades que generan desordenes de la columna vertebral, contribuyendo así, a un mejor entendimiento de la biomecánica de la columna vertebral, con el fin de mejorar la calidad de los dispositivos, así como de los tratamientos ortopédicos y quirúrgicos de la columna vertebral, haciéndolos más eficientes y efectivos.

Para comprender de una mejor manera lo anterior, se exponen en el presente Capítulo los conceptos teóricos de los elementos que intervienen en el análisis biomecánico de las vértebras lumbares humanas y porcinas, así como su anatomía comparativa, exponiendo tanto los conceptos mecánicos como los biológicos que lo integran.

2.2 COLUMNA VERTEBRAL.

Este trabajo de tesis está enfocado a la zona lumbar de la columna vertebral, por lo que sólo se hablará de ésta región en específico, se abordará en forma general la estructura completa de la columna vertebral, y algunas zonas de interés.

Partiendo de este punto de vista, y atendiendo al objetivo del presente trabajo, la teoría se divide en la columna lumbar humana, la columna lumbar porcina, y la comparación geométrica entre ellas. La correlación biomecánica se analizará en los siguientes Capítulos.

2.2.1 COLUMNA VERTEBRAL HUMANA.

El esqueleto humano se divide de forma axial y apendicular, y consiste de huesos, cartílagos, articulaciones, y ligamentos. En total el esqueleto humano tiene 206 huesos separados y un número de cartílagos asociados [2.1].

El esqueleto apendicular incluye los huesos de las extremidades superiores e inferiores y los elementos de soporte, o ganchos, que conectan el tronco con estas extremidades, consiste de 126 huesos [2.1].

El esqueleto axial consiste de los huesos del cráneo, tórax, y columna vertebral. Estos elementos forman el eje longitudinal del cuerpo. Existen 80 huesos en el esqueleto axial, aproximadamente el 40% de los huesos del cuerpo humano [2.1].

Como se observa la columna vertebral pertenece al esqueleto axial, y también es llamada columna espinal, o simplemente espina. Esta formada por 26 huesos conectados dentro de una estructura curvada flexible, estos son 24 vértebras, el sacro y el coxis. El sacro consta de 5 vértebras fusionadas y el coxis por lo regular de 4, para dar en realidad un total de 33 huesos (Figura 2.1) [2.1].

La columna vertebral es el principal soporte del eje del cuerpo, se extiende desde el cráneo hasta la pelvis, transmite el peso del tronco a las extremidades inferiores. También rodea y protege el delicado cordón espinal y proporciona puntos de soporte para las costillas, y para los músculos del cuello y la espalda. En el feto y el infante, la columna vertebral consiste de 33 huesos separados, o vértebras. En la parte baja, nueve de estas vértebras eventualmente se fusionan para formar dos huesos compactos, el sacro y el diminuto coxis. Los 24 huesos restantes permanecen como vértebras individuales separadas por discos intervertebrales [2.1].

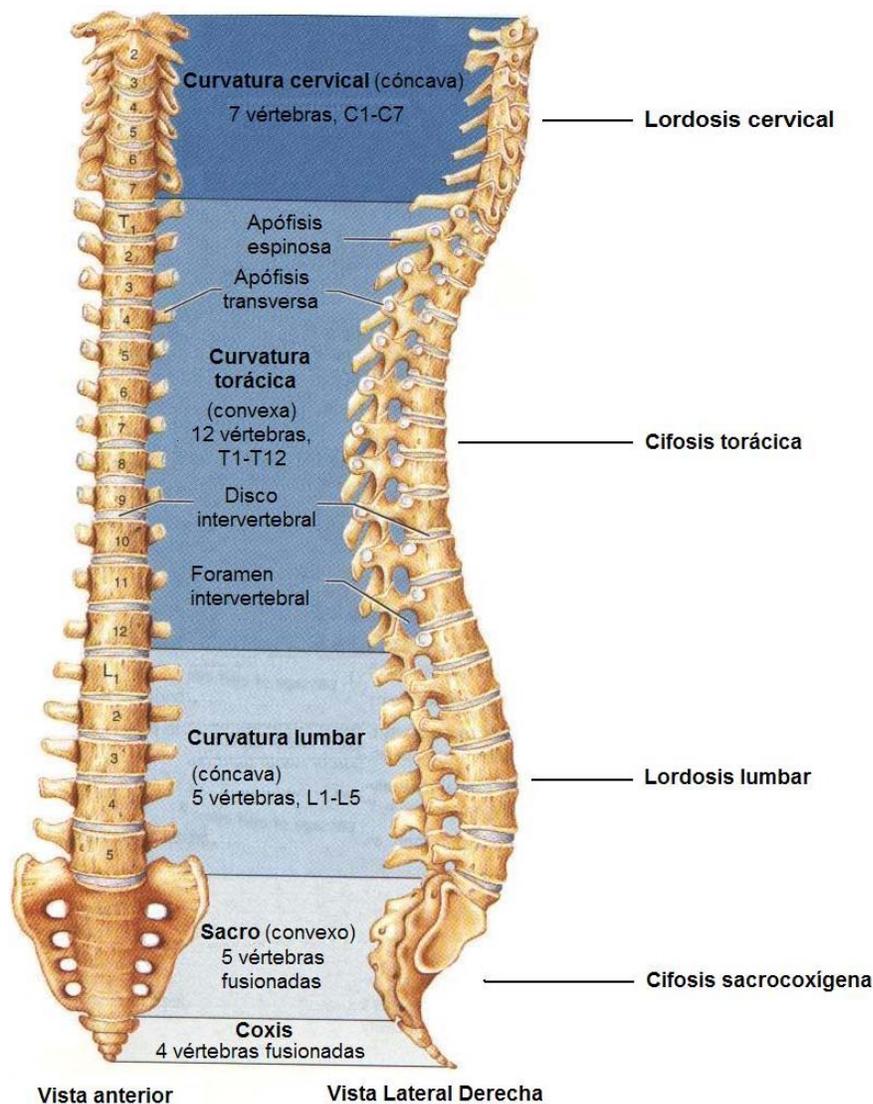


Figura 2. 1 Columna vertebral humana [2.1].

Las vértebras no forman una estructura recta y rígida. Una vista lateral de la columna vertebral adulta muestra cuatro curvas vertebrales: (1) Curvatura cervical (Lordosis cervical), (2) Curvatura torácica (Cifosis torácica), (3) Curvatura lumbar (Lordosis lumbar), (4) Curvatura sacral (Cifosis sacrocoxígena). Las curvas torácicas y sacrales son llamadas curvas primarias debido a que aparecen tarde en el desarrollo fetal. Estas también son llamadas curvas de acomodamiento porque acomodan las vísceras abdominopelvicas y torácicas. Las curvas lumbares y cervicales, conocidas como curvas secundarias, no aparecen hasta varios meses después del nacimiento. También son llamadas curvas de compensación porque ayudan a trasladar el peso del tronco hacia las piernas. Las cuatro curvas están completamente desarrolladas cuando el niño tiene 10 años de edad [2.2].

Como una torre de transmisión de televisión, la columna vertebral no puede permanecer de pie por sí misma. Debe estar sujeta en su lugar, por un elaborado sistema de soportes. Para cumplir con esta función, están los ligamentos de la espalda que funcionan como correas, y los músculos del tronco. Los ligamentos que mayor dan soporte, son los ligamentos longitudinales anteriores y posteriores, los cuales corren verticalmente a lo largo de las superficies anterior y posterior de los cuerpos de la vértebra, del cuello hasta el sacro. El ligamento longitudinal anterior es ancho y sujeta fuertemente tanto a las vértebras óseas como a los discos intervertebrales. Junto con su función de soporte, este ligamento anterior grueso previene la hiperextensión de la espalda (demasiada flexión hacia atrás). El ligamento longitudinal posterior, el cual es angosto y relativamente débil, sujeta solamente a los discos intervertebrales. Este ligamento ayuda a prevenir la hiperflexión (flexión de la columna vertebral muy bruscamente hacia adelante) [2.1].

Algunos otros ligamentos posteriores, conectan cada vértebra a aquellos inmediatamente superior e inferior. De estos el ligamento amarillo, el cual contiene tejido conectivo elástico, es especialmente fuerte: Se extiende a medida que se flexiona hacia adelante, y luego retrocede a medida que se endereza a una posición erecta (Figura 2.2) [2.1].

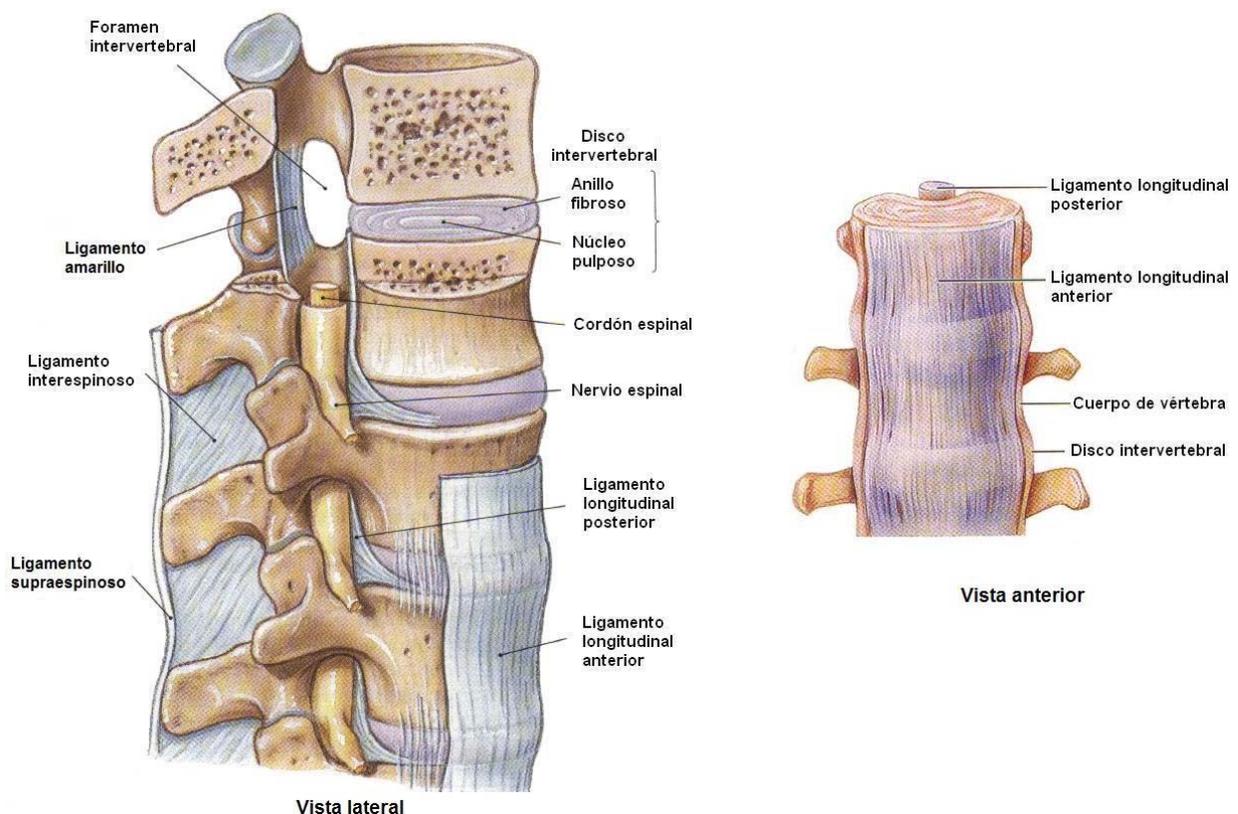


Figura 2. 2 Ligamentos de la columna vertebral [2.1].

El **ligamento interespinoso** ocupa el espacio entre dos apófisis espinosas, insertándose en los bordes superior e inferior de las apófisis infrayacente y suprayacente, alcanzan a los ligamentos amarillos por delante y se extienden hacia atrás hasta la extremidad posterior de la apófisis [2.3].

El **ligamento supraespinoso** es impar y medio, se extiende a lo largo de la columna uniendo las apófisis espinosas. Simple espesamiento del borde posterior del ligamento interespinoso a nivel de la columna lumbar y a nivel de la torácica, es un cordón de interposición fibrosa entre los músculos del dorso a este nivel. Sólido, da inserción en los músculos trapecio y gran dorsal. En la región cervical adquiere entidad propia y constituye el ligamento cervical posterior. Se extiende desde la protuberancia occipital externa hasta la apófisis espinosa de la séptima cervical (apófisis prominente) [2.3].

En la profundidad, se inserta en las apófisis espinosas de las vértebras cervicales. Se estructura así un tabique que separa los músculos de la nuca, derechos e izquierdos [2.3].

Este ligamento, elástico, tiene acción en la estática de la cabeza. Se lo encuentra muy desarrollado por cuanto la pesantez se halla adelante; así adquiere considerable volumen en equinos y bovinos [2.3].

Un componente clave en la mecánica de la columna vertebral, es el disco intervertebral, el cual es como un cojín compuesto de una esfera interna, el **núcleo pulposo**, y un collar externo compuesto de 12 anillos concéntricos, el **anillo fibroso**. El núcleo pulposo es gelatinoso y actúa como una pelota de goma, habilitando a la columna vertebral para absorber los esfuerzos de compresión. En el anillo fibroso, los anillos exteriores consisten de ligamento y los interiores consisten de fibrocartilago. La función principal de estos anillos es contener el núcleo pulposo, limitando su expansión cuando la columna vertebral es comprimida. Sin embargo, los anillos también mantienen unidas las vértebras sucesivas, resisten tensión sobre la columna vertebral, y absorben las fuerzas de compresión ellas mismas. Las fibras de colágeno en los anillos adyacentes cruzados en el anillo como una X, permite a la columna soportar esfuerzos de torsión. Este arreglo crea el mismo diseño anti-torsión proporcionado por las laminillas óseas en los osteones [2.4].

El disco intervertebral actúa como amortiguador de impactos durante la marcha, los saltos, y cuando corremos, también le permite a la columna vertebral la flexión. En los puntos de compresión, los discos se aplanan y abultan hacia afuera un poco entre las vértebras (Figura 2.3a). Los discos tienen un mayor espesor en las zonas lumbar (espalda baja) y cervical (cuello) de la columna vertebral, una propiedad que mejora la flexibilidad de estas regiones. Colectivamente, los discos intervertebrales representan aproximadamente el 25% de la altura de la columna vertebral. Estos se aplanan un poco al terminar el día, por lo que nuestra altura es 1 a 2 centímetros menor en la noche, que cuando despertamos por la mañana (Figura 2.3b) [2.1].

Las vértebras de todas las regiones comparten un patrón estructural común. Una vértebra consiste de un **cuerpo**, o centro anterior, y un **arco vertebral** posterior. El disco en el cuerpo es la región que lleva el peso. Juntos, el cuerpo y el arco vertebral rodean una apertura llamada **foramen vertebral**. Sucesivos forámenes vertebrales de las vértebras articuladas forman el largo canal vertebral, a través del cual pasa la médula espinal [2.1].

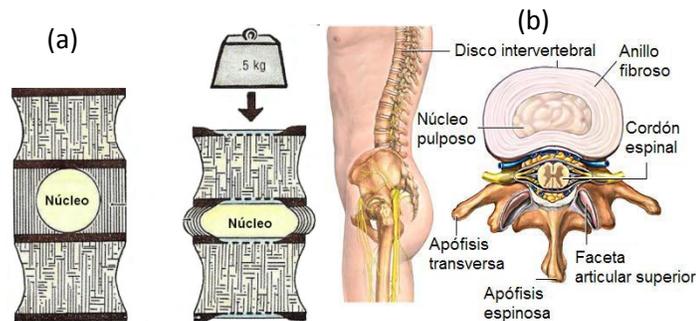


Figura 2. 3 (a) Compresión en el disco intervertebral; (b) Anatomía del disco intervertebral.

El arco vertebral es una estructura compuesta formada por dos pedículos y dos láminas. A los lados del arco están los **pedículos** (“pequeños pies”), paredes óseas cortas que se proyectan en la parte posterior del cuerpo vertebral. Las **láminas** (“hojas”) son placas de superficie plana que completan el arco posterior [2.1].

Siete diferentes apófisis se proyectan de cada arco vertebral. La **apófisis espinosa**, o columna vertebral, es una proyección posterior mediana que se levanta en la conjunción de dos láminas. Una **apófisis transversa** se proyecta lateralmente de cada conjunción lámina-pedículo. Tanto la apófisis transversa como la espinosa, son lugares unidos por músculos que mueven la columna vertebral y por ligamentos que la estabilizan. Los pares de **apófisis articulares superior e inferior** sobresalen superior e inferiormente, respectivamente, de las conjunciones pedículo-lámina. Así, vértebras sucesivas son unidas por discos intervertebrales y por sus apófisis articulares. Las superficies articulares lisas de estas apófisis son las facetas (“pequeñas caras”) [2.1].

Los pedículos tienen agujeros sobre sus bordes superior e inferior, formando aberturas laterales entre vértebras adyacentes llamadas **forámenes vertebrales**. Los nervios espinales se distribuyen desde el cordón espinal pasando a través de estos forámenes (Figura 2.4) [2.1].

Las diferentes regiones de la columna vertebral realizan ligeramente diferentes funciones, por lo que la estructura vertebral muestra variaciones regionales. En general, los tipos de movimiento que pueden ocurrir entre las vértebras son (1) flexión y extensión (flexión anterior y enderezamiento posterior de la columna vertebral), (2) flexión lateral (flexionando el cuerpo superior a la derecha o a la izquierda), y (3) rotación, en el cual las vértebras rotan entre sí en el eje a lo largo de la columna vertebral [2.1].

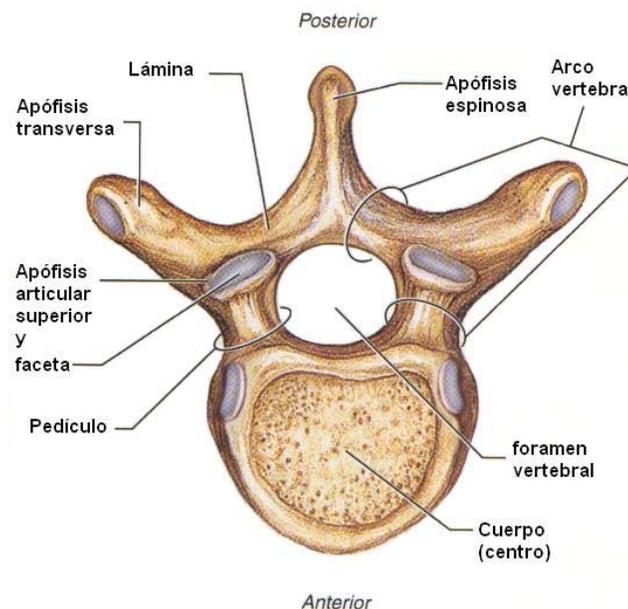


Figura 2. 4 Características generales de una vértebra [2.1].

2.2.1.1 VÉRTEBRAS LUMBARES HUMANAS.

La región lumbar de la columna vertebral, es el área comúnmente referida como la más pequeña de la espalda. El aumento en función de la relación peso-soporte de las cinco vértebras lumbares (L1-L5) es reflejada en su estructura robusta: Sus cuerpos son masivos y aparecen en forma de riñón desde una vista superior (Figura 2.5). Algunas otras características son [2.1]:

- 1 Los pedículos y láminas son más pequeños y más gruesos que los de otras vértebras.
- 2 Las apófisis espinosas son cortas, planas, y en forma de hacha, y se proyectan rectas en la parte posterior. Sus apófisis son robustas para la sujeción de los grandes músculos de la espalda.
- 3 El foramen vertebral es triangular.
- 4 Las facetas articulares superiores sobresalen posteromedialmente (o medialmente), mientras que las facetas articulares inferiores sobresalen anterolateralmente (o lateralmente). Tales articulaciones proveen estabilidad al impedir la rotación entre las vértebras lumbares. Sin embargo, la flexión y la extensión son posibles. La región lumbar se flexiona, por ejemplo, cuando se hacen abdominales o se flexiona hacia adelante para recoger una moneda de la tierra. Adicionalmente, la flexión lateral es permitida por esta región espinal.

Las vértebras lumbares soportan la mayor parte del peso, por lo que son más susceptibles a sufrir algún tipo de lesión, debido a cargas excesivas, es por esto que su análisis es de suma importancia para la ciencia clínica [2.1]. Las partes más significativas de una vértebra lumbar se muestran en la Figura 2.6.

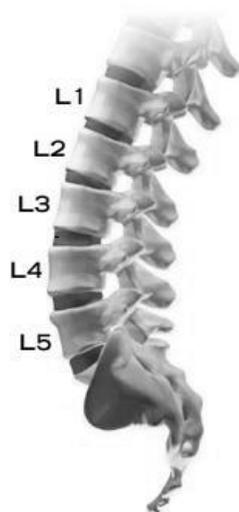


Figura 2. 5 Columna lumbar humana.

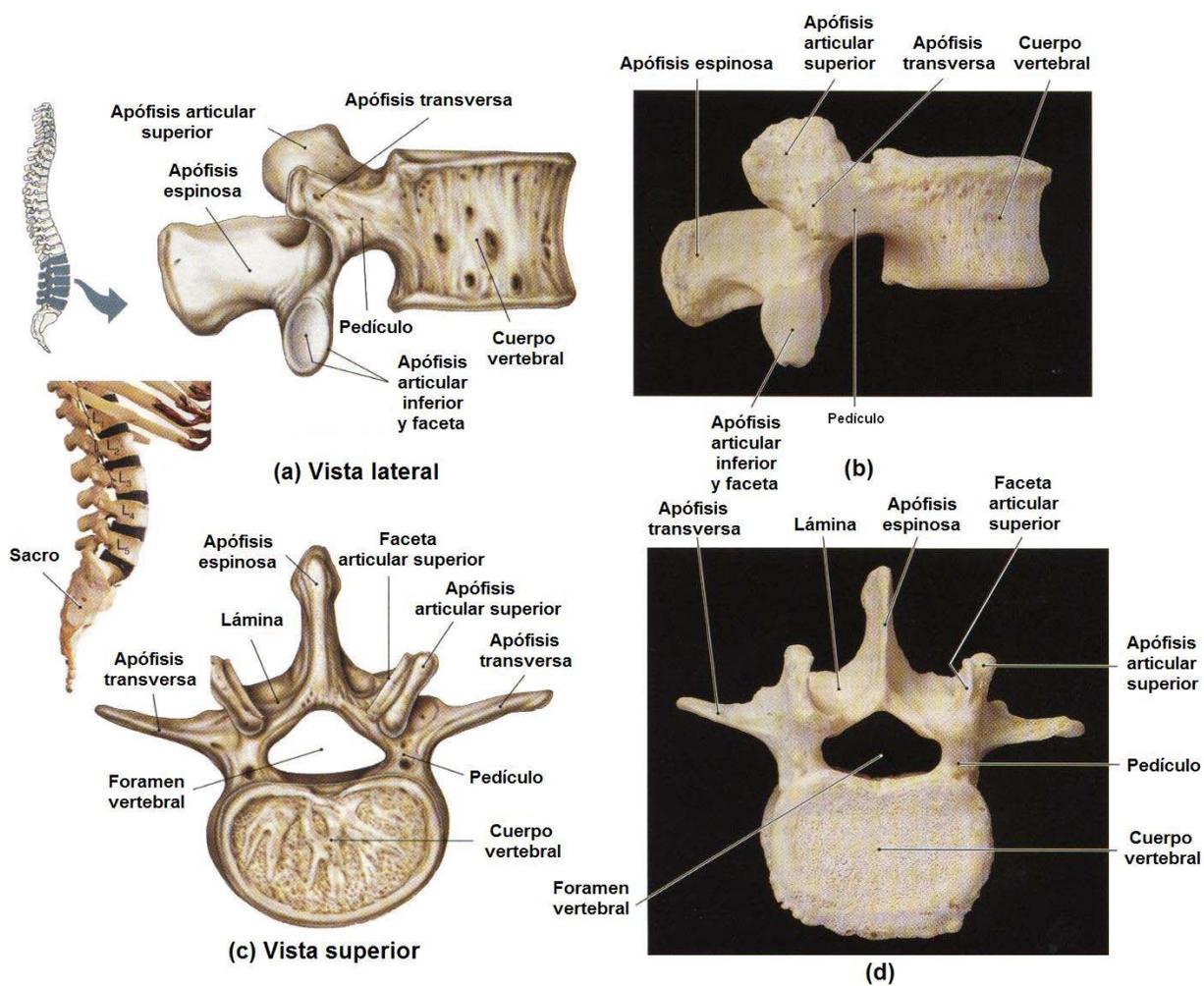


Figura 2. 6 Vértebra lumbar [2.2].

Un aspecto que se analizará en el presente trabajo es la llamada **Unidad Funcional (UF)**, la cual consta de dos cuerpos vertebrales y un disco intervertebral, el cual se encuentra entre los cuerpos vertebrales a manera de emparedado (Figura 2.7).

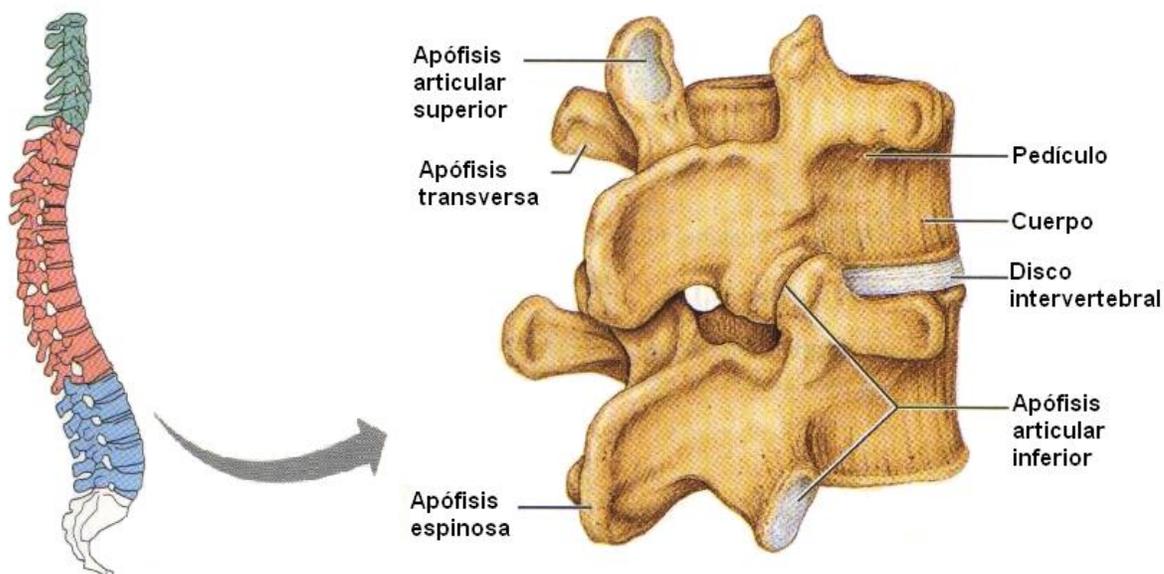


Figura 2. 7 Unidad funcional (cuerpo vertebral-disco intervertebral-cuerpo vertebral).

2.2.2 COLUMNA VERTEBRAL PORCINA.

Los animales con especialidades funcionales similares se identifican por sus necesidades comunes, y sus adaptaciones se interpretan a partir de claves morfológicas [2.5].

El análisis es complicado por varios factores, los animales de distinta especie pueden hacer cosas similares pero en formas diferentes, es decir, tanto las ardillas como los topos son trepadores, sin embargo, los topos agarran las ramas lentamente, mientras que las ardillas corren con los miembros y se cuelgan con garras afiladas. Ningún otro tipo de animal tiene todas las modificaciones estructurales que estén asociadas con el hábito general [2.5].

Por ésta razón, ningún animal cumple con todos los requisitos generales para tomarlo como modelo comparativo en relación a otros modelos animales, sin embargo, existen características específicas afines que pueden ser tomadas en consideración para analizar de una forma considerable dichas relaciones. Mientras más se aproximen dichos modelos, mejor serán los resultados obtenidos, en éste caso las propiedades mecánicas de las vértebras lumbares del cerdo y del humano [2.6].

Por lo que el cerdo tiene diversas semejanzas anatómicas y fisiológicas con las vértebras humanas, y es un modelo animal ideal para el presente estudio comparativo [2.6].

En general, la estructura ósea de los vertebrados cuadrúpedos es similar a la humana, las diferencias entre ambos son de tipo funcional y de forma. Los cuerpos vertebrales de los cuadrúpedos, se originan a partir del mesénquima del esclerotomo del tronco, el esclerotomo que no se osifica, se condrifica y formará los discos intervertebrales. Dorsalmente, el mesénquima primitivo de los cuerpos vertebrales, se cierra en un arco y forma, rodeando la médula espinal, el foramen vertebral [2.6].

Las vértebras se encuentran conectadas por medio de apófisis articulares y ligamentos. La unión de los forámenes vertebrales desde el foramen magno del cráneo hasta el final del canal sacro, forma el canal vertebral. Este canal, aparte de la médula espinal y sus meninges, también contiene los nervios espinales, vasos sanguíneos y tejido conjuntivo. Los cuerpos vertebrales no se adosan entre sí cerrando completamente el canal vertebral, sino que lateralmente presentan espacios intervertebrales que permiten la salida de los nervios raquídeos desde el canal vertebral [2.1].

En su recorrido la columna vertebral presenta tres curvaturas, a saber [2.6]:

- La curvatura craneocervical, convexa dorsalmente.
- La curvatura cervicotorácica, cóncava dorsalmente.
- La curvatura toracolumbar, convexa dorsalmente.

La columna vertebral sustenta el eje del cuerpo y en el funcionamiento del aparato locomotor ocupa un lugar central, al actuar como el arco de un puente situado entre los miembros pelvianos que hacen las veces de columnas de apoyo. A nivel de las primeras vértebras torácicas, la columna vertebral se apoya en el esternón por medio de las costillas que, a su vez, junto con la pared torácica lateral, se encuentran ligadas por músculos y tendones con el miembro torácico. Esta disposición dota a la columna vertebral de un alto grado de elasticidad y movilidad, conservando una gran estabilidad. En cambio, en la zona pelviana la columna vertebral se encuentra unida firmemente al miembro pelviano por medio de la articulación de las alas del sacro con el hueso ilion. Así, la fuerza de propulsión del miembro pelviano, generada por los músculos de la articulación de la cadera, se transmite directamente al resto del cuerpo [2.6].

Desde el punto de vista funcional, la columna vertebral cumple otras misiones también muy importantes. Para mantener la posición del cuerpo, desarrolla funciones estáticas durante las cuales los distintos cuerpos vertebrales realizan muy pocos movimientos entre sí. No obstante, el movimiento entre los cuerpos vertebrales es la base de la movilidad del dorso y con ello cumplen funciones cinemáticas y dinámicas, entre ellas la amortiguación y la transmisión de impactos al caminar, correr o saltar. En estos movimientos la acción conjunta de dos cuerpos vertebrales vecinos, sus discos intervertebrales, sus articulaciones intervertebrales y los ligamentos adyacentes, más la musculatura, forman la unidad funcional estática y dinámica más pequeña, “el

segmento de movimiento”. La presencia de cambios estructurales muy pequeños en este mecanismo puede bastar para producir importantes trastornos funcionales durante todo el transcurso del movimiento [2.6].

La movilidad de la columna vertebral es variable dependiendo de sus zonas. Por ejemplo, mientras que en la zona lumbar la columna es casi inmóvil, las vértebras caudales tienen mucha movilidad. En la región de las vértebras torácicas y lumbares (“el puente vertebral”) existe posibilidad de movimiento en las tres direcciones del espacio. A la extensión y flexión del dorso, se le suma un cierto movimiento lateral de la columna vertebral, a pesar de la escasa movilidad de las articulaciones individuales de la columna. La región de las vértebras cervicales es muy móvil en el plano mediano y en sentido lateral [2.6].

La columna vertebral está compuesta por vértebras cuya cantidad varía según la especie. A pesar de las diferencias multifuncionales a las que están sometidas según su ubicación regional, las vértebras poseen un común denominador en cuanto a su forma. Se trata de huesos cortos que en su centro presentan un tejido esponjoso rodeado en sus bordes por una sustancia compacta. En ellas se puede diferenciar [2.6]:

- El cuerpo de la vértebra (Corpus vertebrae).
- El arco vertebral (Arcus vertebrae).
- Las apófisis vertebrales (Processus vertebrae).

El cuerpo de la vértebra, un prisma casi cilíndrico, es el componente ventral básico de todas las vértebras y se caracteriza por una extremidad craneal convexa (cabeza de la vértebra y una extremidad caudal cóncava). Estas extremidades están cubiertas por una placa de cartílago hialino, la porción no osificada de la epífisis del cuerpo de la vértebra. Articulando con dichas superficies, entre las vértebras se encuentran los discos intervertebrales. La superficie dorsal del cuerpo de la vértebra está surcada por ranuras longitudinales y agujeros nutricios para vasos sanguíneos y por una cresta ligamentosa, mientras que la superficie ventral está ocupada por la cresta ventral, de desarrollo variable según el sector de la columna de que se trate [2.6].

El arco vertebral, también denominado arco neural, cubre la superficie dorsal del cuerpo de la vértebra y con sus porciones laterales (el pedículo del arco vertebral) y dorsal (la lámina del arco vertebral) forma el foramen vertebral. Los agujeros vertebrales se alinean para constituir el canal vertebral, que contiene la médula espinal, sus envolturas. Los segmentos neurales, vasos sanguíneos, ligamentos, tejido graso y tejido conjuntivo laxo. A la altura de las vértebras cervicales primera y segunda el diámetro del canal vertebral es máximo, luego se estrecha en el cuello, vuelve a ensancharse en la región de la espalda y nuevamente se torna más angosto en el sector caudal de la región torácica. En la región lumbar el canal vuelve a ser más ancho para luego ir disminuyendo de diámetro hasta su fin en la primera vértebra caudal (coccígea). Ventral

al cuerpo de la vértebra se extiende el arco hemal. En las vértebras caudales del bovino, del gato y del perro este arco subsiste sólo como un resto [2.6].

Craneal y caudalmente los arcos vertebrales presentan muescas, las incisuras vertebrales craneal o caudal, respectivamente, cada una de las cuales forma con la incisura de la vértebra siguiente y así sucesivamente, el foramen intervertebral. Por estos agujeros salen los ramos neurales de la médula espinal desde el canal vertebral. Los arcos vertebrales, apenas dejan espacios entre una vértebra y la adyacente, a excepción de tres puntos donde esta unión se amplía y forma un ancho espacio interarticular, que son los siguientes [2.6]:

- Espacio atlantooccipital, entre el occipital y la primera vértebra cervical.
- Espacio atlantoaxial, entre las vértebras cervicales primera y segunda.
- Espacio lumbosacro, entre la última vértebra lumbar y el hueso sacro.

Estos espacios tienen especial importancia clínica para realizar inyecciones o punciones.

Las apófisis vertebrales permiten la inserción de los músculos y, eventualmente, también de ligamentos y de las uniones articulares de los cuerpos de las vértebras en el área de los discos intervertebrales.

En las vértebras se distinguen [2.6]:

- Una apófisis espinosa en el plano mediano del arco vertebral.
- Dos apófisis transversas laterales a la base del arco vertebral.
- Cuatro apófisis articulares, dos craneales y dos caudales craneales o caudales a la raíz de la apófisis espinosa.
- Dos apófisis mamilares sólo en las vértebras torácicas y lumbares entre las apófisis articulares craneales y las apófisis transversas.

Además, en algunas especies animales se han desarrollado:

- Dos apófisis accesorias sólo en las últimas vértebras torácicas (carnívoros y cerdo) y en todas las vértebras lumbares (carnívoros) entre las apófisis articulares caudales y las apófisis transversas.

Cada sector de la columna vertebral presenta una cantidad determinada de vértebras, característica para cada especie. La columna vertebral desde un punto de vista general cuenta con particularidades anatómicas existentes en sus caras, tiene una disposición de su conducto

raquidiano, sigue una dirección y presenta movilidad. Algunas de estas particularidades son las siguientes [2.7]:

- a) **Cara superior.** Se distingue en la línea media de esta cara una serie numerosa de eminencias, rudimentarias en la región cervical, dotadas de mucho desarrollo en la dorsal, lumbar y sacra, y que desaparecen en la coccígea; eminencias que, consideradas en conjunto, reciben el nombre de columna dorsolumbosacra. En las partes laterales de ésta se perciben dos líneas de eminencias representadas en la región cervical y lumbar por las apófisis articulares, y en la dorsal, por las transversas, que están limitando dos surcos llamados goteras vertebrales.
- b) **Cara inferior.** En la parte céntrica de esta cara se encuentra una larga cresta ósea, que divide el cuerpo de las vértebras en dos partes laterales simétricas. La cara inferior del raquis es más ancha en la región cervical, se estrecha en la dorsal, para aumentar nuevamente de anchura en la región lumbo-sacra.
- c) **Caras laterales.** En estas caras se distinguen treinta y seis agujeros, llamados de conjunción, encargados de dar paso a los nervios espinales. Además, en el cuello, dorso y lomos se ven las apófisis transversas; en el dorso, las caras articulares, con destino a la cabeza y tuberosidad de las costillas, y en la región sacra, las superficies para articularse con los huesos coxales. Las apófisis dichas y las costillas brindan con numerosos puntos de atadura a los músculos encargados de llevar a cabo los movimientos del raquis.
- d) **Conducto raquidiano.** Este canal recorre en toda su longitud la columna vertebral. Al nivel de la vértebra atlas es muy ancho, estrechándose en las demás vértebras del cuello, excepción hecha de la última cervical y primera dorsal, donde se dilata nuevamente; reduce otra vez sus dimensiones hasta el centro de la región dorsal, aumentando progresivamente de capacidad hasta la articulación lumbo-sacra, terminando rápidamente el conducto en las primeras vértebras coxígeas. Por su extremidad anterior, el conducto raquidiano comunica con la cavidad craneana.
- e) **Dirección.** El raquis es un tallo óseo que sigue dirección flexuosa. A partir del coxis se observa que se dirige adelante y arriba, formando la primera curva, de cavidad inferior; se ostenta recta en la región sacro-lumbar y tercio posterior de la dorsal, se eleva hasta el origen de la cervical, sitio donde desciende, para ascender nuevamente y describir una pronunciada curva de convexidad anterior y concavidad posterior.
- f) **Movimientos.** Las regiones extremas del raquis son las que disfrutan de movimientos más libres, extensos y variados por la mucha amplitud de las superficies de contacto en las vértebras cervicales y por la autonomía e independencia del coxis, poco peso de sus vértebras y robustez de los músculos de dicha región. La región lumbar es menos móvil, y lo es aún menos la dorsal. De los distintos movimientos que en el raquis se pueden apreciar los generales o de totalidad son los más interesantes. Estos son de flexión, de extensión, de inclinación lateral, de circunducción y de rotación.

La columna vertebral porcina cuenta con la configuración de la mayoría de los animales vertebrados. La fórmula vertebral del cerdo es $C_7 T_{14-15} L_{6-7} Cd_{20-23}$. La selección de razas ha incrementado el número de animales con 15 vértebras torácicas y 7 vértebras lumbares, especialmente en razas de cuerpo largo tales como el Landrace. Las vértebras son todas iguales en principio, pero según las distintas regiones y funciones se han modificado convenientemente (Figura 2.8) [2.9].

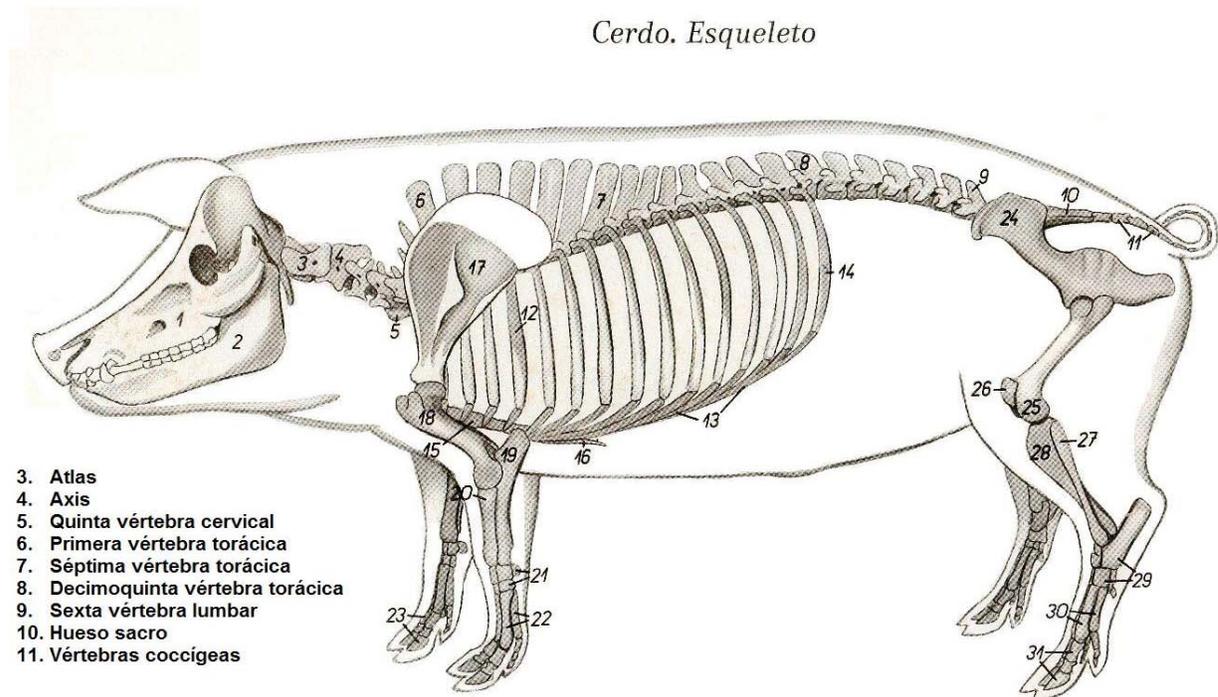


Figura 2. 8 Columna vertebral del cerdo [2.6].

2.2.2.1 VÉRTEBRAS LUMBARES PORCINAS.

Las vértebras lumbares de la mayoría de los vertebrados son en número de seis. Están constituidas de forma que en ellas se encuentran todas las características típicas de las vértebras. [2.9]. El cuerpo es de menor volumen que el de las vértebras cervicales, pero mayor que el que presentan las dorsales o torácicas. Las apófisis articulares forman eminencias, las caras articulares son cóncavas y las apófisis espinosas, que son cuadriláteras, tienen la longitud propia de las últimas vértebras dorsales, aunque son más anchas y terminan por un borde grueso, rugoso e inclinado hacia adelante. El carácter que más las aleja de las otras vértebras es la forma, dirección y tamaño de las apófisis transversas. Se separan éstas transversalmente del cuerpo de la vértebra, representan láminas aplanadas de arriba abajo y ofrecen desarrollo tan grande, que han merecido la consideración de costillas lumbares, detenidas en su evolución o desarrollo, motivo por el que se las designa con el nombre de apófisis costiformes [2.6].

Realmente no representan estas apófisis costillas regionales. En su formación o desarrollo, no son partes autónomas o independientes y sí prolongaciones de las vértebras. Les faltan las superficies articulares para las costillas, las apófisis espinosas son más bajas y por lo general están inclinadas hacia craneodorsal, las apófisis costiformes son largas, muy anchas y aplanadas [2.7].

La diferenciación de las seis vértebras lumbares se consigue sin dificultad alguna mediante las siguientes características: Disminuye el cuerpo de estas vértebras de altura desde la primera a la sexta y aumenta en latitud; la cresta vertebral va reduciéndose progresivamente de delante atrás. Por el mismo orden se estrechan las apófisis espinosas, disminuye el grosor de su vértice y, en cambio, aumenta la concavidad del borde anterior. Las apófisis transversas más largas son las de la tercera y cuarta vértebras, situadas en el centro de la región, y dichas apófisis son rectas; las dos primeras están inclinadas hacia atrás, y las dos últimas lo están en sentido opuesto. Además, la quinta vértebra, en el borde posterior de sus apófisis transversas, presenta dos caritas articulares, de forma oval, y este detalle existe en el borde anterior, y en el posterior de las apófisis pertenecientes a la sexta vértebra [2.7].

Los cuerpos de las vértebras, tienen un desarrollo importante y tanto sus extremidades craneales o cabezas de las vértebras como sus extremidades caudales o fosas de las vértebras presentan sólo superficies articulares planas [2.7].

Los arcos vertebrales encierran un canal vertebral bien amplio para albergar la intumescencia lumbar de la médula espinal [2.7].

Las apófisis espinosas por lo general tienen la misma longitud y están inclinadas cranealmente. Sólo en los carnívoros su altura aumentada hasta las vértebras lumbares cuarta o quinta y sólo en los bovinos están inclinadas caudalmente; en los pequeños rumiantes son verticales [2.7].

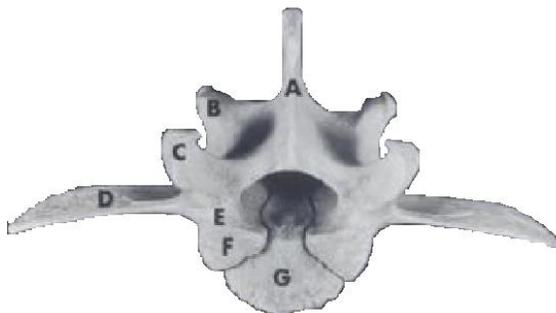
Las apófisis costiformes, como rudimentos de costillas, son las estructuras salientes de las vértebras lumbares. Se trata de estructuras muy anchas que en los carnívoros y el cerdo están orientadas hacia craneoventral, mientras que en los rumiantes y el caballo son horizontales. La primera vértebra lumbar suele ser la poseedora de la apófisis costiforme más corta; la más larga por lo general es la correspondiente a la tercera o cuarta vértebra lumbar. En los carnívoros la más larga es la quinta o sexta. Como particularidad, en el caballo las dos últimas apófisis costiformes se articulan entre ellas, y también lo hace la última con la primera vértebra sacra; en consecuencia los agujeros intervertebrales en este lugar están subdivididos en una abertura dorsal y otra ventral [2.7].

Las apófisis costiformes y espinosas, así como la bien desarrollada cresta ventral, brindan amplias zonas de inserción a las musculaturas del cinturón pelviano, el abdomen, el tronco y la pelvis. Debido a su posición sagital, las apófisis articulares craneales sólo permiten una curvatura

dorsal de la columna lumbar, mientras que los movimientos laterales son prácticamente imposibles. Estas superficies articulares se funden con las apófisis mamilares para formar las habitualmente abultadas apófisis mamiloarticulares [2.7].

Los espacios interarcuales son estrechos; sólo el ubicado entre la última vértebra lumbar y la primera vértebra sacra, el espacio interarcual lumbosacro, es accesible en todos los animales para inyecciones y punciones [2.7].

Las vértebras lumbares del cerdo son seis o siete. Sus cuerpos son mayores en la región torácica y tienen una cresta ventral. Se hacen más anchos y aplanados en la parte caudal. Los arcos están profundamente escotados y separados por un espacio que aumenta dorsalmente. Las apófisis mamilares se proyectan lateral y caudalmente. Las apófisis transversas son arqueadas y se inclinan un poco en sentido craneal. La longitud aumenta hasta la quinta para disminuir bastante en la última. No se articulan entre sí o con el sacro. El borde caudal de la raíz de la apófisis está marcado por una escotadura en la parte craneal, de la serie de vértebras y un foramen en la parte caudal. Las apófisis espinosas son anchas y están inclinadas cranealmente, a excepción de la última, que es estrecha y vertical (Figura 2.9) [2.10].



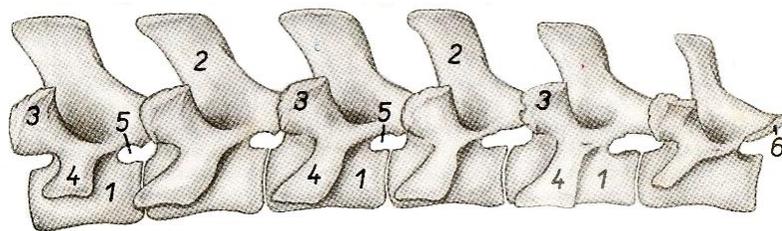
**Vértebra lumbar del cerdo.
Vista craneal.**

- A Apófisis espinosa
 - B Apófisis articular caudal
 - C Apófisis mamilar
 - D Apófisis transversa
 - E Pedículo
 - F y G Cuerpo
- La lámina está entre la porción E y A

Figura 2. 9 Vértebra lumbar porcina [2.6].

La región cervical es prácticamente recta. Las regiones torácica y lumbar forman una ligera curva, cóncava ventralmente, que tiene el punto más alto en la unión de las dos regiones. El promontorio sacro no es tan acentuado como en los bóvidos y la curva sacra es más aplanada. Las longitudes regionales de la columna vertebral de los cerdos son las siguientes: Cervical, 24 cm; torácica, 53.5 cm; lumbar, 31 cm; sacra, 17 cm; y caudal, 35 cm [2.10].

Es muy común encontrar 15 vértebras torácicas, si bien la existencia de 16 e incluso 17 es también bastante corriente. Es muy raro que existan solamente 13. También es muy frecuente que se presenten 6 o 7 vértebras lumbares; la presencia de 5 es poco frecuente. El número de vértebras caudales varía de 20 a 26 según los distintos investigadores, algunos indican que el número que con más frecuencia se ha encontrado es de 23 [2.10]. El número de vértebras dorsales y lumbares puede variar excepcionalmente. En líneas generales, el número de vértebras no suele variar, de tal manera que un aumento del número de dorsales corresponda a una disminución en el número de las lumbares, o viceversa (Figura 2.10) [2.9].



- | | |
|--|--|
| 1. Corpus vertebrae: Cuerpo de la vértebra | 5. Foramina intervertebralia: Agujeros intervertebrales |
| 2. Processus spinosi: Apófisis espinosas | 6. Processus articularis caudalis vertebrae lumbalis VI: Apófisis articular caudal de la sexta vértebra lumbar |
| 3. Processus articularis cranialis cum processu mamillari: Apófisis articular craneal con apófisis mamilar | |
| 4. Processus costarius: Apófisis costal | |

Figura 2. 10 Columna lumbar porcina [2.6].

2.3 ANATOMÍA COMPARATIVA.

En la anatomía comparada se estima, en contraste con la humana, que la posición más natural y común de los vertebrados es la de los animales cuadrúpedos, con la cabeza adelante y la región caudal o cola, prolongada hacia atrás (Figura 2.11). Puede, en consecuencia, formarse la correlación que se muestra en la Tabla 2.1 [2.11].

