



# **INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA**

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN  
UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS

## **OPTIMIZACIÓN DE DISPOSITIVO DE SUJECCIÓN PARA ENSAYOS BIOMECÁNICOS EN VÉRTEBRAS**

### **TESIS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE  
**MAESTRO EN CIENCIAS**  
CON ESPECIALIDAD EN  
INGENIERÍA MECÁNICA  
PRESENTA

**ING. DANIEL GÓMEZ MEDINA**

### **DIRECTORES:**

DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ  
DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ





# INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

## SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

### ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D. F. siendo las 13:00 horas del día 13 del mes de Junio del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de E. S. I. M. E. para examinar la tesis titulada:

**“OPTIMIZACIÓN DE DISPOSITIVO DE SUJECIÓN PARA ENSAYOS BIOMECÁNICOS EN VÉRTEBRAS”.**

Presentada por el alumno:

**GÓMEZ**

Apellido paterno

**MEDINA**

Apellido materno

**DANIEL**

Nombre(s)

Con registro: 

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

aspirante de:

**MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERIA MECÁNICA**

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

### LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ

Presidente

DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ

Segundo Vocal

DR. GUILLERMO MANUEL URRIOLAGOITIA CALDERÓN

Tercer Vocal

DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ

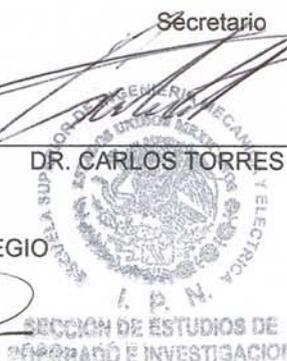
Secretario

DR. ALEJANDRO TONATIÚ VELÁZQUEZ SÁNCHEZ

DR. CARLOS TORRES TORRES

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO

DR. JAIME ROBLES GARCIA



*Handwritten signature*



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL  
COORDINACIÓN GENERAL DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

**CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS**

En la Ciudad de México, Distrito Federal, el día 13 del mes de Junio del año **2011**, el que suscribe, **Ing. DANIEL GÓMEZ MEDINA**, alumno del Programa de **Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica opción Diseño Mecánico** con número de registro **B091753**, adscrito a la sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Unidad Zacatenco, manifiesta que es el autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del **Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández y Dr. Luis Héctor Hernández Gómez** y cede los derechos del trabajo titulado: **“OPTIMIZACIÓN DE DISPOSITIVO DE SUJECIÓN PARA ENSAYOS BIOMECÁNICOS EN VÉRTEBRAS”** al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contexto textual, gráficas o datos del trabajo sin permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección **frost1364@hotmail.com**. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

**Ing. Daniel Gómez Medina**

Nombre y Firma



# RESUMEN

---

En el presente trabajo se hace la propuesta de un sistema de sujeción para pruebas biomecánicas en vértebras; que permite la realización de ensayos biomecánicos que involucren pruebas de compresión, flexión, torsión, o cualquier combinación de las anteriores.

Para lo anterior se realizó una investigación bibliográfica referida a estudios biomecánicos sobre columna vertebral, sus requerimientos y principalmente los métodos o sistemas de sujeción empleados para dichos fines, encontrando que la gran mayoría de los estudios se realizan en el extranjero y que cada investigador utilizó los recursos a su alcance y adecuaciones propias para la obtención de datos y resultados específicos requeridos en su estudio. Esta investigación arrojó que las herramientas más comunes son las maquinas para pruebas de materiales; siendo la más popular la MTS 858 y el método de fijación de especímenes, se baso principalmente en resinas epóxicas, yesos, tornillos y alambrados.

Se recolectaron datos anatómicos, funcionales y biomecánicos de columna vertebral, para determinar los parámetros esenciales, tales como dimensiones, movimientos y cargas que permitieran la correcta adecuación de un sistema de sujeción con el cual se pueda aplicar las distintas cargas requeridas en un ensayo biomecánico.

Con lo anterior se conformó un sistema simplificado y eficaz, modelado con un sistema CAD para ser estudiado con un software CAE, el cual se empleó para determinar la integridad estructural del sistema de sujeción y además de que con dicho sistema sea posible la correcta aplicación de carga, ya sea de compresión, flexión, torsión o cualquier combinación de las anteriores mediante un estudio empleando un espécimen cilíndrico, el cual en ingeniería es posible determinar los esfuerzos generados por los distintos tipos de carga ya mencionados.

Aunado a esto, gracias a este trabajo de investigación fue posible el modelado de un espécimen cervical humano apegado fielmente a la geometría real, obtenido mediante tomografías computarizadas, el cual sirve de referencia para la generación y perfeccionamiento de modelos CAD/CAE para ser empleados en futuras investigaciones y tener resultados más apegados a la realidad, más confiables y veraces; lo cual traerá como beneficio un conocimiento preciso y eficaz del comportamiento del sistema biomecánico de estudio, y en su momento su interacción con algún método de rehabilitación llámese prótesis o injerto.

Finalmente se encontró un buen comportamiento mecánico del sistema de sujeción propuesto al aplicarlo a una geometría fiel a la anatomía de un espécimen humano.



# ABSTRACT

---

In this work it is proposed a clamping device for biomechanical testing in vertebrae to realize biomechanical testing applying loads of compression, flexion, torsion or any combination of them.

It was realized an investigation referred to biomechanical studies about the spine, their requirements, methods or clamping devices applied, finding that most of the studies are realized out of the country and that each researcher used the resources at their disposal and their own adaptations for obtaining required data and specific results in their study. This research showed that the most common tools are the materials testing machines, the most popular being the MTS 858 and the method of fixation of specimens was based mainly on epoxy resins, plaster, screws and wires.

Anatomical, functional and biomechanical data of the spine were collected to determine the essential parameters such as dimensions, motions and loads to ensure the proper performance of a clamping system with which applies the loads required in a biomechanical test.

With the above an effective and simplified clamping system was modeled with a CAD system to be studied using CAE software, which was used to determine the integrity structural of it, as well as, that the system applies correctly the loads either compression, bending, torsion, or any combination of them by a study using a cylindrical specimen, which in engineering is possible to determine the stresses generated by different kind of loads already mentioned.

In addition, with this research was possible to model a human cervical specimen very similar to the real geometry, obtained by CT, which serves as reference for the generation and refinement of models CAD / CAE for use in future research and get results more attached to the reality, more reliable and accurate, which will bring as a benefit a precise knowledge of the system behavior in a biomechanical study, and eventually its interaction with a method, such as rehabilitation or prosthetic graft.

Finally it was found a good behavior of the clamping device proposed, applied to the anatomy of a human specimen.



# JUSTIFICACIÓN

---

La situación actual en el país en el desarrollo de pruebas biomecánicas y la búsqueda por el desarrollo y evaluación de las prótesis, deben considerar aquellos dispositivos que respaldan los resultados que se reportan a nivel institución médica o académica. El reporte de los resultados de las pruebas biomecánicas en diversas ocasiones carecen de un sistema de control que coadyuve en la generación de resultados de orden específico. Desde este punto de vista, el sector salud ha mostrado un interés por el desarrollo interdisciplinario con la ingeniería para caracterizar casos de estudio de interés para evaluar el desempeño de las prótesis de pacientes de manera inmediata. En ese sentido el presente trabajo propone el análisis, discusión y en su momento optimización de los sistemas de sujeción para ensayos biomecánicos más característicos. Dicha optimización tendrá respaldo con las simulaciones numéricas y virtuales en aras de interpretar los resultados obtenidos y contribuir en una mejora en el desarrollo de los sistemas de sujeción para ensayos biomecánicos.

# OBJETIVOS

---

## Objetivo general

Adecuar un sistema de sujeción a la geometría específica de especímenes de columna vertebral, para garantizar la correcta transferencia de las cargas y movimientos característicos de un ensayo biomecánico.

## Objetivos particulares

- Realizar una investigación bibliográfica sobre trabajos realizados acerca de pruebas biomecánicas en columna vertebral y sus dispositivos de sujeción.
- Determinar los parámetros geométricos para la gama más general o estándar de los huesos humanos o animales.
- Conformar un dispositivo que permita una apropiada sujeción y transferencia de las cargas requeridas en un ensayo biomecánico.
- Evaluar el desempeño mecánico del dispositivo de sujeción ante la acción de cargas axiales, torsionales y de flexión aunados a los movimientos y delimitaciones naturales de la región cervical.
- El reemplazo del material de fijación de los especímenes sea eficiente.



# Índice General

## Optimización de dispositivo de sujeción para ensayos biomecánicos en vértebras

Resumen	i
Abstract	ii
Justificación	iii
Objetivo general	iii
Objetivo particular	iii
Índice General	iv
Índice de Figuras	vi
Índice de Tablas	x
<b>CAPITULO 1: Estado del Arte</b>	
1.1. Introducción	2
1.2. Evolución de los dispositivos de sujeción en pruebas biomecánicas de columna vertebral: Estado del arte	2
1.3 Planteamiento del problema	15
1.4. Sumario	15
1.5. Referencias	16
<b>CAPITULO 2: Marco Teórico</b>	
18	
2.1. Introducción	20
2.2. Características de la columna vertebral	20
2.2.1. El segmento móvil (unidad funcional de la columna)	21
2.2.2. Las curvas de la columna vertebral en conjunto	21
2.3 Anatomía General	22
2.3.1 Constitución de la vértebra tipo	22
2.3.2. Estructura del cuerpo vertebral	23
2.4. Estructura del disco intervertebral	25
2.5. Variaciones del disco según el nivel	26
2.6. Anatomía particular	27
2.6.1. Constitución esquemática de las tres primeras vértebras cervicales	28
2.6.2. La vertebra dorsal tipo y la duodécima dorsal	29
2.6.3. Constitución de las vértebras lumbares	31
2.7. Cinemática de la columna vertebral	32
2.7.1. Amplitudes globales de la flexoextensión	33
2.7.2. Amplitudes globales de la flexión lateral	35
2.7.3. Amplitudes globales de la rotación	35
2.7.4. Rotación automática de la columna durante la flexión lateral	37
2.8. Movilidad segmentaria	38
2.8.1. Flexoextensión y flexión lateral de la columna dorsal	39
2.8.2. Rotación axial de la columna dorsal	40
2.8.3. La columna lumbar	40



---

## ÍNDICE

---

2.8.4. Flexión de la columna lumbar	43
2.8.5. Rotación de la columna lumbar	46
2.9. Biomecánica de la columna	47
2.9.1. Resistencia debida a las curvas raquídeas	47
2.9.2. Divisiones funcionales de la columna	49
2.9.3. Elementos de unión intervertebral	50
2.9.4. Estado de precompresión del disco y la autoestabilidad de la articulación discovegetebral	51
2.9.5. Fuerzas de compresión sobre el disco	51
2.9.6. Comportamiento del disco intervertebral en los movimientos elementales	52
2.10. Sumario	54
2.11. Referencias	55
<b>CAPÍTULO 3: Ensayo Numérico</b>	
3.1. Introducción	57
3.2. Consideraciones generales	57
3.3. Modelo	59
3.4. Análisis Numérico (Espécimen cilíndrico)	61
3.4.1. Análisis numérico (Caso 1)	67
3.4.2. Análisis numérico (Caso 2)	73
3.5. Modelado de la región cervical humana	75
3.6. Análisis Numérico (espécimen humano), (Caso 3)	79
3.7. Sumario	87
3.8. Referencias	88
<b>CAPÍTULO 4: Evaluación de resultados</b>	
4.1. Introducción	92
<b>Conclusiones</b>	95
<b>Trabajos futuros</b>	96
<b>Anexos</b>	



# Índice de Figuras

<b>CAPITULO 1</b>	
Figura 1.1 Dispositivo de pruebas utilizado por Panjabi	3
Figura 1.2 Dispositivo de pruebas utilizado por D. Kunz	3
Figura 1.3 Máquina de pruebas descrita por Wilke	4
Figura 1.4 Dispositivo de Kirkpatrick	5
Figura 1.5 Dispositivo de Oxland	5
Figura 1.6 Configuración para la prueba mecánica de Lu	6
Figura 1.7 Arreglo de carga Sengupta, a y b son los dos goniómetros	6
Figura 1.8 Dispositivo utilizado por McAfee	7
Figura 1.9 Mecanismo de prueba en columna vertebral utilizado por Molz	8
Figura 1.10 a) Esquema de la configuración experimental. b) Foto del espécimen	8
Figura 1.11 Sistema de carga para: a) Carga de compresión, b) Carga flexión-extensión	9
Figura 1.12 a) Configuración para compresión o torsión. b) Configuración para flexión	9
Figura 1.13 a) Sistema sin restricciones, b) Sistema parcialmente restringido	10
Figura 1.14 Diagrama esquemático del aparato de impacto	10
Figura 1.15 Esquema de la máquina de pruebas empleada por Wang	11
Figura 1.16 a) Esquema representativo del sistema de Tai, b) Sistema real	11
Figura 1.17 Aparato de prueba en cantiliver	12
Figura 1.18 Configuración de prueba de Busscher	13
Figura 1.19 a) Especimen configurado para la prueba de torsión. b) Configuración para la prueba de flexión	13
Figura 1.20 Especimen con el reemplazo del disco, a) Polea para aplicar la carga , b) Transductor de presión y c) Disco de reemplazo en L3-L4	13
Figura 1.21 Aparato utilizado por Luo	14
Figura 1.22 Copas de fijación utilizadas por Beltrán	14
<b>CAPITULO 2</b>	
Figura 2.1 Segmento de movimiento, 1: Ligamento longitudinal posterior; 2: Ligamento longitudinal anterior; 3: Cuerpo vertebral; 4: Platillo articular cartilaginoso; 5: Disco intervertebral; 6: Foramen o agujero de conjunción con raíz nerviosa; 7: Ligamento amarillo; 8: Apófisis espinosa; 9: Articulación intervertebral y carillas articulares; 10: Ligamento superespinoso; 11: Ligamento interespinoso; 12: Apófisis transversas; canal vertebral (con médula espinal)	21
Figura 2.2 Vistas de la columna vertebral	22
Figura 2.3 Constitución de la vértebra tipo	22
Figura 2.4 Columnas de la columna vertebral	23
Figura 2.5 (a) Estructura del cuerpo vertebral, (b) Reborde del cuerpo vertebral	24
Figura 2.6 (a) Corte sagital, (b) Abanico originado en la meseta superior, (c) Abanico originado en la meseta inferior	24
Figura 2.7 Trabéculas verticales	24
Figura 2.8 (a) Fractura cuneiforme, (b) Fractura por aplastamiento	25
Figura 2.9 Estructura del disco intervertebral	25
Figura 2.10 Acomodo de las fibras del anillo del cuerpo intervertebral	26



## ÍNDICE

Figura 2.11 Variaciones del disco según el nivel	26
Figura 2.12 (a) Localización del nucleó en la región cervical, (b) Localización del nucleó en la región dorsal, (c) Localización del nucleó en la región lumbar	27
Figura 2.13 Región cervical	27
Figura 2.14 Atlas	28
Figura 2.15 Axis	29
Figura 2.16 Tercera cervical C3	29
Figura 2.17 (a) Vértebra dorsal tipo, (b) Vista de una vértebra dorsal desarmada	30
Figura 2.18 Vértebra duodécima dorsal	31
Figura 2.19 Vértebra lumbar tipo y vista desarmada de una vértebra lumbar	32
Figura 2.20 Movimientos de flexoextensión global	34
Figura 2.21 Movimientos globales de la flexión lateral	35
Figura 2.22 Movimiento de rotación axial en la columna lumbar	36
Figura 2.23 Movimiento de rotación axial en la columna dorsal	36
Figura 2.24 Movimiento de rotación axial en la columna cervical	36
Figura 2.25 Rotación axial entre la pelvis y el cráneo	36
Figura 2.26 (a) Flexión lateral, (b) Vista superior flexión lateral	37
Figura 2.27 Efecto de compresión de los discos	37
Figura 2.28 Examen clínico de rotación	38
Figura 2.29 (a) Ángulo rotacional de la lordosis cervical. (H) determina el grado de curvatura desde C2 hasta C7. El ángulo lordótico es de aprox. 20°. (APA): Ángulo de los pilares articulares de la vértebra C1; (b) Lordosis cervical a nivel individual. A) La lordosis cervical (CC) muestra una curvatura general (ARA); B) Dos vértebras, C5 y C6, que se muestran un ángulo rotacional relativo (ARR)	38
Figura 2.30 Movimiento de extensión entre dos vértebras dorsales	39
Figura 2.31 Movimiento de flexión entre dos vértebras dorsales	39
Figura 2.32 Movimiento de inclinación de dos vértebras dorsales	40
Figura 2.33 Rotación elemental de una vértebra sobre otra en la columna dorsal	40
Fig. 2.34 (a) El raquis lumbar consiste normalmente en cinco unidades funcionales	41
Figura 2.35 (a) Columna lumbar; (b) Vista de perfil de la columna vertebral	42
Figura 2.36 Ángulo de Cobb. El ángulo de Cobb se determina con la intersección de la perpendicular a la línea de la base de T12 y la perpendicular a la línea de la cara superior del sacro (S)	42
Figura 2.37. (a) Modelo elíptico de la curvatura lumbar. Ángulos de rotación relativa (ARR) con líneas desde la superficie posterior vertebral. Los ARR L5-S1 y ARR L4-L5 indican el grado de curvatura a estos dos niveles, que es mayor que en otros. (AF) ángulo de Ferguson; (CG) centro de gravedad; (S) sacro; (C) cadera (cabeza del fémur); (b) Ángulo de rotación relativa en todos los niveles. Cada ángulo de rotación relativa (ARR) se representa en cada nivel vertebral de la columna lumbosacra, S, sacro	43
Figura 2.38 Movimiento de flexión de la columna lumbar	43
Figura 2.39 Movimiento de extensión de la columna lumbar	44
Figura 2.40 (a) Movimiento de flexión lateral de la columna lumbar; (b) Vista superior del movimiento de flexión lateral de la columna lumbar	44
Figura 2.41 Amplitudes de flexoextensión de la columna lumbar	44
Figura 2.42 Amplitud de flexo-extensión en cada nivel de la columna lumbar	45
Figura 2.43 Amplitud de la flexión lateral de la columna lumbar	45
Figura 2.44 Amplitudes de la inclinación según la edad	46
Figura 2.45 (a) Carillas articulares superiores; (b) Movimiento de las apófisis	46
Figura 2.46 (a) Rotación de la columna dorsolumbar durante la marcha; (b) Amplitud en	47



## ÍNDICE

sedestación y bipedestación	
Figura 2.47 Resistencia de una columna con curvas	48
Figura 2.48 Curvas raquídeas mediante el índice de Delmas	48
Figura 2.49 Vista lateral de la columna	49
Figura 2.50 Relación funcional entre el pilar anterior y el pilar posterior	49
Figura 2.51 (a) Vista con un corte horizontal de los elementos de unión vertebral; (b) Vista de los elementos de unión vertebral en un corte lateral	50
Figura 2.52 El núcleo actúa como distribuidor de presión	51
Figura 2.53 Fuerzas de compresión sobre el disco	52
Figura 2.54 Disminución de la altura del disco según el disco esté sano o lesionado	52
Figura 2.55 Fuerza de compresión axial	52
Figura 2.56 Compresiones asimétricas durante los movimientos de extensión	53
Figura 2.57 Compresiones asimétricas durante los movimientos de flexión	53
Figura 2.58 Compresiones asimétricas durante los movimientos de flexión lateral	53
Figura 2.59 Compresiones durante los movimientos rotación axial	54
Figura 2.60 Compresiones aplicando fuerzas estáticas	54
<b>CAPITULO 3</b>	
Figura 3.1 Parámetros anatómicos medidos del espécimen porcino	58
Figura 3.2 Cavidad propuesta para el albergue de especímenes	59
Figura 3.3 Geometría propuesta para el movimiento de los especímenes (360 grados)	60
Figura 3.4 Dispositivo de sujeción propuesto	61
Figura 3.5 Modelo CAD en la interfaz de ANSYS WORKBENCH 12	61
Figura 3.6 Regiones y tipo de unión REVOLUTE	62
Figura 3.7 Regiones y tipo de unión GENERAL	62
Figura 3.8 Regiones y tipo de unión GENERAL	63
Figura 3.9 Malla preliminar	63
Figura 3.10 Cargas aplicadas	64
Figura 3.11 Especímen cilíndrico	64
Figura 3.12 Distribución del esfuerzo en todo el sistema	67
Figura 3.13 Área más castigada del sistema (Caso 1)	68
Figura 3.14 Malla final	68
Figura 3.15 Distribución del esfuerzo, con la malla refinada y un momento de 15 Nm (Caso 1)	68
Figura 3.16 Distribución del esfuerzo en la mordaza (Caso 1)	69
Figura 3.17 Distribución del esfuerzo en compresión (Caso 1)	69
Figura 3.18 Distribución de esfuerzos en el soporte (Caso 1)	70
Figura 3.19 Distribución de esfuerzos con carga de torsión (Caso 1)	70
Figura 3.20 Distribución del esfuerzo en el elemento de unión (Caso 1)	71
Figura 3.21 Distribución del esfuerzo aplicando momentos, compresión y torsión (Caso 1)	71
Figura 3.22 $\sigma_1$ generado por las cargas combinadas (Caso 1)	72
Figura 2.23 $\sigma_2$ generado por las cargas combinadas (Caso 1)	72
Figura 3.24 Distribución del esfuerzo en el soporte (Caso 1)	72
Figura 3.25 Distribución de esfuerzo en la mordaza aplicando un momento de 15 Nm (Caso 2)	73
Figura 3.26 Distribución del esfuerzo generado por la carga de compresión (Caso 2)	73
Figura 3.27 Distribución del esfuerzo con la carga de torsión (Caso 2)	74
Figura 3.28 Distribución del esfuerzo con cargas combinadas en todo el sistema (Caso 2)	74
Figura 3.29 Distribución del esfuerzo en el soporte generado por las cargas combinadas (Caso 2)	74



## ÍNDICE

Figura 3.30 Ambiente de trabajo del programa ScanIP	76
Figura 3.31 Atlas o primera vértebra cervical (C1)	76
Figura 3.32 Axis o segunda vértebra cervical (C2)	77
Figura 3.33 Tercera vértebra cervical (C3)	77
Figura 3.34 Cuarta vértebra cervical (C4)	77
Figura 3.35 Quinta vértebra cervical (C5)	78
Figura 3.36 Sexta vértebra cervical (C6)	78
Figura 3.37 Séptima vértebra cervical (C7)	78
Figura 3.38 Modelo en formato IGS de la región cervical (C1-C7)	79
Figura 3.39 Modelo del yeso piedra	79
Figura 3.40 Espécimen posicionado en el yesopiedra	79
Figura 3.41 Modelo en el ambiente de ANSYS	80
Figura 3.42 Distribución del esfuerzo aplicando 300 N (Caso 3)	80
Figura 3.43 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical para 300 N (Caso 3)	81
Figura 3.44 Distribución de los esfuerzos en un soporte inferior para 300 N (Caso 3)	81
Figura 3.45 Distribución del esfuerzo para 11318 N en compresión (Caso 3)	81
Figura 3.46 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical para 11318 N en compresión (Caso 3)	82
Figura 3.47 Distribución de los esfuerzos en un soporte inferior para 11318 N en compresión (Caso 3)	82
Figura 3.48 Distribucion del esfuerzo en todo el sistema aplicando una carga de flexion de 10 Nm (Caso 3)	82
Figura 3.49 Distribucion del esfuerzo en el espécimen cervical aplicando una carga de flexion de 10 Nm (Caso 3)	83
Figura 3.50 Distribución de los esfuerzos en la mordaza superior para 10 Nm en flexión (Caso 3)	83
Figura 3.51 Distribucion del esfuerzo en el espécimen cervical aplicando una carga de flexion de 15 Nm (Caso 3)	83
Figura 3.52 Distribución de los esfuerzos en la mordaza superior para 15 Nm en flexión (Caso 3)	84
Figura 3.53 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical aplicando 10 Nm en torsión (Caso 3)	84
Figura 3.54 Distribución de los esfuerzos en la interface del actuador y el dispositivo de sujeción 10 Nm en torsión (Caso 3)	84
Figura 3.55 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical aplicando 15 Nm en torsión (Caso 3)	85
Figura 3.56 Distribución de los esfuerzos en la interface del actuador y el dispositivo de sujeción 15 Nm en torsión (Caso 3)	85
Figura 3.57 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical aplicando los tres tipos de carga (5000N y 10 Nm) (Caso 3)	85
Figura 3.58 Distribución de los esfuerzos en el soporte aplicando los tres tipos de carga (5000N y 10 Nm) (Caso 3)	86
Figura 3.59 Distribución de los esfuerzos en el soporte aplicando los tres tipos de carga (cargas máximas) (Caso 3)	86
Figura 3.60 Distribución de los esfuerzos en el soporte aplicando los tres tipos de carga (cargas máximas) (Caso 3)	86
<b>CAPITULO 4</b>	
Figura 4.1 Comportamiento del soporte del sistema de sujeción para los casos cuatro sometidos a la carga de máxima de compresión	94

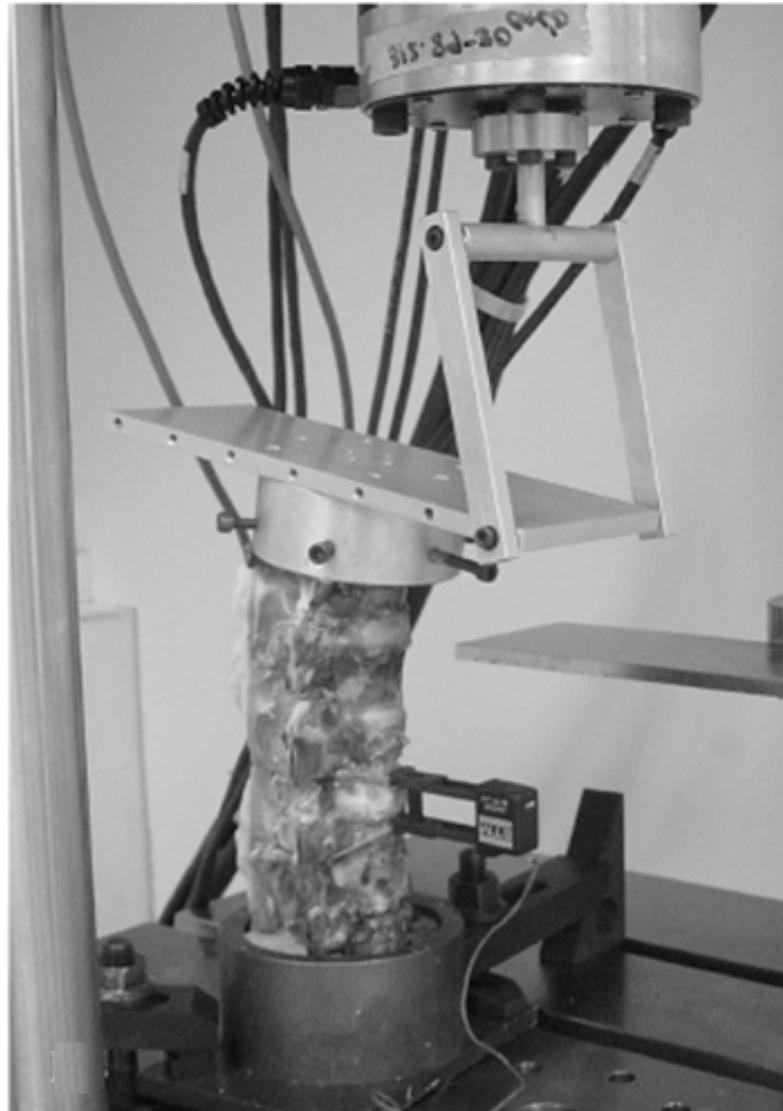


# Índice de Tablas

<b>CAPITULO 2</b>	
Tabla 2.1 Amplitudes segmentarias	34
Tabla 2.2 Inflexión lateral	35
<b>CAPITULO 3</b>	
Tabla 3.1 Parámetros para vértebras porcinas L3-L4 y abreviaciones usadas	58
Tabla 3.2 Dimensiones para el cuerpo vertebral en mm. Media (error estándar de la medida)	58
Tabla 3.3 Dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis en mm. Media (error estándar de la medida)	59
Tabla 3.4 Cargas máximas aplicadas por diversos investigadores	60
Tabla 3.5 Propiedades de los materiales	63
Tabla 3.6 Propiedades geométricas	65
Tabla 3.7 Esfuerzos presentados en el espécimen cilíndrico (cálculo analítico)	67
Tabla 3.8 Resultados para el espécimen cilíndrico	75
Tabla 3.9 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 4 sometido a compresión	87
<b>CAPITULO 4</b>	
Tabla 4.1 Esfuerzos obtenidos sobre el espécimen cilíndrico (cálculo analítico vs ensayo numérico)	92
Tabla 4.2 Resultados obtenidos en los casos 1 y 2	92
Tabla 4.3 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a compresión	93
Tabla 4.4 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a flexión	93
Tabla 4.5 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a torsión	93
Tabla 4.6 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a cargas combinadas	93
Tabla 4.7 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 4 sometido a compresión	94



# CAPITULO 1: ESTADO DEL ARTE





# CAPÍTULO 1: Estado del Arte

---

## 1.1. Introducción

Uno de los campos de importancia actual se refiere al estudio y evaluación de las prótesis, implantes y cirugías de la columna vertebral. Al respecto, se sabe que el principal soporte del cuerpo humano, la columna, depende de la integridad estructural de las vertebrae que la conforman. Por ello, la ingeniería actual respalda dichas prótesis mediante la experimentación evolutiva de materiales, prótesis, técnicas y soluciones con amarres, alambrado, cinturones, placas, distractores, por mencionar algunos, haciendo uso de dispositivos de sujeción, comúnmente denominados; mordazas.

Es por esto que el objetivo del primer capítulo se enfoca en conocer de manera evolutiva los parámetros geométricos y de operación, de los diseños actuales con la finalidad de establecer las bases del diseño de un dispositivo universal integrador.

Actualmente, la mayoría de los nuevos dispositivos están siendo probados biomecánicamente antes de ser empleados clínicamente. Sin embargo, los procedimientos de prueba biomecánicos varían dependiendo del caso por investigar y los requerimientos de carga (compresión, flexión y torsión), a los que se somete la columna vertebral. Debido a la imposibilidad para evaluar la mayor parte de estos en forma particular por cada investigador, no se cuenta con una base comparativa sobre el comportamiento y resultados de estos dispositivos previamente a ser empleados con el espécimen de prueba. Esto conlleva a plantear la necesidad por conocer el principio de funcionamiento de cada prueba biomecánica y asociarse a la exigencia para el funcionamiento y desempeño del dispositivo de prueba a emplear. A continuación se describen por tanto, las principales contribuciones de líderes en investigación y se particulariza en los dispositivos que han sido empleados para cada caso.

## 1.2. Evolución de los dispositivos de sujeción en pruebas biomecánicas de columna vertebral: Estado del arte

En 1988, Panjabi [1.1] lleva a cabo un estudio para determinar las capacidades de estabilización para ocho diferentes dispositivos de fijación de columna vertebral, posicionados en la región toracolumbar (T9-L3). Para esto, las vértebras de los extremos se fijaron con tornillos para madera y cables de acero, a copas con resina de poliéster. Estos especímenes se montaron a un dispositivo de prueba con el cual se pueden aplicar momentos de flexión-extensión, flexión lateral derecha, flexión lateral izquierda, torsión hacia la derecha y torsión hacia la izquierda. Cada uno de los momentos se generó aplicando fuerzas iguales y opuestas al perímetro de un disco circular del arreglo de carga (Fig. 1.1). Estas fuerzas se aplicaron con actuadores neumáticos y con la ayuda de cables flexibles. Aunado a esto se aplicó una precarga de compresión de 150 N a través de dos cables.

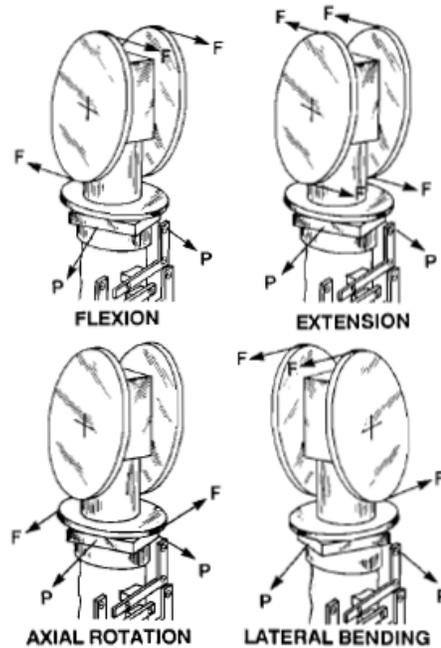


Figura 1.1 Dispositivo de pruebas utilizado por Panjabi [1.1].

En 1993, Kunz [1.2] desarrolla un aparato de agarre que consiste en placas de aluminio planas que funcionan como plantillas de encapsulamiento en donde las vértebras se empotran con poliéster. Estas se fijan a ejes que se conectan a través de celdas de torsión a un conjunto de servomotores, lo que permite que las placas sean manejadas en rotación alrededor del eje de montaje. La placa superior se monta al actuador de una máquina de pruebas axiales y torsionales MTS 858. En la parte inferior se monta a una celda de carga del sistema axial y de torque de la máquina. Con este aparato se pueden realizar pruebas de compresión, flexión y de torsión, de manera aislada o combinadas (Fig. 1. 2).

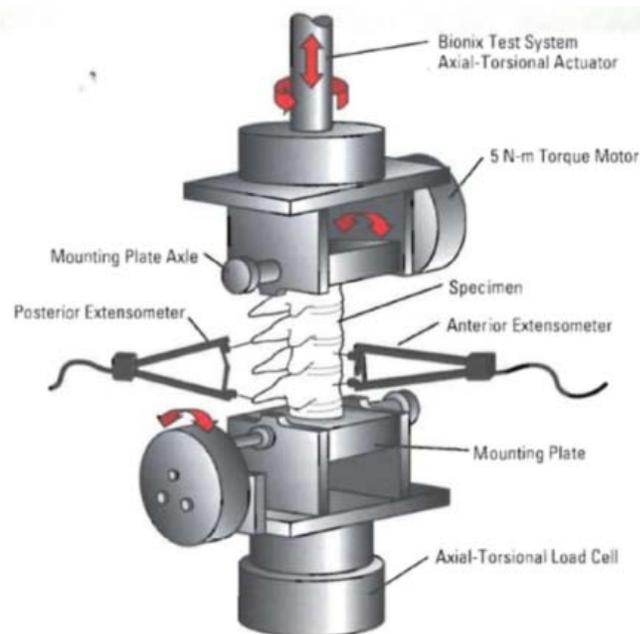
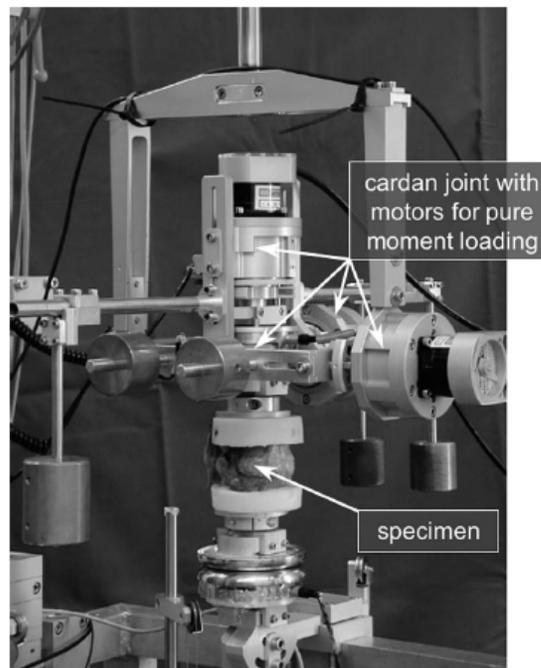


Figura 1.2 Dispositivo de pruebas utilizado por D. Kunz [1.2].

En 1994, Wilke [1.3] describe un aparato para determinar las características cuasiestáticas, en tercera dimensión y del comportamiento de carga-desplazamiento en columna vertebral incluyendo las fuerzas de los músculos. El marco de carga puede ser adaptado para especímenes mono y polisegmentales, desde la región cervical o lumbar, así como columnas completas. La fijación de las vertebrae se hace por medio de una unión del tipo cardan. Todos los movimientos máximos son posibles al mismo tiempo, mientras que los desplazamientos son generados por motores a pasos y un sistema neumático, que son los responsables de que se puedan aplicar cargas de flexión-extensión, flexión lateral derecha e izquierda, rotación axial derecha e izquierda y compresión. Las fuerzas musculares son inducidas por cables que son fijados a puntos de inserción. Cada cable representa un grupo de músculos que se controlan por medio de un sistema neumático (Fig. 1.3).



**Figura 1.3** Máquina de pruebas descrita por Wilke [1.3].

En 1999 Kirkpatrick [1.4] determinó el comportamiento biomecánico de la región cervical (C2-T1) después de una corporectomía y reconstrucción a multinivel con un injerto y placas anteriores y posteriores. Los especímenes se empotraron en T1 usando polimetilmetacrilato (PMMA). Para la sujeción de C2 una barra roscada se posicionó a través de ella en una dirección anteroposterior empleando PMMA, que al mismo tiempo impide el contacto con los discos de C2 y C3. Los especímenes instrumentados se fijaron rígidamente a una plataforma unida a una máquina de pruebas MTS 858 a través de un par de cables flexibles movidos por el actuador de la máquina de pruebas y dirigidos por poleas que se unieron a la barra sobre C2, permitiendo la aplicación de un momento de extensión (Fig. 1.4).

En 2000 Oxland [1.5] hace pruebas de flexibilidad multidireccional por medio de un dispositivo con actuadores neumáticos que generan momentos enfocados sobre las vertebrae, por medio de fuerzas iguales y opuestas a través cables y poleas, generando un torque (Fig. 1.5). La posición de las poleas se puede cambiar para producir momentos de flexión-extensión (A), momentos de rotación axial (B), momentos de flexión lateral (C).

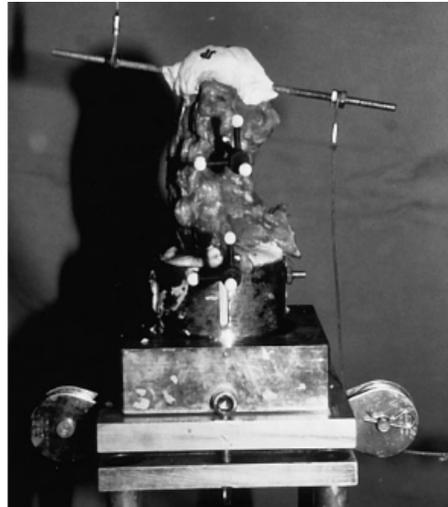


Figura 1.4 Dispositivo de Kirkpatrick [1.4].

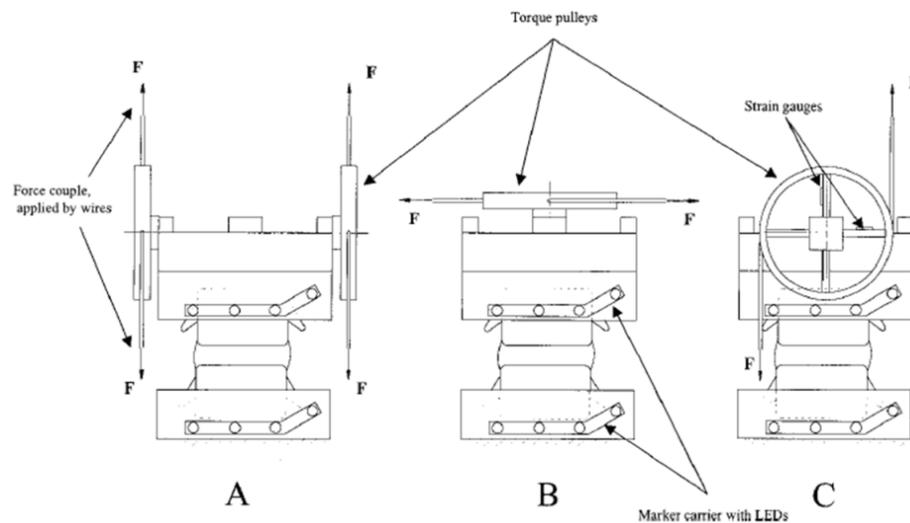


Figura 1.5 Dispositivo de Oxland [1.5].

En ese mismo año Lysack [1.6] describe un aparato que permite la aplicación de un momento continuo puro como carga, a segmentos múltiples de especímenes espinales porcinos. Este aparato de carga permite un ciclo continuo entre la flexión y la extensión de la columna, utilizando una celda de carga con seis grados de libertad.

Por otro lado, Gillespie [1.7] describe las plataformas de Stewart que consisten en una placa superior y una inferior conectadas a seis actuadores lineales. La posición y la orientación de la placa superior con respecto a la placa inferior se rigen por la longitud de los seis actuadores lineales. Los seis movimientos de los grados de libertad de la placa superior son regulados por el control de la longitud de cada actuador. Los segmentos de la columna se posicionan entre las placas superior e inferior. Con este arreglo es posible la aplicación de un momento sobre los segmentos espinales.

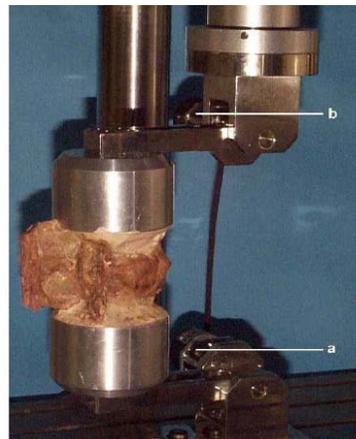
En 2001, Lu [1.8] determina la estabilidad mecánica de la columna vertebral fracturada después de la inyección de un nuevo cemento óseo bioactivo, bajo régimen de cargas

cuasiestáticas y cíclicas. En su estudio, Lu fija con resina epóxica de secado rápido los extremos superiores e inferiores de las vertebra dentro de unas cajas construidas con placas y hace uso del segmento de columna vertebral T10-L1 que monta en un arreglo especialmente diseñado que consiste en dos placas rectangulares, las cuales se pueden controlar por medio de servomotores hidráulicos, que permiten la aplicación de momentos de flexión y extensión. Este arreglo fue fijado en una máquina de pruebas para materiales MTS 858 (Fig. 1.6).



**Figura 1.6** Configuración para la prueba mecánica de Lu [1.8].

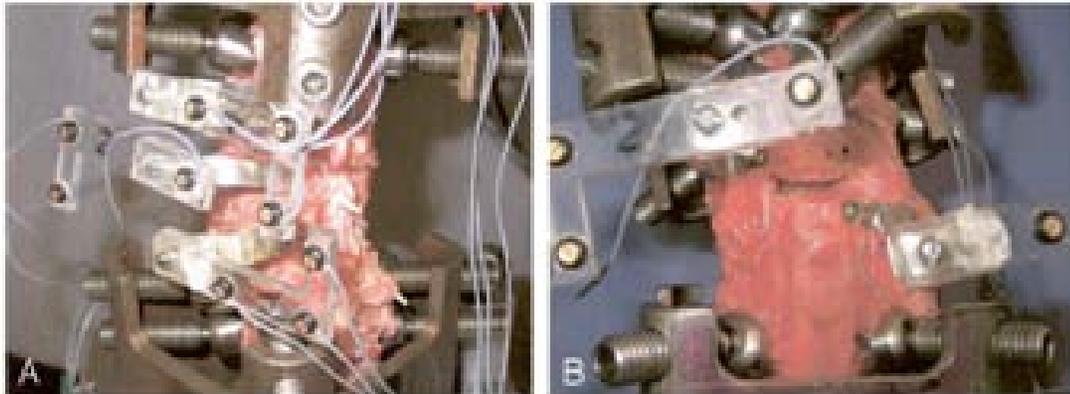
En 2002 Sengupta [1.9] evalúa por medio de un estudio biomecánico en columna vertebral la estabilidad de un diseño de fijación rectangular de titanio. En la cual prueba la flexibilidad en una máquina de pruebas para materiales Dartec Ltd., Stourbridge, equipada con un arreglo de carga que fue diseñado para montar los especímenes excéntricamente en el marco de carga para una prueba de flexión-extensión. Los especímenes se fijaron con yeso a unas copas de aluminio con un brazo de palanca desde el eje de movimiento hasta el eje del espécimen (Fig. 1.7). Los especímenes se rotaron 90° en el arreglo de carga para una prueba de movimiento de flexión lateral. El dispositivo de carga cuenta con dos goniómetros digitales en la unión del marco de carga y del brazo de palanca que miden el desplazamiento angular de las unidades funcionales de la columna vertebral con la aplicación del momento flexionante. La prueba de torsión se realizó directamente por el actuador rotatorio de la máquina. Cabe mencionar que una carga a compresión de 200 N se aplicó en toda la prueba con el actuador lineal.



**Figura 1.7** Arreglo de carga Sengupta, a y b son los dos goniómetros [1.9].

Balabaud [1.10] también en el 2002 realiza un estudio biomecánico de la región torácica de la columna vertebral para evaluar y comparar la rigidez inicial de dos construcciones diferentes de fijación espinal. Con ayuda de una plantilla de carga con dos discos circulares fija la vértebra T3. Las vértebras T11 y T12 se fijaron en copas metálicas por medio de tornillos. Con este dispositivo fue posible aplicar cargas de torsión.

En 2003 McAfee [1.11] prueba biomecánicamente la región cervical de especímenes caprinos para evaluar el rol del ligamento longitudinal posterior en la artroplastia cervical, para el cual hace uso de un aparato con seis grados de libertad sin restricciones. En este aparato la columna cervical C3-C7 fue montada y las vertebras se sujetaron con unas mordazas hechas a base de tornillos colocados en una base metálica (Fig. 1.8). Estas mordazas se montaron a una máquina de pruebas para materiales MTS 858. Con este arreglo McAfee realizó pruebas de compresión axial, flexión-extensión, flexión lateral izquierda y derecha, rotación axial izquierda y derecha.



**Figura 1.8** Dispositivo utilizado por McAfee [1.11].

En 2003 Molz [1.12] investigó si los niveles adyacentes se vieron afectados de manera desproporcionada a otros niveles de columna lumbar humana, después de la instrumentación con tornillos. Para su investigación realizó diversas pruebas en un mecanismo. Los extremos de las vértebras T10, T12 y el sacro de los especímenes fueron fijados en copas con tornillos y PMMA, los cuales se montaron en el mecanismo. En la figura 1.9 las etiquetas de "A - I" designan a los siguientes componentes: "A" es el mecanismo de contrapeso que aísla la columna vertebral de la masa del material de fijación y la corona. "B" e "I" son los cuatro cilindros neumáticos utilizados para aplicar momentos de flexión, extensión, flexión lateral izquierda y flexión lateral derecha. El espécimen fue girado 90 °, en relación con el aparato y la corona, desde la posición mostrada para la flexión lateral. "C" y "E" son los dos cilindros neumáticos usados para aplicar rotación axial izquierda y derecha. "D" es la corona que consiste en dos discos verticales para la flexión-extensión y flexión lateral izquierda-derecha y un disco horizontal para la rotación axial de izquierda a derecha. "F" son los marcadores para los análisis del movimiento, unidos a la superficie anterior de la vértebra que se componen de tres esferas reflejantes no colineales. "G" es el goniómetro electromecánico, capaz de medir el movimiento relativo de la parte superior de la espina dorsal con respecto a la parte inferior alrededor de tres ejes. Este transductor se utilizó para el seguimiento y control del rango de movimiento global del espécimen durante la prueba. "H" es la celda de carga de reacción de seis ejes, capaz de medir tres fuerzas y los momentos correspondientes alrededor de los ejes x, y, z (es decir,  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$  y  $M_z$ ).

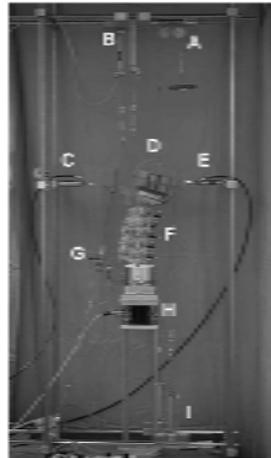


Figura 1.9 Mecanismo de prueba en columna vertebral utilizado por Molz [1.12].

En 2004 Stanley [1.13] llevó a cabo un estudio para determinar el comportamiento de la región toracolumbar bajo cargas de compresión y momentos de flexión-extensión. La vértebra T2 y el S1 se fijaron a copas por medio de tornillos. Se aplicó un momento mediante el control de flujo de agua en bolsas adjuntas a los brazos de carga y unidos a la copa superior. La carga de compresión se aplicó por medio de un cable a lo largo de un camino que siguió la curva de la columna vertebral. Los cables de precarga se colocan de forma bilateral a la copa de fijación del cuerpo vertebral T2 y pasan libremente a través de guías ajustables ancladas a cada cuerpo desde T4 hasta el sacro y se conectan a un gancho de carga debajo del espécimen (Fig. 1.10).

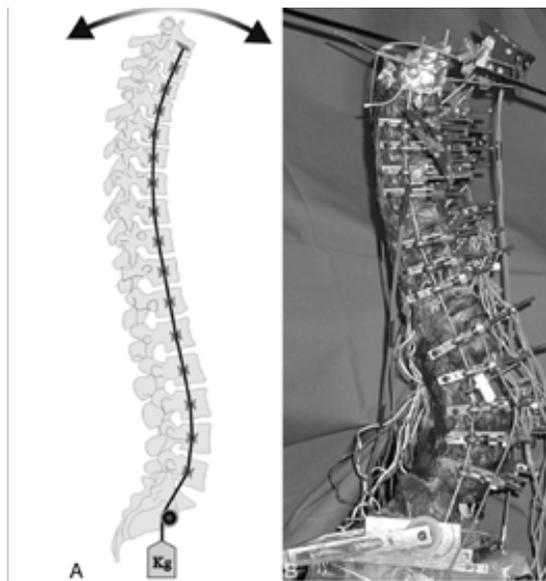


Figura 1.10 a) Esquema de la configuración experimental. b) Foto del espécimen [1.13].

También en el 2004, Szotek [14] muestra la utilidad de la columna vertebral de los animales como modelo para la columna vertebral humana en las investigaciones biomecánicas. En su estudio emplea las columnas de ovejas y cerdos debido a que tienen muchas similitudes con la columna vertebral humana. Los extremos libres de los cuerpos vertebrales (C2 y C7 en la parte cervical, T14 y L6 en la parte lumbar) se fijaron con resina de poliéster en copas, y se montaron a una maquina de pruebas para materiales uniaxial MTS 858, y se probaron de manera

no destructiva. Los tipos de carga incluyeron: compresión axial (Fig. 1.11a) y flexion-extensión (Fig. 11b). Para las pruebas de flexión-extensión utilizó un sistema carga modificado, el cual consiste en una barra que se posiciona horizontalmente en la parte superior y se fija por medio de tornillos a la copa del espécimen y al actuador de la máquina, en la parte inferior del marco de carga se fija el otro extremo del espécimen con una ménsula, en donde el espécimen se posiciona horizontalmente y se le permite en el plano horizontal un movimiento sin restricciones en la parte superior vertebral (Fig.1.11b).

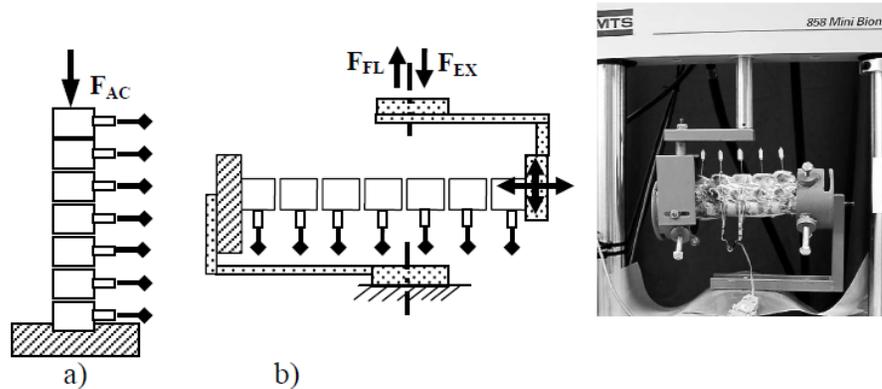


Figura 1.11 Sistema de carga para: a) Carga de compresión, b) Carga flexión-extensión [1.13].

Por otro lado, en este mismo año, Denis [1.15] realizó un estudio para identificar las condiciones de carga apropiadas que simulen los movimientos del segmento C2-T1. Los extremos se fijaron a copas metálicas con yeso y montados a un aparato de pruebas programable, con la cual se realizaron pruebas de compresión, flexión-extensión, flexión lateral y torsión. (Fig. 1.12). Para las pruebas de flexión los especímenes se colocaron excéntricamente al eje del actuador de la máquina (Fig. 1.12b)

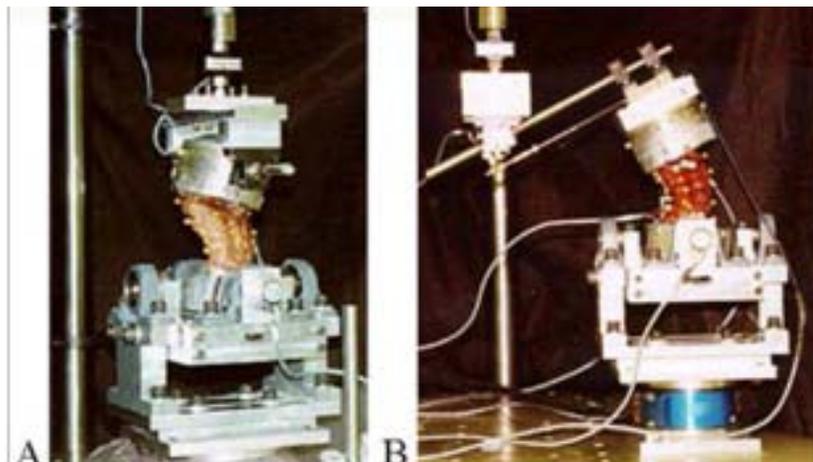


Figura 1.12 a) Configuración para compresión o torsión. b) Configuración para flexión [1.15].

En 2006 Charriere [1.16] desarrolló un estudio para comparar el comportamiento de las curvas de la unidad espinal funcional que comprende la zona lumbar y el sacro, por medio de un sistema sin restricciones y uno parcialmente restringido empleando un sistema de especímenes anatómicamente iguales. Los especímenes son sujetos por medio de bloques de PMMA, los cuales fueron montados en los sistemas descritos a continuación. En el primer sistema se utilizó

un mecanismo mostrado en la figura 1.13a en donde la etiqueta 1 corresponde a la configuración para flexión-extensión de L5 a S1. La etiqueta 2 se refiere a las poleas utilizadas para aplicar torque puro, la etiqueta 3 indica al bloque de PMMA que es libre de moverse en todas las direcciones y por último la etiqueta 4 señala a los sensores que registran los desplazamientos. El segundo sistema (parcialmente restringido) que se puede observar en la figura 1.13b se encuentra configurado para flexión-extensión de L5 a S1, la etiqueta 1 muestra el bloque de PMMA, la etiqueta 2 señala un sistema MTS el cual permite la aplicación de torque controlado, fuerza, desplazamiento o posición angular.

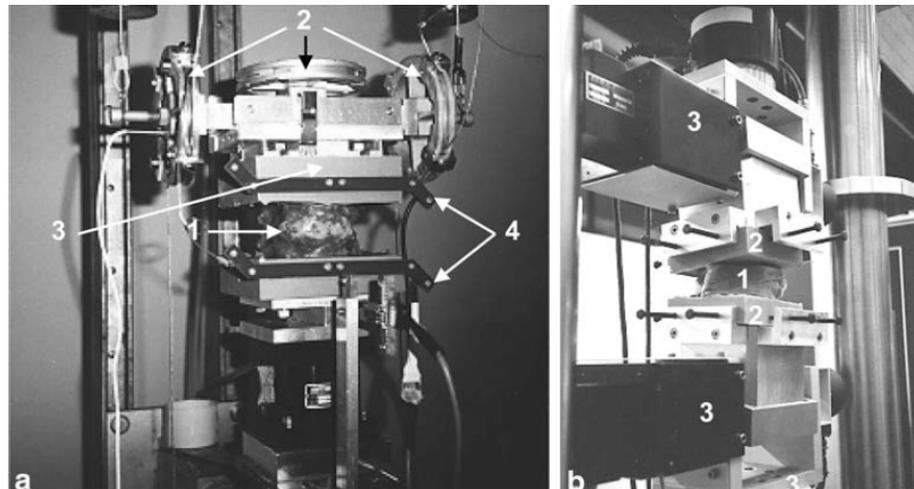


Figura 1.13 a) Sistema sin restricciones, b) Sistema parcialmente restringido [1.16].

En 2007 Wang [1.17] investigó la asociación entre cargas compartidas y la flexibilidad de las fracturas en la región toracolumbar mediante la medición de los datos de la flexibilidad en tres dimensiones. Para su investigación sujetó los extremos de los especímenes de prueba por medio de dos copas y utilizó dos aparatos para realizar las pruebas biomecánicas, en el primero (Fig. 1.14), aplicó cargas de impacto dejando caer una masa a lo largo de guías hasta golpear una placa de goma que se encuentra unida a un vástago, que a su vez se conecta con la copa en donde se encuentra fijo el extremo superior del espécimen.

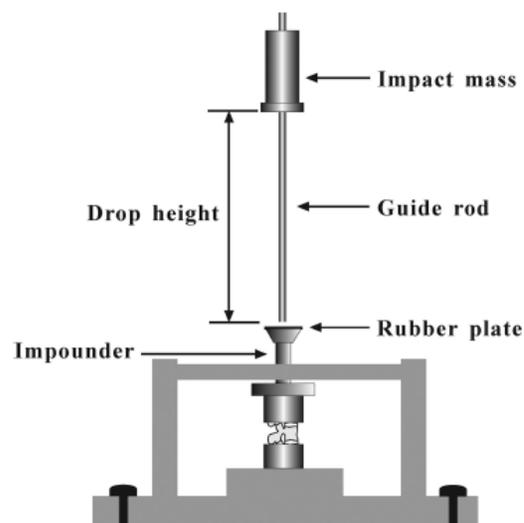


Figura 1.14 Diagrama esquemático del aparato de impacto [1.17].

Para la prueba de flexibilidad, fue diseñado un aparato especial haciendo uso de poleas y cables, de tal manera que los momentos se aplicaran al espécimen sin restricciones de movimiento (Fig. 1.15). La copa inferior que sujeta al espécimen, se fija al marco del aparato, mientras que el arreglo de carga se fija a la copa superior y se encuentra balanceada con un contrapeso. Las dos fuerzas aplicadas al arreglo de carga son paralelas, iguales en magnitud pero de sentido opuesto. El aparato aplicó seis momentos puros al espécimen sometiendo a flexión-extensión, flexión lateral derecha e izquierda, y rotación axial derecha e izquierda.

