



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL.

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN.

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA.

**Análisis de la estabilización segmentaria en
especímenes de columna lumbar porcina (L2-
L5) con cerclaje interespinoso, empleando
cinturones de poliamida 6/6.**

T E S I S.

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA.

P R E S E N T A:

ING. RUÍZ MUÑOZ EDGAR RAFAEL.

DIRIGIDA POR: DR. RICARDO GUSTAVO RODRÍGUEZ CAÑIZO.
DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ.



MÉXICO D.F.

2010

AGRADECIMIENTOS.

Este trabajo de investigación ha sido alentado y apoyado por las siguientes personas que cito a continuación:

A mis padres que son el principal impulsor y motivación que día a día me alientan y apoyan en todo lo que desarrolle, asimismo, son mis dos grandes amigos que en los momentos de dudas y momentos difíciles platican y buscan lo mejor para que siga adelante y no claudique.

A mis hermanos por creer en este trabajo y por su apoyo en los momentos de trabajo e investigación me orientaron en la búsqueda de este fin.

A mis amigos y directores de tesis:

Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo.

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández.

Dr. Luis Héctor Hernández Gómez.

Dr. Alejandro González Rebatú.

Por confiar y compartir sus conocimientos, ayudar en los momentos difíciles de este trabajo así como ser ejemplo en el constatare haber de la búsqueda del conocimiento.

Al CONACyT por el apoyo brindado durante este tiempo para la formación que en este momento he conseguido.

A los profesores que tuve en mi formación en la SEPI ESIME Zacatenco y Azcapotzalco del IPN para obtener los conocimientos necesarios para desarrollar esta tesis; y muy en especial al Dr. Guillermo Urriolagoitia Calderón por enseñarme a debatir y defender puntos de vista a pesar de las adversidades.

A Aide N. Oribio T. por soportar todo este tiempo mis constantes cambios de humor, estados de ánimo y estar ahí alentando y animando todo este tiempo.



A mis amigos por mostrarme que no solo el estudio lo es todo.

Al Dr. Hilario Hernández Moreno y colaboradores por su apoyo en el uso de las instalaciones de la ESIME U. Ticomán y su asesoría en el desarrollo del trabajo experimental.

A los médicos del Hospital Regional 1º de Octubre, Dr. Alejandro González Rebatú, Dr. Escalante, Dr. José Vicente Rosas Barrientos, Dr. Eduardo Muñoz Camarena y colaboradores por el apoyo a lo largo de este trabajo dentro de las instalaciones del sector salud.

Y finalmente a todos aquellos que han alentado para culminar esta etapa y seguirán animando para conseguir más.

Comparto con aquellos que buscan algo más que un trabajo de investigación:

*“No estudio para saber más, sino para ignorar
menos”*

Sor Juana Inés de la Cruz (1648-1695)

RESUMEN.

El presente trabajo se evaluó el problema de la artrosis facetaria en la región lumbar enfocada a pacientes mexicanos empleando cinturones de poliamida 6/6 para la estabilización segmentaria de L2-L4.

Como una primera etapa de esta investigación se emplearon especímenes porcinos de L1-L5 frescos y conservando el ligamento interespinoso, supraespinoso y el disco intervertebral. La preparación de dichos especímenes se muestra en el capítulo III y se realizó en base a una técnica invasiva utilizada por el personal médico del Hospital Regional 1° de Octubre, perteneciente al sector Salud de nuestro país.

En este trabajo se dan a conocer los antecedentes a fin de disminuir padecimientos dentro de la afección lumbar asimismo se muestra parte de la anatomía humana referida a columna vertebral y los componentes que forman la raquiona. La evaluación experimental consistió en ensayar mecánicamente los especímenes bajo condiciones de carga de tracción, flexo-compresión, flexión y fatiga. Estos ensayos se desarrollaron en las máquinas de ensayos universal siguientes: Máquina de Ensayos Universal de la marca MTS 858 Cap. 5 Ton, Máquina de Ensayos Universal INSTRON 8502 Cap. de 250 KN, Máquina de ensayos universal – prensa servomecánica Shimadzu, con Cap. de 100 KN, Máquina Universal de Ensayos (Manual) – MECMESIN y un dinamómetro de la marca Rebüre empleado en el ensayo de flexión de los especímenes porcinos.

La finalidad de los ensayos fue para evaluar el comportamiento biomecánico de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el cerclaje interespinoso de L2-L4 por medio del cinturón de poliamida 6/6 como elementos experimentales de sujeción en sustitución de placas y distractores lumbares, comúnmente empleados para atender la artrosis facetaria. Los resultados evalúan una disminución de movilidad en el segmento porcino de L1-L5 con el cinturón de poliamida de un 36.84 % de pérdida así como presentar una disminución del ángulo en L1 a flexión anterior de 2.78 ° que representa un 11.49 % en comparación con especímenes porcinos evaluados a flexión anterior sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6.

Asimismo, se realizó una evaluación de los cinturones de poliamida 6/6 en los distintos arreglos propuestos en este trabajo en forma de “8” y en “O”, obteniéndose resultados alentadores dentro de este contexto, presentado a su vez la fuerza de cierre al realizar los distintos arreglos estudiados.

Finalmente se realizó el modelo en 3D del espécimen porcino L1-L5 conservando ligamentos interespinosos, ligamento supraespinoso y discos intervertebrales aunado a ello el arreglo con el cinturón de poliamida 6/6 colocado entre las apófisis espinosas de L2-L4. Este trabajo quedará para evaluaciones futuras y validar en su momento el análisis experimental de este trabajo.

Por otra parte el trabajo muestra 3 artículos elaborados en el transcurso de esta tesis y la propuesta de este trabajo para ser patentado sobre el uso de los cinturones de poliamida 6/6 como sustitutos de placas y distractores para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria.

ABSTRACT.

This study evaluated the problem of facet arthrosis in the lumbar region focused on Mexican patients using belts of nylon 6 / 6 for segmental stabilization of L2-L4.

As a first step in this research were used specimens L1-L5 pigs fresh and retain the interspinous ligament, supraspinous and the intervertebral disc. The preparation of these specimens are shown in Chapter III and is performed based on a noninvasive technique used by the medical staff of Regional Hospital on October 1, belonging to the Health sector in our country.

In this work we discuss the background in order to reduce suffering in the lumbar condition also shows part of the human anatomy refers to vertebral column and the components that make up the raquiona. The experimental evaluation was to mechanically test specimens under tensile loading conditions, bending-compression, bending and fatigue. These tests were developed in the following universal testing machines: Universal testing machine MTS model 858 capacity 5 Tons. Universal Testing Machine INSTRON model 8502 capacity 250 KN, universal testing machine - Shimadzu servo press, with capacity 100 KN, Universal Testing Machine (Manual) - Mecmesin and a dynamometer Rebüre brand used in the bending test specimens of pigs.

The purpose of the trials was to evaluate the biomechanical behavior of porcine lumbar specimens of L1-L5 interspinous cerclage L2-L4 through the belt of polyamide 6/6 experimental clamping elements to replace plates and distractors lumbar commonly used to service facet arthrosis. The results evaluated decreased mobility in the porcine segment L1-L5 nylon belt with a 36.84% loss as well as presenting a decrease of L1 bending angle of 2.78 ° above representing an 11.49% compared with specimens pigs tested at flexion without placing the belt of polyamide 6/6.

Similarly, an evaluation of the belts of polyamide 6/6 in the various arrangements proposed in this paper as "8" and "O", obtaining encouraging results in this context, in turn presented the closing force to make different arrangements studied.

Finally was performed the 3D model of specimen pig L1-L5 interspinous ligaments preserving, supraspinous ligament and intervertebral discs coupled with this arrangement with the belt of polyamide 6/6 placed between the spinous processes of L2-L4. This work will be left for future evaluation and validation at the time the experimental analysis of this work.

Moreover, the work shows three items made in the course of this thesis and the proposal of this work to be patented on the use of belts of polyamide 6/6 as substitutes for plates and distractors for reducing the suffering of facet arthrosis.

OBJETIVO.

Obtener el comportamiento biomecánico de vertebras lumbares porcinas instrumentadas mediante cinturones de poliamida 6/6, sometidos a cargas de tracción, flexo-compresión, flexión y fatiga, para estudiar el efecto de la Artrosis Facetaria en pacientes mexicanos.

OBJETIVOS PARTICULARES:

- Estudiar el impacto de los cinturones de poliamida 6/6 en sustitución del uso de placas y distractores como medios de fijación y alternativa de disminución del efecto de la Artrosis Facetaria en pacientes mexicanos.
- Instrumentar especímenes de columna lumbar porcina, mediante una estabilización segmentaria y estudiar el efecto biomecánico empleando *cargas de tracción, flexo-compresión, flexión y fatiga*.
- Emplear los métodos analíticos, numéricos y experimentales para validar los resultados obtenidos en la parte experimental de este trabajo, en términos de desplazamientos y orientación de los esfuerzos principales en zonas como: las facetas, espacios intervertebrales y apófisis espinosas, y con ello establecer la zona óptima de instrumentación en el paciente humano.

JUSTIFICACIÓN.

El dolor lumbar es un síntoma común ocasionado por múltiples y variadas etiologías. Su incidencia en los países desarrollados es tan alta que el 80% de los adultos mayores de 40 años sufren al menos un episodio de lumbalgia a lo largo de su vida. El dolor lumbar es el motivo más frecuente de consulta por afectación musculoesquelética, y la primera causa de incapacidad laboral en menos de 45 años.

Dentro de la etiología del dolor lumbar varias son las estructuras anatómicas implicadas en su génesis como: el disco intervertebral, articulaciones facetarias, articulaciones sacroiliacas, masas musculares, por mencionar algunas.

De acuerdo a las técnicas quirúrgicas invasivas empleadas por el Dr. Alejandro González Rebatú, Jefe de Cirugía de Columna Vertebral, en el Hospital Regional 1 de Octubre. Ha observado, que muchas de estas conllevan una serie de pasos, los cuales pueden citarse de la siguiente manera:

- La detección de algún padecimiento de artrosis lumbar.
- El tiempo de espera de adquisición del material para instrumentar.
- El tiempo de operación (en promedio se realizan intervenciones alrededor de 4 horas pero dependiendo de la habilidad del médico cirujano. En ocasiones se llevan tiempos de hasta 8 horas en colocar algún espaciador, ya sea interespinoso o intervertebral. En la figura 1 se puede apreciar un espaciador intervertebral).
- El tiempo de reposo y rehabilitación después de ser intervenido.

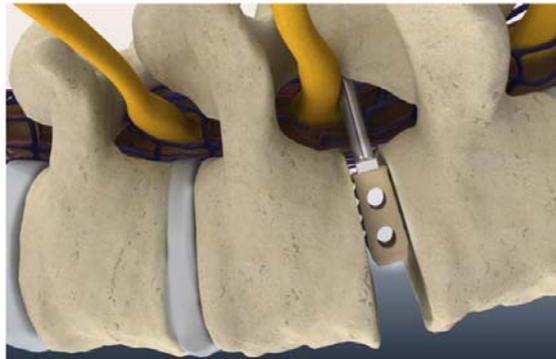


Figura 1. Dispositivo de fusión lumbar. TETRIS-PEEK. Espaciador intervertebral.

En el caso de la colocación de placas se emplean tornillos pediculares, pero con las variaciones anatómicas de pacientes humanos, pueden impedir la colocación en un pedículo concreto o necesitar de tornillos más cortos de los que se había previsto inicialmente. La fijación de tornillos pediculares de la columna tiene una popularidad cada vez mayor en el mundo entero, pero todas las partes involucradas dependen de la capacidad del tornillo colocado, donde este consiga y mantenga un agarre en el cuerpo vertebral a través del pedículo hasta que produzca una sólida fusión (Sánchez MM. 2004). Lamentablemente, muchos investigadores clínicos han notado una alta frecuencia de fallos de montaje con sistemas de tornillos

pediculares, con rotura de los tornillos hasta en un 29% en algunos estudios (Sánchez MM. 2004), lo cual se ha atribuido a muchos factores, como mal diseño del implante, alineamiento incorrecto del tornillo/placa, “pre-esfuerzo” del montaje tornillo/placa y falta de participación de la columna vertebral anterior y vertebras con poca estabilidad. Además suele ser a menudo perjudicial para la columna lumbar, donde la conservación de la lordosis fisiológica es importante para evitar producir una postura con la espalda plana. En la figura 2, se muestra la instrumentación vertebral posterior mediante la técnica de tornillos transpediculares y placas de Roy-Camille a nivel lumbosacro.

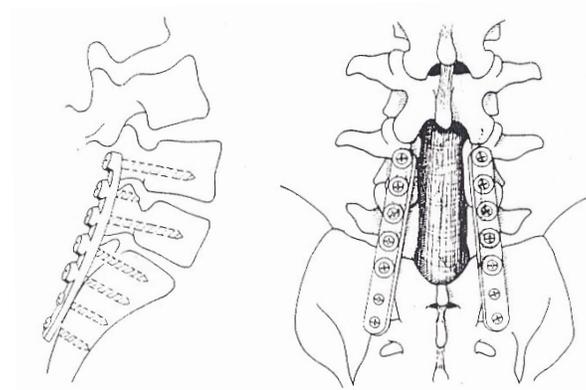


Figura 2. Instrumentación vertebral posterior con placa Roy-Camille. La placa es muy rígida y no permite adaptarse a la lordosis lumbar.

A su vez, los pedículos tienen estrecha relación anatómica con las articulaciones facetarias en la columna lumbar y la perforación inadecuada de un pedículo puede afectar en ocasiones a la articulación facetaria adyacente. Por lo tanto el presente trabajo busca emplear cinturones de poliamida 6/6 como alternativa de sujeción para la estabilización segmentaria en la columna lumbar de pacientes mexicanos, con la finalidad de buscar, en primera instancia, la disminución de la artrosis facetaria y posteriormente buscar:

- Acortar los tiempos de operación
- Hacer una técnica adecuada y económica, disminuyendo el tiempo de adquisición con el uso de cinturones de poliamida 6/6.
- Y por ende, disminuir el daño en los ligamentos interespinoso y supraespinoso al momento de ser invadidos por parte del cirujano. Debido a que al retirar el ligamento interespinoso, para la colocación de espaciadores interespinosos, este no tiende a regenerarse, y produce fibrosis, el cual no tiene el mismo funcionamiento que el ligamento.

Es importante aclarar que el estudio se llevara a cabo en especímenes lumbares porcinos, de edad de 6 meses. Y se realizara la instrumentación de los mismo por medio de los cinturones de poliamida 6/6 empleados en el cerclaje de la estabilización segmentaria de los especímenes vertebrales porcinos. El trabajo se llevó en conjunto con el Hospital Regional 1° de Octubre con el Jefe de Cirugía de Columna Dr. Alejandro González Rebatú quien da la necesidad de emplear como alternativa de fijación en la columna vertebral de pacientes de artrosis facetaria.

ÍNDICE GENERAL.

	PÁG.
Agradecimientos.	i
Resumen.	lii
Abstract.	iv
Objetivo.	v
Objetivos particulares.	v
Justificación.	vi
Índice general.	viii
Índice de figuras.	xi
Índice de tablas.	xviii
Introducción.	xxi
CAPÍTULO I. ESTADO DEL ARTE	1
1. 1. Artrosis Lumbar.	2
1. 1. 1. Factores en la patogenia de la artrosis lumbar.	2
1. 2. Generalidades.	4
1. 2. 1. Antecedentes históricos. Artrosis Facetaria.	5
1. 2. 1. 1. Técnicas de Fusión.	10
1. 2. 1. 1. 1. Técnica Roy-Camille.	10
1. 2. 1. 1. 2. Fusión posterior.	11
1. 2. 1. 1. 3. Fusión posterior en la línea media.	11
1. 2. 1. 1. 4. Fusión facetaria.	12
1. 2. 1. 1. 5. Fusión posterolateral.	12
1. 2. 1. 1. 6. Técnica de artrodesis intertransversal lumbar posterolateral.	13
1. 2. 1. 1. 7. Fusión anterior.	13
1. 2. 1. 2. Cirugía descompresiva del canal lumbar.	14
1. 2. 1. 2. 1. Laminectomía descompresiva.	15
1. 2. 1. 2. 2. Laminectomía limitada con foraminotomía.	16
1. 2. 1. 2. 3. Laminotomía múltiple.	17
1. 2. 1. 2. 4. Extensión de la descompresión.	17
1. 2. 1. 2. 5. Artrectomía.	18
1. 2. 1. 2. 6. Dissectomía.	18
1. 2. 1. 2. 7. Descompresión profiláctica.	19
1. 2. 1. 3. Técnicas invasivas para la disminución de afecciones en la columna vertebral.	19
1. 2. 1. 3. 1. Técnica quirúrgica para la colocación de espaciadores intervertebrales.	24
1. 3. Planteamiento del problema.	31
1. 4. Referencias.	33
1. 5. Mesografía.	34
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.	36
2. 1. Esqueleto humano.	36
2. 1. 1. Generalidades del esqueleto humano.	36
2. 1. 2. Clasificación de los huesos humanos.	39
2. 1. 3. Inervación de los huesos.	40

	PÁG.
2. 1. 4. Osificación y crecimiento de los huesos.	41
2. 2. Columna vertebral.	42
2. 2. 1. Esqueleto de la columna vertebral.	42
2. 2. 2. Vértebras libres (cervicales, torácicas y lumbares).	42
2. 2. 2. 1. Caracteres comunes a todas las vértebras: vértebras “tipo”.	44
2. 2. 2. 2. Caracteres particulares de las vértebras de cada región.	45
2. 2. 3. Articulaciones de la columna vertebral.	47
2. 2. 3. 1. Articulaciones comunes a la mayoría de las vértebras.	47
2. 2. 3. 1. 1. Articulaciones de los cuerpos vertebrales.	47
2. 2. 3. 2. Articulaciones de los procesos articulares.	51
2. 2. 3. 2. 1. Superficies articulares.	51
2. 2. 3. 2. 2. Medios de unión.	51
2. 2. 3. 3. Unión de las láminas vertebrales.	52
2. 2. 3. 4. Unión de las apófisis espinosas.	53
2. 2. 3. 4. 1. Ligamentos interespinosos.	53
2. 2. 3. 4. 2. Ligamentos supraespinosos.	53
2. 2. 3. 5. Unión de las apófisis transversas.	53
2. 2. 3. 6. Caracteres regionales de las articulaciones vertebrales.	53
2. 2. 3. 6. 1. Articulaciones de las vértebras lumbares.	53
2. 2. 4. Columna vertebral en general.	54
2. 2. 4. 1. Curvaturas vertebrales.	54
2. 2. 4. 1. 1. Curvaturas laterales.	56
2. 2. 5. Funciones de la columna vertebral.	56
2. 2. 5. 1. Propiedades mecánicas de las estructuras lumbosacras.	57
2. 2. 5. 2. Movimiento de la columna lumbar.	57
2. 2. 5. 2. 1. Movilidad segmentaria.	58
2. 2. 5. 2. 2. Movimientos combinados.	62
2. 2. 6. Mecanismos de lesión (Fracturas de la columna).	63
2. 3. Biomateriales en medicina.	67
2. 4. Sumario.	74
2. 5. Referencias.	75
CAPÍTULO III. ANÁLISIS EXPERIMENTAL.	
3. 1. Introducción.	78
3. 2. Análisis Experimental.	79
3. 2. 1. Preparación de los especímenes lumbares porcinos L1-L5.	79
3. 2. 1. 1. Limpieza de especímenes lumbares porcinos de la sección L1-L6.	80
3. 2. 1. 2. Colocación del cinturón de poliamida 6/6 en los especímenes lumbares porcinos.	86
3. 2. 2. Ensayos mecánicos de cada espécimen porcino.	90
3. 2. 2. 1. Especímenes a ensayos de tracción.	90
3. 2. 2. 2. Especímenes a ensayos de flexo-compresión.	98
3. 2. 2. 3. Especímenes a ensayos de flexión.	109
3. 2. 3. Pruebas en cinturones de poliamida 6/6.	133
3. 2. 3. 1. Realización de las pruebas.	136
3. 2. 3. 2. Pruebas en cinturones de poliamida 6/6, arreglos en forma de “8” y “O”.	144
3. 2. 3. 2. 1. Arreglo en forma de “8”.	146
3. 2. 3. 2. 2. Arreglo en forma de “O”.	151
3. 3. Sumario.	157

	PÁG.
3. 4. Referencias.	158
3. 5. Mesografía.	158
CAPÍTULO IV. ANÁLISIS NUMÉRICO.	
4. 1. Introducción.	160
4. 2. Metodología para la construcción del modelo en 3D del espécimen lumbar porcino.	161
4. 3. Sumario.	174
4. 4. Referencias.	175
CAPÍTULO IV. ANÁLISIS DE RESULTADOS.	
5. 1. Análisis de resultados-Preparación de especímenes.	177
5. 2. Análisis de resultados-Especímenes ensayados a tracción.	179
5. 3. Análisis de resultados- Especímenes ensayados a flexo-compresión.	181
5. 4. Análisis de resultados- Especímenes ensayados a flexión.	185
5. 5. Análisis de resultados- Pruebas en cinturones de poliamida 6/6.	190
5. 6. Análisis de resultados- Ensayos en arreglos en “8” y “O”.	193
5. 6. 1. Análisis de resultados- Ensayos a tracción en “8”.	193
5. 6. 2. Análisis de resultados- Ensayos a tracción en “O”.	195
5. 7. Análisis de resultados- Generación del modelo en 3D.	198
5. 8. Referencias.	199
Conclusiones.	200
Trabajos futuros.	204
Artículos publicados.	
Patente.	
ANEXOS.	
Planos.	
Glosario.	

ÍNDICE DE FIGURAS.

	PÁG.
CAPÍTULO I. ESTADO DEL ARTE.	
Figura 1.1. Vértebras L3 y L4, visión posterior.	5
Figura 1.2. Restitución de la altura del espacio intersomático con prótesis © Prodisc II en L5-S1.	8
Figura 1.3. Sistema INO de fijación interna posterior bilateral de columna toracolumbar.	9
Figura 1.4. Instrumentación vertebral posterior mediante la técnica de tornillos transpediculares y placas de Roy-Camille a nivel lumbosacro. La placa es muy rígida y no permite adaptarse a la lordosis lumbar.	10
Figura 1.5. Técnica de preparación del trayecto para tornillos transpediculares	11
Figura 1.6. Artrodesis lumbar.	12
Figura 1.7. Técnica de artrodesis posterolateral e instrumentación transpedicular asociada.	13
Figura 1.8. Artrodesis lumbar circunferencial.	14
Figura 1.9. La descompresión vertebral por estenosis puede ser: (A). Central. (B). Del receso lateral.	15
Figura 1.10. Técnica de descompresión central.	15
Figura 1.11. Abordaje en la línea media y exposición vertebral suficiente en longitud y anchura.	16
Figura 1.12. Posición del paciente para ser intervenido de descompresión vertebral lumbar.	17
Figura 1.13. Aspecto de descompresión lumbar del receso lateral. La raíz debe quedar libre de compresión hasta la salida por el foramen intervertebral.	18
Figura 1.14. Dispositivo interespinoso Wallis.	20
Figura 1.15. Dispositivo COPLEX.	20
Figura 1.16. Colocación de la U ineterespinoza entre apófisis espinosas.	20
Figura 1.17. Dispositivo X-STOP.	21
Figura 1.18. Componentes del sistema DYNESYS	21
Figura 1.19. Sistema DYNESYS en su colocación final.	22
Figura 1.20. Detalle de la hibridación de ambos sistemas mediante la conexión de la barra de titanio, el cordón y el tornillo de Diapasón © colocado en el pedículo de L5.	22
Figura 1.21. Implante intervertebral TETRIS en su posición final.	23
Figura 1.22. Colocación de implante intervertebral con introductor TO27AH.	23
Figura 1.23. Acceso al espacio discal intervertebral.	24
Figura 1.32. Discectomía.	24
Figura 1.33. Preparación del espacio discal.	25
Figura 1.34. Giro a 90° para ejercer una fuerza de distracción.	25
Figura 1.35. Dispositivos de distracción opcionales.	25
Figura 1.36. Uso de curetas y escariadores planos.	26
Figura 1.37. Empleo de Escofina redonda opcional.	26
Figura 1.38. Inserción del implante.	26
Figura 1.39. Instrumental empleado en la técnica quirúrgica.	28
Figura 1.40. Arreglos en forma de "8" con alambre de acero inoxidable.	29
Figura 1.41. Arreglos en forma de "8" con alambre de acero inoxidable presentando tres amarres distintos.	29
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.	
Figura 2.1. Tórax.	37
Figura 2.2. Esqueleto humano, vista frontal.	38
Figura 2.3. Pelvis y sus partes.	39
Figura 2.4. A. Hueso largo (húmero, vista anterior). B. Hueso plano (escápula, vista posterior) y C. Hueso corto (calcáneo, vista lateral).	40

	PÁG.
Figura 2.5. Inervación en el cuerpo humano.	41
Figura 2.6. Estructura ósea de la columna vertebral.	43
Figura 2.6. Unidad funcional. Vértebras adyacentes separadas por el disco, apófisis transversa (AT), raíz nerviosa (RN), rama dorsal primaria (RDP) y la rama ventral primaria (RVP).	44
Figura 2.7. Vértebra lumbar, vista superior. 1. Cuerpo. 2. Pedículo. 3. Foramen vertebral. 4. Proceso transversal o costiforme. 5. Proceso articular superior. 5'. Tubérculo accesorio. 6. Proceso espinoso. 7. Lámina. 8. Proceso articular inferior. 9. Tubérculo mamilar.	46
Figura 2.8. Vértebra lumbar, vista lateral derecha. 1. Cuerpo. 2. Foramen vertebral. 3. Proceso articular inferior. 4. Proceso espinoso. 5. Láminas. 6. Tubérculo accesorio. 7. Tubérculo mamilar. 8. Proceso articular superior. 9. Proceso costiforme. 10. Pedículo.	47
Figura 2.9. Corte sagital mediano de tres cuerpos vertebrales de la región lumbar. 1. Ligamento longitudinal anterior. 2. Ligamento longitudinal posterior. 2'. Haz profundo. 3 y 3'. Porciones periféricas y central de un disco intervertebral.	48
Figura 2.10. Disco intervertebral, vista superior. 1. Capa superficial. 2. Capa media. 3. Núcleo pulposo. 4. Canal vertebral. 5. Pedículo.	49
Figura 2.11. Vista lateral izquierda de L1-L4. Se pueden apreciar los ligamentos longitudinal posterior y longitudinal anterior.	50
Figura 2.12. Corte transversal por el disco intervertebral L2-L3. 1. Sección del disco intervertebral. 2. Proceso transversal. 3. Pedículo. 4. Sección del proceso articular de la vértebra inferior. 5. Sección del proceso articular de la vértebra superior. 6. Interlinea articular. 7. Ligamentos amarillos. 8. Ligamento interespinoso. 9. Ligamento supraespinoso.	51
Figura 2.13. Ligamentos amarillos de la región cervical, vista anterior. 1. Vértebra C7. 2. Láminas vertebrales. 3. Pedículo. 4. Ligamentos amarillos. 5. Sinovial de las articulaciones. 6. Articulación abierta. 7. Proceso espinoso.	52
Figura 2.14. Curvaturas de la columna vertebral.	55
Figura 2.15. Movilidad segmentaria. Distribución de la flexo-extensión lumbar según niveles y edad.	58
Figura 2.16. Movimiento del tronco. Flexión.	59
Figura 2.17. Movimiento del tronco. Extensión.	59
Figura 2.18. Movilidad segmentaria. Valores de la inclinación lumbar.	59
Figura 2.19. Movimiento del tronco. Inclinación lateral.	60
Figura 2.20. Rotación vertebral y pelviana durante la marcha. En la fase de balanceo de la marcha, la pelvis rota 40° hacia adelante. La cadera opuesta actúa como un fulcro para esta rotación. Andando a 4.35 km/h existe sólo una rotación de 0.2° a 0.6° a nivel de la lumbosacra.	61
Figura 2.21. Centros instantáneos de movimiento. a) Para Delmas el centro de rotación es el centro de la circunferencia que encaja en las carillas articulares y cae en la base de la espinosa. b) Para Farfan se sitúa en la parte posterior del disco y se desplaza ligeramente según la dirección de la rotación. Los centros instantáneos para la flexo-extensión c) e inclinaciones laterales. d) se localizan en el interespacio discal para White y Panjabi.	61
Figura 2.22. Movimiento de cizallamiento.	62
Figura 2.23. Rotación automática en la inclinación lateral.	62
Figura 2.24. Fracturas por compresión con acuñamineto. (A) anterior. (B) lateral.	64
Figura 2.25. Clasificación de las fracturas estallido basada en la localización de la lesión en el cuerpo vertebral: (A) del pedículo superior. (B) de ambos pedículos. (C) del pedículo inferior. (D) mitad lateral del cuerpo vertebral.	64
Figura 2.26. Fractura de chance (lesión por cinturón de seguridad).	65
Figura 2.27. Fractura por luxación. (A) Flexión-rotación. (B) Fractura en rodaja. (C) Estallido por rotación (flexión-compresión, axial-rotación). (D) Cizallamiento. (E) Distracción.	66
Figura 2.28. Secuencia histórica de los polímeros usados en medicina.	68
Figura 2.29. Prótesis vascular de polímero.	69

	PÁG.
Figura 2.30. Se puede ver células de conejo adheridas a la placa Petri.	70
Figura 2.31. Aplicaciones diversas de biomateriales polímeros usados en el cuerpo humano.	73
CAPÍTULO III. ANÁLISIS EXPERIMENTAL.	
Figura 3.1. Segmento lumbar porcino de L1 – L6. Con edad del animal de 6 meses.	79
Figura 3.2. Instrumental de bisección para la limpieza de los especímenes lumbares.	80
Figura 3.3. Dimensiones del cinturón de poliamida 6/6 © Legrand.	80
Figura 3.4. Especímen lumbar porcino con periostio alrededor de las vértebras.	80
Figura 3.5. Retiro del periostio sobre apófisis espinosa de L6 sin dañar ligamento supraespinoso.	81
Figura 3.6. Retiro del periostio a tope de la apófisis espinosa.	81
Figura 3.7. Retiro del periostio sobre la articulación de la vertebra por medio del bisturí.	82
Figura 3.8. Segmento lumbar porcino de L1-L6 con retiro del periostio en uno de sus lados.	82
Figura 3.9. Retiro del periostio en su totalidad en el segmento L1-L6.	83
Figura 3.10. (A). Corte del disco intervertebral entre L5-L6 así como apófisis articulares de esta unión. (B). Segmento lumbar porcino de L1-L5 con retiro de periostio en su totalidad.	83
Figura 3.11. (A). Retiro del periostio en apófisis articular de L2-L3. (B). Retiro del periostio sobre apófisis articulares realizando el corte por medio de las tijeras de bisección.	84
Figura 3.12. (A). Retiro del periostio sobre láminas del cuerpo vertebral y apófisis espinosas. (B). Limpieza de apófisis articulares y apófisis espinosas en uno de sus lados.	84
Figura 3.13. (A). Acumulación del periostio en el lado posterior del espécimen porcino. (B). Retiro del periostio sobre el ligamento supraespinoso del espécimen lumbar porcino de L1-L6.	85
Figura 3.14. Especímen lumbar porcino de L1-L5 al retirar el periostio.	85
Figura 3.15. Realización de orificios entre los ligamentos interespinosos del espécimen lumbar porcino. (A). Orificio en ligamento interespinoso de L1-L2. (B). Orificios en ligamento interespinoso de L2-L3. (C). Orificio en ligamento interespinoso de L3-L4. (D). Inserción que muestra orificios realizados entre los ligamentos interespinosos del segmento lumbar porcino de L1-L5.	86
Figura 3.16. Orificios entre los ligamentos interespinosos de L1-L2, L2-L3 y de L3-L4 del espécimen lumbar porcino.	87
Figura 3.17. Colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8”.	87
Figura 3.18. (A). El cinturón es jalado entre los ligamentos interespinosos de las apófisis espinosas. (B). La punta del cinturón es introducida en un orificio en el ligamento interespinoso de L2-L3. (C). Cierre del cinturón formando el arreglo en “8”. (D). Cierre total y apriete del cinturón de poliamida 6/6 con ayuda de las pinzas de sujeción.	88
Figura 3.19. Producción de la lordosis en el espécimen lumbar porcino de L1-L5, con el cierre del cinturón de poliamida 6/6.	89
Figura 3.20. (A). Especímen lumbar porcino de L1-L5 antes de realizar la lordosis sobre este. (B). Especímen lumbar porcino de L1-L5 una vez producida la lordosis (---) sobre este con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en “8”.	89
Figura 3.21. Pérdida de la longitud del ligamento supraespinoso por efecto del cierre de las apófisis espinosas al ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre estas.	90
Figura 3.22. Especímen lumbar porcino de L1-L5 con colocación de cinturón de poliamida 6/6, para ensayo de tracción.	91
Figura 3.23. Máquina de Ensayos Universal MTS 858 Cap. de 5 Ton.	91
Figura 3.24. Máquina de Ensayos Universal INSTRON 8502 Cap. de 250 KN.	92
Figura 3.25. Copas de aluminio para el ensayo a tracción de los especímenes lumbares porcinos.	92
Figura 3.26. Vista lateral del espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio.	93
Figura 3.27. Vista frontal del espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio [3].	93
Figura 3.28. Medidas tomadas en el espécimen lumbar porcino de para ensayo a flexo-compresión.	94

	PÁG.
Figura 3.29. Espécimen lumbar porcino de L1-L5 con colocación de cinturón de poliamida 6/6, para ensayo de Flexo-Compresión.	98
Figura 3.30. Máquina de ensayos universal MTS 858 Cap. de 5 Ton.	99
Figura 3.31. Plato montado sobre copa de aluminio para ensayo de flexo-compresión.	99
Figura 3.32. Colocación de yeso piedra en ambas copas de aluminio.	100
Figura 3.33. Espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio, con detalle del plato del mismo material con angulación a 10°.	100
Figura 3.34. Espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio, con detalle del plato del mismo material con angulación a 10°.	101
Figura 3.35. Espécimen lumbar porcino de L1-L5 presentando curvatura debida al plato de aluminio con angulación de 10° en L1.	101
Figura 3.36. Fuerza de compresión F_C , produciendo flexión en el espécimen lumbar porcino de L1-L5.	102
Figura 3.37. Medidas tomadas en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 para ensayo a flexo-compresión.	103
Figura 3.38. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5, sin el cinturón de poliamida 6/6, a causa de la fuerza aplicada F_P .	104
Figura 3.39. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas de L3-L4.	106
Figura 3.40. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas de L3-L4.	106
Figura 3.41. Gráfica obtenida en los ensayos a flexión de los especímenes 2 y 3.	107
Figura 3.42. Especímenes lumbares porcinos. (A). Espécimen lumbar porcino sin cinturón de poliamida 6/6. (B). Espécimen lumbar porcino con el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4.	109
Figura 3.43. Fijación del cuerpo vertebral en el plato de aluminio por medio de opresores y yeso piedra.	110
Figura 3.44. Extremos del espécimen porcino fijos en copas de aluminio por opresores y yeso piedra.	110
Figura 3.45. Dinamómetro Rebüre empleado en el ensayo de flexión de los especímenes porcinos.	111
Figura 3.46. Parámetros medidos en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5.	111
Figura 3.47. Espécimen lumbar porcino colocado en la forma mostrada para poder ensayar a flexión.	112
Figura 3.48. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa del segmento.	112
Figura 3.49. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa y del ángulo θ_P que corresponde a la inclinación de la copa de aluminio superior.	113
Figura 3.50. Medición de las distancias entre las apófisis espinosas de cada cuerpo vertebral l_i , al incrementar la fuerza F_T .	113
Figura 3.51. Sujeción de la copa de aluminio inferior en mordazas del tornillo de banco.	114
Figura 3.52. Medición de imágenes de los distintos parámetros mostrados anteriormente en el programa de Auto CAD V. 2004 de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 sin cinturón de poliamida 6/6.	114
Figura 3.53. Daño en ligamento interespinoso (A). l^{4-5}_i , (B). l^{3-4}_i . En todos los casos se presento el daño en estas zonas.	117
Figura 3.54. Daño en espécimen lumbar porcino ensayado a carga de flexión.	117
Figura 3.55. Medidas tomadas en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 para ensayo a flexión.	118
Figura 3.56. Espécimen lumbar porcino con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3 con el arreglo en forma de “8” para ser ensayado a flexión.	120
Figura 3.57. Flexión del espécimen porcino producido por la F_T con la colocación del cinturón de poliamida en las apófisis espinosas y los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa del segmento.	120

	PÁG.
Figura 3.58. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa, el ángulo θ_P que corresponde a la inclinación de la copa de aluminio superior y la distancia d_C de los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas.	121
Figura 3.59. Medición de las distancias entre las apófisis espinosas de cada cuerpo vertebral l_{ij} , al incrementar la fuerza F_T .	122
Figura 3.60. Sujeción de la copa de aluminio inferior en mordazas del tornillo de banco.	122
Figura 3.61. Medición de imágenes de los distintos parámetros mostrados anteriormente en el programa de Auto CAD V. 2004 de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 sin cinturón de poliamida 6/6.	123
Figura 3.62. Espécimen lumbar porcino (2) de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (A). Ángulo del plato a 31° , sin daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6. (B). Ángulo del plato a 34° , con daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6.	126
Figura 3.63. Espécimen lumbar porcino (3) de L1-L4 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (C). Ángulo del plato a 24° , sin daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6. (D). Ángulo del plato a 31° , con daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6.	126
Figura 3.64. Espécimen lumbar porcino (5) de L1-L4 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (E). Ángulo del plato a 26° , sin daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6. (F). Ángulo del plato a 30° , con daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6.	127
Figura 3.65. Ruptura en unión o sistema de trinquete del cinturón de poliamida 6/6 al desprenderse por completo dicho elemento.	127
Figura 3.66. Daños en espécimen 1 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Ruptura en ligamento supra espinoso entre apófisis espinosas de L3-L4 a una carga de 12 kg. (117.72 N). (B). Daño en apófisis articular entre L4-L5, ruptura del cartílago.	128
Figura 3.67. Daños en espécimen 1 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Orificios realizados en los ligamentos interespinosos antes de efectuar el ensayo a flexión. (B). Orificios realizados en los ligamentos interespinosos después de efectuar el ensayo a flexión.	129
Figura 3.68. Espécimen 2 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (A). Espécimen porcino de L1-L5 con una carga de 8 kg (78.48 N) momentos antes de dañar el cinturón de poliamida 6/6. (B). Orificios en los ligamentos interespinosos entre L1-L2 y L3-L4 a una carga de 8 kg (78.48 N) momentos antes de fallar el cinturón de poliamida 6/6.	129
Figura 3.69. Espécimen 3 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 (A). Espécimen porcino con una carga de 9 kg momentos antes de dañar el cinturón de poliamida 6/6. (B). Orificios en los ligamentos interespinosos entre L1-L2 y L3-L4 a una carga de 9 kg después de fallar.	130
Figura 3.70. Espécimen 4 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Espécimen porcino de L1-L5 con una carga de 14 kg. (137.34 N) momentos antes de fallar. (B). Daño en ligamento interespinoso de L4-L5 del espécimen porcino.	130
Figura 3.71. Espécimen 5 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Espécimen porcino con una carga de 8 kg. (78.48 N) momentos antes de fallar. (B). Daño en ligamento interespinoso de L3-L4 y daño en ligamento interespinoso de la misma zona, con daño en unión del cinturón de poliamida 6/6.	131
Figura 3.72. Cinturón de poliamida 6/6, marca © Legrand	127
Figura 3.73. Dimensiones para las probetas a ensayar de los cinturones de poliamida 6/6 de acuerdo ASTM D 638-03.	134
Figura 3.74. Dimensiones de las probetas para evaluar la resistencia de la unión del cinturón bajo carga de tracción.	134

	PÁG.
Figura 3.75. Dimensiones para las probetas a ensayar de los cinturones de poliamida 6/6 solo retirando la cabeza de cierre.	135
Figura 3.76. Máquina de ensayos universal MTS 858 Cap. de 5 Ton.	135
Figura 3.77. Máquina de ensayos universal – prensa servomecánica Shimadzu, con Cap. de 100 KN.	136
Figura 3.78. Mordazas de sujeción de la máquina universal de ensayos MTS 858.	136
Figura 3.79. Distancias referidas al inicio del ensayo a tracción de los cinturones de poliamida 6/6.	137
Figura 3.80. Mordazas de sujeción de la máquina universal de ensayos MTS 858 para determinar la resistencia en el punto de unión del cinturón de poliamida 6/6.	140
Figura 3.81. Distancias referidas al inicio del ensayo a tracción de los cinturones de poliamida 6/6.	141
Figura 3.82. Colocación de la probeta del cinturón de poliamida 6/6 en la Máquina Universal de Ensayos – Shimadzu.	142
Figura 3.83. Zonas de medición de las probetas del cinturón de poliamida 6/6 en la Máquina Universal de Ensayos – Shimadzu.	142
Figura 3.84. Sujetadores de acero 1018, para la colocación de los cinturones de poliamida 6/6 para los arreglos en “8” y “O”.	145
Figura 3.85. Máquina Universal de Ensayos (Manual) - MECMESIN.	145
Figura 3.86. Arreglo en forma de “8” montado en sujetadores de acero 1018.	146
Figura 3.87. Marca en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “8”.	147
Figura 3.88. Colocación del arreglo en “8” con el cinturón de poliamida 6/6 entre los sujetadores colocados en la Máquina Universal de Ensayos (manual) MECMESIN.	147
Figura 3.89. Puntos de contacto en el arreglo en “8” con el cinturón de poliamida 6/6.	148
Figura 3.90. Marca, acertado la longitud en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “8”.	150
Figura 3.91. Arreglo en forma de “8” montado en sujetadores de acero 1018.	152
Figura 3.92. Marca en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “O”.	152
Figura 3.93. Marca a tope para el cierre del cinturón de poliamida 6/6 para el arreglo en “O”.	153
Figura 3.94. Puntos de contacto en el arreglo en “O” con el cinturón de poliamida 6/6.	153
Figura 3.95. Marca, acertado la longitud en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “8”.	155

CAPÍTULO IV. ANÁLISIS NUMÉRICO.

Figura 4.1. Tomógrafo Philips Brilliance, hospital regional 1º de Octubre ISSSTE.	161
Figura 4.2. Programa ScanIP V. 3.1.	162
Figura 4.3. Importación de archivo DICOM.	162
Figura 4.4. Importación de archivo DICOM de los cortes realizados en el tomógrafo.	163
Figura 4.5. Transformación de archivo DICOM para desarrollarse manualmente el modelo.	164
Figura 4.6. Importando cortes del archivo DICOM seleccionado.	164
Figura 4.7. Ventanas de trabajo del programa ScanIP V. 3. 1.	159
Figura 4.8. Vista del plano axial, mostrándose el menú que permite el cambio de planos.	165
Figura 4.9. Contorneando imagen del cuerpo vertebral porcino L1.	165
Figura 4.10. Contorno del cuerpo vertebral porcino con el uso de la herramienta paint.	166
Figura 4.11. Área delimitada por el contorno antes mostrado.	166
Figura 4.12. Detalles que el programa permite visualizar como lo es el tejido blando y la unión entre las apófisis articulares.	167
Figura 4.13. Visualización de partes que componen la imagen de la tomografía rojo-hueso vertebral, azul-disco intervertebral y morado-parte de la placa terminal.	167
Figura 4.14. Partes que componen el segmento lumbar porcino, en esta etapa de L1-L3, junto con discos intervertebrales (azul) y placas terminales (morado).	168

	PÁG.
Figura 4.15. Generación del modelo en 3D, mostrando únicamente discos intervertebrales, placas terminales y cuerpos vertebrales de L1-L5.	168
Figura 4.16. Visualización de los ligamentos supraespinoso e interespinoso en corte.	169
Figura 4.17. Rojo-Hueso vertebral, verde-ligamento supraespinoso y amarillo-ligamento interespinoso.	169
Figura 4. 18. Generación del modelo lumbar porcino en 3D con las partes de la raquiona.	170
Figura 4. 19. Vistas del modelo en 3D de las vertebrae lumbares porcinas de L1-L5.	170
Figura 4. 20. Modelado del cinturón de poliamida 6/6 en los cortes de la tomografía.	171
Figura 4. 21. Visualización del cinturón de poliamida 6/6 en color blanco, entre apófisis espinosas de L2-L3.	171
Figura 4. 22. Selección de imágenes empleadas en el modelo en 3D del segmento lumbar L1-L5.	172
Figura 4. 23. Construcción del modelo en 3D en su totalidad del segmento lumbar porcino L1-L5.	172
Figura 4. 24. Pasos a seguir al exportar el modelo a un archivo STL.	173
Figura 4. 25. Modelo 3D del segmento lumbar porcino de L1-L5, con cerclaje interespinoso entre L2-L3, empleando como alternativa de sujeción un cinturón de poliamida 6/6.	173
CAPÍTULO IV. ANÁLISIS DE RESULTADOS.	
Figura 5.1. Mecanismo de lesión por cizallamiento en L1-L2.	183
Figura 5.2. Fuerzas de cizallamiento componente del peso W.	184
Figura 5.3. Osteofitos entre las apófisis espinosas de L3-L4.	197
Figura 5.4. Osteofitos entre las apófisis espinosas de L2-L4.	197

ÍNDICE DE TABLAS.

	PÁG.
CAPÍTULO I. ESTADO DEL ARTE.	
Tabla 1.1. Instrumental.	27
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.	
Tabla 2.1. Biopolímeros y sus aplicaciones.	70
CAPÍTULO III. ANÁLISIS EXPERIMENTAL.	
Tabla 3.1. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de colocar el cinturón de poliamida 6/6.	95
Tabla 3.2. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” antes del ensayo a tracción.	95
Tabla 3.3. Datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de tracción.	95
Tabla 3.4. Resultados obtenidos de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6 bajo carga de tracción.	96
Tabla 3.5. Resultados del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” para el ensayo de tracción.	97
Tabla 3.6. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6.	98
Tabla 3.7. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de colocar el cinturón de poliamida 6/6.	103
Tabla 3.8. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” antes del ensayo a flexo-compresión.	104
Tabla 3.9. Datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de flexo-compresión.	104
Tabla 3.10. Ensayo de flexo-compresión a especímenes 1 y 2.	107
Tabla 3.11. Resultados para el ensayo de flexo-compresión con arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8”.	108
Tabla 3.12. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6.	108
Tabla 3.13. Mediciones de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes del ensayo a flexión. (Medidas tomadas con un Vernier digital Mitutoyo de 150 mm).	111
Tabla 3.14. Resultados de los ángulos θ_{AEL} y θ_P , de acuerdo a la fuerza F_T aplicada. Mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.	115
Tabla 3.15. Resultados de las longitudes medidas de los ligamentos interespinosos l_{ij} de acuerdo a la fuerza F_T y los ángulos θ_{AEL} y θ_P , mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.	116
Tabla 3.16. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de colocar el cinturón de poliamida 6/6.	118
Tabla 3.17. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” antes del ensayo a flexión.	119
Tabla 3.18. Datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de flexión.	119
Tabla 3.19. Resultados de los ángulos θ_{AEL} y θ_P , de acuerdo a la fuerza F_T aplicada. Mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.	123
Tabla 3.20. Resultados de las longitudes medidas de los ligamentos interespinosos l_{ij} de acuerdo a la fuerza F_T y los ángulos θ_{AEL} y θ_P , mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.	124
Tabla 3.21. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” del ensayo a flexión.	131
Tabla 3.22. Resultado sobre el porcentaje en el área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 ensayado en los especímenes lumbares porcinos L1-L5 a flexión.	133

	PÁG.
Tabla 3.23. Resultados del ensayo a tracción del Caso 1.	138
Tabla 3.24. Resultados sobre el % de elongación de la zona calibrada de las probetas de poliamida.	139
Tabla 3.25. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de la parte media de la probeta del cinturón de poliamida 6/6.	139
Tabla 3.26. Resultados obtenidos para determinar la resistencia de la unión o cierre del cinturón de poliamida 6/6.	141
Tabla 3.27. Resultados del ensayo a tracción del Caso 3.	143
Tabla 3.28. Resultados sobre el porcentaje de elongación de la distancia entre mordazas de las probetas de poliamida 6/6.	144
Tabla 3.29. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de la parte media de la probeta del cinturón de poliamida 6/6.	144
Figura 3.84. Sujetadores de acero 1018, para la colocación de los cinturones de poliamida 6/6 para los arreglos en “8” y “O”.	139
Tabla 3.30. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8”.	148
Tabla 3.31. % de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8”.	150
Tabla 3.32. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” acortando la longitud de 54 mm.	150
Tabla 3.33. % de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8” acortando la longitud.	151
Tabla 3.34. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “O”.	154
Tabla 3.35. % de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8”.	155
Tabla 3.36. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “O” acortando la longitud.	155
Tabla 3.37. % de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8” acortando la longitud.	156

CAPÍTULO IV. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Tabla 5.1. Concentrado de resultados finales de acuerdo a la longitud inicial y final del cinturón de poliamida 6/6 (ensayo a Tracción).	180
Tabla 5.2. Concentrado de resultados sobre el porcentaje de reducción en áreas de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6 (ensayo a Tracción).	180
Tabla 5.3. Concentrado de resultados finales de acuerdo a la longitud inicial y final del cinturón de poliamida 6/6 (Ensayo a flexo-compresión).	183
Tabla 5.4. Concentrado de resultados sobre el porcentaje de reducción en áreas de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6 (Ensayo a flexo-compresión).	184
Tabla 5.5. Resultados promedios de los ángulos θ_{AEL} y θ_P de acuerdo a la fuerza F_T aplicada.	186
Tabla 5.6. Resultados promedios de la longitud de los ligamentos l_{li} de acuerdo a la fuerza F_T y ángulos θ_{AEL} y θ_P .	186
Tabla 5.7. Resultados promedios de los ángulos θ_{AEL} y θ_P de acuerdo a la fuerza F_T aplicada (especímenes con cinturón).	188
Tabla 5.8. Resultados promedios de la longitud de los ligamentos l_{li} de acuerdo a la fuerza F_T y ángulos θ_{AEL} y θ_P (especímenes con cinturón).	188
Tabla 5.9. Resultados finales de acuerdo a la longitud inicial y final del cinturón de poliamida 6/6 (ensayo a flexión).	190
Tabla 5.10. Resultados sobre el porcentaje en el área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 (ensayo a flexión).	190
Tabla 5.11. Concentrado de resultados del ensayo a tracción (Caso 1).	191
Tabla 5.12. Concentrado de resultados del ensayo a tracción (Caso 2).	191

	PÁG.
Tabla 5.13. Concentrado de los resultados del ensayo a tracción, evaluación de la unión del cinturón de poliamida 6/6.	192
Tabla 5.14. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con arreglo en “8” ($d_C = 64$ mm).	193
Tabla 5.15. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8” ($d_C = 64$ mm).	193
Tabla 5.16. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con arreglo en “8” ($d_C = 54$ mm).	194
Tabla 5.17. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8” ($d_C = 54$ mm).	194
Tabla 5.18. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con arreglo en “O” ($d_C = 64$ mm).	195
Tabla 5.19. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “O” ($d_C = 64$ mm).	195
Tabla 5.20. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con arreglo en “O” ($d_C = 54$ mm).	196
Tabla 5.21. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “O” ($d_C = 54$ mm).	196

INTRODUCCIÓN.

Aunque se ha atribuido a los discos intervertebrales lumbares como la causa principal de *lumbalgia*, se reconoce también que la *artrosis facetaria* es una causa significativa de dolor lumbar. La eficacia de los dispositivos intervertebrales o interespinosos en pacientes humanos requieren de una serie de estudios para poder comprobar su funcionalidad; sin embargo, con frecuencia estos son utilizados para realizar diagnósticos y/o tratamientos en dolor lumbar, que pudiese ser secundario a la enfermedad articular facetaria. En el presente capítulo se darán a conocer los antecedentes sobre técnicas invasivas y no invasivas que se han empleado para disminuir el daño producido por la artrosis facetaria.

El mecanismo del dolor en la artrosis lumbar es común al de otros padecimientos de esta región. Lo que varía es la gran cantidad de estímulos que pueden excitar los receptores dolorosos, es decir que la mayoría de las estructuras lumbosacras están dentro del cuadro, como pueden ser la membrana sinovial de las articulaciones interapofisarias, los músculos que entran en contractura para inmovilizar la raquiona afectada, los ligamentos que resultan elongados o comprimidos, el anillo fibroso en sus láminas más externas y los mismos cuerpos vertebrales en el caso de hernias intra-esponjosas como las más importantes.

Es por ende que el presente trabajo tiende a mostrar una alternativa para la disminución del padecimiento artrosis facetaria en la región lumbar en pacientes humanos.

Esta investigación propone un modo de estabilización segmentaria en la región lumbar por medio de cinturones plásticos de poliamida 6/6 marca © Legrand, el cual servirá como cerclaje interespinoso entre las apófisis espinosas involucradas que presenten el daño producido por la artrosis facetaria. Es importante hacer mención que este estudio se realizara en especímenes lumbares porcinos de L1-L5 para reproducir el comportamiento anatómico semejante al del ser humano para ello se presenta a continuación el modo de llevar esta investigación.

En el Capítulo I muestra en primera instancia el Estado del arte de este trabajo donde se da a conocer los antecedentes sobre técnicas invasivas y no invasivas que se han empleado para disminuir el daño producido por la artrosis facetaria, asimismo, se muestran trabajos que se han desarrollado por parte de la SEPI ESIME Zacatenco del IPN que han diseñado e implementado elementos para corregir afecciones dentro de la columna vertebral humana.

El Capítulo II trata sobre lo referente a la anatomía humana, enfocado en el esqueleto humano y constitución del mismo, posteriormente se da una visión sobre la composición del hueso, articulaciones y la columna vertebral. Donde al abordar el tema de la columna vertebral se hará hincapié en la columna lumbar y los movimientos asociados a esta región, con el fin de conocer la biomecánica en este segmento y las posibles causas que den origen a daños de esta región.

El Capítulo III dará a conocer el comportamiento biomecánico de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con cerclaje interespinoso empleando cinturones de poliamida 6/6 como alternativa de sujeción segmentaria entre las apófisis espinosas de L2-L4, bajo los ensayos mecánicos de tracción, flexo-compresión, flexión y fatiga. Así mismo, se presenta el ensayo mecánico de tracción realizado en los cinturones de



poliamida 6/6 y de los distintos arreglos que se dan a conocer como alternativa de sujeción para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en la columna lumbar humana.

Y finalmente el capítulo IV muestra una metodología de modelado en 3D para segmentos óseos con la ayuda del programa ScanIP V. 3.1. de la empresa DELCAM© sustituyendo las técnicas tradicionales para este fin.

Así mismo, se muestra la evaluación del análisis numérico con el software (ANSYS - ABAQUS) del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3, de acuerdo a los ensayos mecánicos realizados en el capítulo anterior.

Es importante recalcar que esta evaluación numérica mostrara parte del entendimiento sobre la interacción de las cargas a las que está sometido el espécimen analizado y su comportamiento biomecánica al tener el arreglo con el cinturón de poliamida 6/6.

Este trabajo servirá como alternativa al médico cirujano de columna vertebral sobre el análisis experimental y numérico, en su momento, sobre la estabilización segmentaria por medio de los cinturones de poliamida 6/6 para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria y ser usados en un futuro en pacientes humanos con esta afección.

CAPÍTULO I.

ESTADO DEL ARTE.

Aunque se ha atribuido a los discos intervertebrales lumbares como la causa principal de *lumbalgia*, se reconoce también que la *artrosis facetaria* es una causa significativa de dolor lumbar. La eficacia de los dispositivos intervertebrales o interespinosos en pacientes humanos requieren de una serie de estudios para poder comprobar su funcionalidad; sin embargo, con frecuencia éstos son utilizados para realizar diagnósticos y/o tratamientos en dolor lumbar, que pudiese ser secundario a la enfermedad articular facetaria. En este capítulo se darán a conocer los antecedentes sobre técnicas invasivas y no invasivas que se han empleado para disminuir el daño producido por la artrosis facetaria.

1. GENERALIDADES.

El dolor lumbar [1] es un síntoma común ocasionado por múltiples y variadas *etiologías*. Su incidencia en los países desarrollados es tan alta que el 80 % de los adultos mayores de 40 años sufren al menos un episodio de lumbalgia a lo largo de su vida. El dolor lumbar es el motivo más frecuente de consulta por afectación musculoesquelética y la primera causa de incapacidad laboral en personas menores de 45 años en diferentes grados de intensidad y duración [2].

En nuestro país ocupa un lugar importante dentro de las cinco primeras causas que motivan la atención médica en los diferentes niveles de atención [33], siendo su principal causa los problemas mecanoposturales (60 %), afectando al paciente en cada una de sus actividades diarias, estilo de vida, condición física, niveles nutricionales y proceso de envejecimiento.

Dentro de la *etiología* del dolor lumbar varias son las estructuras anatómicas implicadas en su génesis como: el *disco intervertebral*, *articulaciones facetarias*, *articulaciones sacroiliacas* y masas musculares, por mencionar algunas.

Es importante notar que las *facet articales* son articulaciones de tipo *diartrodial* formada por la carilla articular superior de la vértebra inferior y la carilla articular inferior de la vértebra superior, como se puede apreciar en la figura 1.1 las apófisis articulares inferior y superior.

A su vez, son inervadas por la rama medial del ramo primario posterior del *nervio raquídeo*, teniendo cada articulación al menos dos niveles sensoriales. Estas facet articales tienen una gran importancia en la biomecánica de la columna vertebral limitando y controlando los movimientos de flexión, extensión y rotación axial.

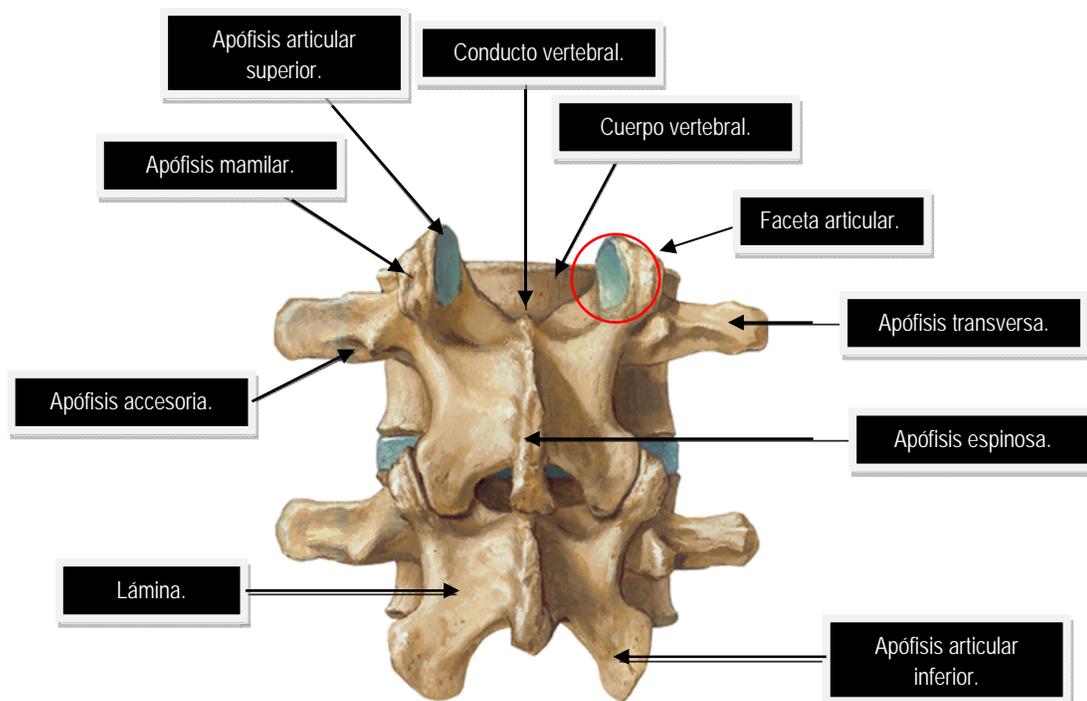


Figura 1.1. Vertebrae L3 y L4, visión posterior [3].

1. 1. ARTROSIS LUMBAR [1].

Este amplio término comprende toda una serie de alteraciones del conjunto vertebral, cuyo resultado final es la degeneración del segmento móvil vertebral o *raquiona*. Los casos de *espondilosis*, *degeneración discal*, *discartrosis*, *osteofitosis vertebral*, *artrosis interapofisaria*, entre otras, son términos que, de manera diversa, designan parte del cuadro general de la *lumbartrosis*.

Aunque cada uno de estos términos representa un aspecto distinto del proceso degenerativo de la raquiona, en realidad suelen presentarse juntos. Estos serían como descripciones parciales de un proceso general. Por otra parte, se concibe que la expresión de *artrosis lumbar* indica la presencia de fenómenos degenerativos vertebrales, en los que de manera variable, pueden predominar unos sobre otros.

El mecanismo del dolor en la artrosis lumbar es común al de otros padecimientos de esta región. Lo que varía es la gran cantidad de estímulos que pueden excitar los receptores dolorosos, es decir que la mayoría de las estructuras lumbosacras están dentro del cuadro, como pueden ser *la membrana sinovial de las articulaciones interapofisarias*, los músculos que entran en contractura para inmovilizar la raquiona afectada, los *ligamentos* que resultan elongados o comprimidos, el anillo fibroso en sus láminas más externas y los mismos cuerpos vertebrales en el caso de hernias intra-esponjosas como las más importantes.

De los *cartílagos* de las articulaciones interapofisarias con artrosis, se desprenden sustancias que provocan inflamación de la membrana sinovial. El mecanismo sería idéntico al proceso *artrósico* de cualquier articulación periférica. La inflamación de esa membrana produce dolor, debido a la estimulación de su rica red de terminaciones nerviosas.

1. 1. 1. FACTORES EN LA PATOGENIA DE LA ARTROSIS LUMBAR [1].

Existen factores que ejercen cierta influencia sobre la aparición de las artrosis, entre ellos están los generales y los locales. Entre los factores generales, el de la edad es el más importante por encima del metabólico, *endocrino*, genético, por citar algunos. Éste actúa favoreciendo los desgastes biológicos por repetición y exageración de la función.

A continuación se explica cada uno de los factores generales antes mencionados:

Factor metabólico: La mayoría de los investigadores están de acuerdo en la influencia que tienen ciertos trastornos metabólicos como condicionantes en la aparición de las artrosis. Entre los más importantes están los del *ácido úrico*, la *colesterina*, los *lípidos* y el *ácido pirúvico*; pero no está completamente demostrado el mecanismo por el que se producen y regulan las artrosis.

Factor endocrino: Los trastornos *endocrinos* pueden tener cierta repercusión en la presencia de los procesos artrósicos. Una de las glándulas que más influencia parece tener es la *hipófisis*, mediante su hormona *somatotrópica*.

Tipo constitucional: La lumbartrosis es más frecuente en los *pícnicos*.

Factor Herencia: Influye en las posibilidades de presentación de artrosis por una predisposición familiar al padecimiento o aparición precoz de los fenómenos artrósicos.

Factor ambiental: Puede citarse como causa *patogenética* artrósica. La polución y contaminación ambiental, la industrialización, las masificaciones urbanas, el automóvil, el sedentarismo de la sociedad actual por citar algunos, tienen que influir directamente en la aparición precoz de las artrosis.

Por otro lado, entre los factores locales pueden enumerarse los mecánicos, los traumáticos, los infecciosos y los vasculares. A continuación se describe cada uno de ellos:

Factor mecánico: Posiblemente es la causa local más importante y frecuente de aparición de artrosis. Los cartílagos son el punto de partida de las lesiones artrósicas, la modificación de sus componentes es la razón primaria en el inicio del proceso. Estas formaciones son relativamente elásticas. Durante la juventud cumplen con su trabajo a la perfección, dada su indemnidad, pero al paso de los años hace que lentamente se deterioren a causa de las compresiones y desgastes múltiples que la vida misma representa y proporciona.

El *factor mecánico* influye sobre las articulaciones de tres maneras diferentes: por *hiperfunción*, sobrecarga e incongruencia.

Hiperfunción articular: Se produce por una fricción excesiva de las carillas *cartilaginosas* entre sí. En ella se producen pequeñas alteraciones en la matriz cartilaginosa, que posteriormente llevarán a la artrosis. Actividades como las del agricultor, mecánicos, pescadores, dependientes, deportistas, por citar algunos, con sus movimientos bruscos y muy repetitivos, implican una hiperfunción de las articulaciones lumbares, lo que conlleva a una presencia de artrosis con mayor frecuencia.

Sobrecarga articular: Actúa sobre los cartílagos y los discos, produciendo lesiones precoces. Las *articulaciones* tienen una resistencia determinada en cuanto al soporte de peso se refiere, si este se llega a exceder se deteriora con mayor rapidez que en condiciones normales. Todas aquellas personas que soporten pesos excesivos con su columna vertebral, están más predispuestos a la lumbartrosis.

Incongruencia articular: Significa defecto del funcionamiento en cuanto al deslizamiento de las superficies articulares. Este grupo está representado por todos aquellos casos en, los que de alguna manera aparecen alterados los ejes de movimiento de una carilla con la otra. En el curso de los movimientos efectuados en zonas de las superficies cartilaginosas que reciben y soportan mayores cargas que otras, los contactos en los deslizamientos son más intensos. Si se superan los límites de adaptación y resistencia biológicas cartilaginosas, sobreviene el desgaste.

Factor traumático: Las articulaciones lumbares pueden ser la base de traumatismos diversos. Las caídas, los accidentes de tráfico y el soporte de pesos excesivos ofrecen posibilidades para que resulten lesionadas.

El mecanismo de la producción de las artrosis por traumatismos es doble. En primer lugar, cuenta la acción lesiva directa sobre el cartilago y hueso *subcondral*, con la modificación y rotura de las superficies articulares. Si el proceso de restauración no es completo y perfecto, se origina una incongruencia articular con irregularidades de las superficies de contacto; los deslizamientos en esos lugares supondrán una excesiva presión; lógicamente debe sobrevenir una artrosis. En segundo lugar, existe otro proceso de degeneración articular, es la presencia de la *panartritis traumática*. En ella no solo resultan lesionados los cartílagos, sino también los huesos y la membrana *sinovia*. A causas de la agresión se producen extensas hemorragias, fracturas óseas y desgarros capsulo-sinoviales. Durante el proceso de regeneración irrumpen en la articulación grandes cantidades de *enzimas proteolíticas*, factores de difusión y sustancias anormales

secundarias a los trastornos circulatorios que originan alteraciones cartilaginosas favorecedoras de la artrosis posterior.

Factor vascular: Las alteraciones vasculares podrían tener cierta influencia en la concepción de las artrosis. Hay posibilidades de que el factor vascular tenga cierta importancia como factor general pre-disponente de la artrosis.

Factor infeccioso: Cuando se produce una *artritis* infecciosa o una *discitis* de la columna lumbar, al igual que en otras artritis, ocurren una serie de fenómenos que en gran medida van a alterar y dañar los cartílagos, tanto en superficie como en profundidad. La matriz cartilaginosa sufre daños y alteraciones irreversibles. Todo ello implica una disminución de la dureza, elasticidad y uniformidad de las superficies articulares, donde las condiciones funcionales mecánicas serán inferiores.

De acuerdo a los términos citados anteriormente se tiene que la *artrosis facetaria* es la degeneración del cartílago que separa la articulación que forman las láminas de dos vertebra superpuestas. Esta se produce por el desgaste normal del cartílago de la articulación facetaria. Como el disco intervertebral soporta más peso que la articulación facetaria, habitualmente la artrosis vertebral aparece y evoluciona más rápidamente que la artrosis facetaria. En sus fases iniciales, la artrosis facetaria no provoca dolor ni otros problemas, los nervios del dolor no están en el cartílago, sino en el hueso subyacente, por lo que hace falta que el desgaste de la articulación sea suficientemente intenso como para llegar a ese nivel para que empiece a provocar dolor. Cuando éste aparece, se diagnostica un *síndrome facetario*. Si la degeneración es muy severa, el cartílago ya no amortigua la carga de la articulación y el hueso puede deformarse. Esta deformación puede llegar a provocar una *estenosis espinal* y comprimir alguna estructura nerviosa. En ocasiones este mal no provoca dolor y no requiere tratamiento. El ejercicio puede ser útil para prevenir su progresión, especialmente en casos en los que existe *hiperlordosis*. Cuando la artrosis provoca dolor, se debe a la activación del mecanismo neurológico por la excitación de los nervios del dolor que hay bajo el cartílago de la articulación facetaria, en este caso se aplican distintos tratamientos, como los que se verán a continuación; es de notar que la cirugía no se recomienda cuando la deformación del hueso llega a comprimir alguna estructura nerviosa.

1. 2. ANTECEDENTES HISTORICOS DE LA ARTROSIS FACETARIA.

Cuando el hombre empieza a tener la capacidad de razonamiento, hace miles de años, tuvo que aprender a conocer su entorno y en parte las estructuras que lo conformaban. Posiblemente, el primer conocimiento que el hombre adquirió de sí mismo fue de forma empírica, lo que conlleva a transmitir ese tipo de información de generación en generación de forma oral. Posteriormente, este tipo de conocimiento oral paso a ser de forma escrita.

En la época de los egipcios se encuentran los primeros tratados sobre las estructuras humanas [4] y de los animales, siendo esta civilización donde se comienza la aplicación del concepto de anatomía y a su vez de anatomía comparada, esta información fue presentada desde un punto de vista teológico, dando valores espirituales a los diferentes órganos del cuerpo, independientemente de que fueran humanos o animales.

En la época clásica de la cultura griega, se traducen los escritos egipcios, el conocimiento aumentó considerablemente por el propio desarrollo de este pueblo, así se realizan los primeros escritos que llegan hasta nuestra era creándose las bases de lo que más adelante sería el estudio metódico del cuerpo humano y de otras especies animales [4].

Sobre el tratamiento de la artrosis facetaria, existen numerosos sistemas y/o técnicas empleadas hoy en día, pero lo más relevante sería conocer cuáles son y qué importancia han tenido a lo largo de su creación.

En 1911, Goldthwait [5], sugirió que la posición anómala de las articulaciones facetarias podría ser una causa de dolor lumbar bajo, y fue hasta 1933, en que Ghormley [6] introdujo el término de "*síndrome facetario*" para describir los síntomas asociados con la degeneración facetaria. Hirsch, et. al. 1963 [7] reprodujeron dolor lumbar a través de inyecciones facetarias con solución salina *hipertónica* en voluntarios sanos, y su prevención con anestésicos locales aplicados previamente. Otras técnicas como la radiofrecuencia [8] fueron desarrolladas más adelante, en la década de los 80's. Los resultados utilizando esteroides de depósito son muy variables y con frecuencia desalentadora, sin embargo, se sigue intentando realizarlo en pacientes con indicaciones adecuadas.

La denervación *percutánea* facetaria lumbar por radiofrecuencia o rizólisis es una técnica mínimamente invasiva en uso desde los años 70's para el tratamiento *sintomático* del dolor lumbar crónico de origen facetario. Su principio consiste en dañar de forma controlada las fibras nerviosas transmisoras del dolor mediante el calor, esta deriva de la denervación quirúrgica de Rees que se practicaba con un estilete mediante una incisión *cutánea*. El procedimiento fue descrito por Shealy en 1976 [9] y se continua perfeccionando desde entonces. Se basa en la aplicación de un electrodo en la proximidad del ramo posterior, en su emergencia entre la faceta y la apófisis transversa, que transmite el calor generado por radiofrecuencia, causando en el ramo posterior una lesión que provoca el cese de la transmisión del dolor originado en su territorio de inervación [10].

En el caso de la *neurotomía* hay estudios importantes como el de Van Kleef [11] en el que refiere que este procedimiento actúa sobre la rama dorsal y Dreyfuss [12], apoyado en la *electromiografía* para localizar exactamente el nervio, reporta remisión del dolor en 50% de sus casos después de un año.

Como tratamiento sintomático es temporal y debe de ir acompañado de una reeducación paralela de la espalda, obteniéndose resultados duraderos en el tiempo ayudando a disminuir el impacto sobre la actividad cotidiana y el número de pacientes sometidos a una cirugía abierta convencional. La *rizólisis* puede aplicarse en otras localizaciones espinales como la dorsal o cervical.

El tratamiento actual de la columna vertebral se enfoca en la preservación del movimiento, y un punto importante en esta *patología* es que la *artritis facetaria* es una contraindicación actual para el reemplazo discal. La degeneración discal y facetaria se encuentran juntas frecuentemente, y la *estenosis lateral, central*, así como la *espondilolistesis* y *escoliosis* degenerativa son resultado de la relación mecánica anormal entre los elementos de la columna anterior y posterior; sin mencionar la inestabilidad que resulta de la resección facetaria o las *artrodesis* vertebrales que provocan fuerzas de tensión en éstas y aumentan su degeneración, situación que pudiera resolverse con los reemplazos facetarios que se están desarrollando como coadyuvantes en el tratamiento del reemplazo discal o como un procedimiento único para los padecimientos que afectan a la columna posterior específicamente [13].

Actualmente, los abordajes quirúrgicos para el tratamiento de la estenosis vertebral, no restablecen la función normal, de hecho la descompresión que incluye la resección facetaria, causa inestabilidad o por lo menos origina una mecánica anormal, lo que trae como consecuencia degeneración progresiva y dolor. El reemplazo facetario está enfocado a aliviar el dolor, estabilizando, más no fusionando el segmento vertebral afectado. La alineación sagital y el movimiento podrán preservarse, no habrá sobre esfuerzo en los niveles adyacentes y

las estructuras anatómicas, tales como las láminas, procesos espinosos o ligamentos, podrán conservarse, y la altura foraminal restablecerse [13].

Algunas prótesis de *facet*as se han diseñado y patentado, y se encuentran en estudios clínicos con la finalidad de ofrecer un nuevo mecanismo dinámico y multiaxial que estabilice las tres columnas después de la descompresión nerviosa en aquellos pacientes en los que el reemplazo discal está contraindicado, como en los pacientes con estenosis vertebral, espondilolistesis y *artropatía facetaria*, ya que un mayor movimiento del segmento vertebral puede exacerbar los cambios *espondilolíticos* [13].

Por otra parte, en la evolución normal del envejecimiento corporal humano se presentan modificaciones en las estructuras óseas y en los tejidos blandos de la columna vertebral, originadas por desequilibrios dinámicos y en ocasiones por factores *congénitos* que aceleran la degeneración vertebral. La *lumbalgia* es un complejo sintomático multifactorial, en la mayoría de las ocasiones de tipo degenerativo, donde la degeneración discal representa un factor de inicio en el desarrollo de este complejo doloroso. El término de lumbalgia se refiere al dolor en la región lumbar asociado frecuentemente a contractura muscular [14]. Para la deambulaci3n del dolor lumbar se requiere de asistencia oportuna, donde esto depende del certero diagnóstico clínicoy el planteamiento razonable para un adecuado tratamiento. Entre los actuales métodos de estudio, la resonancia magnética ha demostrado su capacidad para definir el diagnóstico en forma rápida y específica, permitiendo establecer el tratamiento más adecuado.

Boleaga [14] obtuvo resultados que ratifican la sensibilidad y especificidad diagn3stica de la resonancia magnética en el estudio de los procesos patológicos productores de lumbalgia. Donde demuestra que en 99.9% de los casos analizados, la enfermedad articular degenerativa facetaria contribuye al cuadro doloroso como factor etiológico, único o asociado a otras causas de lumbalgia, como la *hernia discal*, con o sin irradiaci3n a las extremidades inferiores.

La artropatía facetaria o *esp3ndilo artrosis* es una causa significativa también del dolor lumbar bajo. La eficacia de los dep3sitos intrafacetarios es controvertida; sin embargo, con frecuencia estos son utilizados para realizar diagn3sticos y/o tratamientos en dolor lumbar, que pudiese ser secundario a la enfermedad articular facetaria para lo cual se hace uso de la inyecci3n facetaria [15] sus resultados oscilan entre el 30% en distintas zonas.

Asimismo, cuando se tiene que hacer el retiro del disco interespinoso se deben de emplear diversas técnicas para disminuir el daño, como se comenta a continuaci3n.

Toda cirugía de columna lumbar, al retirar la unidad funcional del segmento lesionado con o sin artrodesis, resulta mutilante y antifuncional, por lo cual los pacientes intervenidos permanecen con diferentes grados de incapacidad.

Desde la descripci3n de Mixter y Barr de las hernias de disco, la *laminectomía* y *discectomía* se convirtieron en el tratamiento quirúrgico estándar para las ciatalgias provocadas por hernias discales, cuando fracasaban los métodos conservadores; sin embargo, persistió la lumbalgia, concluyendo que la hernia de disco era la única causa de dolor, lo que condujo a las recomendaciones de ańadir fusiones después de laminectomías y discectomías, pero la fusi3n de una unidad de movimiento conlleva a secuelas de hasta el 30%, una sobrecarga de trabajo en los discos adyacentes al segmento fusionado, así como a las articulaciones interapofisarias, que a largo plazo desencadena una degeneraci3n de los discos adyacentes, que finalmente termina en inestabilidad.

La idea de una artroplastía vertebral ha sido sugerida como la solución a estos problemas, tal como sucede en articulaciones como la cadera, la rodilla, el hombro, entre otros. El diseño de prótesis y su aplicación han sido tema de investigación en los últimos 20 años. La complejidad de la *biomecánica* vertebral ha retrasado el avance en las investigaciones y por otra parte existen múltiples prótesis que se han probado en laboratorios y algunas han iniciado ya su etapa de pruebas clínicas, con resultados prometedores [16].

Desde 1990 Charles Ray propone e inicia la utilización de un nuevo diseño de prótesis para sustituir el núcleo discal degenerado o herniado (prótesis PDN), 150 pacientes han recibido tratamiento con la colocación de la prótesis y se reportaron resultados satisfactorios en cuanto a la liberación del dolor, sin embargo hubo 17 extrusiones de la prótesis en los primeros 101 casos, esto se debe principalmente a desgarramiento del *anulus* al momento de la discectomía y colocación de la prótesis, concluyendo que cuando existen datos de discartrosis mayor de 5 mm esta prótesis no debe ser indicada. En 1994 son publicados los resultados clínicos del tratamiento de la *discopatía* lumbar degenerativa mediante la colocación de la prótesis total de disco del tipo Link SB Charite. El promedio de seguimiento fue de 11.5 meses, después de la implantación de la prótesis una proporción significativa de pacientes experimentó desaparición del dolor. La prótesis © Prodisc II elaborada a partir de cromo, cobalto y molibdeno con un recubrimiento poroso de titanio y con un inserto de polietileno, como se aprecia en la figura 1.2, se presenta en medidas mediana y angulaciones de 6° y 11° y alturas de 10, 12 y 14 mm, está diseñada para restaurar la movilidad normal y la estabilidad en términos de: flexión y extensión, inclinación lateral, rotación axial libre y compresión axial. Las indicaciones para el uso de esta prótesis son: discopatías lumbares mono o bisegmentarias, inestabilidad segmentaria vertical, artrosis facetaria grado II o menor, altura discal menor de 5 mm. Los resultados han sido satisfactorios como reporta en el Hospital Ángeles del Pedregal, en la Cd. de México [16], donde se ha realizado como un estudio descriptivo y no estadístico y se hace mención de dar mayor seguimiento postoperatorio mínimo de 2 años para una mejor evaluación del uso de la prótesis © Prodisc II en la artroplastía vertebral.

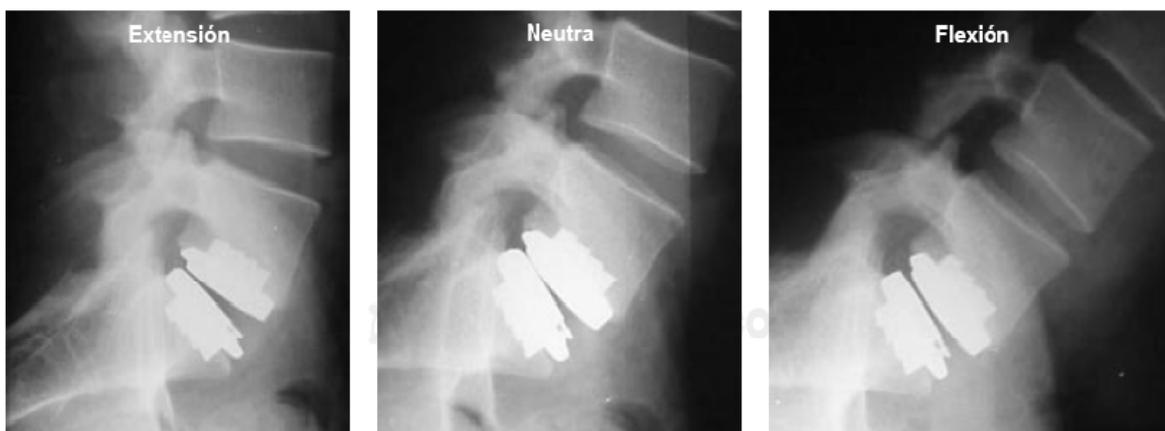


Figura 1.2. Restitución de la altura del espacio intersomático con prótesis © Prodisc II en L5-S1 [16].

Por otra parte, la fijación de columna con barras o placas como miembros longitudinales y tornillos pediculares han dado buenos resultados en el tratamiento de varios desórdenes de la columna toracolumbar [17]. Esta técnica es particularmente útil cuando los elementos posteriores no pueden fijarse con ganchos o alambres sublaminares, además, permite instrumentar segmentos de columna cortos.

En México, el servicio de columna del Instituto Nacional de Ortopedia diseñó el sistema INO [18] de fijación interna posterior bilateral de columna toracolumbar, con placas longitudinales, tornillos pediculares, tuercas de apoyo esférico y contratuercas como se puede apreciar en la figura 1.3; este sistema puede utilizarse para la estabilidad de 2 a 5 vértebras, siendo más común la fusión de 3 a 4 vértebras.

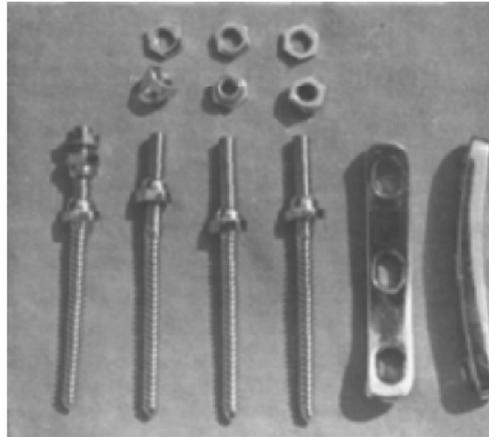


Figura 1.3. Sistema INO de fijación interna posterior bilateral de columna toracolumbar [18].

Pero hasta la fecha sólo se tienen resultados con aplicaciones de carga cuasi-estática de flexo-compresión anterior, cuyos resultados representan valores máximos de resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad que sólo en estas condiciones puede soportar el implante.

Históricamente los cirujanos han empleado placas y alambres para la fusión de huesos pero no se tienen resultados como los que se esperan [19]. La introducción de los sistemas de barras como las de Harrington, Luque, Cotrel-Dubousset (CD), Texas Scottish Rite Hospitals (TSRH), las de Universal Spine System (USS), las Aesculap (Socon), Bionet (Omega 21), por mencionar algunas, sólo han aumentado más la rigidez de las instrumentaciones.

Asimismo, las variaciones anatómicas pueden impedir colocar un tornillo en un pedículo concreto o necesitar de un tornillo más corto del que se había previsto inicialmente. En estos casos suele ser de gran valor visualizar las caras medial e inferior del mismo para colocar en situaciones difíciles adecuadamente el tornillo [20]. Ordinariamente, el riesgo que conlleva la penetración cortical anterior excede a los beneficios obtenidos, salvo cuando *pedículos* y cuerpo vertebral son muy *osteoporóticos*, debilitados o fracturados, lo cual requerirá la máxima fuerza de fijación, como por ejemplo, el reducir una espondilolistesis.

Lamentablemente, muchos investigadores clínicos han notado una alta frecuencia de fallos de montaje con sistemas de tornillos pediculares, con rotura de los tornillos hasta en un 29% en algunos estudios, como lo cita Hsu 1987 [21], lo cual se atribuye a muchos factores, como lo es el mal diseño del implante en los primeros dispositivos fabricados, alineamiento incorrecto del tornillo/placa, "prestressing" del montaje del tornillo/tallo/placa y falta de participación de la columna vertebral anterior y vértebras con poca estabilidad.

Los pedículos tienen estrechas relaciones anatómicas con las articulaciones facetarias en la columna lumbar y la perforación operatoria de un pedículo puede afectar [20], en ocasiones a la articulación facetaria adyacente. Esto no suele ser problemático en niveles inmediatos, dado que estas facetas se incluirán siempre en la fusión, pero a niveles más proximales puede interferir con la articulación facetaria intacta que causa

trabajo mecánico a la carilla., lo cual puede empeorar con tornillos o placas demasiado grande; a demás las alteraciones artrósicas pueden aumentar con el tiempo.

Por otra parte, los estudios biomecánicos han comprobado que los montajes con tornillos *transpediculares* son más rígidos que las formas tradicionales de fijación interna, de manera que mejoran técnicamente la posibilidad de fusión con éxito y una cirugía inicial efectiva, donde la inmovilización rígida permite también movilizar al paciente más precozmente en el postoperatorio, con menos necesidad de utilizar un soporte externo como lo citó Vaccaro en 1995 [22].

La mayor parte de los pacientes que se operan por enfermedad lumbar degenerativa, como hernia discal o estenosis vertebral, no necesita de fusión vertebral. Sólo las situaciones intrínsecas inestables, como la inestabilidad postoperatoria, pueden beneficiarse de estabilización quirúrgica (por ejemplo la fusión lumbar). Cuando decide el médico cirujano realizar fusión lumbar considera las ventajas de añadir instrumentación vertebral.

1. 3. TÉCNICAS DE FUSIÓN [20].

1. 3.1. Técnica Roy-Camille.

Roy-Camille en 1986 propusieron perforar el pedículo en un punto de referencia apropiado en una dirección relativamente sagital, como se aprecia en la figura 1.4, técnica denominada "todo recto" que se ha usado con bastante éxito; presenta algunos problemas de dirección del tornillo y rigidez de la placa para adaptarse a la anatomía.