Tabla 2. 1 Correlación anatómica entre el hombre y los vertebrados cuadrúpedos [2.11].

Hombre	Cuadrúpedo
Superior	Anterior
Inferior	Posterior
Posterior	Dorsal o superior
Anterior	Ventral o inferior

Los esqueletos óseos, que presentan los seres complejos, se les clasifica del siguiente modo: atendiendo a su dirección, se dividen en horizontales, verticales y oblicuos. A los primeros pertenece el esqueleto de los animales mamíferos domésticos; a los segundos, el esqueleto del ser humano, y al grupo último, el de los cuadrúmanos y el de las aves [2.7].

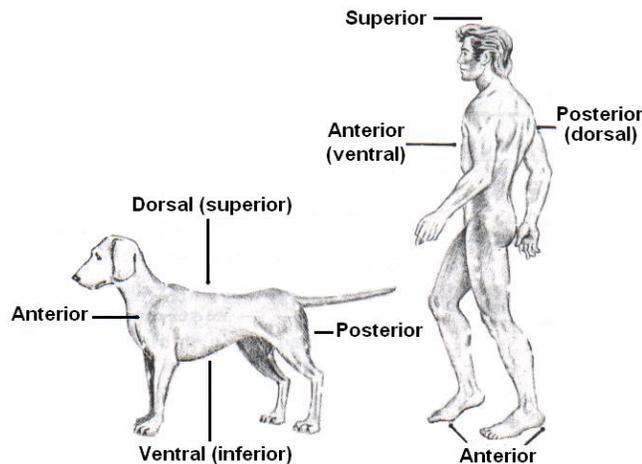


Figura 2. 11 Correlación de términos de acuerdo con la posición de los organismos [2.11].

Los huesos cuentan con una serie de características generales que los distinguen. La trama orgánica que resulta de la asociación de los tejidos óseos, conjuntivo, variedad medular del adiposo y sistema vascular, forma el sistema óseo, que se individualiza en órganos numerosísimos, que son los huesos. Algunos caracteres distintivos son los siguientes [2.7]:

- a) **Número.** Varía en los diferentes animales domésticos y aun en un mismo ser, según la edad; siendo más numerosos en el período del desarrollo. Por estar cada hueso formado de varios núcleos o piezas óseas, que en las edades posteriores, en las que éstos se sueldan para formar huesos adultos.
- b) **Nomenclatura.** La nomenclatura ósea está constituida por los diferentes nombres con que se designan los huesos. No responde a base científica alguna participando de los defectos e inconvenientes de la nomenclatura anatómica general.
- c) **Situación.** Es importante conocer el sitio que los huesos tienen en el esqueleto; y la situación de estos órganos puede ser absoluta o relativa. Por su situación absoluta los huesos ocupan tal o cual sitio en el esqueleto, y por la relativa, se la armoniza con la de los huesos de la misma región, o bien de regiones próximas. Las dos maneras de considerar sirven: la absoluta, para conocer el sitio que los huesos tienen en el esqueleto., y la relativa, para llegar a precisar la situación del hueso en la región, relacionándola con la que tengan otros más o menos próximos.
- d) **Dirección.** También puede ser absoluta y relativa; por la primera los huesos presentan una de las siguientes tres direcciones: la horizontal, vertical y oblicua, y por la relativa afectan alguna de esas tres, pero siempre relacionándola con la que sigan los huesos próximos.
- e) **Simetría.** Los huesos del esqueleto pueden dividirse en dos grandes grupos: en impares y pares. Pertenecen al primer grupo los colocados en el plano medio del esqueleto, por donde pasa una línea imaginaria que divide el esqueleto en dos partes exactamente iguales, y al segundo, o sea a los huesos pares, todos los situados a los lados del plano medio. La simetría existe, por tanto, en todos los huesos impares, como vértebras,

esternón, etc., que cuando son divididos en virtud de un corte vertical, las dos porciones resultantes son exactamente iguales.

- f) **Volumen.** Se dividen los huesos, por volumen, en grandes, pequeños, y muy pequeños. En general se incluye entre los grandes a los huesos largos, como medianos a los planos, como pequeños a los cortos y como muy pequeños a huesos como los sesamoideos, navicular y huesecitos del oído.
- g) **Forma.** Cada pieza de las que constituyen el esqueleto presenta forma característica, forma que no es constante o invariable, toda vez que cambia según los individuos, su edad y sexo. Otro aspecto que contribuye al cambio en la forma de la estructura ósea es de suma importancia en este trabajo, como lo son los cambios generados por las cargas mecánicas a las cuales son sometidos los huesos. Esto es de suma importancia ya que modifican de manera significativa la estructura ósea, reflejándose en la calidad de vida del ser humano y animales.
- h) **Conformación interior.** No es igual en los huesos largos, planos y cortos y presenta poca importancia su estudio. Los huesos largos poseen en su interior una cavidad llamada medular, rellena por la medula ósea, que está formada, principalmente, por el tejido adiposo en su variedad medular.
- i) **Estructura.** Todos los huesos se encuentran envueltos por una membrana de tejido conjuntivo muy vascular, adherida, con intimidad, a la sustancia ósea; membrana recorrida por los vasos que llevan los elementos de nutrición a los huesos, designada con el nombre de periostio. La casi totalidad del hueso lo forma el tejido óseo, que pertenece a la familia de los conjuntivos, con células óseas y sustancia intercelular sólida, a la que debe el hueso sus principales características; así como también por vasos, nervios y sustancia medular.

2.4 BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR.

La columna vertebral lumbar cumple tres funciones biomecánicas fundamentales [2.12]:

- Soporta la mitad superior del cuerpo, lo que representa un 60% del peso total, que gravita sobre la misma en posición erecta.
- Actúa como zona móvil entre la cabeza-tronco y la pelvis, lo que permite no sólo la marcha sino el alcance y la carga de objetos.
- Protege a las delicadas estructuras nerviosas medulares y radiculares.

La aplicación a la medicina de una serie de técnicas de ingeniería cada vez más precisa ha permitido conocer las propiedades mecánicas de las diferentes estructuras de la columna.

El estudio puede realizarse por separado, es decir, de cada uno de sus componentes anatómicos (disco, hueso, ligamento, músculos) o bien considerando la columna como un todo, sea en su

aspecto global, analizando el comportamiento y los movimientos de la misma como una estructura flexible, o bien en detalle de cada uno de sus elementos articulados.

Disco, hueso y ligamentos son materiales anisótropos; es decir, sus propiedades mecánicas varían según la dirección con que se apliquen las fuerzas. Por ello, el estudio completo exige que los materiales se sometan a fuerzas de compresión, tracción, cizalleo, rotación y a fuerzas cíclicas de fatiga [2.12].

2.4.1 DISCO INTERVERTEBRAL.

Las cargas para las cuales el disco esta sujeto pueden ser divididas dentro de dos grandes categorías principales de acuerdo con la duración de su aplicación; cargas de corta duración y de alta amplitud (estiramiento brusco) y cargas de larga duración y de baja magnitud debidas a una mayor actividad física normal. Esta división es importante, debido a que el disco tiene propiedades dependientes del tiempo, tales como viscoelasticidad caracterizada por sensibilidad del índice de carga, histéresis, fluencia (creep), y relajación [2.13].

Las cargas de corta duración y alto nivel, causan un irreparable daño estructural del disco cuando un esfuerzo de valor más alto que el esfuerzo de falla último es generado en un punto dado. El mecanismo de falla durante cargas de larga duración y bajo nivel de relativa magnitud baja, es completamente diferente y se debe a falla por fatiga. Se desarrolla un desgarre en un punto donde el esfuerzo nominal es relativamente bajo (pero mucho menor que el último esfuerzo o incluso con el esfuerzo de cedencia), y éste eventualmente se extiende, resultando en la falla del disco completo [2.13].

Experiencias en discos de cadáver muestran el modo en que el núcleo pulposo actúa como un líquido (comportamiento viscoso), incluso cuando hay indicios de degeneración. Debido a la especial disposición de las láminas concéntricas del anillo fibroso, éstas actúan como un muelle helicoidal (comportamiento elástico) que comprimen al núcleo. Así, debido a sus propiedades viscosas y elásticas, el disco (disco y anillo fibroso) se comporta biomecánicamente como un elemento viscoelástico (Figura 2.12) [2.12].

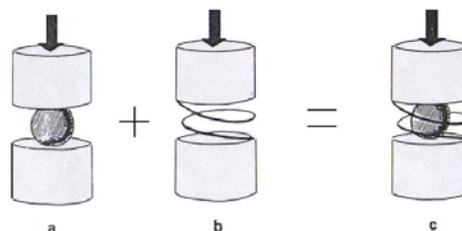


Figura 2. 12 Comportamiento del disco. a) El núcleo pulposo actúa como un líquido (comportamiento viscoso); b) el anillo fibroso, como un muelle helicoidal (comportamiento elástico); c) de ahí que el disco como un todo goce de propiedades viscoelásticas [2.12].

De este modo, al someter un disco a compresión, éste aumenta su resistencia y permite que la presión intradiscal sea mayor que la fuerza de la carga aplicada. Dada su configuración anatómica especial, cóncavoconvexa y no circular, las tensiones en la parte posterior del anillo fibroso pueden ser cuatro a cinco veces mayores que la fuerza aplicada. Este hecho tiene su significado en la producción de las fisuras discales que se inician y predominan en la zona posterior [2.12]. Al aumentar la carga, y especialmente cuando esta es elevada, el disco se deforma y protruye por igual en todas direcciones. Sin embargo, por más que se aumente la carga, el disco nunca se hernia, incluso aunque se escinda el ligamento longitudinal posterior. Lo primero que falla es la placa terminal que se fisura generalmente por el centro, y el núcleo protruye en forma de hernia intraesponjosa (Figura 2.13) [2.12].

El disco resiste poco a tracción y mucho menos a torsión, de modo que falla y se fisura por su parte posterior. El disco sano aguanta 25% más de carga que el degenerado. Por el contrario, tolera muy bien las fuerzas de cizalleo, de modo que se necesita de una acción intensa y violenta para causar un desplazamiento horizontal [2.12].



Figura 2. 13 Fisuración de la placa terminal. a) Al someter un disco a compresión se deforma, pero nunca se hernia; b) y c) la placa terminal se fisura por el centro y el núcleo protruye al interior del soma vertical en forma de hernia intraesponjosa [2.12].

Con la inclinación, el disco protruye hacia adelante en la flexión, hacia atrás en la extensión y hacia el mismo lado en lateralidad derecha o izquierda. El núcleo pulposo cambia su localización, moviéndose hacia atrás en la flexión y hacia adelante en la extensión, evidencia experimental que confirma la antigua hipótesis de Steindler de que el núcleo varía su posición al aplicar cargas excéntricas (Figura 2.14) [2.12].

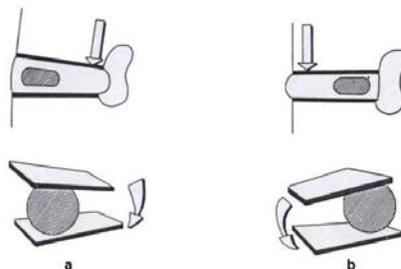


Figura 2. 14 Comportamiento del disco en los movimientos de flexoextensión. Al aplicar cargas excéntricas el núcleo pulposo cambia su localización: a) moviéndose hacia adelante en la extensión, b) hacia atrás en la flexión [2.12].

Cuando el disco es sometido a cualquier tipo de carga, tracción compresión o rotación, se deforma. Al suprimir ésta hay una recuperación elástica inmediata y progresiva hacia la dimensión original. Sin embrago, no se alcanza la dimensión primitiva de partida hasta que ha pasado un periodo de tiempo variable. Este comportamiento de prolongar la deformación durante un tiempo (creep) es típico en los materiales viscoelásticos. Si el proceso carga-descarga (deformación-relajación) se repite de forma cíclica, el disco tarda cada vez más y más en recuperar su estado inicial. La tolerancia a la fatiga es baja. Con el proceso de degeneración, esta capacidad viscoelástica de retorno se va perdiendo y la carga se distribuye menos uniformemente sobre la placa terminal [2.12, 2.14-2.15].

2.4.2 VÉRTEBRA.

Anatómica y funcionalmente es recomendable la separación por el plano del ligamento longitudinal posterior para dividir la porción somática anterior (soporte y amortiguación) del sistema posterior (protección neural) y guía de los movimientos [2.12].

- a) **Cuerpo vertebral.** El cuerpo vertebral soporta grandes esfuerzos antes de fracturarse, dada la enorme capacidad de absorción de energía que posee el hueso esponjoso. Con la edad, la pérdida progresiva de masa ósea se traduce en una menor resistencia. Así, una pérdida de masa del 25% supone una disminución de resistencia del 50%. Estudios con absorvimetría fotónica y espectrofotometría, muestran que la pérdida ósea trabecular es mayor en el centro del cuerpo vertebral y de ahí que la fractura por osteoporosis tenga el aspecto característico de un hundimiento central [2.12].

También se han estudiado por separado los componentes somáticos cortical (paredes verticales y placas terminales) y esponjoso. Estructuralmente este último exhibe una orientación preferentemente vertical y transversa de sus trabéculas. Esta disposición es necesaria conjuntamente para neutralizar cargas de sentido craneocaudal. La existencia de un número apreciable de trabéculas de interconexión en planos oblicuos diversos habla a favor de la capacidad de resistencia frente a esfuerzos de cizallamiento o de compresión de direcciones múltiples. Con respecto al componente somático cortical, éste participa con un 45% a un 75% en la resistencia global. Es decir, que tanto uno como otro contribuyen sustancialmente en la rigidez del soporte corpóreo vertebral [2.12].

- b) **Apófisis articulares.** El papel de las apófisis articulares es múltiple dentro del contexto biomecánico. Parece que en posición erecta soportan un 18% de las fuerzas de compresión, contribuyendo a disminuir la presión intradiscal (Figura 2.15). En posición de sentado, sin respaldo, es decir, en ligera flexión del raquis, las carillas no actúan en absoluto; de ahí que paradójicamente la presión intradiscal sea mayor en esta postura que en bipedestación. La posición de sentado, con respaldo, tiene una doble ventaja:

disminuye la presión en las articulares y también la fuerza de compresión en la parte posterior del anillo [2.12].

A causa de la angulación brusca entre el sacro y la última vértebra lumbar, las carillas interarticulares actúan frenando la tendencia potencial de la columna a deslizarse sobre el sacro, y en este sentido soportan un 33% de las fuerzas de cizalleo [2.12].

Finalmente, la orientación de las facetas determina los grados de libertad de movimiento. La columna lumbar posee una rotación limitada y las carillas soportan un 45% de las fuerzas de torsión. La asimetría de las carillas, denominada “tropismo”, provoca una rotación vertebral asimétrica, con esfuerzos torsionales que no son contrarrestados por la otra carilla y que actúan a nivel del disco favoreciendo su degeneración [2.12].

En definitiva, las carillas articulares protegen al disco de las fuerzas de cizallamiento y torsión, pero no están diseñadas para resistir las fuerzas de compresión intervertebral, función que corre casi íntegramente a expensas del disco [2.12].

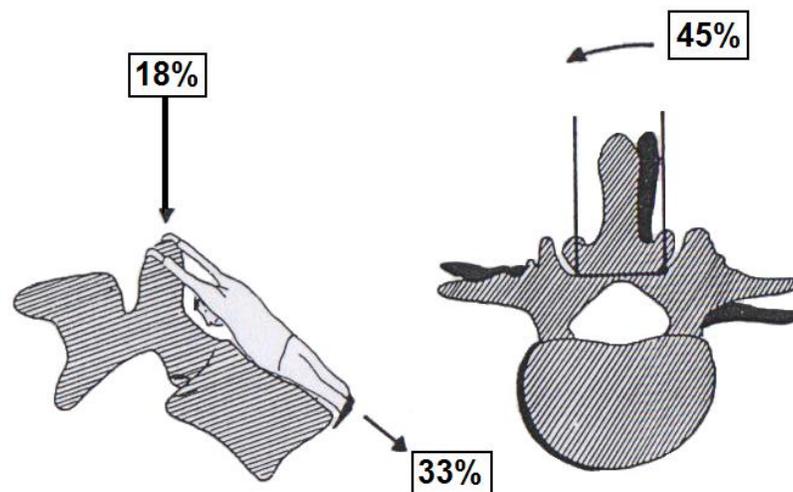


Figura 2. 15 Biomecánica de las carillas articulares. Las apófisis articulares contrarrestan las fuerzas que actúan a nivel del disco: a) soportan un 18% de las fuerzas de compresión y un 33% de las fuerzas de cizalleo, evitando la tendencia natural del soma al deslizamiento anterior (listesis); b) amortiguan en un 45% las fuerzas de torsión, evitando así la degeneración precoz del disco [2.12].

- c) **Istmo y pedículos.** La rotura experimental del pedículo y del istmo exige un mecanismo enormemente violento, pues ambos resisten cargas de hasta 100 kg [2.12].

Más interesante es el comportamiento del arco neural como unidad funcional. Estudiando el arco neural (pedículos y láminas) ante fuerzas cíclicas de flexión, extensión o torsión, se observa que las tensiones se distribuyen en una zona común situada en la superficie

inferior del pedículo, a nivel de la unión de éste con la lámina. Usando el método de las lacas quebradizas, se observa que en este punto se inicia una microfractura. La dirección ulterior de la fractura depende de la magnitud y diferente aplicación de las fuerzas, de forma que se puede fisurar el pedículo o la pars interarticularis. Todo ello es muy significativo y aporta un notable apoyo a la hipótesis sobre la lesión básica por sobrecarga, causante del defecto ístmico en la espondilolistesis espondilolítica [2.12].

2.4.3 LIGAMENTOS.

Los ligamentos poseen tres funciones biomecánicas de suma importancia [2.12]:

- Fijan las actitudes posturales, disminuyendo el gasto muscular. En efecto, en flexión completa y con los ligamentos íntegros, el segmento intervertebral es lo suficientemente rígido como para resistir la mitad del momento flexor del tronco.
- Restringen la movilidad. Todos los ligamentos se elongan y retraen pasivamente, y están dotados de una capacidad elástica que se va perdiendo con la edad. Con los años el ligamento se torna rígido, se degenera y aparecen roturas fibrilares. El ligamento amarillo es la estructura del organismo con mayor cantidad de fibras elásticas. Esto permite su elongación durante la flexión, como los otros ligamentos, y que además sea capaz de contraerse durante la extensión. Es decir, durante la extensión no se repliega, como los demás, sino que se contrae, disminuyendo de tamaño y así se evita que protruya dentro del canal. Además esta elasticidad se mantiene incluso a edades muy avanzadas.
- Protegen al resto de las estructuras vertebrales, absorbiendo energía cinética frente a las fuerzas aplicadas a alta velocidad. En un movimiento de hiperflexión forzada los ligamentos capsulares ofrecen una gran resistencia, ya que poseen una capacidad de estiramiento aproximadamente del 20 al 25% de su longitud original [2.12].

2.4.4 UNIDAD FUNCIONAL (UF).

El segmento móvil fue descrito por Junghans como el segmento comprendido entre dos vértebras adyacentes y sus partes blandas. Está constituido por el disco intervertebral, con las plataformas vertebrales limitantes, las articulaciones vertebrales posteriores y los ligamentos vertebral común anterior y posterior, interarticulares, interespinoso y supraespinoso [2.12].

El comportamiento de un segmento móvil es algo diferente que el de las estructuras (disco, hueso, ligamento) que lo componen al ser estudiadas por separado. Como sabemos, el núcleo pulposo de un disco sometido a carga axial la distribuye centrífugamente por efecto hidráulico y convierte la fuerza uniaxial en tensiones anulares tangenciales, que son atenuadas por el comportamiento viscoelástico del anillo. Esta tensión circunferencial es máxima en la periferia del anillo y decrece radialmente hacia el centro por acción de las fibras colágenas. En la placa

terminal ocurre la inversa, el máximo esfuerzo se encuentra en la porción central y disminuye hacia la periferia. Con la compresión el disco experimenta una disminución de altura y a nivel de las superficies de contacto de las carillas articulares aumenta enormemente la presión aproximándose las superficies articulares de las pequeñas articulaciones y aumentando así la superficie de contacto de estos pares diartrodiales. De esta forma la unidad vertebral segmentaria aumenta la rigidez del sistema (en un 60%) por efecto de acoplamiento de sus diferentes elementos [2.12].

2.4.5 MOVIMIENTO DE LA COLUMNA LUMBAR.

La movilidad de la columna ha sido repetidamente estudiada desde tiempos de Galeno. Vesalio, en 1543, describió las primeras estructuras anatómicas que soportan el movimiento. Winslow en 1730 y Weber en 1827 efectuaron las primeras mediciones de arcos en movimiento. Wolkman describió los movimientos de rotación en 1872, y Guerin, en 1877, la inclinación lateral y la flexoextensión. Lovet, en 1900, demostró la existencia de una rotación axial automática en el curso de una inflexión lateral [2.12].

En 1929 los estudios radiológicos de Dittman muestran como en flexoextensión [2.12]:

- La extensión es mayor para la columna lumbar que la flexión.
- El centro de movimiento sagital entre dos cuerpos vertebrales se encuentra a nivel del núcleo pulposo del disco.
- No existe un centro único, sino múltiples ejes transitorios en situación cambiante, dado que hay un cizallamiento notable en los discos lumbares en el desarrollo del movimiento de flexoextensión.

Posteriormente, Lewis y Brailsford han estudiado los diferentes centros instantáneos de movimiento en el plano sagital. Tanz, Allbrook, Nash y Moe han estudiado las movilidades segmentarias sobre modelos mecánicos; Rolander, Lysell y Farfan con métodos de cinemática plana; y, finalmente, Schultz y Galante, Broberg, Gracovetsky, Kinzel, White y Pinjabi lo han hecho mediante procedimientos de cinemática espacial sobre modelo matemático [2.12].

El estudio cinemático de la columna vertebral puede efectuarse en un doble aspecto [2.12]:

- Movilidad segmentaria, referida exclusivamente a un sólo segmento vertebral (segmento móvil de Jughans);
- Movilidad global de la columna lumbar.

2.4.5.1 MOVILIDAD SEGMENTARIA.

El disco intervertebral permite seis grados de libertad de movimiento. Los movimientos pueden ser [2.12]:

a) **Flexoextensión.** Son posibles por la capacidad del disco para ser tensado o comprimido en un 20% de su altura original. Se elonga en el lado convexo de la curva raquídea y se pinza en el lado cóncavo.

El movimiento está guiado por las apófisis articulares y limitado por el estiramiento de sus elementos capsulares. El ligamento vertebral común posterior y el interespinoso constituyen un freno para la flexión y el ligamento vertebral común anterior limita la extensión.

Algunos estudios muestran que un 20% de flexoextensión ocurrida en el raquis lumbar tiene lugar en la lumbosacra y un 25% en el nivel L4-L5. Estudios con análisis radiológicos minuciosos, invalidan la teoría de que en la columna lumbar la extensión es mayor que la flexión. En realidad, todos los segmentos tienen más movilidad en flexión que en extensión, exceptuando L5-S1 que no tienen un claro patrón definido. A nivel lumbosacro hay columnas que extienden más que no flexan y viceversa (Figura 2.16).

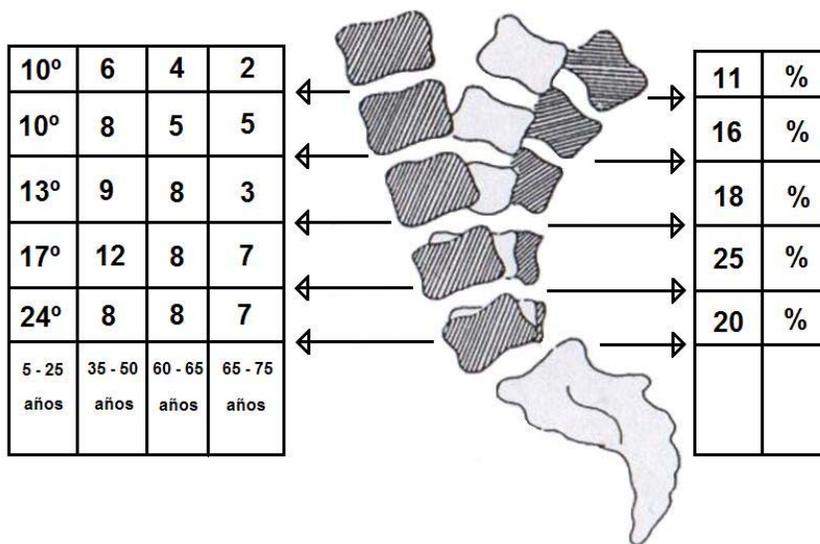


Figura 2. 16 Movilidad segmentaria. Distribución de la flexoextensión lumbar según niveles y edad [2.12]. El centro de movimiento para la flexoextensión se localiza a nivel del tercio posterior del disco. En presencia de un pinzamiento discal este centro se desplaza hacia atrás, aproximándose al plano de las articulares.

b) **Inclinación lateral.** De los movimientos de la columna lumbar, la inflexión lateral ha sido el menos estudiado, y al no existir normas y criterios unificados para la medición de los

ángulos, algunos autores tienen ciertas discrepancias, sin embargo, nos proporcionan una idea más clara y enriquecen la información existente hasta el momento. Su magnitud es mayor en niveles lumbares superiores y se reduce progresivamente en cada nivel inferior. El desplazamiento angular para el segmento L4-L5, es de 12 a 15°, los valores varían según la edad y el nivel, algunos otros autores proporcionan unos valores muy por debajo de éstos, siendo de 6° en L4-L5 y de 3° en L5-S1 (Figura 2.17) [2.12].

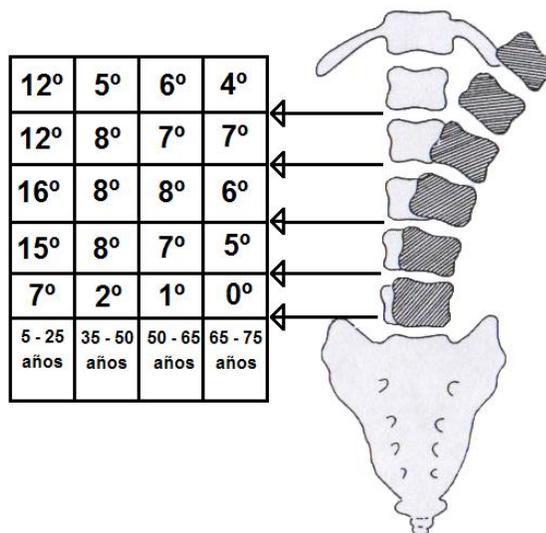


Figura 2. 17 Movilidad segmentaria. Valores de inclinación lateral lumbar [2.12].

c) Rotación axial. Durante la marcha los brazos se balancean alternativamente con las extremidades inferiores, lo que provoca una flexión cíclica de la columna, de pequeña magnitud pero mensurable.

Algunos autores concluyeron que en el movimiento rotatorio de las vértebras durante la marcha, andando a 4.38 km/h, existe una rotación de 0.2°-0.6° a nivel de la lumbosacra, en tanto que toda la columna lumbar permite una rotación que oscila de 3° a 18°. Mientras que otros autores determinaron que la rotación a nivel de la lumbosacra durante la marcha sería algo mayor, aproximadamente de 1.5°; y la rotación máxima permitida por esta articulación, incluso en las posiciones más forzadas, no sobrepasa los 6.0°. El grado de rotación de la lumbosacra, en las actividades diarias, es de pequeña magnitud, inferior a 5° y con una frecuencia de oscilación del orden de 50 ciclos por minuto [2.12].

El centro de rotación estaría situado en el punto más apto para distribuir las cargas dentro de un margen de seguridad a todos los componentes del segmento vertebral. Aquí también cada autor maneja criterios propios, como por ejemplo, algunos dicen que éste se encuentra en el centro de una circunferencia que encaja en las carillas articulares y cae en la apófisis espinosa. Para otros, como las partes más débiles del disco son los ángulos posterolaterales del anillo fibroso,

debe aceptarse que el centro de rotación axial se localiza a nivel de la parte posterior de aquél, próximo al eje frontal, cambiante con la dirección de la rotación y tan cerca siempre como sea posible de aquellos puntos. En realidad el segmento móvil no se mueve alrededor de un eje de rotación fijo, sino de un eje instantáneo de rotación o centroide, que caería en la mitad posterior del interespacio discal (Figura 2.18) [2.12].

2.4.5.2 MOVIMIENTOS COMBINADOS.

a) **Cizallamiento.** El movimiento de rotación de una vértebra se acompaña de desplazamiento hacia delante de la misma con discreta flexión (cizallamiento). La carilla articular del lado hacia el que se produce la rotación se comprime, mientras la carilla articular contralateral se distiende. Al suprimir la rotación, el arco neural deja de sufrir tensiones y las carillas articulares vuelven a su posición original [2.12].

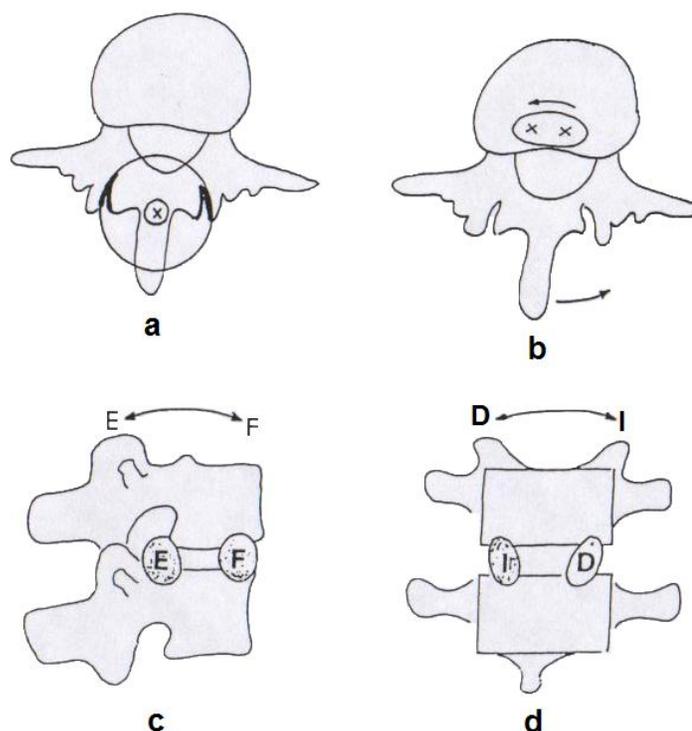


Figura 2. 18 Centros de movimiento. a) centro de la circunferencia que encaja en las carillas articulares y cae en la base de la espinosa; b) parte posterior del disco y se desplaza ligeramente según la dirección de la rotación. Para flexoextensión c) e inclinaciones laterales d) se localizan en el interespacio discal [2.12].

b) **Rotación automática en la inclinación lateral.** Los estudios al respecto han mostrado que en el curso de una inclinación lateral existe una rotación automática hacia el mismo lado. La amplitud global de esta rotación puede llegar a unos 10° para una inclinación lateral completa [2.12].

Sin embargo, otros estudios han comprobado que en los niveles lumbares altos la rotación automática es en dirección opuesta a la de la inclinación. El nivel L4-L5 es de transición y en el L5-S1 la rotación axial y la inclinación son en la misma dirección. El fenómeno se explica porque los ligamentos intervertebrales sometidos a tensión tienden a aproximar sus inserciones a la línea media. Este fenómeno fisiológico ocurre también en la escoliosis en forma de rotación permanente que acompaña a la inclinación estructurada [2.12].

La movilidad global varía mucho en la literatura, y son más estudiadas para la solución de problemas clínicos, por lo que no serán tomadas en cuenta.

2.5 SUMARIO.

Hasta el momento, se ha presentado a manera de introducción, los conceptos teóricos generales utilizados a lo largo de este trabajo. Por una parte, se presenta un análisis del tejido óseo, su funcionamiento, estructura y propiedades mecánicas más importantes. Por otro lado, se presenta el estudio de la columna vertebral, poniendo atención especial en la sección lumbar humana y porcina, desde el punto de vista anatómico y biomecánico. Finalmente, tomando en consideración esto, se hace el análisis comparativo entre ambas especies. Mediante la aclaración de dichos conceptos, lo que se pretende es dar una visión sobre el desarrollo teórico de esta tesis, y sustentar el Capítulo III, en el cual se presenta el desarrollo experimental propuesto para abordar el objetivo de la tesis.

2.6 REFERENCIAS.

- 2.1 **Marieb EN y Mallatt J**, “*Human anatomy*”, Tercera edición, Addison Wesley Longman, Estados Unidos de Norteamérica, 2001.
- 2.2 **Martini FH y Timmons MJ**, “*Human anatomy*”, Segunda edición, Prentice Hall, Estados Unidos de Norteamérica, 1997.
- 2.3 **Faller A y Schuenke M**, “*The human body: An introduction to structure and function*”, Thieme, Stuttgart: Germany, 2004.
- 2.4 **Latarjet y Ruiz L**, “*Anatomía humana*”, Tercera edición, Editorial Médica Panamericana, S.A., Vol. I, España, 1999.
- 2.5 **Hildebrand M**, “*Anatomía y embriología de los vertebrados*”, Limusa, México, 1982.
- 2.6 **König y Liebich**, “*Anatomía de los animales domésticos: aparato locomotor*”, Segunda edición, Editorial Médica Panamericana, S.A., Tomo I, España, 2004.
- 2.7 **González J y González AR**, “*Anatomía comparada de los animales domésticos*”, Imprenta Juan Pueyo, España: Madrid, 1961.
- 2.8 **Shively MJ**, “*Anatomía veterinaria básica comparativa y clínica*”, El manual moderno S.A. de C.V., México: D.F., 1993.
- 2.9 **Schwarze E y Schröder**, “*Compendio de anatomía Veterinaria: introducción a la anatomía veterinaria; aparato locomotor*”, Segunda edición, Acribia, Tomo I, España: Zaragoza, 1984.
- 2.10 **Sisson S y Grossman JD**, “*Anatomía de animales domésticos*”, Quinta edición, Salvat Editores, S. A., Tomo II, Barcelona: España, 1985.
- 2.11 **Del villar JA**, “*Anatomía comparada básica*”, Trillas, México, 1979.
- 2.12 **Roca BJ**, “*Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar*”, Jims, Barcelona: España, 1987.
- 2.13 **White AA y Panjabi MM**, “*Clinical biomechanics of the spine*”, Segunda edición, J.B. Lippincott Company, Estados Unidos de Norteamérica, 1990.
- 2.14 **Millares MRC**, “*Biomecánica clínica del aparato locomotor*”, Masson Elsevier, Barcelona: España, 1998.
- 2.15 **Calliet R**, “*Anatomía funcional, Biomecánica*”, Marban, España, 2005.

Caracterización de
vértebras porcinas
para su uso en
aplicaciones
biomecánicas.

CAPÍTULO III



Análisis

Experimental

La metodología, el equipo y la selección de los especímenes para el desarrollo experimental. Así como, el análisis y tratamiento de los datos, determinan la calidad de los resultados obtenidos en las pruebas biomecánicas.

3.1 INTRODUCCIÓN.

Actualmente no existen normas aceptadas que sigan una metodología de ensayos que permita la experimentación biomecánica en ningún tipo de especímenes. Sin embargo, a este respecto, ya se comienzan a dar los primeros pasos para desarrollar metodologías experimentales que permitan una homogenización de los resultados obtenidos y por lo tanto hacerlos confiables, eficientes y efectivos. En este contexto, se menciona la existencia de normas para el desarrollo experimental de pruebas mecánicas en prótesis y dispositivos quirúrgicos, que aún están siendo evaluadas para su implementación. Un ejemplo, es la norma ASTM F 2077-00 “*Métodos de prueba para dispositivos de fusión de cuerpo intervertebral*”, la cual contempla una descripción de la metodología de pruebas mecánicas para prótesis de disco. De esta forma, también existen estudios que aprovechan esta norma para desarrollar pruebas biomecánicas en Unidades Funcionales (UF`s), así como discos intervertebrales humanos, en donde se utiliza la metodología y equipo descritos en dicha norma [3.1].

El objetivo de este Capítulo, es realizar pruebas de compresión axial en especímenes porcinos en UF`s de la zona lumbar L3-L4. Para posteriormente compararlos al caso humano con la literatura abierta existente, y así determinar las correlaciones y analogías existentes entre ambos especímenes, con el fin de aplicar los resultados a la solución de problemas específicos como son traumatismos, diseño de prótesis e instrumental quirúrgico [3.2-3.6]. Por lo tanto, se presentan únicamente los resultados de los ensayos experimentales y morfométricos, dejando su análisis para el Capítulo V.

Como se vio en el Capítulo II, la UF o segmento móvil esta compuesto por vértebra-disco-vértebra, además de sus elementos posteriores (apófisis y ligamentos). Esta juega un papel determinante en el funcionamiento de la columna vertebral, ya que cumple con las tres funciones para las que esta diseñada la columna; movilidad, soporte y protección de la medula espinal. Esta configuración aumenta la rigidez del sistema en un 60% por efecto de acoplamiento de sus diferentes elementos. Sin embargo, al remover los elementos posteriores, así como, conservar únicamente el cuerpo vertebral y el disco intervertebral, la UF se convierte en Unidad de Columna Anterior (UCA) (Figura 3.1) [3.1]. Esto lógicamente trae consecuencias funcionales, ya que al remover las apófisis articulares se pierde un 18% de la transmisión de las fuerzas de compresión que las UF`s soportan en posición erecta en los humanos, contribuyendo a aumentar la presión intradiscal [3.7]. Dependiendo de la posición, es como actúan las apófisis articulares, de este modo se tiene que paradójicamente en posición de sentado no actúan en absoluto, y por lo tanto la presión intradiscal es mayor que en la posición de bipedestación [3.8]. Esto es de suma importancia para el análisis experimental propuesto, ya que afecta significativamente en los resultados de rigidez obtenidos.



Figura 3. 1 Unidad de Columna Anterior (UCA) L3-L4.

3.2 DISEÑO EXPERIMENTAL.

Uno de los principales problemas al elegir un modelo animal adecuado para hacer comparaciones anatómicas y funcionales con el ser humano, es la semejanza morfométrica y biomecánica con la parte del cuerpo que se busca estudiar en específico. La elección correcta del espécimen animal depende principalmente del tipo de investigación que se desee realizar en el ser humano, siendo así común el uso de ratas, becerros, monos, cabras, cerdos, caninos, etc. De la gama disponible de animales, quizá el más representativo sea el cerdo debido a las grandes similitudes que tiene desde el punto de vista biológico con el ser humano, tan es así, que se han realizado diversos implantes provenientes de este animal con muy buena aceptación en el cuerpo humano (válvulas de corazón, riñones, piel, etc.). En este sentido, actualmente existe en la literatura abierta información sobre la utilización de especímenes porcinos en la investigación biológica y biomecánica de ciertos padecimientos que afectan al hombre, siendo el cerdo el modelo más utilizado, sobre todo en investigaciones referentes al estudio de la columna vertebral humana [3.9-3.13]. Sin embargo, las similitudes desde el punto de vista de la Ingeniería Mecánica (propiedades mecánicas, comportamiento biomecánico y geometrías) aún siguen siendo evaluadas.

Otra razón por la que se eligieron especímenes porcinos, es porque en México es problemático llevar a cabo el análisis experimental en humanos debido a las dificultades legales y de salud que esto conlleva en el manejo de material necrológico. Un ejemplo de ello, son el contagio de enfermedades transmisibles por contacto directo con sangre como la Hepatitis y el SIDA.

El objetivo de la tesis es determinar las características biomecánicas y morfométricas entre la columna lumbar porcina y la columna lumbar humana para establecer las correlaciones existentes desde el punto de vista de la Ingeniería Mecánica.

Bajo estas consideraciones, y con la finalidad de cumplir con el objetivo de éste trabajo, se efectuarán los ensayos mecánicos en UF's y UCA's porcinas en la zona lumbar. Para tal efecto se utilizaron especímenes porcinos machos jóvenes de la raza Duroc-Jersey, con un promedio de 6 meses de edad, un peso de 120 kg., y con no más de 48 hrs. post mortem, esto debido a que conforme pasa el tiempo las vértebras se degradan y pierden sus propiedades mecánicas.

El análisis experimental esta dividido en dos partes, la primera se refiere a la parte biomecánica, en donde se analizaron UF's y UCA's de la zona lumbar porcina L3-L4 bajo pruebas de compresión axial, y la segunda se refiere al dimensionamiento anatómico de las vértebras porcinas L3 y L4:

1. La primera consta de 20 ensayos a compresión axial, los cuales fueron distribuidos de la siguiente manera:
 - 15 de ellos fueron realizados en la Unidades de Columna Anterior (UCA's), sin apófisis y ligamentos interespinoso y supraespinoso.
 - 5 más fueron realizadas en Unidades Funcionales (UF's) integras.

2. La segunda parte consta del análisis morfométrico de las vértebras L3 y L4, de las cuales cinco fueron tomadas de las UF's integras en las pruebas de compresión axial, y cinco más fueron tomadas de especímenes intactos, como sigue:
 - Dimensionamiento de 10 vértebras L3.
 - 5 tomadas de las pruebas de compresión axial.
 - 5 tomadas de especímenes intactos.
 - Dimensionamiento de 10 vértebras L4.
 - 5 tomadas de las pruebas de compresión axial.
 - 5 tomadas de especímenes intactos.

La mayor parte de las sollicitaciones de esfuerzos recaen sobre la columna vertebral lumbar. Esto se ve claramente si se analizan las dimensiones de los cuerpos vertebrales en la zona lumbar, ya que es precisamente aquí en donde son más grandes en comparación con los cuerpos vertebrales de la zona cervical y torácica. De acuerdo con la ley de Wolff, la forma, estructura y tamaño del tejido óseo depende de las cargas a las cuales esté sometido. Por lo tanto, si estas cargas son grandes, la densidad ósea aumenta en esta parte cambiando su forma y aumentando su tamaño, como se observa en la zona lumbar. Al ser la columna lumbar una zona donde se concentran grandes esfuerzos, es lógico que existan mayores índices de lesión en esta parte de la columna vertebral. Por lo tanto, el presente análisis se enfoca a ésta área en específico, ya que es aquí, junto con la columna cervical, en donde la instrumentación y las pruebas de prótesis están más desarrolladas.

3.3 METODOLOGÍA EXPERIMENTAL.

Como primer punto se procede a explicar la metodología empleada para las pruebas de compresión axial, y posteriormente se explica la metodología que se utilizó para el análisis morfométrico de las vértebras porcinas.

3.3.1 METODOLOGÍA DE LAS PRUEBAS DE COMPRESIÓN AXIAL.

Las pruebas de compresión axial se realizaron bajo el criterio de falla de las placas terminales, es decir, tomando en cuenta que el primer elemento de la UF que falla bajo estas cargas, es la placa terminal, la cual se fisura generalmente por el centro, y el núcleo pulposo protruye en forma de hernia intraesponjosa [3.8], por lo cual se estableció que los ensayos durarán hasta la ruptura de las placas terminales.

Por su parte, Van Dieën, describe el patrón de distribución de esfuerzos en el cuerpo vertebral justo detrás de las placas terminales debido a cargas de compresión constantes al 50% del esfuerzo de compresión estimado en 12 especímenes bovinos. En sus resultados se encuentran distribuciones uniformes, y a valores bajos de carga, los valores máximos se localizaron en el centro 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 [3.14].

De manera general la metodología se desarrolla de la siguiente manera:

- 2 Preparación de los especímenes de prueba.
- 3 Preparación de los dispositivos de sujeción.
- 4 Preparación de la máquina de ensayos.
- 5 Ejecución del ensayo de compresión axial.

3.3.1.1 PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES DE PRUEBA.

Una vez adquiridos los segmentos vertebrales (L2-L3-L4-L5), se procede a limpiarlos, cortarlos y reducirlos a los niveles L3-L4. Para garantizar que la carga aplicada fuera axial, se cuidó el paralelismo de las caras superior e inferior de los especímenes ensayados al momento de cortarlos, para evitar así la flexión del segmento. Posteriormente se retiraron los tejidos blandos conservando intactos únicamente el disco intervertebral, y los ligamentos intraespinoso y supraespinoso. Se utilizaron bisturís e instrumentos quirúrgicos para este efecto.

Debido a que algunos especímenes porcinos deben ser cortados para conformar UF's y otros para conformar UCA's se realizaron dos cortes diferentes, sin embargo, el procedimiento inicial es el

mismo, la única diferencia es la eliminación de los elementos posteriores en las UCA's (Figura 3.2).

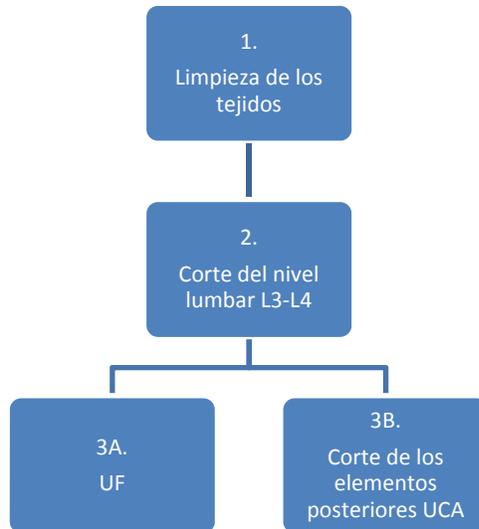


Figura 3. 2 Procedimiento general para la preparación de los especímenes.

1. **Limpieza de los tejidos.** Una vez adquirido el espécimen lumbar porcino (L2-L3-L4-L5), se procede a limpiar los músculos y tejidos blandos, teniendo cuidado de dejar intactos únicamente los ligamentos interespinoso y supraespinoso (Figura 3.3).

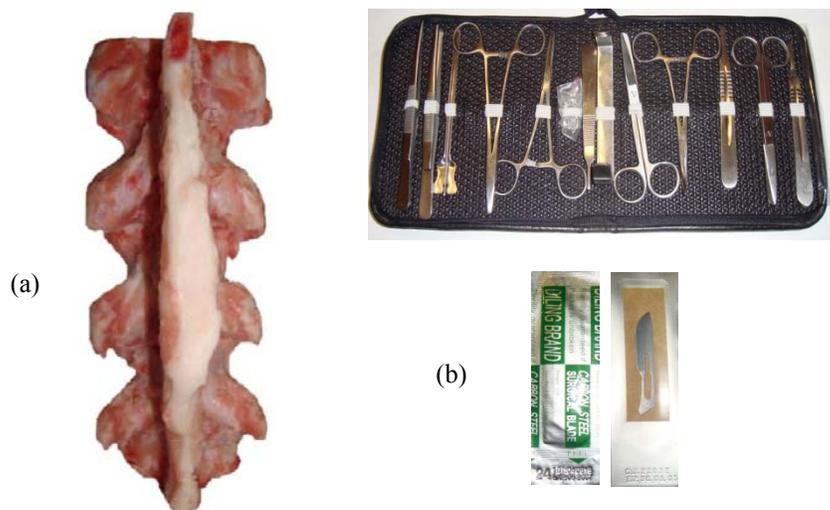


Figura 3. 3 (a) Espécimen lumbar porcino limpio (L2-L3-L4-L5); (b) Bisturís utilizados para la limpieza de los tejidos blandos.

2. **Corte del nivel lumbar L3-L4.** Cortar a nivel del disco inferior entre L2 y L3, lo mismo que a nivel del disco superior entre L4 y L5, con el fin de obtener la UF L3-L4. El corte se realiza con una sierra para hueso y se tiene cuidado de que las superficies inferior y

superior queden paralelas con el objetivo de que la carga se distribuya de forma axial en la prueba de compresión (Figura 3.4).



Figura 3. 4 Unidad Funcional (UF) L3-L4.

- 3. Corte de los elementos posteriores UCA.** Cortar los elementos posteriores (apófisis espinosas, apófisis transversales, apófisis articulares superiores e inferiores, ligamentos interespinoso y supraespinoso, con el fin de obtener una UCA, como se observa en la Figura 3.1.

3.3.1.2 PREPARACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE SUJECIÓN.

Los dispositivos de sujeción fueron diseñados con la finalidad de transmitir de forma axial las cargas en el momento de realizar las pruebas de compresión. Este dispositivo está diseñado para acoplarse a una máquina universal marca INSTRON, sin embargo, tiene un adaptador que cuenta con un tornillo métrico M12 X 1.25 que le permite ser empleado también en una máquina universal marca MTS.

El dispositivo de sujeción posee un perno con clips con el fin de ensamblar las copas de sujeción, las cuales tienen la función de alojar a los especímenes para fijarlos con los 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 Aluminio (Figura 3.5).



Figura 3. 5 Dispositivo de sujeción.

El Anexo A se muestra la Tabla A1 con los componentes, la descripción y dibujos del dispositivo de sujeción, así como los planos con los detalles correspondientes. Cabe mencionar que este tipo de dispositivos ya ha sido utilizado en pruebas de este tipo, obteniéndose excelentes resultados en la distribución axial de la carga [3.15].

3.3.1.3 PREPARACIÓN DE LA MÁQUINA DE ENSAYOS BIOMECÁNICOS.

Se utilizó una máquina universal marca MTS modelo 858 Table Top System, con capacidad 1.5 Ton. La velocidad a la cual se realizó la prueba fue de 5 mm/min. Como ya se expuso, el dispositivo utilizado para la sujeción del segmento fue diseñado con el fin de garantizar la estabilidad del sistema, y permitir que la carga se transmitiera de forma axial (Figura 3.6).

La máquina cuenta con un programa computacional para la adquisición de los datos, el cual tomaba una lectura por cada segundo, estos datos fueron analizados mediante el programa comercial Microsoft EXCEL[®] y se utilizaron herramientas estadísticas para su interpretación.



Figura 3. 6 Máquina universal MTS.

3.3.1.4 REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS DE COMPRESIÓN AXIAL.

Una vez montado el dispositivo de sujeción sobre la máquina de ensayos universal MTS, se establecen las condiciones de prueba mediante el un programa computacional con interfaz a la máquina, al ser una prueba de tipo cuasi estática la velocidad se ajusto a 5 mm/min., aplicándole una precarga de 300N (Figura3.7). Como ya se menciona, la carga se detuvo hasta que las placas terminales del disco intervertebral fallaron.



Figura 3. 7 Dispositivo de sujeción con espécimen montado en la máquina de ensayos.