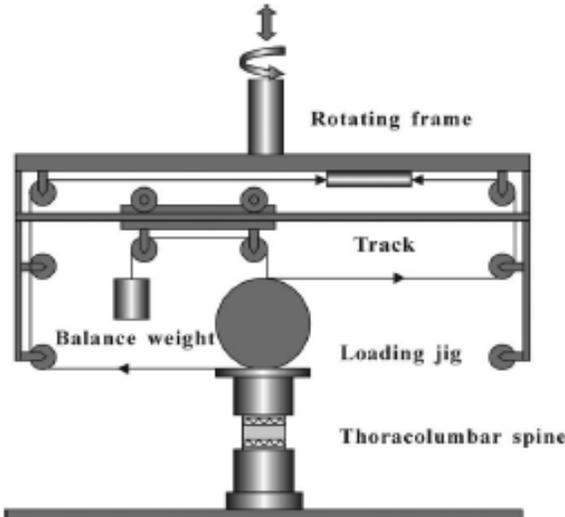


Figura 1.15 Esquema de la máquina de pruebas empleada por Wang [1.17].

En 2008, Tai [1.18] utilizó especímenes porcinos y una máquina de prueba para materiales MTS 858 a la que adaptó un sistema de fijación hecho de placas y tornillos al actuador de movimiento axial de la máquina, posicionado excéntricamente con respecto al eje de la columna para lograr aplicar efectos de flexión-extensión. Los especímenes se fijaron al sistema de fijación por medio de unas copas. La figura 1.16a muestra un esquema representativo de dicho sistema y la figura 1.16b muestra el sistema real.

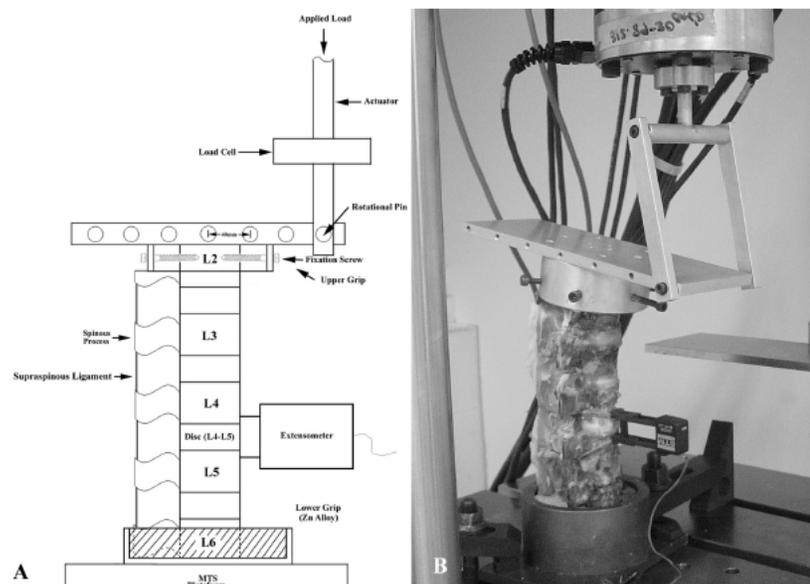


Figura 1.16 a) Esquema representativo del sistema de Tai, b) Sistema real [1.18].

Tomlinson, en 2008 [1.19] lleva a cabo un estudio biomecánico para determinar si la fijación unilateral iliaca con o sin un injerto proporciona una estabilidad biomecánica equivalente comparada con una fijación bilateral iliaca, en el cual el extremo de la placa superior del cuerpo vertebral L2 y la pelvis se fijaron rígidamente usando resina epóxica a un aparato de flexión en cantiliver que consistió en un arreglo de placas unidas con tornillos, el cual fue configurado de tal manera que la columna vertebral se encuentra posicionada excéntrica con respecto al actuador de la máquina (Fig. 1.17), lo que permitió aplicar momentos flexionantes a lo largo de la columna. Los especímenes instrumentados y fijados al aparato de carga fueron colocados en una máquina de pruebas biaxial MTS 858.



**Figura 1.17** Aparato de prueba en cantiliver [1.19].

En 2009 Busscher, [1.20] desarrolló una prueba biomecánica para determinar las diferencias en las características biomecánicas entre 4 regiones por separado de la espina dorsal humana y de esta forma proporcionar información cuantitativa del rango de movimiento. Para esto, los especímenes se fijaron a copas con tres tornillos al final de los segmentos superior e inferior de las vértebras, y el segmento se posicionó horizontalmente. La prueba fue desarrollada con un dispositivo con cuatro puntos de flexión, con la que se aplicó flexión-extensión, flexión lateral izquierda y derecha, y rotación axial hacia la derecha y hacia la izquierda, todo lo anterior fue montado en una máquina de pruebas para materiales Zwick modelo TC-FR2.5TN. Para la flexión-extensión y la flexión lateral las cargas se aplicaron en los puntos que se indican con las flechas en la figura 1.18. La rotación axial se aplicó por medio de un cable de acero unido a la copa izquierda en el dispositivo de prueba, también manipulada por el mismo sistema Zwick (AR en la figura). Para la flexión lateral los especímenes fueron rotados 90°. Para rotación axial, el lado izquierdo del espécimen, fue rotado con un pequeño cable de acero manipulado por el mismo sistema mecánico de prueba.

En ese mismo año Tis [1.21] evaluó biomecánicamente la flexibilidad que proporcionan cuatro técnicas de fijación lumbosacral en terneros de L2 al sacro, los cuales fueron sujetos en un sistema diseñado a base de placas y pernos con resina de poliéster. Dicho análisis fue desarrollado en una máquina de pruebas MTS 858 configurada con un simulador de columna con seis grados de libertad (Fig. 1.19a), con la que se pudo aplicar torsión, flexión-extensión y flexión lateral, posicionando los especímenes instrumentados, horizontalmente sujetos con placas y tornillos (Fig. 1.19b).

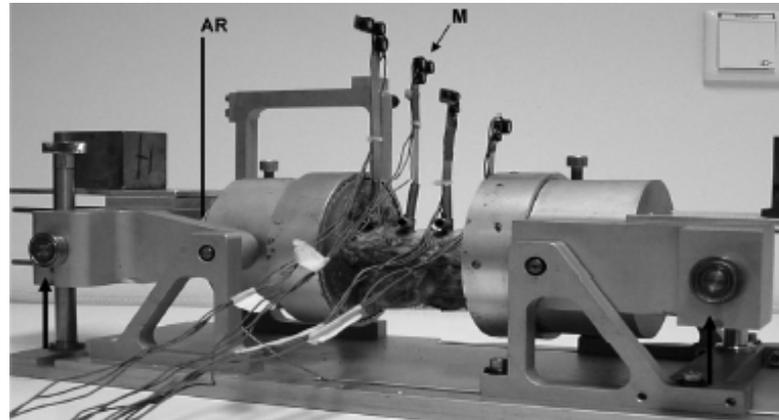


Figura 1.18 Configuración de prueba de Busscher [1.20].

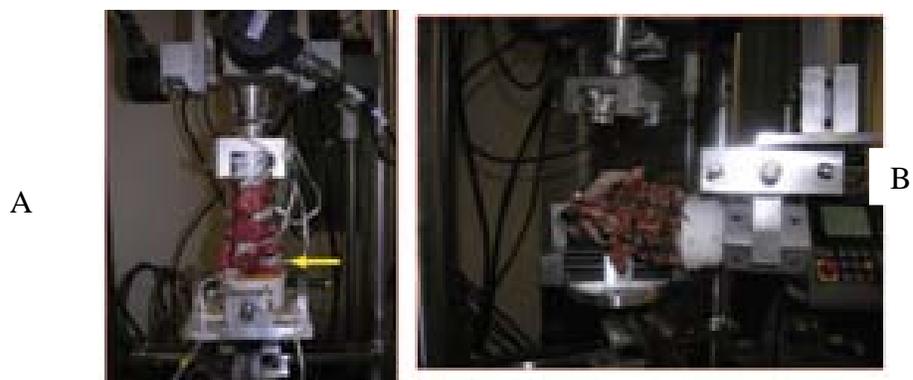


Figura 1.19 a) Espécimen configurado para la prueba de torsión. b) Configuración para la prueba de flexión [1.21].

En el 2009 [1.22] Demetropoulos desarrolló un estudio biomecánico para determinar las propiedades cinemáticas de un segmento de la columna lumbar después de un reemplazo de disco intervertebral del segmento L3-L5. Se practicaron pruebas de flexión-extensión, flexión lateral y rotación axial, configurando un conjunto de cables y poleas apiladas verticalmente y fijas a bloques con de resina epóxica en donde las vértebras se encontraron rígidamente sujetadas (Fig. 1.20).

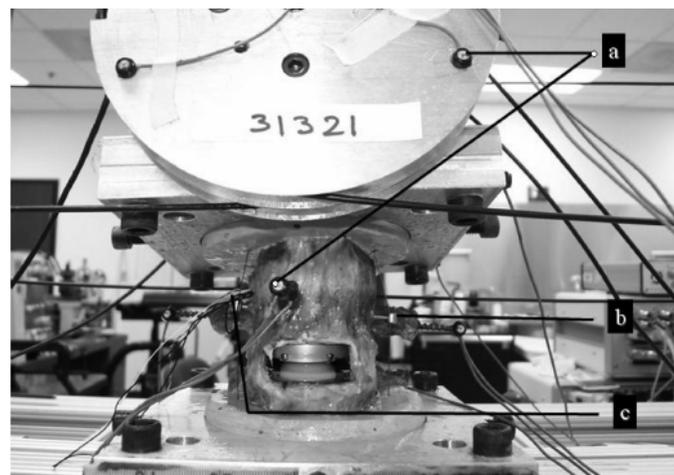


Figura 1.20 Espécimen con el reemplazo del disco, a) Polea para aplicar la carga , b) Transductor de presión y c) Disco de reemplazo en L3-L4 [1.22].

Paralelamente Luo [1.23] realizó pruebas biomecánicas para determinar cómo influye en el volumen de cemento inyectado para distribución del esfuerzo sobre cuerpos vertebrales fracturados y adyacentes. Cada segmento vertebral fue asegurado en dos copas con yeso dental y cargado en una máquina hidráulica de pruebas mecánicas Dartec-Zwick-Roell, Leominster. El sistema de prueba permite aplicar una carga de flexión y compresión por medio de 1 ó 2 rodillos de baja fricción (Fig. 1.21). Los dos rodillos son usados para transmitir compresión al espécimen mientras está posicionado a un ángulo constante de flexión o extensión. Un rodillo de compensación se usa para aplicar una combinación fisiológicamente razonable de flexión y compresión para simular movimientos de columna vertebral de flexión.

En 2009, Beltrán [1.24] realizó pruebas de tracción y fatiga a especímenes lumbares porcinos instrumentados con collarines, para evaluar su capacidad de carga y estudiar el efecto de la artrosis facetaria. Fabricó un plato de aluminio con una inclinación de 10° con el propósito de reproducir la curvatura normal de la columna vertebral humana, los especímenes se sujetaron en sus extremos con dos copas de aluminio, tornillos y vertiendo yeso piedra (Fig. 1.22). Todas las pruebas fueron realizadas en una máquina de pruebas universal INSTRON 8501.

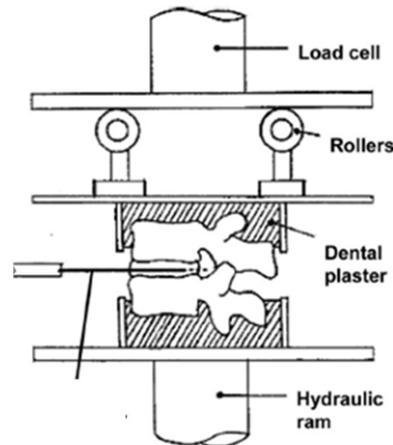


Figura 1.21 Aparato utilizado por Luo [1.23].

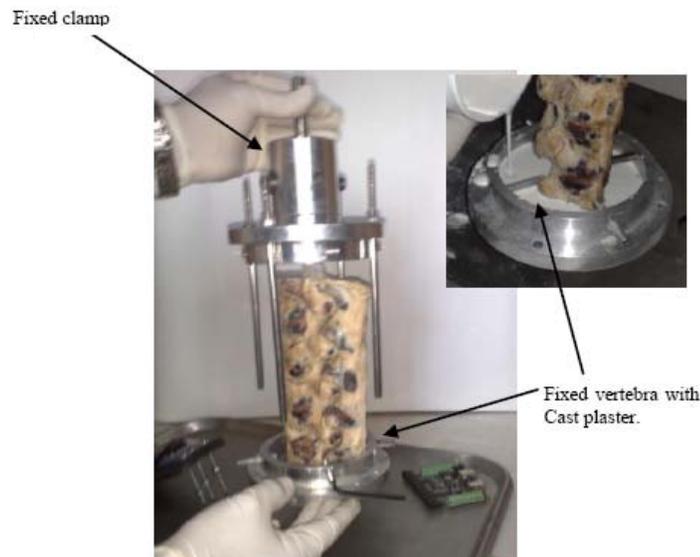


Figura 1.22 Copas de fijación utilizadas por Beltrán [1.24].



### 1.3 Planteamiento del problema

En los últimos años ha habido un gran crecimiento en el número de dispositivos de fijación espinal para el tratamiento y rehabilitación de daños en columna vertebral; en áreas tales como: los discos intervertebrales, deformidades de columna, tumores, etc. Todo lo anterior, en conjunto con los nuevos procedimientos quirúrgicos deberían ser evaluados biomecánicamente in vitro antes de usarse clínicamente; para determinar su estabilidad, funcionalidad y eficacia asegurando su correcto desempeño en las tareas diarias, y así evitar complicaciones e intervenciones futuras que puedan afectar la salud y confort del paciente.

En investigaciones previas sobre pruebas biomecánicas en columna vertebral, se han hecho uso de distintos dispositivos de sujeción que son montados en su mayoría en maquinas para pruebas de materiales con el fin de aplicar cargas a los distintos especímenes de prueba. Gran parte de dichos dispositivos no son capaces de transmitir los tres tipos de carga a los que se somete la columna vertebral (compresión, flexión y torsión), y según la información proporcionada en dichas investigaciones no se reporta el funcionamiento e integridad del dispositivo de sujeción empleado para tales propósitos.

Es por esto que surge la necesidad de generar el estudio y conformación de un sistema de sujeción que sea capaz de transmitir de manera adecuada y veraz los distintos tipos de carga propios de la columna vertebral; y que a su vez su integridad estructural no se vea afectada a través de los distintos estudios desarrollados con el mismo.

### 1.4 Sumario

En este capítulo se hizo la recopilación de información de los diversos trabajos de investigación asociados a ensayos biomecánicos, para aplicar los tres principales tipos de movimientos (compresión, flexión, torsión). Los dispositivos empleados poseen no solo características geométricas, sino del tipo material, capacidad de carga, medios de sujeción y propiedades específicas que brindan la oportunidad de obtener datos de cada uno de los experimentos.

Es por ello que se pretende en los capítulos posteriores integrar en un dispositivo de sujeción sencillo y eficaz, que reúna la capacidad de obtener datos veraces de cada uno de los ensayos.



## 1.5 Referencias

- [1.1] M. M. Panjabi, K. Abumi, J. Duranceu y J. J. Crisco. *Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices*. Spine, 1988, Vol. 13, Núm. 10, págs. 1135-1140.
- [1.2] D. Kunz, R., Vanderby Jr., T. Zdeblick, R. McCabe y M. Markel. *Application of pure loads in axial, torsional or Flexural directions A Multi-Axis System for Biomechanical Testing*. Closed Loop. 1993, págs 4-10.
- [1.3] H. J. Wilke, L. Claes, H. Schmitt y S. Wolf. *A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation*, European Spine Journal, 1994, Vol. 3, Num. 2, págs. 91-97.
- [1.4] J. S. Kirkpatrick, J. A. Levy, J. Carillo y S. Reza Moeini. *Reconstruction After Multilevel Corpectomy in the Cervical Spine A Sagittal Plane Biomechanical Study*, Spine, 1999, Vol. 24, Núm. 12, págs. 1186–1191
- [1.5] T. R. Oxland, Z. Hoffer, T. Nydegger, G. C. Rathonyi y Lutz-P Nolte. *A Comparative Biomechanical Investigation of Anterior Lumbar Interbody Cages and Bilateral Approaches*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2000, Vol. 82-A, Núm. 3, págs. 383-393.
- [1.6] JT Lysack, JP Dickey, GA Dumas y D. Yen. *A continuous pure moment loading apparatus for biomechanical testing of multi-segment spine specimens*, Journal of Biomechanics, 2000, Vol. 33, Núm. 6, págs 765-770.
- [1.7] K.A. Gillespie, J.P. Dickey y S.X. Yang. *A novel machine for in vitro spinal biomechanics testing*. XIth Congress of the Canadian Society for Biomechanics, 2000, págs. 106.
- [1.8] W. W. Lu, K. M. C. Cheung, Y. W. Li, K. D. K. Luk, A. D. Holmes, Q. A. Zhu, y J. C. Y. Leong. *Bioactive Bone Cement as a Principal Fixture for Spinal Burst Fracture An In Vitro Biomechanical and Morphologic Study*. Spine, 2001, Vol. 26, Núm. 24, págs 2684–2691.
- [1.9] D. K Sengupta, SMH Mehdian, R. C. Mulholland, J. K. Webb y D. D. Ohnmeiss. *Biomechanical evaluation of immediate stability with rectangular versus cylindrical interbody cages in stabilization of the lumbar spine*, BMC Musculoskeletal Disorders 2002, págs. 1-11.
- [1.10] L. Balabaud, E. Gallard, W. Skalli, J. P. Lassau, F. Lavaste y J. P. Steib. *Biomechanical Evaluation of a Bipedicular Spinal Fixation System A Comparative Stiffness Test*, Spine, 2002, Vol. 27, Núm. 17, págs. 1875–1880.
- [1.11] P. C. McAfee, B. Cunningham, A. Dmitriev, N. Hu, S. W. Kim, A. Cappuccino y L. Pimenta. *Cervical Disc Replacement—Porous Coated Motion Prosthesis A Comparative Biomechanical Analysis Showing the Key Role of the Posterior Longitudinal Ligament*, Spine, 2003, Vol. 28, Núm. 20, págs. S176–S185



- [1.12] F. J. Molz, J. I. Partin y J. S. Kirkpatrick. *The Acute Effects of Posterior Fusion Instrumentation on Kinematics and Intradiscal Pressure of the Human Lumbar Spine*, Journal of Spinal Disorders & Techniques, 2003, Vol. 16, Núm, 2, págs. 171–179
- [1.13] S. K. Stanley, A. J. Ghanayem, L. I. Voronov, R. M. Havey, O. Paxinos, G. Carandang, M. R. Zindrick, y A. G. Patwardhan. *Flexion–Extension Response of the Thoracolumbar Spine Under Compressive Follower Preload*. Spine, 2004, Vol. 29, Núm. 22, págs. E510–E514.
- [1.14] S. Szotek, A. Szust, C. Pezowicz, P. Majcher y R. Bedzinski. *Animal Models in Biomechanical investigations*, Bull Vet Inst Pulawy 48, 2004, págs. 163-168.
- [1.15] D. J. Diangelo, K. T. Foley. *An Improved Biomechanical Testing Protocol for Evaluating Spinal Arthroplasty and Motion Preservation Devices in a Multilevel Human Cadaveric Cervical Model*, Neurosurg Focus, 2004, págs. 1-16.
- [1.16] E. A. Charriere, T. Beutler, M. Caride, P. Mordasini, T. E. Orr y P. K. Zysset. *Compliance of the L5-S1 spinal unit: a comparative study between an unconstrained and a partially constrained system*, European Spine Journal, 2006, Vol. 15, Núm. 1, Págs. 74-81
- [1.17] X. Y. Wang, L. Y. Dai, H. Z. Xu y Y. L. Chi. *The Load-Sharing Classification of Thoracolumbar Fractures An In Vitro Biomechanical Validation*, Spine, 2007, Vol. 32, Issue 11, págs. 1214-1219.
- [1.18] C. L. Tai, P. H. Hsieh, W. P. Chen, L. H. Chen, W. J. Chen y P. L. Lai. *Biomechanical comparison of lumbar spine instability between laminectomy and bilateral laminotomy for spinal stenosis syndrome—an experimental study in porcine model*, BMC Musculoskeletal Disorders, 2008, Vol. 9, Núm. 84, págs. 1-9.
- [1.19] T. Tomlinson, J. Chen, V. Upasani y A. Mahar. *Unilateral and Bilateral Sacropelvic Fixation Result in Similar Construct Biomechanics*, Spine, 2008, Vol. 33, Núm. 20, págs. 2127–2133.
- [1.20] I. Busscher, J. H. van Dieën, I. Kingma, A. J. van der Veen, G. J. Verkerke y A. G. Veldhuizen. *Biomechanical Characteristics of Different Regions of the Human Spine*, Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 26, págs. 2858–2864.
- [1.21] J. E. Tis, M. Helgeson, R. A. Lehman, y A. E. Dmitriev. *A Biomechanical Comparison of Different Types of Lumbopelvic Fixation*. Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 24, págs. E866–E872.
- [1.22] C. K. Demetropoulos, D. K. Sengupta, DrMed, M. A. Knaub, B. P. Wiater, C. Abjornson, E. Truumees y H. N. Herkowitz. *Biomechanical Evaluation of the Kinematics of the Cadaver Lumbar Spine Following Disc Replacement With the Prodisc-L Prosthesis*, Spine, 2009, Vol. 35, Núm. 1, págs. 26–31.
- [1.23] J. Luo, L. Daines, A. Charalambous, M. A. Adams, D. J. Annesley-Williams y P. Dolan. *Vertebroplasty Only Small Cement Volumes Are Required to Normalize Stress Distributions on the Vertebral Bodies*, Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 26, págs. 2865–2873.



[1.24] J. A. Beltrán Fernández, L. H. Hernández Gómez, E. Ruiz Muñoz, A. González Rebattú, R.G. Rodríguez Cañizo, G. Urriolalagoitia Calderón, G. Urriolagoitia Sosa e Hilario Hernández Moreno. *Biomechanical evaluation of corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts*, Journal of Physics, 2009. Vol. 181, Núm. 1, págs. 1-9.



# CAPITULO 2: MARCO TEÓRICO





# CAPÍTULO 2: Marco Teórico

---

## 2.1 Introducción

La columna vertebral ó raquis está compuesta por dos sistemas principales: a) Sistema dinámico: compuesto por elementos rígidos (vertebras, elementos elásticos y discos intervertebrales), y b) Sistema mecánico: el cual se encuentran las cualidades de resistencia y elasticidad; debido a que la columna debe absorber las presiones que sobre ella se ejercen tanto en los movimientos cotidianos como en los ejercicios físicos que impliquen esfuerzos de mayor magnitud.

Por otro lado, las funciones que desarrolla la columna vertebral son: permite los movimientos entre sus elementos (unidades funcionales), soporta pesos y protege la médula y raíces nerviosas. Mientras que la flexibilidad de la columna vertebral se debe a su configuración por múltiples piezas superpuestas, unidas entre sí mediante elementos ligamentosos y musculares. De modo que la columna puede deformarse aún permaneciendo rígida bajo la influencia de tensores musculares.

En un feto la columna vertebral es una gran cifosis (curvatura de la concavidad anterior); y a partir del momento del nacimiento el segmento cervical se va enderezando para convertirse progresivamente en una lordosis (curvatura de la concavidad posterior), mientras que los restantes segmentos siguen formando una única curva cifótica. Cuando el lactante empieza a sostener la cabeza, la lordosis cervical se hace definitiva, por lo que se incrementa la efectividad para mantener la postura de la cabeza. De la misma manera cuando el niño empieza a sentarse, a ponerse de pie y a caminar, el segmento lumbar desarrolla una curvatura lordótica que mejora la sustentación de la columna sobre el sacro. La curvatura cervical aparece a los dos ó tres meses de vida, mientras que la lumbar no aparece hasta el final del primer año.

Aparte de la evolución ontogénica, la columna también ha sufrido una evolución en la escala filogenética que la diferencia de la de los otros grandes antropoides, ya que estos no poseen la curva lordótica lumbar típica humana, sino una gran cifosis dorsolumbar; tampoco poseen el gran número de articulaciones móviles en la zona lumbar que tiene el hombre y sus discos intervertebrales no son tan gruesos. Todo esto proporciona a la columna humana una eficiencia que no está presente en los primates.

## 2.2 Características de la columna vertebral

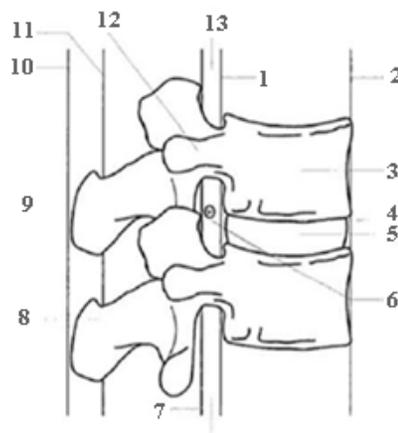
La columna vertebral está compuesta aproximadamente por treinta y tres vértebras, divididas en cuatro segmentos: siete vértebras en la región cervical, doce en la dorsal, cinco en la lumbar, cinco sacras y cuatro coccígeas. Entre los cuerpos vertebrales se hallan los discos intervertebrales, exceptuando el espacio comprendido entre la primera y segunda vértebra cervical, [2.1-2.7].

El tamaño de estos discos suma aproximadamente un cuarto del total de la longitud de la columna hasta el sacro. La deshidratación de estos discos provoca un acortamiento de 1.5 a 2 cm de la estatura total del individuo.

En los individuos de edad avanzada suele acompañarse de hundimientos vertebrales y aumento de la cifosis dorsal [2.1, 2.6, 2.7]. La longitud de la columna vertebral varía con la talla del individuo, de 73 a 75 cm en el hombre y de 60 a 65 cm en la mujer [2.2, 2.6]. Considerando el rango de 73 a 75 cm, 13 ó 14 corresponden a la porción cervical; de 27 a 29, a la porción dorsal; 17 ó 18, a la lumbar, y de 12 a 15, a la sacrococcígea. Su anchura es de 10 a 12 cm a nivel de la base del sacro (es el punto más ancho); 7 u 8 cm en la última lumbar; de 5 a 9 cm en la última dorsal, y de 5 ó 6 cm a nivel del atlas. Su grosor es de 4 cm en la región cervical, 6 cm en la dorsal y 7 cm a nivel del sacro o de la última lumbar [2.6].

### 2.2.1 El segmento móvil (unidad funcional de la columna)

La unidad funcional de la columna, el segmento móvil, comprende dos vértebras y sus tejidos blandos interpuestos. La porción anterior del segmento se compone de dos cuerpos vertebrales superpuestos, el disco intervertebral y los ligamentos longitudinales (Fig. 2.1). Los arcos vertebrales, las articulaciones intervertebrales, las apófisis transversas y espinosas y los distintos ligamentos forman la porción posterior. Los arcos y cuerpos vertebrales forman el canal vertebral [2.1, 2.3], que protege la médula espinal [2.4, 2.5, 2.7].



**Figura 2.1** Segmento de movimiento, 1: Ligamento longitudinal posterior; 2: Ligamento longitudinal anterior; 3: Cuerpo vertebral; 4: Platillo articular cartilaginoso; 5: Disco intervertebral; 6: Foramen o agujero de conjunción con raíz nerviosa; 7: Ligamento amarillo; 8: Apófisis espinosa; 9: Articulación intervertebral y carillas articulares; 10: Ligamento superespinoso; 11: Ligamento interespinoso; 12: Apófisis transversas; canal vertebral (con médula espinal) [2.7].

### 2.2.2. Las curvas de la columna vertebral en conjunto

Considerada en su totalidad, la columna vertebral es rectilínea vista de frente o de espaldas (Fig. 2.2). No obstante, en algunos individuos puede darse una curva transversal sin que, por ello, se pueda afirmar que se trate de una curva patológica, esto siempre y cuando permanezca dentro de estrechos límites.

En el plano sagital (Fig. 2.2) la columna vertebral presenta cuatro curvas [2.1, 2.2, 2.3, 2.5, 2.6], las cuales son:

- 1- **Curva sacra**, fija debido a la soldadura definitiva de las vertebrales sacras. Esta curva es de concavidad anterior.
- 2- **Lordosis lumbar**, de concavidad posterior.

- 3- **Cifosis dorsal**, de convexidad posterior.
- 4- **Lordosis cervical**, de concavidad posterior.

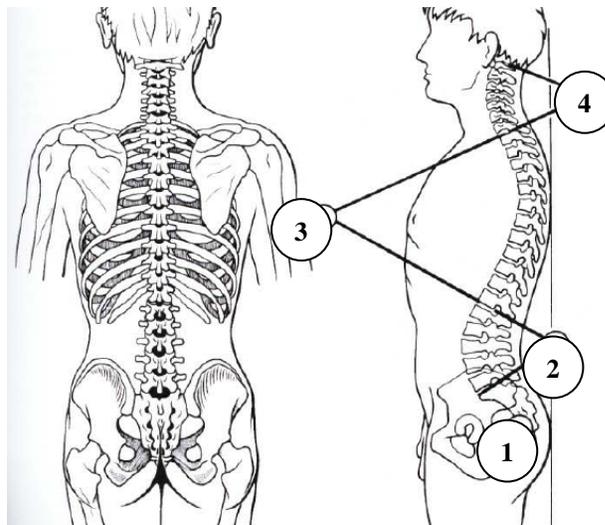


Figura 2.2 Vistas de la columna vertebral [2.3].

## 2.3 Anatomía General

La morfología de las vértebras variará dependiendo de la región que se estudie. Sin embargo, existen una serie de rasgos comunes que cabe englobar en la descripción de la vertebra tipo [2.2, 2.3, 2.6].

### 2.3.1 Constitución de la vértebra tipo

Cuando se descompone una vértebra tipo en sus diferentes partes constitutivas (Fig. 2.3) se puede constatar que está compuesta por dos partes principales: el cuerpo vertebral por delante y el arco posterior por detrás.

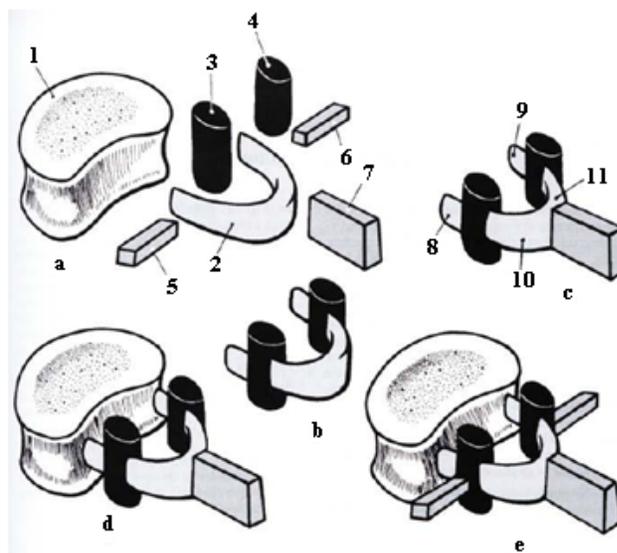


Figura 2.3 Constitución de la vértebra tipo [2.3].

En una vista “desarmada” (a) el cuerpo vertebral (1) es la parte más gruesa de la vértebra: por lo general tiene una forma cilíndrica menos alta que ancha, con una cara posterior cortada. El arco posterior (2) tiene forma de herradura. En ambos lados de este arco posterior (b) se fija el macizo de las apófisis articulares (3 y 4); de modo que se delimitan dos partes en el mismo (c); por un lado, se localizan los pedículos (8 y 9) por delante del macizo de las articulares; y por otro, se sitúan las láminas (10 y 11) por detrás del macizo de las articulares; por detrás, en la línea media, se fija la apófisis espinosa (7). Este arco posterior así constituido, se une (d) a la cara posterior del cuerpo vertebral mediante los pedículos. Además la vértebra completa incluye las apófisis transversas (5 y 6) que se unen al arco posterior casi a la altura del macizo de las articulares [2.1, 2.3].

Esta vértebra tipo se localiza en todos los niveles de la columna vertebral, pero con importantes modificaciones que pueden darse tanto en el cuerpo vertebral como en el arco posterior, y generalmente en ambas partes a la vez [2.3, 2.6]. Sin embargo, es importante señalar que estas distintas partes constitutivas se corresponden en sentido vertical. De este modo, a lo largo de todo el raquis, se establecen tres columnas (Fig. 2.4) [2.1, 2.3].



**Figura 2.4** Columnas de la columna vertebral [2.3].

Por delante, existe una columna principal formada por el apilamiento de los cuerpos vertebrales [2.1, 2.3]. Y por detrás del cuerpo vertebral, dos columnas secundarias constituidas por el apilamiento de las apófisis articulares [2.1, 2.3]. Los cuerpos vertebrales están unidos entre sí por el disco intervertebral [2.1, 2.2, 2.3, 2.6]; mientras que las apófisis articulares lo están por articulaciones del tipo de las artrodias. En cada nivel existe un agujero vertebral delimitado por delante por el cuerpo vertebral y por detrás por el arco posterior. La sucesión de todos estos agujeros vertebrales conforma, a lo largo de todo el eje raquídeo, el canal raquídeo o canal medular [2.1, 2.2, 2.3, 2.6], formado alternativamente por partes óseas, en cada vértebra, y por partes ligamentosas, entre las vértebras a la altura del disco intervertebral y de los ligamentos de arco posterior.

### **2.3.2 Estructura del cuerpo vertebral**

El cuerpo vertebral tiene una estructura de un hueso corto (Fig. 2.5 (a)); es decir, una estructura en cascarón con una cortical de hueso denso rodeando al tejido esponjoso (hueso trabecular) [1, 3, 4]. La cortical de la cara superior y de la cara inferior del cuerpo vertebral se denomina meseta vertebral (m) [2.1, 2.3, 2.5]. Este es más espeso en su parte central donde se halla una porción cartilaginosa. La periferia forma un reborde (Fig. 2.6 (b)), el rodete marginal

(r). Este rodete procede del punto de osificación epifisaria que tiene la forma de un anillo y se une al resto del cuerpo vertebral hacia los 14 ó 15 años de edad.

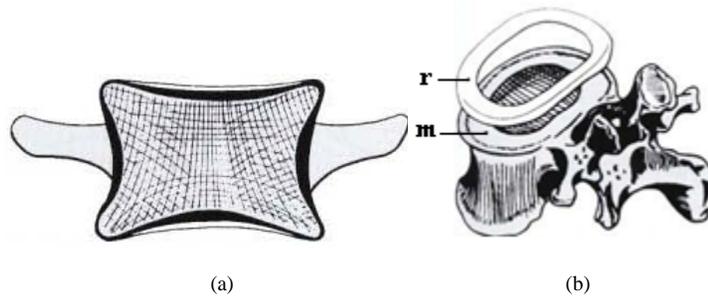


Figura 2.5 (a) Estructura del cuerpo vertebral, (b) Reborde del cuerpo vertebral [2.3].

En un corte verticofrontal del cuerpo vertebral (Fig. 2.5 (a)), se pueden observar a cada lado corticales espesas, arriba y abajo la meseta tibial cubierta por una capa cartilaginosa y en el centro trabéculas de hueso esponjoso que se distribuyen siguiendo líneas de fuerza. Estas líneas son verticales y unen la meseta superior y la inferior, u horizontales que unen las dos corticales laterales, o también oblicuas, uniendo entonces la meseta inferior con las corticales laterales [2.1, 2.3].

En un corte sagital (Fig. 2.6 (a)), aparecen nuevamente las trabéculas verticales pero, además, existen dos sistemas de fibras en abanico. Por una parte (Fig. 2.6 (b)), un abanico que se origina en la meseta superior para expandirse a través de dos pedículos, hacia la apófisis articular superior de cada lado y la apófisis espinosa. Por otra parte (Fig. 2.6 (c)), un abanico que se origina en la meseta inferior para expandirse a través de los dos pedículos, hacia las apófisis articulares inferiores y la apófisis espinosa [2.1, 2.3].

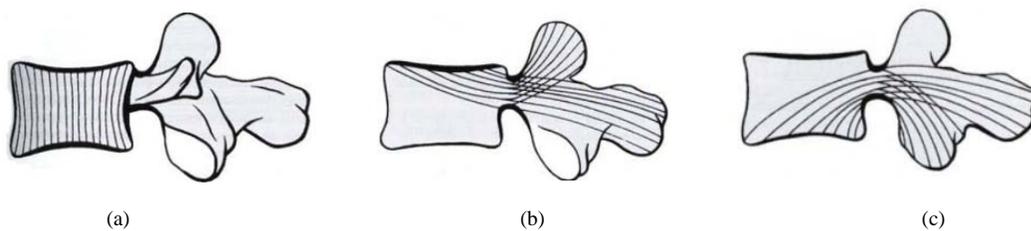


Figura 2.6 (a) Corte sagital, (b) Abanico originado en la meseta superior, (c) Abanico originado en la meseta inferior [2.3].

El cruce de estos tres sistemas trabeculares establece puntos de gran resistencia, pero también un punto de menos resistencia y en particular un triángulo de base anterior donde no existen más que trabéculas verticales (Fig. 2.7) [2.1, 2.3].

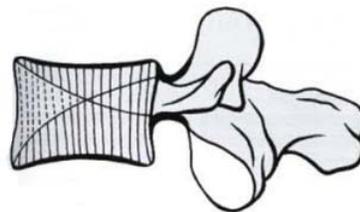
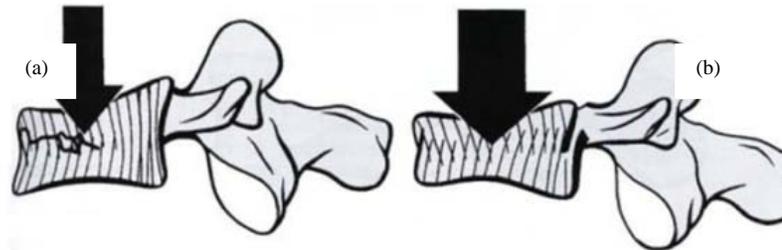


Figura 2.7 Trabéculas verticales [2.3].

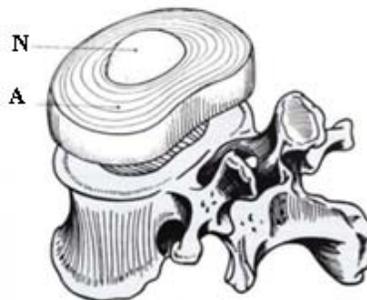
Esto explica la fractura cuneiforme del cuerpo vertebral (Fig. 2.8 (a)), ante una fuerza de compresión axial de 600 kg, la parte anterior del cuerpo vertebral se aplasta, se trata de una fractura por aplastamiento. Para aplastar enteramente el cuerpo vertebral además de hacer que “el muro posterior” ceda (Fig. 2.8 (b)), se precisa una fuerza de compresión axial de 800 kg [2.3].



**Figura 2.8** (a) Fractura cuneiforme, (b) Fractura por aplastamiento [2.3].

## 2.4 Estructura del disco intervertebral

La articulación entre dos cuerpos vertebrales adyacentes es una anfiartrosis. Está constituida por las dos mesetas de las vértebras adyacentes unidas entre sí por el disco intervertebral [2.1, 2.3, 2.5]. La estructura de este disco es muy característica. De hecho consta de dos partes (Fig. 2.9).



**Figura 2.9** Estructura del disco intervertebral [2.3].

**1) Parte central.** Núcleo pulposo (N), sustancia gelatinosa que deriva embriológicamente de la cuerda dorsal del embrión. Se trata de una gelatina transparente, compuesta en un 88% de agua.

**2) Parte periférica.** Anillo fibroso (A), conformado por una sucesión de capas fibrosas concéntricas, cuya oblicuidad está cruzada cuando se pasa de una capa a la contigua (Fig. 2.10 (a)) [2.1, 2.3]; en la Fig. 2.10 (b) se puede constatar que las fibras son verticales en la periferia y que cuanto más se aproximan al centro, más oblicuas son. En el centro, en contacto con el núcleo, las fibras son casi horizontales y describen un largo trayecto helicoidal de una meseta a otra (Fig. 2.10). De este modo, el núcleo se encuentra encerrado en un compartimiento inextensible entre las mesetas vertebrales por arriba y por abajo, y el anillo fibroso. Este anillo constituye un verdadero tejido de fibras que en el individuo joven impide cualquier exteriorización de la sustancia del núcleo. Este está comprimido en su pequeño compartimiento, de tal modo que cuando se secciona el disco horizontalmente se puede apreciar como brota la sustancia gelatinosa del núcleo por encima del plano de la sección. Este fenómeno también se puede constatar cuando se hace un corte sagital de la columna vertebral [2.3].

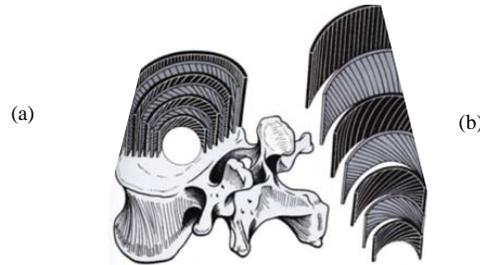


Figura 2.10 Acomodo de las fibras del anillo del cuerpo intervertebral [2.3].

## 2.5 Variaciones del disco según el nivel

El espesor del disco no es el mismo en los niveles raquídeos. En el raquis lumbar (Fig. 2.11 (b)) el disco es más grueso, puesto que mide 9 mm de altura. En el raquis dorsal (Fig. 2.11 (a)) mide 5mm de espesor y en raquis cervical (Fig. 2.11 (c)) su grosor es de 3 mm. Pero mucho más importante que su altura absoluta, es la razón de proporción del disco en relación a su altura del cuerpo vertebral, por la movilidad del segmento raquídeo, ya que se constata que cuanto más grande sea más importante será su movilidad. Se puede constatar que el raquis cervical es el más móvil, puesto que posee una relación disco-corpórea de 2/5; el raquis lumbar es un poco menos móvil que el cervical y posee una relación disco-corpórea de 1/3, y el menos móvil de los tres segmentos es el raquis dorsal y su relación disco corpórea es de 1/5 [2.3].

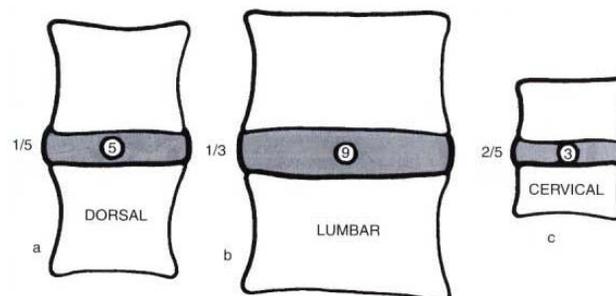
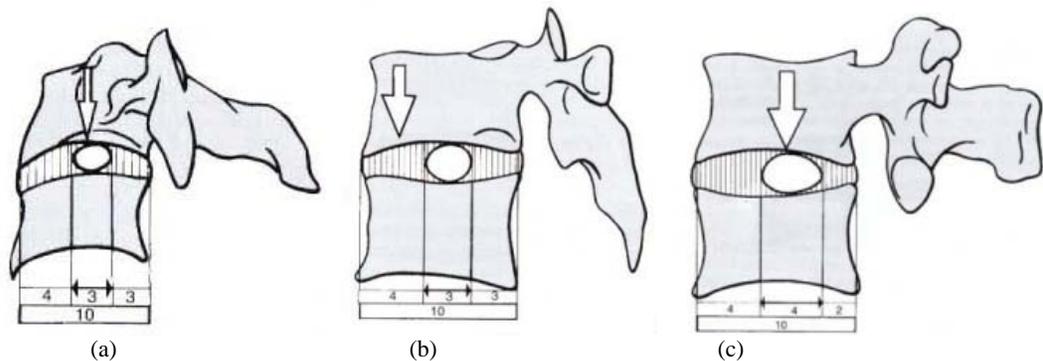


Figura 2.11 Variaciones del disco según el nivel [2.3].

En cortes sagitales de los diferentes segmentos del raquis, se puede observar que el núcleo no se localiza exactamente en el centro del disco. Si se divide el espesor anteroposterior del disco en diez partes iguales el núcleo se situará en [2.3]:

- **En el caso del raquis cervical** (Fig. 2.12 (a)) el núcleo se localiza a 4/10 del borde anterior y a 3/10 del borde posterior, ocupando él mismo el 3/10. Su situación corresponde exactamente al eje de movilidad (flecha blanca).
- **En el caso del raquis dorsal** (Fig. 2.12 (b)), la localización del núcleo es la misma en relación tanto al borde anterior como al borde posterior del disco. El núcleo en sí ocupa 3/10, pero su situación en relación al eje de movilidad se desplaza hacia atrás (flecha blanca).
- **En el caso del raquis lumbar** (Fig. 2.12 (c)), el núcleo se localiza a 4/10 del borde anterior del disco y a 2/10 del borde posterior, pero él solo ocupa 4/10, es decir *una superficie mayor* que corresponde a fuerzas axiales más importantes. Como en el caso del raquis cervical, su situación corresponde exactamente a la del eje de movilidad (flecha blanca).



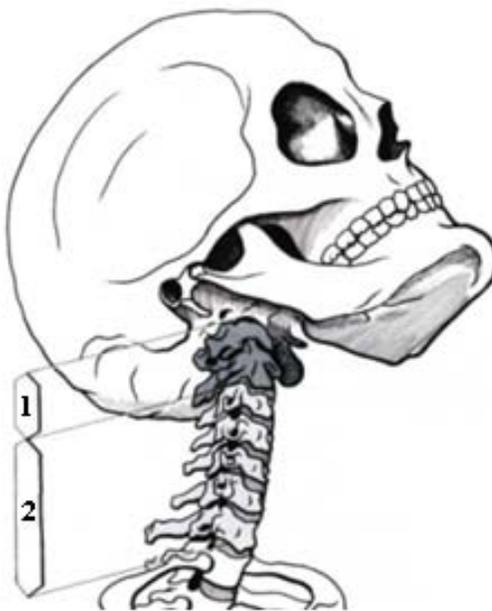
**Figura 2.12** (a) Localización del nucleó en la región cervical, (b) Localización del nucleó en la región dorsal, (c) Localización del nucleó en la región lumbar [2.3].

## 2.6 Anatomía Particular

El raquis cervical está constituido por dos partes anatómica y funcionalmente distintas:

- **El raquis cervical superior o suboccipital** (Fig. 2.13 (1)), contiene la primera vértebra cervical o *atlas*, y la segunda vértebra cervical o *axis*. Estas piezas esqueléticas están unidas por una cadena articular con tres ejes y tres grados de libertad.
- **El raquis cervical inferior** (Fig. 2.13 (2)), se extiende desde la meseta inferior del *axis* hasta la meseta superior de la primera vértebra dorsal.

Las vértebras cervicales son todas del mismo tipo, excepto el atlas y el axis [2.2, 2.3, 2.5, 2.6], ya que incluso difieren entre sí. Las articulaciones del raquis cervical inferior poseen dos tipos de movimientos; por una parte, movimientos de flexoextensión, y por otra, movimientos mixtos de inclinación-rotación. Funcionalmente estos dos segmentos del raquis cervical se complementan entre sí para realizar movimientos puros de rotación, de inclinación o de flexoextensión de la cabeza.



**Figura 2.13** Región cervical [2.3].

### 2.6.1 Constitución esquemática de las tres primeras vértebras cervicales

Las primeras tres vértebras cervicales son: el atlas, el axis y la tercera vértebra cervical.

**El atlas** (Fig. 2.14). Anillo más ancho transversal que sagitalmente, contiene dos masas laterales (1 y 1') ovaladas, de eje mayor oblicuo hacia delante y hacia adentro, con una carilla articular superior (2 y 2') orientada hacia arriba y hacia dentro, cóncava en los sentidos y articulada con los cóndilos del occipital, y una carilla articular inferior que se dirige hacia abajo y hacia adentro, convexa de delante atrás y articulada con la carilla superior del axis (12 y 12'). El arco anterior del atlas (3) tiene por cara posterior una carilla cartilaginosa ovalada (4) que se articula con la apófisis odontoides del axis (11). El arco posterior (5) en principio plano de arriba abajo, se ensancha por detrás en la línea media, en la que no existe apófisis espinosa, sino un simple cresta vertical (6). Las apófisis transversas (7 y 7') están agujereadas para dar paso a la arteria vertebral (8), que excava una profunda corredera (8') por detrás de las masas laterales.

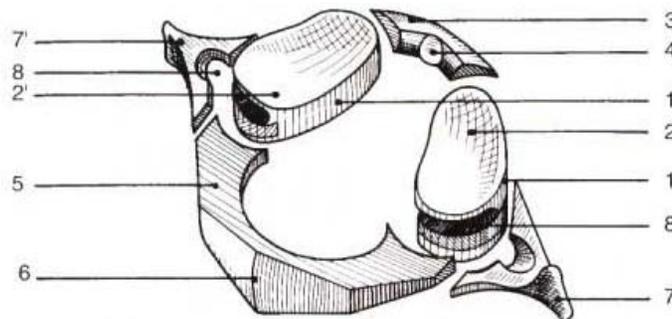


Figura 2.14 Atlas [2.3].

**El axis** (Fig. 2.15). Presenta un *cuerpo vertebral* (9) cuya cara superior (10) recibe en su centro la *apófisis odontoides* (11), también denominada diente del axis, y que sirve de pivote a la articulación atlóidoaxoidea; esta cara superior también da soporte a dos *carillas articulares* (12 y 12') a modo de hombreras, que sobresalen lateralmente por fuera del cuerpo vertebral y están orientadas hacia arriba y hacia fuera; son convexas de delante atrás y planas transversalmente. El *arco posterior* (16) está constituido por *dos estrechas láminas* (15 y 15'), oblicuas hacia atrás y hacia dentro. La *apófisis espinosa* (18) comporta dos tubérculos, como el resto de las espinosas cervicales. Por debajo del pedículo (16) se fijan las *apófisis articulares inferiores* (17 y 17') con unas carillas cartilaginosas orientadas hacia abajo y hacia delante y se articulan con las carillas superiores de la tercera cervical (24 y 24'). Las *apófisis transversas* (13 y 13') presentan un orificio vertical (14) por el que asciende la *arteria vertebral*.

**La tercera vértebra cervical** (Fig. 2.16). Es parecida a las cuatro últimas vértebras cervicales, por tanto, se trata de una *vértebra cervical tipo*, posee un *cuerpo vertebral* (19), paralelepípedo rectangular alargado transversalmente, su cara superior comporta una *meseta vertebral superior* (20) limitada lateralmente por las *apófisis unciformes* (22 y 22'), cuya carilla está orientada hacia arriba y hacia dentro y se articula con las superficies situadas a ambos lados de la meseta inferior del axis. El borde anterior de la meseta vertebral superior también posee una *superficie* (21) orientada hacia arriba y hacia adelante, que se articula con la cara posterior de un pico que prolonga el borde anterior de la vértebra suprayacente, en este caso el axis. La *meseta vertebral inferior*, prolongada hacia delante y hacia abajo por un pico prominente, está bordeada a cada lado por dos carillas de la articulación uncovertebral, orientadas hacia abajo y hacia fuera.

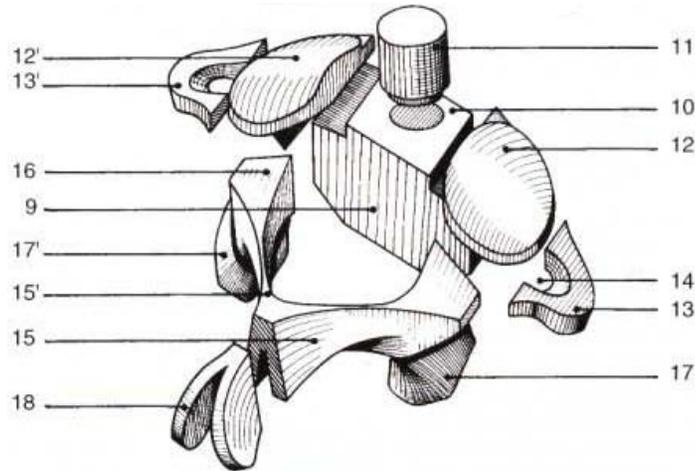


Figura 2.15 Axis [2.3].

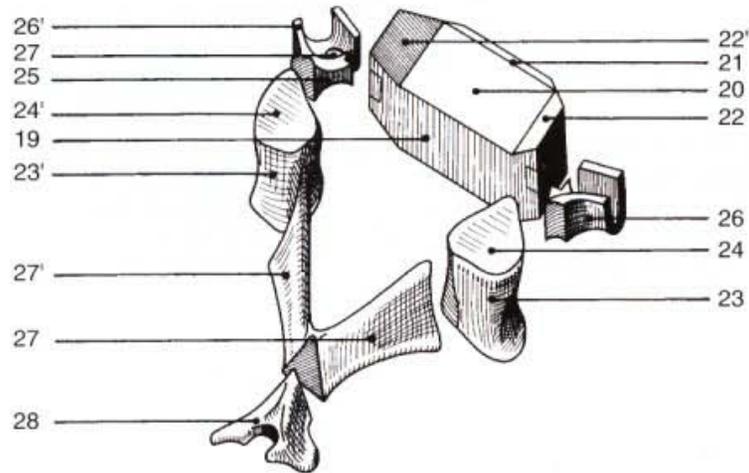


Figura 2.16 Tercera cervical C3 [2.3].

El arco posterior lo forman: las *apófisis articulares* (23 y 23'), cada una de las cuales contiene una *carilla superior* (24 y 24') que se dirigen hacia arriba y hacia atrás y se articulan con la carilla inferior de la vertebra suprayacente (en este caso la carilla inferior del axis, 17) y una *carilla inferior*, invisible en la figura, orientada hacia abajo y hacia adelante y que se articula con la carilla superior de C1. Estas apófisis articulares están unidas al cuerpo vertebral por el *pedículo* (25), el cual soporta en parte la base de la *apófisis transversa* (26 y 26') que se fija también en la cara lateral del cuerpo vertebral, tiene forma de corredera de concavidad superior cuyo fondo, próximo al cuerpo vertebral, presenta un *orificio* por el que asciende la arteria vertebral, por último, se acaba en *dos tubérculos*, uno anterior y uno posterior. Las *dos láminas vertebrales* (27 y 27'), cuyo plano es oblicuo hacia abajo y hacia fuera, se unen en la línea media para dar origen a la *apófisis espinosa* (28), que contiene *dos tubérculos*

### 2.6.2 La vertebra dorsal tipo y la duodécima dorsal

La **vertebra dorsal tipo** (Fig. 2.17 (a)) está compuesta de las mismas partes que la vértebra lumbar; no obstante existen grandes diferencias morfológicas y funcionales.

En una vista “desarmada” (Fig. 2.17 (b)), se puede reconocer el *cuerpo vertebral* (1) cuyo diámetro transversal es casi igual al diámetro anteroposterior. También es proporcionalmente más alto que el cuerpo de las vértebras lumbares; su contorno anterior y lateral está muy excavado. En la parte posterolateral de las mesetas vertebrales se puede observar una carilla oval, tallada oblicuamente y recubierta de cartílago; se trata de la *carilla articular costal*. En la parte posterolateral del cuerpo vertebral se implantan los *dos pedículos* (2 y 3), la carilla articular costal superior sobrepasa con frecuencia la raíz del pedículo. Por detrás del mismo se implantan las *láminas vertebrales* (4 y 5) se constituyen la mayor parte de los arcos posteriores. Estas láminas son más altas que anchas y están inclinadas a modo de tejas; cerca del pedículo, su borde superior da origen a las *apófisis articulares superiores* (6 y 7), que poseen una carilla articular ovalada, plana o ligeramente convexa, recubierta transversalmente de cartílago, *orientada hacia atrás, ligeramente hacia arriba y hacia afuera*; en la parte inferior de las láminas, siempre cerca del pedículo, se implantan las apófisis articulares inferiores, de las que sólo se puede apreciar aquí la apófisis derecha (8). Presentan en su cara anterior una carilla articular oval, plana o ligeramente cóncava, *orientada transversalmente hacia delante y ligeramente hacia abajo*. Estas carillas se articulan con las carillas superiores de la vértebra subyacente [2.3].

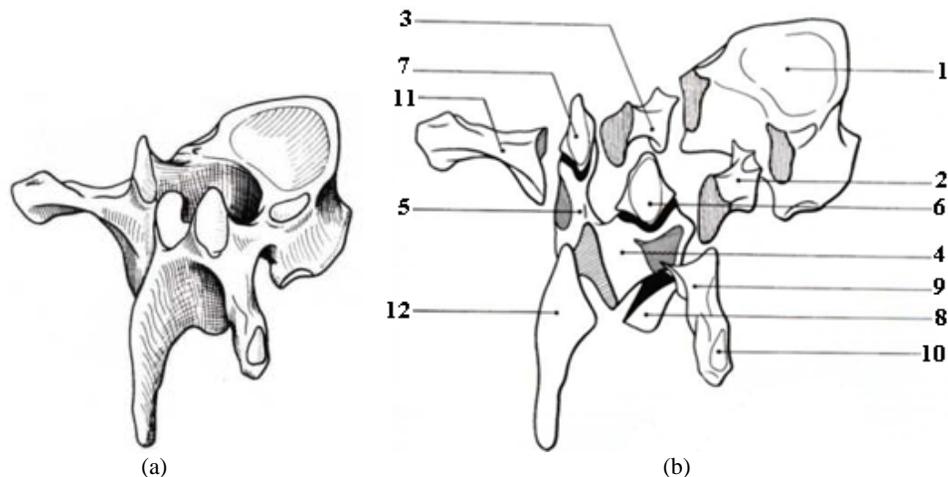


Figura 2.17 (a) Vértebra dorsal tipo, (b) Vista de una vértebra dorsal desarmada [2.3].

En la unión de las láminas y los pedículos, en las apófisis articulares, se implantan las *apófisis transversas* (9 y 11); que se dirigen hacia fuera y ligeramente hacia atrás, y presentan un extremo libre abultado, que contiene en su cara anterior una carilla articular denominada *carilla costal* (10) que corresponde a la tuberosidad costal. Las dos láminas se unen en la línea media y originan a una *apófisis espinosa* (12), voluminosa, larga y muy inclinada hacia abajo y hacia atrás, con un solo tubérculo en su vértice.

La **última vértebra dorsal** (duodécima dorsal) (Fig. 2.18), *vértebra de transición* con el raquis lumbar, presenta algunas particularidades:

En primer lugar, su cuerpo vertebral sólo posee dos carillas costales situadas en la parte posterolateral de la *meseta superior*, para la cabeza de la duodécima costilla.

En segundo lugar si las apófisis articulares superiores están orientadas como las de todas las vértebras dorsales, hacia atrás y ligeramente hacia arriba y hacia fuera, las carillas articulares deben corresponder a las carillas superiores de la primera vértebra lumbar [2.3].

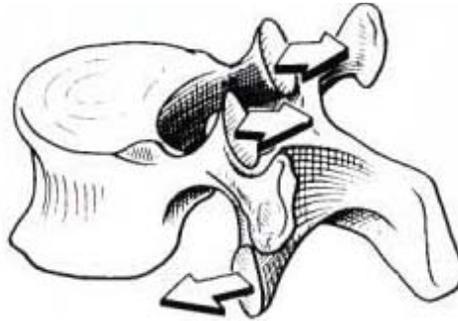


Figura 2.18 Vértebra duodécima dorsal [2.3].

### 2.6.3 Constitución de las vértebras lumbares

Una vértebra lumbar está compuesta por (Fig. 2.19):

El cuerpo vertebral (1), reniforme, es más extenso en anchura que en sentido anteroposterior; también es más ancho que alto y su contorno, profundamente excavado, tiene la forma de un diábolo, excepto por detrás, donde casi es plano.

Las *dos laminas* (2) son muy altas y se dirigen hacia atrás y hacia adentro, pero su plano es oblicuo hacia abajo y hacia afuera.