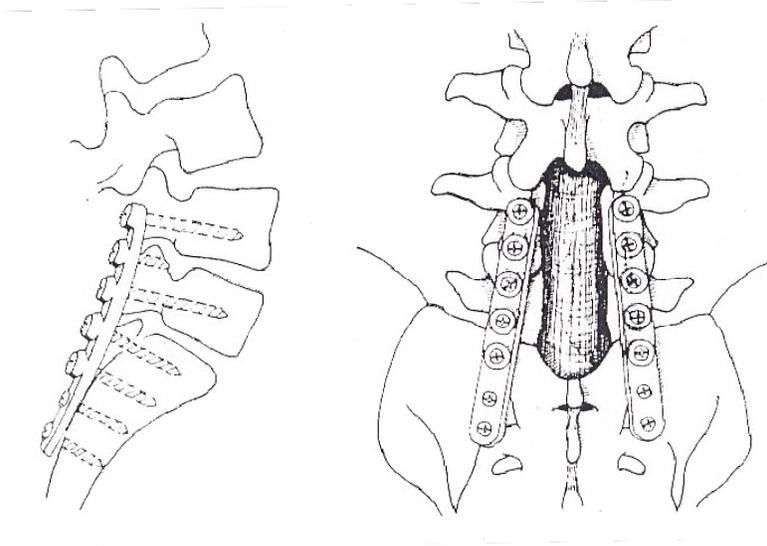


Figura 1.4. Instrumentación vertebral posterior mediante la técnica de tornillos transpediculares y placas de Roy-Camille a nivel lumbosacro. La placa es muy rígida y no permite adaptarse a la lordosis lumbar [20].

Por su parte Steffee en 1986, empleó un dispositivo guía para canalizar el pedículo y después emplear una sonda que preparó para recibir el tornillo, una vez que se practicó el barrenado de los mismos como se observa en la figura 1.5; en esta se puede apreciar el fresado del punto de entrada, en la figura (A) se realiza

con un punzón o pinza gubia; en la figura (B) se aprecia el sondaje del pedículo hasta el cuerpo vertebral y en la figura (C) se observa un sondaje del trayecto completo para comprobar sensaciones de tocar hueso en toda su circunferencia.

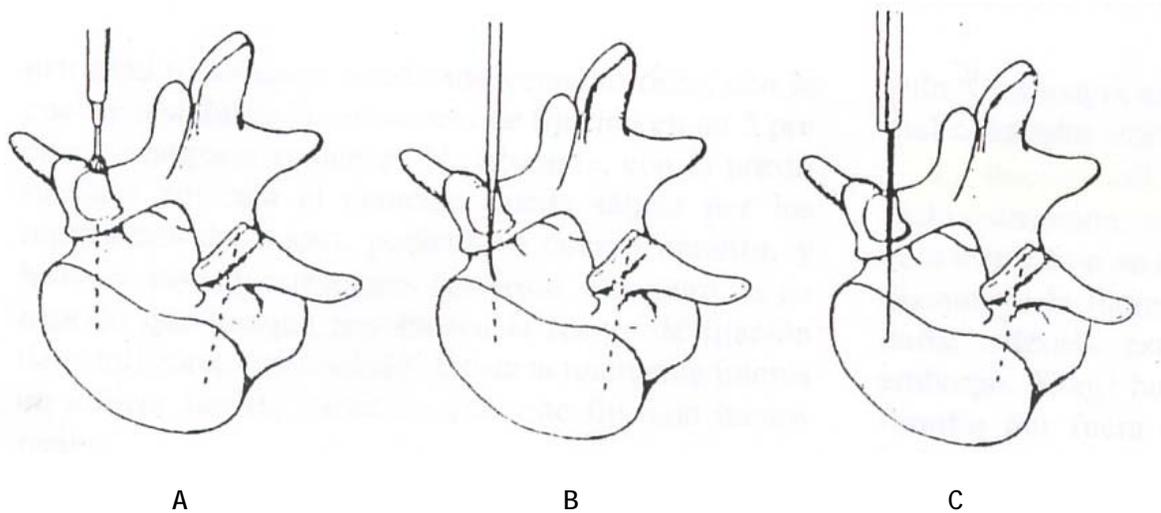


Figura 1.5. Técnica de preparación del trayecto para tornillos transpediculares [20].

Si bien el método Roy-Camille es rápido y no necesita de ayuda se pueden cometer errores. La utilización de tornillos de 4 mm disminuye la posibilidad de mayores complicaciones. El sistema canalado parece ser más seguro aunque si la aguja guía se dobla con la broca se puede perforar la cortical anterior y lesionando estructuras *neurovasculares*. Es por esta situación que se emplea el amplificador de imágenes que permite una colocación de los tornillos de forma más segura y con menor complicación [23].

1.3.2. Fusión posterior.

Este tipo de fusión se inició en la línea media por (Hibbs,1991) y (Albee,1911) [24], donde el propio Hibbs continuó perfeccionando, siendo este el método preferido en los siguientes cincuenta años de su creación. Dicha técnica consistía en levantar pequeñas tiras de hueso de las apófisis espinosas y láminas, como parte de un proceso de decorticación. Posteriormente, se añadieron injertos óseos *autólogos* en forma de tiras o de "clothespin" (pinza de colgar ropa), como lo propuso Bosworth en 1959. Pero en los años sesenta, la artrodesis posterior de la columna vertebral se abandonó por crear estenosis vertebral por *hipertrofia* de las láminas por debajo del mismo. La técnica a su vez se acompaña de una alta tasa de *seudartrosis*.

1.3.3. Fusión posterior en la línea media.

La fusión posterior en la línea media tiene muchos inconvenientes. El injerto se sitúa a cierta distancia del centro de rotación vertebral y además se coloca a tensión, lo que conduce a aparición de *seudartrosis* con alta frecuencia, impidiendo ulterior acceso a al canal vertebral. La base fundamental de esta técnica en el tratamiento del dolor vertebral es que reduce la carga sobre otras estructuras más fácilmente sensibles al dolor, concretamente al disco y las articulaciones facetarias [24]. En la figura 1.6 se realiza una comparación del hecho óseo *cruentado* para fusión intertransversa y posterior, en esta última no se recomienda por producir estenosis vertebral por sobrecrecimiento óseo.

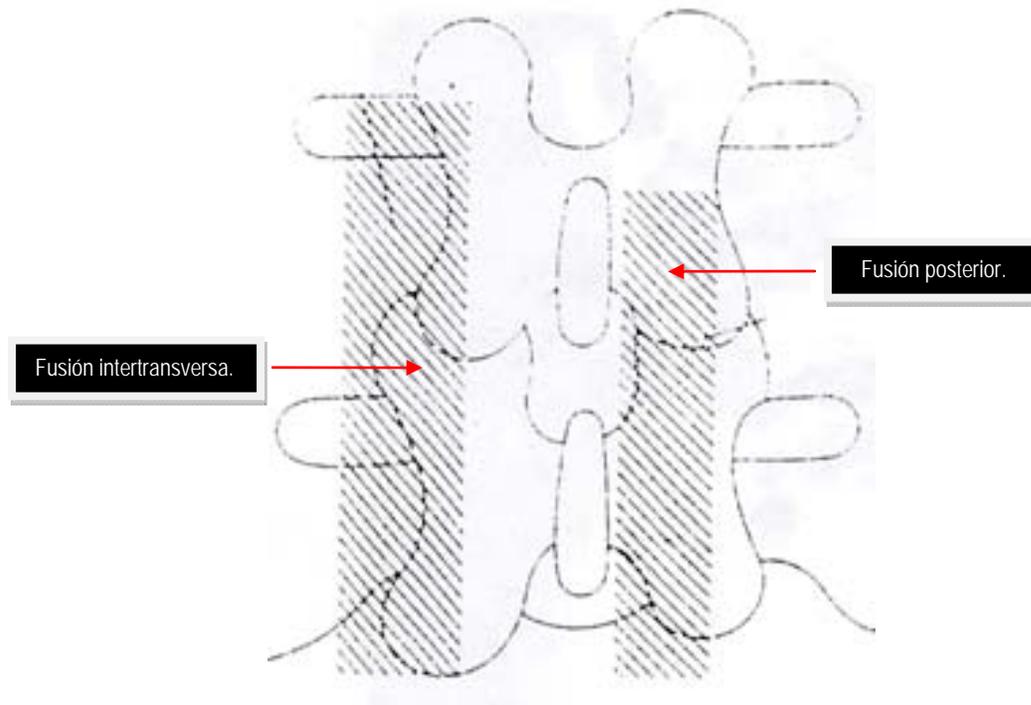


Figura 1.6. Artrodesis lumbar [24].

1.3.4. Fusión facetaria.

La fusión de las articulaciones facetarias se considera como parte importante de la fusión posterolateral y de la línea media posterior. En forma aislada, como se utilizó en el pasado, hoy en día pocos se emplean. Los métodos que se usan son la osteosíntesis con tornillos y la técnica de interposición de injertos en forma de bloques o rodajas en el espacio articular. La fusión facetaria [24] aislada es adecuada en teoría para tratamiento del dolor articular facetario, pero tiene como mayor inconveniente el presentar un área de contacto óseo limitado para la incorporación del injerto.

1.3.5. Fusión posterolateral.

La artrodesis vertebral lumbar posterolateral, se describió por Watkins en 1953 y modificada más tarde por Witse entre 1962 y 1964, esta consiste en fusionar las articulaciones facetarias y las bases de las apófisis transversas. Witse añade las láminas. Este ha sido el método de artrodesis más utilizado en la región lumbar y la técnica se puede apreciar en la figura 1.7.

A su vez, aborda la zona a través de la musculatura sacro-espinal, a la que divulsiona en ambos lados, donde se accede con más facilidad y seguridad para la colocación de tornillos pediculares y obtener fácilmente injertos óseos autólogos, evitando dolor en la zona dadora. Uno de los inconvenientes de la fusión posterolateral [24] por la vía media es la mayor amplitud de la exposición al tener que hacer una incisión más larga, lo cual daña los músculos paravertebrales, que a la larga degeneran en las inmediaciones de la fusión.

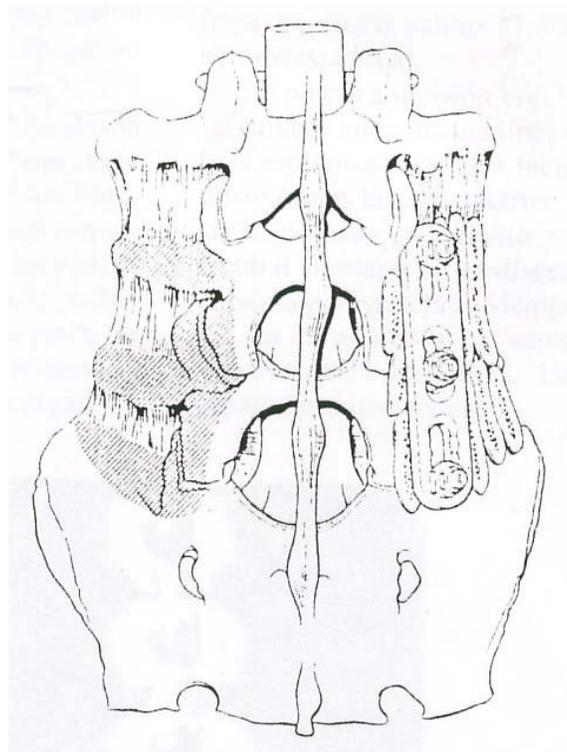


Figura 1.7. Técnica de artrodesis posterolateral e instrumentación transpedicular asociada [24].

1.3.6. Técnica de artrodesis intertransversa lumbar posterolateral [24].

Se practica incisión con bisturí hasta la fascia dorsal lumbar en la misma línea media. Se palpan las apófisis espinosas y se hace incisión de la fascia sobre las mismas con bisturí eléctrico hasta contactar las apófisis espinosas. Mediante separadores-espátulas de Cobb o similares se va disecando y separando la musculatura paravertebral, siempre de manera subperióstica, es decir, se separa hacia afuera en dirección de las articulaciones facetarias. Una vez realizado se puede colocar un separador autoestático.

1.3.7. Fusión anterior.

Las fusiones posteriores y posterolaterales han sido el método de referencia durante años, ha estado acompañada de denervación y *necrosis* muscular donde esta última conduce a la llamada enfermedad por fusión.

La fusión posterior por dolor *discogénico* no alivia el disco causante del dolor. Para esto, se han hecho más populares las formas de fusión anterior [24] y además por el uso de mejores implantes y técnicas más actuales.

Las técnicas de fusión lumbar anterior restablecen la altura y la estabilidad de la columna. El injerto se dispone en la columna vertebral anterior donde se transmite el 80% de la carga axial. Esto puede llevarse a cabo por un abordaje a cielo abierto (*laparotomía*) o por punción (*laparoscopia*), o por vía posterior intersomática o transforaminal. Con los métodos más modernos de fusión con cajas mediante cilindros roscados o diseños cúbicos se impide el desplazamiento del injerto y existe disponibilidad para conseguir el ángulo de lordosis que ayude a conseguir un equilibrio sagital, tal y como se muestra en la figura 1.8, donde

se realiza la fusión intersomática con *aloinjerto* femoral en forma de rodaja o cajita rellena de aloinjerto, artrodesis posterolateral e instrumentación transpedicular.

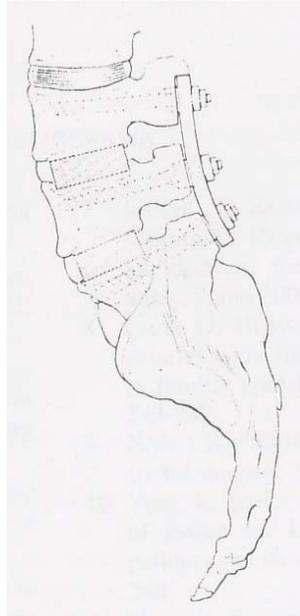


Figura 1.8. Artrodesis lumbar circunferencial [24].

Las técnicas anteriores tienen la ventaja de no alterar la musculatura paravertebral ni el canal vertebral si no se necesita hacer descompresión. La variedad laparoscópica tiene una tasa de morbilidad ligeramente más baja pero es una técnica muy exigente.

1.4. CIRUGÍA DESCOMPRESIVA DEL CANAL LUMBAR.

Aunque la cirugía descompresiva [25] es la solución al tratamiento del paciente con estenosis lumbar que no responde al método no operatorio, se han hecho más populares algunas técnicas menos invasivas, ya que le permiten al paciente volver antes a su vida normal.

Para conseguir un excelente resultado es necesario hacer selección del paciente ante una proposición de cirugía. Para ello, nada como *realizar una precisa historia clínica y una exploración física a detalle*. Dicha exploración puede auxiliarse con técnicas de imagen que pueden corroborar los síntomas del paciente ya sea por medio de *tomografías* y resonancia magnética, o bien como lo menciona Hernández Germán A. et. al. 2000 [34] donde la decisión entre tratamiento quirúrgico y no quirúrgico, se basa en la examinación clínico-neurológica, de imagenología (con respecto a la morfología de la fractura vertebral en los estudios de rayos X) y de tomografía axial computarizada TAC.

Por otra parte, el decidir el tipo de pacientes que se beneficiarían con la descompresión del canal lumbar, es necesario considerar si sería adecuado realizar fusión vertebral. Para ello, se tomarían en cuenta los siguientes puntos [25]:

1. Si existe inestabilidad del segmento vertebral.

2. Si presenta espondilolistesis degenerativa.
3. Cuando la descompresión de un paciente con escoliosis flexible presenta progresión documentada de la misma.
4. Cuando se tiene descompresión repetida en el mismo segmento.
5. Cuando la descompresión comporta la resección de más del 50% de las articulaciones facetarias en ambos lados.

Si los datos clínicos, la exploración física y las imágenes de resonancia magnética confirman el diagnóstico de estenosis, el tratamiento quirúrgico es una opción práctica como se aprecia en la figura 1.9.

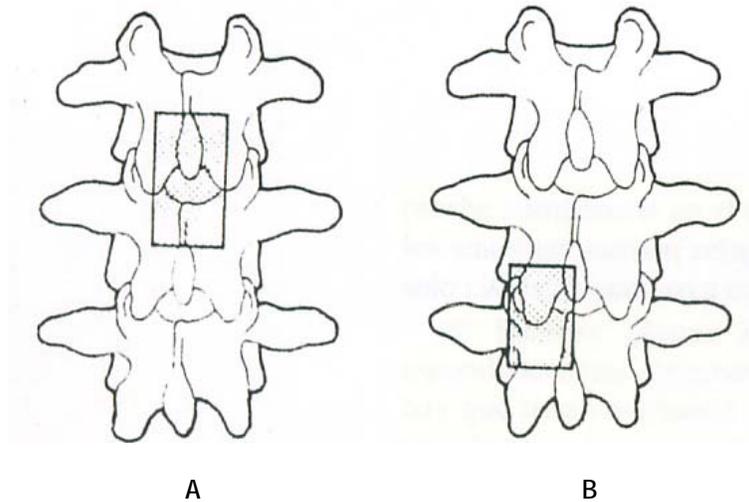


Figura 1.9. La descompresión vertebral por estenosis puede ser: A. Central. B. del receso lateral [25].

1.4.1. Laminectomía descompresiva.

Es el procedimiento básico para aliviar los síntomas de las extremidades inferiores producidas por estenosis lumbar, como se aprecia en la figura 1.10. En estos casos no se deja de insistir al paciente que el tratamiento quirúrgico se realiza sobre todo para aliviar los síntomas de las extremidades inferiores y no el dolor lumbar.

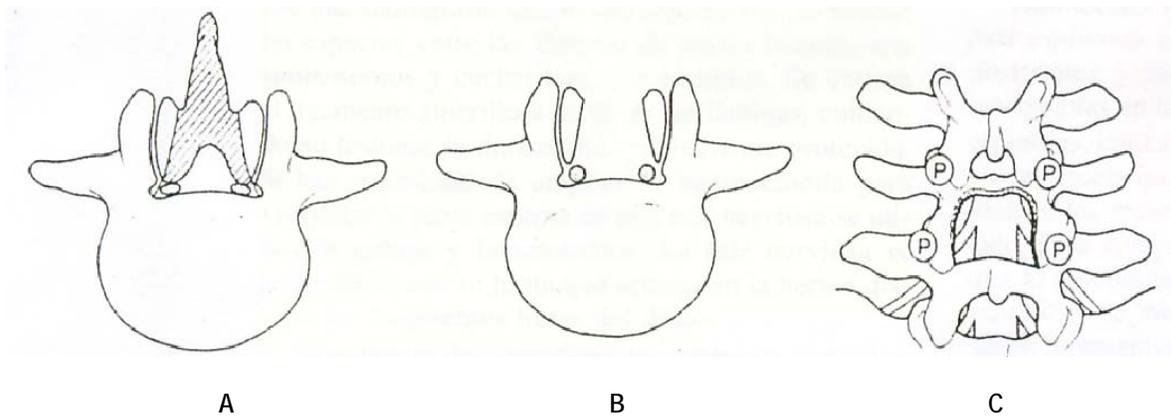


Figura 1.10. Técnica de descompresión central [25].

En la figura 1.10 se puede observar que para (A) la sección ósea comprende la apófisis espinosa, las láminas y parte de las facetas articulares, en (B) se aprecia la descompresión de las raíces nerviosas de ambos lados y en (C) es importante que la descompresión se extienda de un pedículo (P) a otro de cada vertebra.

Además de la descompresión [25] del canal central, la *laminectomía* debe aliviar la compresión de las raíces nerviosas en cada nivel afectado, de manera que en la operación el paso de una sonda roma permita comprobar la salida libre de las raíces por el foramen intervertebral.

1.4.2. Laminectomía limitada con foraminotomía.

Puede llevarse a cabo conservando las apófisis espinosas, los ligamentos interespinosos y la mayor parte de la lámina. La laminotomía se realiza a nivel de las articulaciones facetarias, cortando en una cara de $\frac{1}{4}$ a $\frac{1}{2}$ de la carilla articular junto con el ligamento amarillo correspondiente que ahí se inserta [25]. En la estenosis vertebral se presenta como una afección global y a distintos niveles, es por esto que la descompresión incluye todos los niveles donde se compruebe compresión en el estudio preoperatorio.

En la figura 1.11 se puede apreciar la técnica de descompresión lateral por estenosis del receso lateral. Se inicia con la resección con escoplo del tercio interno de la carilla articular inferior de la vértebra superior como se parecía en (A) y de la porción medial de la carilla superior de la vértebra inferior del segmento de movimiento afectado apreciado en (B).

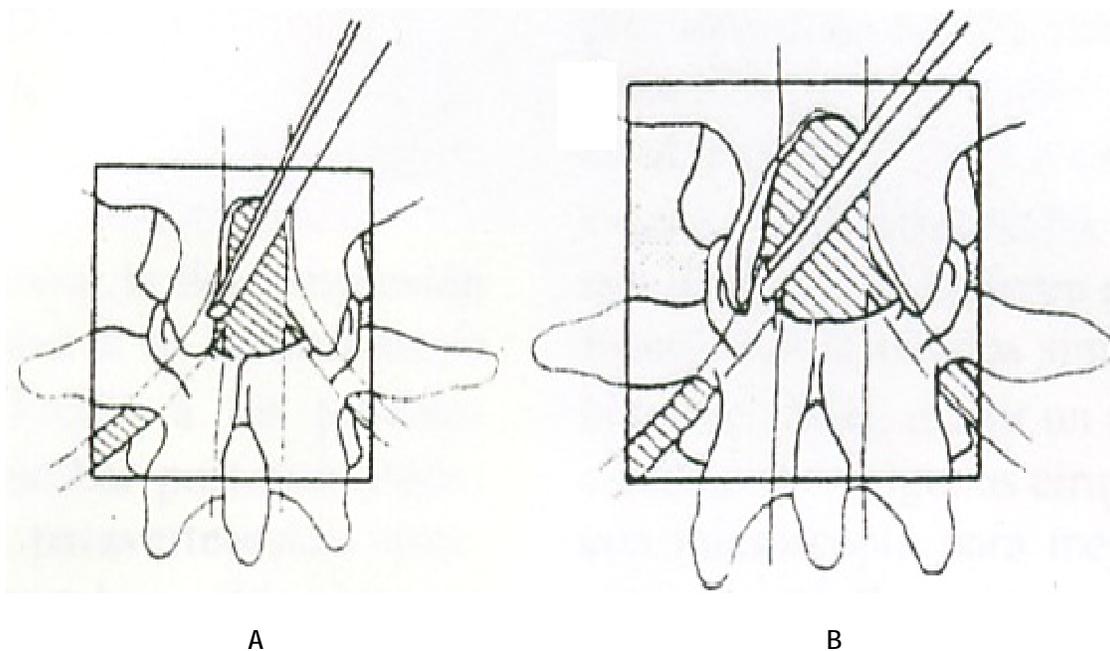


Figura 1.11. Abordaje en la línea media y exposición vertebral suficiente en longitud y anchura [25].

Cuando existe deformidad, concretamente espondilolistesis degenerativa o escoliosis flexible, se tiene en cuenta la posibilidad de añadir una artrodesis con o sin instrumentación. Sin embargo, asociar una artrodesis a la descompresión hace a la operación más compleja y de mayor duración, donde se aumentan las pérdidas sanguíneas y la posibilidad de complicaciones médicas, así como la prolongación del periodo de rehabilitación en pacientes mayores y con enfermedades concomitantes.

1.4.3. Laminotomía múltiple.

Cuando se realiza *laminotomía* [25] y el canal se aborda desde un lado, se tienen grandes consideraciones, como se muestra en la figura 1.12. Se recomienda la posición semiarrodillada para evitar compresión abdominal y *éstasis* de vasos *epidurales*. A su vez, si el canal es *estenótico* o se precisa extirpar un disco, las raíces que salen del saco *dural* pueden lesionarse fácilmente. Cuando la laminotomía no permite una adecuada descompresión se procede a realizar una laminectomía total.

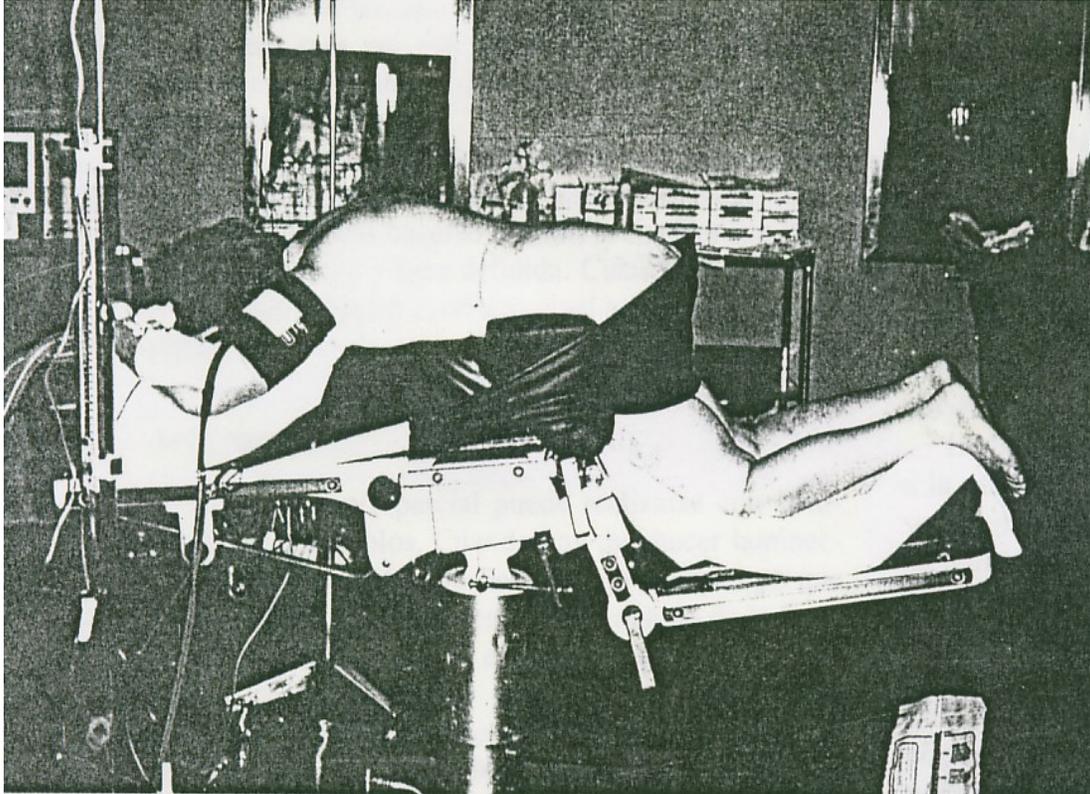


Figura 1.12. Posición del paciente para ser intervenido de descompresión vertebral lumbar [25].

En estos casos, se pone cuidado en no fracturar las *pars interarticularis*, cosa más fácil de que ocurra al hacer laminotomías múltiples ya que crea inestabilidad que es mayor cuando se extirpa la parte central del arco posterior. Cuando ocurre fractura en ambos lados de una vértebra se sustrae el arco posterior y se realiza fusión vertebral.

1.4.4. Extensión de la descompresión.

Los resultados del tratamiento quirúrgico pueden deteriorarse con el tiempo dado que el hueso vuelve a regenerarse. Esto ocurre cuando la descompresión es poco amplia o estrecha. La descompresión debe llegar hasta la mitad de la altura de la vértebra superior y por debajo de la zona *estenosada*. En sentido transversal deberá continuar hasta que la raíz se encuentre visible y descomprimida hasta su salida por el foramen intervertebral.

La raíz rara vez está comprimida en el foramen, incluso cuando parezca estar comprimido en las imágenes diagnósticas.

Cuando se quiere comprobar la compresión se pasa a una sonda por el foramen a lo largo de la raíz nerviosa. Se puede hacer *artrectomía* [25] cuando se hace compresión radicular precisa y bien definida.

1.4.5. Artrectomía.

La artrectomía parcial se realiza con *laminotomos* y/o *escoplos*. Cuando se realiza laminectomía total es preferible hacerla con escoplo ya que este permite hacer el corte inferior o por debajo de la faceta fácilmente, este es el mejor método de *facetectomía*. En los casos de estenosis severa puede ser difícil hacer esta intervención sin lesionar la raíz, en estos casos la carilla inferior puede extirparse con escoplo y la carilla superior con laminotomo, de manera que se haga la remoción de la faceta oblicuamente. Al realizarse descompresión bilateral deberá conservarse a cada lado al menos el tercio más externo de la estenosis vertebral como se observa en la figura 1.13.

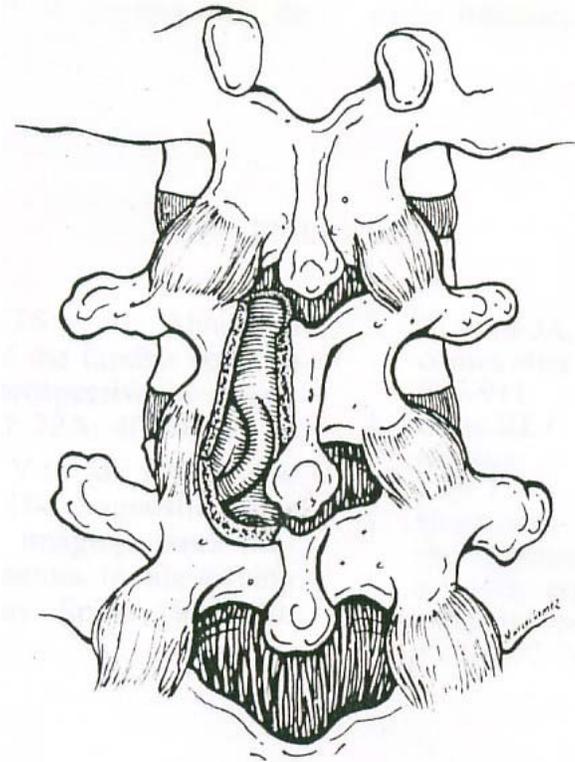


Figura 1.13. Aspecto de descompresión lumbar del receso lateral. La raíz debe quedar libre de compresión hasta la salida por el foramen intervertebral [25].

1.4.6. Discectomía.

Existe una idea clásica de que no debe generalizarse la *discectomía* en la estenosis vertebral dado que al extirpar el ligamento longitudinal posterior y el anillo fibroso, se genera inestabilidad. Postacchini en 1996 observó que cuando se hace discectomía estándar en un lado rara vez se crea inestabilidad vertebral si la columna es estable antes de la operación.

Es de notar que no se realiza discectomía cuando el disco es duro y no abomba suficientemente, pero sí cuando hay un gran abombamiento de un disco anormalmente blando. Esto ocurre especialmente en la

estenosis aislada del canal radicular cuando un abombamiento o hernia discal puede contribuir bastante a la compresión nerviosa.

1.4.7. Descompresión profiláctica.

Cuando a un paciente de estenosis lumbar a diferentes niveles se le propone hacer descompresión vertebral, resulta difícil saber cuál o cuáles son los niveles responsables de los síntomas. En este caso, todos los niveles afectados son descomprimidos, dado que las complicaciones de la cirugía descompresiva es no haber realizado esto en un inicio.

Cuando existe estenosis discreta en niveles próximos a una zona de estenosis severa, se considera la posibilidad de realizar descompresión *profiláctica* en los niveles *asintomáticos*. En este caso la decisión va a depender de diversos factores como la edad del paciente, el sitio y tipo de estenosis y la presencia o no de alteraciones discales y de inestabilidad vertebral. En pacientes mayores suele ser innecesarios, pero en pacientes de mediana edad es mejor; en general, descomprimir las zonas próximas de estenosis ligera, puede haber muchas posibilidades de que se hagan sintomáticas más adelante por alteraciones degenerativas. Esta orientación se mantiene cuando existe la posibilidad de inestabilidad vertebral para hacer una descompresión amplia.

1. 5. TÉCNICAS INVASIVAS PARA LA DISMINUCIÓN DE AFECCIONES EN LA COLUMNA VERTEBRAL.

Existen diversas técnicas para la disminución de afecciones en la columna vertebral, como la técnica de Mc Bride [26] la cual permite simultáneamente manejar la enfermedad degenerativa discal, la estenosis lumbar, la inestabilidad segmentaria y la artrodesis del segmento inestable mediante el principio de la distracción interlaminar, disminuyendo la compresión del foramen y a su vez manteniendo una postura de extensión y corrigiendo la subluxación articular eliminando el punto estratégico de la movilidad facetaria intervertebral, colocando un bloque óseo circular a contra-presión exacta dando un soporte, estabilización inmediata y una buena fusión. Esta técnica no es mutilante.

Pero existen técnicas en las cuales es necesario el retiro del ligamento interespinoso y supraespinoso. Los sistemas dinámicos de estabilización posterior han sido diseñados para actuar sobre los mecanismos productores de dolor. Uno de estos sistemas son los dispositivos interespinosos [27] que intentan disminuir el dolor causado por la degeneración discal, mediante la estabilización de la columna lumbar sin necesidad de realizar una fijación, mediante una función de descarga facetaria, pretendiendo retrasar la degeneración de las mismas y mantener la altura del espacio intervertebral.

En 1986, se diseñó el prototipo del actual sistema de estabilización dinámica interespinoso de Wallis, mostrado en la figura 1.14, con el objetivo de estabilizar el segmento lumbar tras una discectomía, *limitando la extensión y la flexión*. Consta de un bloqueador interespinoso de titanio, actualmente se ha sustituido el titanio por PEEK (polyetheretherketone), y un ligamento artificial hecho de *dacrón* que crea una banda de tensión alrededor de las *apófisis* espinosas para limitar la flexión y que además permite fijar el implante. En este caso es necesario hacer el retiro de los ligamentos interespinoso y supraespino. Esta técnica trata el dolor lumbar relacionado con el aumento de la inestabilidad postoperatoria. El procedimiento es fácilmente reversible, si existe dolor de espalda el dispositivo se puede extraer.



Figura 1.14. Dispositivo interespinoso Wallis [27].

Otro dispositivo es el COPLEX mostrado en la figura 1.15, que fue inventado por Jacques Samani en 1994 y se implanta desde 1995. Inicialmente, el producto era conocido como U interespinosa y fue comercializado por Fixano SAS (Peronnas, Francia). El diseño y materiales no han cambiado aunque se han añadido dos tamaños. *De acuerdo a pruebas biomecánicas puede limitar por muy poco la rotación axial y la flexión lateral.* Este dispositivo puede ser una alternativa de tratamiento para la estenosis espinal segmentaria en determinadas condiciones por generar menos tensión en el segmento adyacente, este al igual que el dispositivo anterior requieren retirar el ligamento interespinoso y supraespinoso como se observa en la figura 1.16.

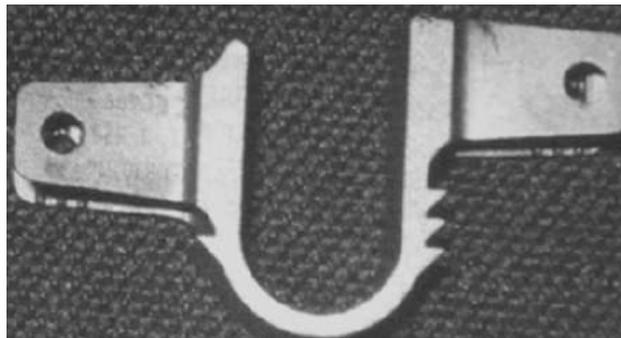


Figura 1.15. Dispositivo COPLEX [27].

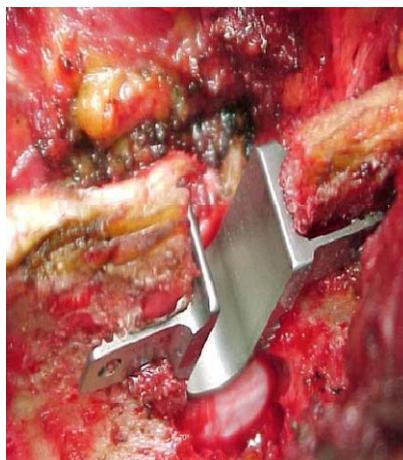


Figura 1.16. Colocación de la U ineterespinosa entre apófisis espinosas [27].

El dispositivo X-STOP que se aprecia en la figura 1.17, está diseñado para distraer la parte posterior del segmento estenótico y colocarlo en flexión para tratar la claudicación neurógena. Este dispositivo no se recomienda para la estenosis lumbar sintomática por espondilolistesis degenerativa [28].



Figura 1.17. Dispositivo X-STOP [27].

Por su parte, el sistema llamado Dynesys [29], consta de un elemento espaciador cilíndrico (Sulene pcu) que asegura la estabilidad primaria del sistema absorbiendo las fuerzas de carga, un cordón estabilizador (Sulene pet) que absorbe las fuerzas de tensión, ya que por el trenzado del mismo no permite la extensión, pero sí la flexión, y tornillos pediculares de anclaje del sistema de diferentes tamaños realizados con Protasul-100 que permiten la fijación del cordón y favorecen la compresión de los espaciadores modulares, como se observa en la figura 1.18.

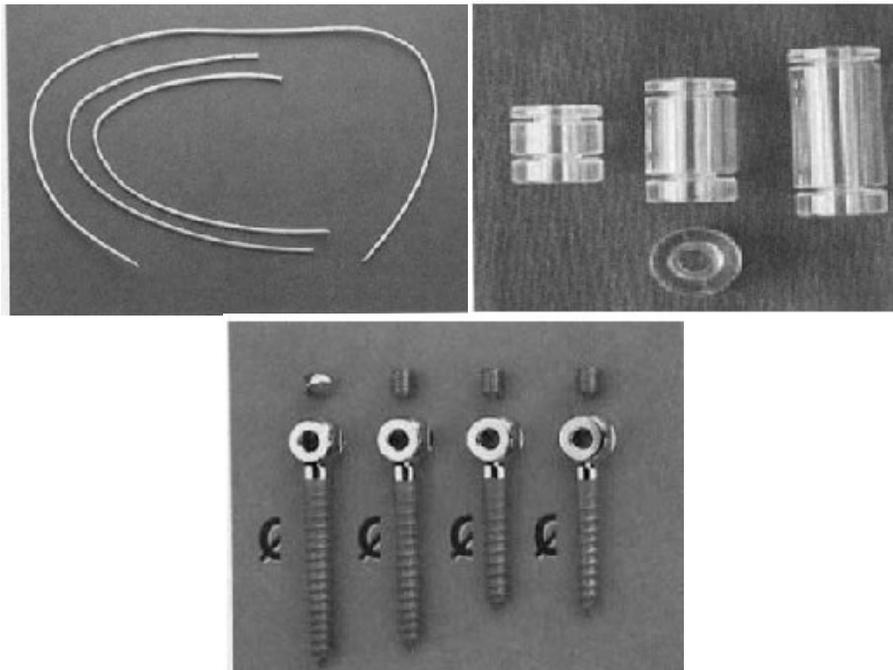


Figura 1.18. Componentes del sistema DYNESYS [29].

Este sistema es un nuevo concepto para el tratamiento de la patología degenerativa discal lumbar, que se basa en el mantenimiento del funcionamiento articular, en contra de la restricción de movimiento de la artrosis clásica. Este dispositivo es fácil de colocar y se puede observar en la figura 1.19, asimismo ha reducido tiempos en quirófano, hospitalización y recuperación a comparación de una artrodesis [29].

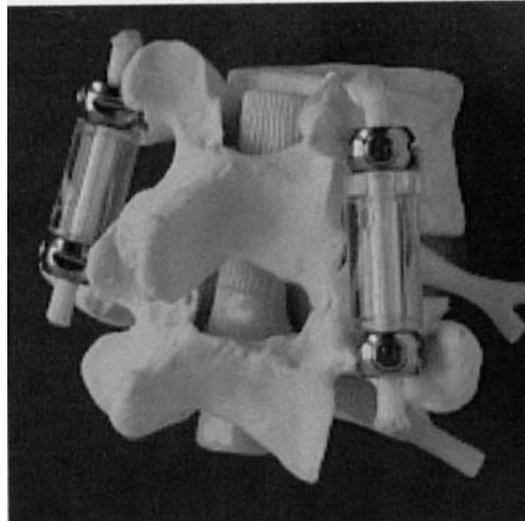


Figura 1.19. Sistema DYNESYS en su colocación final [29].

El siguiente sistema de fijación es híbrida tanto rígida como dinámica sobre el nivel suprayacente en la columna vertebral [30]. Los resultados que se reportan es que en el disco L3-L4, suprayacente a la estabilización dinámica se produjo un incremento del 10% de la presión intradiscal (PID); en L4-L5 el implante dinámico consiguió un descenso del 50% de la PID y la PID del disco con instrumentación rígida L5-S1 se redujo en un 65%. La PID del segmento adyacente al implante dinámico es mucho menor que en las instrumentaciones rígidas. La estabilización dinámica aporta protección al disco por encima de la fusión rígida. Se puede apreciar este sistema colocado en un segmento lumbar humano en la figura 1.20, donde se puede observar, una vez colocados todos los elementos, la perfecta integración de ambos sistemas.

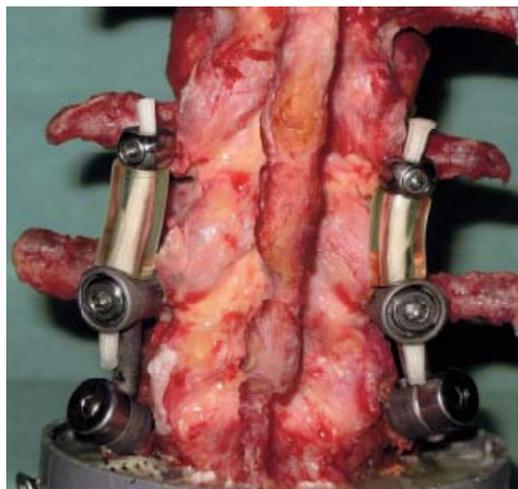


Figura 1.20. Detalle de la hibridación de ambos sistemas mediante la conexión de la barra de titanio, el cordón y el tornillo de Diapasón® colocado en el pedículo de L5 [30].

El siguiente sistema es empleado en la actualidad, el cual es una fusión intersomática lumbar posterior el cual ofrece al cirujano un método sencillo de colocación y económico, destinado a lograr la estabilización del cuerpo vertebral, además de garantizar la *lordosis* adecuada de la columna. Colocados en pares, de forma bilateral y mediante un abordaje posterior, los implantes permiten restablecer la altura del disco intervertebral y mantener una fusión ósea sólida, como se observa en la figura 1.21. Para ello deben de utilizarse junto con el instrumental auxiliar seleccionado por el cirujano.



Figura 1.21. Implante intervertebral TETRIS en su posición final [31].

En este caso el cirujano determina el grado necesario de distracción y extracción de hueso en función de las características anatómicas y patológicas de cada paciente.

Los dispositivos de fusión lumbar intervertebrales TETRIS [31] presentan una forma rectangular, tridimensional y hueca con paredes laterales fenestradas. El espacio hueco del implante se rellena con material de injerto óseo, lo que aumenta la superficie total de contacto en casi un 73%. La cara dorsal del implante es plana e incluye un orificio roscado, que permite acomodar fácilmente el introductor como se observa en la figura 1.22.

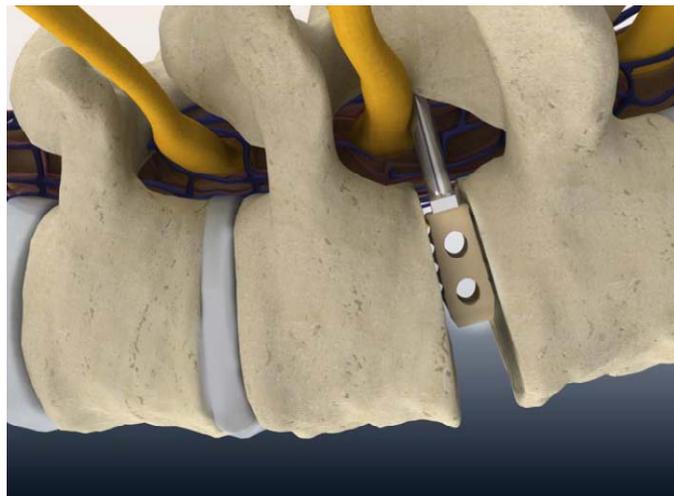


Figura 1.22. Colocación de implante intervertebral con introductor TO27AH [31].

Este tipo de implantes proveen una inmediata estabilización biomecánica en la zona vertebral y una exitosa tasa de fusión a largo plazo. Con una amplia gama de tamaños y diseños en forma plana y de cuña, el cirujano dispone de flexibilidad para realizar la intervención.

1.5.1. Técnica quirúrgica para la colocación de espaciadores intervertebrales [31].

El procedimiento se realiza bajo anestesia general, con el paciente acostado en decúbito prono sobre la mesa de operaciones. Se practica una incisión en la línea media sobre los niveles apropiados y se realiza una laminotomía y/o laminectomía bilateral, preservando la apófisis espinosa y el ligamento interespinoso. En algunos casos, también es necesario realizar una facetomía parcial para facilitar la inserción del implante. La cantidad de hueso que se extrae es determinada por el cirujano. En este paso los elementos nerviosos se retraen cuidadosamente empleando los separadores como se aprecia en la figura 1.23.



Figura 1.23. Acceso al espacio discal intervertebral.

Una vez alcanzada la adecuada exposición del espacio epidural y realizada la correspondiente disección de las raíces nerviosas, se practica una discectomía estándar de forma bilateral, esto se observa en la figura 1.32.

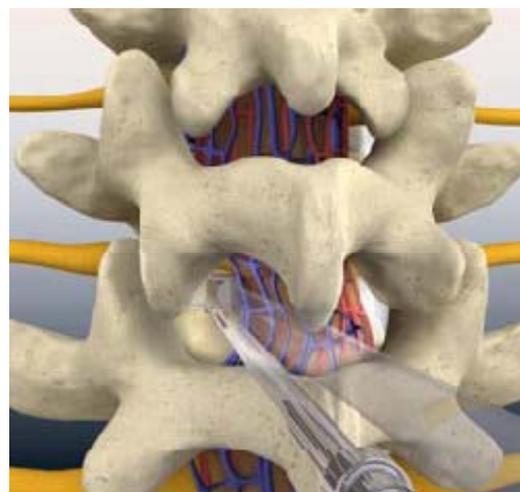


Figura 1.32. Discectomía.

Posteriormente, los distractores se fijan a una empuñadura Softgrip, donde se insertan en posición horizontal entre los cuerpos vertebrales tal y como se observa en la figura 1.33, estos son sometidos a un giro de 90° para que ejerzan una fuerza de distracción destinada a alcanzar una óptima altura del disco visto en la figura 1.34.



Figura 1.33. Preparación del espacio discal.



Figura 1.34. Giro a 90° para ejercer una fuerza de distracción.

Los distractores aumentan su ancho en intervalos de un milímetro que varía desde los 8 mm a 14 mm, y se usan alternadamente (derecha a izquierda) en el espacio discal hasta lograr el grado deseado de distracción y descompresión del tejido. Los dispositivos de distracción opcionales pueden insertarse de manera temporal después de la distracción, a fin de mantener la altura intervertebral mientras se lleva a cabo el procedimiento en el lado contra-lateral como se observa en la figura 1.35.



Figura 1.35. Dispositivos de distracción opcionales.

Para preparar las placas terminales, se utilizan las curetas y los escariadores planos del tamaño deseado, figura 1.36, fijados a una empuñadura softgrip. Mediante una acción de remoción, la cual es retirada del cartilago y se desbrida suavemente el hueso cortical, la figura 1.37 muestra cómo se usa la escofina redonda la cual es opcional. El objetivo consiste en crear una superficie plana a nivel superior e inferior, y es necesario

proceder con cuidado para extraer sólo tejido articular. Los restos contenidos en el espacio discal también pueden ser eliminados con un pequeño instrumento raspador.



Figura 1.36. Uso de curetas y escariadores planos.

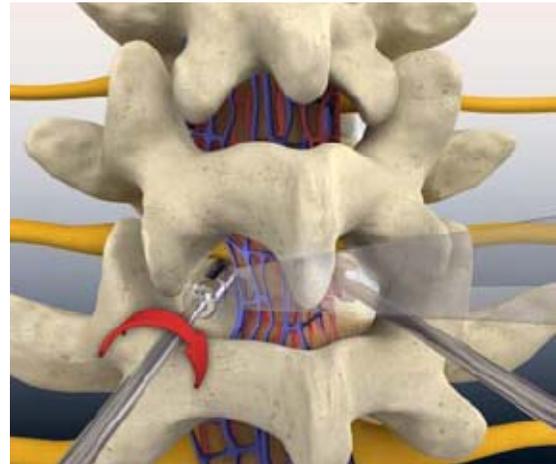


Figura 1.37. Empleo de Escofina redonda opcional.

Una vez expuesto y preparado de forma adecuada el espacio intersomático, el tamaño del implante se determina a través de la medida indicada en el vástago del último distractor empleado.

Para realizar la inserción del implante, se debe llenar con material de injerto óseo mediante el uso de la plataforma de carga y del impactador. Con el dispositivo de distracción final colocado unilateralmente en su posición, el implante del tamaño adecuado se fija con firmeza al introductor y se insertara en el lado opuesto del cuerpo vertebral como se aprecia en las figura 1.38 respectivamente.



Figura 1.38. Inserción del implante.

Cuando el primer implante está situado en la posición correcta, el dispositivo de distracción es extraído y se reemplaza por el segundo implante. La inserción debe continuarse hasta que el implante quede al nivel de la cara dorsal de los cuerpos vertebrales. Se emplea un martillo de cabeza de plástico para fijar el implante en su posición final mediante golpes suaves aplicado en el extremo distal del introductor. En ocasiones el área circundante puede llenarse con material de injerto óseo antes de utilizar el instrumental posterior auxiliar. En la tabla 1.1 se observa el instrumental empleado para llevar a cabo la técnica antes citada.

Tabla 1.1. Instrumental [31].

Núm.	Instrumental.	Función.
1.	Empuñadura Universal con ajuste rápido.	Diseñado con un mecanismo de ajuste rápido para facilitar su uso y aumentar la eficiencia durante el procedimiento. Es compatible con los distractores, curetas, escariadores planos y escofinas redondas.
2.	Empuñadura en T con ajuste rápido.	Diseñado con un mecanismo de ajuste rápido para facilitar su uso y aumentar la eficiencia durante el procedimiento. Es compatible con los distractores, curetas, escariadores planos y escofinas redondas.
3.	Separador de raíz desde 7 mm a 13 mm.	Para la retracción de los elementos nerviosos.
4.	Distractor de 8 mm a 14 mm.	Empleado para exponer el espacio discal y ajustarlo a las características de los implantes.
5.	Vástago para dispositivos de distracción.	Se inserta de manera temporal después de la distracción, sirve para mantener la altura intervertebral mientras se lleva a cabo el procedimiento en el lado contralateral.
6.	Dispositivo de distracción.	Se inserta de manera temporal después de la distracción, sirve para mantener la altura intervertebral mientras se lleva a cabo el procedimiento en el lado contralateral.
7.	Cureta.	Empleados para preparar adecuadamente las placas terminales y permitir que alojen los implantes intervertebrales.
8.	Escariador plano de 8 mm a 14 mm.	
9.	Escariador rotativo.	
10.	Impactador de injerto.	El implante montado se coloca en la plataforma y el material de injerto es impulsado con firmeza mediante el impactador hacia la porción hueca del implante.
11.	Plataforma de carga de injerto.	
12.	Introduccion.	El implante se fija al introduccion para ofrecer un manejo sencillo y una colocación controlada entre los cuerpos vertebrales. También puede emplearse para asegurar el implante en su posición mediante golpes suaves.
13.	Posicionador.	Diseñado para facilitar la posición del implante.
14.	Martillo de cabeza plástica.	Empleado para fijar el implante en el espacio discal mediante golpes suaves aplicados en el extremo distal del introduccion.
15.	Caja y bandeja de esterilización.	Organiza y guarda convenientemente los principales instrumentos para implantes.

La figura 1.39 muestra el instrumental empleado.

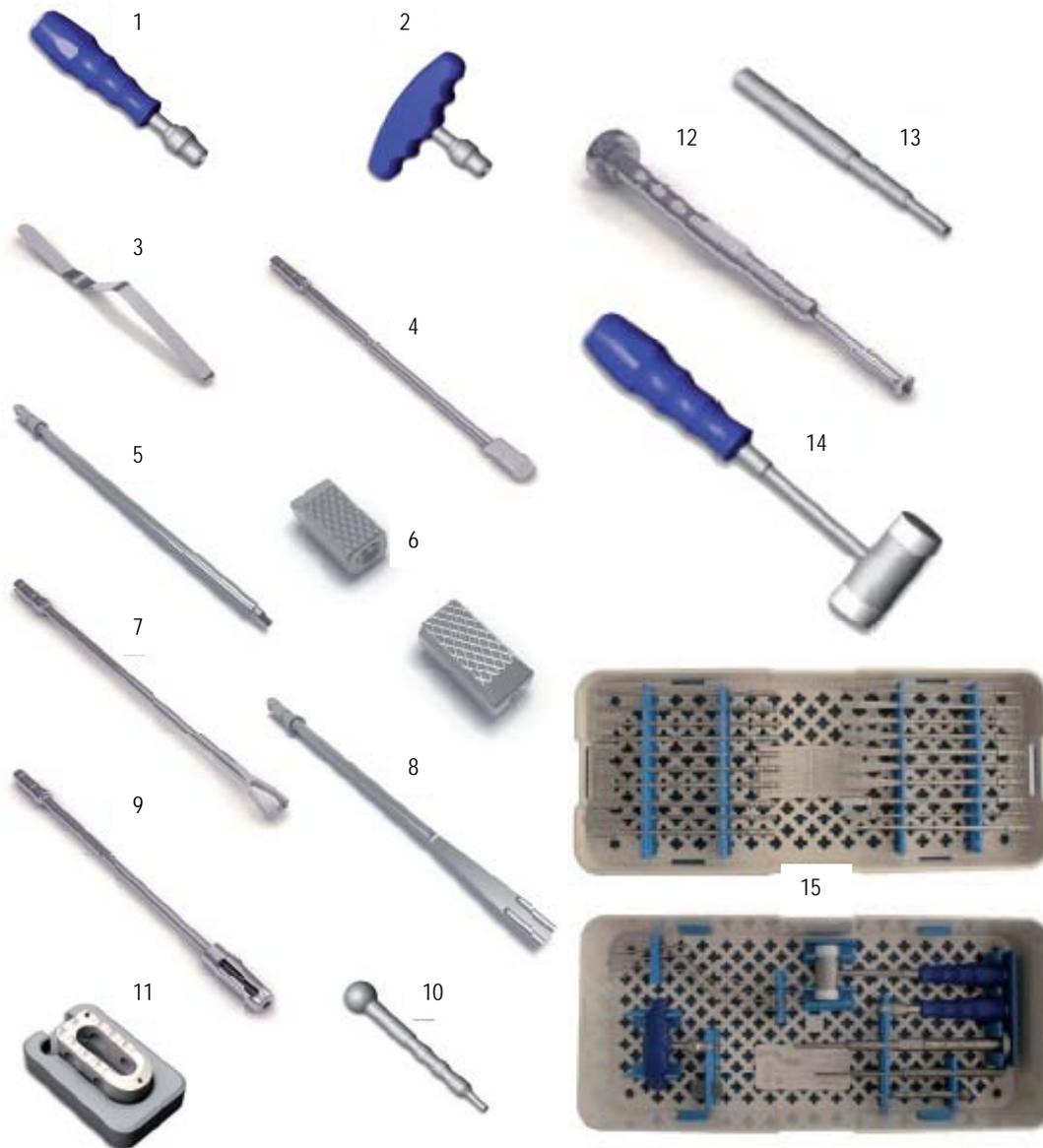


Figura 1.39. Instrumental empleado en la técnica quirúrgica.

Finalmente, cabe mencionar el uso de *alambres, mallas y tornillos* [32] como sistemas de fijación o estabilización segmentaria, en algunos casos para disminuir algún padecimiento en la región lumbar.

El uso de *alambres* de acero inoxidable en la fusión vertebral quirúrgica ha sido muy usado. Dado que es empleado en una gran variedad de funciones como es el caso de ser empleado como una banda de tensión que capta y fija elementos posteriores dentro de la columna vertebral humana. Así mismo son usados para fijar e inmovilizar injerto de hueso en la zona del receptor. En la figura 1.40, se muestran diversos arreglos realizados con alambre de acero inoxidable para ser colocados en la parte posterior de la columna vertebral humana entre las apófisis espinosas.

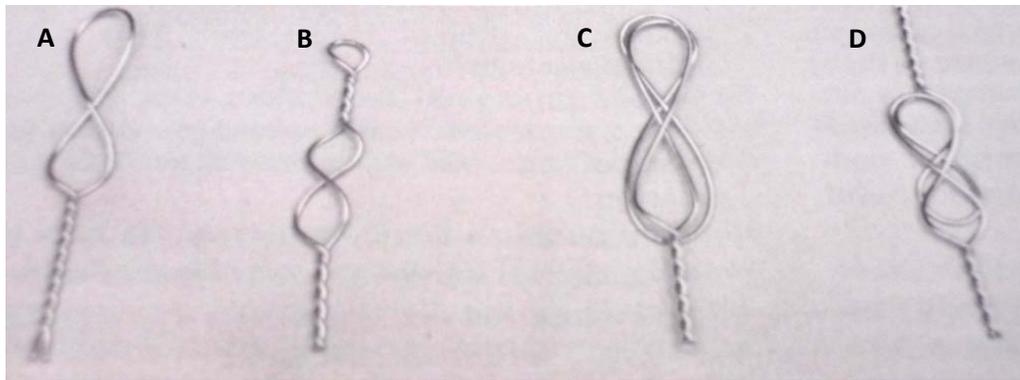


Figura 1.40. Arreglos en forma de "8" con alambre de acero inoxidable.

Los arreglos mostrados anteriormente están dispuestos en orden creciente debido al soporte de carga de acuerdo a Schultz, RS Boger, JW y Dunn HK en 1985, donde en el caso de (A) fue un arreglo de un solo alambre en forma de "8" que resulto ser el más débil de los cuatro, en (B) fue un arreglo de un solo alambre en forma de "8" con doble amarre, que resulto favorable a una carga superior que en el caso de (A), en (C) se realizó un bucle continuo doble en forma de "8" que resulto ser más resistente que en el caso de (B) y finalmente en (D) un arreglo realizado de dos alambres continuo formando dos "8's" con un amarre en cada uno el cual presento mayor resistencia que los casos anteriores.

En la figura 1.41 se muestra un grupo de tres arreglos los cuales están colocados de manera decreciente de acuerdo a pruebas realizadas de tensión y conocer así la carga máxima de falla de cada uno de estos arreglos.

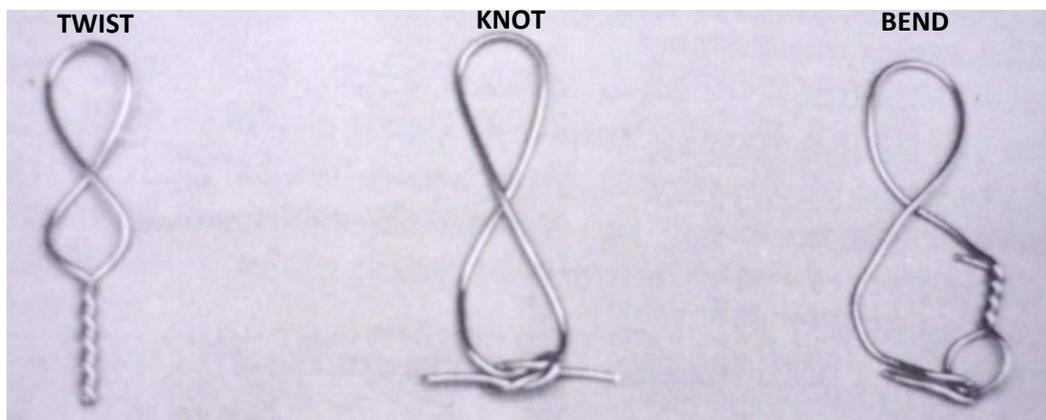


Figura 1.41. Arreglos en forma de "8" con alambre de acero inoxidable presentando tres amarres distintos.

En el caso del arreglo en "8" con amarre torcido (twist) fue 32 % más resistente que el arreglo en nudo (Knot) y 56 % más resistente que el arreglo con sujeción en curva (Bend), esto es de acuerdo a lo reportado por Schultz, RS Boger, JW y Dunn HK en 1985 en el trabajo titulado "*Stainless steel surgical wire in various fixation modes*".

Estos son tres excelentes estudios que proporcionan al cirujano de columna información útil sobre la cual basa las decisiones sobre los implantes ortopédicos de alambre de acero inoxidable. La información más importante de estos estudios se plasma a continuación:

- Los alambres son más resistentes. El ajuste por giro es mayor que en el caso de los nudos o las técnicas de nudo de la Asociación para el Estudio de la Fijación Interna (ASIF); sin embargo, los nudos cuadrados son aceptables.
- Dos giros son suficientes, giros adicionales no añaden fuerza adicional.
- Dos vueltas de alambre simple son mejores que una vuelta continua de alambre doble.

Es importante mencionar que un número de procedimientos quirúrgicos espinales emplean el paso inferior y anterior de la lámina del cuerpo vertebral.

Los estudios biomecánicos muestran que este es uno de los métodos más eficaces para lograr una fijación muy rápida o estable. Desafortunadamente, no hay una responsabilidad importante en el proceso de alambrado en láminas.

Nicastro en 1986, mostro que incluso cuando los cirujanos experimentados emplean técnicas de cuidado durante el paso quirúrgico, los alambres deben de ir colocados en el canal, lo cual es ideal para estas técnicas. Blackman y Toton en 1981, demostraron que si se retira un alambre sub-laminar, existe un grado de intrusión en el canal más de lo deseado el cual debe ser tolerado. Schrader en 1988 demostró en estudios realizados en perros que durante la extracción de alambres sub-laminares existió un promedio de 47 % de indentación del saco dural por los alambres. Las complicaciones incluyen la hemorragia epidural, sub-dural e intramedular; adherencia epidural, laceraciones dural; muescas de la médula, y daños neurológicos. Por otra parte, existen casos clínicos de cualquiera de las complicaciones inmediatas o tardías de la utilización de técnicas de alambre interlaminar.

Goll en 1988 ofreció algunas sugerencias que pueden reducir algunos de los efectos adversos del paso sub-laminar del alambre. Recomiendan que: el paso lateral debe evitarse, la curvatura radial del alambre debe ser al menos igual que el ancho de la lámina, la curva de la punta no será superior a 45° y la apófisis espinosa deberá ser eliminada de forma rutinaria para el paso de la línea media. En algunos casos se prefiere evitar las técnicas que requieren el uso de alambres laminar, especialmente y teniendo en cuenta el hecho de que son los implantes y las construcciones alternativas quirúrgicas que son igual de eficaces.

En el caso de las *mallas* de alambre de acero inoxidable se disponen de diversos tamaños. Para estos elementos, se recomienda en lo posible para que sea reforzado metacrilato de metilo lo cual reflejara un buen desempeño bajo cargas de tracción y flexión.

Y finalmente el uso de *tornillos*, donde su relevancia se ha descrito más para la fijación de vértebras cervicales debido a su papel en la prevención del desplazamiento, los tornillos se puede presumir de ser eficaz en la columna cervical, en vista de la magnitud de la carga fisiológica que se ejerce en esta zona. Sin embargo, en la columna lumbar, ya sea a través de un defecto o espondilolistesis en las articulaciones, es poco probable que la fijación de tornillo sea un método eficaz de inmovilización.

No se considera que las técnicas de tornillo descrito para la columna lumbar, han demostrado ser beneficiosas suficiente para exponer al paciente a las posibles complicaciones de fallo del elemento o de los nervios o irritación vascular.

Cuando se destina un tornillo que estará anclado en el hueso esponjoso, un tornillo de hueso esponjoso debe ser empleado utilizando la técnica apropiada. Si el tornillo puede anclarse en el hueso cortical, este debe ser debidamente aprovechado.

1. 6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Algunos sistemas permiten realizar o controlar las fuerzas en sentido lordosis/sifosis o rotatorios sobre las vértebras. Cada sistema tiene sus ventajas e inconvenientes, siendo necesarios seleccionarlos para cada necesidad quirúrgica y zona vertebral.

Como se ha apreciado anteriormente, los resultados clínicos tempranos y la mejoría reflejada en escalas de evaluación clínica han sido alentadores, sin embargo, se requiere de un seguimiento a largo plazo a la vez que se desarrollan estos nuevos implantes. Es importante determinar una clasificación universal con enfoque diagnóstico, evolución y manejo terapéutico.

Asimismo, es necesario que la parte médica se diagnostique en primera instancia los pacientes que deben ser intervenidos para la disminución de algún padecimiento de dolor lumbar o quienes pueden entrar a programas de tratamientos no quirúrgicos [34] para aminorar estos padecimientos.

Teniendo como base los antecedentes antes expuestos, se requiere en primera instancia buscar una técnica sobre la disminución del padecimiento de la artrosis facetaria aunado al daño de discos intervertebrales en la zona lumbar, reduciendo tiempos de operación y hacer una técnica fácil de realizar y económica, con el uso de cinturones de plástico de poliamida 6/6 como alternativa de sujeción y estabilización segmentaria en la parte posterior de la columna lumbar humana, colocados en las apófisis espinosas y sin daño a los ligamentos interespinoso y supraespinoso. Es importante mencionar, que esta técnica propone no retirar el ligamento interespinoso dado que este no tiende a regenerarse, en su defecto, cuando se retira se produce fibrosis, que dicha formación no tiene las mismas propiedades que el ligamento interespinoso.

Por lo tanto, para el análisis de evaluación de la técnica de estabilización segmentaria de L2-L4 por medio de un cinturón de poliamida 6/6, se pretende determinar por medio de estabilización segmentaria en vertebras lumbares porcinas de L1-L5 y proponiendo la instrumentación o arreglo óptimos para emplearse en pacientes humanos. Esto se evaluará llevando a cabo diversos ensayos mecánicos como lo son pruebas de tracción, flexo-extensión, flexión y fatiga. Posteriormente, se realizará un modelo en 3D soportado con tecnología de punta, para simularse en el programa ANSYS V. 10, buscando así el análisis adecuado de acuerdo a los arreglos que se propondrán para ser empleados en un futuro en pacientes humanos que sean valorados sobre el padecimiento de artrosis facetaria por la parte médica.

Se aclara que de acuerdo a las prácticas desarrolladas por el Médico Cirujano Ortopedista de Columna Vertebral el Dr. Alejandro González Rebatú, Jefe de Cirugía de Columna, en el Hospital Regional ISSSTE 1° de Octubre en la ciudad de México; que al emplear técnicas como los implantes intervertebrales, requieren de todo un procedimiento, el cual demanda un tiempo mínimo de hasta 4 horas, en ocasiones y en función de las habilidades del cirujano se pueden tener tiempos de 8 horas en intervención. Asimismo, al emplear espaciadores interespinosos, como el dispositivo Wallis [24], al momento de instrumentar el dacrón que sirve como sistema de sujeción, se tiene el inconveniente de que es poco manipulable en condiciones húmedas, lo

que provoca que al realizar los amarres correspondientes este dispositivo tiende a no tener un ajuste firme al momento de cerrar entre las apófisis espinosas.

Por su parte, se busca que la instrumentación por medio de los cinturones plásticos de poliamida 6/6, evite el retiro del disco y de ligamentos antes mencionados.

Podemos citar que lo pretendido en este trabajo tendrá como metas:

- Acortar los tiempos de operación
- Hacer una técnica adecuada y económica, disminuyendo el tiempo de adquisición con el uso de cinturones de poliamida 6/6.
- Y por ende, disminuir el daño en los ligamentos interespinoso y supraespinoso al momento de ser invadidos por parte del cirujano.
- Sustitución principalmente de materiales como el Dacrón y alambres de acero inoxidable.

Del material Dacrón se puede decir que es empleado en el sistema Wallis como sujeción entre las apófisis espinosas y en España en la Unidad de Raquis del Hospital de Gran Canaria, Dr. Negrín [33] mostró a especialistas europeos una técnica de implantes de columna vertebral usando este material. Esta técnica consiste en colocar un implante vertebral biocompatible con el que se consigue corregir deformidades e inestabilidades de la columna vertebral. Para ello se emplea este material sintético que es usado para remplazar tejidos corporales que además de permitir mayor solidez causa muy pocas reacciones al ser químicamente inofensivo, por lo que el cuerpo humano no tiende a rechazarlo.

Las intervenciones de columna vertebral con este material presentan una mayor eficacia, y seguridad y un menor número de complicaciones en comparación con los implantes intra-canales vertebrales actuales. Según el doctor Hani Mhaidli [33], una de las mayores ventajas para el paciente es que su recuperación es "casi completa a los cinco días de la operación, mientras hace años una intervención de columna requería un tiempo de seis meses de inmovilización". Se trata de una técnica que puede ser aplicada en pacientes con desviación de la columna (escoliosis), inclinación exagerada de la misma hacia delante (cifosis), algunas fracturas osteoporóticas, tumores así como en pacientes con hueso débil debido a enfermedades como la osteoporosis.

Por lo tanto, se tendrá como alternativa de sujeción para este caso cinturones de poliamida 6/6 con características más favorables y manipulación de los mismos semejantes al Dacrón y alambres de acero inoxidable, de acuerdo a explicaciones y experiencia por parte del Dr. A. González Rebatú, quien propone en primera instancia el uso de estos cinturones plásticos para ser considerados dentro de la estabilización segmentaria en la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en la región de la columna lumbar humana.

El trabajo se lleva en conjunto con el Hospital Regional ISSSTE 1° de Octubre con el Jefe de Cirugía de Columna Dr. Alejandro González Rebatú y la SEPI ESIME Zacatenco con los investigadores el Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández, Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo y el Dr. Luís Héctor Hernández Gómez.

1. 7. REFERENCIAS.

1. Betegón JN, Hernández JE, González JJ, Fernández GM, Villar PJ, Núñez S. "Valoración a largo plazo de la denervación facetaria en el tratamiento del síndrome facetario lumbar". Puntex Vol. 37. Fascículo 2. 84-87. España 2007.
2. Méndez F. Gómez – Conesa A. "Postural hygiene program to prevent low back pain". 1; 11:1280-6. Spine 2001.
3. Frank H. Netter. "Atlas de Anatomía Humana". Segunda Edición. Editorial Masson. Láminas 144-166. Canadá 2000
4. Álvarez del Villar, José; Álvarez, Ticul. "Diccionario de anatomía comparada de vertebrados". Instituto Politécnico Nacional. p.p. 7-11. México 2007.
5. Goldthwait JE: The lumbosacral articulation: an explanation of many cases of "lumbago, sciatica and paraplegia". Boston Med Surg 1911; 164:356-372.
6. Ghormley RK: "Low back pain: with special reference to the articular facets, with presentation of an operative procedure". JAMA 1933;101: 1773-1777.
7. Hirsch C, Inglemark B, Miller M: "The anatomical basis for low back pain". Acta Orthop Scand. 1963;33:1-17.
8. Rees WES: "Multiple bilateral subcutaneous rhizolysis of segmental nerves in the treatment in the intervertebral disc syndrome". Ann Gen Pract. 1971;26:126-127.
9. Shealy CN. "Percutaneous radiofrecuency denervation of spinal facets. An alternative approach to treatment of chronic back pain and sciatica". J Neurosurg 1975; 43: 448-45.
10. Dreyfuss P, Halbrook B, Pauza K. "Eficacy and validity of radiofrecuency neurotomy for chronic lumbar zygapofiseal joint pain". Spine 2000; 25: 1270-1277.
11. Van Kleef M, Barendse GA, Kessels A et al: "Randomized trial of radiofrecuency lumbar facet denervation for chronic low back pain". Spine 1999; 24 (18): 1937-1942.
12. Dreyfuss P, Schwarzer AC, Lau P, Bogduk N: "Specificity of lumbar medial branch and L5 dorsal ramus blocks. A computed tomography study". Spine 1997; 22(8): 895-902.
13. Pimenta Luiz, León Parra Mónica. "Síndrome facetario y su manejo". Medigraphic. 1(2); Brasil 2005. 98-102.
14. Boleaga DB, Fiesco GL. "Enfermedad degenerativa de la columna lumbosacra. Correlación clínica y por resonancia magnética". México 2006; 74: 101-105.
15. Whitten CG, El-Khoury GY, Renfrew DL, Kathol MH: "Facet Injection". Seminars in Interventional Radiology 1993; 10:255-261.
16. Reyes SA, Ortega JL, Miramontes V, Rosales LM, Alpizar A. "Experiencia con prótesis Prodisc II en discopatía lumbar, en el grupo Ángeles". México 2003; 1 (4); 217-224.
17. Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC. "Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs". Spine 1993; 18(12): 1677-1688.
18. Damián NZ, Reyes SA, Domínguez HV, Urriolagoitia CG, Hernández GL. "Estudio mecánico del fijador interno de columna INO. Primera parte: comportamiento bajo carga cuasi-estática de flexo-compresión". Medigraphic. México 2000. 14 (1): 9-15.
19. Carbajal Romero MF. "Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema "Dufoo" de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales". Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 32-46. México 2004.

20. Sánchez Martín MM. "Instrumentación vertebral transpedicular. Anatomía. Biomecánica. Sistemas. Indicaciones. Técnica". Editorial Universidad de Valladolid. pp. 127-137. España 2004.
21. Hsu J, Zuckerman JF, White AH, Wynene G. "Internal with pedicle screw". En White AH, Rothman RH, Roy CD (eds). Lumbar spine surgery. St. Louis. CV Mosby. 1987. pp. 322-338.
22. Vaccaro AR, Garfin SR. "Internal fixation (Pedicle screw fixation for fusion of the lumbar spine)". Spine 1995. 20 (24S): 157S-165S.
23. Weinstein JN, Rydevik BLO, Raushning W. "Anatomical and technical considerations of pedicle screw fixation". Clin Orthop 1992; 284: 34-36.
24. Sánchez Martín MM. "Fusión vertebral en la estenosis lumbar. Indicaciones. Consideraciones generales y técnica posterolateral". Editorial Universidad de Valladolid. pp. 139-147. España 2004.
25. Sánchez Martín MM. "Cirugía descompresiva en la estenosis del canal lumbar". Editorial Universidad de Valladolid. pp. 119-1126. España 2004.
26. De León ME, Vázquez GJ, Atlitec CP. "Estabilización facetaria lumbosacra: Técnica de Mc Bride". México 2008; 22 (2): 107-114.
27. Sales J. "Implantes lumbares interespinosos". Neurología Contemporánea. ISSN 1988-2661. Vol. 2. Núm. 3. España 2008.
28. Verhoof OJ, Bron JL, Wapstra FH, van Royen BJ. "High failure rate of the interspinous distraction device (X-Stop) for the treatment of lumbar spinal stenosis caused by degenerative spondylolisthesis". Eur Spine J. 2008 Feb; 17 (2):188-92.
29. Bordes MM, Bordes GV, Rodrigo BF. "Sistema de neutralización dinámica en la columna lumbar. Sistema DYNESYS Experiencia en 94 casos". España 2008; 11 (30) 16: 499-506.
30. Cabello Gallardo J, Roca Burniol J, Iborra González M, Vázquez Solsona J. "Análisis Biomecánico de la doble fijación híbrida en la columna lumbar". Trauma Fund. MAPFRE Vol. 19. España 2008; 2: 74-82.
31. Implante de Fusión lumbar posterior TETRIS. Información técnica. SIGNUS Medizintechnik GmbH. Alzenau, Alemania.
32. Augustus A. White III, Manohar M. Panjabi. "Clinical Biomechanics of the Spine". Segunda Edición. Editorial LW&W (Lippincott Williams and Wilkins). p. p. 579 – 582. USA 1990.
33. Dufoo Olvera M, Carranco Toledo GA, García López O, López Palacios JJ. "Programa de manejo rehabilitatorio a pacientes con síndrome doloroso lumbosacro secundario a alteraciones mecanopostulares. Descripción, análisis y experiencia de 3 años en 561 pacientes". Rev. Méx. Ortop. Traum. 12 (6): Nov.-Dic. 506-510. México 1998.
34. Hernández Germán A, Dufoo Olvera M, Aburto Trejo JA, García López OF. "Tratamiento no quirúrgico de las fracturas vertebrales tóraco-lumbares". Medigraphic. México 2000. 14 (1): Ene.-Feb: 48-52.

1. 8. MESOGRAFÍA.

33. Consejería de sanidad. www.gobernnodecanarias.org. Consulta: 28.05.09. En internet: <http://www.gobernnodecanarias.org/noticias/index.jsp?module=1&page=notapreview.htm&id=39553>

CAPÍTULO II.

MARCO TEÓRICO.

En este capítulo se abordará la anatomía del cuerpo humano, enfocado en el esqueleto humano y constitución del mismo; se conocerá la composición del hueso, articulaciones y la columna vertebral, donde al abordar el tema de la columna vertebral se hará hincapié en la columna lumbar y los movimientos asociados a esta región, con el fin de conocer la biomecánica en este segmento y las causas que dan origen a daños de esta región.

2. ESQUELETO HUMANO.

La importancia de conocer el cuerpo humano como máquina perfecta radica, desde el punto de vista de la *Biomecánica*, en el estudio de los diversos elementos que la conforman, asociando la acción de las cargas que inciden en él y de aquellas que pueden provocar un daño sobre el mismo.

Hay que recordar que el hombre empieza a tener la capacidad de razonamiento desde hace miles de años y que tuvo la necesidad de aprender a conocer las estructuras que lo conformaban, así como la de los animales que lo rodeaban, ya sea para aprovecharlos mejor, defenderse de ellos o únicamente para conocerlos.

Se puede decir, que el hombre es un ser articulado y sus segmentos deben moverse relativamente entre sí en virtud de la presencia de las *articulaciones* que permiten el desplazamiento y el movimiento en conjunto; pero al paso de los años se ha observado que tan complejo puede ser el entendimiento del cuerpo humano, tal es el caso de estudiar una postura correcta del mismo y observar que existen características propias y factores diversos, como lo es el estado mismo de los músculos, de los *ligamentos*, la estructura ósea, la alineación de la columna vertebral, la información articular, entre otros, para determinar que una postura correcta es aquella que presenta una alineación adecuada de los segmentos y estructuras corporales, en cualquiera de las posiciones que puede adoptar, conservando el trayecto normal de la línea de gravedad con un máximo de eficiencia fisiológica y biomecánica, requiriendo un mínimo de esfuerzo y gasto energético.

En el presente capítulo se estudiarán las bases teóricas de los conceptos elementales relacionados con la anatomía de la columna lumbar humana y asociar aquellos sobre el entendimiento de la *artrosis facetaria* seres humanos. Para ello, se analizará el tema del esqueleto humano dando paso a la composición de los huesos, el crecimiento de los mismos e inervación para posteriormente concluir con el estudio de la columna vertebral y los movimientos asociados a esta los cuales son de rotación, flexión, extensión y combinados.

Al tener información relacionada con el capítulo anterior, se tendrá una visión sobre el problema que se está tratando y al estudiar de manera detallada cada uno de los elementos y funciones que conforman la columna lumbar, permitirá establecer los parámetros de inicio solicitados en la parte experimental del trabajo.

2. 1. 1. GENERALIDADES DEL ESQUELETO HUMANO.

El esqueleto está constituido por un conjunto de huesos unidos entre sí. En el ser vivo es frecuente su exploración clínica mediante radiografías o palpaciones de referencias óseas de interés. El esqueleto del hombre es osteocartilaginoso. Durante la vida fetal el esqueleto osteocartilaginoso que se forma es reemplazado por huesos de sustitución. En el adulto, el esqueleto *cartilaginoso* se mantiene en forma limitada, cartílagos costales, articulares, **septo** nasal, entre otros.

Los huesos son componentes duros, resistentes y que sirven a los músculos como soporte, a su vez se describen como:

- Elementos protectores: Se pueden definir como un conjunto de huesos que se conecta entre sí y forman cavidades que alojan tanto sistemas y sentidos (cráneo, órbitas, por mencionar algunos).

- Elementos articulares: En las articulaciones móviles los huesos están unidos entre sí por cápsulas, ligamentos y músculos. Estos últimos forman los ligamentos activos y los cartílagos participan como piezas pasivas.

En la figura 2.2, se puede observar el esqueleto humano, el cual está constituido por la superposición de una serie de elementos óseos, cuyo conjunto en la sección media forman la columna vertebral y constituye el eje vertical del esqueleto. Su parte superior sostiene el cráneo, delante del cual se encuentra un conjunto óseo completo con diversas cavidades: el macizo facial. En su extremo inferior las vértebras se sueldan y adelgazan, formando dos huesos: el sacro y el cóccix.

El conjunto cráneo-vertebral o esqueleto axial presenta en su interior una cavidad donde se aloja el sistema nervioso central, con las raíces espinales. De la parte media de la columna vertebral, se separan lateralmente y a ambos lados 12 costillas, que son una serie regular de arcos óseos. Éstas se articulan en la parte anterior con el esternón por medio de los cartílagos costales, excepto las dos últimas que quedan libres las cuales son las "costillas flotantes". El conjunto de columna vertebral, costillas, cartílagos, esternón y espacios intercostocondrales se integran en una caja de constitución especial llamado tórax que se observa en la figura 2.1.

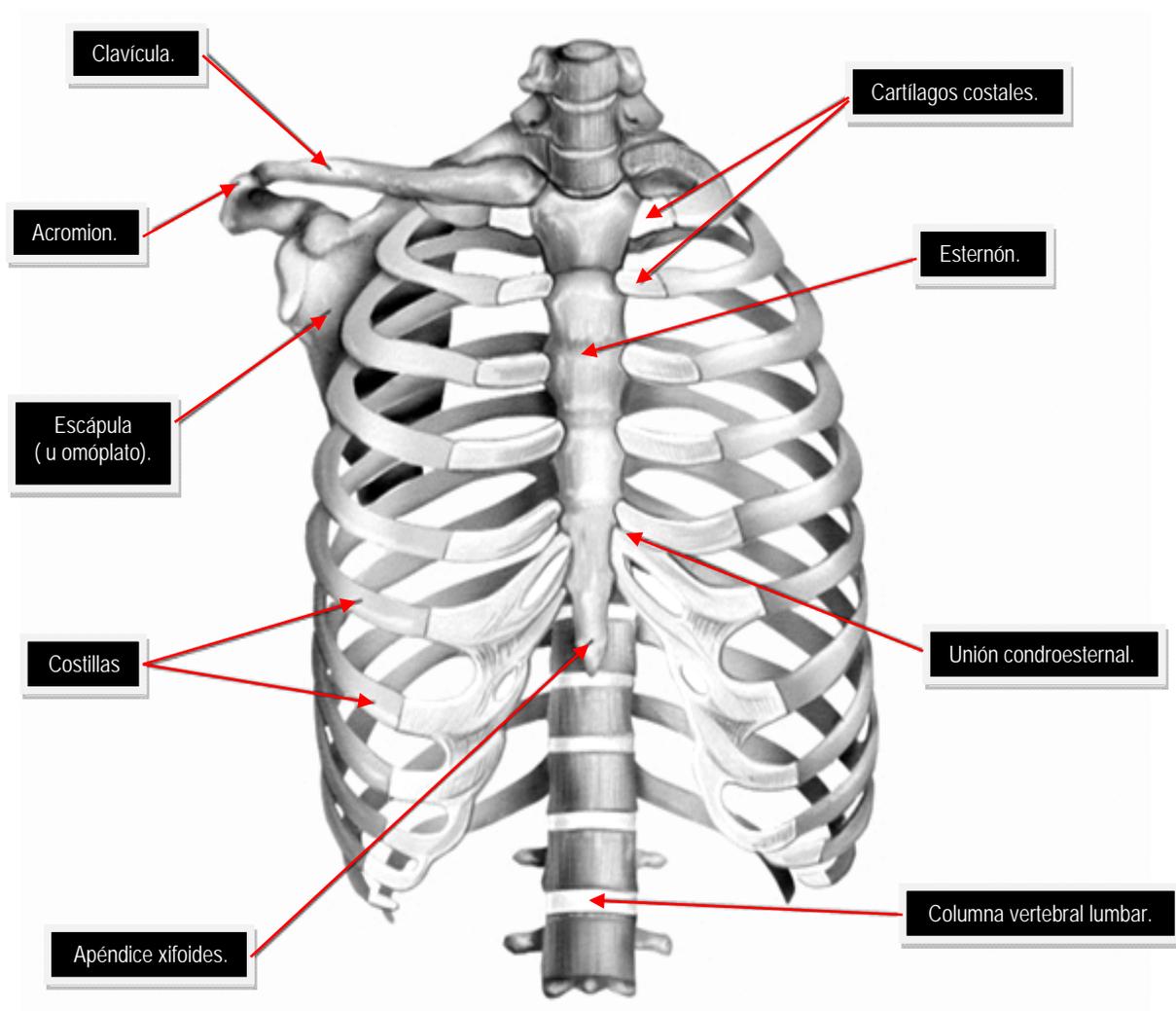


Figura 2.1. Tórax. [2]

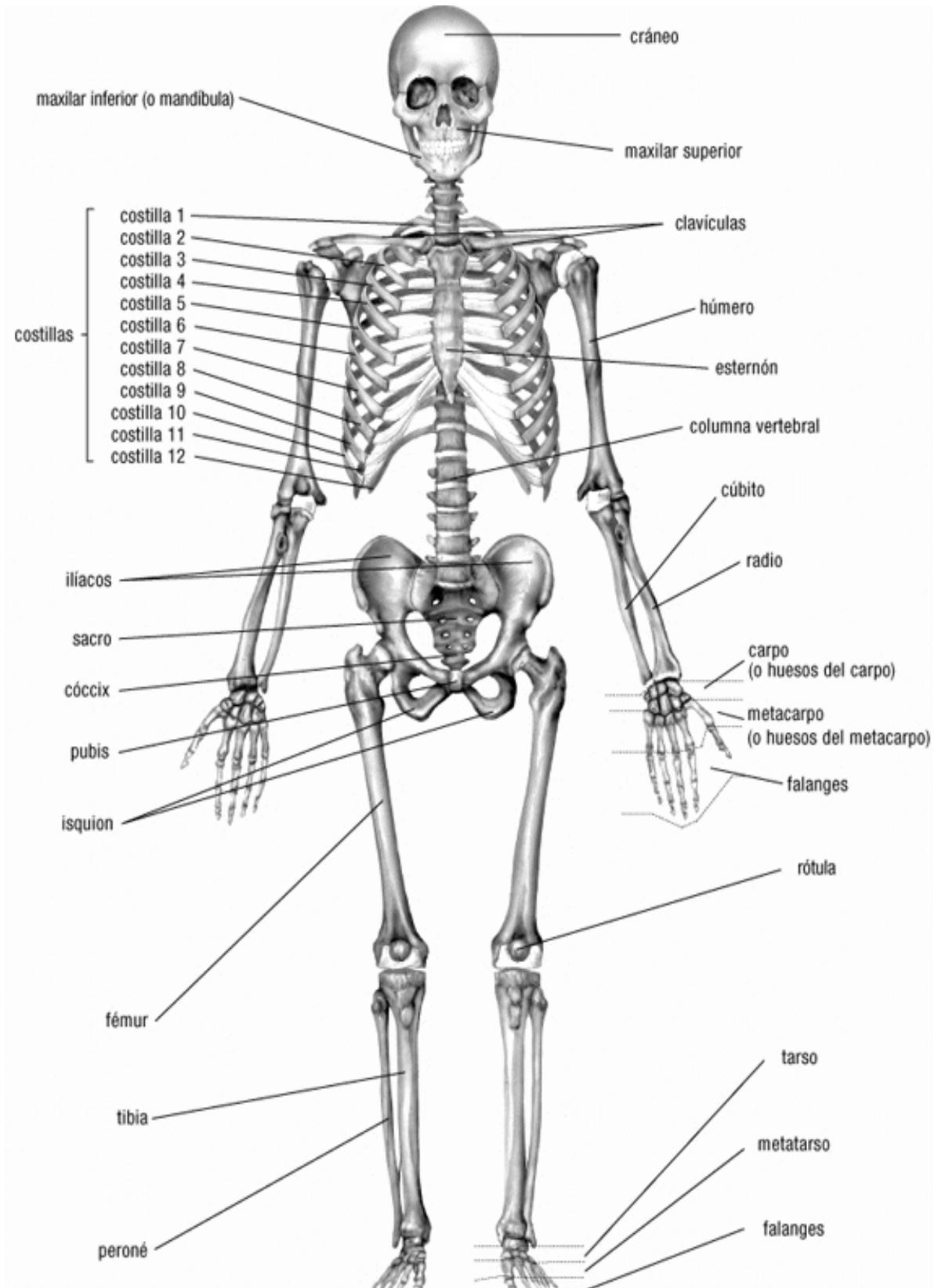


Figura 2.2. Esqueleto humano, vista frontal. [2]

El esqueleto axial se compone por tres zonas principales. La primera, referida al cingulo torácico, formado por la clavícula y la escápula; la segunda, denominada esqueleto de la cintura escapular o torácica, el cual une el miembro superior al tórax, y tercera, el cingulo pelviano, situado en la parte inferior de la columna vertebral. A éste se unen los huesos coxales, con los que se conectan los miembros inferiores. Los huesos del coxal, el sacro y el cóccix delimitan un espacio: la cavidad pelviana, como se muestra en la figura 2.3.