Posteriormente se realizaron una serie de pruebas de compresión axial en 15 UCA's del segmento L3-L4, es decir, sin las apófisis espinosas y los ligamentos intraespinoso y supraespinoso, como se observa en la Figura 3.1.

CAPÍTULO III
ANÁLISIS EXPERIMENTAL

Todos los resultados de las pruebas de compresión axial se muestran de la Tabla 3.1 a la 3.4, y los resultados serán analizados y comparados con el caso humano en el Capítulo V.

Durante las pruebas de compresión se pudo observar que los valores obtenidos para la falla del disco intervertebral no tienen grandes variaciones. Al realizar el análisis estadístico, existen tres valores que quedan fuera del Límite Superior e Inferior de Control (LSC y LIC, respectivamente), por lo que estos fueron eliminados para no afectar los resultados finales debido a valores no representativos (Tabla 3.1).

Tabla 3. 1 Máxima Carga, Coeficiente de Rigidez y Coeficiente de Flexibilidad UCA's L3-L4.

Número	Máxima Carga (N)	Máximo Desplazamiento (mm)	Coeficiente de Rigidez (N/mm)	Coeficiente de Flexibilidad (mm/kN)	LSC 10541 N	LIC 6556 N
1	10082.849	6.951	1450.419	0.689	0	0
2	7212.402	12.760	565.226	1.769	0	0
3	5504.603	9.459	581.890	1.718	0	1
4	7227.904	7.520	961.119	1.040	0	0
5	7636.983	7.530	1014.122	0.986	0	0
6	8327.682	6.893	1208.083	0.827	0	0
7	5962.772	5.501	1083.843	0.922	0	1
8	10258.537	6.300	1628.144	0.614	0	0
9	7130.586	2.739	2603.322	0.384	0	0
10	8833.218	9.218	958.184	1.043	0	0
11	7885.015	10.979	718.182	1.392	0	0
12	13466.581	8.088	1664.857	0.600	1	0
13	9634.153	7.868	1224.434	0.816	0	0
14	9280.191	10.269	903.670	1.106	0	0
15	9784.004	5.363	1824.113	0.548	0	0
Media	8548.499	7.829	1225.974	0.964	0	0
Desviación Estándar	1992.813	2.484	539.842	0.406		

Por lo tanto, el valor final para la Carga Máxima es de **8606 N**, el Coeficiente de Rigidez es de **1255 N/mm**, y el Coeficiente de Flexibilidad es de **0.9 mm/kN** (Tabla 3.2).

Por último, se realizaron una serie de pruebas de compresión axial en 5 UF's del segmento L3-L4, el procedimiento para ensayarlas fue el mismo que el anterior, con la única diferencia de que la orientación de las apófisis espinosas en el humano está inclinada en una dirección cráneo-

caudal mientras que en el cerdo está en la dirección opuesta. Por lo que el espécimen porcino fue montado en una dirección cráneo-caudal con el fin de simular la dirección de estas apófisis como en los humanos, y que los resultados obtenidos en los ensayos sean lo más parecidos posibles como se observa en la Figura 3.4.

Tabla 3. 2 Resultados finales para UCA's L3-L4.

Espécimen	Máxima Carga (N)	Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Coefficiente de Flexibilidad (mm/kN)
1	10082.849	1450.419	0.689
2	7212.402	565.226	1.769
4	7227.904	961.119	1.040
5	7636.983	1014.122	0.986
6	8327.682	1208.083	0.827
8	10258.537	1628.144	0.614
9	7130.586	2603.322	0.384
10	8833.218	958.184	1.043
11	7885.015	718.182	1.392
13	9634.153	1224.434	0.816
14	9280.191	903.670	1.106
15	9784.004	1824.113	0.548
Media	8608	1255	0.9
Desviación Estándar	1184	559	0.38

Como en el caso anterior se realizó un análisis estadístico, encontrándose únicamente un valor fuera del Límite Superior e Inferior de Control (LSC y LIC), por lo que fue eliminado con el fin de no afectar los resultados finales debido a valores no representativos (Tabla 3.3), y ajustando los valores al LSC y LIC los resultados finales quedan como se ve en la Tabla 3.4. Por lo tanto, el valor final para la Carga Máxima es de **11318 N**, el Coeficiente de Rigidez es de **2754 N/mm**, y el Coeficiente de Flexibilidad es de **0.4 mm/kN**.

Tabla 3. 3 Máxima Carga, Coeficiente de Rigidez y Coeficiente de Flexibilidad UF's L3-L4.

Número	Máxima Carga (N)	Máximo Desplazamiento (mm)	Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Coefficiente de Flexibilidad (mm/kN)	LSC 12569 N	LIC 10696 N
16	10702.065	4.295	2491.319	0.401	0	0
17	12892.148	3.775	3414.650	0.292	1	0
18	11200.712	3.424	3271.096	0.305	0	0
19	11027.607	5.181	2128.422	0.469	0	0
20	12341.828	3.947	3126.261	0.319	0	0
Media	11632.872	4.124	2886.350	0.357	0	0
Desviación Estándar	936.470	0.668	551.178	0.075		

Tabla 3. 4 Resultados finales para UF`s L3-L4.

Espécimen	Máxima carga (N)	Coefficiente de rigidez (N/mm)	Coefficiente de flexibilidad (mm/kN)
16	10702.065	2491.319833	0.401393666
18	11200.712	3271.096979	0.305707843
19	11027.607	2128.422858	0.469831451
20	12341.828	3126.261116	0.319870914
Media	11318	2754	0.4
Desviación Estándar	713	537	0.08

Las gráficas de las pruebas de compresión axial para las UCA`s y las UF`s son mostradas en las Figuras 3.8 y 3.9. En donde la Figura 3.8 muestra la variación en las cargas y deformaciones máximas en UCA`s, mientras que la Figura 3.9 muestra la variación en las cargas y deformaciones máximas en UF`s.

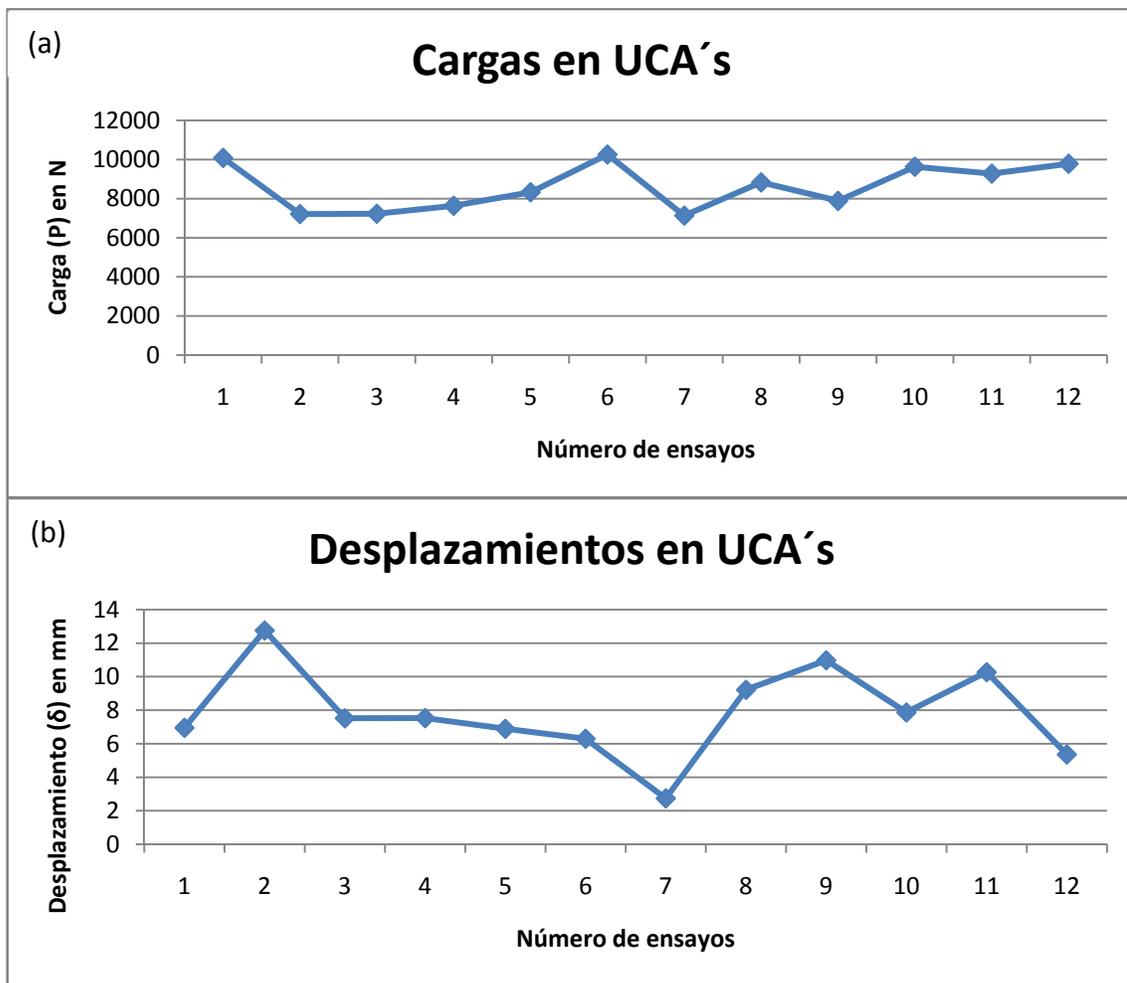


Figura 3. 8 Gráficas de variación en Cargas y Desplazamientos Máximos para las pruebas de compresión en UCA`s.
(a) Variación en Cargas Máximas; (b) Variación en Desplazamientos Máximos.

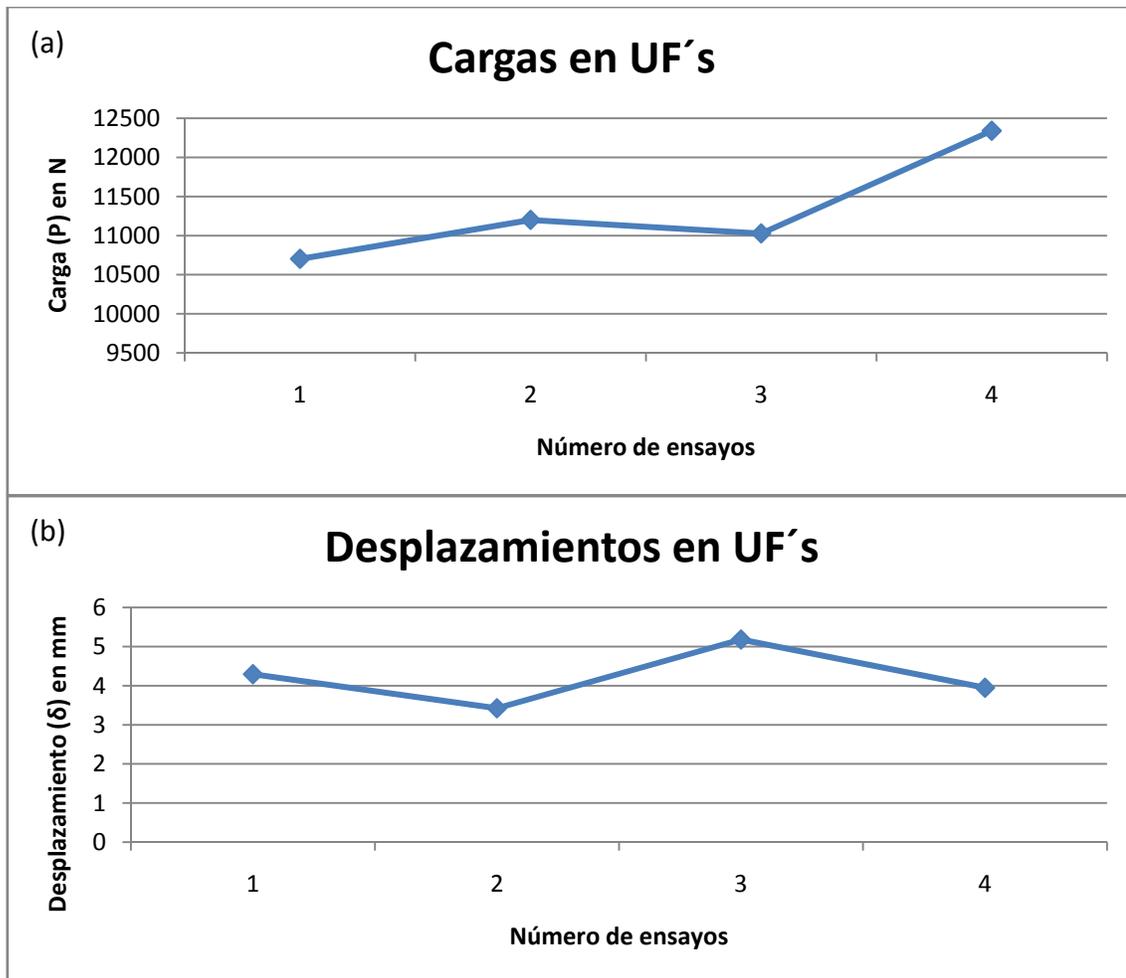


Figura 3. 9 Gráficas de variación en Cargas y Desplazamientos Máximos para las pruebas de compresión en UF's. (a) Variación en Cargas Máximas; (b) Variación en Desplazamientos Máximos.

Las Cargas Máximas y Desplazamientos son medidos en el punto en donde las placas terminales fallan. En las gráficas de carga-desplazamiento para UCA's y UF's mostradas en las Figuras B1 y B2 del Anexo B, se pueden observar los puntos donde fallan dichas placas.

3.3.2 METODOLOGÍA MORFOMÉTRICA DE LAS VÉRTEBRAS L3 Y L4.

Para dimensionar las características geométricas de las vértebras porcinas L3 y L4 se utilizaron los cinco especímenes (UF) ensayados a compresión axial y cinco más intactos (sin ensayar). Cabe mencionar, que los utilizados en las pruebas de compresión axial, su estructura ósea permaneció intacta ya que la prueba se detuvo cuando fallaron las placas terminales de los discos intervertebrales, asegurando la integridad del hueso. Todos los resultados fueron comparados con la literatura abierta para el caso del ser humano.

3.3.2.1 PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES DE PRUEBA.

El número de especímenes dimensionados en total fueron 10 vértebras L3 y 10 vértebras L4. Una vez realizada la prueba de compresión axial en las UF's, y retirados los especímenes de los dispositivos de sujeción, estos fueron hervidos junto con los intactos en una olla de presión durante 20 minutos (Figura 3.10) [3.16], esto con el fin de retirar los tejidos blandos y dejar únicamente la estructura ósea. Posteriormente, el tejido blando, incluyendo el disco intervertebral fue retirado con la ayuda de un bisturí e instrumentos quirúrgicos, teniendo el debido cuidado para mantener el hueso intacto, como se observa en la Figura 3.3b.



Figura 3. 10 UF L3-L4 limpia sin tejido blando y sin disco intervertebral.

3.3.2.2 DIMENSIONAMIENTO DE LOS ESPECÍMENES DE PRUEBA.

Una vez limpios los especímenes, se procedió a efectuar las mediciones correspondientes, para lo cual se utilizó un calibrador vernier marca Stainless Hardened® con una legibilidad de 0.05 mm. Las mediciones fueron repetidas en tres ocasiones. Los cálculos y gráficas como lo son la Media y el Error Estándar de la Media, fueron hechos mediante el programa computacional Microsoft Excel®. Los datos para los parámetros humanos fueron tomados de la literatura abierta, así como la metodología y las zonas de la vértebra que fueron dimensionadas, esto con el objetivo de poder realizar las comparaciones pertinentes, y garantizar su confiabilidad [3.16].

Los parámetros, las abreviaturas, y las regiones vertebrales que fueron dimensionadas, se encuentran resumidos en la Tabla 3.5 y la Figura 3.11.

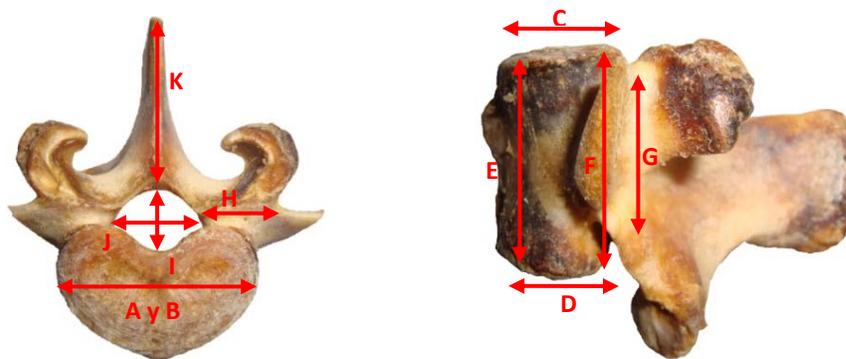


Figura 3. 11 Parámetros anatómicos medidos del espécimen porcino.

Tabla 3. 5 Parámetros medidos y abreviaciones usadas para las vértebras porcinas L3-L4.

Región vertebral	Dimensión	Abreviatura	Símbolo
Cuerpo vertebral	Espesor placa terminal superior	CVEs	A
	Espesor placa terminal inferior	CVEi	B
	Profundidad placa terminal superior	CVPs	C
	Profundidad placa terminal inferior	CVPi	D
	Altura cuerpo ventral	CVAv	E
	Altura cuerpo dorsal	CVAd	F
Pediculo	Altura	Pa	G
	Espesor	Pe	H
Canal espinal	Altura	CEa	I
	Espesor	CEe	J
Apófisis espinosa	Longitud	AEI	K

Para las mediciones anatómicas se pueden observar los parámetros dimensionados en las vértebras porcinas; estos resultados son representados por la Media y el Error Estándar de la Media (Tablas 3.6 y 3.7).

Tabla 3. 6 Resultados de las dimensiones para el cuerpo vertebral en mm. Media (Error Estándar de la Media).

Nivel vertebral	Región anterior (cuerpo vertebral)					
	CVAv	CVAd	CVEs	CVPs	CVEi	CVPi
L3	34.8 (0.126)	36.5 (0.181)	36.7 (0.163)	20.9 (0.135)	38.0 (0.141)	19.6 (0.127)
L4	35.6 (0.141)	38 (0.194)	37.4 (0.169)	21.0 (0.146)	42.2 (0.160)	19.2 (0.179)

Tabla 3. 7 Resultados de las dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis en mm. Media (Error Estándar de la Media)

Nivel vertebral	Región posterior (pedículos, canal espinal y apófisis espinosa)				
	Pa	Pe	CEe	CEa	AEI
L3	22.8 (0.128)	11.4 (0.094)	15.8 (0.131)	13.1 (0.118)	38.0 (0.153)
L4	23.3 (0.124)	11.8 (0.135)	17.4 (0.139)	13.5 (0.141)	38.4 (0.187)

CAPÍTULO III
ANÁLISIS EXPERIMENTAL

La Figura 3.12 muestra las gráficas con las diferencias en media de las dimensiones de las vértebras L3 y L4 para el pilar anterior (cuerpo vertebral), y el pilar posterior (los pedículos, el canal espinal y las apófisis), con una barra de error con Desviación Estándar.

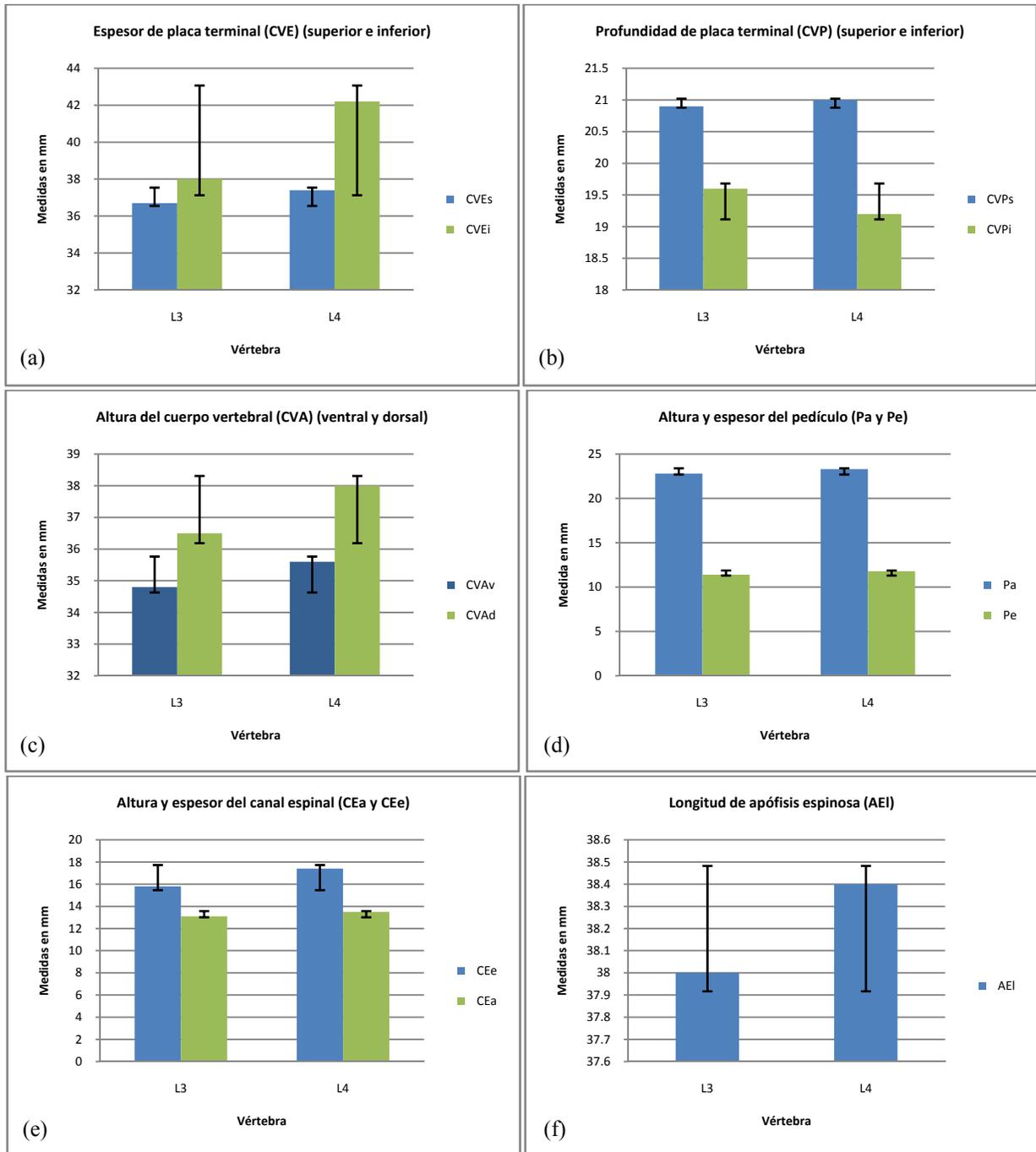


Figura 3. 12 Gráficas de dimensiones en vértebras de especímenes porcinos L3 y L4 en Media (barra de Error con Desviación Estándar). (a) Espesor de placa terminal; (b) Profundidad de placa terminal; (c) Altura del cuerpo vertebral (d) Altura y espesor del pedículo; (e) Altura y espesor del canal espinal; (f) Longitud de apófisis espinosa.

3.4 CÁLCULO DEL MODULO ELÁSTICO EQUIVALENTE EN UCA`s.

El cálculo del Modulo Elástico Equivalente (E_{eq}) en UCA`s es únicamente un valor representativo y es considerado como una referencia para interpretar el funcionamiento biomecánico en la columna lumbar porcina. Esto es con la finalidad de realizar estudios numéricos en el futuro considerando todos los elementos constitutivos de la UCA de manera holística, como lo son los cuerpos vertebrales, y el disco intervertebral.

Es importante destacar que la mayoría de los estudios encontrados en la literatura abierta, reportan propiedades mecánicas de la columna vertebral en humanos, los cuales son analizados mediante programas computacionales basados en el MEF, sin embargo, son muy escasos los encontrados para especímenes porcinos [3.17-3.21]. Otro factor trascendental, es que los valores encontrados son por lo general únicamente para elementos que constituyen la columna vertebral (hueso trabecular, cortical, disco intervertebral, ligamentos, etc.), y no así para UCA`s o UF`s. Por lo que, la determinación de un modulo elástico para este tipo de especímenes es muy significativo.

El procedimiento utilizado para la determinación del E_{eq} consta de varios pasos, como lo son, la determinación de la deformación, del esfuerzo, para finalmente obtener el Modulo Elástico Equivalente.

3.4.1 DETERMINACIÓN DE LA DEFORMACIÓN UNITARIA EN UCA`s.

Se eligieron los ensayos a compresión más significativos, es decir, los que presentaron un comportamiento más lineal. Cabe mencionar que por la naturaleza viscoelástica del hueso y tejidos blandos, tienen un comportamiento no lineal, además de ser completamente anisotrópicos [3.21]. Sin embargo, para simplificación de los cálculos se considera como lineal.

Las gráficas correspondientes a los especímenes elegidos para la determinación de la deformación unitaria (ϵ) son mostradas en el Anexo B. La fórmula para la obtención del E_{eq} es la siguiente (3.1):

$$\epsilon = \frac{\delta}{l_o} = \frac{l_o - l_f}{l_o} \quad (3.1)$$

Donde:

“ δ ” es la deformación total de la probeta,

“ l_o ” es la longitud inicial y

“ l_f ” es la longitud final

La velocidad de la prueba de compresión se realizó a 5mm/seg, es decir, la velocidad de desplazamiento del cabezal de la máquina permaneció constante. Tomando en cuenta esto, se eligió 4 mm de desplazamiento en todas las gráficas seleccionadas para calcular el ϵ . La longitud inicial (l_0) para cada probeta fue medida con un calibrador vernier. Finalmente mediante un análisis estadístico se determinó la Media de todas las deformaciones unitarias (ϵ) junto con sus respectivos LSC y LIC, eliminando así las pruebas que no fueron significativas, como se observa en la Tabla 3.8.

3.4.2 DETERMINACIÓN DEL ESFUERZO EN UCA's.

Para la determinación del esfuerzo (σ) en las UCA's se utilizó la siguiente fórmula (3.2):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3.2)$$

Donde:

“F” es la fuerza correspondiente a los 4 mm de desplazamiento y

“A” es el área promedio del cuerpo vertebral

La fuerza o carga seleccionada, fue la correspondiente al desplazamiento de 4 mm, al igual que la deformación unitaria (ϵ) se determinó la Media para realizar los cálculos correspondientes, como se observa en la Tabla 3.8.

El siguiente paso fue la determinación del área (A) de los cuerpos vertebrales, el procedimiento fue el siguiente:

1. Dimensionamiento de las vértebras L3 y L4.
2. Cálculo de las áreas de dos elipses (cuerpo vertebral y canal espinal).
3. Área final del cuerpo vertebral.

1. Dimensionamiento de las vértebras L3 y L4.

El primer paso fue obtener el valor de las elipses del cuerpo vertebral y del canal espinal. Para tal efecto, estas fueron tomadas del análisis morfométrico de las vértebras L3 y L4 presentados en las Tablas 3.6 y 3.7. El procedimiento fue el siguiente:

- a) La profundidad de la placa terminal (CVP) se obtuvo del promedio de la placa terminal inferior (CVPI) L3 y la placa terminal superior (CVPs) L4. El cálculo fue el siguiente:

$$CVP = \frac{CVPI + CVPs}{2} = \frac{19.6 + 21}{2} = 20.3 \text{ (Figura 3.13).}$$

- b) El espesor de la placa terminal (CVE) se obtuvo del promedio de la placa terminal inferior (CVEi) L3 y la placa terminal superior (CVEs) L4. El cálculo fue el siguiente:

$$CVE = \frac{CVEi + CVEs}{2} = \frac{38 + 37.4}{2} = 37.7 \text{ (Figura 3.13).}$$
- c) La altura del canal espinal (CEa) se obtuvo del promedio de L3 y L4. El cálculo fue el siguiente: $CEa = \frac{CEa(L3) + CEa(L4)}{2} = \frac{13.1 + 13.5}{2} = 13.3 \text{ (Figura 3.13).}$
- d) El espesor del canal espinal (CEe) se obtuvo del promedio de L3 y L4. El cálculo fue el siguiente: $CEe = \frac{CEe(L3) + CEe(L4)}{2} = \frac{15.8 + 17.4}{2} = 16.6 \text{ (Figura 3.13).}$

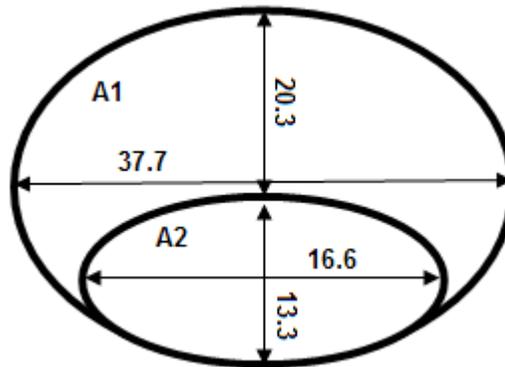


Figura 3. 13 Dimensiones promedio del nivel L3-L4.

2. Cálculo de las áreas de dos elipses (cuerpo vertebral y canal espinal).

El cálculo de las áreas A1 y A2, se determinó mediante la fórmula de la elipse (3.3) (Figura 3.14), y se utilizaron las dimensiones promedio anteriores:

$$A = (\pi)(a)(b) \quad (3.3)$$

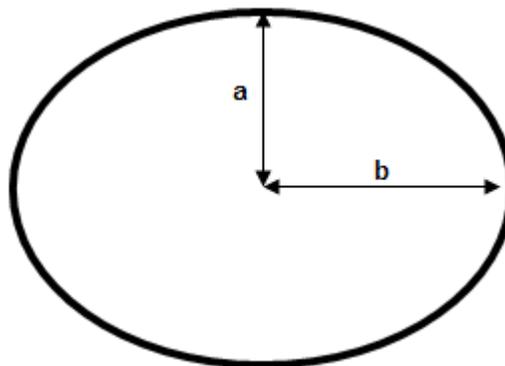


Figura 3. 14 Fórmula para el área de una elipse.

- a) El cálculo del área A1 es el siguiente:

$$A1 = (\pi)(a)(b) = (\pi)((20.3 + 13.3)/2)((37.7)/2) = 994.879 \text{ mm}^2$$

b) El cálculo del área A2 es el siguiente:

$$A1 = (\pi)(a)(b) = (\pi)((16.6)/2)((13.3)/2) = 173.4 \text{ mm}^2$$

3. Área final del cuerpo vertebral.

El área final del cuerpo vertebral es la siguiente:

$$A1 - A2 = 994.879 - 173.4 = 821.479 \text{ mm}^2$$

Una vez obtenida el área final ya es posible determinar el esfuerzo mediante con el valor de la Media de las cargas o fuerzas en las pruebas seleccionadas, como se observa en la Tabla 3.8.

3.4.3 DETERMINACIÓN DEL MODULO ELÁSTICO EQUIVALENTE EN UCA's.

Finalmente ya se cuenta con los datos necesarios para el cálculo del Modulo Elástico Equivalente ($E_{eq.}$). La fórmula para calcularlo es la siguiente (3.4):

$$E_{eq.} = \frac{\sigma}{A} \quad (3.4)$$

Todos los datos de y resultados obtenidos para el cálculo del Modulo Elástico Equivalente ($E_{eq.}$) están resumidos en la Tabla 3.8.

Tabla 3. 8 Desplazamiento, Carga, Deformación, Esfuerzo y Módulo Elástico Equivalente para UCA's L3-L4.

Espécimen	Desplazamiento δ (mm)	Carga (N)	Longitud Inicial l_0 (mm)	Longitud Final l_f (mm)	Deformación ε (mm/mm)	Área (mm ²)	Esfuerzo σ (MPa)	Modulo Elástico Equivalente ($E_{eq.}$) (MPa)
1	4	5264	54	50	0.074	821	6.4	87
2	4	1197	45.5	41.5	0.088	821	1.5	17
4	4	2473	44	40	0.091	821	3.0	33
5	4	3473	42.5	38.5	0.094	821	4.2	45
6	4	3997	38	34	0.105	821	4.9	46
8	4	6225	46.5	42.5	0.086	821	7.6	88
10	4	1503	39	35	0.103	821	1.8	18
13	4	4419	41.5	37.5	0.096	821	5.4	56
15	4	8295	48.5	44.5	0.082	821	10.1	122
Media	4	4094	44.4	40.39	0.091	821	5.0	57
Desviación Estandar	0	2286	5.0	5.0	0.010	0	2.8	36

Mediante un análisis estadístico se determinaron los ensayos que no son representativos y se eliminaron para hacer los resultados más confiables. Los resultados finales se muestran en la Tabla 3.9.

Tabla 3. 9 Resultados finales de Modulo Elástico Equivalente para UCA`s L3-L4.

Espécimen	Desplazamiento δ (mm)	Carga (N)	Longitud Inicial l_0 (mm)	Longitud Final l_f (mm)	Deformación ϵ (mm/mm)	Área (mm ²)	Esfuerzo σ (MPa)	Modulo Elástico Equivalente (E_{eq}) (MPa)
1	4	5264	52	48	0.077	821	6.4	83
4	4	2473	44	40	0.091	821	3.0	33
5	4	3473	42.5	38.5	0.094	821	4.2	45
6	4	3997	38	34	0.105	821	4.9	46
8	4	6225	46.5	42.5	0.086	821	7.6	88
13	4	4419	41.5	37.5	0.096	821	5.4	56
Media	4	4308	44.1	40.08	0.092	821	5.2	59
Desviación Estandar	0	1324	4.8	4.8	0.010	0	1.6	22

Como se puede observar en la Tabla 3.9 el valor final para el Módulo Elástico Equivalente es de 59 MPa. Este valor se analizará en el Capítulo V.

3.5 SUMARIO.

En éste Capítulo se ha mostrado el desarrollo experimental desde dos puntos de vista, el biomecánico y el morfológico, presentándose únicamente la metodología experimental efectuada. En el Capítulo V se analizan los resultados obtenidos aquí, y son comparados con la literatura existente sobre el caso humano.

En los resultados biomecánicos por un lado se realizan una serie de pruebas de compresión axial a Unidades de Columna Anterior (UCA`s), y por otro se hace lo propio con Unidades Funcionales. (UF`s) Al hacer la comparación entre ambas se ve claramente como las UF`s resisten más carga que las UCA`s, lo mismo sucede con la rigidez, esto concuerda visiblemente con la literatura existente al respecto, en donde se menciona que las apófisis articulares soportan alrededor de un 18% de la carga de compresión total a la que es sometida la UF [3.7].

Por otra parte, en el dimensionamiento morfológico de las vértebras L3 y L4 se ve claramente que la tendencia de las vértebras porcinas en todas las dimensiones analizadas aumenta de tamaño en dirección cráneo-caudal, lo cual concuerda con estudios al respecto [3.16].

Por último se obtuvo un Modulo Elástico Equivalente, el cual únicamente es de referencia y da una idea general del comportamiento elástico de las UCA`s en su conjunto. Este valor tiene que ser evaluado más detalladamente mediante pruebas con probetas estandarizadas, tanto en UCA`s y UF`s como en los componentes de estas, de manera separada y bajo metodologías y condiciones idénticas con el fin de compararlas entre si, pudiendo así utilizar estos resultados en futuros análisis numéricos.

CAPÍTULO III ANÁLISIS EXPERIMENTAL

De este modo, con los datos obtenidos hasta el momento, ya es posible hacer una analogía con lo que sucede en el ser humano. Por lo que en el Capítulo IV se desarrolla un modelo computacional para su análisis mediante el Método del Elemento Finito, el cual servirá para posteriores aplicaciones biomecánicas de la columna lumbar porcina, y podrán validarse los ensayos experimentales.

3.6 REFERENCIAS.

- 3.1 **Spencier DB, Paiva PEJA y Crisco JJ**, “*Testing of human cadaveric functional spinal units to the ASTM draft standard, -Standard test methods for static and dynamic characterization of spinal artificial discs*”, Spinal Implants: Are We Evaluating Them Appropriately?, ASTM STP 1431, M.N. Melkerson, L. Griffith, and J.S. Kirkpatrick, Eds., ASTM International, West Conshohocken, PA, 114-126, 2003.
- 3.2 **Gail M y Jensen MA**, “*Biomechanics of the lumbar intervertebral disk: a review*”, Phys Ther, Vol. 60 (No. 6), 765-773, 1980.
- 3.3 **Nixon J**, “*Intervertebral disc mechanics: a review*”, J R Soc Med.; Vol.79 (2), 100–104, 1986.
- 3.4 **Berkson MH, Nachemson A y Schultz AB**, “*Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Part II: Responses in compression and shear; influence of gross morphology*”, J. Biomechanical Engineering, Vol. 101, 53-57, 1979.
- 3.5 **Adams MA y Hutton WC**, “*The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces*”, Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume, Vol 62 (3), 358-362, 1980.
- 3.6 **Cullinane DM y Bertram JA**, “*The mechanical behaviour of a novel mammalian intervertebral joint*”, J. Anat., Vol. 197, 627-634, 2000.
- 3.7 **Nachemson A**, “*Lumbar interdiscal pressure. Acta Orthop. Scand*”, Suppl. 43, 1960.
- 3.8 **Roca BJ**, “*Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar*”, Jims, Barcelona: España, 1987.
- 3.9 **Rodríguez CRG, Hernández GLH, Beltrán FJA, Urriolagoitia CG y Dufoo OM**, “*Análisis biomecánico de un disco intervertebral porcino lesionado-Estudio experimental*”, Octavo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Perú, 2007.
- 3.10 **Schouwenaars R, Camarillo JF, Cerrud SS y Ortiz PA**, “*Determinación de las propiedades mecánicas de un biomaterial compuesto (vértebras lumbares)*”, Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, Vol. 1 (1), 19-25,2002.
- 3.11 **Carbajal RMF, Nieto MJJ, Rodríguez CRG, Dufoo OM, Hernández GLH, Urriolagoitia CG y Minor MA**, “*Análisis de esfuerzos de compresión en la columna con lesión del disco intervertebral: Estudio numérico experimental en espécimen porcino*”, Acta Ortopedia Mexicana, Vol. 18 (4), 155-159, 2004.
- 3.12 **Beltrán FJA, Hernández GLH, Ruíz MER, González RA, Rodríguez CRG, Urriolagoitia CG, Urriolagoitia SG y Héctor MH**, “*Biomechanical evaluation of a corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts*”, Journal of Physics, Vol. 181 (1), 12-15, 2009.

- 3.13 **Ruíz MER, Beltrán FJA, Rodríguez CRG, Hernández GLH y González RA**, “*Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6*”, Noveno Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Las Palmas de Gran Canaria, 100-107, 2009.
- 3.14 **Van Dieën J, et al.**, “*Stress distribution changes in bovine vertebrae just below the endplate after sustained loading*”, *Clinical biomechanics*, Vol. 61 (1), S135-S142, 2001.
- 3.15 **Rodríguez CRG**, “*Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas*”, Tesis Doctoral. IPN, México, 2007.
- 3.16 **Dath R, Ebinesan AD, Porter KM y Miles AW**, “*Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae*”, *J Clin Biomech*, Vol. 22 (5), 607-613, 2007.
- 3.17 **Bouzakis KD, Mitsi S, Michailidis N, Mirisidis I, Mesomeris G, Maliaris G, Korlos A, Kapetanios G, Antonarakos P y Anagnostidis K**, “*Loading simulation of lumbar spine vertebrae during a compression test using the finite elements method and trabecular bone strength properties, determined by means of nanoindentations*”, *J Musculoskel Interact*, Vol. 4 (2), 152-158, 2004.
- 3.18 **Ezquerro JF, Simón MA, Mellado AE y Villanueva PF**, “*Modelo de elementos finitos de la columna lumbar*”, *Biomecánica*, Vol. 7 (3), 46-52, 1999.
- 3.19 **Schroeder Y, Wilson W, Huyghe JM y Baaijens FPT**, “*Osmoviscoelastic finite element model of intervertebral disc*”, *Eur Spine J*, Vol. 15 (3), S361-S371, 2006.
- 3.20 **Lodygowsky T, Kakol W y Wierszycki M**, “*Three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral disc*”, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 7 (2), 29-37, 2005.
- 3.21 **Cerrolaza M y Müller-Karger CM**, “*Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos*”, *IMME*, Vol. 39 (3), 23-54, 2001.

Caracterización de
vértebras porcinas
para su uso en
aplicaciones
biomecánicas.

CAPÍTULO IV



Análisis Numérico

La calidad y los elementos considerados en el modelo computacional determinan el grado en que éste se apega a la realidad. En ésta medida, los resultados obtenidos mediante un análisis numérico serán más precisos y confiables.

4.1 INTRODUCCIÓN.

El objetivo de este Capítulo, es presentar las metodologías para la generación de dos modelos computacionales de la columna lumbar porcina, haciendo una comparación entre ellos y exponiendo las ventajas y desventajas de cada uno, con la finalidad de realizar un análisis posterior mediante el uso de programas computacionales basados en el Método del Elemento Finito. De acuerdo con esto, se presenta en primer lugar una metodología basada en el uso de Tomografías Computarizadas, y en segundo lugar una metodología apoyada en el uso de fotografías y programas computacionales de CAD. Finalmente se analizan los dos modelos comparándolos y exponiendo sus ventajas y desventajas al momento de exportarlos a programas computacionales basados en el Método del Elemento Finito (MEF).

Debido a la naturaleza experimental de este trabajo no se realizó un análisis numérico mediante el MEF, puesto que el objetivo de este trabajo, es precisamente el determinar las propiedades mecánicas mediante ensayos de compresión, para utilizarlas en posteriores estudios numéricos. En este contexto se presentan como parte importante del modelado, una comparación entre dos metodologías para la generación de futuras investigaciones mediante el MEF.

Cabe mencionar, que el modelo apoyado en el uso de fotografías y programas CAD, ya esta probado con el programa ANSYS y fue desarrollado con el propósito de estudiar problemas específicos en el disco intervertebral [4.1].

Una de las ventajas de analizar las vértebras porcinas con el Método del Elemento Finito, es que si los resultados obtenidos son muy cercanos a los arrojados en el análisis experimental, se puede prescindir de este, siempre y cuando sean tomadas en consideración las diferencias y los márgenes de error observados entre ambos. Esto indudablemente se traduce en un considerable ahorro de recursos, y sobre todo en una disminución en el uso de especímenes animales destinados a la experimentación, evitando así dolor, sufrimiento y otros daños causados a animales de laboratorio, así como riesgos generados con su manipulación.

En la actualidad existe un sinfín de técnicas de biomodelado, sin embargo, el modelado de estructuras biológicas es difícil ya que en muchos de los casos estos cuentan con formas muy complejas, además de que varían de un espécimen con respecto a otro, por lo que el implemento de una metodología de biomodelado mediante el uso de tomografías computarizadas que reproduzca lo más cercano posible a la realidad la anatomía de la columna lumbar porcina, es muy importante para trabajar con programas computacionales basados en el Método de Elementos Finitos, y que estos a su vez arrojen resultados más precisos sobre el comportamiento biomecánico de la columna lumbar porcina. No existe ningún procedimiento establecido para este tipo de modelado, sin embargo, el objetivo que se persigue en todos los casos es el mismo: facilitar y reducir el tiempo de trabajo, así como adecuarlo conforme a las necesidades de cada

análisis en particular. La metodología propuesta se aplica al estudio de la columna lumbar porcina (L2-L6) incluyendo sus articulaciones y los ligamentos interespinoso y supraespinoso, y de la cual únicamente se tomara la Unidad Funcional L3-L4, para su análisis en este trabajo.

La simulación computacional es muy útil en la ingeniería, permite analizar múltiples factores que de otra manera serían muy difíciles de estimar, por no decir imposibles, bajo esta consideración la biomecánica no es la excepción, ya que la simulación de tejidos biológicos permite, por ejemplo, la aplicación de cargas en estructuras rígidas como el sistema óseo, incluso en tejidos blandos como lo son ligamentos y tendones, así como calcular deformaciones, concentración de esfuerzos, criterios de falla, y por consiguiente la predicción de fallas en la misma sin la necesidad de análisis experimentales, tal como sucede en la mecánica clásica, consiguiendo así un sustancial ahorro de recursos. Para tener éxito, el modelo debe reproducir el funcionamiento de cualquier parte biológica con la mayor precisión posible, en este caso la columna lumbar porcina, ya que mientras más se acerque a las dimensiones, formas anatómicas, y a sus propiedades mecánicas, los resultados serán más reales. También permite simular nuevas técnicas quirúrgicas o de diagnóstico, ahorrando al mismo tiempo el estudio en animales y en personas.

Si un modelo reproduce de una manera adecuada la realidad dentro de ciertos límites, puede predecir lo que va a ocurrir bajo otras condiciones dentro de los mismos límites. Otra característica importante para tener éxito en la simulación computacional, además de reproducir de una manera cercana a la realidad las dimensiones y formas de los modelos anatómicos, es darles las propiedades mecánicas adecuadas, así como las condiciones de frontera para su análisis, ya que si estas son adecuadas, el resultado final se aproximará de una manera más exacta a lo que ocurre en la realidad.

De esta manera resulta más fácil, por ejemplo, el desarrollo y diseño de diversos dispositivos biomédicos, como por ejemplo, prótesis y equipo quirúrgico a través de equipos computacionales de alta tecnología. Otra aplicación de los modelos computacionales es que también simulan la imagen virtual de un paciente a través de tecnologías que posibilitan que especialistas evalúen, diagnostiquen e intervengan quirúrgicamente ante una imagen, y no frente a un paciente.

El análisis del modelo computacional se divide de la siguiente manera:

1. Metodología para la generación de un modelo mediante el uso de Tomografías Computarizadas.
2. Metodología para la generación de un modelo mediante el uso de fotografías y programas computacionales de CAD.
3. Comparación de los dos modelos generados.

4.2 METODOLOGÍA PARA LA GENERACIÓN DE UN MODELO MEDIANTE EL USO DE TOMOGRAFÍAS COMPUTARIZADAS.

Se presenta una metodología para la generación de modelos 3D a partir de Tomografías Computarizadas (TC) que sirvan para el análisis biomecánico en programas computacionales que se basen en el Método de Elementos Finitos (MEF) ANSYS o ABAQUS. La simulación es totalmente real y personalizada, debido a que el modelo computacional integra las TC de pacientes reales.

Actualmente, las técnicas de obtención de imágenes para aplicaciones médicas son variadas, sin embargo, el especialista es quien decide de acuerdo a sus necesidades el tipo de técnica que elegirá para su análisis. Algunas de estas técnicas de obtención de imágenes son las siguientes: Rayos-X, Resonancia Magnética, Ultrasonido, Tomografía Computarizada, y todas las variantes de estas tecnologías.

El modelado para este caso en particular, se basa en la adquisición de imágenes por medio de una Tomografía Computarizada (TC), esta tecnología ha estado disponible desde la década de los 70's, con mejoras en curso se centró en la velocidad de adquisición de datos y presentaciones, por primera vez, los médicos fueron capaces de obtener imágenes tomográficas de alta calidad TC (sección transversal) de las estructuras internas del cuerpo, lo que origino un aumento en la competitividad por el mercado mundial de la TC, actualmente con el adelanto en la tecnología electrónica la TC sigue evolucionando, con nuevas capacidades de ser investigada y desarrollada. El principio se basa en que las imágenes tomográficas computarizadas son reconstruidas de un gran número de mediciones de transmisiones de Rayos-X a través del paciente (llamado datos de proyección). Las imágenes resultantes son tomográficas "mapas" del coeficiente de atenuación lineal de Rayos-X.

La tarea fundamental de los sistemas de CT es hacer que un número muy grande (aproximadamente 500.000) de mediciones de alta precisión de la transmisión de Rayos-X atraviesen al paciente con una precisión de geometría controlada. Un sistema básico consiste generalmente en un pórtico, una mesa de paciente, una consola de control, y un ordenador. El pórtico contiene la fuente de rayos X, detectores de rayos X, y el sistema de adquisición de datos (DAS) (Figura 4.1) [4.2].

Los datos de proyección pueden ser adquiridos en una de las varias geometrías posibles como son: basado en la configuración de escaneo, escaneo movimientos, y la disposición del detector. La evolución de estas geometrías se divide en términos de "generaciones". Los escáneres de CT actuales utilizan geometrías de tercera, cuarta, o quinta generación, cada uno con sus pros y contras.

La metodología propuesta esta dirigida al estudio de la columna lumbar porcina incluyendo los discos intervertebrales y los ligamentos interespinoso y supraespinoso. La finalidad de hacer el análisis mediante el empleo del MEF en un espécimen porcino, es primero validar los resultados obtenidos con un análisis experimental adicional en el mismo espécimen, y segundo hacer una analogía con lo que sucede en el caso humano. Si bien existen diferencias significativas entre animales cuadrúpedos, en este caso el cerdo, y bípedos (humano), se puede hacer una extrapolación de los resultados obtenidos en las pruebas biomecánicas entre ambos especímenes, siempre y cuando se tomen en consideración dichas diferencias. El objetivo final es poder reducir de una manera significativa el uso de especímenes animales, pero sobre todo la experimentación tanto in vitro como in vivo en humanos.