Se unen por detrás para constituir la *apófisis espinosa* (3) muy gruesa, rectangular, que se dirige directamente hacia atrás y se engrosa en su extremo posterior.

Las *apófisis costoideas* (4) incorrectamente denominadas apófisis transversas, ya que en realidad se trata de restos de costillas, se implantan a la altura de las articulaciones y se dirigen oblicuamente hacia atrás y hacia afuera. En la cara posterior de la base de implantación de las apófisis costiformes, se localiza el tubérculo accesorio, que según determinados autores sería el homólogo de la apófisis transversa de las vértebras dorsales.

El *pedículo* (5), porción ósea corta que une el arco posterior al cuerpo vertebral, se implanta en la cara posterior del cuerpo vertebral en su ángulo superoexterno. Forma el límite superior y el límite inferior de los agujeros de conjunción; por detrás constituye la inserción del macizo de las articulares.

La *apófisis articular superior* (6) se origina en el borde superior de la lámina en su unión con el pedículo, su plano es oblicuo hacia atrás y hacia afuera y presenta una carilla articular recubierta de cartílago orientada hacia atrás y hacia adentro.

La *apófisis articular inferior* (7) se desprende del borde inferior del arco posterior, próximo a la unión de la lámina con la espinosa. Se dirige hacia abajo y hacia afuera y posee una carilla articular recubierta de cartílago que mira hacia afuera delante.

Entre la cara posterior del cuerpo vertebral y el arco posterior está delimitado *el agujero vertebral*, que forma un triángulo casi equilátero.

Algunas vértebras lumbares presentan ciertas **especificidades**; la apófisis costiforme de la primera vértebra lumbar está menos desarrollada que la de las otras lumbares.

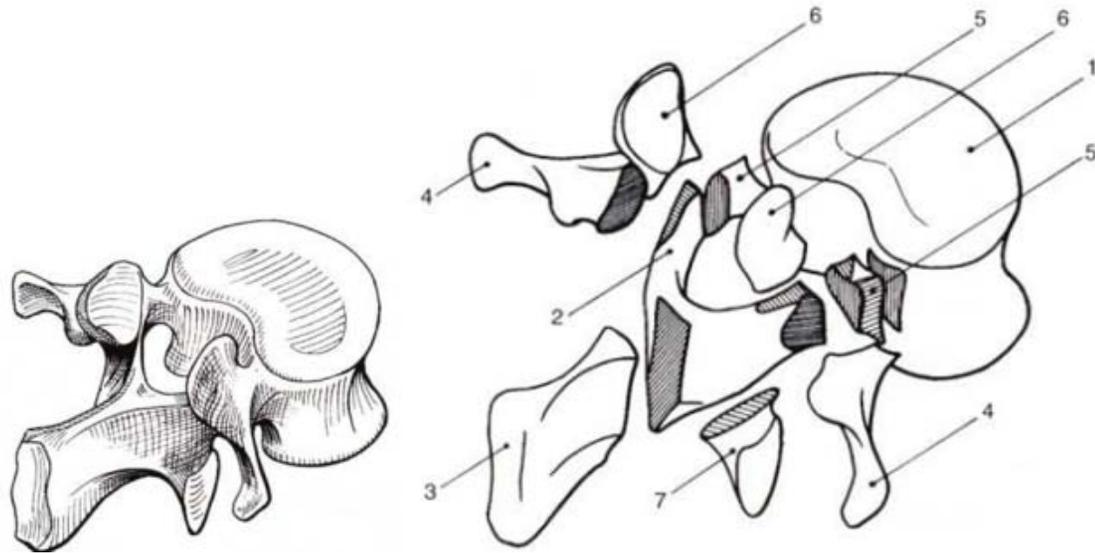


Figura 2.19 Vértebra lumbar tipo y vista desarmada de una vértebra lumbar [3.2].

La quinta vértebra lumbar posee un cuerpo vertebral más alto por delante que por detrás, de tal modo que, visto de perfil, es *cuneiforme* o, mejor, forma un trapecio de base mayor anterior. En cuanto a las apófisis articulares inferiores de la quinta vértebra lumbar, están más separadas entre sí que de las restantes lumbares.

## 2.7 Cinemática de la columna vertebral

La movilidad de la columna ha sido estudiada en cadáveres desde tiempos de Galeno. Vesalioo, en 1542, describió las primeras estructuras anatómicas que soportan el movimiento. Winslow en 1730 y Weber en 1827 efectuaron las primeras mediciones de arcos de movimiento. Volkmann describió los movimientos de rotación en 1872, y Guerin en 1877, la inclinación lateral y la flexoextensión. Lovett en 1900 demostró la existencia de una rotación axial automática en el curso de una inflexión lateral [2.7].

En 1929 los estudios radiológicos de Dittman mostraron que en flexoextensión:

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

Las características del movimiento de la columna están determinadas por los elementos pasivos (apófisis articulares, discos, ligamentos, estructuras óseas) y activos (músculos). La disfunción de uno de estos elementos da lugar a una modificación cinemática [2.7]. El movimiento de la columna vertebral tiene lugar gracias a la acción combinada del sistema neuromuscular agonista, que lo produce, y de sistema antagonista, que lo controla.



El grado de movilidad es diferente en los distintos segmentos de la columna y depende de la orientación de las carillas articulares de cada zona. Esta movilidad se produce por la acción coordinada de varios segmentos, que en la región dorsal se encuentra limitada por la caja torácica y en todo el tronco esta aumentada por la acción de la báscula pélvica. Ambas, caja torácica y pelvis, son estructuras esqueléticas que influyen en la cinemática vertebral, al igual que la orientación de las caras articulares ya que es distinta dependiendo del segmento de la columna.

A nivel torácico, las carillas articulares son verticales y tienen una orientación circular que no impide el movimiento rotatorio entre dos vértebras adyacentes, siendo las costillas las que limitan este movimiento, pueden realizar movimientos de lateralización y rotación, así como ligeros movimientos de flexoextensión. A nivel de la última vértebra torácica y primera lumbar se produce un cambio de orientación de las carillas, que pasan a tener una dirección más sagital, lo cual limita las rotaciones axiales. En la región lumbar baja, las carillas articulares están ligeramente desplazadas hacia el plano frontal, dirigidas hacia atrás y hacia dentro, por lo que se encuentran casi enfrentadas, lo que permite perfectamente las rotaciones axiales; además, están mejor adaptadas para soportar las fuerzas de cizallamiento debidas a la orientación oblicua hacia delante de los discos intervertebrales de L4-L5 y L5-S1. En esta región se pueden realizar movimientos de flexión, de extensión y lateralizaciones, pero no rotacionales.

Las articulaciones intervertebrales de la región lumbosacra difieren de las demás de la región lumbar. La forma y orientación de las carillas articulares de este nivel permiten un cierto grado de rotación.

En cuanto a la parte cervical, las carillas de las articulaciones intervertebrales de las vértebras C3 a C7 tienen el aspecto de cortes oblicuos de cilindros óseos y están orientadas aproximadamente  $45^\circ$  con respecto al plano transversal y son paralelas al plano frontal. Las dos primeras vértebras, atlas y axis, están prácticamente orientadas en el plano transversal. La séptima vértebra cervical es de transición y sus carillas articulares tienen mayor inclinación que las demás. Estas orientaciones permiten a este segmento realizar flexiones, extensiones, lateralizaciones y rotaciones.

La cifosis dorsal (ángulo entre T1 y T12) es de  $45 \pm 10^\circ$ . La lordosis lumbar (ángulo entre L1 y cara superior del sacro) es de  $61 \pm 10^\circ$ . La inclinación sacra (eje del sacro la horizontal) es de  $53 \pm 11^\circ$  el ángulo de la pendiente sacra (entre la carilla superior del sacro y la horizontal) fue definido por Wiltse como de  $42.8^\circ$  y por Sward de  $44.2^\circ$ , recientemente Mangione ha señalado que es de  $41^\circ$ , con una variación de  $\pm 8^\circ$ . El aumento o disminución de las curvas raquídeas están condicionados por la inclinación sacra.

El estudio cinemático de la columna vertebral puede efectuarse de acuerdo a la:

- a) Movilidad global de la columna, y.
- b) Movilidad segmentaria, referida exclusivamente a un solo segmento vertebral.

### **2.7.1 Amplitudes globales de la flexoextensión**

Entre el sacro y el cráneo, el raquis constituye *el equivalente de una articulación de tres grados de libertad*: permite movimientos de flexoextensión, inclinación lateral izquierda y

derecha y rotación axial. Las amplitudes de estos distintos movimientos son importantes en razón del número de articulaciones vertebrales.

Los movimientos de flexoextensión se efectúan *en el plano sagital* (Fig. 2.20). La referencia, a nivel del cráneo, es el *plano masticatorio*. El ángulo formado por el plano masticador entre las dos posiciones extremas ( $A_T$ ) es de  $250^\circ$  (como máximo en individuos flexibles). Esta amplitud debe considerarse si se toma en cuenta que el resto de las articulaciones del cuerpo no tienen más que  $180^\circ$  de amplitud máxima [2.1, 2.3].

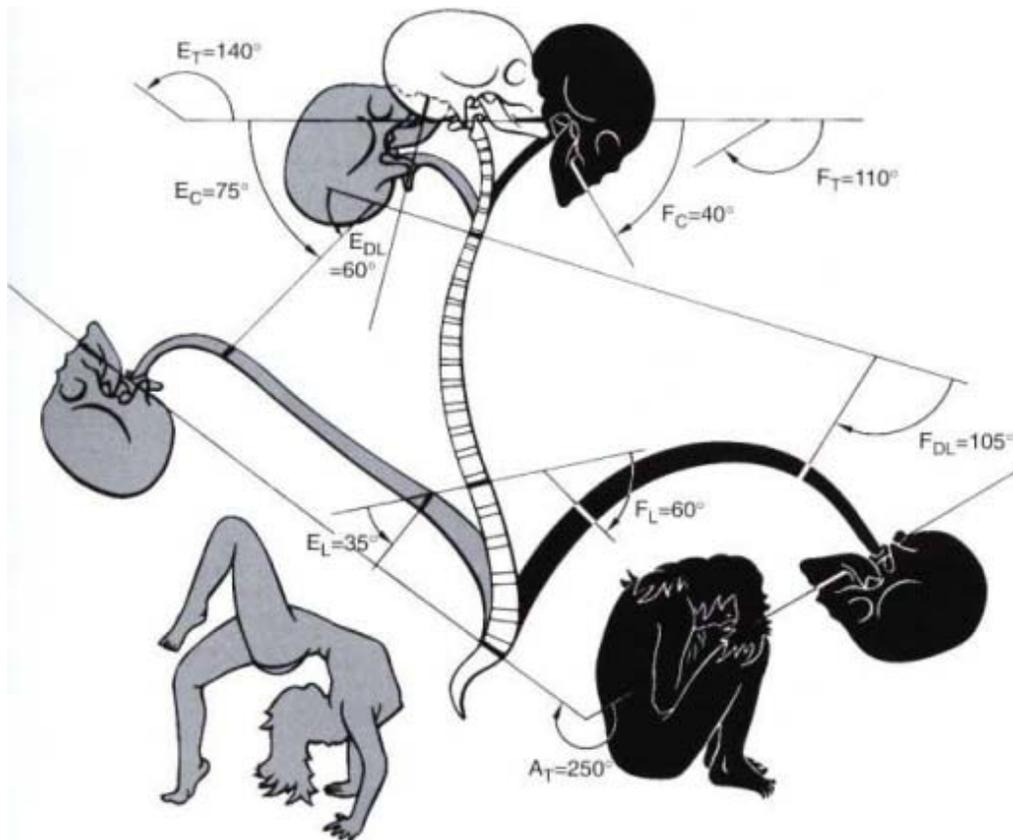


Figura 2.20 Movimientos de flexoextensión global [2.3].

Las *amplitudes segmentarias* pueden medirse en *radiografías de perfil* (Tabla 2.1).

Tabla 2.1 Amplitudes segmentarias

	Flexión	Extensión
<b>Raquis lumbar</b>	60°	35°
<b>Raquis dorsolumbar</b>	105°	60°
<b>Raquis cervical</b>	40°	75°
<b>TOTAL</b>	110°	140°

Las amplitudes antes mencionadas no son del todo exactas y por otra parte estas varían considerablemente según los individuos y la edad [2.1, 2.3].

### 2.7.2 Amplitudes globales de la flexión lateral

El movimiento de **flexión lateral, inclinación del raquis o inflexión lateral** se realiza *en el plano frontal* (Fig. 2.21). Dicho movimiento es fácil de medir con precisión en las *radiografías de frente* (Tabla 2.2).

Tabla 2.2 Inflexión lateral

Región	Inflexión lateral
Raquis lumbar	20°
Raquis dorsal	20°
Raquis cervical	30 a 45°
Inflexión total del raquis entre el sacro y el cráneo	75 a 85° [2.1, 2.3]

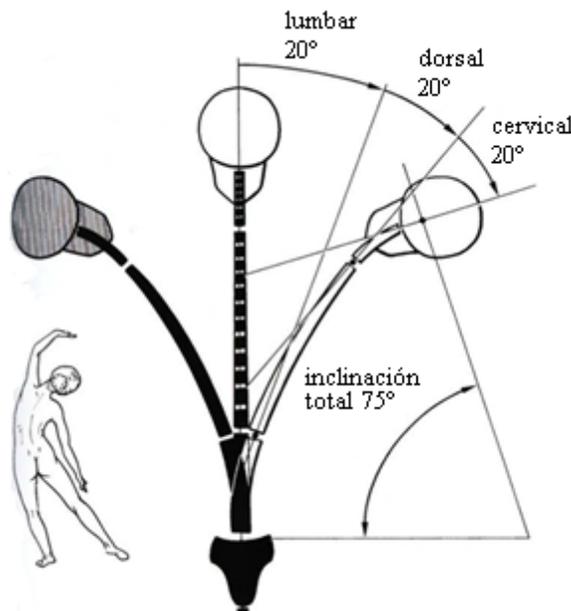


Figura 2.21 Movimientos globales de la flexión lateral [2.3].

### 2.7.3 Amplitudes globales de la rotación

Las amplitudes de rotación son difíciles de apreciar, ya que resulta imposible hacer radiografías en el plano transversal y las tomografías axiales realizadas para el estudio de los órganos no son lo bastante precisas para apreciar la rotación de las vértebras.

Se puede medir la rotación total del raquis fijando la pelvis y contando el grado de rotación del cráneo. Greggersen y Lucas [2.3], han podido medir de manera muy precisa las rotaciones elementales tomando como puntos de referencia agujas metálicas insertadas mediante anestesia local en las apófisis espinosas. La rotación axial en la *columna lumbar* (Fig. 2.22), es de: 5°.

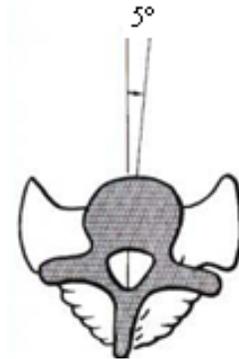


Figura 2.22 Movimiento de rotación axial en la columna lumbar [2.3].

La rotación axial en la *columna dorsal* (Fig. 2.23) es mucho más acentuada: 35°, puesto a que se ve favorecida por la disposición de las apófisis articulares [2.3].

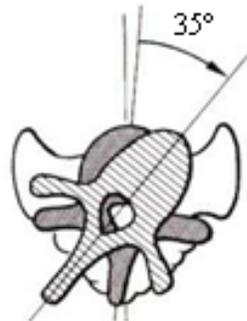


Figura 2.23 Movimiento de rotación axial en la columna dorsal [2.3].

La rotación axial en el *raquis cervical* (Fig. 2.24) es muy amplia: de 45 a 50°[2.3].

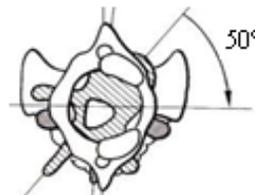


Figura 2.24 Movimiento de rotación axial en la columna cervical [2.3].

La rotación axial *entre la pelvis y el cráneo* (Fig. 2.25) alcanza y/o sobrepasa los 90°[2.3].

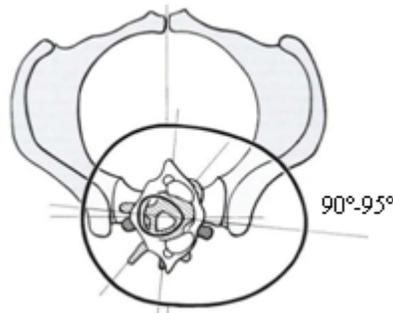


Figura 2.25 Rotación axial entre la pelvis y el cráneo [2.3].

### 2.7.4 Rotación automática de la columna durante la flexión lateral

Cuando el raquis se flexiona lateralmente, los cuerpos vertebrales giran *sobre sí mismos* de modo que su línea media anterior se desvía hacia *convexidad de la curva*. Esto se puede observar con claridad en una radiografía de frente tomada en flexión lateral (fig. 2.26 (a)). En una vista superior (Fig. 2.26 (b)), se puede constatar como en esta posición de rotación, la apófisis transversa de concavidad se proyecta en todo su tamaño, mientras que la apófisis transversa de la convexidad se proyecta en tamaño reducido. Además, las interlíneas apofisarias de la convexidad están tomadas en hilera por el haz radiológico, mientras que las apófisis articulares de la concavidad se proyectan de frente, al igual que el pedículo vertebral [2.3].

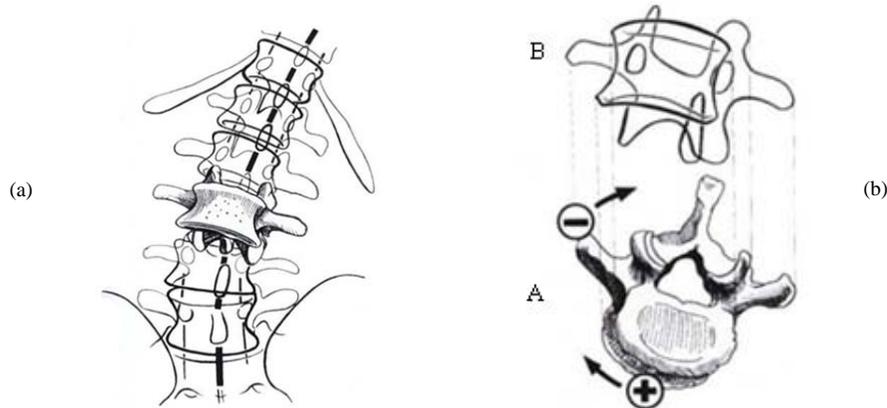


Figura 2.26 (a) Flexión lateral, (b) Vista superior flexión lateral [2.3].

La **rotación automática** de los cuerpos vertebrales se da principalmente *por dos mecanismos*: la compresión de los discos y la puesta en tensión de los ligamentos.

**La compresión de los discos.** La inflexión lateral incrementa la presión en el disco del lado de la concavidad; como el disco en sí mismo es cuneiforme, su sustancia comprimida tiende a escaparse por el lado más abierto; es decir hacia la convexidad, de ahí la rotación (Fig. 2.27). Esta sobrepresión se ve reflejada en la fig. 2.26 (b) con el signo (+) (sentido de rotación). Mientras que por un mecanismo inverso, los ligamentos de la convexidad *que se hallan en tensión* debido a la inflexión lateral tienden a desplazarse hacia la línea media buscando el camino más corto, fig. 2.26 (b) por el signo (-) a nivel de un ligamento intertransverso (dirección del movimiento).

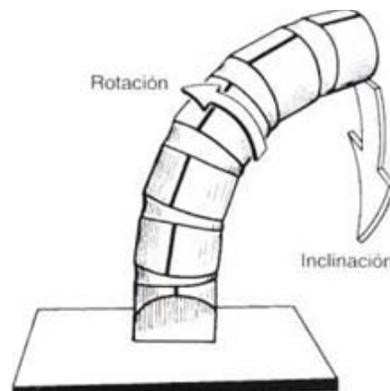


Figura 2.27 Efecto de compresión de los discos [2.3].

Esta rotación es fisiológica, pero, determinadas alteraciones de la estática vertebral causadas por una mala distribución de las tensiones ligamentosas y por desigualdades del desarrollo, determinan una rotación permanente de los cuerpos vertebrales. En una *escoliosis* se asocia una *incurvación* o inflexión permanente del raquis a una *rotación* de los cuerpos vertebrales. El examen clínico puede revelar esta rotación (Fig. 2.28). Esto no representa más que la *rotación permanente de los cuerpos vertebrales*.

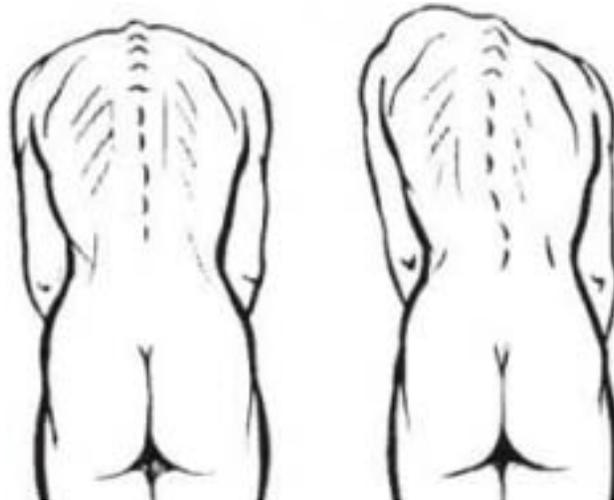


Figura 2.28 Examen clínico de rotación [2.3].

## 2.8 Movilidad segmentaria

La columna cervical, al igual que la lumbar, forman una curva lordótica y, a su vez, cada unidad funcional mantiene individualmente una ligera inclinación rotacional (Fig. 2.29) [2.5].

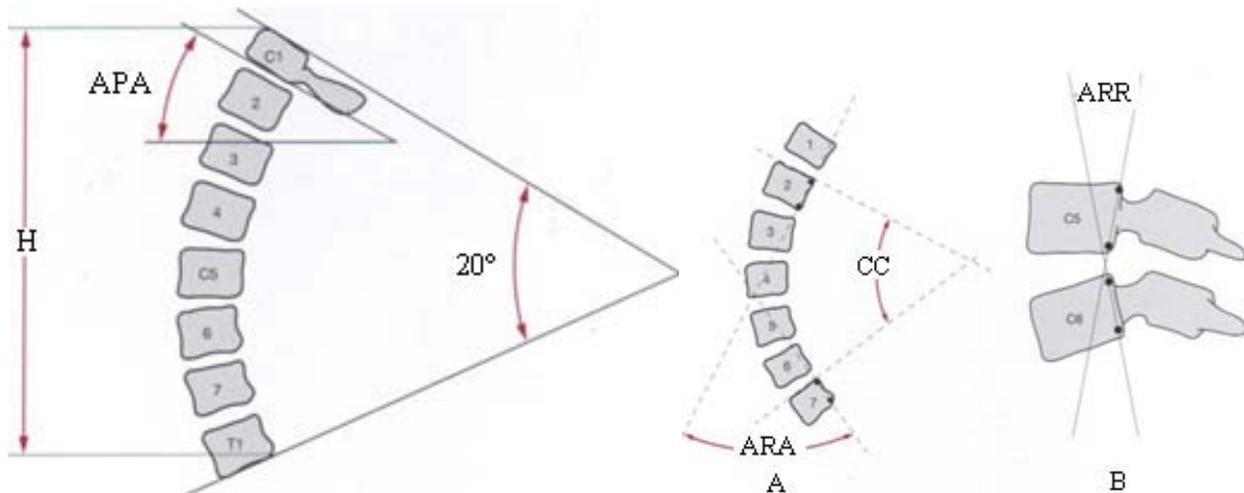


Figura 2.29 (a) Ángulo rotacional de la lordosis cervical. (H) determina el grado de curvatura desde C2 hasta C7. El ángulo lordótico es de aprox. 20°. (APA): Ángulo de los pilares articulares de la vértebra C1; (b) Lordosis cervical a nivel individual. A) La lordosis cervical (CC) muestra una curvatura general (ARA); B) Dos vértebras, C5 y C6, que se muestran un ángulo rotacional relativo (ARR) [2.5].

### 2.8.1 Flexoextensión y flexión lateral de la columna dorsal

El movimiento de **extensión** entre dos vértebras dorsales (Fig. 2.30) provoca una inclinación hacia atrás del cuerpo vertebral de la vértebra superior y el disco intervertebral se aplasta hacia atrás y se ensancha hacia delante lo que proyecta el núcleo pulposo hacia delante. La limitación del movimiento de extensión viene determinada por el *tope de las apófisis articulares* (1) y las *apófisis espinosas* (2), las cuales, al estar muy inclinadas hacia abajo y hacia atrás, están prácticamente en contacto. El *ligamento vertebral común anterior* (3) se tensa mientras que el ligamento vertebral común posterior, los ligamentos amarillos y los ligamentos interespinosos se distienden [2.3].

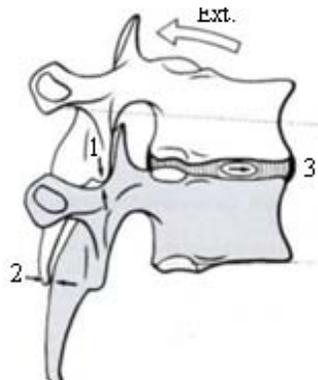


Figura 2.30 Movimiento de extensión entre dos vértebras dorsales [2.3].

El movimiento de **flexión** entre dos vértebras dorsales (Fig. 2.31) se acompaña de una apertura posterior del espacio intervertebral, con desplazamiento del núcleo hacia atrás. El movimiento de flexión queda limitado por la *tensión del ligamento interespinoso* (4), de los *ligamentos amarillos* y de las *cápsulas de las articulaciones interapofisarias* (5), y por la del *ligamento vertebral posterior* (6) [2.3].

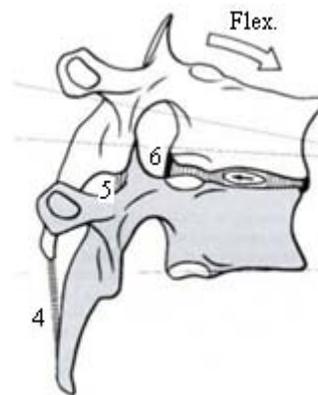


Figura 2.31 Movimiento de flexión entre dos vértebras dorsales [2.3].

El movimiento de **inclinación** de dos vértebras dorsales (Fig. 2.32) se acompaña de un deslizamiento distinto en las articulaciones interapofisarias; en el lado de la convexidad. La línea de la apófisis transversa mm' forma con la línea de las apófisis transversa nn' un ángulo igual al ángulo de inclinación ( $i$ ); la limitación del movimiento viene determinada, por el tope óseo de las apófisis articulares del lado de la concavidad y por la tensión de los ligamentos amarillo e intertransverso del lado de convexidad.

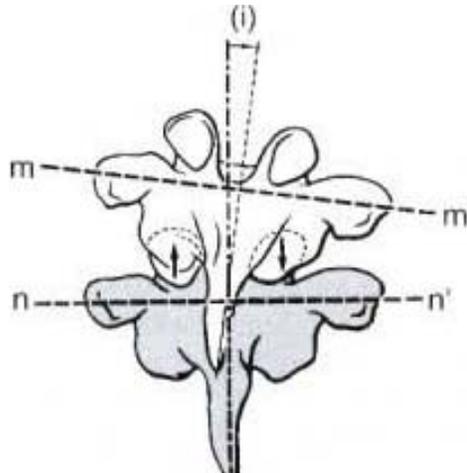


Figura 2.32 Movimiento de inclinación de dos vértebras dorsales [2.3].

### 2.8.2 Rotación axial de la columna dorsal

La rotación elemental de una vértebra sobre otra en la columna dorsal difiere en mucho de la rotación en el raquis lumbar; ya que las articulaciones interapofisarias tienen una orientación totalmente distinta. Durante la rotación de una vértebra sobre otra, el deslizamiento de las superficies en las apófisis articulares se acompaña de una rotación de un cuerpo vertebral sobre otro, sobre su eje común. La rotación elemental entre dos vértebras dorsales es, al menos, tres veces mayor que entre dos vértebras lumbares (Fig. 2.33).

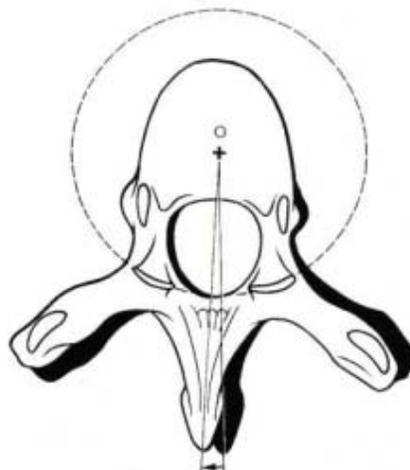


Figura 2.33 Rotación elemental de una vértebra sobre otra en la columna dorsal [2.3].

### 2.8.3 La columna lumbar

El raquis lumbar se compone de cinco unidades funcionales (Fig. 2.34) e influye en el sacro y en todas las vértebras adyacentes [2.5].

Vista **de frente** (Fig. 2.35 (a)), la columna lumbar es *rectilínea* y *simétrica* en relación a la línea de las espinosas (*m*); la anchura de los cuerpos vertebrales y las apófisis transversas decrece regularmente de abajo a arriba. La línea horizontal (*h*) pasa entre L1 y L5. Las verticales (*a* y *a'*) caen en el fondo del cótilo.

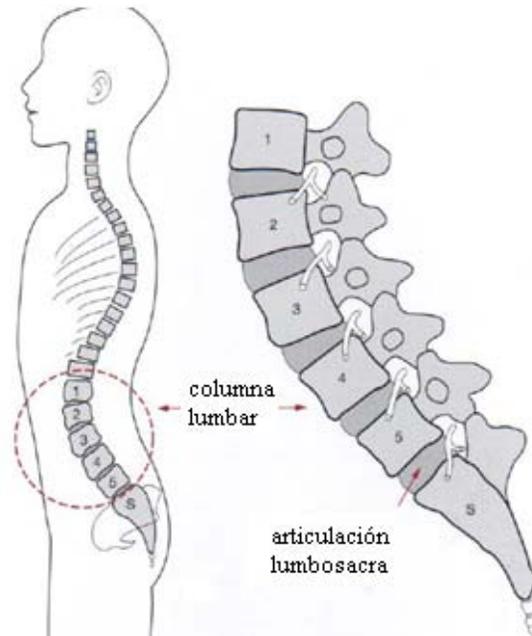


Fig. 2.34 (a) El raquis lumbar consiste normalmente en cinco unidades funcionales [2.5].

Vista **de perfil** (Fig. 2.35 (b)), se puede constatar la *característica de la lordosis lumbar y de la estática raquídea*.

Por lo que De Seze la describe de la siguiente manera:

- El *ángulo sacro (a)* está determinado por la inclinación de la meseta superior de la primera vértebra sacra sobre la horizontal. Su valor medio es de  $30^\circ$ .
- El *ángulo lumbosacro (b)*, que se da entre el eje de la quinta vértebra lumbar y el eje del sacro, tiene un valor medio de  $140^\circ$ .
- El *ángulo de inclinación de la pelvis (c)* correspondiente a la inclinación sobre la horizontal de la línea que se extiende entre el promontorio y el borde superior de la síntesis púbica, tiene un valor medio de  $60^\circ$ .
- La *flecha de la lordosis lumbar (f)* trazada a partir de la cuerda de la lordosis lumbar, que une el borde posterosuperior de la primera vértebra lumbar al borde posteroinferior de la quinta vértebra lumbar. La flecha representa el punto máximo de la curva,
- La *reversión posterior (r)* corresponde a la distancia entre el borde posteroinferior de la quinta vértebra lumbar y la vertical que desciende del borde posterosuperior de la primera vértebra lumbar. Esta distancia puede ser *nula* si la vertical se confunde con la cuerda de la lordosis lumbar. Puede ser *positiva* si el raquis lumbar se desplaza hacia atrás, puede ser *negativa* si el raquis lumbar se desplaza hacia adelante.

La curvatura sagital lumbar se determina de acuerdo a estudios antropométricos radiológicos de la postura humana erecta. Inicialmente, se medía con el ángulo de Cobb (Fig. 2.36). Este ángulo no se basa en la postura erecta y no refleja la influencia de la acción de la gravedad; describe una curvatura leve en todos los niveles segmentales. Estudios más recientes ha demostrado que la lordosis de cada segmento se da, en el 65% de los casos, entre L4 y S1 (Fig. 2.37) [2.5].

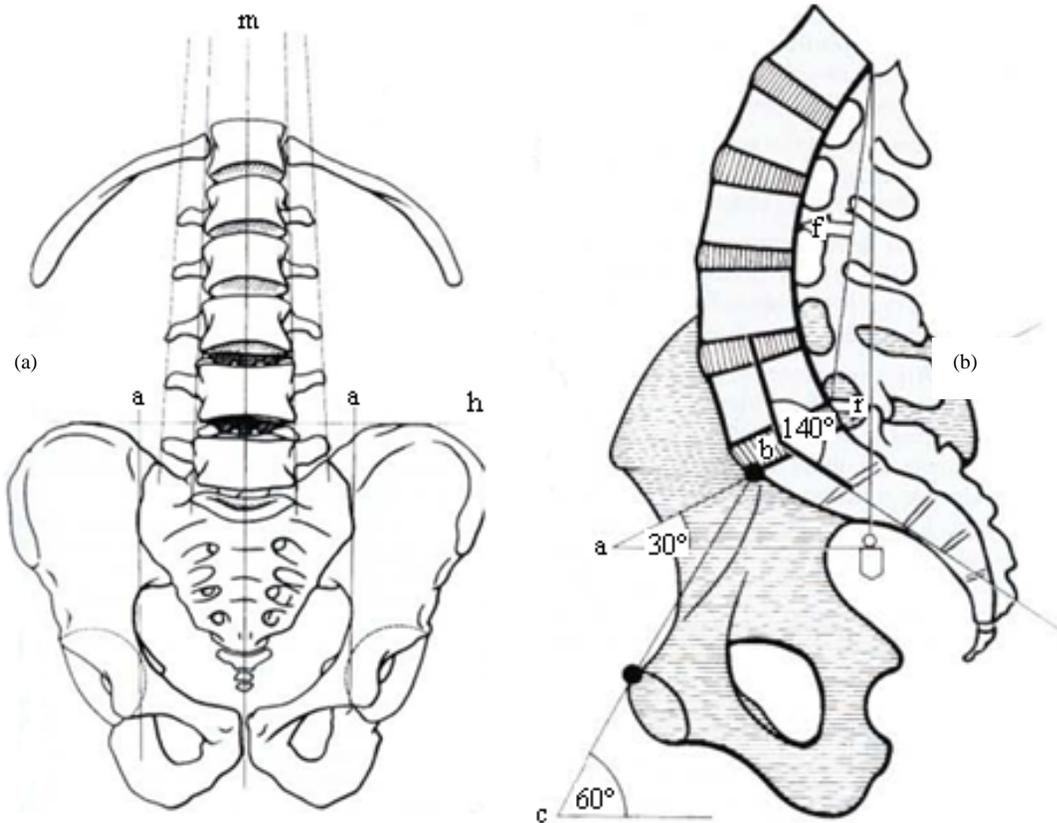


Figura 2.35 (a) Columna lumbar; (b) Vista de perfil de la columna vertebral [2.3].

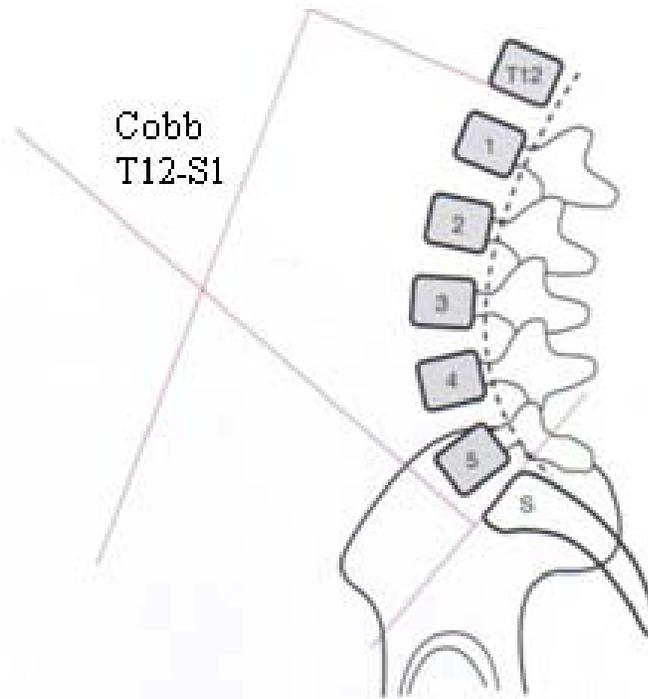
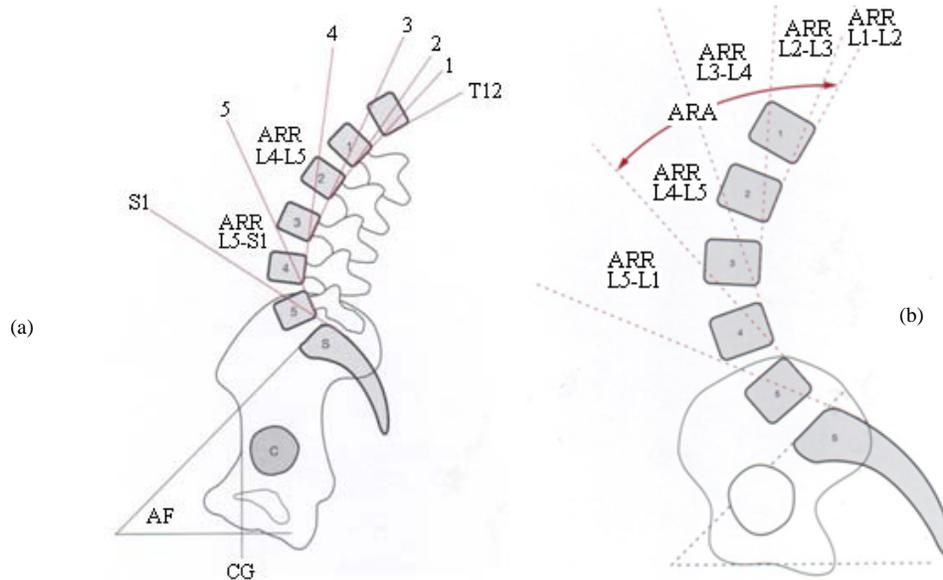


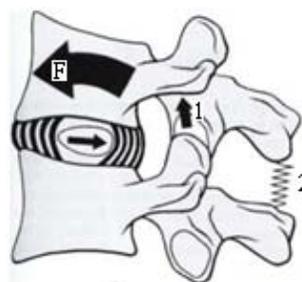
Figura 2.36 Ángulo de Cobb. El ángulo de Cobb se determina con la intersección de la perpendicular a la línea de la base de T12 y la perpendicular a la línea de la cara superior del sacro (S) [2.5].



**Figura 2.37.** (a) Modelo elíptico de la curvatura lumbar. Ángulos de rotación relativa (ARR) con líneas desde la superficie posterior vertebral. Los ARR L5-S1 y ARR L4-L5 indican el grado de curvatura a estos dos niveles, que es mayor que en otros. (AF) ángulo de Ferguson; (CG) centro de gravedad; (S) sacro; (C) cadera (cabeza del fémur); (b) Ángulo de rotación relativa en todos los niveles. Cada ángulo de rotación relativa (ARR) se representa en cada nivel vertebral de la columna lumbosacra, S, sacro [2.5].

### 2.8.4 Flexión de la columna lumbar

Durante el **movimiento de flexión** (Fig. 2.38) el cuerpo vertebral, de la vértebra suprayacente se inclina y se desliza *hacia delante* en el sentido de la flecha F, lo que disminuye el grosor del disco en su parte anterior y lo aumenta en su parte posterior. El disco intervertebral toma forma de cuña de base posterior y el núcleo pulposo se ve *desplazado hacia atrás*. La tensión de los ligamentos del arco posterior, amarillo, interespinoso, supraespinoso y el vertebral común posterior, limitan el movimiento de flexión [2.3].



**Figura 2.38** Movimiento de flexión de la columna lumbar [2.3].

Durante el **movimiento de extensión** (Fig. 2.39), el cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente se inclina hacia atrás y retrocede en el sentido de la flecha E. Al mismo tiempo, el disco intervertebral se hace más delgado en su parte posterior y se ensancha en su parte anterior, tornándose cuneiforme de base anterior. El núcleo pulposo *se ve desplazado hacia delante*, lo que tensa las fibras anteriores del anillo fibroso. El movimiento de extensión queda limitado por los topes óseos del arco posterior y por la puesta en tensión del ligamento vertebral común anterior [2.3].

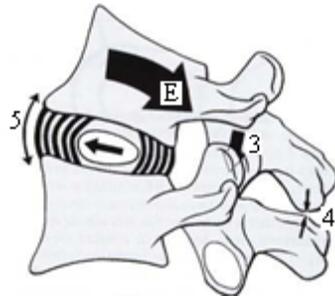


Figura 2.39 Movimiento de extensión de la columna lumbar [2.3].

Durante el **movimiento de flexión lateral** (Fig. 2.40), el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina hacia el lado de la concavidad de la inflexión y el disco se torna cuneiforme, más grueso en el lado de la convexidad. El núcleo pulposo se desplaza ligeramente hacia el lado de la convexidad [2.3].

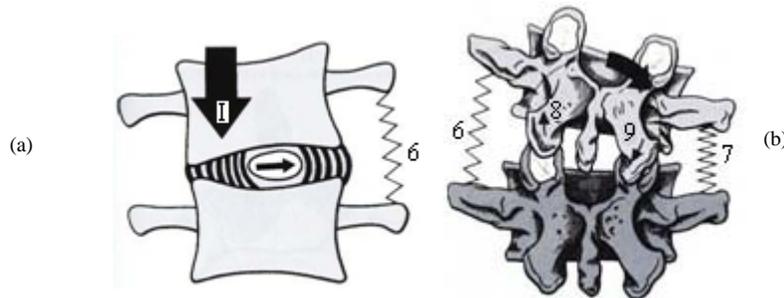


Figura 2.40 (a) Movimiento de flexión lateral de la columna lumbar; (b) Vista superior del movimiento de flexión lateral de la columna lumbar [2.3].

- Las amplitudes de flexoextensión de la columna lumbar varían según los individuos y la edad. Por lo que, todas las cifras propuestas son casos particulares o promedios. Sin embargo se puede decir que, (Fig. 2.41) [2.1, 2.3]:
- La extensión, que se acompaña de una hiperlordosis lumbar, tiene una amplitud de 30°.
- La **flexión**, que se acompaña de un enderezamiento de la lordosis lumbar, tiene una amplitud de 40°.



Figura 2.41 Amplitudes de flexoextensión de la columna lumbar [2.3].

David y Albrook en sus estudios, permiten conocer la amplitud individual de flexoextensión en cada nivel (Fig. 2.42 (A)) y la *amplitud total y acumulada* de la flexoextensión (Fig. 2.42 (B)); en 83°. Por otra parte, la amplitud máxima de flexoextensión se sitúa entre L4 y L5; 24°, y por orden de amplitud decreciente, vienen las interlíneas L3-L4 y L5-S1 todas ellas de 18° y, casi de la misma amplitud, las interlíneas L2-L3 de 12° y L1-L2 de 11°. Por lo que concluyeron que el raquis lumbar inferior es mucho más móvil en el plano de la flexoextensión que el raquis lumbar superior [2.3].

Las *amplitudes de la flexión son distintas según la edad* (Fig. 2.42 (B)) y Según S.S. Tanz, la movilidad del raquis decrece con la edad, siendo máxima entre los dos y los trece años. La movilidad máxima se sitúa en la parte baja del segmento lumbar, sobre todo en el espacio L4-L5 [2.3].

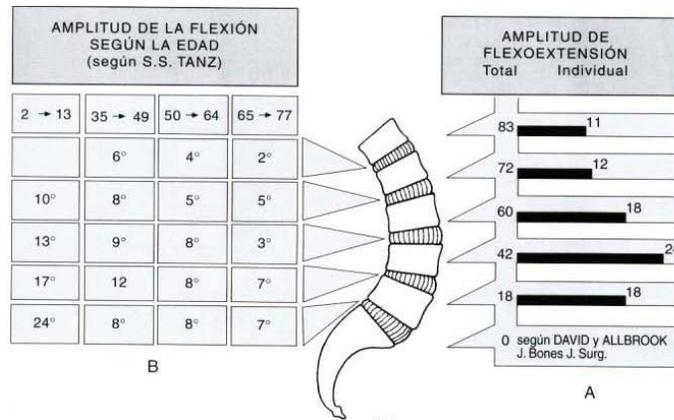


Figura 2.42 Amplitud de flexo-extensión en cada nivel de la columna lumbar [2.3].

La amplitud de la flexión lateral, varía según la edad y según los individuos; y en términos medios la inclinación es de 20 a 30° a cada lado [2.1, 2.3] (Fig. 2.43).

S. Tanz estudio las amplitudes de la inclinación (Fig. 2.44). Éstas disminuyen considerablemente con la edad, son máximas de los dos a los trece años, alcanzando los 62° a un lado y otro de la posición media; entre los 35 y los 49 años, la amplitud sólo es de 31°; desciende a 29° entre los 50 y 64 años y a 22° entre los 65 y 77 años. La amplitud máxima se localiza entre L4-L5 y, sobre todo, entre L3 y L4 donde es de 16° en la juventud para después permanecer relativamente estable alrededor de los 8° entre los 35 y los 64 y, por último, descender a 6° en la edad senil [2.3].

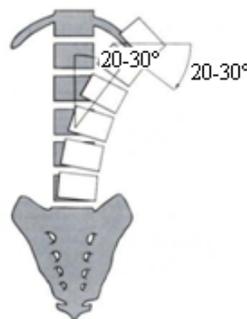


Figura 2.43 Amplitud de la flexión lateral de la columna lumbar [2.5].

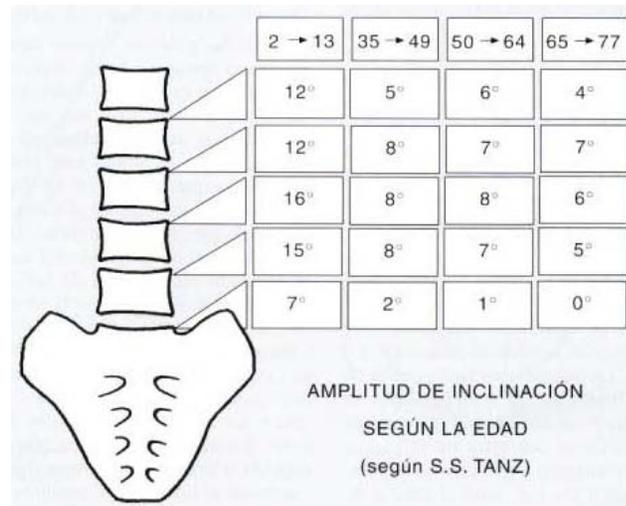


Figura 2.44 Amplitudes de la inclinación según la edad [2.3].

### 2.8.5 Rotación de la columna lumbar

Las carillas articulares superiores de las vértebras lumbares miran hacia atrás y hacia dentro (Fig. 2.45 (a)), no son planas sino cóncavas transversalmente y rectilíneas verticalmente. Geométricamente, están *talladas sobre la superficie de un mismo cilindro cuyo centro O* se sitúa por detrás de las carillas articulares, aproximadamente en *la base de las apófisis espinosas* (Fig. 2.45 (b)). En las vértebras lumbares superiores el centro de este cilindro se localiza casi inmediatamente por detrás de la línea que une el borde posterior de las apófisis articulares, mientras que en las vértebras lumbares inferiores el cilindro tiene un diámetro mucho mayor, lo que retrocede en la misma medida su centro en relación al cuerpo vertebral [2.3].

Según los trabajos de Grégersen y D.B. Lucas, la rotación total derecha-izquierda del raquis lumbar entre L1 y S1 es de 10°. Por lo que se puede decir que la columna lumbar no está conformada para realizar la rotación axial, limitada por la orientación de las carillas articulares [2.3].

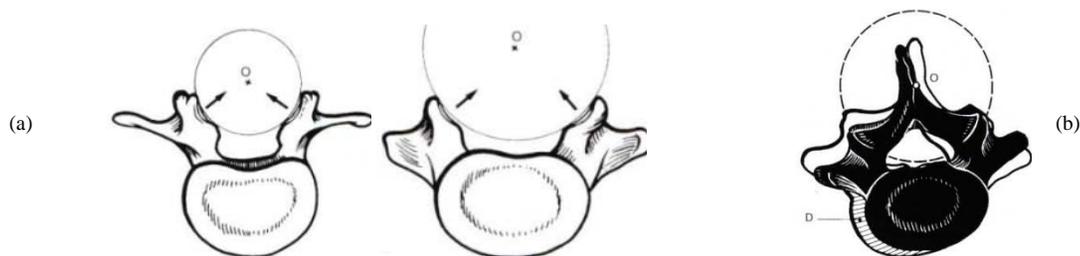


Figura 2.45 (a) Carillas articulares superiores; (b) Movimiento de las apófisis [2.3].

La ampliación de rotación segmentaria y total en el raquis lumbar y en el raquis dorsal ha sido durante mucho tiempo una incógnita. Ya que es muy difícil inmovilizar la pelvis y apreciar la rotación en el extremo dorsal del raquis, ya que la cintura escapular es muy móvil sobre el tórax. No obstante G. Gregerson y D.B. Lucas pudieron medir la rotación de la columna dorsolumbar durante la marcha (Fig. 2.46 (a)) y su amplitud total en sedestación y bipedestación (Fig. 2.46 (b)) [2.3].

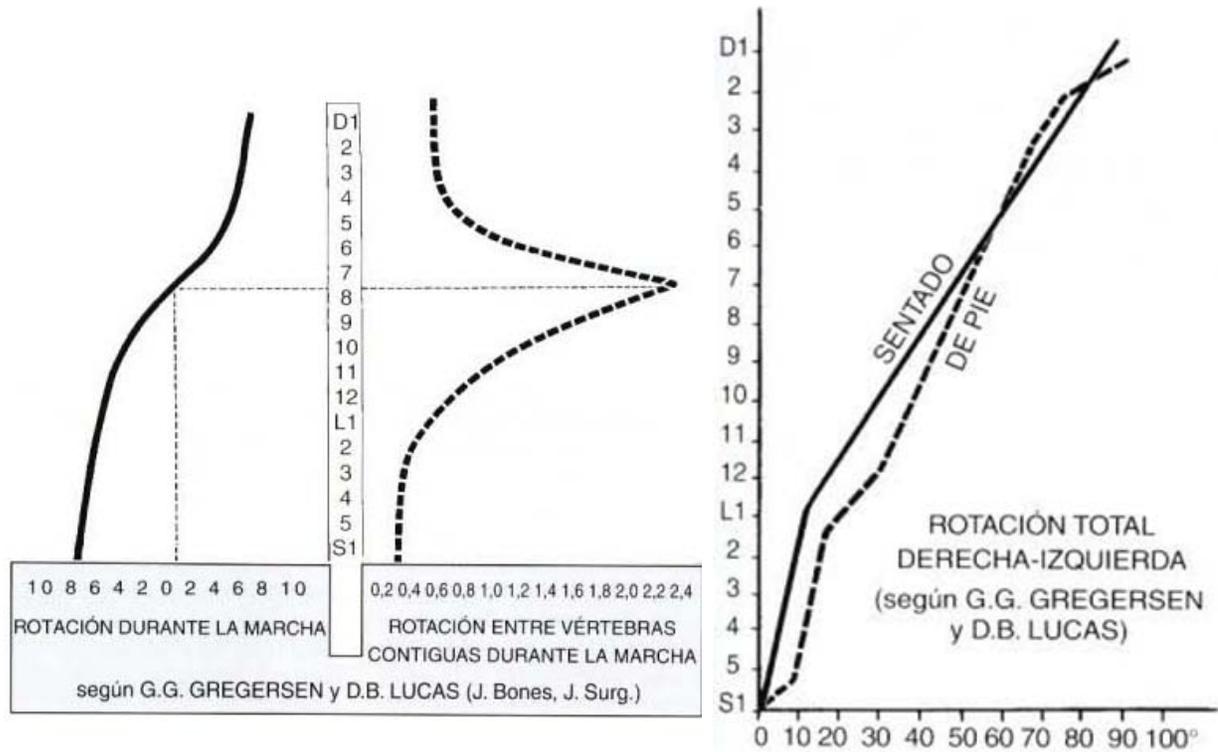


Figura 2.46 (a) Rotación de la columna dorsolumbar durante la marcha; (b) Amplitud en sedestación y bipedestación [2.3].

## 2.9 Biomecánica de la columna

La estabilización de la columna se debe a tres subsistemas: uno pasivo, uno activo y un control neural de retroalimentación. El sistema pasivo es la columna osteoarticular, el activo lo forman los músculos y tendones, y el neural es un mecanismo transductor localizado en los ligamentos, tendones y músculos que soportan la columna, junto con los centros neurales de control. Las presiones que puede soportar la columna, dependiendo de la flexión en que se encuentre o del peso que soporte, pueden llegar a ser de 5000 a 8000 N. En condiciones normales los segmentos más inferiores soportan 2100 N, es decir, entre dos y tres veces el peso corporal [2.1].

Los cambios diurnos modifican la cantidad de líquidos de la columna y con ello su resistencia [2.1, 2.3]. El disco se deshidrata y se hace más elástico, protruye más, es más laxo a la compresión y más flexible a la inclinación. Por este motivo existen unos sofisticados mecanismos de control suplementario de la columna.

### 2.9.1 Resistencia de la columna debida a las curvas raquídeas

La existencia de las curvas raquídeas aumenta la resistencia de la columna vertebral a las fuerzas de compresión axial. Ingenieros han podido demostrar (Fig. 2.47) que la resistencia de una columna con curvas es proporcional al cuadrado de número de curvas más uno. Por ejemplo en el caso C, el caso de una columna, como la columna vertebral humana (lordosis lumbar, cifosis dorsal y lordosis cervical), su resistencia es diez veces mayor que la de la columna rectilínea (caso A). [2.3].

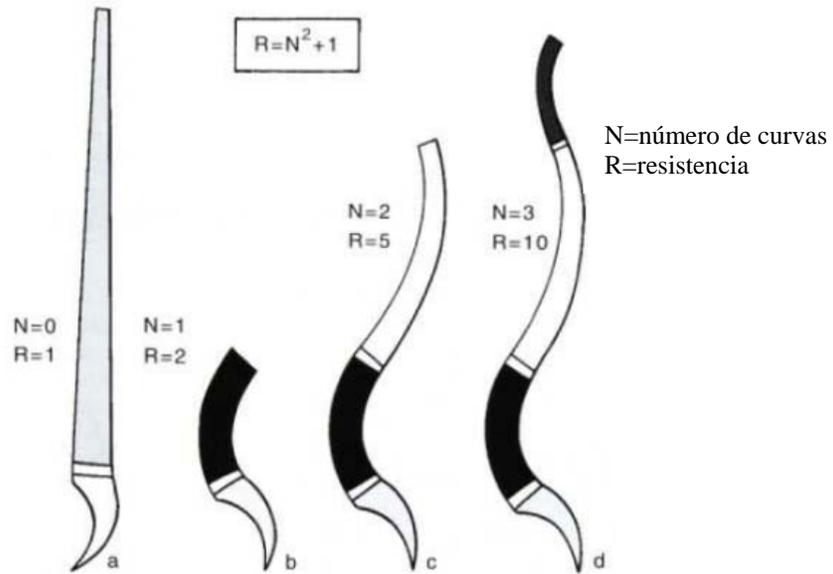


Figura 2.47 Resistencia de una columna con curvas [2.3].

En la actualidad, es posible medir la importancia de las curvas raquídeas mediante el índice de Delmas (Fig. 2.48). Este índice no puede medirse más que en un modelo anatómico. Un raquis con *curvas normales* (a) tiene un índice de 95%. Un raquis con *curvas acentuadas* (b) posee un índice inferior a 94%. Esto significa que su longitud es claramente mayor que su altura. Un raquis con *curvas poco pronunciadas* (c), posee un índice superior a 96%. Incluso, A. Delmas demostró que el raquis con *curvas pronunciadas* es de *tipo funcional dinámico*, mientras que el raquis con *curvas poco acentuadas* es de *tipo funcional estático* [2.3].

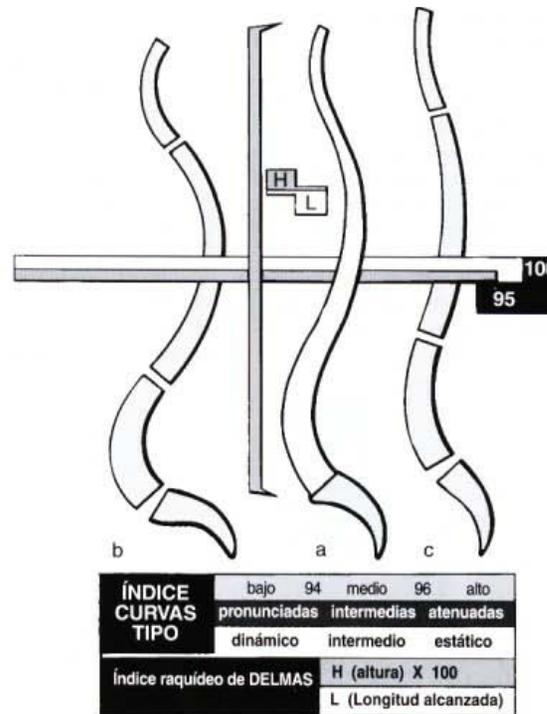


Figura 2.48 Curvas raquídeas mediante el índice de Delmas [2.3].

## 2.9.2 Divisiones funcionales de la columna

De acuerdo a Bruguer, en una vista lateral de la columna (Fig. 2.49) se pueden distinguir con facilidad las distintas divisiones funcionales. Por delante (A) se localiza el pilar anterior, cuya función es de soporte. Por detrás el pilar posterior (B), donde se hallan las columnas articulares, sujetas por el arco posterior. Mientras que el pilar anterior desempeña una función estática, el pilar posterior (B) desempeña una función dinámica [2.3].

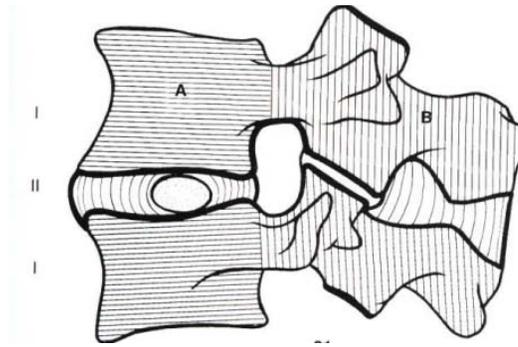


Figura 2.49 Vista lateral de la columna [2.3].

En sentido vertical, la disposición alterna de las piezas óseas y de los elementos de unión ligamentosa permite distinguir según Schmorl, un segmento pasivo (I) constituido por la vértebra misma, y un segmento motor (II) cuyo contorno, está representado por un trazo grueso negro. Este segmento motor comprende de delante a atrás, el disco intervertebral, el agujero de conjunción, las articulaciones interapofisarias y, el ligamento amarillo y el interespinoso [2.3]. La movilidad de este segmento motor es responsable de los movimientos de la columna vertebral.