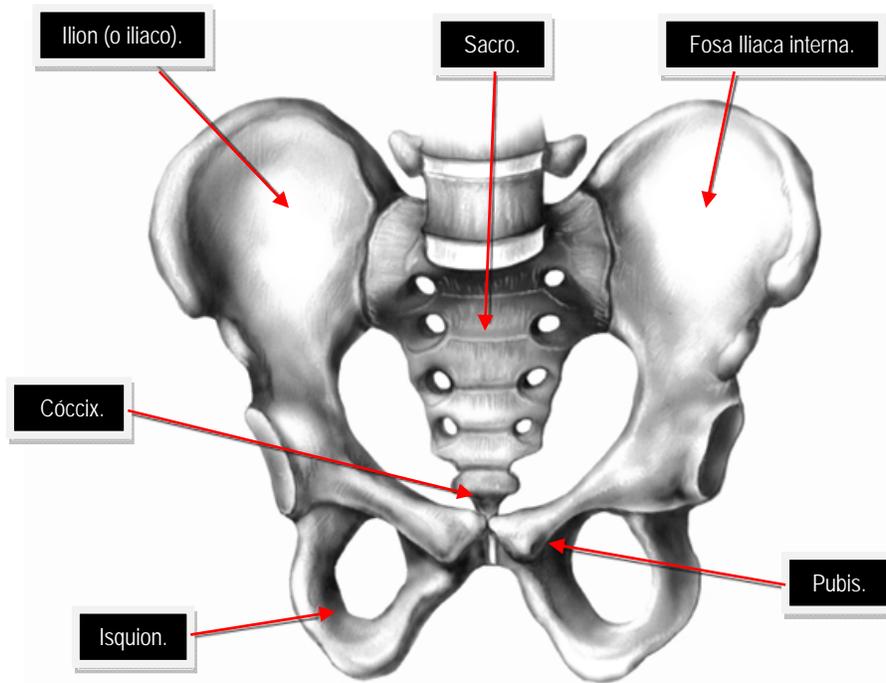


Figura 2.3. Pelvis y sus partes. [2]

Por otra parte, el miembro superior comprende tres segmentos con sus respectivos huesos los cuales son el brazo con el húmero, posteriormente el antebrazo, con la **ulna** y el radio y finalmente la mano, con los huesos del carpo, el metacarpo y las falanges.

A su vez, el miembro inferior presenta tres segmentos, el primero es el muslo con el fémur, el segundo es la pierna con la tibia y la fibula y tercero el pie con el tarso, el metatarso y las falanges.

Existe un único hueso, situado en el cuello, que no presenta conexiones directas con el esqueleto: se trata del hueso hioides.

2. 1. 2. CLASIFICACIÓN DE LOS HUESOS HUMANOS.

En el adulto se cuentan alrededor de 208 huesos, con exclusión de los huesos del cráneo y de los sesamoideos. El número de elementos óseos varía con la edad. En un niño el hueso frontal comprende dos piezas, la derecha e izquierda, que luego se fusionan. El cóccix está formado por tres huesos diferentes el isquion, ilion y pubis, que posteriormente se sueldan entre sí. En la vejez los huesos pueden unirse, especialmente los del cráneo, disminuyendo su número. Es así que los huesos pueden clasificar en tres grupos, dependiendo su forma principal, los cuales son:

Huesos largos: Donde predomina la longitud sobre el espesor y el ancho. Están formados de un cuerpo o diáfisis y de dos extremos o epífisis. La unión de la diáfisis con la epífisis se llama metáfisis. A este grupo corresponden los huesos de los dos primeros segmentos de los miembros superiores, húmero.

Huesos Cortos: Su volumen es restringido, sus 3 ejes son semejantes. De forma variable, generalmente cuboidea, se les encuentra en el carpo, el tarso, por nombrar algunos.

Huesos planos: Espesor reducido, con predominio de la longitud y el ancho. Constituyen las paredes de las cavidades craneana, nasales, orbitarias y pelviana. Estas pueden formar amplias superficies de inserción muscular: escapular, coxal y occipital. Las tres formas de hueso se pueden representar en la figura 2.3.

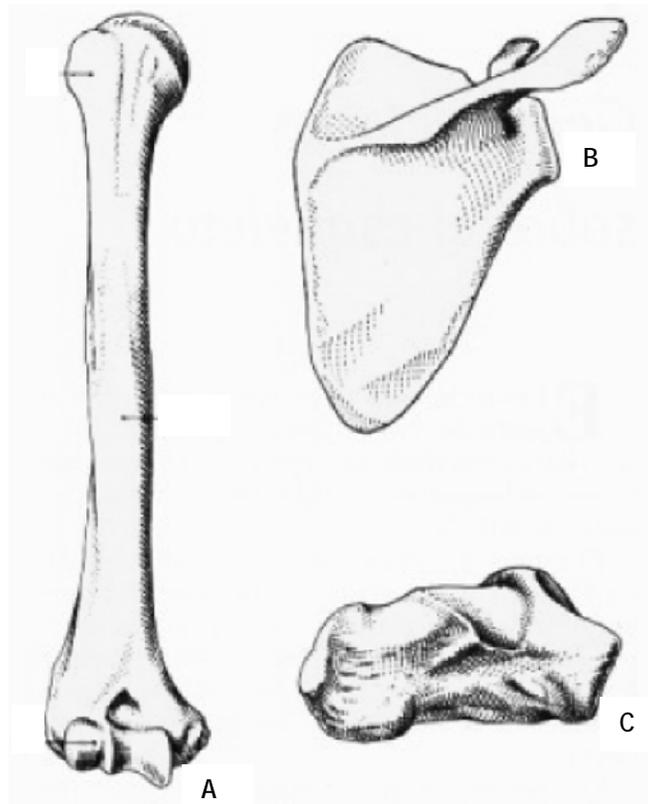


Figura 2.3. A. Hueso largo (húmero, vista anterior). B. Hueso plano (escápula, vista posterior) y C. Hueso corto (calcáneo, vista lateral). [1]

2. 1. 3. INERVACIÓN DE LOS HUESOS.

Una exposición completa de las fuerzas segmentarias en el movimiento corporal debe incluir no sólo aspectos biomecánicos sino también fisiológicos sobre la relación longitud-tensión muscular y los mecanismos de control neuromotor. El aparato de retroalimentación sensorial es un factor de gran importancia para una adecuada función neuromuscular, sin embargo, en este estudio solo interesan los aspectos mecánicos, pero hay que tener en cuenta que esto no constituye el todo del funcionamiento del cuerpo humano [27].

Los nervios que llegan al hueso penetran en su interior junto con las arterias (nervios perivasculares). Son fibras sensitivas responsables del dolor óseo, las que se encuentran en el hueso. Y el periostio procede de los nervios musculares. Son fibras que provienen de nervios craneanos o espinales, como se puede apreciar en la figura 2.4. Desde este plexo nervioso se originan fibras que llegan a la cortical del hueso, sin acompañar a los vasos sanguíneos. En la médula, las fibras nerviosas autónomas se disponen alrededor de los vasos formando plexos perivasculares vasomotores que terminan en las capas musculares lisas de los vasos. La irrigación y la inervación son de fundamental importancia en el crecimiento y osificación del hueso.

Por otra parte, el hueso vivo posee una extraordinaria sensibilidad, tal es el caso de dolores que acompañan a las fracturas así como a los procesos inflamatorios o a algunos tumores.

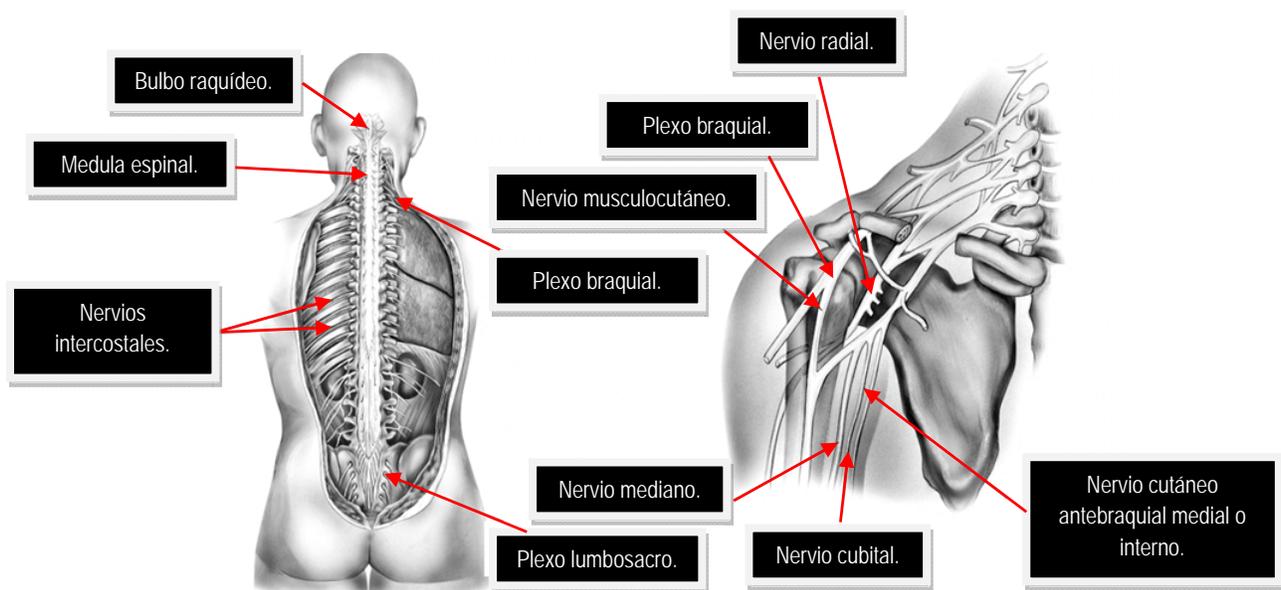


Figura 2.4. Inervación en el cuerpo humano.

2. 1. 4. OSIFICACIÓN Y CRECIMIENTO DE LOS HUESOS.

La osificación, es un proceso general de los huesos que interviene en la formación de múltiples piezas óseas. Su desarrollo y crecimiento están regidos por diversos factores. Se puede decir, que el tejido óseo se caracteriza por que su sustancia fundamental está impregnada de sales cálcicas.

La osificación es resultado de un conjunto de fenómenos anatómicos, histológicos y fisiológicos que transforman un tejido conjuntivo diferenciado en tejido óseo. Para tener un entendimiento sobre la osificación del hueso, se tiene el tejido mesenquimatoso del embrión dado que es el punto de partida de ciertas formas de hueso. Los demás tejidos conjuntivos, en determinadas condiciones, son susceptibles de osificarse, como ocurre en los tejidos fibroso y cartilaginoso, los ligamentos articulares, las paredes arteriales, por mencionar algunos. En el organismo pueden observarse osificaciones heterotópicas; para que esto ocurra el tejido conjuntivo debe regresar a una forma embrionaria, absolutamente indiferenciada, condición necesaria para que pueda osificarse.

Por otra parte, en la osteogénesis deben considerarse períodos esenciales como se puede apreciar este tema a fondo en el apartado de anexos.

Las porciones que facilitan el crecimiento del hueso se encuentran en la periferia del mismo, las cuales pueden ser placas fibrosas que se mantienen durante el crecimiento, formando en el cráneo los espacios fontanelares. El hueso crece en longitud y en espesor y con los años adquiere su forma definitiva. Ésta depende de la incidencia de dos factores el primero es hereditario o genético y el segundo es puramente local. Por su parte el tejido óseo vivo es muy maleable.

Durante el crecimiento se produce una serie de renovación de las capas óseas, especialmente en el hueso perióstico que denota las reacciones de cargas a las que está sometido. De este modo se originan los canales, por los que transitan elementos vasculares o nerviosos así como las salientes óseas y las irregularidades, expresión de inserciones musculares. Estas influencias externas repercuten en la forma del hueso. Cuando el tejido óseo compacto se endurece por la acción de cargas a compresión o tensión significativas, el tejido óseo esponjoso orienta sus trabéculas en el sentido de la carga que soporta. Los huesos que se encuentran sometidos a cargas no orientadas como en el caso del cuello del fémur, la orientación de las trabéculas depende de la transmisión de las fuerzas, adaptándose a las funciones propias de la estática y de la locomoción. El hueso es asiento de constantes transformaciones y en la vejez predominan los procesos de destrucción, el tejido óseo se enrarece y el esqueleto se vuelve más frágil. Por su parte, el esqueleto vivo funciona como un verdadero órgano, ricamente vascularizado, en el que se producen modificaciones fisicoquímicas de enorme repercusión y en estrecha relación con la nutrición; en el apartado de anexos se encontrara lo referente a la vasculación de los huesos.

2. 2. COLUMNA VERTEBRAL [1].

2. 2. 1. ESQUELETO DE LA COLUMNA VERTEBRAL.

La columna vertebral está constituida por unidades funcionales superpuestas, como se puede apreciar en la figura 2.6 [21]. Se denomina *unidad funcional* [22] al componente básico estructural de la columna vertebral, se conforma por dos vértebras adyacentes separadas por un disco intervertebral. Es importante considerar este hecho, dado que el estudio Biomecánico de la columna vertebral humana está referida a unidades funcionales. Por su parte, la columna vertebral está constituida por cuerpos óseos, llamadas *vértebras* que se encuentran superpuestas y se puede apreciar en la figura 2.5 cuyo número es de 33 a 34 piezas. La columna comprende 4 porciones que, de arriba hacia abajo son: vértebras cervicales, vértebras torácicas, vértebras lumbares y pelviana, se componen de:

- 7 vértebras cervicales.
- 12 vértebras torácicas.
- 5 vértebras lumbares.
- 9 o 10 vértebras pelvianas soldadas entre sí para formar 2 piezas óseas distintas: el sacro y el cóccix.

La columna erecta recibe el nombre de columna estática o postura. Así mismo, la columna anterior sirve de soporte y la posterior es donde se realiza el movimiento.

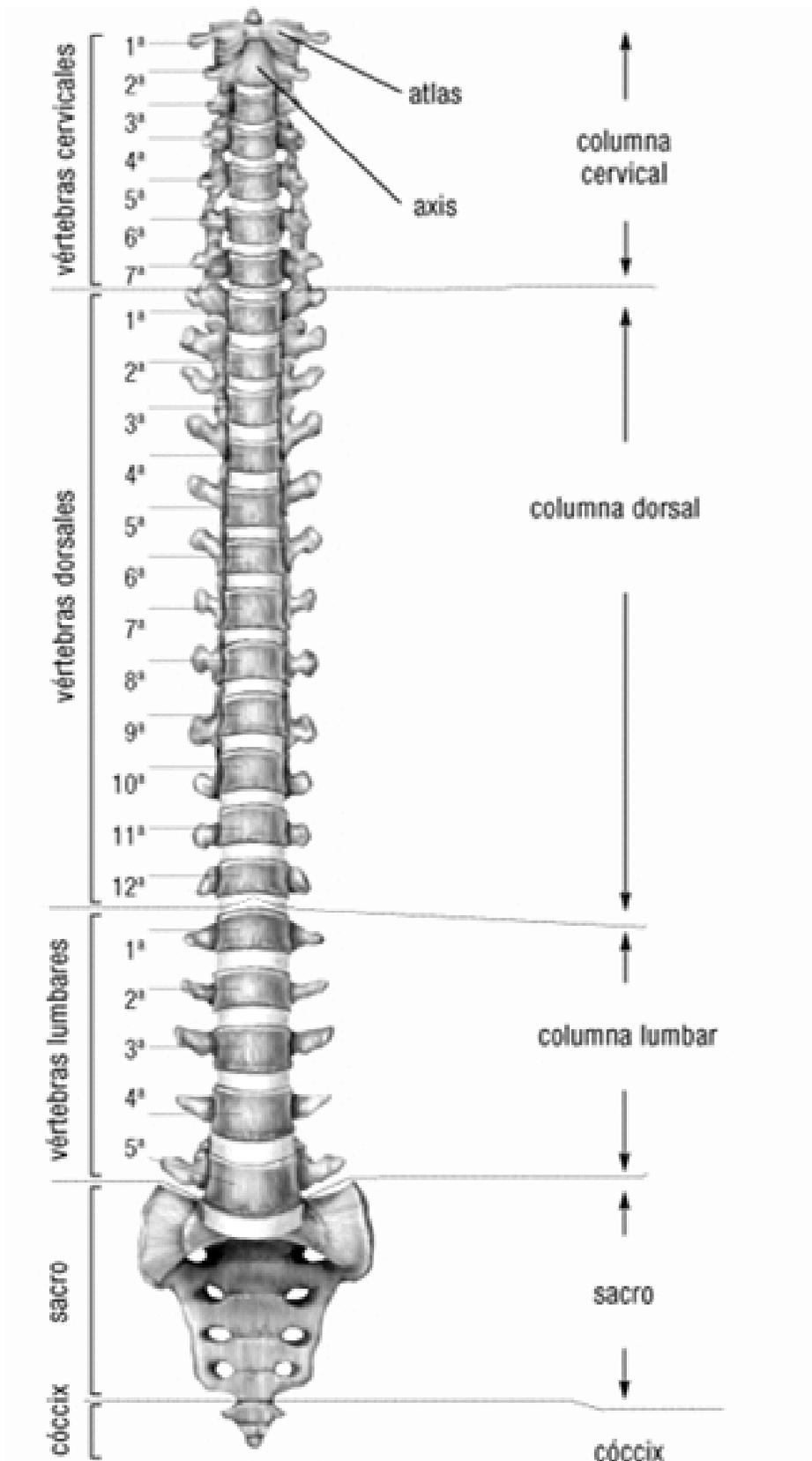


Figura 2.5. Estructura ósea de la columna vertebral. [2]

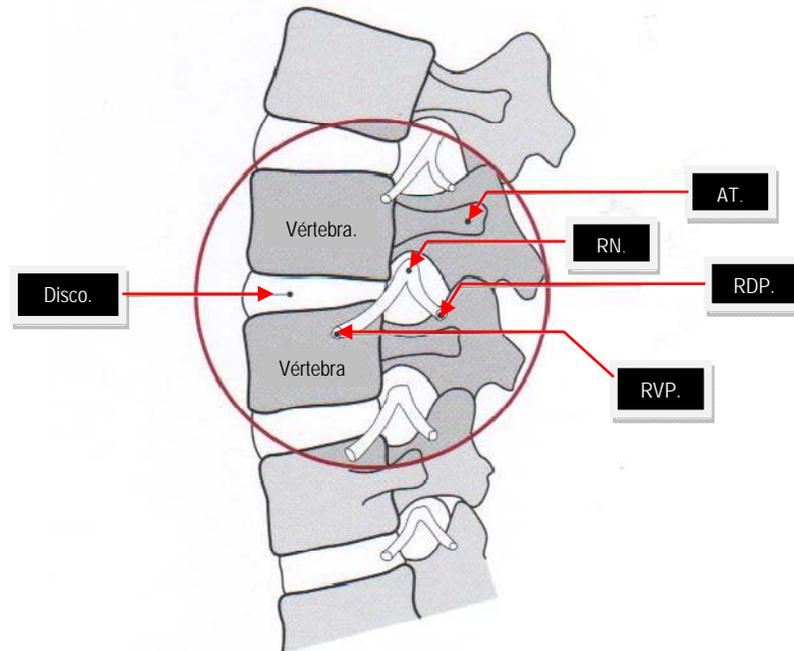


Figura 2.6. Unidad funcional. Vértebras adyacentes separadas por el disco, apófisis transversa (AT), raíz nerviosa (RN), rama dorsal primaria (RDP) y la rama ventral primaria (RVP) [21]

2. 2. 2. VÉRTEBRAS LIBRES (cervicales, torácicas y lumbares).

En su estudio se distinguen tres tipos de características, el primero se refiere a formas generales comunes a todas las vértebras, el segundo referido a las semejanzas particulares, propios de cada región y el tercero caracteres individuales, que en una misma región, distinguen a determinadas vértebras.

2. 2. 2. 1. CARACTERÍSTICAS COMUNES A TODAS LAS VÉRTEBRAS: VÉRTEBRA "TIPO".

Las vértebras están constituidas por un cuerpo el cual es definido como masa ósea que forma su parte anterior, y un macizo de procesos (apófisis) radiado, situado en la parte posterior del cuerpo. Ambos se encuentran unidos por dos columnas anteroposteriores que son los pedículos del arco vertebral que constituyen a determinar tanto uno y otro los lados del foramen vertebral.

El cuerpo vertebral, ocupa la porción anterior de la vértebra. Tiene la forma de un cilindro, con dos caras, una superior y la otra inferior, sus caras laterales y anterior son algo cóncavas en sentido vertical, su cara posterior es cóncava en sentido transversal y forma la pared anterior del canal vertebral. Su periferia está limitada por tejido compacto. A su vez, el cuerpo vertebral está constituido por tejido esponjoso, espeso, sólido y resistente, sus trabéculas están orientadas en el sentido de la aplicación de las cargas, por lo que el cuerpo vertebral es el elemento que constituye a la sustentación de la columna. El macizo de proceso está colocado en la parte posterior del cuerpo vertebral y está unido por los pedículos (derecho e izquierdo) que comprende:

- 2 apófisis transversas: Dirigidos lateralmente que terminan en un extremo libre.
- 4 apófisis articulares: Son dos superiores o ascendentes y dos inferiores o descendentes que se articulan con las vértebras suprayacentes y subyacentes.
- 1 apófisis espinosa: Más ancho en su base, que en el vértice y situado en la línea media donde es muy saliente por su parte posterior.
- 2 láminas vertebrales: Desde la base de la apófisis espinosa se dirigen lateralmente para unirse a las apófisis transversas y articulares.
- 2 pedículos: Que se extienden desde la base de las apófisis transversas y articulares hasta la parte posterior y lateral del cuerpo vertebral. Sus bordes superiores e inferior describen dos curvas opuestas por su convexidad en donde se ensanchan con sus extremos. Estas incisuras corresponden con las de las vértebras subyacentes, formando los forámenes intervertebrales.

En los macizos de las apófisis se describe un istmo vertebral que corresponde a una línea oblicua que reúne a las apófisis articulares superior e inferior, es visible en las radiografías de la columna vertebral con un enfoque de $\frac{3}{4}$. Es un "punto débil" susceptible de romperse accidentalmente. El macizo de las apófisis constituye, desde el punto de vista funcional, la parte "motora" de la vértebra a causa de los numerosos músculos que se insertan en su periferia y que ocupan especialmente el profundo canal posterolateral, situado entre las apófisis espinosas, láminas y los pedículos.

El foramen vertebral está delimitado por la cara posterior del cuerpo vertebral; la parte anterior por las láminas y la base del proceso espinoso y lateralmente por los pedículos y las apófisis articulares. La superposición de los forámenes vertebrales constituye el canal vertebral, donde se aloja la médula espinal, sus raíces, envolturas y anexos. La vértebra es un elemento de protección del contenido nervioso que alberga. El foramen vertebral se abre a ambos lados de los forámenes intervertebrales, limitados en su parte anterior por el cuerpo vertebral y disco intervertebral, en su parte posterior por las apófisis articulares, en la parte superior e inferior por los bordes de los pedículos adyacentes. Los forámenes intervertebrales dan paso a las raíces espinales originadas en la médula.

2. 2. 2. 2. CARACTERÍSTICAS PARTICULARES DE LAS VÉRTEBRAS DE CADA REGIÓN.

Este apartado permite reconocer la región a la cual pertenece una vértebra y se basará primordialmente en las condiciones "funcionales" propias de cada segmento de la columna vertebral, en el caso de las vértebras cervicales (*Vertebrae cervicales*, PNA) y las vértebras torácicas (*Vertebrae thoracicae*, PNA), se podrán apreciar sus características en el apartado de anexos de este trabajo.

En el caso de las vértebras lumbares (*vertebrae lumbales*, PNA) son vértebras sólidas y móviles, su cuerpo es muy voluminoso y su diámetro transversal es mayor que el anteroposterior. Los pedículos emergen de los ángulos posteroposteriores del cuerpo dirigiéndose de adelante hacia atrás. A su vez son cortos y horizontales, y su incisura inferior es mucho más marcada que la superior, en la figura 2.7 se puede apreciar una vista superior de una vértebra lumbar humana.

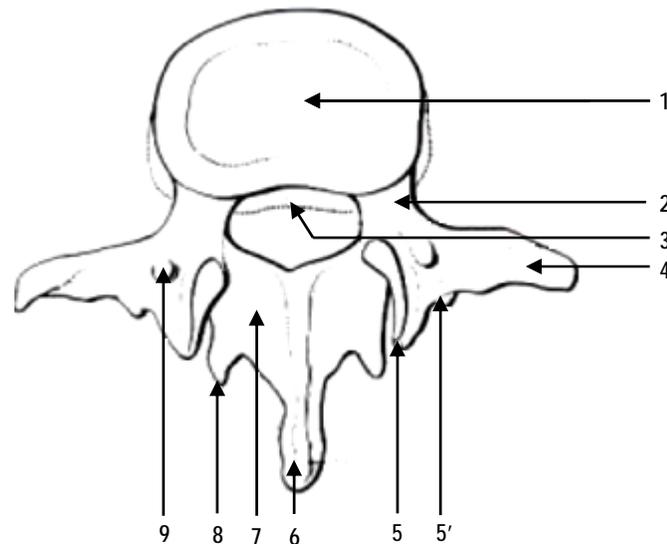


Figura 2.7. Vértebra lumbar, vista superior. 1. Cuerpo. 2. Pedículo. 3. Foramen vertebral. 4. Proceso transverso o costiforme. 5. Proceso articular superior. 5'. Tubérculo accesorio. 6. Proceso espinoso. 7. Lámina. 8. Proceso articular inferior. 9. Tubérculo mamilar. [1]

Sus láminas de forma rectangular presentan mayor altura que ancho de las mismas, son oblicuas de su cara superior a la inferior y de su parte anterior hacia la posterior. Por su ángulo superolateral se unen al pedículo y a la apófisis articular superior, en su ángulo inferior y lateral se implanta la apófisis articular inferior.

Su apófisis espinosa es de forma rectangular y robusta, se dirige horizontalmente hacia su parte posterior, sus caras laterales son sagitales y rugosas. El borde posterior es rugoso y tiene en su parte inferior un tubérculo que representa el vértice de la apófisis. A su vez, la apófisis transversa también llamada apófisis *costiforme*, a causa de la forma, son abultados y transversales, desprendiéndose a la mitad de la altura del pedículo. En las apófisis articulares se distinguen dos tipos, primeramente los superiores, excavados, situados en su parte posterior y superior de la apófisis costiforme y que están orientados hacia su parte posterior y medialmente, y en segundo los inferiores, cilíndricos y convexos, orientados lateralmente y ligeramente hacia su parte anterior. Estas superficies articulares están enmarcadas por un rodete óseo prominente.

El foramen vertebral es triangular y de lados iguales además de ser relativamente pequeño, pues a partir de L2 sólo contiene las raíces espinales inferiores y sus envolturas.

En las vértebras lumbares se describen:

Los tubérculos mamilares, uno de cada lado, situados por fuera de la implantación de la apófisis articular superior. Los tubérculos accesorios que son inconstantes se sitúan detrás de la raíz de cada uno de los procesos transversos.

Para reconocer una vértebra se debe examinar primero la base de los procesos transversos, se observa si existe o no un foramen. En el primer caso, se trata de una vértebra cervical. En el segundo, la vértebra puede ser torácica o lumbar. Se procede entonces a examinar la parte posterolateral del cuerpo vertebral, si existen facetas articulares, es una vértebra torácica, si no las hay, es una vértebra lumbar. En la figura 2.8 se tiene una vértebra lumbar en una vista lateral.

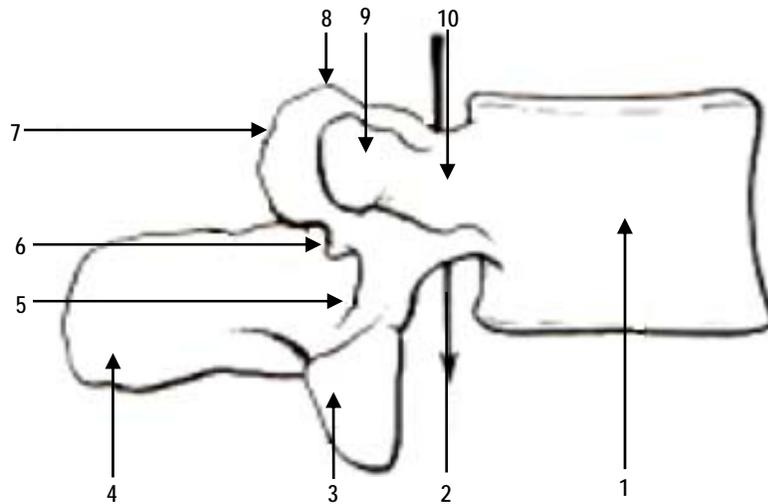


Figura 2.8. Vértebra lumbar, vista lateral derecha. 1. Cuerpo. 2. Foramen vertebral. 3. Proceso articular inferior. 4. Proceso espinoso. 5. Láminas. 6. Tubérculo accesorio. 7. Tubérculo mamilar. 8. Proceso articular superior. 9. Proceso costiforme. 10. Pedículo. [1]

2. 2. 3. ARTICULACIONES DE LA COLUMNA VERTEBRAL.

Se pueden comprender de la siguiente forma:

1. Las articulaciones comunes a la mayoría de las vértebras.
2. Los caracteres propios de las diferentes partes de la columna vertebral.
3. Los caracteres propios de ciertas vértebras (articulación lumbosacra y articulación **sacrocóccigea**).

2. 2. 3. 1. ARTICULACIONES COMUNES A LA MAYORÍA DE LAS VÉRTEBRAS.

Las vértebras están unidas entre sí a nivel de sus cuerpos y de sus procesos articulares, donde se ponen en contacto unas con otras. A nivel de las láminas se encuentran unidas, pero no tienen contacto.

2. 2. 3. 1. 1. Articulaciones de los cuerpos vertebrales.

Pertenecen al grupo de las articulaciones cartilaginosas, subgrupo de las sínfisis (anfiartrosis) intervertebrales que se describen a continuación.

Superficies articulares: Están formadas por las caras superior e inferior de los cuerpos vertebrales. La depresión cóncava que se observa en el hueso aislado se encuentra atenuada por una lámina de cartilago que tapiza la parte central. Se puede apreciar en la figura 2.9.

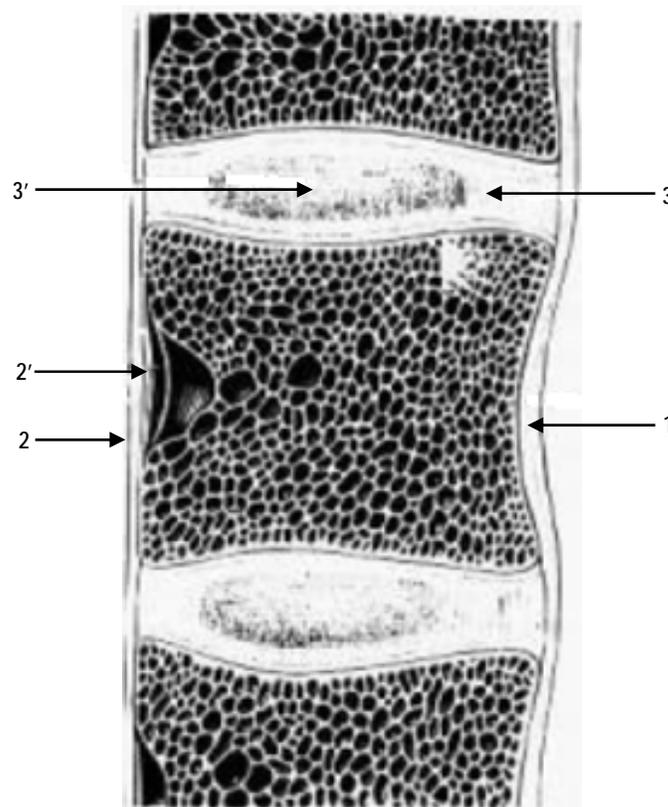


Figura 2.9. Corte sagital mediano de tres cuerpos vertebrales de la región lumbar. 1. Ligamento longitudinal anterior. 2. Ligamento longitudinal posterior. 2'. Haz profundo. 3 y 3'. Porciones periféricas y central de un disco intervertebral. [1]

Medios de unión: Están representados por todos los discos intervertebrales y por una capa fibrosa, reforzada por los ligamentos longitudinales en su parte anterior y posterior.

Discos intervertebrales: Se comportan como ligamentos interóseos. Tienen forma de lente biconvexo, sus caras superior e inferior se adhieren a las caras de las vértebras que se unen. Su altura es variable, mínima entre la vertebra T3 y T7 y se aumenta hacia la columna cervical, este aumento es por debajo de la vértebra T7, para adquirir el máximo nivel en las lumbares. El espesor es mayor en la parte anterior de las porciones cervical y lumbar, donde la columna describe una curva de convexidad anterior. En la columna torácica es más elevado en su parte posterior donde la columna describe una curva de concavidad anterior. Pero las curvaturas de la columna no se deben sólo al espesor de los discos, también participa la forma de las vértebras. En la figura 2.10 se puede apreciar una vista superior de un disco intervertebral con sus respectivas partes.

Estructura: Los discos se hallan formados por dos porciones, la primera es una periférica, fibrosa, y la segunda es central, blanda y gelatinosa. La porción periférica es de consistencia dura y elástica, forma una especie de anillo que se adapta a las superficies. Los haces fibrosos que la forman se agrupan en laminillas, cuya dirección está determinada por las cargas a las que están sometidas. Las fibras que forman una laminilla tienen la misma dirección las cuales pueden ser, verticales para la flexión y la extensión, transversales para el movimiento de rotación y oblicuas para los movimientos complejos de la columna vertebral. A su vez existe una relación entre la inclinación de las fibras y su longitud, ésta puede ser tanto mayor cuanto más extensos son los movimientos.

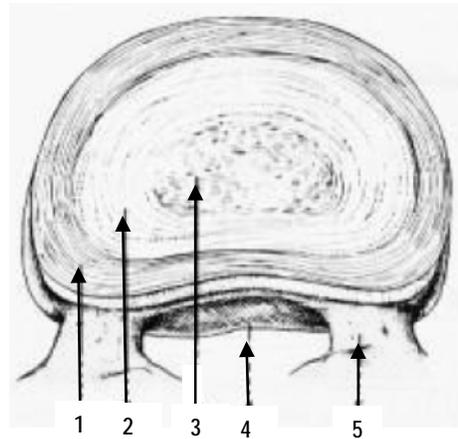


Figura 2.10. Disco intervertebral, vista superior. 1. Capa superficial. 2. Capa media. 3. Núcleo pulposo. 4. Canal vertebral. 5. Pedículo. [1]

La oblicuidad crece en relación proporcional con la presión soportada por el disco. Estos pueden ser elásticos en la edad joven pero sus fibras tienden a endurecerse por lo que existe pérdida de la elasticidad raquídea en el adulto y en personas de edad avanzada.

Su porción central está formada por un centro blando que es gelatinoso llamado núcleo pulposus (nucleus pulposus) y se encuentra más cerca de la circunferencia posterior. Es transparente, opalino y depresible en el sujeto joven, se torna amarillento, seco y duro con la edad, lo que disminuye la flexibilidad de la columna. Esta involución es favorecida por la escasa vascularización del centro del disco. El núcleo pulposus tiene una función importante en los movimientos de la columna, se alarga o se une sobre sí mismo. Puede desplazarse de forma transversal a medida en que lo permite la elasticidad de la parte fibrosa del disco. Cuando esta última se fragiliza, por traumatismo o microtraumatismo repetidos, puede observarse un desplazamiento anormal, en general hacia su parte posterior del núcleo pulposus que repercute en una hernia discal, que puede sobre salir en el canal medular o en el foramen intervertebral y comprimir las raíces espinales. Este mal ocasiona neuralgias y se produce espacialmente en las regiones móviles del raquis.

Ligamentos periféricos: Forman dos largas láminas fibrosas a lo largo de toda la columna vertebral las cuales son: anterior y posterior.

Ligamento longitudinal anterior: Extendido desde la parte basilar del occipital hasta el hueso sacro, está aplicado a la parte anterior y media de los cuerpos vertebrales, como se aprecia en la figura 2.11. En el cuello, adopta la forma de un triángulo, donde el vértice llega a la parte basilar del occipital aplicado al ligamento *occipitoatloideo* anterior. Fibras procedentes del tubérculo anterior del atlas refuerzan el ligamento. Hacia su parte inferior el ligamento se ensancha en dirección a la vértebra C6. Este triángulo largo y afinado ocupa el espacio entre los músculos largos del cuello. En la región torácica conserva estas características hasta la segunda y tercer vértebra, a partir de ahí, el ligamento desciende acompañando a cada lado por una cinta fibrosa que reviste lateralmente a la columna. Se distingue así, una parte media y dos laterales que se extienden hasta las articulaciones costo-vertebrales. En la región lumbar, las porciones laterales desaparecen y continúa modificado por la cara anterior de los cuerpos vertebrales hasta la segunda vértebra del sacro (S2). El ligamento se adhiere a los cuerpos y a los discos intervertebrales en toda su extensión.

Ligamento longitudinal posterior: Se encuentra sobre la cara posterior de los cuerpos vertebrales y de los discos en la parte anterior del conducto vertebral, al que se adhiere profundamente, se puede observar en la

figura 2.11. En su parte superior, se adhiere al borde anterior del foramen magno y a la duramadre craneana, en su parte inferior, se estrecha en una cinta que se fija en la base del cóccix. Sus bordes laterales forman festones, cuyas salientes corresponden con los discos intervertebrales. Ambos ligamentos solidarizan así los cuerpos vertebrales, los cuales son ricos en fibras elásticas que se disponen en un plano superficial y otro profundo.

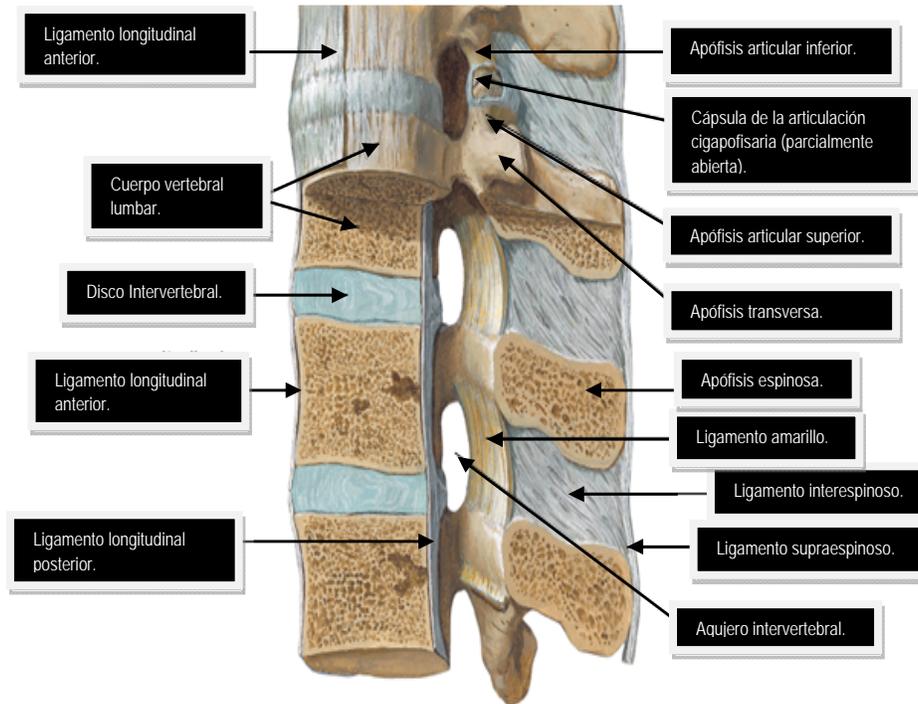


Figura 2.11. Vista lateral izquierda de L1-L4. Se pueden apreciar los ligamentos longitudinal posterior y longitudinal anterior. [4]

Los ligamentos poseen tres funciones biomecánicas de vital importancia.

- Fijan las actitudes posturales, disminuyendo el gasto muscular. En efecto en flexión completa y con los ligamentos íntegros, el segmento intervertebral es lo suficientemente rígido como para resistir la mitad del momento flexor del tronco. [14]
- Restringen la movilidad. Todos los ligamentos se elongan y retraen pasivamente, y están dotados de una capacidad elástica que se va perdiendo con la edad [15]. Con los años el ligamento se torna rígido, se degenera y aparecen daños fibrilares. El ligamento amarillo es la estructura del organismo con mayor cantidad de fibras elásticas. Esto permite su elongación durante la flexión, como los otros ligamentos, y que además es capaz de contraerse durante la extensión. Durante la extensión no se repliega, como los demás, sino que se contrae, disminuyendo de tamaño y así se evita que este se protruya dentro del canal. Además esta elasticidad se mantiene incluso a edades muy avanzadas.
- Protegen al resto de las estructuras vertebrales, absorbiendo energía cinética frente a las fuerzas aplicadas a alta velocidad. En un movimiento de hiperflexión forzada los ligamentos capsulares ofrecen una gran resistencia, ya que poseen una capacidad de estiramiento aproximadamente del 20 al 25% de su longitud original.

2. 2. 3. 2. ARTICULACIONES DE LOS PROCESOS ARTICULARES.

Son "artrodias" en las regiones cervical y torácica, y "trocoides" en la región lumbar, como se observa en la figura 2.12.

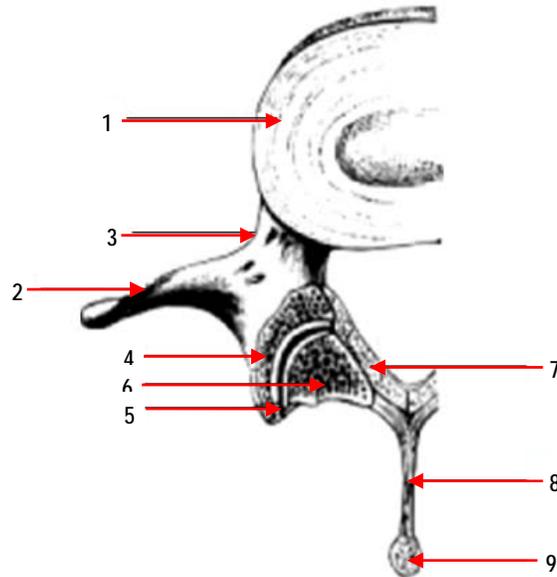


Figura 2.12. Corte transversal por el disco intervertebral L2-L3. 1. Sección del disco intervertebral. 2. Proceso transverso. 3. Pedículo. 4. Sección del proceso articular de la vértebra inferior. 5. Sección del proceso articular de la vértebra superior. 6. Interlinea articular. 7. Ligamentos amarillos. 8. Ligamento interespinoso. 9. Ligamento supraespinoso. [1]

2. 2. 3. 2. 1. Superficies articulares.

Están formadas de acuerdo a la dirección y los movimientos que deben realizar. En la región cervical, son casi planas y ovaladas. La superficie articular de la vértebra inferior se encuentra en su parte posterior y superior, enfrentando a la superficie de la vértebra superior, dispuesta en sentido inverso y situada en su parte posterior siendo superior a ella.

En la región torácica, la disposición es similar, siendo las superficies articulares más verticales. En la región lumbar, las superficies talladas en segmentos de cilindro que pueden ser convexo para la vértebra superior y cóncavo para la vértebra inferior configuran una "trocoide". Orientada de su parte posterior hacia la parte anterior y de medial a lateral. El macizo de las apófisis articulares inferiores se utiliza de su parte anterior y medialmente a las apófisis articulares superiores de la vértebra subyacente.

2. 2. 3. 2. 2. Medios de unión.

Se encuentran presentes por medio de una cápsula delgada y laxa en las cervicales, con características de tener firmeza y ser compacta en las torácicas y mucho más resistente en las vértebras lumbares. Donde se describe en estas dos últimas regiones con un ligamento posterior que refuerza la cápsula. La membrana sinovial, que presenta pequeñas dimensiones, es importante por su patología y su función exige su integridad.

A su vez, estas articulaciones tienen una acción importante en los movimientos de la columna vertebral. Son vigorosamente solicitadas en los movimientos de inclinación lateral o rotación del tronco y por otra parte la

flexión distiende la parte posterior de la cápsula, mientras que la extensión la relaja. Los excesos o la agresión distrófica (reumatismo) que afecta a estas articulaciones producen los dolores lumbares "lumbalgias" que suelen ser espontáneos o por la provocación de esfuerzos repetidos.

2. 2. 3. 3. UNIÓN DE LAS LÁMINAS VERTEBRALES.

Esta unión es establecida por medio de los ligamentos amarillos tanto derechos como izquierdos, para cada espacio interlamelar, como se aprecia en la figura 2.13.

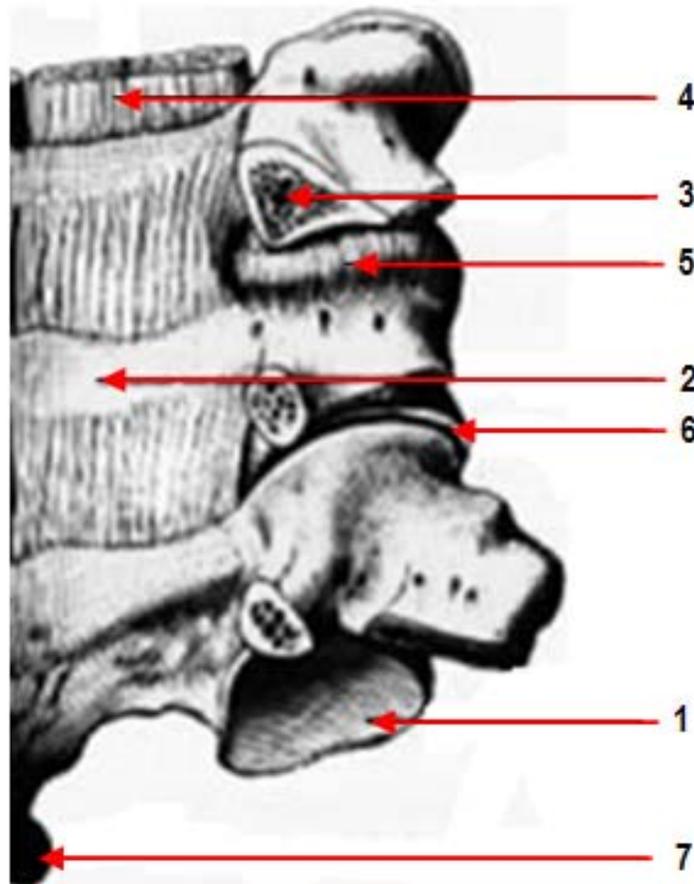


Figura 2.13. Ligamentos amarillos de la región cervical, vista anterior. 1. Vértebra C7. 2. Láminas vertebrales. 3. Pedículo. 4. Ligamentos amarillos. 5. Sinovial de las articulaciones. 6. Articulación abierta. 7. Proceso espinoso. [1]

Son de forma cuadrangular los cuales poseen un borde superior insertado en la cara anterior de la lámina suprayacente, un borde inferior insertado en el borde superior de la lámina subyacente y un borde lateral el cual recubre la parte medial de la cápsula articular de los procesos articulares, a la que se adhiere un borde medial, donde sus fibras se reúnen con el ligamento amarillo opuesto.

Estos ligamentos son resistentes y elásticos, se tiene que siendo más estrechos, altos y espesos pueden ser más inferiores en la columna vertebral. Su cara anterior corresponde al canal vertebral y por otra parte, su cara posterior está oculta por la lámina suprayacente y por los músculos erectos de la espina.

2. 2. 3. 4. UNIÓN DE LAS APÓFISIS ESPINOSAS.

Se realiza por medio de los ligamentos interespinosos y el supraespinoso.

2. 2. 3. 4. 1. Ligamentos interespinosos.

Ocupan el espacio entre dos apófisis espinosas, insertándose en los bordes superior e inferior de las apófisis infrayacente y suprayacente, alcanzan a los ligamentos amarillos por su parte anterior y se extienden hasta la extremidad posterior de la apófisis.

2. 2. 3. 4. 2. Ligamento supraespinoso.

Se extiende a lo largo de la columna uniendo las apófisis espinosas. Tiene un simple espesamiento del borde posterior del ligamento interespinoso a nivel de las columnas lumbar y torácica. Es un cordón de interposición fibrosa entre los músculos del dorso a este nivel. A su vez, es sólido y da inserción a los músculos trapecio y gran dorsal. En la región cervical adquiere una forma propia y constituye el ligamento cervical posterior. Se extiende desde la protuberancia occipital externa hasta la apófisis espinosa de la vértebra C7. En la parte baja se inserta en las apófisis espinosas de las vértebras cervicales. Por lo que, se establece así una separación de los músculos de la nuca tanto derechos e izquierdos.

2. 2. 3. 5. UNIÓN DE LAS APÓFISIS TRANSVERSAS.

Esta unión es a partir de los ligamentos intertransversos. En la región cervical, por ejemplo, están sustituidos por los músculos intertransversos, los cuales denotan una adaptación de estas formaciones a la movilidad de la columna cervical. Por otro lado, en la columna torácica se constituyen pequeños fascículos muy delgados y aplastados que reúnen los dos ápices de las apófisis transversas adyacentes. A nivel de la columna lumbar, su desarrollo es más considerable, se insertan en los tubérculos de las apófisis transversas vecinas y no en los costiformes.

2. 2. 3. 6. CARACTERES REGIONALES DE LAS ARTICULACIONES VERTEBRALES.

Cada una de las regiones de la columna vertebral posee características propias que definen sus diferentes funciones, en el caso de las vértebras cervicales y torácicas se puede apreciar en el apartado de anexos.

2. 2. 3. 6. 1. Articulaciones de las vértebras lumbares.

Por sus dimensiones son fuertes y móviles. El disco intervertebral es grueso de 1/3 de la altura del cuerpo vertebral. Los espacios que se presentan entre las láminas y los interespinosos verticales y anchos están ocupados por ligamentos elásticos. Los procesos articulares están constituidos por segmentos de forma cilíndrica y sólidamente articulados pero con superficies cartilaginosas amplias. El ligamento amarillo refuerza eficazmente el sistema capsuloligamentoso inferior.

2. 2. 4. COLUMNA VERTEBRAL EN GENERAL.

La longitud de la columna vertebral varía con la talla del individuo. El término medio es de 73 a 75 centímetros en el hombre y de 60 a 65 centímetros en la mujer. Esta longitud disminuye en la vejez, como consecuencia del aplastamiento de los discos intervertebrales que aumenta la concavidad anteroposterior: la sífosis.

2. 2. 4. 1. CURVATURAS VERTEBRALES.

Las curvaturas que el ser humano presenta en la columna vertebral son solo dos anteroposterior y laterales. En las curvaturas anteroposterior se cuentan 4 las cuales son:

- En cervicales, es convexa hacia adelante.
- En las torácicas, es convexa hacia atrás.
- En la región lumbar, es convexa hacia adelante.
- En el sacro, es convexa hacia atrás.

Solamente esta última es fija, las otras tres se modifican con los movimientos de flexión o de extensión, dichas curvaturas se pueden observar en la figura 2.14. Estas curvaturas existen en el esqueleto articulado. Dependen, por una parte, de la forma de los cuerpos vertebrales, pero también interviene la forma de los discos intervertebrales, es así que en la unión lumbosacra, por ejemplo, donde la concavidad sacra continúa la "*lordosis*" lumbar, el ángulo intervertebral abierto hacia su parte anterior está ocupado por un disco muy alto en su zona anterior y mucho más delgado en la parte posterior. Asimismo, la curvatura anteroposterior de la columna denota la adaptación del hombre a la posición de pie. Esto se demuestra por su evolución durante el crecimiento. En la mujer, la curvatura lumbar es más marcada que en el hombre. Posiblemente la condición del embarazo ha proseguido en una serie incalculable de generaciones y ha terminado por crear un tipo transmitido por vía hereditaria, que se manifiesta netamente con la pubertad y adquiere todo su desarrollo en la edad de las funciones maternas.

Si bien existen variaciones étnicas, se debe señalar también la influencia, muy evidente, desde hace 30 o 40 años, de la profesión, se oponen entonces fácilmente el raquis cóncavo hacia la parte anterior del trabajador de la tierra o del burócrata sedentario, a la columna enhiesta y curvada del soldado. En la actualidad se distingue con frecuencia al individuo, ya sea niño, adolescente o adulto, que mantiene su musculatura y su flexibilidad articular, del que lleva una vida inactiva. En el primer caso se observa la talla curvada, hombros echados hacia atrás y pared abdominal paralela al raquis y en el segundo caso, dorso abovedado, "escápulas aladas", tórax estrecho, hombros proyectados hacia la parte anterior y pared abdominal prominente.

En los cuadrúpedos, no existe más que dos curvaturas las cuales son cervical y dorsolumbar. Ésta forma un puente cuya concavidad está dirigida hacia el suelo y cuyos extremos reposan sobre los cuatro pilares que forman los miembros anteriores y posteriores. Durante la carrera el cuadrúpedo se sirve alternativamente, pero en diagonal, de un elemento de su tren delantero y de otro de su tren trasero. En el salto, en el brinco o en el galope, ambos trenes se acercan entre sí y luego se separan simultáneamente. La dirección de los procesos espinosos denota el esfuerzo muscular de este género de locomoción, están inclinados hacia su parte anterior y posterior en la columna vertebral.

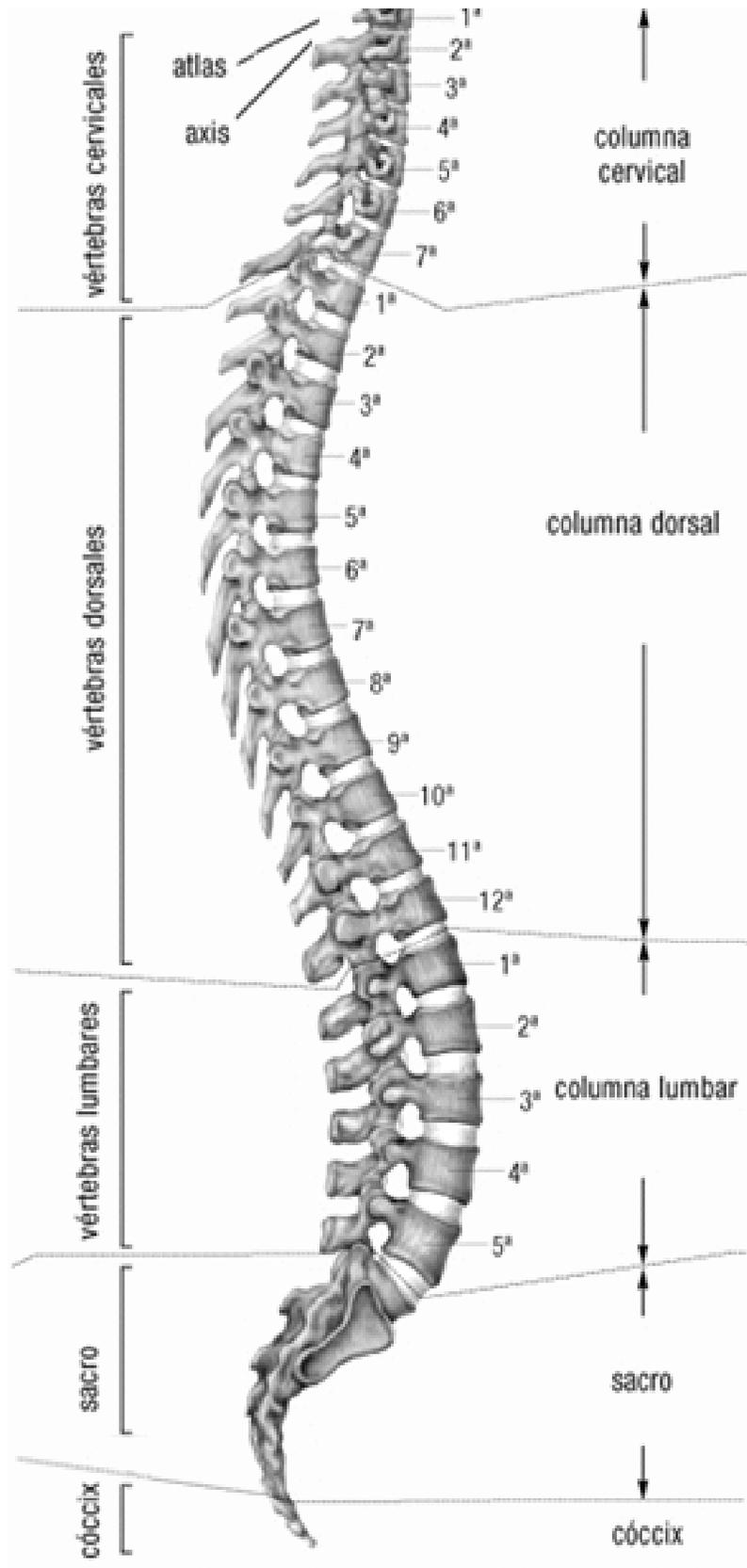


Figura 2.14. Curvaturas de la columna vertebral. [2]

En los antropoides, la posición de pie no es habitual sino accidental, y las curvaturas son casi nulas en las regiones cervical y lumbar.

En el hombre, el desarrollo de la musculatura cervical da a la cabeza la posición necesaria para la exploración visual del mundo que lo rodea, mientras que la curvatura lumbar demuestra que sólo los miembros inferiores participan en la locomoción. Las apófisis espinosas lumbares son horizontales así como las apófisis transversas. Estas salientes ofrecen a los músculos que en ellas se inserte un apoyo orientado exactamente en el sentido requerido para la posición de pie.

2. 2. 4. 1. 1. Curvaturas laterales.

Son imperceptibles en el hombre normal, con la excepción de una curvatura torácica convexa hacia la izquierda que correspondería al predominio funcional del lado derecho (en los diestros). Pueden hacerse evidentes en algunas anomalías vertebrales (**hemivértebras**) como en las destrucciones parciales de un cuerpo vertebral o bien cuando se originan por una debilidad muscular (parálisis, falta de uso). Los acortamientos de un miembro o una **pleuresía** pueden también aumentar las curvaturas laterales determinando una **escoliosis**, generadora y subyacente, y también deformaciones torácicas.

2. 2. 5. FUNCIONES DE LA COLUMNA VERTEBRAL.

La columna vertebral lumbar cumple tres funciones biomecánicas fundamentales.

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

La aplicación a la medicina da una serie de técnicas de ingeniería cada vez más precisa que ha permitido conocer las propiedades biomecánicas de las diferentes estructuras de la columna [22, 24, 25, 26,] así como lo descrito en el capítulo I de este trabajo.

En la posición erguida con los músculos erectos de la columna y los abdominales relajados, la articulación lumbosacra y el tronco soportan sólo el peso sobre puesto del cuerpo [27]. Sin embargo Strait en 1947 [27] demostró que puede involucrarse una gran fuerza de tensión en la parte baja de la espalda en el movimiento de flexión anterior del tronco. De acuerdo a los cálculos realizados por Strait, encontró que la fuerza compresiva sobre la quinta vértebra lumbar de un hombre de 81 kg con su tronco flexionado 60 ° con respecto a la vertical y los brazos colgados libremente, es de 204.11 kg. Si sostiene un peso de 22.7 kg en sus manos, la fuerza de compresión sobre la quinta vértebra lumbar aumenta hasta 385 kg.

Asimismo, la columna desempeña simultáneamente una función estática y una dinámica [21]. El pilar anterior de la unidad funcional soporta el peso de la unidad y el anillo fibroso del disco, y los ligamentos anteriores y posteriores proporcionan la estabilidad [21]. Por otra parte, se ha demostrado que las carillas articulares también soportan peso. Los efectos de los músculos espinales en la estabilidad han sido difíciles de

determinar. Diversos estudios han demostrado que ayudan a mantener la estabilidad de la columna lumbosacra en enfermedades del disco o espondilolistesis.

En cuanto a la columna estable, tanto la estabilidad estática y dinámica necesitan un análisis y estudio, puesto que la inestabilidad primaria de las vértebras lumbares se consideraba la principal causa de dolor en la parte inferior de la espalda.

2. 2. 5. 1. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS ESTRUCTURAS LUMBOSACRAS.

El estudio puede realizarse por separado; de cada uno de sus diferentes componentes anatómicos (disco intervertebral, hueso, ligamento, músculos) o bien considerando la columna como un todo analizando el comportamiento y los movimientos de la misma como una estructura flexible o bien en detalle de cada uno de sus elementos articulados.

Discos, ligamentos y hueso son materiales con características ortotrópicas por lo que sus propiedades mecánicas varían según la orientación con que se aplican las fuerzas. El estudio completo exige que los materiales se sometan a fuerzas de compresión, tracción, cizalleo, rotación y a esfuerzos cíclicos de fatiga.

La columna vertebral puede realizar cinco movimientos: flexión, extensión, inclinación lateral, rotación y circunducción.

Éstos representan la suma de los movimientos elementales de pequeña amplitud entre dos vértebras, pero cuya suma se traduce por un movimiento más amplio.

2. 2. 5. 2. MOVIMIENTO DE LA COLUMNA LUMBAR.

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

En 1929 los estudios radiológicos de Dittman muestran cómo en flexo-extensión:

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

Posteriormente, Lewis y Brailsford han estudiado los diferentes centros instantáneos de movimiento en el plano sagital. Tanz, Allbrook, Nash y Moe han estudiado las movilidades segmentarias sobre modelos mecánicos; Rolander, Lysell y Farfan con métodos de cinemática plana; y finalmente, Schultz y Galante,

Broberg, Gracovetsky, Kinzel, White y Panjabi lo han hecho mediante procedimientos de cinemática espacial sobre modelo matemático.

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

- Movilidad segmentaria, referida exclusivamente a un solo segmento vertebral (segmento móvil de Junghans).
- Movilidad Global de la columna lumbar.

2. 2. 5. 2. 1. Movilidad segmentaria.

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

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

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

Para Farfan, un 20% de flexo-extensión ocurrida en el raquis lumbar tiene lugar en la lumbosacra y un 25% en el nivel L4-L5, siendo similares los valores aportados por Allbrook [16] y Tanz. Con análisis radiológicos minuciosos, se ha invalidado actualmente la teoría de Dittman de que en la columna lumbar la extensión es mayor que la flexión. En realidad, todos los segmentos tienen más movilidad en flexión que en extensión, exceptuando L5-S1 que no tiene un claro patrón definido. A nivel lumbosacro, hay columnas que pueden extenderse en mayor proporción que en flexión, asimismo, este efecto puede ser inmerso en aquellas que flexionan mayor que a extensión [17], en la figura 2.15 se aprecia la movilidad segmentaria según niveles y edad.

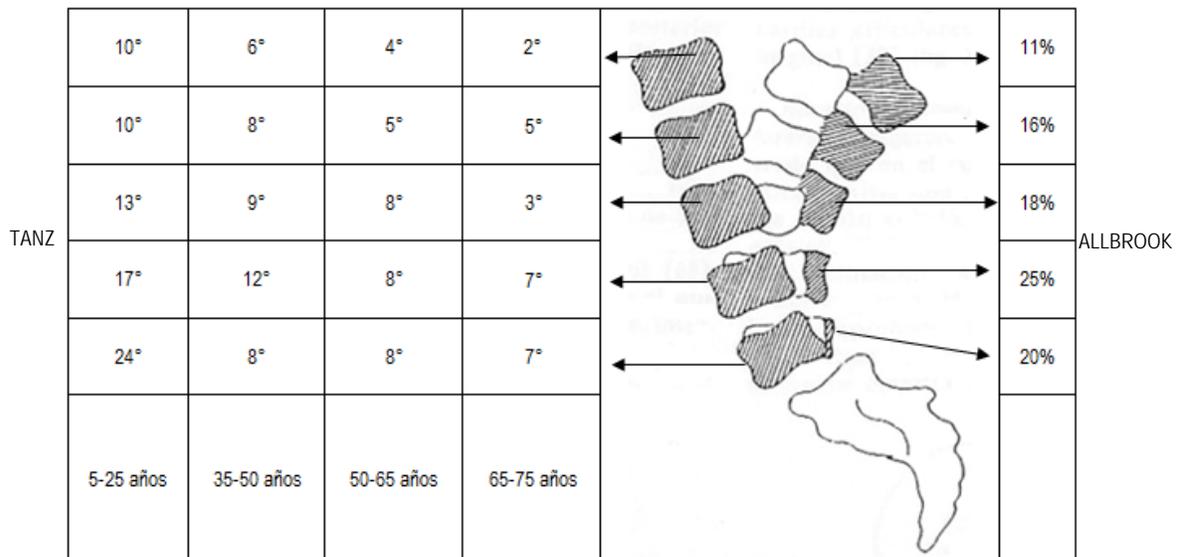


Figura 2.15. Movilidad segmentaria. Distribución de la flexo-extensión lumbar según niveles y edad. [8]

El centro de movimiento para la flexo-extensión se localiza a nivel del tercio posterior del disco. En presencia de una compresión discal este centro se desplaza hacia su parte posterior, aproximándose al plano de las articulares. En las figuras 2.16 y 2.17 se pueden apreciar los movimientos del cuerpo humano a extensión y a flexión.

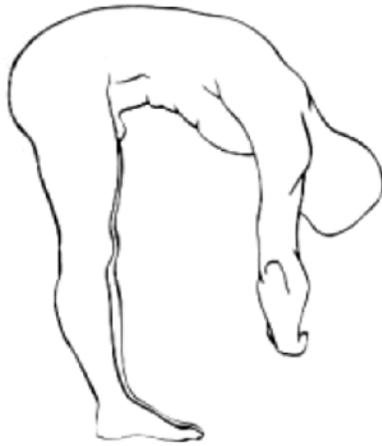


Figura 2.16. Movimiento del tronco. Flexión. [1]



Figura 2.17. Movimiento del tronco. Extensión. [1]

Inclinación lateral: De los movimientos de la columna lumbar, la flexión lateral ha sido el menos estudiado [18]. Su magnitud es mayor en niveles lumbares superiores y se reduce progresivamente en cada nivel inferior [18]. El desplazamiento angular fue medido por Allbrook, siendo su valor para el segmento L4-L5 de 12° a 15°. Los valores obtenidos por Tanz varían según la edad y el nivel. Percy [19] aporta unos valores muy por debajo de éstos, siendo de 6° en L4-L5 y de 3° en L5-S1. En la figura 2.18 se aprecia la movilidad segmentaria en inclinación lateral.

12°	5°	6°	4°	
12°	8°	7°	7°	
16°	8°	8°	6°	
15°	8°	7°	5°	
7°	2°	1°	0°	
5-25 años	35-50 años	50-65 años	65-75 años	

Figura 2.18. Movilidad segmentaria. Valores de la inclinación lumbar. [8]

En este movimiento el disco se comprime en su parte lateral, se separa de lado opuesto y se produce un desplazamiento de las superficies articulares posteriores. Pero está limitado del lado hacia donde se inclina la columna, esto es debido al contacto entre la apófisis articular inferior con la raíz de la apófisis transversa de la vértebra subyacente. En la figura 2.19 se observa el movimiento del tronco a inclinación en el cuerpo humano.

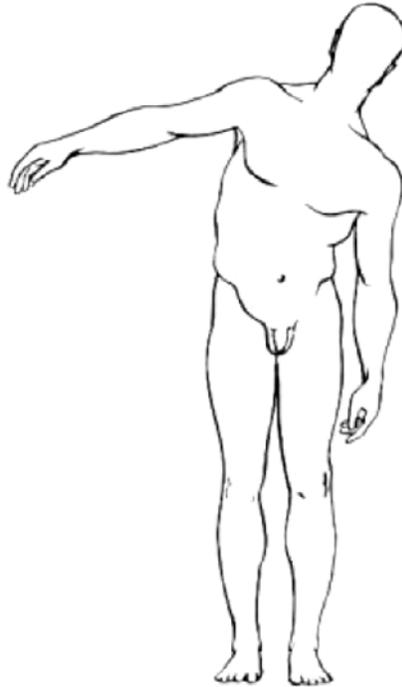


Figura 2.19. Movimiento del tronco. Inclinación lateral. [1]

Rotación axial: Durante la marcha los brazos se balancean alternativamente con las extremidades inferiores, lo que provoca una deflexión cíclica de la columna, de pequeña magnitud pero medible.

Gregersen y Lucas [20], estudiando el movimiento rotario de las vértebras durante la marcha, encontraron que caminando a 4.38 km/h, existe una rotación de 0.2° a 0.6° a nivel de la lumbosacra, en tanto que toda la columna lumbar permite una rotación que oscila de 3° a 18° . Para Lumsden y Morris, la rotación a nivel de la lumbosacra durante la marcha sería algo mayor, aproximadamente de 1.5° ; y la rotación máxima permitida por esta articulación, incluso en las posiciones más forzadas, no sobrepasa los 6.0° . Farfan confirma estas mediciones; el grado de rotación de la lumbosacra, en las actividades diarias, es de pequeña magnitud, inferior a 5° y con una frecuencia de oscilación del orden de 50 ciclos por minuto. En la figura 2.20 se puede observar la rotación vertebral y pelviana durante la marcha.

El centro de rotación, como se aprecia en las figuras 2.21, estaría situado en el punto más apto para distribuir las cargas dentro de un margen de seguridad en todos los componentes del segmento vertebral. Para Delmas es el centro de una circunferencia que encaja en las carillas articulares y cae en la apófisis espinosa. Para Farfan, como las partes más débiles del disco son los ángulos posterolaterales del anulus, debe aceptarse que el centro de rotación axial se localiza a nivel, próximo al eje frontal, cambiante con la dirección de la rotación y tan cerca siempre como sea posible de aquellos puntos. En realidad el segmento móvil no se

mueve alrededor de un eje de rotación fijo, sino de un eje instantáneo de rotación o centrado, que caería en la mitad posterior del interespacio discal.

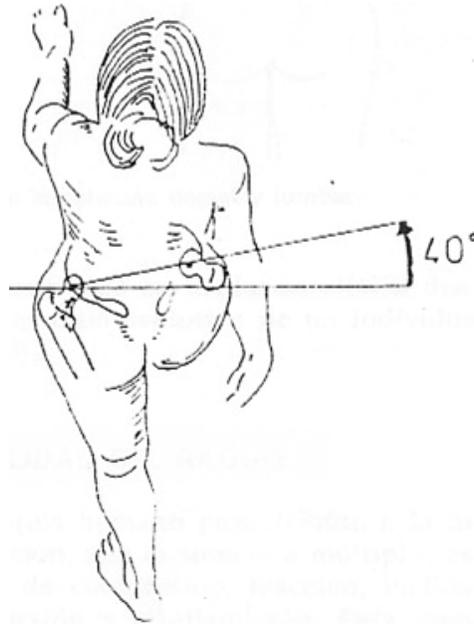


Figura 2.2 0. Rotación vertebral y pelviana durante la marcha. En la fase de balanceo de la marcha, la pelvis rota 40° hacia adelante. La cadera opuesta actúa como un fulcro para esta rotación. Andando a 4.35 km/h existe sólo una rotación de 0.2° a 0.6° a nivel de la lumbosacra. [8]

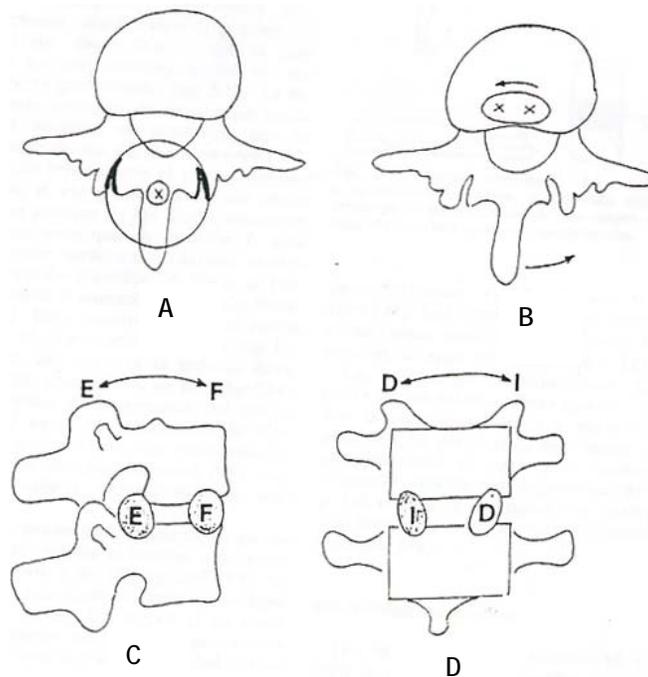


Figura 2.21. Centros instantáneos de movimiento. (A) Para Delmas el centro de rotación es el centro de la circunferencia que encaja en las carillas articulares y cae en la base de la espinosa. (B) Para Farfan se sitúa en la parte posterior del disco y se desplaza ligeramente según la dirección de la rotación. (C) Los centros instantáneos para la flexo-extensión se localizan en la parte anterior y posterior del disco intervertebral. (D) Las inclinaciones laterales se localizan en el interespacio discal para White y Panjabi. [8]

2. 2. 5. 2. 2. Movimientos combinados.

Cizallamiento: El movimiento de rotación de una vértebra se acompaña de desplazamiento hacia su parte anterior con discreta flexión. La carilla articular del lado hacia el que se produce la rotación se comprime, mientras la carilla articular contralateral se distiende. Al suprimir la rotación, el arco neural deja de sufrir tensión y las carillas articulares vuelven a su posición original. En la figura 2.22 se observa el movimiento de cizallamiento.

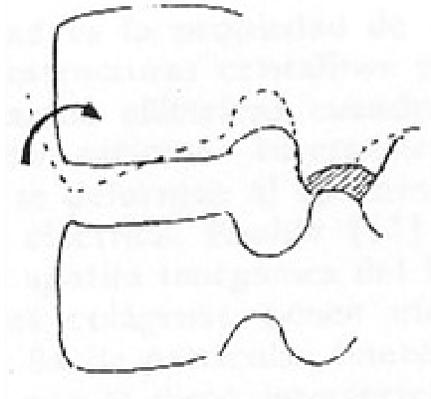


Figura 2.22. Movimiento de cizallamiento. [8]

Rotación automática en la inclinación lateral: Gregersen y Lucas han mostrado que en el curso de una inclinación lateral existe una rotación automática hacia el mismo lado. La amplitud global de esta rotación puede llegar a unos 10° para una inclinación lateral completa. Sin embargo, Miles y Pearcy han comprobado que en los niveles lumbares altos la rotación automática es en dirección opuesta a la de inclinación.

El nivel L4-L5 es de transición y en L5-S1 la rotación axial y la inclinación son en la misma dirección. El fenómeno se explica porque los ligamentos intervertebrales sometidos a tensión tienden a aproximar sus inserciones a la línea media. Este fenómeno fisiológico ocurre también en la escoliosis en forma de rotación permanente que acompaña a la inclinación estructurada. En la figura 2.23 se aprecia este movimiento.



Figura 2.23. Rotación automática en la inclinación lateral. [8]

2. 2. 6. MECANISMOS DE LESIÓN (FRACTURAS DE LA COLUMNA) [22].

No existe un sistema aceptado universalmente para la clasificación de las lesiones de la columna dorsolumbar. Los primeros intentos se basan en la deducción de las fuerzas que presumiblemente eran responsables de la lesión. Nicoll [27] propuso su clasificación en la anatomía dividiendo estas en acuñamiento anterior, acuñamiento lateral, fractura-luxación y fracturas del arco neural, este tipo de fracturas las describió atendiendo un patrón de estabilidad o inestabilidad de la columna dorsolumbar. Holdsworth [28] amplió la clasificación de Nicoll, la cual constituye el pilar de todas las clasificaciones posteriores. Esta clasificación la refirió en cinco grupos según el mecanismo de lesión y de los hallazgos radiológicos los cuales son:

1. Flexión pura la cual origina una fractura por compresión en cuña estable.
2. Flexión y rotación que es la responsable de una fractura de luxación inestable con rompimiento del complejo ligamentoso posterior, separación de las apófisis espinosas, fractura en forma de rodaja cerca del borde superior de la vertebra inferior y luxación de la apófisis articular inferior de la vertebra superior.
3. Extensión que produce daño del disco intervertebral y del ligamento longitudinal anterior y avulsión de un fragmento óseo pequeño del borde anterior de la vértebra luxada. Este tipo de lesión siempre se reduce espontáneamente y es estable en flexión.
4. Compresión vertebral la cual causa daño del disco intervertebral, al forzar el núcleo del mismo hacia el interior del cuerpo vertebral, provocando su estallido con desplazamiento hacia su parte anterior con fragmentos del cuerpo. Este tipo de fractura es estable ya que los ligamentos permanecen intactos.
5. Cizallamiento que da lugar a un desplazamiento de toda la vértebra y a una fractura inestable de las apófisis articulares o de los pedículos.

Holdsworth definió que las fracturas simples por acuñamiento, fracturas por estallido y lesiones por extensión se consideran lesiones estables con el complejo posterior intacto, mientras que las luxaciones, fracturas-luxaciones rotacionales y fracturas por cizallamiento se consideran lesiones inestables. Este sistema de clasificación no considera las fracturas por estallido inestable descritas por McAfee quien desarrollo un nuevo sistema de clasificación con base en el mecanismo de lesiones del complejo osteoligamentoso, la clasificación es la siguiente:

1. Fracturas por compresión en cuña que producen una falla aislada de la columna anterior y son originadas por la flexión anterior, como se aprecia en la figura 2.24 (A). En ocasiones se asocian con defectos neurológicos excepto cuando se afectan múltiples niveles vertebrales adyacentes.

Las fracturas por compresión con acuñamiento lateral se producen por una fuerza de inclinación lateral que originan una falla de la cortical del cuerpo vertebral en el mismo sentido de acción de la carga, fractura del pedículo y de la faceta ipsolateral como se muestra en la figura 2.24 (B).

2. Fracturas por estallido estable, en este caso aparece daño en las columnas media y anterior debido a una carga de compresión sin pérdida de integridad de los elementos posteriores.
3. Fracturas por estallido inestable la cual produce el daño por compresión de la columna anterior y media, y ruptura en la columna posterior. La columna posterior a su vez se afecta por cargas a compresión,

flexión lateral o rotación. Si las columnas anterior y media fallan en compresión, como se muestra en la figura 2.25, la columna posterior no puede hacerlo en distracción.

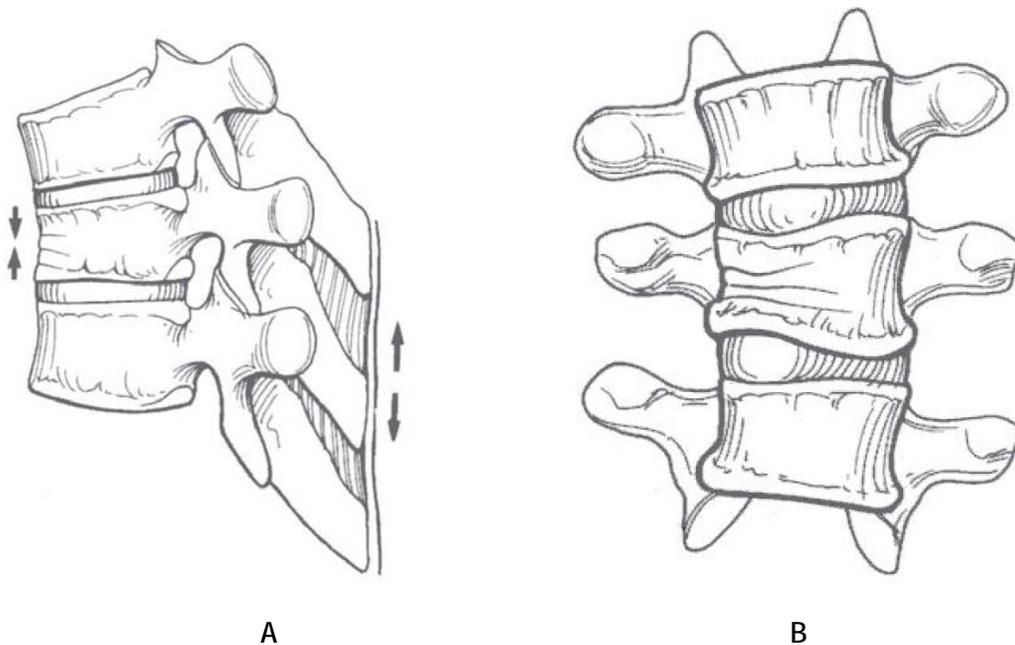


Figura 2.24. Fracturas por compresión con acuñaamiento. (A) anterior. (B) lateral.

Este tipo de fracturas demuestran una pérdida de altura del cuerpo vertebral tanto en su región anterior como posterior, fractura de uno o ambos pedículos e inclinación con retropulsión de fragmentos hacia el canal espinal. En otros casos incluyen ensanchamientos de la distancia interpedicular, fractura laminar lineal y ensanchamiento de las articulaciones interapofisarias.

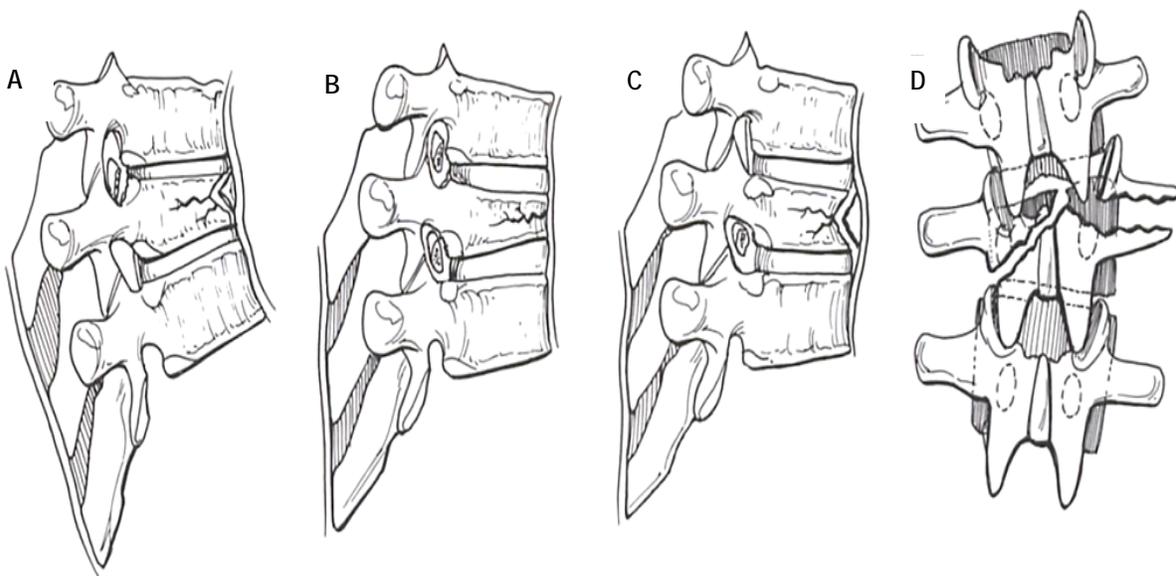


Figura 2.25. Clasificación de las fracturas estallido basada en la localización de la lesión en el cuerpo vertebral: (A) del pedículo superior. (B) de ambos pedículos. (C) del pedículo inferior. (D) mitad lateral del cuerpo vertebral.

4. Fracturas por chance las cuales son lesiones con división horizontal de los cuerpos vertebrales producidos por flexión respecto a un eje anterior al ligamento longitudinal anterior. La zona posterior de la región vertebral es cargada por una gran fuerza de tensión.

La lesión se produce a través de las apófisis espinosas, láminas, pars interarticularis (istmo), apófisis transversas, pedículos y cuerpo vertebral, pero en este caso puede aparecer solo a nivel de partes blandas o como combinación de ambas como se aprecia en la figura 2.26.