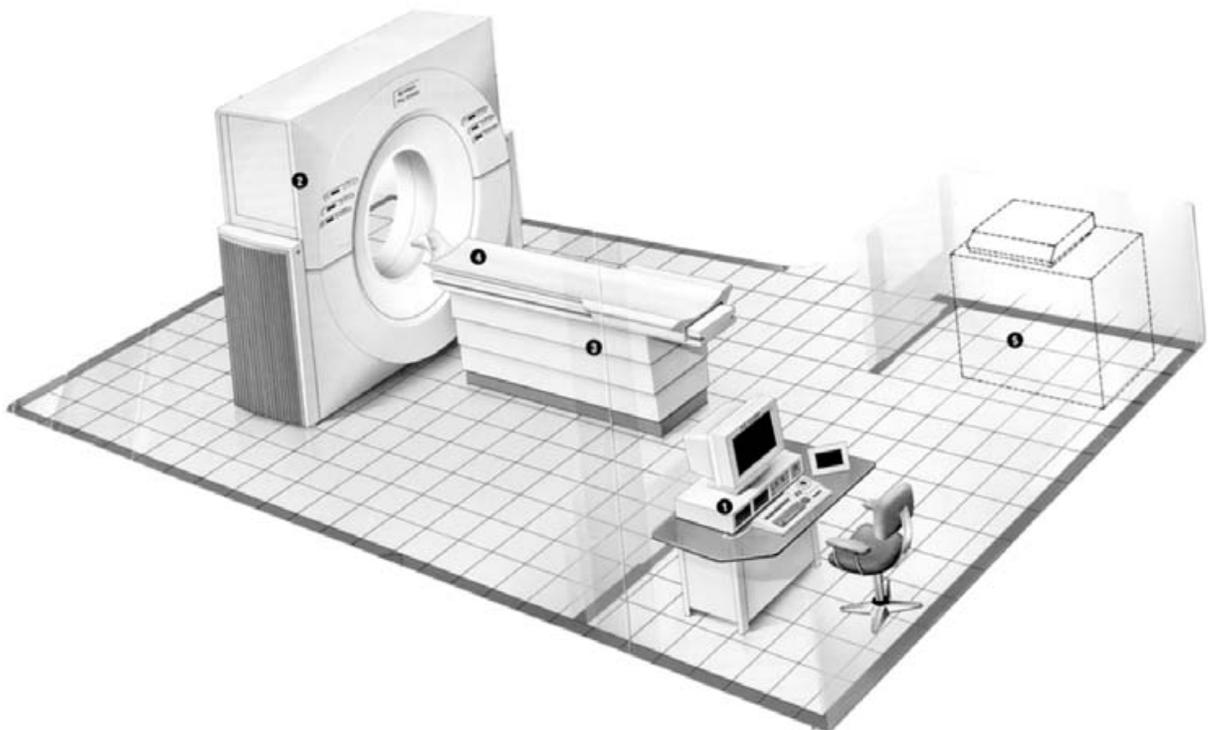


Figura 4. 1 Dibujo esquemático de una típica instalación de escáner CT, consiste de (1) consola de control, (2) soporte del pórtico, (3) mesa del paciente, (4) soporte de la cabeza y (5) impresora laser [4.2].

La generación de un modelo biomecánico, es el primer paso para un análisis bajo el MEF, muchos de los análisis biomecánicos se hacen mediante el MEF [4.3-4.12]. La construcción de un modelo de MEF necesita definir la geometría del problema (morfología ósea), junto con la información de sus propiedades mecánicas y cargas (fuerzas) aplicadas. Por su parte, las imágenes médicas procedentes de los estudios de tomografía computarizada (TC) son herramientas usuales para el diagnóstico médico. El reformateo y procesamiento de las imágenes axiales de TC permite obtener reconstrucciones bidimensionales (2D) en el plano sagital, coronal y oblicuo o tridimensional (3D) mediante la utilización de software específico (Volume, Rendering, Surface Rendering). Aunque muy potentes y eficaces, estas técnicas orientadas a la

visualización y construcción de imágenes no proporcionan en forma directa la información necesaria para la construcción de modelos de FEM [4.13]. El procedimiento general para la obtención del modelo final se muestra en la Figura 4.2.

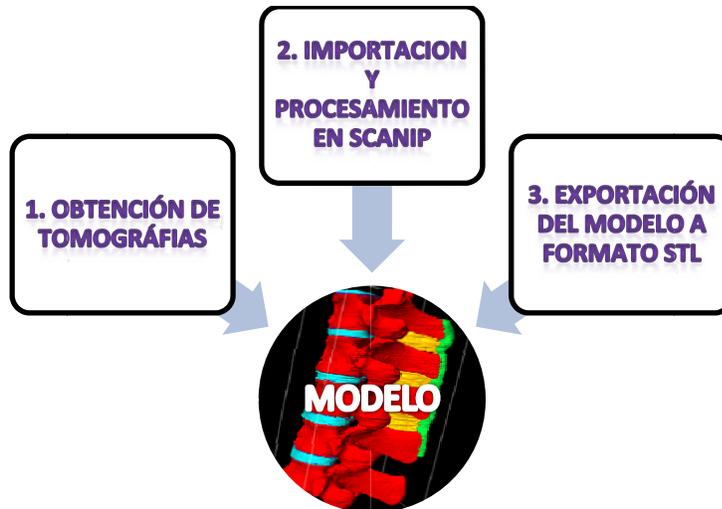


Figura 4. 2 Pasos para la generación del modelo biomecánico.

4.2.1 OBTENCIÓN DE TOMOGRAFÍAS.

El primer paso para la generación del modelo es la obtención de las tomografías, para esto se procedió a adquirir un espécimen lumbar porcino L2-L6, el tomógrafo de alta resolución utilizado fue facilitado por el Hospital 1 de Octubre del ISSTE, el archivo final fue entregado con la extensión DICOM y se generaron 451 cortes de 4.5 mm cada uno (Figura 4.3).



Figura 4. 3 Tomografías. Vista transversal, lateral y frontal del espécimen lumbar porcino L2-L6.

4.2.2 IMPORTACIÓN Y PROCESAMIENTO EN ScanIP.

El segundo paso es la importación del archivo DICOM a un programa computacional especializado, en este caso se utilizó el paquete computacional ScanIP. Este software es capaz de visualizar una amplia gama de imágenes y procesarlas. Imágenes segmentadas se pueden exportar como archivos STL para el análisis de CAD y manufactura, o con el módulo +ScanFE, exportarlos directamente a los principales paquetes comerciales de elementos finitos.

El programa corre bajo las siguientes plataformas Windows 9x/NT/Win2000/XP, los requerimientos mínimos de hardware son: Pentium 3, Memoria (RAM): 512 MB, tarjeta de Gráficos: OpenGL compatible con 32 MB Ram, Resolución de pantalla: 800 x 600; Color Alto (16bit), Espacio en Disco: 150 MB. Aunque se recomienda que sean mayores a estos requerimientos para un mejor y más veloz procesamiento.

Una vez importados los archivos en el programa ScanIP, se procede a editarlos con las diferentes herramientas con que cuenta dicho programa.

1. El primer paso es contornear las zonas del corte transversal para delimitar el área de interés, en este caso el hueso, el disco intervertebral (Anillo fibroso y Núcleo pulposo), y los ligamentos interespinoso y supraespinoso (Figura 4.4).

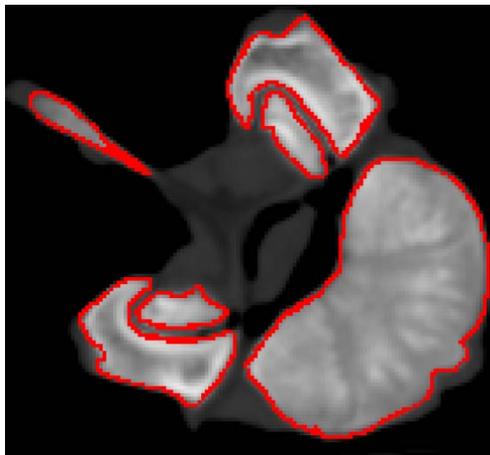


Figura 4. 4 Contorneo de un corte transversal de la vértebra.

2. El segundo paso es rellenar los contornos generados en el paso anterior, teniendo cuidado de seleccionar únicamente el tejido de interés (Figura 4.5).

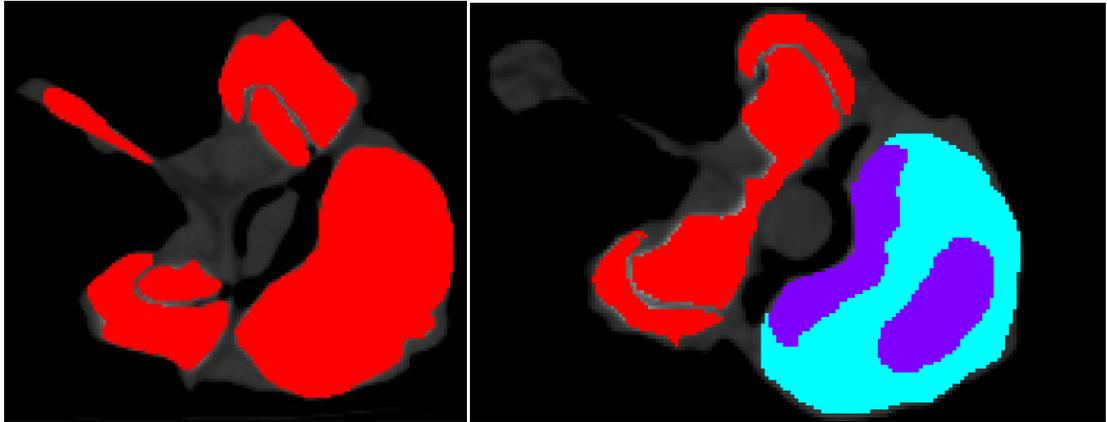


Figura 4. 5 Rellenado de un corte transversal de la vértebra.

3. El procedimiento 1 y 2 se repite a lo largo de los 451 cortes, cuidando el tipo de tejido que se está editando, es decir, si es hueso, disco intervertebral o ligamentos, esto con el objetivo de obtener un modelo final con las características deseadas. El último paso es la acotación de los cortes para la generación del modelo como tal (Figura 4.6).

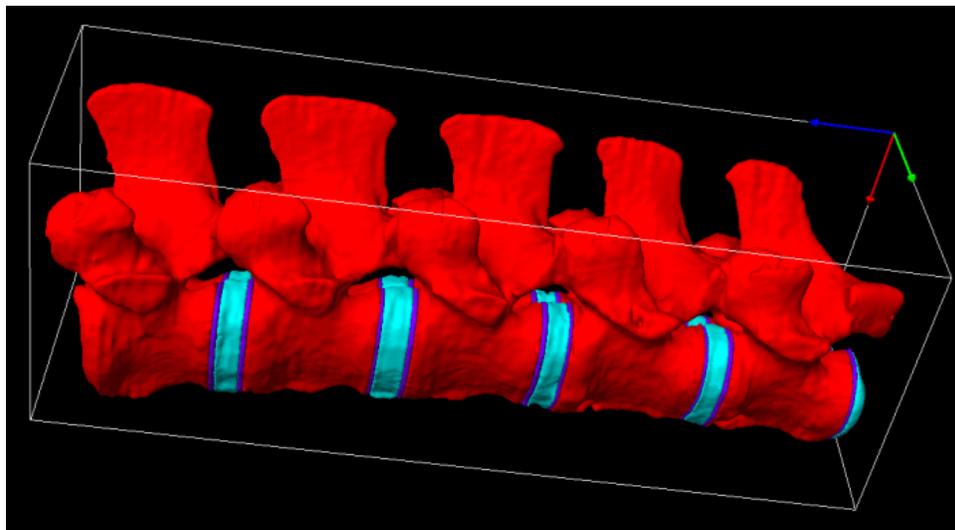


Figura 4. 6 Modelo final del espécimen lumbar porcino L2-L6.

4.2.3 EXPORTACIÓN DEL MODELO A FORMATO *.STL.

El siguiente paso para la utilización del modelo en un software basado en el Método de Elementos Finitos, es la exportación del modelo a un formato STL, y posteriormente a un formato IGES. Este procedimiento se puede hacer de dos formas, exportarlo desde ScanIP con una extensión STL en código ascii o en código binario, sin embargo, el código más sencillo y el más utilizado es el binario, ya que ocupa un menor espacio de almacenamiento. Por último, una vez obtenido el archivo con la extensión STL es necesario exportarlo a un software de CAD como lo son Solid Works, ProEngineer, etc., con la finalidad de poder convertirlo a formato

IGES, ya que este es precisamente el formato de importación utilizado tanto por el programa ANSYS como por ABAQUS, los cuales pueden ser utilizados para el análisis por el Método de Elementos Finitos (Figura 4.7).

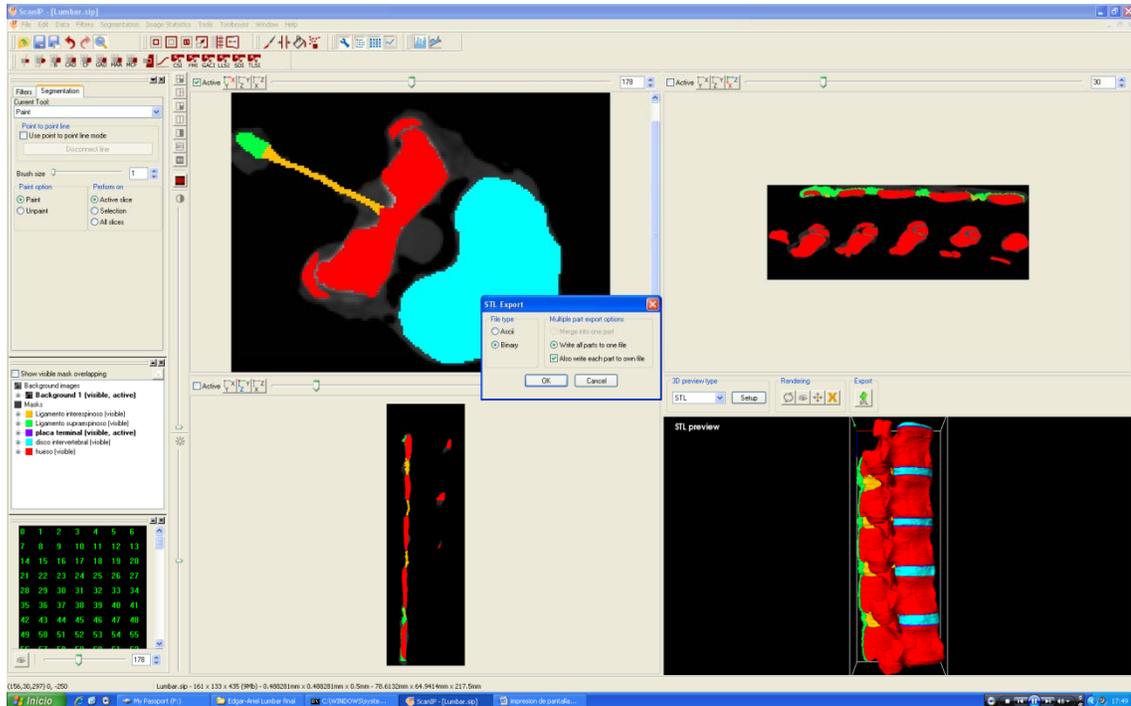


Figura 4. 7 Guardado en código binario en formato STL.

Una de las ventajas de esta técnica de generación de modelo, es precisamente la generación de diferentes mascarar con colores, los cuales representan los tejidos, para este caso el rojo es tejido óseo, el cian (anillo y núcleo pulposo) y purpura (placa terminal) representan el disco intervertebral, el verde representa el ligamento supraespinoso y el amarillo representa el ligamento interespinoso. Esto permite al momento de exportar el modelo generar un despiece de todos los componentes, y así poder hacer un análisis proporcionando propiedades mecánicas para cada uno de los componentes en cualquier programa basado en el Método de Elemento Finito, como ANSYS o ABAQUS, sin la necesidad de editar el modelo en programas de CAD.

4.3 METODOLOGÍA PARA LA GENERACIÓN DE UN MODELO MEDIANTE EL USO DE FOTOGRAFÍAS Y PROGRAMAS COMPUTACIONALES DE CAD.

Para la realización del modelo computacional lumbar porcino mediante el uso de fotografías, se utilizó una cámara de 5MPixeles, un vernier y un micrómetro para la generación de la geometría de las vértebras porcinas como se muestra en la Figura 4.8.



Figura 4. 8 Fotografías para la generación del modelo.

Las imágenes capturadas fueron exportadas al programa AutoCAD 2002 para su edición, una vez hecho esto y con la finalidad de generar el modelo en 3D, nuevamente se exporta el dibujo a otro programa de CAD (Mechanical Desktop 6.0, la Figura 4.9 muestra las imágenes correspondientes.

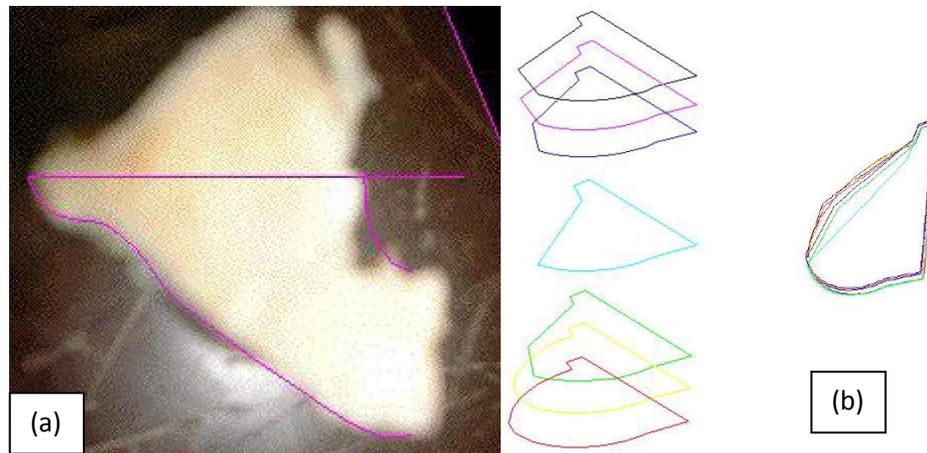


Figura 4. 9 Imágenes del modelo lumbar en CAD. (a) Parametrizado vértebras en AutoCAD 2002; (b) Modelo en hilos generado en Mechanical Desktop 6.0.

Una vez generado el modelo de hilos en Mechanical Desktop 6.0, existen dos opciones antes de exportarlos al programa ANSYS, la primera es terminarlo completamente con detalles en este programa, sin posibilidad de ser modificado una vez exportado, y la otra es exportar el modelo en hilos a ANSYS, lo que permite poder ser editado en dicho programa. La figura 4.10 muestra una imagen del modelo terminado en ANSYS.

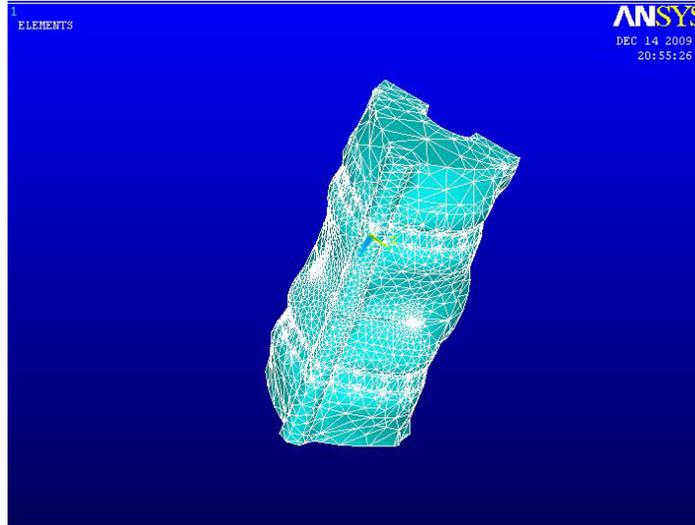


Figura 4. 10 Modelo lumbar porcino en ANSYS.

4.4 COMPARACIÓN DE LOS DOS MODELOS GENERADOS.

Como se puede observar el procedimiento para la elaboración del modelo basado en TC es tedioso y tardado, y requiere de paciencia y dedicación, desde la generación del contorno de todos los cortes transversales, el relleno y la distinción de los diferentes tejidos involucrados, hasta la exportación del modelo en formato STL. Esto consume bastante tiempo, sin embargo, una vez terminado el modelo, se tienen ventajas considerables en comparación con otras técnicas de modelado, entre estas esta la generación y distinción de diferentes piezas (vértebras, disco intervertebral y ligamentos), lo cual es de gran ayuda para proporcionarle las diferentes propiedades mecánicas cuando este sea exportado a un programa basado en el MEF, y hacer más apegado a la realidad el comportamiento mecánico de todo el conjunto.

Otra ventaja importante de esta técnica de modelado, es que el resultado final del modelo cuenta con características muy apegadas a la forma, tamaño y detalles de la estructura ósea, lo cual hace que al ser analizado mediante programas de MEF, los resultados obtenidos de simulaciones mecánicas sean muy cercanos a los resultados obtenidos en pruebas mecánicas reales. Una ventaja más es que una vez terminado el modelo, este puede ser fácilmente editado para seleccionar la región que se desee analizar y generarla rápidamente en modelo, esto es importante cuando se quieren analizar zonas muy específicas del modelo [4.14].

Con respecto al modelo generado mediante el uso de fotografías, se puede decir que es relativamente más rápida su elaboración, sin embargo, los detalles morfométricos no son tan apegados a la realidad, debido a la metodología para su obtención. Esto supone resultados menos precisos cuando se analiza mediante paquetes computacionales especializados en el MEF, no obstante, dichos resultados son validos, dependiendo del tipo de análisis y la precisión que se

necesite. Una ventaja importante, es la disminución en la demanda de recursos computacionales en los programas de MEF, ya que al no contar con formas complejas como lo son en la realidad las vértebras porcinas, se simplifica el procesamiento de datos. Una manera de que los resultados sean más exactos, es refinando las mallas en las zonas de interés y manteniéndolas con un menor índice de mallado en las zonas donde no es necesaria tanta precisión.

La principal desventaja en este modelo, es que si se requiere de un análisis más exacto y apegado a la realidad para aplicaciones específicas, es difícil poder lograrlo debido a que su morfometría es menos exacta.

4.5 SUMARIO.

En éste Capítulo se desarrolló una metodología para la generación de un modelo computacional de la columna lumbar porcina a partir de tomografías computarizadas, se analizó y se comparó con otro modelo que fue generado a partir de fotografías y el uso de programas computacionales de CAD. El objetivo de dicha comparación es tomar en cuenta las ventajas y desventajas de cada uno, y posteriormente, poder elegir y desarrollar para casos específicos en el estudio de patologías y traumatismos de la columna lumbar, el que más se adecue a las necesidades del investigador, mediante un análisis con programas de cómputo basados en el Método del Elemento Finito (MEF).

4.6 REFERENCIAS.

- 4.1 **Bronzino JD**, “*The biomedical engineering handbook*”, Second Edition, IEEE Press, Vol. 1, USA, pp. 1157-1158, 2000.
- 4.2 **Bautista M de las MC y Díaz A**, “*Chavesdesign and analysis for the finite element method and computed tomography of a transtibial prosthesis*”, Scientia et Technica, Año XIII (36), 743-749, Sep. 2007.
- 4.3 **Buroni FC, Commisso PE, Cisilino AP y Sammartino M**, “*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, Nov. 2004.
- 4.4 **Romero MFC**, “*Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema “Dufoo” de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales*”, Tesis Doctoral. IPN, México 2004.
- 4.5 **Rodríguez CRG**, “*Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas*”, Tesis Doctoral. IPN, México, 2007.
- 4.6 **Beltrán FJA, Hernández GLH, Urriolagoitia CG, Rodríguez CRG, Dufoo OM y González RA**, “*Distribución de esfuerzos por la acción de cargas de compresión en la vértebra cervical C5, empleando el Método del Elemento Finito*”, Científica, Vol. 9 (3), 135-142, 2005.
- 4.7 **Jaecquesa SVN, Van Oosterwycka H, Murarua L, Van Cleynenbreugela T, E De Smetb, Weversc M, Naertb I y Vander SJ**, “*Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone*”, Biomaterials, Vol. 25, 1683–1696, 2004.
- 4.8 **Gong H, Zhang M, Qin L y Hou Y**, “*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 (9), 1622–1631, Sep. 2007.
- 4.9 **Shirazi-Adl A**, “*Finite element simulation of changes in the fluid content of human lumbar discs. Mechanical and clinical implications*”, Spine, Vol. 17, 206-212, 1992.
- 4.10 **Ueno K y Liu YK**, “*A three-dimensional non-linear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion*”, J. Biomech Eng., Vol. 109, 200-209, 1987.
- 4.11 **Gilbertson LG, Goel VJ, Kong WZ y Clausen JD**, “*Finite element methods in spine biomechanics research*”, Crit. Rev. Biomed. Eng., Vol. 23, 411-473, 1995.
- 4.12 **Langrana NA, Lee CK y Yang SW**, “*Finite- element modelling of the synthetic intervertebral Disc*”, Spine, Vol. 16, S245-S252, 1991.

- 4.13 **D'Amico DS, Cisilino AP, Sammartino MR y Capiel C**, “*Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral*”, *Mecánica Computacional*, Vol. 24, 1895-1912, 2005.
- 4.14 **Ruíz MER, Beltrán FJA, Rodríguez CRG, Hernández GLH, Urriolagoitia SG y Urriolagoitia CG**, “*Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías*”, XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica, Facultad de Medicina UANL, 2009.

Caracterización de
vértebras porcinas
para su uso en
aplicaciones
biomecánicas.

CAPÍTULO V



Análisis de Resultados

La interpretación y análisis de los resultados garantiza el éxito en la aplicación de los mismos, con la finalidad de dar solución a los diferentes problemas biomecánicos que se presentan.

5.1 INTRODUCCIÓN.

El objetivo de éste capítulo es exponer los resultados tanto experimentales como numéricos obtenidos en los Capítulos III y IV; adicional a esto, también se presentan los datos obtenidos en otros estudios existentes en la literatura abierta sobre el caso humano, estos datos abarcan resultados morfométricos y de compresión axial en vértebras, Unidades Funcionales (UF`s) y Unidades de Columna Anterior (UCA`s) lumbares.

Un problema importante en los estudios de este tipo, es que en México los trabajos biomecánicos y morfométricos son muy escasos, sin embargo, los que están disponibles tienen numerosas ventajas, ya que los resultados obtenidos pueden ser aplicados para la solución de problemas específicos que sólo existen en el fenotipo mexicano. A este respecto, se encuentran los estudios morfométricos en vértebras lumbares humanas realizados por Bazaldúa C. et. al. [5.1], y que son muy importantes para desarrollar prótesis o para la realización de procedimientos de instrumentación quirúrgica en la población mexicana.

Uno de los objetivos es usar en el futuro, el modelo de las Tomografías Computarizadas para el análisis numérico mediante el MEF, con la finalidad de validar análisis experimentales específicos que involucren la columna lumbar porcina.

Se presenta la comparación de los resultados experimentales obtenidos de los ensayos de compresión axial tanto de las Unidades Funcionales (UF`s), como de las Unidades de Columna Anterior (UCA`s), con los datos obtenidos de la literatura abierta para especímenes cadavéricos humanos.

5.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS EXPERIMENTALES.

El análisis de los resultados de las pruebas de compresión axial y la morfometría están divididos en tres partes, por un parte se analizan los resultados de las pruebas en especímenes porcinos expuestos en el Capítulo III, por otra parte se analizan los resultados exhibidos en la literatura abierta al caso humano, y por último se hace una analogía entre los resultados obtenidos en este trabajo y los encontrados en estudios similares en el ser humano.

5.2.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS MECÁNICOS EN ESPECÍMENES PORCINOS.

Los resultados mostrados en el Capítulo III están divididos en dos partes, la primera se refiere a las Unidades Funcionales (UF`s), y la segunda se refiere a las Unidades de Columna Anterior (UCA`s) de la columna lumbar porcina. Por otro lado, también están los resultados

morfométricos de las vértebras L3 y L4 de la columna lumbar porcina. Por lo que a continuación se analizan cada uno de los estudios realizados en los especímenes porcinos.

5.2.1.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UNIDADES DE COLUMNA ANTERIOR (UCA`s).

La Tabla 5.1 muestra los valores promedio finales de todas las pruebas de compresión axial en Unidades de Columna Anterior (UCA`s), en total se realizaron 15 pruebas, de las cuales se elaboró un análisis estadístico (Desviación Estándar), mediante el cual se eliminaron tres valores que se encontraban fuera de los límites de control superior e inferior (LCS y LCI), esto con la finalidad de no afectar los resultados finales debido a valores no representativos. En el Anexo B se muestran las gráficas correspondientes a dichas pruebas.

Tabla 5. 1 Valores finales (Media \pm una Desviación Estándar) en compresión axial para UCA`s.

Espécimen	Máxima carga (N)	Coefficiente de rigidez (N/mm)	Coefficiente de flexibilidad (mm/kN)
Media	8608 \pm 1184	1255 \pm 559	0.9 \pm 0.38

La **máxima carga** representa el valor de la carga a la cual falló el disco intervertebral, en éste caso la placa terminal. Mientras que 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 [5.2].

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, el coeficiente de rigidez 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 vistos en la literatura abierta se utilizará el Newton por milímetro (N/mm). Matemáticamente, el coeficiente de rigidez k es dado por la fórmula 5.1:

$$k = \frac{F}{D} \quad 5.1$$

En 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 en el coeficiente de rigidez y para fines de comparación con los datos

obtenidos de la literatura abierta se utilizará el milímetro por kilo newton (mm/kN) [5.2]. Hablando matemáticamente, el coeficiente de flexibilidad f esta relacionado con la carga aplicada F y el desplazamiento D por la fórmula 5.2:

$$f = \frac{D}{F} \quad 5.2$$

Y es precisamente el inverso del coeficiente de rigidez k : $k = \frac{1}{f}$, cabe señalar que, estrictamente hablando, en estructuras complejas como la columna humana, con movimientos reales en tres dimensiones que se acoplan, la simple relación de reciprocidad entre los coeficientes de flexibilidad y de rigidez no se mantiene. En tales casos, los dos coeficientes pueden ser significativamente relacionados por medio de la inversión de una matriz única, una operación matemática mucho más compleja.

También la columna vertebral, y la mayoría de las estructuras biológicas, exhiben significativo comportamiento no lineal. Por lo tanto, el coeficiente de flexibilidad (un número simple) no es una descripción exacta de un comportamiento complejo no lineal.

5.2.1.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UNIDADES FUNCIONALES (UF`s).

La Tabla 5.2 muestra los valores promedio finales de todas las pruebas de compresión axial en Unidades de Funcionales (UF`s), en total se realizaron 5 pruebas, de las cuales al igual que en el caso anterior, se elaboró un análisis estadístico (Desviación Estándar), mediante el cual se eliminó un valor que se encontraban fuera de los límites de control superior e inferior (LCS y LCI), esto con la finalidad de no afectar los resultados finales debido a valores no representativos.

Tabla 5. 2 Valores finales (Media \pm una Desviación Estándar) en compresión axial para UF`s.

Espécimen	Máxima carga (N)	Coefficiente de rigidez (N/mm)	Coefficiente de flexibilidad (mm/kN)
Media	11318 \pm 713	2754 \pm 537	0.4 \pm 0.08

Como se puede observar, los valores de máxima carga obtenidos de la pruebas de Unidades de Columna Anterior (UCA`s), son menores a los observados en la Unidades Funcionales (UF`s), esto se puede explicar debido a que las UCA`s están desprovistas del pilar posterior, mientras que el pilar anterior desempeña una función estática, el pilar posterior desempeña una función dinámica [5.3]. Es decir, mientras que el pilar anterior conformado por el disco intervertebral es el encargado de amortiguar las fuerzas de compresión axial en su mayoría, el pilar posterior a través de las apófisis articulares tiene la función de guías en los movimientos de la columna, pero las apófisis articulares no sólo tienen una función dinámica, también en los humanos en posición

erecta soportan un 18% de las fuerzas de compresión, contribuyendo a disminuir la presión intradiscal [5.4]. Según los resultados obtenidos en los ensayos de las UF's para la carga máxima, son un 24% más fuertes que en las UCA's, lo que se acerca mucho al valor de 18% mostrado en humanos.

Por otro lado, se puede observar claramente como el coeficiente de rigidez en las UF's aumenta a casi el doble con respecto al mostrado en las UCA's. Mientras que al aumentar este al doble disminuye prácticamente a la mitad el valor del coeficiente de flexibilidad, lo cual concuerda con la teoría, la cual nos dice que el coeficiente de flexibilidad es inversamente proporcional al coeficiente de rigidez.

5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS MECÁNICOS EXISTENTES EN LA LITERATURA ABIERTA EN ESPECÍMENES HUMANOS.

Todos los resultados para el caso humano, fueron obtenidos de la literatura abierta al respecto, tanto para los datos biomecánicos para compresión axial (máxima carga, coeficiente de rigidez), como para los datos morfométricos en las vértebras L3 y L4.

5.3.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UF's Y UCA's.

Los datos biomecánicos están resumidos en las Tablas 5.3 y 5.4:

Tabla 5. 3 Datos de compresión axial para humanos en UF's [5.6].

Autores	Región	Coficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)
Spenciner, et. al.	T12-L5	1403.0 ± 266.5	...
Berkson, et. al.	Lumbar	800	...
Virgin	Lumbar	2500	778±170
Hirsch	Lumbar	609	...
Hirstch, et. al.	Lumbar	700	...
Brown, et. al.	Lumbo-sacral	2900±500	5207±534
Markolf	T12-L1	2250	...
Markolf, et. al.	Torácico-lumbar	4160	...
Markolf, et. al.	T12-L1	1800	1800
White, et. al. [5.2]	Lumbar	2000	...

La Tabla anterior es una recopilación hecha por Spenciner et. al. [5.6], en donde hace una comparación de los valores encontrados en la literatura, pero también realiza su propio estudio en donde mediante diferentes pruebas caracteriza UF's y UCA's. Encontrando los siguientes valores en compresión axial Tabla 5.4:

Tabla 5. 4 Datos de compresión axial en UF y UCA [5.6].

Propiedad mecánica	UF	UCA	n
Coficiente de rigidez (N/mm)	1403.0 ± 266.5	1287.5 ± 271.3	19
Máxima carga (N)		3952 ± 1067	5

El objetivo de este estudio en particular, fue determinar si los ensayos en discos intervertebrales humanos con el equipo y metodología descritos en el borrador para la norma de discos artificiales de la columna ASTM F 2077-00 producirían resultados que estuvieran en concordancia con los datos disponibles en la literatura. Al respecto, se muestra una gran variación en los datos, esto muy probablemente se debe a factores tales como, las distintas metodologías de prueba ensayadas por cada autor, las condiciones de frontera, el equipo utilizado, las velocidades en la aplicación de las cargas, y la interpretación de los resultados finales. Sin embargo, algunos autores reportan valores muy afines, la causa de esto es la similitud en la reproducción de los experimentos. Esto sugiere que necesita estudiarse de una forma más amplia la columna lumbar porcina y aportar datos significativos mediante numerosos estudios, que finalmente conlleven a una estandarización de las pruebas, y por consiguiente a la unificación de criterios para la evaluación biomecánica de la columna lumbar.

5.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS MECÁNICOS PORCINO-HUMANO.

En este apartado se analizan los resultados tanto de porcinos como humanos a manera de compararlos con el fin de establecer las correlaciones y analogías existentes entre ambos. Los datos se analizan desde un punto de vista biomecánico y morfométrico. Los resultados de los especímenes porcinos son tomados de los ensayos realizados en este trabajo, y los cuales están descritos en el Capítulo III, mientras que su contraparte para el caso humano, son tomados de la literatura.

Primeramente se analizarán los resultados biomecánicos, es decir, las pruebas de ensayos de compresión axial de las UCA's y UF's, para posteriormente analizar el caso de las dimensiones morfométricas de las vértebras L3 y L4.

5.4.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE COMPRESIÓN AXIAL EN UCA's Y UF's.

Los resultados comparativos entre especímenes porcinos y humanos en UCA's y UF's se encuentran resumidos en la Tabla 5.5.

CAPÍTULO V
ANÁLISIS DE RESULTADOS

Tabla 5. 5 Datos de compresión axial comparativos entre especímenes humanos y porcinos.

Autores	Región	Especímenes humanos				Actual estudio	Especímenes porcinos			
		UF		UCA			UF		UCA	
		Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)	Coefficiente de Rigidez (N/mm)	Máxima carga (N)		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	2754±537	11318±713	1255±559	8608±1184	
Berkson, et. al.	Lumbar	800					
Virgin	Lumbar	2500	778±170					
Hirsch	Lumbar	609					
Hirstsch, et. al.	Lumbar	700					
Brown, et. al.	Lumbo-sacral	2900±500	5207±534					
Markolf	T12-L1	2250					
Markolf, et. al.	Torácico-lumbar	4160					
Markolf, et. al.	T12-L1	1800	1800					
White, et. al. [5.2]	Lumbar	2000					

Como se observa en la Tabla 5.5, en general los valores de máxima carga y el coeficiente de rigidez son mayores en especímenes porcinos que en los humanos, a excepción del coeficiente de rigidez en UCA's el cual el valor medio es mayor en humanos que en los porcinos, sin embargo, la varianza con respecto a la Desviación Estándar es mayor en los porcinos, por lo que existen valores más grandes en los porcinos que en los humanos. De lo anterior se puede concluir lo siguiente:

De acuerdo con los estudios morfométricos reportados en este trabajo, se ve claramente que las vértebras porcinas son en general más grandes que las humanas cuando estas son comparadas. Conforme a la ley de Wolff, esto sugiere que las cargas a las que esta sometida la columna vertebral porcina deben ser mayores en porcinos que en humanos. Por lo que se puede decir, que de acuerdo con los resultados de carga máxima y coeficiente de rigidez para especímenes porcinos expuestos en este trabajo, se valida dicha ley, ya que son mayores a los encontrados en la literatura abierta para el caso humano.

Según Smith TH, debido al hecho que las UF's no pueden soportar momentos de flexión significativos, fuerzas adicionales de tensión de músculos y ligamentos son necesarios para controlar la postura de una columna vertebral de los cuadrúpedos. Como consecuencia de esto, la columna vertebral es cargada principalmente por compresión axial [5.8]. Estudios de densitometría en cabras, muestran que las trabéculas del cuerpo vertebral tienen un curso de orientación horizontal entre sus las placas terminales anterior y posterior, lo que implica que la carga principal dentro del cuerpo vertebral es de hecho una fuerza de compresión axial (Figura 5.1).

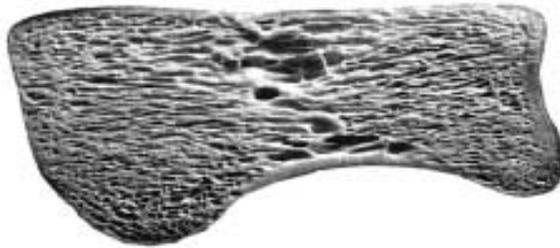


Figura 5. 1 Estructura ósea trabecular en una vértebra de cabra. Sección sagital mostrando que las trabéculas corren de la placa terminal anterior a la posterior.

La densidad de las vértebras de cuadrúpedos es más grande que la de las vértebras humanas, lo cual sugiere que los cuadrúpedos tienen que soportar esfuerzos de compresión más altos. Por lo que la columna vertebral en cuadrúpedos es principalmente cargada a lo largo de su eje, justo como en los humanos. Esto pone algunas limitaciones en la transferibilidad de los resultados de experimentos animales a la situación humana.

Un problema con el uso de especímenes humanos, es la gran variación en la geometría y propiedades mecánicas. Otro problema es la dificultad de obtener especímenes humanos, especialmente de la población más joven. Por lo tanto, la mayoría de los experimentos *in vitro* han sido desarrollados en columnas vertebrales animales, las cuales están más fácilmente disponibles y tienen una mayor uniformidad geométrica y propiedades mecánicas.

Según Spenciner et. al. [5.6], otro obstáculo para la comparación de datos con la literatura abierta es la diferencia en los métodos de ensayo, los diferentes análisis de datos, y el número limitado de publicaciones. Por ejemplo, pruebas en discos intervertebrales bovinos, muestran que la rigidez del disco intervertebral fue más alta con índices de carga más altos, lo cual es atribuido a las propiedades viscoelásticas del disco, como el índice de carga sensible. Existen algunas diferencias significativas entre los métodos especificados por ASTM y los métodos usados para realizar los datos existentes. Esto ha mostrado que las propiedades mecánicas de las UF's son dependientes de los métodos de prueba.

Como se ve en la Tabla 5.5, la mayoría de los datos han sido publicados sobre propiedades mecánicas en UF's, y relativamente pocos han sido publicados para las UCA's, y de estos la mayoría de los discos intervertebrales humanos analizados, han sido enfocados a pruebas de compresión axial.

Las limitaciones relacionadas con los especímenes mismos mostrados en la Tabla 5.5, incluyen el pequeño número de muestras, la edad avanzada de los donadores, la inclusión de tres diferentes niveles de disco (T12/L1, L2/L3, y L4/L5), y el dispar número de muestras en los diferentes niveles del espécimen.

Algunas diferencias en los datos pueden ser explicadas por las variaciones en la metodología de ensayo y el análisis de los mismos. Por lo que es necesario que las pruebas sean más homogéneas en metodología, muestras y número de ellas, adicionalmente a complementarlas con otros ensayos, como lo son pruebas de flexión/extensión, flexión lateral, torsión, momentos combinados, y de corte, con el fin de caracterizar mejor la columna.

5.5 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS DE VÉRTEBRAS L3 L4.

5.5.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS PORCINOS EN L3 Y L4.

Los resultados morfométricos de las vértebras L3 y L4 en la región anterior y posterior, están resumidos en la Tabla 5.6.

Tabla 5.6 Resultados de las dimensiones para la región anterior y posterior en mm Media (Error Estándar de la Media).

Nivel vertebral	Región anterior (cuerpo vertebral)						Región posterior (pedículos, canal espinal y apófisis espinosa)				
	CVAv	CVAd	CVEs	CVPs	CVEi	CVPi	Pa	Pe	CEe	CEa	AEI
L3	34.8 (0.126)	36.5 (0.181)	36.7 (0.163)	20.9 (0.135)	38.0 (0.141)	19.6 (0.127)	22.8 (0.128)	11.4 (0.094)	15.8 (0.131)	13.1 (0.118)	38.0 (0.153)
L4	35.6 (0.141)	38 (0.194)	37.4 (0.169)	21.0 (0.146)	42.2 (0.160)	19.2 (0.179)	23.3 (0.124)	11.8 (0.135)	17.4 (0.139)	13.5 (0.141)	38.4 (0.187)

Como se puede observar en la Tabla 5.6 y en la Figura 3.11 del Capítulo III, se notan las siguientes tendencias:

En la región anterior (cuerpo vertebral) se observa lo siguiente:

- El espesor de la placa terminal tanto superior como inferior aumentan de tamaño en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.
- La profundidad de la placa terminal superior aumenta de tamaño en dirección cráneo-caudal de L3 a L4, sin embargo, la placa terminal inferior decrece en la misma dirección de L3 a L4.
- La altura del cuerpo vertebral tanto ventral como dorsal crecen en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.

En la región posterior (pedículos, canal espinal y apófisis espinosa) se observa lo siguiente:

- La altura y espesor del pedículo crecen en dirección cráneo-caudal de L3 a L4, sin embargo, la diferencia en los valores de crecimiento es muy cerrada.

- La altura y espesor del canal espinal crecen en dirección cráneo-caudal de L3 a L4, sin embargo, la diferencia de L3 a L4 es muy cerrada.
- La longitud de la apófisis espinosa crece en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.

Estos resultados concuerdan con los encontrados por Dath R. et. al. [5.5], sin embargo, hay que mencionar que en este estudio, se muestra que el tamaño en general de la columna lumbar porcina en su espesor incrementa de L1 a L4 y a partir de aquí decrece también en dirección cráneo-caudal, mientras que su altura se mantiene claramente constante de L1 a L5, pero en L6 decrece también.

5.5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS HUMANOS EN L3 Y L4.

Los datos morfométricos están resumidos en las Tablas 5.7 y 5.8, los parámetros y abreviaturas usadas en estas tablas se describen en la Tabla 3.5 del Capítulo III:

Tabla 5. 7 Resultados de las dimensiones para el cuerpo vertebral en mm Media (Error Estándar de la Media).

Nivel vertebral	Región anterior (cuerpo vertebral)					
	CVAv	CVAAd	CVEs	CVPs	CVEi	CVPi
L3	23.8 (1.10)		44.1 (0.88)	35.2 (1.10)	48.0 (1.24)	34.8 (1.24)
L4	24.1 (1.10)		46.6 (1.20)	35.5 (0.88)	49.5 (1.38)	33.9 (0.85)
L3*	30.2±2.1	29.6±2.4	32.3±3.3	43.3±4.3	35.3±3.6	51.7±4.8
L4*	30.1±2.4	28.7±2.3	34.6±3.6	48.5±4.7	36.2±3.7	52.5±4.7

*Resultados reportados por Bazaldúa para especímenes humanos en la población mexicana [5.1].

Tabla 5. 8 Resultados de las dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis en mm Media (Error Estándar de la Media).

Nivel vertebral	Región posterior (pedículos, canal espinal y apófisis espinosa)				
	Pa	Pe	CEe	CEa	AEI
L3	14.2 (0.64)	10.2 (0.67)	24.3 (0.64)	17.5 (0.53)	71.7 (1.77)
L4	15.7 (0.57)	13.4 (0.18)	25.4 (0.49)	18.6 (0.71)	70.1 (1.17)
L3*	14.5±1.6	9.6±2.2	24.2±3.1	16.1±2.0	-----
L4*	14.3±1.5	12.1±2.2	23.6±2.9	16.7±2.7	-----

*Resultados reportados por Bazaldúa para especímenes humanos en la población mexicana [5.1].

Como se observa en las Tablas 5.7 y 5.8 los valores reportados para las dimensiones de las vértebras lumbares L3y L4 reportadas por Bazaldúa para la población mexicana [5.1], varían con respecto a las reportadas por Dath para poblaciones extranjeras [5.5]. Sin embargo, las tendencias son similares para ambos. Por ejemplo, los resultados obtenidos para la población mexicana, en general, son que conforme se desciende al nivel vertebral más bajo, existe un decrecimiento en el

tamaño de la altura del pedículo, el espesor del pedículo, y longitudes anteriores y posteriores de los cuerpos vertebrales.

Las diferencias más significativas entre ambos resultados se encuentran en la región anterior, es decir, en el cuerpo vertebral, en donde la altura del cuerpo son mayores para la población mexicana que para la extranjera, así como, la profundidad de las placas terminales. Sin embargo, el espesor de las placas terminales es más grande en la población extranjera. En cuanto a la región posterior, se nota un mayor tamaño en los pedículos y el canal espinal por parte de la población extranjera en comparación con la mexicana.

La medición de los diferentes elementos de las vértebras es importante, porque a partir de estas dimensiones, es posible el diseño y desarrollo de prótesis, cirugía robótica, así como, el desarrollo de procedimientos quirúrgicos. Algunos ejemplos de estas aplicaciones son el desarrollo de tornillos transpediculares en intervención posterior con técnicas quirúrgicas de fusión vertebral. Por esta razón es necesario conocer a detalle las características anatómicas de las vértebras lumbares. También es necesario considerar siempre las variaciones de medidas reportadas de acuerdo con el sexo, la edad y la etnicidad [5.1].

Es importante considerar los diferentes tamaños de los pedículos en la columna lumbar entre diferentes razas étnicas. Existen reportes referentes a la morfología de pedículos en poblaciones de Americanos, Indios, Coreanos, Griegos, Malasios y Japoneses [5.1]. Actualmente son prácticamente nulos los estudios al respecto en la población mexicana. Por esta razón es de suma importancia dimensionar estas vértebras en la población mexicana, ya que así se podrán dar soluciones específicas a los problemas del fenotipo mexicano.

La Figura 5.2 muestra las gráficas de las diferencias en Media de las dimensiones de las vértebras L3 y L4 para el pilar anterior (cuerpo vertebral), y el pilar posterior (los pedículos, el canal espinal y las apófisis), con una barra de error con Desviación Estándar.

CAPÍTULO V
ANÁLISIS DE RESULTADOS

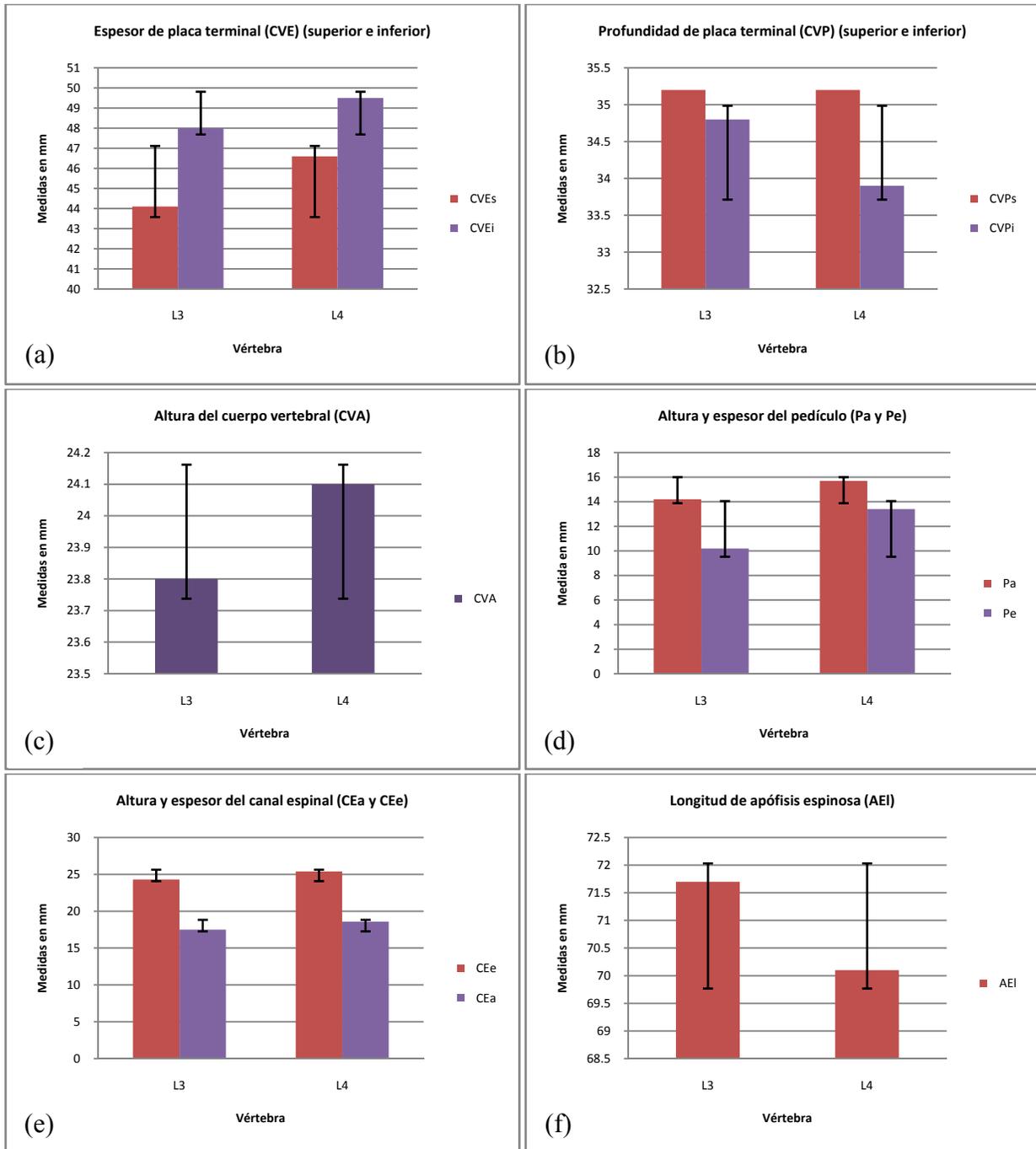


Figura 5. 2 Gráficas de dimensiones en vértebras de especímenes humanos L3 y L4 en Media (barra de error con Desviación Estándar). (a) Espesor de placa terminal; (b) Profundidad de placa terminal; (c) Altura del cuerpo vertebral, (d) Altura y espesor del pedículo; (e) Altura y espesor del canal espinal; (f) Longitud de apófisis espinosa.