Existe una *relación funcional entre el pilar anterior y el pilar posterior* (Fig. 2.50) que queda asegurada por los pedículos vertebrales. Si se considera la estructura trabecular de los cuerpos vertebrales y de los arcos posteriores, se puede comparar cada vértebra a una palanca de primer grado, denominada “interapoyo”, donde la articulación interapofisaria (1) desempeña el papel de punto de apoyo. Este sistema de palanca permite amortiguar las fuerzas de compresión axial sobre la columna: *amortiguación indirecta y pasiva* en el disco intervertebral (2), *amortiguación indirecta y activa* en los músculos de las correderas vertebrales (3), todo esto mediante las palancas que forma cada arco posterior. Por lo tanto la amortiguación de las fuerzas de compresión es *a la vez pasiva y activa* [2.3].

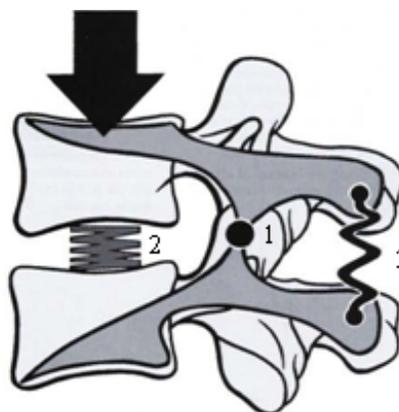


Figura 2.50 Relación funcional entre el pilar anterior y el pilar posterior [2.3].

### 2.9.3 Elementos de unión intervertebral

Entre el sacro y la base del cráneo, la columna vertebral intercala *veinticuatro piezas móviles* y numerosos elementos ligamentosos aseguran la unión entre estas diferentes piezas. En un corte horizontal (Fig. 2.51 (a)) y en una vista lateral (Fig. 2.51 (b)), se pueden distinguir estos elementos fibrosos y ligamentosos:

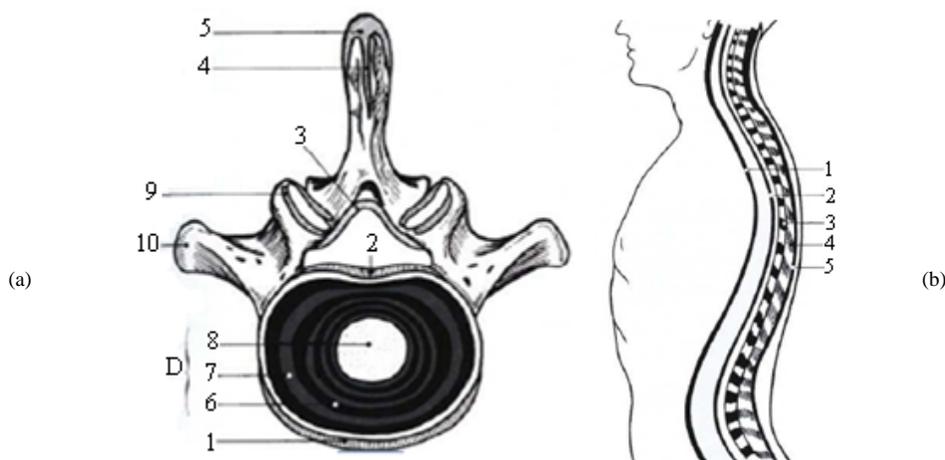
En primer lugar, los anexos al pilar anterior son:

1. *Ligamento vertebral común anterior* (1), que se extiende de la base del cráneo hasta el sacro en la cara anterior de los cuerpos vertebrales.
2. *Ligamento vertebral común posterior* (2), (cara posterior de los cuerpos vertebrales), se extiende de la apófisis basilar del occipital hasta el canal sacro. Entre estos dos ligamentos la unión queda asegurada por el *disco intervertebral* (D), que consta de dos partes, una periférica, el *anillo fibroso* (6 y 7), y otra central, el *núcleo pulposo* (8).

Numerosos ligamentos anexos al arco posterior aseguran la unión entre dos arcos vertebrales adyacentes, los cuales son:

1. *Ligamento amarillo* (3), muy denso y resistente. Se inserta por arriba en la cara profunda de la lámina vertebral de la vértebra suprayacente y por abajo en el borde superior de la lámina vertebral de la vértebra subyacente.
2. *Ligamento interespinoso* (4), se prolonga por detrás mediante el *ligamento supraespinoso* (5). Este ligamento supraespinoso está poco individualizado en la porción lumbar, en cambio, es muy nítido en el tramo cervical.
3. En el extremo de cada apófisis transversa se inserta a cada lado, el *ligamento intertransverso* (10).
4. En las articulaciones interapofisarias, existen potentes *ligamentos interapofisarios* (9) que refuerzan la *cápsula* de estas articulaciones, ligamento anterior y ligamento posterior.

El conjunto de estos ligamentos asegura una unión extremadamente sólida entre las vértebras, a la par que confiere al raquis una gran resistencia mecánica [2.1, 2.3].



**Figura 2.51** (a) Vista con un corte horizontal de los elementos de unión vertebral; (b) Vista de los elementos de unión vertebral en un corte lateral [2.3].

### 2.9.4 Estado de precompresión del disco y autoestabilidad de la articulación discovertebral

Las presiones ejercidas sobre el disco intervertebral son importantes, sobre todo en cuanto más se aproxima al sacro. Si se consideran en principio únicamente las fuerzas de compresión axial, se puede determinar que el núcleo soporta el 75% de la carga y el anillo el 25%. De modo que, en el caso de una presión de 20 kg. está se distribuye en 15 kg sobre el núcleo y 5 kg sobre el anillo [2.3].

Sin embargo, el núcleo actúa como *distribuidor de la presión* en sentido horizontal sobre el anillo (Fig. 2.52). En *simple bipedestación*, en el disco L1-S1, la compresión vertical que se ejerce sobre el núcleo se transmite por la periferia del anillo a razón de 28 kg por centímetro lineal y de 16 kg por centímetro cuadrado. En la *flexión anterior del tronco*, la presión por centímetro cuadrado asciende a 58 kg mientras que la fuerza por centímetro lineal alcanza los 87 kg. Durante *el enderezamiento* estas cifras aumentan hasta 107 kg/cm<sup>2</sup> y 174 por centímetro lineal [2.3].

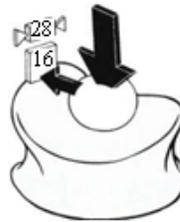


Figura 2.52 El núcleo actúa como distribuidor de presión [2.3].

La presión en el centro del núcleo no es nula, incluso cuando el disco no soporta carga alguna. Esta presión se debe al estado de hidrofilia, que hace que se hinche dentro de su compartimiento inextensible. De este modo se crea un estado de “pretensión”. La pretensión en el disco intervertebral le permite, resistir mejor a las fuerzas de compresión y de inflexión. Cuando con la edad, el núcleo pierde sus propiedades hidrófilas [2.1, 2.3], su presión interna disminuye y el estado de pretensión tiende a desaparecer, lo que explica la pérdida de flexibilidad del raquis senil. El estado de pretensión explica también las reacciones elásticas del disco

### 2.9.5 Fuerzas de compresión sobre el disco

Las fuerzas de compresión sobre el disco son importantes a medida que se aproximan al sacro (Fig. 2.53). Por ejemplo en el caso de un hombre de 80 kilos, se calcula que debe soportar el peso de su cabeza, el *tono de los músculos paravertebrales* (M1-M2) para mantener la estática y la erección del tronco, un soporte de carga (E) y la intervención de una sobrecarga (S); por lo que claramente se puede comprender que los discos más inferiores del raquis lumbar están sometidos a fuerzas que sobrepasan a veces su resistencia, sobre todo en las personas mayores [2.3].

La disminución de la altura del disco no es la misma, todo depende de si el disco esté sano o lesionado (Fig. 2.54). Considerando un disco sano en reposo (A), con carga de 100 kg. se puede observar cómo se aplasta 1.4 mm al tiempo que se ensancha (B). Si ahora se aplica a un disco ya lesionado la misma carga de 100 kg. la altura disminuye 2 mm (C), así como se comprueba que tras haber retirado la carga *la recuperación* de su grosor inicial es *incompleta* [2.3].

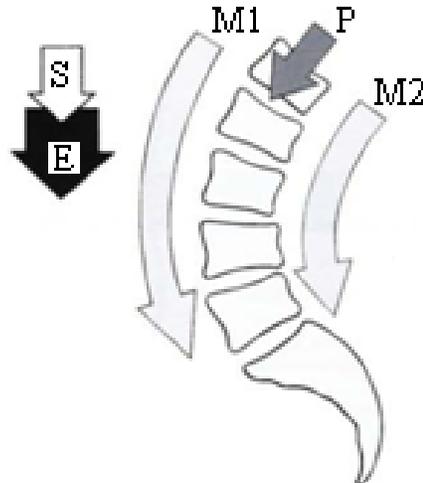


Figura 2.53 Fuerzas de compresión sobre el disco [2.3].

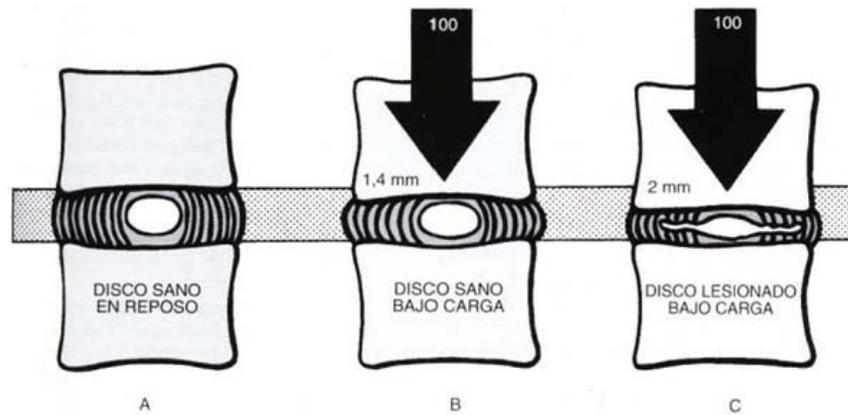


Figura 2.54 Disminución de la altura del disco según el disco esté sano o lesionado [2.3].

### 2.9.6 Comportamiento del disco intervertebral en los movimientos elementales

Cuando se ejerce una fuerza de *compresión axial* (Fig. 2.55), el disco se aplasta y se ensancha, el núcleo se aplana, su presión interna aumenta de manera notable y se transmite lateralmente hacia las fibras más internas del núcleo; de este modo. La presión vertical se transforma en fuerzas laterales y la tensión de las fibras del anillo aumenta [2.3].

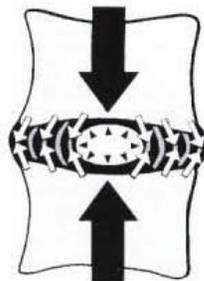
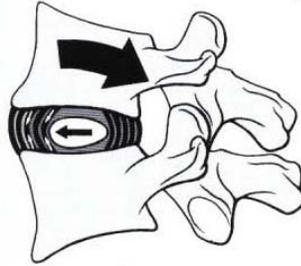


Figura 2.55 Fuerza de compresión axial [2.3].

En las **compresiones asimétricas**; durante los movimientos de *extensión* (Fig. 2.56) la vértebra superior se desplaza hacia atrás, el espacio intervertebral disminuye por atrás y el núcleo se proyecta hacia adelante, de modo que se desplaza hacia las fibras anteriores del anillo aumentando la tensión de estas tirando de la vértebra superior hacia su posición inicial.



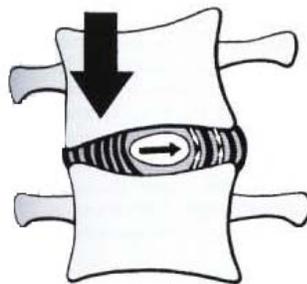
**Figura 2.56** Compresiones asimétricas durante los movimientos de extensión [2.3].

Durante la *flexión* (Fig. 2.57) la vertebra superior se desliza hacia adelante y el espacio intervertebral disminuye en el borde anterior; el núcleo se desplaza hacia atrás de modo que se sitúa sobre las fibras posteriores del anillo aumentando la tensión del mismo.



**Figura 2.57** Compresiones asimétricas durante los movimientos de flexión [2.3].

Durante las fuerzas de *flexión lateral* (Fig. 2.58) la vértebra superior se inclina hacia el lado de la inflexión, el núcleo se va entonces desplazando hacia el lado de la convexidad de la curva, de ahí la autoestabilización.

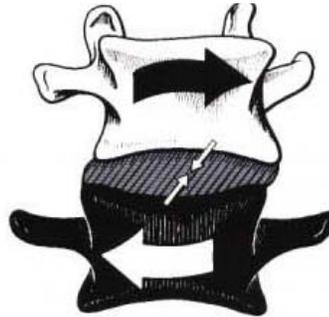


**Figura 2.58** Compresiones asimétricas durante los movimientos de flexión lateral [2.3].

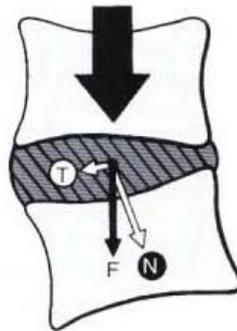
Durante los movimientos de *rotación axial* (Fig. 2.59) las fibras del anillo, cuya oblicuidad se opone al sentido del movimiento de la rotación, se tensan. Por el contrario, las fibras de las capas intermedias, cuya oblicuidad es inversa, se distienden. La tensión es máxima en las capas centrales cuyas fibras son las más oblicuas; el núcleo está fuertemente comprimido y su tensión interna aumenta proporcionalmente con el grado de rotación.

Durante las *fuerzas estáticas sobre una vértebra ligeramente oblicua* (Fig. 2.60) la fuerza vertical ( $F$ ) se descompone en: (a) Una fuerza  $N$  perpendicular a la meseta vertebral inferior y (b) Una fuerza  $T$  paralela a esta meseta vertebral.

La fuerza  $N$  encaja la vértebra superior sobre la inferior, mientras que la fuerza  $T$  hace que se deslice hacia delante, tensando así las fibras oblicuas alternativamente en cada capa fibrosa.



**Figura 2.59** Compresiones durante los movimientos rotación axial [2.3].



**Figura 2.60** Compresiones aplicando fuerzas estáticas [2.3].

## 2.10 Sumario

En este capítulo se abordaron los principios y conceptos que se ven involucrados con el aspecto de la columna vertebral, su sistema mecánico y dinámico, las funciones que esta propiamente desarrolla y sobre todo la biomecánica, resistencia y movimientos que en esta se ven involucrados, así mismo y no de menos importancia también se abordaron temas relacionados con la anatomía de sus partes constitutivas como lo son las vértebras y discos intervertebrales.

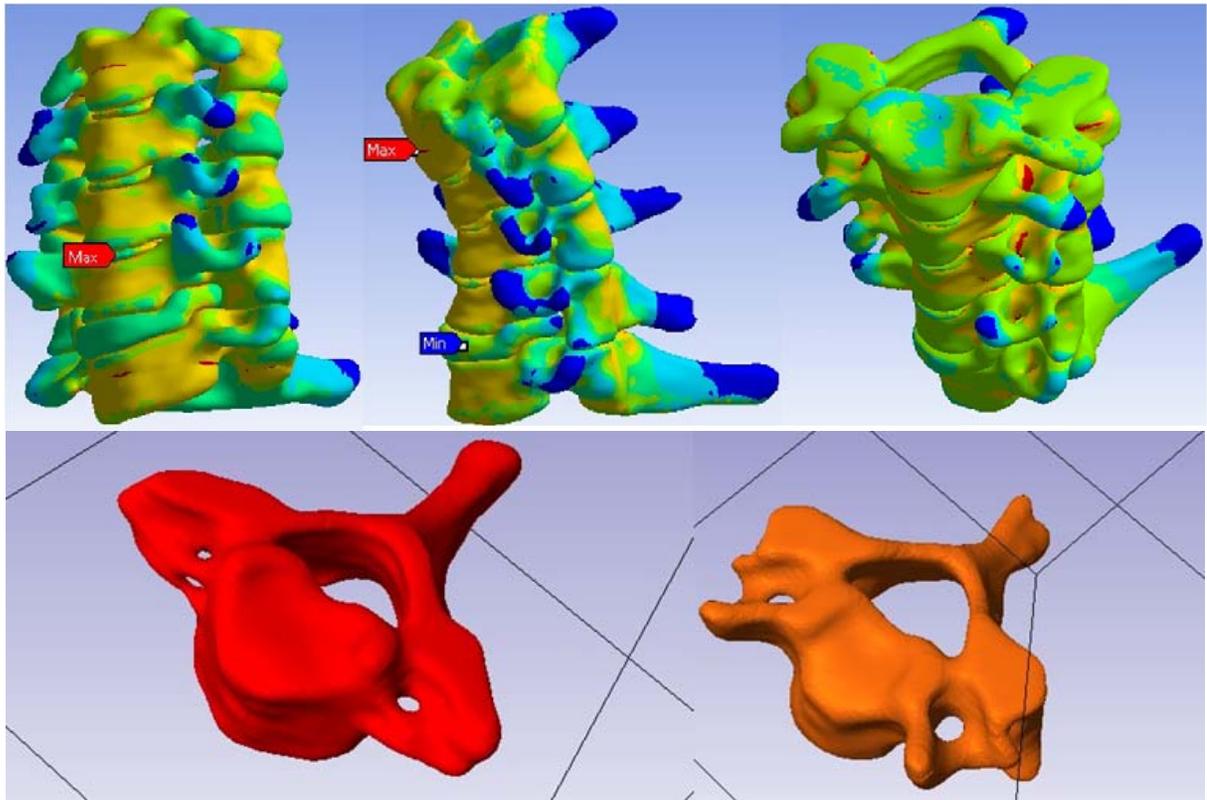
En el capítulo siguiente se aborda el análisis numérico del sistema de sujeción sugerido, primeramente con un espécimen cilíndrico para verificar su funcionamiento, seguido de un análisis con un espécimen cervical humano para determinar el comportamiento de todo el sistema lo más cercano a la realidad posible.



## 2.11 Referencias

- [1] Rodrigo C. Miralles Marrero, Misericórdia Puig Cunillera. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Editorial Masson, 2000, primera edición, Barcelona España.
- [2] Latarjet- Ruiz Liard. *Anatomía Humana Tomo 1*, Editorial Medica Panamericana, 1999, tercera edición, Madrid España.
- [3] A I. Kapandji. *Fisiología Articular Tronco y Raquis*, Editorial Medica Panamericana, 5ª edición,
- [4] Margareta Nordin, Victor H. Franquel. *Biomecanica Basica del Sistema Muscoesqueletico*, Editorial McGrall Hill Interamericana, 2004, tercera edición, España.
- [5] Rene Cailliet. *Anatomía Funcional Biomecánica*, Editorial Marban, 2005,
- [6] L. Testut y A. Latarjet. *Compendio de Anatomía Descriptiva*, Salvat Editores.
- [7] Antonio Viladot Voegeli. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer, 2000, Barcelona España.

# CAPITULO 3: ENSAYO NUMÉRICO





# CAPÍTULO 3: Ensayo Numérico

## 3.1. Introducción

La importancia de las pruebas biomecánicas en la investigación de la columna vertebral son imprescindibles para la evaluación y validación de los distintos métodos que se utilizan para rehabilitar la columna vertebral, por tal motivo, el presente capítulo se enfoca en la conformación de un dispositivo de sujeción (Mordazas) de manera virtual con los parámetros mencionados con anterioridad en el capítulo 1 y 2, además, se realizará una evaluación numérica para la realización de pruebas biomecánicas.

## 3.2. Consideraciones generales

En primera instancia y como punto de partida, se estableció que el dispositivo de sujeción estará diseñado para ser montado en una máquina universal para pruebas de materiales; como lo son: una INSTRON 8502 y/o una MTS 858, ya que son máquinas disponibles y con acceso dentro del Instituto. La MTS 858 es de las más utilizadas para propósitos de pruebas biomecánicas (ver capítulo 1), no hay que perder de vista que este dispositivo puede ser utilizado en cualquier otra máquina, con su respectiva interface de unión, en el anexo A se muestran los planos de diseño de las partes constitutivas de este diseño.

Para los esbozos preliminares se toman en cuenta ciertos parámetros dimensionales y de movimiento de la anatomía de la columna vertebral, que se deben respetar para la correcta adecuación de los especímenes que serán evaluados en dichas mordazas. Debido a que las especímenes animales se han convertido en los más utilizados en la investigación, se toman en cuenta las dimensiones de las columnas porcinas para este trabajo. Columnas porcinas, bovinas y caprinas tienen similitudes con la columna humana, además de ser más accesibles [3.1].

Existen muchos problemas con el uso de especímenes humanos. Primero; los especímenes humanos tienen una gran variación geométrica y de propiedades de materiales [3.2]. Segundo; los especímenes humanos son difíciles de obtener para experimentos *in vitro* (especialmente especímenes jóvenes). Por esta razón los especímenes animales son usados para análisis biomecánicos [3.1].

La columna cervical de oveja es un buen modelo al ser comparada con la columna cervical humana, principalmente porque es comparable en cuanto a la lordosis cervical. Por otro lado, la columna lumbar porcina y humana tienen similitudes de forma y propiedades [3.3]. Experimentos biomecánicos de columna, especialmente en la espalda baja (región lumbar) son importantes para entender y desarrollar dispositivos quirúrgicos para tratar el dolor de espalda baja [3.4].

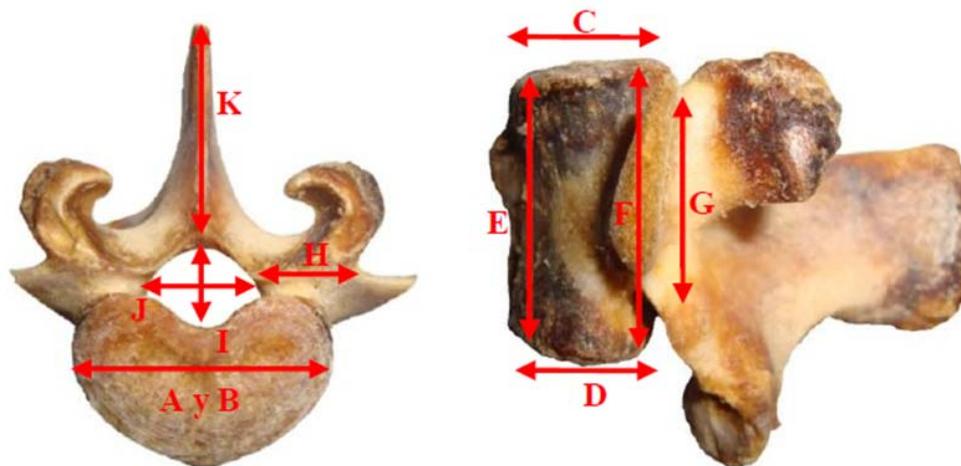
Los primeros parámetros tomados en cuenta son las dimensiones máximas promedio de las vértebras humanas y porcinas, es bien sabido que las vértebras de mayor tamaño son las de la región lumbar, las dimensiones consideradas para la pieza en donde serán posicionados los

especímenes parten del estudio realizado por Fuerte [3.5]. En la tabla 3.1 se muestran los parámetros para vértebras porcinas L3-L4 y las abreviaciones usadas según Fuerte.

**Tabla 3.1** Parámetros para vértebras porcinas L3-L4 y abreviaciones usadas [3.5].

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
Pedículo	Altura	Pa	G
	Espesor	Pe	H
Canal espinal	Altura	CEa	I
	Espesor	CEe	J
Apófisis espinosa	Longitud	AEI	K

En la figura 3.1 se muestran los especímenes estudiados por Fuerte con sus respectivas etiquetas que señalan el elemento correspondiente para cada medición.



**Figura 3.1** Parámetros anatómicos medidos del espécimen porcino [3.5].

En la tabla 3.2 se muestran las dimensionales para el cuerpo vertebral en mm (error estándar de la media).

**Tabla 3.2** Dimensiones para el cuerpo vertebral en mm. (error estándar de la media) [3.5].

Especímen	Nivel vertebral	Región vertebral					
		CVAv	CVAd	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			44.1 (0.88)	35.2 (1.10)	48.0 (1.24)	34.8 (1.24)
	L4			46.6 (1.20)	35.5 (0.88)	49.5 (1.38)	33.9 (0.85)

En la tabla 3.3 se muestran las dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis en mm (error estándar de la media).

**Tabla 3.3** Dimensiones para los pedículos, el canal espinal y las apófisis en mm. (error estándar de la media) [3.5].

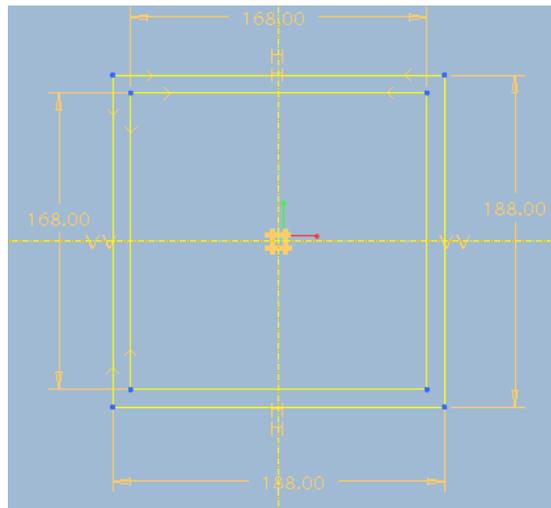
Especímen	Nivel vertebral	Región vertebral				
		Pa	Pe	CEe	CEa	AEI
Porcino	L3	22.8 (0.128)	11.4 (0.094)	15.8 (0.131)	13.1 (0.118)	38.0 (0.153)
	L4	23.3 (0.124)	11.8 (0.135)	17.4 (0.139)	13.5 (0.141)	38.4 (0.187)
Humano	L3	14.2 (0.64)	10.2 (0.67)	24.3 (0.64)	17.5 (0.53)	71.7 (1.77)
	L4	15.7 (0.57)	13.4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

Los parámetros a ser tomados para el dimensionamiento de la cavidad en donde serán posicionados los especímenes tomando en cuenta L4, ya sea para especímenes porcinos o humanos, son los siguientes:

- $K=AEI$ =longitud de la apófisis espinosa
- $I=CEa$  =Altura del canal espinal
- $C=CVPs$ =Profundidad de la placa terminal superior
- $E=CVAv$ =Altura del cuerpo vertebral (ventral)

### 3.3. Modelo

Tomando en consideración los parámetros anteriores, se propone la forma mostrada en la figura 3.2 para albergar los especímenes (cotas en mm.), el modelado se realizó con el software CAD Pro-Engineer Wildfire 5.0.



**Figura 3.2** Cavidad propuesta para el albergue de especímenes.

Otro importante parámetro a considerar es la amplitud angular de movimiento de las distintas regiones de la columna vertebral, como se vio en el capítulo 1, la región con más amplitud de movimiento es la región cervical con 75° en extensión como máximo, tomando en cuenta lo anterior se propone la geometría mostrada en la figura 3.3 para albergar los especímenes y permitirles un movimiento libre de rotación de 360°.

Al determinar las dimensiones correspondientes para asegurar el posicionamiento de los especímenes vertebrales y de libre movimiento, se establecieron las cargas a las que será sometido dicho espécimen. Para obtener lo anterior, se tomaron en consideración trabajos de

investigación relacionados con la experimentación biomecánica en prótesis, rehabilitación, implantes, etc. realizados por distintos investigadores en este rubro. En la tabla 3.4 se muestran las cargas máximas aplicadas a distintas regiones de estudio por dichos investigadores.

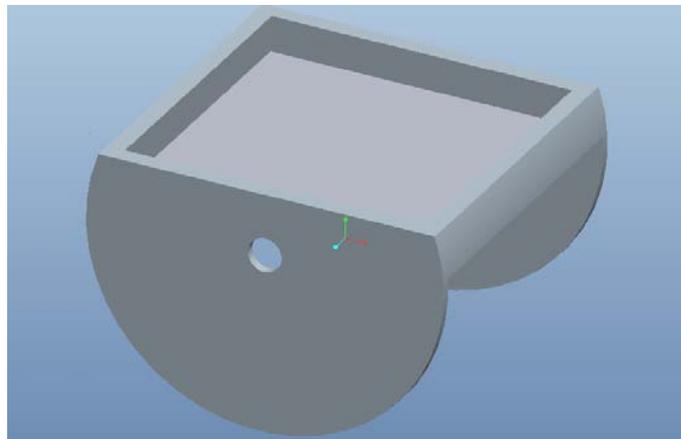


Figura 3.3 Geometría propuesta para el movimiento de los especímenes (360 grados).

Tabla 3.4 Cargas máximas aplicadas por diversos investigadores.

Año	Investigador	Región de estudio	Carga máxima aplicada		
			Compresión (N)	Flexión (Nm)	Torsión (Nm)
1988	Panjabi [3.6]	T9-L3 (humanas)	150	15	-----
1993	Kunz [3.7]	C1-C7 (humanas)	200	2	5
1994	Wilke [3.8]	Columnas completas (humanas)	80 (1000)	7.5 (50)	-----
1999	Kirkpatrick [3.9]	C2-T1 (humanas)	-----	2.5	-----
2000	Oxland [3.10]	Lumbar (humanas)	-----	10	10
2001	Lu [3.11]	T10-L1 (Porcinas)	1000	-----	-----
2002	Sengupta [3.12]	L2-L3 y L4-L5 (humanas)	200	5	5
2002	Balabaud [3.13]	Torácica (humanas)	-----	7.6	7.6
2004	Stanley [3.14]	Columnas completas (humanas)	800	8	-----
2004	Szotek [3.1]	C2-C7 (ovinas) y T14-L6 (porcinas)	820	6.7	-----
2004	Diangelo[3.15]	C2-T1 (humanas)	500	5	5
2006	Charriere [3.16]	L5-S1 (humanas)	-----	10	10
2007	Wang [3.17]	T12-L3 (bovinas)	-----	4	4
2007	Beltrán [3.18]	C3-C5 (Porcinas)	6376.5	-----	-----
2008	Tai [3.19]	Lumbar (porcinas)	-----	8.4	-----
2008	Tomlinson [3.20]	L1-S1 (Porcinas)	-----	7	7
2009	Busscher [3.21]	T1-T4, T5-T8, T9-T12, y L1-L4 (humanas)	-----	4	4
2009	Tis [3.22]	L1-S1 (Terberos)	-----	7	7
2009	Demetropoulos [3.23]	L3-L5 (humanas)	200	10	10
2009	Luo [3.24]	T7-L4 (humanas)	5200	4	-----
2009	Beltrán [3.25]	L2-L4 (Porcinas)	3000	-----	-----
2010	Fuerte [3.5]	L3-L4 (Porcinas)	11318	-----	-----

Tomando en cuenta los parámetros anteriores, se propone la siguiente configuración para análisis numérico del dispositivo de sujeción, (fig. 3.4).

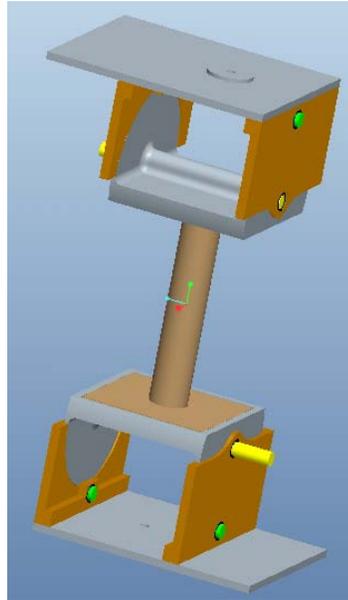


Figura 3.4 Dispositivo de sujeción propuesto.

### 3.4. Análisis Numérico (Especimen cilíndrico)

Antes de proceder a realizar un análisis numérico, es primordial garantizar que el sistema no tiene interferencia alguna, esto es, evitar que los cuerpos estén compartiendo espacios. Cuando se garantiza que no hay cuerpos encimados se procede a la exportación del modelo CAD a un software CAE, en este caso en particular a ANSYS WORKBENCH 12. En la figura 3.5 se muestra el modelo CAD en la interfaz de ANSYS WORKBENCH 12 para su posterior análisis estructural.

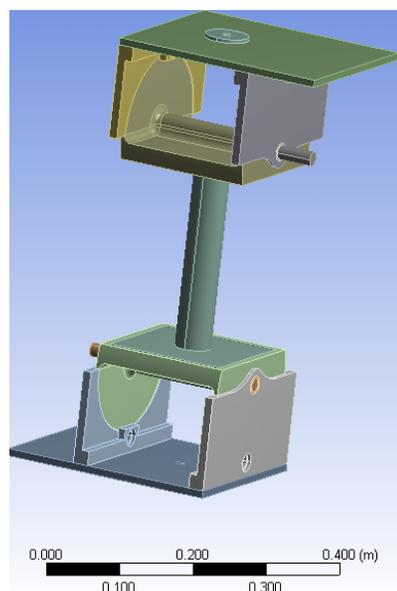


Figura 3.5 Modelo CAD en la interfaz de ANSYS WORKBENCH 12.

Cabe mencionar que para la realización de un análisis preliminar se simula con un espécimen de forma primitiva, en este caso un cilindro mostrado en la figura 3.4 de color café claro.

Para corroborar los resultados arrojados por ANSYS, se calculan de manera analítica los esfuerzos que deberían presentarse en el cilindro; en el caso de que el sistema funcione de manera adecuada y transmita las cargas correctamente, de acuerdo al ensayo que se le solicite. Dicho cálculo analítico se realiza más adelante cuando se muestren los tipos de carga y sus puntos de aplicación.

Como siguiente paso se determinan los tipos de unión que serán utilizados para realizar la simulación numérica. En la figura 3.6 se muestra las regiones y el tipo de unión “REVOLTE” [3.26], indicados por los ejes coordenados y en la figura 3.7 se muestra las regiones y el tipo de unión “GENERAL” [3.26], indicados por los ejes coordenados.

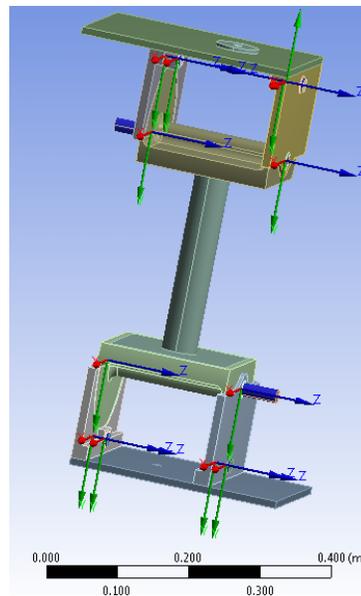


Figura 3.6 Regiones y tipo de unión REVOLTE.

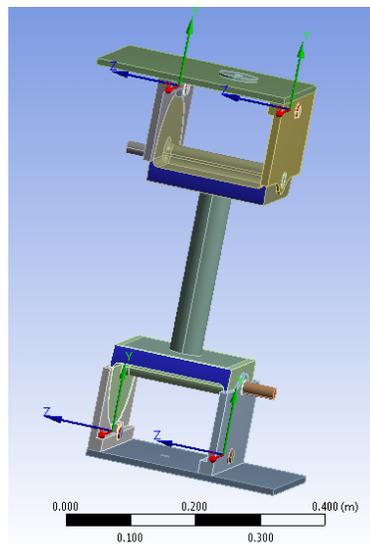


Figura 3.7 Regiones y tipo de unión GENERAL.

Y por último en la figura 3.8 se muestran las regiones que tienen la una unión del tipo “FIXED”, [3.26].

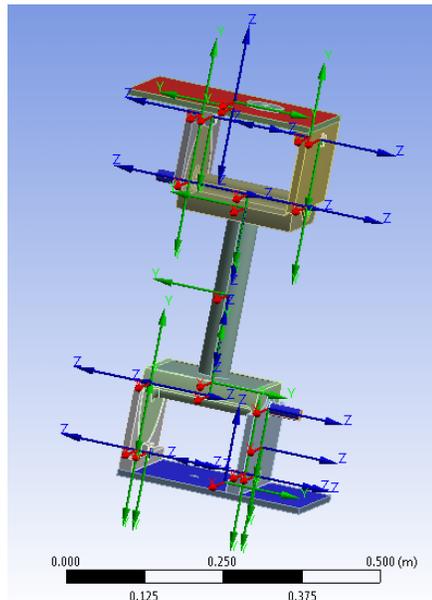


Figura 3.8 Regiones y tipo de unión GENERAL.

Con las uniones configuradas se procede al mallado preliminar (burdo) del modelo para la primera corrida, en la figura 3.9 se muestra la malla del modelo en cuestión.

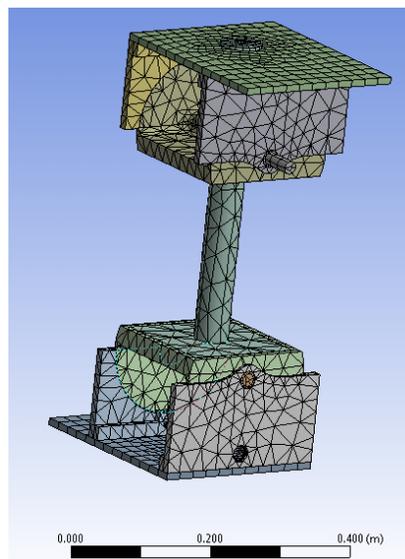


Figura 3.9 Malla preliminar.

Las propiedades de los materiales utilizados para este análisis se muestran en la tabla 3.5.

Tabla 3.5 Propiedades de los materiales.

Material	Densidad Kg/m3	Modulo de elasticidad GPa.	Esfuerzo de cedencia MPa.	Relación de Poisson
Acero estructural	7850	200	250	0.3
Bronce SAE 40	8820	93	206	0.29
Hueso cortical	1800	10	-----	0.3 [3.27]

Una vez generada la malla, deberán aplicarse las cargas máximas a las que puede verse sometido el sistema según la tabla 3.4. En la figura 3.10 se muestran los puntos de aplicación de las cargas.

- A- Fuerza de compresión de 11318 N (aplicado por el actuador de la máquina de materiales).
- B- Restricción de movimiento en todas direcciones.
- C- Momento de 15 Nm (aplicado por un motor (Ver Anexo)).
- D- Momento de 15 Nm (aplicado por un motor).
- E- Torque de 15 Nm (aplicado por el actuador de la máquina de materiales).
- F- Restricción de movimiento en los ejes X y Z.

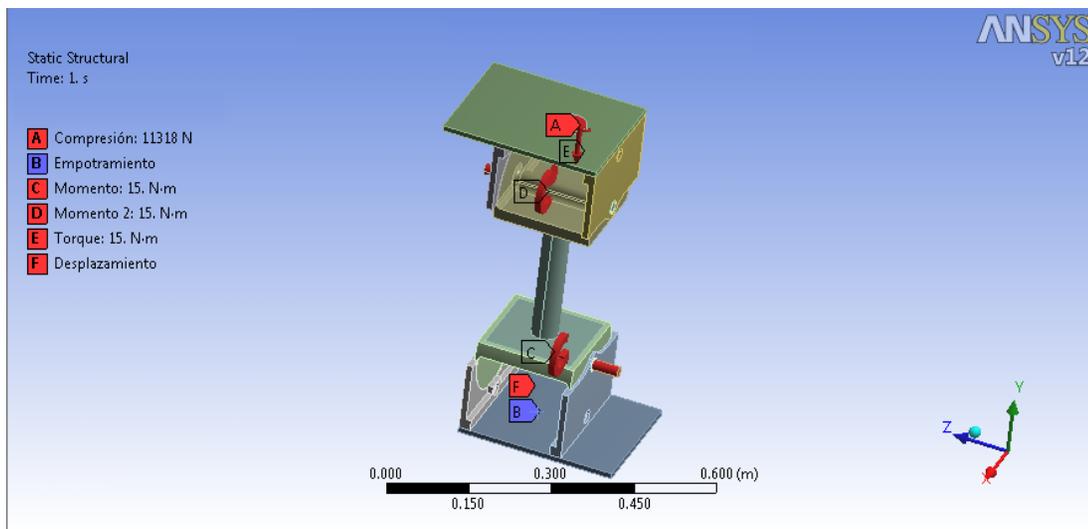


Figura 3.10 Cargas aplicadas.

Para desarrollar el cálculo analítico, se deben tomar en consideración las medidas del cilindro en cuestión (fig. 3.11) y las propiedades geométricas para el cálculo de los esfuerzos (tabla 3.6).



Figura 3.11 Espécimen cilíndrico.



Tabla 3.6 Propiedades geométricas.

Propiedad geométrica	Valor
Área	1 963.5 mm <sup>2</sup>
c	25 mm
J	613 592.3 mm <sup>4</sup>
I	306 796.2 mm <sup>4</sup>

Para el caso de **esfuerzo axial** se tiene lo siguiente:

Sabiendo que:

$\sigma = \frac{P}{A}$	(3.1)
------------------------	-------

Donde

$\sigma$  = Esfuerzo axial.

P = Carga aplicada.

A = Sección transversal que soporta P.

De la Eq.3.1, se obtiene que el esfuerzo para **compresión** es:

$\sigma_c = \frac{11318N}{1\,963.5\,mm^2} = 5.7642MPa$	
--	--

Para el caso de **flexión** se tiene lo siguiente:

Sabiendo que:

$\sigma_F = \frac{Mc}{I}$	(3.2)
---------------------------	-------

Donde

$\sigma_F$  = Esfuerzo a flexión.

M = Momento flexionante.

c = Indica la distancia en la cual se calcula el esfuerzo.

I = Momento de inercia.

Por lo tanto de la Eq.3.2, tenemos:

$\sigma_F = \frac{15000\,Nmm \times 0.25mm}{306\,796.2\,mm^4} = 1.2224MPa$	
--	--



Para el caso de **torsión** se tiene lo siguiente:

$\tau = \frac{Tc}{J}$	(3.3)
-----------------------	-------

Donde

$\tau$  = Esfuerzo cortante en torsión.

T = Torque.

c = Indica la distancia en la cual se calcula el esfuerzo.

J = Momento polar de inercia.

De la Eq.3.3 tenemos:

$\tau = \frac{15000Nmm \times 0.25mm}{613\,592.3\,mm^4} = 0.6112MPa$	
--	--

Para calcular los esfuerzos principales, partimos sabiendo que:

$\sigma_{1,2} = \sigma_{prom} \pm R$	(3.4)
--------------------------------------	-------

$R = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau)^2}$	(3.5)
--	-------

$\sigma_{prom} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}$	(3.6)
---	-------

Como se puede observar en la figura 3.10 en el eje “X” no actúa alguna carga y  $\sigma_c$  y  $\sigma_F$  están actuando en el eje “Y” por lo tanto

$\sigma_x = 0$	
----------------	--

$\sigma_y = \sigma_c + \sigma_F = -5.7642MPa + 1.2224MPa = -4.5418MPa$	
--	--

$R = \sqrt{\left(\frac{4.5418MPa}{2}\right)^2 + (0.6112MPa)^2}$	
---	--

$\sigma_{prom} = \frac{0 - 4.5418MPa}{2} = -2.2709MPa$	
--	--

$\sigma_{1,2} = -2.2709MPa \pm 2.3517MPa$	
---	--

$\sigma_2 = -4.6226MPa$	
-------------------------	--

$\sigma_1 = 0.0808MPa$	
------------------------	--

En la tabla 3.7 se muestran los valores de esfuerzos calculados anteriormente.

Tabla 3.7 Esfuerzos presentados en el espécimen cilíndrico (cálculo analítico).

Esfuerzo	Magnitud (MPa)
$\sigma_C$	-5.7642
$\sigma_F$	1.2224
$\tau$	0.6112
$\sigma_1$	0.0808
$\sigma_2$	-4.6226

### 3.4.1 Análisis numérico (Caso 1)

Para el caso 1, se resuelve el modelo para la carga de flexión aplicando un momento en el eje del motor y sin los ejes inferiores de cada mordaza. En la figura 3.12 se puede apreciar la distribución del esfuerzo (von Mises) en todo el sistema, dando como resultado que el valor del esfuerzo flexionante es de 1.3099 MPa. Que en este caso es muy cercano al valor obtenido analíticamente.

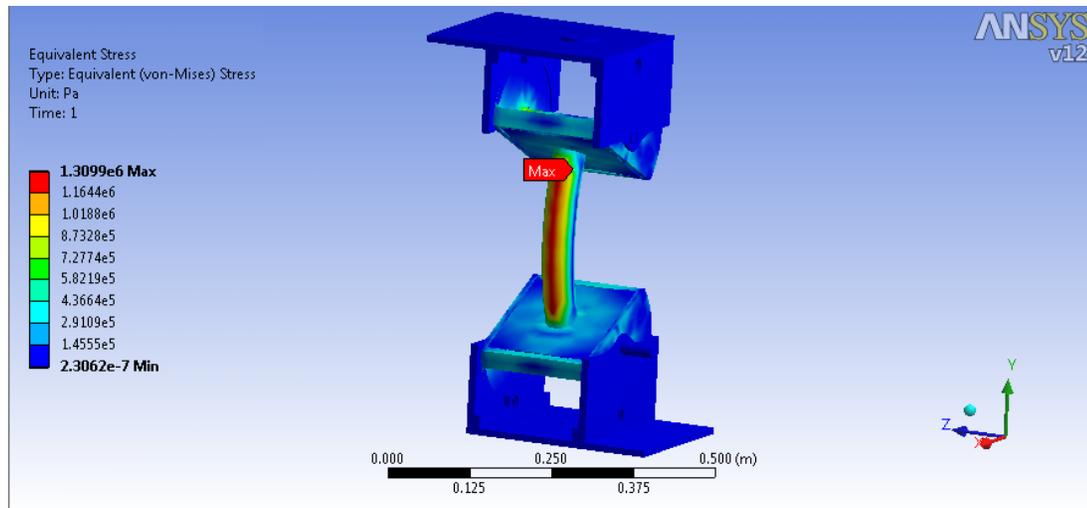


Figura 3.12 Distribución del esfuerzo en todo el sistema (Caso 1).

Como punto primordial, en este trabajo se evalúa la integridad del sistema de sujeción, y al hacer una inspección del mismo, se encuentra que las regiones más castigadas de este se localizan en la parte inferior de las mordazas, figura 3.13. Como se mencionó anteriormente, la generación de la malla se hizo burdamente con el objetivo de visualizar a grandes rasgos la distribución del esfuerzo, con el fin, de no utilizar los recursos de la computadora de manera excesiva e innecesaria. Por lo que de acuerdo a lo anterior, los esfuerzos de mayor magnitud que se presentan en el sistema de sujeción se localizan en la mordaza, por lo que ahora es posible realizar un refinamiento de la malla con el propósito de obtener resultados más precisos, para esto, se hacen corridas hasta que los valores obtenidos prácticamente no varíen y el valor calculado analíticamente para el cilindro corresponda al numérico. La malla obtenida para tal propósito se muestra en la figura 3.14. Cabe mencionar que se generaron 176228 nodos y 86172 elementos y las corridas fueron procesadas en una computadora hp Pavillion dv2000, con un procesador AMD Turion 64X2 a 2.10 GHz, 4 GB de memoria RAM y 250 GB de disco duro.

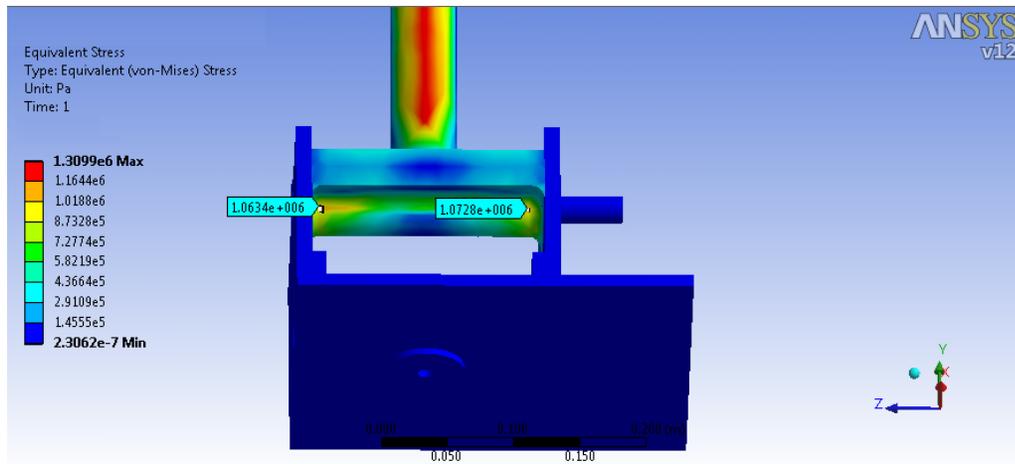


Figura 3.13 Área más castigada del sistema (Caso 1).

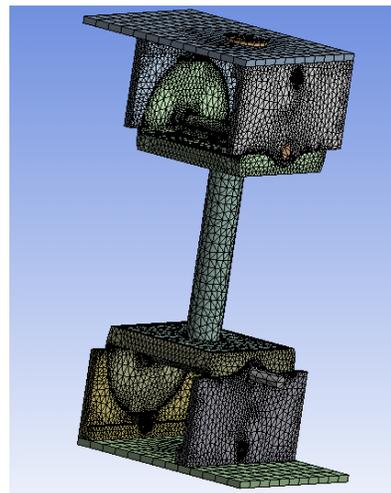


Figura 3.14 Malla final.

Con la malla refinada, la distribución del esfuerzo generado por el **momento de 15 Nm** se muestra en la figura 3.15. El valor del esfuerzo flexionante es de 1.2284 a 1.2298 MPa que es muy cercano al calculado analíticamente de 1.2224 MPa. Con esto se puede asegurar que la carga de flexión se está aplicando y transfiriendo correctamente del sistema de sujeción al espécimen.

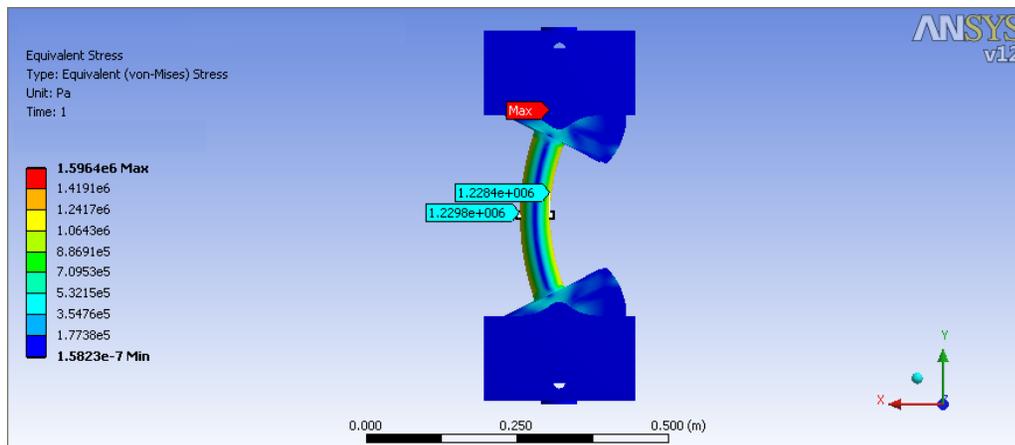


Figura 3.15 Distribución del esfuerzo, con la malla refinada y un momento de 15 Nm (Caso 1).

Para tener una mejor visualización del esfuerzo en la parte del sistema de sujeción en donde se presenta el mayor esfuerzo, se procede a hacer una inspección del sistema, y mediante el software mostrar la pieza en cuestión, la figura 3.16 muestra la distribución del esfuerzo para este elemento con un valor máximo de 1.5964 MPa.

Como siguiente paso, se debe calcular la distribución del esfuerzo generado considerando solamente la carga de **compresión de 11318 N** (Fig. 3.17). El esfuerzo obtenido fue de una magnitud de 5.7667 MPa; muy cercano al cálculo analítico que fue de 5.7642 MPa. Con lo que se puede asegurar que la carga de compresión se transmite de manera adecuada.

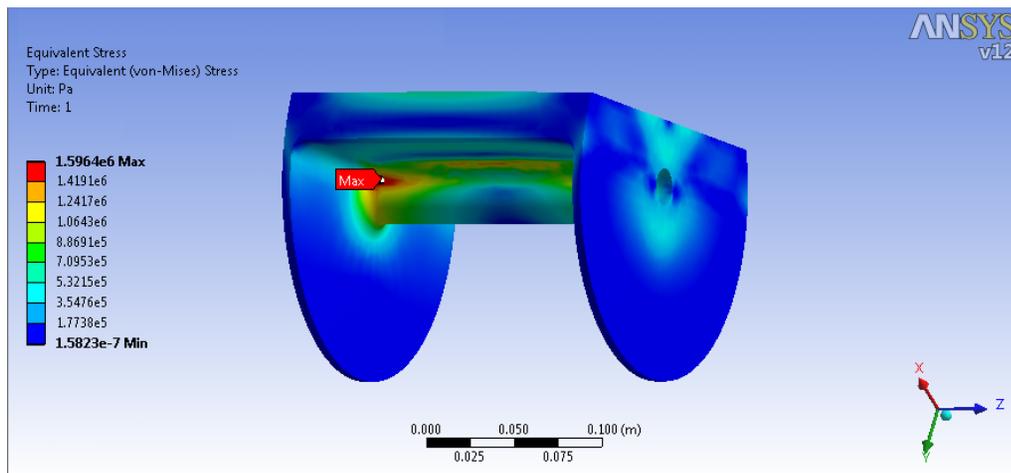


Figura 3.16 Distribución del esfuerzo en la mordaza (Caso 1).

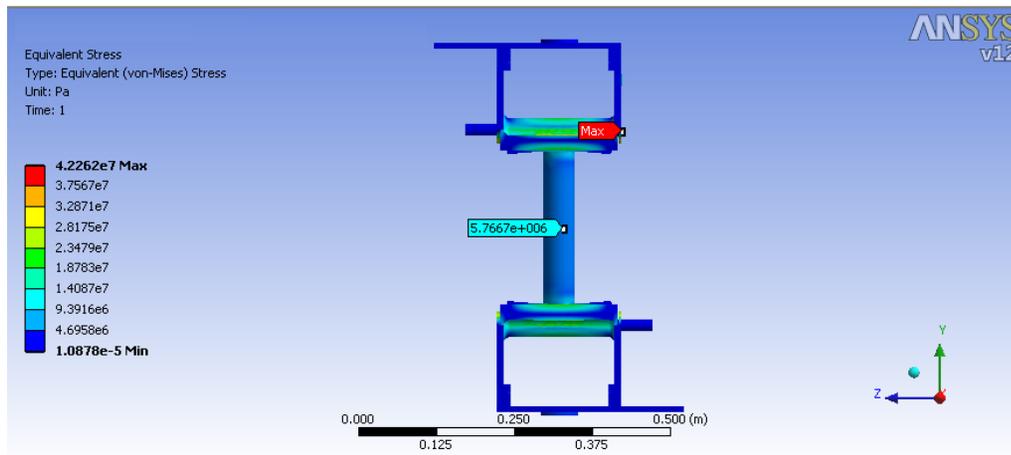


Figura 3.17 Distribución del esfuerzo en compresión (Caso 1).

Para esta condición de carga, el esfuerzo máximo generado en el sistema de sujeción es de 42.2620 MPa y se localiza en uno de los soportes (Fig. 3.18).

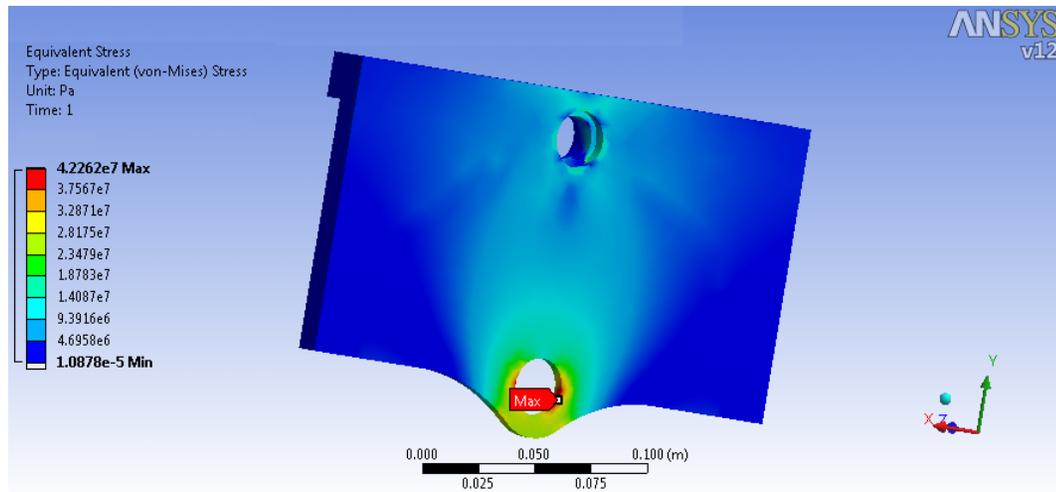


Figura 3.18 Distribución de esfuerzos en el soporte (Caso 1).

Aplicando solamente una carga de **torsión de 15 Nm**, se puede apreciar en la figura 3.19 el efecto que esta le ocasiona al sistema. El esfuerzo cortante que se genero en el espécimen arrojó valores máximos de 0.6318 MPa y de 0.6020 MPa, por lo que resulta muy similar al valor 0.6112 MPa obtenido analíticamente. De igual manera que en los casos de flexión y compresión, la aplicación de la carga y la transmisión de esta en el sistema de sujeción al espécimen es adecuada.

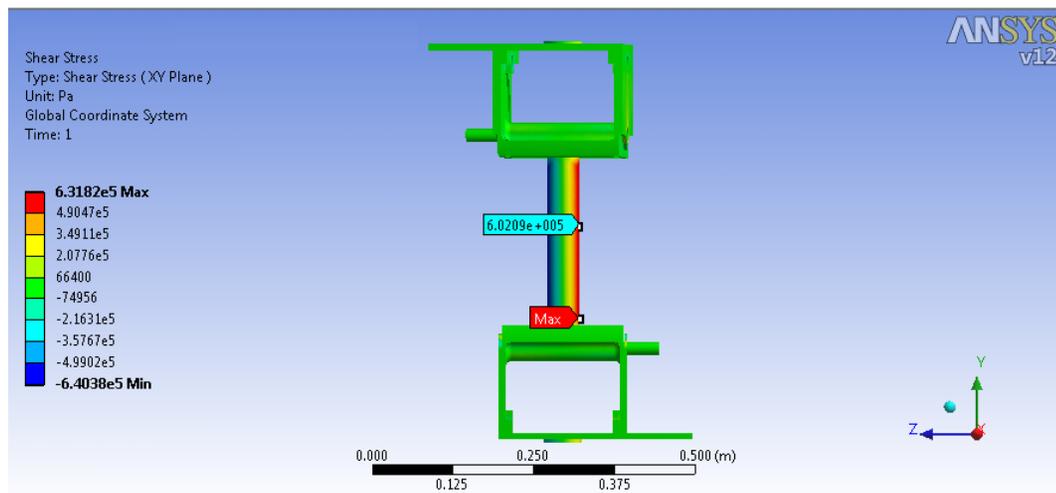


Figura 3.19 Distribución de esfuerzos con carga de torsión (Caso 1).

En la figura 3.20 se muestra el esfuerzo de von-Mises máximo con un valor de 0.5580 MPa en el elemento de unión del actuador de la máquina de pruebas para materiales. La cual resultado ser la parte más castigada del sistema cuando se somete a torsión.