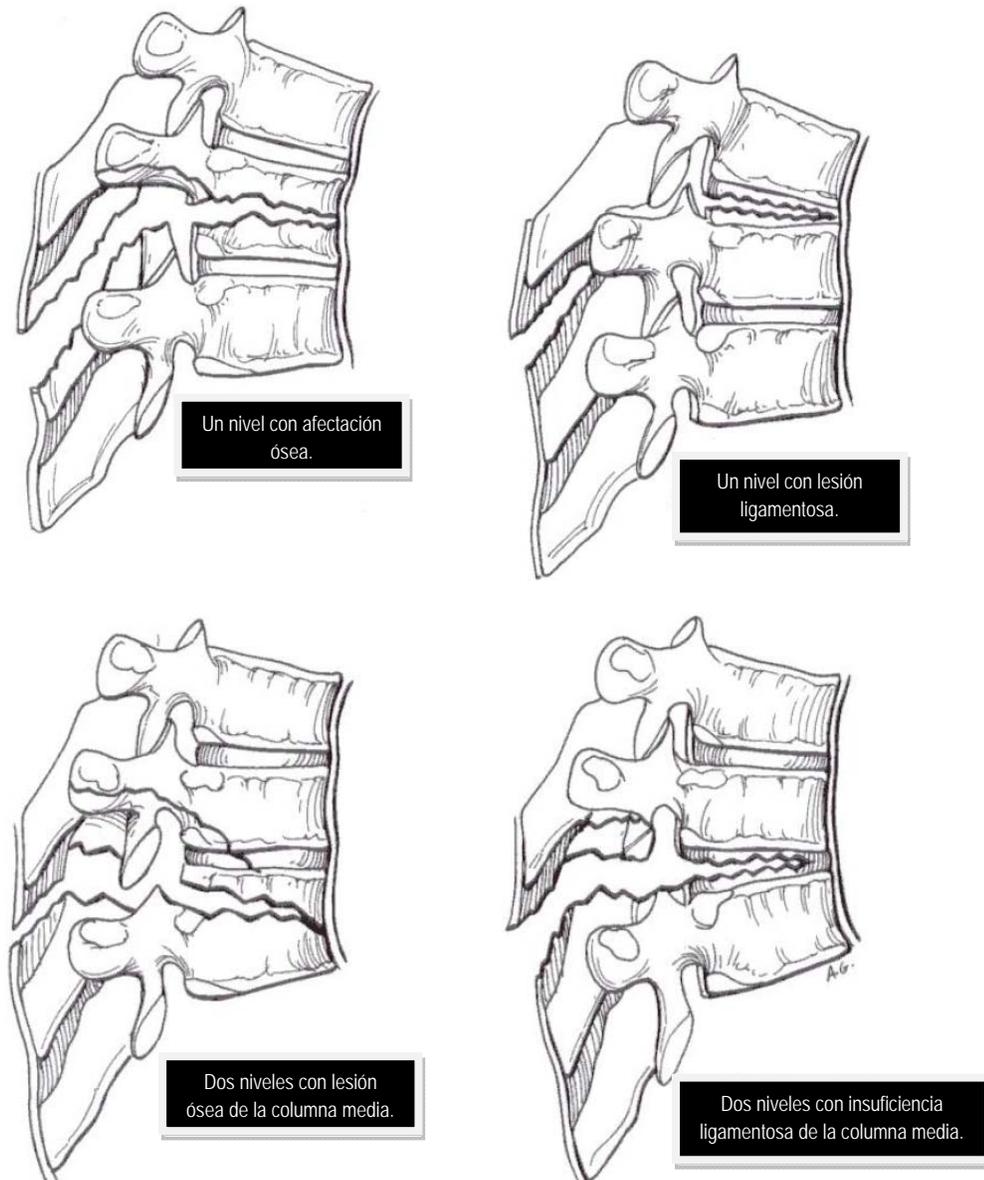


Figura 2.26. Fractura de chance (lesión por cinturón de seguridad).

5. Lesiones por flexión-distracción donde el eje de flexión es posterior al ligamento longitudinal anterior. En este caso la columna anterior falla en compresión mientras que la columna media y la posterior lo hacen en tensión. Esta lesión es inestable dado que el ligamento amarillo, los ligamentos interespinosos y ligamento supraespinoso suelen romper.

6. Lesiones por traslación donde se caracterizan por la desalineación del conducto vertebral que ha sufrido un daño completo. En el nivel afectado una parte del conducto vertebral se ha desplazado en el plano transverso.

Los mecanismos de lesión incluyen combinaciones de cargas a compresión, torsión, distracción y cizallamiento como se aprecia en la figura 2.27.

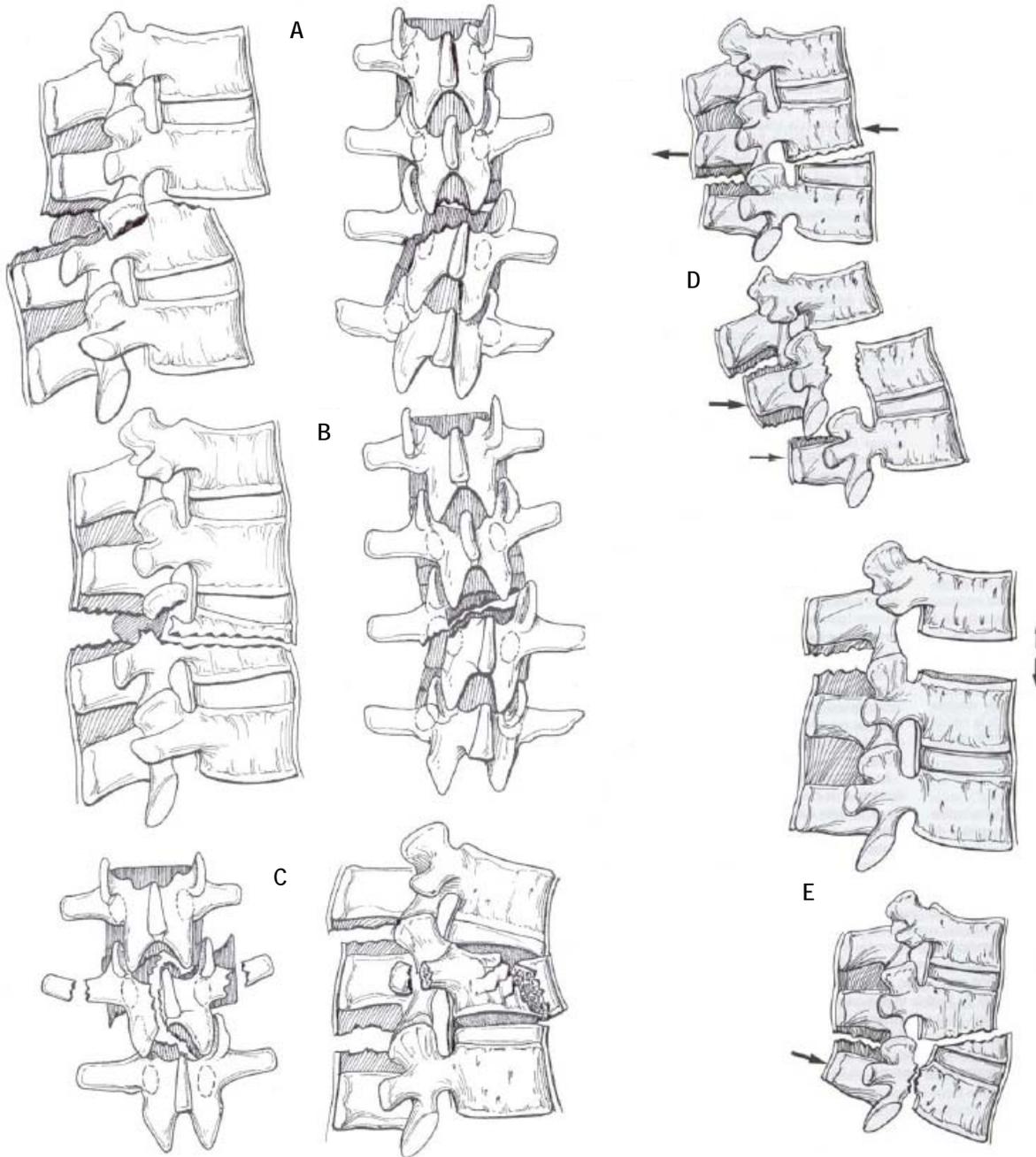


Figura 2.27. Fractura por luxación. (A) Flexión-rotación. (B) Fractura en rodaja. (C) Estallido por rotación (flexión-compresión, axial-rotación). (D) Cizallamiento. (E) Distracción.

2. 3. BIOMATERIALES EN MEDICINA [29].

Se define biomaterial como cualquier sustancia o combinación de sustancias, de origen natural o sintético, diseñadas para actuar interfacialmente con sistemas biológicos con el fin de evaluar, tratar, aumentar o sustituir algún tejido, órgano o función del organismo humano. Desafortunadamente, el término biomaterial se utiliza equivocadamente en un sentido más amplio para designar cualquier objeto utilizado en relación con la asistencia sanitaria, incluido el embalaje.

Atendiendo a su origen, los biomateriales pueden ser:

- Naturales: son materiales complejos, heterogéneos y difícilmente caracterizables y procesables. Algunos ejemplos son el colágeno purificado, fibras proteicas (seda, lana), entre otros.
- Sintéticos: Los biomateriales sintéticos pueden ser metales, cerámicas o polímeros y comúnmente se denominan materiales biomédicos, para diferenciarlos de los biomateriales de origen natural.

En el caso particular de los biomateriales poliméricos, se puede hacer una clasificación según el tiempo que deben mantener su funcionalidad cuando se aplican como implantes quirúrgicos.

- En el primer grupo se incluyen todos aquellos implantes que deben tener un carácter permanente, como son los sistemas o dispositivos utilizados para sustituir parcial o totalmente a tejidos u órganos destruidos como consecuencia de una enfermedad o trauma.
- En el segundo grupo, se incluyen los biomateriales degradables de aplicación temporal, es decir, aquellos que deben mantener una funcionalidad adecuada durante un periodo de tiempo limitado, ya que el organismo humano puede desarrollar mecanismos de curación y regeneración tisular para reparar la zona o el tejido afectado.

La primera aplicación de biomateriales en medicina no se produce hasta 1860 con la introducción de las técnicas quirúrgicas asépticas. A principios de 1900 se aplican las primeras placas óseas hechas de metal con la finalidad de separar roturas o fracturas. Durante los siguientes años las aleaciones metálicas constituyen la única forma de biomateriales en uso. Sus aplicaciones se extienden desde reparaciones óseas hasta sistemas de liberación de medicamentos. No es hasta la Segunda Guerra Mundial que se produce un rápido avance en la ciencia de los polímeros, principalmente enfocado a las aplicaciones médicas. El poli (metilmetacrilato) (PMMA) fue uno de los primeros polímeros utilizados como material biomédico, aplicándose como material para reparar la córnea humana.

Los polímeros no únicamente reemplazaron a otros materiales en aplicaciones médicas, como la sustitución de los catéteres metálicos por polietileno, sino que abrieron el campo a otras nuevas aplicaciones antes difícilmente asequibles. Así, en 1950 se fabrica el primer corazón artificial, llevado a la práctica a finales de 1960. En la actualidad los polímeros continúan en amplio crecimiento y sus aplicaciones son cada vez mayores dentro del campo de la medicina, mejorando las propiedades de los materiales ya existentes y desarrollando nuevos polímeros para aplicaciones específicas. En la figura 2.28, se muestra una secuencia histórica de los polímeros de mayor relevancia en el campo de la medicina desde su aparición.



Figura 2.28. Secuencia histórica de los polímeros usados en medicina.

Al trabajar con biomateriales es necesario conocer dos aspectos fundamentales:

- El efecto del implante en el organismo
- El efecto del organismo sobre el implante.

Esto puede resumirse en los siguientes puntos:

- El material no debe incluir componentes solubles en el sistema vivo excepto si es de forma intencionada para conseguir un fin específico (por ejemplo en sistemas de liberación de medicamentos).
- El sistema vivo no debe degradar del implante excepto si la degradación es intencionada y diseñada junto con el implante (por ejemplo en suturas absorbibles).
- Las propiedades físicas y mecánicas del polímero, deben ser las más apropiadas para ejercer la función para la que han sido elegidas (por ejemplo un tendón sustituido debe tener un módulo de tensión adecuado, una membrana de diálisis la permeabilidad apropiada, una junta de cadera debe tener un bajo coeficiente de rozamiento). Las propiedades mecánicas deseadas deben mantenerse durante el tiempo de vida esperado para el implante (por ejemplo no tiene que producirse una relajación significativa en un implante elastómero).
- El material debe ser biocompatible, siendo este concepto extensible al potencial cancerígeno que pueda poseer y a la interacción con el sistema inmunológico del que va a formar parte.
- El implante debe ser esterilizable y libre de bacterias y endotoxinas adheridas a las paredes de las células de las bacterias.

En general la mayor parte de los polímeros no satisfacen todas estas condiciones, de manera que los materiales polímeros utilizados en medicina deben de ser diseñados específicamente para cumplir unas determinadas funciones. Así se puede afirmar que es una labor que hay que realizar entre el ingeniero, el médico y el científico.

Dentro de las aplicaciones biomédicas se pueden enumerar los siguientes casos:

1. *Equipos e instrumentos quirúrgicos:* Esta área está cubierta por los termoplásticos y termoestables convencionales que se pueden encontrar en diversas aplicaciones de la vida diaria. Se refiere a los materiales con los que se elaboran inyectadoras, bolsas para suero o sangre, mangueras o tubos flexibles, adhesivos, pinzas, cintas elásticas, hilos de sutura, vendas, etc. Los materiales más usados son aquellos de origen sintético y que no son biodegradables, como polietileno, polipropileno, policloruro de vinilo, polimetilmetacrilato, policarbonato.
2. *Aplicaciones permanentes dentro del organismo:* Los materiales utilizados en estas aplicaciones deben ser materiales diseñados para mantener sus propiedades en largos períodos de tiempo, por lo que se necesita que sean inertes, y debido a que su aplicación es dentro del organismo, deben ser biocompatibles y atóxicos para disminuir el posible rechazo.

Las aplicaciones más importantes son las prótesis o implantes ortopédicos, elementos de fijación como cementos óseos, membranas y componentes de órganos artificiales, entre otros. Entre los materiales más utilizados se encuentran: polímeros fluorados como el teflón, *poliamidas*, elastómeros, siliconas, poliésteres, policarbonatos por mencionar algunos.

El caso de prótesis vasculares, como se muestra en la figura 2.29, al ser un implante expuesto al contacto con la sangre, la propiedad fundamental requerida es que el material no provoque coagulación. Considerando este requisito, se aplican fibras de PET, espumas de poli (tetrafluoroetileno) expandido, poliuretanos segmentados y silicona porosa.



Figura 2.29. Prótesis vascular de polímero.

3. *Aplicaciones temporales dentro del organismo:* Actualmente, las suturas representan el campo de mayor éxito dentro de los materiales quirúrgicos. El principal motivo es que consisten en materiales biodegradables o bioabsorbibles de manera que la aplicación dentro del organismo pasa de ser permanente a ser temporal. Podemos citar los sistemas de liberación de fármacos y una de las más importantes que es la de matrices en ingeniería de tejidos. Los polímeros, particularmente los biodegradables, se emplean en el campo de la ingeniería de tejidos como andamiajes temporales en los que las células pueden crecer y formar tejidos, como se parecía en la figura 2.30.

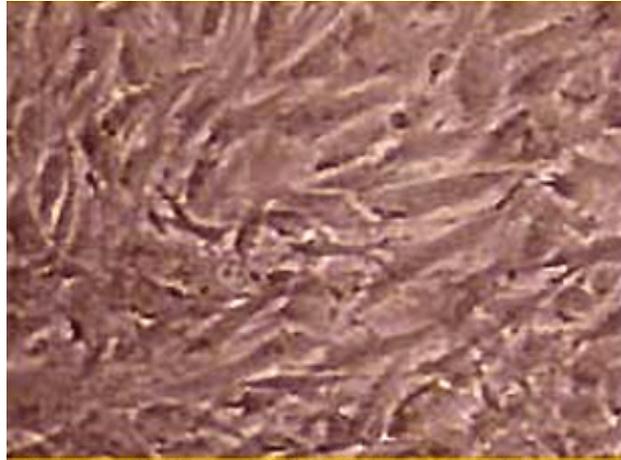


Figura 2.30. Se puede ver células de conejo adheridas a la placa Petri.

En la tabla 2.1 se aprecian algunos tipos de biopolímeros para aplicaciones cardiovasculares, tejidos blandos, odontología, ortopedia y biotecnología. El intervalo de aplicaciones va desde productos de alto consumo (bolsas de sangre, jeringuillas), usos con mayor contacto (catéteres intravasculares y urinarios), alta tecnología en implantes (válvulas de corazón, juntas, injertos vasculares) y sustitución de órganos (corazón artificial).

Tabla 2.1. Biopolímeros y sus aplicaciones.

Polímeros sintéticos no degradables.	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Polimetacrilato de metilo (PMMA).	Cemento óseo, dientes artificiales, lentes intraoculares.
Polimetacrilato de hidroxietilo (PHEMA).	Lentes de contacto blandas.
Epoxis.	Materiales protectores, composites de fibra.
Fluorocarbonados.	Injertos vasculares, catéteres y parches periodontales y abdominales.
Hidrogeles.	Catéteres y antiadhesivos.
Poliacetales.	Válvulas cardiacas, partes estructurales.
<u>Poliamidas.</u>	<u>Suturas.</u>
Elastómeros de Poliamida.	Catéteres y para tapar heridas.
Policarbonatos.	Membranas de oxigenación y hemodiálisis, conectores.
Poliésteres.	Injertos vasculares, globos para angioplastia, suturas y reparaciones para hernias.

Tabla 2.1. (Continuación) Biopolímeros y sus aplicaciones.

Polímeros sintéticos no degradables.	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Elastómeros de poliéster.	Catéteres.
Poli (etercetonas).	Componentes estructurales y ortopedia.
Poli (imidias).	Componentes estructurales, catéteres.
Poli (metilpenteno).	Materiales protectores para dispositivos extracorporales.
Poli (olefinas).	Suturas, globos de angioplastia, catéteres y jeringas
Elastómeros de poli (olefinas).	Tubos, corazones artificiales y catéteres.
Películas de poliolefinas de alta cristalinidad.	Globos de angioplastia.
Poli (sulfonas).	Componentes estructurales y ortopedia.
Poli (uretanos).	Catéteres, corazón artificial, prótesis vasculares, recubrimientos para heridas y revestimiento compatible con la sangre
Poli (cloruro de vinilo).	Tubos y bolsas de sangre.
Siliconas.	Implantes de cirugía plástica, catéteres, válvulas de corazón, membranas permeables al oxígeno, prótesis faciales y de la oreja.
Polietileno de ultra alto peso molecular.	Tejidos de alta resistencia.
Copolímero de estireno y acrilonitrilo (SAN).	Prótesis mamarias.
Poliestireno.	Kit de diagnóstico, material mono uso del laboratorio.
Poliacrilonitrilo.	Membranas para diálisis.
Poli (aminoácidos).	Liberación controlada, péptidos de adhesión celular.
Poli (anhídridos).	Liberación controlada.
Poli (caprolactonas).	Suturas y liberación controlada.
Copolímeros de ácido láctico y glicólico.	Suturas, liberación controlada y discos óseos.
Poli (hidroxibutiratos).	Liberación controlada y discos óseos.
Macromoléculas bioderivadas.	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Albúmina entrecruzada.	Recubrimientos de injertos vasculares y agente para contraste de ultrasonidos.
Acetatos de celulosa.	Membranas de hemodiálisis.
Celulosa cuproamonica.	Membranas de hemodiálisis.
Citosina.	Recubrimientos y liberación controlada.
Colágeno.	Recubrimientos y órganos híbridos.
Elastina.	Recubrimientos.
Gelatina entrecruzada.	Recubrimiento para corazón artificial.
Ácido hialuronico.	Recubrimientos, antiadhesivo, antiinflamatorio ocular y articular.

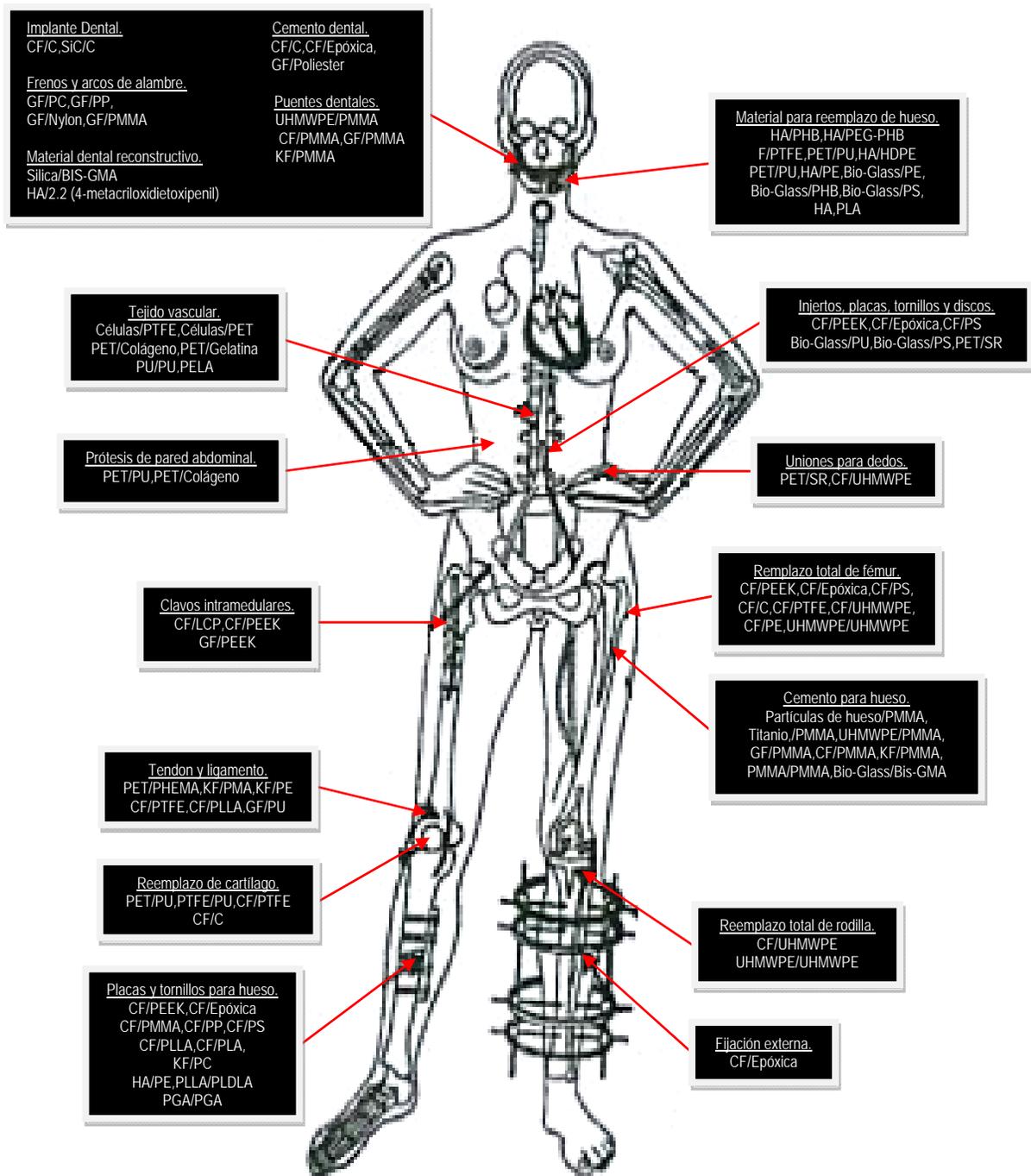
Tabla 2.1. (Continuación) Biopolímeros y sus aplicaciones.

Macromoléculas bioderivadas	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Fosfolípidos.	Liposomas
Seda.	Suturas, recubrimientos experimentales de proteínas tipo seda.
Recubrimiento pasivo.	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Albúmina.	Tromboresistencia.
Cadenas alquílicas.	Adsorbe albúmina para la tromboresistencia.
Fluorocarbonados.	Reduce el rozamiento en catéteres.
Hidrogeles.	Reduce el rozamiento en catéteres.
Siliconas libres de sílice.	Tromboresistencia.
Aceites de silicona.	Lubricación para agujas y catéteres.
Recubrimiento pasivo.	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Anticoagulantes (ej. heparina).	Tromboresistencia.
Antimicrobianos.	Resistencia a la infección.
Péptidos de adhesión celular.	Mejora adhesión celular.
Proteínas de adhesión celular.	Mejora adhesión celular.
Adhesivos tisulares.	
Biopolímero.	Aplicaciones.
Cianoacrilatos.	Microcirugía.
Pegamento de fibrina.	Recubrimiento para injertos vasculares y microcirugía.

Actualmente, las funciones que llevan a cabo los implantes fabricados en materiales sintéticos dan buenos resultados al sustituir o remplazar elementos dentro del cuerpo humano.

Por otra parte, en el año 2001 Ramakrishna [27] realizó una investigación sobre materiales polímeros a lo largo de los últimos 30 años en torno a las aplicaciones biomédicas. El trabajo de Ramakrishna permite conocer tanto las propiedades mecánicas y los tipos de implantes médicos argumentando los cambios científicos que estos han tenido en su crecimiento y aceptación por la industria biomédica [24].

En la figura 2.31 se observan las aplicaciones diversas de biomateriales polímeros compuestos en el cuerpo humano.



CF: Fibras de carbono, C: Carbono, GF: Fibras de vidrio, KF: Fibras de Kevlar, PMMA: Polimetilmetacrilato, PP: Polipropileno, UHMWPE: Polipropileno de ultra alto peso molecular, PLDLA: Poli (L-DL-ácido láctico), PLLA: Poli (L- ácido láctico), PA: Poliacetal, PBT: Tereftalato de polibutileno, PCL: Policaprolactona, PE: Polietileno, PGA: Acido poliglicólico, PC: Policarbonato, PEEK: Polietereketon, HA: Hidroxiapatita, HDPE: Polietileno de alta densidad, PMA: Polimetilacrilato, MMA: Metacrilato de metilo, BIS-GMA: Bis-fenol A metacrilato glicidilicos, PU: Poliuretano, PTFE: Politetrafluoroetileno, PVC: Cloruro de polivinilo, PS: Polisulfona, PET: Polietilen tereftalato, PEA: Polietilacrilato, SR: Plástico silicon, PELA: Bloque copolimero de ácido láctico y glicol polietileno, PLA: Poli (ácido láctico), LCP: Polimero cristalino liquido, LPDE: Polietileno de baja densidad, PHB: Polihidroxibutirato, PEG: Polietilenglicol, PHEMA: Poli (HEMA) o poli (2-hidroxietil metacrilato), THFM: Metacrilato tetrahidrofurfurilico.

Figura 2.31. Aplicaciones diversas de biomateriales polimeros usados en el cuerpo humano.[24]

2. 4. SUMARIO.

En este capítulo, se han abordado los distintos elementos que están implícitos en el estudio y conformación del esqueleto humano y sus características funcionales que permiten el movimiento y desarrollo en la materia de la columna vertebral humana.

Es notable referir sobre el crecimiento de los huesos y su osificación y como éstos permiten una serie de cambios y renovaciones de acuerdo a las cargas que soportan y sufren. Pero como se ha apreciado el hueso es asiento de constantes transformaciones y al llegar a la edad adulta predominan los procesos de destrucción donde el esqueleto se vuelve más frágil debido a la disminución del tejido óseo.

El haber estudiado de forma básica los distintos componentes que rigen el funcionamiento de la columna vertebral permiten en primera instancia conocer los movimientos que la rigen y principalmente aquellos que se refieren a la región lumbar los cuales son : la flexión, extensión, inclinación lateral, rotación y circunducción. Y en segundo plano, determinar todos aquellos elementos que permiten el funcionamiento en general de esta región, desde los ligamentos supraespino e interespinoso, apófisis articulares, disco intervertebral entre otros, así como la forma de las vértebras lumbares y el papel que cada elemento juega dentro de los diversos movimientos que se efectúan en esta región.

Con base a lo desarrollado en el Capítulo I y II, se establecen criterios funcionales para adecuarlos a los especímenes de columna lumbar porcina y poder desarrollar la parte experimental de este trabajo.

Hay que tener en cuenta la parte de la anatomía comparativa, ya que esto será un parámetro para poder asociarlo con lo establecido en el capítulo abarcado anteriormente.

Asimismo, se denotara para los distintos ensayos a tratar en el siguiente capítulo los movimientos permitidos dentro de la columna vertebral humana y tomar valores como los ángulos establecidos por Allbrook [16] y Tanz en el movimiento de flexión.

A su vez, se refiere del capítulo anterior, que tanto los discos intervertebrales, ligamentos y huesos son materiales ortotrópicos, por lo que sus propiedades mecánicas varían según la orientación con que se aplican las fuerzas. Punto importante que se tomara en cuenta para el análisis experimental y numérico de los capítulos siguientes.

Por lo tanto, el siguiente capítulo abarcara las pruebas experimentales en especímenes lumbares porcinos de L1-L5 e instrumentados con cinturones de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4 con los cuales se analizaran los segmentos bajo cargas de flexo-extensión, tensión, flexión y fatiga teniendo como referencia las pruebas realizadas bajo cargas cíclicas de tensión, en el desarrollo de este trabajo, en el artículo titulado: "*Biomechanical evaluation of a corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts*" [25]. Y pruebas a flexo-compresión en el artículo titulado: "*Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6*" [26].

2. 5. REFERENCIAS.

1. Latarjet M, Ruíz Liard A. *"Anatomía Humana"*. Tomo I. Tercera Edición. Editorial Médica Panamericana. p.p. 32-66. Montevideo, Uruguay 1999.
2. Grupo Hispánica. *"Atlas del cuerpo humano"*. Editorial Planeta. p.p. 11-186. España 2005.
3. Anne M. Agur, Ming J. Lee M. D. *"Grant, Atlas de anatomía"*. Novena edición. Editorial Médica Panamericana. p.p. 80-86. Argentina 1994.
4. Netter FH. *"Atlas de Anatomía Humana"*. Segunda Edición. Editorial Masson. Láminas 144-166. Canadá 2000.
5. Kigo. Lic. Natalia Chahin I. *"Manual de Postura y Alteraciones de Columna Vertebral"*. Universidad Mayor. p.p. 6-13. España.
6. Álvarez del Villar, JA, Ticul. *"Diccionario de anatomía comparada de vertebrados"*. Instituto Politécnico Nacional. p.p. 7-11. México 2007.
7. Marqués J. *"El dolor lumbar"*. 19ª Edición. Editorial JIMS. p.p. 37-43, 45-64, 271-285. España 1989.
8. Roca Burniol J. *"Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar"*. Editorial JIMS. p.p. 23-40, 73-98. España 1987.
9. Sánchez Martín MM. *"Estenosis vertebral lumbar"*. Editorial Universidad de Valladolid. p.p. 119-154, 171-181. España 2004.
10. Cailliet R. *"Síndromes dolorosos: Dorsal"*. 4ª Edición. Editorial Manual Moderno. México 1996.
11. Le Veau B. *"Biomecánica del Movimiento Humano"*. Editorial Trillas. p.p. 106-112. México 2008.
12. Hoppenfeld S. *"Exploración física de la columna vertebral y las extremidades"*. Editorial Manual Moderno. p.p. 252-300, 418-461. México 1999.
13. McRae R. *"Tratamiento práctico de fracturas"*. Tercera Edición. Editorial McGraw Hill. p.p. 379. España 1998.
14. Adams MA, Hutton WC. *"The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint"*. Spine, 5: 245-253, 1980.
15. Wright FG, Rennels DC. *"A study of the elastic properties of plantar fascia"*. J Bone and Joint Surg., 46-A: 482-492, 1964.
16. Allbrook D. *"Movements of the lumbar spinal column"*. J Bone and Joint Surg., 39B: 339-345, 1957.
17. Percy M, Portek I. *"Three-dimensional X-ray analysis of normal movement in the lumbar spine"*. Spine, 9: 294-297. 1984.
18. Pennal GF, Conn GS, McDonald G, Garside H. *"Motion studies of the lumbar spine"*. J Bone and Joint Surg., 54-B: 442-452, 1972.
19. Percy M, Tibrewal SB. *"Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography"*. Spine, 9: 582-587, 1984.
20. Gregersen G, Lucas D. *"An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine"*. J Bone and Joint Surg., 49-A: 247-261, 1967.
21. Rene Cailliet. *"Anatomía funcional, Biomecánica"*. Editorial Manual Moderno. p.p. 27-74. México 1996.
22. Rodríguez Cañizo RG. *"Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas"*. Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 32-46. México 2007.
23. Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW. *"Biomedical applications of polymer-compositematerials: a review"*. Composites Science and Technology. Vol. 61. p.p. 1189-1224. ELSEVIER.

24. Beltrán Fernández JA. "*Análisis numérico de las cervicales C3-C7 asociado al problema del latigazo cervical*". Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 343-72. México 2007.
25. Beltrán Fernández JA, Hernández Gómez LH, Ruíz Muñoz ER, González Rebatú A, Rodríguez-Cañizo RG, Urriolagoitia Calderón G, Urriolagoitia Sosa G, Hernández Moreno H. "*Biomechanical Evaluation of a Corporectomy in Porcine Lumbar Specimens using Flexible Polymer Belts*". 7th International Conference on Modern Practice in Stress and Vibration Analysis. Murray Edwards College. 8-10 September. Cambridge, Uk. 2009.
26. Ruíz Muñoz ER, Beltrán Fernández JA, Rodríguez Cañizo RG, Hernández Gómez LH, González Rebatú A. "*Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6*". 9º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. 17 – 20 Nov. Las Palmas de Gran Canaria. España 2009.
27. Nicoll EA. "*Fractures of the dorso-lumbar spine*". The Journal of Bone and Joint Surgery. 31-B:3. 376-394, 1949.
28. Holdsworth F, Chir M. "*Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine*". The Journal of Bone and Joint Surgery. 52. 1534-1551, 1970.

2. 6. MESOGRAFÍA.

29. Los polímeros en medicina. www.eis.uva.es. Consulta: 28.05.09. En internet: <http://www.eis.uva.es/~macromol/curso05-06/medicina/biopolimeros.htm>

CAPÍTULO III.

ANÁLISIS EXPERIMENTAL.

Este capítulo dará a conocer el comportamiento biomecánico de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con cerclaje interespinoso empleando cinturones de poliamida 6/6 como alternativa de sujeción segmentaria entre las apófisis espinosas de L2-L4, bajo los ensayos mecánicos de tracción, flexo-compresión, flexión y fatiga. Asimismo, se presenta el ensayo mecánico de tracción realizado en los cinturones de poliamida 6/6 y de los distintos arreglos que se dan a conocer como alternativa de sujeción para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en la columna lumbar humana.

3. 1. INTRODUCCIÓN.

De acuerdo a lo que se presento en los capítulos I y II, se han mostrado los problemas que son ocasionados por las distintas afecciones en la región lumbar humana por diversos factores; asimismo, se explicaron las partes que se involucran en el segmento vertebral dentro del padecimiento de la artrosis facetaria y la forma de disminuir esta afección.

Muchas pueden ser las alternativas para disminuir esta afección como puede ser el uso de algún elemento elaborado de algún material plástico o bien en la ocupación para disminuir cualquier otro padecimiento o afección dentro de la columna vertebral humana; a su vez se requiere de técnicas lo menos invasivas posibles y con menores tiempos de intervención quirúrgica, con llevando así a la etapa de recuperación y los cuidados necesarios para hacer de cada técnica la mejor posible.

El descubrimiento y desarrollo de plásticos es uno de los éxitos grandes de la ciencia química. Hoy en día, los polímeros se hallan por todas partes, la gama de aplicación excede la de otro tipo de material tradicional. Los encontramos en materiales de embalaje, adhesivos, espumas, recipientes de plástico, textiles, fibras y componentes en aviones y automóviles [2] así como en el área médica.

Como se ha mencionado al inicio de este trabajo, se busca conocer una alternativa de sujeción segmentaria dentro de la columna lumbar humana por medio de un cinturón de poliamida 6/6 para la disminución del padecimiento de la artrosis facetaria. Para ello se requiere la realización de una evaluación experimental y numérica para poder entender el comportamiento biomecánico del segmento lumbar de L1-L5 con el cerclaje interespinoso entre L2-L4 por medio del cinturón plástico.

Es por ello que en el presente capítulo se mostrará la parte experimental de este trabajo, iniciando con la metodología para llevar a cabo los ensayos mecánicos en los especímenes lumbares porcinos de la sección de L1-L5, que involucrara, la preparación de los especímenes y la instrumentación de los mismos por medio cinturones de poliamida 6/6. Posteriormente, se da un análisis sobre el comportamiento biomecánico de los especímenes sujetos a las diferentes formas de carga aplicadas y con los distintos arreglos al ser instrumentados, que se detallaran más adelante.

Po otra parte, se mostrará la caracterización de los cinturones de poliamida 6/6 sujetos a ensayos de tracción en la parte involucrada para la sujeción entre las apófisis espinosas de L2-L4 y en los distintos arreglos posibles que se dan a conocer en este trabajo como alternativa de sujeción y estabilización segmentaria para la región lumbar de la columna vertebral humana.

Lo mencionado anteriormente tiene dos finalidades, primero dar a conocer un entendimiento del comportamiento biomecánico del segmento lumbar porcino instrumentado por medio del cinturón de poliamida 6/6, entre las apófisis espinosas L2-L4, por medio de los diversos ensayos mecánicos a realizar y posteriormente ser esta una alternativa de sujeción en la estabilización segmentaria del padecimiento de artrosis facetaria en la columna lumbar humana y poder ser considerado y evaluado como una técnica para la disminución de este padecimiento por médicos cirujanos de columna en el Hospital Regional 1° de Octubre del ISSSTE.

3. 2. ANÁLISIS EXPERIMENTAL.

3. 2. 1. PREPARACIÓN DE LOS ESPECIMENES LUMBARES PORCINOS L1-L5.

En esta sección se mostrará el procedimiento de preparación de los especímenes lumbares porcinos de la sección L1-L5 para ser instrumentados por la parte médica por medio de los cinturón de poliamida 6/6 y posteriormente ser ensayados mecánicamente.

El material empleado para realizar la preparación de los especímenes consistió en:

- 29 espinazos de puerco de L1-L6, como se aprecian en la figura 3.1, con edades del animal entre los 6 y 7 meses.
- Estuche de bisección, como se precia en la figura 3.2.
- 15 pares de guantes de látex.
- 20 litros de alcohol.
- 10 gasas.
- 4 frascos con tapa, con capacidad de 4 litros.
- Abate lenguas.
- 65 cinturones de poliamida 6/6 con las características que se muestran en la figura 3.3.

Es importante aclarar que los segmentos lumbares porcinos no deben presentar daño alguno entre los discos intervertebrales, articulaciones entre cada vertebra así como entre sus ligamentos interespinosos y supraespinosos y sin daño en el cuerpo vertebral.

Po otra parte, los cinturones deben de ser de la misma marca, sin presentar imperfecciones para su utilización. Así como, presentar las dimensiones necesarias para efectuar los ensayos e instrumentaciones correspondientes en los especímenes lumbares porcinos.



Figura 3.1. Segmento lumbar porcino de L1 – L6. Con edad del animal de 6 meses.



Figura 3.2. Instrumental de bisección para la limpieza de los especímenes lumbares.



Figura 3.3. Dimensiones del cinturón de poliamida 6/6 © Legrand [1]

3. 2. 1. 1. Limpieza de especímenes lumbares porcinos de la sección L1-L6.

La limpieza de los especímenes lumbares porcinos se detalla a continuación.

1. Es importante señalar que los segmentos vertebrales porcinos de L1-L6, fueron adquiridos en rastros y por ende venían con lo que comúnmente llamamos carne (periostio) alrededor de las vertebrales porcinas, como se aprecia en la figura 3.4. Para lo cual fue necesario, antes de realizar el seccionamiento de los especímenes, retirar en su totalidad todo el periostio comprendido de L1-L6, para definir mejor las partes a seccionar y poder realizar los cortes entre los discos intervertebrales de las secciones que no corresponden al segmento a ensayar.



Figura 3.4. Especímen lumbar porcino con periostio alrededor de las vértebras.

2. La limpieza se inició usando del estuche de bisección las tijeras y bisturí como se puede apreciar en la figura 3.5, donde por medio del bisturí se va retirando el periostio que comprende a lo largo de las apófisis espinosas de L1-L6, con el cuidado de no dañar en el corte los ligamentos interespinoso y supraespinoso de este segmento así como las apófisis articulares que comunican cada vertebra.



Figura 3.5. Retiro del periostio sobre apófisis espinosa de L6 sin dañar ligamento supraespinoso.

3. La limpieza de las apófisis espinosas debe de quedar sin presencia del periostio y solo los ligamentos interespinoso y supraespinoso, dado que en este último es por donde se introduce el cinturón de poliamida 6/6. Como se muestra en la imagen 3.6 el retiro del periostio sobre la apófisis espinosa es por completo y a tope del hueso.



Figura 3.6. Retiro del periostio a tope de la apófisis espinosa.

4. Para retirar el periostio de las articulaciones de las vertebra, se procedió a realizarlo por medio del bisturí, con el cual se contornea el corte sobre el hueso de la articulación, evitando dañar el tejido envolvente de la misma, como se aprecia en la figura 3.7.



Figura 3.7. Retiro del periostio sobre la articulación de la vertebra por medio del bisturí.

5. Es importante recalcar que no sean dañados los componentes del segmento lumbar porcino de L1-L6, esto con la finalidad de representar por medio de los especímenes porcinos lo que se podría llevar a cabo en la columna lumbar humana. Al tratarse de una técnica invasiva lo que se pretende es no retirar muchos componentes del segmento en comparación con otras técnicas (referidas en el capítulo 1).

6. Lo mencionado en los pasos 3 y 4, se realiza para cada una de las apófisis espinosas del segmento lumbar porcino de L1-L6, teniendo los cuidados necesarios de no dañar los ligamentos interespinosos y supraespinosos de este segmento, así como las articulares entre cada vertebra. En la figura 3.8 se observa la limpieza de todo un costado del segmento porcino, con el retiro del periostio entre las apófisis espinosas y articulaciones entre cada vertebra.



Figura 3.8. Segmento lumbar porcino de L1-L6 con retiro del periostio en uno de sus lados.

7. Para realizar la limpieza del lado contrario al mostrado en la figura 3.8, se procedió a efectuar los pasos 3, 4, 5 y 6 respectivamente para obtener el espécimen de L1-L6 con la limpieza completa al retirarle el periostio en este segmento, como se aprecia en la figura 3.9.



Figura 3.9. Retiro del periostio en su totalidad en el segmento L1-L6.

8. Posteriormente, se procedió a retirar el segmento de L6 hacia la parte del hueso sacro y cóccix del espécimen. Esto con la final de tener representada la columna lumbar humana en el espécimen porcino. El ser humano consta de 5 vértebras lumbares y el cerdo de 6 vértebras lumbres, por lo que se pretendió tener el número similar en vértebras lumbares, para lo cual se retiro del espécimen porcino la vertebra L6, como se aprecia en la figura 3.10, en el cual se realizó el corte por medio del bisturí entre el disco intervertebral de L5-L6 para poder dividir el segmento así como el corte entre sus articulares de la misma unión de L5-L6.



Figura 3.10. (A). Corte del disco intervertebral entre L5-L6 así como apófisis articulares de esta unión. (B). Segmento lumbar porcino de L1-L5 con retiro de periostio en su totalidad.

9. Otra forma para poder realizar la limpieza del espécimen sin tener daño alguno entre los ligamentos supraespinoso e interespinoso y articulaciones entre vértebras, es con ayuda de las tijeras de bisección. Esto

es en primera instancia retirar el periostio entre las apófisis articulares del segmento lumbar porcino de L1-L6 por medio de las tijeras como se aprecia en la figura 3.11.



A

B

Figura 3.11. (A). Retiro del periostio en apófisis articular de L2-L3. (B). Retiro del periostio sobre apófisis articulares realizando el corte por medio de las tijeras de bisección.

10. Por medio de las tijeras se retira a su vez el periostio sobre las apófisis espinosas del segmento, esto es realizando pequeños cortes sobre las láminas del cuerpo vertebral, sin dañar el tejido envolvente de las articulaciones de cada vértebra. Con ayuda del bisturí se procede a retirar el periostio como en los puntos 2, 3 y 4. Al final se retira por completo el periostio sobre las apófisis articulares y apófisis espinosas como se aprecia en la figura 3.12. Dejando sin daño alguno los ligamentos interespinoso y supraespinoso del segmento. Es importante aclarar que la forma en cómo se retira el periostio del espécimen ya sea con ayuda del bisturí o tijeras de bisección es la forma en la cual el médico cirujano puede tener acceso a intervenir en la columna lumbar humana con los cuidados necesarios.



A

B

Figura 3.12. (A). Retiro del periostio sobre láminas del cuerpo vertebral y apófisis espinosas. (B). Limpieza de apófisis articulares y apófisis espinosas en uno de sus lados.

11. Se realizan los mismos pasos del punto anterior para limpiar el lado opuesto. Como todo el periostio se acumula hacia el lado posterior este quedara unido al ligamento supraespinoso, donde haciendo uso de las

tijeras de bisección se procedió a retirar, teniendo el cuidado necesario de no penetrar entre los ligamentos interespinosos y no dañando el ligamento supraespinoso como se aprecia en la figura 3.13.



Figura 3.13. (A). Acumulación del periostio en el lado posterior del espécimen porcino. (B). Retiro del periostio sobre el ligamento supraespinoso del espécimen lumbar porcino de L1-L6.

12. Una vez retirado el periostio del segmento lumbar porcino de L1-L6, se procedió a retirar la vértebra L6 del espécimen como en el punto 8. Como se aprecia en la figura 3.14, donde se tiene el espécimen de L1-L5 listo para colocar los cinturones de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4.



Figura 3.14. Especimen lumbar porcino de L1-L5 al retirar el periostio.

El total de especímenes preparados fueron 29. De los cuales 18 sirvieron para colocarles el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4 y los restantes para obtención de datos iniciales antes de empezar los ensayos.

El siguiente paso después de realizar la limpieza de los especímenes fue en colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre los ligamentos interespinosos de L1-L2 y de L3-L4 para la estabilización segmentaria del espécimen lumbar porcino de L1-L5. Este procedimiento lo efectuó el Dr. Alejandro González Rebatú, Jefe de cirugía de columna vertebral en el Hospital Regional 1º de Octubre del ISSSTE quien por su amplia experiencia efectuó dicho procedimiento.

3. 2. 1. 2. Colocación del cinturón de poliamida 6/6 en los especímenes lumbares porcinos.

1. Una vez preparados los especímenes como se mostraron en la figura 3.14, se procedió a realizar la colocación de los cinturones de poliamida 6/6 con la ayuda de la parte médica. Para ello se usó un abate lenguas, el cual se corto a lo largo en tres secciones, con una de estas se procedió a realizar tres orificios entre los ligamentos interespinosos de L1-L2, L2-L3 y de L3-L4 como se aprecia en la figura 3.15.

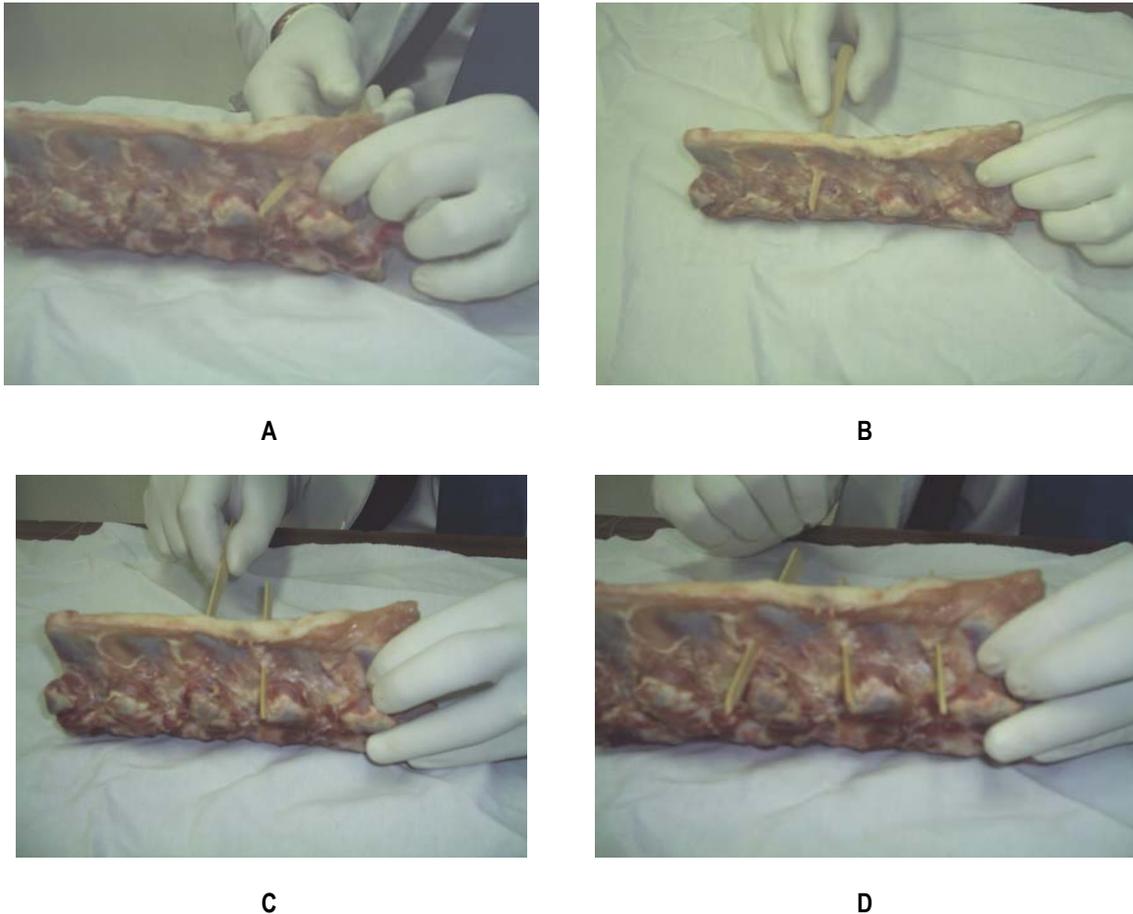


Figura 3.15. Realización de orificios entre los ligamentos interespinosos del espécimen lumbar porcino. (A). Orificio en ligamento interespinoso de L1-L2. (B). Orificios en ligamento interespinoso de L2-L3. (C). Orificio en ligamento interespinoso de L3-L4. (D). Inserción que muestra orificios realizados entre los ligamentos interespinosos del segmento lumbar porcino de L1-L5.

2. Los orificios que se realizan entre los ligamentos interespinosos del segmento porcino, deben de quedar al centro de las apófisis espinosas y junto a estas, como se muestra en la figura 3.16, donde el orificio en el ligamento interespinoso de L1-L2 debe de quedar junto a la apófisis espinosa de L2. Los orificio entre el ligamento interespinoso de L2-L3 deben de estar lo más cercano a la apófisis espinosa de L3 y final mente el orificio en el ligamento interespinoso de L3-L4 debe quedar junto a la apófisis espinosa de L3 en su parte inferior.

Es importante referir que en el ligamento interespinoso de L2-L3 se realizarán dos orificios al centro y pegados a la apófisis espinosa de L3, con el fin de realizar el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6.

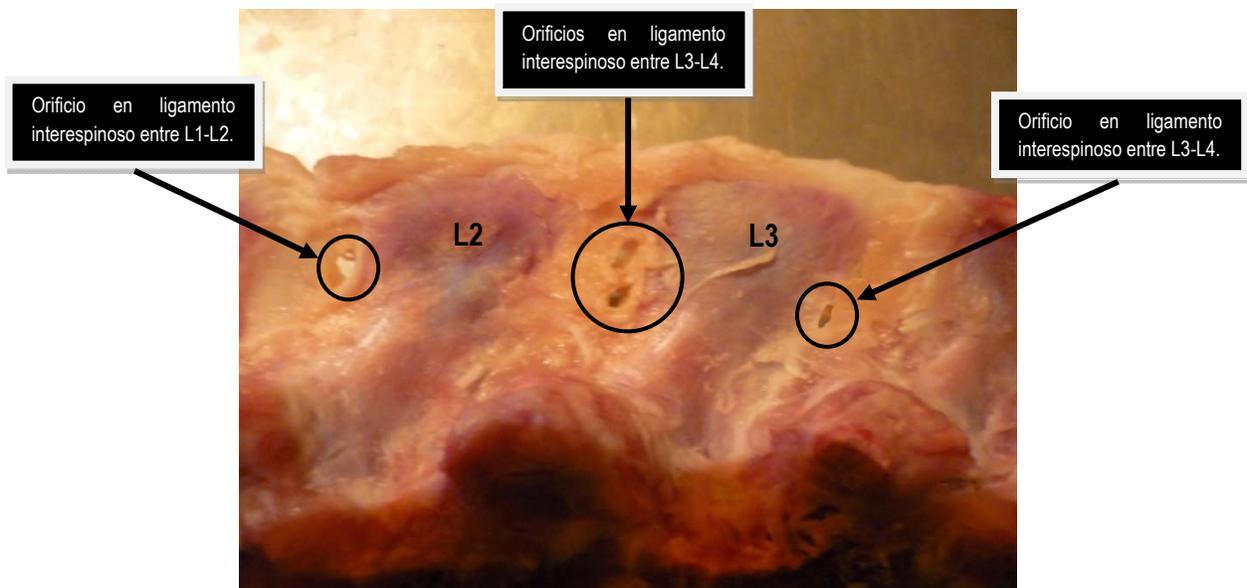


Figura 3.16. Orificios entre los ligamentos interespinosos de L1-L2, L2-L3 y de L3-L4 del espécimen lumbar porcino.

3. Una vez realizados los orificios entre los ligamentos interespinosos, se procedió a colocar el cinturón de poliamida 6/6 en el espécimen lumbar porcino. Se inició introduciendo el cinturón en el orificio realizado en el ligamento interespinoso de L1-L2. Donde la colocación del cinturón debe ser como se muestra en la figura 3.17 para poder tener al final la cabeza del cinturón en la forma correcta para el cierre; de lo contrario se retirara el cinturón y se colocara de la forma correcta mostrada.

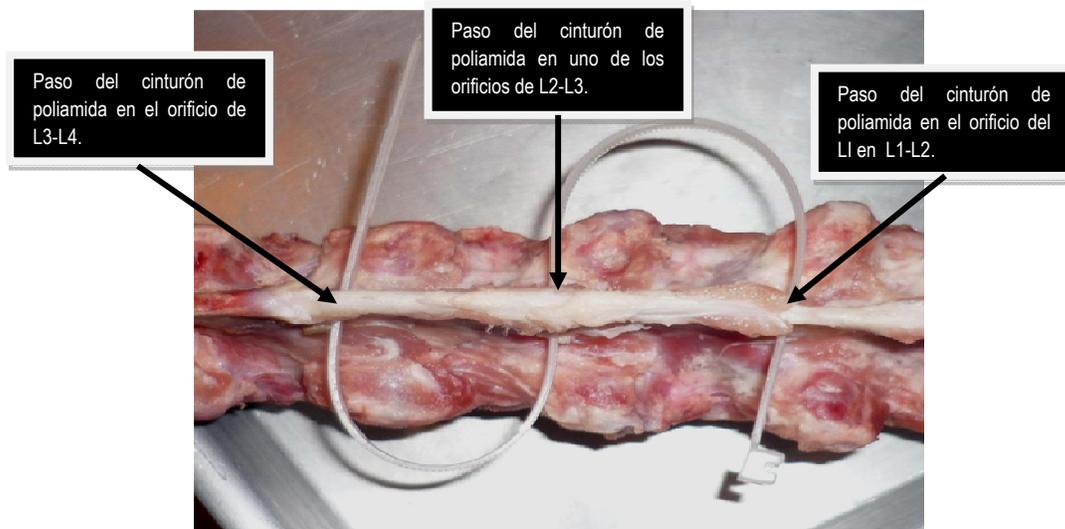
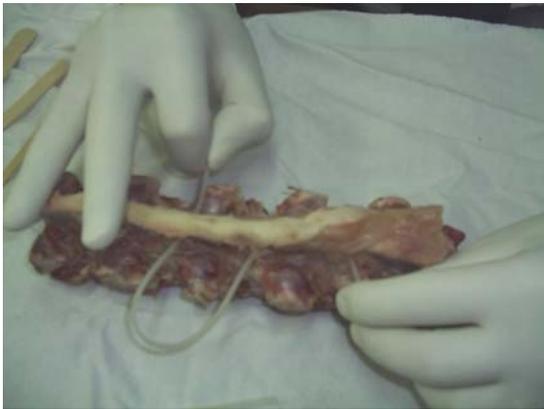


Figura 3.17. Colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de "8".

4. El tipo de arreglo que se realizó en los especímenes lumbares porcinos por medio del cinturón de poliamida 6/6 fue en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L2-L3. La importancia de realizar los orificios cerca de las apófisis espinosas, es evitar el desgarramiento del ligamento interespinosos una vez colocado el cinturón de poliamida 6/6 a través de este en el momento de realizar el cierre del cinturón o bien

al momento de estar realizando los ensayos mecánicos. El cinturón necesitara una zona de soporte para poder producir una lordosis en el segmento.

5. Una vez introducido el cinturón de poliamida 6/6 en los tres orificios mostrados en la figura 3.17, se procedió a cerrar el cinturón, para ello en uno de los dos orificios realizados en el ligamento interespinoso entre L3-L4, se introduce la punta del cinturón para encontrarse con la cabeza del cierre del mismo como se aprecia en la figura 3.18, donde se observa la forma en cómo queda el cinturón listo a cerrarse así como el cierre del mismo.



A



B



C



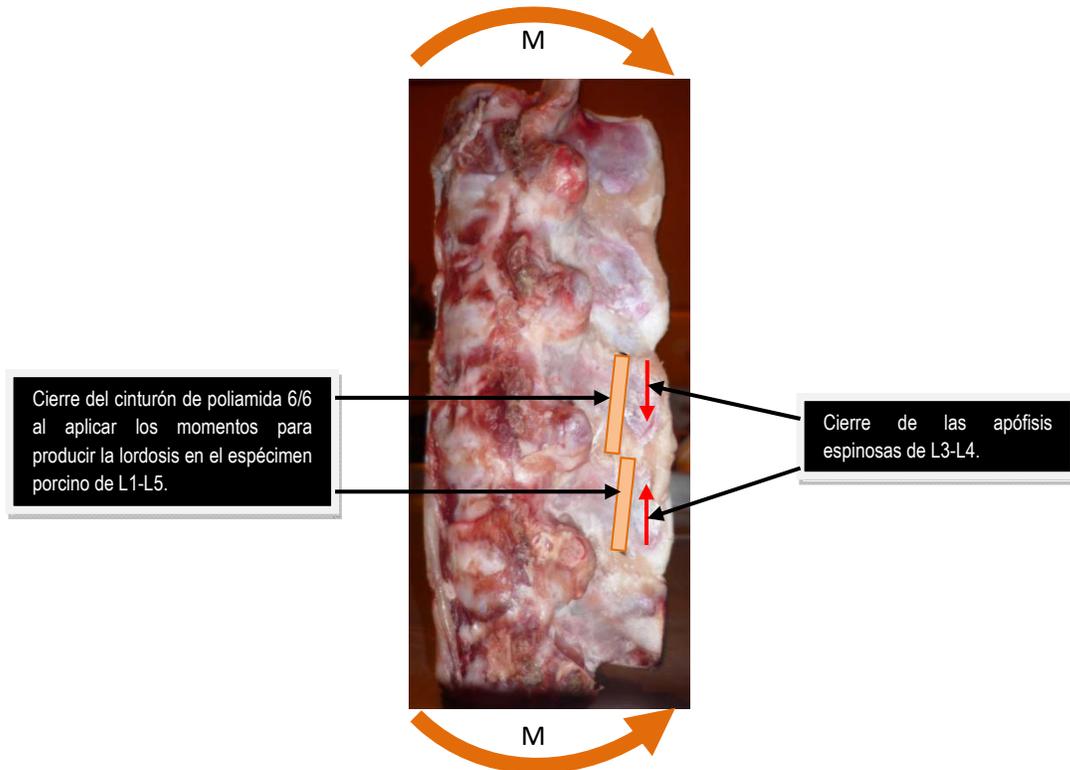
D

Figura 3.18. (A). El cinturón es jalado entre los ligamentos interespinosos de las apófisis espinosas. (B). La punta del cinturón es introducida en un orificio en el ligamento interespinoso de L2-L3. (C). Cierre del cinturón formando el arreglo en "8". (D). Cierre total y apriete del cinturón de poliamida 6/6 con ayuda de las pinzas de sujeción.

6. Es importante referir que los especímenes lumbares porcinos se encuentran en la anatomía del animal porcino en una sola curvatura llamada sifosis y en el ser humano se produce en la región lumbar la curvatura llamada lordosis. Para lo cual al colocar el cinturón de poliamida 6/6 en los especímenes lumbares porcinos se produjo la lordosis de la siguiente manera.

Se produce un momento, como se muestra en la figura 3.19, capaz de permitir este efecto en el espécimen lumbar porcino de L1-L5. Con lo cual al ir cerrando cada vez más las apófisis espinosas involucradas con la

colocación del cinturón de poliamida 6/6 permitiría mucho mayor cierre entre las mismas. Hasta producir una curvatura significativa en los especímenes lumbares porcinos gracias al cierre del cinturón y una producción de la lordosis en ellos.



7. En la figura 3.20 se observa en A el espécimen lumbar porcino de L1-L5 antes de producir una lordosis sobre este y en B el mismo espécimen una vez colocado el cinturón de poliamida 6/6 y producida la lordosis en él.



8. Al producir la lordosis en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5, se observa una altura de ganancia en los discos de su lado anterior de hasta 1 mm, y una pérdida en la altura de las apófisis espinosas

donde se encuentra colocado el cinturón de poliamida 6/6 de 5 mm. a 10 mm. Como se aprecia en la figura 3.21. donde a lo largo del espécimen el ligamento supraespinoso conserva su longitud y solo donde se coloca el cinturón de poliamida 6/6 este pierde esa longitud debido al cierre de las apófisis espinosas donde se coloca el cincho. Si referimos la figura 3.14 se podrá apreciar este detalle con mayor claridad. Los datos sobre las alturas de cada espécimen antes y después de ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 en ellos, se detallara más adelante.

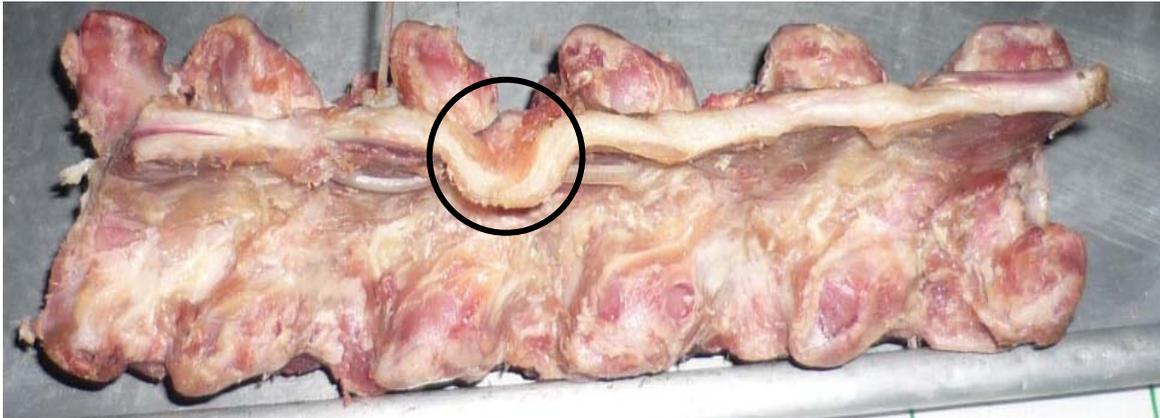


Figura 3.21. Pérdida de la longitud del ligamento supraespinoso por efecto del cierre de las apófisis espinosas al ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre estas.

Es así como se realizó la preparación de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3 y de L3-L4, para efectuar las pruebas que más adelante se detallaran mostrando las dimensiones de cada espécimen que se utilizó para cada ensayo.

3. 2. 2. ENSAYOS MECÁNICOS DE CADA ESPÉCIMEN PORCINO.

3. 2. 2. 1. Especímenes a ensayos de tracción.

En este caso se usaron tres especímenes lumbares porcinos de L1-L5 previamente limpios y conservando los ligamentos supraespinoso e interespinosos como anteriormente de cito y con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4 con el arreglo en forma de "8". Este ensayo se efectuó con la finalidad de evaluar la resistencia de los especímenes porcinos a una carga axial de tracción y poder analizar el comportamiento biomecánica de este segmento.

La preparación de los especímenes lumbares porcinos se realizó de acuerdo a lo citado en el apartado anterior correspondiente a la preparación de los especímenes porcinos.

En la figura 3.22 se muestra la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4 así como las partes involucradas del espécimen porcino una vez realizó el arreglo en forma de "8".

Es importante referir que el máximo cierre de los especímenes al colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre sus apófisis espinosas permitirá tener una lordosis más pronunciada, esto dependerá de los detalles que presente el espécimen entre sus apófisis espinosas.

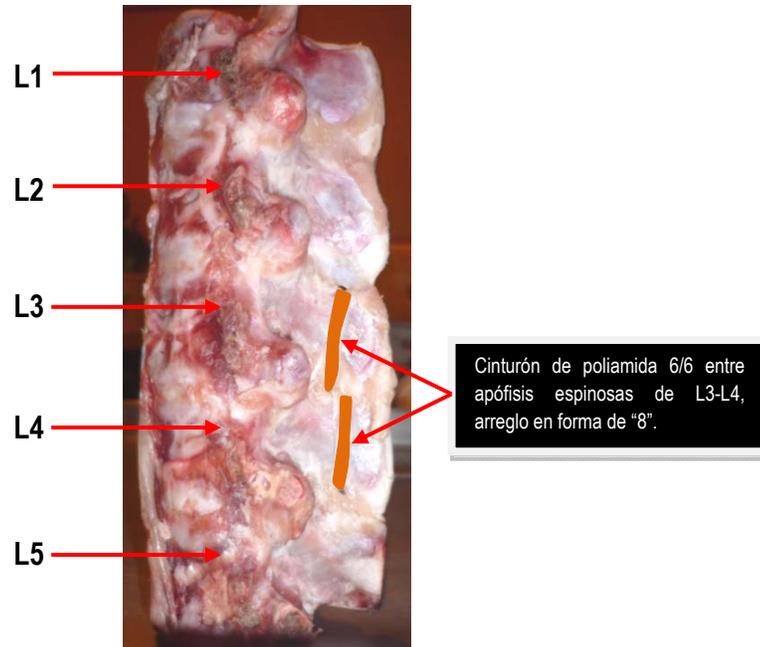


Figura 3.22. Espécimen lumbar porcino de L1-L5 con colocación de cinturón de poliamida 6/6, para ensayo de tracción.

Posteriormente, los especímenes se sumergieron en alcohol alrededor de dos semanas antes del ensayo.

Este ensayo se llevo a cabo en dos tipos de máquinas universal de ensayos. Una fue la Máquina de Ensayos Universal MTS 858 con una capacidad de carga de 5 Toneladas, apreciada en la figura 3.23, ubicada en el Laboratorio de Máquinas y Herramientas de la ESIME Unidad Zacatenco IPN.



Figura 3.23. Máquina de Ensayos Universal MTS 858 Cap. de 5 Ton.

Y la Máquina Universal de Ensayos INSTRON 8502 con una capacidad de carga de 250 KN, ubicada en el Laboratorio de Ensayo de Materiales de la ESIME Unidad TICOMAN del IPN. La imagen de esta máquina se puede apreciar en la figura 3.24.



Figura 3.24. Máquina de Ensayos Universal INSTRON 8502 Cap. de 250 KN.

Para este ensayo se ocuparon dos copas de aluminio las cuales son mostradas en el plano x. La copa de aluminio se muestra en la figura 3.25. La fijación del cuerpo vertebral en la copa se realiza primeramente con el ajuste de los tornillos que se observan en la figura 3.25, donde una vez centrado el cuerpo vertebral porcino, se procedió a verter el yeso piedra como se muestra en la imagen.



Copas de aluminio.

Yeso piedra vertido en copa de aluminio para la sujeción del espécimen porcino.



Figura 3.25. Copas de aluminio para el ensayo a tracción de los especímenes lumbares porcinos.

En la figura 3.26, se muestra la forma en la cual fue colocado el espécimen lumbar porcino de L1-L5 en las copas de aluminio, así como el arreglo en forma de "8" esquemáticamente.

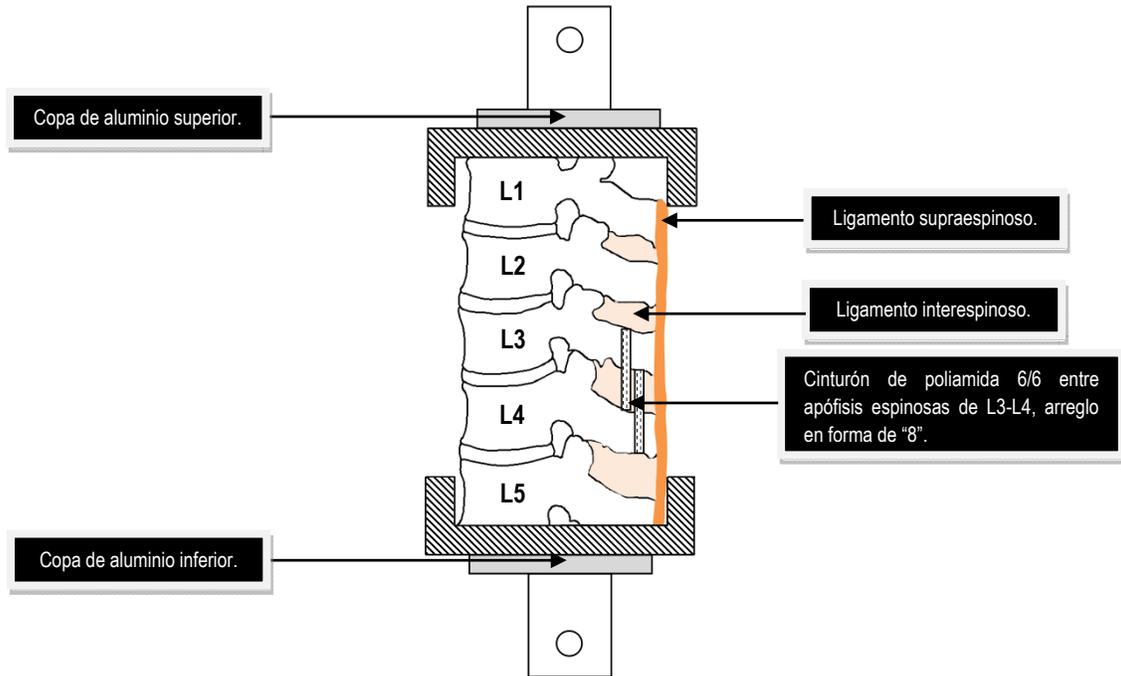


Figura 3.26. Vista lateral del espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio.

En la figura 3.27, se puede apreciar de forma esquemática una vista frontal del espécimen lumbar porcino con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L3-L4.

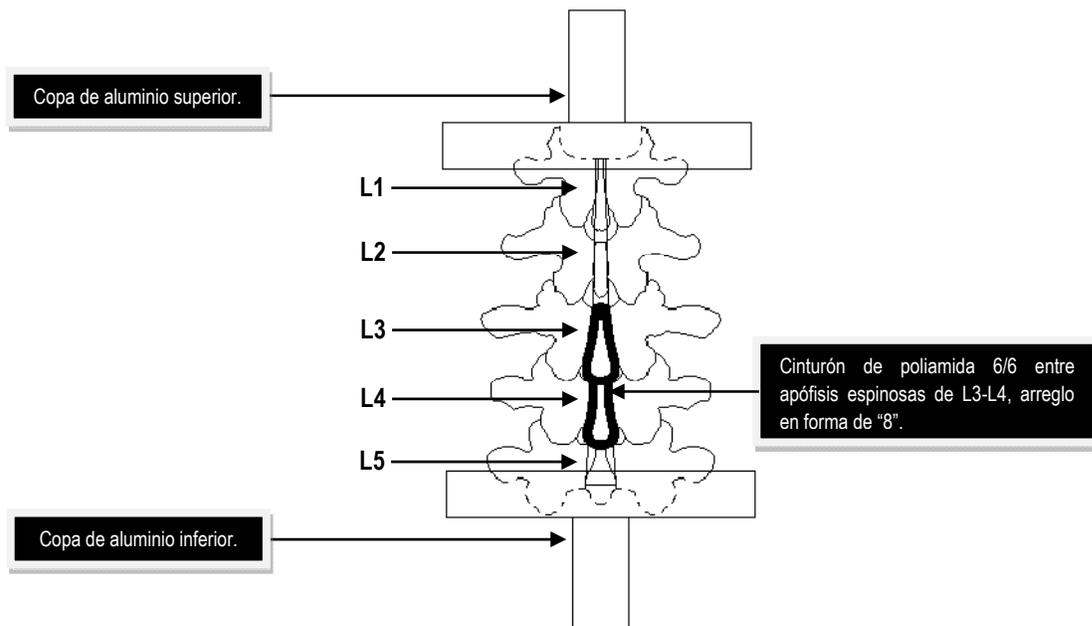


Figura 3.27. Vista frontal del espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio [3].

Se efectuaron las siguientes mediciones en base a la figura esquemática 3.28 donde se muestran las zonas de medición en el espécimen lumbar porcino con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4.

De acuerdo a la figura 3.28, se realizaron las mediciones en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 en:

- Altura del espécimen.
- Altura de los discos intervertebrales del espécimen.
- Distancia del ligamento interespinosos entre cada apófisis espinosa.
- Distancia del ligamento supraespinoso.
- Distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 de las apófisis espinosas.

Para el cinturón de poliamida 6/6 se tomaron la mediciones correspondientes antes de la colocación del mismo en el espécimen porcino, las cuales fueron mostradas en la figura 3.3. Y una vez colocado en el espécimen lumbar porcino se tomo la medida de la longitud sobrante del cinturón.

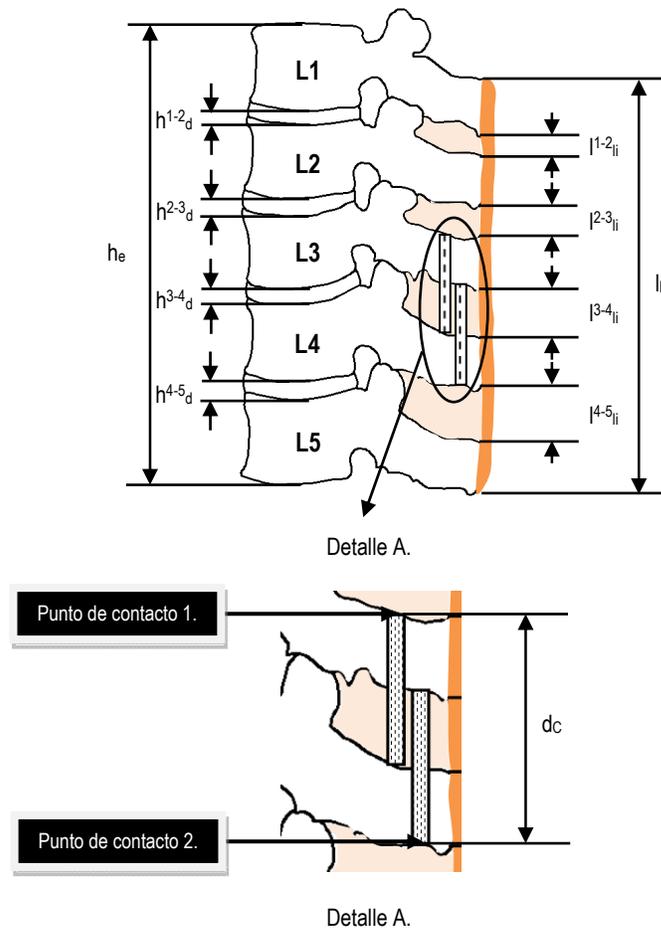


Figura 3.28. Medidas tomadas en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 para ensayo a flexo-compresión.

Donde h_e es la altura del espécimen a ensayar, h_d es la altura de los discos intervertebrales, l_{ij} es la longitud del ligamento interespinoso entre las apófisis espinosas de cada vértebra, l_{is} es la longitud del ligamento supraespinoso y d_c es la distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en “8”.

En la tabla 3.1, se observan las medidas de cada uno de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes del ensayo a tracción.

Tabla 3.1. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de colocar el cinturón de poliamida 6/6.

Espécimen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{ij} mm.	l^{2-3}_{ij} mm.	l^{3-4}_{ij} mm.	l^{4-5}_{ij} mm.
2	190	7	7	7	7	190	20	15	13	16
3	180	6	5	5	5	180	18	15	15	16
4	180	5	5	5	5	180	15	15	15	17

Posteriormente en la tabla 3.2, se aprecian las medidas de los especímenes lumbares porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4 antes de realizar el ensayo de tracción y de acuerdo a la figura 3.28.

Tabla 3.2. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” antes del ensayo a tracción.

Espécimen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{ij} mm.	l^{2-3}_{ij} mm.	l^{3-4}_{ij} mm.	l^{4-5}_{ij} mm.
2	190	7	7	8	7	190	20	15	5	16
3	180	6	5	6	5	180	18	15	6	16
4	180	5	5	6	5	180	15	15	5	17

Los datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de tracción en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4, se muestran en la tabla 3.3. donde se aprecia la longitud inicial del cinturón de poliamida 6/6 ($L^1_{inicial}$), la longitud inicial empleada en arreglo en “8” ($L^2_{inicial}$), espesor inicial en punto de contacto 1 ($t^1_{inicial}$), espesor inicial en punto de contacto 2 ($t^2_{inicial}$), ancho inicial en punto de contacto 1 ($a^1_{inicial}$), ancho inicial en punto de contacto 2 ($a^2_{inicial}$), el área de la sección transversal en el punto de contacto 1 ($A^1_{inicial}$), el área de la sección transversal en el punto de contacto 2 ($A^2_{inicial}$), así como la distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en “8” al inicio del ensayo (d_c).

Tabla 3.3. Datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de tracción.

Prueba.	$L^1_{inicial}$ mm.	$L^2_{inicial}$ mm.	$t^1_{inicial}$ mm.	$t^2_{inicial}$ mm.	$A^1_{inicial}$ mm.	$A^2_{inicial}$ mm.	$A^1_{inicial}$ mm ² .	$A^2_{inicial}$ mm ² .	d_c mm.
2	282	146	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	64
3	282	133	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	54
4	282	123	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	54

Una vez realizadas las mediciones en los especímenes lumbares porcinos se procedió a ensayar los mismos a carga de tracción. La velocidad empleada para estos ensayos se efectuó de 5 mm/min y de 2 mm/min. El primer ensayo efectuado a 5 mm/min se realizó en la Máquina de Ensayos Universal MTS 858 los ensayos restantes a 2 mm/min se efectuaron en la Máquina de Ensayos Universal INSTRON 8502.

Es importante aclarar que en los resultados se muestra el ensayo realizado a un espécimen lumbar porcino de L1-L5 sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6 para denotar los aspectos del comportamiento biomecánico de este caso para comparar los resultados con los especímenes evaluados con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de "8"; estos valores fueron publicados en los trabajos de Ruíz Muñoz ER. et. al. 2009 [4] y de Beltrán Fernández JA. et. al. 2009 [3].

En la tabla 3.4 se observan los resultados obtenidos en estos ensayos, donde se apreciara la velocidad del ensayo (V), las cargas de tracción (F_T) así como las observaciones del comportamiento del espécimen lumbar porcino y del comportamiento mecánico del cinturón de poliamida 6/6 bajo este tipo de carga.

Es importante mencionar que los valores correspondientes a la carga máxima de tracción son de evaluaciones llevadas al límite y de la capacidad de resistencia de los especímenes porcinos instrumentados con el cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de "8".

Tabla 3.4. Resultados obtenidos de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en "8" del cinturón de poliamida 6/6 bajo carga de tracción.

Núm. de ensayo.	Condiciones del espécimen.	V. (mm/min)	F_T (N).	Observaciones.
1	S/cinturón de poliamida 6/6.	1	1287 2686 3000	Disco vertebral con daño. Ligamento interespinoso con daño. Daño del hueso cortical.
2	C/cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre L3-L4.	5	1772 1655 1282	Daño en placa terminal en L4. Ruptura de placa terminal en L4, con inicio de daño en facetas articulares superiores de L4. Desprendimiento total de facetas articulares superiores de L4, asimismo daño en articulaciones de L2-L3.
3	C/cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre L3-L4.	2	895 583 607	Carga máxima. Presenta daño en cuerpo vertebral. Daño en facetas articulares superiores de L4 y no presento daño visible cinturón de poliamida 6/6.
4	C/cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre L3-L4.	2	654 420 477	Carga máxima. Con daño en cuerpo vertebral. Daño en facetas articulares superiores de L4 y no presento daño visible cinturón de poliamida 6/6.

En la tabla 3.5, se muestran los resultados obtenidos al examinar los cinturones de poliamida 6/6 empleados durante el ensayo, donde se aprecia la longitud final del cinturón (L^1_{final}), la longitud final empleada en arreglo en "8" (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), el área final de la sección transversal en el punto de contacto 1 (A^1_{final}) y el área final de la sección transversal en el punto de contacto 2 (A^2_{final}) para ambos ensayos.

Tabla 3.5. Resultados del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” después del ensayo de tracción.

Prueba.	L ¹ _{final} mm.	L ² _{final} mm.	t ¹ _{final} mm.	t ² _{final} mm.	a ¹ _{final} mm.	a ² _{final} mm.	A ¹ _{final} mm ² .	A ² _{final} mm ² .
2	285	149	1.15	1.10	4.55	4.49	5.23	4.94
3	293	144	1.26	1.10	4.58	4.55	5.77	5.01
4	294	135	1.24	1.16	4.56	4.60	5.65	5.33

De la tabla anterior y de acuerdo a los resultados mostrados se puede obtener la ductilidad del material donde se mide el grado de deformación que puede soportar el material sin fracturarse [5] y es calcular el cambio porcentual en el área de la sección transversal en el punto de fractura antes y después del ensayo. El porcentaje (%) de reducción de área expresa el adelgazamiento sufrido por el material durante la prueba y la cual se obtiene a partir de la ecuación (1):

$$\% \text{ de reducción en área} = \frac{A_o - A_f}{A_o} \times 100 \quad (1)$$

Donde A_o es el área de la sección transversal en los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6 antes de efectuar el ensayo y A_f es el área de la sección transversal en los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6 después del ensayo a tracción.

Por lo tanto, la ductilidad del cinturón de poliamida 6/6 ensayado en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en forma de “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4 se obtendrá a partir de la ecuación (1) y de los datos de las tablas 3.3 y 3.5 con respecto a las áreas tomadas en cada caso, y para los puntos de contacto 1 y 2. Las ecuaciones de (2) a (7) dan los resultados empleando la ecuación (1).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.23 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 12.54 \% \quad (2)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.77 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.51 \% \quad (3)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.65 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 5.52 \% \quad (4)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.94 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 17.39 \% \quad (5)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.01 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 16.22 \% \quad (6)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.33 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 10.87 \% \quad (7)$$

Por lo tanto, los resultados referentes al porcentaje (%) de reducción de área que expresa el adelgazamiento sufrido por el cinturón de poliamida 6/6 en los puntos de contacto 1 y 2 durante la prueba de tracción se puede contemplar en la tabla 3.6 respectivamente.

Tabla 3.6. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6.

Ensayo.	A _{inicial} . mm ² .	A _{final} ¹ . mm ² .	% en contacto 1.	A _{final} ² . mm ² .	% en contacto 2.
2	5.98	5.23	12.54	4.94	17.39
3	5.98	5.77	3.51	5.01	16.22
4	5.98	5.65	5.52	5.33	10.87

3. 2. 2. 2. Especímenes a ensayos de flexo-compresión.

Para la realización de este ensayo se emplearon dos especímenes lumbares porcinos de L1-L5 previamente limpios y conservando los ligamentos supraespinoso e interespinoso. Con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4 con el arreglo en forma de "8" como se muestra en la figura 3.29.

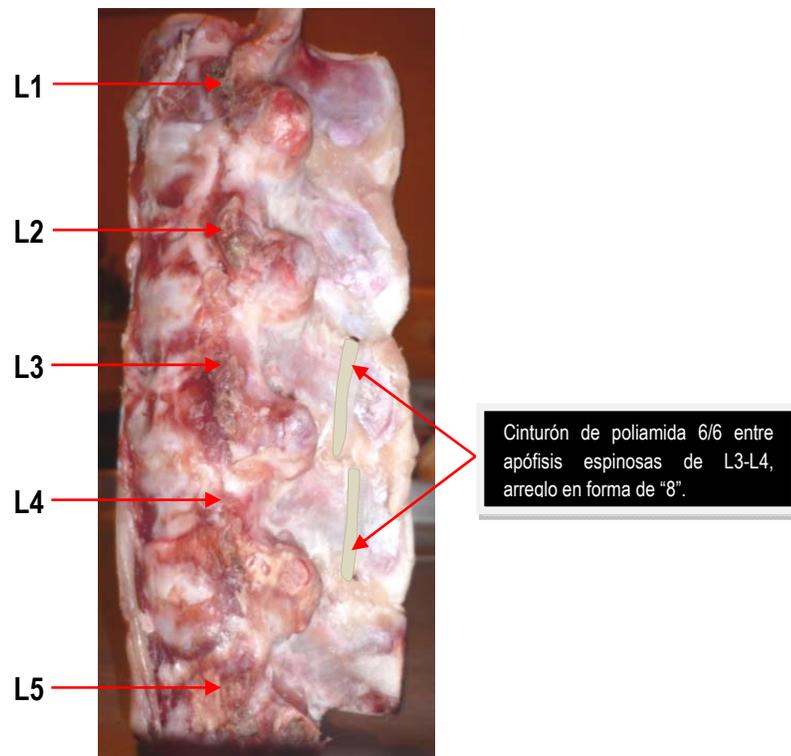


Figura 3.29. Especimen lumbar porcino de L1-L5 con colocación de cinturón de poliamida 6/6, para ensayo de Flexo-Compresión.

Posteriormente, se sumergieron en alcohol alrededor de dos semanas antes del ensayo.

Este ensayo se llevo a cabo en la Máquina de Ensayos Universal MTS 858 con una capacidad de carga de 5 Toneladas, apreciada en la figura 3.30, ubicada en el Laboratorio de Máquinas y Herramientas de la ESIME Unidad Zacatenco IPN.

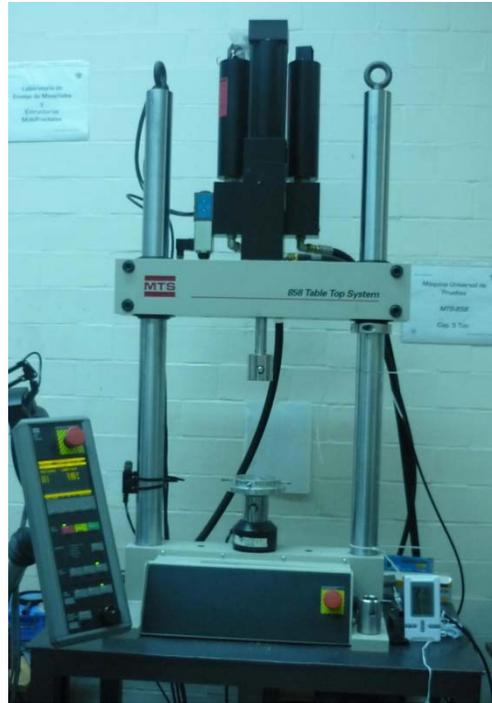


Figura 3.30. Máquina de ensayos universal MTS 858 Cap. de 5 Ton.

En este caso solo se empleo una de las copas mostradas anteriormente en el ensayo a tracción de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5.

La copa empleada y diseñada para este ensayo es la mostrada en el plano x y x, donde se maquinó un plato de aluminio con las características mostradas en el plano x, para dar una angulación en L1 de 10° del espécimen lumbar porcino al ser montado en el dispositivo de sujeción. El plato de aluminio colocado en la copa para el ensayo se muestra en la figura 3.31. La fijación del cuerpo vertebral en la copa se realizó primeramente con el ajuste de los tornillos que se observan en la figura 3.31, donde una vez centrado el cuerpo vertebral porcino en la copa de aluminio, se procedió a verter el yeso piedra.