Las gráficas mostradas en la Figura 5.2 muestran las dimensiones en las vértebras humanas y podemos deducir las siguientes tendencias:

La gráfica 5.2a muestra que el espesor de la placa terminal inferior tanto en L3 como en L4, es de mayor tamaño que el espesor de la placa terminal superior.

La gráfica 5.2b muestra que la profundidad de la placa terminal superior tanto en L3 como en L4, es de mayor tamaño que la profundidad de la placa terminal inferior.

La gráfica 5.2c muestra que la altura del cuerpo vertebral es mayor en L4 que en L3. Lo que demuestra una tendencia creciente en sentido cráneo-caudal.

La gráfica 5.2d muestra que la altura del pedículo tanto en L3 como en L4, es de mayor tamaño que el espesor del pedículo.

La gráfica 5.2e muestra que el espesor del canal espinal tanto en L3 como en L4, es de mayor tamaño que la altura del canal espinal.

La gráfica 5.2f muestra que la longitud de las apófisis espinosas es mayor en L3 que en L4. Lo que demuestra una tendencia decreciente en dirección cráneo-caudal.

Como se puede observar en general las Tablas 5.7 y 5.8, y en la Figura 5.2, se notan las siguientes tendencias:

En la región anterior (cuerpo vertebral) se observa lo siguiente:

- El espesor de la placa terminal tanto superior como inferior aumentan de tamaño en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.
- La profundidad de la placa terminal superior aumenta de tamaño en dirección cráneo-caudal de L3 a L4, sin embargo, la placa terminal inferior decrece en la misma dirección de L3 a L4.
- La altura del cuerpo vertebral en general crece en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.

En la región posterior (pedículos, canal espinal y apófisis espinosa) se observa lo siguiente:

- La altura y espesor del pedículo crecen en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.
- La altura y espesor del canal espinal crecen en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.
- La longitud de la apófisis espinosa decrece en dirección cráneo-caudal de L3 a L4.

5.5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS MORFOMÉTRICOS HUMANO-PORCINOS L3-L4.

La Figura 5.3 muestra una comparación entre la morfología de las vértebras porcinas y las humanas.

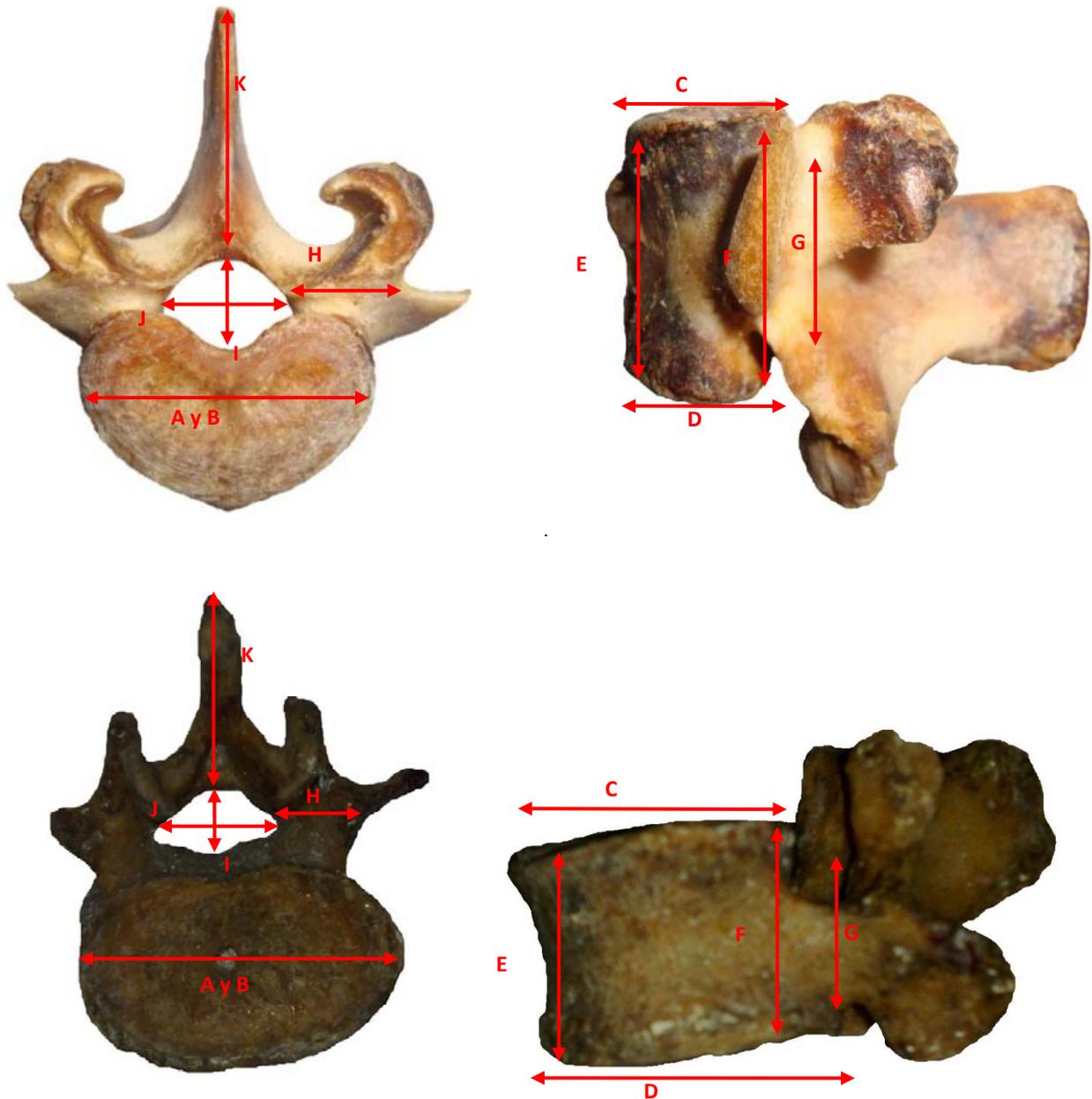


Figura 5.3 Parámetros anatómicos de las vértebras lumbares. (a) Vértebra lumbar porcina; (b) Vértebra lumbar humana.

La nomenclatura de todos los términos utilizados en la Figura 5.3 es explicada en la Figura 3.11 del Capítulo III.

CAPÍTULO V
ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los resultados comparativos entre especímenes porcinos y humanos en L3 y L4 se encuentran resumidos en las Tablas 5.9 y 5.10 y en la Figura 5.4.

Tabla 5. 9 Resultados de las dimensiones para el cuerpo vertebral humano y porcino en mm. Media (Error Estándar de la Media).

Especímen	Nivel vertebral	Región anterior (cuerpo vertebral)					
		CVAv	CVAAd	CVEs	CVPs	CVEi	CVPi
Porcino	L3	34.8 (0.126)	36.5 (0.181)	36.7 (0.163)	20.9 (0.135)	38.0 (0.141)	19.6 (0.127)
	L4	35.6 (0.141)	38 (0.194)	37.4 (0.169)	21.0 (0.146)	42.2 (0.160)	19.2 (0.179)
Humano	L3	23.8 (1.10)		44.1 (0.88)	35.2 (1.10)	48.0 (1.24)	34.8 (1.24)
	L4	24.1 (1.10)		46.6 (1.20)	35.5 (0.88)	49.5 (1.38)	33.9 (0.85)

Tabla 5. 10 Resultados de las dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis humano y porcino en mm. Media (Error Estándar de la Media).

Especímen	Nivel vertebral	Región posterior (pedículos, canal espinal y apófisis espinosa)				
		Pa	Pe	CEe	CEa	AEI
Porcino	L3	22.8 (0.128)	11.4 (0.094)	15.8 (0.131)	13.1 (0.118)	38.0 (0.153)
	L4	23.3 (0.124)	11.8 (0.135)	17.4 (0.139)	13.5 (0.141)	38.4 (0.187)
Humano	L3	14.2 (0.64)	10.2 (0.67)	24.3 (0.64)	17.5 (0.53)	71.7 (1.77)
	L4	15.7 (0.57)	13.4 (0.18)	25.4 (0.49)	18.6 (0.71)	70.1 (1.17)

La Figura 5.4 representa la comparación entre las vértebras L3 y L4 porcinas con las humanas. Para este caso se tienen las siguientes tendencias:

- los cuerpos vertebrales humanos son más anchos y cortos, comparados con los porcinos que son más esbeltos y más altos.
- Tanto el canal espinal como las apófisis espinosas son más grandes en humanos que en porcinos, sin embargo, los pedículos porcinos son más grandes que los humanos.
- Otra observación, es que todas las dimensiones de las vértebras analizadas, en general aumentan de tamaño en dirección cráneo-caudal, lo cual concuerda con otros estudios al respecto [5.5]. Por lo tanto, cuando se realicen estudios en modelos porcinos, con el fin de extrapolar los resultados al caso humano, se tienen que tomar en consideración estas diferencias.

La relación entre las dimensiones, la geometría, la estructura ósea, y las propiedades mecánicas, esta íntimamente relacionada, de esto se puede deducir, que para correlacionar los datos biomecánicos entre diferentes especies, es necesario analizar mediante múltiples estudios de diversa índole sus diferencias y analogías, y así tener una mejor y más completa comprensión de su funcionamiento, con la finalidad de extrapolar los resultados obtenidos al caso humano.

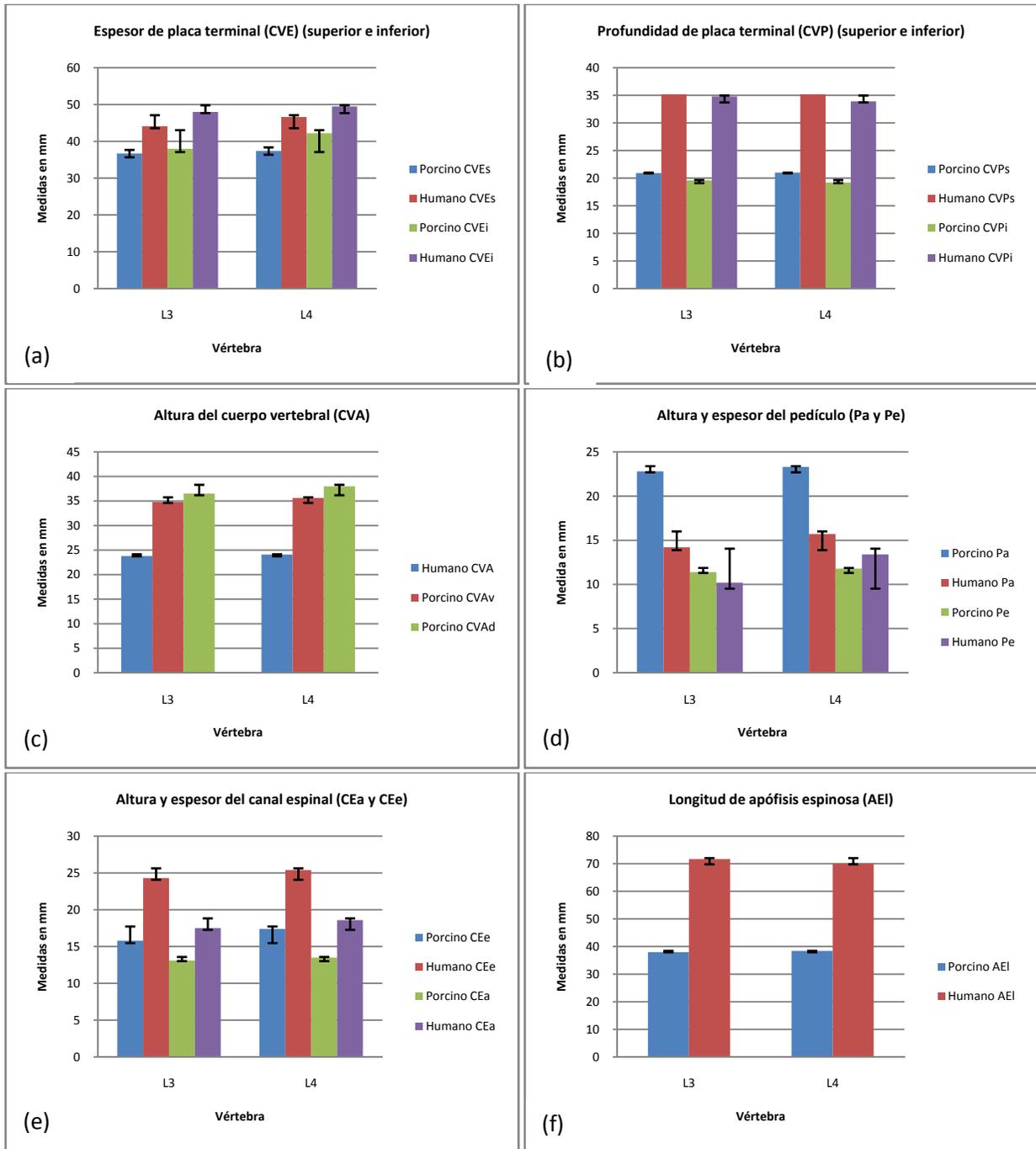


Figura 5. 4 Gráficas de dimensiones en vértebras de especímenes humanos y porcinos L3 y L4 en Media (barra de error con Desviación Estándar). (a) Espesor de placa terminal; (b) Profundidad de placa terminal; (c) Altura de cuerpo vertebral; (d) Altura y espesor del pedículo; (e) Altura y espesor del canal espinal; (f) Longitud de apófisis espinosa.

Según Dath R., existen importantes diferencias en la morfometría de vértebras porcinas especialmente en los cuerpos vertebrales y pedículos en donde la instrumentación es comúnmente probada. La columna lumbar porcina puede ser utilizada como un modelo alternativo para la columna lumbar humana siempre que estas diferencias sean tomadas en cuenta. Estudios experimentales que involucran cajas intercorporales, sustitución de disco y sistemas de barra-tornillo pediculares deben concordar apropiadamente con el tamaño del implante [5.5].

En términos generales se pueden apreciar las siguientes observaciones derivadas del análisis morfométrico:

- Las vértebras porcinas son más grandes que las humanas, por lo que es necesario considerar esto al momento de transferir los resultados al caso humano.
- Las vértebras de la población mexicana son más grandes en la región anterior que en la posterior en comparación con la población extranjera. Esto es importante ya que es precisamente en la región posterior, específicamente en los pedículos en donde es más probada la instrumentación quirúrgica. Estos datos son de gran importancia ya que sabiendo las dimensiones de las vértebras humanas del fenotipo mexicano, se puede diseñar instrumental y prótesis específicas, y dar soluciones específicas a esta población.

5.6 SUMARIO.

En éste último Capítulo se analizaron los resultados obtenidos en el Capítulo III y se hizo la analogía con el caso humano. Se analizaron tanto los resultados de los ensayos de compresión axial como la morfometría de las vértebras a nivel de L3 y L4. El análisis de los resultados está dividido primero en los ensayos de compresión axial en especímenes porcinos, posteriormente se hizo la analogía de estos con el caso humano, y por último se realizó el análisis morfométrico en porcinos y su comparación con los datos de especímenes humanos encontrados en la literatura abierta.

5.7 REFERENCIAS.

- 5.1 **Bazaldúa CJJ, Elizondo ORE, Urrutia VE, Castro O de la G y Guzmán LS**, “*Morfometría de pedículo y cuerpo vertebral en población mexicana por TC y fluoroscopia*”, XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica, Facultad de Medicina UANL, 2009.
- 5.2 **White AA y Panjabi MM**, “*Clinical biomechanics of the spine*”, Segunda edición, J.B. Lippincott Company, Estados Unidos de Norteamérica, 1990.
- 5.3 **Kapandji AI**, “*Fisiología articular. Tronco y raquis*”, Quinta Edición, Panamericana, España, 1998.
- 5.4 **Roca BJ**, “*Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar*”, Jims, Barcelona: España, 1987.
- 5.5 **Dath R, Ebinesan AD, Porter KM y Miles AW**, “*Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae*”, J. Clinical Biomechanics, 1-7, 2007.
- 5.6 **Spenciner DB, Paiva PEJA y Crisco JJ**, “*Testing of human cadaveric functional spinal units to the ASTM draft standard, -Standard test methods for static and dynamic characterization of spinal artificial discs*”, Spinal Implants: Are We Evaluating Them Appropriately?, ASTM STP 1431, M.N. Melkerson, L. Griffith, and J.S. Kirkpatrick, Eds., ASTM International, West Conshohocken, PA, 114-126, 2003.
- 5.7 **Smith TH**, “*The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations*”, Eur Spine J, Vol. 11 (2), 137-144, 2002.

CONCLUSIONES

Al comparar los coeficientes de rigidez y flexibilidad en especímenes porcinos con el caso humano, se nota un incremento del doble en su coeficiente de flexibilidad y por lo tanto, una disminución a la mitad en su coeficiente de rigidez. Cabe mencionar que los valores encontrados en la literatura sobre ensayos humanos, varían de acuerdo a las condiciones de prueba con las cuales fueron realizados (diferencias en el diseño del experimento, edad de los especímenes cadavéricos, peso, etc.) y por lo tanto dichas variaciones se tienen que tomar en cuenta, con el fin de interpretar correctamente los resultados.

Para el caso de la determinación de las dimensiones vertebrales se tienen las siguientes tendencias: los cuerpos vertebrales humanos son más anchos y cortos, comparados con los porcinos que son más esbeltos y más altos; tanto el canal espinal como las apófisis espinosas son más grandes en humanos que en porcinos, sin embargo, los pedículos porcinos son más grandes que los humanos. Otra observación, es que todas las dimensiones de las vértebras analizadas, en general aumentan de tamaño en dirección cráneo-caudal, lo cual concuerda con estudios al respecto. Por lo tanto, cuando se realicen estudios en modelos porcinos, con el fin de extrapolar los resultados al caso humano, se tienen que tomar en consideración estas diferencias.

El modulo de elasticidad equivalente es una propiedad mecánica importante en los materiales, no obstante, en la columna vertebral este valor es difícil de interpretar, ya que depende de múltiples factores, que al no estar normalizados tienen variaciones considerables, y por lo tanto, se requieren de más estudios para una mejor comprensión. Sin embargo, este valor si ofrece una referencia del comportamiento elástico en las UCA's, y proporciona una idea general de su funcionamiento biomecánico bajo condiciones in vitro.

Es importante recordar que de acuerdo con la Ley de Wolff, los huesos responden a la ausencia o presencia de estímulos mecánicos cambiando su forma y estructura, ya sea mediante el modelado o el remodelado óseo. Esto nos sugiere que las diferencias en cuanto a las dimensiones en las vértebras porcinas con respecto a las humanas, se debe principalmente a las cargas específicas a las que están sometidas. Esto supondría que las vértebras porcinas al ser más largas en el eje longitudinal con respecto a las humanas, están sometidas a mayores esfuerzos axiales que las humanas.

De acuerdo con estudios en la columna vertebral de animales cuadrúpedos, los segmentos espinales no pueden resistir momentos de flexión sustanciales, por lo que, fuerzas de tensión adicionales de ligamentos y músculos son necesarias para controlar la postura de la columna vertebral en cuadrúpedos. Como consecuencia de esto, la columna vertebral esta cargada principalmente por compresión axial, tal como sucede en la columna vertebral humana. Sin embargo, los cuadrúpedos tienen esfuerzos de compresión axial más altos, resultando en una mayor densidad ósea en las vertebrales. Una evidencia clara de que tanto en humanos como en porcinos, la carga es transmitida en forma axial, se ve reflejada en la alineación y el arreglo de la estructura del hueso trabecular, la cual corre de placa terminal a placa terminal de forma longitudinal.

La relación entre las dimensiones, la geometría, la estructura ósea, y las propiedades mecánicas, esta íntimamente relacionada, de esto se puede deducir, que para correlacionar los datos biomecánicos entre diferentes especies, es necesario analizar mediante múltiples estudios

de diversa índole sus diferencias y analogías, y así tener una mejor comprensión de su funcionamiento, con la finalidad de extrapolar los resultados obtenidos al caso humano y poder usarlos en diversas aplicaciones, como lo son el diseño de prótesis e instrumentación quirúrgica, entre otros. Del presente estudio, se observa que el efecto de la diferencia en el tamaño y geometría de las vértebras entre especímenes porcinos y humanos, se ve reflejado en las propiedades mecánicas, sin embargo, la aplicación de las cargas es similar en cuadrúpedos y bípedos, por lo que si se tienen en cuenta estas diferencias, los especímenes porcinos pueden ser un interesante modelo animal como sustituto de los especímenes humanos.

TRABAJOS FUTUROS

Derivado de este trabajo y como complemento del mismo para investigaciones futuras, se proponen a manera de profundizar y enriquecer más el tema, los siguientes trabajos:

1. Estudiar más a fondo el comportamiento de Unidades Funcionales, Unidades de Columna Anterior y vértebras mediante la realización de más ensayos mecánicos estáticos y dinámicos (compresión, tensión, torsión, flexo-extensión, dureza, impacto, etc.), con la finalidad de caracterizar de manera más completa la biomecánica de la columna lumbar porcina.
2. Realizar cambios en las velocidades de carga en los ensayos de compresión, con el propósito de caracterizar de manera más completa las propiedades viscoelásticas de las Unidades Funcionales y Unidades de la Columna Anterior.
3. Caracterizar de manera individual cada uno de los componentes de la Unidad Funcional, como lo son el disco intervertebral (anillo fibroso, núcleo pulposo), la vértebra (tejido cortical y trabecular), con la finalidad de obtener sus propiedades mecánicas y entender mejor su funcionamiento biomecánico.
4. Diseñar más dispositivos de sujeción para las pruebas de compresión axial con la finalidad de contribuir a la normalización de las pruebas, y que los resultados de estas sean menos variantes, pudiendo así realizar comparaciones más eficientes entre ellos.
5. Exportar el modelo generado con las Tomografías Computarizadas para su análisis mediante programas computacionales basados en el Método del Elemento Finito, pudiendo usarlos con el objetivo de validar futuros trabajos.
6. Comparar los dos modelos computacionales propuestos en el Capítulo IV mediante el Método del Elemento Finito con el objetivo de obtener las ventajas y desventajas de cada uno de ellos.

ANEXOS

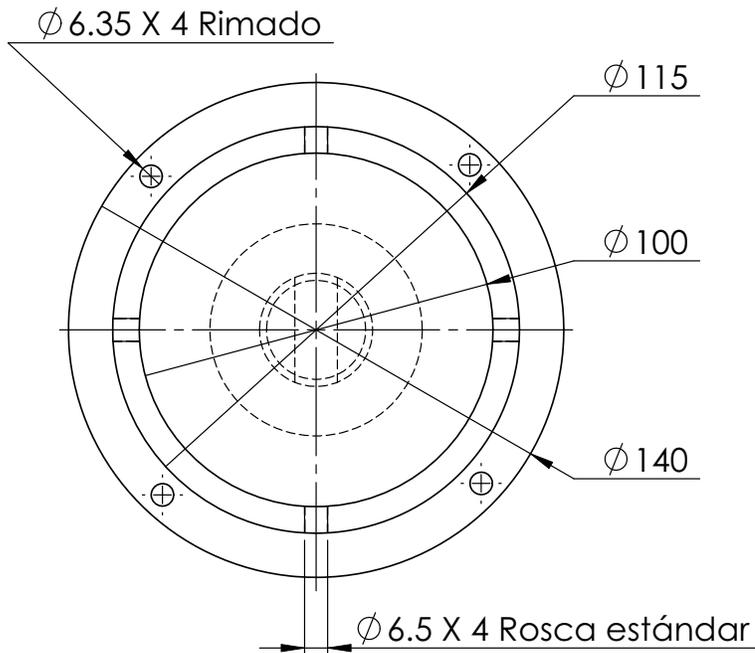
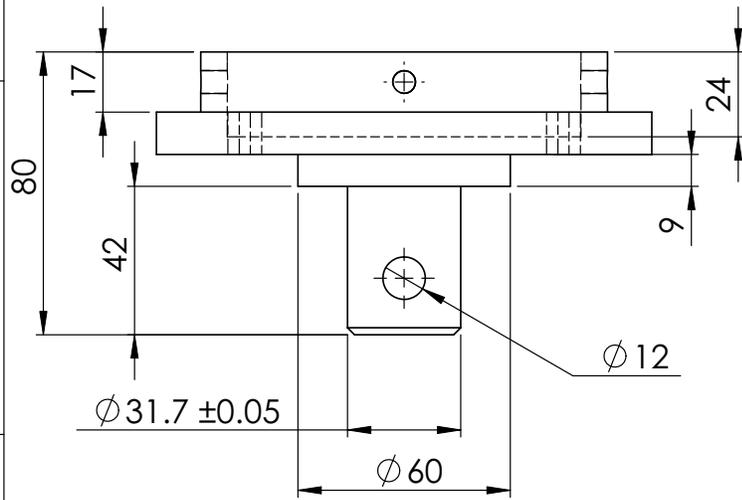
ANEXO A

PLANOS

Tabla A 1 Lista de componentes del dispositivo de sujeción.

Componente	Plano	Descripción	Dibujo
Copas de sujeción.	1	Su función es fijar los especímenes y evitar que estos se muevan durante la prueba mediante los prisioneros.	
Adaptador.	2	Cuenta con un tornillo métrico M12 X 1.25 y su función es la de adaptar el dispositivo de sujeción a la máquina universal MTS.	
Guías cilíndricas de alineación.	3	Su función es la de alinear los especímenes con respecto a la línea de acción de la carga.	
Espárragos	3	Su función es posicionar los especímenes dentro de las copas de sujeción y fijarlos firmemente.	
Perno.	4	Su función es fijar el adaptador a la copa de sujeción.	
Dispositivo de sujeción.	5	Ensamble completo del dispositivo de sujeción.	

Chaflanes 2X45°



A MENOS QUE SEA ESPECIFICADO: TODAS LAS DIMENSIONES ESTAN EN MILIMETROS
TOLERANCIAS:
LINEAL: $\pm 0.05\text{mm}$

COPA DE SUJECIÓN

	NOMBRE	FECHA
DIBUJADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
REVISADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
APROVADO		



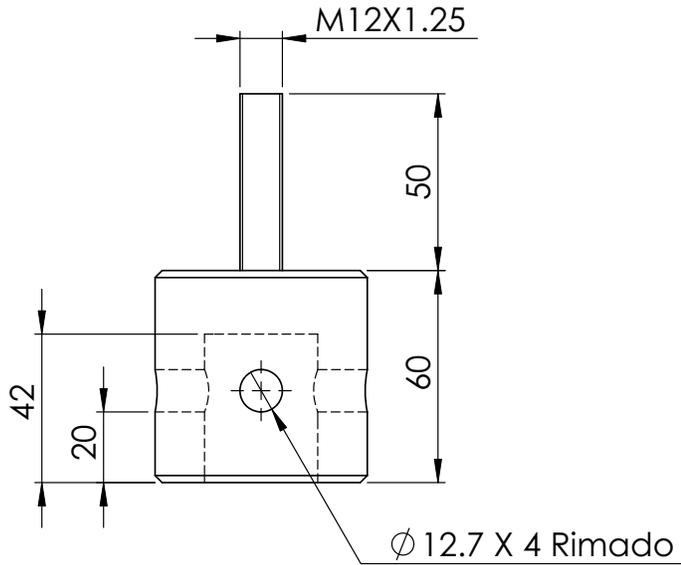
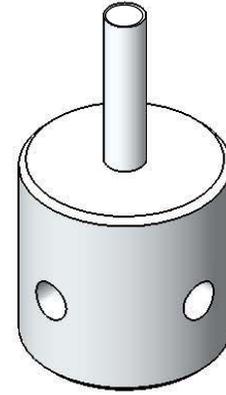
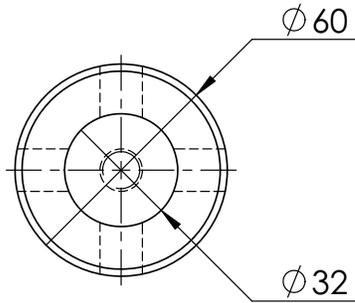
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD AZCAPOTZALCO



SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

	MATERIAL:	DIBUJO NO.	1	A4
	ALUMINO			

Chaflanes 2X45°



A MENOS QUE SEA ESPECIFICADO: TODAS LAS DIMENSIONES ESTAN EN MILIMETROS
 TOLERANCIAS:
 LINEAL: $\pm 0.05\text{mm}$

ADAPTADOR

	NOMBRE	FECHA
DIBUJADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
REVISADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
APROVADO		



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
 ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
 UNIDAD AZCAPOTZALCO



SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

F



MATERIAL:
ALUMINO

DIBUJO NO.

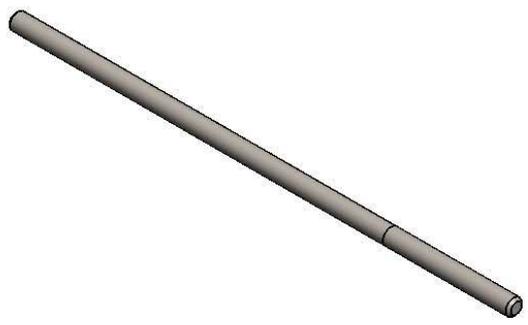
2

A4

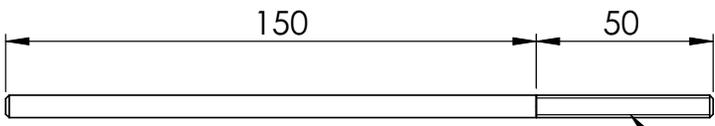
GUÍA CILINDRICA

A

8 TCAS HEX ACAB $\frac{1}{4}$ - 20UNC - 2B



B



ϕ 6.35

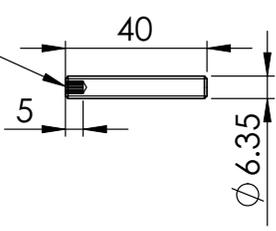
$\frac{1}{4}$ - 20UNC - 2A

C

ESPARRAGO

D

HEX $\frac{1}{8}$



$\frac{1}{4}$ - 20UNC - 2B

E

A MENOS QUE SEA ESPECIFICADO: TODAS LAS DIMENSIONES ESTAN EN MILIMETROS
TOLERANCIAS:
LINEAL: $\pm 0.05\text{mm}$

GUÍA CILINDRICA Y ESPARRAGOS

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD AZCAPOTZALCO

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

F

	NOMBRE	FECHA
DIBUJADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
REVISADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
APROVADO		

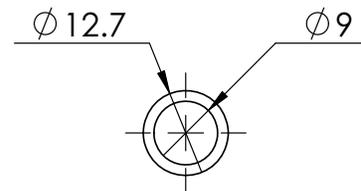
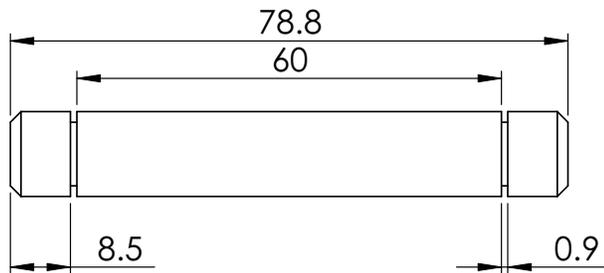
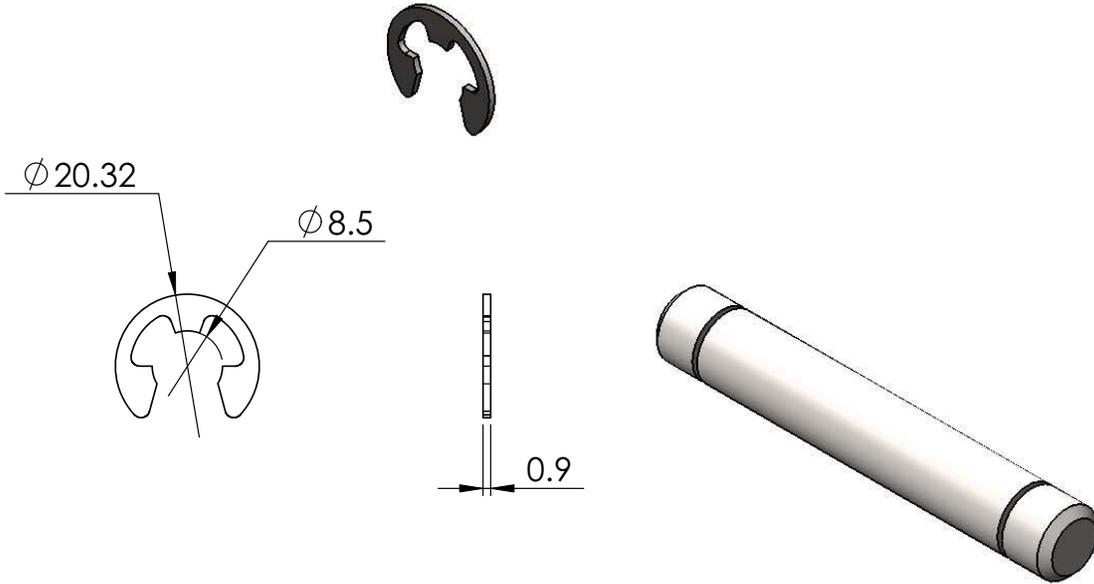
MATERIAL:
ALUMINO

DIBUJO NO. **3**

A4

Chaflanes 2X45°

Anillo en E



A MENOS QUE SEA ESPECIFICADO: TODAS LAS DIMENSIONES ESTAN EN MILIMETROS
TOLERANCIAS:
LINEAL: $\pm 0.05\text{mm}$

PERNO

	NOMBRE	FECHA
DIBUJADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
REVISADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
APROVADO		



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD AZCAPOTZALCO



SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

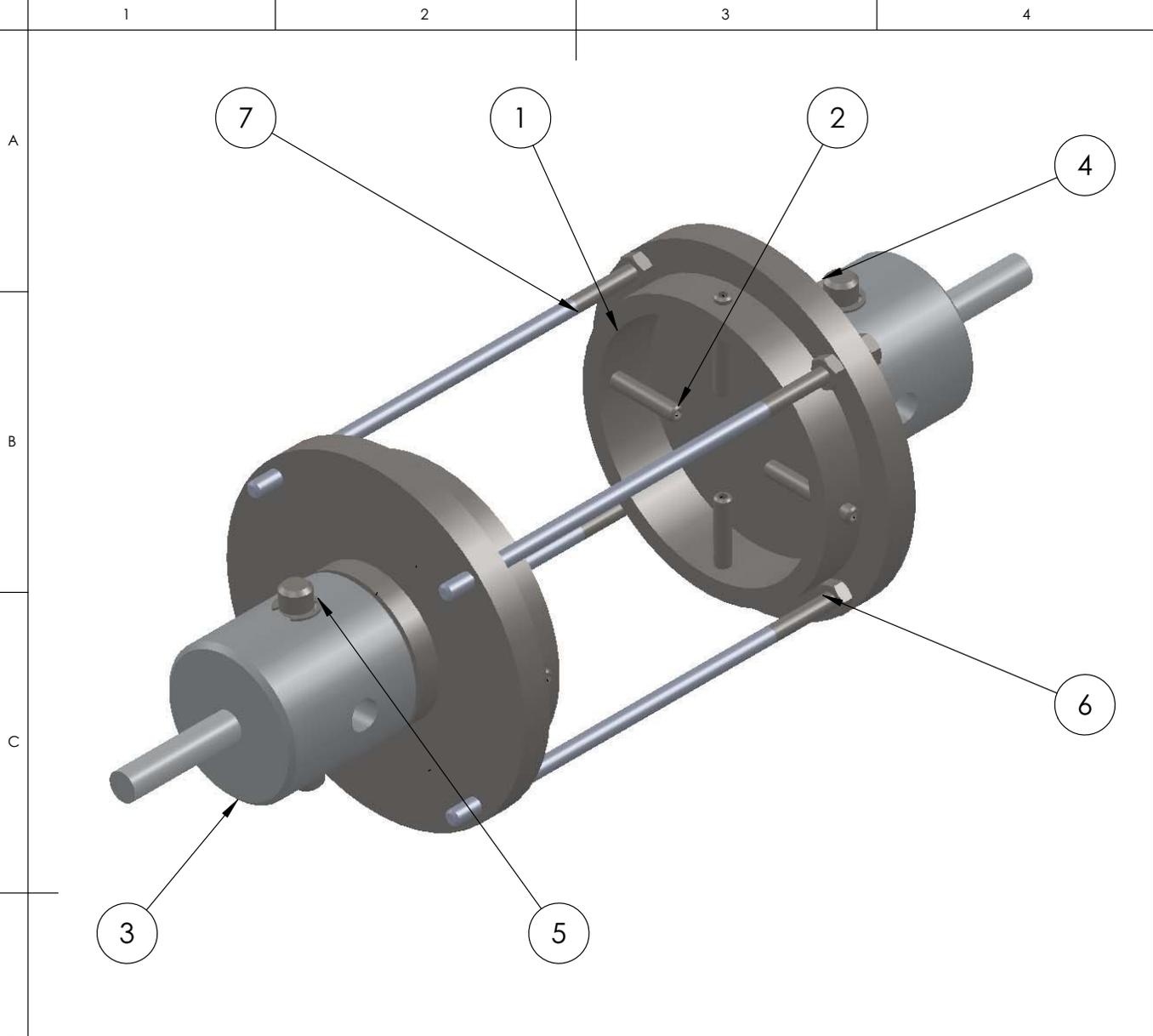


MATERIAL:
ALUMINO

DIBUJO NO.

4

A4



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Copa de sujeción	2
2	Esparragos	8
3	Adaptador para máquina MTS (M12x1.25)	2
4	Perno	2
5	Anillo en E	4
6	TCA HEX ACAB $\frac{1}{4}$ - 20UNC - 2B	8
7	Guía cilíndrica	4

A MENOS QUE SEA ESPECIFICADO: TODAS LAS DIMENSIONES ESTAN EN MILIMETROS
 TOLERANCIAS:
 LINEAL: $\pm 0.05\text{mm}$

DISPOSITIVO DE SUJECIÓN

	NOMBRE	FECHA
DIBUJADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
REVISADO	ARIEL FUERTE HERNÁNDEZ	07/SEP/09
APROVADO		



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
 ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
 UNIDAD AZCAPOTZALCO

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

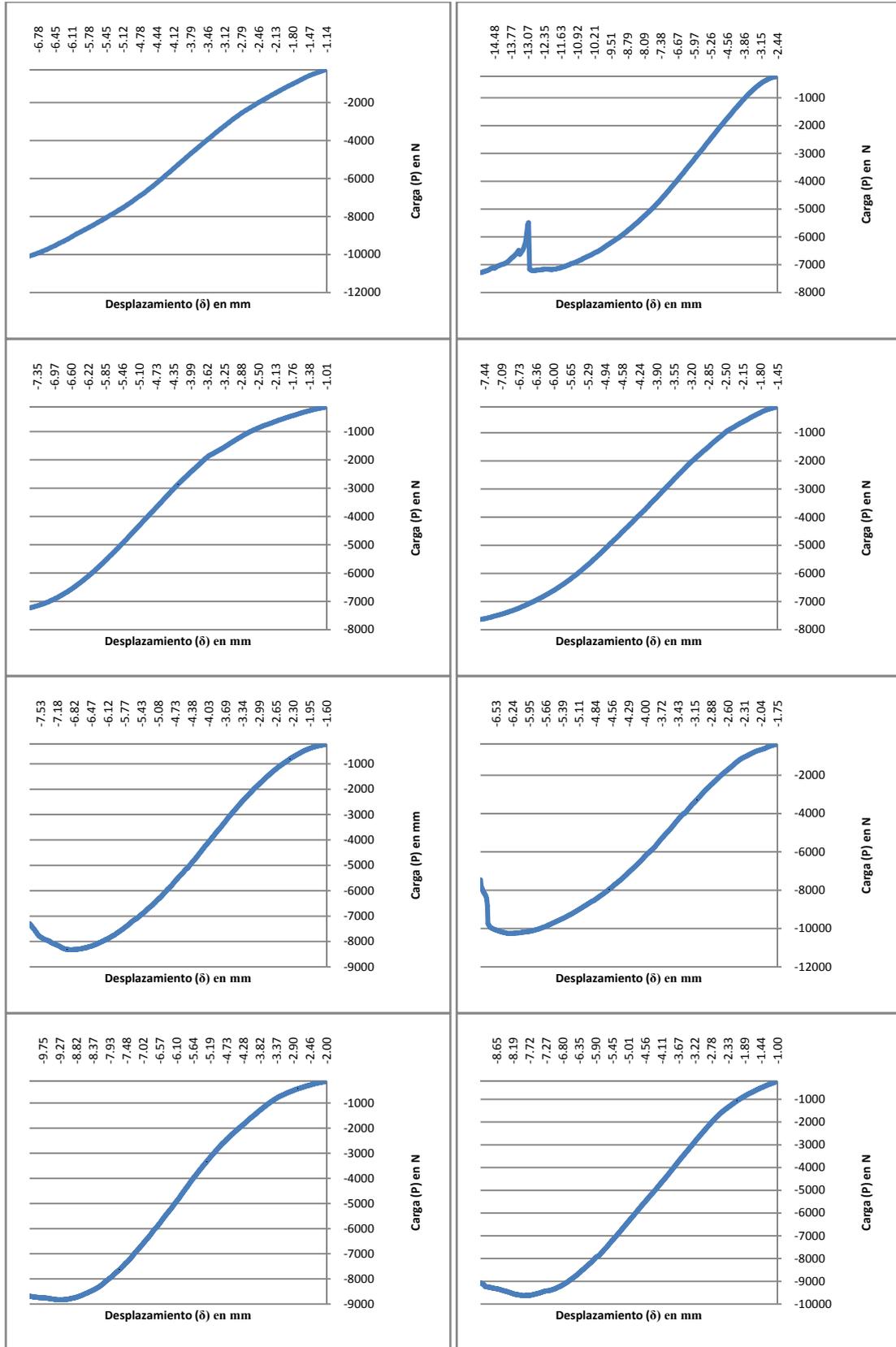


	MATERIAL: ALUMINO	DIBUJO NO. 5	A4
ESCALA: 1:5		HOJA 1 OF 5	

ANEXO B

GRÁFICAS

UNIDADES DE COLUMNA ANTERIOR (UCA's)



UNIDADES DE COLUMNA ANTERIOR (UCA's)

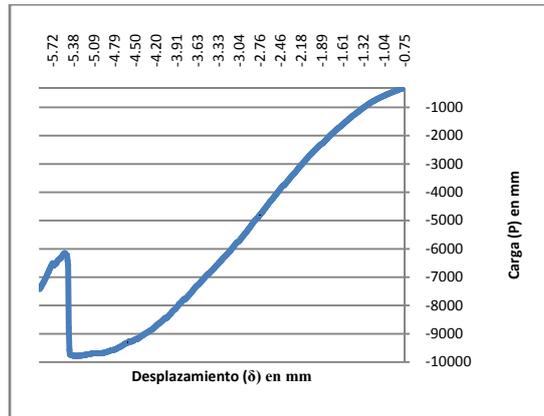
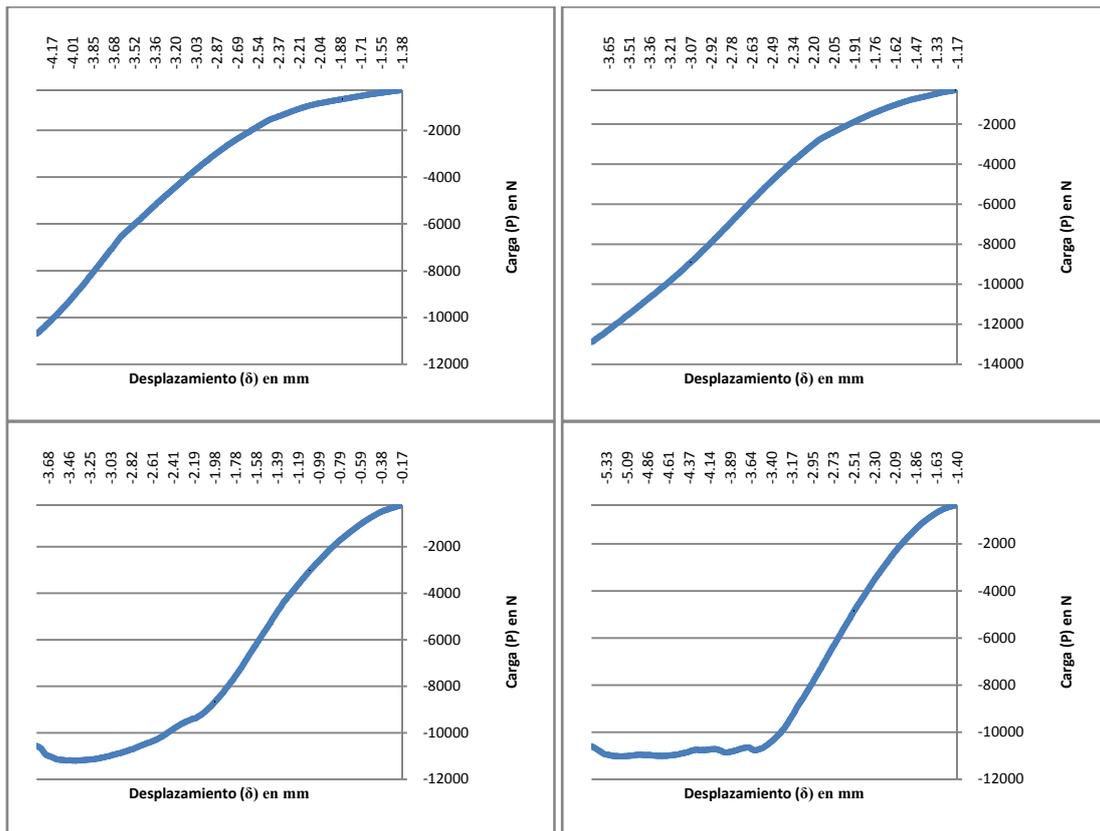


Figura B 1 Gráficas de Carga-Desplazamiento para UCA's

UNIDADES FUNCIONALES (UF's)



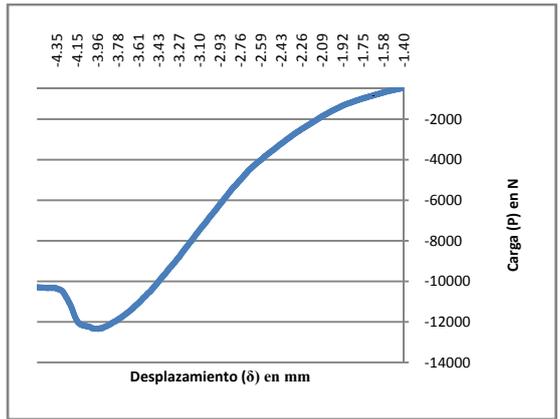


Figura B 2 Gráficas de Carga-Desplazamiento para UF's

ANEXO C
TRABAJOS
DERIVADOS DE
ESTA TESIS

CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE VÉRTEBRAS PORCINAS PARA SU USO EN APLICACIONES BIOMÉCANICAS

Fuerte Hernández A.¹, Rodríguez Cañizo R.G.¹, Urriolagoitia Sosa G.², Beltrán Fernández J.A.², Merchán Cruz E.A.¹

¹Instituto Politécnico Nacional (IPN), Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI), Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME), Unidad Azcapotzalco, Av. de las Granjas No. 682, Col. Sta. Catarina, Del. Azcapotzalco, C.P. 02550, México D.F. Tel. (5)7296000 ext. 64503, *fuertehernandez@yahoo.com.mx

²Instituto Politécnico Nacional (IPN), Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI), Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME), Unidad Profesional Zacatenco, Edif. 5 2do. Piso, U.P. Adolfo López Mateos Av. Instituto Politécnico Nacional, Col. Lindavista, Del. Gustavo A. Madero, C.P. 07738 México D.F. Tel. (5)7296000 ext. 54740

Área Temática: Biomecánica

RESUMEN

En los últimos años el uso de especímenes animales para la investigación en el área de la biomecánica ha ido en aumento, esto debido a lo complejo y peligroso que se ha vuelto el manejo de especímenes humanos, derivado de las regulaciones legales en algunos países para su obtención, o bien por la latencia de contagio de enfermedades transmisibles por contacto directo con sangre como la Hepatitis y el SIDA. La elección correcta del espécimen animal depende principalmente del tipo de investigación que se quiera realizar en el ser humano, siendo así común el uso de ratas, becerros, monos, cabras, cerdos, caninos, etc. De la gama disponible de animales, quizá el más representativo sea el cerdo debido a las grandes similitudes que tiene desde el punto de vista biológico con el ser humano, tan es así, que se han realizado diversos implantes provenientes de este animal con muy buena aceptación en el cuerpo humano (válvulas de corazón, riñones, piel, etc.). Sin embargo, la información disponible en la literatura abierta referente a las similitudes biomecánicas, específicamente hablando de la columna vertebral, es muy escasa. Por tal motivo, el presente trabajo consiste en determinar las propiedades mecánicas en unidades funcionales porcinas de la zona lumbar (L3-L4) obtenidas de cerdos machos jóvenes con un promedio de 6 meses de edad, un peso aproximado de 120 kg., y con no más de 48 hrs. post mortem; así como establecer sus características geométricas. La finalidad es comparar éstos resultados con los correspondientes a las propiedades mecánicas de vértebras humanas; y así poder establecer las similitudes mecánicas y anatómicas entre ambas. Para las pruebas de compresión se utilizó una máquina universal de ensayos marca MTS con capacidad de 1.5 Ton., así como un calibrador vernier para dimensionarlas.

PALABRAS CLAVE: Propiedades mecánicas, columna vertebral, compresión.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad existe información en la literatura abierta referente a la comparación anatómica de la columna vertebral entre especímenes cuadrúpedos y bípedos [1-7], sin embargo, desde el punto de vista de la biomecánica los datos obtenidos hasta hoy son muy escasos. Por otro lado, hay estudios que por separado, intentan determinar las dimensiones anatómicas tanto de vértebras en animales cuadrúpedos [8], como en humanos [9].