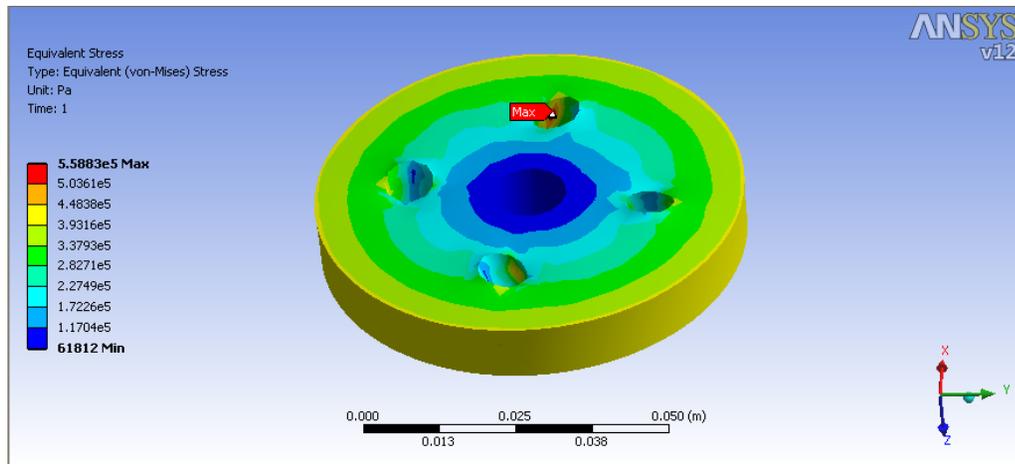


Figura 3.20 Distribución del esfuerzo en el elemento de union (Caso 1).

Una vez analizadas las distribuciones de esfuerzo para momento, compresión y torsión por separado, se procede a realizar un análisis tomando en cuenta los **3 tipos de carga** de manera simultánea. En la figura 3.21 se puede apreciar la distribución del esfuerzo en todo el sistema. Como se puede observar el resultado es casi idéntico al obtenido solo por la acción de compresión, lo que indica que es el tipo de carga a considerar en este sistema.

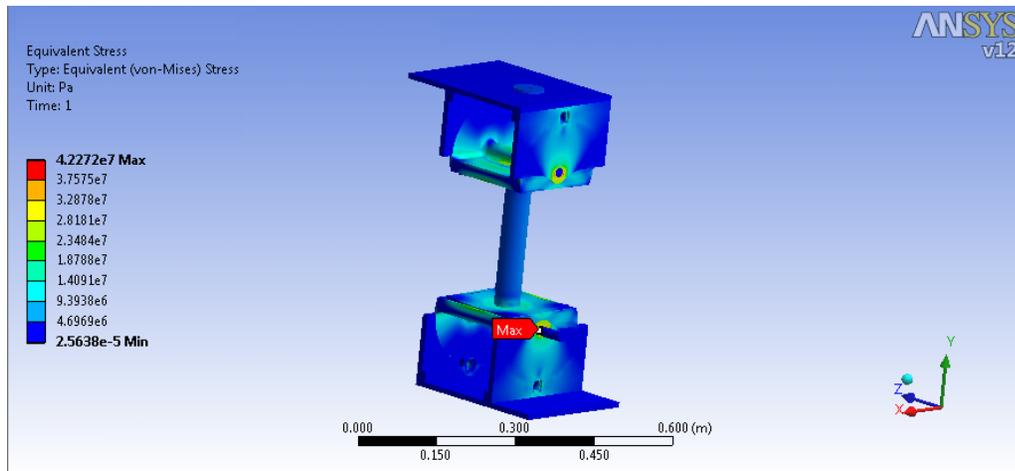


Figura 3.21 Distribución del esfuerzo aplicando momentos, compresión y torsión (Caso 1).

Para corroborar los resultados del efecto de carga combinada sobre el espécimen de prueba (al igual que se realizó para los casos de cargas separadas), se le pidió al software que mostrara el esfuerzo principal máximo (Fig. 3.22); donde se obtuvo un valor para  $\sigma_1$  de 0.0829 MPa, que como era de esperarse, es muy cercano al calculado analíticamente que fue de 0.0808 MPa.

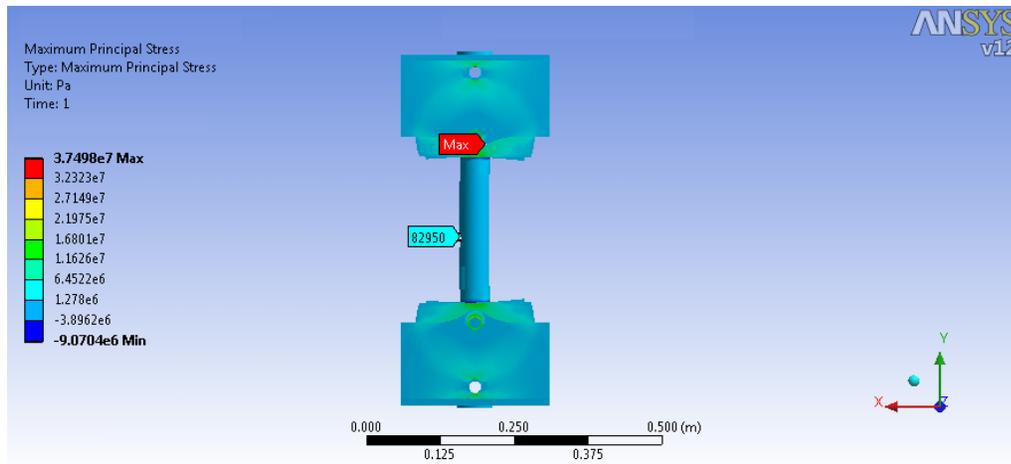


Figura 3.22  $\sigma_1$  generado por las cargas combinadas (Caso 1).

Mientras que para  $\sigma_2$  (esfuerzo principal mínimo) (Fig. 3.23) el valor fue de -4.6381 MPa, que es muy cercano con -4.6226 MPa del cálculo analítico. En la figura 3.24 se puede apreciar el elemento mayormente castigado por el sistema de sujeción con un esfuerzo de 42.2720 Mpa. Que en este caso resulto ser el soporte.

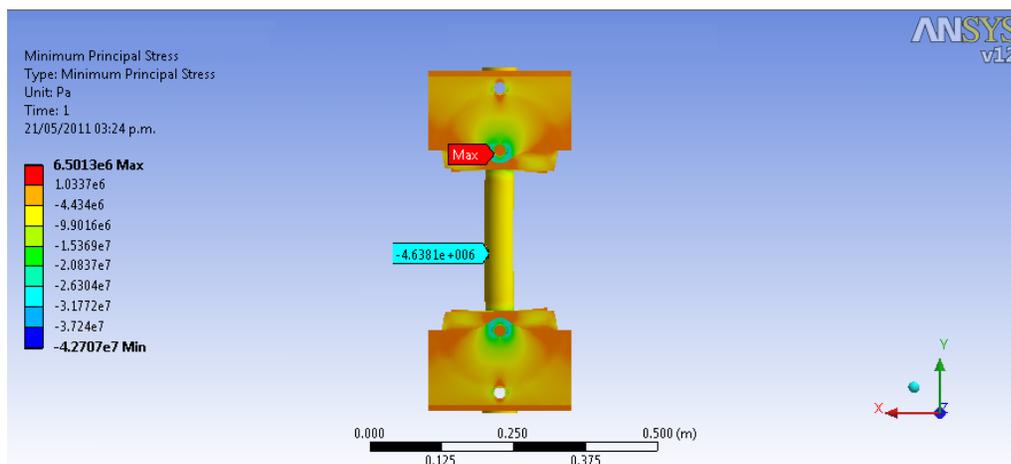


Figura 2.23  $\sigma_2$  generado por las cargas combinadas (Caso 1).

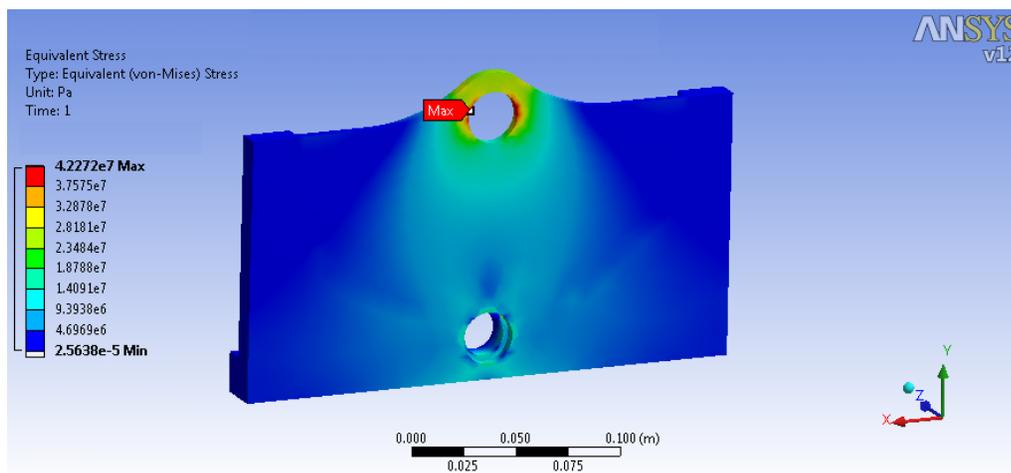


Figura 3.24 Distribución del esfuerzo en el soporte (Caso 1).

### 3.4.2 Análisis numérico (Caso 2)

En el caso 2, el modelo se resuelve de manera similar al anterior solo que ahora tomando en cuenta los ejes inferiores. Por lo que para un **momento** de 15 Nm (Fig. 3.25) se muestra el esfuerzo (en la mordaza antes mencionada) con un valor de 1.9808 MPa.

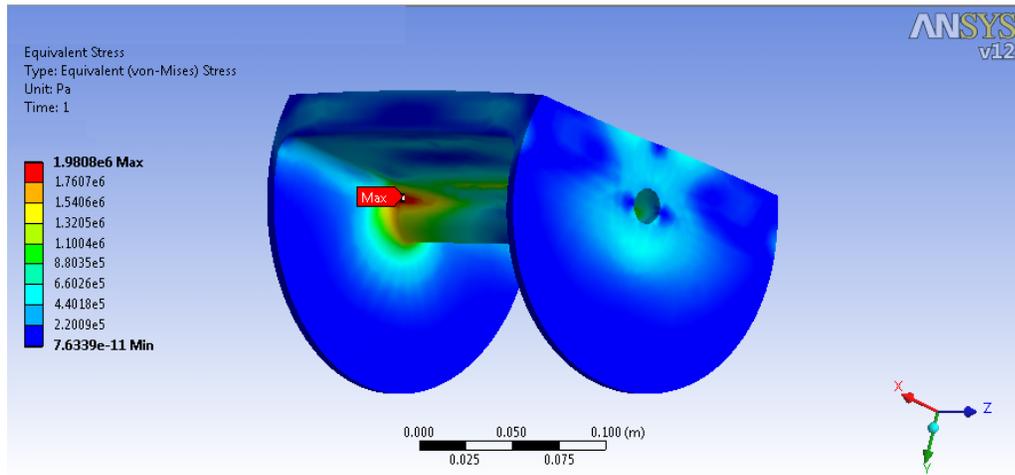


Figura 3.25 Distribución de esfuerzo en la mordaza aplicando un momento de 15 Nm (Caso 2).

Así mismo, considerando solo la carga de **compresión** y los pernos inferiores (Fig. 3.26) el resultado obtenido fue de 19.6330 MPa.

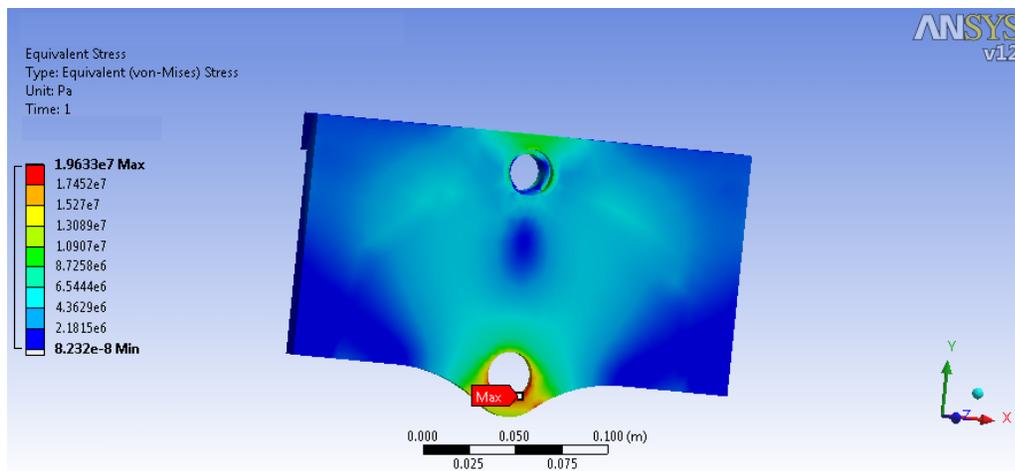


Figura 3.26 Distribución del esfuerzo generado por la carga de compresión (Caso 2).

El análisis tomando en cuenta la carga de **torsión** y los pernos (Fig. 3.27), muestra como resultado de dicho análisis un esfuerzo máximo de 1.2128 MPa.

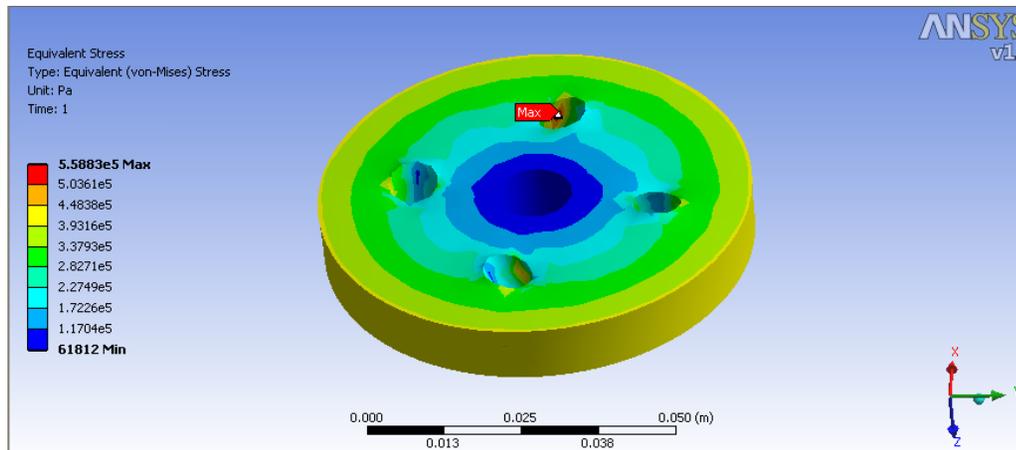


Figura 3.27 Distribución del esfuerzo con la carga de torsión (Caso 2).

Finalmente al realizar el análisis **combinando las 3 cargas**, se obtiene el resultado esperado, de acuerdo a lo arrojado por análisis preliminares. La figura 3.28 muestra el resultado obtenido de todo el sistema y en la figura 3.29 (por separado) el soporte más castigado por el sistema.

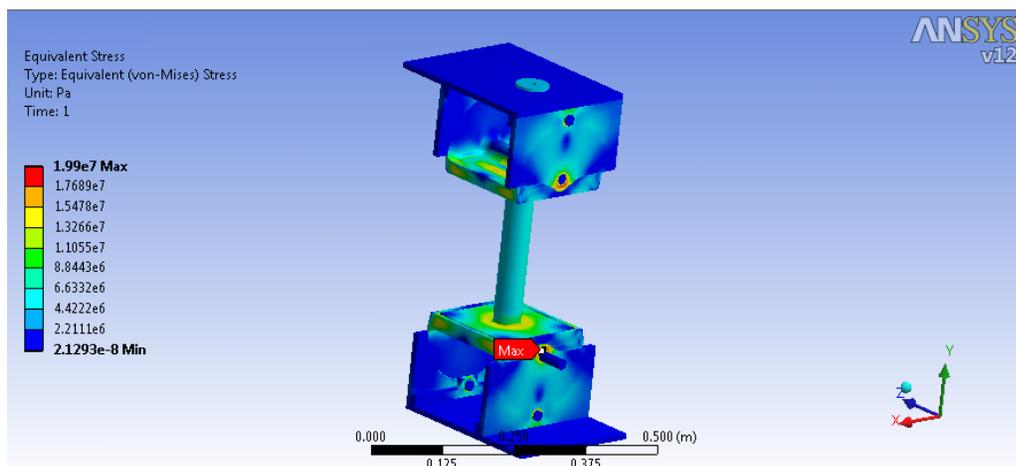


Figura 3.28 Distribución del esfuerzo con cargas combinadas en todo el sistema (Caso 2).

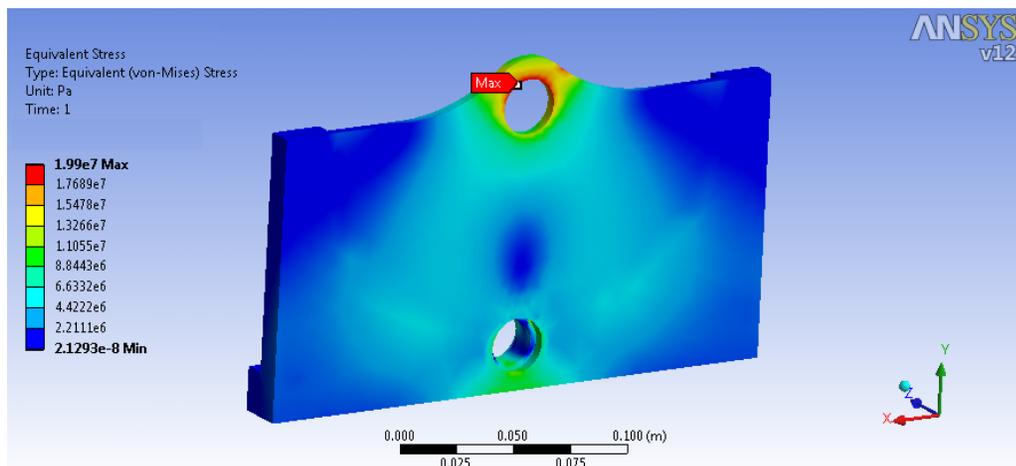


Figura 3.29 Distribución del esfuerzo en el soporte generado por las cargas combinadas (Caso 2).



Los resultados obtenidos en todos los análisis para el espécimen cilíndrico se muestran en la tabla 3.8.

Tabla 3.8 Resultados para el espécimen cilíndrico.

Modelo	Tipo de carga	Esfuerzo MPa. (von Mises)	Pieza
1	Flexión	1.5964	Mordaza
	Compresión	42.2620	Soporte
	Torsión	0.5580	Unión actuador
	Combinadas	42.2720	Soporte
2	Flexión	1.9808	Mordaza
	Compresión	19.6330	Soporte
	Torsión	0.5580	Unión actuador
	Combinadas	19.9000	Soporte

Ya que se ha asegurado la funcionalidad de las mordazas previamente, es posible realizar el estudio con un modelo de la región cervical humana.

### 3.5. Modelado de la región cervical humana

Los diferentes casos de estudio en biomecánica presentan una considerable complejidad en cuanto al modelado y análisis de elementos biológicos se refiere. En la actualidad se puede modelar no sólo con un grado de mucha mayor precisión, sino también en una fracción del tiempo que antes era imposible.

Nuevas técnicas se han desarrollado para convertir datos de imagen 3D en modelos geométricos 2D, 3D y de elementos finitos, obtenidos de una serie de modalidades de imágenes (Resonancia Magnética, Ecografía, Ultrasonido, Microscopía Confocal, Tomografía). Estos modelos se pueden utilizar para explorar una amplia gama de problemas que presenta el cuerpo humano causados por traumatismos, fracturas, degeneraciones, etc.

Lo anterior se hace gracias a la existencia de programas especializados en esta área de estudio; como lo son ScanIP de Simpleware o Mimics de Materialise, por mencionar algunos. Estos programas hacen uso de imágenes utilizadas en el ambiente médico y herramientas propias, que permiten modelar los casos de estudio requeridos; por medio de máscaras en 2D, imagen por imagen para finalmente conformar un modelo 3D.

Para el modelado del caso de estudio utilizado en este trabajo se hizo uso del software ScanIP en su versión 3.2 y una tomografía computarizada en formato DICOM facilitadas por el Dr. Enrique Rodríguez Escalante perteneciente al Hospital 1° de Octubre, con una separación entre cortes de 0.5 mm. En la figura 3.30 se muestra el ambiente de trabajo del programa ScanIP y el modelo regenerado de la región cervical y de la figura 3.31 a la 3.37 se muestran cada una de las vértebras pertenecientes a la región cervical, esto es desde el atlas (C1) hasta C7.

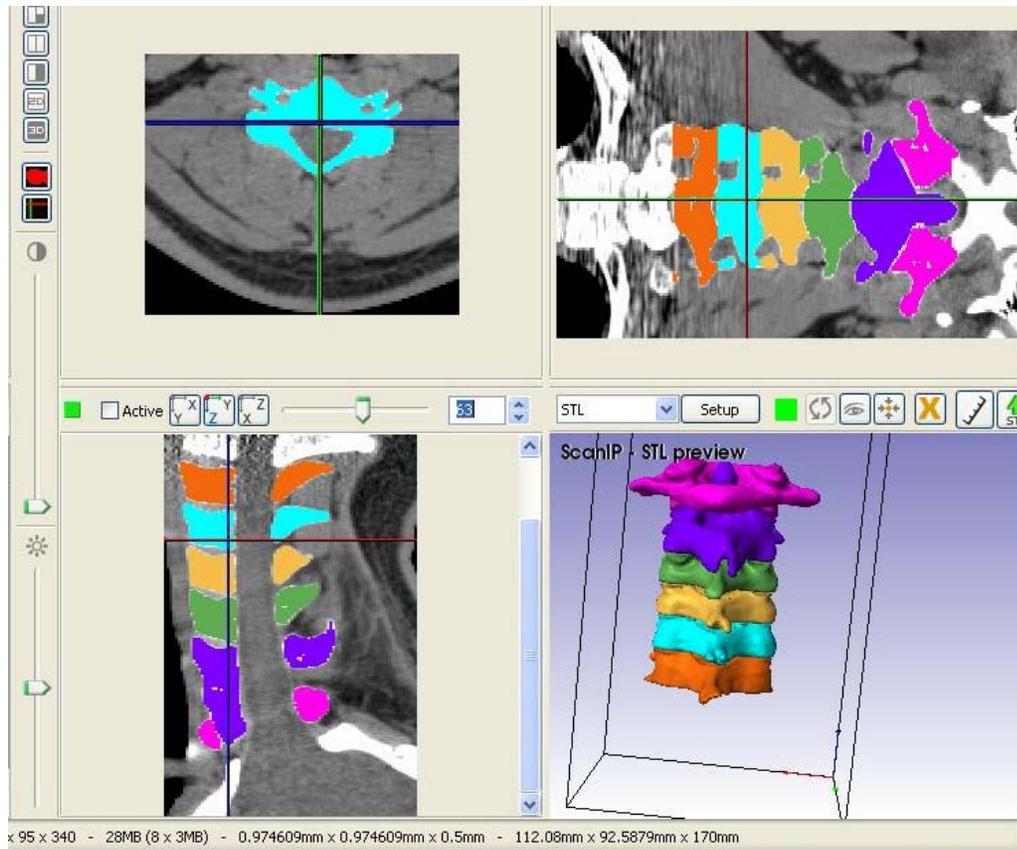


Figura 3.30 Ambiente de trabajo del programa ScanIP.

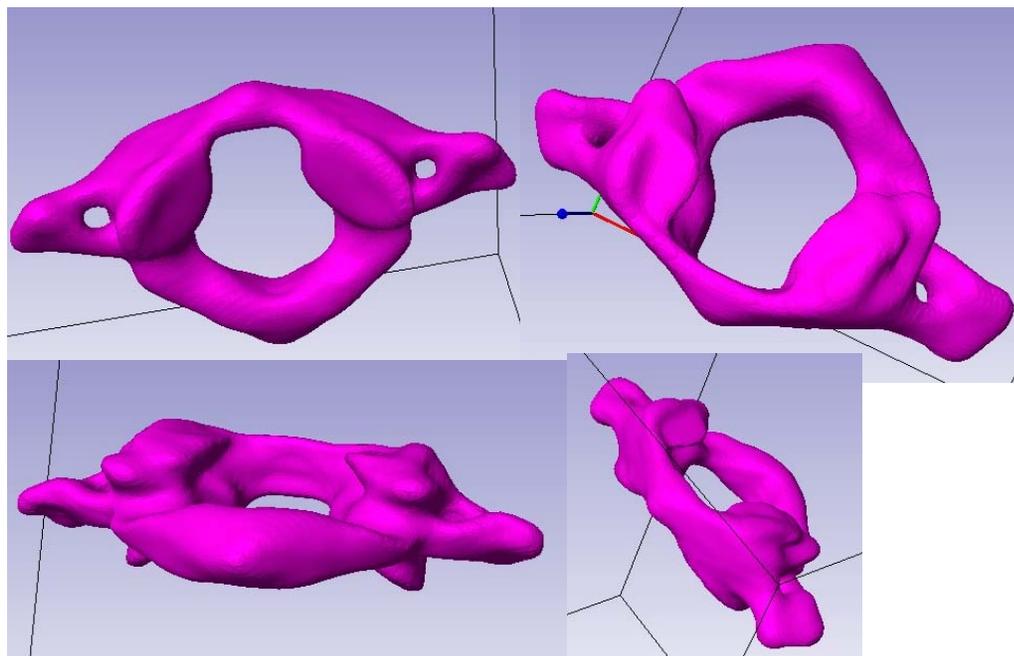


Figura 3.31 Atlas o primera vértebra cervical (C1).

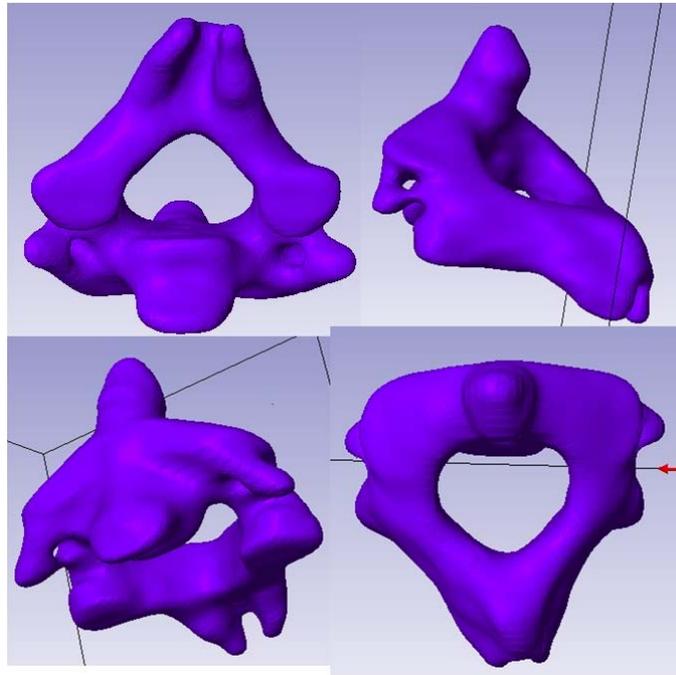


Figura 3.32 Axis o segunda vértebra cervical (C2).

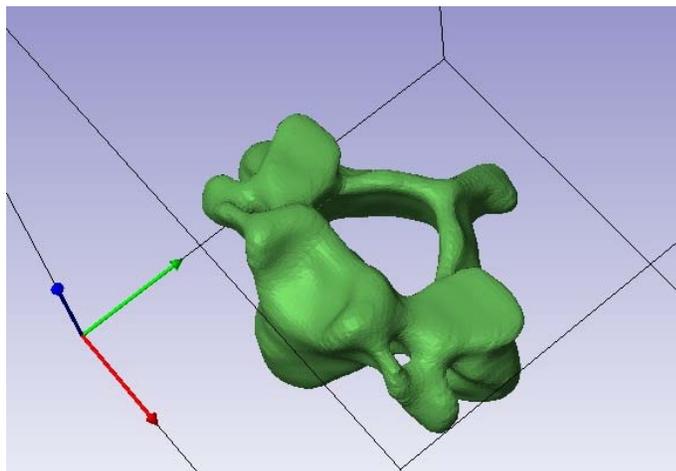


Figura 3.33 Tercera vértebra cervical (C3).

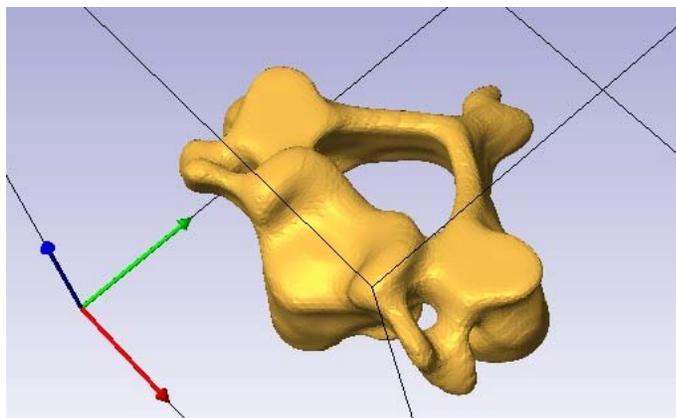


Figura 3.34 Cuarta vértebra cervical (C4).

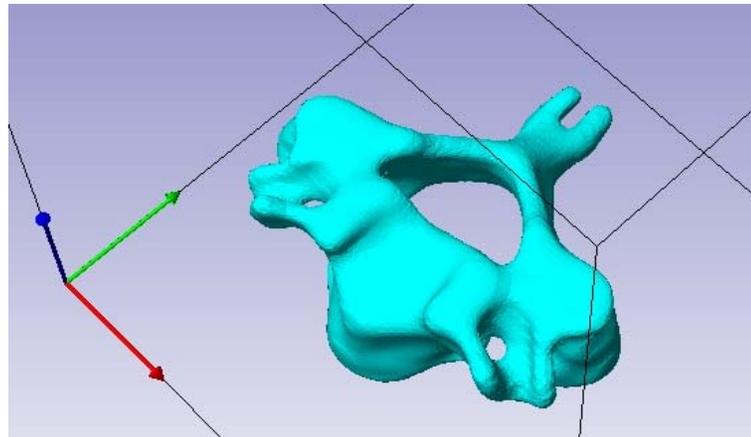


Figura 3.35 Quinta vértebra cervical (C5).

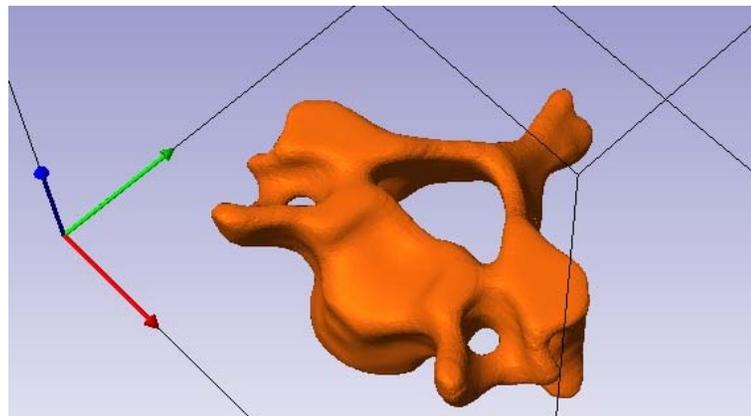


Figura 3.36 Sexta vértebra cervical (C6).

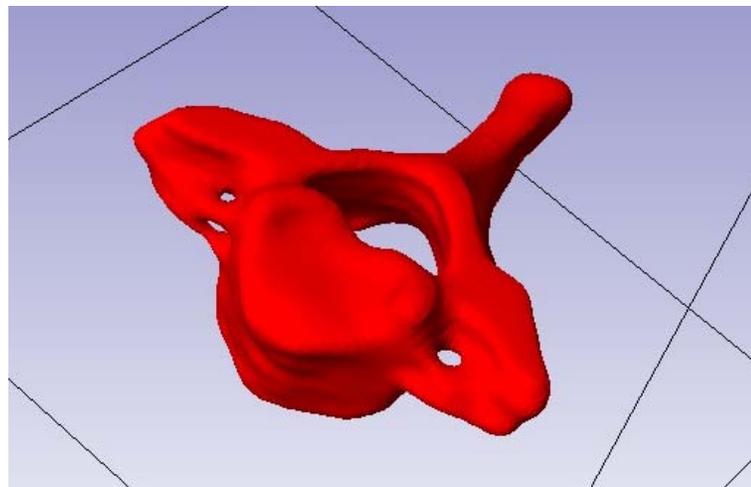


Figura 3.37 Séptima vértebra cervical (C7).

Realizada la regeneración, se procede a exportar el modelo en un formato IGS para ser analizado posteriormente en ANSYS WORKBENCH, la figura 3.38 muestra el modelo en formato IGS que comprende las vertebrae y discos intervertebrales desde el atlas (C1) hasta C7.

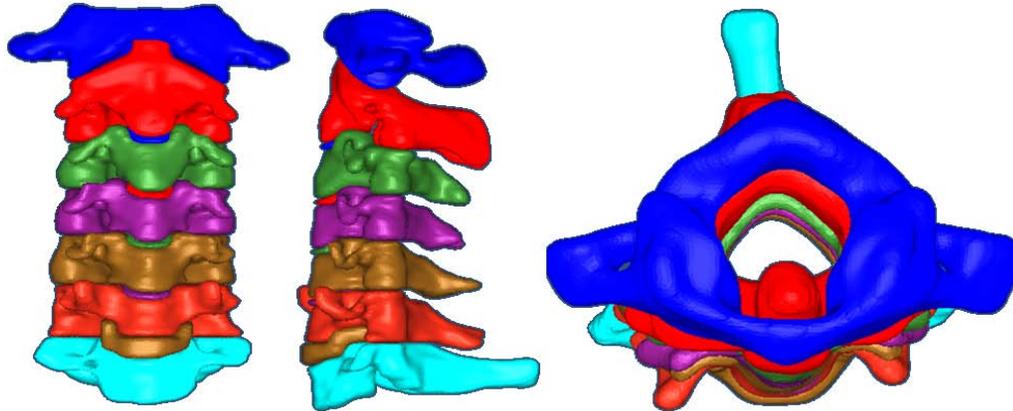


Figura 3.38 Modelo en formato IGS de la región cervical (C1-C7).

### 3.6. Análisis Numérico (especimen cervical), (Caso 3)

Cabe mencionar que aunque se tiene el modelo desde C1-C7 para el análisis se usa solamente de C3 a C7, a su vez que se toma en cuenta el espacio que ocupan las vértebras en el yeso piedra cuando son posicionadas en las mordazas (figura 3.39). Para este análisis se generaron 444273 nodos y 242166 elementos.

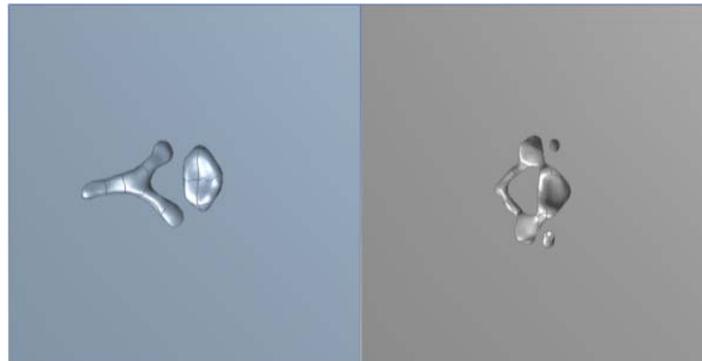


Figura 3.39 Modelo del yeso piedra.

En la figura 3.40 se muestra el modelo del espécimen de prueba y el yesopiedra.

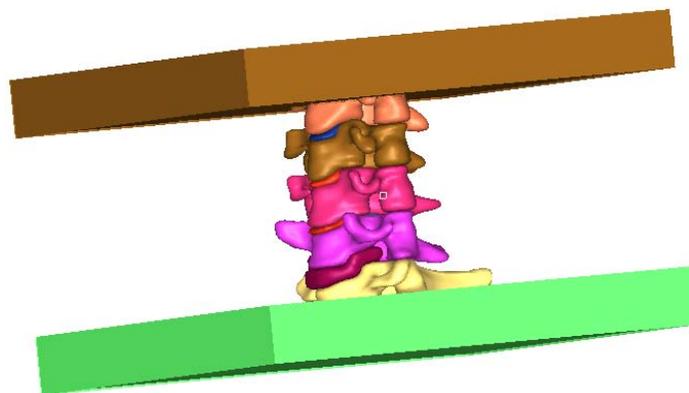


Figura 3.40 Especimen posicionado en el yesopiedra.

En la figura 3.41 se puede observar el modelo en el ambiente de ANSYS WORKBENCH para su posterior uso en el análisis de elementos finitos.

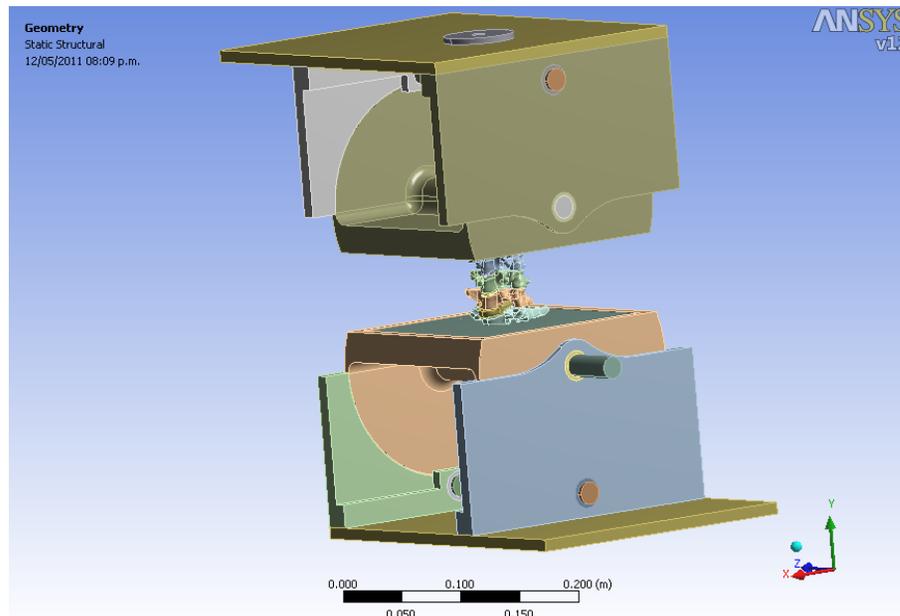


Figura 3.41 Modelo en el ambiente de ANSYS.

Con lo anterior y tomando en cuenta el mismo procedimiento y propiedades del caso 1 y 2, se aplican **cargas de compresión** gradualmente hasta un límite de 11318 N, en la figura 3.42 se muestra la distribución del esfuerzo en el sistema para una carga de 300N en compresión.

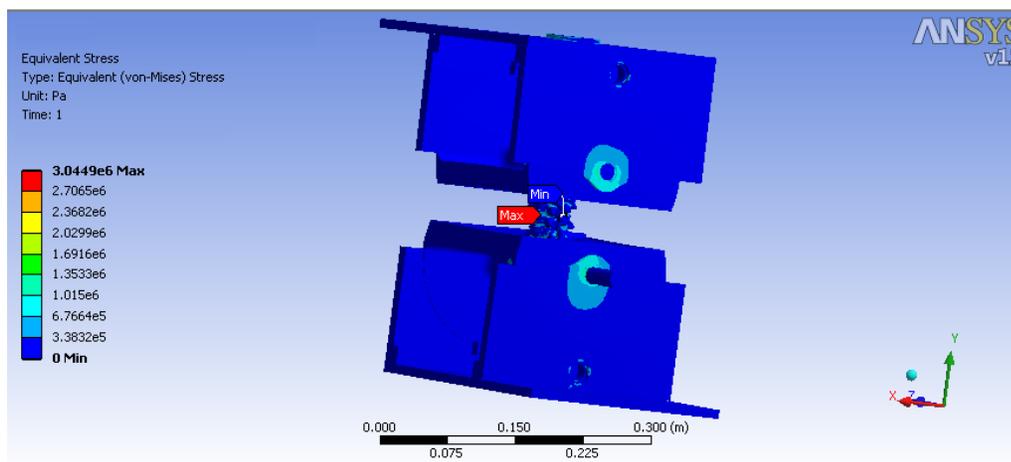


Figura 3.42 Distribución del esfuerzo aplicando 300 N (Caso 3).

Como se puede observar el esfuerzo máximo se localiza en el espécimen de prueba, en el disco intervertebral entre C5 y C6 (Fig. 3.43). Como básicamente este trabajo se enfoca al comportamiento propio de las mordazas, en la figura 3.44 se muestra la distribución de los esfuerzos en uno de los soportes inferiores en donde el esfuerzo según la distribución de los colores y con la experiencia obtenida de los modelos 1 y 2, se sabe que los esfuerzos son de mayor magnitud, cabe mencionar que se cambio la visualización de los esfuerzos para tener una mejor apreciación de los mismos.

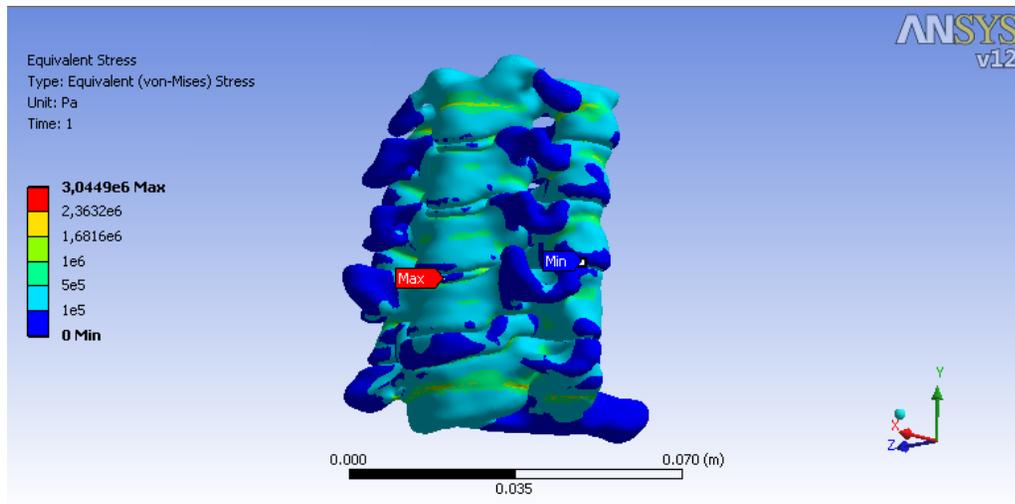


Figura 3.43 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical para 300 N (Caso 3).

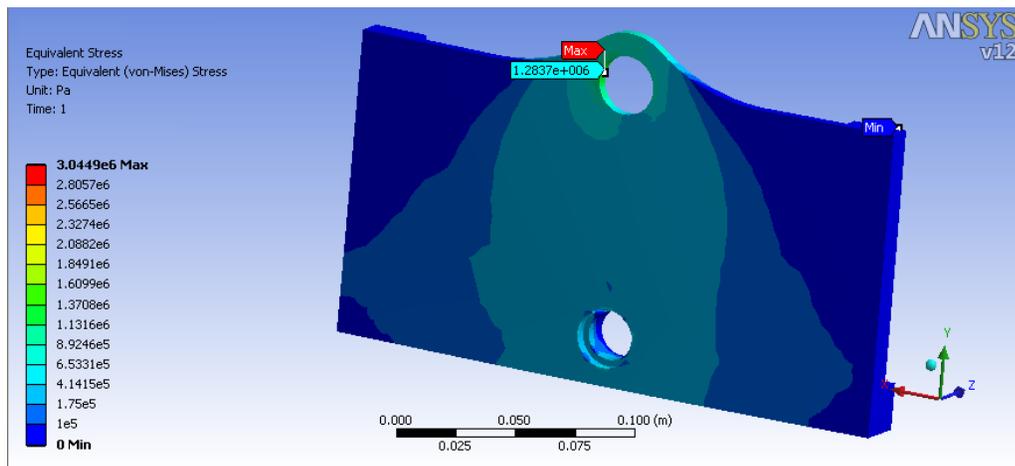


Figura 3.44 Distribución de los esfuerzos en un soporte inferior para 300 N (Caso 3).

En la figura 3.45 se muestra la distribución del esfuerzo en todo el sistema para la carga de 11318 N en compresión.

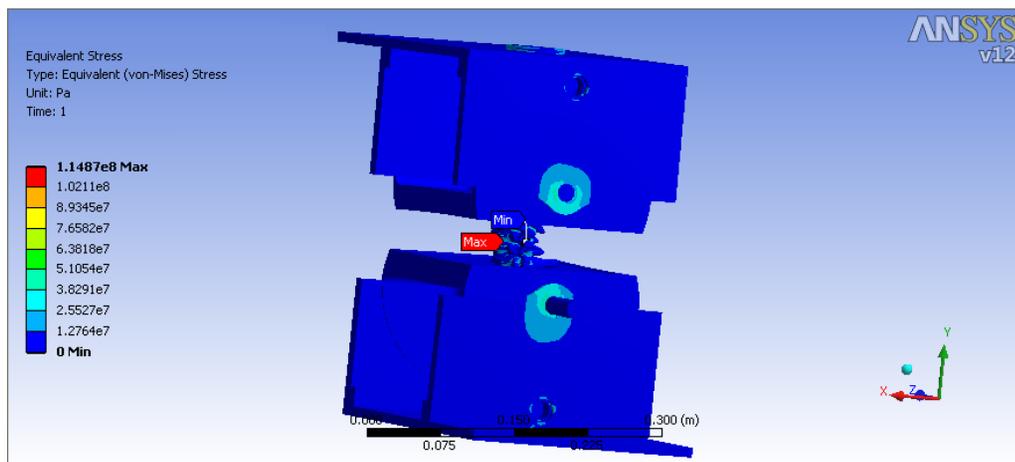


Figura 3.45 Distribución del esfuerzo para 11318 N en compresión (Caso 3).

De igual manera se muestra la distribución del esfuerzo en el espécimen (Fig. 3.46) y en el soporte inferior (Fig. 3.47).

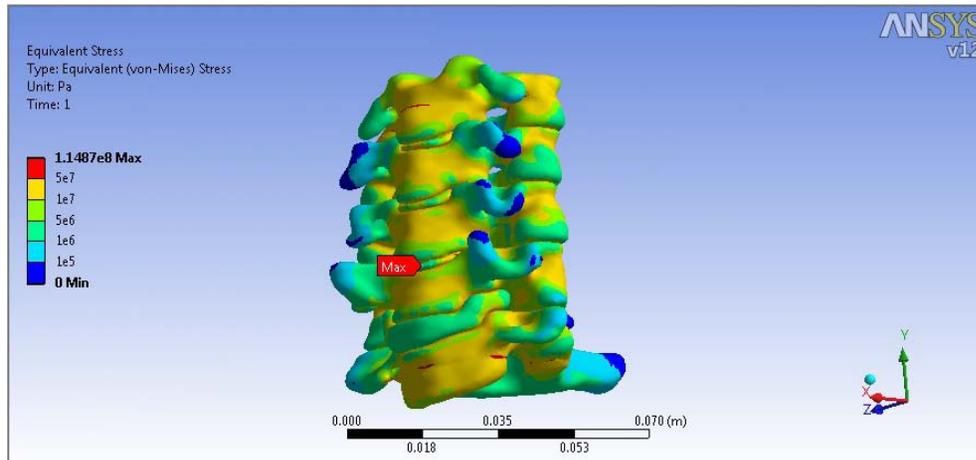


Figura 3.46 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical para 11318 N en compresión (Caso 3).

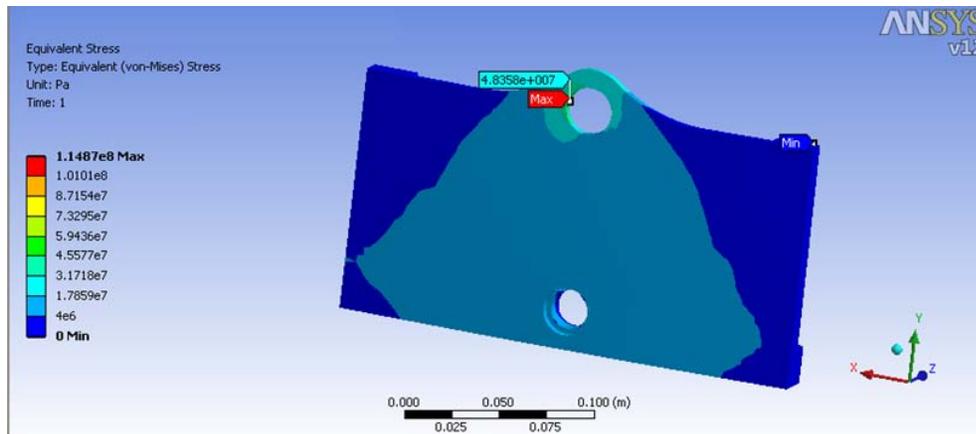


Figura 3.47 Distribución de los esfuerzos en un soporte inferior para 11318 N en compresión (Caso 3).

El siguiente paso es hacer un análisis aplicando cargas de **flexión**, llegando a una carga máxima de 15 Nm, en la figura 3.48 se muestra la distribución del esfuerzo en todo el sistema aplicando un momento flexionante de 10 Nm.

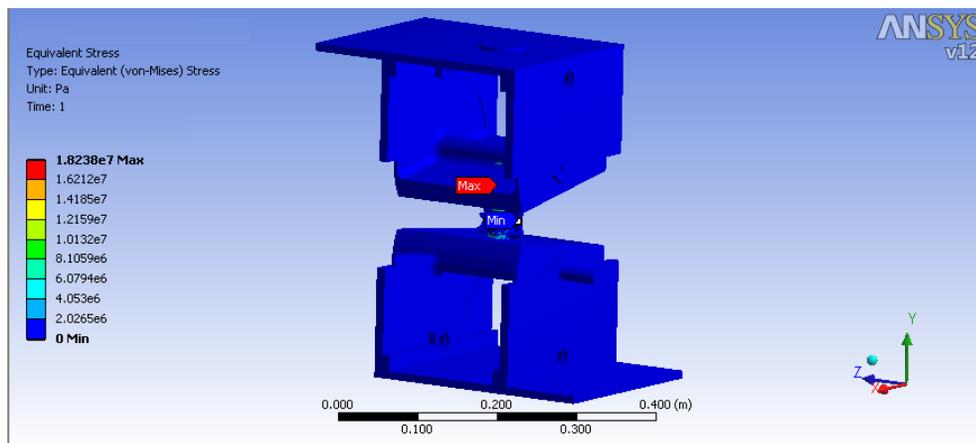


Figura 3.48 Distribución del esfuerzo en todo el sistema aplicando una carga de flexion de 10 Nm (Caso 3).

De acuerdo a lo anterior el esfuerzo máximo se localiza en C3 (Fig. 3.49) y el sistema de sujeción en la mordaza superior (Fig. 3.50).

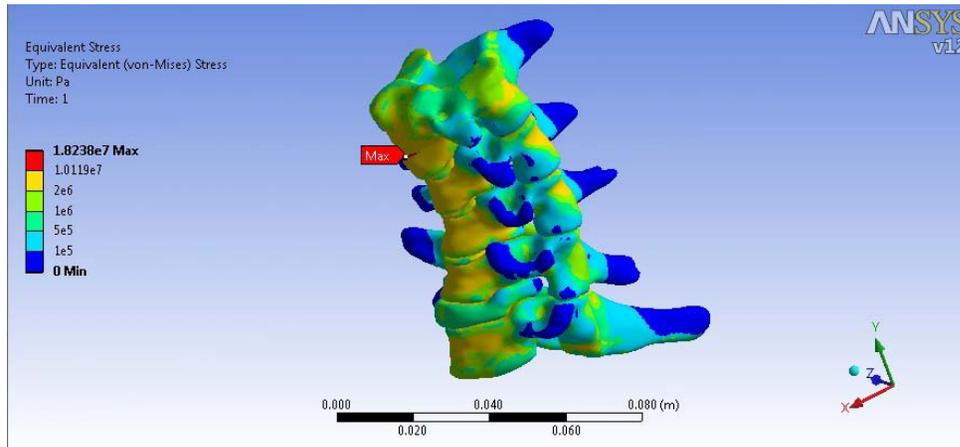


Figura 3.49 Distribución del esfuerzo en el espécimen cervical aplicando una carga de flexion de 10 Nm (Caso 3).

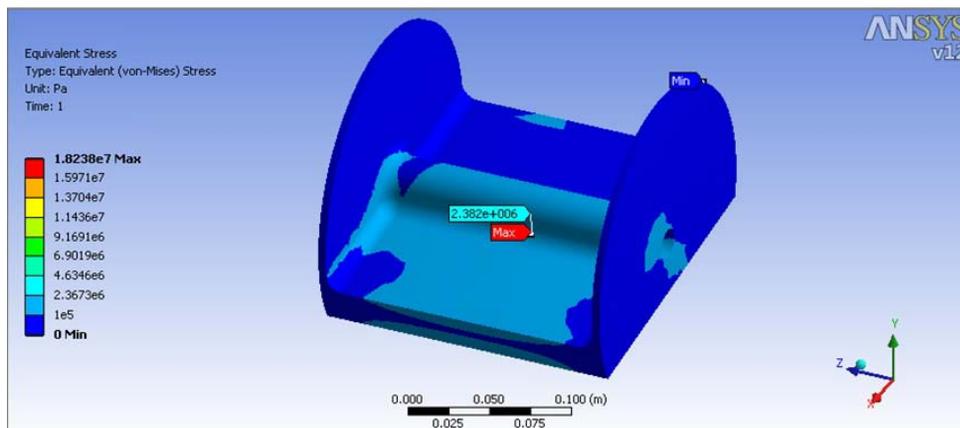


Figura 3.50 Distribución de los esfuerzos en la mordaza superior para 10 Nm en flexión (Caso 3).

En las figuras 3.51 y 3.52 se aprecia el esfuerzo generado para 15 Nm en flexión en la región cervical y en la mordaza

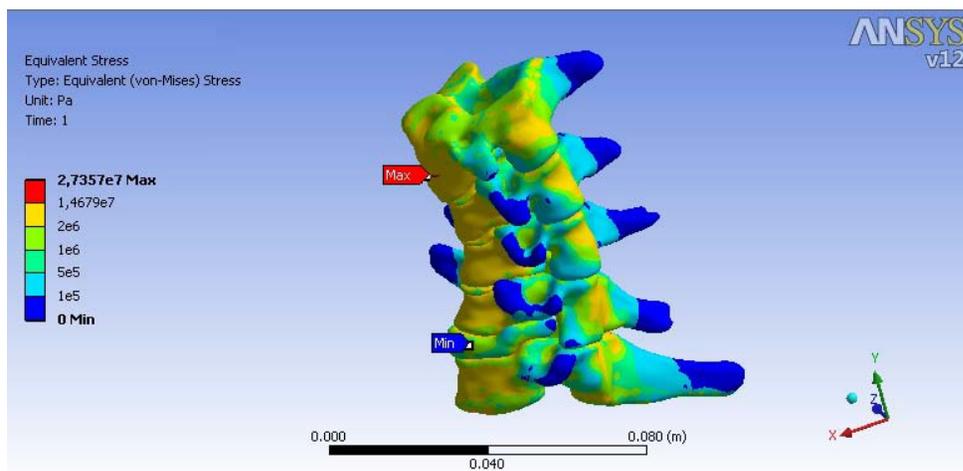


Figura 3.51 Distribución del esfuerzo en el espécimen cervical aplicando una carga de flexion de 15 Nm (Caso 3).

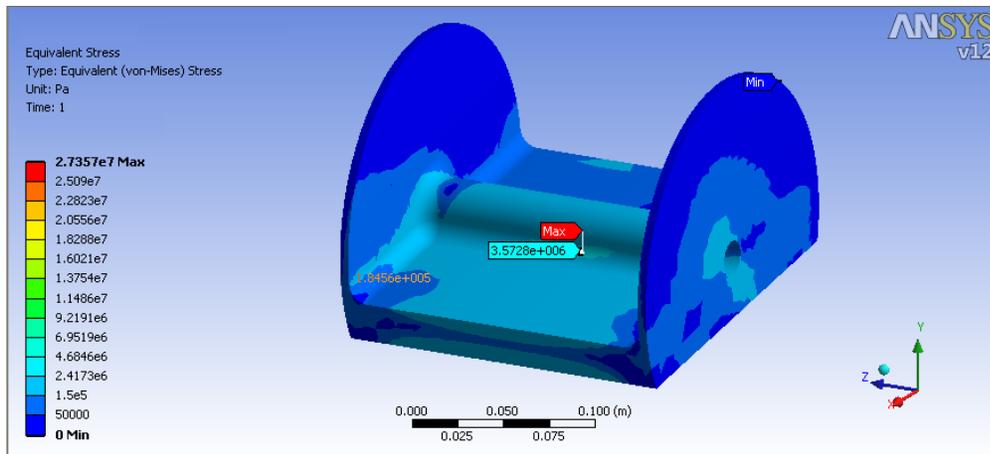


Figura 3.52 Distribución de los esfuerzos en la mordaza superior para 15 Nm en flexión (Caso 3).

Para torsión se manejaron rangos de carga hasta un máximo de 15 Nm encontrando el esfuerzo máximo de todo el sistema en C7 y en el sistema de sujeción en la unión con el actuador de la maquina. En las figuras 3.53, 3.54, 3.55 y 3.56 se pueden visualizar la distribución del esfuerzo para 10 Nm y 15 Nm.

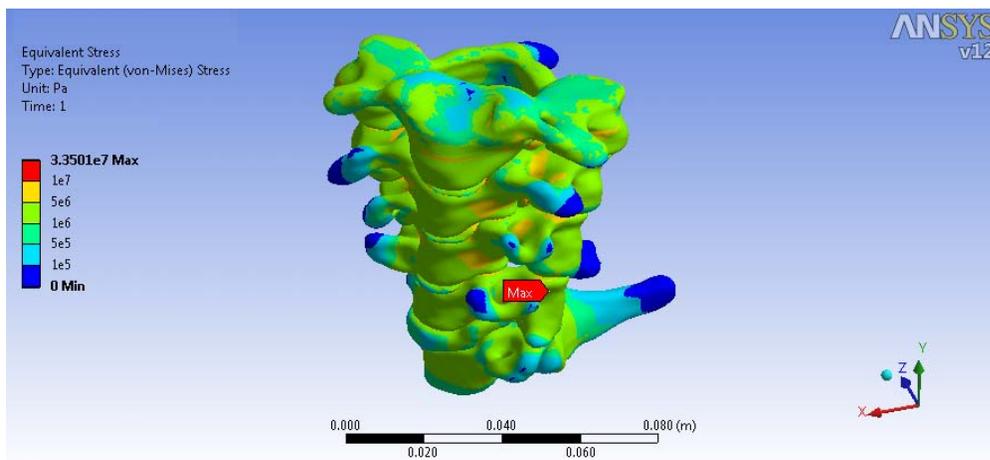


Figura 3.53 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical aplicando 10 Nm en torsión (Caso 3).