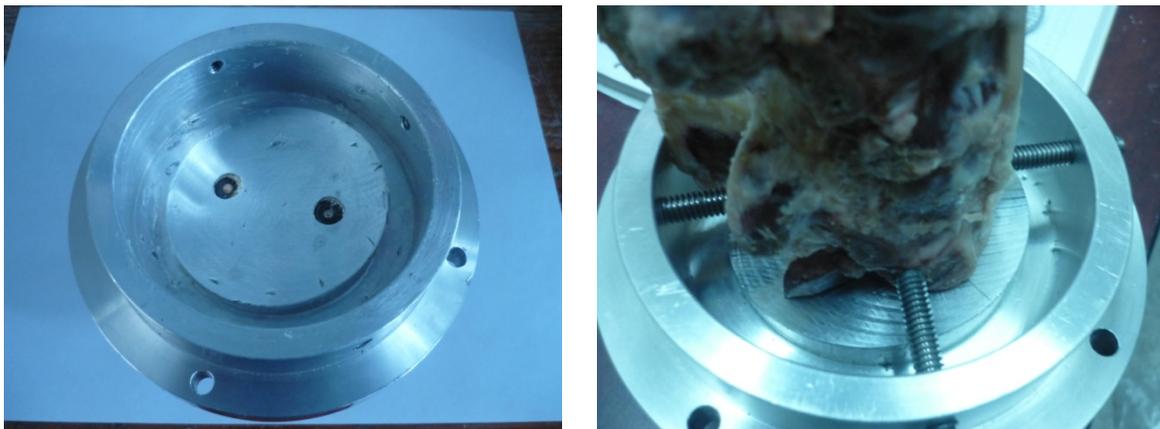


Figura 3.31. Plato montado sobre copa de aluminio para ensayo de flexo-compresión.

En la figura 3.32, se observan las copas de aluminio con el vertido del yeso piedra para la sujeción del espécimen lumbar porcino como en el caso del ensayo a tracción para ser colocado posteriormente en las mordazas de sujeción de la máquina MTS 858.



Figura 3.32. Colocación de yeso piedra en ambas copas de aluminio.

En la figura 3.33, se muestra la forma en la cual fue colocado el espécimen lumbar porcino de L1-L5 en las copas de aluminio, en la cual, se apreciará en la parte superior de la imagen la copa que cuenta con el plato de aluminio colocado en esta para dar la angulación de 10° a la vértebra L1 del espécimen lumbar porcino L1-L5.

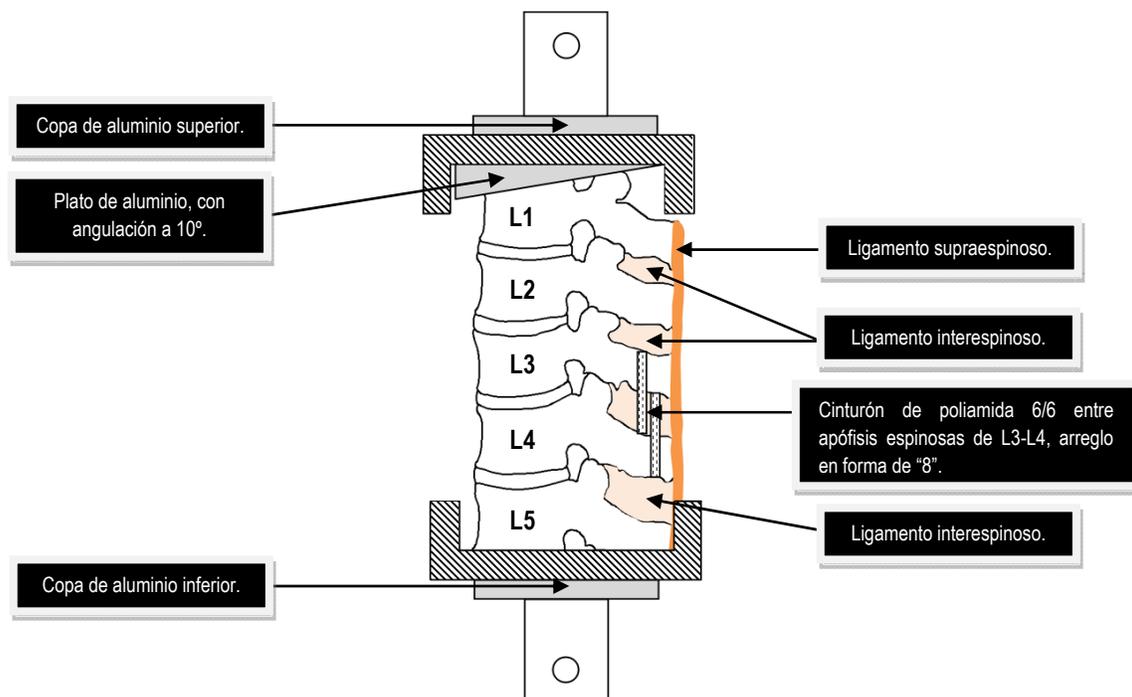


Figura 3.33. Especimen lumbar porcino montado en copas de aluminio, con detalle del plato del mismo material con angulación a 10° .

En la figura 3.34, se puede apreciar el espécimen lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4 montado en las copas de aluminio listo para ser ensayado a una carga de Flexo-compresión. Es importante mencionar que en la imagen se puede apreciar una ligera curvatura sobre el espécimen porcino a causa del plato de aluminio que provoca en la vértebra L1 un ángulo de 10° , esto es de acuerdo a lo mostrado en el capítulo II, sobre los ángulos que presenta cada vertebra al tener el movimiento de flexión o extensión en el segmento lumbar humano [6,7].



Figura 3.34. Especimen lumbar porcino montado en copas de aluminio, con detalle del plato del mismo material con angulación a 10° .

En la figura 3.35, se muestra en forma esquemática el espécimen lumbar porcino de L1-L5 donde cambia su anatomía en cuestión de la curvatura que presenta. Una vez colocado el espécimen porcino en las copas de aluminio en la Máquina Universal de Ensayos MTS 858, esta presenta una curvatura visible, por la posición de las copas y el ajuste en la máquina donde se da esa curvatura con el simple hecho de tener colocado el plato de aluminio que presenta la angulación de 10° en L1.

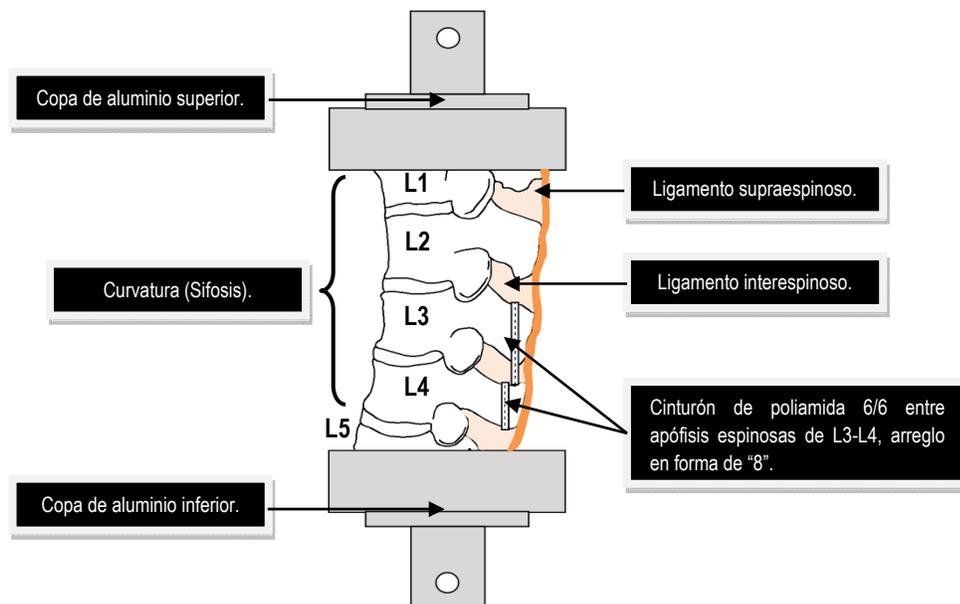


Figura 3.35. Especimen lumbar porcino de L1-L5 presentando curvatura debida al plato de aluminio con angulación de 10° en L1.

Una de las iniciativas al colocar el plato de aluminio con angulación a 10° en la copa, surgió para producir una curvatura (sifosis) en el espécimen lumbar porcino de L1-L5, donde al efectuar el ensayo de flexo-compresión este produciría un momento como se aprecia en la figura 3.36, para poder ejercer una tensión en el lado posterior del espécimen como se indica en la imagen; donde la acción de comprimir (fuerza de compresión F_c) el espécimen lumbar produciría una flexión tal y como se muestra en la imagen, que permitiría evaluar al cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L3-L4 de ambos ensayos efectuados.

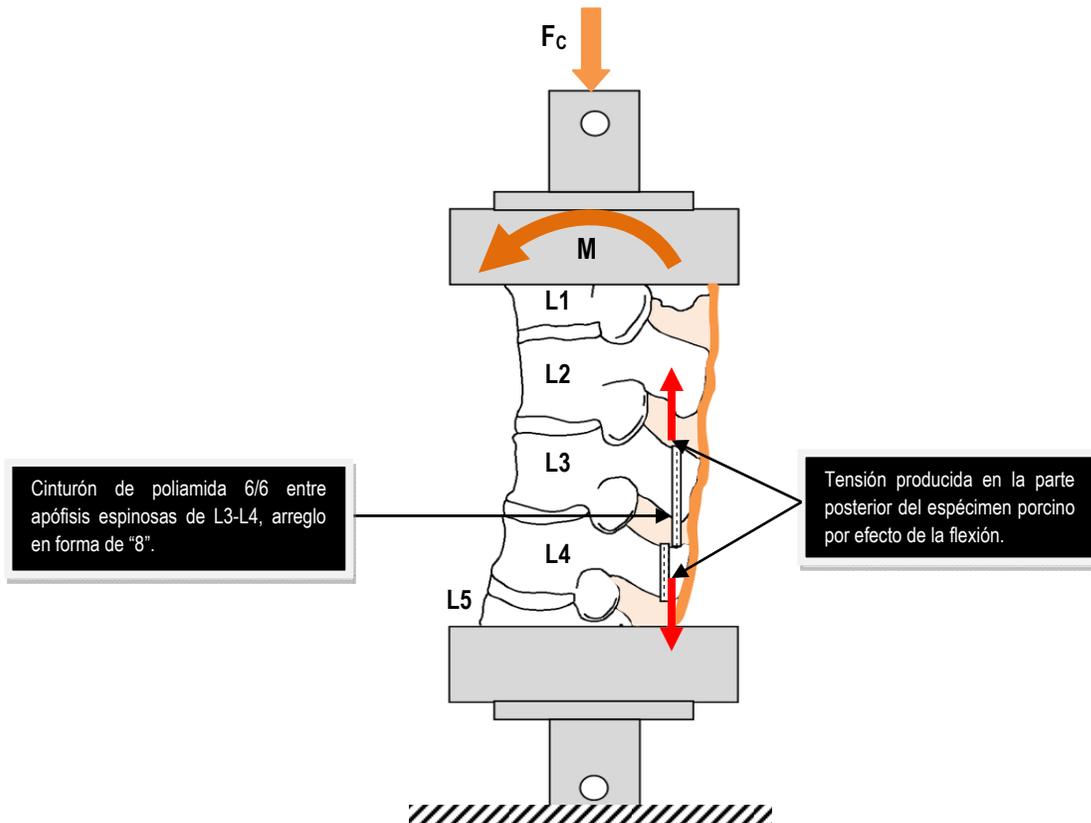


Figura 3.36. Fuerza de compresión F_c , produciendo flexión en el espécimen lumbar porcino de L1-L5.

De acuerdo a los ensayos realizados, se efectuaron las siguientes mediciones en base a la figura 3.37 donde se muestran las zonas de medición en el espécimen lumbar porcino con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4.

De acuerdo a la figura 3.37, se realizaron las mediciones en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 en:

- Altura del espécimen.
- Altura de los discos intervertebrales del espécimen.
- Distancia del ligamento interespinoso entre cada apófisis espinosa.
- Distancia del ligamento supraespinoso.
- Distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 de las apófisis espinosas.

Para el cinturón de poliamida 6/6 se tomaron las mediciones correspondientes antes de la colocación del mismo en el espécimen porcino, las cuales fueron mostradas en la figura 3.3, y una vez colocado en el espécimen lumbar porcino se tomo la medida de la longitud sobrante del cinturón.

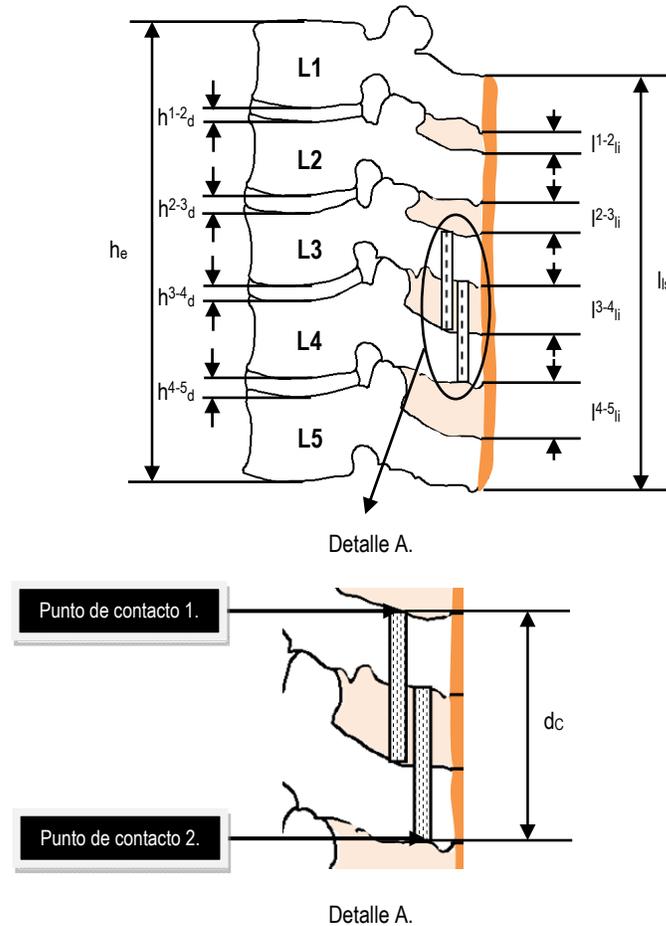


Figura 3.37. Medidas tomadas en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 para ensayo a flexo-compresión.

Donde h_e es la altura del espécimen a ensayar, h_d es la altura de los discos intervertebrales, l_{li} es la longitud del ligamento interespinoso entre las apófisis espinosas de cada vértebra, l_{is} es la longitud del ligamento supraespinoso y d_c es la distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en "8".

En la tabla 3.7, se observan las medidas de cada uno de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes del ensayo a flexo-compresión.

Tabla 3.7. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de colocar el cinturón de poliamida 6/6.

Especímen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{li} mm.	l^{2-3}_{li} mm.	l^{3-4}_{li} mm.	l^{4-5}_{li} mm.
1	180	5	5	5	5	180	18	17	15	13
2	180	5	5	5	5	180	16	15	15	17

Posteriormente, en la tabla 3.8, se aprecian las medidas de los especímenes lumbares porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4 antes de realizar el ensayo de flexo-compresión y de acuerdo a la figura 3.37.

Tabla 3.8. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” antes del ensayo a flexo-compresión.

Espécimen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{ii} mm.	l^{2-3}_{ii} mm.	l^{3-4}_{ii} mm.	l^{4-5}_{ii} mm.
1	178	5	6	6	5	170	18	15	10	13
2	180	5	6	6	5	170	16	15	10	15

Los datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo a flexo-compresión en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4, se muestran en la tabla 3.9. donde se aprecia la longitud inicial del cinturón de poliamida 6/6 ($L^1_{inicial}$), la longitud inicial empleada en arreglo en “8” ($L^2_{inicial}$), espesor inicial en punto de contacto 1 ($t^1_{inicial}$), espesor inicial en punto de contacto 2 ($t^2_{inicial}$), ancho inicial en punto de contacto 1 ($a^1_{inicial}$), ancho inicial en punto de contacto 2 ($a^2_{inicial}$), el área de la sección transversal en el punto de contacto 1 ($A^1_{inicial}$), el área de la sección transversal en el punto de contacto 2 ($A^2_{inicial}$), así como la distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en “8” al inicio del ensayo (d_c).

Tabla 3.9. Datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de flexo-compresión.

Prueba.	$L^1_{inicial}$ mm.	$L^2_{inicial}$ mm.	$t^1_{inicial}$ mm.	$t^2_{inicial}$ mm.	$a^1_{inicial}$ mm.	$a^2_{inicial}$ mm.	$A^1_{inicial}$ mm ² .	$A^2_{inicial}$ mm ² .	d_c mm.
1	282	131	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	64
2	282	149	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	64

Es importante enfatizar en lo siguiente, cuando el espécimen lumbar porcino de L1-L5 no le fue colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4, presentaba una movilidad de acuerdo a la figura 3.38 de 19° al ser flexionado como se muestra a continuación, donde se produce un momento (M) a causa de la fuerza aplicada (F_p) en la parte anterior del espécimen lumbar porcino de L1-L5.

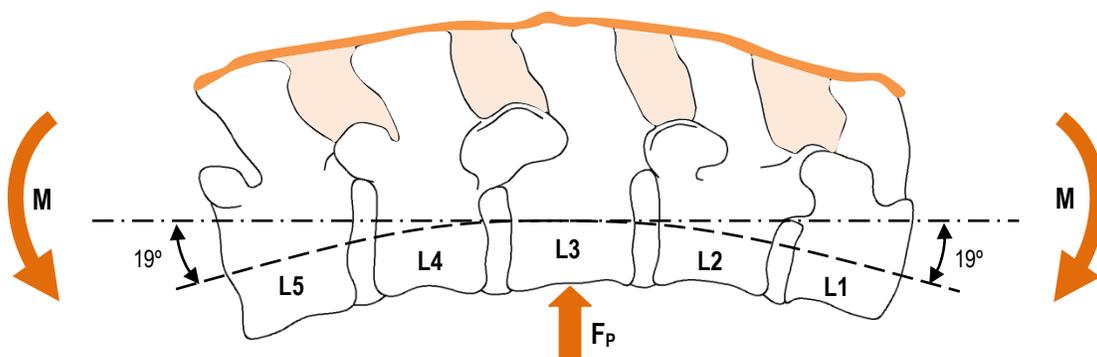
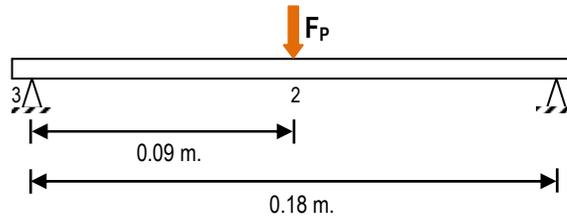
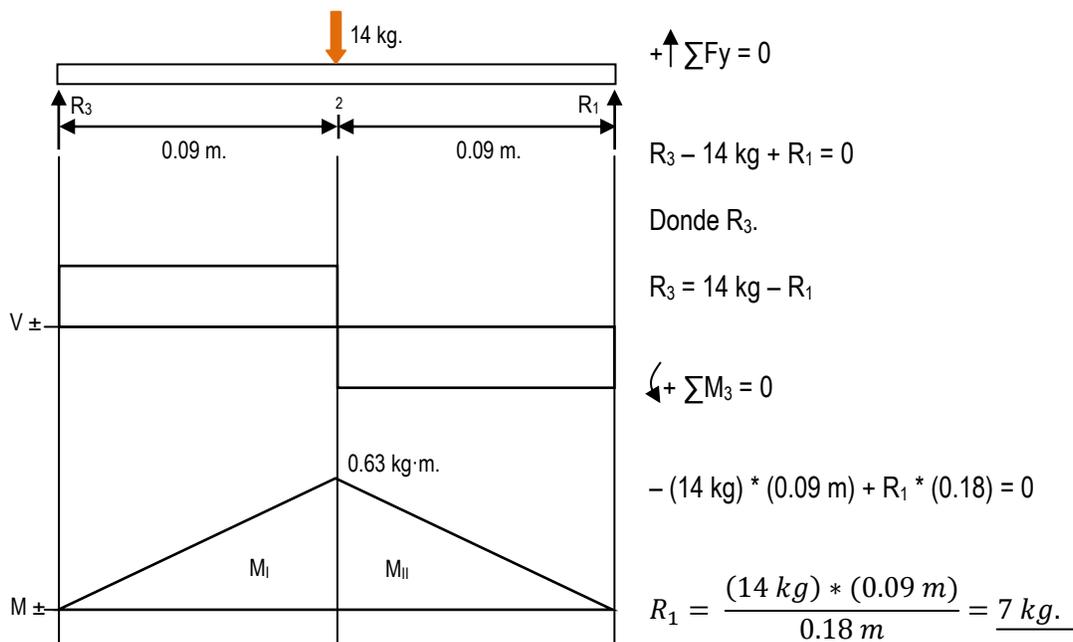


Figura 3.38. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5, sin el cinturón de poliamida 6/6, a causa de la fuerza aplicada F_p .

Para conocer el momento (M) producido por la carga F_P , en el espécimen porcino sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6, se analizó como una viga con dos puntos de apoyo y una fuerza aplicada al centro como se muestra a continuación en el siguiente análisis.



Donde el valor de $F_P = 14 \text{ kg}$.



Donde:

$$V_3 = 7 \text{ kg.}$$

$$V_2 = 8 \text{ kg} - 14 \text{ kg} = -7 \text{ kg.}$$

$$V_1 = -7 \text{ kg} + 7 \text{ kg} = 0.$$

Asimismo:

$$M_I = V_3 * (0.09 \text{ m}) = (7 \text{ kg}) * (0.09 \text{ m}) = \underline{0.63 \text{ kg}\cdot\text{m.}}$$

$$M_{II} = M_I + ((0.09 \text{ m}) * (-8 \text{ kg})) = 0.$$

Donde se obtuvo el momento máximo de 0.63 kg·m.

El ángulo se obtuvo de la imagen y realizando mediciones en el paquete de Auto CAD 2004.

Por otra parte, el espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el arreglo en forma de “8” con el cinturón de poliamida 6/6 presento un ángulo de 12°.

Para este caso, se observa en la figura 3.39 la pérdida de 7° al ser aplicada la misma carga F_P de 14 kg en el espécimen porcino.

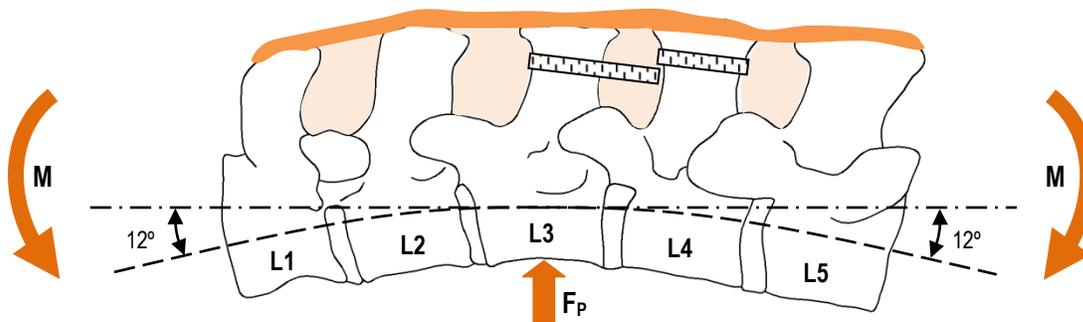


Figura 3.39. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas de L3-L4.

Para un segundo caso se incremento la carga F_P a 16 kg, donde se obtuvo un momento máximo de 0.72 kg·m, pero se observa que el ligamento interespinoso por el cual fue introducido el cinturón de poliamida 6/6 inicia o presenta daños en los orificios realizados, como se muestra en la figura 3.40, lo que tendería a mantener la unión de las apófisis espinosas de L3-L4 pero con de cambios en movilidad en L1, L2 así como en L5.

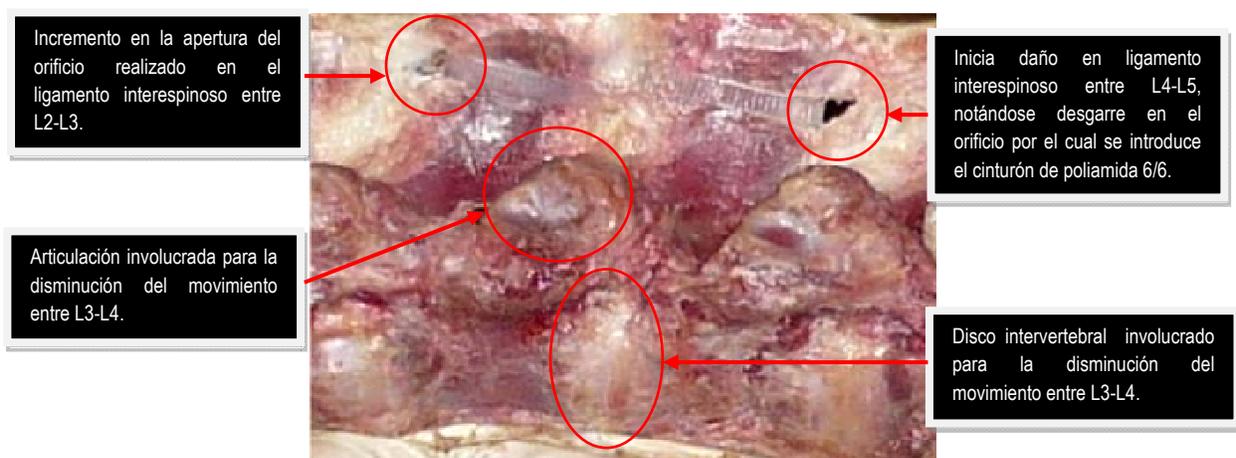


Figura 3.40. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas de L3-L4.

Por otra parte, como observaciones al realizar la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “8” entre las apófisis espinosas de L3-L4 es de mencionar que solo se tiene ganancia de 1 mm en el disco intervertebral en su parte anterior que comprende entre estos cuerpos vertebrales (L3-L4) así como disminuir en su totalidad el movimiento de la articulación, mostrada en la figura anterior.

Una vez mencionado lo anterior, se procedió a realizar los ensayos de flexo-compresión en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en forma de “8” con el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4, en la Máquina Universal de Ensayos MTS 858 a una velocidad de 5 mm/min.

En primera instancia se mencionan los resultados obtenidos en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5.

Los resultados de este ensayo para ambos especímenes se muestran en la Tabla 3.10 donde se aprecia la carga a compresión (F_C), y el desplazamiento (D_A) así como las graficas obtenidas del mismo mostradas en la figura 3.41

Tabla 3.10. Ensayo de flexo-compresión a especímenes 1 y 2.

Especímen 1 sometido a carga de flexo-compresión.		
F_C (N)	D_A (mm)	Observaciones.
-9635.01	-7.97	- Inicia ruptura de la placa terminal de L2 en la unión del disco intervertebral L1-L2. - Ruptura total de la placa terminal de L2.
-7222.73	-12.75	- Inicia flexión del segmento vertebral hasta llegar a una carga $F_C = -4977.53$ N y un $D_A = -24.23$ mm. - Cinturón de poliamida 6/6 permaneció entre apófisis espinosas de L3-L4.
Especímen 2 sometido a carga de flexo-compresión.		
F_C (N)	D_A (mm)	Observaciones.
-8888.33	-10.36	- Ruptura de la placa terminal de L2 en la unión del disco intervertebral L1-L2. - Ruptura total de la placa terminal de L2.
-7541.38	-20.34	- inicio de daño en las apófisis espinosas de L2, L3 y L4. - Inicia flexión del segmento vertebral hasta llegar a una carga $F_C = -5480.43$ N y un $D_A = -28.17$ mm. - Cinturón de poliamida 6/6 permanecio entre apófisis espinosas de L3-L4.

* F_C es fuerza de compresión en Newtons (N) y D_A es el desplazamiento axial durante la prueba en mm.

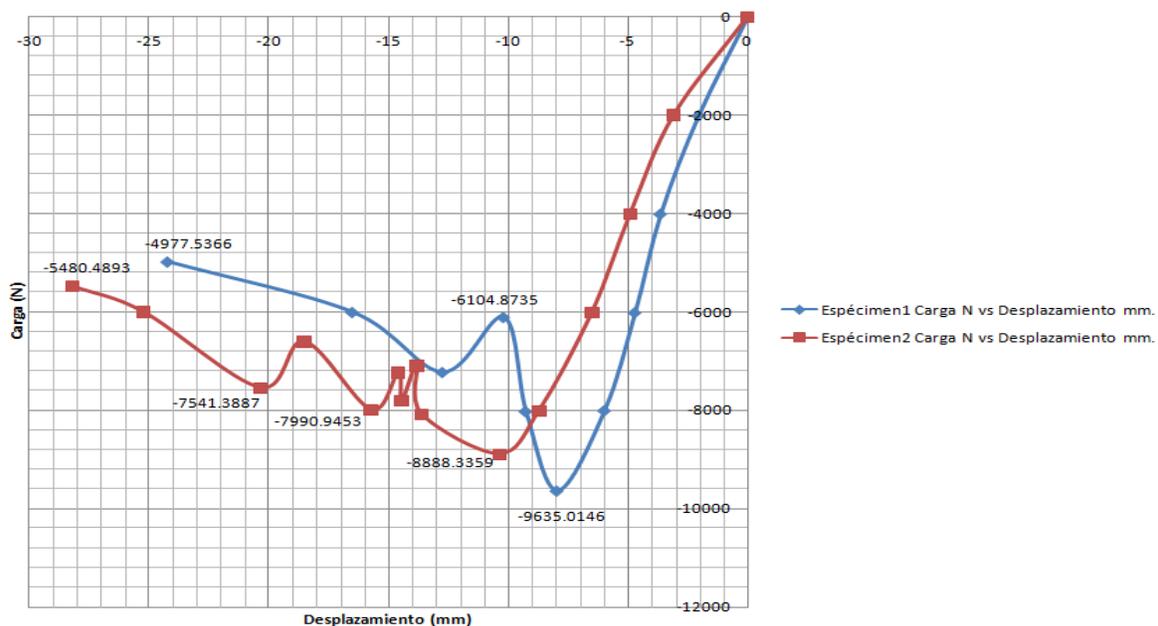


Figura. 3.41. Gráfica obtenida en los ensayos a flexión de los especímenes 2 y 3.

Por otra parte, en la tabla 3.11, se muestran los resultados obtenidos al examinar los cinturones de poliamida 6/6 empleados durante el ensayo en el arreglo en "8", donde se aprecia la longitud final del cinturón (L_{final}^1), la

longitud final empleada en arreglo en "8" (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), el área final de la sección transversal en el punto de contacto 1 (A^1_{final}) y el área final de la sección transversal en el punto de contacto 2 (A^2_{final}) para ambos ensayos.

Tabla 3.11. Resultados para el ensayo de flexo-compresión con arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8".

Prueba.	L^1_{final} mm.	L^2_{final} mm.	t^1_{final} mm.	t^2_{final} mm.	a^1_{final} mm.	a^2_{final} mm.	A^1_{final} mm ² .	A^2_{final} mm ² .
1	285.60	134.60	1.20	1.15	4.55	4.48	5.46	5.15
2	282.80	149.80	1.30	1.19	4.60	4.50	5.98	5.36

De la tabla anterior y de acuerdo a los resultados mostrados se puede obtener la ductilidad del material a partir del cambio porcentual en el área de la sección transversal en los puntos de contacto 1 y 2 con los valores antes y después del ensayo.

Por lo tanto, la ductilidad del cinturón de poliamida 6/6 ensayado en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L3-L4 se obtiene a partir de la ecuación (1) y de los datos de las tablas 3.9 y 3.11 con respecto a las áreas tomadas en cada caso, y para los puntos de contacto 1 y 2. Las ecuaciones de (8) a (11) dan los resultados empleando la ecuación (1).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.46 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 8.70 \%. \quad (8)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.98 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 0 \%. \quad (9)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.15 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 13.88 \%. \quad (10)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.36 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 10.37 \%. \quad (11)$$

Por lo tanto, los resultados referentes al porcentaje (%) de reducción de área que expresa el adelgazamiento sufrido por el cinturón de poliamida 6/6 en los puntos de contacto 1 y 2 durante la prueba de flexo-compresión se puede contemplar en la tabla 3.12 respectivamente.

Tabla 3.12. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6.

Ensayo.	$A_{inicial}$ mm ² .	A^1_{final} mm ² .	% en contacto 1.	A^2_{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.46	8.70	5.15	13.88
2	5.98	5.98	0	5.36	10.37

3. 2. 2. 3. Especímenes sometidos a ensayos de flexión.

Para este caso se emplearon 10 especímenes lumbares porcinos de L1-L5 previamente limpios y conservando los ligamentos supraespinoso e interespinosos como se menciona anteriormente en la preparación de los especímenes porcinos; 5 de los 10 especímenes se conservaron intactos los restantes se les colocó el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4 con el arreglo en forma de "8". Este ensayo se realizó con la finalidad de evaluar la resistencia de los especímenes lumbares a una carga de flexión y poder entender el comportamiento biomecánico de dichos especímenes sometido a este tipo de carga. En la figura 3.42 se observan los especímenes porcino con y sin el cinturón de poliamida 6/6 para efectuar el ensayo a flexión.

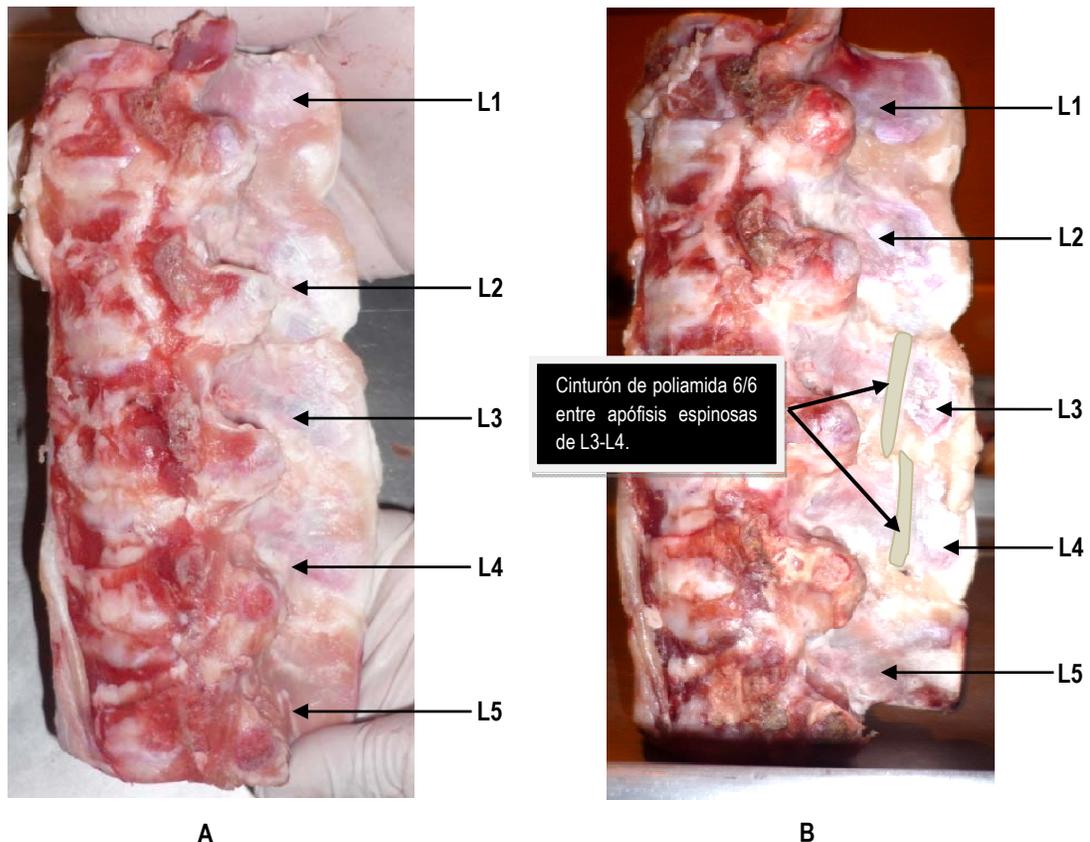


Figura 3.42. Especímenes lumbares porcinos. (A). Especímen lumbar porcino sin cinturón de poliamida 6/6. (B). Especímen lumbar porcino con el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4.

Una vez preparados los especímenes se conservaron en alcohol por alrededor de 2 semanas.

Para este ensayo se emplearon dos copas de aluminio las cuales son mostradas en el **plano x**. La copa de aluminio se muestra en la figura 3.43. con la fijación del cuerpo vertebral que se realizó primeramente con el ajuste de los opresores sobre este como se aprecia en la figura, donde una vez centrado el cuerpo vertebral porcino, se procedió a verter el yeso piedra, este procedimiento se realizó para ambas copas de aluminio del espécimen como se observa en la figura 3.44.

Es importante enfatizar que el tiempo de fraguado del yeso piedra es alrededor de 10 a 15 minutos.

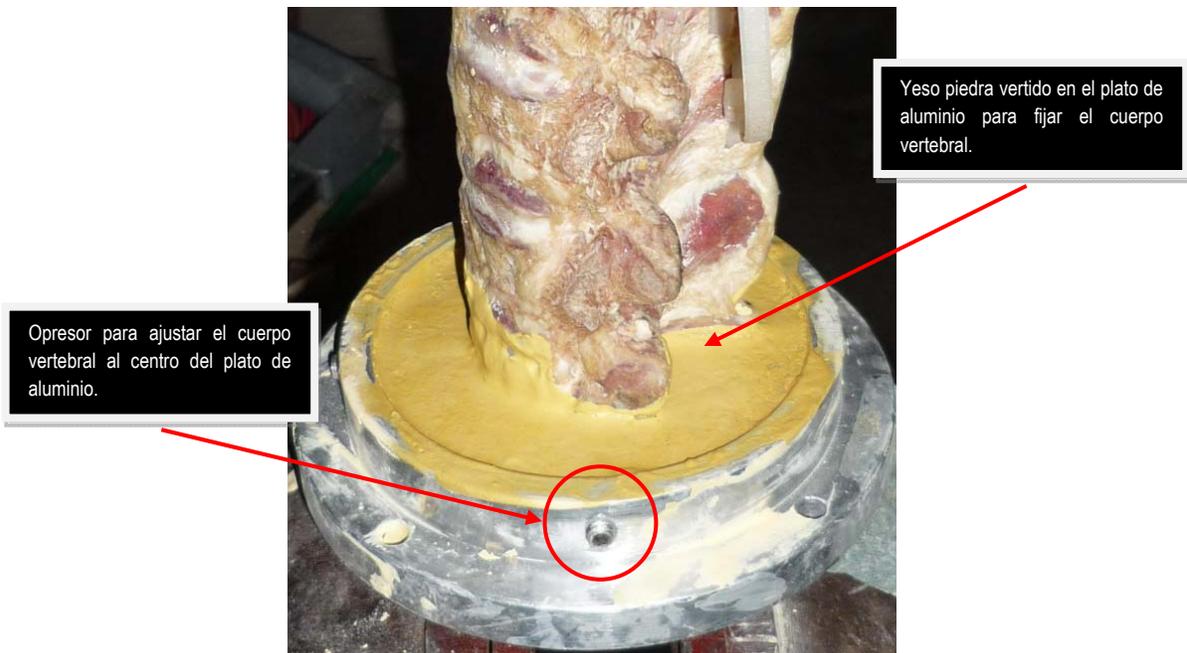


Figura 3.43. Fijación del cuerpo vertebral en el plato de aluminio por medio de opresores y yeso piedra.

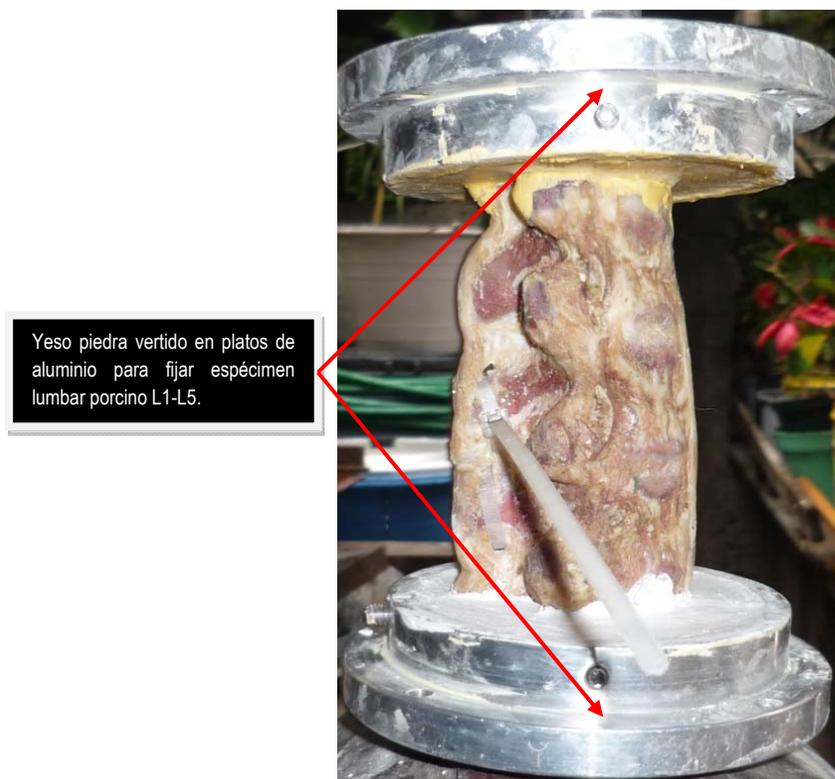


Figura 3.44. Extremos del espécimen porcino fijos en copas de aluminio por opresores y yeso piedra.

Asimismo se empleó un dinamómetro con las siguientes características: Marca – Rebüre con una capacidad de carga de 100 kg – 224 lb, el cual se muestra en la figura 3.45.

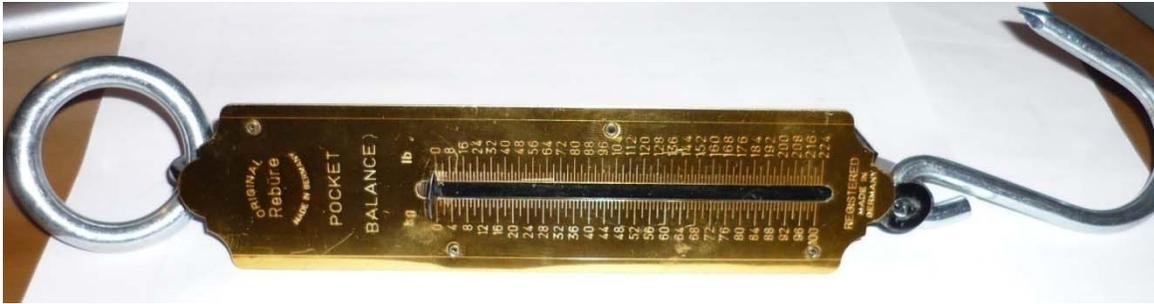


Figura 3.45. Dinamómetro Rebüre empleado en el ensayo de flexión de los especímenes porcinos.

A continuación se muestra de forma esquemática el proceso que se efectuó para realizar este ensayo de flexión en los distintos especímenes lumbares porcinos sin el cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” entre las apófisis espinosas de L2-L4.

En la figura 3.46, se muestran las medidas que se tomaron de los especímenes porcinos antes de realizar el ensayo, denotando la separación de las apófisis espinosas de acuerdo al espacio ocupado por el ligamento interespinoso de cada sección y mostrados en la tabla 3.13.

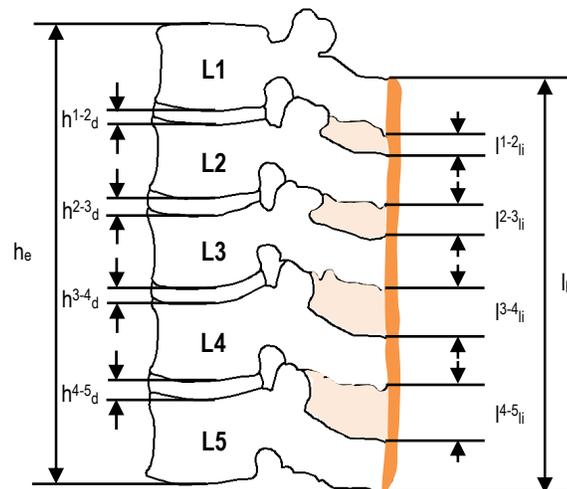


Figura 3.46. Parámetros medidos en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5.

Tabla 3.13. Mediciones de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes del ensayo a flexión. (Medidas tomadas con un Vernier digital Mitutoyo de 150 mm).

Especímen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{ii} mm.	l^{2-3}_{ii} mm.	l^{3-4}_{ii} mm.	l^{4-5}_{ii} mm.
1	180	5	5	5	5	180	12.32	14.63	17.70	10.84
2	180	5	5	5	5	180	13.49	12.96	12.55	13.58
3	179	5	5	5	5	179	13.40	14.54	10.60	-
4	170	5	5	5	5	170	7.96	9.41	7.41	-
5	180	5	5	5	5	180	11.09	11.48	11.20	10.55

En la figura 3.47. se puede apreciar el espécimen lumbar porcino colocado en las copas de aluminio, donde se observan las vértebras que lo componen para iniciar el ensayo a flexión.

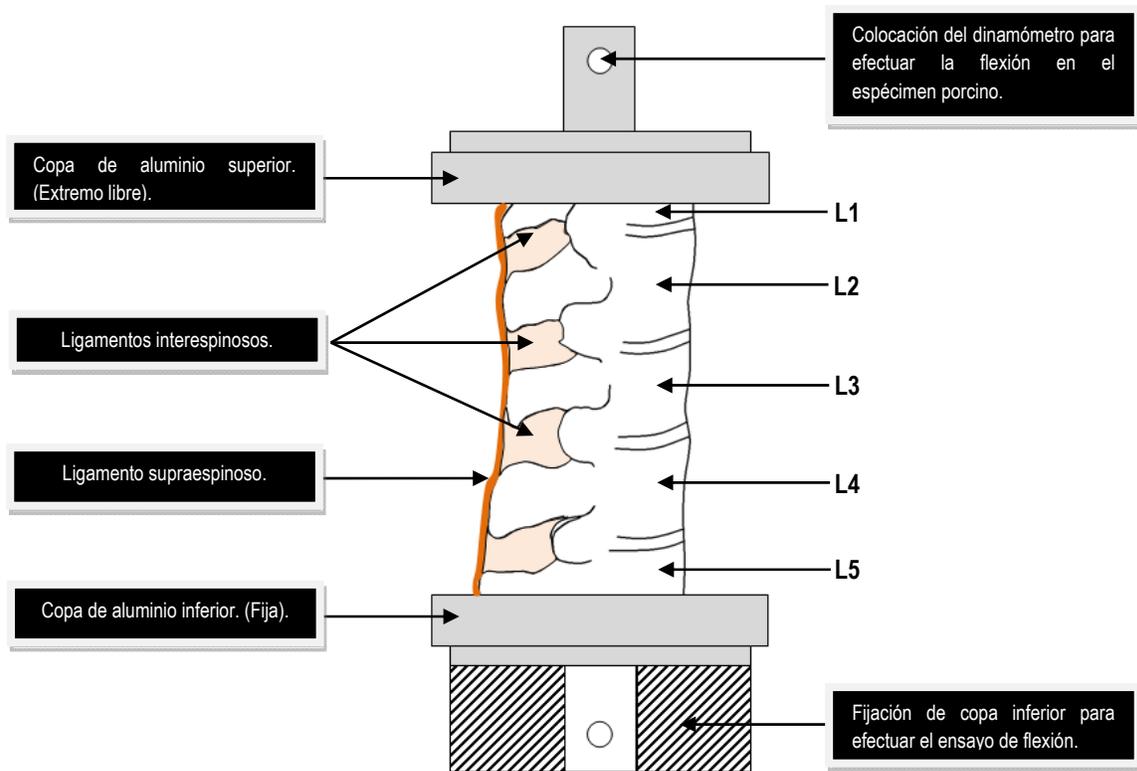


Figura 3.47. Especímen lumbar porcino colocado en la forma mostrada para poder ensayar a flexión.

En las siguientes figuras 3.48 y 3.49, se muestra una secuencia de forma esquemática de cómo se realizó el ensayo a flexión para los especímenes lumbares porcinos y los parámetros medidos en el ensayo.

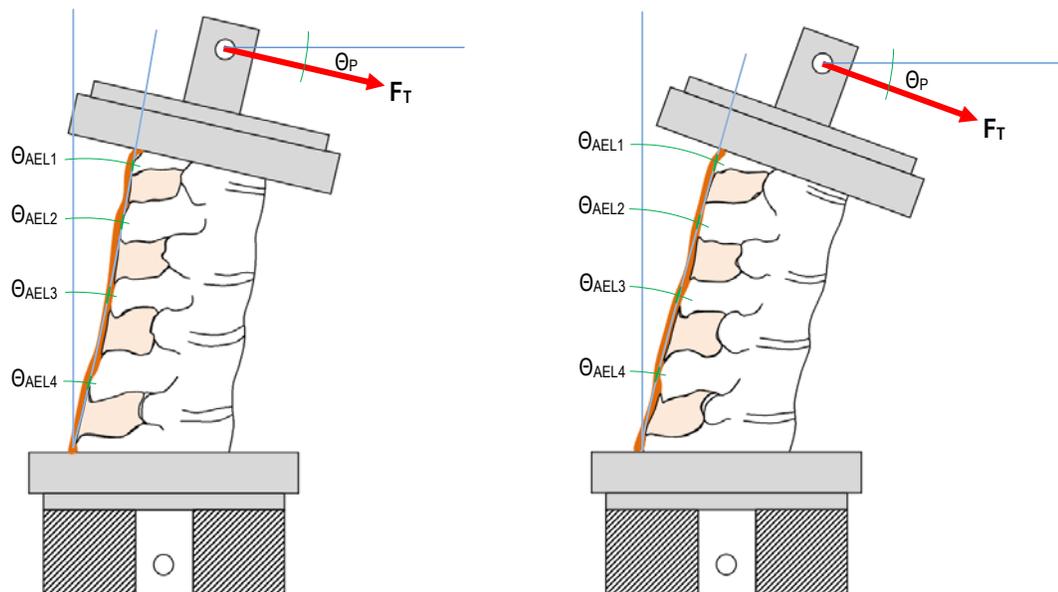


Figura 3.48. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa del segmento.

Los ángulos (θ_{AEL}) medidos en las apófisis espinosas de los especímenes porcinos corresponden al desplazamiento angular producido por la fuerza F_T aplicada al segmento como se muestra en la figura 3.49,

asimismo se denota un ángulo θ_P que corresponde a la inclinación de la copa de aluminio superior en la cual se aplica la fuerza F_T correspondiente para cada caso al incrementar dicha fuerza para flexionar el espécimen por medio del dinamómetro.

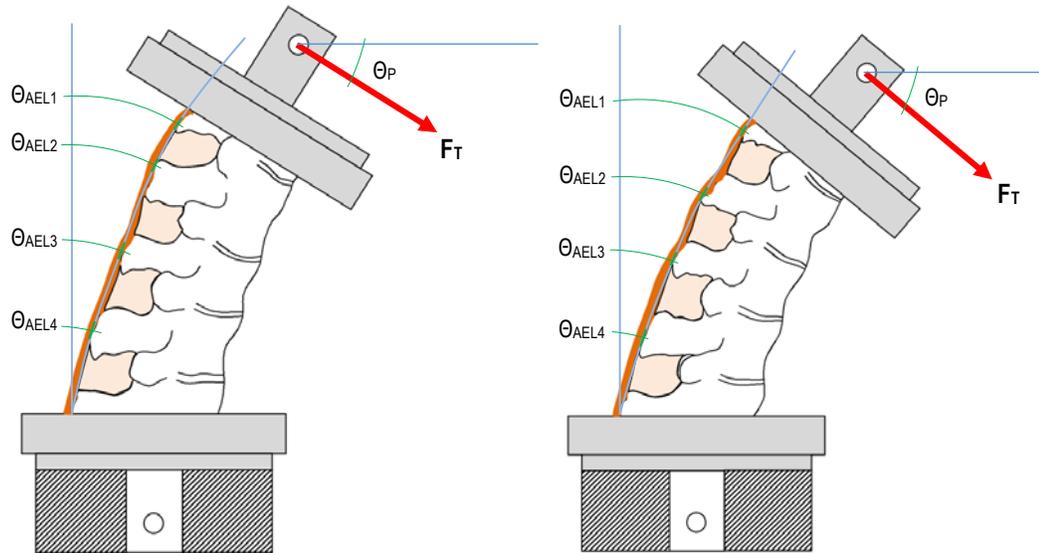


Figura 3.49. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa y del ángulo θ_P que corresponde a la inclinación de la copa de aluminio superior.

Por otra parte, al flexionar el segmento lumbar porcino, es importante mencionar, que los ligamento interespinales entre las apófisis espinosas del espécimen juegan un papel importante para este estudio, ya que serán los que mantendrán hasta cierto punto un rango de movilidad antes de que fallen para lo cual es notorio realizar mediciones constantes al incrementar la fuerza F_T que produce la flexión del espécimen, como se muestra en la figura 3.50.

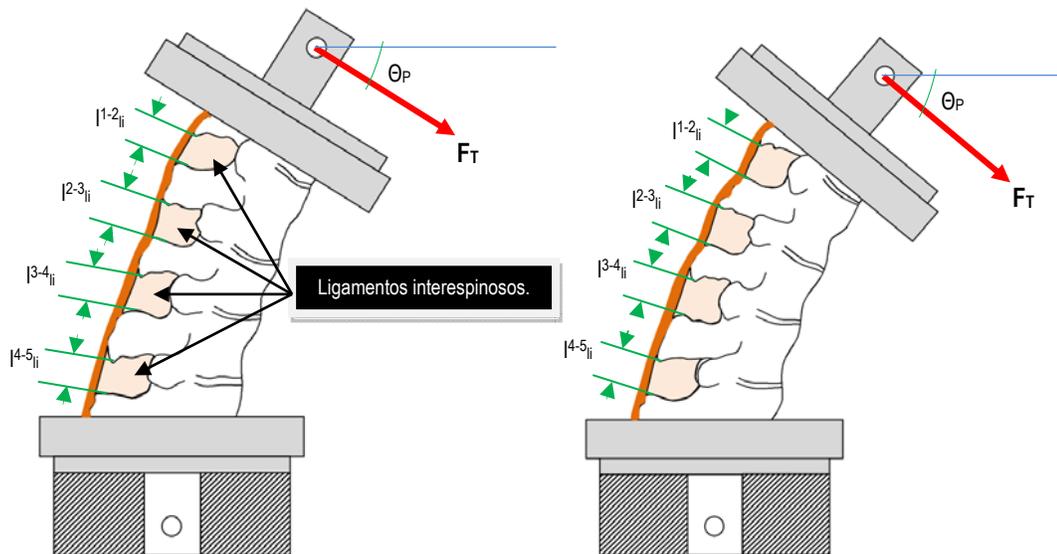


Figura 3.50. Medición de las distancias entre las apófisis espinosas de cada cuerpo vertebral l_i , al incrementar la fuerza F_T .

Es importante mencionar que la realización de este ensayo fue de forma manual, sujetando la copa de aluminio inferior en un tornillo de banco como se muestra en la figura 3.51.

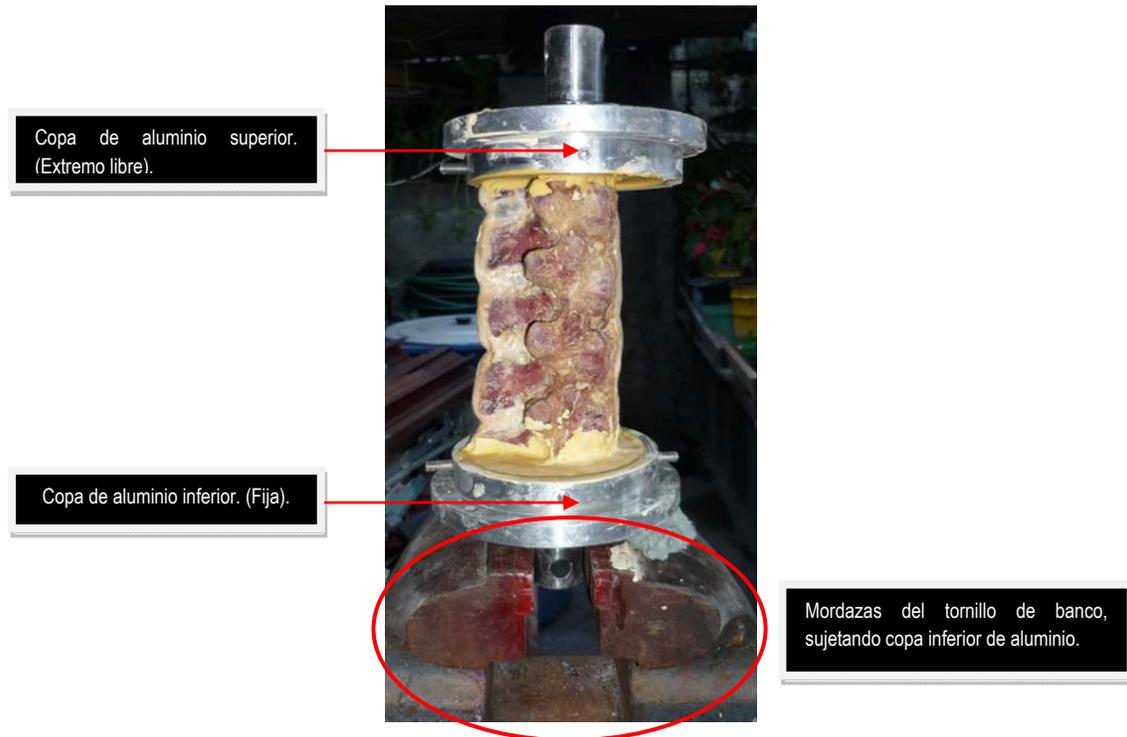


Figura 3.51. Sujeción de la copa de aluminio inferior en mordazas del tornillo de banco.

El incremento de la fuerza F_T fue de 0 kg. a hasta 12 kg. Las mediciones de todos los parámetros mostrados se realizaron en el programa Auto CAD versión 2004 como se muestra en la figura 3.52.

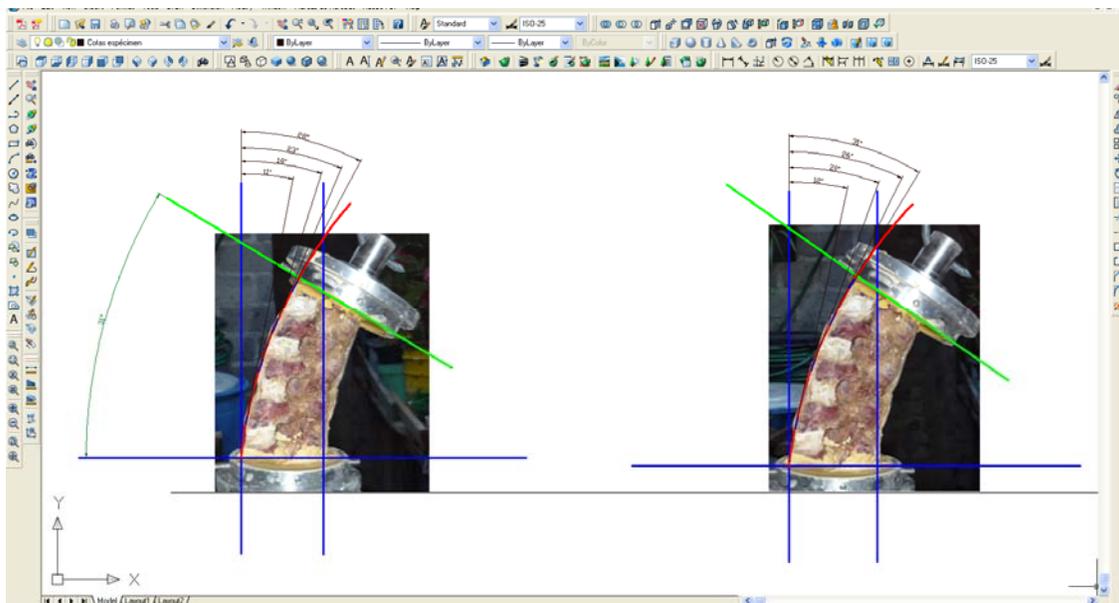


Figura 3.52. Medición de imágenes de los distintos parámetros mostrados anteriormente en el programa de Auto CAD V. 2004 de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 sin cinturón de poliamida 6/6.

Una vez realizadas las mediciones en los 5 especímenes lumbares porcinos de L1-L5, se procedió a recopilar la información de los resultados obtenidos, los cuales se muestran en las tablas 3.14 y 3.15.

Tabla 3.14. Resultados de los ángulos θ_{AEL} y θ_P , de acuerdo a la fuerza F_T aplicada. Mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	θ_{AEL1}	θ_{AEL2}	θ_{AEL3}	θ_{AEL4}
1	0	0°	0°	0°	0°	0°
	2	12°	12°	10°	8°	6°
	4	18°	18°	15°	11°	7°
	6	25°	25°	20°	16°	10°
	8	31°	28°	23°	18°	11°
	10	35°	31°	26°	20°	12°
	12	39°	36°	30°	22°	14°
2	0	0°	0°	0°	0°	0°
	2	22°	20°	16°	13°	8°
	4	28°	23°	19°	16°	10°
	6	30°	25°	21°	16°	10°
	8	35°	27°	24°	20°	15°
	10	39°	33°	28°	23°	17°
	12	43°	38°	33°	26°	19°
3	0	0°	0°	0°	0°	-
	2	9°	12°	11°	9°	-
	4	16°	19°	16°	12°	-
	6	24°	22°	20°	13°	-
	8	29°	26°	22°	15°	-
	10	29°	28°	24°	18°	-
	12	30°	28°	25°	18°	-
4	0	0°	0°	0°	0°	-
	2	9°	7°	6°	4°	-
	4	23°	17°	12°	8°	-
	6	26°	19°	15°	11°	-
	8	32°	27°	21°	13°	-
	10	33°	27°	20°	13°	-
	12	38°	27°	23°	17°	-
5	0	0°	0°	0°	0°	0°
	2	19°	18°	16°	13°	11°
	4	27°	21°	18°	15°	11°
	6	30°	25°	23°	20°	16°
	8	34°	28°	25°	20°	16°
	10	37°	28°	25°	21°	18°
	12	45°	39°	34°	28°	21°

Es importante referir que en las pruebas de los especímenes 3 y 4 no hay medición de los ángulos θ_{AEL4} . En ambos casos las apófisis espinosas L4 fueron sumergidas en el yeso piedra, debido a las dimensiones que ambos especímenes presentaban así como el ajuste que se dio para colocar en el plato de aluminio.

Por otra parte, todos los especímenes solo resistieron hasta una carga de 12 kg. al ser aplicada una carga progresiva de dos en dos kilogramos y manteniendo la carga en un periodo no mayor a 20 segundos entre cada aplicación de carga.

Tabla 3.15. Resultados de las longitudes medidas de los ligamentos interespinosos l_{ii} de acuerdo a la fuerza F_T y los ángulos θ_{AEL} y θ_P , mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	l^{1-2}_{ii} (mm).	l^{2-3}_{ii} (mm).	l^{3-4}_{ii} (mm).	l^{4-5}_{ii} (mm).
1	0	0°	12.32	14.63	17.70	10.84
	2	12°	14.97	15.60	17.60	11.80
	4	18°	16.06	16.79	17.92	13.39
	6	25°	17.65	19.98	18.19	17.30
	8	31°	18.60	20.34	19.00	18.67
	10	35°	18.84	21.14	19.60	19.49
	12	39°	21.84	23.35	20.65	20.58
2	0	0°	13.49	12.96	12.55	13.58
	2	22°	18.13	18.34	18.36	17.21
	4	28°	21.55	18.89	18.82	17.50
	6	30°	22.08	19.16	18.88	17.58
	8	35°	22.41	20.50	19.83	18.00
	10	39°	22.96	21.30	20.13	19.09
	12	43°	23.95	22.52	21.38	22.24
3	0	0°	13.40	14.54	10.60	-
	2	9°	17.38	15.57	12.88	-
	4	16°	20.87	17.49	15.22	-
	6	24°	21.32	17.18	16.44	-
	8	29°	21.46	17.41	16.78	-
	10	29°	21.59	18.05	17.20	-
	12	30°	22.37	18.05	17.84	-
4	0	0°	7.96	9.41	7.41	-
	2	9°	10.44	13.17	9.43	-
	4	23°	13.71	17.63	13.47	-
	6	26°	15.51	19.11	15.69	-
	8	32°	18.79	19.82	15.76	-
	10	33°	18.84	20.12	16.24	-
	12	38°	19.41	21.52	16.93	-
5	0	0°	11.09	11.48	11.20	10.55
	2	19°	17.58	18.90	18.31	15.84
	4	27°	19.22	21.37	20.59	18.47
	6	30°	20.99	22.98	20.43	19.23
	8	34°	23.23	24.11	22.99	20.20
	10	37°	27.16	25.99	26.00	24.76
	12	45°	27.94	25.56	25.65	26.49

Los resultados mostrados anteriormente dan a conocer cómo se comportan los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6. En este caso podemos apreciar que a comparación de las vértebras lumbares humanas como se cito en el capítulo 2 [6,7] el ángulo máximo en la vértebra lumbar L1 humana es de 10°, en este caso se llego a una angulación mayor de 45° aplicando una carga de 12 kg.

Asimismo, la longitud máxima de los ligamentos interespinosos fue de 27.94 mm presentado en el ligamento interespinosos l^{1-2}_{ii} .

En las figuras 3.53 se muestran los daños producidos en los especímenes porcinos ensayados a carga de flexión.

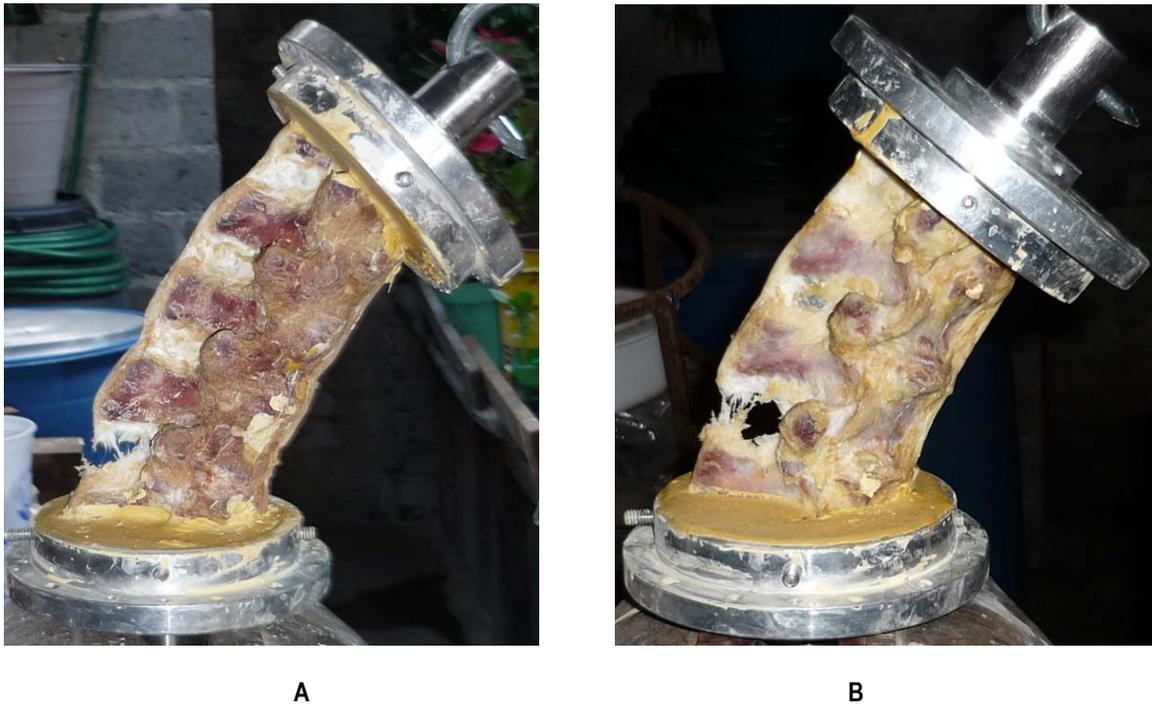


Figura 3.53. Daño en ligamento interespinoso (A). $14-5_{fi}$, (B). $13-4_{fi}$. En todos los casos se presentó el daño en estas zonas.

Es importante aclarar que los especímenes porcinos una vez ensayados fueron inspeccionados visualmente sin encontrar daño en articulaciones, como se muestran en la figura 3.54, asimismo el daño presentado en la parte mostrada es consecuencia de la fijación de la copa de aluminio en su parte inferior, sin tener libertad de movimiento como en su parte superior.

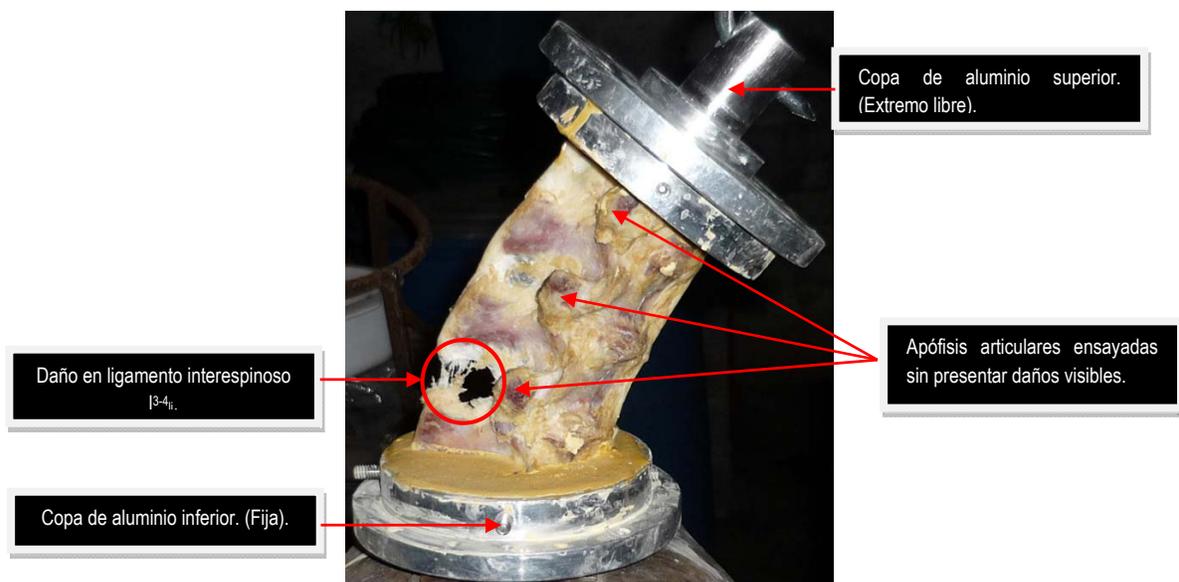


Figura 3.54. Daño en espécimen lumbar porcino ensayado a carga de flexión.

Por su parte, los ensayos de flexión en los distintos especímenes lumbares porcinos usando el cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” entre las apófisis espinosas de L2-L4 se efectuaron de la siguiente manera.

En la figura 3.55, se muestran las medidas que se tomaron de los especímenes lumbares porcinos antes de ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre L2-L4 y una vez colocado, y mostrados en la tabla 3.16.

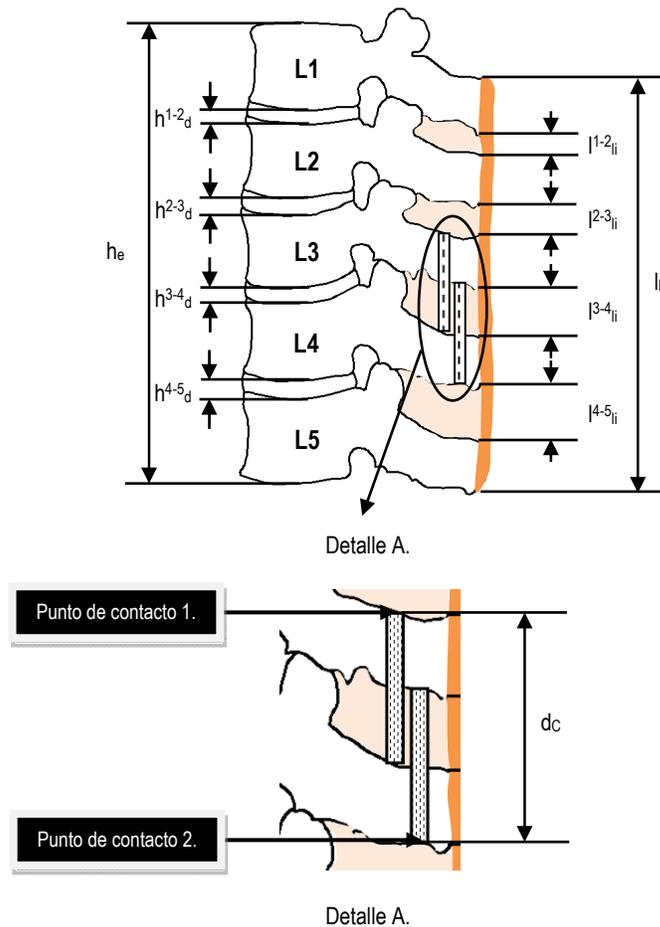


Figura 3.55. Medidas tomadas en el espécimen lumbar porcino de L1-L5 para ensayo a flexión.

En la tabla 3.16, se observan las medidas de cada uno de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4.

Tabla 3.16. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 antes de colocar el cinturón de poliamida 6/6.

Espécimen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{ii} mm.	l^{2-3}_{ii} mm.	l^{3-4}_{ii} mm.	l^{4-5}_{ii} mm.
1	170	7	7	6	6	165	20	20	20	17
2	175	5	5	5	5	185	20	15	15	15
3	180	9	7	7	7	175	20	15	18	-
4	180	6	6	6	6	180	20	15	13	16
5	170	6	6	6	6	165	15	15	15	-

Posteriormente, en la tabla 3.17, se aprecian las medidas de los especímenes lumbares porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” entre las apófisis espinosas de L2-L4 antes de realizar el ensayo de flexión y de acuerdo a la figura 3.55.

Tabla 3.17. Datos iniciales de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8” antes del ensayo a flexión.

Espécimen.	h_e mm.	h^{1-2}_d mm.	h^{2-3}_d mm.	h^{3-4}_d mm.	h^{4-5}_d mm.	l_{is} mm.	l^{1-2}_{ij} mm.	l^{2-3}_{ij} mm.	l^{3-4}_{ij} mm.	l^{4-5}_{ij} mm.
1	170	8	7	7	6	155	15.02	11.87	3.36	8.20
2	175	5	5	6	5	175	16.55	5.20	2.91	10.20
3	180	9	8	7	7	165	16.99	9.53	16.12	-
4	180	6	6	7	6	170	15.09	14.56	8.19	15.30
5	170	6	6	7	6	155	13.50	13.14	14.65	-

Los datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo a flexión a los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en “8” entre las apófisis espinosas de L2-L4, se muestran en la tabla 3.18. donde se aprecia la longitud inicial del cinturón de poliamida 6/6 ($L^1_{inicial}$), la longitud inicial empleada en arreglo en “8” ($L^2_{inicial}$), espesor inicial en punto de contacto 1 ($t^1_{inicial}$), espesor inicial en punto de contacto 2 ($t^2_{inicial}$), ancho inicial en punto de contacto 1 ($a^1_{inicial}$), ancho inicial en punto de contacto 2 ($a^2_{inicial}$), el área de la sección transversal en el punto de contacto 1 ($A^1_{inicial}$), el área de la sección transversal en el punto de contacto 2 ($A^2_{inicial}$), así como la distancia entre los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en “8” al inicio del ensayo (d_c).

Tabla 3.18. Datos iniciales del cinturón de poliamida 6/6 antes del ensayo de flexión.

Prueba.	$L^1_{inicial}$ mm.	$L^2_{inicial}$ mm.	$t^1_{inicial}$ mm.	$t^2_{inicial}$ mm.	$a^1_{inicial}$ mm.	$a^2_{inicial}$ mm.	$A^1_{inicial}$ mm ² .	$A^2_{inicial}$ mm ² .	d_c mm.
1	282	115	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	54
2	282	132	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	64
3	282	113	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	54
4	282	112	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	54
5	282	109	1.30	1.30	4.60	4.60	5.98	5.98	54

Es importante referir que los especímenes son conservados en alcohol sin colocarles el cinturón de poliamida 6/6, dado que el cinturón pierde propiedades tales como su ductilidad.

Por lo tanto, son solo los especímenes los que se conservan en alcohol y una vez al realizar las pruebas es cuando se dispone de estos para ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas.

En la figura 3.56. se puede apreciar el espécimen lumbar porcino de L1-L5 colocado en las copas de aluminio, donde se observan las vértebras que lo componen para iniciar el ensayo a flexión y la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3.

Para este ensayo fue de suma importancia no tener dañado ningún ligamento interespinoso, así como el ligamento supraespinoso y apófisis articulares; con el fin de evaluar los especímenes lumbares porcinos a flexión sin daño alguno desde el inicio de la prueba hasta el final de esta.

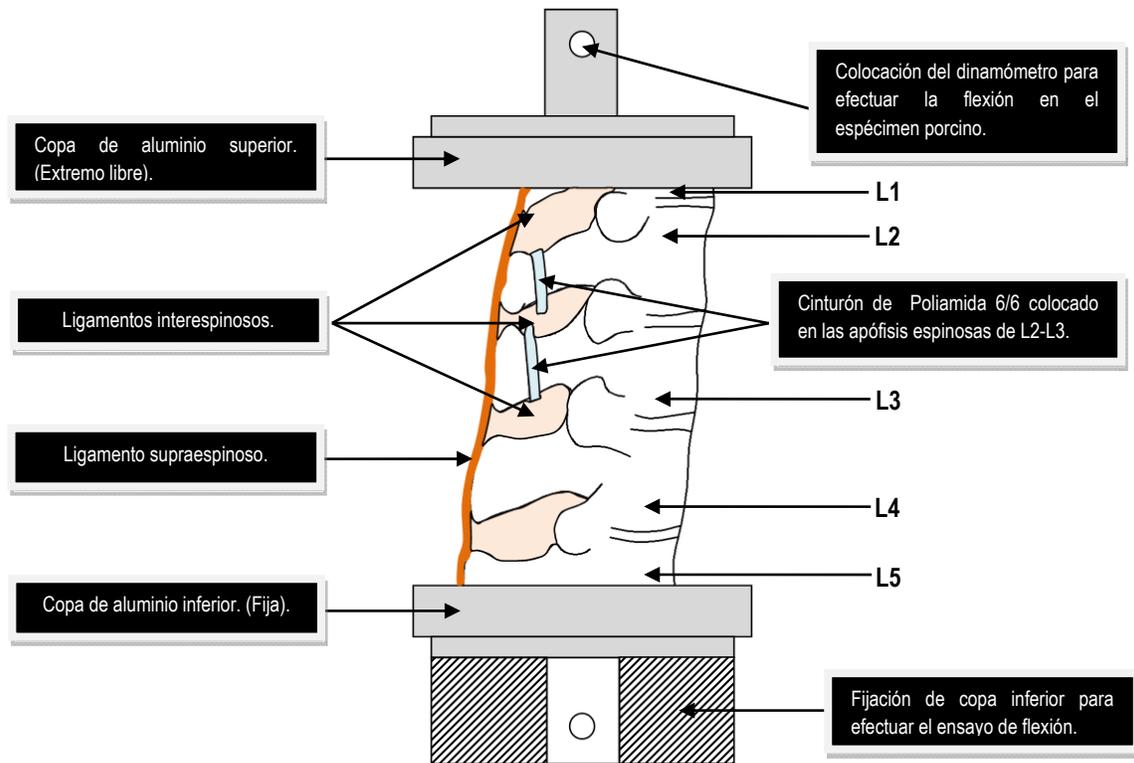


Figura 3.56. Especimen lumbar porcino con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3 con el arreglo en forma de "8" para ser ensayado a flexión.

En las siguientes figuras 3.57 y 3.59, se muestra una secuencia de forma esquemática de cómo se realizó el ensayo a flexión para los especímenes lumbares porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" y los parámetros medidos durante el ensayo.

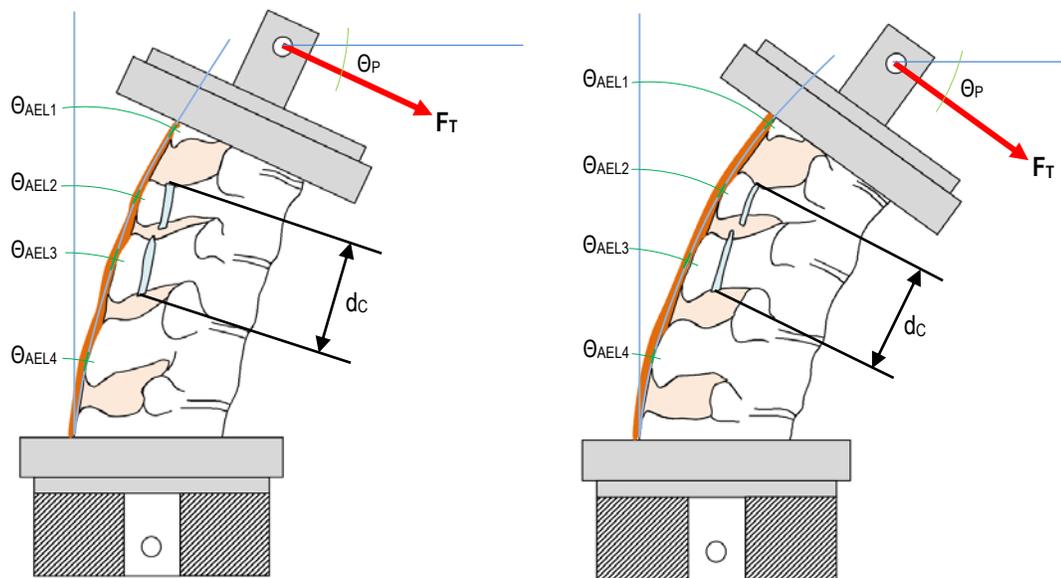


Figura 3.57. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas de L2-L3 y los ángulos mostrados θ_{AEL} de cada apófisis espinosa del segmento.

Los ángulos (θ_{AEL}) medidos en las apófisis espinosas de los especímenes porcinos corresponden al desplazamiento angular producido por la fuerza F_T aplicada al segmento como se muestra en la figura 3.58, asimismo se denota un ángulo θ_P que corresponde a la inclinación de la copa de aluminio superior en la cual se aplica la fuerza F_T correspondiente para cada caso al incrementar dicha fuerza para flexionar el espécimen y finalmente se muestra la distancia d_C que corresponde a la separación de los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 y las apófisis espinosas que intervienen en el arreglo correspondiente.

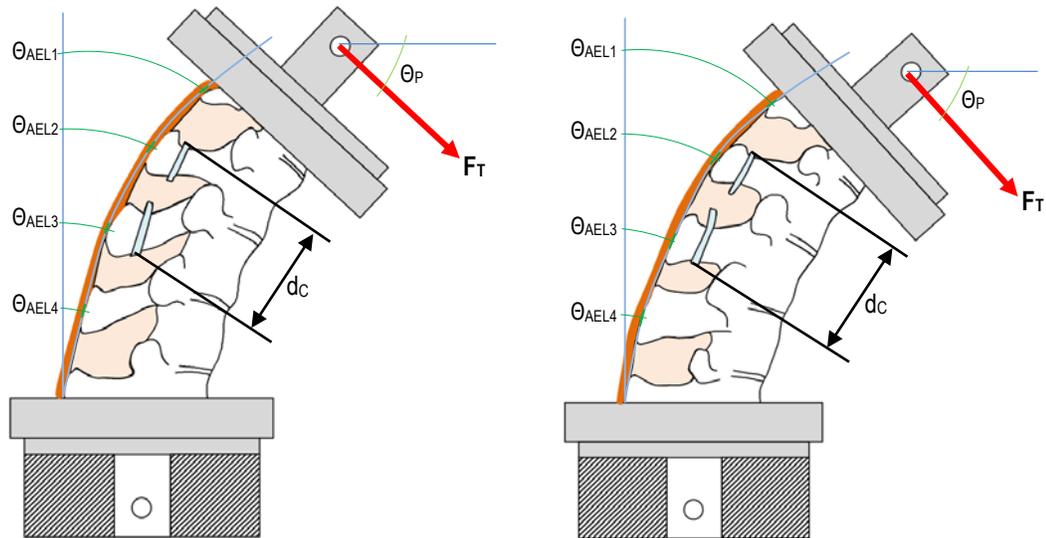


Figura 3.58. Flexión del espécimen porcino producido por la fuerza F_T con los ángulos θ_{AEL} de cada apófisis espinosa, el ángulo θ_P que corresponde a la inclinación de la copa de aluminio superior y la distancia d_C de los puntos de contacto del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas involucradas.

Por otra parte, al flexionar el segmento lumbar porcino, es importante mencionar, que los ligamentos interespinosos entre las apófisis espinosas que no están involucradas en la colocación del cinturón de poliamida 6/6 juegan un papel importante para este estudio, ya que serán los que mantendrán hasta cierto punto un rango de movilidad aunado a la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas involucradas antes de que fallen, para lo cual es notorio realizar mediciones constantes al incrementar la fuerza F_T que produce la flexión del espécimen como lo son las longitudes de los ligamentos interespinosos l_{ii} y la distancia entre los puntos de contacto del cinturón y las apófisis espinosas involucradas en su colocación, como se muestra en la figura 3.58.

Asimismo, se muestra en la figura 3.59, la distancia l_{ii} referente a la separación entre las apófisis espinosas involucradas en la colocación del cinturón de poliamida 6/6 que se tomó al incrementar la fuerza F_T .

La importancia de estas mediciones servirá para realizar una comparación con los especímenes lumbares porcinos que no fueron instrumentados con el cinturón de poliamida 6/6 y denotar así que pérdida se puede tener de movilidad en los especímenes porcinos con la colocación del cinturón de poliamida.

Para este análisis solo se toma en cuenta la distancia entre las apófisis espinosas l_{ii} , sin medir por el momento la distancia de los discos intervertebrales h_d . Por el hecho de asumir que la falla se presentaría en los ligamentos interespinosos y ligamento supraespinoso; y posteriormente en las zonas anteriores a las apófisis espinosa (apófisis articulares y discos intervertebrales).