Las propiedades mecánicas de la columna vertebral pueden ser obtenidas mediante diferentes estudios, como lo son: de tipo in vivo, en cadáveres enteros, in vitro con segmentos completos o parciales, y actualmente, estudios numéricos mediante diversos programas computacionales que utilizan el Método de Elemento Finito (MEF) [10-12].

Las ventajas y desventajas de unos con respecto a otros varían, por lo que es necesario tener en mente lo que se va a analizar así como los resultados que se esperan obtener, esto con el objetivo de elegir correctamente el tipo de estudio a realizar. Por ejemplo, un estudio in vivo proporciona datos reales, no obstante, dimensionarlo anatómicamente resulta complicado, mientras que un estudio in vitro proporciona mediciones anatómicas más exactas, sin embargo, los resultados biomecánicos y funcionales no son tan apegados a la realidad, ya que no se integran de una manera holística. La ventaja del análisis numérico mediante el uso de programas computacionales especializados, se ve reflejada en el ahorro de recursos, junto con la posibilidad de predecir fallas que de otra manera serían muy difícil de evaluar, sin embargo, si las propiedades mecánicas, las variables y las condiciones de frontera no son correctamente establecidas en el modelo de estudio, los resultados obtenidos serán erróneos y poco confiables.

La columna vertebral tiene tres funciones biomecánicas fundamentales: primero, transfiere los pesos y los momentos flexionantes resultantes de la cabeza, el tronco, y cualquier peso que sea levantado por la pelvis, segundo, permite los movimientos fisiológicos necesarios entre estas tres partes del cuerpo, por último y lo más importante, protege el delicado canal espinal de fuerzas que le provoquen un potencial daño y alteraciones, ya sea por movimientos fisiológicos anormales, o por traumas. Estas funciones son cumplidas debido a las propiedades mecánicas altamente especializadas de la anatomía de la columna vertebral [13], dichas funciones son válidas tanto para cuadrúpedos como para bípedos.

El objetivo del presente estudio, es determinar las propiedades mecánicas de una Unidad Funcional (UF), conformada por una vértebra-disco-vértebra, de la sección lumbar L3-L4 de especímenes porcinos, mediante pruebas de compresión cuasi estáticas, así como sus características geométricas mediante la medición de los mismos. La finalidad es establecer las similitudes existentes en la literatura abierta respecto al caso humano; y así poder formular una analogía entre ambos. El objetivo final es utilizar los datos obtenidos en aplicaciones biomecánicas, como lo son en el diseño de prótesis e instrumentación quirúrgica, así como en el desarrollo de mejores técnicas de intervención quirúrgica, y de rehabilitación.

Las diferencias anatómicas de la columna vertebral entre animales cuadrúpedos y bípedos son evidentes, sin embargo, los resultados de pruebas biomecánicas pueden ser utilizados de una manera confiable ya que existen similitudes tanto funcionales como estructurales [14], pudiendo así, predecir lo que sucede en el caso humano. Considerando esto, se puede disminuir de una manera considerable el uso de especímenes cadavéricos humanos para este tipo de pruebas, lo cual es complicado debido a las estrictas regulaciones legales nacionales que existen para su manipulación, y evitar de esta forma el contagio de enfermedades transmisibles por contacto directo con la sangre humana como es la Hepatitis, el SIDA, etc. Para asegurar que los resultados sean confiables, se tienen que tomar en cuenta todas estas diferencias y limitaciones al momento de extrapolar los datos.

Otro aspecto importante a considerar, son las variables inherentes a la experimentación con modelos animales, como lo son: peso, edad, sexo, alimentación, patologías, preparación del espécimen, etc.; así como el equipo, los dispositivos, la metodología y el diseño experimental utilizados. Esto es consecuencia de que no existen normas que regulen dichas variables y proporcionen datos más exactos, homogéneos, confiables y apegados a la realidad. Por lo tanto, es necesario seguir aportando datos y enriquecer los existentes respecto al comportamiento mecánico en la columna vertebral bajo diferentes circunstancias.

METODOLOGÍA DE ENSAYOS

Los humanos cuentan con cinco vértebras lumbares, al contrario de lo que sucede con los cerdos que normalmente cuentan con seis, sin embargo, este número varía de 5 a 7 dependiendo de la raza de cerdo, de tal manera que un aumento del número de dorsales corresponde con una disminución en el número de las lumbares, o viceversa [15]. El presente estudio, se divide en dos partes; la primera parte, tiene que ver con la realización de pruebas cuasi estáticas de compresión axial en UF porcinas de la sección lumbar L3-L4. La segunda parte, se refiere a las mediciones anatómicas en vértebras de la misma sección lumbar. Para ambos casos se utilizaron especímenes porcinos machos jóvenes de la raza Duroc-Jersey, con un promedio de 6 meses de edad, un peso de 120 kg., y con

no más de 48 hrs. post mortem, esto para evitar la degradación de los tejidos y hueso, lo que afecta las propiedades mecánicas [16].

Pruebas cuasi estáticas de compresión axial

Se realizaron una serie de pruebas de compresión axial en 15 UF del segmento L3-L4 (Fig. 1), conservándose las apófisis, el ligamento intraespinal y supraespinal.



Fig. 1. UF del segmento porcino L3-L4.

La metodología experimental se desarrollo de la siguiente manera:

1. Preparación de los especímenes de prueba

Una vez adquiridos los segmentos vertebrales (L2-L3-L4-L5), se procede a cortarlos y reducirlos a los niveles L3-L4. Para garantizar que la carga aplicada fuera axial, se cuidó el paralelismo de las caras superior e inferior de los especímenes ensayados al momento de cortarlos, para evitar así la flexión del segmento. Posteriormente se retiraron los tejidos blandos conservando intactos únicamente el disco intervertebral, el ligamento intraespinal, y el ligamento supraespinal. Se utilizaron bisturís e instrumentos quirúrgicos para este efecto.

2. Preparación de la máquina y dispositivos de sujeción

Se utilizó una máquina universal marca MTS modelo 858 Table Top System, con capacidad 1.5 Ton., la velocidad a la cual se realizó la prueba fue de 5 mm/min. El dispositivo utilizado para la sujeción del segmento fue diseñado con el fin de garantizar la estabilidad del sistema, y permitir que la carga se transmitiera de forma axial.

El dispositivo cuenta con un adaptador para máquina MTS, el cual fue diseñado específicamente para este tipo de pruebas, el tornillo es de tipo milimétrico M12 X 1.25, y posee un perno con clips con el fin de ensamblar las copas de sujeción. Las copas de sujeción tienen la función de alojar a los especímenes para fijarlos con los prisioneros. Finalmente, los pernos de posicionamiento y sujeción, tienen la tarea de ubicar a los especímenes dentro de las copas de sujeción y fijarlos firmemente (Fig. 2).

3. Ejecución del ensayo biomecánico

Una vez montado el dispositivo de sujeción sobre la máquina de ensayos MTS, se establecen las condiciones de prueba mediante el un programa computacional con interfaz a la máquina, al ser una prueba de tipo cuasi estática la velocidad se ajustó a 5 mm/min., aplicándole una precarga de 300N. La carga se detuvo hasta que las placas terminales del disco intervertebral fallaron.

Dimensionamiento anatómico de las vértebras porcinas de la sección lumbar L3 y L4

Para determinar las características geométricas de las UF porcinas se utilizaron los mismos especímenes ensayados en la parte experimental. Cabe mencionar, que la estructura ósea permaneció intacta ya que la prueba se detuvo cuando fallaron las placas terminales de los discos intervertebrales, asegurando la integridad del hueso.

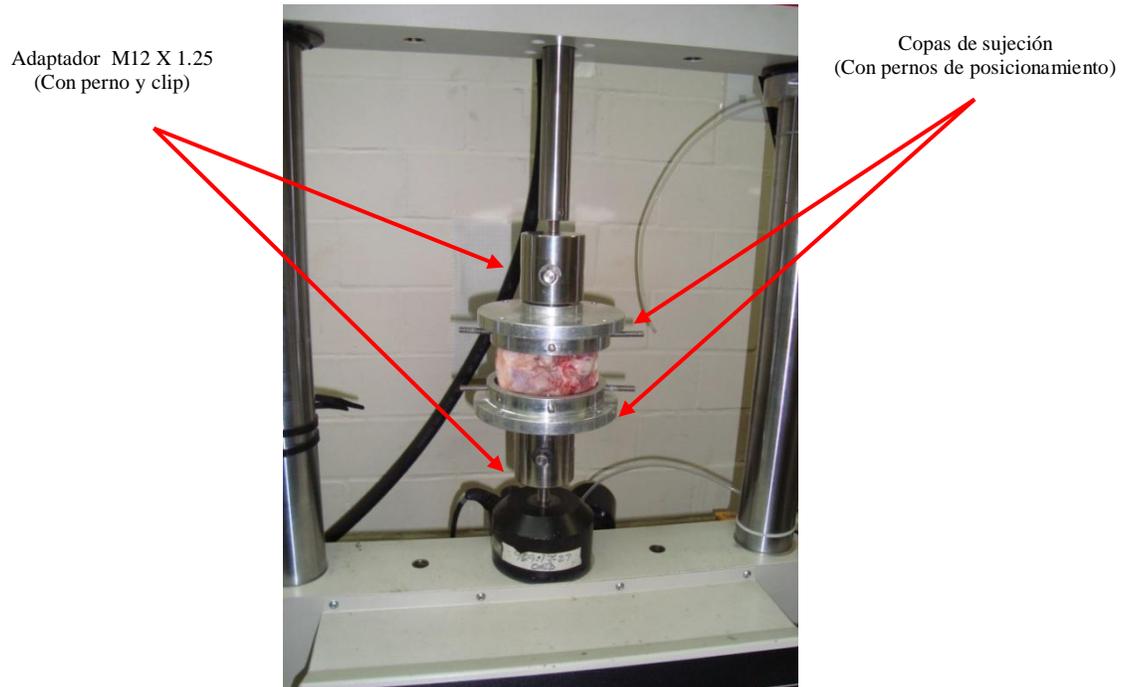


Fig. 2. Dispositivo de sujeción y máquina de ensayos MTS.

El procedimiento para la preparación de los especímenes y la realización de las mediciones fue el siguiente:

1. Preparación de los especímenes de prueba

El número de especímenes dimensionados fueron 10 vértebras L3 y 10 vértebras L4. Una vez realizada la prueba de compresión axial y retirados los especímenes de los dispositivos de sujeción, estos fueron cocidos en una olla de presión durante 20 minutos [8], esto con el fin de retirar los tejidos blandos y dejar únicamente la estructura ósea. Posteriormente, el tejido blando, incluyendo el disco intervertebral fue retirado con la ayuda de un bisturí e instrumentos quirúrgicos, teniendo el debido cuidado para mantener el hueso intacto.

2. Dimensionamiento de los especímenes de prueba

Una vez limpios los especímenes, se procedió a efectuar las mediciones correspondientes, para lo cual se utilizó un calibrador vernier marca Stainless Hardened® con una legibilidad de 0.05 mm. Las mediciones fueron repetidas en tres ocasiones. Los cálculos y gráficas como lo son la media y el error estándar de la media, fueron hechos mediante el programa computacional Microsoft Excel®. Los datos para los parámetros humanos fueron tomados de la literatura abierta, así como la metodología y las zonas de la vértebra que fueron dimensionadas, esto con el objetivo de poder realizar las comparaciones pertinentes, y garantizar su confiabilidad [8].

Los parámetros, las abreviaturas, y las regiones vertebrales que fueron dimensionadas, se encuentran resumidos en la tabla 1 y la Fig. 3.

RESULTADOS

De la prueba de compresión axial se puede observar los valores de la carga máxima, coeficiente de rigidez, y coeficiente de flexibilidad, los cuales están expresados por la media del total de la población (15 ensayos), así como su comparación con el caso humano (Tablas 2 y 3).

Tabla 1. Parámetros medidos para vértebras porcinas L3-L4 y abreviaciones usadas

Región vertebral	Dimensión	Abreviatura	Símbolo
Cuerpo vertebral	Espesor placa terminal superior	CVES	A
	Espesor placa terminal inferior	CVESi	B
	Profundidad placa terminal superior	CVPs	C
	Profundidad placa terminal inferior	CVPi	D
	Altura cuerpo ventral	CVAv	E
	Altura cuerpo dorsal	CVAd	F
Pedículo	Altura	Pa	G
	Espesor	Pe	H
Canal espinal	Altura	CEa	I
	Espesor	CEe	J
Apófisis espinosa	Longitud	AEI	K

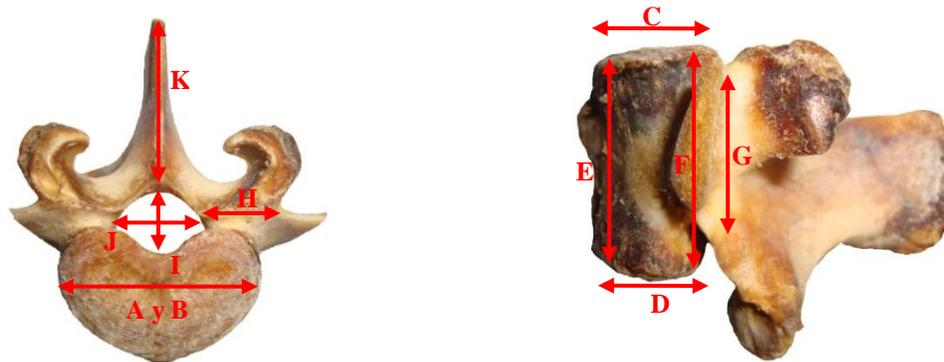


Fig. 3. Parámetros anatómicos medidos del espécimen porcino.

Para las mediciones anatómicas, se puede observar los parámetros dimensionados en las vértebras porcinas y su comparación con el caso humano; estos resultados son representados por la media y el error estándar de la media (ver Tablas 4 y 5).

Tabla 2. Resultados de las pruebas de compresión axial

Espécimen	Máxima carga (N)	Coefficiente de rigidez (N/mm)	Coefficiente de flexibilidad (mm/kN)
Porcino	5305	1067	1.0
Humano [13]	5300	2000	0.5

El coeficiente de rigidez está definido por la proporción de una fuerza aplicada la cual le produce una deformación, o bien, la resistencia que ofrece una estructura a ser deformada. Su unidad de medida es el N/m.

El coeficiente de flexibilidad es definido como la proporción de la cantidad de desplazamiento producido por una carga aplicada y es el inverso del coeficiente de rigidez. Las unidades de medida son m/N.

Tabla 3. Resultados de las pruebas de compresión axial con carga máxima

Espécimen	Máxima carga (N)	Coefficiente de rigidez (N/mm)	Coefficiente de flexibilidad (mm/kN)
Porcino	8608	1255	0.9
Humano [13]	5300	2000	0.5

Tabla 4. Resultados de las dimensiones para el cuerpo vertebral en mm. Media (Error estándar de la media)

Espécimen	Nivel vertebral	Región vertebral					
		CVA _v	CVAd	CVE _s	CVP _s	CVE _i	CVP _i
Porcino	L3	34.8 (0.126)	36.5 (0.181)	36.7 (0.163)	20.9 (0.135)	38.0 (0.141)	19.6 (0.127)
	L4	35.6 (0.141)	38 (0.194)	37.4 (0.169)	21.0 (0.146)	42.2 (0.160)	19.2 (0.179)
Humano	L3	23.8 (1.10)		44.1 (0.88)	35.2 (1.10)	48.0 (1.24)	34.8 (1.24)
	L4	24.1 (1.10)		46.6 (1.20)	35.5 (0.88)	49.5 (1.38)	33.9 (0.85)

Tabla 5. Resultados de las dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis en mm. Media (Error estándar de la media)

Espécimen	Nivel vertebral	Región vertebral				
		Pa	Pe	CE _e	CE _a	AEI
Porcino	L3	22.8 (0.128)	11.4 (0.094)	15.8 (0.131)	13.1 (0.118)	38.0 (0.153)
	L4	23.3 (0.124)	11.8 (0.135)	17.4 (0.139)	13.5 (0.141)	38.4 (0.187)
Humano	L3	14.2 (0.64)	10.2 (0.67)	24.3 (0.64)	17.5 (0.53)	71.7 (1.77)
	L4	15.7 (0.57)	13.4 (0.18)	25.4 (0.49)	18.6 (0.71)	70.1 (1.17)

DISCUSIÓN

Al comparar los coeficientes de rigidez y flexibilidad en especímenes porcinos entre la carga máxima y la analizada a 5300N, no se observó una gran diferencia en sus magnitudes, sin embargo, al compararlo con el caso humano, se nota un incremento del doble en su coeficiente de flexibilidad y por lo tanto, una disminución a la mitad en su coeficiente de rigidez. Cabe mencionar que los valores encontrados en la literatura sobre ensayos humanos, varían de acuerdo a las condiciones de prueba con las cuales fueron realizados (diferencias en el diseño del experimento, edad de los especímenes cadavéricos, peso, etc.) y por lo tanto dichas variaciones se tienen que tomar en cuenta, con el fin de interpretar correctamente los resultados.

Para el caso de la determinación de las dimensiones vertebrales se tienen las siguientes tendencias: los cuerpos vertebrales humanos son más anchos y cortos, comparados con los porcinos que son más esbeltos y más altos (ver Fig. 4); tanto el canal espinal como las apófisis espinosas son más grandes en humanos que en porcinos, sin embargo, los pedículos porcinos son más grandes que los humanos. Otra observación, es que todas las dimensiones de las vértebras analizadas, en general aumentan de tamaño en dirección cráneo-caudal, lo cual concuerda con otros estudios al respecto [8]. Por lo tanto, cuando se realicen estudios en modelos porcinos, con el fin de extrapolar los resultados al caso humano, se tienen que tomar en consideración estas diferencias.

Es importante recordar que de acuerdo con la Ley de Wolff [13], los huesos responden a la ausencia o presencia de estímulos mecánicos cambiando su forma y estructura, ya sea mediante el modelado o el remodelado óseo. Esto nos sugiere que las diferencias en cuanto a las dimensiones en las vértebras porcinas con respecto a las humanas, se debe principalmente a las cargas específicas a las que están sometidas. Esto supondría que las vértebras porcinas al ser más largas en el eje longitudinal con respecto a las humanas, están sometidas a mayores esfuerzos axiales que las humanas.

De acuerdo con estudios en la columna vertebral de animales cuadrúpedos [14], los segmentos espinales no pueden resistir momentos de flexión sustanciales, por lo que, fuerzas de tensión adicionales de ligamentos y músculos son necesarias para controlar la postura de la columna vertebral en cuadrúpedos. Como consecuencia de esto, la columna vertebral esta cargada principalmente por compresión axial, tal como sucede en la columna

vertebral humana. Sin embargo, los cuadrúpedos tienen esfuerzos de compresión axial más altos, resultando en una mayor densidad ósea en las vértebras. Una evidencia clara de que tanto en humanos como en porcinos, la carga es transmitida en forma axial, se ve reflejada en la alineación y el arreglo de la estructura del hueso trabecular, la cual corre de placa terminal a placa terminal de forma longitudinal [17].

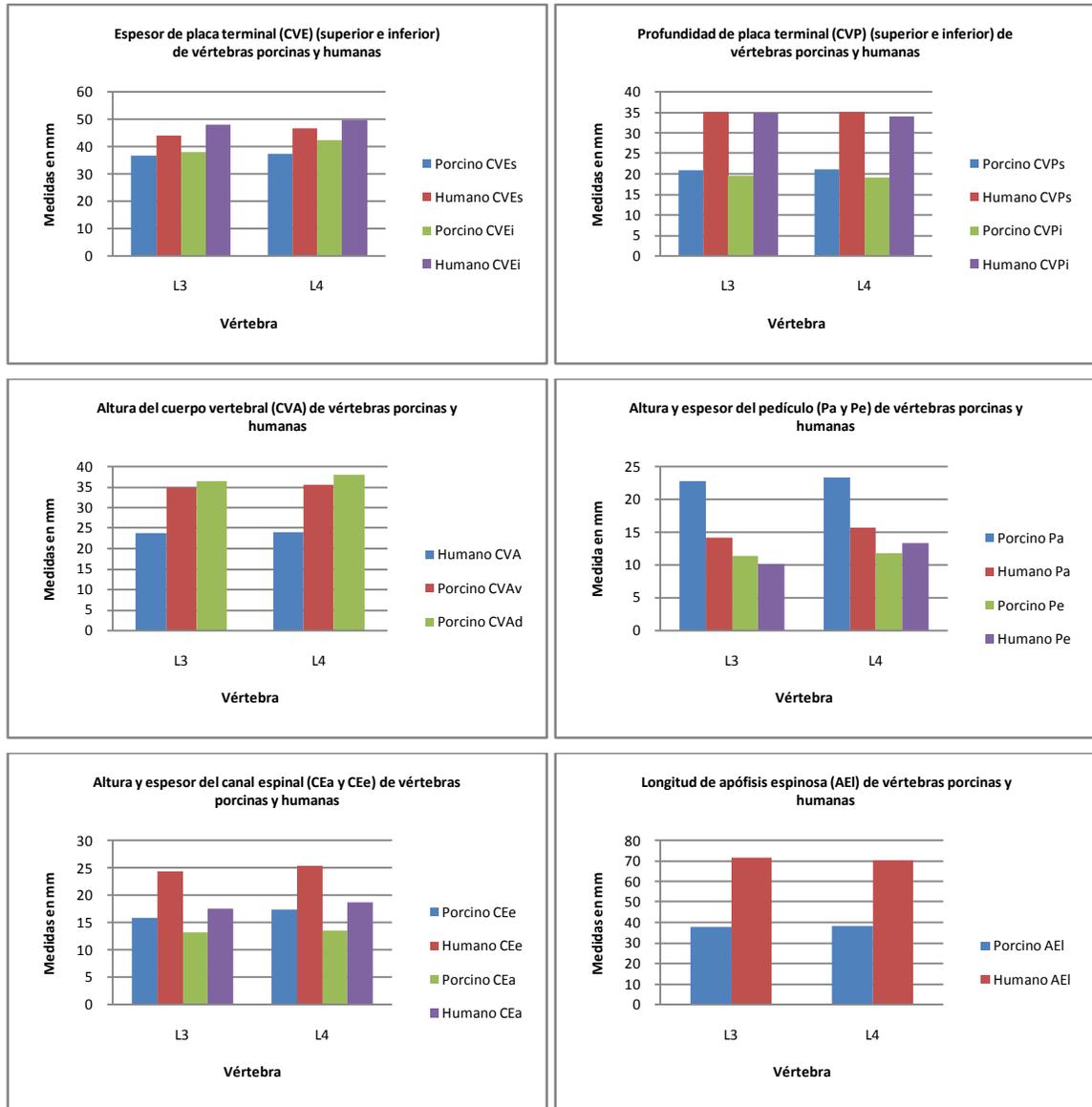


Fig. 4. Gráficas mostrando la diferencia de dimensiones en vértebras de especímenes porcinos y humanos en media.

CONCLUSIONES

La relación entre las dimensiones, la geometría, la estructura ósea, y las propiedades mecánicas, esta íntimamente relacionada, de esto se puede deducir, que para correlacionar los datos biomecánicos entre diferentes especies, es necesario analizar mediante múltiples estudios de diversa índole sus diferencias y analogías, y así tener una mejor y más completa comprensión de su funcionamiento, con la finalidad de extrapolar los resultados obtenidos al caso humano y poder usarlos en diversas aplicaciones, como lo son el diseño de prótesis e instrumentación

quirúrgica, entre otros. Del presente estudio, se observa que el efecto de la diferencia en el tamaño y geometría de las vértebras entre especímenes porcinos y humanos, se ve reflejado en las propiedades mecánicas, sin embargo, la aplicación de las cargas es similar en cuadrúpedos y bípedos, con lo que si se tienen en cuenta estas diferencias, los especímenes porcinos pueden ser un interesante modelo animal como sustituto de los especímenes humanos.

REFERENCIAS

1. Bozkus H, Crawford NR, Chamberlain RH, Valenzuela TD, Espinoza A, Yüksel Z, Dickman CA. Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques. *J Surg Endosc*, vol. 19 n°12, pp. 1652-1665, 2005.
2. Boszczyk BM, Boszczyk AA, Putz R. Comparative and functional anatomy of the mammalian lumbar spine. *J Anat Rec*, vol. 264 n°2, pp. 157-168, 2001.
3. Cotterill PC, Kostuik JP, D'Angelo G, Fernie GR, Maki BE. An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. *J Orthop Res*, vol. 4, n°3, pp. 298-303, 1986.
4. Kumar N, Kukreti S, Ishaque M, Mulholland R. Anatomy of deer spine and its comparison to the human spine. *J Anat Rec*, vol. 260 n°2, pp. 189-203, 2000.
5. McLain RF, Yerby SA, Mosely, TA. Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine. *J Spine*, vol. 27 n°8, pp. E200-E2006, 2002.
6. Wilke HJ, Kettler A, Wenger KH, Claes LE. Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine. *J Anat Rec*, vol. 247 n°4, pp. 542-555, 1997.
7. Yingling VR, Callaghan JP, McGill SM. The porcine cervical spine as a model of the human lumbar spine: an anatomical, geometric, and functional comparison. *J Spinal Disord*, vol 12 n°5, pp. 415-423, 1999.
8. Dath, R, Ebinesan AD, Porter KM, Miles AW. Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae. *J Clin Biomech*, vol. 22, pp. 607-613, 2007.
9. Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardhan AG, Thomas JC, Rothman SL, Fields BT. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *J Spine*, vol. 12, n° 2, pp. 160-166, 1987.
10. Kingma I, Weinans H, van Dieen JH, de Boer RW. Finite element aided tracking of signal intensity changes in deforming intervertebral disc tissue. *J Magnetic Resonance Imaging*, vol 16, n°1, pp. 77-82, 1998.
11. Ezquerro F, Simón A, Prado M, Pérez A. Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation. *J Medical engineering & physics*, vol. 26, n°1, pp. 11-22, 2004.
12. Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in the lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *J Medical Engineering and Physics*, vol. 23, n°3, pp. 155-164, 2001.
13. White III AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. Second Edition, Ed. Lippincott. Philadelphia. pp. 2, 6, 9, 33, 37, 42, 47. 1990.
14. Smith TH. The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations. *J Eur Spine*, vol. 11, n°2, pp. 137-144, 2002.
15. Schwarze E, Schröder. Compendio de anatomía veterinaria: introducción a la anatomía veterinaria. Segunda Edición. Tomo I, Ed. Acribia, Zaragoza. pp. 36-37. 1984.
16. Rodríguez CRG. Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas. Tesis Doctoral. Instituto Politécnico Nacional. México DF. 2007.
17. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *J Endocrinology*, vol. 139, n° 2, pp. 663-670, 1998.

NOMENCLATURA

MEF	Método de Elemento Finito
UF	Unidad Funcional
SIDA	Síndrome de Inmunodeficiencia Adquirida

Antecedentes de la biomecánica en cuadrúpedos y bípedos: columna lumbar

Fuerte Hernández A.¹, Rodríguez Cañizo R.G.¹, Urriolagoitia Sosa G.², Merchán Cruz E.A.¹, Beristain Lima S.¹

¹IPN, Sección de estudios de Posgrado e Investigación, ESIME, Unidad Azcapotzalco.

Av. de las granjas No. 682, Col. Santa Catarina, Del. Azcapotzalco C.P. 02250, México D.F., México

²IPN, Sección de estudios de Posgrado e Investigación, ESIME, Unidad Zacatenco, México D.F., México

Teléfono (55) 57296000 Ext. 64503 E-mail: fuertehernandez@yahoo.com.mx , rgrodriguez@ipn.mx

Resumen — Este trabajo presenta el estado del arte correspondiente a las correlaciones que existen entre vértebras lumbares porcinas y humanas con fines de aplicación científica en el área de la biomecánica. El objetivo es justificar el uso de animales cuadrúpedos (porcinos) como un modelo válido para trasladar los resultados obtenidos a bípedos (humanos) a pesar de las diferencias anatómicas entre ellos, y poder emplearlos como solución a problemas específicos como traumatismos, diseño de prótesis e instrumental quirúrgico, entre otros. En este sentido, se efectuó una revisión de la literatura abierta y de acuerdo con ella, se concluye que el uso de modelos animales cuadrúpedos (específicamente cerdos) es válido para el estudio de la columna lumbar en humanos, bajo ciertos supuestos que aún siguen siendo evaluados.

Palabras Clave – columna lumbar, biomecánica, cuadrúpedo, bípedo, anatomía comparativa

Abstract — This work presents an investigation of the state of art regarding studies of the similarities between human and porcine vertebrae, from the scientific point of view, in the area of biomechanics. The main objective is to establish a validate ground for the use of quadruped animals (pigs) as a feasible model to be used as an option to simulate biomechanical conditions present in the human spine. The use of porcine specimens will allow the safe design of prosthetic and surgical devices, among other possible applications.

To this end, a review of the available literature was done and according to what was found it can be concluded that the use of quadruped animals as an alternate biomechanical model to the human vertebrae, specifically that of porcine specimens, is completely validate for its usage in lower back studies, always taking into consideration some assumptions that are still investigated.

Keywords — lumbar spine, biomechanics, quadruped, biped, comparative anatomy

padecimientos que afectan al hombre, siendo el modelo más utilizado el cerdo, sobre todo en investigaciones referentes al estudio de la columna lumbar humana. Una de las razones de esto, es debido a su gran semejanza con el ser humano desde el punto de vista biológico. Sin embargo, las similitudes desde el punto de vista de la Ingeniería Mecánica (propiedades mecánicas, comportamiento biomecánico y geometrías) siguen siendo aún evaluadas (Fig. 1) [1]. Algunas de las ventajas que representa la utilización de éste animal en estudios biomecánicos en comparación con cadáveres humanos, son su fácil obtención y la disminución de las probabilidades de contagio por enfermedades transmitidas a través de la sangre como el SIDA, Hepatitis, etc.

Las ventajas de evaluar modelos animales bajo condiciones controladas in vitro, es que se pueden obtener de manera fácil y económica datos de las características, propiedades, comportamiento, o cualquier otro requerimiento de interés, ya sea mecánico o biológico. Así mismo arrojan datos dimensionales más precisos, pero son menos apegados a la realidad en lo referente a características biomecánicas, morfométricas y/o biológicas, mientras que los datos obtenidos bajo condiciones in vivo son más reales, pero dimensionalmente menos precisos.

Existen estudios biomecánicos in vivo en modelos animales y en seres humanos que analizan múltiples situaciones y proporcionan diferentes datos. Sin embargo, este tipo de análisis no caracteriza aspectos tales como cargas y condiciones de frontera como en un estudio in vivo. Dependiendo de las características y resultados que el investigador pretenda obtener en su análisis biomecánico, se elige el tipo de estudio que más se adapte a sus necesidades.

I. INTRODUCCIÓN

Actualmente existe en la literatura abierta información sobre la utilización de diferentes modelos animales en la investigación biológica y biomecánica de ciertos

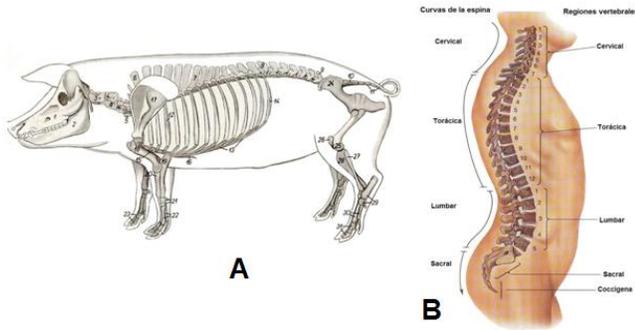


Fig. 1 A) Anatomía porcina, B) Anatomía humana

El desarrollo de nuevas tecnologías durante los últimos años, incluyendo métodos *in vitro* y modelado computacional, ha mejorado el acercamiento al estudio de la fisiología. Sin embargo, a pesar de todos estos avances, el uso de modelos *in vitro* sigue siendo una necesidad en las investigaciones de ciertos fenómenos fisiológicos, especialmente las relacionadas con los mecanismos fisiopatológicos de la enfermedad. Los modelos mamíferos tradicionales en investigación biomédica, tales como ratas, ratones, cerdos, hámsteres, y conejos, han proporcionado a la comunidad científica gran cantidad de información sobre enfermedades humanas y procesos biológicos básicos. Un ejemplo, es la evaluación de biomateriales cardiovasculares, en donde como parte de la investigación realizada en esta área, se han utilizado animales domésticos grandes debido a que su anatomía describe características fisiológicas muy semejantes a las observadas en los seres humanos. Esto permite la creación de modelos que son capaces de predecir de manera más precisa el comportamiento de los dispositivos bio-próticos [2].

En Ingeniería es importante que los datos obtenidos de pruebas biomecánicas en animales sean comparados con los datos encontrados en la literatura abierta referentes al caso humano, tal como lo sugieren algunos autores como Liebschber, 2003, los cuales efectúan comparaciones de los resultados obtenidos en pruebas con modelos animales (cerdo) con la literatura publicada sobre parámetros geométricos y estructurales humanos [1].

II. ANATOMÍA COMPARATIVA

La anatomía comparativa describe las estructuras de los animales y forma la base para su clasificación. De esta manera ha sido posible demostrar la relación genética de varios grupos de animales y dilucidar el significado de muchos fenómenos estructurales que aun no han sido caracterizados completamente [3]. Si se toma en cuenta lo anterior, se aprecia que el término anatomía comparativa se refiere solo al caso de los animales, sin embargo, en éste trabajo se amplía esta definición, centrándose en la comparación humano-animal, específicamente hablando del cerdo y el ser humano.

Existen diferencias importantes entre la morfometría de la vértebra porcina y la humana, especialmente en los cuerpos vertebrales y pedículos, en donde la instrumentación es comúnmente probada (Fig. 2). La columna lumbar porcina puede ser usada como un modelo alternativo para la columna lumbar humana siempre que esas diferencias sean tomadas en cuenta. Actualmente la información encontrada en la literatura abierta respecto a estudios morfométricos en cadáveres humanos, está dirigida a la población extranjera, y no existe un estudio completo entre las diferentes razas, sin embargo, en un estudio morfométrico en la columna lumbar realizado por Bazaldúa [4], en donde analiza un total de 10 cadáveres por fluoroscopia y Tomografía Computarizada (TC) se han comenzado a estudiar estos datos con el fin de desarrollar prótesis y procedimientos de instrumentación quirúrgica en la población mexicana. Esto es de suma importancia, ya que los resultados obtenidos de dichos estudios, pueden ser aplicados para la solución de problemas específicos al fenotipo mexicano.

Factores tales como la naturaleza del experimento, características animales incluyendo similitudes anatómicas y funcionales a los modelos humanos, composición ósea, costo y disponibilidad influyen en la elección del espécimen animal experimental. La morfometría comparada de la cuarta vértebra lumbar de especímenes de humano, porcino, ovino, oveja y perro concluye que los especímenes porcinos demuestran varias ventajas sobre otros modelos estudiados, y son una alternativa para el análisis *in vitro* [5].

Boszczyk [6], realizó un estudio anatómico y funcional de la columna lumbar, en donde se estableció una correlación detallada entre las diferentes características morfológicas de diversas vértebras lumbares de mamíferos incluyendo al humano, y las diferentes composiciones de patrones de carga en la columna vertebral en locomoción.

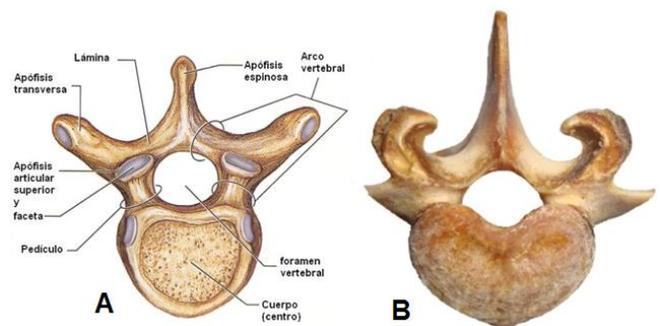


Fig. 2 A) Vértebra humana, B) Vértebra porcina

En donde todos los mamíferos examinados sugieren una adaptación exacta de la columna lumbar a las demandas biomecánicas específicas de sustento durante el curso de la evolución. Y se observa que el modelo ideal para la columna humana no existe, ya que todos los modelos seleccionados para la investigación de la columna vertebral implican un compromiso y la naturaleza de sus diferencias debe ser reconocida y tomada en cuenta tanto en el diseño de experimentos como en la interpretación de datos.

Un concepto importante para entender las relaciones entre dos especímenes de diferentes especies, es la de analogía y homología. Con el fin de interpretar la estructura de cualquier vertebrado, se deben identificar y explicar los puntos de similitud y diferencia de éste con respecto a otros vertebrados. La analogía es la semejanza de la estructura, que resulta de la adaptación a una función común. Mientras que la homología es la similitud de estructuras que resulta de la herencia de un ancestro común [7].

Otros estudios hacen analogías para determinar cuál de los vertebrados es el más adecuado como un modelo anatómico para la columna lumbar humana. Caninos, cerdos inmaduros, cerdos miniatura, cabras lecheras y ovejas maduras han sido analizados [8].

Estas diferencias anatómicas entre las columnas vertebrales de cuadrúpedos y bípedos, se ven reflejadas en la lordosis y cifosis de ambos. Por ejemplo, para el estudio biomecánico de una columna lumbar porcina, específicamente en una prueba de compresión, y con el fin de transferir los resultados obtenidos de dicha prueba al caso humano, es necesario adecuar el diseño experimental para que la compresión sea lo más parecido a como se desarrolla en un ser humano.

Las columnas vertebrales animales se utilizan a menudo en las pruebas biomecánicas y los resultados se dice que son similares a los de los seres humanos, sin embargo, ninguno de ellos es verdaderamente igual a la locomoción en un bípedo. El entendimiento de variaciones regionales en las propiedades de compresión, nos puede ayudar a explicar la similitud e interpretar los datos de los experimentos animales [9].

Otros estudios comparan la anatomía de la columna torácica porcina y humana para un mejor entendimiento de cómo las estructuras encontradas durante una toracoscopia difieren entre la capacitación con un modelo porcino y la cirugía real en seres humanos [10]. En un estudio con un modelo animal porcino, se realiza una evaluación biomecánica de fijación lumbosacral [11]. Estudios comparativos más antiguos entre ganado bovino y humanos describen importantes similitudes y son comúnmente usados [12].

La columna lumbar humana cuenta con una curvatura convexa (lordosis) vista desde el plano posterior, mientras que la del cerdo es inversa (cifosis). La orientación de las apófisis espinosas en el humano está inclinada en una dirección cráneo-caudal, mientras que en el cerdo está en la dirección opuesta. Otra diferencia es que el ser humano cuenta con cinco vértebras lumbares, al contrario de lo que sucede con los cerdos que normalmente cuentan con seis, sin embargo, este número varía de 5 a 7 dependiendo de la raza de cerdo, de tal manera que un aumento del número de dorsales corresponde con una disminución en el número de las lumbares, o viceversa (Fig. 3) [13].

Es indispensable tener muy en claro que en los huesos ocurre un fenómeno, el cual esta resumido en la llamada ley de Wolff. La cual dice: "Cada cambio en la forma y la función del hueso o sólo de su función, es seguida por ciertos cambios definidos en su arquitectura interna e igualmente alteraciones secundarias definidas en su conformación externa de acuerdo con las leyes matemáticas" [14]. Debido a esto, las estructuras y formas entre cuadrúpedos y bípedos tienen diferencias significativas.

Otro aspecto a considerar, es la normatividad con respecto a la realización de pruebas biomecánicas tanto en humanos como en modelos animales, ya que ésta no existe, y por consiguiente los resultados obtenidos varían unos con respecto a otros. Características tales como la edad, el peso, el sexo, la alimentación, las patologías, afectan los resultados de las pruebas. Algunas características más que se deben de tomar en cuenta y que también tienen una repercusión directa en los resultados, son la maquinaria y los dispositivos de sujeción utilizados, ya que en la mayoría de los casos son diferentes, debido a que cada autor los elige de acuerdo a sus necesidades y a los aspectos que le interese analizar.

III. BIOMECAÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR

Para este trabajo en específico, se comparó la columna lumbar porcina y humana. La columna vertebral lumbar cumple tres funciones biomecánicas fundamentales en los humanos [19]:

- Soporta la mitad superior del cuerpo, lo que representa un 60% del peso total, que gravita sobre la misma en posición erecta.
- Actúa como zona móvil entre la cabeza-tronco y la pelvis, lo que permite no solo la marcha sino el alcance y la carga de objetos.
- Protege a las delicadas estructuras nerviosas medulares y radiculares.

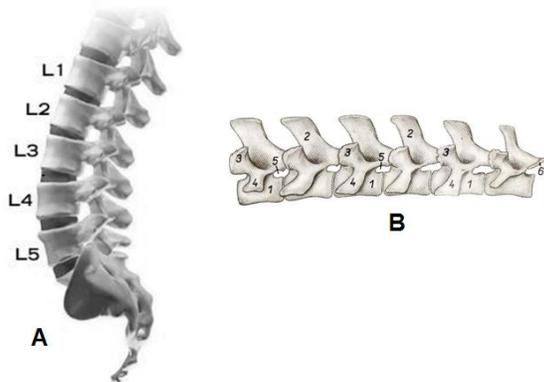


Fig. 3 A) Columna lumbar humana, B) Columna lumbar porcina

Debido a lo anterior, las cargas en humanos se transmiten de forma axial a lo largo de la columna vertebral. Para el caso de los cuadrúpedos es evidente que al tener un apoyo sobre cuatro puntos la distribución de las cargas sería diferente, sin embargo, debido al hecho de que los segmentos espinales no pueden resistir momentos de flexión, fuerzas de tensión adicional de músculos y ligamentos son necesarias para controlar la postura de una columna vertebral de cuadrúpedos. Como consecuencia, la columna vertebral es cargada principalmente por compresión axial, justo como en los humanos. Estudios de densitometría en cuerpos vertebrales sugieren que los cuadrúpedos soportan esfuerzos de compresión axial más altos que en humanos [18].

El estudio para la comparación biomecánica lumbar entre cuadrúpedos y bípedos puede realizarse a cada uno de sus componentes anatómicos (disco, hueso, ligamento, músculos) o bien considerando la columna lumbar como un todo de manera holística, analizando el comportamiento y los movimientos de la misma como una estructura flexible.

Disco, hueso y ligamentos son materiales anisótropos; es decir, sus propiedades mecánicas varían según la dirección con que se apliquen las fuerzas. Por ello, un estudio integral exige que los materiales sean sometidos a fuerzas de compresión, tracción, corte, rotación y a cíclicos de fatiga.

En este contexto estudios sobre las diferencias en la composición ósea, densidad y calidad en diversas especies como los realizados por Aerssens [22], sugieren que en todos los análisis de todas las especies se notaron grandes diferencias, por ejemplo, en los análisis bioquímicos, el hueso de rata es muy diferente al humano, mientras que los huesos caninos son los que mejor se parecen a los huesos humanos. Por otro lado se encontró que la menor densidad de los huesos y valores de esfuerzo a la fractura se encontraron en las muestras de humanos, mientras que los huesos de cerdo y perro son los que mejor se parecían a

estas muestras. En conjunto, los datos aquí presentados sugieren que las diferencias entre especies es probable que se encuentren en otros parámetros clínicos y experimentales óseos, y por lo tanto se deben considerar al elegir un modelo animal adecuado para la investigación ósea.

El disco tiene un funcionamiento muy similar tanto en los humanos como en los cerdos, es la articulación de la columna vertebral y es de suma importancia en el amortiguamiento de golpes y de cargas de compresión. Experiencias en discos de cadáver muestran el modo en que el núcleo pulposo actúa como un líquido (comportamiento viscoso), incluso cuando hay indicios de degeneración. Debido a la especial disposición de las láminas concéntricas del anillo fibroso, éstas actúan como un muelle helicoidal (comportamiento elástico) que comprimen al núcleo. Así, debido a sus propiedades viscosas y elásticas, el disco (núcleo pulposo y anillo fibroso) se comporta biomecánicamente como un elemento viscoelástico.

Las vértebras humanas y porcinas cumplen funciones muy importantes, estas se dividen en tres partes, el cuerpo vertebral, las apófisis articulares y los pedículos. Sin embargo, la forma, orientación y ángulos de las apófisis articulares y los pedículos, son diferentes en humanos y cerdos. Por ejemplo, el papel de las apófisis articulares en humanos, es múltiple dentro del contexto biomecánico. Parece que en posición erecta soportan un 18% de las fuerzas de compresión, contribuyendo a disminuir la presión intradiscal [19].

El cuerpo vertebral soporta grandes esfuerzos antes de fracturarse, dada la enorme capacidad de absorción de energía que posee el hueso esponjoso.

Otro componente clave son los ligamentos, su importancia es sumamente alta, se dice que sin ellos y sin el tejido muscular la columna vertebral, únicamente soportaría 4 kg. de peso antes de desplomarse en los humanos [20], mientras que en los cerdos los ligamentos junto con los músculos son los encargados de transmitir las cargas justo del modo en que ocurre en los humanos (cargas de compresión axiales) [18].

Los ligamentos humanos poseen tres funciones biomecánicas de suma importancia:

- Fijan las actitudes posturales, disminuyendo el gasto muscular.
- Restringen la movilidad. Todos los ligamentos se elongan y retraen pasivamente, y están dotados de una capacidad elástica que se va perdiendo con la edad.

- Protegen al resto de las estructuras vertebrales, absorbiendo energía cinética frente a las fuerzas aplicadas a alta velocidad [20].

Existen estudios tanto en porcinos como en humanos que son realizados de forma holística, es decir, se toma en consideración el funcionamiento de la columna vertebral como un todo y no en forma separada. La mínima parte que puede ser estudiada y que esta considerada como la representación del funcionamiento en conjunto de la columna vertebral es la Unidad Funcional (UF).

El segmento móvil o UF fue descrito por Junghans [20] como el segmento comprendido entre dos vértebras adyacentes y sus partes blandas. Está constituido por el disco intervertebral, con las plataformas vertebrales limitantes, las articulaciones vertebrales posteriores y los ligamentos vertebral común anterior y posterior, interarticulares, interespinoso y supraespinoso.

El comportamiento biomecánico de una UF es algo diferente que el de las estructuras que lo componen al ser estudiadas por separado (disco, hueso, ligamento). Como sabemos, el núcleo pulposo de un disco sometido a carga axial, distribuye las cargas centrífugamente por efecto hidráulico y convierte la fuerza uniaxial en tensiones anulares tangenciales, que son atenuadas por el comportamiento viscoelástico del anillo. Esta tensión circunferencial es máxima en la periferia del anillo y decrece radialmente hacia el centro por acción de las fibras colágenas. En la placa vertebral ocurre la inversa, el máximo esfuerzo se encuentra en la porción central y disminuye hacia la periferia. Con la compresión el disco experimenta una disminución de altura, y a nivel de las superficies de contacto de las carillas articulares aumenta enormemente la presión, aproximándose las superficies articulares de las pequeñas articulaciones y aumentando así la superficie de contacto de estos pares diartrodiales. De esta forma la unidad vertebral segmentaria aumenta la rigidez del sistema (en un 60%) por efecto de acoplamiento de sus diferentes elementos [20].

Los componentes anatómicos de la columna lumbar humana deben ser analizados con detenimiento, con el fin de que al realizar estudios biomecánicos en cuadrúpedos, se logre hacer una interpretación correcta y se realicen las correlaciones necesarias tomando en cuenta la diferencia entre las estructuras óseas y los tejidos blandos de los cuadrúpedos y bípedos.

IV. DISCUSIONES

El conocimiento detallado de las propiedades mecánicas del tejido óseo resulta de gran importancia en aspectos tales como la simulación computacional de implantes, influencia de determinadas enfermedades, acción de fármacos,

recuperación de fracturas, etc. Son muy numerosos los estudios elaborados y dirigidos a la caracterización del comportamiento del hueso así como los procedimientos y ensayos propuestos por sus autores.

El empleo de animales en diversas aplicaciones en la solución de problemas y enfermedades con el ser humano, es de suma importancia. Por ejemplo, en el análisis de problemas en la columna, como lo es establecer el efecto mecánico que tiene un disco intervertebral dañado dentro de la columna vertebral, en pacientes que han sufrido un trauma a nivel lumbar ocasionado principalmente por una caída [16].

Otro ejemplo, es en el diseño de dispositivos para padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales, y en donde se estudian los esfuerzos y deformaciones al implementar dichos dispositivos de fijación en las vértebras, analizando los efectos de éste sobre las vértebras [21].

Estudios experimentales involucran cubiertas intercorporales, reemplazo de discos y sistemas de fijación de pedículos mediante tornillos-barra los cuales deben coincidir con el tamaño de implante apropiadamente. Los datos también proveen valiosa información para el modelado geométrico y de elemento finito de la columna vertebral porcina.

En los últimos años, con el aumento en la eficiencia que ha experimentado la computación y los sistemas electrónicos, ha aumentado el número de trabajos en biomecánica en los que se trata de relacionar la estructura del hueso con el estado de carga a que ha estado sometido. Esto es de especial relevancia en implantes, en los que se requiere un conocimiento profundo de las relaciones entre las propiedades biológicas y mecánicas, debido a las modificaciones que experimenta el hueso en su estructura y propiedades después de la inserción de una prótesis, por lo que los análisis computacionales son de suma importancia [15].

Anteriormente se establecían las propiedades biomecánicas del hueso basándose únicamente en la escala macrométrica (centímetros o milímetros), valorando las diferencias estructurales visibles a simple vista que existen entre el hueso trabecular y el hueso cortical. Sin embargo, hoy en día se puede estudiar la estructura del hueso a nivel orgánico, tisular, celular o molecular. De manera general en el hueso, la resistencia a la deformación y la rigidez lo aporta la fase inorgánica, mientras que la tenacidad (resistencia a la fractura) lo aporta la fase orgánica [17]. Esto es relevante, ya que mediante estudios a nivel micro y molecular, es más precisa la correlación biomecánica entre bípedos y cuadrúpedos.

Como vemos, los factores que intervienen en la elección del modelo animal correcto, las condiciones experimentales, tanto intrínseca como extrínseca, dependen del problema que se quiere estudiar en específico, y al cual se le piensa dar una solución. Por lo que es necesario continuar enriqueciendo los resultados mediante análisis experimentales, numéricos y analíticos según sea el caso, con el fin de obtener un entendimiento más preciso del funcionamiento de la columna lumbar.