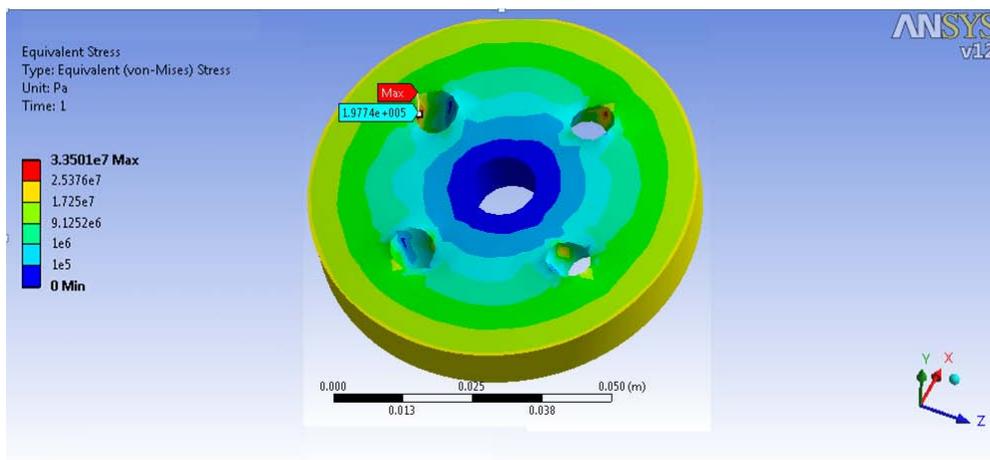


Figura 3.54 Distribución de los esfuerzos en la interface del actuador y el dispositivo de sujeción 10 Nm en torsión (Caso 3).

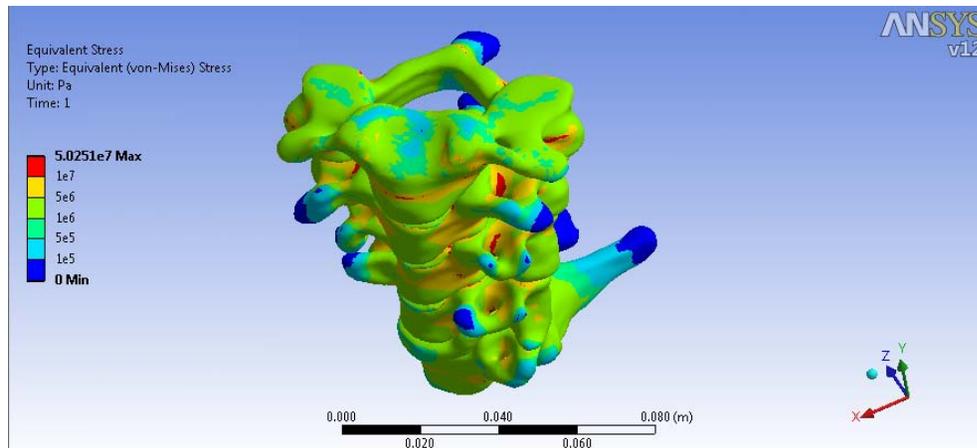


Figura 3.55 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical aplicando 15 Nm en torsión (Caso 3).

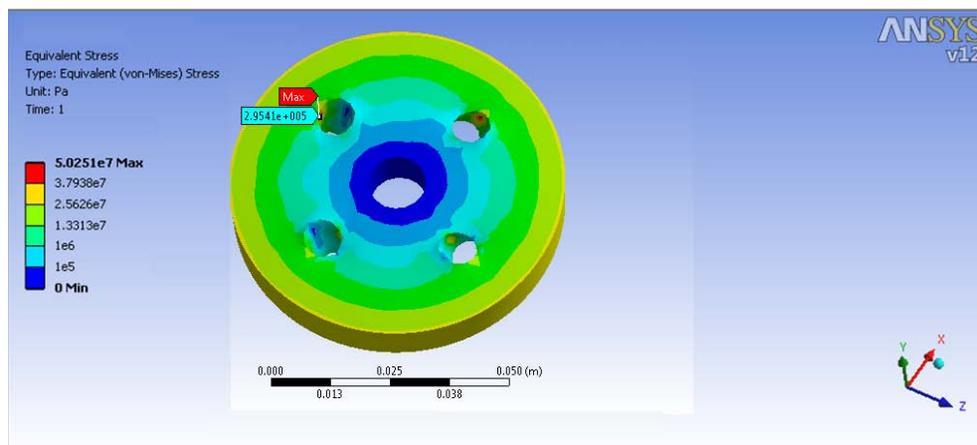


Figura 3.56 Distribución de los esfuerzos en la interface del actuador y el dispositivo de sujeción 15 Nm en torsión (Caso 3).

Por último se muestra el estado de esfuerzo que generan los **tres tipos de carga combinadas** encontrando el máximo en el espécimen en el disco intervertebral entre C5 y C6 y en el dispositivo de sujeción en un soporte, aplicando 5000 N para compresión, 10 Nm para flexión y torsión (figs. 3.57 y 3.58) el cual se denomina caso 3.a y todas las magnitudes máximas de 11318 N en compresión, 15 Nm para flexión y torsión denominado caso 3.b (figs. 3.59 y 3.60).

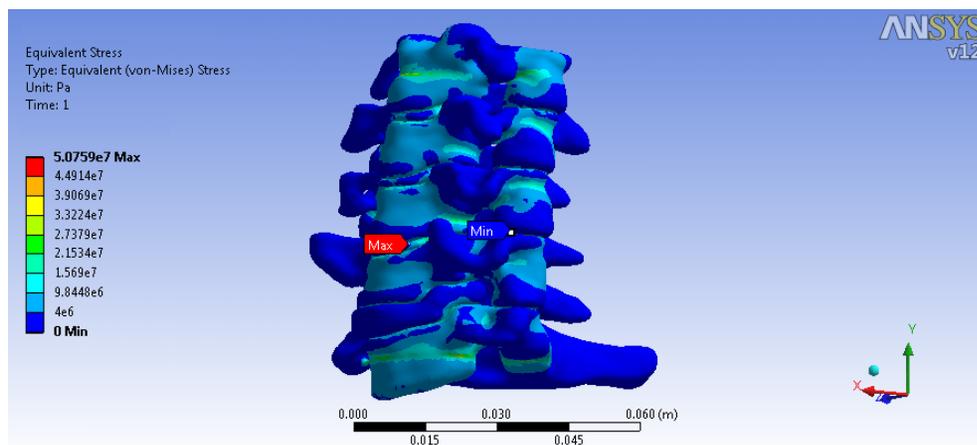


Figura 3.57 Distribución de los esfuerzos en el espécimen cervical aplicando los tres tipos de carga (5000N y 10 Nm) (Caso 3).

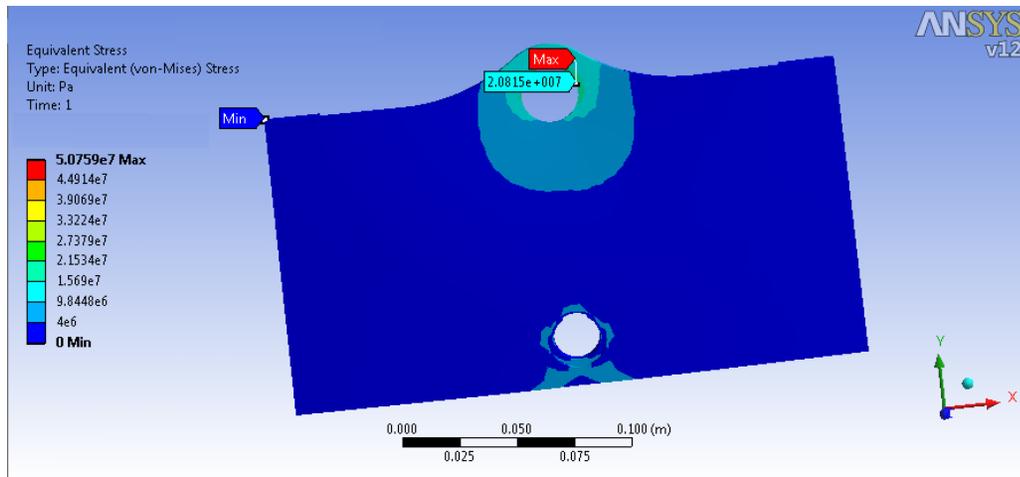


Figura 3.58 Distribución de los esfuerzos en el soporte aplicando los tres tipos de carga (5000N y 10 Nm) (Caso 3).

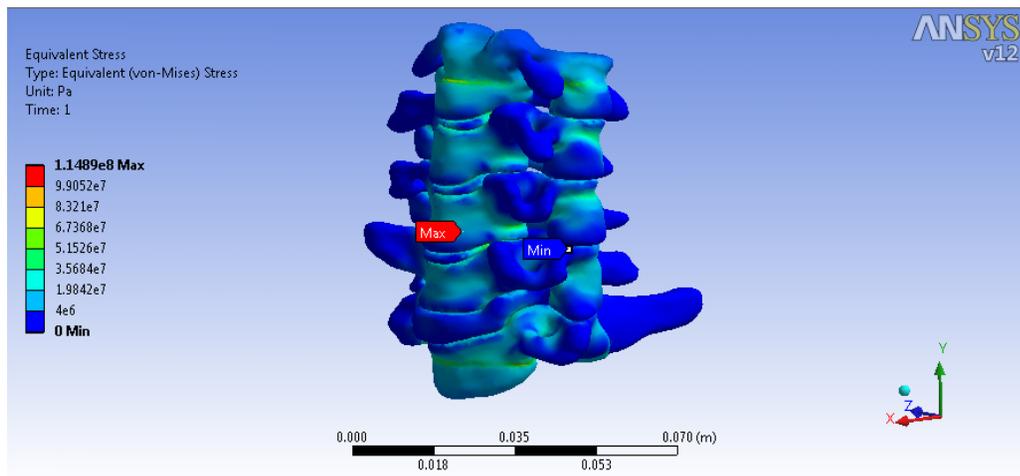


Figura 3.59 Distribución de los esfuerzos en el soporte aplicando los tres tipos de carga (cargas máximas) (Caso 3).

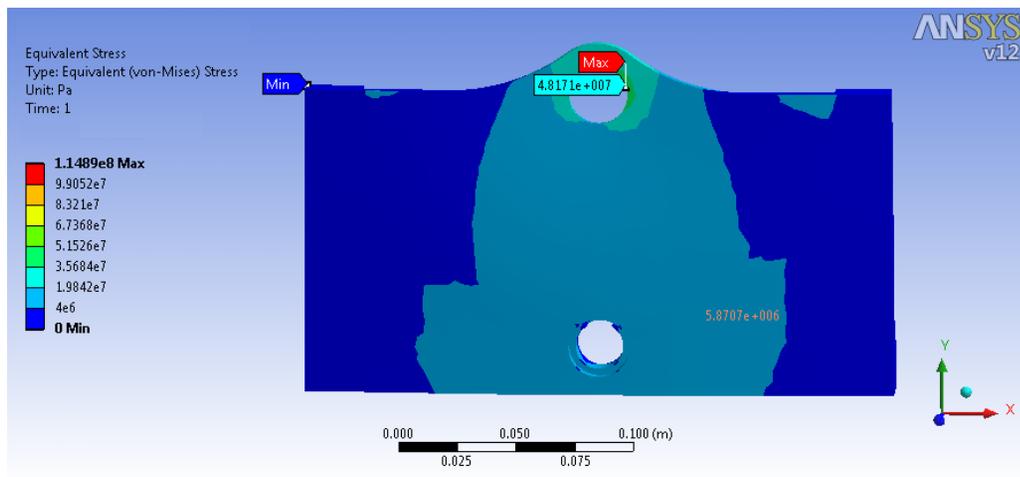


Figura 3.60 Distribución de los esfuerzos en el soporte aplicando los tres tipos de carga (cargas máximas) (Caso 3).



Para el caso 4 (no mostrado en este capítulo) se tienen las mismas condiciones de carga para compresión del caso 3, y las mismas condiciones de frontera del caso 2, ya que con la experiencia obtenida de los análisis anteriores se sabe que la carga dominante en la generación de esfuerzos máximos es la de compresión. Tales resultados se muestran en la tabla 3.9 y serán evaluados en el capítulo 4.

**Tabla 3.9** Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 4 sometido a compresión.

Carga de compresión (N)	Esfuerzo de von Mises (MPa)	
	Dispositivo	Especimen
300	0.5992	3.0449
3000	5.9627	30.4490
6000	11.9256	60.8980
9000	17.8884	91.3470
11318	22.4623	114.8700

### 3.7. Sumario

En este capítulo se evaluó el comportamiento del dispositivo de sujeción desarrollando una simulación numérica, en primera instancia haciendo uso de un espécimen con forma primitiva (cilíndrica) en el cual se pueden determinar los esfuerzos generados en el mismo de una forma relativamente fácil, con el fin de asegurar la correcta transferencia de carga del dispositivo de sujeción al espécimen de prueba; para posteriormente realizar una simulación numérica haciendo uso de un espécimen cervical generado a partir de tomografías computarizadas procesadas en el software Scan IP 3.2.

En el siguiente capítulo se hace una evaluación y comparación de los resultados obtenidos en este capítulo para determinar el comportamiento del sistema (dispositivo-espécimen).



## Referencias

- [3.1] S. Szotek, A. Szust, C. Pezowicz, P. Majcher y R. Bedzinki. *Animal Models in Biomechanical investigations*, Bull Vet Inst Pulawy 48, 2004, págs. 163-168.
- [3.2] Smit T.H.: *The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations*. Eur Spine J 2002, 11, 137-144.
- [3.3] Kuryszko J y Zarzycki J. *Anatomía mikroskopowa zwierzat domowych i ezlowieka*. PWN, Warszawa 1995.
- [3.4] Szust A. *Experimental investigation of the pig lumbar spine flexibility*. Ac Bioengineer Biomech 2002, 4, págs. 119- 120.
- [3.5] A. Fuerte Hernández, tesis de maestría *Caracterización de vértebras porcinas para su uso en aplicaciones biomecánicas*, 2010, págs. 70-118.
- [3.6] M. M. Panjabi, K. Abumi, J. Duranceu y J. J. Crisco. *Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices*. Spine, 1988, Vol. 13, Núm. 10, págs. 1135-1140.
- [3.7] D. Kunz, R., Vanderby Jr., T. zdeblick, R. McCabe y M. Markel. *Application of pure loads in axial, torsional or Flexural directions A Multi-Axis System for Biomechanical Testing*. Closed Loop. 1993, págs 4-10.
- [3.8] H. J. Wilke, L. Claes, H. Schmitt y S. Wolf. *A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation*, European Spine Journal, 1994, Vol. 3, Num. 2, págs. 91-97.
- [3.9] J. S. Kirkpatrick, J. A. Levy, J. Carillo y S. Reza Moeini. *Reconstruction After Multilevel Corpectomy in the Cervical Spine A Sagittal Plane Biomechanical Study*, Spine, 1999, Vol. 24, Núm. 12, págs. 1186–1191
- [3.10] T. R. Oxland, Z. Hoffer, T. Nydegger, G. C. Rathonyi y Lutz-P Nolte. *A Comparative Biomechanical Investigation of Anterior Lumbar Interbody Cages and Bilateral Approaches*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2000, Vol. 82-A, Núm. 3, págs. 383-393.
- [3.11] W. W. Lu, K. M. C. Cheung, Y. W. Li, K. D. K. Luk, A. D. Holmes, Q. A. Zhu, y J. C. Y. Leong. *Bioactive Bone Cement as a Principal Fixture for Spinal Burst Fracture An In Vitro Biomechanical and Morphologic Study*. Spine, 2001, Vol. 26, Núm. 24, págs 2684–2691.
- [3.12] D. K Sengupta, SMH Mehdian, R. C. Mulholland, J. K. Webb y D. D. Ohnmeiss. *Biomechanical evaluation of immediate stability with rectangular versus cylindrical interbody cages in stabilization of the lumbar spine*, BMC Musculoskeletal Disorders 2002, págs. 1-11.



- [3.13] L. Balabaud, E. Gallard, W. Skalli, J. P. Lassau, F. Lavaste y J. P. Steib. *Biomechanical Evaluation of a Bipedicular Spinal Fixation System A Comparative Stiffness Test*, Spine, 2002, Vol. 27, Núm. 17, págs. 1875–1880.
- [3.14] S. K. Stanley, A. J. Ghanayem, L. I. Voronov, R. M. Havey, O. Paxinos, G. Carandang, M. R. Zindrick, y A. G. Patwardhan. *Flexion–Extension Response of the Thoracolumbar Spine Under Compressive Follower Preload*. Spine, 2004, Vol. 29, Núm. 22, págs. E510–E514.
- [3.15] D. J. Diangelo, K. T. Foley. *An Improved Biomechanical Testing Protocol for Evaluating Spinal Arthroplasty and Motion Preservation Devices in a Multilevel Human Cadaveric Cervical Model*, Neurosurg Focus, 2004, págs. 1-16.
- [3.16] E. A. Charriere, T. Beutler, M. Caride, P. Mordasini, T. E. Orr y P. K. Zysset. *Compliance of the L5-S1 spinal unit: a comparative study between an unconstrained and a partially constrained system*, European Spine Journal, 2006, Vol. 15, Núm. 1, Págs. 74-81
- [3.17] X. Y. Wang, L. Y. Dai, H. Z. Xu y Y. L. Chi. *The Load-Sharing Classification of Thoracolumbar Fractures An In Vitro Biomechanical Validation*, Spine, 2007, Vol. 32, Issue 11, págs. 1214-1219.
- [3.18] J. A. Beltrán Fernández, tesis doctoral *Análisis numérico de las cervicales C3-C7 asociado al problema del latigazo cervical*, 2007, págs. 121-134.
- [3.19] C. L. Tai, P. H. Hsieh, W. P. Chen, L. H. Chen, W. J. Chen y P. L. Lai. *Biomechanical comparison of lumbar spine instability between laminectomy and bilateral laminotomy for spinal stenosis syndrome—an experimental study in porcine model*, BMC Musculoskeletal Disorders, 2008, Vol. 9, Núm. 84, págs. 1-9.
- [3.20] T. Tomlinson, J. Chen, V. Upasani y A. Mahar. *Unilateral and Bilateral Sacropelvic Fixation Result in Similar Construct Biomechanics*, Spine, 2008, Vol. 33, Núm. 20, págs. 2127–2133.
- [3.21] I. Busscher, J. H. van Dieën, I. Kingma, A. J. van der Veen, G. J. Verkerke y A. G. Veldhuizen. *Biomechanical Characteristics of Different Regions of the Human Spine*, Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 26, págs. 2858–2864.
- [3.22] J. E. Tis, M. Helgeson, R. A. Lehman, y A. E. Dmitriev. *A Biomechanical Comparison of Different Types of Lumbopelvic Fixation*. Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 24, págs. E866–E872.
- [3.23] C. K. Demetropoulos, D. K. Sengupta, DrMed, M. A. Knaub, B. P. Wiater, C. Abjornson, E. Truumees y H. N. Herkowitz. *Biomechanical Evaluation of the Kinematics of the Cadaver Lumbar Spine Following Disc Replacement With the Prodisc-L Prosthesis*, Spine, 2009, Vol. 35, Núm. 1, págs. 26–31.
- [3.24] J. Luo, L. Daines, A. Charalambous, M. A. Adams, D. J. Annesley-Williams y P. Dolan. *Vertebroplasty Only Small Cement Volumes Are Required to Normalize Stress Distributions on the Vertebral Bodies*, Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 26, págs. 2865–2873.



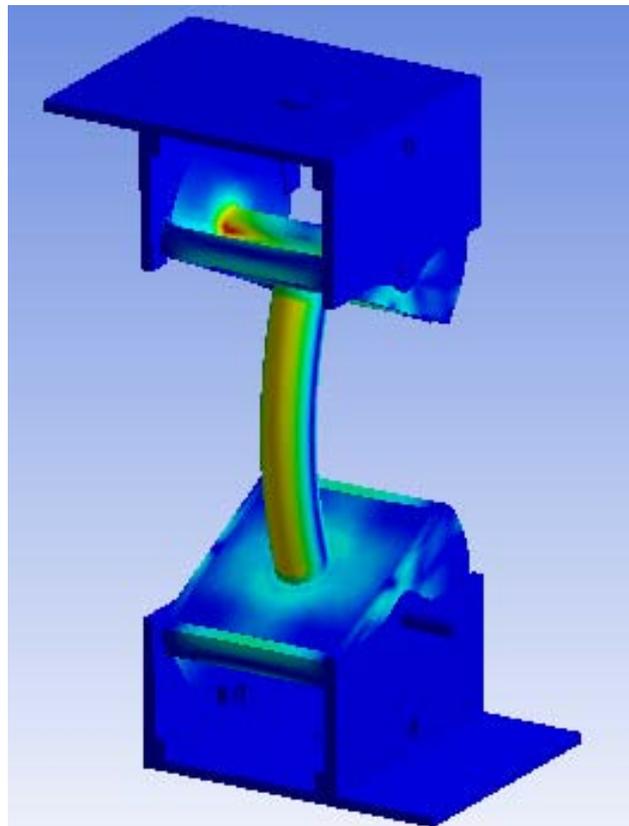
[3.25] J. A. Beltrán Fernández, L. H. Hernández Gómez, E. Ruiz Muñoz, A. González Rebattú, R.G. Rodríguez Cañizo, G. Urriolalagoitia Calderón, G. Urriolagoitia Sosa e Hilario Hernández Moreno. *Biomechanical evaluation of corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts*, Journal of Physics, 2009, Vol. 181, Núm. 1, págs. 1-9.

[3.26] ANSYS 12.0 HELP<< Types of joints<< Joint Properties and Application.

[3.27] A. Rohlmann, T. Zander, B. Bock y G. Bergmann, *Effect of position and height of a mobile core type artificial disc on the biomechanical behaviour of the lumbar spine*, J. Engineering in Medicine, 2008, Vol. 222, Parte H, págs. 229-239.



# CAPITULO 4: EVALUACIÓN DE RESULTADOS



# CAPÍTULO 4: Evaluación de Resultados

## 4.1. Introducción

En el presente capítulo se realiza una comparación y evaluación de resultados producto de los ensayos numéricos realizados en el capítulo 3.

En primera instancia se hace una comparación de los resultados obtenidos analíticamente para el espécimen cilíndrico; contra los arrojados por ANSYS WORKBENCH, para determinar si el dispositivo de sujeción transmite las cargas de manera adecuada y se pueda confiar en este. En la tabla 4.1 se muestran los resultados antes mencionados.

**Tabla 4.1** Esfuerzos obtenidos sobre el espécimen cilíndrico (cálculo analítico vs ensayo numérico).

Esfuerzo	Cálculo analítico (MPa)	Ensayo numérico (MPa)	Diferencia %
$\sigma_C$	5.7642	5.7667	0.04
$\sigma_F$	1.2224	1.2298	0.60
$\tau$	0.6112	0.6020	1.50
$\sigma_1$	0.0808	0.0829	2.53
$\sigma_2$	-4.6226	-4.6381	0.33

Como se puede apreciar la diferencia máxima es de solo el 2.53% por lo cual se establece que el sistema es confiable en cuanto a transmisión de cargas y efectos se refiere.

A continuación se presentan los valores de esfuerzo máximos generados en el dispositivo de sujeción, para los casos uno y dos, en la tabla 4.2 se presentan dichos valores y se comparan entre sí.

**Tabla 4.2** Resultados obtenidos en los casos 1 y 2.

Modelo	Tipo de carga	Esfuerzo MPa. (von Mises)	Pieza
1	Flexión	1.5964	Mordaza
	Compresión	42.2620	Soporte
	Torsión	0.5580	Unión actuador
	Combinadas	42.2720	Soporte
2	Flexión	1.9808	Mordaza
	Compresión	19.6330	Soporte
	Torsión	0.5580	Unión actuador
	Combinadas	19.9000	Soporte

En estos casos se puede apreciar que el soporte es el más castigado cuando se combinan los tres tipos de carga con 42.272 MPa para el caso 1, y con 19.90 MPa para el caso 2 que son muy parecidos al efecto ocasionado por la compresión por si sola, con lo cual se comprueba que la carga de compresión es la que genera los esfuerzos máximos en el dispositivo de sujeción, y que el esfuerzo se reduce un 52.91 % con la configuración del caso 2 sometido a las máximas cargas combinadas.

Para la evaluación de los resultados del caso 3 se tienen de la tabla 4.3 a la 4.6 los resultados de esfuerzos máximos obtenidos para las distintas cargas en el dispositivo de sujeción y en el espécimen cervical.

**Tabla 4.3** Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a compresión.

Carga de compresión (N)	Esfuerzo máximo de von Mises en el dispositivo (soporte) (MPa)	Esfuerzos máximo de von Mises en el espécimen (disco intervertebral C5-C6) (MPa)
300	1.2837	3.0449
3000	12.8370	30.4490
6000	25.6740	60.8980
9000	38.5110	91.3470
11318	48.3580	114.8700

**Tabla 4.4** Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a flexión.

Carga de flexión (Nm)	Esfuerzo máximo de von Mises en el dispositivo (mordaza) (MPa)	Esfuerzos máximo de von Mises en el espécimen (C3) (MPa)
5	1.1909	9.1175
10	2.3820	18.2380
15	3.5728	27.3570

**Tabla 4.5** Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a torsión.

Carga de torsión (Nm)	Esfuerzo máximo de von Mises en el dispositivo (soporte) (MPa)	Esfuerzos máximo de von Mises en el espécimen (disco intervertebral C5-C6) (MPa)
5	0.0988	16.7505
10	0.1977	33.5010
15	0.2954	50.2510

**Tabla 4.6** Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 3 sometido a cargas combinadas.

Carga combinada (Nm)	Esfuerzo máximo de von Mises en el dispositivo (soporte) (MPa)	Esfuerzos máximo de von Mises en el espécimen (disco intervertebral C5-C6) (MPa)
Caso 3.a	20.8150	50.7590
Caso 3.b	48.1710	114.8900

Como se puede observar en los resultados obtenidos para los casos 1, 2 y 3 la carga de compresión es la dominante en cuanto a la generación de esfuerzos máximos se refiere, ya que en todos los ensayos numéricos el esfuerzo causado por la carga de compresión se fue máximo en las condiciones en donde esta se considera.

Para el ensayo del caso 4 en la tabla 4.7 se muestran los resultados de esfuerzo en el dispositivo de sujeción y el espécimen.

Tabla 4.7 Esfuerzos máximos obtenidos en el caso 4 sometido a compresión.

Carga de compresión (N)	Esfuerzo de von Mises (MPa)	
	Dispositivo (soporte)	Especimen (disco intervertebral C5-C6)
300	0.5992	3.0449
3000	5.9627	30.4490
6000	11.9256	60.8980
9000	17.8884	91.3470
11318	22.4623	114.8700

En la figura 4.1 se muestra el comportamiento del soporte del sistema de sujeción para los cuatro casos sometidos a la carga de máxima de compresión.

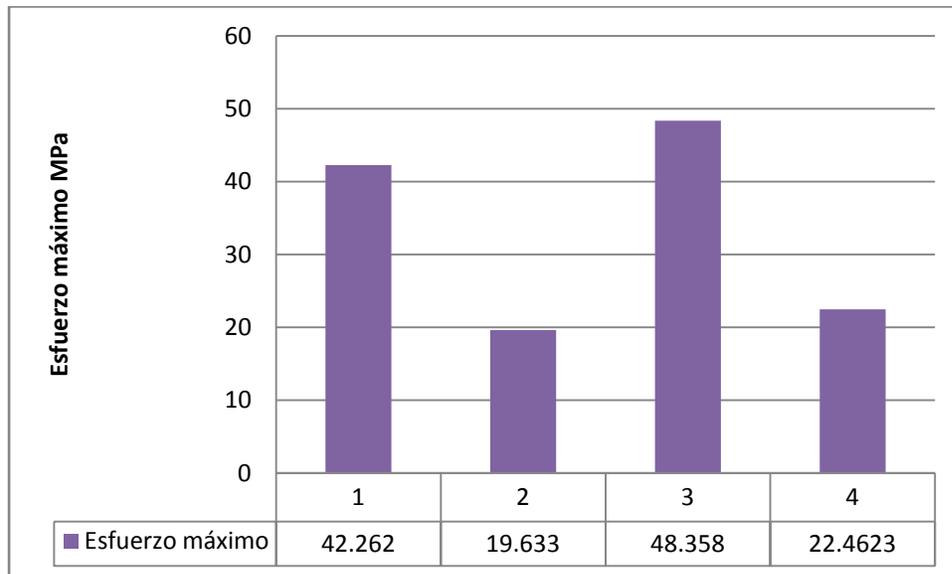


Figura 4.1 Comportamiento del soporte del sistema de sujeción para los casos cuatro sometidos a la carga de máxima de compresión.

Evaluando los cuatro casos se puede observar que el esfuerzo máximo se reduce en un 53.54% con el uso de los pernos inferiores, por esta razón es recomendable el uso de los pernos inferiores cuando la prueba de compresión alcanza valores arriba de 10000 N para darle más rigidez al dispositivo de sujeción y así tener resultados más precisos al no verse afectada la rigidez del sistema de sujeción durante la prueba biomecánica.



## Conclusiones

---

De los resultados producto de los ensayos numéricos se concluye lo siguiente:

- El sistema de sujeción propuesto en este trabajo cumple con los requerimientos de movimientos y magnitud de carga que la gran mayoría los distintos trabajos consultados requieren para la generación de los mismos.
- La carga se transmite de manera adecuada según los datos obtenidos del cálculo analítico comparados con el ensayo numérico realizado en el capítulo 3 para los casos 1 y 2.
- La integridad estructural del sistema de sujeción no se ve afectada para el caso de cargas máximas trabajando en de manera simultánea, lo que garantiza la obtención de resultados precisos y veraces durante una prueba biomecánica.
- El sistema de sujeción se puede emplear para cualquier región de la columna vertebral humana o animal semejante a la humana, sin prescindir de elementos vertebrales como lo son las apófisis.
- La versatilidad del sistema de sujeción permite que sea utilizado en distintas maquinas para pruebas de materiales, en este trabajo se mencionan la INSTRON 8502 y una MTS 858, pero puede ser utilizada en otras maquinas similares adecuando su interface.



# Trabajos Futuros

---

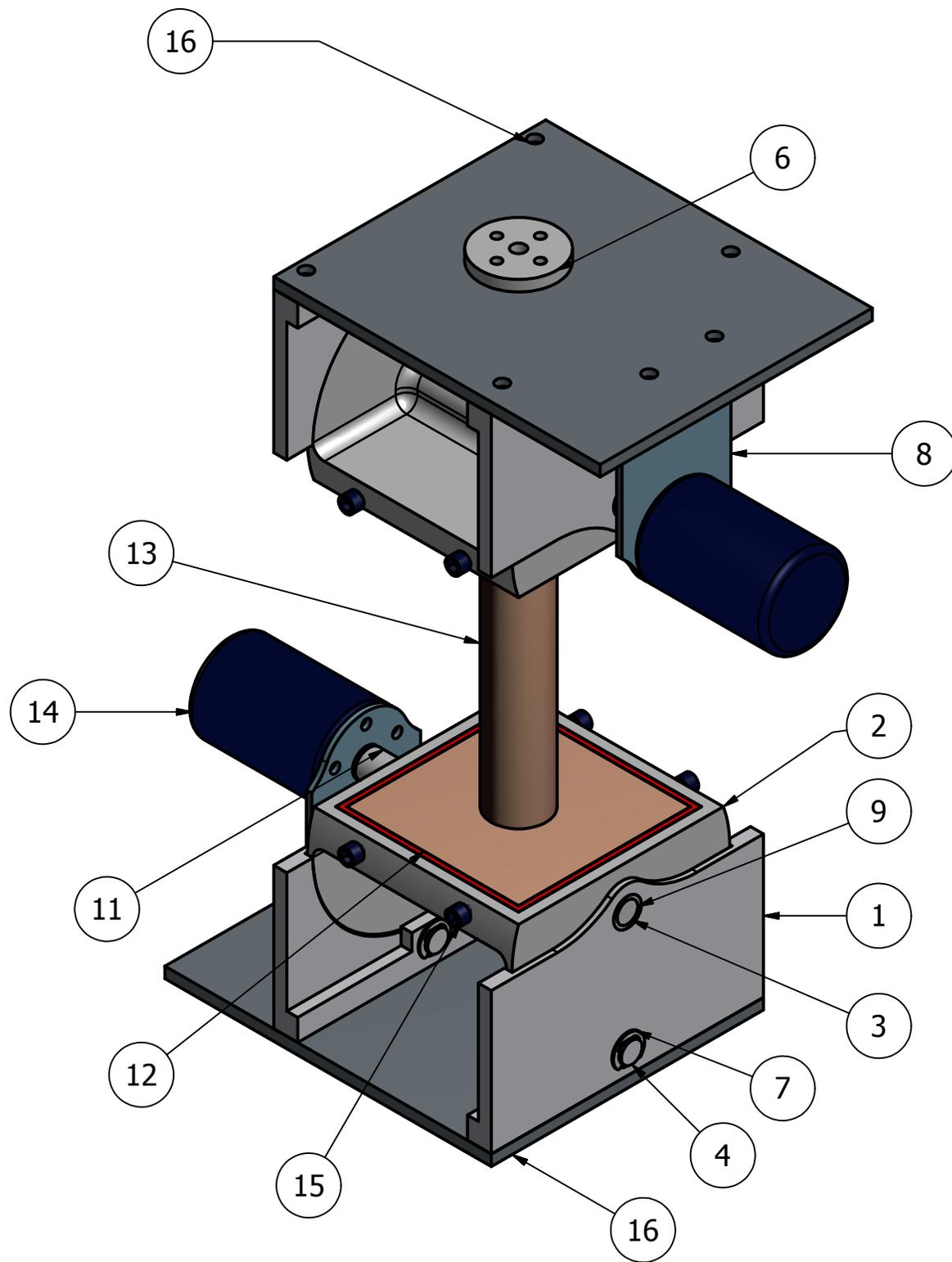
Realizada esta evaluación numérica se proponen los siguientes trabajos para enriquecer la investigación acerca de pruebas biomecánicas que aporten avances y beneficios al sector salud y al ámbito académico del país:

- Fabricación y puesta en marcha del dispositivo de sujeción presentado en este trabajo de tesis.
- Realización de pruebas experimentales de las diferentes regiones de la columna vertebral humana o animal de casos de estudio propuestos.
- Generación de modelos CAD/CAE de las diferentes regiones de la columna vertebral.
- A partir de los modelos CAD/CAE realizar ensayos numéricos de casos de estudio propuestos.
- Evaluación y comparación de resultados de los ensayos experimentales contra los ensayos numéricos.



# **ANEXO A: Dispositivo de sujeción**

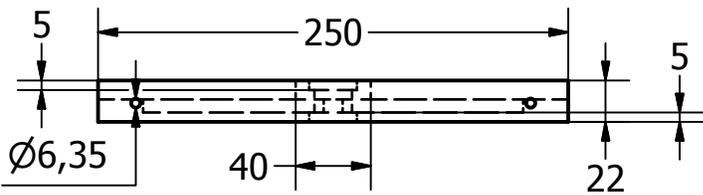
---



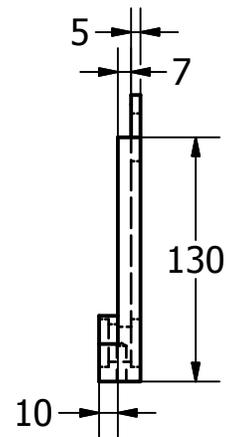
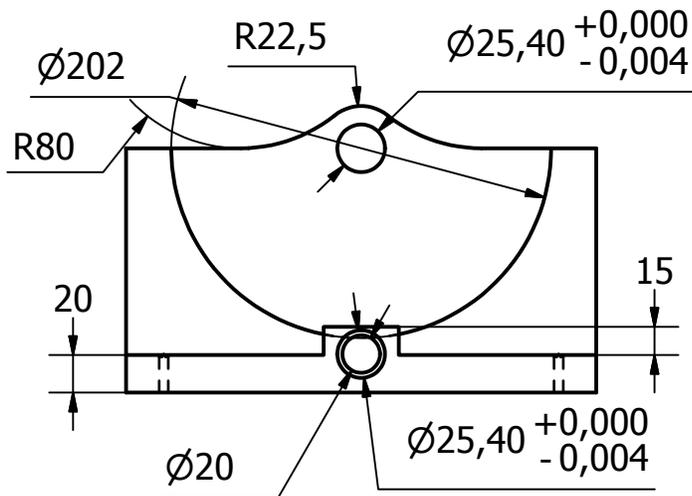
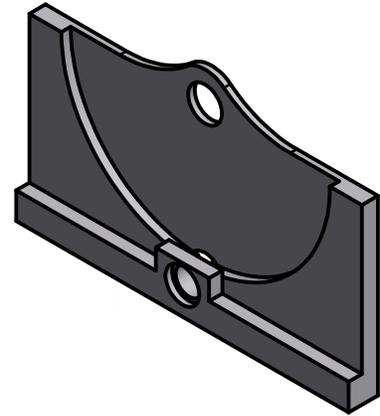
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date	Date 24/05/2011	
IPN			DISPOSITIVO COMPLETO		
			Edition	Sheet 1 / 1	

PARTS LIST			
PART NUMBER	QTY	ITEM	DESCRIPTION
1	4	SOPORTE	Acero Estructural
2	2	MORDAZA	Acero Estructural
3	12	BUJE	Bronce SAE40
4	4	PERNO	Acero Estructural
5	2	PLACA SOPORTE	Acero Estructural
6	2	CONTACTO ACTUADOR	Acero Estructural
7	8	ANILLO E	
8	2	BASE MOTOR	Acero Estructural
9	2	EJE MOTOR	Acero Estructural
10	2	CHAVETA	Acero Estructural
11	2	UNION EJES	Acero Estructural
12	2	MOLDE	Acero Estructural
13	1	PROBETA	
14	2	MOTOR A100FMO-T-K	
15	8	TORNILLO 3/8	
16	1	TORNILLO 1/4	

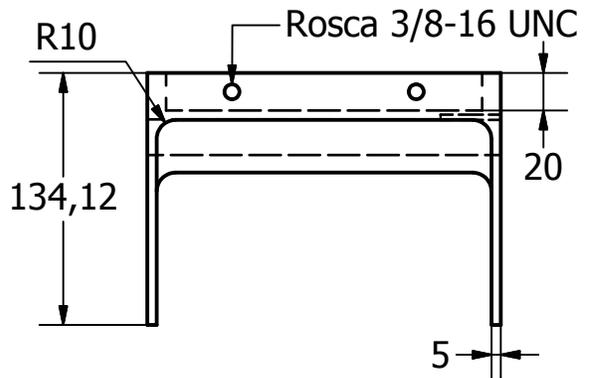
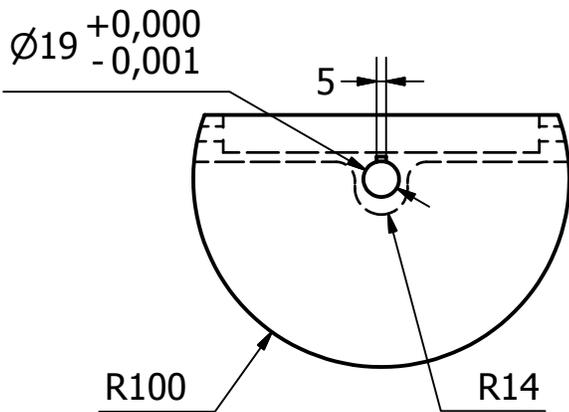
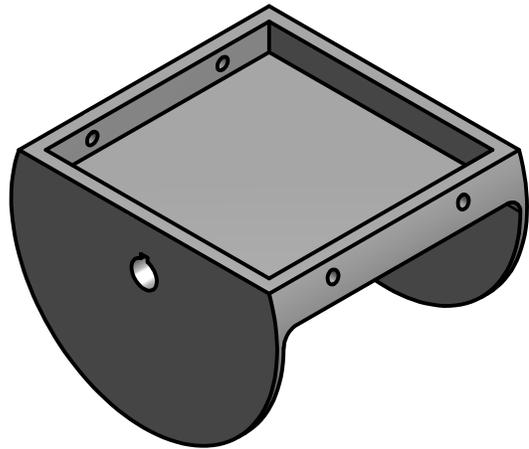
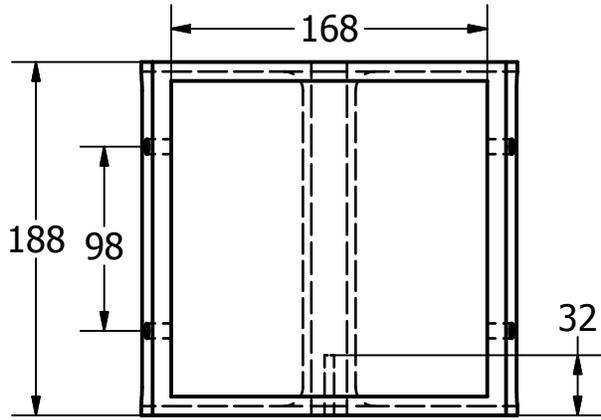
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date	Date 24/05/2011	
IPN			LISTA		
			Edition	Sheet 1 / 1	



Rosca 1/4-20 UNC



PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
Soporte	4	1	Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date 24/05/2011
IPN		SOPORTE	
		Edition	Sheet 1 / 1

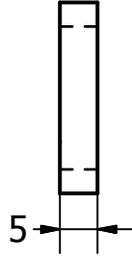
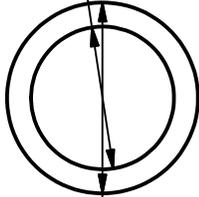


PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
Mordaza	2	2	Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date 24/05/2011
IPN		MORDAZA	
		Edition	Sheet 1 / 1

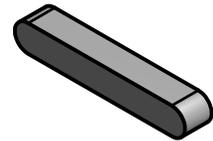
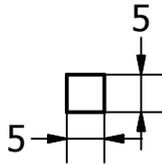
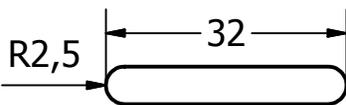
# BUJE

$\varnothing 19,00 \begin{matrix} +0,000 \\ -0,004 \end{matrix}$

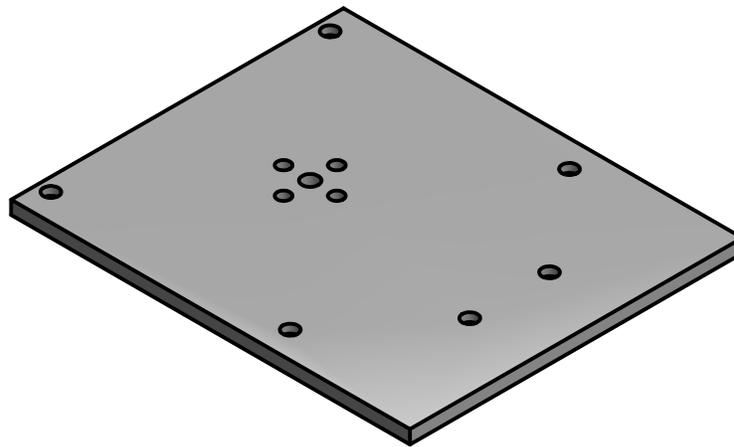
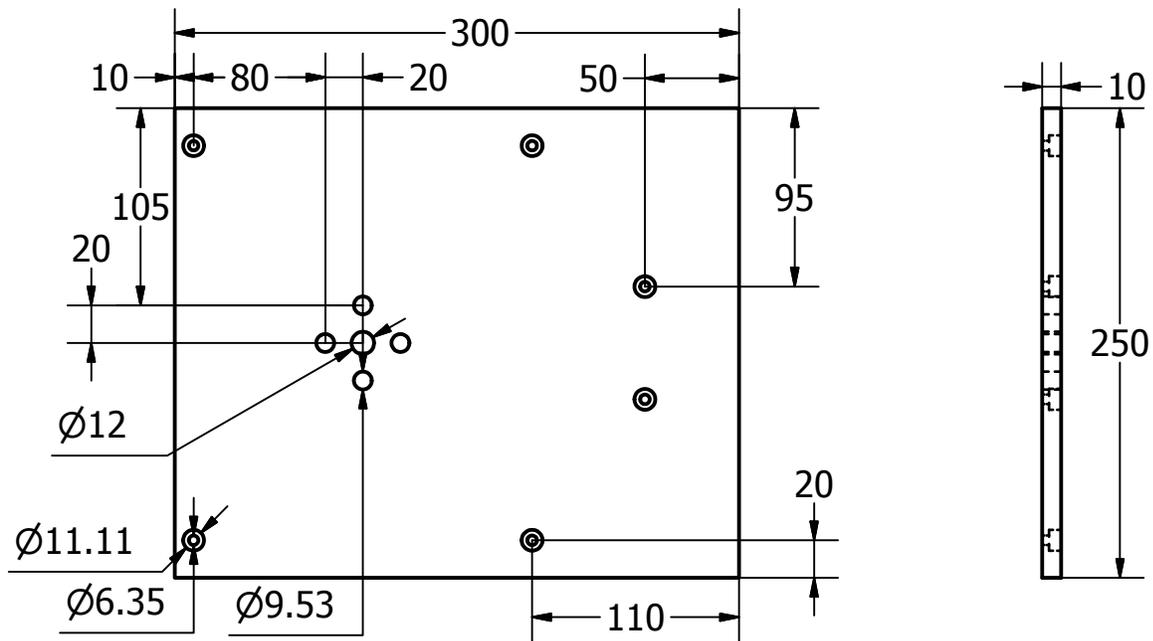
$\varnothing 25,40 \begin{matrix} +0,005 \\ -0,000 \end{matrix}$



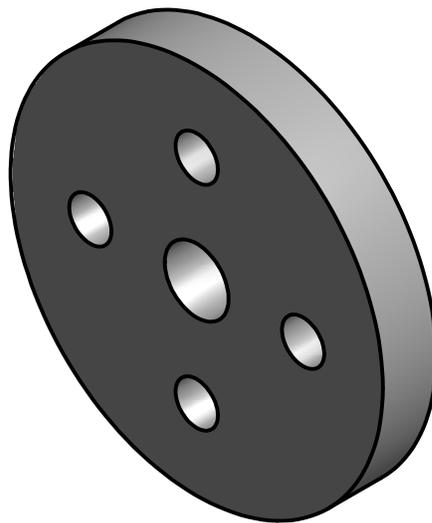
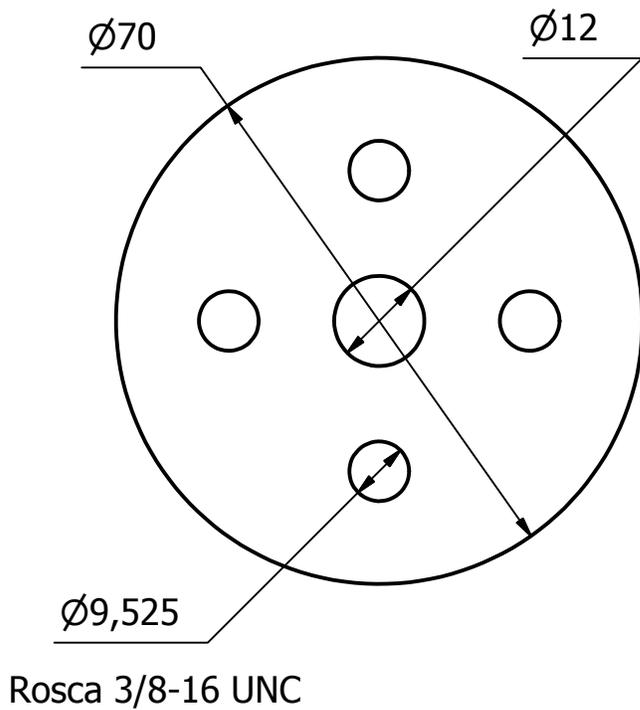
# CHAVETA



PARTS LIST				
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION
Buje	12	3		Bronce SAE40
Chaveta	2	10		Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.		Checked by DR. BELTRÁN		Approved by Date
				Date 24/05/2011
IPN			BUJE Y CHAVETA	
			Edition	Sheet 1 / 1

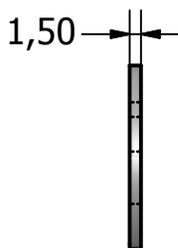
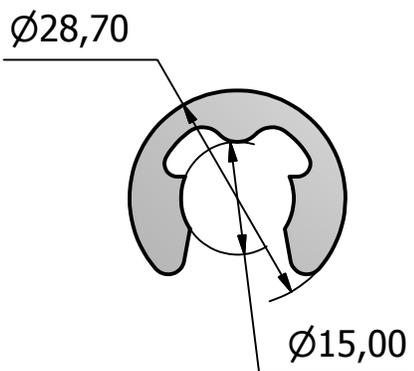


PARTS LIST				
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION
Placa Soporte	2	5		Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date	Date 24/05/2011
IPN		PLACA SOPORTE		
			Edition	Sheet 1 / 1



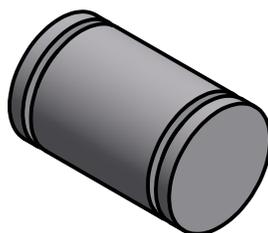
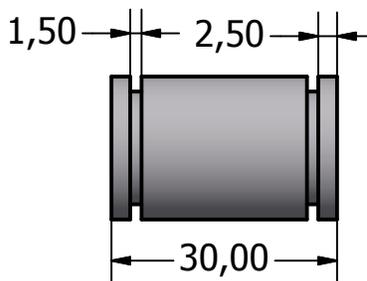
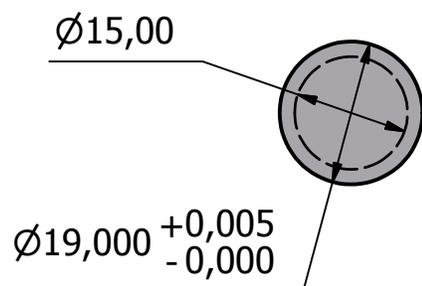
PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
Contacto Actuator	2	6	Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date 24/05/2011
IPN		CONTACTO ACTUADOR	
		Edition	Sheet 1 / 1

# ANILLO E

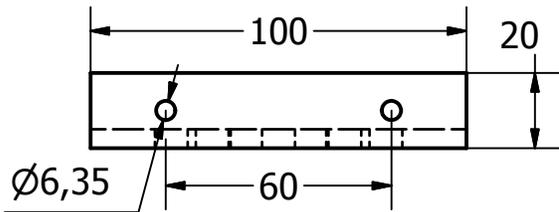


ANILLO E-15

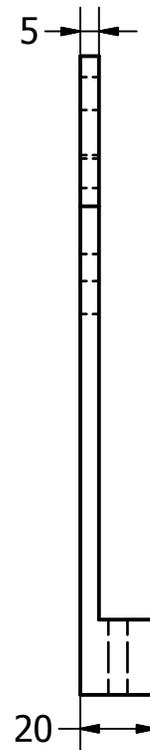
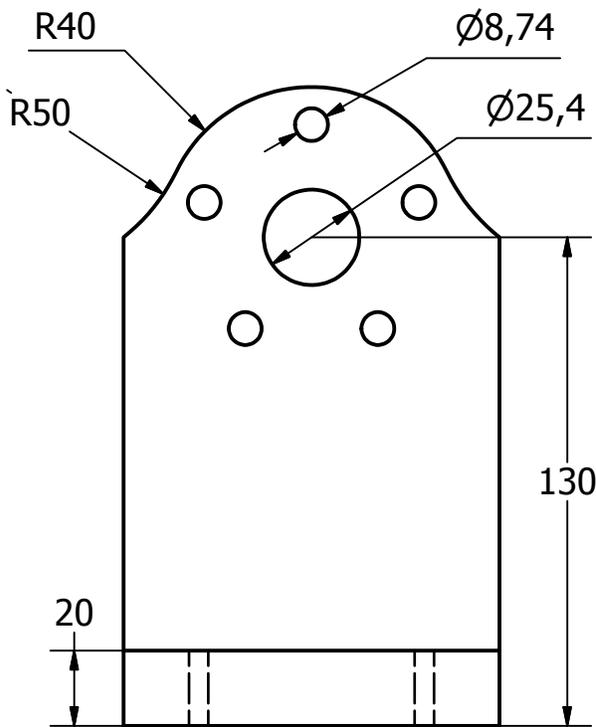
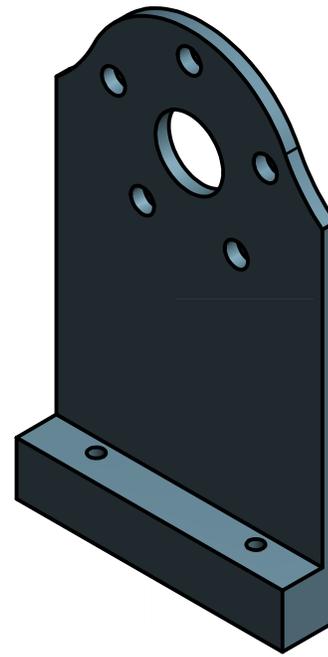
# PERNO



PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
Anillo E	8	8	Anillo E-15
Perno	4	4	Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date 24/05/2011
IPN		ANILLO E Y PERNO	
		Edition	Sheet 1 / 1



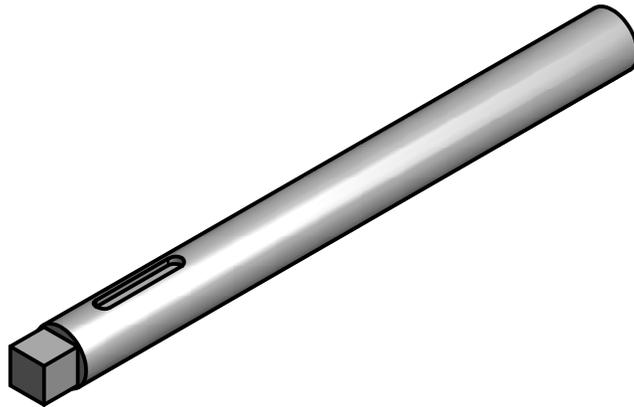
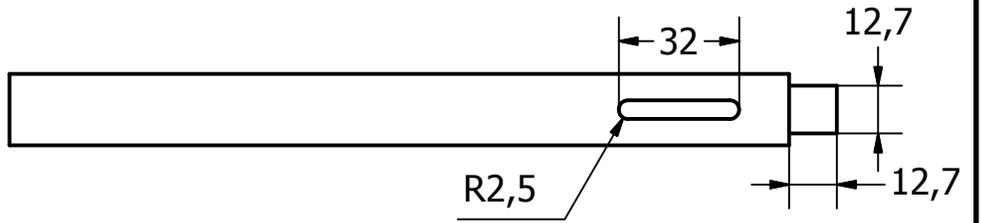
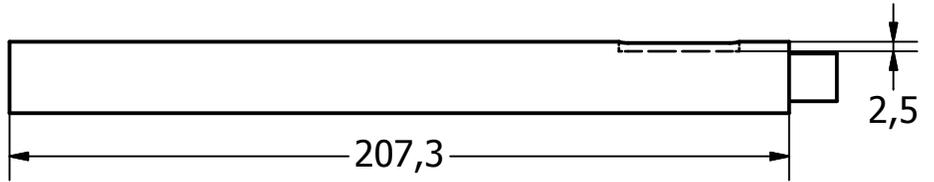
Rosca 1/4-20 UNC



PARTS LIST					
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION	
Base Motor	2	8		Acero Estructural	
Designed by	Checked by	Approved by	Date	Date	
DANIEL G. M.	DR. BELTRÁN			24/05/2011	
IPN			BASE MOTOR		
			Edition	Sheet	
				1 / 1	

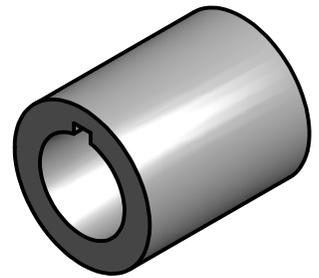
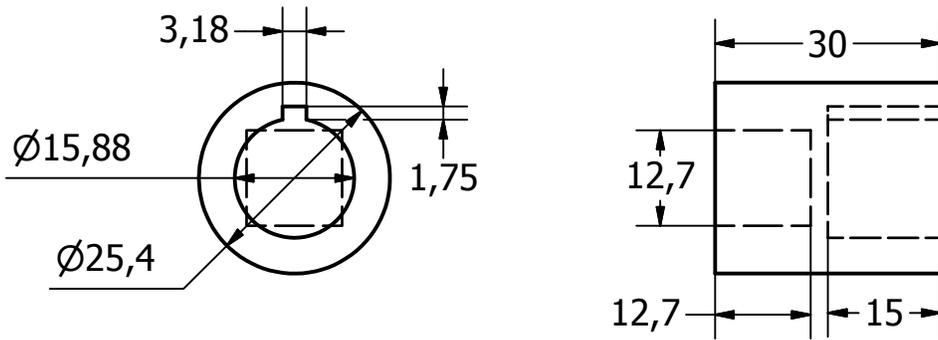


Ø19 +0,000  
-0,001

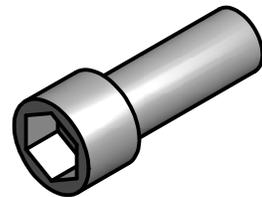
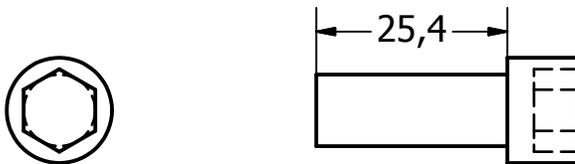


PARTS LIST					
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION	
Eje Motor	2	9		Acero Estructural	
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date	Date	
IPN		EJE MOTOR			
			Edition	Sheet 1 / 1	

Tornillo allen 3/8" estandar



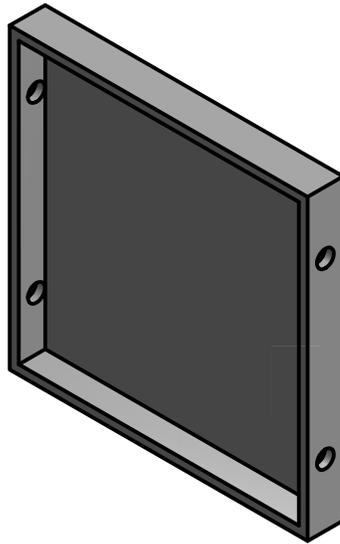
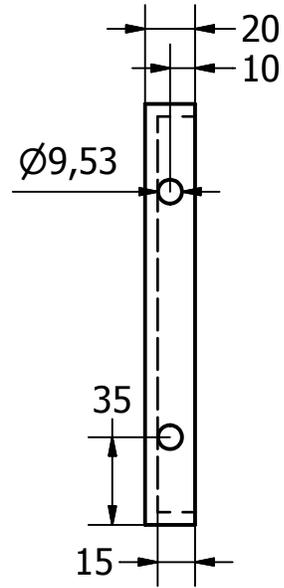
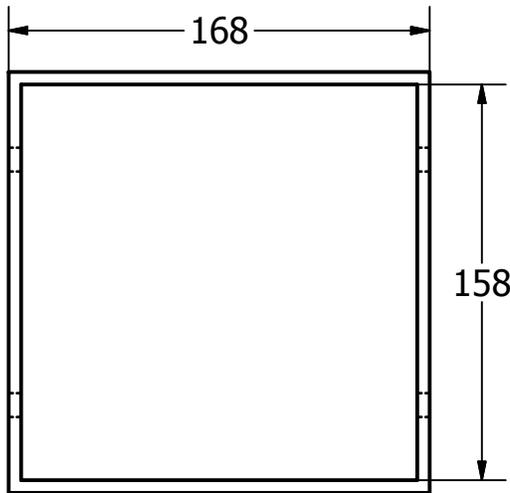
Tornillo allen 3/8" estandar



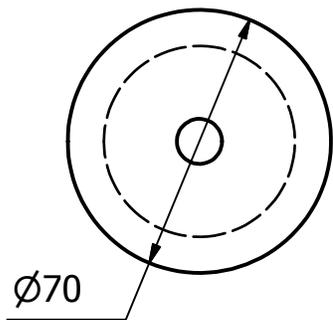
Tornillo allen 3/8" estandar



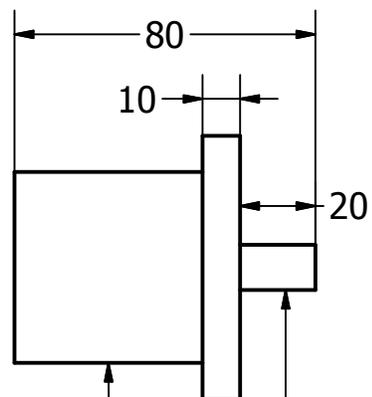
PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
Unión ejes	2	11	Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date 24/05/2011
IPN		UNIÓN Y TORNILLOS	
		Edition	Sheet 1 / 1



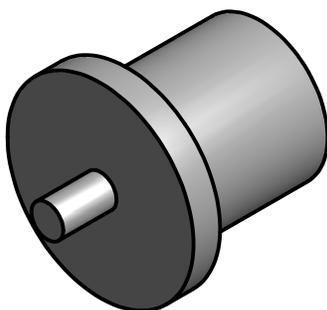
PARTS LIST					
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION	
MOLDE	2	12		Acero Estructural	
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date	Date	
				24/05/2011	
IPN			MOLDE		
			Edition	Sheet 1 / 1	



Cuerda 2" UNC 12 hilos/pulg



Cuerda M12X1.25



PARTS LIST				
ITEM	QTY	PART NUMBER		DESCRIPTION
1	2	INTERFACE INSTRON		Acero Estructural
Designed by DANIEL G. M.	Checked by DR. BELTRÁN	Approved by	Date	Date 24/05/2011
IPN		INTERFACE INSTRON		
			Edition	Sheet 1 / 1

## TYPICAL APPLICATIONS

Hydraulic motors manufactured by Lamina have a main shaft that can be readily adapted by use of chuck or collet to hold tools for rotary machining operations, such as drilling, boring, reaming and the like. The unusual small size of these motors makes them a natural choice for many applications.