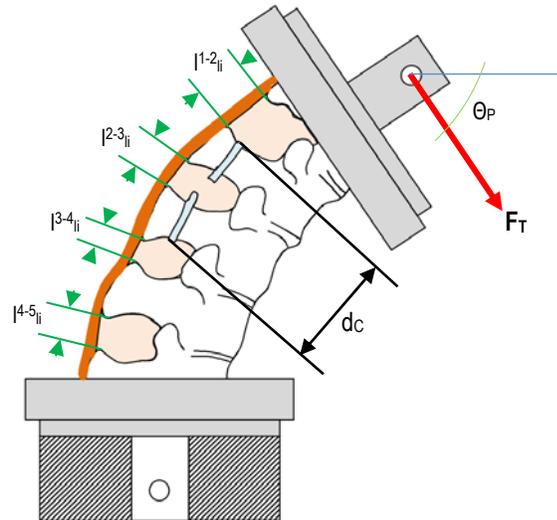


Figura 3.59. Medición de las distancias entre las apófisis espinosas de cada cuerpo vertebral l_{ii} , al incrementar la fuerza F_T .

Es importante mencionar que la realización de este ensayo fue de forma manual, sujetando la copa de aluminio inferior en un tornillo de banco como se muestra en la figura 3.60.

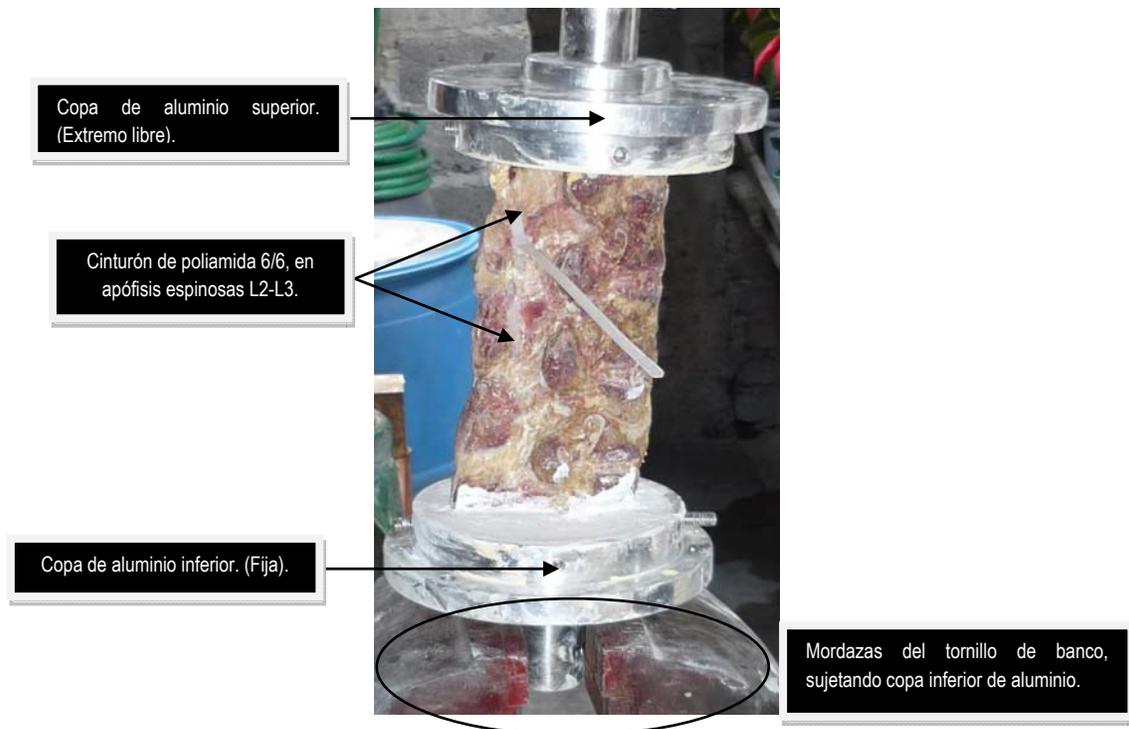


Figura 3.60. Sujeción de la copa de aluminio inferior en mordazas del tornillo de banco.

El incremento de la fuerza F_T fue de 2 kg en 2 kg hasta llegar a cargas entre los 9 kg, 12 kg y 14 kg. Las mediciones de todos los parámetros mostrados se realizaron en el programa Auto CAD versión 2004 como se muestra en la figura 3.61.

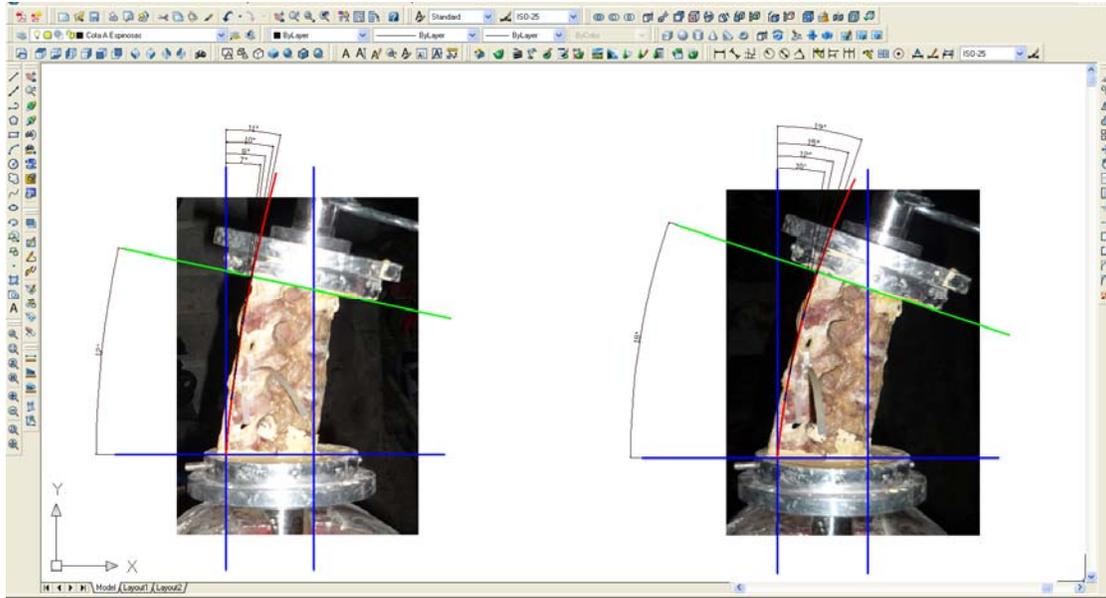


Figura 3.61. Medición de imágenes de los distintos parámetros mostrados anteriormente en el programa de Auto CAD V. 2004 de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 sin cinturón de poliamida 6/6.

Una vez realizadas las mediciones en los 5 especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3, se procedió a recopilar la información de los resultados obtenidos, los cuales se muestran en las tablas 3.19 y 3.20.

Tabla 3.19. Resultados de los ángulos θ_{AEL} y θ_P , de acuerdo a la fuerza F_T aplicada. Mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	θ_{AEL1}	θ_{AEL2}	θ_{AEL3}	θ_{AEL4}
1	0	- 5°	- 8°	- 4°	1°	4°
	2	8°	8°	8°	8°	7°
	4	12°	11°	10°	8°	7°
	6	18°	19°	15°	12°	10°
	8	23°	25°	19°	12°	10°
	10	27°	28°	23°	16°	13°
	12	32°	33°	26°	18°	13°
	12	35°	35°	28°	20°	15°
2	0	3°	8°	7°	7°	6°
	2	19°	20°	17°	15°	12°
	4	25°	29°	23°	18°	12°
	6	31°	32°	25°	20°	14°
	8	34°	38°	29°	22°	15°
	10	43°	42°	31°	22°	16°
	8	43°	42°	32°	25°	15°
	12	48°	48°	37°	27°	15°
	14	49°	48°	37°	29°	16°
16	51°	47°	36°	27°	16°	
3	0	- 1°	0°	0°	0°	-
	2	15°	9°	9°	8°	-
	4	17°	11°	10°	9°	-
	6	21°	12°	11°	10°	-

Tabla 3.19. (Continuación). Resultados de los ángulos θ_{AEL} y θ_P , de acuerdo a la fuerza F_T aplicada. Mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	θ_{AEL1}	θ_{AEL2}	θ_{AEL3}	θ_{AEL4}
3	8	24 °	14 °	12 °	10 °	-
	9	31 °	21 °	17 °	14 °	-
	10	41 °	29 °	22 °	15 °	-
	12	52 °	37 °	27 °	19 °	-
4	0	5 °	11 °	9 °	6 °	0 °
	2	17 °	16 °	13 °	10 °	7 °
	4	26 °	30 °	23 °	17 °	10 °
	6	32 °	35 °	27 °	20 °	12 °
	8	37 °	40 °	31 °	22 °	14 °
	10	43 °	45 °	35 °	26 °	16 °
	12	48 °	48 °	37 °	27 °	18 °
	14	49 °	50 °	40 °	29 °	20 °
5	0	- 8 °	- 7 °	- 4 °	0	-
	2	12 °	5 °	6 °	7 °	-
	4	20 °	14 °	12 °	11 °	-
	6	26 °	18 °	14 °	12 °	-
	8	30 °	26 °	19 °	14 °	-
	10	36 °	32 °	23 °	14 °	-

Es importante referir que en las pruebas de los especímenes 3 y 5 no hay medición de los ángulos θ_{AEL4} . En ambos casos las apófisis espinosas L4 fueron sumergidas en el yeso piedra, debido a las dimensiones que ambos especímenes presentaban así como el ajuste que se dio para colocar en el plato de aluminio.

Los especímenes resistieron una carga entre 10kg a 16 kg como se muestra en la tabla 3.20. al ser aplicada una carga progresiva de dos en dos kilogramos y manteniendo la carga en un periodo no mayor a 20 segundos, entre cada aplicación de carga.

Tabla 3.20. Resultados de las longitudes medidas de los ligamentos interespinosos l_{ii} de acuerdo a la fuerza F_T y los ángulos θ_{AEL} y θ_P , mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	l^{1-2}_{ii} (mm).	l^{2-3}_{ii} (mm).	l^{3-4}_{ii} (mm).	l^{4-5}_{ii} (mm).	d_c (mm).
1	0	- 5 °	15.02	11.87	3.36	8.20	54.00
	2	8 °	16.56	14.12	5.40	11.03	55.99
	4	12 °	17.42	14.34	6.72	12.33	57.17
	6	18 °	19.99	14.99	6.31	12.78	55.04
	8	23 °	19.67	16.30	6.11	12.59	55.74
	10	27 °	21.27	18.75	7.23	14.83	56.32
	12	32 °	22.48	20.82	7.61	14.06	55.39
	12	35 °	24.87	20.22	9.29	15.56	55.56
2	0	3 °	16.55	5.20	2.91	10.20	64.00
	2	19 °	19.87	7.34	7.84	12.56	64.00
	4	25 °	21.97	9.31	10.10	14.55	68.40
	6	31 °	25.08	9.35	10.43	14.50	66.89
	8	34 °	25.93	11.79	9.99	15.20	67.57
	10	43 °	22.92	16.48	10.42	15.74	-

Tabla 3.20. (Continuación). Resultados de las longitudes medidas de los ligamentos interespinosos l_{ii} de acuerdo a la fuerza F_T y los ángulos θ_{AEL} y θ_P , mediciones realizadas en el programa Auto CAD V. 2004.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	l^{1-2}_{ii} (mm).	l^{2-3}_{ii} (mm).	l^{3-4}_{ii} (mm).	l^{4-5}_{ii} (mm).	d_c (mm).
2	8	43 °	22.34	17.15	12.30	15.17	-
	12	48 °	28.80	21.94	11.82	17.78	-
	14	49 °	18.42	18.99	13.95	18.15	-
	16	51 °	18.89	21.01	17.50	19.26	-
3	0	- 1 °	16.99	9.53	16.12	-	54.00
	2	15 °	22.11	9.89	23.20	-	54.65
	4	17 °	22.83	9.82	23.09	-	55.60
	6	21 °	22.78	10.36	23.69	-	54.69
	8	24 °	23.92	12.35	23.32	-	56.08
	9	31 °	25.50	15.07	25.83	-	57.91
	10	41 °	21.47	24.41	26.36	-	-
	12	52 °	25.88	26.52	27.84	-	-
4	0	5 °	15.09	14.56	8.19	15.30	54.00
	2	17 °	21.74	17.17	9.32	18.58	56.83
	4	26 °	22.38	17.51	10.72	19.34	55.86
	6	32 °	23.35	18.73	11.31	21.25	60.15
	8	37 °	24.28	18.76	13.29	23.41	60.61
	10	43 °	26.31	21.75	13.65	27.29	60.74
	12	48 °	26.40	21.88	14.34	27.63	58.56
	14	49 °	27.81	22.64	17.04	28.49	59.13
5	0	- 8 °	13.50	13.14	14.65	-	54.00
	2	12 °	20.24	14.97	20.88	-	58.29
	4	20 °	20.91	17.14	21.23	-	57.94
	6	26 °	22.80	17.71	22.33	-	59.36
	8	30 °	23.64	20.00	22.71	-	60.21
	10	36 °	21.77	25.53	22.31	-	-

Los resultados mostrados anteriormente dan a conocer el comportamiento biomecánico de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4, sometidos a una carga de flexión lateral.

En este caso, se tienen en los especímenes 2, 3 y 5 la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en las apófisis espinosas de L2-L3 y en los especímenes 1 y 4 el cinturón está colocado en las apófisis espinosas de L3-L4.

A su vez, no hay medición en las apófisis espinosas de L4-L5 de los especímenes 3 y 5, dado que en ambos casos las apófisis espinosas L4 fueron sumergidas en el yeso piedra, debido a las dimensiones que ambos especímenes presentaban así como el ajuste que se dio para colocar en el plato de aluminio.

En la tabla 3.20 se denotan las dimensiones máximas en números cursivos y sombreados sobre la apertura que se obtuvo de las apófisis espinosas involucradas en el arreglo con el cinturón de poliamida 6/6.

Asimismo, en los especímenes 2, 3, y 5 el cinturón de poliamida 6/6 en el sistema de sujeción del mismo fue dañado al correr el cinturón a una carga entre 8 kg a 9 kg. y presentándose a un ángulo entre 30° a 34° del plato superior, como se aprecia en las figura 3.62, 3.63 y 3.64.

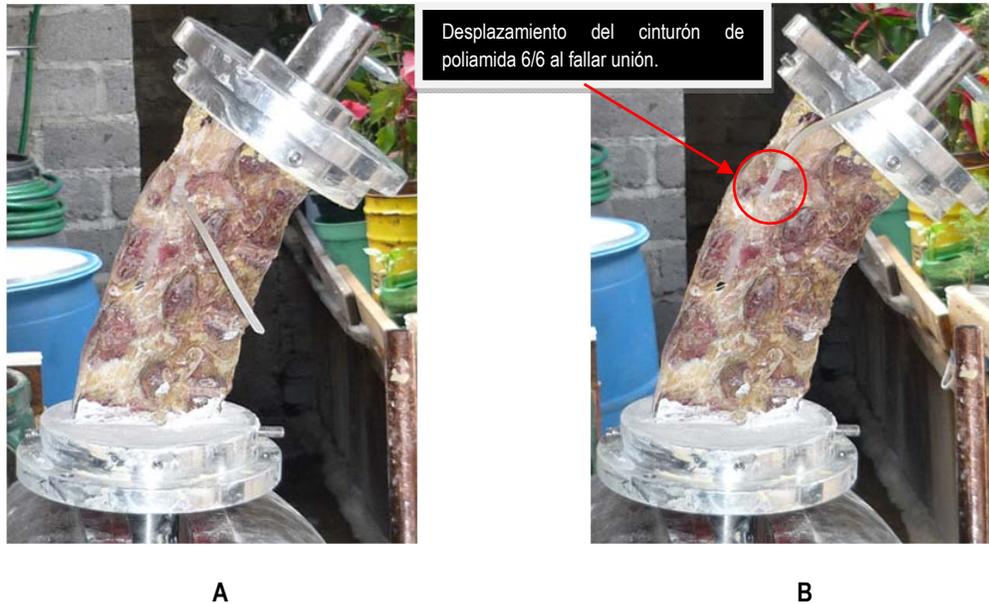


Figura 3.62. Espécimen lumbar porcino (2) de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (A). Ángulo del plato a 31° , sin daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6. (B). Ángulo del plato a 34° , con daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6.

En las figuras 3.62 y 3.63 se aprecian que el cinturón de poliamida 6/6 en ambos casos en (B) y (D) la unión de este fallo a cierta carga, presentado solo el desplazamiento del cincho como se aprecia en ambas figuras.

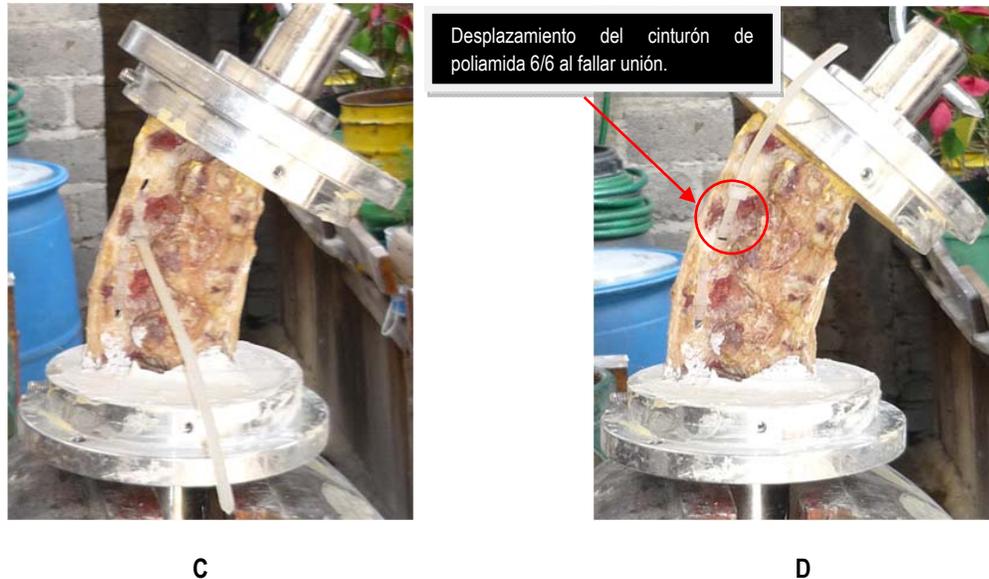


Figura 3.63. Espécimen lumbar porcino (3) de L1-L4 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (C). Ángulo del plato a 24° , sin daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6. (D). Ángulo del plato a 31° , con daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6.

En la figura 3.62 se encuentra el cinturón de poliamida colocado entre las apófisis espinosas de L2-L3 y presentando las apófisis espinosas de L1 a L5. Y en el caso de las figuras 3.62 y 3.64 sólo se tienen las apófisis espinosas de L1 a L4.



Figura 3.64. Espécimen lumbar porcino (5) de L1-L4 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (E). Ángulo del plato a 26° , sin daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6. (F). Ángulo del plato a 30° , con daño en sujeción del cinturón de poliamida 6/6.

En este caso podemos apreciar que a comparación de las vértebras lumbares humanas como se cito en el capítulo II el ángulo máximo en la vértebra lumbar L1 humana es no mayor de 11° [6,7]. En este caso se llevo a un ángulo de 49° con la sujeción del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3 con el arreglo en forma de “8” en el espécimen 4 y aplicando una carga de 14 kg sin que el cinturón presentara daño en la sujeción de este.

Asimismo, la longitud máxima del ligamento interespinoso involucrado en la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas, fue de 20.00 mm presentado en el ligamento interespinosos L^2-3_i del espécimen 5 a una carga de 8 kg.

En la figura 3.65, se observa el daño en uno de los cinturones de poliamida 6/6 que se emplearon en el ensayo a flexión de los especímenes porcinos de 2, 3 y 5, donde se apreciara que la parte de sujeción del cinturón fue la que fallo.

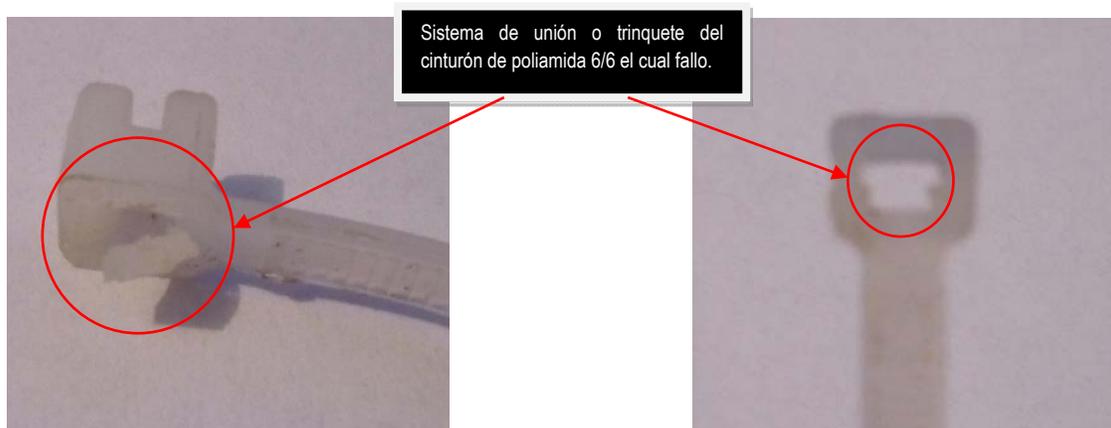


Figura 3.65. Ruptura en unión o sistema de trinquete del cinturón de poliamida 6/6 al desprenderse por completo dicho elemento.

De lo anterior se pueden obtener los siguientes resultados en promedio:

1. La carga máxima soportada por los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4 fue de 10.2 kg. (100.06 N).
2. El ángulo del plato superior que representa a L1 fue de 35.8 °.
3. La apertura del ligamento interespinoso involucrado en el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas fue de 14.64 mm.

Por otra parte, los daños presentados por los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el cerclaje interespinoso en L2-L4 con el cinturón de poliamida 6/6 fueron:

1. En el caso del espécimen 1, se presentó daño en el ligamento supraespinoso entre las apófisis espinosas de L3-L4 al tener una carga de 12 kg como se muestra en la figura 3.66 (A), asimismo se presentó daño en las apófisis articulares entre L4-L5, iniciándose a partir de la carga de 10 kg y finalizando el daño al fallar el espécimen a 12 kg, como se puede apreciar en la figura 3.66 (B).

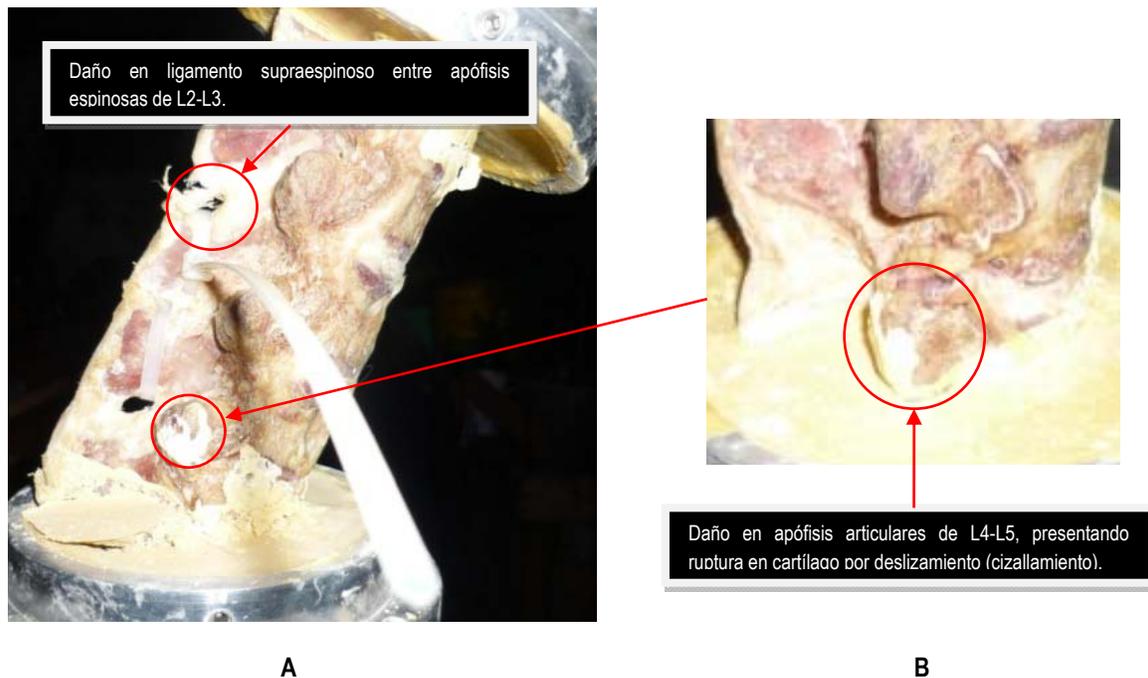


Figura 3.66. Daños en espécimen 1 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Ruptura en ligamento supra espinoso entre apófisis espinosas de L3-L4 a una carga de 12 kg. (117.72 N). (B). Daño en apófisis articular entre L4-L5, ruptura del cartilago.

Por otra parte, se puede apreciar en la figura 3.67 (A) una ligera apertura en los orificios realizados en los ligamentos interespinosos de L2-L3 y L3-L4 al introducir el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4 para realizar el arreglo en “8” y posteriormente en la figura 3.67 (B) un incremento en los orificios por donde pasó el cinturón de poliamida al realizar el arreglo en forma de “8”. Al finalizar el ensayo se obtuvo una apertura final en el orificio correspondiente a L2-L3 del 51.34% con base al inicio y en el orificio de L3-L4 un incremento del 60.15% con base al inicial.

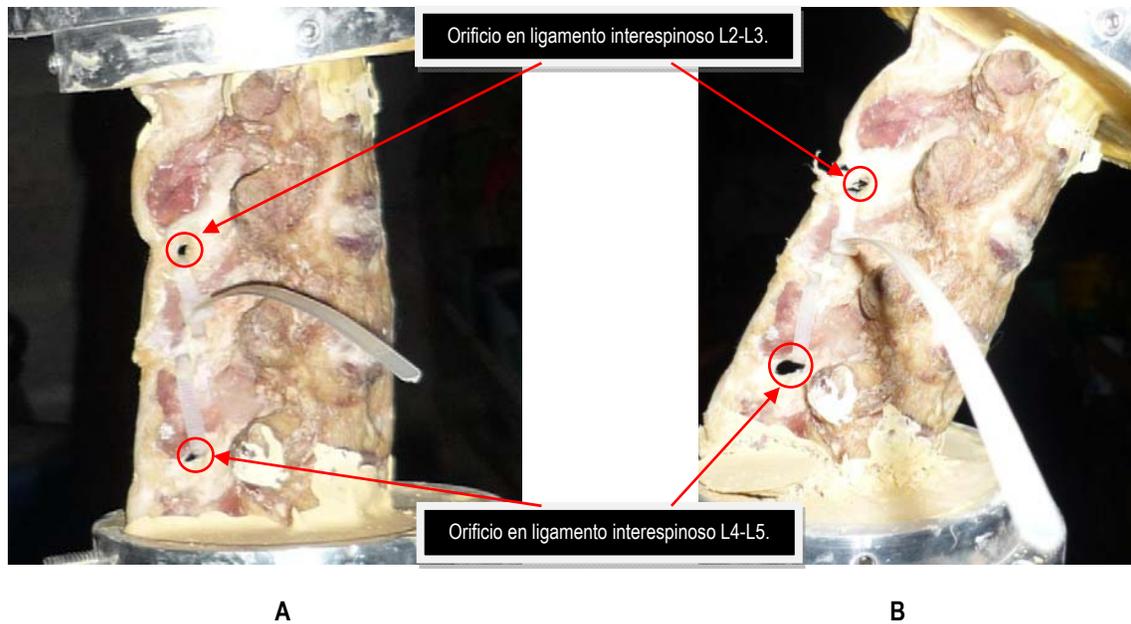


Figura 3.67. Daños en espécimen 1 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Orificios realizados en los ligamentos interespinosos antes de efectuar el ensayo a flexión. (B). Orificios realizados en los ligamentos interespinosos después de efectuar el ensayo a flexión.

2. En el caso del espécimen 2, presentó daños en apófisis articulares de L4-L5 de ambos extremos iniciando ruptura del cartílago y en los orificios realizados en los ligamentos interespinosos de L1-L2 y L3-L4, presentaron cierto incremento como se aprecia en la figura 3.68 (B), de aproximadamente un 82.04% de incremento en el orificio correspondiente a L3-L4 con base al inicial.

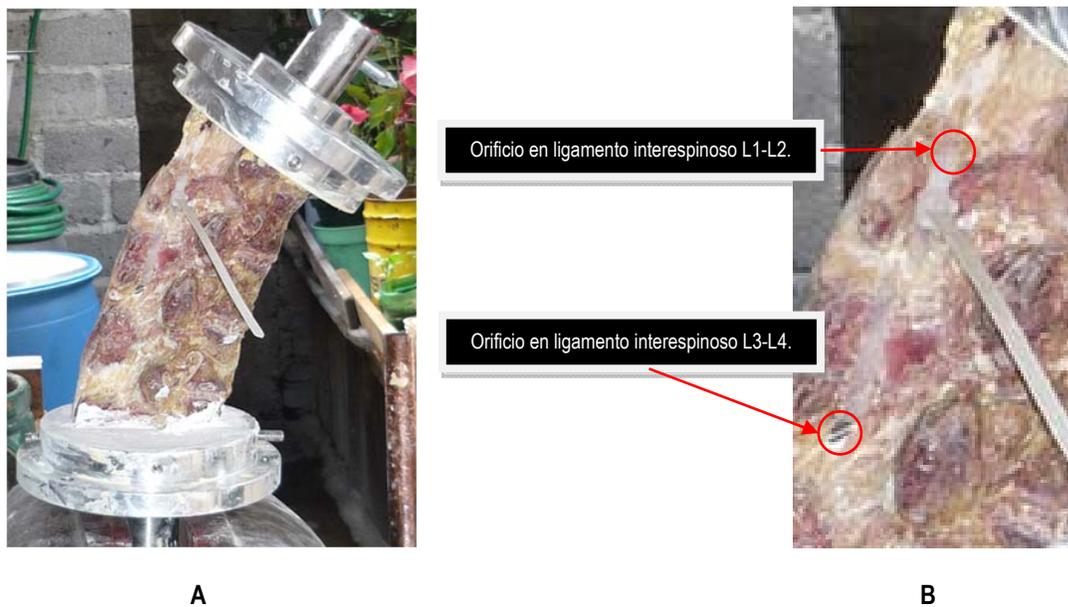


Figura 3.68. Especimen 2 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (A). Especimen porcino de L1-L5 con una carga de 8 kg (78.48 N) momentos antes de dañar el cinturón de poliamida 6/6. (B). Orificios en los ligamentos interespinosos entre L1-L2 y L3-L4 a una carga de 8 kg (78.48 N) momentos antes de fallar el cinturón de poliamida 6/6.

3. En el caso del espécimen 3, presentó inicios de ruptura en las apófisis articulares de L3-L4 en ambos lados del cuerpo vertebral. Y los daños se presentaron después de causar daño en la unión del cinturón de poliamida 6/6. Asimismo presentó incremento en los orificios realizados en los ligamentos interespinosos de L1-L2 en un 52.78% con base al inicial y en L3-L4 de un 70.59% donde fue introducido el cinturón de poliamida, como se aprecia en la figura 3.69 (A).

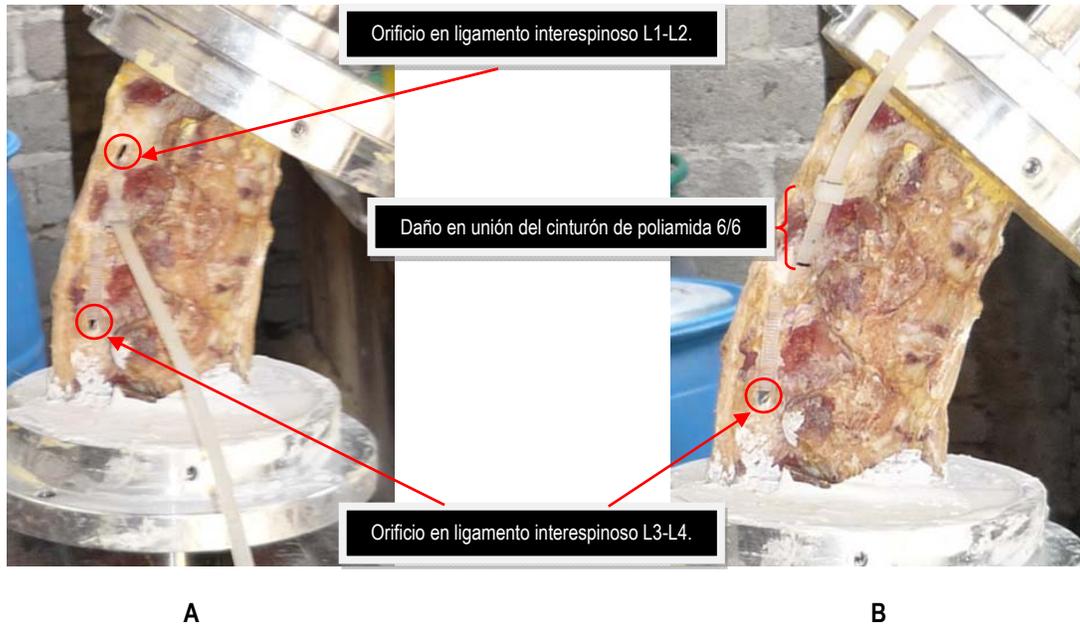


Figura 3.69. Especimen 3 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L2-L3. (A). Especimen porcino con una carga de 9 kg (88.29 N) momentos antes de dañar el cinturón de poliamida 6/6. (B). Orificios en los ligamentos interespinosos entre L1-L2 y L3-L4 a una carga de 9 kg (88.29 N) después de fallar el cinturón de poliamida 6/6.

4. En el espécimen 4, el daño que se presentó se aprecia en la figura 3.70. donde la carga que soportó el espécimen antes de fallar fue de 14 kg. (137.34 N). sin daño en la unión del cinturón de poliamida 6/6.

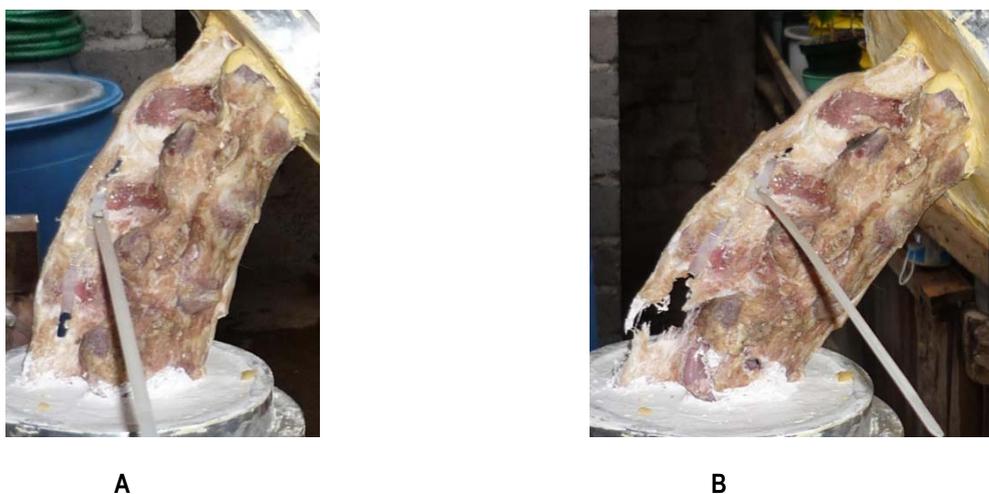


Figura 3.70. Especimen 4 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Especimen porcino de L1-L5 con una carga de 14 kg. (137.34 N) momentos antes de fallar. (B). Daño en ligamento interespinoso de L4-L5 del espécimen porcino.

Pero este presentó daño en apófisis articulares de L4-L5 en ambos lados del cuerpo vertebral, e inicios de ruptura en apófisis articulares de L2-L3 en ambos lados del cuerpo vertebral e incremento en los orificios de L2-L3 de un 53.13% con base al inicial y en L4-L5 de un 90.75% con base al orificio inicial antes del ensayo.

5. En el espécimen 5, el daño que presentó el espécimen es similar al espécimen 4, dado que la falla inició en el ligamento supraespinoso entre las apófisis espinosas de L3-L4, sólo que en este caso la unión del cinturón de poliamida 6/6 fallo antes de dañar por completo el ligamento interespinoso de L3-L4 como se aprecia en la figura 3.71.



Figura 3.71. Especimen 5 lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas L3-L4. (A). Especimen porcino con una carga de 8 kg. (78.48 N) momentos antes de fallar. (B). Daño en ligamento interespinoso de L3-L4 y daño en ligamento interespinoso de la misma zona, con daño en unión del cinturón de poliamida 6/6.

En este caso, presentó daño en apófisis articulares de L3-L4 en ambos lados del cuerpo vertebral, e inicios de ruptura en apófisis articulares de L1-L2; y un incremento en los orificios por donde atravesó el cincho después del ensayo, en el caso de L1-L2 tuvo un incremento del 71.87% con base al inicial y en L3-L4 de un 79.11%.

Finalmente, se tiene el análisis de los cinturones de poliamida 6/6 empleados en este ensayo, en la tabla 3.21 se muestran los resultados obtenidos de este ensayo, donde se muestra longitud final del cinturón de poliamida 6/6 (L^1_{final}), la longitud final empleada en arreglo en "8" (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), el área de la sección transversal del punto de contacto 1 (A^1_{final}), el área final de la sección transversal en el punto de contacto 2 (A^2_{final}), la distancia del cinturón de poliamida en los puntos de contacto 1 y 2 inicial (d_c) y la distancia del cinturón de poliamida en los puntos de contacto 1 y 2 final (d'_c).

Tabla 3.21. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" del ensayo a flexión.

Prueba.	L^1_{final} mm.	L^2_{final} mm.	t^1_{final} mm.	t^2_{final} mm.	a^1_{final} mm.	a^2_{final} mm.	A^1_{final} mm ² .	A^2_{final} mm ² .	d_c (mm).	d'_c mm.
1	282.50	115.50	1.25	1.16	4.58	4.51	5.73	5.23	54	55.56
2	283.00	133.00	1.24	1.21	4.59	4.51	5.69	5.46	64	67.57
3	283.00	114.00	1.27	1.10	4.59	4.54	5.83	4.99	54	57.91
4	283.00	113.00	1.28	1.19	4.57	4.53	5.85	5.39	54	59.13
5	283.00	110.00	1.23	1.19	4.59	4.52	5.65	5.38	54	60.21

En promedio se obtiene en general los siguientes datos:

1. Una inclinación del plato superior representando a L1 de 35.80°.
2. Una carga de 10.20 kg (100.06 N).
3. Un desplazamiento de 14.64 mm para el arreglo en "8" del cinturón de poliamida 6/6 efectuado entre las apófisis espinosas de L2-L4.

Por lo tanto, la ductilidad del cinturón de poliamida 6/6 ensayado en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L2-L4 se obtiene a partir de la ecuación (1) y de los datos de las tablas 3.18 y 3.21 con respecto a las áreas tomadas en cada caso, y para los puntos de contacto 1 y 2. Las ecuaciones de (12) a (21) dan los resultados empleando la ecuación (1).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área 1} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.73 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.18 \%. \quad (12)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.69 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.85 \%. \quad (13)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.83 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.51 \%. \quad (14)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.85 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.17 \%. \quad (15)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.65 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 5.52 \%. \quad (16)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.23 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 12.54 \%. \quad (17)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.46 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 8.69 \%. \quad (18)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.99 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 16.55 \%. \quad (19)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.39 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 9.87 \%. \quad (20)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.38 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 10.03 \%. \quad (21)$$

En la tabla 3.22 se realiza una recopilación de los resultados obtenidos sobre el porcentaje de reducción de área de los cinturones de poliamida 6/6 empleados en el ensayo a flexión de los especímenes lumbares porcinos con el cerclaje interespinoso en forma de "8".

Tabla 3.22. Resultado sobre el porcentaje en el área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 ensayado en los especímenes lumbares porcinos L1-L5 a flexión.

Prueba.	A ^{inicial} . mm ² .	A ^{1final} mm ² .	% en contacto 1.	A ^{2final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.73	4.18	5.23	12.54
2	5.98	5.69	4.85	5.46	8.69
3	5.98	5.83	2.51	4.99	16.55
4	5.98	5.85	2.17	5.39	9.87
5	5.98	5.65	5.52	5.38	10.03

En promedio se obtienen los siguientes resultados:

1. El área de la sección transversal para el cinturón de poliamida 6/6 en el punto de contacto 1 de 5.75 mm².
2. El porcentaje (%) de reducción en el área 1 fue de 3.85 %.
3. El área de la sección transversal para el cinturón de poliamida 6/6 en el punto de contacto 2 de 5.29 mm².
4. El porcentaje (%) de reducción en el área 2 fue de 11.54 %.

En el siguiente apartado, se dará a conocer una serie de ensayos mecánicos sobre la evaluación de la resistencia de los cinturones de poliamida 6/6 y poder analizar su comportamiento final en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5.

3. 2. 3. PRUEBAS MECÁNICAS EN CINTURONES DE POLIAMIDA 6/6.

La caracterización de los cinturones de poliamida 6/6 se realizó bajo ensayos de tracción considerando en una primer instancia la resistencia de los cinturones que el proveedor da a conocer sobre el producto empleado [1], así como en el sistema de cierre [4] del cinturón.

Como primer punto se emplearon cinturones con características que se muestran en la figura 3.72.



Figura 3.72. Cinturón de poliamida 6/6, marca © Legrand [1].

Como área transversal se obtuvo a partir de la ecuación (22):

$$A = b \times h = (4.60 \text{ mm}) \times (1.30 \text{ mm}) = 5.98 \text{ mm}^2. \quad (22)$$

Para realizar las mediciones correspondientes de cada probeta a describir en los puntos 1, 2, 3 y 4 se emplearon los siguientes instrumentos de medición: 1 flexómetro (Marca Stanley de 5m), 1 vernier de carátula (Marca Mitutoyo de 8") y 1 vernier digital (Marca Mitutoyo de 150 mm).

Para lo cual se emplearon 21 cinturones de poliamida 6/6 para los ensayos de tracción de la siguiente forma:

Caso 1:

1. 6 cinturones de poliamida 6/6 con las dimensiones que la Norma [8] (ASTM D 638-03, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics) establece para la caracterización de polímeros bajo ensayos de tracción, como se observa en la figura 3.73.

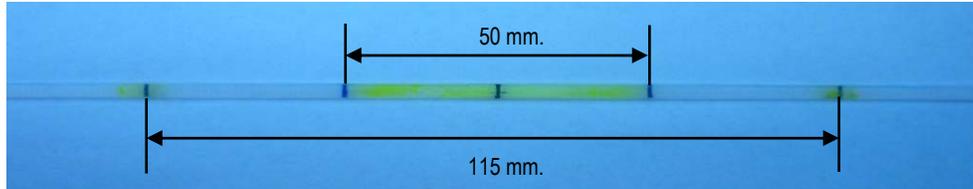


Figura 3.73. Dimensiones para las probetas a ensayar de los cinturones de poliamida 6/6 de acuerdo ASTM D 638-03.

1.1. Para este caso de la longitud inicial de los cinturones mostrada en la figura 3.72, se retira la cabeza del cincho y se mide una longitud a partir de este corte de 215 mm, el sobrante se retira.

1.2. Se toma la mitad de 215 mm, quedando una longitud de 107.5 mm, línea marcada en la figura 3.73 al centro de la probeta.

1.3. A partir del centro marcado en la probeta del cinturón de poliamida 6/6, se realizan las mediciones consecutivas y mostradas en la figura 3.73.

1.4. La distancia mostrada de 115 mm en la figura 3.73, es la distancia entre mordazas, quedando en la parte de sujeción y por extremo 50 mm.

Caso 2:

2. 6 cinturones de poliamida 6/6 que se emplearon para probar la resistencia de sujeción del cinturón al cierre con las condiciones de preparación de las probetas como se aprecia en la figura 3.74.

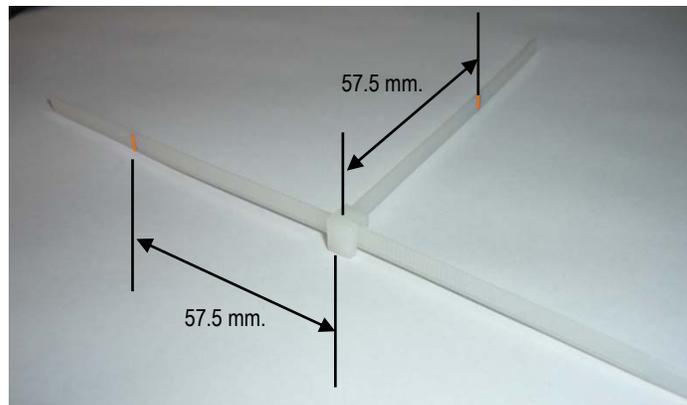


Figura 3.74. Dimensiones de las probetas para evaluar la resistencia de la unión del cinturón bajo carga de tracción.

2.1. Las dimensiones entre mordazas son acorde a la Norma [8] (ASTM D 638-03, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics).

2.2. Los extremos de sujeción al igual que el primer caso fueron de 50 mm.

Caso 3:

3. 6 cinturones de poliamida 6/6 sin la cabeza de anclaje o cierre del cincho, con la finalidad de ser caracterizado bajo ensayos de tracción. En la figura 3.75, se aprecian las dimensiones correspondientes para preparar las probetas del mismo cinturón.

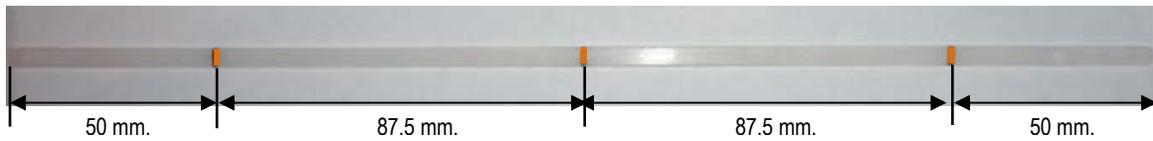


Figura 3.75. Dimensiones para las probetas a ensayar de los cinturones de poliamida 6/6 solo retirando la cabeza de cierre.

Finalmente se prepararon 3 cinturones de poliamida 6/6 como muestras comparativas de cada grupo al inicio del ensayo.

La forma de proceder a los ensayos se describe a continuación:

Para los casos 1 y 2, los ensayos se realizaron en una máquina de ensayos universal MTS 858 con una capacidad de carga de 5 Toneladas, apreciada en la figura 3.76, ubicada en el laboratorio de máquinas y herramientas de la ESIME Unidad Zacatenco.



Figura 3.76. Máquina de ensayos universal MTS 858 Cap. de 5 Ton.

En el caso 3, los ensayos se realizaron en una máquina de ensayos universal descrita como una prensa servomecánica, modelo AG-1, Marca Shimadzu y con una capacidad de carga de hasta 100 KN. Ubicada en la ESIME Unidad TICOMAN En el laboratorio de ensayo de materiales. La imagen de esta máquina se puede apreciar en la figura 3.77.



Figura 3.77. Máquina de ensayos universal – prensa servomecánica Shimadzu, con Cap. de 100 KN.

3. 2. 3. 1. Realización de las pruebas.

Caso 1.

Una vez preparados los cinturones de poliamida 6/6 de acuerdo a la Norma ASTM D 638-03, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics [8], se procede a efectuar los ensayos de tracción en las probetas elaboradas.

Los cinturones fueron colocados entre las mordazas como se muestra en la figura 3.78. En este caso, el ajuste del apriete de las mordazas para sujetar los extremos del cinturón de poliamida 6/6 se realiza con ayuda de los tornillos de cierre de las mordazas que se aprecian en la figura 3.78.

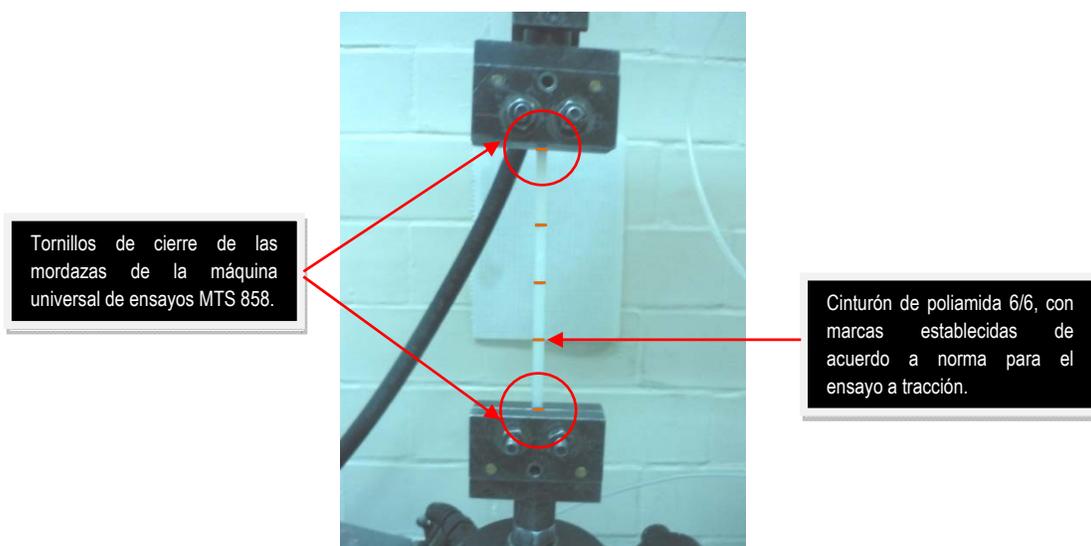


Figura 3.78. Mordazas de sujeción de la máquina universal de ensayos MTS 858.

Se realizaron 6 ensayos para determinar la resistencia del material y comparar los resultados, posteriormente con los dados por el fabricante.

Es importante mencionar que en un primer trabajo titulado “*Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6*” [4], se obtuvieron resultados para dos tipos de velocidades de aplicación de la carga para este ensayo, las cuales fueron de 5 mm/min. y de 50 mm/min, esto es de acuerdo a las velocidades propuestas en un inicio por la Norma ASTM D 638-03, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics [8].

Retomando y refiriéndose a la figuras 3.73 y 3.78, las mediciones para la distancia entre mordazas y de la longitud calibrada de acuerdo a norma son de gran importancia para poder colocar las probetas entre las mordazas de la máquina MTS 858 como se aprecia en la figura 3.79. Donde la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en estas mordazas se realiza al centro de las mismas y cuidando las marcas para la distancia entre las mordazas.

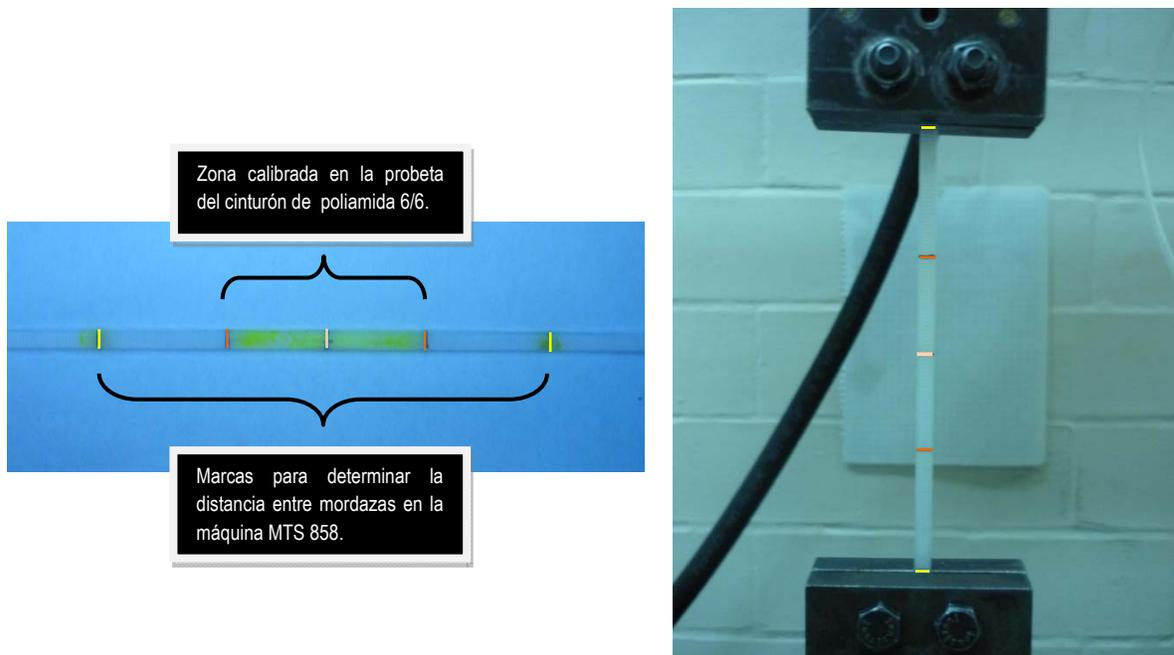


Figura 3.79. Distancias referidas al inicio del ensayo a tracción de los cinturones de poliamida 6/6.

Una vez realizados los ensayos para este caso se procede a realizar las mediciones correspondientes para obtener resultados finales de:

- Espesor final en la parte media de la probeta.
- Ancho final en la parte media de la probeta.
- Distancia final en la zona calibrada.
- Distancia final entre mordazas.

Los resultados obtenidos de este ensayo se aprecian en la tabla 3.23, en la cual se muestra el área inicial de cada probeta en su parte media ($A_{inicial}$), el área final en su parte media (A_{final}), la velocidad del ensayo (V), distancia final entre mordazas (D^1_{final}), la distancia final en la zona calibrada (D^2_{final}), el espesor final en su parte media (t_{final}), el ancho final en su parte media (a_{final}), así como la carga máxima ($F_{máx.}$) y la carga última (F_u) al finalizar el ensayo.

Tabla 3.23. Resultados del ensayo a tracción del Caso 1.

Ensayo a tracción para el cinturón de poliamida 6/6 de acuerdo a norma [3].									
Núm.	$A_{inicial}$ en su parte media mm ² .	A_{final} en su parte media mm ² .	V. del ensayo (mm/min).	D^1_{final} entre mordazas mm.	D^2_{final} en zona calibrada mm.	t_{final} mm.	a_{final} mm.	$F_{máx.}$ (N)	F_u (N)
1	5.98	4.99	5.00	141.00	60.00	1.16	4.30	181.72	-
2	5.98	5.03	5.00	139.50	59.50	1.17	4.30	180.86	-
3	5.98	5.45	5.00	123.00	53.00	1.21	4.50	191.19	-
4	5.98	5.31	50.00	140.50	56.00	1.18	4.50	183.44	173.11
5	5.98	5.31	50.00	138.50	55.00	1.18	4.46	159.33	154.16
6	5.98	5.15	50.00	144.00	56.00	1.17	4.40	173.97	172.24

Para el caso de la ductilidad del material donde se mide el grado de deformación que puede soportar el material sin fracturarse [5]. Se midió la distancia entre las marcas calibradas de las probetas antes y después del ensayo. El % de elongación representa la distancia que la probeta se alarga plásticamente antes de la fractura se obtiene a partir de la ecuación (23):

$$\% \text{ de elongación} = \frac{l_f - l_o}{l_o} \times 100 \quad (23)$$

Donde l_f es la distancia entre las marcas calibradas después de la ruptura del material y l_o es la distancia inicial de la distancia calibrada de la probeta.

La obtención de estos resultados es a partir de los datos registrados en la tabla 3.23. y de la figura 3.73 donde se obtiene el % de elongación del cinturón de poliamida 6/6 para cada probeta de las ecuaciones (24) a (29):

$$\% \text{ de elongación } 1 = \frac{(60 \text{ mm}) - (50 \text{ mm})}{50 \text{ mm}} \times 100 = 20 \% \quad (24)$$

$$\% \text{ de elongación } 2 = \frac{(59.5 \text{ mm}) - (50 \text{ mm})}{50 \text{ mm}} \times 100 = 19 \% \quad (25)$$

$$\% \text{ de elongación } 3 = \frac{(53 \text{ mm}) - (50 \text{ mm})}{50 \text{ mm}} \times 100 = 6 \% \quad (26)$$

$$\% \text{ de elongación } 4 = \frac{(56 \text{ mm}) - (50 \text{ mm})}{50 \text{ mm}} \times 100 = 12 \% \quad (27)$$

$$\% \text{ de elongación } 5 = \frac{(55 \text{ mm}) - (50 \text{ mm})}{50 \text{ mm}} \times 100 = 10 \% \quad (28)$$

$$\% \text{ de elongación } 6 = \frac{(56 \text{ mm}) - (50 \text{ mm})}{50 \text{ mm}} \times 100 = 12 \% \quad (29)$$

Por otra parte y haciendo uso de la ecuación (1) para calcular el cambio porcentual en el área de la sección transversal en el punto de la fractura antes y después del ensayo y de los resultados de la tabla 3.23 se obtiene el porcentaje de reducción de área de cada probeta como se muestra en las ecuaciones (30) a (35):

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.99 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 16.55 \% \quad (30)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.03 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 15.88 \% \quad (31)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 3 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.45 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 8.86 \% \quad (32)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 4 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.31 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 11.20 \% \quad (33)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 5 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.31 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 11.20 \% \quad (34)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 6 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.15 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 13.88 \% \quad (35)$$

En la tabla 3.24 se realiza una recopilación de los resultados obtenidos sobre el porcentaje de elongación de cada probeta del cinturón de poliamida 6/6 así como en la tabla 3.25 donde se muestra el porcentaje de reducción de área de cada probeta analizada. Estos resultados podrán ser punto de comparación para los arreglos presentados anteriormente en los especímenes lumbares porcinos usando el cinturón de poliamida 6/6.

Tabla 3.24. Resultados sobre el porcentaje de elongación de la zona calibrada de las probetas de poliamida 6/6.

% de elongación de las probetas del cinturón de poliamida 6/6.			
Número de probeta.	D ² _{inicial} en zona calibrada mm.	D ² _{final} en zona calibrada mm.	% de elongación.
1	50	60	20
2	50	59.5	19
3	50	53	6
4	50	56	12
5	50	55	10
6	50	56	12

Tabla 3.25. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de la parte media de la probeta del cinturón de poliamida 6/6.

% de reducción en área del cinturón de poliamida 6/6.			
Número de probeta.	A _{inicial} en su parte media mm ² .	A _{final} en su parte media mm ² .	% de reducción en área.
1	5.98	4.99	16.55
2	5.98	5.03	15.88
3	5.98	5.45	8.86
4	5.98	5.31	11.20
5	5.98	5.31	11.20
6	5.98	5.15	13.88

Caso 2.

Una vez preparados las probetas con los cinturones de poliamida 6/6 como se cito anteriormente se procedió a efectuar los ensayos de tracción en estos como se describe a continuación.

Los cinturones fueron colocados entre las mordazas como se muestra en la figura 3.80. En este caso, el ajuste del apriete de las mordazas para sujetar los extremos del cinturón de poliamida 6/6 se realiza con ayuda de los tornillos de cierre de las mordazas que se aprecian en la misma figura.

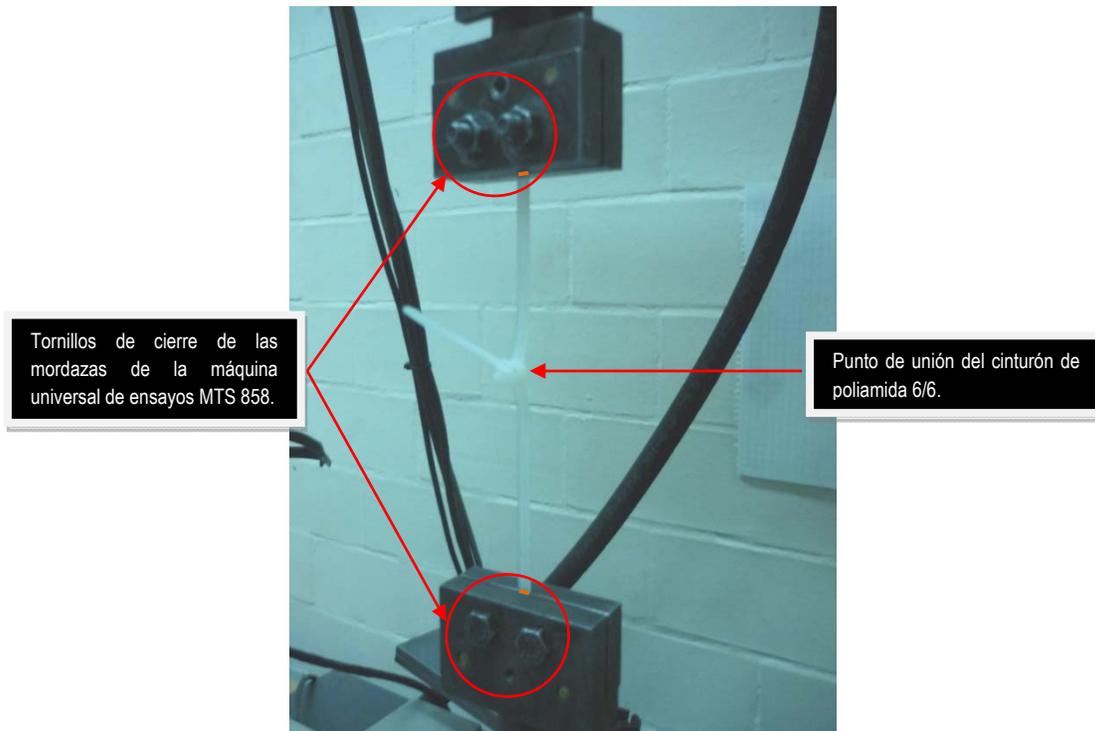


Figura 3.80. Mordazas de sujeción de la máquina universal de ensayos MTS 858 para determinar la resistencia en el punto de unión del cinturón de poliamida 6/6.

Se realizaron 6 ensayos para determinar la resistencia del punto de unión o cierre del cinturón de poliamida 6/6.

Es importante referir que en un primer trabajo titulado “*Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6*” [4], se publicaron estos resultados a una velocidad de carga de 50 mm/min, esto es de acuerdo a las velocidades propuestas en un inicio por la Norma ASTM D 638-03, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics [8].

Refiriéndose a la figura 3.74 y 3.80, las mediciones para la distancia entre mordazas son de gran importancia para poder colocar las probetas entre las mordazas de la máquina MTS 858 como se aprecia en la figura 3.81. Donde la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en estas mordazas se realiza al centro de las mismas y cuidando las marcas para la distancia entre las mordazas así como el cuidado necesario para que el cinturón no recorra lo establecido en un inicio.

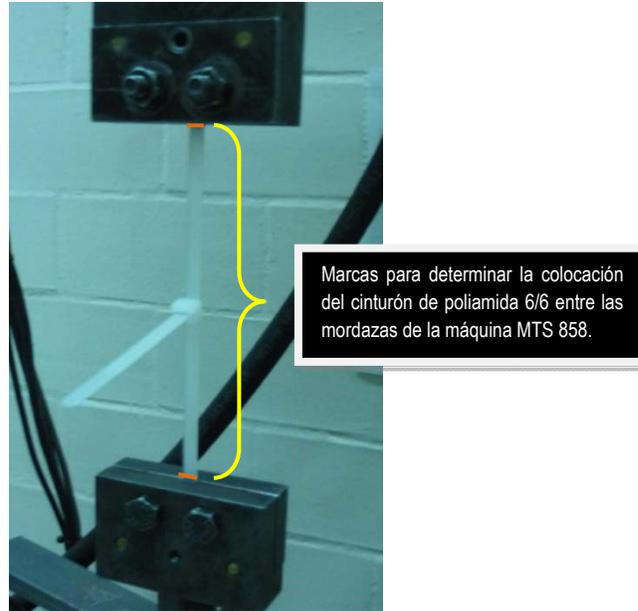


Figura 3.81. Distancias referidas al inicio del ensayo a tracción de los cinturones de poliamida 6/6.

Los resultados obtenidos de este ensayo se aprecian en la tabla 3.26, en la cual se muestra la velocidad del ensayo (V), la carga máxima ($F_{\text{máx.}}$), desplazamiento máximo entre mordazas ($D^1_{\text{máx.}}$), la carga última (F_u) al finalizar el ensayo y el desplazamiento último al finalizar el ensayo (D^1_u).

Tabla 3.26. Resultados obtenidos para determinar la resistencia de la unión o cierre del cinturón de poliamida 6/6.

Ensayo de tracción para determinar la resistencia en el punto de cierre del cinturón de poliamida 6/6.					
Número de probeta.	V. del ensayo mm/min.	$F_{\text{máx.}}$ (N)	$D^1_{\text{máx.}}$ mm.	F_u (N).	D^1_u mm.
1	50	112.27	9.33	108.82	9.67
2	50	134.66	11.42	128.63	11.75
3	50	125.19	9.93	122.60	10.01
4	50	112.27	7.34	102.79	7.76
5	50	123.46	9.33	116.57	9.84
6	50	135.52	10.35	118.30	12.43

En promedio se obtiene una fuerza máxima ($F_{\text{máx.}}$) de 123.90 N (12.63 kg) con un desplazamiento máximo ($D^1_{\text{máx.}}$) de 9.62 mm.

Caso 3.

Una vez preparados los cinturones de poliamida 6/6 de acuerdo a lo establecido anteriormente, se procedió a efectuar los ensayos de tracción en las probetas elaboradas.

Para este caso se propuso que la zona calibrada fuera la distancia entre las mordazas como se mostro en la figura 3.75. Los cinturones fueron colocados entre las mordazas como se muestra en la figura 3.82, al centro de las mordazas. En este caso, el ajuste del apriete de las mordazas para sujetar los extremos del cinturón es de acuerdo al mecanismo de sujeción de la máquina de ensayos universal Shimadzu.

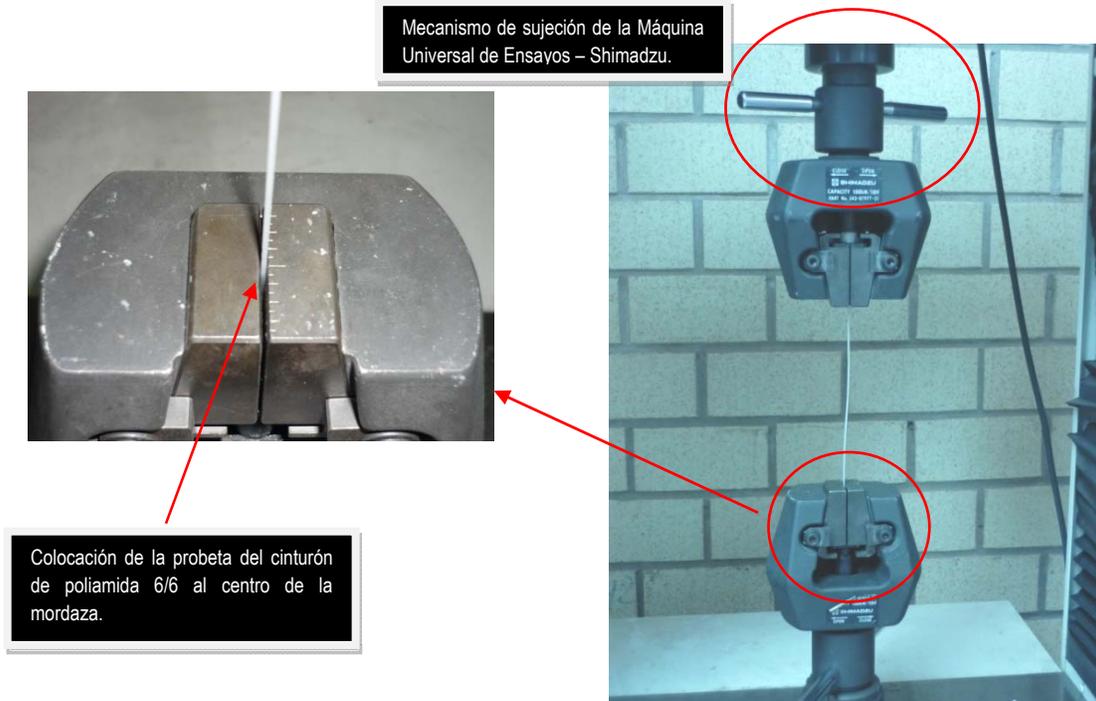


Figura 3.82. Colocación de la probeta del cinturón de poliamida 6/6 en la Máquina Universal de Ensayos – Shimadzu.

En la figura 3.83, se muestra la probeta del cinturón de poliamida 6/6 colocado entre las mordazas de la máquina Universal de Ensayos – Shimadzu donde se especifica la zona calibrada y la parte media donde se tomaron de cada probeta las medidas de ancho inicial ($a_{inicial}$), espesor inicial ($t_{inicial}$) y distancia inicial entre mordazas ($D^1_{inicial}$).

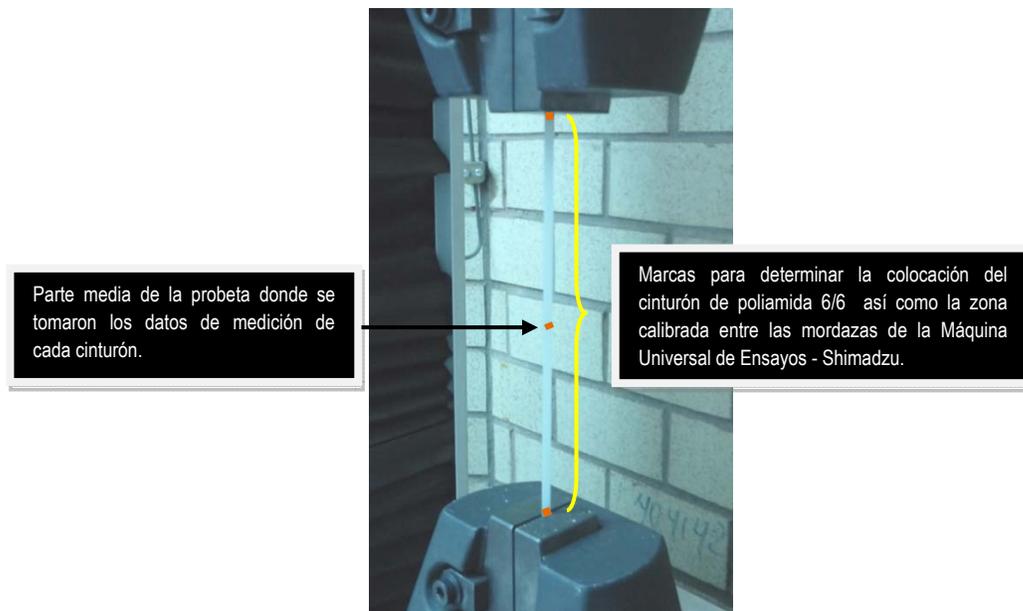


Figura 3.83. Zonas de medición de las probetas del cinturón de poliamida 6/6 en la Máquina Universal de Ensayos – Shimadzu.

Los resultados obtenidos de este ensayo se aprecian en la tabla 3.27, en la cual se muestra el área inicial de cada probeta en su parte media ($A_{inicial}$), el área final en su parte media (A_{final}), la velocidad del ensayo (V), distancia inicial entre mordazas ($D_{inicial}^1$), distancia final entre mordazas (D_{final}^1), el espesor final en su parte media (t_{final}), el ancho final en su parte media (a_{final}), la carga máxima ($F_{máx.}$) y el desplazamiento (D) al finalizar el ensayo.

Tabla 3.27. Resultados del ensayo a tracción del Caso 3.

Ensayo a tracción para el cinturón de poliamida 6/6.									
Núm.	$A_{inicial}$ en su parte media mm^2 .	A_{final} en su parte media mm^2 .	V. del ensayo (mm/min).	$D_{inicial}^1$ entre mordazas mm.	D_{final}^1 entre mordazas mm.	t_{final} mm.	a_{final} mm.	$F_{máx.}$ (N)	D mm.
1	5.98	4.41	5	175	277	1.05	4.20	200.12	189.50
2	5.98	4.05	5	175	285	1.00	4.05	219.74	194.42
3	5.98	3.94	5	175	283	1.00	3.94	222.10	189.69
4	5.98	4.76	5	175	240	1.10	4.33	204.44	132.25
5	5.98	3.90	5	175	287	1.00	3.90	211.50	196.12
6	5.98	4.41	5	175	255	1.05	4.20	197.97	151.96

Para obtener la ductilidad del material se midió la distancia entre las marcas calibradas de las probetas antes y después del ensayo, que en este caso fueron las distancias entre mordazas de cada probeta ensayada. La obtención de los resultados es a partir de los datos registrados en la tabla 3.27, de la figura 3.75 y de la ecuación (23); de los cuales se obtiene el porcentaje (%) de elongación del cinturón de poliamida 6/6 para cada probeta de la ecuación (36) a (41).

$$\% \text{ de elongación } 1 = \frac{(277 \text{ mm}) - (175 \text{ mm})}{175 \text{ mm}} \times 100 = 58.29 \%. \quad (36)$$

$$\% \text{ de elongación } 2 = \frac{(285 \text{ mm}) - (175 \text{ mm})}{175 \text{ mm}} \times 100 = 62.85 \%. \quad (37)$$

$$\% \text{ de elongación } 3 = \frac{(283 \text{ mm}) - (175 \text{ mm})}{175 \text{ mm}} \times 100 = 61.71 \%. \quad (38)$$

$$\% \text{ de elongación } 4 = \frac{(240 \text{ mm}) - (175 \text{ mm})}{175 \text{ mm}} \times 100 = 37.14 \%. \quad (39)$$

$$\% \text{ de elongación } 5 = \frac{(287 \text{ mm}) - (175 \text{ mm})}{175 \text{ mm}} \times 100 = 64 \%. \quad (40)$$

$$\% \text{ de elongación } 6 = \frac{(255 \text{ mm}) - (175 \text{ mm})}{175 \text{ mm}} \times 100 = 45.71 \%. \quad (41)$$

Por otra parte, se obtuvo el cambio porcentual de reducción de área de la parte media de la probeta, donde la obtención de estos resultados partió de los datos registrados en la tabla 3.27 y haciendo uso de la ecuación (1), donde se obtuvieron los siguientes resultados de la ecuación (42) a (47).

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.41 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 26.25 \%. \quad (42)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.05 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 32.27 \%. \quad (43)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 3 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (3.94 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 34.11 \%. \quad (44)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 4 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.76 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 20.40 \%. \quad (45)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 5 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (3.90 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 34.78 \%. \quad (46)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 6 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (4.41 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 26.25 \%. \quad (47)$$

En la tabla 3.28 se realiza una recopilación de los resultados obtenidos sobre el porcentaje de elongación de cada probeta del cinturón de poliamida 6/6 así como en la tabla 3.29 donde se muestra el porcentaje de reducción de área de cada probeta.

Tabla 3.28. Resultados sobre el porcentaje de elongación de la distancia entre mordazas de las probetas de poliamida 6/6.

% de elongación de las probetas del cinturón de poliamida 6/6.			
Número de probeta.	D ¹ _{inicial} entre mordazas mm.	D ¹ _{final} entre mordazas mm.	% de elongación.
1	175	277	58.29
2	175	285	62.85
3	175	283	61.71
4	175	240	37.14
5	175	287	64
6	175	255	45.71

En promedio se obtiene un % de elongación del 54.95 %

Tabla 3.29. Resultado sobre el porcentaje de reducción en área de la parte media de la probeta del cinturón de poliamida 6/6.

% de reducción en área del cinturón de poliamida 6/6.			
Número de probeta.	A _{inicial} en su parte media mm ² .	A _{final} en su parte media mm ² .	% de reducción en área.
1	5.98	4.41	26.25
2	5.98	4.05	32.27
3	5.98	3.94	34.11
4	5.98	4.76	20.40
5	5.98	3.90	34.78
6	5.98	4.41	26.25

En promedio se obtiene un % de reducción en el área de su sección transversal de 29.01 %.

3. 2. 3. 2. Pruebas en cinturones de poliamida 6/6, arreglos en forma de “8” y “O”.

En el siguiente apartado trata de dar un enfoque sobre el funcionamiento directo del arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” y/o en forma de “O” al ser colocados entre las apófisis espinosas de los especímenes lumbares porcinos. Asimismo da un entendimiento a la parte médica e ingenieril sobre el funcionamiento de estos cinturones de poliamida 6/6 al ser una alternativa de estabilización segmentaria para la disminución de la artrosis facetaria en humanos. Para este caso se empleo el siguiente material:

- 24 cinturones de poliamida 6/6 con las características mostradas anteriormente en la figura 3.3.
- 10 cinturones de poliamida 6/6 con una longitud de 130 mm.
- Dos sujetadores elaborados de acero 1018, mostrados en la figura 3.84, que representan las apófisis espinosas donde fue colocado el arreglo en forma de "8" y "O" con los cinturones de poliamida 6/6.

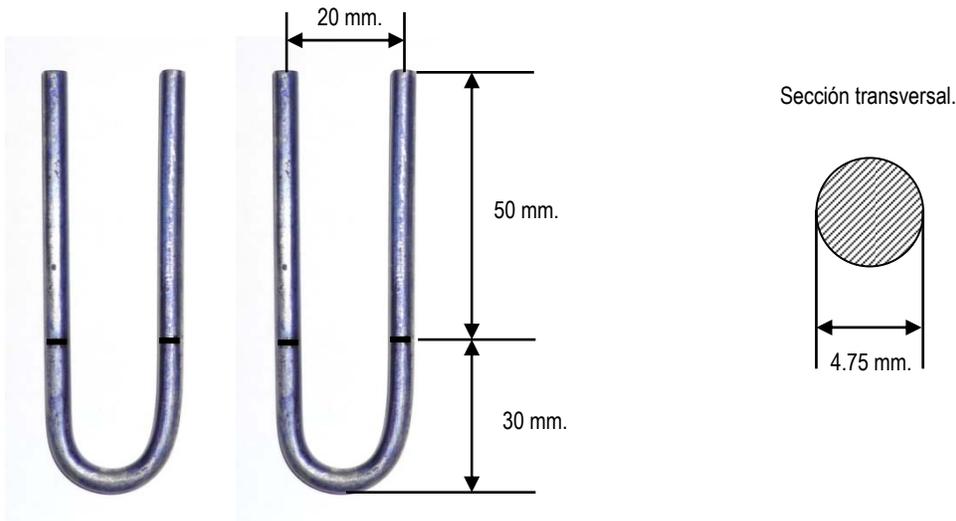


Figura 3.84. Sujetadores de acero 1018, para la colocación de los cinturones de poliamida 6/6 para los arreglos en "8" y "O".

- Equipo de medición: un flexómetro (Marca Stanley de 5m) y un vernier digital (Marca Mitutoyo de 150 mm).
- Máquina Universal de Ensayos (Manual) marca MECMESIN, mostrada en la figura 3.85, ubicada en el laboratorio de Metrología en la ESIME Unidad TICOMAN IPN.

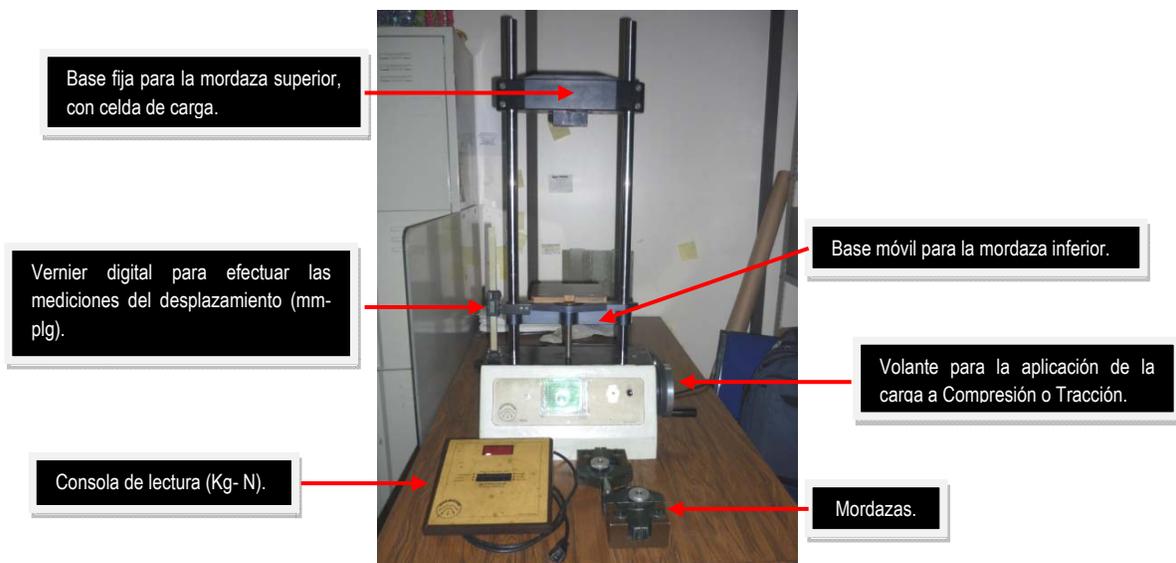


Figura 3.85. Máquina Universal de Ensayos (Manual) - MECMESIN.

Los ensayos realizados en los arreglos de los cinturones de poliamida 6/6 fueron a tracción. La descripción del modo de llevar a cabo el ensayo se describe para cada caso.

Se abarcara primeramente los ensayos realizados a los cinturones de poliamida en "8".

3. 2. 3. 2. 1. Arreglo en forma de "8".

De acuerdo a los datos tomados en los especímenes lumbares porcinos al colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas se retoma para estas pruebas.

En este caso se estableció que la distancia entre los puntos de contacto del cinturón al realizar el arreglo en forma de "8" fuera de 64 mm, como se muestra en la figura 3.86, esto es tomando de referencia las distancias establecidas en la preparación de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 al ser colocado el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas, que en este caso fueron representadas por los sujetadores de acero 1018.

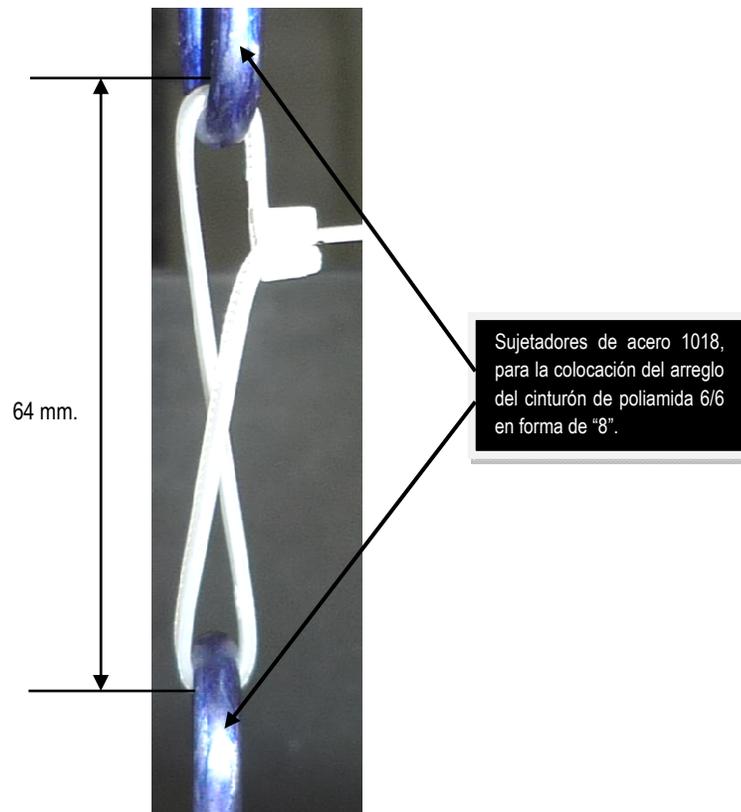


Figura 3.86. Arreglo en forma de "8" montado en sujetadores de acero 1018.

Es importante aclarar que el sobrante del cinturón de poliamida 6/6 para este ensayo queda de 14.5 cm (145 mm), para lo cual fueron marcados primeramente los cinturones en su parte sobrante como se muestra en la figura 3.87, esta marca es la línea que mostro el cierre máximo para los seis ensayos al realizar el arreglo en "8" con el cinturón y línea a tope para no cerrar más de lo establecido para este ensayo. Esto es con el fin de realizar la hipótesis de que a mayor cierre la carga de ajuste aumenta y que esto puede producir variaciones en el comportamiento mecánico del cinturón al tratar de cerrar y tensar más el mismo cuerpo del cinturón con el arreglo en "8".

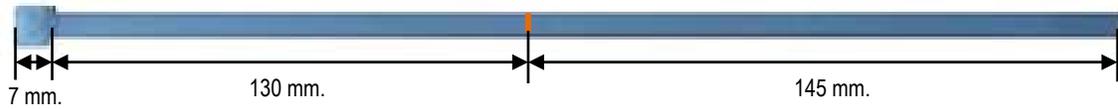


Figura 3.87. Marca en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “8”.

La realización del ensayo es colocando entre las mordazas de sujeción los sujetadores de acero 1018 y mantener una distancia entre extremos de 64 mm para realizar la colocación del cinturón de poliamida 6/6 y realizar el arreglo en forma de “8”.

Al cerrar el cinturón para formar el “8” este debe de efectuarse hasta la línea marcada mostrada en la figura 3.87, donde al realizar el cierre a la distancia de 64 mm mostrara condiciones de apriete y cierre como en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 mostrados anteriormente con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con este arreglo.

Se hace inca pie que hasta este momento no se ha mostrado que tanta presión se puede ejercer al cerrar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas al efectuarse el arreglo en “8” o “O”.

En la figura 3.88, se podrá apreciar que en la parte media del “8” se ha colocado un cinturón de poliamida 6/6 de 130 mm de longitud para representar la asociación con el ligamento interespinoso, dado que una vez introducido el cinturón entre el ligamento interespinoso de las apófisis espinosas asociadas al arreglo en forma de “8”, estas mantendrán en un punto inmóvil de desplazamiento del cinturón hacia su parte anterior o posterior del segmento.

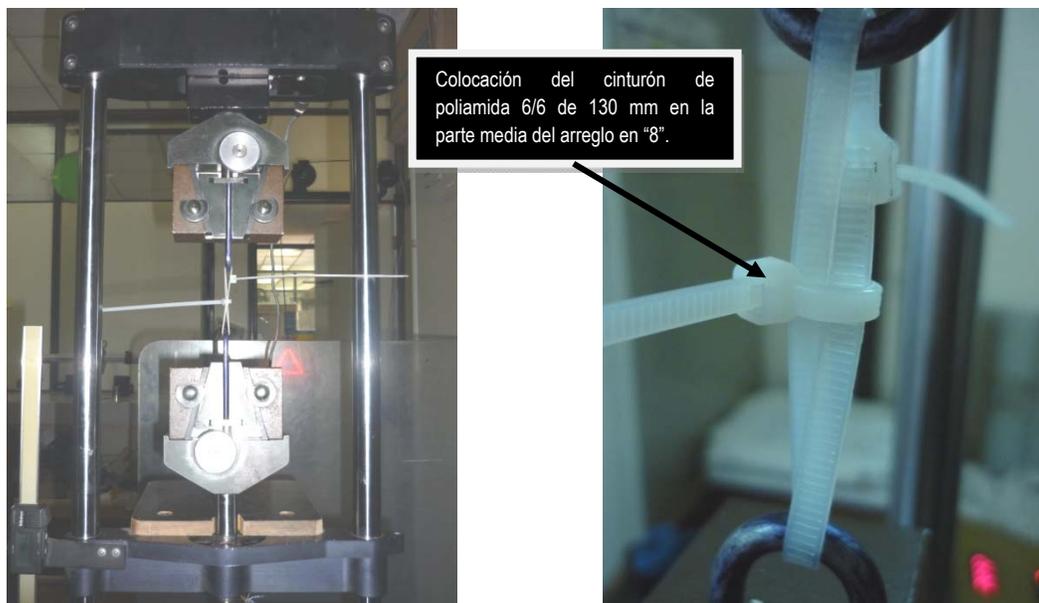


Figura 3.88. Colocación del arreglo en “8” con el cinturón de poliamida 6/6 entre los sujetadores colocados en la Máquina Universal de Ensayos (manual) MECMESIN.