V. CONCLUSIONES

El objetivo de realizar un estudio en animales cuadrúpedos, es para hacer analogías con los bípedos, y aplicar los resultados de dichos estudios en pro de los humanos. La columna vertebral de los cuadrúpedos es principalmente cargada a lo largo de su eje longitudinal, justo como la columna vertebral humana. El cuadrúpedo puede de este modo ser un modelo animal valioso para la investigación de la columna vertebral. Un importante punto de diferencia es el esfuerzo de compresión axial más alto en cuadrúpedos, el cual conduce a una densidad de hueso más alta en los animales vertebrados. Esto supone algunas limitaciones en la transferibilidad de los resultados de experimentos animales a la situación humana [18].

El conocimiento de la estructura animal ha hecho importantes contribuciones a la tecnología y a la salud humana. Como ejemplo de dichas contribuciones se pueden citar la selección de animales para experimentos, el vínculo de innumerables estudios en medicina y fisiología, básicas y aplicadas y el diseño de dispositivos para prótesis. Algunos ingenieros estudian animales para perfeccionar diseños de soportes, barcos y aviones [7].

Se revisó la literatura abierta respecto a estudios comparativos entre cuadrúpedos y bípedos referentes al análisis de la morfometría y al desarrollo de pruebas mecánicas para establecer analogías biomecánicas entre ambos. Sin embargo, es necesario continuar con el enriquecimiento de dichos estudios, con el fin de dar mejores soluciones a los problemas biomecánicos que enfrentan los seres humanos. En este contexto, actualmente se está trabajando en la sección de posgrado e investigación de la ESIME-Azcapotzalco en la caracterización mecánica de UF's lumbares (vértebra-disco-vértebra) en especímenes porcinos, con el fin de compararlos con la literatura abierta existente en el caso humano, contribuyendo así a enriquecer los datos hasta hoy disponibles y usarlos en aplicaciones biomecánicas.

REFERENCIAS

[1] M. A. K. Liebschber, "Biomechanical considerations of animal used in tissue engineering of bone," *Biomaterials*, Vol. 25 (9), 1697-1714, May, 2003.

[2] B. D. Ratner et al., "Biomaterials Science", Segunda Edición, Elsevier Academic Press, Boston: USA, 2004.

[3] S. Sisson y J. D. Grossman, "Anatomía de Animales Domésticos", Quinta Edición, Salvat Editores S.A., Tomo I, Barcelona, 1985.

[4] J. J. Bazaldúa, R. E. Elizondo, E. Urrutia, O. de la Garza, S. Guzmán, "Morfometría de pedículo y cuerpo vertebral en población mexicana por TC y fluoroscopia", *XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica*, 2009.

[5] R. Dath, A. D. Ebinesan, K. M. Porter y A. W. Miles, "Anatomical measurements of porcine lumbar vertebrae", *J. Clinical Biomechanics*, 1-7, 2007.

[6] B. M. Boszczyck, A. A. Boszczyk, R. Putz, "Comparative and functional anatomy of the mammalian lumbar spine", *The Anatomical Record*, Vol. 264 (2), 157-168, 2001.

[7] M. Hildebrand M, "Anatomía y Embriología de los Vertebrados", Limusa, México, 1982.

[8] R. F. McLain, S. A. Yerby y T. A. Mosely, "Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine", *Spine*, Vol. 27 (8), E200-E2006, 2002.

[9] R. M. Lin, K. H. Tsa y G. L. Chang, "Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine", *Clinical Biomechanics*, Vol. 12(5), 331-336, 1997.

[10] H. Bozkus, N. R. Crawford, R. H. Chamberlain, T. D. Valenzuela, A. Espinoza, Z. Yüksel y C. A. Dickman, "Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques", *Surgical Endoscopy*, Vol. 19 (12), 1652-1665, 2005.

[11] B. W. Cunningham, S. J. Lewis, J. Long, A. E. Dmitriev, D. A. Linville y K. H. Bridwell, "Biomechanical Evaluation of Lumbosacral Reconstruction Techniques for Spondylolisthesis: An In Vitro Porcine Model", *Spine*, Vol. 27 (21), 2321-2327, 2002.

[12] P. C. Cotterill, J. P. Kostuik, G. D'Angelo, G. R. Fernie, y B. E. Maki, "An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine", *J. Orthopaed*, Vol. 4 (3), 298-303, 1986.

[13] E. Schwarze, Schröder, "Compendio de anatomía veterinaria: introducción a la anatomía veterinaria", Segunda Edición, Tomo I, Ed. Acribia, Zaragoza. pp. 36-37. 1984.

[14] U. Solano, "Las leyes de la ortopedia", *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, Vol. 20, 115-118, 2006.

[15] E. Rincón, F. Ros, R. Claramunt y F. Arranz, "Caracterización mecánica del material óseo", *Revista Tecnología y Desarrollo*, Vol. II, Madrid, 2004.

[16] R. G. C. Rodríguez, "Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas", Tesis Doctoral. IPN, México, 2007.

[17] S. J. Cano, T. J. Campo, B. Palacios y M. A. Bascones, "Mecanobiología de los huesos maxilares I. Conceptos generales", *Avances en Odontostomatología*, Vol. 23 (6), 347-358, Madrid, 2007

[18] T. H. Smith, "The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine - biomechanical considerations", *Eur Spine J*, Vol. 11 (2), 137-144, 2002.

[19] H. B. Skinner, "Diagnostico y tratamiento en ortopedia", El Manual Moderno, D.F.: México, 1998.

[20] B. B. Roca, "Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar", Jims, Barcelona: España, 1987.

[21] M. F. C. Romero, "biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema "Dufoo" de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales", Tesis Doctoral. IPN, México 2004.

[22] J. Aerssens, S. Boonen, G. Lowet, J. Dequeker, "Interspecies differences in bone composition, density, and quality: Potential implications for in vivo bone", Vol. 139 (2), *Endocrinology*, 663-670, 1998.

MODELADO BIOMECÁNICO DE LA COLUMNA LUMBAR PORCINA PARA SU ANÁLISIS CON EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

Fuerte Hernández A.¹, Rodríguez Cañizo R.G.¹, Urriolagoitia Sosa G.², Beristain Lima S.¹

¹IPN, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, ESIME, Unidad Azcapotzalco, Av. de las Granjas No. 682, Col. Sta. Catarina, Del. Azcapotzalco, C.P. 02550, México D.F. Tel. (5)7296000 ext. 64503, fuertehernandez@yahoo.com.mx, rrodriguez@ipn.mx

²IPN, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, ESIME, Unidad Profesional Zacatenco, Edif. 5 2do. Piso, U.P. Adolfo López Mateos Av. Instituto Politécnico Nacional, Col. Lindavista, Del. Gustavo A. Madero, C.P. 07738 México D.F. Tel. (5)7296000 ext. 54740 guiurri@hotmail.com

RESUMEN

En la actualidad existe un sinnúmero de técnicas de biomodelado, sin embargo, el modelado de estructuras biológicas es difícil ya que en muchos de los casos estos cuentan con formas muy caprichosas, además de que varían de un espécimen con respecto a otro. El objetivo de este trabajo es proporcionar una metodología de biomodelado mediante el uso de tomografías computarizadas, que reproduzca lo más cercano posible a la realidad la anatomía de la columna lumbar porcina, esto con la finalidad de que al analizarlo mediante programas computacionales basados en el Método de Elementos Finitos se arrojen resultados más precisos sobre el comportamiento biomecánico de la columna lumbar porcina. No existen ningún procedimiento establecido para este tipo de modelado, sin embargo, el objetivo que se persigue en todos los casos es el mismo: facilitar y reducir su tiempo de trabajo, así como adecuarlo conforme a las necesidades de cada análisis en particular. La metodología propuesta se aplica al estudio de la columna lumbar porcina L2-L6 incluyendo sus articulaciones y los ligamentos interespinoso y supraespinoso.

PALABRAS CLAVE: Biomodelado, Tomografías Computarizadas, Columna Lumbar Porcina, Método de Elementos Finitos.

ABSTRACT

At present there are many techniques biomodel, however, modeling of biological structures is difficult because in many cases these have very arbitrary forms, as well as varying from a specimen with respect to another. The objective of this work is to provide a methodology of biological models using Computed Tomography (CT) scans, that reproduces as close as possible to reality the anatomy of the porcine lumbar spine, this in order that when analyzed by computer programs based on the Method Finite Element will produce results more precise about the biomechanical behavior of porcine lumbar spine. There are no established procedure for this type of modeling, however, the aim in all cases is the same: to facilitate and reduce their work and bring it in line with the needs of each particular analysis. The proposed methodology is applied to the study of porcine lumbar spine L2-L6 including your joints and interspinous and supraspinous ligaments.

KEY WORDS: Biomodel, Computed Tomography, Porcine Lumbar Spine, Finite Element Method

INTRODUCCION

La simulación computacional es muy útil en la ingeniería, permite analizar múltiples factores que de otra manera serían muy difíciles de estimar, por no decir imposibles, bajo esta consideración la biomecánica no es la excepción, ya que la simulación de tejidos biológicos permite, por ejemplo, la aplicación de cargas en estructuras rígidas como el sistema óseo, incluso en tejidos blandos como lo son ligamentos y tendones, así como calcular deformaciones, concentración de esfuerzos, criterios de falla, y por consiguiente la predicción de fallas en la misma sin la necesidad de análisis experimentales, tal como sucede en la mecánica clásica, consiguiendo así un sustancial ahorro de recursos. Para tener éxito, el modelo debe reproducir el funcionamiento de cualquier parte biológica con la mayor precisión posible, en este caso la columna lumbar porcina, ya que mientras más se acerque a las dimensiones, formas anatómicas, y a sus propiedades mecánicas, los resultados serán más reales. También permite simular nuevas técnicas quirúrgicas o de diagnóstico, ahorrando al mismo tiempo el estudio en animales y en personas.

Si un modelo reproduce de una manera adecuada la realidad dentro de ciertos límites, puede predecir lo que va a ocurrir bajo otras condiciones dentro de los mismos límites. Otra característica importante para tener éxito en la simulación computacional, además de reproducir de una manera cercana a la realidad las dimensiones y formas de los modelos anatómicos, es darles las propiedades mecánicas adecuadas, así como las condiciones de frontera para su análisis, ya que si estas son adecuadas, el resultado final se aproximará de una manera más exacta a lo que ocurre en la realidad.

De esta manera resulta más fácil, por ejemplo, el desarrollo y diseño de diversos dispositivos biomédicos, como por ejemplo, prótesis y equipo quirúrgico a través de equipos computacionales de alta tecnología. Otra aplicación de los modelos computacionales es que también simulan la imagen virtual de un paciente a través de tecnologías que posibilitan que especialistas evalúen, diagnostiquen e intervengan quirúrgicamente ante una imagen, y no frente a un paciente. La simulación es totalmente real y personalizada, debido a que el modelo computacional posee las tomografías computarizadas de pacientes reales.

En este trabajo se presenta una metodología para la generación de modelos 3D a partir de Tomografías Computarizadas, que sirvan para el análisis biomecánico en programas computacionales que se basen en el Método de Elementos Finitos (MEF), como lo son ANSYS o ABAQUS.

Actualmente las técnicas de obtención de imágenes para aplicaciones médicas son variadas, sin embargo, el especialista es quien decide de acuerdo a sus necesidades el tipo de técnica que elegirá para su análisis. Algunas de estas técnicas de obtención de imágenes son las siguientes: Rayos-X, Resonancia Magnética, Ultrasonido, Tomografía Computarizada, y todas las variantes de estas tecnologías.

El desarrollo de este trabajo se basa en la adquisición de imágenes por medio de una Tomografía Computarizada (TC), esta tecnología ha estado disponible desde la década de los

70's, con mejoras en curso se centró en la velocidad de adquisición de datos y presentaciones, por primera vez, los médicos fueron capaces de obtener imágenes tomográficas de alta calidad TC (sección transversal) de las estructuras internas del cuerpo, lo que origino un aumento en la competitividad por el mercado mundial de la TC, actualmente con el adelanto en la tecnología electrónica la TC sigue evolucionando, con nuevas capacidades de ser investigada y desarrollada.

El principio se basa en que las imágenes tomográficas computarizadas son reconstruidas de un gran número de mediciones de transmisiones de Rayos-X a través del paciente (llamado datos de proyección). Las imágenes resultantes son tomográficas "mapas" del coeficiente de atenuación lineal de Rayos-X.

La tarea fundamental de los sistemas de CT es hacer que un número muy grande (aproximadamente 500.000) de mediciones de alta precisión de la transmisión de Rayos-X atraviesen al paciente con una precisión de geometría controlada. Un sistema básico consiste generalmente en un pórtico, una mesa de paciente, una consola de control, y un ordenador. El pórtico contiene la fuente de rayos X, detectores de rayos X, y el sistema de adquisición de datos (DAS) [1] Fig. 1.

Los datos de proyección pueden ser adquiridos en una de las varias geometrías posibles como son: basado en la configuración de escaneo, escaneo movimientos, y la disposición del detector. La evolución de estas geometrías se divide en términos de "generaciones". Los escáneres de CT actuales utilizan geometrías de tercera, cuarta, o quinta generación, cada uno con sus pros y sus contras.

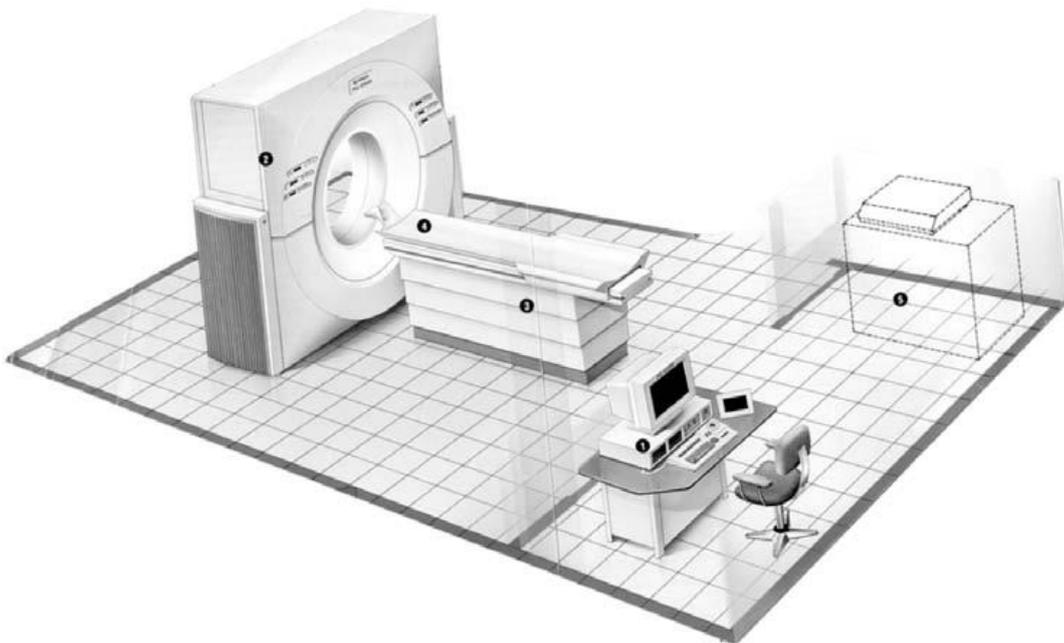


Fig. 1. Dibujo esquemático de una típica instalación de escáner CT, consiste de (1) consola de control, (2) soporte del pórtico, (3) mesa del paciente, (4) soporte de la cabeza y (5) impresora laser.[1]

METODOLOGÍA

La metodología propuesta está dirigida al estudio de la columna lumbar porcina incluyendo los discos intervertebrales y los ligamentos interespinoso y supraespinoso. La finalidad de hacer el análisis mediante el empleo del MEF en un espécimen porcino, es primero poder validar los resultados obtenidos con un análisis experimental adicional en el mismo espécimen, y segundo hacer una analogía con lo que sucede en el caso humano. Si bien existen diferencias significativas entre animales cuadrúpedos, en este caso el cerdo, y bípedos (humano), se puede hacer una extrapolación de los resultados obtenidos en las pruebas biomecánicas entre ambos especímenes, siempre y cuando se tomen en consideración dichas diferencias. El objetivo final es poder reducir de una manera significativa el uso de especímenes animales, pero sobre todo la experimentación tanto *in vitro* como *in vivo* en humanos.

El animal elegido para la comparación biomecánica de la columna lumbar, es el cerdo, esto debido a su gran semejanza con el ser humano desde el punto de vista biomecánico de la columna vertebral, y dado que entre más se aproximen en tamaño y forma el ser humano y el animal, más próximas son sus propiedades mecánicas [2-8]

El propósito de este trabajo es la generación de un modelo biomecánico, el cual es el primer paso para un análisis bajo el MEF, muchos de los análisis biomecánicos se hacen mediante el MEF [9-19]. La construcción de un modelo de MEF necesita definir la geometría del problema (morfología ósea), junto con la información de sus propiedades mecánicas y cargas (fuerzas) aplicadas. Por su parte, las imágenes médicas procedentes de los estudios de tomografía computarizada (TC) son herramientas usuales para el diagnóstico médico. El reformateo y procesamiento de las imágenes axiales de TC permite obtener reconstrucciones bidimensionales (2D) en el plano sagital, coronal y oblicuo o tridimensional (3D) mediante la utilización de software específico (Volume Rendering, Surface Rendering). Aunque muy potentes y eficaces, estas técnicas orientadas a la visualización y construcción de imágenes no proporcionan en forma directa la información necesaria para la construcción de modelos de FEM [20]. A continuación se presenta la metodología para la generación de un modelo de la columna lumbar porcina:

El procedimiento general para la obtención del modelo final se muestra en la Fig. 2.

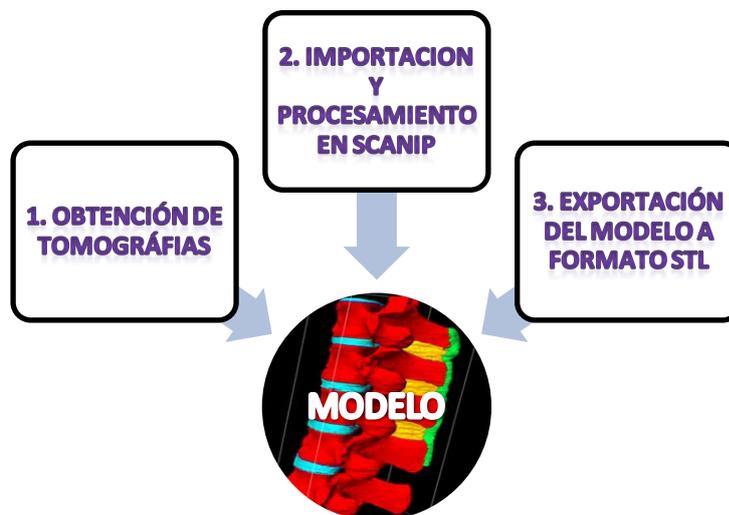


Fig. 2. Pasos para la generación del modelo biomecánico

1. Obtención de tomografías

El primer paso para la generación del modelo es la obtención de las tomografías, para esto se procedió a adquirir un espécimen lumbar porcino L2-L6, el tomógrafo de alta resolución utilizado fue facilitado por el Hospital 1 de Octubre del ISSTE, el archivo final fue entregado con la extensión DICOM y se generaron 451 cortes de 4.5 mm cada uno Fig. 3.

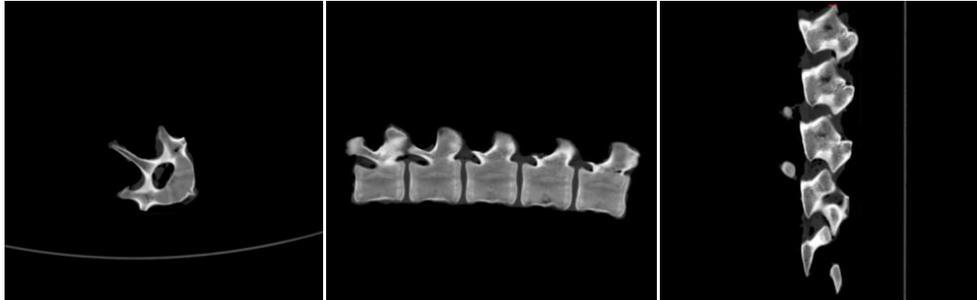


Fig. 3. Tomografías. Vista transversal, lateral y frontal del espécimen lumbar porcino L2-L6

2. Importación y procesamiento en ScanIP

El segundo paso es la importación del archivo DICOM a un software especializado, en este caso se utilizó el paquete computacional ScanIP. Este software es capaz de visualizar una amplia gama de imágenes, procesamiento y herramientas de segmentación. Imágenes segmentadas se pueden exportar como archivos STL para el análisis de CAD y manufactura o con el módulo +ScanFE, exportados directamente a los principales paquetes comerciales de elementos finitos.

El software corre bajo las siguientes plataformas Windows 9x/NT/Win2000/XP, los requerimientos mínimos de hardware son: Pentium 3, Memoria (RAM): 512 MB, tarjeta de Gráficos: OpenGL compatible con 32 MB Ram, Resolución de pantalla: 800 x 600; Color Alto (16bit), Espacio en Disco: 150 MB. Aunque se recomienda que sean mayores a estos requerimientos para un mejor y más veloz procesamiento.

Una vez importados los archivos en el programa ScanIP, se procede a editarlos con las diferentes herramientas con que cuenta dicho programa.

1. El primer paso es contornear las zonas del corte transversal para delimitar el área de interés, en este caso el hueso, el disco intervertebral (Anillo fibroso y Núcleo pulposo), y los ligamentos interespinoso y supraespinoso Fig. 4.

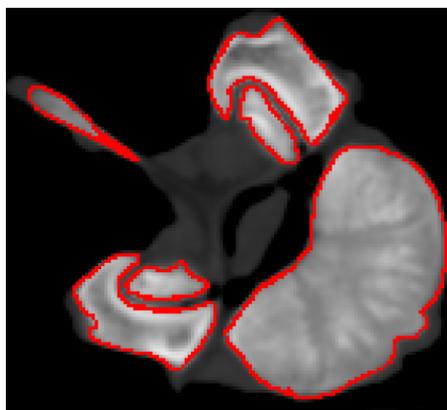


Fig. 4. Contorneo de un corte transversal de la vértebra

2. El segundo paso es rellenar los contornos generados en el paso anterior, teniendo cuidado de seleccionar únicamente el tejido de interés Fig. 5.

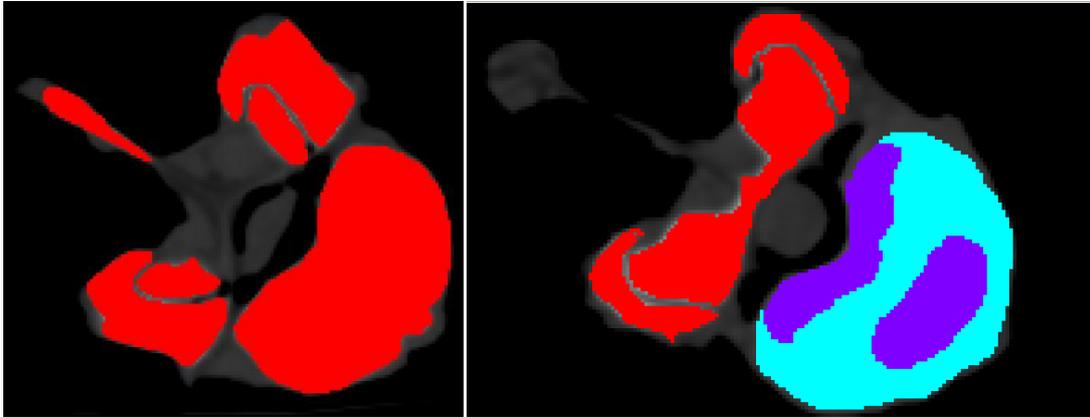


Fig. 5. Rellenado de un corte transversal de la vértebra

3. El procedimiento 1 y 2 se repite a lo largo de los 451 cortes, cuidando el tipo de tejido que se está editando, es decir, si es hueso, disco intervertebral o ligamentos, esto con el objetivo de obtener un modelo final con las características deseadas. El último paso es la acotación de los cortes para la generación del modelo como tal Fig. 6.

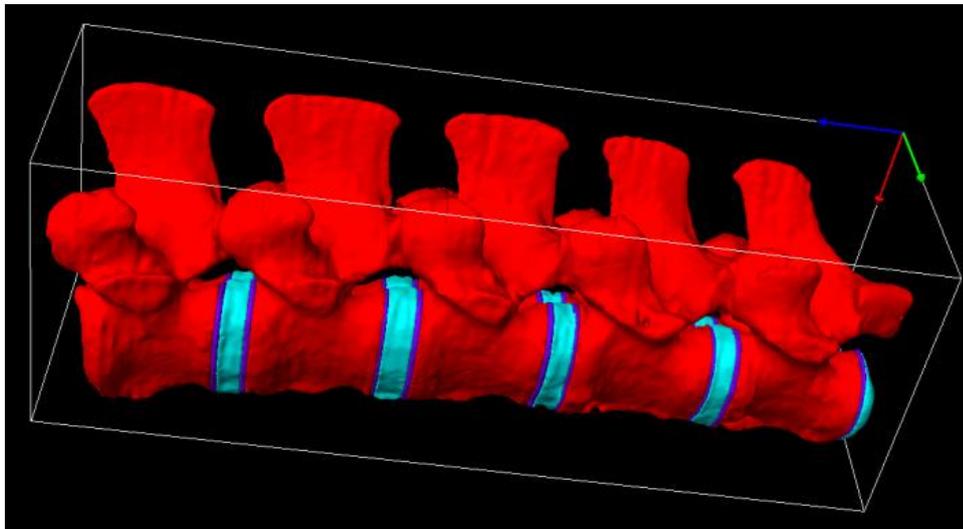


Fig. 6. Modelo final del espécimen lumbar porcino L2-L6

3. Exportación del modelo a formato STL

El siguiente paso para la utilización del modelo en un software basado en el Método de Elementos Finitos, es la exportación del modelo a un formato STL, y posteriormente a un formato IGES. Este procedimiento se puede hacer de dos formas, exportarlo desde ScanIP con una extensión STL en código ascii o en código binario, sin embargo, el código más sencillo y el más utilizado es el binario, ya que ocupa un menor espacio de almacenamiento. Por último, una vez obtenido el archivo con la extensión STL es necesario exportarlo a un software de CAD como lo son Solid Works, ProEngineer, etc., con la finalidad de poder convertirlo a formato IGES, ya que este es precisamente el formato de importación utilizado tanto por el programa

ANSYS como por ABAQUS, los cuales pueden ser utilizados para el análisis por el Método de Elementos Finitos Fig. 7.

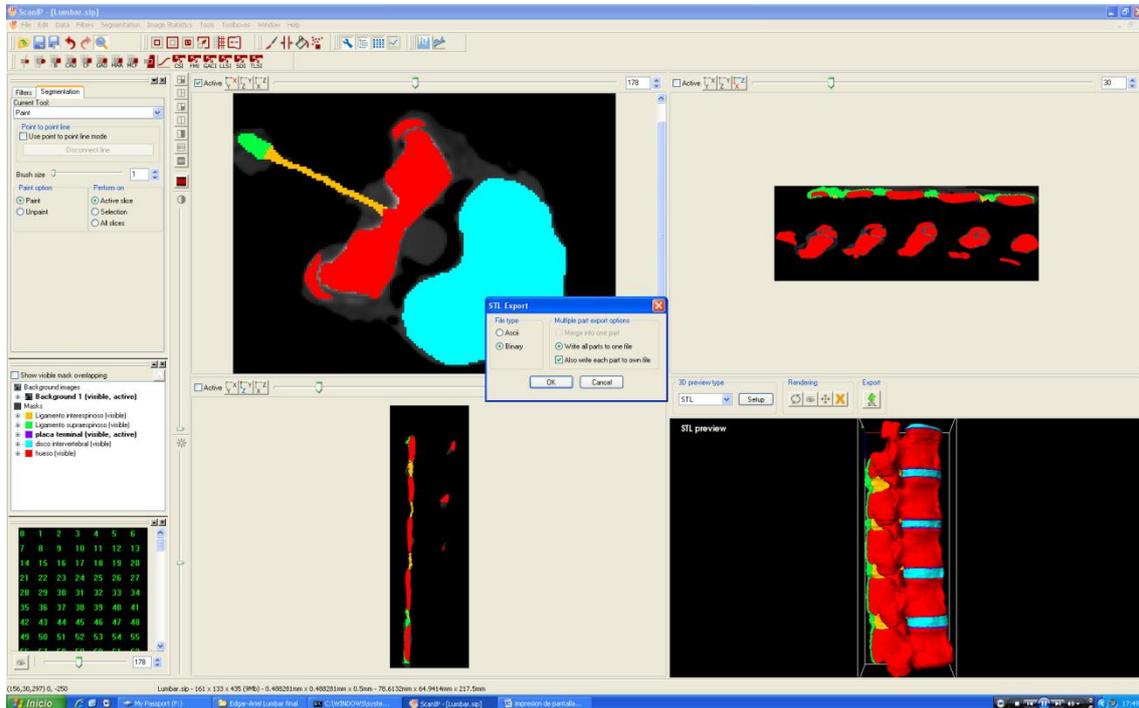


Fig. 7. Guardado en código binario en formato STL

Una de las ventajas de esta técnica de generación de modelo, es precisamente la generación de diferentes mascarar con colores, los cuales representan los tejidos, para este caso el rojo es tejido óseo, el cian (anillo y núcleo pulposo) y purpura (placa terminal) representan el disco intervertebral, el verde representa el ligamento supraespinoso y el amarillo representa el ligamento interspinoso. Esto permite al momento de exportar el modelo generar un despiece de todos los componentes, y así poder hacer un análisis proporcionando propiedades mecánicas para cada uno de los componentes en cualquier programa basado en el Método de Elemento Finito, como ANSYS o ABAQUS, sin la necesidad de editar el modelo en programas de CAD.

CONCLUSIONES

Como podemos observar el procedimiento para la elaboración es tedioso y tardado, y requiere de paciencia y dedicación, desde la generación del contorno de todos los cortes transversales, el relleno y la distinción de los diferentes tejidos involucrados, hasta la exportación del modelo en formato STL. Esto consume bastante tiempo, sin embargo, una vez terminado el modelo, se tienen ventajas considerables en comparación con otras técnicas de modelado, entre estas esta la generación y distinción de diferentes piezas (vértebras, disco intervertebral y ligamentos), lo cual es de gran ayuda para proporcionarle las diferentes propiedades mecánicas cuando este sea exportado a un programa basado en el MEF y hacer más apegado a la realidad el comportamiento mecánico de todo el conjunto.

Otra ventaja importante de esta técnica de modelado, es que el resultado final del modelo cuenta con características muy apegadas a la forma, tamaño y detalles de la estructura ósea, lo cual hace que al ser analizado mediante programas de MEF, los resultados obtenidos de simulaciones mecánicas sean muy cercanos a los resultados obtenidos en pruebas mecánicas reales. Una ventaja más es que una vez terminado el modelo este puede ser fácilmente editado para seleccionar la región que se desee analizar y generarla rápidamente en modelo, esto es importante cuando se quieren analizar zonas muy específicas del modelo.

REFERENCIAS

1. J. D. Bronzino, "*The biomedical engineering handbook*", Second Edition, IEEE Press, Vol. 1, USA, pp. 1157-1158, 2000.
2. M. A. K. Liebschber, "*Biomechanical considerations of animal used in tissue engineering of bone*," *Biomaterials*, vol. 25, no. 9, pp. 1697-1714, May. 2003.
3. B. W. Cunningham, S. J. Lewis, J. Long, A. E. Dmitriev, D. A. Linville y K. H. Bridwell, "*Biomechanical Evaluation of Lumbosacral Reconstruction Techniques for Spondylolisthesis: An In Vitro Porcine Model*", *Spine*, Vol. 27 (21), 2321-2327, 2002.
4. H. Bozkus, N. R. Crawford, R. H. Chamberlain, T. D. Valenzuela, A. Espinoza, Z. Yüksel y C. A. Dickman, "*Comparative anatomy of the porcine and human thoracic spines with reference to thoracoscopic surgical techniques*", *Surgical Endoscopy*, Vol. 19 (12), 1652-1665, 2005.
5. R. F. McLain, S. A. Yerby y T. A. Mosely, "*Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine*", *Spine*, Vol. 27 (8), E200-E2006, 2002.
6. M. B. Bszczyk, A. A. Bszczyk y R. Putz, "*Comparative and Functional Anatomy of the Mammalian Lumbar Spine*", *The Anatomical Record*, Vol. 264 (2), 157-168, 2001.
7. J. Aerssens, S. Boonen, G. G. Lowet y J. Dequeker, "*Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research*", *J Endocrinology*, Vol. 139 (2), 663-670, 1998.
8. T. H. Smith, "*The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations*", *Eur Spine J*, Vol. 11 (2), 137-144, 2002.
9. M. de las M. C. Bautista y A. Díaz, "*Chavesdesign and analysis for the finite element method and computed tomography of a transtibial prosthesis*", *Scientia et Technica*, Año XIII (36), 743-749, Sep. 2007.
10. F. C. Buroni, P. E. Comisso, A. P. Cisilino y 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, Nov. 2004.
11. M. F. C. Romero, "*Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema "Dufoo" de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales*", Tesis Doctoral. IPN, México 2004.
12. R. G. C. Rodríguez, "*Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas*", Tesis Doctoral. IPN, México, 2007.
13. F. J. A. Beltrán, G. L. H. Hernández, C. G. Urriolagoitia, C. R. G. Rodríguez, O. M. Dufoo y R. A. González, "*Distribución de esfuerzos por la acción de cargas de compresión en la vértebra cervical C5, empleando el Método del Elemento Finito*", *Científica*, Vol. 9 (3), 135-142, 2005.

14. S.V.N. Jaecquesa, H. Van Oosterwycka, L. Murarua, T. Van Cleynenbreugela, E. De Smetb, M. Weversc, I. Naertb y J. Vander Slotena, “*Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone*”, *Biomaterials*, Vol. 25, 1683–1696, 2004.
15. H. Gong, M. Zhang, L. Qin y 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 (9), 1622–1631, Sep. 2007.
16. A. Shirazi-Adl, “*Finite element simulation of changes in the fluid content of human lumbar discs. Mechanical and clinical implications*”, *Spine*, Vol. 17, 206-212, 1992.
17. K. Ueno, y Y. K. Liu, “*A three-dimensional non-linear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion*”, *J. Biomech Eng.*, Vol. 109, 200-209, 1987.
18. L. G. Gilbertson, V. J. Goel, W. Z. Kong y J. D. Clausen, “*Finite element methods in spine biomechanics research*”, *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, Vol. 23, 411-473, 1995.
19. N. A. Langrana, C. K. Lee y S. W. Yang, “*Finite- element modelling of the synthetic intervertebral Disc*”, *Spine*, Vol. 16, S245-S252, 1991.
20. D. S. D’Amico, A. P. Cisilino, M. R. Sammartino y C. Capiel, “*Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral*”, *Mecánica Computacional*, Vol. 24, 1895-1912, 2005.

ANEXO D

OTROS TRABAJOS

SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA SELECCIÓN DE BOMBAS CENTRÍFUGAS (S.E.S.B._C. v 1.0)

Beristain-Lima, S¹, Fuerte-Hernández, A., Rivera-Blas, R¹, Rodríguez-Cañizo, R.G.¹, García-Lira, J¹., Campos-Vázquez, A².

¹**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad profesional, AZCAPOTZALCO, Av. de las Granjas No. 682, Col. Sta. Catarina Azcapotzalco, C.P. 02550, México D.F. México. ²**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**, UPIITA, México D.F. México. sberistain@ipn.mx

ESUMEN

En este trabajo se propone un programa de computo que facilita la selección de bombas centrifugas. Consiste en el empleo de una hoja de cálculo de Microsoft Excel, el cual tiene múltiples aplicaciones en la solución de problemas de Ingeniería. Con el empleo de este software, se determinan las pérdidas propias por conducción y las pérdidas que se presentan debido a los accesorios empleados a lo largo de la tubería, tanto de succión como de descarga. Con el uso de esta herramienta informática, se evita la consulta a cualquier otra fuente de información. El sistema facilita la entrada de datos y permite hacer el cálculo rápidamente. Reduciendo el tiempo que se invierte en el proceso para la selección de una bomba centrifuga a un par de minutos. Como resultado, el programa permite la realización de los cálculos en forma didáctica, rápida y exacta. Lo que significa que el usuario sin ninguna dificultad puede seleccionar la bomba que requiera de a cuerdo a su proyecto. Este sistema es una herramienta innovadora que puede ser utilizada en los diversos cursos de mecánica de fluidos, etc., que se imparten en las instituciones de educación superior. Así como también en cualquier proyecto de Ingeniería en el que se deba transportar agua mediante bombas centrifugas.

Palabras clave: Pérdidas primarias, Pérdidas secundarias, Altura de elevación, Selección de bombas centrifugas, Programa Excel.

INTRODUCCIÓN

El transporte de fluidos es una operación de gran importancia dentro de los procesos industriales, este proceso se realiza por medio de bombas centrífugas, mismas que han recibido mucha atención de la literatura técnica. Sin embargo, los autores de esta literatura han puesto especial énfasis en la teoría de relacionada a las bombas. Sin la suficiente dedicación al lado más práctico de las bombas centrífugas. Esta parte práctica es importante para la mayoría de los ingenieros y usuarios, ya que son ellos quienes aplican el uso de bombas centrífugas. Mientras sólo una pequeña minoría realmente diseña el equipo.

El sistema de cómputo se denomina “**Sistema Electrónico para la Selección de Bombas Centrifugas**” (S.E.S.B._C.) versión 1.0 que se desarrolla en la plataforma Microsoft Excel®.

Por lo que debido a la necesidad de seleccionar bombas centrífugas, en el campo profesional, así como en el proceso de formación académica, el procedimiento de selección

generalmente se realiza de forma manual, ayudado por documentos físicos, como lo son; tablas de proveedores y nomogramas, entonces el proceso se vuelve en repetitivo y tedioso. Considerando los avances tecnológicos recientes y el acceso a herramientas de cómputo modernas disponibles, se tiene la necesidad de un sistema electrónico confiable y seguro que permita cubrir las necesidades básicas para la selección de una bomba centrífuga.

DATOS NECESARIOS PARA CALCULAR LA ALTURA ÚTIL DE LA BOMBA

- Caudal Volumétrico (m³/s)
- Temperatura del agua a bombear (°C)
- Diámetro y longitud de las tuberías de succión y descarga respectivamente (m)
- Material de la tubería
- Longitud total de la tubería (m)
- Número de accesorios en la sección de succión y descarga

Para calcular el Factor de fricción (f) se utiliza la siguiente ecuación, en lugar del diagrama de *Moody*. Con lo que se obtiene un valor de (f) con una precisión del 1% con respecto a la ecuación de *Colebrook*, la cual es la base del diagrama de *Moody*. [2]

$$f = \frac{1.325}{\left[\ln \left(\frac{\varepsilon}{3.7 * D} \right) + \left(\frac{5.74}{R^{0.9}} \right) \right]^2}$$

f = factor de fricción (adimensional)

D = Diámetro de la tubería en mm.

ε = Rugosidad Absoluta de la Tubería en mm.

R = Numero de Reynolds (adimensional)

Ecuación para Calcular el número de Reynolds [3]:

$$Re = \frac{VD}{\nu}$$

Re = Número de Reynolds (adimensional)

V = Velocidad del fluido en m/s

D = Diámetro de la tubería en m

ν = Viscosidad Cinemática del agua en 10⁻⁶ m²/s

Con la ecuación para calcular el Caudal Volumétrico, se deducen las ecuaciones para calcular el área de sección transversal de la tubería de conducción, así como la velocidad del fluido. [4].

La formula para calcular las pérdidas secundarias ó perdidas por los accesorios se tiene la siguiente Ecuación. [5]

$$Hf_{ACCESORIOS} = K \frac{V^2}{2g}$$

Hf = Perdida de cabeza debida al accesorio

k = Coeficiente de perdida del accesorio

V = Velocidad del fluido en m/s

g = Constante gravitacional = 9.81m²/s

De esta forma al realizar los cálculos necesarios, se obtiene como resultado una **altura útil**, la con el caudal, son los datos principales para seleccionar una bomba centrífuga.

METODOLOGÍA EN EL SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA SELECCIÓN DE BOMBAS CENTRÍFUGAS v 1.0

El sistema facilita la entrada de datos y permite hacer el cálculo rápidamente. El mismo procedimiento puede llevar hasta 15 minutos a un diseñador acostumbrado a estos cálculos. El programa permite la realización de la selección sin necesidad de consulta a cualquier otra fuente de información. Ver Figura 1.

SISTEMA ELECTRONICO PARA LA SELECCIÓN DE BOMBAS CENTRIFUGAS (SESB_C v1.0)

CAUDAL VOLUMETRICO (m³/s): 6,00000 TEMPERATURA DEL AGUA (° C): 5

ALTURA DE CARGA ESTÁTICA TOTAL (m): 51,100000

DIÁMETRO DE LA TUBERÍA DE SUCCIÓN (m): 0,30000 DIÁMETRO DE LA TUBERÍA DE DESCARGA (m): 0,2500

LONGITUD DE LA TUBERÍA DE SUCCIÓN (m): 8,0000 LONGITUD DE LA TUBERÍA DE DESCARGA (m): 140,0000

ÁREA DE DATOS DE ENTRADA

MATERIAL DE LA TUBERÍA: CEMENTO ALISADO

NUMERO DE ACCESORIOS EN LA TUBERÍA DE SUCCIÓN

VALVULA DE GLOBO: 0
VALVULA DE ANGULO: 0
VALVULA DE CHEQUE: 0
VALVULA DE COMPUERTA: 0
VALVULA DE CONTROL: 0
CODO EN U: 0
TE ESTÁNDAR: 0
CODO ESTÁNDAR: 0
CODO RADIO MEDIO: 0
CODO RADIO LARGO: 0

NUMERO DE ACCESORIOS EN LA TUBERÍA DE DESCARGA

VALVULA DE GLOBO: 0
VALVULA DE ANGULO: 0
VALVULA DE CHEQUE: 0
VALVULA DE COMPUERTA: 0
VALVULA DE CONTROL: 0
CODO EN U: 0
TE ESTÁNDAR: 0
CODO ESTÁNDAR: 0
CODO RADIO MEDIO: 0
CODO RADIO LARGO: 0

ÁREA DE RESULTADOS

PERDIDAS POR CONDUCCIÓN Y ACCESORIOS: 11588,9849301 mca

ALTURA QUE DEBE PROPORCIONAR LA BOMBA: 11640,084930 mca aproximado a: 11641 mca

CAUDAL: 360000 LPM

BOMBA RECOMENDADA

CAUDAL MUY GRANDE, EL PROVEEDOR NO SATISFACE ESE REQUERIMIENTO IGNORAR LAS RECOMENDACIONES DE ACUERDO AL CAUDAL Modelo 8P 6" x 6", TIPO 8P-6000,60 HP,5880-3840 LPM,35-60 mca.
DE ACUERDO A LA ALTURA UTIL #N/A

EL USUARIO DEBERA INTERPRETAR LOS RESULTADOS PARA SELECCIONAR LA BOMBA MAS ADECUADA A SU PROYECTO

30/10/2008 15:13

Figura 1. Sistema electrónico para la selección de bombas centrífugas v1.0

ÁREA DE DATOS DE ENTRADA

Estos son valores numéricos, que de forma secuencial se introducen en las celdas, también se encuentran los valores que se deben seleccionar a partir de cuadros de lista, que son enteros positivos. Para el caso del Material de la Tubería, sólo se puede seleccionar de la lista que se despliega al hacer clic en el botón de *desplegar*. Para seleccionar el número de accesorios tanto en la tubería de succión como en la de descarga, el procedimiento es el mismo, en caso que no se quiera algún accesorio sólo basta con seleccionar *ceros* de la lista.

ÁREA DE RESULTADOS

Los resultados de los cálculos realizados se muestran en la sección de *Resultados*, estos comprenden las pérdidas primarias y secundarias totales mostradas como “PÉRDIDAS POR CONDUCCIÓN Y ACCESORIOS”, expresadas en *metros columna de agua (mca)*, también la “ALTURA QUE DEBE PROPORCIONAR LA BOMBA” expresada en *mca.*; una aproximación de altura, al entero superior inmediato, esto para efectos de búsqueda en la base de datos, el caudal expresado en litros por minuto (LPM) y aproximado al número entero superior inmediato, esto para hacer la búsqueda de la bomba recomendada.

ÁREA DE BOMBA RECOMENDADA

En la sección de Bomba recomendada se encuentra los dos modelos de bombas recomendadas, del proveedor “Bombas Mejorada” una de acuerdo a dos parámetros básicos e independientes uno del otro que son; el Caudal, la Altura útil.

DISCUSIONES

Cabe mencionar que el sistema electrónico para la selección de bombas centrifugas, sólo es útil para tuberías de sección constante. El líquido será agua. Los materiales y accesorios son limitados. El caudal máximo es de $0.098 \text{ m}^3/\text{s}$. (5880 l/min) y un mínimo de $0.001033 \text{ m}^3/\text{s}$ (62 l/min). Así como, una altura máxima de 95 mca, esto debido a que el proveedor sólo satisface esa gama. En el área asignada a la bomba recomendada, se muestran dos modelos de bomba, una que cumple con los criterios de altura útil y otra con el de caudal. Para seleccionar la bomba más adecuada al proyecto del usuario, esto con el fin de evitar confusión al observar que el sistema hace recomendación de dos bombas que en algunos casos puedan ser diferentes modelos.

CONCLUSIONES

El sistema es confiable y de fácil entendimiento, lo que significa que el usuario sin ninguna dificultad puede seleccionar la bomba que requiera, de acuerdo a sus necesidades, siempre y cuando estén dentro del rango de altura y caudal de las bombas que suministra el proveedor. Es importante mencionar que aun cuando el proveedor no cuente con una bomba para satisfacer las necesidades, se pueden emplear los resultados de los cálculos para seleccionar una bomba centrifuga ó de otro tipo sin ningún problema, ya que los resultados son exactos y confiables. Es de suma importancia mencionar nuevamente que el resultado obtenido como “Recomendación del S.E.S.B._C.” son datos exactos que requieren la interpretación del usuario, para ajustarlos a su proyecto.

REFERENCIAS

1. Karassik, I. J., Carter R., *Bombas Centrifugas Selección Operación y Mantenimiento*, Compañía Editorial Continental, S.A. pp 85-160, 1980.
2. McC Naughton, K., *Bombas Selección Uso Y Mantenimiento*, Mc Graw Hill. pp 32-200, 1988
3. Mataix, C., *Mecánica de Fluidos y Maquinas Hidráulicas*, Segunda edición, Harla. pp 79-210, 1982.
4. White, F., M. *Mecánica de Fluidos*. Primera edición, Mc Graw Hill. pp 24-120, 1982.
5. Rusell, G. E., *Hidráulica*. Sexta impresión. CECSA. pp 10-68.1976.
6. King, H. W., Y Wisler, CH.O., *Hidráulica*. Quinta edición. Trillas. pp 6-25, 1957.
7. Kaassik, I. J., Carter R., *Bombas Centrifugas*. Quinta reimpresión. C.E.C.S.A, pp 98-180, 1980.
8. Streeter. V. L., *Mecánica de Fluidos*. Novena edición. Mc Graw Hill. pp 40-160, 2000
9. Hicks, T. G., *Bombas su Selección y Aplicaciones*. Quinta edición. C.E.C.S.A. pp 12-130,1986

10. Franquini B. J., Fincmore E. J., *Mecánica de Fluidos con Aplicaciones en Ingeniería*. Mc Graw Hill. pp 06-140. 1997
11. Cisneros, M. L., *Manual de Bombas*. Blume. Barcelona, pp 120-185 , año
12. CHercasski, V., *Bombas, Ventiladores y Compresores*. Editorial MIR. pp 60-90, 1986
13. Reyes MIGUEL AGUIRRE. “Curso de Maquinas Hidráulicas”. Editorial Alfaomega. pp 20-40,1998.
14. Williams, H. K., *Manual de Hidráulica para la Resolución de Problemas de Hidráulica*, Unión Topografica Editorial. pp 60-145, 1992
15. 16 Tyler, G. H., *Manual de Cálculos para las Ingenierías*, Mc Graw Hill. pp 80-120, 1998

Estado del arte de prótesis intervertebrales – Propuesta de un nuevo diseño.

S. Beristain-Lima⁽¹⁾, R. Rodríguez-Cañizo⁽²⁾, G. Urriolagoitia-Sosa⁽²⁾, E. Merchán-Cruz⁽¹⁾, A. Fuerte-Hernández⁽¹⁾

⁽¹⁾Instituto Politécnico Nacional, Sección de estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Azcapotzalco.

Av. de las granjas No. 682, Col. Santa Catarina, Del. Azcapotzalco C.P. 02250, México D.F., México

⁽²⁾Instituto Politécnico Nacional, Sección de estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Zacatenco, México D.F., México

Teléfono (55) 5729-6000 ext. 64501

e-mail: sberistain@ipn.mx

e-mail: rgrodriguez@ipn.mx

Resumen: Aproximadamente 4 de cada 5 habitantes en el orbe presentan en algún punto de su vida lumbalgia ó dolor lumbar bajo, el cual es un problema generalizado asociado con la degeneración del disco intervertebral, mismo que requiere de tratamiento médico, lo que provoca la disminución de manera considerable en el desarrollo normal de sus actividades productivas, reflejando pérdidas económicas millonarias para las industrias y los sistemas de salud gubernamentales. Con frecuencia la sustitución total del disco es la mejor opción para tratar la degeneración del disco intervertebral. A continuación se describen las prótesis que se encuentran en el mercado, los cuales, en su mayoría sólo proporcionan la función de conservar el comportamiento cinemático de los discos adyacentes. Ninguno de estos dispositivos presenta propiedades viscoelásticas. En este trabajo se propone el diseño de una prótesis, de diseño novedoso, de disco intervertebral. Tal prótesis proporciona el rango de movimientos dentro de los límites fisiológicos y funcionales, en asociación con las estructuras anatómicas adyacentes; cuenta con un elemento elástico que proporcionara la capacidad de absorber energía, de tal manera que su comportamiento sea lo más cercano a un disco intervertebral humano sano. En concordancia con el fenotipo mexicano.

Palabras Clave – dolor lumbar, discectomía, degeneración del disco intervertebral, prótesis de disco.

Abstract: A worldwide, approximately 4 out of 5 experience at some point in their lives however back pain. in general this condition is related with intervertebral disc degeneration. That, in some cases, might require medical treatment. If the condition is left on attended, the patient could coincidentally decrease the activities in the normal routine of everyday, including productive activities which yearly reflect a massive economic loss to industries and expenses to the public health system.