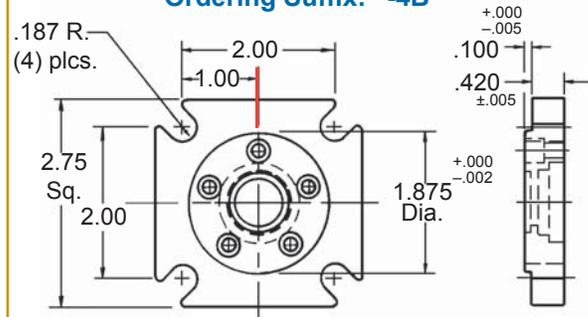
- Chicken processing machinery
- Reactor repair
- Plastic Injection molding, thread core remover
- Oil pipeline inspection equipment
- Box sealing equipment
- Tool manipulator, undersea, oil well
- Camera manipulator, undersea
- Camera manipulator, nuclear reactor
- Drill and tap machine tool
- Gang (multiple) drilling, wood
- Electric motor coil winder
- Electrical discharge (E.D.M.) machines
- Plywood machines (brushes)
- Jumbo jet maintenance jacks
- C.N.C., D.N.C., T.C. tool changer drives
- Orange peeling machines
- Sewing machines, automatic XY control
- Diamond wheel dresser
- Milling, sawing applications
- Fan drives
- Agricultural applications
- Conveyor drives
- Automatic clamping
- Drill pointer machines
- Textile washing agitators
- Pipe valve openers
- Dynamite blast hole pump drive
- Index mechanism
- Hose reel retraction

## FLANGE OPTIONS

### SQUARE FLANGE

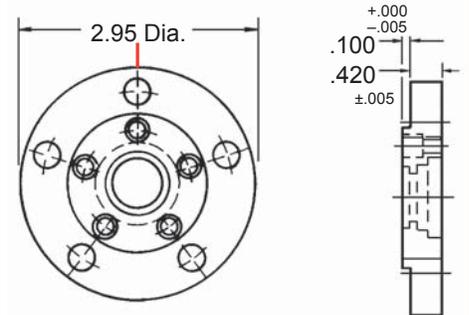
(USA4F17 style)

Ordering Suffix: "-4B"



### ROUND FLANGE

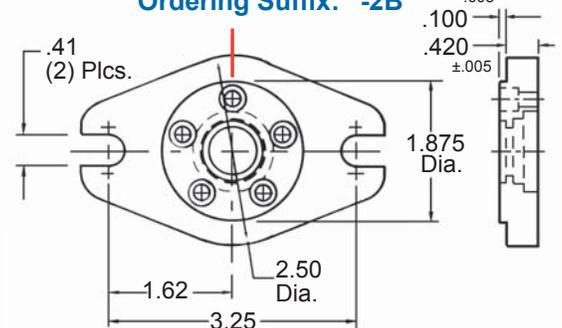
Standard Flange – No ordering suffix



### OVAL FLANGE

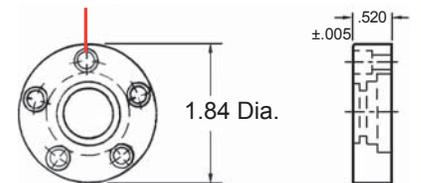
(SAE "AA" style)

Ordering Suffix: "-2B"



### TURNDOWN FLANGE

Ordering Suffix "-T"



All flange styles are available in aluminum.  
The port locations are identified by the red lines.

(All dimensions are in inches and are for reference only)

## PART NUMBER LEGEND

**Motor/Mounting Style**

See page 3 for examples

**Shaft Style**

See page 3 (optional suffix)

Ordering Example: **A25FMO-T-2AV**

**Gerotor Size**

See pages 4-7 for more information

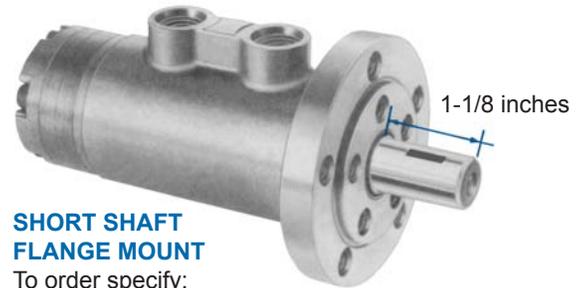
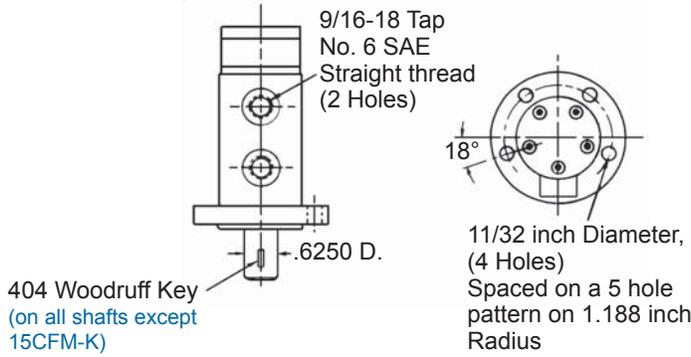
**Flange Style**

See this page for more information (optional suffix)

**Material Options**

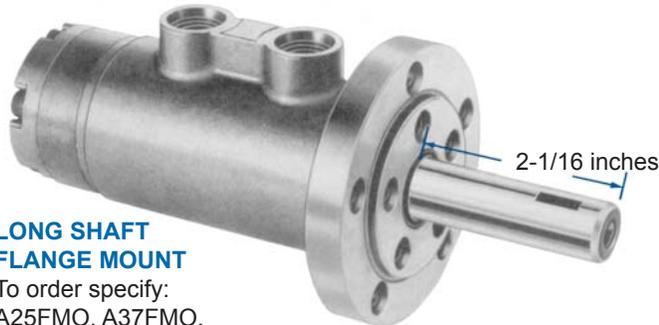
See page 7 for more information (optional suffix)

**NOTE:** FM style motors used with foot mounts are only available with Standard Round Flanges



### SHORT SHAFT FLANGE MOUNT

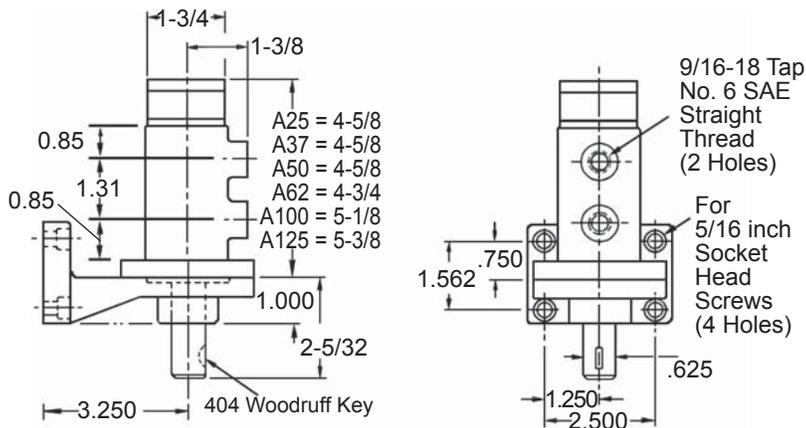
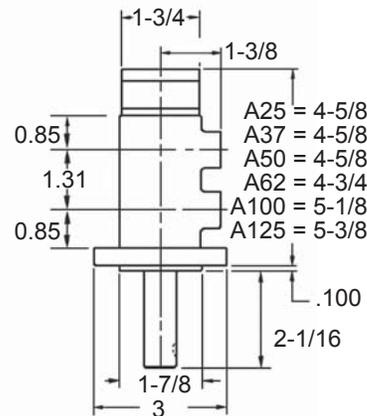
To order specify:  
A25F, A37F, A50F,  
A62F, A100F, A125F



### LONG SHAFT FLANGE MOUNT

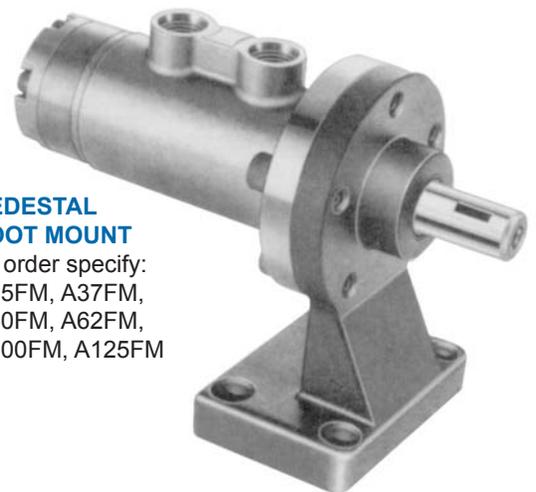
To order specify:  
A25FMO, A37FMO,  
A50FMO, A62FMO,  
A100FMO, A125FMO

For direct bolt mounting, the motor flange has four thru-holes evenly spaced on a five-hole pattern. The smallest "A" type motor measures only 4-5/8 inches from face of mounting flange to end of motor. Other motors are of similar ultra-compact design.



### PEDESTAL FOOT MOUNT

To order specify:  
A25FM, A37FM,  
A50FM, A62FM,  
A100FM, A125FM



All dimensions are shown in inches and are for reference only.

### Shaft Options (Standard shaft has no ordering suffix.)

#### 2 Flats on Shaft (Specify Suffix "-2") (Diagram 1)

Hydraulic motors are available with two machined flats.

#### Tapped Holes on Ends of Shaft (Specify Suffix "-DT")

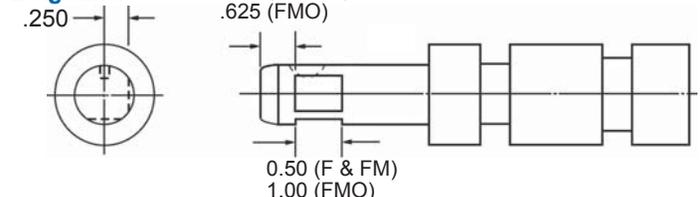
Hydraulic motors are also available with 1/4-20 tapped holes on the end of the shaft that are 7/8 inches deep. (Drawing not shown.)

#### Optional Larger Key on Shaft (Specify Suffix "-K") (Diagram 2)

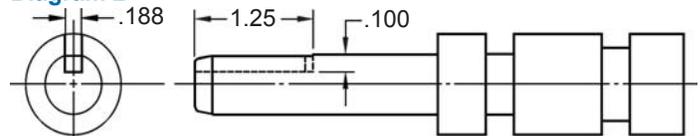
Available for long shaft (FMO) motors only.

Note: The above options are stocked items. Any combination of these options will require lead time.

#### Diagram 1



#### Diagram 2



## TORQUE (Inch-pounds)

G P M	RPM and TORQUE	A62 MOTOR														
		PSI														
		100	200	300	400	500	600	700	800	900	1000	1100	1200	1300	1400	1500
1	RPM TORQUE	119 26	117 50	114 74	110 98	105 122	100 146	94 171	88 195	81 219	73 243	64 267	54 291	44 315	34 339	22 363
2	RPM TORQUE	236 22	233 46	230 70	227 95	222 119	217 143	211 167	204 191	197 215	188 239	180 263	170 287	160 311	149 335	137 360
3	RPM TORQUE	355 17	352 42	349 66	345 90	341 114	335 138	329 163	322 187	315 211	306 235	297 259	288 283	277 307	266 332	254 356
4	RPM TORQUE	476 12	474 36	471 60	467 84	462 109	456 133	450 157	443 181	435 206	427 230	418 254	408 278	397 302	386 327	374 351
5	RPM TORQUE	600 5	598 30	594 54	590 78	585 102	580 126	573 151	566 175	558 199	550 224	540 248	530 272	519 296	508 321	495 345
6	RPM TORQUE		724 22	721 46	717 70	712 95	706 119	699 143	692 168	684 192	675 216	666 241	655 265	644 290	632 314	620 338
7	RPM TORQUE		854 13	850 37	846 62	841 86	835 110	828 135	821 159	813 184	804 208	794 233	783 257	772 281	760 306	747 330
8	RPM TORQUE			982 27	978 52	973 76	967 101	960 125	952 150	944 174	935 199	925 223	914 248	902 272	890 297	877 321

The operational characteristics of various hydraulic motors are given in the tables to permit easy and quick selection of proper motor for each application. For accurate selection be certain to measure PSI across the motor. This will eliminate any error due to hydraulic system losses.

To order motor with a 2-1/6 inch shaft, order as FMO suffix (foot motor only).

## TORQUE (Inch-pounds)

G P M	RPM and TORQUE	A100 MOTOR														
		PSI														
		100	200	300	400	500	600	700	800	900	1000	1100	1200	1300	1400	1500
1	RPM TORQUE	80 38	76 78	71 117	66 156	59 195	52 233	45 272	37 310	28 348	19 386	9 423				
2	RPM TORQUE	151 35	147 74	142 114	136 153	129 192	122 231	115 269	106 308	98 346	88 384	78 422	67 459	56 496	44 534	31 570
3	RPM TORQUE	223 30	219 70	214 109	208 148	201 187	194 226	186 265	178 304	168 342	159 380	148 418	137 456	126 494	113 531	100 568
4	RPM TORQUE	297 23	293 63	287 103	281 142	275 181	267 220	259 259	250 298	241 337	231 375	220 413	209 451	197 489	185 527	171 564
5	RPM TORQUE	373 15	368 55	363 94	357 134	350 173	342 213	334 252	325 291	316 330	305 368	294 407	283 445	270 483	258 521	244 559
6	RPM TORQUE		446 44	440 84	434 124	427 163	419 203	411 242	402 282	392 321	381 360	370 398	358 437	346 476	332 514	319 552
7	RPM TORQUE		522 32	520 72	514 112	507 151	499 191	490 231	480 270	470 310	459 349	448 388	436 427	423 466	409 504	395 543
8	RPM TORQUE		595 17	590 57	582 97	576 137	570 177	564 217	558 257	551 296	540 336	528 375	515 415	502 454	488 493	474 532

From the tables you can determine what is required of the hydraulic system (GPM & PSI) if you know the motor torque and RPM required by the application. Also, if you know the GPM and PSI delivered to the motor by the hydraulic system, you can quickly select the right motor to deliver the torque and RPM required.

### CALCULATING HORSEPOWER

$$HP = \frac{\text{Torque} \times \text{RPM}}{63,025}$$

## TORQUE (Inch-pounds)

G P M	RPM and TORQUE	A125 MOTOR														
		PSI														
		100	200	300	400	500	600	700	800	900	1000	1100	1200	1300	1400	1500
1	RPM TORQUE	71 32	70 79	67 127	63 173	58 220	52 265	45 311	38 355	29 399	20 443	11 486				
2	RPM TORQUE	130 29	127 77	124 124	119 171	114 218	108 264	102 309	94 355	86 399	76 443	66 487	56 530	44 572	32 614	19 656
3	RPM TORQUE	188 23	186 71	182 119	178 166	172 213	166 259	159 305	152 351	143 396	134 440	123 485	112 528	101 571	88 614	75 656
4	RPM TORQUE	248 14	246 62	242 110	237 157	232 204	226 251	219 297	211 343	202 389	192 434	182 479	170 523	158 567	145 610	132 653
5	RPM TORQUE		307 49	303 97	299 145	293 192	287 239	279 286	271 333	262 379	252 425	242 470	230 515	218 560	204 604	190 647
6	RPM TORQUE		370 32	366 80	362 128	356 176	349 224	342 271	333 318	324 365	314 411	303 457	291 503	278 548	265 593	250 638
7	RPM TORQUE		432 10	428 59	426 107	421 155	414 203	406 251	397 299	388 346	377 394	366 440	354 487	341 533	327 579	312 624
8	RPM TORQUE			495 33	492 81	487 130	480 179	472 227	463 276	453 324	443 372	431 419	418 467	405 514	390 560	375 607

On this table you can find motor torque and RPM for known GPM and PSI – read across from GPM and down from PSI

Example: In a hydraulic system delivering 6 GPM at 800 PSI – an A125 motor will operate at 333 RPM and deliver 318 inch-lbs. of torque.

### CALCULATING HORSEPOWER

$$HP = \frac{318 \times 333}{63,025} = 1.68$$

# MANTENIMIENTO INDUSTRIAL RÍO

REPARACION Y FABRICACION DE MOLDES, TROQUELES, DISPOSITIVOS Y HERRAMIENTAS ESPECIALES, ETC.

MÉXICO D.F. A 14 DE MAYO DEL 2011.

Asunto: Cotización

No. Folio: 1066

## A Quien Corresponda.

Por medio de la presente me permito enviarle un cordial saludo y poner a su disposición la siguiente lista de precios de los materiales solicitados por usted.

CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO	IMPORTE
1	Perno de 20 mm. de diámetro con ranura para anillo E – 15.	\$220.00	\$220.00
1	Base de motor de 100 mm. X 130 mm. X 20 mm. de espesor y rebaje a 5 mm.	\$1,200.00	\$1,200.00
1	Buje, diámetro 25.4 mm. X 10 mm. diámetro interior 19 mm.	\$80.00	\$80.00
1	Chaveta de 32 mm X 5 mm. X 5 mm	\$45.00	\$45.00
1	Contacto actuador, diámetro 70 mm. X 10 mm.	\$550.00	\$550.00
1	Eje de motor, diámetro de 19 mm. X 20 mm. de largo, con un cuadrado en la punta de 12.7 mm. X 12.7 mm.	\$300.00	\$300.00
1	Interface instron.	\$350.00	\$350.00
1	Molde de 168 mm. X 158 mm. X 15 mm.	\$800.00	\$800.00
1	Mordaza diámetro 100 mm. con maquinado de una caja de 20 mm.	\$3,200.00	\$3,200.00



# MANTENIMIENTO INDUSTRIAL RICO

REPARACION Y FABRICACION DE MOLDES, TROQUELES, DISPOSITIVOS Y HERRAMIENTAS ESPECIALES, ETC.

1	Placa soporte de 300 mm. X 250 mm. X 10 mm.	\$250.00	\$250.00
1	Soporte de 20 mm. X 22 mm.	\$1,200.00	\$1,200.00
1	Unión de ejes diámetro exterior 25.4 X 30 mm, diámetro interior 15.88 mm.	\$200.00	\$200.00
<b>Sub-total</b>			\$8,395.00
<b>I.V.A.</b>			\$1,343.20
<b>Total</b>			\$9,738.20

Importe con letra:

NUEVE MIL SETECIENTOS TREINTA Y OCHO PESOS 20/100 M.N.

Los precios enlistados, pueden variar al tipo de material, para esta cotización se considero un acero de bajo contenido de carbono.

El tiempo de entrega estimado 15 días hábiles.

Sin más por el momento, quedo de usted.

ATENTAMENTE,

ING. RICO MOLINA IVAN NOE.

MANTENIMIENTO INDUSTRIAL  
**RICO**

REPARACION Y FABRICACION DE MOLDES,  
TROQUELES, DISPOSITIVOS Y  
HERRAMIENTAS ESPECIALES, ETC.



Miguel Inclán No. 490  
Col. La Forestal  
Cuatepec Barrio Alto,  
Tel. 53-06-18-12  
C.P. 07140, Del. C.A.M.



# **ANEXO B: Trabajos derivados de la investigación**

---

Estimados:

**Daniel Gómez Medina, Juan Alfonso Beltrán Fernández, Luis Héctor Hernández Gómez,  
Guillermo Urriolagoitia Calderón**

Por este conducto es un placer informarles, que el resumen del artículo

**Importancia y evolución de los dispositivos de sujeción en pruebas biomecánicas de columna vertebral: Estado del arte.**

Fue revisado y aprobado para su presentación en extenso, por el Comité Científico Técnico del QUINTO CONGRESO CIENTÍFICO TECNOLÓGICO DE LA CARRERA DE IME de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. La referencia con la que se registró su artículo fue **IR-24**.

Es necesario que el documento en extenso sea enviado al correo del comité organizador [vichugo@servidor.unam.mx](mailto:vichugo@servidor.unam.mx) el cual debe tener las siguientes características:

Debe enviarse en formato Word versión 97-2003, solo en casos justificados en formato PDF. El nombre del archivo debe corresponder a la referencia proporcionada por el comité organizador, es decir, **IR-24.doc**. En ningún caso el documento enviado debe estar protegido para su copia, edición, impresión, etc.

Cabe hacer mención, que el artículo en extenso, una vez aprobado por el Comité Científico Técnico, será publicado en las memorias del evento y se dará oportunidad a que lo presenten en forma oral durante el evento.

Se deberá llenar y enviar por correo electrónico el formato de inscripción anexo a este documento. De la información vertida en dicho formato y del artículo, se tomará el nombre y grado de estudios para la elaboración de las constancias respectivas, por lo que es responsabilidad de los integrantes del artículo verificar que los datos estén completos tanto en el formato de inscripción como en el artículo.

Se deberán contemplar las siguientes fechas: **Junio 4**. Fecha límite para recepción de trabajos *in extenso*. En caso de requerir modificaciones, las observaciones de los revisores serán enviadas a los autores antes del 11 de junio. **Julio 27**. Fecha límite para la recepción de la versión final del artículo.

**ATENTAMENTE**

**COMITÉ ORGANIZADOR DEL EVENTO**

## Importancia y evolución de los dispositivos de sujeción en pruebas biomecánicas de columna vertebral: Estado del arte.

Daniel Gómez Medina<sup>1</sup>, Juan Alfonso Beltrán Fernández<sup>2</sup>, Luis Héctor Hernández Gómez<sup>3</sup>, Guillermo Urriolagoitia Calderón<sup>4</sup>, Noé Mayor Hernández<sup>5</sup>.

### RESUMEN

Uno de los campos de importancia actual se refiere al estudio y evaluación de las prótesis, implantes y cirugías de la columna vertebral. Al respecto, se sabe que el principal soporte del cuerpo humano, la columna, depende de la integridad estructural de las vértebras que la conforman. Por ello, la ingeniería actual respalda dichas prótesis mediante la experimentación evolutiva de materiales, prótesis, técnicas y soluciones con amarres, alambrado, cinturones, placas, distractores, por mencionar algunos, haciendo uso de dispositivos de sujeción, comúnmente denominados; mordazas.

Es por esto que el objetivo del presente trabajo se enfoca en conocer de manera evolutiva los parámetros geométricos y de operación, de los diseños actuales con la finalidad de establecer las bases del diseño de un dispositivo universal integrador.

**Palabras claves:** Dispositivos de sujeción, Biomecánica, Prótesis, Columna Vertebral, Vértebras y Mordazas.

### ABSTRACT

One of the most important research lines is focused to evaluate and study advances on surgery, prosthesis and implants for the spine. However, it is well known that the main support for the human body is the spine. For this, the modern engineering supports the study of the prosthesis throughout the evolution of the experimentation on materials, techniques and several ties using wires, collars, plates, distracters, using clamps.

For this reason, the objective of this work is focused in know progressively the geometric parameters and its function of the actual models to establish the principles of the design for a new universal integer clamp.

**Keywords:** Clamping Devices, Biomechanics, Prosthetics, Spine, Vertebrae and Clamps.

### INTRODUCCIÓN

Actualmente, la mayoría de los nuevos dispositivos están siendo probados biomecánicamente antes de ser empleados clínicamente. Sin embargo, los procedimientos de prueba biomecánicos varían

dependiendo del caso por investigar y los requerimientos de carga (compresión, flexión y torsión), a los que se somete la columna vertebral. Debido a la imposibilidad para evaluar la mayor parte de estos en forma particular por cada investigador, no se cuenta con una base comparativa sobre el comportamiento y resultados de estos dispositivos previamente a ser empleados con el espécimen de prueba. Esto conlleva a plantear la necesidad por conocer el principio de funcionamiento de cada prueba biomecánica y asociarse a la exigencia para el funcionamiento y desempeño del dispositivo de prueba a emplear. A continuación se describen por tanto, las principales contribuciones de líderes en investigación y se particulariza en los dispositivos que han sido empleados para cada caso.

### DESARROLLO: ESTADO DEL ARTE

En 1988, Panjabi [1] lleva a cabo un estudio para determinar las capacidades de estabilización para ocho diferentes dispositivos de fijación de columna vertebral, posicionados en la región toracolumbar (T9-L3). Para esto, las vértebras de los extremos se fijaron con tornillos para madera y cables de acero, a copas con resina de poliéster. Estos especímenes se montaron a un dispositivo de prueba con el cual se pueden aplicar momentos de flexión-extensión, flexión lateral derecha, flexión lateral izquierda, torque axial hacia la derecha y torque axial hacia la izquierda. Cada uno de los momentos se generó aplicando fuerzas iguales y opuestas al perímetro de un disco circular del arreglo de carga (Fig. 1). Estas fuerzas se aplicaron con actuadores neumáticos y con la ayuda de cables flexibles. Aunado a esto se aplicó una precarga de compresión de 150 N a través de dos cables.

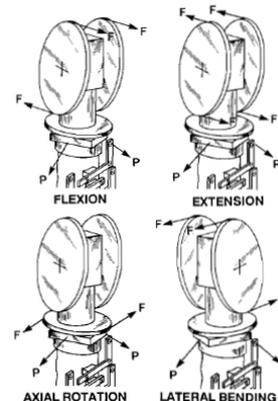


Figura 1.- Dispositivo de pruebas usado por Panjabi. [1]

\* Instituto 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. Col. Lindavista, C.P. 07738, México Distrito Federal.

<sup>1</sup>frost1364@hotmail.com, <sup>2</sup>jbeltran@ipn.mx, <sup>3</sup>luishector56@hotmail.com, <sup>4</sup>urrio332@hotmail.com y <sup>5</sup>nmh75-15@hotmail.com

En 1993, Kunz [2] desarrolla un aparato de agarre que consiste en placas de aluminio planas que funcionan como plantillas de encapsulamiento en donde las vértebras se embotran con poliéster. Estas se fijan a ejes que se conectan a través de celdas de torque a un conjunto de servomotores, lo que permite que las placas sean manejadas en rotación alrededor del eje de montaje. La placa superior se monta al actuador de una máquina de pruebas axiales y torsión MTS 858 Bionix. En la parte inferior se monta a una celda de carga del sistema axial y de torque de la máquina. Con este aparato se pueden realizar pruebas de carga axial, flexión y torsión, de manera separada o combinando de las anteriores (Fig. 2).

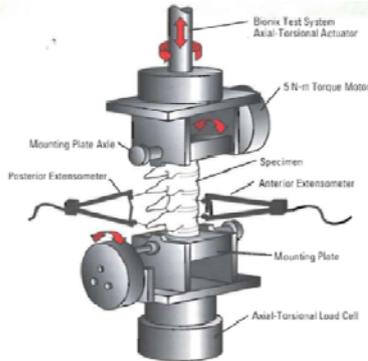


Figura 2.- Dispositivo de pruebas usado de D. Kunz. [2]

En 1994, Wilke [3] describe un aparato para determinar las características cuasiestáticas, en tercera dimensión y del comportamiento de carga-desplazamiento en columna vertebral incluyendo las fuerzas de los músculos. El marco de carga puede ser adaptado para especímenes monos y polisegmentales, desde la región cervical o lumbar, así como columnas completas. La fijación de las vértebras se hace por medio de una unión del tipo cardan. Todos los movimientos máximos son posibles al mismo tiempo, mientras que los desplazamientos son generados por motores a pasos y un sistema neumático, que son los responsables de que se puedan aplicar cargas de flexión-extensión, flexión lateral derecha e izquierda, rotación axial derecha e izquierda y compresión. Las fuerzas musculares son inducidas por cables que son fijados a puntos de inserción. Cada cable representa un grupo de músculos que se controlan por medio de un sistema neumático (Fig. 3).

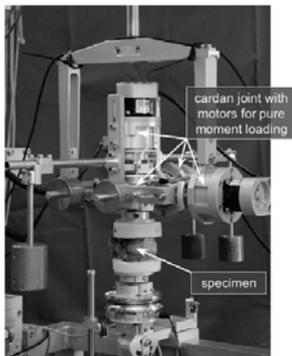


Figura 3. Máquina de pruebas descrita por Wilke. [3]

En 1999 Kirkpatrick [4] determinó el comportamiento biomecánico de la región cervical (C2-T1) después de una corpectomía y reconstrucción a multinivel con un injerto y placas anteriores y posteriores. Los especímenes se embotraron en T1 usando polimetilmetacrilato (PMMA). Para la sujeción de C2 una barra roscada se posicionó a través de ella en una dirección anteroposterior empleando PMMA, que al mismo tiempo impide el contacto con los discos de C2 y C3. Los especímenes instrumentados se fijaron rígidamente a una plataforma unida a una máquina de pruebas Bionix 858 MTS a través de un par de cables flexibles movidos por el actuador de la máquina de pruebas y dirigidos por poleas que se unieron a la barra sobre C2, permitiendo la aplicación de un momento puro (Fig. 4).



Figura 4. Dispositivo de Kirkpatrick. [4]

En 2000 Oxland [5] hace pruebas de flexibilidad multidireccional por medio de un dispositivo con actuadores neumáticos que generan momentos enfocados sobre las vértebras, por medio de fuerzas iguales y opuestas a través de cables y poleas, generando un torque (Fig. 5). La posición de las poleas se puede cambiar para producir momentos de flexión-extensión (A), momentos de rotación axial (B), momentos de flexión lateral (C).

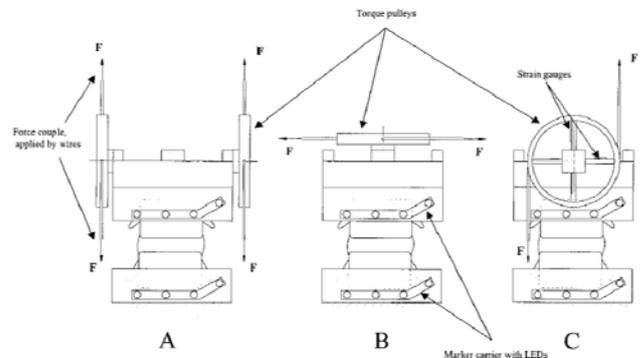


Figura 5. Dispositivo de Oxland. [5]

En ese mismo año Lysack [6] describe un aparato que permite la aplicación de un momento continuo puro como carga, a segmentos múltiples de especímenes espinales porcinos. Este aparato de carga permite un ciclo continuo entre la flexión y la extensión de la columna. Utilizando una celda de carga con seis grados de libertad.

Por otro lado, Gillespie [7] describe las plataformas de Stewart que consisten en una placa superior y una inferior conectadas a seis actuadores lineales. La posición y la orientación de la placa superior con respecto a la placa inferior se rigen por la longitud de los seis actuadores lineales. Los seis movimientos de los grados de libertad de la placa superior son regulados por el control de la longitud de cada actuador. Los segmentos de la columna se posicionan entre las placas superior e inferior. Con este arreglo es posible la aplicación de un momento sobre los segmentos espinales.

En 2001 Lu [8] determina la estabilidad mecánica de la columna vertebral fracturada después de la inyección de un nuevo cemento óseo bioactivo, bajo régimen de cargas cuasiestáticas y cíclicas. En su estudio, Lu fija con resina epóxica de secado rápido los extremos superiores e inferiores de las vertebra dentro de unas cajas construidas con placas y hace uso del segmento de columna vertebral T10-L1 que monta en un arreglo especialmente diseñado que consiste en dos placas rectangulares, las cuales se pueden controlar por medio de servomotores hidráulicos, que permiten la aplicación de momentos de flexión y extensión. Este arreglo fue fijado en una máquina de pruebas para materiales MTS 858 Bionix MTS (Fig. 6).



Figura 6. Configuración para la prueba mecánica de Lu. [8]

En 2002 Sengupta [9] evalúa por medio de un estudio biomecánico en columna vertebral la estabilidad de un diseño de fijación rectangular de titanio. En la cual prueba la flexibilidad en una máquina de pruebas para materiales Dartec Ltd., Stourbridge, equipada con un arreglo de carga que fue diseñado para montar los especímenes excéntricamente en el marco de carga, para una prueba de flexión-extensión. Los especímenes se fijaron con yeso a unas copas de aluminio con un brazo de palanca desde el eje de movimiento hasta el eje del espécimen (Fig. 7). Los especímenes se rotaron 90° en el arreglo de carga para una prueba de

movimiento de flexión lateral. El dispositivo de carga cuenta con dos goniómetros digitales en la unión del marco de carga y del brazo de palanca, que miden el desplazamiento angular de las unidades funcionales de la columna vertebral con la aplicación del momento flexionante. La prueba de torsión se realizó directamente por el actuador rotatorio de la máquina. Cabe mencionar que una carga a compresión de 200 N se aplicó en toda la prueba con el actuador lineal.

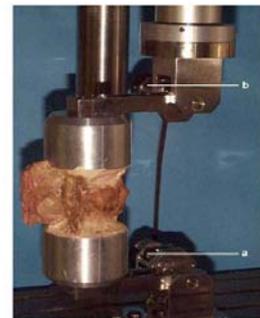


Figura 7. Arreglo de carga Sengupta, a y b son los dos goniómetros. [9]

Balabaud [10] también en el 2002 realiza un estudio biomecánico de la región torácica de la columna vertebral para evaluar y comparar la rigidez inicial de dos construcciones diferentes de fijación espinal. Con ayuda de una plantilla de carga con dos discos circulares fija la vértebra T3. Las vertebrae T11 y T12 se fijaron en copas metálicas por medio de tornillos. Con este dispositivo fue posible aplicar cargas de torsión.

En 2003 McAfee [11] prueba biomecánicamente la región cervical de especímenes caprinos para evaluar el rol del ligamento longitudinal posterior en la artroplastia cervical, para el cual hace uso de un aparato con seis grados de libertad sin restricciones. En este aparato la columna cervical C3-C7 fue montada y las vertebrae se sujetaron con unas mordazas hechas a base de tornillos colocados en una base metálica, a los cuales se les adaptó una pieza maquinada especialmente para adaptarse a la forma de las vértebras (ver Fig. 8). Estas mordazas se montaron a una máquina de pruebas para materiales 858 MTS Bionix. Con este arreglo McAfee hace pruebas de compresión axial, flexión-extensión, flexión lateral izquierda y derecha, rotación axial izquierda y derecha.

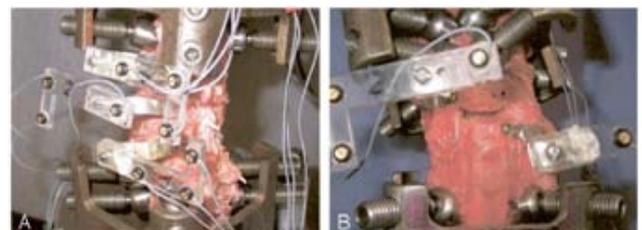


Figura 8. Dispositivo utilizado por McAfee. [11]

En 2003 Molz [12] investigó si los niveles adyacentes se vieron afectados de manera desproporcionada a más de otros niveles de columna lumbar humana, después de la instrumentación con tornillos. Para su investigación realizó diversas pruebas en un mecanismo. Los extremos de las vertebrae T10, T12 y el sacro de los especímenes fueron fijadas en copas, con tornillos y PMMA, los cuales se montaron en el mecanismo. En la figura 9 las etiquetas de "A a I" designan a los siguientes componentes: "A" es el mecanismo de contrapeso que aísla la columna vertebral de la masa del material de fijación y la corona. "B" e "I" son los cuatro cilindros neumáticos utilizados para aplicar momentos de flexión, extensión, flexión lateral izquierda y flexión lateral derecha. El espécimen fue girado 90°, en relación con el aparato y la corona, desde la posición mostrada para la flexión lateral. "C" y "E" son los dos cilindros neumáticos usados para aplicar rotación axial izquierda y derecha. "D" es la corona que consiste en dos discos verticales para la flexión-extensión y flexión lateral izquierda-derecha y un disco horizontal para la rotación axial de izquierda a derecha. "F" son los marcadores para los análisis del movimiento, unidos a la superficie anterior de la vértebra que se componen de tres esferas reflejantes no colineales. "G" es el goniómetro electromecánico, capaz de medir el movimiento relativo de la parte superior de la espina dorsal con respecto a la parte inferior alrededor de tres ejes. Este transductor se utilizó para el seguimiento y control del rango de movimiento global del espécimen durante la prueba. "H" es la celda de carga de reacción de seis ejes, capaz de medir tres fuerzas y los momentos correspondientes alrededor de los ejes x, y, z (es decir,  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$  y  $M_z$ ).

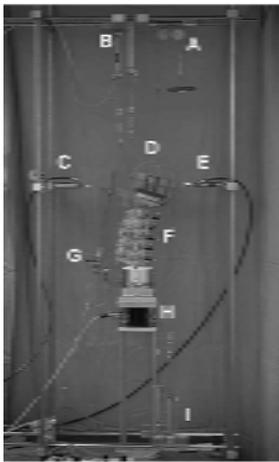


Figura 9. Mecanismo de prueba en columna vertebral utilizado por Molz. [12]

En 2004 Stanley [13] llevó a cabo un estudio para determinar el comportamiento de la región toracolumbar bajo cargas de compresión y momentos de flexión-extensión. La vertebra T2 y el sacro se fijaron a copas y tornillos. Se aplicó un momento mediante el control de flujo de agua en bolsas adjuntas a los brazos de carga y unidos a la copa superior.

La carga de compresión se aplicó por medio de un cable a lo largo de un camino que siguió la curva de la columna vertebral. Los cables de precarga se colocan de forma bilateral a la copa de fijación del cuerpo vertebral T2 y pasan libremente a través de guías ajustables ancladas a cada cuerpo desde T4 hasta el sacro y se conectan a un gancho de carga debajo del espécimen (Fig. 10).

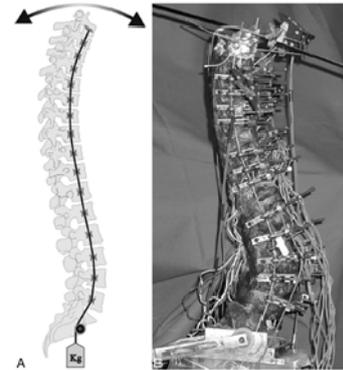


Figura 10. A) esquema de la configuración experimental. B) foto del espécimen. [13]

También en el 2004 Szotek [14] muestra la utilidad de la columna vertebral de los animales como modelo para la columna vertebral humana en las investigaciones biomecánicas. En su estudio emplea las columnas de ovejas y cerdos debido a que tienen muchas similitudes con la columna vertebral humana. Los extremos libres de los cuerpos vertebrales (C2 y C7 en la parte cervical, T14 y L6 en la parte lumbar) se fijaron con resina de poliéster en copas, y se montaron a una máquina de pruebas para materiales uniaxial MTS 858 Mini Bionix, y se probaron de manera no destructiva. Los tipos de carga incluyeron: compresión axial (Fig. 11a) y flexión-extensión (Fig. 11b). Para las pruebas de flexión-extensión utilizó un sistema carga modificado, el cual consiste en una barra que se posiciona horizontalmente en la parte superior y se fija por medio de tornillos a la copa del espécimen y al actuador de la máquina, en la parte inferior del marco de carga se fija el otro extremo del espécimen con una ménsula, en donde el espécimen se posiciona horizontalmente y se le permite en el plano horizontal un movimiento sin restricciones en la parte superior vertebral (Fig. 11b).

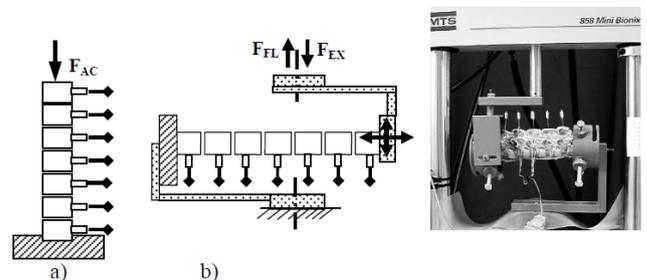


Figura 11. Sistema de carga para: a) carga de compresión, b) carga flexión-extensión. [13]

Por otro lado en este mismo año, Denis [15] realiza un estudio para identificar las condiciones de carga apropiadas que simulen los movimientos del segmento C2-T1. Los extremos se fijaron a copas metálicas con yeso y montados a un aparato de pruebas programable, con la cual se realizaron pruebas de compresión, flexión-extensión, flexión lateral y torsión. (Fig. 12). Para las pruebas de flexión los especímenes se colocaron excéntricamente al eje del actuador de la máquina (Fig. 12b)

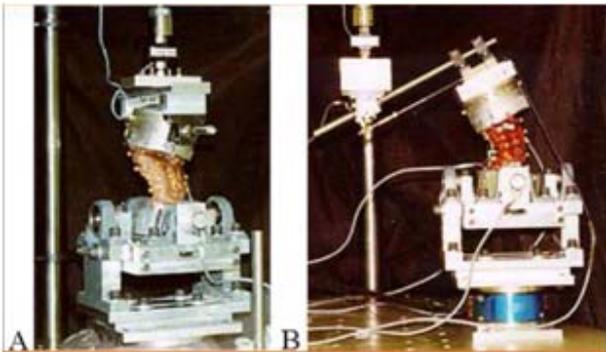


Figura 12. a) Configuración para compresión o torsión. b) Configuración para flexión.

En 2006 Charriere [16] desarrolla un estudio para comparar el cumplimiento de las curvas de la unidad spinal funcional que comprende la zona lumbar y el sacro, por medio de un sistema sin restricciones y uno parcialmente restringido empleando un sistema de especímenes anatómicamente iguales. Los especímenes son sujetos por medio de bloques de PMMA, los cuales fueron montados en los sistemas descritos a continuación. En el primer sistema se utilizó un mecanismo mostrado en la figura 13a en donde la etiqueta 1 corresponde a la configuración para flexión-extensión de L5 a S1. La etiqueta 2 se refiere a las poleas utilizadas para aplicar torque puro, la etiqueta 3 indica al bloque de PMMA que es libre de moverse en todas las direcciones y por último la etiqueta 4 señala a los sensores que registran los desplazamientos. El segundo sistema (parcialmente restringido) que se puede observar en la figura 13b se encuentra configurado para flexión-extensión de L5 a S1, la etiqueta 1 muestra al bloque de PMMA, la etiqueta 2 señala al sistema multiaxial MTS el cual permite la aplicación de torque controlado, fuerza, desplazamiento o ángulo.

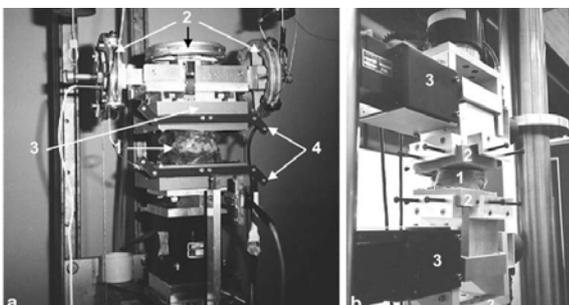


Figura 13. a) sistema sin restricciones, b) sistema parcialmente restringido. [16]

En 2007 Wang [17] investiga la asociación entre cargas compartidas y la flexibilidad de las fracturas toracolumbares mediante la medición de los datos de la flexibilidad en tres dimensiones. Para su investigación sujetó los extremos de los especímenes de prueba por medio de dos copas y utilizó dos aparatos para realizar las pruebas biomecánicas, en el primero (Fig. 14), aplicó cargas de impacto dejando caer una masa de impacto a lo largo de guías hasta golpear una placa de goma que se encuentra unida a un vástago, que a su vez se conecta con la copa en donde se encuentra fijo el extremo superior del espécimen.

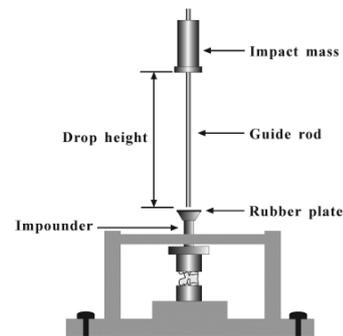


Figura 14. Diagrama esquemático del aparato de impacto. [17]

Para la prueba de flexibilidad, un aparato especial fue diseñado haciendo uso de poleas y cables de tal manera que los momentos se aplican al espécimen sin restricciones de movimiento (Fig. 15). La copa inferior que sujeta al espécimen, se fija a la marco del aparato, mientras que el arreglo de carga se fija a la copa superior y se encuentra balanceada con un contrapeso. Las dos fuerzas aplicadas al arreglo de carga son paralelas, iguales en magnitud pero de sentido opuesto. El aparato aplica 6 momentos puros al espécimen que se somete a flexión-extensión, flexión lateral derecha e izquierda, y rotación axial derecha e izquierda.

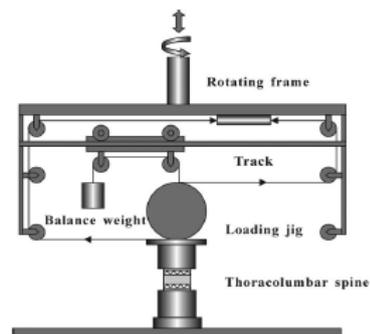


Figura 15. Esquema de la máquina de pruebas empleada por Wang. [17]

2008 Tai [18] utilizó especímenes porcinos y una máquina de prueba para materiales Bionix 858 MTS a la que adaptó un sistema de fijación hecho de placas y tornillos al actuador de movimiento axial de la máquina, posicionado excéntricamente con respecto al

eje de la columna para lograr aplicar efectos de flexión-extensión. Los especímenes se fijaron al sistema de fijación por medio de unas copas. La figura 16a muestra un esquema representativo de dicho sistema y la figura 16b muestra el sistema real.

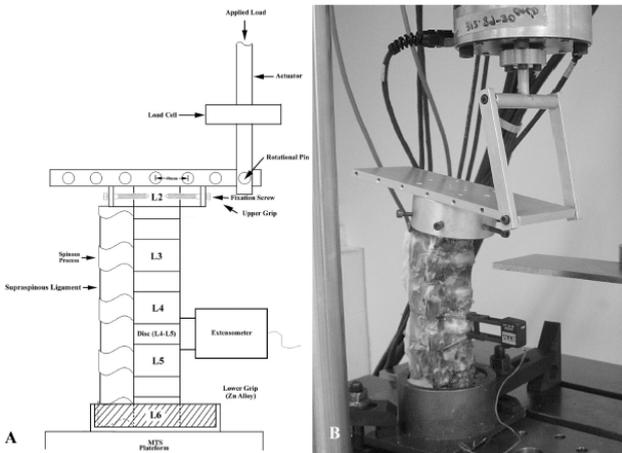


Figura 16a) esquema representativo del sistema de Tai, b) Sistema real.

Tomlinson [19] lleva a cabo un estudio biomecánico para determinar si la fijación unilateral iliaca con o sin un injerto proporciona una estabilidad biomecánica equivalente comparada con una fijación bilateral iliaca. En el cual el extremo de la placa superior del cuerpo vertebral L2 y la pelvis se fijaron rígidamente usando resina epóxica a un aparato de flexión en cantiliver que consiste en un arreglo de placas unidas con tornillos, el cual está configurado de tal manera que la columna vertebral se encuentra posicionada excéntrica con respecto al actuador de la máquina (Fig. 17), lo que permite aplicar momentos flexionantes a lo largo de la columna. Los especímenes instrumentados y fijados al aparato de carga, fueron colocados en una máquina de pruebas biaxial MTS 858.



Figura 17. Aparato de prueba en cantiliver. [19]

2009 Busscher [20] desarrolló una prueba biomecánica para determinar las diferencias en las características biomecánicas entre 4 regiones por separado de la espina dorsal humana y proporcionar información cuantitativa del rango de movimiento. Para esto, los especímenes se fijaron a copas con tres tornillos al final de los segmentos superior e inferior de las vertebrae, y el segmento se posicionó horizontalmente. La prueba fue desarrollada con un dispositivo con cuatro puntos de flexión, con la que se aplica flexión-extensión, flexión lateral izquierda y derecha, y rotación axial hacia la derecha y hacia la izquierda, todo lo anterior fue montado en una máquina de pruebas para materiales Zwick modelo TC-FR2.5TN. Para la flexión-extensión y la flexión lateral las cargas se aplicaron en los puntos que se indican con las flechas en la figura 18. La rotación axial se aplicó por medio de un cable de acero unido a la copa izquierda en el dispositivo de prueba, también manipulada por el mismo sistema Zwick (AR en la figura). Para la flexión lateral los especímenes fueron rotados 90°. Para rotación axial, el lado izquierdo del espécimen, fue rotado con un pequeño cable de acero manipulado por el mismo sistema mecánico de prueba.

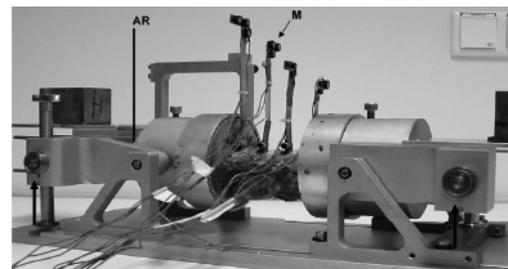


Figura 18. Configuración de prueba de Busscher. [20]

En ese mismo año Tis [21] evalúa biomecánicamente la flexibilidad que proporcionan cuatro técnicas de fijación lumbosacral en terneros de L2 al sacro, los cuales son sujetos en un sistema diseñado a base de placas y pernos con resina de poliéster. Dicho análisis fue desarrollado en una máquina de pruebas MTS 858 Bionix configurada con un simulador de columna con seis grados de libertad, que permite la aplicación de carga multidireccional pura sin restricciones (Fig. 19a), con la que se puede aplicar torsión. Aunado a esto hacen pruebas de flexión-extensión y flexión lateral, posicionando los especímenes instrumentados, horizontalmente sujetos con placas y tornillos (Fig. 19b).

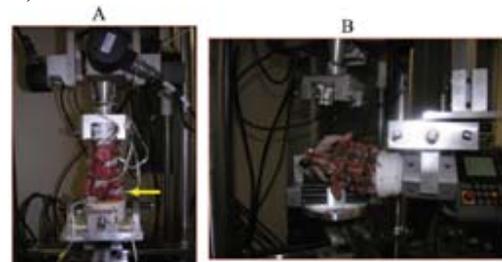


Figura 19. a) Especimen configurado para la prueba de torsión. b) Configuración para la prueba de flexión. [21]

También en el 2009 [22] Demetropoulos desarrollo un estudio biomecánico para determinar las propiedades cinemáticas de un segmento de la columna lumbar después de un reemplazo de disco del segmento L3-L5, hace pruebas de flexión-extensión, flexión lateral y rotación axial, configurando un conjunto de cables y poleas apiladas verticalmente y fijas a bloques con de resina epoxica en donde las vertebrae se encuentran rigidamente sujetadas (Fig. 20).

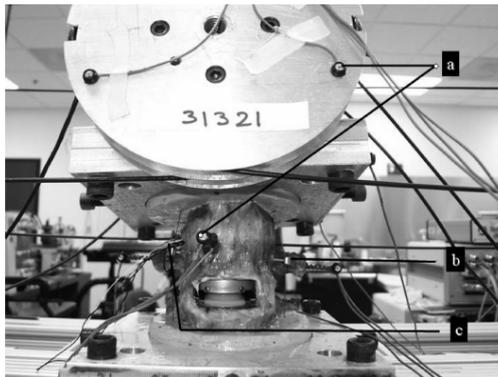


Figura 20. Espécimen con el reemplazo del disco, a) polea para aplicar la carga, b) transductor de presión y c) disco de reemplazo en L3-L4. [22]

Paralelamente Luo [23] realiza pruebas biomecánicas para determinar cómo influye en el volumen de cemento inyectado para distribución del esfuerzo sobre cuerpos vertebrales fracturados y adyacentes. Cada segmento vertebral fue asegurado en dos copas con yeso dental y cargado en una máquina hidráulica de pruebas mecánicas Dartec-Zwick-Roell, Leominster. El sistema de prueba permite aplicar una carga de flexión y compresión por medio de 1 ó 2 rodillos de baja fricción (Fig. 21). Los dos rodillos son usados para transmitir compresión al espécimen mientras está posicionado a un ángulo constante de flexión o extensión. Un rodillo de compensación se usa para aplicar una combinación fisiológicamente razonable de flexión y compresión para simular movimientos de columna vertebral de flexión.

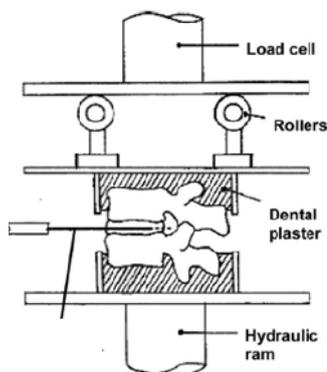


Figura 21. Aparato usado por Luo. [23]

En 2009, Beltrán [24] realizó pruebas de tracción y fatiga a especímenes lumbares porcinos instrumentados con collarines, para evaluar su capacidad de carga y estudiar el efecto de la artrosis facetaria. Fabricó un plato de aluminio con una inclinación de 10° con el propósito de reproducir la curvatura normal de la columna vertebral humana, los especímenes se sujetaron en sus extremos con dos copas de aluminio, tornillos y vertiendo yeso piedra (Fig. 22). Todas las pruebas fueron realizadas en una máquina de pruebas universal INSTRON 8501.

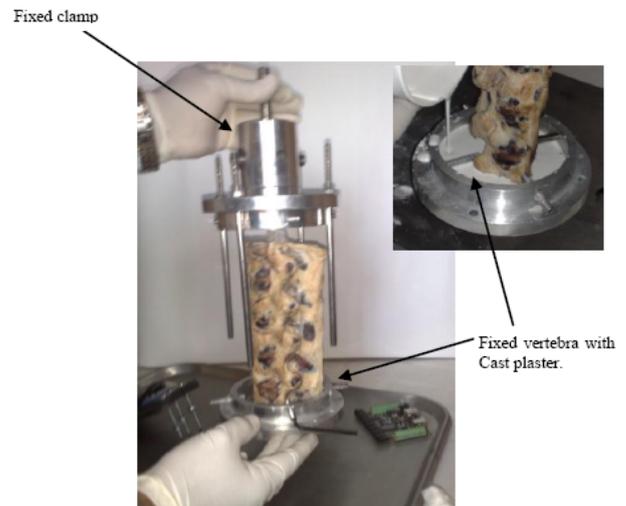


Figura 22. Copas de fijación usados por Beltrán. [24]

## CONCLUSIONES

A través del estudio de los diversos trabajos de investigación asociados a ensayos biomecánicos, se observan configuraciones específicas para aplicar los 3 principales tipos de movimientos. Flexión, torsión y axial. En ello cada dispositivo empleado posee características no solo geométricas, sino del tipo de material, capacidad de admisión de carga, medio de sujeción, y como tal, reúne propiedades específicas que brindan la oportunidad de obtener datos de cada uno de los ensayos. Es prioritario por ende, integrar en un dispositivo de sujeción estas características a bien de uniformizar los ensayos y estandarizar los resultados de modo que se pueda verter los efectos estimados a cada espécimen de prueba. Para ello, será necesario conocer cada ventaja y desventaja del historial de dispositivos mostrados y en base a los datos y necesidades específicas como longitud, robustez, resistencia, inclinación, rotación, de cada espécimen de prueba, definir la mejor alternativa para evaluar lo antes mencionado.

Aunado a que los equipos de ensayos tienen como diseño original probetas metálicas o materiales ferrosos y no ferrosos, y no aquellos del orden orgánico, la estandarización y adecuación de los dispositivos de sujeción a la geometría de cada espécimen será menester en trabajos futuros.