El ensayo se efectuó haciendo girar el volante para la aplicación de la carga a tracción. En el lado izquierdo de la máquina como se apreció en la figura 3.88, se muestra un vernier fijo a la máquina el cual da el valor del

desplazamiento al ser aplicada la carga. Asimismo, en la figura 3.89 se observa que el punto superior donde hace contacto el cinturón con el sujetador de acero 1018 se le llama punto de contacto 1 y en la parte inferior haciendo contacto con el sujetador de acero 1018 se le designa punto de contacto 2, esto servirá para efectuar los cálculos correspondientes a ancho en contacto 1 y 2 (a^1 - a^2) y espesor en contacto 1 y 2 (t^1 - t^2) y poder determinar el área transversal en estos dos puntos.

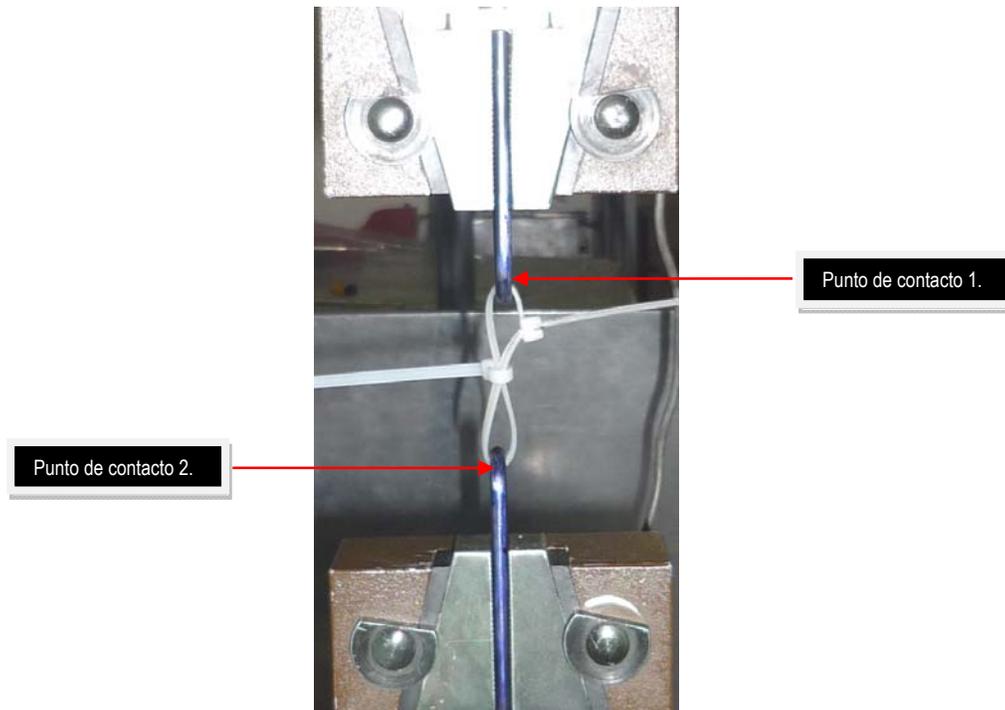


Figura 3.89. Puntos de contacto en el arreglo en "8" con el cinturón de poliamida 6/6.

En la tabla 3.30 se muestran los resultados obtenidos de estos ensayos, donde se muestra longitud final del cinturón de poliamida 6/6 (L^1_{final}), la longitud final empleada en arreglo en "8" (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), la fuerza de cierre del cinturón para el arreglo en "8" (F_c), la carga máxima soportada por el arreglo en "8" ($F_{máx.}$) y el desplazamiento máximo ($D_{máx.}$).

Tabla 3.30. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8".

Prueba.	L^1_{final} mm.	L^2_{final} mm.	t^1_{final} mm.	t^2_{final} mm.	a^1_{final} mm.	a^2_{final} mm.	A^1_{final} mm ² .	A^2_{final} mm ² .	F_c (N).	$F_{máx.}$ (N).	$D_{máx.}$ mm.
1	283.00	131.00	1.29	1.23	4.60	4.53	5.93	5.57	58.86	274.68	8.00
2	282.50	130.50	1.30	1.22	4.60	4.55	5.98	5.55	58.86	313.92	11.79
3	283.00	131.00	1.27	1.22	4.60	4.53	5.84	5.53	58.86	264.87	8.43
4	284.20	132.20	1.28	1.25	4.57	4.50	5.85	5.63	58.86	323.73	14.50
5	285.00	133.00	1.23	1.21	4.58	4.52	5.63	5.47	58.86	304.11	12.00
6	284.00	132.00	1.27	1.23	4.58	4.55	5.82	5.60	58.86	313.92	12.48

En promedio se obtiene una fuerza máxima de resistencia de este arreglo de 299.21 N (30.50 Kg.) con un desplazamiento máximo de 11.20 mm.

Por otra parte, se obtuvo el porcentaje de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, donde la obtención de éstos resultados es a partir de los datos registrados en la tabla 3.30 y haciendo uso de las ecuaciones (1) referente al cambio porcentual de la reducción de área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 en dichos puntos y la ecuación (22) referente al área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 antes de los ensayo. De ambas ecuaciones se obtuvieron los resultados mostrados en las ecuaciones (48) a (59).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área 1} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.93 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 0.84 \%. \quad (48)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.98 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 0 \%. \quad (49)$$

$$\% \text{ de reducción en área 3} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.84 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.34 \%. \quad (50)$$

$$\% \text{ de reducción en área 4} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.85 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.17 \%. \quad (51)$$

$$\% \text{ de reducción en área 5} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.63 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 5.85 \%. \quad (52)$$

$$\% \text{ de reducción en área 6} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.82 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.68 \%. \quad (53)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área 1} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.57 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 6.86 \%. \quad (54)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.55 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 7.19 \%. \quad (55)$$

$$\% \text{ de reducción en área 3} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.53 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 7.53 \%. \quad (56)$$

$$\% \text{ de reducción en área 4} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.63 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 5.85 \%. \quad (57)$$

$$\% \text{ de reducción en área 5} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.47 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 8.53 \%. \quad (58)$$

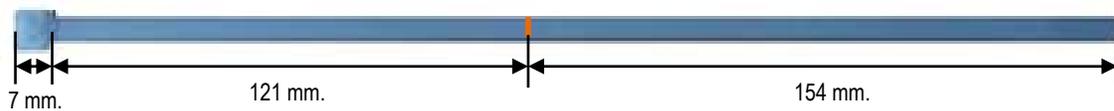
$$\% \text{ de reducción en área 6} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.60 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 6.35 \%. \quad (59)$$

Los resultados correspondientes para la obtención del % de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, pueden apreciarse en la tabla 3.31, donde se observa el área inicial en los puntos de contacto 1 y 2 antes del ensayo, y las área finales en 1 y 2 respectivamente después del ensayo a tracción de los arreglos en "8" de los cinturones de poliamida 6/6.

Tabla 3.31. Porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8”.

Ensayo.	$A_{inicial}$. mm ² .	A^1_{final} mm ² .	% en contacto 1.	A^2_{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.93	0.84	5.57	6.86
2	5.98	5.98	0	5.55	7.19
3	5.98	5.84	2.34	5.53	7.53
4	5.98	5.85	2.17	5.63	5.85
5	5.98	5.63	5.85	5.47	8.53
6	5.98	5.82	2.68	5.60	6.35

Posteriormente, se realizaron 4 ensayos más donde se abarca menor longitud para formar el arreglo en forma de “8” como se muestra en la figura 3.90.


Figura 3.90. Marca, acortado la longitud en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “8”.

Se usó el mismo procedimiento que en el caso anterior para realizar la preparación de los cinturones y la forma de efectuar el ensayo a tracción en los arreglos en “8”. En este caso se estableció que la distancia entre los puntos de contacto del cinturón al realizar el arreglo en forma de “8” fuera de 54 mm. En la tabla 3.32 se muestran los resultados obtenidos de estos ensayos, donde se apreciara la longitud final del cinturón de poliamida 6/6 (L^1_{final}), la longitud final empleada en arreglo en “8” (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), la fuerza de cierre del cinturón para el arreglo en “8” (F_c), la carga máxima soportada por el arreglo en “8” ($F_{máx.}$) y el desplazamiento máximo ($D_{máx.}$).

Tabla 3.32. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” acortando la longitud de 54 mm.

Prueba.	L^1_{final} mm.	L^2_{final} mm.	t^1_{final} mm.	t^2_{final} mm.	a^1_{final} mm.	a^2_{final} mm.	A^1_{final} mm ² .	A^2_{final} mm ² .	F_c (N).	$F_{máx.}$ (N).	$D_{máx.}$ mm.
1	283.50	122.50	1.30	1.25	4.57	4.57	5.94	5.71	39.24	343.35	11.94
2	283.50	122.50	1.28	1.27	4.59	4.56	5.88	5.79	39.24	323.73	11.69
3	283.50	122.50	1.29	1.25	4.56	4.55	5.88	5.69	39.24	323.73	10.40
4	283.50	122.50	1.28	1.20	4.56	4.51	5.84	5.41	39.24	323.73	10.43

En promedio se obtiene una fuerza máxima de resistencia de este arreglo de 328.64 N (33.50 Kg.) con un desplazamiento máximo de 11.12 mm.

Por otra parte, se obtuvo el % de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, donde la obtención de estos resultados es a partir de los datos registrados en la tabla 3.32 y haciendo uso de las ecuaciones (1) referente al cambio porcentual de la reducción de área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 en dichos puntos y la ecuación (22) referente al área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 antes de los ensayo. De ambas ecuaciones se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en las ecuaciones (60) a (67).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área 1} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.94 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 0.66 \%. \quad (60)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.88 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 1.67 \%. \quad (61)$$

$$\% \text{ de reducción en área 3} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.88 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 1.67 \%. \quad (62)$$

$$\% \text{ de reducción en área 4} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.84 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.34 \%. \quad (63)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área 1} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.71 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.52 \%. \quad (64)$$

$$\% \text{ de reducción en área 2} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.79 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.18 \%. \quad (65)$$

$$\% \text{ de reducción en área 3} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.69 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.85 \%. \quad (66)$$

$$\% \text{ de reducción en área 4} = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.41 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 9.53 \%. \quad (67)$$

Los resultados correspondientes para la obtención del porcentaje de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, pueden apreciarse en la tabla 3.33, donde se observa el área inicial en los puntos de contacto 1 y 2 antes del ensayo, y las áreas finales en 1 y 2 respectivamente después del ensayo a tracción de los arreglos en "8" de los cinturones de poliamida 6/6.

Tabla 3.33. Porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en "8" acortando la longitud.

Ensayo.	A _{inicial} . mm ² .	A _{1final} mm ² .	% en contacto 1.	A _{2final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.94	0.66	5.71	4.52
2	5.98	5.88	1.67	5.79	3.18
3	5.98	5.88	1.67	5.69	4.85
4	5.98	5.84	2.34	5.41	9.53

3. 2. 3. 2. 2. Arreglo en forma de "O".

De acuerdo a los datos tomados en el espécimen lumbar porcino al colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas se retoma para estas pruebas.

En este caso se estableció que la distancia entre los puntos de contacto del cinturón al realizar el arreglo en forma de "O" fuera de 64 mm, como se muestra en la figura 3.91, esto es tomando de referencia las distancias establecidas en la preparación de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 al ser colocado el cinturón de

poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas, que en este caso fueron representadas por los sujetadores de acero 1018.

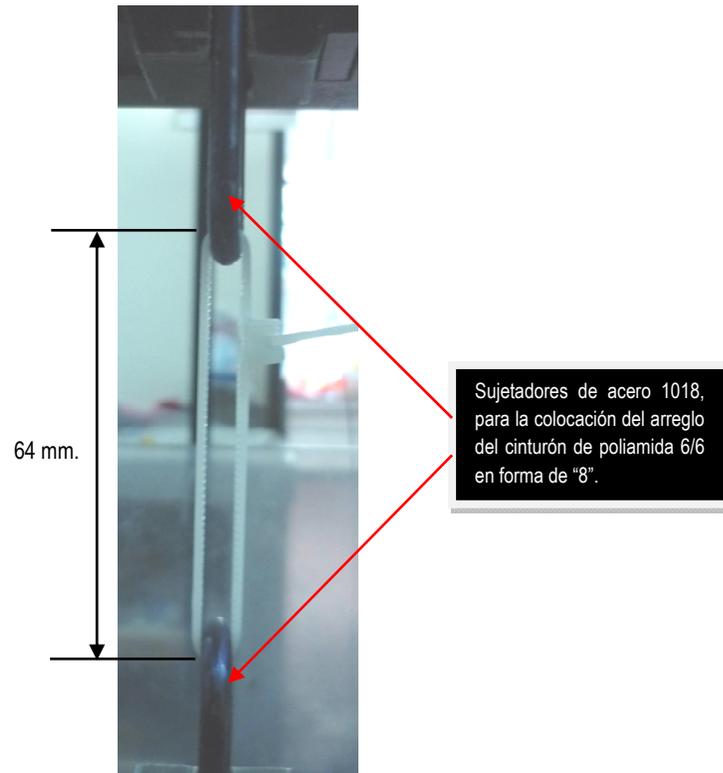


Figura 3.91. Arreglo en forma de "8" montado en sujetadores de acero 1018.

Es importante aclarar que el sobrante del cinturón de poliamida 6/6 para este ensayo queda de 15 cm (150 mm), para lo cual fueron marcados primeramente los cinturones en su parte sobrante como se muestra en la figura 3.92, esta marca es la línea que mostro el cierre máximo para los seis ensayos al realizar el arreglo en "O" con el cinturón y línea a tope para no cerrar más de lo establecido para este ensayo. Esto es con el fin de realizar la hipótesis de que a mayor cierre la carga de ajuste aumenta y que esto puede producir variaciones en el comportamiento mecánico del cinturón al tratar de cerrar y tensar más el cuerpo del cinturón con el arreglo en "O".

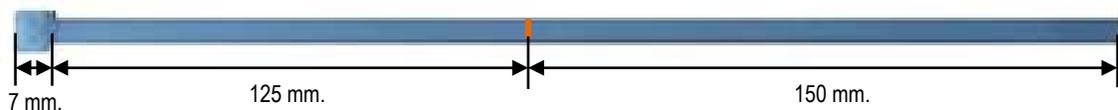


Figura 3.92. Marca en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de "O".

La realización del ensayo es colocando entre las mordazas de sujeción los sujetadores de acero 1018 y mantener una distancia entre extremos de 64 mm para realizar la colocación del cinturón de poliamida 6/6 y realizar el arreglo en forma de "O".

Al cerrar el cinturón para formar el "O" este debe de efectuarse hasta la línea marcada mostrada en la figura 3.93, donde al realizar el cierre a la distancia de 64 mm mostrara condiciones de apriete y cierre con el

espécimen lumbar porcino de L1-L5 mostrado anteriormente con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con este arreglo.



Figura 3.93. Marca a tope para el cierre del cinturón de poliamida 6/6 para el arreglo en “O”.

El ensayo se efectuó haciendo girar el volante para la aplicación de la carga a tracción. En el lado izquierdo de la máquina como se apreció en la figura 3.85, se muestra un vernier fijo a la máquina el cual da el valor del desplazamiento al ser aplicada la carga. Asimismo en la figura 3.94 se observa que el punto superior donde hace contacto el cinturón con el sujetador de acero 1018 se le llama punto de contacto 1 y en la parte inferior haciendo contacto con el sujetador de acero 1018 se le designa punto de contacto 2, esto servirá para efectuar los cálculos correspondientes a ancho en contacto 1 y 2 (a^1 - a^2) y espesor en contacto 1 y 2 (t^1 - t^2) y poder determinar el área transversal en estos dos puntos.

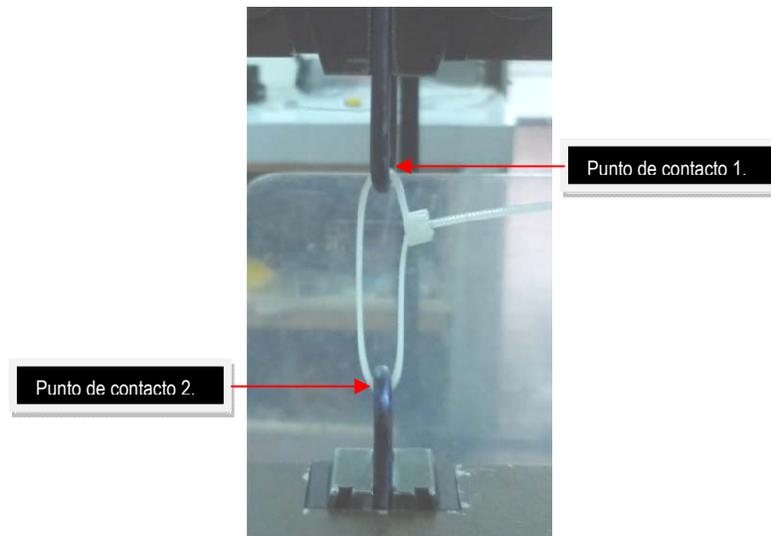


Figura 3.94. Puntos de contacto en el arreglo en “O” con el cinturón de poliamida 6/6.

En la tabla 3.34 se muestran los resultados obtenidos de estos ensayos, donde se muestra longitud final del cinturón de poliamida 6/6 (L^1_{final}), la longitud final empleada en arreglo en “O” (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), la fuerza de cierre del cinturón para el arreglo en “O” (F_c), la carga máxima soportada por el arreglo en “O” ($F_{máx.}$) y el desplazamiento máximo ($D_{máx.}$).

Tabla 3.34. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "O".

Prueba.	L ¹ _{final} mm.	L ² _{final} mm.	t ¹ _{final} mm.	t ² _{final} mm.	a ¹ _{final} mm.	a ² _{final} mm.	A ¹ _{final} mm ² .	A ² _{final} mm ² .	F _c (N).	F _{máx.} (N).	D _{máx.} mm.
1	283.50	126.50	1.27	1.26	4.60	4.60	5.84	5.80	58.86	294.30	9.87
2	283.50	126.50	1.27	1.27	4.60	4.59	5.84	5.83	58.86	284.49	10.00
3	283.80	126.80	1.27	1.26	4.60	4.57	5.84	5.76	58.86	284.49	9.85
4	284.00	127.00	1.27	1.25	4.57	4.56	5.80	5.70	58.86	294.30	10.00
5	283.80	126.80	1.28	1.26	4.57	4.57	5.85	5.76	58.86	294.30	9.50
6	284.00	127.00	1.24	1.24	4.54	4.54	5.63	5.63	58.86	284.49	10.02

En promedio se obtiene una fuerza máxima de resistencia de este arreglo de 289.40 N (29.50 Kg.) con un desplazamiento máximo de 9.87 mm.

Por otra parte, se obtuvo el porcentaje de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, donde la obtención de estos resultados es a partir de los datos registrados en la tabla 3.34 y haciendo uso de las ecuaciones (1) referente al cambio porcentual de la reducción de área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 en dichos puntos y la ecuación (22) referente al área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 antes de los ensayo. De ambas ecuaciones se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en las ecuaciones (68) a (79).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.84 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.34 \%. \quad (68)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.84 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.34 \%. \quad (69)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 3 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.84 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.34 \%. \quad (70)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 4 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.80 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.01 \%. \quad (71)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 5 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.85 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.17 \%. \quad (72)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 6 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.63 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 5.85 \%. \quad (73)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.80 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.01 \%. \quad (74)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.83 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.51 \%. \quad (75)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 3 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.76 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.68 \%. \quad (76)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 4 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.70 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.68 \%. \quad (77)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 5 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.76 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.68 \%. \quad (78)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 6 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.63 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 5.85 \%. \quad (79)$$

Los resultados correspondientes al % de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, pueden apreciarse en la tabla 3.35, donde se observa el área inicial en los puntos de contacto 1 y 2.

Tabla 3.35. Porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8”.

Ensayo.	A ^{inicial} . mm ² .	A ^{1final} . mm ² .	% en contacto 1.	A ^{2final} . mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.84	2.34	5.80	3.01
2	5.98	5.84	2.34	5.83	2.51
3	5.98	5.84	2.34	5.76	3.68
4	5.98	5.80	3.01	5.70	4.68
5	5.98	5.85	2.17	5.76	3.68
6	5.98	5.63	5.85	5.63	5.85

Posteriormente se realizaron 4 ensayos más donde se abarca menor longitud para formar el arreglo en forma de “O” como se muestra en la figura 3.95.

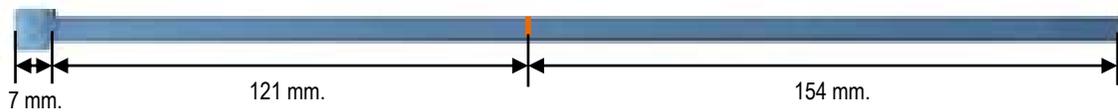


Figura 3.95. Marca, acortado la longitud en el cinturón de poliamida 6/6 para realizar el arreglo en forma de “8”.

Se usó el mismo procedimiento que en el caso anterior para realizar la preparación de los cinturones y la forma de efectuar el ensayo a tracción en los arreglos en “O”. En este caso se estableció que la distancia entre los puntos de contacto del cinturón al realizar el arreglo en forma de “O” fuera de 54 mm. En la tabla 3.36 se muestran los resultados obtenidos de estos ensayos, donde se aprecia la longitud final del cinturón de poliamida 6/6 (L^1_{final}), la longitud final empleada en arreglo en “O” (L^2_{final}), espesor final en punto de contacto 1 (t^1_{final}), espesor final en punto de contacto 2 (t^2_{final}), ancho final en punto de contacto 1 (a^1_{final}), ancho final en punto de contacto 2 (a^2_{final}), la fuerza de cierre del cinturón para el arreglo en “O” (F_c), la carga máxima soportada por el arreglo en “O” ($F_{máx.}$) y el desplazamiento máximo ($D_{máx.}$).

Tabla 3.36. Resultados para el arreglo del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “O” acortando la longitud.

Prueba.	L ^{1final} . mm.	L ^{2final} . mm.	t ^{1final} . mm.	t ^{2final} . mm.	a ^{1final} . mm.	a ^{2final} . mm.	A ^{1final} . mm ² .	A ^{2final} . mm ² .	F _c . (N).	F _{máx.} . (N).	D _{máx.} . mm.
1	282.20	121.20	1.27	1.25	4.60	4.58	5.84	5.73	78.48	284.49	8.22
2	282.50	121.50	1.26	1.26	4.59	4.58	5.78	5.77	78.48	284.49	8.96
3	282.50	121.50	1.24	1.22	4.59	4.59	5.69	5.60	78.48	294.30	8.00
4	283.00	122.00	1.28	1.22	4.55	4.50	5.82	5.49	78.48	284.49	9.11

En promedio se obtiene una fuerza máxima de resistencia de este arreglo de 286.94 N (29.25 Kg.) con un desplazamiento máximo de 8.57 mm.

Asimismo, se obtuvo el porcentaje de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, donde la obtención de estos resultados es a partir de los datos registrados en la tabla 3.36 y haciendo uso de las ecuaciones (1) referente al cambio porcentual de la reducción de área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 en dichos puntos y la ecuación (22) referente al área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 antes de los ensayo. De ambas ecuaciones se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en las ecuaciones (80) a (87).

Punto de contacto 1.

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.84 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.34 \% \quad (80)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.78 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.34 \% \quad (81)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 3 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.69 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.85 \% \quad (82)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 4 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.82 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 2.68 \% \quad (83)$$

Punto de contacto 2.

$$\% \text{ de reducción en área } 1 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.73 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 4.18 \% \quad (84)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 2 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.77 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 3.51 \% \quad (85)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 3 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.60 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 6.35 \% \quad (86)$$

$$\% \text{ de reducción en área } 4 = \frac{(5.98 \text{ mm}^2) - (5.49 \text{ mm}^2)}{5.98 \text{ mm}^2} \times 100 = 8.19 \% \quad (87)$$

Los resultados correspondientes para la obtención del porcentaje de reducción de área de los puntos de contacto en 1 y 2 de cada ensayo, pueden apreciarse en la tabla 3.37, donde se observa el área inicial en los puntos de contacto 1 y 2 antes del ensayo, y las áreas finales en 1 y 2 respectivamente después del ensayo a tracción de los arreglos en "8" de los cinturones de poliamida 6/6.

Tabla 3.37. Porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en "8" acortando la longitud.

Ensayo.	A _{inicial} . mm ² .	A _{1 final} mm ² .	% en contacto 1.	A _{2 final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.84	2.34	5.73	4.18
2	5.98	5.78	3.34	5.77	3.51
3	5.98	5.69	4.85	5.60	6.35
4	5.98	5.82	2.68	5.49	8.19

3. 3. SUMARIO.

En este capítulo, se ha mostrado una evaluación experimental de una técnica con base en la parte médica para ser considerada en un futuro en la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en la región lumbar en pacientes humanos.

Los resultados mostrados en este caso, permitirán al Médico Cirujano de Columna Vertebral, tener un entendimiento sobre el comportamiento de los cinturones plásticos entre las apófisis espinosas de la región lumbar y la relación que existe en el momento de colocar el cinturón sobre el huso o bien actuando bajo ciertas cargas, como se observó anteriormente.

Por otra parte, se ha detallado la forma de preparación de los especímenes con los cuidados necesarios que se tomaron en cuenta para no dañar dichos especímenes; asimismo, se denotó la forma de conservación de los mismos antes de los ensayos y la manera de colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de dichos especímenes.

Es importante mencionar, que la parte médica juega un papel importante en este proceso, ya que es quién propone en primera instancia la forma de colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de los especímenes y la parte ingenieril muestra el comportamiento biomecánico de estos segmentos al ser sometidos a las cargas antes mostradas.

La forma en la cual se coloca el cinturón de poliamida 6/6, es la vertiente de dar a conocer la forma o técnica usando estos cinturones, como alternativa de estabilización segmentaria en la columna lumbar para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en pacientes humanos y en conjunto con las diversas pruebas mecánicas realizadas anteriormente que dan el soporte de esta técnica propuesta.

De los resultados obtenidos, se detalla que en el caso de los especímenes porcinos evaluados a cargas de tracción, muestran la forma en la cual resisten a este tipo de carga con el uso del cinturón de poliamida 6/6, mostrando comportamiento y resistencia hasta llegar a la ruptura de estos; cabe mencionar que este tipo de carga en humanos no es natural que se presente, salvo en condiciones de ciertos ejercicios o bien en llevar al cuerpo humano a actos extremos.

En los ensayos de tracción, flexo-compresión y fatiga [3] realizadas en los especímenes lumbares porcinos con la colocación de los cinturones de poliamida 6/6, mostraron daño durante la aplicación de las cargas en zonas que directamente no están involucradas en la configuración de la colocación de los cinturones de poliamida es decir los daños comunes en estos ensayos fueron en placas terminales en la parte anterior y corriendo el daño hacia su parte posterior (daño en apófisis articulares, ligamento interespinoso y supraespinoso).

En el caso de los ensayos a Flexión de los especímenes porcinos, permitieron un análisis con mayor detalle del uso del cinturón de poliamida 6/6 y la evaluación biomecánica de los especímenes lumbares porcinos con la configuración en "8" de los cinturones plásticos.

Asimismo, se presentaron ensayos de tracción para evaluar la resistencia de los cinturones de poliamida 6/6, tanto en las zona involucrada directamente en el arreglo en "8" y "O", en la unión de los mismos y finalmente en los distintos arreglos propuestos por esta técnica para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria.

3. 4. REFERENCIAS.

1. © Legrand Catálogo 2008/09, cinturones de poliamida 6/6, p.p. 266-267.
3. Beltrán-Fernández JA, Hernández-Gómez LH, Ruíz-Muñoz E, González-Rebatú A, Rodríguez-Cañizo RG, Urriolagoitia-Calderón G, Urriolagoitia-Sosa G, Hernández-Moreno H. "*Biomechanical Evaluation of a Corporectomy in Porcine Lumbar Specimens using Flexible Polymer Belts*". 7th International Conference on Modern Practice in Stress and Vibration Analysis. Murray Edwards College, Cambridge, UK. 8-10 September. 2009.
4. Ruíz-Muñoz ER, Beltrán-Fernández JA, Rodríguez-Cañizo RG, Hernández-Gómez LH, González-Rebatú A. "*Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6*". 9º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Las Palmas de Gran Canaria. España 17 – 20 Nov. 2009.
5. Askeland R.D. "*Ciencia e Ingeniería de los Materiales*". Tercera Edición. Editorial International Thomson Editores. p.p.130-158. México 2000.
6. Roca Burniol J. "*Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar*". Editorial JIMS. p.p. 23-40, 73-98. España 1987.
7. Allbrook D. "*Movements of the lumbar spinal column*". J Bone and Joint Surg., 39B: 339-345, 1957.
8. Norma ASTM D 638-03, "*Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*", p.p. 1-15.

3. 5. MESOGRAFÍA.

2. Bruker AXS. www.bruker-axs.de. Consulta: 09.06.09. En internet: http://www.bruker-axs.de/plastic_and_polymers.html?&L=2

CAPÍTULO IV.

ANÁLISIS NUMÉRICO.

El siguiente capítulo muestra una metodología de modelado en 3D para segmentos óseos con la ayuda del programa ScanIP V. 3.1. de la empresa DELCAM © sustituyendo las técnicas tradicionales para este fin.

Dicha metodología mostrara la generación del modelo en 3D del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3, de acuerdo a los especímenes ensayos mecánicamente en el capítulo anterior.

Es importante recalcar que dicho modelo generado en 3D será sujeto de estudio en trabajos futuros para validar el trabajo experimental y discernir ciertos puntos sobre el comportamiento biomecánico del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el arreglo en "8" por el cinturón de poliamida 6/6 sujeto a las distintas cargas mostradas en el capítulo III.

4. 1. INTRODUCCIÓN.

Hoy en día el modelado en 3D adquiere una mayor importancia en las etapas de investigación y desarrollo de proyectos. Es considerado además como una técnica que consiste en regenerar y posteriormente caracterizar el modelo de un sistema real para estudiar su comportamiento sin necesidad de perturbar el sistema original [1].

En los proyectos experimentales realizados para el estudio de la fisiología humana y de la restauración de funciones, es cada vez mayor la colaboración entre médicos e ingenieros para aclarar mediante métodos de la ingeniería moderna problemas de investigación básica o aplicada [2]. Entre los avances que se pueden mencionar está la creación de equipos como tomógrafos computacionales y resonadores magnéticos, que permiten observar el cuerpo humano internamente sin tener que intervenir quirúrgicamente para realizar un diagnóstico [3]. Asimismo, existen operaciones con tecnología láser o bien equipo sumamente pequeños como son los utilizados en las ortoscopias que permiten operar y curar a un paciente con una mínima interacción con la integridad del cuerpo humano.

En particular, los desarrollos en biomecánica han aportado importantes avances a la traumatología y ortopedia ya que estos a su vez tienen una alta demanda social por el elevado número de individuos que presentan problemas o trastornos en el aparato locomotor como consecuencia de enfermedades o accidentes. Es importante hacer mención que el estudio de la biomecánica puede abarcar diversas etapas tal y como la observación y el entendimiento del sistema músculo-esquelético, el modelado, la teoría, la experimentación y la validación [4].

Todas estas etapas, se han visto potenciadas en las últimas décadas a partir de la contribución de las computadoras en la adquisición, análisis, manejo de datos y su visualización [4]. Por su parte, la simulación computacional permite realizar los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de dispositivos tales como fijadores externos, prótesis y materiales de osteosíntesis como clavos, tornillos y placas sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano.

Se tiene referencia, que la primera aplicación del Método de Elemento Finito (MEF) a la biomecánica data de 1972, cuando Brekermans y colaboradores lo aplicaron al análisis de un fémur intacto [5]. Con el transcurso del tiempo, el interés por aplicar el MEF aumento de forma considerable. Una de las aplicaciones más extendidas es el estudio del diseño de las prótesis y su análisis pre-clínico [1, 6, 7, 8, 9, 10, 11].

El Método de Elemento Finito ha llegado a ser una herramienta para investigar la conducta mecánica de los huesos bajo condiciones fisiológicas o patológicas [12], así como el análisis numérico, mediante modelos en 3D bajo cargas a las cuales está sometido constantemente.

Es importante aclarar, que los pasos que se deben definir para llevar a cabo un análisis numérico por este método son [6]:

- La geometría del espécimen.
- Las propiedades mecánicas de los materiales involucrados.
- Las condiciones de carga y de frontera del modelo.

El presente capítulo contempla describe la metodología del modelado en 3D de un espécimen lumbar porcino, haciendo uso de tomografías y el programa ScanIP V. 3.1. de la empresa DELCAM ©.

La finalidad que tendrá este capítulo es generar un modelo en 3D del espécimen lumbar porcino analizado experimentalmente y poder simular en trabajos futuros que permitirán validar los resultados obtenidos con los ensayos experimentales de los diferentes especímenes y casos analizados en el capítulo anterior, así mismo mostrara que al disponer de un modelo en 3D reconstruido a partir de los datos de un determinado paciente puede tener distintas aplicaciones, como la ayuda en el diagnostico médico para la planificación de operaciones y la simulación para la parte ingenieril por medio de programas de MEF para obtener numéricamente el comportamiento del espécimen instrumentado ante la adaptación de distintos componentes en el sistema musculo-esquelético del cuerpo humano.

4. 2. METODOLOGÍA PARA LA CONSTRUCCIÓN DEL MODELO EN 3D DEL ESPÉCIMEN LUMBAR PORCINO L2-L6.

La metodología para poder elaborar el modelo en 3D del espécimen lumbar porcino de L1-L5 se basó en el trabajo presentado en el XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica con el título "*Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías*" [1] y del cual se retoma la generación del modelado por medio del programa ScanIP V. 3.1. de la empresa DELCAM ©, que se describe a continuación.

1. Primeramente se preparo un espécimen fresco lumbar porcino de L1-L5, como se describió anteriormente en el Capítulo III, donde se mantienen intactos los cuerpos vertebrales, los discos intervertebrales así cómo los ligamentos interespinosos y supraespinoso del segmento, sin dañar las apófisis articulares; incluyendo la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3.
2. Con ayuda del personal del Hospital Regional 1° de Octubre Dr. Alejandro González Rebatú, Dr. Escalante, Dr. José Vicente Rosas Barrientos, Dr. Eduardo Muñoz Camarena y colaboradores, se efectuó la tomografía a dicho espécimen, teniendo los cuidados necesarios de higiene que esto representa.

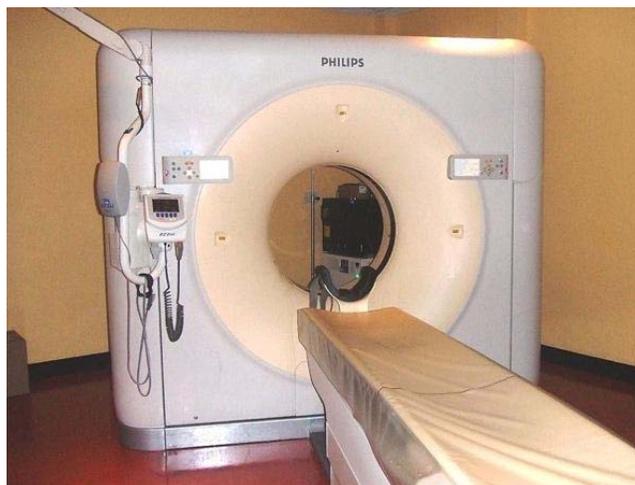


Figura 4. 1. Tomógrafo Philips Brilliance, Hospital Regional 1° de Octubre ISSSTE.

Se realizaron 527 cortes de dicho espécimen, el cual presentó una altura aproximada de 19 cm. Se realizaron cortes de 0.36 mm a lo largo de este. El equipo empleado fue un tomógrafo de la marca Philips modelo Brilliance que se aprecia en la figura 4. 1.

3. Una vez generada la tomografía del espécimen, este se guarda en formato DICOM que por sus siglas en ingles es Digital Imaging and Communication in Medicine. El cual es importante generar para su empleo en el programa que permitió modelar este segmento.

La descripción generalizada para reconstruir el espécimen lumbar porcino de L1-L5 con cerclaje interespinoso de L2-L3 se detalla a continuación usando el programa ScanIP V. 3.1, figura 4.2, de la empresa DELCAM ©.



Figura 4.2. Software ScanIP V. 3.1.

4. Para esto se abre el programa computacional ScanIP V. 3.1 de la empresa DELCAM ©, donde se lee el archivo con extensión DICOM, dentro del ambiente del programa se busca en el menú de "archivo" la opción "importar" la cual se elige, aparecerá una nueva lista donde se mostrará el comando "archivos DICOM", la cual despliega una ventana como se muestra en la figura 4. 3.

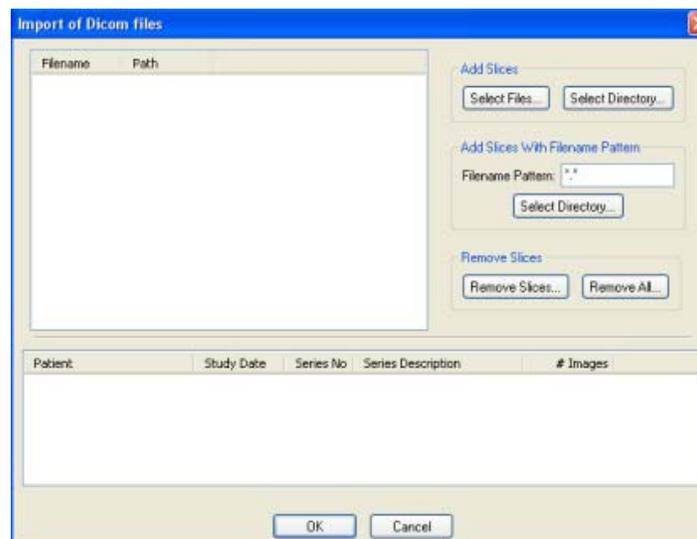


Figura 4. 3. Importación de archivo DICOM.

5. En esta ventana se busca la opción "*seleccionar directorio*" la cual despliega una nueva ventana en donde se encontrara el archivo DICOM generado por el tomógrafo y almacenado en un CD, DVD o en el disco duro de la máquina. Al seleccionar el archivo se importa al programa como se muestra en la figura 4.4.

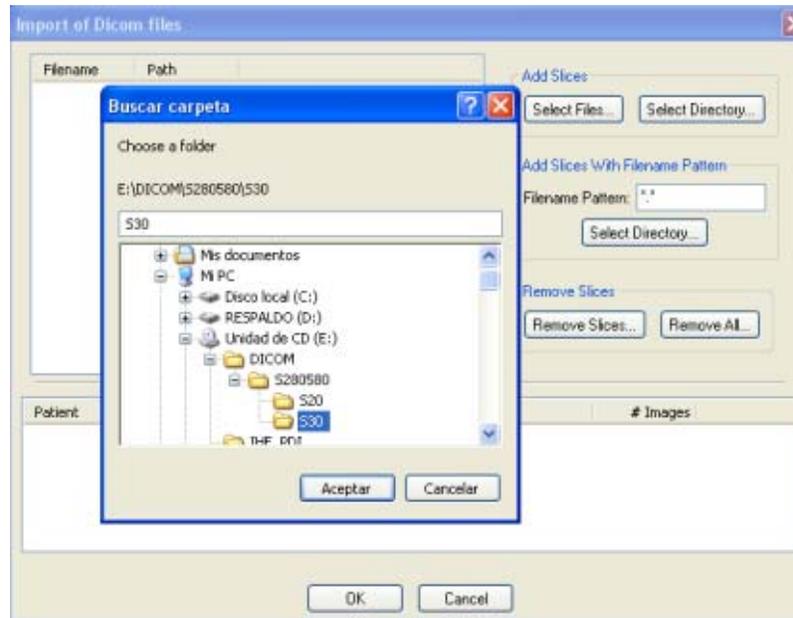


Figura 4.4. Importación de archivo DICOM de los cortes realizados en el tomógrafo.

6. Posteriormente el programa genera un histograma del archivo que lee a partir de los cortes realizados en el tomógrafo. En esta venta, figura 4.5, se elige la transformación del archivo con el comando "As set DICOM" que permite conservar lo captado por el tomógrafo.

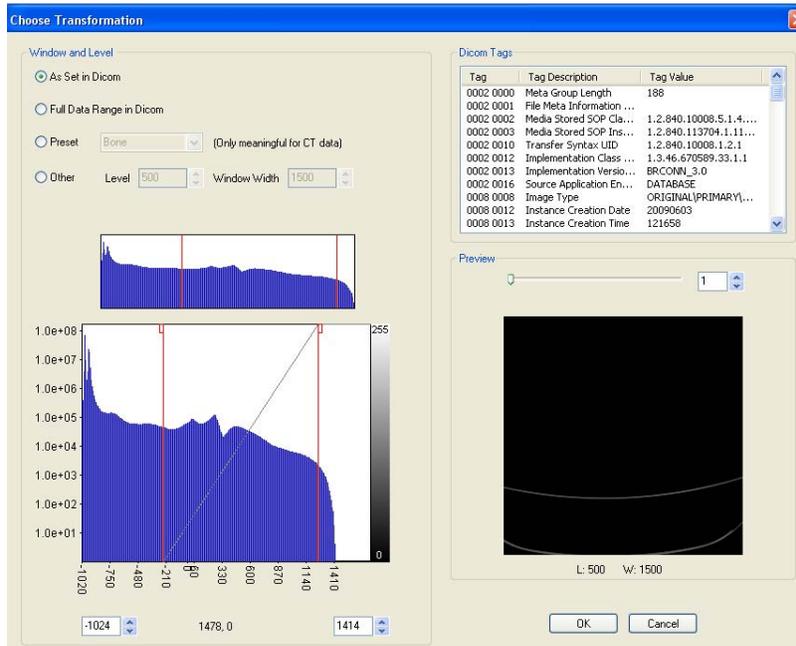


Figura 4.5. Transformación de archivo DICOM para desarrollarse manualmente el modelo.

7. Seleccionar la opción "ok" y se procesa la información de imágenes al ambiente de trabajo del programa para poder iniciar el modelo 3D del segmento lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3, como se muestra en la figura 4. 6.

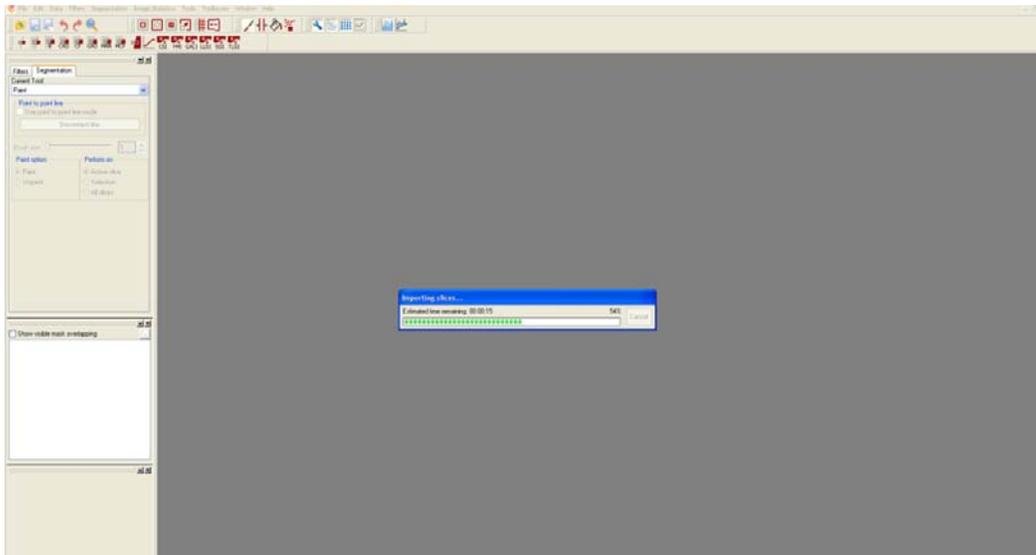


Figura 4. 6. Importando cortes del archivo DICOM seleccionado.

8. Una vez procesadas las imágenes de los cortes del archivo DICOM, se puede tener la presentación final para trabajar estos cortes como imagen en el programa ScanIP V. 3.1. como se muestra en la figura 4. 7. donde se aprecian tres planos, el plano axial y dos laterales y una cuarta ventana donde se visualizara el modelo en 3D al procesar cada tomografía.

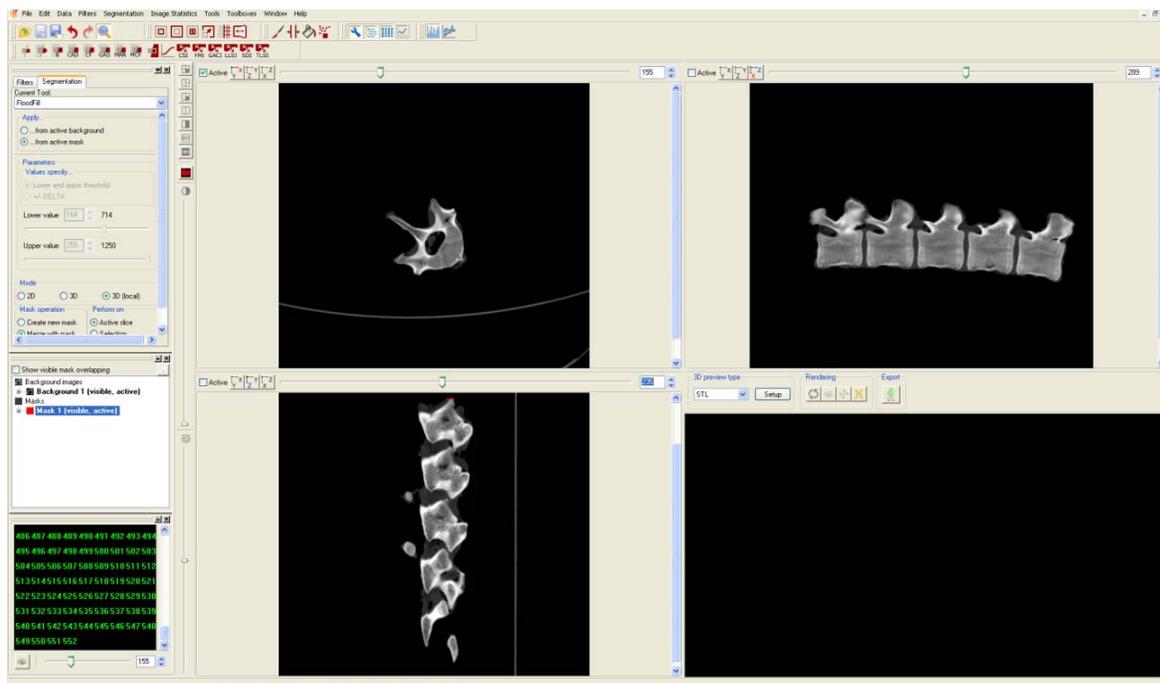


Figura 4. 7. Ventanas de trabajo del programa ScanIP V. 3. 1.

9. Teniendo las imágenes como se mostraron en la figura anterior se procede a generar el modelo trabajando con los tres planos; por claridad y mejor visión se elige el plano axial, dado que es la vista con mayor información. La vista de la figura 4.8 se inicia activándola en el menú del lado izquierdo, donde se encuentra la barra de herramientas sobre la visualización de la pantalla, se selecciona la opción de un cuadro de visualización. Se observara en la pantalla la vista axial y se podrá iniciar a trabajar en ella.

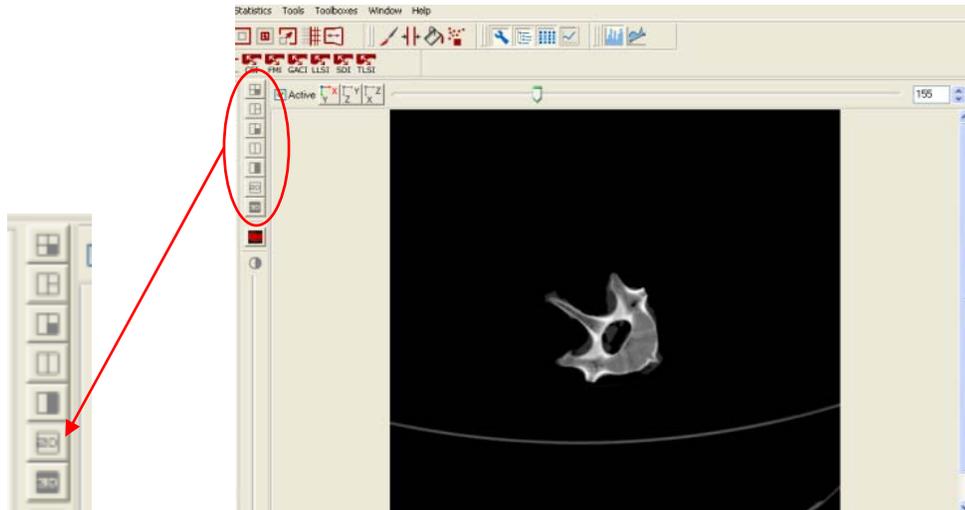


Figura 4. 8. Vista del plano axial, mostrándose el menú que permite el cambio de planos.

10. El uso y objetivo de este programa consiste en contornear la imagen por medio de una herramienta llamada "*pencil*" la cual se encuentra en la barra de herramientas superior en forma de pincel, al activar esta opción se posiciona el cursor sobre la imagen visualizada, el cursor cambia en forma de cuadro al contornear la imagen, se traza una línea de acuerdo al seguimiento por la manipulación del mouse, como se muestra en la figura 4. 9.

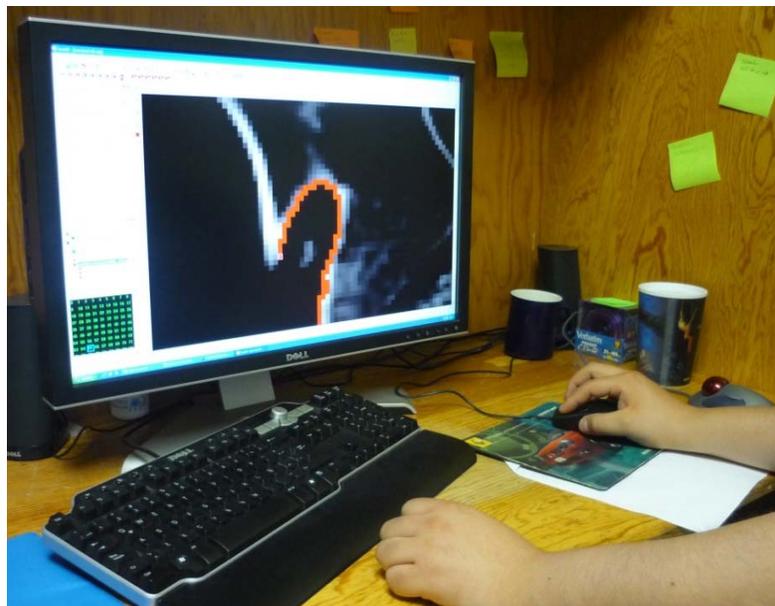


Figura 4. 9. Contorneando imagen del cuerpo vertebral porcino L1.

11. Se debe tener cuidado en estos casos, dado que se trata de un segmento vertebral que está compuesto de varias partes como lo son los cuerpos vertebrales, ligamentos interespinoso y supraespino así como los discos intervertebrales y la unión entre facetas articulares sin olvidar a su vez las placas terminales entre los discos. Para ello se deben de crear en el mismo programa mascarar o capas que más adelante se detallaran para su creación y definir las diferentes partes que componen la raquiona.

12. En este caso el color rojo se empleo para definir todos los segmentos óseos dentro del modelo. Una vez contorneada la imagen como se muestra en la figura 4. 10, se procede a rellenar el área comprendida por este perímetro, como se observa en la figura 4. 11. con la herramienta de "*paint*" que se encuentra en la barra de herramientas superior de la ventana.

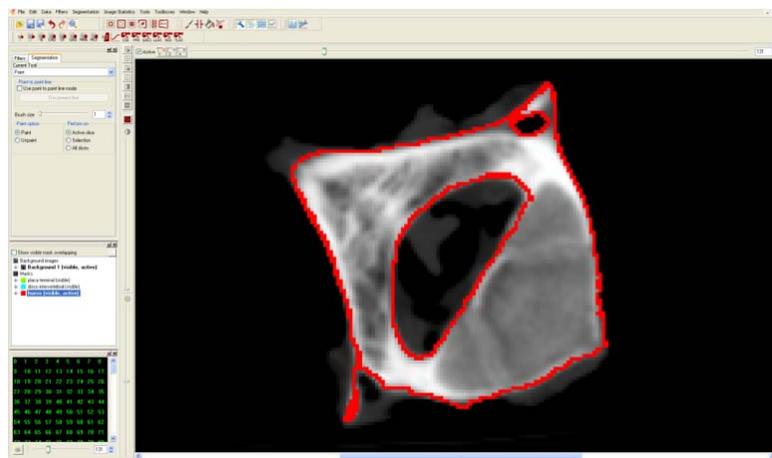


Figura 4. 10. Contorno del cuerpo vertebral porcino con el uso de la herramienta paint.

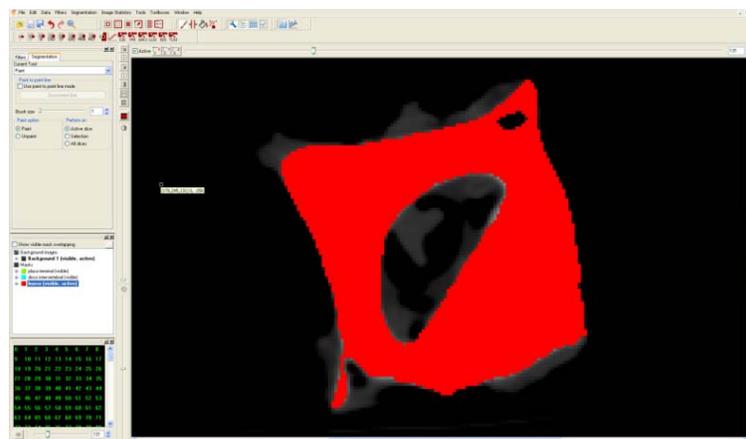


Figura 4. 11. Área delimitada por el contorno antes mostrado.

13. La forma de ir trabajando con este programa es similar a trabajar con el programa Paint. Es importante definir que este programa va visualizando corte a corte de la serie de tomografías de este segmento y puede definir partes detalladas como uniones entre las facetas articulares, placas terminales y la visualización y generación de tejido blando. Como se muestra en la figura 4. 12. donde se observa detalles de unión entre las apófisis articulares.

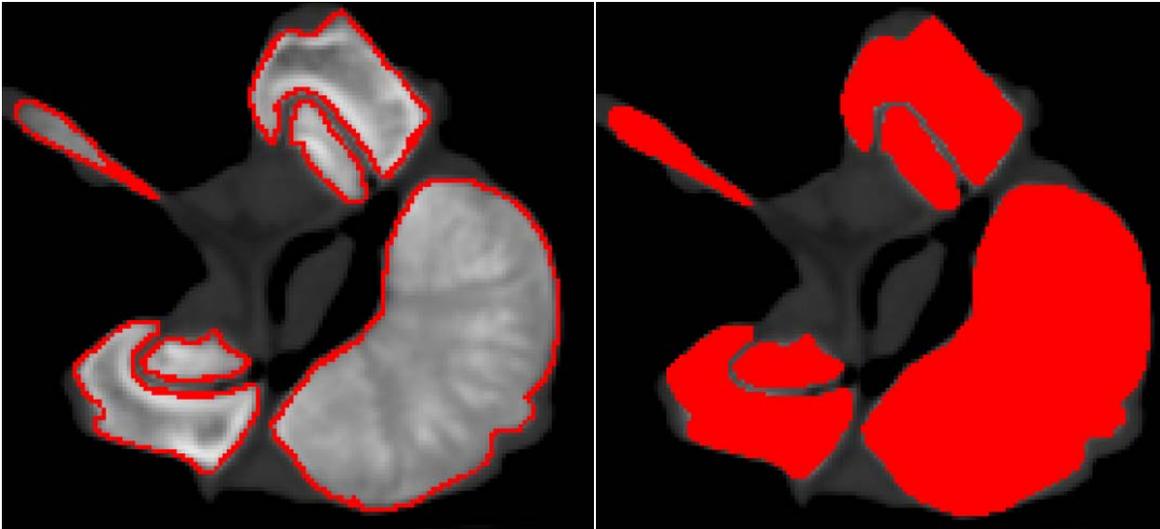


Figura 4. 12. Detalles que el programa permite visualizar como lo es el tejido blando y la unión entre las apófisis articulares.

14. Se continúa haciendo el mismo procedimiento hasta llegar a la detección de la placa terminal junto con parte del disco intervertebral. En estas zonas donde se aprecian nuevas partes del segmento se deben de crear nuevas máscaras o capas para definir estos componentes con otro color distinto al hueso vertebral; para esto se elige el color morado para las placas terminales y el color azul para los discos intervertebrales. Como se aprecia en la figura 4. 13.

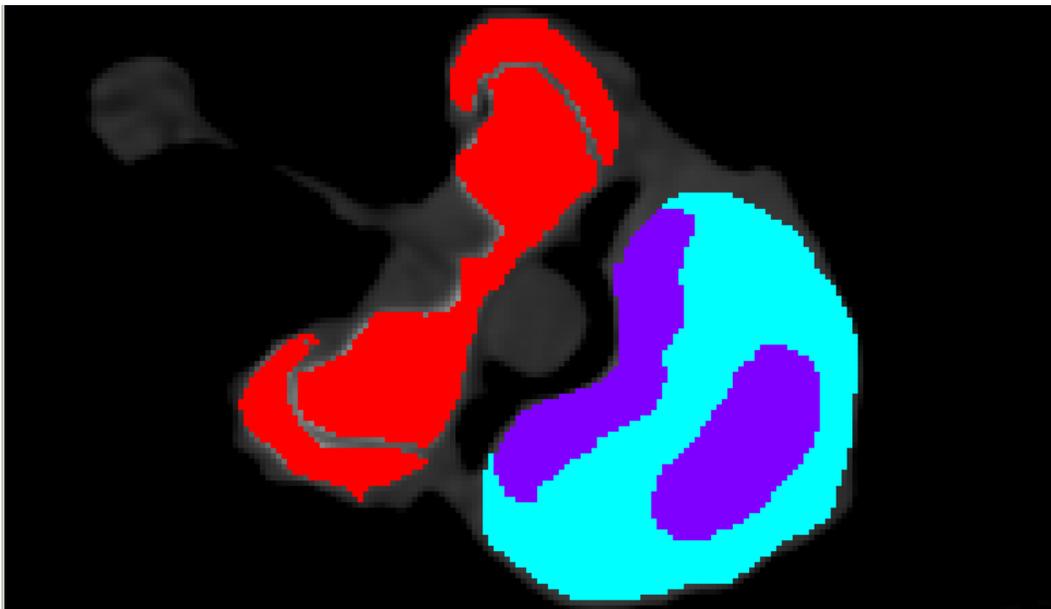


Figura 4. 13. Visualización de partes que componen la imagen de la tomografía rojo-hueso vertebral, azul-disco intervertebral y morado-parte de la placa terminal.

Estos pasos son continuos entre cada cuerpo vertebral, la placa terminal que lo delimita con el disco intervertebral. Teniendo cuidado de definir cada componente para ir generando cada detalle y unión de las distintas partes. Como se muestra en la figura 4. 14.

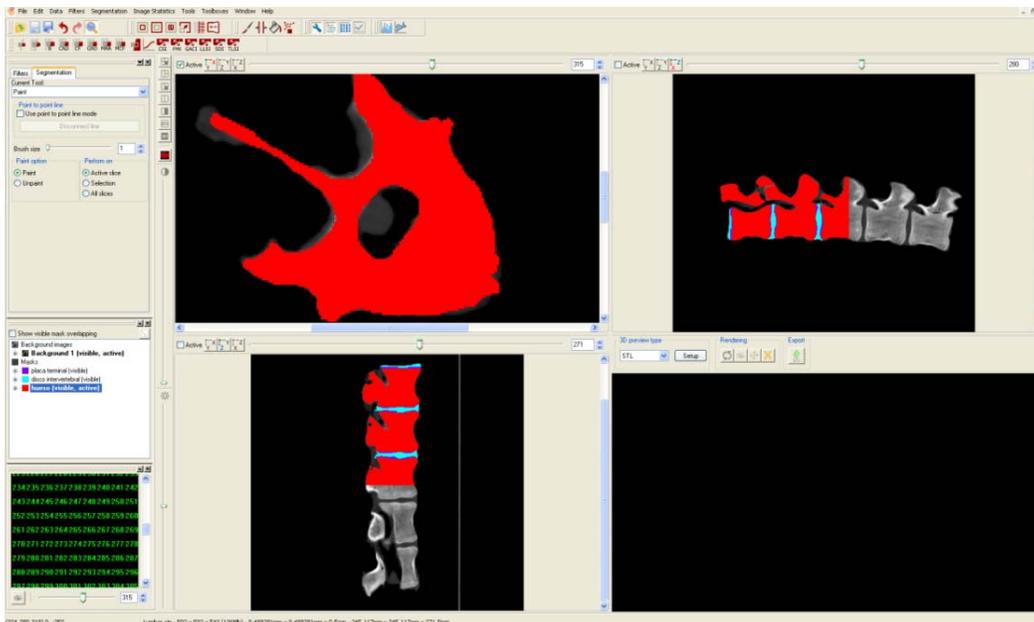


Figura 4. 14. Partes que componen el segmento lumbar porcino, en esta etapa de L1-L3, junto con discos intervertebrales (azul) y placas terminales (morado).

15. Al continuar con este procedimiento, se aprecia que solo se ha generado el cuerpo vertebral, así como los discos intervertebrales y las placas terminales. Al final de este proceso se obtiene el siguiente resultado mostrado en la figura 4. 15, donde se puede apreciar el modelo en 3D.

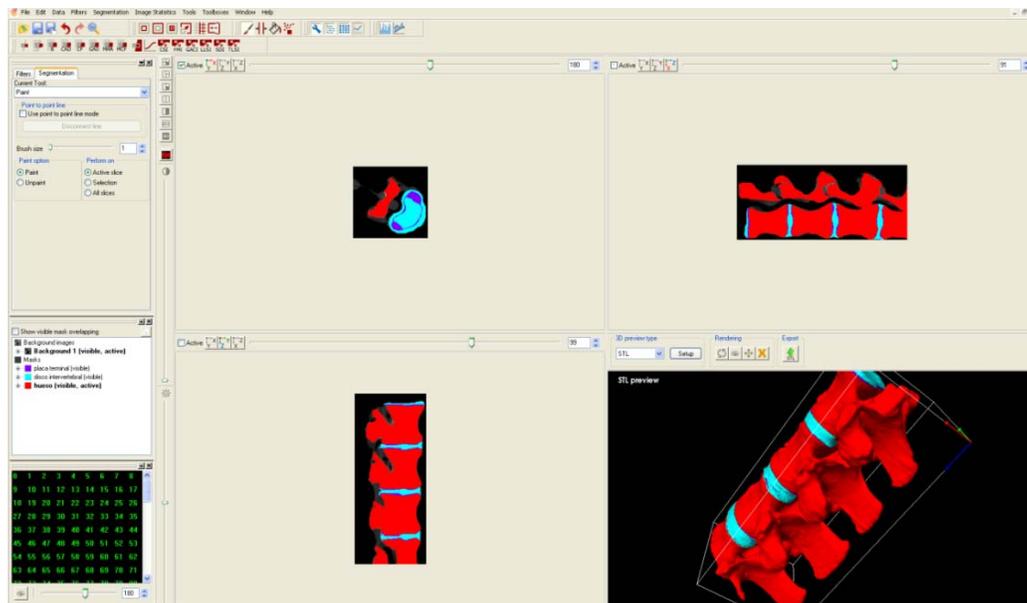


Figura 4. 15. Generación del modelo en 3D, mostrando únicamente discos intervertebrales, placas terminales y cuerpos vertebrales de L1-L5.

16. En este caso se tiene una visualización del modelo en 3D junto con las vistas axial, sagital y coronario que dan una visión amplia de cómo es la generación de un modelo 3D a partir de cortes tomográficos de un espécimen anatómico animal por medio del programa ScanIP V. 3.1.

17. Para la visualización del espécimen en 3D, se deben de seguir los siguientes pasos.
18. En el cuadro que corresponde a la visualización del modelo en 3D se encuentra un recuadro con la leyenda "setup" la cual se selecciona, el programa procesa la información que se encuentra capturada como imagen ya elaborada y procede a generar el modelo de estas.
19. Ahora se modelaran los ligamentos interespinoso y supraespinoso del mismo segmento. Para ello, visualizamos solo los cortes que corresponden al segmento generado, donde se aprecian en tonos claro-oscuros las zonas que comprenden a los ligamentos, como se muestra en la figura 4. 16.



Figura 4. 16. Visualización de los ligamentos supraespinoso e interespinoso en corte.

20. Para ello se eligen dos nuevas máscaras o capas; en color verde se denota el ligamento supraespinoso y en tonalidad amarilla se encuentra el ligamento interespinoso, como se parecía en la figura 4. 17. La creación de las máscaras es seleccionado del lado izquierdo en el apartado de "mask" y buscar la opción "seleccionar nueva máscara" que crea la capa.

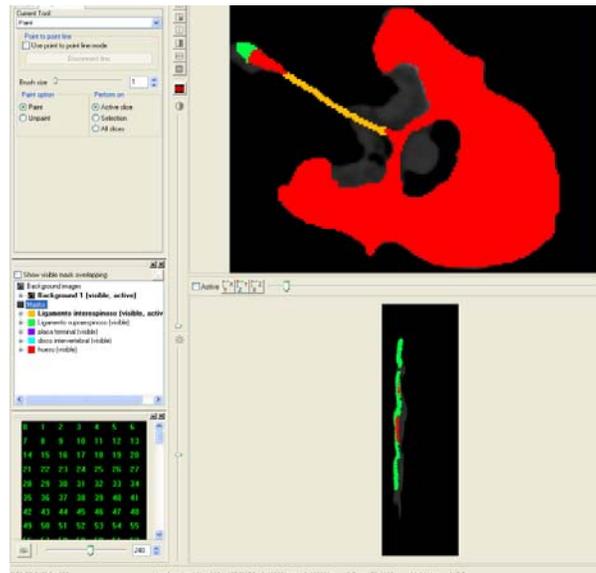


Figura 4. 17. Rojo-Hueso vertebral, verde-ligamento supraespinoso y amarillo-ligamento interespinoso.

21. En la siguiente imagen podemos denotar en el cuadro del lado izquierdo en la parte medía, la creación de todas las máscaras que se han empleado para la elaborar el modelo hasta esta parte. Para

continuar con la construcción de los ligamentos se procede a efectuar los mismos trazos entre cada corte correspondiente entre las apófisis espinosas hasta generar los ligamentos interespinoso y supraespinoso del segmento como se aprecia en la figura 4. 18.

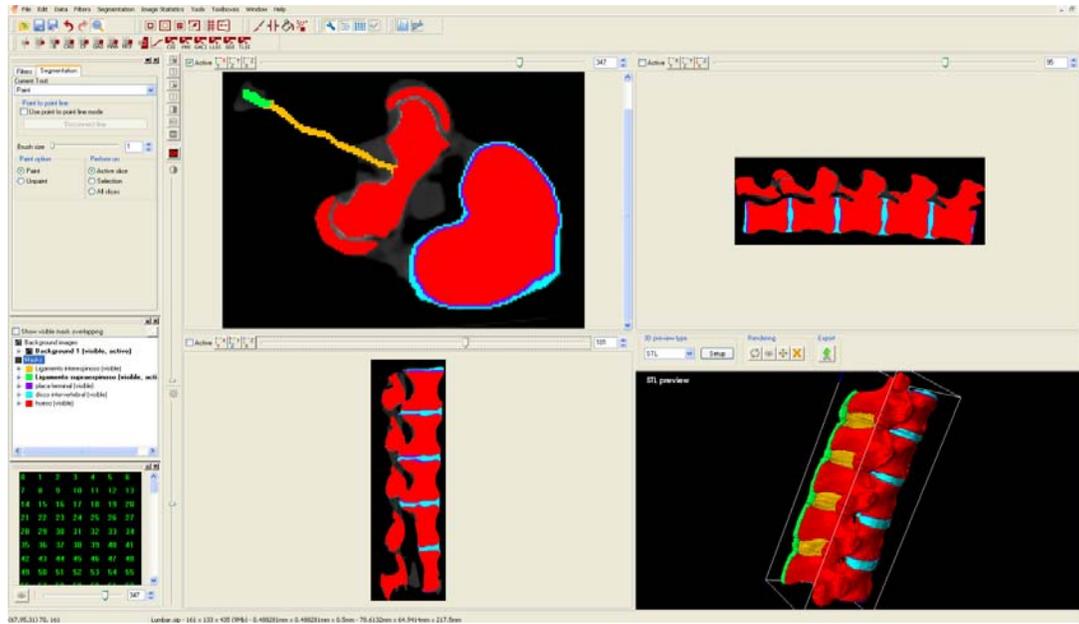


Figura 4. 18. Generación del modelo lumbar porcino en 3D con las partes de la raquiona.

22. El modelo 3D del espécimen lumbar porcino de L1-L5 generado hasta este momento tiene semejanzas cercanas al modelo real empleado en la evaluación biomecánica del capítulo III. Como se puede apreciar en la figura 4. 19.

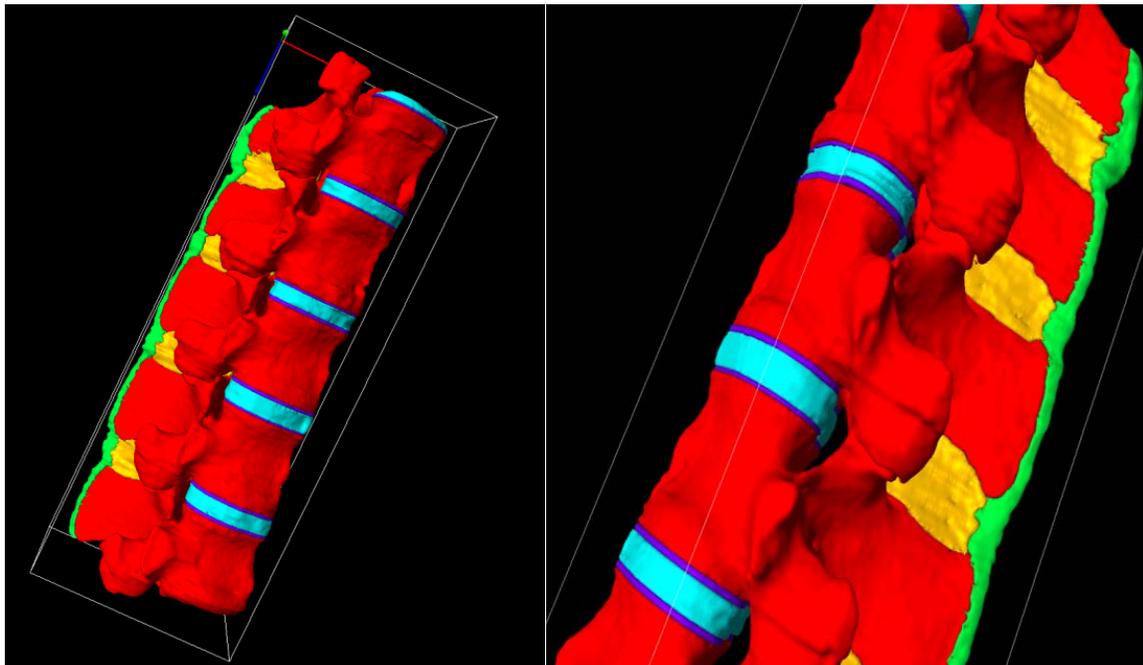


Figura 4. 19. Vistas del modelo en 3D de las vertebrae lumbares porcinas de L1-L5.

23. Ahora se realizara el modelado del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3 en un arreglo en forma de "8". Para ello se procederá creando una nueva máscara o capa para modelar este elemento.

24. Dentro de los cortes tomográficos se identifica primeramente la imagen del cinturón. Se inicia el mismo procedimiento que se ha empleado para generar el segmento lumbar; uno a uno los cortes que contienen parte del cinturón se van elaborando como se muestra en la figura 4. 20.

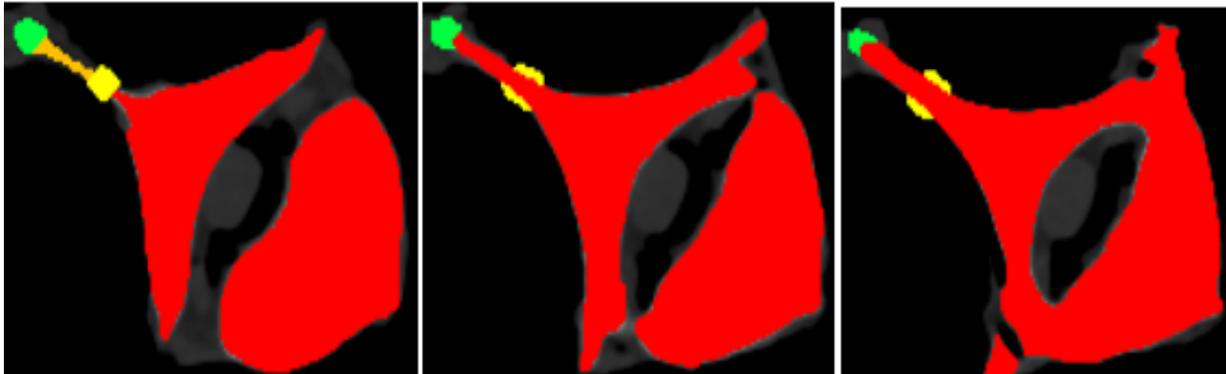


Figura 4. 20. Modelado del cinturón de poliamida 6/6 en los cortes de la tomografía.

25. Al generar cada corte que contiene parte del cinturón y visualizando la generación del modelo en 3D se observa la forma en cómo este se genera y se obtiene el siguiente resultado, como se aprecia en la figura 4. 21.

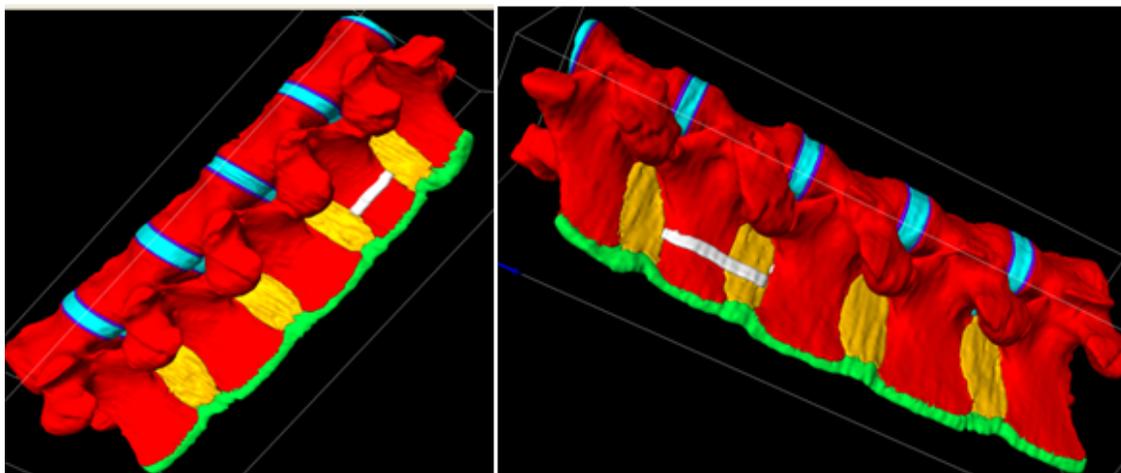


Figura 4. 21. Visualización del cinturón de poliamida 6/6 en color blanco, entre apófisis espinosas de L2-L3.

26. Al concluir la serie de imágenes que contenían al cinturón de poliamida 6/6 se procederá a crear el modelo final en 3D y generar el archivo con el formato STL (Estereolitografía). Para ser manipulado posteriormente en otro paquete computacional de diseño mecánico.

27. Para efectuar el último paso de este modelo se procede a ir a la barra de menú superior y se selecciona la opción de "Data" a su vez se desplegara una serie de aplicaciones, se elige el comando "Crop", que delimitara en cada plano de trabajo los cortes correspondientes para generar el modelo en 3D.

28. En esta opción y como su traducción lo dice “Crop- cosechar”, se hará un recorte de todas aquellas imágenes que no contienen parte del modelo, es decir solo aquellos cortes que fueron utilizados para la creación del modelo 3D se emplearan. Para ello se despliega una ventana donde muestran las opciones de recortar imágenes en los tres planos (XY, XZ, YZ).

29. Para ello y como se muestra en la figura 4. 22, se determina de cada plano cual es el corte inicial usado para el modelo y cuál es el corte final empleado en la generación del mismo. Para ello se mueve el cursor que indica el corte inicial y el cursor del corte final como se muestra en la imagen, se selecciona “OK” una vez terminada esta selección.

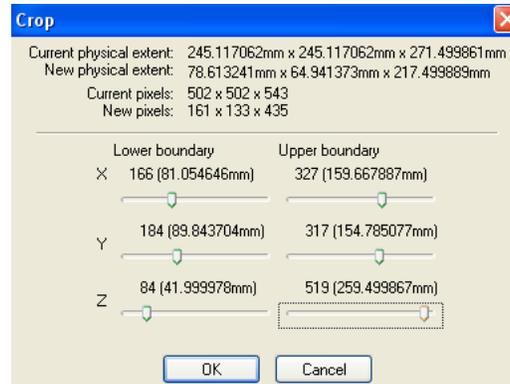


Figura 4. 22. Selección de imágenes empleadas en el modelo en 3D del segmento lumbar L1-L5.

30. Posterior a este paso, se procesara la información, como se aprecia en la figura 4. 23, para generar el modelo 3D de acuerdo a los cortes indicados para cada plano y poder obtener el modelo final que se usara en trabajos futuros afines al área de investigación

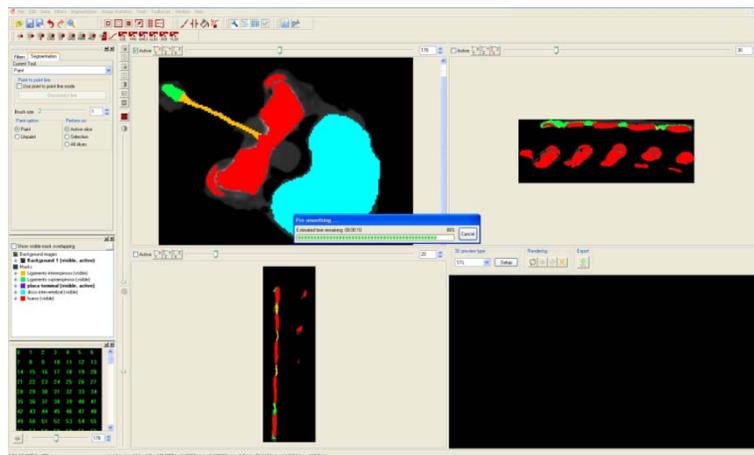


Figura 4. 23. Construcción del modelo en 3D en su totalidad del segmento lumbar porcino L1-L5.

31. Una vez procesada la información de los cortes, se selecciona la opción de “Setup” para visualizar la imagen en 3D del modelo. Posteriormente, en el recuadro donde se visualiza el modelo en 3D, se encuentra en la parte superior la función “Export” y se selecciona, apareciendo una nueva ventana, como se muestra en la figura 4. 24, la cual permite guardar el modelo en 3D de dos modos, una en un tipo de archivo Ascii y la otra en Binario, en este caso se eligió Binario dado que es la que ocupa menos recursos; del lado derecho de esta

ventana existen dos opciones una donde guardara el archivo como un solo segmento, es decir sin delimitar las partes que componen el espécimen como lo son ligamentos supraespinoso e interespinoso, discos intervertebrales, placas terminales, cinturón de poliamida 6/6 y los cuerpos vertebrales. Y la opción de guardar el archivo como un solo segmento y a su vez las máscaras o capas generadas para la construcción del modelo en 3D, en este caso se elige la segunda opción.

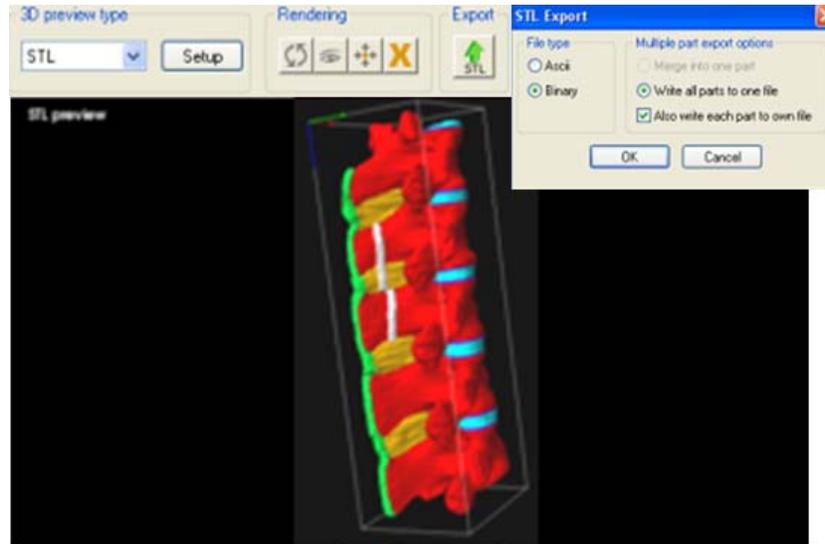


Figura 4. 24. Pasos a seguir al exportar el modelo a un archivo STL.

32. Finalmente el modelo es guardado en archivos STL. Este tipo de formato permite trabajar o manipular el modelo en programas de diseño como Pro-Engineer, Rhinoceros V. 4.0, Solid Works y Auto CAD V. 2004 para generar un nuevo formato para el archivo y poder ser importado a un programa de simulación.

El archivo STL-Estereolitografía, corresponde a la definición de la superficie que delimita exteriormente a una pieza o lo que es su geometría mediante una representación triangularizada y en consecuencia adaptada a ella. Esta superficie está formada exclusivamente por una serie de pequeños triángulos (facetas). Cada faceta es descrita por una dirección perpendicular y tres puntos que representan los vértices del triángulo. Estos datos son los que realmente utilizan los algoritmos de corte para determinar las secciones transversales de la pieza. El modelo con la colocación del cinturón se muestra a continuación en la figura 4. 25.

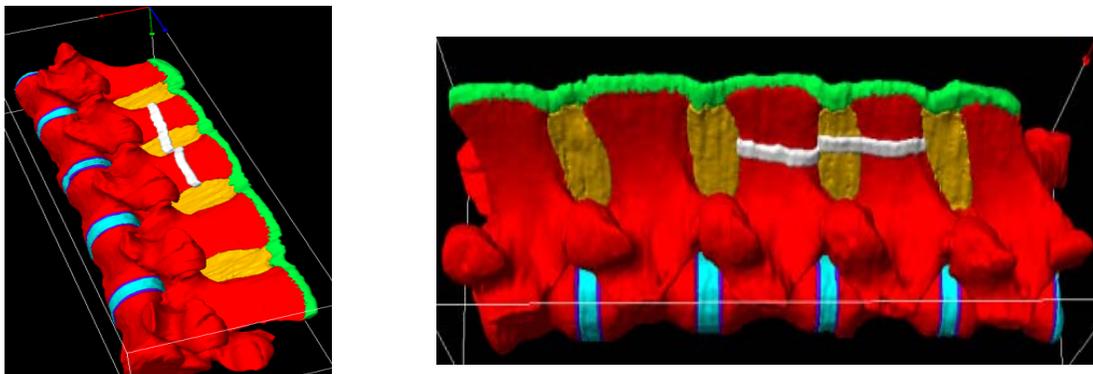


Figura 4. 25. Modelo 3D del segmento lumbar porcino de L1-L5, con cerclaje interespinoso entre L2-L3, empleando como alternativa de sujeción un cinturón de poliamida 6/6.

4. 3. SUMARIO.

En este capítulo se ha mostrado la generación de un modelo en 3D de un segmento vertebral porcino cuya finalidad en trabajos futuros será validar la parte experimental desarrollada en este trabajo. Por su parte, hay puntos que desatacar sobre la generación de dicho modelo con el programa ScanIP V. 3.1, como lo es el tiempo en cual se elaboro que fue no mayor a 24 horas superando a métodos tradicionales donde el tiempo de elaboración en ocasiones va de un mes a dos meses tomando en cuenta la complejidad de la pieza a modelar.

Por su parte y la relevancia de este paquete computacional, es que de acuerdo a tomografías de piezas óseas provenientes de individuos con características particulares, el programa ScanIP V. 3.1. puede detallar estas cuestiones y da a la parte médica un entendimiento claro y tangible para aminorar procesos de operación o adquisición de prótesis o elementos que deban ser a la medida de un paciente.

De acuerdo al modelo generado en este apartado se han detallado partes de tejido blando como lo son ligamentos interespinosos, ligamento supraespinoso, discos intervertebrales y placas terminales. Asimismo, el modelo presenta características semejantes al modelo físico real, cuyo punto es primordial y clave para poder validar el comportamiento biomecánico de un modelo real para estudiar su comportamiento mediante un programa de elementos finitos MEF que en este caso cortejara en un trabajo futuro lo analizado en la parte experimental.

La generación de este modelo se intento realizar por medio de un escáner tridimensional cuyo equipo es ZScan 700 de la marca Zcorporation, la metodología sobre el uso de este equipo se especifico en el trabajo titulado "Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías" [1] la desventaja que se presento al usar este equipo es que la captación de imagen la hace de forma continua y no hay delimitación entre cada componente del segmento vertebral porcino como lo son discos intervertebrales, placas terminales, ligamentos interespinosos y ligamento supraespinoso. En contra parte, el programa ScanIP V. 3.1 define cada componente de la raquiona por separado o en conjunto.

El modelo generado en este trabajo del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L2-L3 ha presentado ciertas características para poder manipularlo en algún programa de MEF y validar la parte experimental de este trabajo, los problemas con los cuales se ha detenido este análisis es sobre el soporte de un programa para poder trabajar el modelo con extensión de archivo STL (Estereolitografía), es decir por la densidad del modelo consume recursos que se ven reflejados en constantes paro del equipo donde se manipula.