The course of treatment, for the before mentioned condition, often includes the replacement of the damaged disc. This work focuses on the available alternatives in Mexico, which mostly provide only the function of preserving the kinematic behavior of the adjacent discs. None of these devices has viscoelastic properties. This work proposes the design of a prosthesis, novelty design, intervertebral disk. Such prosthesis provides range of motion within physiological limits and functional, in association with adjacent anatomic structures, has an elastic element that provides the ability to absorb energy, so that their behavior is the closest thing to an intervertebral disc healthy human for the Mexican anthropometry.

Keywords- back pain, discectomy, intervertebral disc degeneration, disc prosthesis.

1. Introducción

Aproximadamente 4 de cada 5 habitantes en el orbe presentan en algún punto de su vida dolor lumbar bajo que requiere de tratamiento médico, lo que provoca la disminución de manera considerable en el desarrollo normal de sus actividades productivas [1]. Esto representa pérdidas económicas millonarias para las industrias y los sistemas de salud gubernamentales.

La lumbalgia ó dolor lumbar bajo es un problema generalizado asociado con la degeneración del disco intervertebral (Figura 1). El tratamiento médico para esta patología consiste básicamente en dos opciones: Tratamiento conservador siendo este lo primero que se tiene que realizar, y Tratamiento quirúrgico (artrodesis o artroplastia).

2. Patologías del disco intervertebral

A) Traumáticas.

Son lesiones graves consecuencia de accidentes de tránsito, caídas de altura, o por movimientos bruscos, o bien por la falta de precaución al cargar objetos

pesados. Derivado de esto se tienen lesiones simples, como lo son: esguinces, contusiones y desgarros de columna, ó lesiones complejas tales como: rupturas discales agudas post traumáticas, o fracturas y luxofracturas vertebrales., etc.

B) Degeneración del disco intervertebral.

La enfermedad degenerativa del disco intervertebral refiere a un síndrome en el cual el atrofiamiento ó lesión de un disco intervertebral causa dolor de espalda crónico, que afecta perceptiblemente la funcionalidad del individuo. Esta condición comienza a menudo con una lesión en el espacio del disco, la cual debilita el disco y crea movimiento excesivo en el nivel vertebral correspondiente ver figura 1[2-5].

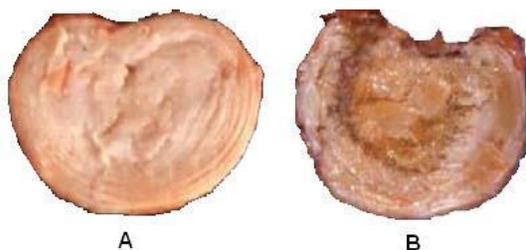


Figura 1 A) Disco intervertebral sano, B) Disco intervertebral degenerado

Cabe mencionar que aun cuando la degeneración del disco intervertebral, puede ser considerado un proceso normal del envejecimiento, se considera una patología, por la presencia de dicho degeneramiento en pacientes a temprana edad.

3. Tratamiento quirúrgico

a) Discectomía. La cual es una técnica que consiste en la extirpación de un disco intervertebral ó de la materia discal que causa el dolor.

b) Artrodesis. La cual consiste en fijar dos vértebras. Se puede hacer colocando un injerto de hueso entre ambas vértebras (artrodesis no instrumentada) ó insertando tornillos, barras ó unas placas metálicas para fijar ambos cuerpos vertebrales (artrodesis instrumentada).

Teóricamente, la artrodesis es eficaz porque restringe el movimiento en un segmento doloroso y permite el retiro del disco degenerado, que en la mayoría de los casos es la fuente primaria del dolor. Sin embargo, esta técnica limita el movimiento del paciente considerablemente, restringiendo las actividades cotidianas del mismo [6-9].

c) Artroplastia discal. Es una intervención quirúrgica en la que se implanta una prótesis de disco entre las vértebras, el cual, substituye al disco intervertebral. Actualmente las alternativas para la sustitución discal son:

- Reemplazo del núcleo pulposo
- Reemplazo total del disco

La primera técnica consiste en la introducción dentro del espacio intradiscal, después de haber practicado una discectomía, de una capsula de polietileno, que contiene en su interior un hidrogel, deshidratado, o bien por una prótesis de núcleo.

Por lo tanto, una solución óptima para tratar las patologías relacionadas con la degeneración del disco intervertebral, es

la artroplastia vertebral, ya que una prótesis de disco

4. Prótesis de disco intervertebral

Una prótesis de disco intervertebral está diseñada para replicar la función de un disco natural, conservando la movilidad dentro del espacio intervertebral, la cual funciona esencialmente como una articulación.

Reproduciendo el movimiento fisiológico (flexión, extensión, inflexión lateral y rotación) y la alineación (altura y curvatura) de un disco natural [10].

Actualmente, son varios los fabricantes que investigan y desarrollan las técnicas de reemplazo total de discos intervertebrales en los E.E.U.U. y Europa. Los más importantes que se utilizan para este tipo de intervenciones son: ProDisc© fabricado por Spine Solution Inc., SB Charite© III desarrollado por Link Spine Group Inc. y Maverick© Total Disc producido por Medtronic Sofamor Danek Inc., Flexicore© y Arcoflex©.

1) Prótesis Bryan.

El disco Bryan® desarrollado por Medtronic Sofamor Danek, en Memphis, Tennessee, EE.UU. es una prótesis de disco cervical (ver Figura 2). Goffin et al [11] describió por primera vez su uso clínico, posteriormente lo haría Sekhon [12]. La prótesis consiste de un núcleo de poliuretano, el cual se encaja entre dos superficies de aleaciones de titanio.

Se trata de un dispositivo bi-articular no constreñido con un eje de rotación instantáneo variable. Una funda de poliuretano rodea el núcleo y se une a las placas terminales mediante un alambre de titanio, formando un compartimento cerrado que puede contener cualquier desgaste. La estabilidad a largo plazo es

provista por el crecimiento del hueso en la porosidad de las placas terminales de aleación de titanio.

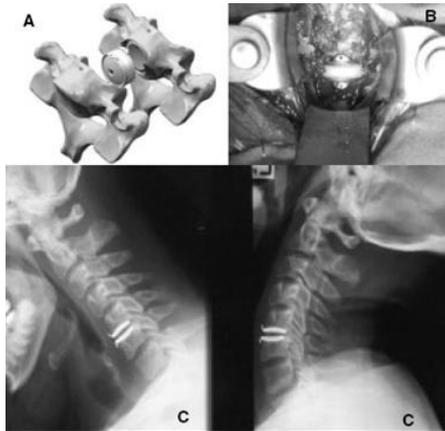


Figura 2 A) Vista intraoperatoria de la prótesis BRYAN®, B) No se requiere fijación adicional. C) Muestra buen movimiento post operatorio

Este es el dispositivo mayormente implantado en todo el mundo, con más de 7.000 implantes en los últimos 4 años [13].

2) Prótesis Prestige.

El disco cervical PRESTIGE® es una ligera modificación del disco Bristol. Hecho de acero inoxidable con una configuración (metal-metal) de dos piezas, una bola y un canal de soporte desarrollado en el Reino Unido (UK) e implantado a principios de los 1990 [14].

El disco PRESTIGE® no ofrece ninguna capacidad de amortiguación (ver Figura 3), La Inserción de este dispositivo es relativamente sencillo Es ideal para el paciente con una hernia de disco blando.

Estudios asociados con la implantación de un disco cervical artificial PRESTIGE®. Se llevó a cabo en 32 centros de estudio en los Estados Unidos y el tratamiento tuvo lugar entre octubre de 2002 y agosto de 2004. Obteniendo los siguientes resultados: Los pacientes que recibieron el disco cervical PRESTIGE® mantuvieron un movimiento angular sagital (hacia delante y hacia atrás) con una media de más de 7 grados en el intervalo fisiológico normal de movimiento.

3) Prótesis Charité

El disco artificial SB Charite®, es el más antiguo y fue desarrollado en sus inicios en la clínica Charite de Berlín Alemania, a mediados de los años ochenta por un grupo de especialistas ortopédicos.

El SB Charite® III es un disco artificial, que se compone de dos placas terminales hechas de una aleación de Cromo-Cobalto de alta calidad y un núcleo

de polietileno ultraligero, el cual se encuentra libre dentro de las placas terminales (Figura 5). Esto ofrece la ventaja teórica de permitir que el espaciador cambie de puesto dinámicamente dentro del espacio de disco durante el movimiento espinal, moviéndose hacia atrás con la flexión y hacia adelante en la extensión lumbar. Esto puede mejorar la rotación segmentaria y disminuir la posibilidad de choque de la faceta en los extremos del movimiento.



Figura 3 Disco cervical PRESTIGE®, es un diseño metal-metal de acero inoxidable.

Las placas terminales se fijan al cuerpo vertebral por medio de dientes sobresalientes que se encuentran a lo largo de su borde ver Figura 4. La documentación de la experiencia europea con este disco data desde 1987. La experiencia mundial con este disco prostético es ahora más de 10.000 casos. [15-19]

La primera implantación de este disco en Estados Unidos tuvo lugar en marzo del 2000. Desde entonces, 294 pacientes han sido inscritos en el estudio que realiza la FDA. El estudio se completó en diciembre de 2001, y la FDA aprobó el disco prostético CHARITE® en de octubre de 2004.

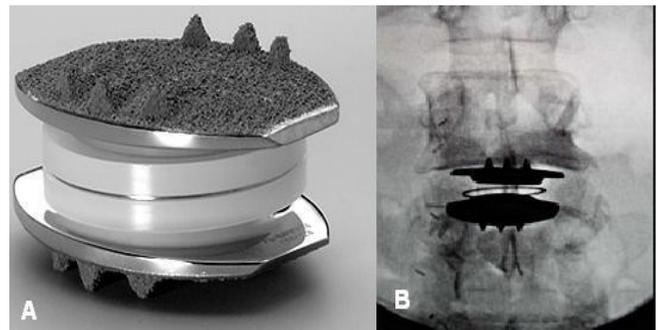


Figura 4 A) Prótesis CHARITE®, B) Vista de la prótesis Implantada

4) Prótesis Prodisc.

Fue desarrollado en Francia por Thierry Marnay, a finales de los 80. Como el disco Charite© este modelo tiene un disco de polietileno entre las placas de metal. El ProDisc© está conformado de articulaciones esféricas, las placas terminales están hechas de una aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno. La Figura 5 muestra una fotografía de este dispositivo.

El núcleo está hecho de polietileno ultraligero (UHMWPE) y encaja dentro de la placa terminal inferior a través de una quilla central grande y de dos puntos. La unión con la placa terminal superior es también por medio de dos puntos. Mecánicamente esta configuración reproduce el movimiento de flexión, extensión, rotación axial, y de flexión lateral tal y como lo hace la espina dorsal normal.

El dispositivo es modular, así que el cirujano puede modificar el dispositivo para requisitos particulares de acuerdo a las condiciones anatómicas de cada paciente. Hay dos tamaños de las placas terminales (medios y grandes), tres alturas del componente del polietileno (10, 12, y 14 milímetros), y dos ángulos de la lordosis (6 y 11 grados) La instrumentación requerida es simple, ya que la implantación es directa y de uso fácil [20].

El ProDisc® ha sido implantado en más de 8.000 pacientes en Europa desde diciembre de 1999. La primera prótesis ProDisc se implantó en los Estados Unidos el 3 de octubre de 2001. Siendo que hasta el 14 de agosto del 2006 la FDA, aprobó su uso en implantes de un solo nivel vertebral.

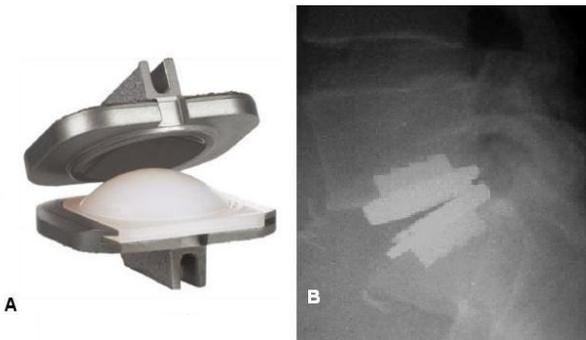


Figura 5 A) Componentes de la prótesis ProDisc®, B) Vista de la prótesis implantada.

5) Prótesis Maverick.

El disco Maverick© lanzado al mercado por Medtronic Sofamor Danek en Estados Unidos presenta como diferencia más grande, respecto de otros tipos de prótesis, la ausencia del polietileno (ver Figura 6).

Cuenta con un diseño de dos piezas metal-metal de una aleación de Cobalto- Cromo, y está compuesta principalmente del 28% de su peso en cromo y el 6% por Molibdeno. La cantidad de níquel es muy baja en un rango del 0.3% al 1% del total de su peso [21].

Esta prótesis incorpora un centro asimétrico con respecto al su eje de rotación [22]. Se fabrica en tres diferentes alturas (10, 12, o 14 milímetros). Además, las variaciones se pueden hacer en la curvatura posterior de 6° a 12°, respectivamente, según la situación anatómica del paciente [23].

Actualmente la FDA se encuentra analizando la prótesis Maverick®, mientras que dicha prótesis está siendo utilizada en Europa, donde un gran número de implantaciones se han realizado [22].

Cabe mencionar, que gracias al método único de inserción de la prótesis Maverick®, en la que el implante se realiza desde la parte anterior, permite el empleo de una placa de mayor tamaño, lo que limita el riesgo de hundimiento de la placa.



Figura 6 Prótesis de disco MAverick®

6) Prótesis Flexicore.

Se trata de un diseño novedoso metal-metal para un dispositivo intervertebral (Figura 7), el cual ofrece un centro fijo de rotación, un límite torsional mecánico, y tiene una característica única, y es que se inserta como una sola unidad.

Lo cual permite la fijación del dispositivo en el paciente de una manera muy práctica, esto significa que el dispositivo puede ser implantado directamente de manera anterior ó anterolateral.

Con la prótesis de disco intervertebral Flexicore© se logra conservar el rango de movimientos fisiológicos, además de que la fijación a largo plazo se logra mediante la superficie rugosa de las placas terminales que están recubiertas con Titanio para ayudar a fijar el hueso cuando crece, y de esta manera, permitir su fijación a largo plazo [24].

Actualmente la FDA en Estados Unidos se encuentra evaluando este tipo de prótesis, mientras que en Europa se está utilizando en un gran número de implantaciones [25].

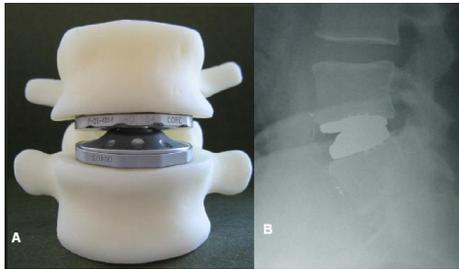


Figura 7 A) Prótesis Flexicore®, B) Vista lateral de la prótesis implantada

6) Prótesis Arcoflex.

Propuesto por Steffee, y empleando un termoplástico compuesto de Lee [26]. El disco Acroflex® consiste en dos placas terminales de Titanio con un centro de polímero vulcanizado a las placas terminales de Titanio que cuentan con postes de siete milímetros, los cuales permiten la fijación inmediata a la vertebra (ver Figura 8).

Las placas terminales en sus extremos se encuentran cubiertas con granos de Titanio sinterizado de 250 micrones en cada superficie para proporcionar una superficie rugosa que permite la adhesión del hueso.

Los discos se fabrican en varios tamaños y de manera experimental se han sometido a fatiga extensa antes de la implantación [26].

Lee ha publicado un informe sobre el desempeño de estas prótesis diseñadas de tal manera que puedan simular las características anisotrópicas del disco intervertebral normal [27].



Figura 8 Prótesis de disco Arcoflex®

Debido al potencial carcinogénico del polímero empleado, así como al pobre comportamiento elástico

del componente de goma en las pruebas, se ha retirado este dispositivo del mercado mundial [28].

5 Modelo Propuesto

El dispositivo deberá ser capaz de mantener un espacio intervertebral adecuado, permitiendo la gama completa de movimiento y proporcionar estabilidad. Debe también contar con una variedad de tamaños para adaptarse a la altura del paciente y las necesidades de espacio. Al igual que un disco natural, el disco artificial, debe actuar como un amortiguador, especialmente si se va a utilizar en varios niveles de la columna vertebral a la vez.

Las dimensiones para el diseño de la prótesis fueron extraídas de una tomografía realizada a un individuo de 28 años de edad, 1.7m de altura y 75 kg de peso, en aparente estado sano. Ver Figura 8.

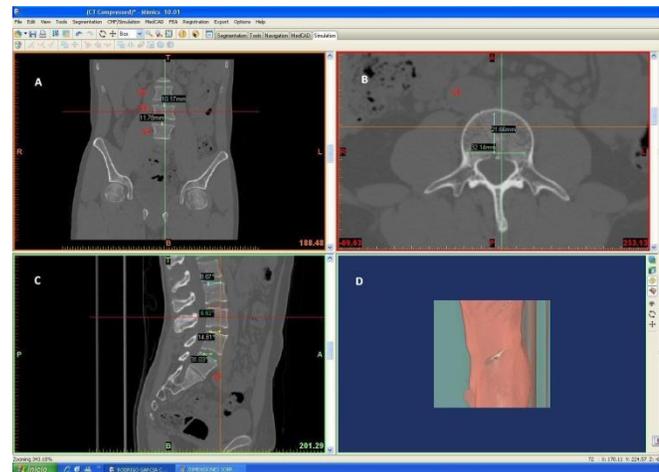


Figura 8 Altura de los discos intervertebrales (A), se puede observar la forma de riñón que tienen los cuerpos vertebrales (B) los diferentes grados de lordosis que poseen las vertebra del segmento lumbar (C).

6. Resultados

En un estudio anatómico de 600 discos intervertebrales se evidenció que el fenómeno de degeneración discal aparece en los varones en la segunda década, y en las mujeres una década más tarde. A la edad de 50 años el 97% de los discos lumbares están degenerados y los segmentos más afectados son el L3-L4, L4-L5 y L5-S1 [29]. Por lo tanto, una sustitución total del disco podría ser la mejor opción, ya que en principio restablece la altura intradiscal, alivia el dolor, y en cierto grado restablece el movimiento fisiológico del segmento dañado, lo que aporta estabilidad y permite en algunos casos, dependiendo de la prótesis empleada, la

absorción de impactos. Prótesis tales como Charite® y/o Prodisc® sólo tienen por objeto la restauración de movimiento y restablecimiento del espacio interdiscal.

Aun cuando la prótesis Charite® ha sido implantada en mayor número de pacientes, los resultados actuales son comparables con la fusión vertebral [30]. Esto es atribuible a que ésta prótesis carece de algún elemento de amortiguamiento que permita la absorción de energía y así evitar el daño a las estructuras vertebrales adyacentes.

Otros diseños tales como el Arcoflex® ó Flexicore® incorporan un material con un comportamiento viscoelástico, de tal manera que pueda imitar de la manera más precisa el comportamiento de un disco intervertebral humano. Su principal desventaja, y que fue la que propició el retiro de este tipo de prótesis a nivel mundial, fue la toxicidad del elemento elástico empleado para su fabricación.

En el diseño propuesto, la fijación a corto plazo se consigue gracias a las puntas que se localizan sobre la superficie de las placas terminales, además en la superficie cuenta con un revestimiento poroso, mismo que permite el crecimiento óseo sobre las placas terminales.

Lo anterior favorece la osteointegración al permitir la fijación biológica de los materiales mediante el crecimiento del hueso en el interior de los poros, lo cual ancla el implante y aumenta la superficie de transmisión de cargas entre el implante y el cuerpo vertebral. Sin embargo, la característica más importante es que poseerá una muelle metálica, misma que proporcionara la capacidad de absorber energía, y así impedir la degeneración prematura de las estructuras vertebrales adyacentes. Esto último permitirá alcanzar un comportamiento lo más próximo a un disco intervertebral humano (ver Figura 9).

7. Conclusiones

Cuando el disco artificial implantado es incapaz de absorber cargas, la correspondiente sobrecarga deberá ser absorbida por los discos adyacentes, lo que conduce a la prematura degeneración de estos mismos [31]. Esta posibilidad de degeneración adyacente es precisamente la causa principal por la que la artrodesis (la extirpación del disco enfermo y la fusión vertebral de las vértebras contiguas) es considerada como un procedimiento subóptimo para el tratamiento de degeneración del disco intervertebral.

Hasta la fecha todos los discos artificiales que se comercializan en el mercado mexicano sólo cumplen la función de conservar el comportamiento cinemático

de los discos adyacentes. Ninguno de estos dispositivos presentan propiedades viscoelásticas [32], puesto que están constituidos por articulaciones entre materiales (polietileno de ultra-alto peso molecular, aleaciones de Cromo-Cobalto, acero, entre otros) que tienen una capacidad de absorción de cargas mucho menor que la de un disco intervertebral sano.

La mayoría de las prótesis, presentan problemas de hipermovilidad segmentaria, ya que debido a su diseño no cuentan con la capacidad de limitar el movimiento segmentario, tal como lo hace un disco intervertebral humano. Es por eso que la investigación en esta área sigue siendo de importancia.

En México no se cuenta con una prótesis que se oferte exclusivamente para el fenotipo mexicano, y mucho menos a un costo razonable.

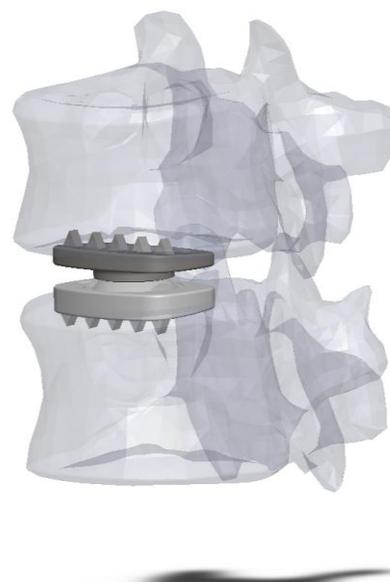


Figura 9 Aspecto de la prótesis propuesta entre las vertebrae L3/L4

8. Referencias

- [1] Savitz MH., "Lumbar disc disease: controversies in Neurosurgery", M. Sinai J. Med. 58, 95-100, 1991.
- [2] Brodsky AE, "Post-laminectomy and post-fusion stenosis of the lumbar spine", Clin Orthop, 130-9, 1976.
- [3] Lee CKPJ y Langrana NA, "Scientific basis: relative efficacy of the artificial disc versus spinal fusion", In: JN W, ed. Clinical efficacy and outcome in the diagnosis and treatment of low back pain. New York: Raven Press, 237-44, 1992.

- [4] Lehman TR, Spratt KF y Tozzi JE, et al. "Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients", *Spine*, 12:97-104, 1987.
- [5] Harris RI y Wiley JJ, "Acquired spondylosis as a sequel to spine fusion", *J Bone Joint Surg Am*, 45:1159-70, 1963
- [6] Kiviluoto O, Santavirta S, Salenius P, Morri P y Pylkkanen P, "Posterolateral spine fusion. A 1-4- year follow-up of 80 consecutive patients", *Acta Orthop Scand*, 56:152-4, 1985.
- [7] Jackson RK, Boston DA y Edge AJ, "Lateral mass fusion. A prospective study of a consecutive series with long-term follow-up", *Spine*, 10:828-32, 1985.
- [8] O'Beirne J, O'Neill D, Gallagher J y Williams DH, "Spinal fusion for back pain: a clinical and radiological review", *J. Spinal Disord*, 5:32-8, 1992.
- [9] Stauffer RN y Coventry MB, "Posterolateral lumbar-spine fusion. Analysis of Mayo Clinic series", *J.Bone Joint Surg Am*, 54:1195-204, 1972.
- [10] Bao QB, Mc.Cullen GM, Higham PA, Dumbleton JH, Yuan HA. "The artificial disc: Theory, design and materials". *Biomaterials* 1996; 17:1157-67
- [11] Goffin J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, et al. "Preliminary Clinical Experience With the Bryan Cervical Disc Prosthesis". *Neurosurgery* 2002;51:840-5.
- [12] Sekhon LH. Cervical "Arthroplasty in the Management of Spondylotic Myelopathy". *J Spinal Disord Tech* 2003;16:307-13
- [13] Goffin J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, et al. "Preliminary Clinical Experience With the Bryan Cervical Disc Prosthesis". *Neurosurgery* 2002;51:840-5.
- [14] Cummins BH, Robertson JT, Gill SS: "Surgical experience with an implanted artificial cervical joint". *JNeurosurg* 88:943-948, 1998.
- [15] Ahrens J, Shelokov AP y Carver JL, "Normal joint mobility is maintained with an artificial disc Prosthesis", New York: North American Spine Society, 1997.
- [16] Lemaire JP, Skalli W y Lavaste F, et al. "Intervertebral disc prosthesis. Results and prospects for the year 2000", *Clin Orthop*, (337):64-76, 1997.
- [17] Zeegers WS, Bohnen LM, Laaper M y Verhaegen MJ, "Artificial disc replacement with the modular type SB Charite´ III: 2-year results in 50 prospectively studied patients", *Eur. Spine J.*, 8:210-7, 1999.
- [18] Van Ooij A, Oner FC, Verbout AJ, "Complications of artificial disc replacement: a report of 27 patients with the SB Charite´ disc", *J. Spinal Disord Tech.*, 16:369-83, 2003.
- [19] McAfee PC, Fedder IL, Saiedy S, Shucosky EM y CunninghamBW, "SB Charite´ disc replacement: report of 60 prospective randomized cases in a US center", *J Spinal Disord Tech.*, (16) 424-33, 2003.
- [20] Mayer HM, Wiechert K, Korge A y Qose I, "Minimally invasive total disc replacement: surgical technique and preliminary clinical results", *Eur. Spine J.*, 11(Suppl 2):S124-30, 2002.
- [21] Le Heuc, J-C., Aunoble, S., Basso, Y. Maverick total disc replacement: prospective study with 4 years follow-up *J Bone Joint Surg Br* 2006 88-B: 456.
- [22] H.Mathews, J.LeHuec, T.Friesem, T.Zdeblick, L.Eisermann "Design rationale and biomechanics of Maverick Total Disc arthroplasty with early clinical results" *The Spine Journal*, Volume 4, Issue 6, Pages S268-S275.
- [23] H. M. Mayer "Total lumbar disc replacement" *J Bone Joint Surg Br*, Aug 2005; 87-B: 1029 - 1037.
- [24] Valdevit A, Errico TJ. "Design and evaluation of the FlexiCore metal-on-metal intervertebral disc prosthesis". *Spine J.* 2004
- [25] Rick C. "Prospective, randomized trial of metal-on-metal artificial lumbar disc replament: Initial results for treatment of discogenic pain". Indiana Spine Group
- [26] Enker P, Steffee A, Mcmillan C, Keppler L, Biscup R, Miller S. "Artificial disc replacement. Preliminary report with a 3-year minimum follow-up". *Spine* 1993;18:1061-1070.
- [27] Lee CK, Langrana NA,Parsons JR, Zimmerman MC. "Development of aprosthetic intervertebral disc". *Spine* 1991;16 (Suppl 6):S253-S255.
- [28] Szpalski M, Gunzburg R, Mayer M: *Spine arthroplasty: a historical review.* *Eur Spine J* 11 (Suppl 2):S65-S84, 2002
- [29] Miller JA, Schmak C, Schulk AB. "Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens". *Spine* 1988; 13: 173-178.
- [30] *600 Freeman, B y Davenport J, "Total disc replacement in the lumbar spine: a systematic review of the literatura" *European Spine Journal*, 1, August 2006 , pp. 439-447
- [31] [32] McNally DS, Shackelford IM, Goodship AE, Mulholland RC. "In vivo stress measurement can predict pain on discography". *Spine.* Nov 15;21(22) 1996, pp 2580-7
- [32] Oskouian RJ, Whitehill R, Samii A, Shaffrey ME, Johnson JP, Shaffrey C, "The future of spinal arthroplasty: a biomaterial perspective." *Neurosurgical Focus*, Vol. 15, 2004, 17 3):E2

6. Biografías

	<p>Saúl Beristain Lima, Licenciatura en Ingeniería Mecánica por la Universidad Autonoma de Tlaxcala en el 2005. Actualmente esta realizando los estudios de Maestría en el Instituto Politécnico Nacional Su línea de investigación es Biomecánica..</p>
--	--

	<p><i>Ricardo Gustavo Rodriguez Cañizo</i> <i>Licenciatura en Ingeniería Mecánica</i> <i>ESIME Culhuacan, en el Instituto</i> <i>Politecnoc. Maestría en Ciencias con</i> <i>especialidad en Diseño Mecánico. en</i> <i>SEPI Esime Zacatenco. Doctorado en</i> <i>Ciencias con especialidad en Diseño</i> <i>Mecánico. en SEPI Esime Zacatenco</i> <i>del Instituto Politécnico Nacional.</i> <i>Su línea de investigación es</i> <i>Biomecánica y Biorobotica</i></p>
	<p><i>Guillermo Urriolagoitia Sosa,</i> <i>Licenciatura en el Instituto politécnico</i> <i>Nacional. Maestría en Ciencias con</i> <i>especialidad en Ingeniería Mecanica</i> <i>en SEPI Esime Zacatenco. Master of</i> <i>science, Fatiga por frotamiento en la</i> <i>universidad de Oxford, inglaterra</i> <i>PhD en ingeniería mecánica,</i> <i>egresado de la oxford brookes</i> <i>university, inglaterra</i> <i>Su línea de investigación es Mecanica</i> <i>de la Fractura, esfuerzos residuales y</i> <i>Biomecánica.</i></p>
	<p><i>Emmanuel Alejandro Merchán Cruz,</i> <i>Licenciatura en Ingeniería en</i> <i>Robótica Industrial ESIME</i> <i>Azacapotzalco, en el Instituto</i> <i>Politecnoc. Maestría en Ciencias con</i> <i>especialidad en Diseño Mecánico. en</i> <i>SEPI Esime Zacatenco. PhD en</i> <i>Ciencias con especialidad en Diseño</i> <i>Mecánico. en Universidad de</i> <i>Sheffield Inglaterra.</i> <i>Su línea de investigación es</i> <i>Biomecánica y Biorobotica</i></p>
	<p><i>Ariel Fuerte Hernandez,</i> <i>Licenciatura</i> <i>en Ingeniería en Robótica Industrial</i> <i>en el Instituto politécnico Nacional</i> <i>Actualmente está realizando los</i> <i>estudios de Maestría en el Instituto</i> <i>Politécnico Nacional</i> <i>Su línea de investigación es</i> <i>Biomecánica..</i></p>

El impacto de la manufactura esbelta y la automatización dentro de las organizaciones

Ariel Fuerte Hernández¹, Guillermo Urriolagoitia Calderón², Guillermo Urriolagoitia Sosa¹,
Juan Manuel Sandoval Pineda¹, Héctor Israel Caldelas Trujillo¹

¹INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Sección de Estudios de Posgrado e Investigación,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Edificio 5. 2do Piso,
Unidad Profesional Adolfo López Mateos "Zacatenco" Col. Lindavista,
C.P. 07738, México, D.F. México

²INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Sección de Estudios de Posgrado e Investigación,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad profesional, Azcapotzalco,
Av. de las Granjas No. 682, Col. Sta. Catarina Azcapotzalco, C.P. 02550,
México D.F. México.

RESUMEN

Actualmente, gracias a la implementación de nuevas metodologías de producción, a la automatización y al cambio en la forma de pensar de las organizaciones, es posible ser más competitivo en un mundo cada vez más globalizado, esto mediante una profunda reestructuración en la forma de producir, que satisfaga las propias necesidades, pero que también atienda las de la sociedad y el medio ambiente. Una forma de lograr todo esto, es la de generar nuevas alternativas, que permitan llenar de contenido una globalización al servicio tanto de las organizaciones como de la sociedad en general, y articular las propuestas que sean en su beneficio. El objetivo del presente artículo es hacer un análisis del impacto tanto positivo como negativo, cuando se implementa la Manufactura Esbelta, así como al automatizar los procesos de manufactura en las organizaciones. Una de las ventajas de implementar estas técnicas, es la reducción de desperdicios y en consecuencia el óptimo aprovechamiento de los recursos que hoy en día resultan tan valiosos. Comenzaremos por entender el concepto de Manufactura Esbelta, y las consecuencias que se generan al automatizar un proceso de manufactura, para luego analizar sus resultados dentro de las organizaciones, es decir, el éxito o fracaso alcanzado y sus razones.

ABSTRACT

Currently, thanks to the implementation of new production methodologies, automation and the shift in the thinking of organizations, is possible to be more competitive in an increasingly globalised world, this by means of a deep restructuring in the form of produce, that satisfy their own needs, but also heed those of society and the environment. One way to achieve this is to generate

new alternatives, to fill a globalization of content to serve both organizations and society at large, and articulate proposals that are to their advantage. The target of this article is to make an analysis of the impact both positive and negative when we implement the lean manufacturing, as well as to automate manufacturing processes in organizations. One of the advantages to implement these techniques is the reduction of waste and therefore the optimal use of resources that today are so valuable. We begin to understand the concept of lean manufacturing, and the consequences that are generated by automating manufacturing processes, and then analyze their results within organizations, namely the success or failure achieved and their reasons.

Palabras claves: Manufactura Esbelta, Automatización, Pensamiento Esbelto, Mantenimiento Productivo Total.

INTRODUCCIÓN

Hoy en día las compañías buscan ser cada vez más competitivas, con el objetivo de sobrevivir a un mundo globalizado que día a día exige más, muchas de ellas apuestan por energéticos o mano de obra más baratos, otras tantas por dedicarse más a cuestiones de ensamble y dejar los procesos intermedios a contratistas, sin embargo el hecho es que no se puede apostar a una utopía donde estas cuestiones repongan la rentabilidad que se pierde haciendo las cosas mal y a destiempo.

Abaratar los factores mencionados, por sí solo, no parece ser la fórmula para mejorar el comportamiento de la industria. Sin embargo existen muchas otras formas de hacer que una compañía logre superar estas dificultades, una de ellas es mediante la implementación de herramientas que ayuden a cumplir con los objetivos planteados. La Manufactura Esbelta y la automatización de procesos en donde esto sea requerido es una forma de lograrlo.



De aquí en adelante analizaremos tanto la Manufactura Esbelta como la automatización de los procesos, y como repercute su implementación en las organizaciones.

Este artículo está organizado como sigue: el concepto de Manufactura Esbelta es formulado en la sección I. En la sección II se analiza el concepto de la automatización de los procesos de manufactura. El impacto que tienen sobre las organizaciones los dos conceptos anteriores, es discutido en la sección III. Finalmente se llega a una conclusión sobre la implementación de dichos conceptos dentro de las organizaciones y cuáles son sus repercusiones.

I. MANUFACTURA ESBELTA

En el pasado los propósitos que tenían las organizaciones, eran obtener grandes utilidades y producir solo para un determinado número de personas, esto ha ido cambiando con el paso del tiempo, y se han desarrollado nuevas metodologías y técnicas, una de ellas es la Manufactura Esbelta, que si bien aún no es muy conocida tampoco ha sido bien asimilada por las organizaciones que ya la han implementado como estrategia de desarrollo para lograr una mejor competitividad. Gracias a la implementación del libre mercado y de nuevas herramientas tecnológicas, los productos van más allá de lo que las organizaciones requieren, es decir, se crea una competitividad, la cual está relacionada con la capacidad o habilidad para ganar algo por encima de otros, sea dinero, un contrato, o bien, un cliente. Sin embargo, no todas las organizaciones están haciendo las cosas de la manera más eficiente. La situación de hoy en día es preocupante si se tiene en cuenta que las empresas no aprovechan estos cambios tanto de nuevos enfoques en la forma de pensar como tecnológicos y económicos. La evolución es cada vez con más intensidad, por lo tanto, los deseos y requerimientos de las personas deben ser satisfechos de alguna forma.

La Manufactura Esbelta es un conjunto de herramientas que ayudan a eliminar todas las operaciones que no le agregan valor al producto, servicio y a los procesos, aumentando el valor de cada actividad realizada y eliminando lo que no se requiere, logrando así reducir los desperdicios y mejorar las operaciones, basándose siempre en el respeto al trabajador.

El término “lean” (esbelto) fue tomado por un equipo de investigación en Massachusetts llamado Institute of Technology (Instituto de Tecnología, E.U.) con el propósito de estudiar estrategias en la industria automotriz. La empresa Toyota fue la que desarrolló el término de Manufactura Esbelta como un conjunto de estrategias gracias a la ayuda de Taiichi Ohno para reducir la utilización de recursos y darle buenas expectativas al cliente. A mediados de los 60's surge el término de MUDA, que es una palabra japonesa que significa desperdicio y de la cual se busca su eliminación [1].

El buen trato hacia el empleado fue uno de los fundamentos de la Manufactura Esbelta durante varios años para que las empresas valoraran la capacidad e ingenio de sus trabajadores. Durante la década de los 80's se propusieron técnicas de gestión empresarial,

ejemplos son: las 5's, ajuste de calidad total, el justo a tiempo, etc. Pero el propósito seguía siendo el mismo [2].

De hecho que la Manufactura Esbelta haya sido una herramienta muy poderosa en los últimos años, fue gracias a los pensamientos que han tenido diversas personalidades y organizaciones. Muchas veces se ha escuchado el término de Manufactura Esbelta o “Lean Manufacturing”, sin embargo, poco se conoce o casi nadie comenta sobre su existencia. Muchas personas piensan que la Manufactura Esbelta es la solución a la mayoría de sus problemas en la organización, no se preguntan a sí mismos si existen más alternativas, o si aplicando dicho concepto más a fondo se podrán superar los inconvenientes con los que cuentan. La Manufactura Esbelta quizá pueda resolver un problema en específico, pero si se implementa como toda una filosofía dentro de la empresa se podrán obtener mejores resultados.

La presente sección se centrará en forma general sobre la Manufactura Esbelta, desde algunos objetivos hasta los beneficios que se obtienen de ella. Actualmente toda organización empresarial intenta eliminar gastos innecesarios y ser más competitiva, pero: ¿Qué ventajas provee la reducción de las actividades que no valen la pena en la industria?

A veces el ingeniero es quien determina la selección de materiales y procesos conocidos de tal manera que beneficie a la organización. Si conociera los conceptos de Manufactura Esbelta y supiera aplicarlos de manera más efectiva tal que pudiera ahorrarle trabajo innecesario a la empresa, su desempeño iría más allá de las expectativas que casi cualquier otra clase de trabajador pudiera obtener. La diferencia no está en esperar soluciones mágicas o decisiones de gobierno, sino en lo que conocemos como mejores prácticas, de las cuales carecen las empresas promedio.

Bajo esta premisa trabaja la Manufactura Esbelta, es decir, sobre una cultura en la cual la comunicación entre toda la organización, desde el nivel gerencial hasta los obreros es primordial para lograr los objetivos deseados.

Lo que en realidad busca la Manufactura Esbelta es eliminar todas las operaciones que no agreguen valor al producto, servicio y a los procesos, es decir, buscar eliminar todos los desperdicios lo más que se pueda. Existe un concepto que define según mi punto de vista, la esencia de la Manufactura Esbelta, ese concepto es: el pensamiento esbelto y no es más que la forma en que una persona afronta los cambios a veces tan radicales en su forma de trabajar, algo que por naturaleza causa desconfianza y temor. Lo que descubrieron los japoneses es, que más que una técnica, se trata de un buen régimen de relaciones humanas, es decir, el personal ya no es tratado como alguien sin valor, sino al contrario, se le considera como la piedra angular no solo para la implementación de la Manufactura Esbelta, sino para todo el cambio en la idiosincrasia de la organización.

Es muy común que, cuando un empleado de los niveles bajos del organigrama se presenta con una idea o propuesta, se le critique e incluso se le calle. A veces los directores no comprenden que, cada vez que reprimen las ideas de un trabajador, están desperdiciando



dinero. El pensamiento esbelto implica la anulación de los mandos y su reemplazo por el liderazgo. La palabra líder es la clave.

La Manufactura Esbelta se basa en diferentes herramientas para lograr su objetivo, algunas de las más importantes son las 5's: Seiri, segregare y desechar; Seiton, ordenar e identificar; Seiso, limpieza e inspección diaria; Seiketsu, estandarizar, y Shitsuke, disciplina. Básicamente, el objetivo central de las 5's es lograr el funcionamiento más eficiente y uniforme de las personas en los centros de trabajo, la figura 1 muestra el concepto de 5's.

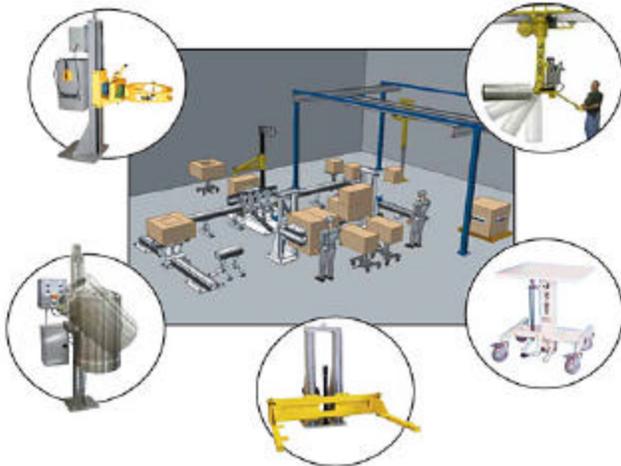


Figura 1.- Concepto de 5's

Otro concepto básico es "Just in Time" (Justo a Tiempo) que es una filosofía industrial que consiste en la reducción de desperdicio (actividades que no agregan valor) es decir, todo lo que implique subutilización en un sistema desde compras hasta producción [1]. La idea básica del Justo a Tiempo es producir un artículo en el momento que es requerido para que este sea utilizado por la siguiente estación de trabajo en un proceso de manufactura. Además, el material no se puede entregar en la línea de producción o la célula de trabajo a menos que se deje en la línea una cantidad igual.

El Mantenimiento Productivo Total (TPM por sus siglas en inglés) también juega un papel importante en la Manufactura Esbelta. El TPM se orienta a crear un sistema corporativo que maximiza la eficiencia de todo el sistema productivo, estableciendo un sistema que previene las pérdidas en todas las operaciones de la empresa. Esto incluye "cero accidentes, cero defectos y cero fallos" en todo el ciclo de vida del sistema productivo. Se aplica en todos los sectores, incluyendo producción, desarrollo y departamentos administrativos. Se apoya en la participación de todos los integrantes de la empresa, desde la alta dirección hasta los niveles operativos. La obtención de cero pérdidas se logra a través del trabajo de pequeños equipos [3].

Otro punto importante es el concepto de Poka Yoke, que es una palabra japonesa que quiere decir: dispositivo a prueba de errores. Y prácticamente se refiere al diseño de cualquier mecanismo que

ayude a prevenir los errores antes de que estos ocurran, o los hace que sean muy obvios para que el trabajador se dé cuenta y lo corrija a tiempo. Estos dispositivos desde mi punto de vista, son cruciales ya que ayudan mucho a la calidad del producto, y disminuyen los desperdicios, que son una de las fuentes de pérdida más grandes dentro de una organización. El conector de un USB es un poka-yoke que no permite conectarlo al revés como se muestra en la figura 2.



Figura 2.- Poka Yoke USB

Otro concepto muy importante es el de Cambio de Modelo en Minutos de Un Solo Dígito (SMED por sus siglas en inglés) y el cual son teorías y técnicas para realizar las operaciones de cambio de modelo en menos de 10 minutos, esto reduce significativamente los costos por paro de maquinaria [4].

Por último un concepto que toma un valor muy grande en la implementación de la Manufactura Esbelta es la Mejora Continua o Kaizen que quiere decir: cambio para mejorar, su práctica requiere de la participación de toda la organización y se basa en las personas para poder llegar a unificar, estandarizar y mantener todas las mejoras implementadas, con el fin de hacer continuo el proceso.

II. AUTOMATIZACIÓN DE LOS PROCESOS DE MANUFACTURA

Otro de los aspectos importantes dentro de las organizaciones es la automatización de los procesos de manufactura que así lo requieren, para llegar a ser más competitivos.

El tema de automatización nos da una visión mucho más amplia cuando es implementado en una organización, debido a que se da en la misma un proceso de mecanización de las actividades industriales para reducir la mano de obra excesiva, simplificar el trabajo para que así algunas máquinas realicen las operaciones de manera automática, a consecuencia se da un proceso más rápido y eficiente.

Con esto se logra que la empresa disminuya la producción de piezas defectuosas, y por lo tanto aumente su calidad en los productos que se logran mediante la exactitud de las máquinas automatizadas; todo esto ayudara a que la empresa mediante la inversión en tecnología aumente toda su competitividad en un porcentaje considerable con respecto a su competencia, y si no se hace, o se hace mal, la organización sufre el riesgo de quedarse rezagada.



La parte más visible de la automatización en la actualidad puede ser la robótica industrial. Algunas ventajas son repetitividad, control de calidad más estrecho, mayor eficiencia, integración con sistemas empresariales, incremento de productividad y reducción de trabajo innecesario. Algunas desventajas son requerimientos de un gran capital, decremento severo en la flexibilidad, en ocasiones despido masivo de personal y un incremento en la dependencia del mantenimiento y reparación. Por ejemplo, Japón ha tenido necesidad de retirar muchos de sus robots industriales cuando encontraron que eran incapaces de adaptarse a los cambios dramáticos de los requerimientos de producción y no eran capaces de justificar sus altos costos iniciales.

A grandes rasgos hay tres clases de automatización industrial: automatización fija, automatización programable, y automatización flexible.

La automatización fija se utiliza cuando el volumen de producción es muy alto, y por tanto se puede justificar económicamente el alto costo del diseño de equipo especializado para procesar el producto. Además de esto, otro inconveniente de la automatización fija es su ciclo de vida que va de acuerdo a la vigencia del producto en el mercado.

La automatización programable se emplea cuando el volumen de producción es relativamente bajo y hay una diversidad de producción a obtener. En este caso el equipo de producción es diseñado para adaptarse a la variaciones de configuración del producto; ésta adaptación se realiza por medio de un programa (Software).

Por su parte la automatización flexible es más adecuada para un rango de producción medio. Estos sistemas flexibles poseen características de la automatización fija y de la automatización programada [5].

III. IMPACTO DE LA MANUFACTURA ESBELTA Y LA AUTOMATIZACIÓN EN LOS PROCESOS DE MANUFACTURA

Sin duda uno de los más importantes aunque no los únicos impactos sobre los procesos de manufactura y en general sobre una organización, son la Manufactura Esbelta y la automatización. No obstante se requiere de una visión muy amplia y de una perspicacia para poder llegar a su correcta implementación.

La mayoría de las empresas de hoy en día apuestan por este tipo de implementación, sin embargo, es importante mencionar que no siempre es factible dicha implementación, esto se debe a múltiples factores y variables que intervienen en la toma de decisiones. Pero el principal factor que interviene en el éxito o fracaso cuando se adquiere la metodología, es el factor humano, ya que de este depende la asimilación de los nuevos conceptos y la puesta en marcha de ellos mismos, uno de los retos más importantes para lograr esto es la ruptura de estereotipos, costumbres, y prejuicios de los integrantes de una sociedad.

Los pioneros en estos temas son los japoneses, quienes después de la segunda guerra mundial, supieron aprovechar las oportunidades

que se les presentaron hasta convertirse en lo que hoy en día son: una potencia mundial.

Esté hecho lo vemos con más claridad cuando observamos lo que sucede con las industrias occidentales al adoptar, los sistemas japoneses en sus organizaciones, sin embargo, es importante resaltar que no siempre estos métodos son los más convenientes para todas las organizaciones.

CONCLUSIONES

Sin lugar a dudas, una de las formas de ser más competitivo es observar lo que hacen otras compañías que han logrado un éxito considerable en la implementación de procesos de automatización o de la propia Manufactura Esbelta. Sin embargo, copiar modelos, procesos y tecnologías a veces acarrea errores inherentes a dichos conceptos.

Es por esto que creo que se deben de adaptar esos modelos, procesos y tecnologías a las necesidades de las organizaciones y no al revés, es decir, visualizar que es lo que te sirve para adoptarlo, y que es lo que no sirve para desecharlo. Asimilar a nuestra cultura productiva cumpliendo con nuestras necesidades tanto de producción como de calidad, y también porque no: innovar.

La competitividad depende de nosotros, hay que tratar de ser originales.

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFIA

- 1.- Ohno Taiichi, Production System: Beyond Large-Scale Production, 1988, Productivity Press, pp. 42 y 4
- 2.- George, Michael L, Lean Six Sigma For Service, 2003, McGraw Hill, Primera Edición, p. 64
- 3.- Bjørge Timenes Laugen y Harry Boer, The Implementation of Best Practices: Process and Performance Effects Creativity and Innovation Management, Dec 2007, Volume 16, Issue 4.
- 4.- Ángel Alonso García, Conceptos de organización industrial, 19974, Marcombo, Primera Edición, p. 142
- 5.- Enrique Mandado, Autómatas programables: entorno y aplicaciones, 2004, Thomson, Primera Edición, pp. 371-373

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Instituto Politécnico Nacional y a la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidades Azcapotzalco y Zacatenco por el apoyo proporcionado para la realización de este trabajo. Así como, al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología CONACyT por las facilidades otorgadas para la realización de esta investigación.

INFORMACIÓN ACADÉMICA

Ariel Fuerte Hernández: Ingeniero en Robótica Industrial egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Azcapotzalco del IPN, Estudiante de la Maestría en Ingeniería en Manufactura de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la IPN ESIME Azcapotzalco.

Guillermo Urriolagoitia Sosa: Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad



Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias con Especialidad en Ingeniería Mecánica egresado de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la IPN ESIME Zacatenco, Maestro en Ciencias en Fatiga por Frotamiento egresado de la Universidad de Oxford en Inglaterra, Doctor en Filosofía en Ingeniería Mecánica egresado de la Oxford Brookes University en Inglaterra.

Guillermo Urriolagoitia Calderón: Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias con Especialidad en Ingeniería Mecánica egresado de la Universidad de Stradclyde en Inglaterra, Doctor en Filosofía en Ingeniería Mecánica egresado del Imperial College en Inglaterra.

Juan Manuel Sandoval Pineda: Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias con Especialidad en Ingeniería Mecánica egresado de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la IPN ESIME Zacatenco, Estudiante de Doctorado en Ciencias con Especialidad en Ingeniería Mecánica de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la IPN ESIME Zacatenco.

Héctor Israel Caldelas Trujillo: Ingeniero en Aeronáutica egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Ticomán del IPN, Estudiante de la Maestría en Ingeniería en Manufactura de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la IPN ESIME Azcapotzalco.