## REFERENCIAS

- [1] M. M. Panjabi, K. Abumi, J. Duranceu y J. J. Crisco. *Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices*. Spine, 1988, Vol. 13, Núm. 10, págs. 1135-1140.
- [2] D. Kunz, R., Vanderby Jr., T. zdeblick, R. McCabe y M. Markel. *Application of pure loads in axial, torsional or Flexural directions A Multi-Axis System for Biomechanical Testing*. Closed Loop. 1993, págs 4-10.
- [3] H. J. Wilke, L. Claes, H. Schmitt y S. Wolf. *A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation*, European Spine Journal, 1994, Vol. 3, Num. 2, págs. 91-97.
- [4] J. S. Kirkpatrick, J. A. Levy, J. Carillo y S. Reza Moeini. *Reconstruction After Multilevel Corpectomy in the Cervical Spine A Sagittal Plane Biomechanical Study*, Spine, 1999, Vol. 24, Núm. 12, págs. 1186-1191
- [5] T. R. Oxland, Z. Hoffer, T. Nydegger, G. C. Rathonyi y Lutz-P Nolte. *A Comparative Biomechanical Investigation of Anterior Lumbar Interbody Cages and Bilateral Approaches*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2000, Vol. 82-A, Núm. 3, págs. 383-393.
- [6] JT Lysack, JP Dickey, GA Dumas y D. Yen. *A continuous pure moment loading apparatus for biomechanical testing of multi-segment spine specimens*, Journal of Biomechanics, 2000, Vol. 33, Núm. 6, págs 765-770.
- [7] K.A. Gillespie, J.P. Dickey y S.X. Yang. *A novel machine for in vitro spinal biomechanics testing*. XIth Congress of the Canadian Society for Biomechanics, 2000, págs. 106.
- [8] W. W. Lu, K. M. C. Cheung, Y. W. Li, K. D. K. Luk, A. D. Holmes, Q. A. Zhu, y J. C. Y. Leong. *Bioactive Bone Cement as a Principal Fixture for Spinal Burst Fracture An In Vitro Biomechanical and Morphologic Study*. Spine, 2001, Vol. 26, Núm. 24, págs 2684-2691.
- [9] D. K Sengupta, SMH Mehdian, R. C. Mulholland, J. K. Webb y D. D. Ohnmeiss. *Biomechanical evaluation of immediate stability with rectangular versus cylindrical interbody cages in stabilization of the lumbar spine*, BMC Musculoskeletal Disorders 2002, págs. 1-11.
- [10] L. Balabaud, E. Gallard, W. Skalli, J. P. Lassau, F. Lavaste y J. P. Steib. *Biomechanical Evaluation of a Bipedicular Spinal Fixation System A Comparative Stiffness Test*, Spine, 2002, Vol. 27, Núm. 17, págs. 1875-1880.
- [11] P. C. McAfee, B. Cunningham, A. Dmitriev, N. Hu, S. W. Kim, A. Cappuccino y L. Pimenta. *Cervical Disc Replacement—Porous Coated Motion Prosthesis A Comparative Biomechanical Analysis Showing the Key Role of the Posterior Longitudinal Ligament*, Spine, 2003, Vol. 28, Núm. 20, págs. S176-S185
- [12] F. J. Molz, J. I. Partin y J. S. Kirkpatrick. *The Acute Effects of Posterior Fusion Instrumentation on Kinematics and Intradiscal Pressure of the Human Lumbar Spine*, Journal of Spinal Disorders & Techniques, 2003, Vol. 16, Núm. 2, págs. 171-179
- [13] S. K. Stanley, A. J. Ghanayem, L. I. Voronov, R. M. Havey, O. Paxinos, G. Carandang, M. R. Zindrick, y A. G. Patwardhan. *Flexion-Extension Response of the Thoracolumbar Spine Under Compressive Follower Preload*. Spine, 2004, Vol. 29, Núm. 22, págs. E510-E514.
- [14] S. Szotek, A. Szust, C. Pezowicz, P. Majcher y R. Bedzinki. *Animal Models in Biomechanical investigations*, Bull Vet Inst Pulawy 48, 2004, págs. 163-168.
- [15] D. J. Diangelo, K. T. Foley. *An Improved Biomechanical Testing Protocol for Evaluating Spinal Arthroplasty and Motion Preservation Devices in a Multilevel Human Cadaveric Cervical Model*, Neurosurg Focus, 2004, págs. 1-16.
- [16] E. A. Charriere, T. Beutler, M. Caride, P. Mordasini, T. E. Orr y P. K. Zysset. *Compliance of the L5-S1 spinal unit: a comparative study between an unconstrained and a partially constrained system*, European Spine Journal, 2006, Vol. 15, Núm. 1, Págs. 74-81
- [17] X. Y. Wang, L. Y. Dai, H. Z. Xu y Y. L. Chi. *The Load-Sharing Classification of Thoracolumbar Fractures An In Vitro Biomechanical Validation*, Spine, 2007, Vol. 32, Issue 11, págs. 1214-1219.
- [18] C. L. Tai, P. H. Hsieh, W. P. Chen, L. H. Chen, W. J. Chen y P. L. Lai. *Biomechanical comparison of lumbar spine instability between laminectomy and bilateral laminotomy for spinal stenosis syndrome—an experimental study in porcine model*, BMC Musculoskeletal Disorders, 2008, Vol. 9, Núm. 84, págs. 1-9.
- [19] T. Tomlinson, J. Chen, V. Upasani y A. Mahar. *Unilateral and Bilateral Sacropelvic Fixation Result in Similar Construct Biomechanics*, Spine, 2008, Vol. 33, Núm. 20, págs. 2127-2133.
- [20] I. Busscher, J. H. van Dieën, I. Kingma, A. J. van der Veen, G. J. Verkerke y A. G. Veldhuizen. *Biomechanical Characteristics of Different Regions of the Human Spine*, Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 26, págs. 2858-2864.
- [21] J. E. Tis, M. Helgeson, R. A. Lehman, y A. E. Dmitriev. *A Biomechanical Comparison of Different Types of Lumbopelvic Fixation*. Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 24, págs. E866-E872.
- [22] C. K. Demetropoulos, D. K. Sengupta, DrMed, M. A. Knaub, B. P. Wiater, C. Abjornson, E. Truumees y H. N. Herkowitz. *Biomechanical Evaluation of the Kinematics of the Cadaver Lumbar Spine Following Disc Replacement With the Prodisc-L Prosthesis*, Spine, 2009, Vol. 35, Núm. 1, págs. 26-31.

[23] J. Luo, L. Daines, A. Charalambous, M. A. Adams, D. J. Annesley-Williams y P. Dolan. *Vertebroplasty Only Small Cement Volumes Are Required to Normalize Stress Distributions on the Vertebral Bodies*, Spine, 2009, Vol. 34, Núm. 26, págs. 2865–2873.

[24] J. A. Beltrán Fernández, L. H. Hernández Gómez, E. Ruiz Muñoz, A. González Rebattú, R.G. Rodríguez Cañizo, G. Urriolagoitia Calderón, G. Urriolagoitia Sosa e Hilario Hernández Moreno. *Biomechanical evaluation of corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts*, Journal of Physics, 2009. Vol. 181, Núm. 1, págs. 1-9.

### AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) y al Instituto Politécnico Nacional (IPN) y la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI) de la ESIME Zacatenco por el apoyo proporcionado para el desarrollo de este trabajo.

### INFORMACIÓN ACADÉMICA



**Daniel Gómez Medina:** Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Azcapotzalco del IPN y Estudiante de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN.



**Juan Alfonso Beltrán Fernández:** Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Culhuacan del IPN, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN y Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN.



**Luis Héctor Hernández Gómez:** Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del IPN, Especialidad en Ingeniería Mecánica egresado de Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN y Doctor en Filosofía por la Universidad de Oxford Brookes, Inglaterra.



**Guillermo Urriolagoitia Calderón:** Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de la Universidad de Strathclyde en Escocia, Doctor en Filosofía en Ingeniería Mecánica por el Imperial College de Londres, Inglaterra, Profesor Investigador del Instituto Politécnico Nacional y miembro S.N.I. nivel II.



**Noé Mayor Hernández:** Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Culhuacán del IPN y Estudiante de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN.



En el presente artículo, se hace un estudio de comportamiento mecánico estructural del impacto de una bala en un chaleco antibalas, esto a consecuencia de la aparición de nuevas fibras y materiales en la fabricación de los mismos. Para este caso se emplea un programa de elementos finito y el modelo virtual generado en un programa de CAD. Dicho estudio contempla conocer el comportamiento del material para el uso de chalecos antibalas llamado Kevlar®, utilizando sus características mecánicas y sus respectivas dimensiones. Se pretende simular el comportamiento mecánico real ante las condiciones de impacto contra la superficie del chaleco antibalas, para diversos ángulo de incidencia, así como la máxima profundidad de deformación en un nivel IIIA, ante una bala 0.357 SIG FMJ, bajo la norma americana del National Institute of Justice, USA [NIJ STD 0101.06].

## S2-P18 A THEORETICAL STUDY OF PHASE DIAGRAM $Al_xGa_{1-x}As_ySb_{1-y}$ QUATERNARY ALLOYS FOR POSSIBLE LPE LOW TEMPERATURES GROWTH

E. Castellóu-Hernández<sup>1</sup>, J. Martínez-Juárez<sup>2</sup>, B. Gaona-Couto<sup>3</sup>, F. de Anda<sup>4</sup>, R. Lezama-Morales<sup>5</sup>, E. Rodallegas-Ramos<sup>6</sup>, M. Rojas-Hernández<sup>7</sup>  
<sup>1,3,5,6</sup>Universidad Tecnológica de Puebla, Antiguo Camino a la Resurrección 1002-A, Zona Industrial, C. P. 72300 Puebla, Pue., México. <sup>2</sup>Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. CIDS. ICUAP. C.P. 72000 Puebla, Pue., México. <sup>4</sup>IICO-UASLP, San Luis Potosí, S.L.P., México. <sup>7</sup>Universidad Politécnica de Tlaxcala, Avenida Universidad Politécnica No.1, Col. San Pedro Xalcaltzinco, C.P. 90180. Tepeyanco, Tlaxcala, México. E-mail: erick\_gastellou@utpuebla.edu.mx

Is presented the theoretical study and computing, of phase diagrams in quaternary mixes, form  $III_xIII_{1-x}V_yV_{1-y}$  and with a special  $Al_xGa_{1-x}As_ySb_{1-y}$  mix in temperatures minor than 500C. Regular Solution method is used as the most important thermodynamic method for find quaternary phase diagrams, because it is possible to predict films growing by liquid phase epitaxy, using very low temperatures (about 350C). The application is considered for high quality crystalline optoelectronic devices. It is important to mention that the phase diagrams were obtained by using mathematical software Mathcad 13, as a viable way for solve the regular solution model.

[1]. A.S. Jordan and M. Ilegems, J. Phys. Chem. Solids. **36**(1975), 329 – 342,

## S2-P19 ENSAYO NUMÉRICO ESTRUCTURAL ESTÁTICO DE UN DISPOSITIVO DE SUJECIÓN PARA PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN COLUMNA VERTEBRAL BAJO LA ACCIÓN DE CARGAS DE COMPRESIÓN

D. Gómez-Medina, J. A. Beltrán-Fernández, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón, C. Torres-Torres, M. G. García-Anaya.  
Instituto 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, Col. Lindavista, C.P. 07738, México Distrito Federal. E-mail: frost1364@hotmail.com

En la actualidad, el rol de las distintas pruebas biomecánicas en el área de columna vertebral, juegan un papel importante para la evaluación y validación de prótesis, implantes, cirugías y métodos. Estos procedimientos consisten básicamente en la implementación de placas, cinturones, amarres, distractores, tornillos, entre otros, los cuales proporcionan estabilidad, movilidad y alivio a los pacientes de los cuales son portadores. Por ello, la integridad estructural, configuración geométrica y los materiales que conforman los dispositivos de sujeción de estos ensayos, son parámetros relevantes para obtener resultados confiables y contribuir en el estudio del comportamiento de los especímenes de prueba en estudio. El diseño y capacidad de admisión de cargas de dichos dispositivos de sujeción deben ser capaces de soportar numerosos ensayos con cargas de naturaleza diversa y gran magnitud. En el presente trabajo se realiza el estudio numérico mecánico-estructural de un dispositivo de sujeción manufacturado en aluminio y acero inoxidable AISI-306L para pruebas biomecánicas en columna vertebral, sometido a cargas estáticas de compresión de hasta 1 Ton. El análisis numérico se realizó con un programa de elementos finitos, (ANSYS). El modelo virtual se generó mediante un programa de CAD (Pro-Engineer Wildfire 5.0) y se pretende obtener datos con la finalidad de optimizar dicho dispositivo en términos de geometría y/o materiales. Y así mismo mediante un análisis comparativo proponer una nueva configuración que garantice durabilidad, estabilidad y una buena integridad estructural en la búsqueda por obtener resultados confiables para los estudios biomecánicos.

## S2-P20 LOCAL AND GAP MODES ISOTOPE SHIFTS OF CARBON ACCEPTORS IN InP

A. T. González, L. Andrade

<sup>1,2</sup>Departamento de Física, Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México. D.F. 04510 México.  
E-mail: crush\_bon@hotmail.com

Vibrational modes of carbon doped InP have been theoretically investigated by using the difference equations method<sup>(1)</sup>. The results of the calculation are compared with the sharp weak line at  $546.9 \text{ cm}^{-1}$  of the local mode ( $C^{12}$ ) measured with infrared<sup>(2)</sup> absorption and its isotope shift at  $526.8 \text{ cm}^{-1}$  ( $C^{13}$ ). Also with the gap mode frequency measured with Raman<sup>(3)</sup> at  $220 \text{ cm}^{-1}$  and the Cluster-Bethe lattice calculation which predicts such a gap mode only for carbon donor<sup>(4)</sup> on the In site and not for the carbon acceptor on the P site. Vibrational frequencies of indium phosphide determined by inelastic neutron scattering along the principal symmetry directions are in addition used<sup>(5)</sup> for calculation.



Sociedad Mexicana  
de Materiales A.C.

SOCIEDAD MEXICANA DE MATERIALES, A.C.

August 2010

**MESA DIRECTIVA**

DR. LUIS ENRIQUE SANSORES CUEVAS  
PRESIDENTE

DR. GONZALO GONZÁLEZ  
VICEPRESIDENTE

DR. LUIS FUENTES  
SECRETARIO

DRA. MARCELA BELTRÁN SÁNCHEZ  
TESORERO

DR. CÉSAR DÍAZ  
VOCAL REGIÓN NORTE

DR. ROMEO DE COSS  
VOCAL REGIÓN SUR

DRA. MARÍA EUGENIA CONTRERAS  
VOCAL REGIÓN OCCIDENTE

DR. GERARDO MARTÍNEZ MONTES  
VOCAL REGIÓN CENTRO

DRA. OLIVIA GRAEVE  
VOCAL ESTADOS UNIDOS

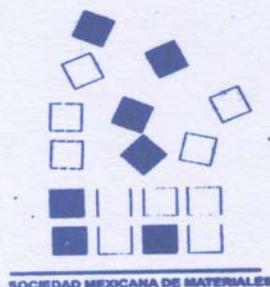
**TO WHOM IT MAY CONCERN**  
Present

This is to certify that *Daniel Gómez Medina, Juan Alfonso Beltrán Fernández Luis Hector Hernández Gómez, Guillermo Urriolagoita Calderón, Carlos Torres Torres, Maria Guadalupe García Anaya* presented the contribution:

**ENSAYO NUMÉRICO ESTRUCTURAL ESTÁTICO DE UN DISPOSITIVO DE SUJECCIÓN PARA PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN COLUMNA VERTEBRAL BAJO LA ACCIÓN DE CARGAS DE COMPRESIÓN**, in the **4** Symposium at the XIX International Materials Research Congress held in Cancun, Mexico from August 15th to 19th, 2010

Sincerely,

Luis Enrique Sansores Cuevas  
President



ACE-X2011 – Algarve, Portugal  
3-6 July, 2011



Prof. J.A. Beltrán Fernández  
Instituto Politecnico Nacional,  
Mexico

## INVITATION LETTER

Your PERSONAL code is: VIP-ACEX024(\*)

(\*) Use this ID CODE for any further communication with us!

Dear Prof. J.A. Beltrán Fernández,

The Organising Committee takes great pleasure in inviting you to take part in the **5<sup>th</sup> International Conference on Advanced Computational Engineering and Experimenting (ACE-X2011)** which will be held at HILTON VILAMOURA AS CASCATAS GOLF RESORT & SPA (Rua da Torre d'Agua, Lote 4.11.1B Vilamoura, Algarve, 8125-615, Portugal) from 03-06 July, 2011. More details on the event can be found on our web page [www.ace-x2011.com](http://www.ace-x2011.com)

We are glad to have your contribution entitled:

**1) NUMERICAL EVALUATION OF CLAMPS IN BIOMECHANICAL TESTINGS**

**J. A. Beltrán-Fernández, D. Gómez-Medina, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón, G. Urriolagoitia-Sosa, Y. Espinal-Gutiérrez**

**2) BIOMECHANICAL COMPRESSIVE TESTING OF THE CANCELLOUS BONE OF A CERVICAL PORCINE SPINE**

**L. H. Hernández-Gómez<sup>1a</sup>, J. A. Beltrán-Fernández<sup>2a</sup>, J. Guerrero-Hernandez<sup>3a</sup>, Hilario Hernández-Moreno<sup>4b</sup>, G. Urriolagoitia-Calderón<sup>5a</sup>, D. Gómez-Medina<sup>6a</sup>, Y. Espinal-Gutiérrez<sup>7a</sup>, G. Urriolagoitia-Sosa<sup>8a</sup>**

presented, as OPENING TALK (SS10) and POSTER(2) presentation, during ACE-X2011.

The major purpose of the **ACE-X CONFERENCES** is to create a platform for discussion, interactions and exchange between researchers, scientists and engineers from industry, research laboratories and academia.

ACE-X 2011 will provide ample opportunity for conference delegates to network and improve their knowledge in an attractive, friendly and sunny environment: Algarve, Portugal.

Looking forward to welcome you there!

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "A. Öchsner", is written over a white background.

**Prof. Dr.-Ing. Andreas Öchsner, D.Sc.**

(ACEX General Chairman)

Department of Applied Mechanics

Faculty of Mechanical Engineering

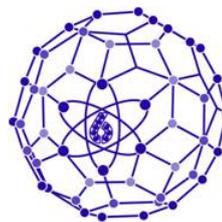
Technical University of Malaysia

81310 UTM Skudai, Johor – Malaysia

**NOTE THAT THIS 'INVITATION LETTER' MUST BE ACCOMPANIED BY THE RECEIPT OF YOUR REGISTRATION PAYMENT TO GUARANTEE YOUR PARTICIPATION IN THE ACE-X2011 CONFERENCE**

## Sexto Congreso IME

De: **Víctor Hugo Hernández Gómez** (vichugo@servidor.unam.mx)  
Enviado: jueves, 12 de mayo de 2011 01:12:04 a.m.  
Para: frost1364@hotmail.com



## Congreso Científico Tecnológico

29 de agosto al 2 de septiembre de 2011  
Auditorio de la Unidad de Seminarios  
Campo Cuatro

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN  
LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN ENERGÍAS RENOVABLES

Estimados:

**Daniel Gómez Medina, Yazmín Espinal Gutiérrez, Juan Alfonso Beltrán Fernández, Luis Héctor Hernández Gómez, Juan Guerrero Hernández**

Por este conducto es un placer informarles, que el resumen del artículo

**Parámetros de diseño de un dispositivo de sujeción para pruebas biomecánicas en columna vertebral bajo la acción de cargas combinadas**

Fue revisado y aprobado para su presentación en extenso, por el Comité Científico Técnico del SEXTO CONGRESO CIENTÍFICO TECNOLÓGICO DE LA CARRERA DE IME de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. La referencia con la que se registró su artículo fue **DE - 03**.

Es necesario que el documento en extenso sea enviado al correo del comité organizador [vichugo@servidor.unam.mx](mailto:vichugo@servidor.unam.mx) el cual debe tener las siguientes características:

Debe enviarse en formato Word versión 97-2003, solo en casos justificados en formato PDF.

El nombre del archivo debe corresponder a la referencia proporcionada por el comité organizador, es decir, **DE - 03.doc**. En ningún caso el documento enviado debe estar protegido para su copia, edición, impresión, etc.

Cabe hacer mención, que el artículo en extenso, una vez aprobado por el Comité Científico Técnico, será publicado en las memorias del evento y se dará oportunidad a que lo presenten en forma oral durante el evento.

Se deberá llenar y enviar por correo electrónico el formato de inscripción anexo a este documento. De la información vertida en dicho formato y del artículo, se tomará el nombre y grado de estudios para la elaboración de las constancias respectivas, por lo que es responsabilidad de los integrantes del artículo verificar que los datos estén completos tanto en el formato de inscripción como en el artículo.

Se deberán contemplar las siguientes fechas: **Junio 4**. Fecha límite para recepción de trabajos *in extenso*. En caso de requerir modificaciones, las observaciones de los revisores serán enviadas a los autores antes del 11 de junio. **Julio 27**. Fecha límite para la recepción de la versión final del artículo.

ATENTAMENTE

COMITÉ ORGANIZADOR DEL EVENTO





# **ANEXO C: Otros trabajos**

---



## S2-P14 UNIDIMENSIONAL SILVER NANOSTRUCTURES: THEORETICAL STUDY OF I-V CURVE

M.E. Fernández-García, C. E. Gutiérrez-Wing

<sup>1</sup>Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Carretera México-Toluca S/N, La Marquesa, Ocoyoacac, Edo. de México C.P. 52750. E-mail: maria.fernandez@inin.gob.mx

The study of the metallic 1-dimensional systems is important due their wide range of applications specially in electronic field. This work presents the theoretical analysis of electrical properties based on calculations of I-V curve of 1-dimensional structures of silver depending of the length and diameter of the 1-dimensional structure, the current-voltage measurements were calculated. Results show that when a voltage between 0 to 1 Volts is analyzed, the current registered is in the nano Amperes regime, in concordance to the experimental results. The electrical properties were determined with a two-probe system which consists of a silver nanostructure positioned between two silver surfaces. The calculus were made with the ATK (Atomistix ToolKit)[1] software which combines methods such as DFT (density functional theory) and non equilibrium Green's Function (NEGF) to describe the electrical structure, the approximation used for the exchange correlation functional is Local density approximation (LDA).

[1] ATK 2008.10 (DFT edition) <http://www.quantumwise.com>.

Acknowledgements. This work has been supported by CONACyT through the project J-49603 and by ININ through the project CA-007.

## S2-P15 DENSITY FUNCTIONAL THEORY STUDY OF SPECTROSCOPIC PROPERTIES OF CHLOROPHYLL a AND ANALOGUES MOLECULES

N. Flores-Holguín<sup>1</sup>, C. Aguilar-Elguézabal<sup>1</sup>, L.M. Rodríguez-Valdez<sup>2</sup>, D. Glossman- Mitnik<sup>1</sup>

<sup>1</sup>NANOCOSMOS Group, Centro de Investigación en Materiales Avanzados, S.C. Chihuahua, Chih., Miguel de Cervantes 120 Complejo Industrial Chihuahua, C.P. 31109, México. <sup>2</sup>Facultad de Ciencias Químicas, Universidad Autónoma de Chihuahua, Chih C.P. 31000, México. norma.flores@cimav.edu.mx

Semiconductor organic compounds have physical and chemical properties that make them an innovative option as electronic materials in areas not covered by inorganic compounds. They offer lower manufacturing costs and present a number of advantages: easy fabrication, large area, flexible and light weight devices. Chlorophyll is a very effective photoreceptor because it contains networks of alternating single and double bonds. It has very strong absorption bands in the visible region of the spectrum, where the solar output reaching Earth also is maximal. In this work the spectroscopic properties as UV of Chlorophyll *a*, is studied beside its analogues molecules where magnesium atom is replaced by Cu and Zn. Also the calculation of the molecule without the phytol chain is done. Atoms substitution and chain lack were considered with the aim to reduce the energy band gap and to predict the  $\lambda_{\max}$  of these systems. The calculation is based on Density Functional Theory (DFT), using the highly parametrized, empirical exchange-correlation functional, **Mo5-2X** and the 3-21G\* basis set level for the ground state properties and Time Dependent Density Functional Theory (TD-DFT) with Mo5-2X/6-21G\* for the excited states properties.

## S2-P16 GENERATION OF CU<sub>64</sub>ZR<sub>36</sub> AMORPHOUS ALLOY BY AB INITIO MOLECULAR DYNAMICS

J. Galván-Colín<sup>\*1</sup>, Ariel A. Valladares<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Investigaciones en Materiales, Universidad Nacional Autónoma de México, Apartado Postal 70-360, Ciudad Universitaria, México, D.F. 04510, México. <sup>\*</sup>E-mail: terabyte\_14@hotmail.com

There has been a lot of attention in metallic glasses for the recent years, particularly in binary alloys due to the simplicity of their atomic composition such as the Cu-Zr alloy in the near eutectics. Ab initio molecular dynamics research has been carried out on this topic [1, 2], which was based on generating the amorphous alloy from the melt. We present a new approach for the generation of the amorphous alloy. Starting from a cubic supercell with 108 atoms and a density of 8.06 g/cm<sup>3</sup>, we melted the sample in 100 steps to a few degrees below the melting point and then quenched it to 0 K with the same rate using four different time steps: 3.57, 7.14, 10.71 and 14.28 fs. It was performed using *simulated annealing* task implemented on DMol<sup>3</sup> code. After that the sample was geometry optimized to obtain the most metastable structure. We characterized the final structure by means of the radial distribution functions and an angle distribution analysis in order to establish if icosahedral short-range order was present in the samples. We found that our results agree well with experimental data [3] and with previous works.

[1] N. Jakse and A. Pasturel, *App. Phys. Lett.*, **93** (2008) 113104.

[2] X. D. Wang *et al.*, *App. Phys. Lett.*, **92** (2008) 011902.

[3] N. Mattern *et al.*, *J. Non-Cryst. Solids*, **354** (2008) 1054.

## S2-P17 ENSAYO NUMÉRICO ESTRUCTURAL DE UN CHALECO ANTIBALAS BAJO EL IMPACTO DE BALA

M. G. García-Anaya, J. A. Beltrán-Fernández, G. Urriolagoitia-Calderón, L. H. Hernández-Gómez, D. Gómez-Medina, F. L. Santoyo-López, N. Mayor Hernández

Instituto Politécnico Nacional. Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI). Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME). Unidad Profesional Adolfo López Mateos Edificio 5, 2er. Piso. Col. Lindavista, C.P. 07738, México, Distrito Federal. Tel. 57296000 ext. 54691. E-mail: guadalupaga@hotmail.com



En el presente artículo, se hace un estudio de comportamiento mecánico estructural del impacto de una bala en un chaleco antibalas, esto a consecuencia de la aparición de nuevas fibras y materiales en la fabricación de los mismos. Para este caso se emplea un programa de elementos finito y el modelo virtual generado en un programa de CAD. Dicho estudio contempla conocer el comportamiento del material para el uso de chalecos antibalas llamado Kevlar®, utilizando sus características mecánicas y sus respectivas dimensiones. Se pretende simular el comportamiento mecánico real ante las condiciones de impacto contra la superficie del chaleco antibalas, para diversos ángulo de incidencia, así como la máxima profundidad de deformación en un nivel IIIA, ante una bala 0.357 SIG FMJ, bajo la norma americana del National Institute of Justice, USA [NIJ STD 0101.06].

## S2-P18 A THEORETICAL STUDY OF PHASE DIAGRAM $Al_xGa_{1-x}As_ySb_{1-y}$ QUATERNARY ALLOYS FOR POSSIBLE LPE LOW TEMPERATURES GROWTH

E. Castellóu-Hernández<sup>1</sup>, J. Martínez-Juárez<sup>2</sup>, B. Gaona-Couto<sup>3</sup>, F. de Anda<sup>4</sup>, R. Lezama-Morales<sup>5</sup>, E. Rodallegas-Ramos<sup>6</sup>, M. Rojas-Hernández<sup>7</sup>

<sup>1,3,5,6</sup>Universidad Tecnológica de Puebla, Antiguo Camino a la Resurrección 1002-A, Zona Industrial, C. P. 72300 Puebla, Pue., México. <sup>2</sup>Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. CIDS. ICUAP. C.P. 72000 Puebla, Pue., México. <sup>4</sup>IICO-UASLP, San Luis Potosí, S.L.P., México. <sup>7</sup>Universidad Politécnica de Tlaxcala, Avenida Universidad Politécnica No.1, Col. San Pedro Xalcaltzinco, C.P. 90180. Tepeyanco, Tlaxcala, México. E-mail: erick\_gastellou@utpuebla.edu.mx

Is presented the theoretical study and computing, of phase diagrams in quaternary mixes, form  $III_xIII_{1-x}V_yV_{1-y}$  and with a special  $Al_xGa_{1-x}As_ySb_{1-y}$  mix in temperatures minor than 500C. Regular Solution method is used as the most important thermodynamic method for find quaternary phase diagrams, because it is possible to predict films growing by liquid phase epitaxy, using very low temperatures (about 350C). The application is considered for high quality crystalline optoelectronic devices. It is important to mention that the phase diagrams were obtained by using mathematical software Mathcad 13, as a viable way for solve the regular solution model.

[1]. A.S. Jordan and M. Ilegems, J. Phys. Chem. Solids. **36**(1975), 329 – 342,

## S2-P19 ENSAYO NUMÉRICO ESTRUCTURAL ESTÁTICO DE UN DISPOSITIVO DE SUJECIÓN PARA PRUEBAS BIOMECÁNICAS EN COLUMNA VERTEBRAL BAJO LA ACCIÓN DE CARGAS DE COMPRESIÓN

D. Gómez-Medina, J. A. Beltrán-Fernández, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón, C. Torres-Torres, M. G. García-Anaya.

Instituto 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, Col. Lindavista, C.P. 07738, México Distrito Federal. E-mail: frost1364@hotmail.com

En la actualidad, el rol de las distintas pruebas biomecánicas en el área de columna vertebral, juegan un papel importante para la evaluación y validación de prótesis, implantes, cirugías y métodos. Estos procedimientos consisten básicamente en la implementación de placas, cinturones, amarres, distractores, tornillos, entre otros, los cuales proporcionan estabilidad, movilidad y alivio a los pacientes de los cuales son portadores. Por ello, la integridad estructural, configuración geométrica y los materiales que conforman los dispositivos de sujeción de estos ensayos, son parámetros relevantes para obtener resultados confiables y contribuir en el estudio del comportamiento de los especímenes de prueba en estudio. El diseño y capacidad de admisión de cargas de dichos dispositivos de sujeción deben ser capaces de soportar numerosos ensayos con cargas de naturaleza diversa y gran magnitud. En el presente trabajo se realiza el estudio numérico mecánico-estructural de un dispositivo de sujeción manufacturado en aluminio y acero inoxidable AISI-306L para pruebas biomecánicas en columna vertebral, sometido a cargas estáticas de compresión de hasta 1 Ton. El análisis numérico se realizó con un programa de elementos finitos, (ANSYS). El modelo virtual se generó mediante un programa de CAD (Pro-Engineer Wildfire 5.0) y se pretende obtener datos con la finalidad de optimizar dicho dispositivo en términos de geometría y/o materiales. Y así mismo mediante un análisis comparativo proponer una nueva configuración que garantice durabilidad, estabilidad y una buena integridad estructural en la búsqueda por obtener resultados confiables para los estudios biomecánicos.

## S2-P20 LOCAL AND GAP MODES ISOTOPE SHIFTS OF CARBON ACCEPTORS IN InP

A. T. González' L. Andrade

<sup>1,2</sup>Departamento de Física, Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México. D.F. 04510 México. E-mail: crush\_bon@hotmail.com

Vibrational modes of carbon doped InP have been theoretically investigated by using the difference equations method<sup>(1)</sup>. The results of the calculation are compared with the sharp weak line at  $546.9 \text{ cm}^{-1}$  of the local mode ( $C^{12}$ ) measured with infrared<sup>(2)</sup> absorption and its isotope shift at  $526.8 \text{ cm}^{-1}$  ( $C^{13}$ ). Also with the gap mode frequency measured with Raman<sup>(3)</sup> at  $220 \text{ cm}^{-1}$  and the Cluster-Bethe lattice calculation which predicts such a gap mode only for carbon donor<sup>(4)</sup> on the In site and not for the carbon acceptor on the P site. Vibrational frequencies of indium phosphide determined by inelastic neutron scattering along the principal symmetry directions are in addition used<sup>(5)</sup> for calculation.



Sociedad Mexicana  
de Materiales A.C.

SOCIEDAD MEXICANA DE MATERIALES, A.C.

August 2010

**MESA DIRECTIVA**

DR. LUIS ENRIQUE SANSORES CUEVAS  
PRESIDENTE

DR. GONZALO GONZÁLEZ  
VICEPRESIDENTE

DR. LUIS FUENTES  
SECRETARIO

DRA. MARCELA BELTRÁN SÁNCHEZ  
TESORERO

DR. CÉSAR DÍAZ  
VOCAL REGIÓN NORTE

DR. ROMEO DE COSS  
VOCAL REGIÓN SUR

DRA. MARÍA EUGENIA CONTRERAS  
VOCAL REGIÓN OCCIDENTE

DR. GERARDO MARTÍNEZ MONTES  
VOCAL REGIÓN CENTRO

DRA. OLIVIA GRAEVE  
VOCAL ESTADOS UNIDOS

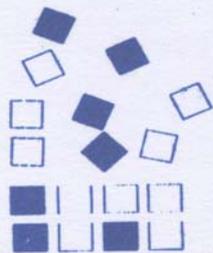
**TO WHOM IT MAY CONCERN**  
Present

This is to certify that *Maria Guadalupe García Anaya, Juan Alfonso Beltrán Fernández, Guillermo Urriolagoita Calderón, Luis Hector Hernández Gómez Daniel Gómez Medina, Fabian Leonov Santoyo Lopez, Noé Mayor Hernández* presented the contribution:

**ENSAYO NUMÉRICO ESTRUCTURAL DE UN CHALECO ANTIBALAS BAJO EL IMPACTO DE BALA**, in the **4** Symposium at the XIX International Materials Research congress held in Cancun, Mexico from August 15th to 19th, 2010.

Sincerely,

Luis Enrique Sansores Cuevas  
President



SOCIEDAD MEXICANA DE MATERIALES

## Abstract Accepted - BSSM/SEM International Conference 2011

From: **Angela Hurlstone** (ahurlstone@bssm.org)  
Sent: Friday, January 14, 2011 10:53:15 AM  
To: jbeltranf@hotmail.com  
1 attachment  
2011AuthorInstructions.doc (33.0 KB)

SENT ON BEHALF OF PROFESSORS EANN PATTERSON AND MARGARET LUCAS

Dear Dr Beltran-Fernandez

**Mechanical evaluation of the integrity on a first human molar tooth under compressive loadings using 3-D Axial Tomography (TAC) (Numerical and Experimental)**  
**Beltran-Fernandez, JA, et al**

We are pleased to inform you that the above abstract has been accepted for the 2011 BSSM/SEM International Conference on Advances in Experimental Mechanics: Integrating Simulation and Experimentation for Validation (ISEV) to be held at the Royal College of Physicians, Edinburgh from 7-9 September 2011. The deadline for receipt of your draft paper is 28<sup>th</sup> January 2011.

The author instructions which explain how the paper should be formatted are attached to this email and can also be downloaded from the following page on the BSSM website from this link <http://www.bssm.org/authorinfo>. Please note in particular that your paper must not exceed 6 pages in length, including tables and figures. When it is ready your draft paper should be uploaded via the BSSM website in pdf format. The paper will then be sent out for review. Once the reviewers' comments have been received they will be sent to you so that you can make any necessary amendments to the paper. However, we would ask you to improve the English in the paper as the English used in the abstract was below standard.

Please note that only those authors whose registration for the conference is complete by 1 May 2011 will have their papers included in the conference programme and the printed conference proceedings. Authors will be required to submit a completed conference registration form at the same time as they submit their final/revised paper. We therefore urge you to ensure that funding is available for you to attend the conference next September before submitting your draft paper.

We look forward to receiving your draft paper for review.

Yours sincerely

Professor Margaret Lucas  
Professor Eann Patterson  
Conference Co-Chairmen

British Society for Strain Measurement  
10 Hartley Close  
Stoke Poges

# Copyright Transfer Agreement

Special volume:

The undersigned author has submitted a manuscript entitled:

**Evaluation of the integrity of a human molar under compressive loading using 3-D Axial Tomography**

..... (the "Work")

for publishing in one of the *Trans Tech Periodicals* published by Trans Tech Publications Ltd, Laubisrutistr. 24, CH-8712 Stafa-Zuerich, Switzerland.

- A. The author transfers to Trans Tech Publications Ltd. (the "Publisher") during the full term of copyright, the exclusive rights comprised in the copyright of the Work, including but not limited to the right to publish the Work and the material contained therein throughout the world, in all languages and in all media of expression now known or later developed, and to license or permit others to do so.
- B. Notwithstanding the above, the author retains the following:
  - 1. Proprietary rights other than copyright, such as patent rights
  - 2. The right to make copies of all or part of the Work for the author's use in classroom teaching
  - 3. The right to use, after publication, all or part of the Work in a book by the author, or a collection of the author's work.
  - 4. The right to make copies of the Work for internal distribution within the institution which em-ploys the author.
  - 5. The right to use figures and tables of the Work, and up to 250 words of text, for any purpose.
  - 6. The right to make oral presentations of material from the Work.
  - 7. The right to publish an extended, updated or rewritten version in another periodical.
  - 8. The right to include the work (post and preprint version) in an institutional repository.

The author agrees that all copies made under any of the above conditions will include a notice of copyright and a citation to the Publication.

- C. In the case of a Work prepared under U.S. Government contract, the U.S. Government may reproduce, royalty-free, all or portions of the Work and may authorize others to do so, for official U.S. Government purpose only, if the U.S. Government contract so requires. A copy of the contract must be attached.
- D. If the Work was written as a work made for hire in the course of employment, the Work is owned by the company/employer which must sign this Agreement in the space provided below. In such case, the Publisher hereby licenses back to such employer the right to use the Work internally or for promotional purpose only.
- E. The author represents that the Work is the author's original work. If the Work was prepared jointly, the author agrees to inform the co-authors of the terms of this Agreement and to obtain their permission to sign on their behalf. The Work is submitted only to this , and has not been published before. (If excerpts from copyrighted works are included, the author will obtain written permission from the copyright owners and show credit to the sources in the Work..) The author also represents that, to the best of his or her knowledge, the Work contains no libelous or unlawful statements, does not infringe on the rights of others, or contain material or instructions that might cause harm or injury.

Check one:

- Author's own work       U.S. Government work       Work made for hire for Employer

..... May, 16<sup>th</sup> 2011.....  
Author's signature and date  
  
.....  
Daniel Gómez Medina      L.H. Hernández-Gómez      J.A. Beltrán Fernández      G. Urriolagoitia-Calderón  
.....  
.....  
Yazmin Espinal Gutiérrez      G. Urriolagoitia Sosa  
.....  
..... Instituto Politécnico Nacional.....  
.....  
..... Institution or company (Employer)

**Note to U.S. Government Employees**

A Work prepared by U.S. federal government employee as part of his/her official duties is called a "U.S. Government work", and is in the public domain in the United States; in such case, Paragraph A above applies only outside the United States. Please attach a copy of any applicable policy of the author's agency.

If the Work was prepared jointly, and any co-author is not a U.S. Government employee, it is not a U.S. Government work. That co-author should be delegated by the other co-authors to sign this Agreement. If the Work was not prepared as part of the employee's duties, it is not a U.S. Government work.

***This signed statement should accompany the manuscript when it is submitted to the editor for publication.***  
*By signing this document the author agrees to receive login information for author access at [www.scientific.net](http://www.scientific.net) and to receive information via email for future books and specials related to materials science.*  
*This service can be canceled at any time.*



## MAQUINADO DE HUESO VERTEBRAL PORCINO PARA PROBETAS DE COMPRESIÓN

J. Guerrero-Hernández<sup>a</sup>, J. A. Beltrán-Fernández, L. H. Hernández-Gómez, D. Gómez-Medina, N. Mayor-Hernández

<sup>a</sup> Instituto Politécnico Nacional. Sección de Estudios de Posgrado e Investigación. Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Edificio 5, 2° piso. Unidad Profesional Adolfo López Mateos. Col. Lindavista, C.P. 07738, México Distrito Federal., [juan.guerrero.hernandez@hotmail.com](mailto:juan.guerrero.hernandez@hotmail.com)

Eje temático: Ingeniería Aplicada

### RESUMEN

El maquinado es el proceso mediante el cual se da una forma deseada a los materiales que se utilizan en ingeniería y es más comúnmente utilizado en fabricas o empresas que se dedican a la producción en serie, este procedimiento debe ser desarrollado de manera cuidadosa debido a que existen factores que nos afectan tanto a la pieza maquinada, a la herramienta o incluso a la máquina; estos factores son la velocidad de corte, la profundidad del corte, el avance, la refrigeración, etc. En este estudio, el maquinado se lleva a cabo sobre el hueso trabecular vertebral porcino y se realiza con el objetivo de obtener probetas para ensayos de compresión, que servirán posteriormente para determinar las propiedades mecánicas de dicho hueso. En este particular caso, se obtienen las condiciones de maquinado adecuadas para obtener probetas sin quemar el hueso, sin alterar de algún modo su estructura y sin alterar de modo alguno sus propiedades mecánicas, de manera que el maquinado influya de la manera menos posible en los posteriores resultados de la prueba de compresión. Las probetas son obtenidas con un sacabocados y careadas posteriormente con un buril en un torno, para posteriormente ser llevadas a una máquina universal y realizar las pruebas. Además, este estudio puede ser utilizado por aquellos que desean fabricar injertos de hueso para aplicaciones biomecánicas.

Palabras clave: Probetas, maquinado de hueso, pruebas de compresión, hueso vertebral porcino.

### I. INTRODUCCIÓN.

El sistema óseo está compuesto por huesos individuales y tejido conectivo que los une. El hueso es el componente principal de este sistema y difiere del tejido conectivo en rigidez y dureza, estas características del hueso son el resultado de materiales inorgánicos dentro de su matriz de composición, que consiste en fibras de colágeno, y una gran variedad de proteínas y minerales. La dureza y rigidez del hueso le permite al esqueleto mantener la forma del cuerpo; proteger los tejidos blandos de las cavidades de cabeza, el tórax, y la pelvis; brindar una estructura para el cuerpo; y transmitir la fuerza de la contracción muscular de una parte del cuerpo a otra durante el movimiento, por ejemplo del antebrazo al brazo [1].

El hueso es un material anisotrópico, heterogéneo, no lineal y de viscoelasticidad termodinámica compleja [2], ya que es un material muy distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino para un mismo individuo, el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. Se pueden distinguir dos tipos de tejido óseo: el cortical y el trabecular [3].



Hueso cortical: El hueso cortical aparece como una masa sólida y continua, su matriz ósea mineralizada está constituida en laminillas, entre éstas se ubican las zonas con los osteocitos (cada zona con osteocitos es llamada osteoplasto), entre cada una se localizan pequeños canales ramificados que las comunican y permiten la nutrición de los osteocitos. Esto es importante ya que estos se encuentran rodeados de matriz mineralizada que no permite el arribo de nutrientes a ellos.

Hueso trabecular: El hueso trabecular no contiene osteones, sino que las láminas intersticiales están de forma irregular formando unas placas llamadas trabéculas, estas placas forman una estructura esponjosa dejando huecos llenos de la médula ósea roja, dentro de las trabéculas están los osteocitos, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con los osteocitos, el hueso esponjoso es constituyente del interior de los huesos cortos y de la epífisis y metáfisis de los huesos largos, las trabéculas están altamente adaptadas a las fuerzas mecánicas adoptando una dirección acorde con las mismas.

Las propiedades mecánicas de cualquier material se obtienen mediante diferentes pruebas como el ensayo de tensión o de compresión a diversas probetas de dicho material [4], a partir de estos ensayos se pueden determinar la respuesta en términos de fuerza – desplazamiento, definiendo así las propiedades estructurales, o bien en términos de esfuerzo – deformación, determinando las propiedades materiales, sin embargo con el hueso es un poco complicado debido a que es casi imposible sacar probetas del tamaño adecuado para realizar dichos exámenes a causa principalmente al tamaño y forma del material óseo.

El presente trabajo sobre el maquinado del hueso trabecular vertebral porcino para probetas de compresión nos presenta primero un resumen general, posteriormente tenemos una breve introducción en la que vemos un poco sobre el hueso y su composición macro-estructural [5], después tenemos lo que han realizado otros investigadores sobre el maquinado del hueso, pasando a la obtención de las probetas para posteriormente presentar los resultados obtenidos del maquinado del hueso trabecular.

## II. ANTECEDENTES SOBRE EL MAQUINADO DE HUESO

El maquinado es un proceso de fabricación que comprende la formación de piezas mediante la remoción de material, ésta remoción puede ser mediante diversas máquinas herramientas tales como torno, fresadora, taladro, etc., y es importante cuidar las variables que intervienen tales como la velocidad de giro, la velocidad de avance, la profundidad de corte, la velocidad de corte, y otras, ya que el exceso en alguna de estas variables puede alterar las propiedades mecánicas del material de la pieza fabricada y por lo tanto alterar su desempeño cuando se utilice.

En la medicina siempre se ha tenido que recurrir a la amputación de extremidades o de diversos órganos como medida quirúrgica de para controlar el dolor o un proceso causado por una enfermedad. En un principio se utilizaron herramientas comunes de cocina o de la industria maderera para el corte de los músculos y de los huesos que habrían de amputarse, fue hasta 1830 cuando Bernhard Heine inventó el osteotomo, el cual fue utilizado como una sierra ósea que consistía en una cadena de sierra accionada mediante una polea, fue utilizado principalmente para abrir el cráneo humano.

Giraud [6] menciona que desde entonces los instrumentos de corte utilizados en el hueso no han cambiado mucho, se siguen copiando los utensilios de otras industrias sólo que se escalan de acuerdo al uso y se recubren o fabrican de materiales inoxidables para evitar las infecciones en los pacientes.

A partir de este invento nació la osteotomía como una actividad médica dedicada a la ablación o amputación de algún órgano o extremidad, a la reparación de huesos y a el corte de hueso que obstruye el paso hacia algún órgano en determinadas cirugías. Uno de los objetivos de la



osteotomía es destruir la integridad del hueso, sin embargo, también pone atención en la regeneración de este.

Cabe destacar que el estudio de ésta ciencia sólo abarca el corte de hueso en seres aún vivos, y dicho corte se realiza con parámetros conservadores para realizar el menor daño posible al paciente.

Una manera diferente en la que se ha abordado el maquinado del hueso nos dice Quevedo [7] es en la obtención de polvo de hueso para la realización de injertos y implantes óseos con materiales compuestos a partir de una base de dicho polvo a viruta ósea tomada del hueso cortical bovino y de ABS (Poliacrilonitrilo – Butadieno - Estireno), a éstas mezclas se les llama biomateriales híbridos y tienen aplicaciones ortopédicas y odontológicas.

Para obtener el polvo, se maquinó mediante torneado, hueso cortical del fémur bovino refrigerado y deshidratado en un horno convencional con temperaturas menores a los 150°C en un tiempo menor a 5 minutos para evitar la degradación del material biológico. Para lograr trabajar con la irregularidad que presenta el hueso, se encapsularon las partes tomadas en resina epóxica y posteriormente se tornearon hasta retirar la resina por completo mediante el desbaste.

Se emplearon buriles de acero rápido, pastillas de metal duro y pastillas de cerámica alúmina, las condiciones de corte son las mostradas a continuación (tabla 1).

Tabla 1: Condiciones de corte en el torneado de cilindros de hueso cortical femoral bovino

Herramienta	V <sub>s</sub> [m/min]	f [mm/Rev]
Pastilla cerámica	3.5	0.03
Pastilla metal duro con borde de filo de 0.4 mm		
Pastilla metal duro con borde de filo de 1.2 mm		
Acero rápido 12% Co	30	0.115
Acero rápido 12% Co		0.075
Acero rápido 12% Co		

Otro enfoque en el maquinado de hueso es la fabricación de tornillos hechos de dicho material, el uso de estos tornillos puede ser factible en los injertos de hueso pero se deben considerar muy bien los aspectos como, la maquinabilidad del hueso y las dimensiones a las que se podrán fabricar dichos tornillos.

Mateus-S [8] nos dice que las propiedades del hueso cortical no se alteran si este se preserva congelado, principalmente la resistencia a la torsión y a la flexión.

Para la manufactura se utilizó un torno de control numérico, debido a la precisión y a lo repetitivo del proceso; también se usó como herramienta una punta de carburo de Tungsteno corte lateral derecho y para el roscado un buril de acero rápido, las condiciones de corte las establecieron mediante numerosas pruebas trabajando sobre el material y tratando de lograr buenos acabados obteniendo: velocidad de rotación de 1200 rpm, profundidad de corte de 0.05 mm por pasada de desbaste y 0.01 mm por pasada de roscado y una velocidad de avance de 20 mm/min.

Por otro lado, Haje [9] realizó la fabricación de tornillos en un torno convencional horizontal con un unas mordazas de acero para la sujeción y como herramienta una punta de óxido de Aluminio. Las probetas para la fabricación fueron obtenidas del hueso cortical de la diáfisis media de la tibia bovina de animales jóvenes.



Se utilizó una herramienta de acero rápido con 12% de Cobalto y la velocidad de giro fue de 500 rpm, hasta obtener una pieza con diámetro de 4.5 mm mediante el desbaste cuidando la integridad superficial. La herramienta puede ser de acero rápido, metal duro o punta de diamante con diferentes geometrías, consideran al hueso como un material blando, por lo que el uso de la punta de diamante no es necesario.

### III. OBTENCIÓN DE PROBETAS:

Para la obtención de las probetas es necesario cuidar muchos factores [10], desde las fuente de la que se obtendrá el espécimen, la forma en la que se toma la muestra, la preservación de dicha muestra, la preparación de las condiciones para la prueba y las condiciones que nos pueden afectar los resultados en dicha prueba, en este caso, el material de la probeta es hueso fresco trabecular de vertebrae lumbares porcinas, con dimensiones de longitud (L) de 20 mm y diámetro (d) de 10 mm (figura 1).

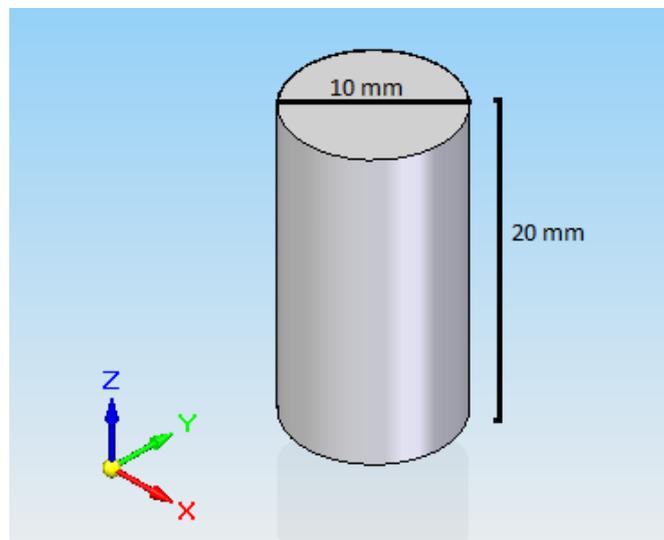


Figura 1: Dimensiones de las probetas de hueso trabecular utilizadas en el ensayo.

Los cerdos de los cuales se tomaron las probetas están en edades de 6 a 8 meses de raza Yorkshire, son los mismos que se utilizan para el consumo humano y cuando se tomaron las vertebrae tenían aproximadamente 10 horas de haber sido sacrificados, las vertebrae tomadas fueron la L3, L4 y L5

Nota: Recordemos que el cerdo tiene de 6 a 7 lumbares (la formula vertebral es C 7; T 14-15; L 6-7; S 4; Co 20-23) a diferencia del humano que tiene 5 [11].

Una vez que se tuvieron las vertebrae, se les quitó el exceso de carne con un bisturí, las probetas se maquinaron primero con un sacabocados en un taladro de banco con una velocidades de 618 y 927 rpm (figura 2) cuidando no presionar el cuerpo vertebral para no provocar esfuerzos residuales, se sujeto la vértebra de sus apófisis y de esta manera se evitaron daños en el cuerpo vertebral. Posteriormente se carearon en un torno convencional horizontal a 800 y a1600 rpm (figura 3) con un buril de Cobalto 12%.



Figura 2: obtención de la probeta con un taladro de banco y un sacabocados.



Figura 3: Careado de las probetas.

La probeta finalmente quedó de la siguiente manera (figura 4), en total se obtuvieron 25 probetas.



Figura 4: Probeta maquinada.



#### IV. RESULTADOS

En el taladro de banco se utilizaron dos velocidades para obtener los cilindros, 618 y 927 rpm, la velocidad en la que se obtuvo una mejor integridad estructural de la probeta fue a 618 rpm, ya que a 927 al hueso se le formaba una capa que tapaba los poros de la trabécula (figura 5), que incluso se observa de color blanquizco.



Figura 5: Cilindros maquinados a 2 velocidades, los 2 de la izquierda a 618 rpm y los 3 de la derecha a 927 rpm.

En cuanto al careado no se observaron grandes cambios en la estructura causados por los dos velocidades, aunque se veía un poco mejor el acabado a 1600 rpm.

Por lo tanto para el maquinado de las probetas para la prueba de compresión se utilizaron 618 rpm en el taladro de banco y 1600 rpm en el torno convencional.

#### AGRADECIMIENTOS.

Se agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología y al Instituto Politécnico Nacional (Proyecto SIP- 20111163) por el apoyo proporcionado para el desarrollo de este trabajo, así como a la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica en su Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Unidad Adolfo López Mateos, Zacatenco.

#### BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Cailliet R. "Anatomía Funcional Biomecánica", Marbán. pp. 4-20, España 2006.
- [2] Yang G. y cols. "The Anisotropic Hooke's Law for Cancellous Bone and Wood", Journal of Elasticity, No. 53, pp. 125-146, USA 1999.
- [3] Cowin S. C. "Bone Mechanics Handbook", CRC Press, Cap. 1, USA 2001.
- [4] Dowling N. E. "Mechanical Behavior of Materials: Engineering Methods for Deformation, Fracture and Fatigue", Prentice Hall, pp 139-149, USA 1993.
- [5] Rho J. Y. y cols. "Mechanical Properties And The Hierarchical Structure Of Bone", Medical Engineering and Physics, No. 20, pp. 92-102, USA 1998.



**1er. Congreso Nacional de Ingeniería  
Mecánica Eléctrica**

**--INGENIERIA PARA EL DESARROLLO SUSTENTABLE--**

16 AL 20 DE Mayo de 2011



[6] Giraud J. Y. y cols. "Bone Cutting", Clin Phys Physiol Meas, Vol. 12, No. 1, pp. 1-19, Reino Unido 1991.

[7] Quevedo-B S. y cols. "Desarrollo de una Metodología para la Fabricación de Injertos Compuestos de Polvo de Hueso y un Biopolimero", Ingeniería y Desarrollo, No. 20, pp. 45-63, Colombia 2006.

[8] Mateus-S. L. M. y cols. "Fabricación de Tornillos en Cortical de Tibia. Diseño para una Aplicación en fijación de Fracturas de Mano", Revista de Ingeniería Uniandes, pp. 31-36.

[9] Haje D. P. y cols. "Bovine Bone Screws Development: Machining Method and Metrological Study with Profile Projector", Acta Ortop Bras, Vol. 14, No. 2, pp. 87-91, Brasil 2006.

[10] An Y. H. y cols. "Mechanical Testing Of Bone And The Bone-Implant Interface", CRC Press, pp. 119-130, USA 1999.

[11] Monge-Calvo J. D. "Producción porcina", Ed. Euned, pp. 47, Costa Rica, 2005.

ACE-X2011 – Algarve, Portugal  
3-6 July, 2011



Prof. J.A. Beltrán Fernández  
Instituto Politecnico Nacional,  
Mexico

## INVITATION LETTER

Your PERSONAL code is: VIP-ACEX024(\*)

(\*) Use this ID CODE for any further communication with us!

Dear Prof. J.A. Beltrán Fernández,

The Organising Committee takes great pleasure in inviting you to take part in the **5<sup>th</sup> International Conference on Advanced Computational Engineering and Experimenting (ACE-X2011)** which will be held at HILTON VILAMOURA AS CASCATAS GOLF RESORT & SPA (Rua da Torre d'Agua, Lote 4.11.1B Vilamoura, Algarve, 8125-615, Portugal) from 03-06 July, 2011. More details on the event can be found on our web page [www.ace-x2011.com](http://www.ace-x2011.com)

We are glad to have your contribution entitled:

**1) NUMERICAL EVALUATION OF CLAMPS IN BIOMECHANICAL TESTINGS**

J. A. Beltrán-Fernández, D. Gómez-Medina, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón,  
G. Urriolagoitia-Sosa, Y. Espinal-Gutiérrez

**2) BIOMECHANICAL COMPRESSIVE TESTING OF THE CANCELLOUS BONE OF A CERVICAL PORCINE SPINE**

L. H. Hernández-Gómez<sup>1a</sup>, J. A. Beltrán-Fernández<sup>2a</sup>, J. Guerrero-Hernandez<sup>3a</sup>,  
Hilario Hernández-Moreno<sup>4b</sup>, G. Urriolagoitia-Calderón<sup>5a</sup>, D. Gómez-Medina<sup>6a</sup>,  
Y. Espinal-Gutiérrez<sup>7a</sup>. G. Urriolagoitia-Sosa<sup>8a</sup>

presented, as OPENING TALK (SS10) and POSTER(2) presentation, during ACE-X2011.

The major purpose of the **ACE-X CONFERENCES** is to create a platform for discussion, interactions and exchange between researchers, scientists and engineers from industry, research laboratories and academia.

ACE-X 2011 will provide ample opportunity for conference delegates to network and improve their knowledge in an attractive, friendly and sunny environment: Algarve, Portugal.

Looking forward to welcome you there!

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "A. Öchsner", is written over a white background.

Prof. Dr.-Ing. Andreas Öchsner, D.Sc.

(ACEX General Chairman)

Department of Applied Mechanics

Faculty of Mechanical Engineering

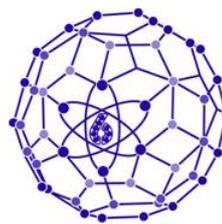
Technical University of Malaysia

81310 UTM Skudai, Johor – Malaysia

NOTE THAT THIS 'INVITATION LETTER' MUST BE ACCOMPANIED BY THE RECEIPT OF YOUR REGISTRATION PAYMENT TO GUARANTEE YOUR PARTICIPATION IN THE ACE-X2011 CONFERENCE

## Sexto Congreso IME

De: **Víctor Hugo Hernández Gómez** (vichugo@servidor.unam.mx)  
Enviado: jueves, 12 de mayo de 2011 01:12:06 a.m.  
Para: yazmin\_ipn@hotmail.com



## Congreso Científico Tecnológico

29 de agosto al 2 de septiembre de 2011  
Auditorio de la Unidad de Seminarios  
Campo Cuatro

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN  
LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN ENERGÍAS RENOVABLES

Estimados:

**Yazmín Espinal Gutiérrez, Daniel Gómez Medina, Luis Héctor Hernández Gómez, Juan Alfonso Beltrán Fernández, Beatriz Espinal Gutiérrez**

Por este conducto es un placer informarles, que el resumen del artículo

### **Modelado y generación del primer molar permanente humano mediante tomografías axiales tridimensionales**

Fue revisado y aprobado para su presentación en extenso, por el Comité Científico Técnico del SEXTO CONGRESO CIENTÍFICO TECNOLÓGICO DE LA CARRERA DE IME de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. La referencia con la que se registró su artículo fue **DE - 02**.

Es necesario que el documento en extenso sea enviado al correo del comité organizador [vichugo@servidor.unam.mx](mailto:vichugo@servidor.unam.mx) el cual debe tener las siguientes características:

Debe enviarse en formato Word versión 97-2003, solo en casos justificados en formato PDF.

El nombre del archivo debe corresponder a la referencia proporcionada por el comité organizador, es decir, **DE - 02.doc**. En ningún caso el documento enviado debe estar protegido para su copia, edición, impresión, etc.

Cabe hacer mención, que el artículo en extenso, una vez aprobado por el Comité Científico Técnico, será publicado en las memorias del evento y se dará oportunidad a que lo presenten en forma oral durante el evento.

Se deberá llenar y enviar por correo electrónico el formato de inscripción anexo a este documento. De la información vertida en dicho formato y del artículo, se tomará el nombre y grado de estudios para la elaboración de las constancias respectivas, por lo que es responsabilidad de los integrantes del artículo verificar que los datos estén completos tanto en el formato de inscripción como en el artículo.

Se deberán contemplar las siguientes fechas: **Junio 4**. Fecha límite para recepción de trabajos *in extenso*. En caso de requerir modificaciones, las observaciones de los revisores serán enviadas a los autores antes del 11 de junio. **Julio 27**. Fecha límite para la recepción de la versión final del artículo.

ATENTAMENTE

COMITÉ ORGANIZADOR DEL EVENTO