Como trabajo futuro se tiene considerado como prioridad para poder validar la parte experimental mostrada en el capítulo III así como buscar alguna forma de consumir menos recursos en equipos de cómputo que permitan la manipulación de dicho modelo.

La nobleza del programa ScanIP V.3.1. ha permitido que en trabajos desarrollados dentro del IPN SEPI ESIME Zacatenco del grupo de biomecánica, permita desarrollar modelos reales en 3D que puedan dar tanto a la parte médica como ingenieril un entendimiento mayor sobre elaboraciones de prótesis a la medida de pacientes y en este caso un entendimiento a futuro del comportamiento biomecánico del espécimen lumbar porcino con el cerclaje interespinoso por medio del cinturón de poliamida 6/6 en disminución del padecimiento de artrosis facetaaría en pacientes humanos con esta afección.

4. 4. REFERENCIAS.

1. Ruíz-Muñoz. ER, Beltrán-Fernández JA, Rodríguez-Cañizo RG, Hernández-Gómez LH, Urriolagoitia-Sosa G, Urriolagoitia-Calderón G. "*Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías*". Conferencia. XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica. UANL-Facultad de Medicina. Monterrey-México. 2009.
2. Gil-Carcedo E, Pérez-López B, Vallejo LA, Gil-Carcedo LM, Montoya F. "*Modelo computarizado 3-D para el estudio de la biomecánica del oído medio con el Método de los Elementos Finitos (MEF)*". Acta otorrinolaringológica Esp. 2002; 53: 527-537.
3. Müller-Karger CM, Cerrolaza M. "*Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos*". IMME, Nov. 2001, Vol.39, no.3, p.23-54. ISSN 0376-723X.
4. Buroni FC, Comisso PE, Cisilino AP, Sammartino. "*Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos*". Mecánica Computacional Vol. XXIII. G. Buscaglia, E. Dari, O. Zamonsky (Eds.). Argentina. 2004.
5. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ. "*A New Method to Analyse the Mechanical behavior of Skeletal Parts*". Acta Orthop. Scandinavica. 1972; 43: 301-317.
6. Araujo-Monsalvo VM, Domínguez-Hernández VM, Urriolagoitia-Calderón G. "*Desarrollo de un modelo tridimensional de la pelvis por medio del método de elemento finito*". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Sept. 2004. Vol. 25. No. 2. p. 160-164.
7. Beltrán Fernández JA. "*Análisis numérico de las cervicales C3-C7 asociado al problema del latigazo cervical*". Tesis Doctorado. ESIME IPN. p.p. 86-115. México 2007.
8. Beltrán Fernández JA, Hernández Gómez LH, Rodríguez Cañizo RG, Merchán Cruz EA, Urriolagoitia Calderón G, González Rebatú A, Dufoo Olvera M, Urriolagoitia Sosa G. "*Modeling of a cervical plate and human cervical section C3-C5 under compression loading conditions, using the Finite Element Method*". Applied Mechanics and Material. Vols. 13-14, p.p. 49-56. Switzerland 2008.
9. Rodríguez Cañizo RG. "*Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas*". Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 91-111. México 2007.
10. Carbajal Romero MF. "*Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema "Dufoo" de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales*". Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 143-151. México 2004.
11. Fuerte Hernández A, Rodríguez Cañizo RG, Urriolagoitia Sosa G, Beristain Lima S. "*Modelo biomecánico de la columna lumbar porcina para su análisis con el método de los elementos finitos*". Congreso Internacional de Biomecánica, CIATEC. 8 -9 Oct. México 2009.
12. San Antonio T, Ciaccia M, Müller-Karger C, Casanova E. "*Metodología para incorporar propiedades de tejido óseo no isotrópico a un modelo de elementos finitos*". IMME, Dic. 2008, Vol.46, No.3, p.29-42. ISSN 0376-723X.

CAPÍTULO V.

ANÁLISIS DE RESULTADOS.

El siguiente capítulo mostrara el análisis de resultados de la parte experimental y sobre la generación del modelo en 3D para ser analizado en un futuro mediante un programa de simulación numérica. Asimismo, este capítulo abarca en su inicio sobre la preparación de los especímenes porcinos y la integración del cinturón de poliamida 6/6 como una técnica de estabilización segmentaria en la disminución del padecimiento de artrosis facetaria de pacientes humanos.

Se realiza un análisis de las distintas pruebas efectuadas en los especímenes y el comportamiento biomecánico del segmento al tener entre sus apófisis espinosas la colocación del cinturón de poliamida 6/6.

Finalmente se mostraran la discusión de resultados sobre la caracterización de los cinturones de poliamida 6/6 y los arreglos propuestos como alternativa de estabilización segmentaria en el padecimiento de artrosis facetaria.

5. 1. ANÁLISIS DE RESULTADOS – PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES.

En virtud de mostrar esta técnica para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en seres humanos, se emplearon especímenes lumbares porcinos de L1-L5 y se uso como alternativa de estabilización segmentaria cinturonnes de poliamida 6/6 colocados entre las apófisis espinosas de L2-L4.

El análisis experimental está referido a ensayos biomecánicos en especímenes lumbares porcinos dado que existe comparación con vértebras humanas desde el punto de vista biológico [1] y en base a su similitud geométrica y propiedades mecánicas presentados en diversos trabajos [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10].

Es importante referir que los especímenes usados en esta evaluación pertenecieron a cerdos de edades entre los 6 y 7 meses de edad. Asimismo, se inspeccionaron visualmente que no presentaran daño alguno después de su limpieza en discos intervertebrales, unión entre apófisis articulares, ligamentos interespinosos, ligamento supraespinoso y daño en los cuerpos vertebrales.

Por su parte y en colaboración con el Hospital Regional 1º de Octubre del ISSSTE, el Dr. Alejandro González Rebatú Jefe de Cirugía de Columna en este hospital, procedió a efectuar la realización de la técnica de estabilización segmentaria por medio de los cinturonnes de poliamida 6/6 en cada uno de los especímenes lumbares porcinos a ensayar como se detallo en el capítulo III.

La forma de mostrar esta técnica usando los cinturonnes de poliamida 6/6 es de suma importancia, ya que presenta una alternativa de estabilización segmentaria invasiva al médico cirujano de columna. Este estudio con llevó una serie de cuidados como lo fue el no dañar en cierto grado los ligamentos interespinosos por donde fue introducido el cinturón al realizar los orificios entre ellos cercanos a las apófisis espinosas involucradas en el arreglo con el cinturón mostrados en la figura 3.16 y que se muestra a continuación como carácter demostrativo.

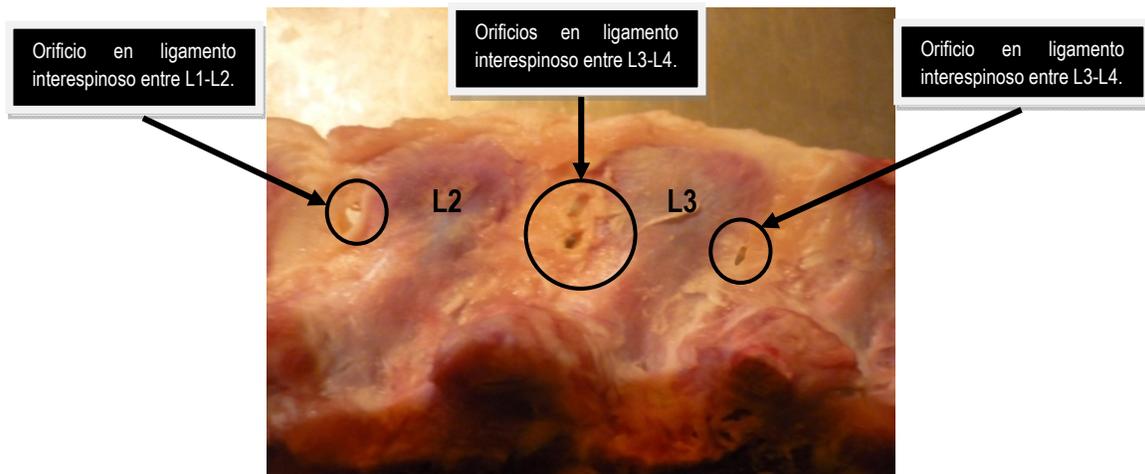


Figura 3.16. Orificios entre los ligamentos interespinosos de L1-L2, L2-L3 y de L3-L4 del espécimen lumbar porcino.

Por otra parte, la colocación del cinturón de poliamida 6/6 debe ser como se ha mostrado en la figura 3.17 del capítulo III, esto con la finalidad de tener de forma correcta el cierre del mismo, de lo contrario se tendrá que retirar el cinturón y colocarse de la forma correcta como se muestra a continuación.

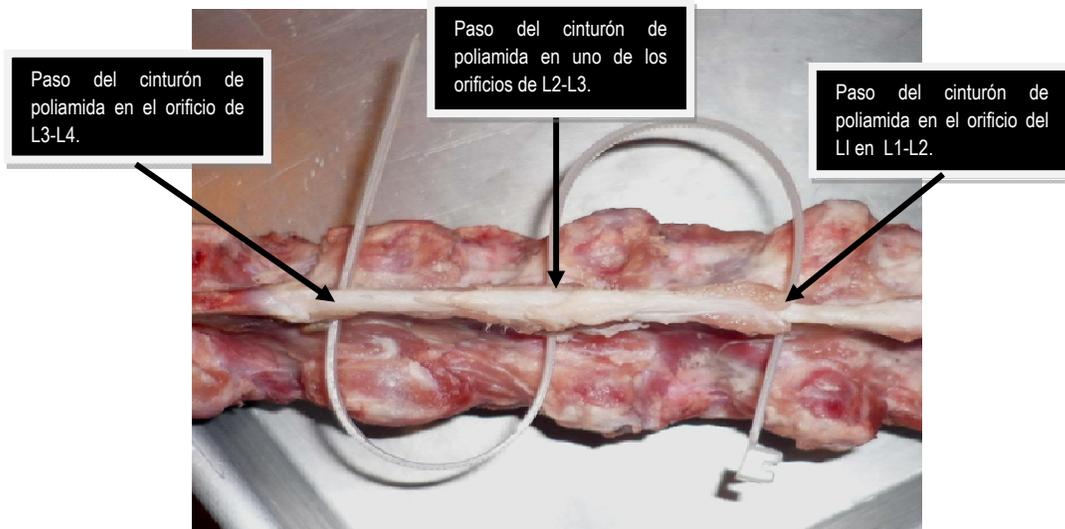


Figura 3.17. Colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en forma de “8”.

De acuerdo a la anatomía comparativa, las vértebras lumbares humanas son 5 de L1-L5 y en el cerdo son 6 de L1-L6, aunado a esto, en el ser humano la curvatura en esta región es una lordosis y en el cerdo es una sifosis. Atendiendo a lo anterior, la instrumentación del espécimen porcino se efectuó produciendo una lordosis de tal manera que las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en “8” con el cinturón de poliamida 6/6, se unieran en su parte posterior lo más cercanas posibles entre sí. Para ello se produjo un momento como se mostró en la figura 3.19 capaz de producir una lordosis en el espécimen porcino de L1-L5.

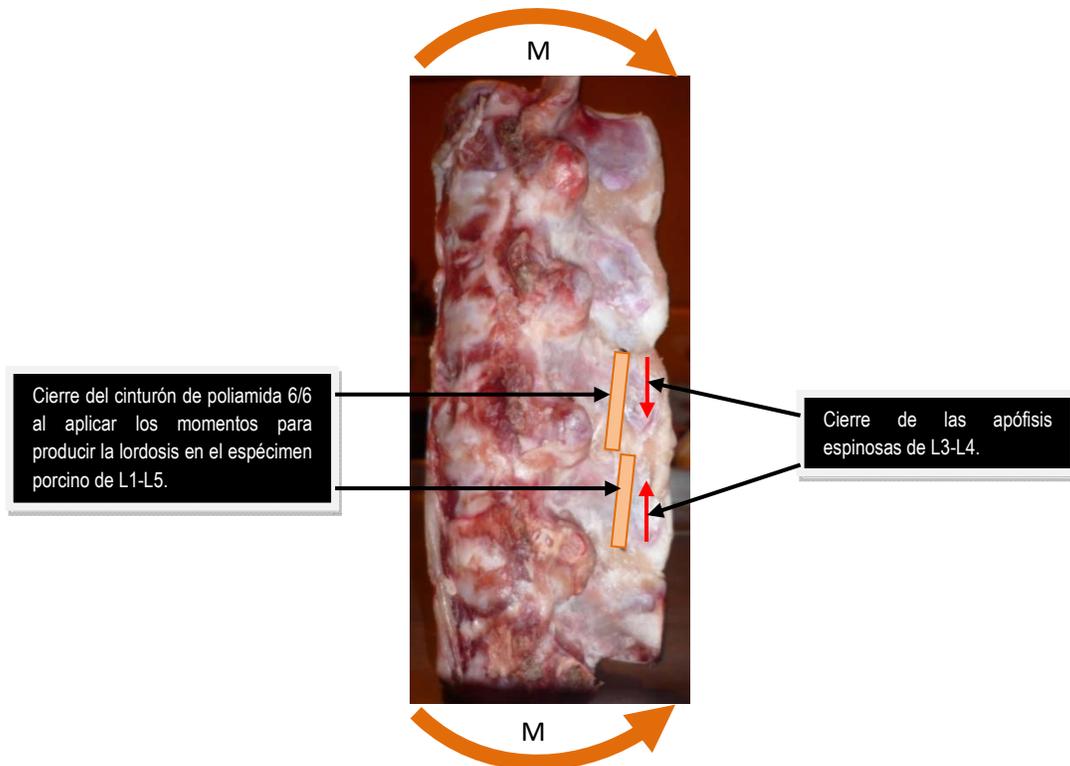


Figura 3.19. Producción de la lordosis en el espécimen lumbar porcino de L1-L5, con el cierre del cinturón de poliamida 6/6.

En pacientes humanos cuando se requiere producir en intervenciones quirúrgicas una lordosis en el paciente para la colocación de algún distractor o elemento para la disminución de un padecimiento en la región lumbar, solo se requiere levantar en la cama de operación la parte delantera sobre el tronco del paciente para producir la lordosis cuando el individuo se encuentra boca abajo, como se mostró en la figura 1.12 del capítulo I.

5. 2. ANÁLISIS DE RESULTADOS – ESPECÍMENES ENSAYADOS A TRACCIÓN.

De acuerdo a los especímenes porcinos preparados para este ensayo se ha apreciado en los resultados mostrados en las tablas 3.1 y 3.2 del capítulo III respectivamente, la disminución entre las apófisis espinosas de L3-L4 involucradas en el arreglo en “8” por el cinturón de poliamida 6/6 con una pérdida en promedio de 9 mm a partir de su altura inicial, es decir pierden en promedio un 62.80 % de su altura quedando solo un 37.20 % en su altura final al colocar el cinturón. La separación entre las apófisis espinosas que no están involucradas directamente en el arreglo en “8” no presentaron modificación alguna, el disco intervertebral involucrado presento un incremento de altura en su parte anterior de 1 mm.

Por su parte los resultados obtenidos en este ensayo se mostraron en la tabla 3.4 del capítulo III y son expuestos a continuación.

Tabla 3.4. Resultados obtenidos de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6 bajo carga de tracción [3, 4].

Núm. de ensayo.	Condiciones del espécimen.	V. (mm/min)	F _T (N).	Observaciones.
1	S/cinturón de poliamida 6/6.	1	1287 2686 3000	Disco vertebral con daño. Ligamento interespinoso con daño. Daño del hueso cortical.
2	C/cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” entre L3-L4.	5	1772 1655 1282	Daño en placa terminal en L4. Ruptura de placa terminal en L4, con inicio de daño en facetas articulares superiores de L4. Desprendimiento total de facetas articulares superiores de L4, asimismo daño en articulaciones de L2-L3.
3	C/cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” entre L3-L4.	2	895 583 607	Carga máxima. Presenta daño en cuerpo vertebral. Daño en facetas articulares superiores de L4 y no presento daño visible cinturón de poliamida 6/6.
4	C/cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” entre L3-L4.	2	654 420 477	Carga máxima. Con daño en cuerpo vertebral. Daño en facetas articulares superiores de L4 y no presento daño visible cinturón de poliamida 6/6.

Se deduce que de acuerdo a las velocidades de aplicación de la carga en los especímenes porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en forma de “8” existen variaciones de acuerdo a la carga máxima soportada en los casos 2, 3 y 4. Asimismo la conservación de los especímenes en alcohol puede ser factor en los resultados, en el caso 2 el espécimen porcino se conservó en alcohol alrededor de 1 semana antes del ensayo y los especímenes 3 y 4 en un periodo de 2 semanas.

En el caso del espécimen porcino ensayado sin la colocación del cinturón sirvió como punto de comparación en los resultados de los especímenes ensayados a tracción con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 formando el arreglo en “8”.

En el ensayo 1 el espécimen evaluado fue semifresco, donde los resultados mostrados en la tabla 3.4 difieren de aquellos especímenes conservados en alcohol por dos semanas aunado a ello que el espécimen porcino sin el cinturón al ser colocado en las copas de aluminio conserva una verticalidad ya que en el caso de los especímenes porcinos con el arreglo en “8” con el cinturón de poliamida 6/6 presentan en la vértebra L1 una ligera inclinación hacia su lado posterior que en el ensayo a flexión se detallara esta observación.

Por su parte los cinturones de poliamida 6/6 empleados en este ensayo, presentaron modificaciones de acuerdo a los resultados obtenidos después del ensayo a tracción de los especímenes porcinos y los cuales se muestran en la tabla 5.1 y 5.2 respectivamente.

Tabla 5.1. Concentrado de resultados finales de acuerdo a la longitud inicial y final del cinturón de poliamida 6/6 (ensayo a Tracción).

Prueba.	L ¹ _{inicial} mm.	L ¹ _{final} mm.	% elongación.	L ² _{inicial} mm.	L ² _{final} mm.	% elongación.	ε ²
2	282.00	285.00	1.06	146.00	149.00	2.05	0.021
3	282.00	293.00	3.90	133.00	144.00	8.27	0.083
4	282.00	294.00	4.25	123.00	135.00	9.76	0.098
Promedio.	282.00	290.67	3.07	134.00	142.67	6.69	0.067

Donde ε² es la deformación presentada en la longitud ocupada para formar el arreglo en “8” por el cinturón de poliamida 6/6.

De acuerdo a los datos obtenidos anteriormente y en comparación con los resultados de los ensayos a tracción de los cinturones de poliamida 6/6 en la tabla 3.28 del capítulo III, los porcentajes de elongación de la tabla 5.1 están por debajo del obtenido en los ensayos de los cinturones que fue en promedio del 54.95 %.

Tabla 5.2. Concentrado de los resultados sobre el porcentaje de reducción en área de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6 (Ensayo a tracción).

Ensayo.	A _{inicial} mm ² .	A ¹ _{final} mm ² .	% en contacto 1.	A ² _{final} mm ² .	% en contacto 2.
2	5.98	5.23	12.54	4.94	17.39
3	5.98	5.77	3.51	5.01	16.22
4	5.98	5.65	5.52	5.33	10.87
Promedio.	5.98	5.55	7.19	5.09	14.83

Los resultados sobre el porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 fueron en promedio los siguientes: para el punto de contacto 1 de 7.19 % y para el punto de contacto 2 del 14.83 %, ambos valores están por debajo del valor obtenido del porcentaje de reducción de área del ensayo a tracción de los cinturones de poliamida 6/6 y mostrado en el capítulo III en la tabla 3.29 que fue en promedio del 29.01 %.

Por lo tanto, los resultados obtenidos, muestran el comportamiento biomecánico de los especímenes porcinos sometidos a la carga de tracción con el uso del cinturón de poliamida 6/6. Cabe mencionar que este tipo de

carga en los seres humanos no es natural que se presente, salvo en condiciones extremas o realizando ciertos ejercicios.

5. 3. ANÁLISIS DE RESULTADOS – ESPECÍMENES ENSAYADOS A FLEXO-COMPRESIÓN.

E en este caso se han analizado dos especímenes lumbares porcinos. Los resultados obtenidos en este ensayo fueron presentados en el trabajo publicado en el CIBIM9 [4]. A comparación del ensayo a tracción, se empleo un plato de aluminio como se mostro en el plano 2, que fue colocado en la copa de aluminio superior como se detallo en el capítulo III en la figura 3.33, esto con la finalidad de producir en el L1 un ángulo de 10 ° con base a la figura 2.15 mostrada en el capítulo II referente a la movilidad segmentaria descrita por Allbrook [11] y Tanz, y mostrada a continuación como carácter demostrativo.

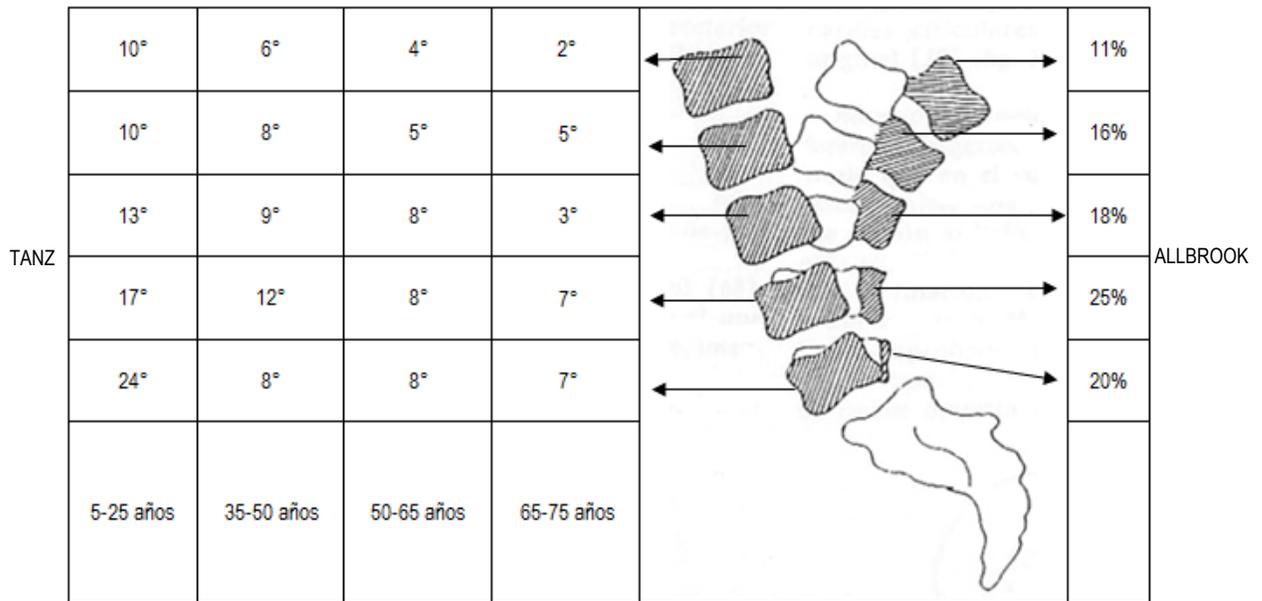


Figura 2.15. Movilidad segmentaria. Distribución de la flexo-extensión lumbar según niveles y edad. [12]

Se intento producir una sifosis en los especímenes porcinos con ayuda del plato de aluminio con la angulación de 10 ° mientras se aplicaba en él una carga de compresión.

En la figura 3.34 del capítulo III, se observó una ligera sifosis producida en el espécimen porcino una vez colocado entre las copas de aluminio y montadas en la Máquina Universal de Ensayos MTS 858. Se muestra como carácter demostrativo en este apartado.

De acuerdo a la figura 3.34 se busco producir en el espécimen porcino un momento en la copa de aluminio superior, como se mostro en la figura 3.36 del capítulo III, para poder tener en la parte posterior del espécimen fuerzas de tensión efectuadas por el mismo movimiento al desarrollar una sifosis en los especímenes porcinos y evaluar el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4 y evaluar las modificaciones presentadas del cinturón y apófisis espinosas durante el ensayo.



Figura 3.34. Espécimen lumbar porcino montado en copas de aluminio, con detalle del plato del mismo material con angulación a 10°.

Por su parte al colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3-L4 en ambos especímenes, se obtuvo una disminución en la separación de las apófisis espinosas que fue de 5 mm para los dos casos ensayados a partir de su dimensión inicial y mostrados en el capítulo III en las tablas 3.7 y 3.8. Esta disminución representa un 33.33 % de pérdida en su longitud quedando un 66.67 % en su separación final al colocar el cinturón de poliamida 6/6. Asimismo, el disco intervertebral entre L3-L4 presentó un incremento en su parte anterior de 1 mm así como el disco intervertebral entre L2-L3 de ambos especímenes ensayados.

Los resultados de este ensayo se mostraron en la tabla 3.10 del capítulo III. Las gráficas obtenidas en esta prueba se muestran a continuación en la figura 3.41.

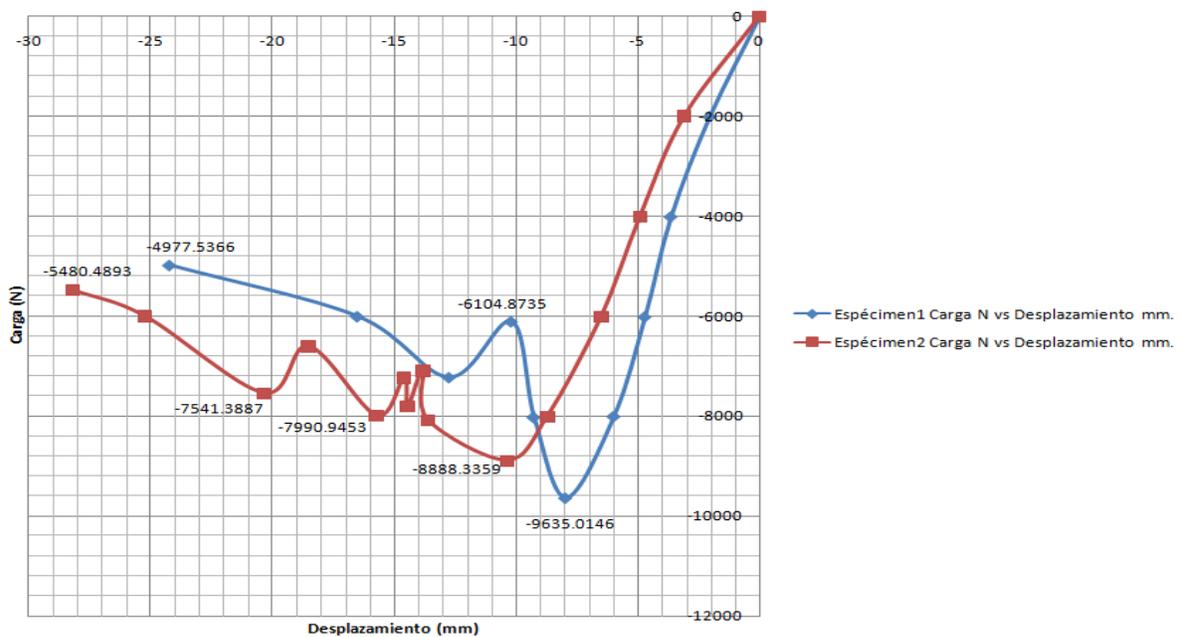


Figura. 3.41. Gráfica obtenida en los ensayos a flexión de los especímenes 2 y 3.

Durante este ensayo, ambos especímenes presentaron el mismo mecanismo de lesión que fue por cizallamiento presente entre los cuerpos vertebrales de L1-L2 con daño en la placa terminal de L2 como se puede apreciar en la figura 5.1.



Figura 5.1. Mecanismo de lesión por cizallamiento en L1-L2.

En ambos ensayos una vez dañada la unión entre L1-L2 se inició la flexión de los especímenes porcinos como se ilustró en la figura 3.36 del capítulo III. En el caso del espécimen 1 se inició la flexión a una carga de compresión (F_c) de 7222.73 N (736.26 kg) y en el espécimen 2 a una carga de compresión (F_c) de 7541.38 N (768.74 kg).

El cinturón de poliamida 6/6 colocado entre las apófisis espinosas de L3-L4 en los especímenes porcinos ensayados permanecieron unidos y conservando el arreglo en “8”, por su parte, presentaron modificaciones de acuerdo a los resultados obtenidos después del ensayo a flexo-compresión de los especímenes lumbares porcinos y mostrados en las tablas 5.3 y 5.4 respectivamente.

Tabla 5.3. Concentrado de resultados finales de acuerdo a la longitud inicial y final del cinturón de poliamida 6/6 (Ensayo a flexo-compresión).

Prueba.	L ¹ _{inicial} mm.	L ¹ _{final} mm.	% elongación.	L ² _{inicial} mm.	L ² _{final} mm.	% elongación.	ϵ^2
1	282.00	285.60	1.27	131.00	134.60	2.75	0.027
2	282.00	282.80	0.28	149.00	149.80	0.54	0.005
Promedio.	282.00	284.20	0.78	140.00	142.20	1.65	0.016

De acuerdo a los valores obtenidos anteriormente en los cinturones de poliamida 6/6 empleados en este ensayo y comparados con los resultados de los ensayos a tracción de los cinturones mostrados en la tabla 3.28 del capítulo III, los porcentajes de elongación obtenidos en la tabla 5.3 están por debajo del mostrado en la tabla 3.28 que fue de 54.95 %.

Tabla 5.4. Concentrado de los resultados sobre el porcentaje de reducción en área de los puntos de contacto 1 y 2 del cinturón de poliamida 6/6 (Ensayo a flexo-compresión).

Ensayo.	A ^{inicial} . mm ² .	A ^{1final} mm ² .	% en contacto 1.	A ^{2final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.46	8.70	5.15	13.88
2	5.98	5.98	0	5.36	10.37
Promedio.	5.98	5.72	4.35	5.26	12.13

Los resultados sobre el porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 en promedio se tienen: para el punto de contacto 1 de 4.35 % y en el punto de contacto 2 de 12.13 %, ambos valores están por debajo del resultado obtenido del porcentaje de reducción de área en los ensayos a tracción de los cinturones de poliamida 6/6 y mostrados en la tabla 3.29 del capítulo III cuyo valor fue de 29.01 %.

De acuerdo a los resultados obtenidos en este análisis y bajo la carga de flexo-compresión, fue notorio que los especímenes porcinos bajo la carga de compresión (F_c) esta se realizara céntricamente aunado a la colocación del plato de aluminio con inclinación a 10° , por tal motivo, el mecanismo de lesión ocurrió por la componente, la fuerza de cizallamiento, como se aprecia en la figura 5.2.

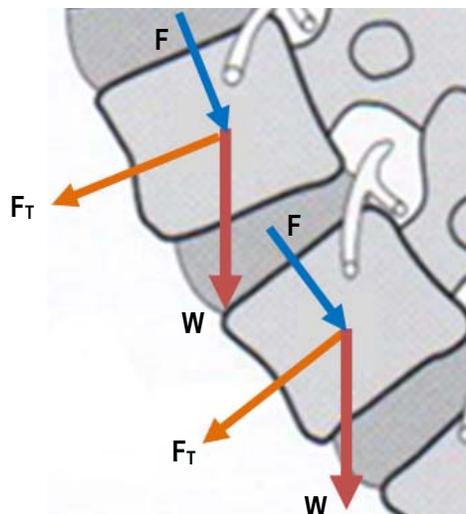


Figura 5.2. Fuerza de cizallamiento componente del peso W.

En el caso del espécimen 1, la componente de la fuerza de cizallamiento (F_T) fue de 1673.10 N (170.55 kg) y en el espécimen 2 fue de 1543.44 N (157.33 kg).

Cabe mencionar que al colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas involucradas en el arreglo en "8" restringe el movimiento entre las apófisis articulares dentro del arreglo con el cinturón, se puede decir que nulifica el movimiento en esa región.

En este apartado, se hace mención sobre 4 pruebas más efectuadas, en este caso se sometieron los especímenes porcinos a un ensayo a flexión representado como una viga simple apoyada en sus extremos y con una carga en su parte media, es decir la carga ($F_P = 14$ kg) se colocó en la parte anterior como se observó y detalló en el capítulo III en la página 105.

En dos especímenes se realizaron estos ensayos acorde a la figura 3.38 mostrada a continuación como carácter demostrativo, en estos especímenes no fue colocado el cinturón de poliamida 6/6. En ambos especímenes se obtuvo el mismo resultado, un ángulo como se muestra de 19° .

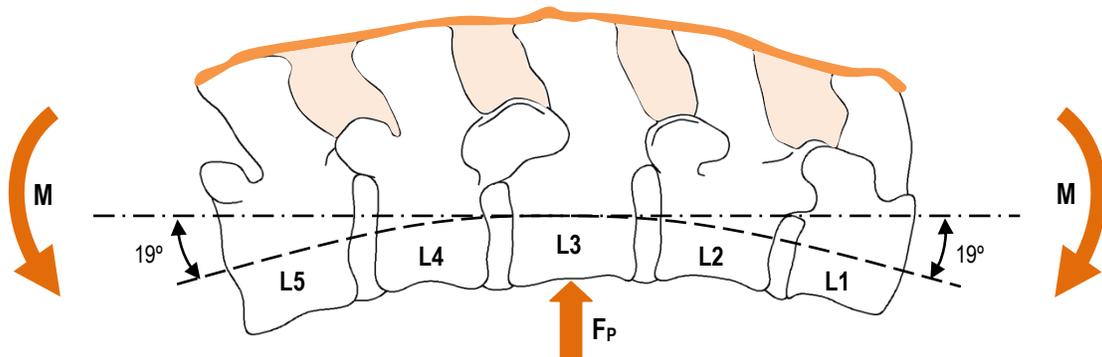


Figura 3.38. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5, sin el cinturón de poliamida 6/6, a causa de la fuerza aplicada F_p .

En los dos especímenes restantes se colocó el cinturón de poliamida 6/6 formando el arreglo en "8" entre las apófisis espinosas de L3-L4, como se apreció en la figura 3.39 y se obtuvo para ambos casos un ángulo de 12° como se muestra a continuación.

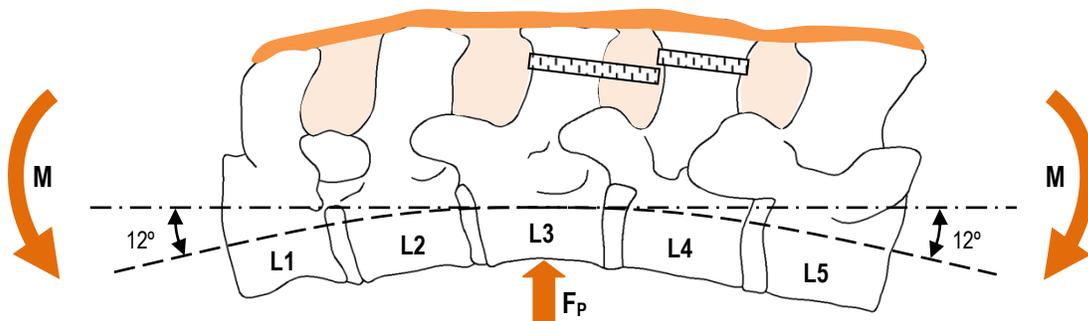


Figura 3.39. Flexión del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con el cinturón de poliamida 6/6 entre apófisis espinosas de L3-L4.

En comparación entre estos ensayos se tiene una disminución de 7° al colocar el cinturón de poliamida 6/6 en el espécimen porcino es decir se pierde movilidad en un 36.84 % quedando solo un rango de movilidad del 63.16 %.

Para un segundo caso se incrementó la carga F_p a 16 kg, donde se obtuvo un momento máximo de 0.72 kg·m, pero se observa que el ligamento interespinoso por el cual fue introducido el cinturón de poliamida 6/6 inicia o presenta daños en los orificios realizados, lo que tendería a mantener la unión de las apófisis espinosas de L3-L4 pero con cambios en movilidad en L1, L2 así como en L5.

5. 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS – ESPECÍMENES ENSAYADOS A FLEXIÓN.

Este análisis da un entendimiento del comportamiento biomecánico de los especímenes lumbares porcinos sometidos a un ensayo de flexión hacia su parte anterior con el fin de evaluar los especímenes con el cinturón de poliamida 6/6 colocado entre sus apófisis espinosas sometido a este tipo de carga.

En este ensayo se emplearon 10 especímenes lumbares porcinos, 5 de los cuales se les colocó el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L4 y 5 quedaron intactos como se apreció en el capítulo III.

Los especímenes porcinos sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6 y ensayados de acuerdo a la figura 3.49 mostrados en el capítulo III, presentaron los siguientes puntos:

1. Los 5 especímenes porcinos ensayados fallaron a una carga lateral de 12 kg (117.72 N).
2. El ángulo mayor de θ_P fue de 45° a una carga de 12 kg (117.72 N) presentado en el espécimen 5, este ángulo θ_P representa la inclinación de L1; de acuerdo a Allbrook [11] y Tanz el ángulo mayor en L1 es de 10° para seres humanos entre los 5 y 25 años de edad, por su parte, el ángulo menor en L1 es de 2° en personas entre los 65 y 75 años de edad.
3. El ángulo menor de θ_P fue de 9° a una carga de 2 kg (19.62 N) presentado en los especímenes 3 y 4, en ambos casos las apófisis espinosas de L4 quedaron sumergidas en yeso piedra en la copa de aluminio debido a las dimensiones que en ambos especímenes presentaron.
4. La representación de la fuerza F_T de acuerdo a la figura 3.49 mostrada en el capítulo III y lo mencionado en el capítulo II, es la reproducción de la fuerza de cizallamiento en sentido anterior cuya fuerza es la componente producida por la fuerza de compresión que se transmite en la columna vertebral.
5. De acuerdo a los resultados mostrados en las tablas 3.14 y 3.15 del capítulo III, se obtienen en promedio los siguientes resultados que se muestran en las tablas 5.5 y 5.6.

Tabla 5.5. Resultados promedios de los ángulos θ_{AEL} y θ_P de acuerdo a la fuerza F_T aplicada.

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	θ_{AEL1}	θ_{AEL2}	θ_{AEL3}	θ_{AEL4}
1	6.00	22.86°	21.43°	17.72°	13.57°	8.57°
2	6.00	28.14°	23.72°	20.14°	16.29°	11.29°
3	6.00	19.57°	19.29°	16.86°	12.15°	-
4	6.00	23.00°	17.72°	13.86°	9.43°	-
5	6.00	27.43°	22.71°	20.14°	16.71°	13.29°
Promedio.	6.00	24.20°	20.97°	17.74°	13.63°	6.63°

Tabla 5.6. Resultados promedio de la longitud de los ligamentos interespinosos l_{ii} de acuerdo a la fuerza F_T y ángulos θ_{AEL} y θ_P .

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	l^{1-2}_{ii} (mm).	l^{2-3}_{ii} (mm).	l^{3-4}_{ii} (mm).	l^{4-5}_{ii} (mm).
1	6.00	22.86°	17.18	18.83	18.67	16.01
2	6.00	28.14°	20.65	19.10	18.56	17.89
3	6.00	19.57°	19.77	16.90	15.28	-
4	6.00	23.00°	14.95	17.25	13.56	-
5	6.00	27.43°	21.03	21.48	20.74	19.36
Promedio.	6.00	24.20°	18.72	18.71	17.36	10.65

6. De acuerdo a los mecanismos de lesión tratados en el capítulo II, los especímenes porcinos ensayados a flexión fueron dañados por el mecanismo de flexión-distracción como se apreció en la figura 3.53 y se muestra a continuación como carácter demostrativo.

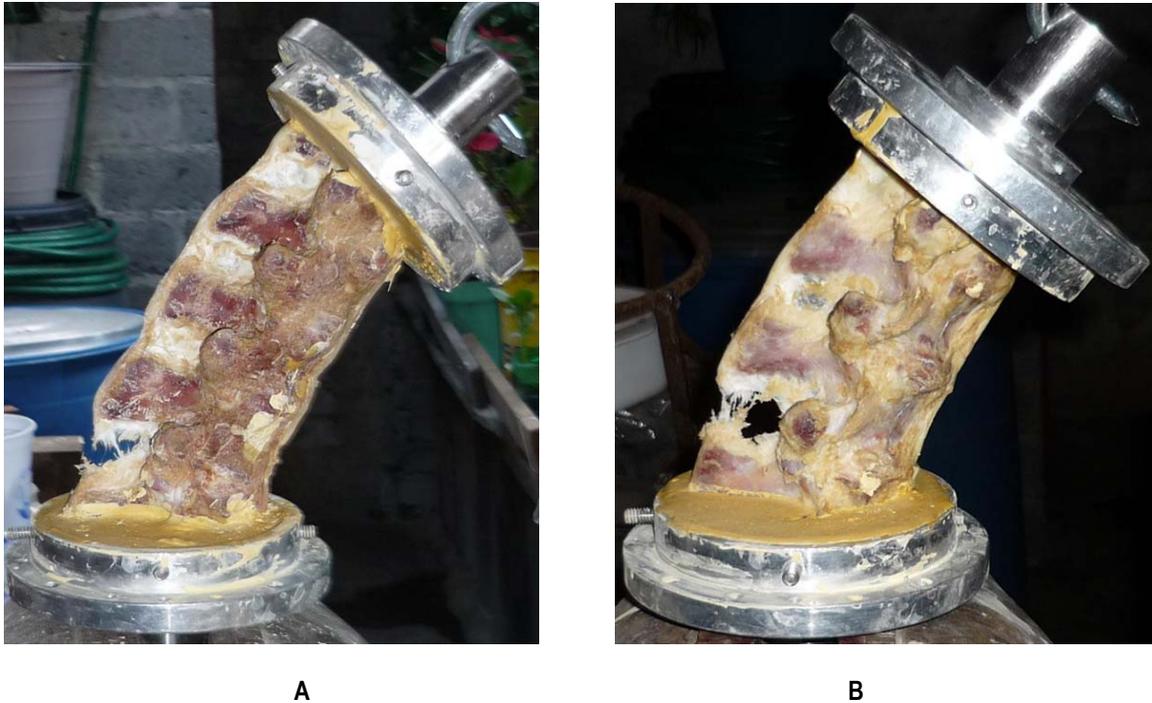


Figura 3.53. Daño en ligamento interespinoso (A). L⁴⁻⁵, (B). L³⁻⁴. En todos los casos se presentó el daño en estas zonas.

En este caso por tener restricción de movimiento en la copa de aluminio inferior fallo en esta zona como se ilustró en la figura 3.53. En ensayos futuros se buscara que la parte inferior tenga movimiento similar a la región L5-S1.

Por su parte los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “8”, fueron ensayados a flexión de acuerdo a la figura 3.57 del capítulo III, dichos ensayos presentaron los siguientes puntos:

1. De acuerdo a la tabla 3.19 del capítulo III, el ángulo mayor de θ_P fue de 49° a una carga de 14 kg (137.34 N) presentado en el espécimen 4, este ángulo θ_P representa la inclinación de acuerdo a la figura 3.57 de L1. Citando a Allbrook [11] y Tanz, el ángulo mayor en L1 es de 10° para seres humanos entre los 5 y 25 años de edad y el menor ángulo en movimiento a flexión anterior es de 2° en personas entre los 65 y 75 años de edad.
2. Por su parte el ángulo menor θ_P fue de 8° a una carga de 2 kg (19.62 N) presentado en el espécimen 1.
3. La representación de la fuerza F_T de acuerdo a la figura 3.49 mostrada en el capítulo III y lo mencionado en el capítulo II, es la reproducción de la fuerza de cizallamiento en sentido anterior cuya fuerza es la componente producida por la fuerza de compresión que se transmite en la columna vertebral. La finalidad de este ensayo permitió producir tensión en la parte posterior de los especímenes por el movimiento de flexión anterior en el segmento vertebral porcino, y se pudo evaluar el arreglo en “8” por el cinturón de poliamida 6/6.
4. En el caso de los especímenes 1 y 4 ensayados a flexión fueron dañados por el mecanismo de lesión por flexión-distracción como se apreció en las figuras 3.66 y 3.70 del capítulo III.

5. Los especímenes porcinos 2, 3 y 5 ensayados a flexión fallaron una vez que la unión el cinturón de poliamida 6/6 presentaron daño en esta zona, como se observó en las figuras 3.65, 3.68, 3.69 y 3.71 del capítulo III respectivamente.

6. De acuerdo a los resultados mostrados en las tablas 3.19 y 3.20 del capítulo III, se obtuvieron en promedio los siguientes resultados que se muestran en las tablas 5.7 y 5.8 a continuación.

Tabla 5.7. Resultados promedios de los ángulos θ_{AEL} y θ_P de acuerdo a la fuerza F_T aplicada (especímenes con cinturón).

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	θ_{AEL1}	θ_{AEL2}	θ_{AEL3}	θ_{AEL4}
1	6.75	18.75 °	18.88 °	15.63 °	11.88 °	9.88 °
2	4.00	22.40 °	25.40 °	20.20 °	16.40 °	11.80 °
3	4.83	17.83 °	11.17 °	9.83 °	8.50 °	-
4	7.00	32.13 °	34.38 °	26.88 °	19.63 °	12.13 °
5	4.00	16.00 °	11.20 °	9.40 °	8.80 °	-
Promedio.	5.32	21.42 °	20.21 °	16.39 °	13.04 °	6.76 °

Tabla 5.8. Resultados promedio de la longitud de los ligamentos interespinosos l_i de acuerdo a la fuerza F_T y ángulos especímenes con cinturón) θ_{AEL} y θ_P (especímenes con cinturón).

Espécimen.	F_T (kg).	θ_P .	l^{1-2}_{ii} (mm).	l^{2-3}_{ii} (mm).	l^{3-4}_{ii} (mm).	l^{4-5}_{ii} (mm).	d_c (mm)
1	6.75	18.75 °	19.66	16.43	6.50	12.68	55.65
2	4.00	22.40 °	21.88	8.60	8.25	13.40	66.17
3	4.83	17.83 °	22.36	11.17	22.54	-	55.49
4	7.00	32.13 °	23.42	19.13	12.23	22.66	58.24
5	4.00	16.00 °	20.22	16.60	20.36	-	57.96
Promedio.	5.32	21.42 °	21.51	14.41	13.98	9.75	58.70

Por lo tanto y de acuerdo a las tablas 5.5, 5.6, 5.7 y 5.8 se tiene:

1. La fuerza F_T aplicada en los especímenes porcinos con el arreglo en “8” por el cinturón de poliamida 6/6 difieren en 0.68 kg (6.67 N) con respecto a los especímenes ensayados sin el cinturón de poliamida 6/6 que presentaron una carga de 6 kg (58.86 N), es decir la carga disminuye un 11.33 %.

2. Por su parte, el ángulo θ_P en los especímenes porcinos con el arreglo en “8” difieren en 2.78 ° con respecto a los especímenes ensayados sin el cinturón de poliamida 6/6 que presentó un ángulo de 24.20 ° en promedio, es decir el ángulo θ_P disminuyo en un 11.49 %.

3. De acuerdo a la fuerza máxima en promedio soportada por los especímenes porcinos, se apreció que en los especímenes sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6 soportaron una fuerza F_T máxima de 12 kg (117.72 N) no así en los especímenes instrumentados con el cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “8” que soportaron en promedio una fuerza F_T máxima de 10.20 kg (100.06 N) una vez que el arreglo en “8” fallo en la unión del cinturón. En comparación se tiene una disminución en fuerza del 15 % cuando los especímenes fueron instrumentados con el cinturón de poliamida 6/6.

4. La distancia d_c entre los puntos de contacto 1 y 2 del arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6 colocado entre las apófisis espinosas como se apreció en la figura 3.55 del capítulo III, presento cierto incremento.

Antes del ensayo a flexión se tomo la medida d_c en los 5 especímenes con el arreglo en “8” obteniéndose en promedio una distancia de 56 mm, durante el ensayo a flexión de los especímenes porcinos instrumentados con el cinturón se tomo la distancia d_c conforme se aplicaba la fuerza F_T , al final del ensayo se obtuvo el valor en promedio de esta distancia de 58.70 mm, es decir, se presento un incremento del 4.82 %.

5. Por su parte, los orificios realizados entre los ligamentos interespinosos por donde fue introducido el cinturón de poliamida 6/6 para formar el arreglo en “8” entre las apófisis espinosas de los especímenes, presentaron al final del ensayo a flexión ciertas características que se mencionan a continuación:

5.1. De acuerdo a las figuras 3.66, 3.67, 3.68, 3.69, 3.70 y 3.71 mostradas en el capítulo III, las mediciones realizadas en los orificios del ligamento interespinoso para el punto de contacto 1 dieron una en promedio una medida de 2.35 mm, mientras que en el punto de contacto 2 en promedio se obtuvo una medida de 1.45 mm, ambos valores se tomaron antes de iniciar el ensayo a flexión en los especímenes porcinos.

5.2 Posteriormente, las mediciones en los orificios del punto de contacto 1 e promedio después del ensayo a flexión fue de 5.26 mm y en el punto de contacto 2 de 6.44 mm.

5.3. Los orificios realizados entre los puntos de contacto 1 y 2 como se mostro en la figura 3.16 del capítulo III no presentaron algún incremento, se mantuvieron aislados de la carga producida en la región posterior de los especímenes.

Por lo tanto y de acuerdo a lo anterior se obtuvo que en el punto de contacto 1 un incremento en el orificio del ligamento interespinoso del 55.32 % por su parte el orificio del punto de contacto 2 del 77.48 %, en ambos casos con respecto a la medida inicial.

6. Con respecto a los valores obtenidos en las tablas 5.5 y 5.7 referente a los valores promedios del movimiento angular θ_{AEL} de las apófisis espinosas de L1, L2, L3 y L4, se encontraron pérdidas de movimiento en los especímenes porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6; para θ_{AEL1} la pérdida de movimiento fue del 3.62 % respecto a los especímenes porcinos ensayados a flexión sin la colocación del cinturón de poliamida 6/6 para θ_{AEL2} del 7.61 %, θ_{AEL3} del 4.43 % y en el caso de θ_{AEL4} presento un incremento del 1.96 % atribuido a que el cuerpo vertebral L5 se encontró fijo a la copa de aluminio inferior por yeso piedra y al movimiento progresivo de los cuerpos vertebrales de L1-L3.

7. La evaluación respecto a la longitud de los ligamentos interespinosos en comparación entre los especímenes porcinos con y sin el cinturón de poliamida 6/6 presentaron el siguiente análisis.

En el caso de l^{1-2}_i se obtuvo un incremento del 14.90 % de los especímenes porcinos con el cinturón de poliamida 6/6 en comparación con los especímenes ensayados sin el cinturón de poliamida, esto se atribuye a que L1 fue fijado con yeso piedra en la copa de aluminio superior aunado a ser el único cuerpo vertebral y por no presentar en su parte superior más elementos vertebrales que compensaran el movimiento al aplicar la fuerza F_T .

Asimismo, los especímenes porcinos con el arreglo en forma de “8” con el cinturón de poliamida 6/6 presentaron una pérdida de longitud en los ligamentos interespinosos en comparación con los especímenes sin la colocación del cinturón como se cita a continuación: para l^{2-3}_i se tuvo una pérdida del 22.98 %, l^{3-4}_i del 19.47 % y para l^{4-5}_i del 8.45 %.

8. El análisis del cinturón de poliamida 6/6 empleados en este ensayo presentaron modificaciones de acuerdo a los resultados obtenidos después del ensayo a flexión de los especímenes porcinos y mostrados en las tablas 5.9 y 5.10 respectivamente.

Tabla 5.9. Resultados finales de acuerdo a la longitud inicial y final del cinturón de poliamida 6/6 (ensayos a flexión).

Prueba.	L ¹ _{inicial} mm.	L ¹ _{final} mm.	% elongación.	L ² _{inicial} mm.	L ² _{final} mm.	% elongación.	ε ²
1	282.00	282.50	0.18	115.00	115.50	0.43	0.004
2	282.00	283.00	0.35	132.00	133.00	0.78	0.008
3	282.00	283.00	0.35	113.00	114.00	0.88	0.009
4	282.00	283.00	0.35	112.00	113.00	0.89	0.009
5	282.00	283.00	0.35	109.00	110.00	0.92	0.009
Promedio.	282.00	282.90	0.32	116.2	117.10	0.78	0.008

De acuerdo a los datos obtenidos anteriormente en la tabla 5.9, los porcentajes de elongación en promedio se encuentran por debajo de los ensayos a tracción realizados a los cinturones de poliamida 6/6 en el capítulo III y mostrados en la tabla 3.28 cuyo valor fue del 54.95 %.

Tabla 5.10. Resultado sobre el porcentaje en el área de la sección transversal del cinturón de poliamida 6/6 (ensayos a flexión).

Prueba.	A _{inicial} . mm ² .	A ¹ _{final} mm ² .	% en contacto 1.	A ² _{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.73	4.18	5.23	12.54
2	5.98	5.69	4.85	5.46	8.69
3	5.98	5.83	2.51	4.99	16.55
4	5.98	5.85	2.17	5.39	9.87
5	5.98	5.65	5.52	5.38	10.03
Promedio.	5.98	5.75	3.85	5.29	11.54

Los porcentajes promedios de la reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 mostrados en la tabla 5.10, están por debajo del valor obtenido del porcentaje de reducción del área en los ensayos a tracción de los cinturones de poliamida 6/6 y mostrados en el capítulo III en la tabla 3.29 cuyo valor fue del 29.01 %.

En general este ensayo a permitido evaluar el comportamiento biomecánico de los especímenes lumbares porcinos con el cerclaje interespinoso entre las apófisis espinosas de L2-L4, permitiendo entender bajo este ensayo a flexión como podría comportarse una columna lumbar humana en la disminución del padecimiento de artrosis facetaria.

5. 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS – PRUEBAS EN CINTURONES DE POLIAMIDA 6/6.

En este apartado se hace un análisis de resultados de la caracterización del cinturón de poliamida 6/6 bajo el ensayo de tracción de los siguientes casos:

1. Ensayos de tracción a cinturones de poliamida 6/6 bajo criterios de la norma ASTM D 638-03 [13].

De acuerdo a lo desarrollado en el capítulo III para este caso se obtuvieron los siguientes resultados, concentrados en la tabla 5.11.

Tabla 5.11. Concentrado de resultados del ensayo a tracción (Caso 1).

Ensayo.	V. del ensayo (mm/min).	A _{inicial} parte media mm ² .	A _{final} parte media mm ² .	% de reducción en área.	D ² _{inicial} zona calibrada mm.	D ² _{final} zona calibrada mm.	% de elongación.	F _{máx.} (N)	F _{u.} (N)	ε ²
1	5.00	5.98	4.99	16.55	50.00	60.0	20.00	181.72	-	0.200
2	5.00	5.98	5.03	15.88	50.00	59.50	19.00	180.86	-	0.190
3	5.00	5.98	5.45	8.86	50.00	53.00	6.00	191.19	-	0.060
4	50.00	5.98	5.31	11.20	50.00	56.00	12.00	183.44	173.11	0.120
5	50.00	5.98	5.31	11.20	50.00	55.00	10.00	159.33	154.16	0.100
6	50.00	5.98	5.15	13.88	50.00	56.00	12.00	173.97	172.24	0.120
Promedio.	5.00 50.00	5.98	5.16 5.26	13.76 12.10	50.00	57.50 55.67	15.00 11.33	184.59 172.25	- 166.50	0.150 0.113

Donde ε² es la deformación plástica presentada en la distancia en la zona calibrada en el cinturón de poliamida 6/6. Por su parte el fabricante de los cinturones de poliamida 6/6 Legrand © [14] establece una resistencia de este producto de 22.7 daN (227 N), en este caso se obtuvo una carga máxima de 184.59 N (18.46 daN) y de 172.25 N (17.23 daN) respecto a la velocidad de aplicación de la carga y a temperatura ambiente de 21 °C.

Referido a la tabla 3.23 del capítulo III, se obtuvo un desplazamiento promedio para una velocidad de 5 mm/min de 19.5 mm y para la velocidad de 50 mm/min de 26 mm respectivamente. Por su parte, el porcentaje de elongación fue de 13.76 % y 12.10 % respecto a la velocidad de la prueba.

2. Ensayos a tracción a cinturones de poliamida 6/6 sin la zona de cierre del cincho.

De acuerdo a lo desarrollado en el capítulo III, para este caso se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en la tabla 5.12.

Tabla 5.12. Concentrado de resultados del ensayo a tracción (Caso 2).

Ensayo.	V. del ensayo (mm/min).	A _{inicial} parte media mm ² .	A _{final} parte media mm ² .	% de reducción en área.	D ² _{inicial} zona calibrada mm.	D ² _{final} zona calibrada mm.	% de elongación.	F _{máx.} (N)	ε ²
1	5.00	5.98	4.41	26.25	175.00	277.00	58.29	200.12	0.583
2	5.00	5.98	4.05	32.27	175.00	285.00	62.85	219.74	0.629
3	5.00	5.98	3.94	34.11	175.00	283.00	61.71	222.10	0.617
4	5.00	5.98	4.76	20.40	175.00	240.00	37.14	204.44	0.371
5	5.00	5.98	3.90	34.78	175.00	287.00	64.00	211.50	0.640
6	5.00	5.98	4.41	26.25	175.00	255.00	45.71	197.97	0.457
Promedio.	5.00	5.98	4.25	29.01	175.00	271.17	54.95	209.31	0.550

Asimismo en el catalogo de Legrand © [14] la resistencia de los cinturones de poliamida 6/6 es de 22.7 daN (227 N), en este ensayo se obtuvo una carga máxima en promedio de 20.93 daN (209.31 N) a una temperatura ambiente en el lugar del ensayo de 23 °C.

Por su parte el desplazamiento (D) promedio máximo de acuerdo a la carga máxima ($F_{\text{máx}}$) soportada por los cinturones de poliamida 6/6 ensayados fue de 175.66 mm.

El porcentaje de elongación para este ensayo fue de 54.95 % y el porcentaje de reducción de área en la parte media del cinturón fue de 29.01 %.

Comparando los resultados de las tablas 5.11 y 5.12, se decide emplear los resultados de la tabla 5.12 por presentar una aproximación clara en la resistencia a tracción de los cinturones de poliamida 6/6 con respecto al proveedor. Los resultados a su vez de la tabla 5.11 son validos dado que se realizaron acorde a norma ASTM D 638-03 [13].

Por su parte el modulo de elasticidad presento variaciones, para los valores de la tabla 5.11 se tiene un valor de $E = 0.354$ GPa para los cinturones ensayados a 5 mm/min, $E = 0.415$ GPa para los cinturones ensayados a 50 mm/min y finalmente para los valores de la tabla 5.12 $E = 0.830$ GPa para los cinturones ensayados a 5 mm/min.

La deformación plástica presentada en la zona de medición de los casos 1 y 2 de estos ensayos son: para el caso 1 de los cinturones de poliamida 6/6 ensayados a tracción a una velocidad de carga de 5 mm/min fue $\epsilon = 0.150$ y para 50 mm/min de $\epsilon = 0.113$, por su parte el caso 2 la deformación al evaluar los cinturones de poliamida 6/6 a tracción a una velocidad de aplicación de carga de 5 mm/min fue de $\epsilon = 0.550$.

La diferencia entre ambos casos radica en la longitud del cinturón de poliamida 6/6 ensayado y la velocidad de aplicación de la carga.

3. Ensayo a tracción a cinturones de poliamida 6/6 para determinar la resistencia en la unión del cinturón.

De acuerdo a lo desarrollado en el capítulo III para este punto, se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en la tabla 5.13.

Tabla 5.13. Concentrado de los resultados del ensayo a tracción, evaluación de la unión del cinturón de poliamida 6/6.

Ensayo.	V. del ensayo (mm/min).	D ¹ _{inicial} entre mordazas mm.	D ¹ _{final} entre mordazas mm.	D ¹ _{última} entre mordazas mm.	F _{máx.} (N)	F _{máx.} (N)
1	50.00	115.00	9.33	9.67	112.27	108.82
2	50.00	115.00	11.42	11.75	134.66	128.63
3	50.00	115.00	9.93	10.01	125.19	122.60
4	50.00	115.00	7.34	70.76	112.27	102.79
5	50.00	115.00	9.33	9.84	123.46	116.57
6	50.00	115.00	10.35	12.43	135.52	118.30
Promedio.	50.00	115.00	9.62	10.24	123.90	116.29

De acuerdo a los datos de la tabla anterior se destaca el valor de la fuerza máxima soportada al evaluar el sistema de unión del cinturón de poliamida 6/6 aunado a esto el valor del desplazamiento máximo cuando inicia daño en la zona de unión.

Por lo tanto, los valores mostrados en las tablas 5.11, 5.12 y 5.13 permiten tener resultados de comparación para aquellos cinturones de poliamida 6/6 empleados en los arreglos en "8" colocados en los especímenes porcinos y evaluados en las distintas cargas mostradas anteriormente.

5. 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS – ENSAYOS EN ARREGLOS EN “8” Y “O”.

5. 6. 1. ENSAYOS A TRACCIÓN EN ARREGLOS EN “8”.

Para este ensayo a tracción se evaluaron dos casos con el arreglo en “8”, para un primer caso, se realizó el arreglo en “8” acorde a lo mostrado en el capítulo III, donde la distancia d_c entre los puntos de contacto 1 y 2 fue de 64 mm, como se apreció en la figura 3.86, para un segundo caso la evaluación se realizó acortando la distancia d_c entre los puntos de contacto 1 y 2 a 54 mm como se mostro en la figura 3.90.

En las tablas 5.14 y 5.15 se puede apreciar un concentrado de los resultados obtenidos en el arreglo en “8” a la distancia $d_c = 64$ mm.

Tabla 5.14. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “8” ($d_c = 64$ mm).

Prueba.	L^1_{final} mm.	$L^1_{inicial}$ mm.	% elongación.	$L^2_{inicial}$ mm.	L^2_{final} mm.	% elongación.	F_c (N).	$F_{máx.}$ (N).	$D_{máx.}$ mm.	ϵ^2
1	282.00	283.00	0.36	130.00	131.00	0.77	58.86	274.68	8.00	0.008
2	282.00	282.50	0.18	130.00	130.50	0.38	58.86	313.92	11.79	0.004
3	282.00	283.00	0.35	130.00	131.00	0.77	58.86	264.87	8.43	0.008
4	282.00	284.20	0.78	130.00	132.20	1.69	58.86	323.73	14.50	0.017
5	282.00	285.00	1.06	130.00	133.00	2.31	58.86	304.11	12.00	0.023
6	282.00	284.00	0.71	130.00	132.00	1.54	58.86	313.92	12.48	0.015
Promedio.	282.00	283.62	0.57	130.00	131.62	1.24	58.86	299.21	11.20	0.013

Donde ϵ^2 es la deformación plástica presentada en la longitud empleada para realizar el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6.

Tabla 5.15. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8” ($d_c = 64$ mm).

Prueba.	$A_{inicial.}$ mm ² .	A^1_{final} mm ² .	% en contacto 1.	A^2_{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.93	0.84	5.57	6.86
2	5.98	5.98	0	5.55	7.19
3	5.98	5.84	2.34	5.53	7.53
4	5.98	5.85	2.17	5.63	5.85
5	5.98	5.63	5.85	5.47	8.53
6	5.98	5.82	2.68	5.60	6.35
Promedio.	5.98	5.84	2.31	5.56	7.05

Por su parte, en las tablas 5.16 y 5.17 se observa un concentrado de resultados obtenidos en el arreglo en “8” a la distancia $d_c = 54$ mm.

En la tabla 5.16 se muestra a ϵ^2 que es la deformación plástica presentada en la longitud ocupada para realizar el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6. Asimismo se muestra el desplazamiento máximo durante el ensayo.

Tabla 5.16. Concentrado de los resultados para del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “8” ($d_c = 54$ mm).

Prueba.	L^1_{final} mm.	L^1_{final} mm.	% elongación.	$L^2_{inicial}$ mm.	L^2_{final} mm.	% elongación.	F_c (N).	$F_{máx.}$ (N).	$D_{máx.}$ mm.	ϵ^2
1	282.00	283.50	0.53	121.00	122.50	1.24	39.24	343.35	11.94	0.012
2	282.00	283.50	0.53	121.00	122.50	1.24	39.24	323.73	11.69	0.012
3	282.00	283.50	0.53	121.00	122.50	1.24	39.24	323.73	10.40	0.012
4	282.00	283.50	0.53	121.00	122.50	1.24	39.24	323.73	10.43	0.012
Promedio.	282.00	283.50	0.53	121.00	122.50	1.24	39.24	328.64	11.12	0.012

Tabla 5.17. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “8” ($d_c = 54$ mm).

Prueba.	$A_{inicial.}$ mm ² .	A^1_{final} mm ² .	% en contacto 1.	A^2_{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.94	0.66	5.71	4.52
2	5.98	5.88	1.67	5.79	3.18
3	5.98	5.88	1.67	5.69	4.85
4	5.98	5.84	2.34	5.41	9.53
Promedio.	5.98	5.89	1.59	5.65	5.52

De acuerdo a los resultados mostrados en las tablas 5.14, 5.15, 5.16 y 5.17 se obtiene:

1. Los valores mostrados en las tablas 5.14 y 5.16 respecto a la fuerza de cierre (F_c) del cinturón de poliamida 6/6 para formar el arreglo en “8” presentan cambios, para $d_c = 64$ mm fue de 58.86 N (6 kg) con una carga máxima soportada ($F_{máx.}$) de 299.21 N (30.50 kg); para $d_c = 54$ mm se obtuvo una (F_c) de 39.24 N (4 kg) y una carga máxima ($F_{máx.}$) soportada por el arreglo en “8” de 328.64 N (33.50 kg). Asimismo el desplazamiento máximo presenta un ligero incremento en $d_c = 64$ mm de 0.08 respecto al valor obtenido para el caso de $d_c = 54$ mm.

2. Por su parte, las tablas 5.15 y 5.17 mostraron valores correspondientes al porcentaje de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2. En ambos casos y en los especímenes ensayados en los diferentes tipos de carga mostrados en el capítulo III con el cinturón de poliamida 6/6, denotaron un porcentaje mayor en el punto de contacto 2 que el porcentaje de reducción de área en el punto de contacto 1. Se atribuye este hecho a causa que las vértebras cercanas al punto de contacto 1 tuvieron movimiento y no así a la cercana al punto de contacto 2 que fue fija con yeso piedra a la copa de aluminio inferior.

La diferencia en porcentaje de reducción de área entre los puntos de contacto 1 y 2 para $d_c = 64$ mm fue del 4.74 % y para $d_c = 54$ mm de 3.93 % respectivamente.

La diferencia entre los puntos de contacto 1 respecto al porcentaje de reducción de área entre los valores de (d_c) de 64 mm y 54 mm fue de 0.72 % siendo mayor el porcentaje de reducción de área del valor de d_c de 64 mm. Por su parte, la diferencia entre los valores correspondientes al porcentaje de reducción de área en el punto de contacto 2 entre los resultados de (d_c) de 64 mm y 54 mm fue de 1.53 %, siendo mayor el porcentaje del valor de d_c 0 64 mm.

Por lo tanto y de acuerdo a los valores presentados en este caso, se ha establecido que a una menor distancia (d_c) se tiene menos pérdidas de reducción de área entre los puntos de contacto 1 y 2, aunado a

presentar una mayor resistencia de carga con el arreglo en “8” formado por el cinturón de poliamida 6/6 lo cual buscaría con esta distancia d_c producir mayor cierre entre las apófisis espinosas involucradas en el arreglo y producir una mayor lordosis en la región lumbar de pacientes humanos.

5. 6. 2. ENSAYOS A TRACCIÓN EN ARREGLOS EN “O”.

Para este ensayo a tracción se evaluaron dos casos con el arreglo en “O”, para un primer caso, se realizó el arreglo en “O” acorde a lo mostrado en el capítulo III, donde la distancia (d_c) entre los puntos de contacto 1 y 2 fue de 64 mm, como se apreció en la figura 3.91, para un segundo caso la evaluación se realizó acortando la distancia (d_c) entre los puntos de contacto 1 y 2 a 54 mm como se mostro en la figura 3.95.

En las tablas 5.18 y 5.19 se podrá observar un concentrado de los resultados obtenidos en el arreglo en “O” ensayados a tracción con la distancia $d_c = 64$ mm.

Tabla 5.18. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “O” ($d_c = 64$ mm).

Prueba.	L^1_{final} mm.	$L^1_{inicial}$ mm.	% elongación.	$L^2_{inicial}$ mm.	L^2_{final} mm.	% elongación.	F_c (N).	$F_{máx.}$ (N).	$D_{máx.}$ mm.	ϵ^2
1	282.00	283.50	0.53	125.00	126.50	1.20	58.86	294.30	9.87	0.012
2	282.00	285.50	1.24	125.00	126.50	1.20	58.86	284.49	10.00	0.012
3	282.00	283.80	0.64	125.00	126.80	1.44	58.86	284.49	9.85	0.014
4	282.00	284.00	0.71	125.00	127.00	1.60	58.86	294.30	10.00	0.016
5	282.00	283.80	0.64	125.00	126.80	1.44	58.86	294.30	9.50	0.014
6	282.00	284.00	0.71	125.00	127.00	1.60	58.86	284.49	10.02	0.016
Promedio.	282.00	284.10	0.75	125.00	126.77	1.41	58.86	289.40	9.87	0.014

Donde ϵ^2 es la deformación plástica presentada en la longitud empleada para realizar el arreglo en “O” del cinturón de poliamida 6/6.

Tabla 5.19. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “O” ($d_c = 64$ mm).

Prueba.	$A_{inicial}$ mm ² .	A^1_{final} mm ² .	% en contacto 1.	A^2_{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.84	2.34	5.80	3.01
2	5.98	5.84	2.34	5.83	2.51
3	5.98	5.84	2.34	5.76	3.68
4	5.98	5.80	3.01	5.70	4.68
5	5.98	5.85	2.17	5.76	3.68
6	5.98	5.63	5.85	5.63	5.85
Promedio.	5.98	5.80	3.00	5.75	3.90

Por su parte, en las tablas 5.20 y 5.21 se observa un concentrado de resultados obtenidos en el arreglo en “O” a la distancia $d_c = 54$ mm.

En la tabla 5.20 se muestra a ϵ^2 que es la deformación plástica presentada en la longitud ocupada para realizar el arreglo en “8” del cinturón de poliamida 6/6. Asimismo se muestra el desplazamiento máximo durante el ensayo.

Tabla 5.20. Concentrado de los resultados del cinturón de poliamida 6/6 con el arreglo en “O” ($d_c = 54$ mm).

Prueba.	L^1_{final} mm.	L^1_{final} mm.	% elongación.	$L^2_{inicial}$ mm.	L^2_{final} mm.	% elongación.	F_c (N).	$F_{máx.}$ (N).	$D_{máx.}$ mm.	ϵ^2
1	282.00	282.20	0.07	121.00	121.20	0.17	78.48	284.49	8.22	0.002
2	282.00	282.50	0.18	121.00	121.50	0.41	78.48	284.49	8.96	0.004
3	282.00	282.50	0.18	121.00	121.50	0.41	78.48	294.30	8.00	0.004
4	282.00	283.00	0.35	121.00	122.00	0.83	78.48	284.49	9.11	0.008
Promedio.	282.00	282.55	0.20	121.00	121.55	0.46	78.48	286.94	8.57	0.005

Tabla 5.21. Concentrado de los porcentajes de reducción de área en los puntos de contacto 1 y 2 para el arreglo en “O” ($d_c = 54$ mm).

Prueba.	$A_{inicial.}$ mm ² .	A^1_{final} mm ² .	% en contacto 1.	A^2_{final} mm ² .	% en contacto 2.
1	5.98	5.84	2.34	5.73	4.18
2	5.98	5.78	3.34	5.77	3.51
3	5.98	5.69	4.85	5.60	6.35
4	5.98	5.82	2.68	5.49	8.19
Promedio.	5.98	5.78	3.30	5.65	5.56

De acuerdo a los resultados mostrados en las tablas 5.18 y 5.20 se puede apreciar que en la tabla correspondiente a los resultados de $d_c = 64$ mm como lo es la carga máxima soportada ($F_{máx.}$) por el arreglo en “O” presenta un incremento de 2.46 N (0.251 kg) respecto al valor de $d_c = 54$ mm. Asimismo, el porcentaje de elongación en la zona ocupada por el arreglo en “O” fue menor en el análisis para la distancia (d_c) de 54 mm que fue de 0.46 % respecto al valor de la distancia $d_c = 64$ mm que fue de 1.41 %.

Por su parte, el porcentaje de reducción de área presentó valores semejantes en la evaluación para la distancia (d_c) de 64 mm. En ambos análisis de (d_c) de 64 mm y 54 mm, el porcentaje de reducción de área en el punto de contacto 2 fue mayor que el punto de contacto 1, presentando el valor mayor en la tabla 5.21 (5.56 %).

Realizando una comparación entre los arreglos en “8” y “O” por medio del cinturón de poliamida 6/6 como alternativa de estabilización segmentaria, presentaron un mayor desplazamiento los arreglos en “8” aunado a soportar una carga mayor ($F_{máx.}$) ligeramente a los arreglos en “O”. El porcentaje menor de elongación en la longitud empleada para formar los arreglos en “8” y “O” lo presentaron los arreglos en “O” para el análisis de la distancia (d_c) de 54 mm. Asimismo, los porcentajes de reducción de área en ambos arreglos fueron mayores en el punto de contacto 2 en comparación con los valores obtenidos en el punto de contacto 1.

En este apartado se puede hacer mención que ambos arreglos tanto en “8” como en “O” pueden ser una alternativa de estabilización segmentaria dado que presentan características semejantes tanto en uno como en otro, será importante validar estos resultados con un análisis numérico y poder discernir ciertos puntos sobre el comportamiento de ambos arreglos analizados de forma experimental. Se ha evaluado cual es la fuerza de cierre (F_c) en los distintos arreglos realizados con el cinturón de poliamida 6/6 acorde a la distancia d_c , que en este caso se ha observado que entre menor sea esta distancia mejores resultados podrán obtenerse mejores funcionamientos al emplear el cinturón de poliamida 6/6 como alternativa de estabilización segmentaria en la disminución del padecimiento de artrosis facetaria de pacientes humanos en la región de la columna vertebral lumbar.

De acuerdo a lo desarrollado anteriormente una de las importancias sobre las variaciones de las distancias (d_c) al colocar el cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas para formar los arreglos descritos anteriormente, dependió que en algunos especímenes porcinos presentaron osteofitos como se observa en las figuras 5.3 y 5.4 que impedían hasta cierto grado el cierre máximo entre las apófisis espinosas involucradas en los arreglos del cinturón de poliamida 6/6.



Figura 5.3. Osteofitos entre las apófisis espinosas de L3-L4.



Figura 5.4. Osteofitos entre las apófisis espinosas de L2-L4.

En los círculos rojos se muestran los osteofitos que en cierto punto evitan un cierre mayor entre las apófisis espinosas al colocar el cinturón de poliamida 6/6 para formar los arreglos en “8” y “O”.

La parte médica en el momento de intervenir retira estos excesos para producir mayores curvaturas en las regiones dentro de la columna vertebral.

Este es uno de los principales motivos por los cuales existieron variaciones al cierre de las apófisis espinosas para producir los arreglos con el cinturón de poliamida 6/6 antes descritos y por lo cual se tomaron las mediciones de d_c de 64 mm y 54 mm respectivamente.

5. 7. ANÁLISIS DE RESULTADOS – GENERACIÓN DEL MODELO EN 3D.

La generación de un modelo en 3D del espécimen lumbar porcino tiene la finalidad en trabajos futuros de validar la parte experimental desarrollada en este trabajo. Dentro del desarrollo de este modelo hay puntos que desatacar sobre el programa ScanIP V. 3.1, como lo es el tiempo en cual se elaboro dicho modelo que fue no mayor a 24 horas superando a métodos tradicionales donde el tiempo de elaboración en ocasiones va de un mes a dos meses tomando en cuenta la complejidad de la pieza a modelar.

Asimismo, en el trabajo titulado "Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías" [5] se ha evaluado su uso en comparación con un escáner tridimensional de la empresa Zcorporation con el modelo Zscan 700, donde el proceso de digitalizar la imagen del modelo lo hace de forma continua sin definir las partes que en este caso forman la raquiona como lo son: discos intervertebrales, cuerpos vertebrales, ligamentos interespinosos, ligamento supraespinoso y placas terminales. Quizá el uso de este equipo sea mucho mejor en piezas donde no se requiera una delimitación entre componentes de un modelo físico real, que en este caso dentro de la línea de investigación de biomecánica puedan ser huesos largos como el fémur, húmero, tibia y peroné, o bien huesos de una sola pieza como huesos iliacos, donde importe solo la parte superficial, dado que el escáner tridimensional solo sirve para trabajar con superficies.

En el caso del programa ScanIP V. 3.1. por manejar la elaboración del modelo por medio de tomografías permite tener mayor información sobre la parte interna de los huesos y detallar dentro de segmentos uniones y en algunos casos tejido blando, como se ha desarrollado en el modelo de este trabajo, que permitió visualizar ligamentos interespinosos y supraespinoso, discos intervertebrales y placas terminales aunado a ello el canal medular y unión entre las facetas articulares.

El modelo generado en este trabajo del espécimen lumbar porcino de L1-L5 con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L2-L3 ha presentado ciertas características para poder manipularlo en algún programa de MEF y validar la parte experimental de este trabajo, los problemas con los cuales se ha detenido este análisis es sobre el soporte de un programa para poder trabajar el modelo con extensión de archivo STL (Estereolitografía), es decir por la densidad del modelo consume recursos que se ven reflejados en constantes paro del equipo donde se manipula.

Finalmente se destaca que por la nobleza del programa ScanIP V.3.1. ha permitido que en trabajos desarrollados dentro del IPN SEPI ESIME Zacatenco del grupo de biomecánica, permita generar modelos reales en 3D que puedan dar tanto a la parte médica como ingenieril un entendimiento mayor sobre elaboraciones de prótesis a la medida de pacientes y en este caso un entendimiento a futuro del comportamiento biomecánico del espécimen lumbar porcino con el cerclaje interespinoso por medio del cinturón de poliamida 6/6 en disminución del padecimiento de artrosis facetaría en pacientes humanos con esta afección.

5. 8. REFERENCIAS.

1. Rodríguez Cañizo RG. "Análisis biomecánico del disco intervertebral para establecer su contribución en la inestabilidad de las fracturas". Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 94,98. México 2007.
2. Beltrán Fernández JA. "Análisis numérico de las cervicales C3-C7 asociado al problema del latigazo cervical" Tesis Doctorado. ESIME IPN. p.p. 74-85. México 2007.
3. Beltrán-Fernández JA, Hernández-Gómez LH, Ruíz-Muñoz E, González-Rebatú A, Rodríguez-Cañizo RG, Urriolagoitia-Calderón G, Urriolagoitia-Sosa G, Hernández-Moreno H. "Biomechanical Evaluation of a Corpectomy in Porcine Lumbar Specimens using Flexible Polymer Belts". 7th International Conference on Modern Practice in Stress and Vibration Analysis. Murray Edwards College, Cambridge, UK. 8-10 September. 2009.
4. Ruíz Muñoz ER, Beltrán-Fernández JA, Rodríguez-Cañizo RG, Hernández-Gómez LH, González-Rebatú A. "Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6". 9º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Las Palmas de Gran Canaria. España 17 – 20 Nov. 2009.
5. Ruíz Muñoz. ER, Beltrán Fernández JA, Rodríguez Cañizo RG, Hernández Gómez LH, Urriolagoitia Sosa G, Urriolagoitia Calderón G. "Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vértebras porcinas por medio de un escáner 3D y tomografías". Conferencia. XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica. UANL-Facultad de Medicina. Monterrey-México. 2009.
6. Fuerte Hernández A. "Caracterización de vértebras porcinas para su uso en aplicaciones biomecánicas". Tesis Maestría. ESIME IPN. pp. 1-121. México 2010.
7. Fuerte Hernández A, Rodríguez Cañizo RG, Urriolagoitia Sosa G, Beltrán Fernández JA, Merchán Cruz EA. "Caracterización mecánica de vértebras porcinas para su uso en aplicaciones biomecánicas". 9º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Las Palmas de Gran Canaria. España 17 – 20 Nov. 2009.
8. Carbajal Romero MF. "Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema "Dufoo" de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales". Tesis Doctorado. ESIME IPN. pp. 32-46. México 2004.
9. Damián NZ, Reyes SA, Domínguez HV, Urriolagoitia CG, Hernández GL. "Estudio mecánico del fijador interno de columna INO. Primera parte: comportamiento bajo carga cuasi-estática de flexo-compresión". Medigraphic. México 2000. 14 (1): 9-15.
10. Allbrook D. "Movements of the lumbar spinal column". J Bone and Joint Surg., 39B: 339-345, 1957.
11. Roca Burniol J. "Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar". Editorial JIMS. p.p. 23-40, 73-98. España 1987.
12. Norma ASTM D 638-03, "Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics", p.p. 1-15.
13. Legrand © Catálogo 2008/09, cinturones de poliamida 6/6, p.p. 266-267.

CONCLUSIONES.

CONCLUSIONES.

De acuerdo a los resultados experimentales de este trabajo se enlistan los siguientes puntos:

- El uso de cinturones de poliamida 6/6 Legrand © para la estabilización segmentaria en la región lumbar como alternativa en la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en pacientes humanos promete ser una buena opción a tratar por médicos cirujanos de columna vertebral y en comparación con dispositivos o elementos de sujeción hoy en día usados por la parte médica.
- El uso de los cinturones de poliamida 6/6 hasta este momento es una aplicación de carácter novedoso que se da a conocer aplicando una técnica ya conocida de estabilización segmentaria por medio de alambres de acero inoxidable o el uso de otro material como el Dacrón para este fin.
- Se han realizado los ensayos en especímenes lumbares porcinos de L1-L5 acorde a los movimientos que la región de la columna lumbar humana presenta como lo son: flexión, extensión, inclinación lateral, rotación y circunducción. De estos, se ha elegido el movimiento de flexión para efectuar los ensayos, a fin de obtener mayor información en los especímenes porcinos asociados con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas del segmento como se ha detallado anteriormente, además de ser el movimiento más severo de los 5 mencionados en el padecimiento de la artrosis facetaria.
- La realización de los ensayos a tracción de los especímenes lumbares porcinos dan parámetros de carga acorde a la estabilización segmentaria con el cinturón de poliamida 6/6. Pero como se cito anteriormente este tipo de carga no es susceptible que se presente en la columna lumbar humana.
- Por su parte, los especímenes lumbares porcinos ensayados a flexo-compresión han permitido apreciar que a causa de la carga a compresión que incide sobre el segmento lumbar porcino originó el movimiento de flexión aunado a la colocación del plato de aluminio mostrado durante el ensayo en el capítulo III, permitió observar un mecanismo de lesión por cizallamiento entre L1-L2 antes de presentar alguna modificación en el arreglo en "8" por los cinturones de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3.
- En los ensayos donde se ejemplifico al espécimen lumbar porcino como una viga simple apoyada en sus extremos con una carga al centro en su parte anterior, se obtuvo una pérdida de movimiento del 36.84 % en los especímenes con el arreglo en "8" por medio del cinturón de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L2-L3.
- Los ensayos a flexión anterior en los especímenes lumbares porcinos han permitido observar a detalle el movimiento asociado a la columna lumbar humana y mostrar mayor información sobre la colocación del cinturón de poliamida 6/6 usado como alternativa en la estabilización segmentaria asociado al padecimiento de artrosis facetaria. Los puntos a considerar son:
 1. Se obtuvo una comparación entre el movimiento a flexión anterior éntrela columna lumbar humana y porcina, siendo mayor el movimiento en L1 en los especímenes porcinos de 24.20 ° sin el arreglo en "8" con el cinturón de poliamida 6/6.
 2. Los especímenes porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 en forma de "8" entre las apófisis espinosas de L2-L4 presentaron un ángulo a flexión anterior de 21.42 °, siendo

- menor que el punto anterior por 2.78° . Se pierde movilidad en un 11.49 % en este cuerpo vertebral.
3. De acuerdo a la carga máxima soportada lateralmente en este ensayo, se obtuvo una disminución del 15 % en los especímenes porcinos con el arreglo en forma de "8" por medio del cinturón de poliamida 6/6.
 4. Asimismo, el movimiento angular de las apófisis espinosas de L1, L2, L3 y L4, se encontraron pérdidas de movimiento en los especímenes porcinos con la colocación del cinturón de poliamida 6/6 al igual que la longitud entre las apófisis espinosas, solo en el caso del ligamento interespinoso de L1-L2 se obtuvo un incremento del 14.90 % en especímenes instrumentados con el arreglo en forma de "8" por ser L1 el último cuerpo vertebral en la parte superior sin presentar compensación del movimiento por otras partes de la raquiona.
- En el análisis de los cinturones de poliamida 6/6 empleados en cada uno de los casos de aplicación de carga en la parte experimental fallaron al dañarse la parte del cierre del cinturón.
 - La evaluación sobre los porcentajes de elongación y reducción de área de los cinturones de poliamida 6/6 son comparados con los ensayos a tracción de los cinturones, cuyos resultados son superiores en comparación de los usados en la instrumentación de los especímenes porcinos.
 - Se hace constar que en todos los casos de ensayos de los especímenes lumbares porcinos la parte inferior siempre se encontró fija a la copa de aluminio con restricción de movimiento en cualquier sentido. No así en la columna lumbo-sacra en el ser humano, donde el hueso sacro presenta inclinaciones entre los 30° a 60° .
 - Por su parte, los arreglos en forma de "8" y "O" por medio del cinturón de poliamida 6/6 y evaluados en este trabajo, presentan resultados alentadores a ser considerados por la parte médica e ingenieril para su aplicación en pacientes humanos con el padecimiento de artrosis facetaría en la región lumbar.
 - Durante la evaluación de los arreglos en forma de "8" y "O" de los cinturones de poliamida 6/6 se encontró la fuerza de cierre al realizar estos arreglos por medio de un ensayo simulatorio donde se encontraron dichos valores a diferentes distancias entre los puntos de contacto del cinturón y las apófisis espinosas de los especímenes porcinos.
 - Desde el punto de vista clínico, el uso de placas y distractores en la disminución del padecimiento de artrosis facetaría tiene sus pros y contras llegando siempre al mismo punto como lo es la adquisición del material y tiempos de operación durante las intervenciones de este tipo. El uso de este cinturón de poliamida 6/6, pretende ser una alternativa de bajo costo de adquisición a emplear en la disminución del padecimiento de la artrosis facetaría de pacientes humanos así como la disminución de tiempos de intervención para médicos cirujanos a efectuar este tipo de cirugías.
 - El uso de placas y distractores tienden a retirar en ocasiones discos intervertebrales, ligamentos interespinosos, ligamento supraespinoso o bien realizar laminectomías para aliviar la compresión de raíces nerviosas. Con el uso de esta alternativa de estabilización segmentaria por medio de los cinturones de poliamida 6/6 dañara en lo mínimo los ligamentos interespinosos sin la posibilidad de retirar algún componente del segmento a ser considerada por el médico cirujano.

- De acuerdo a los cuidados necesarios en el proceso postoperatorio, la parte médica recomienda al paciente intervenido por el padecimiento de artrosis facetaria, llevar una cierta alimentación, restringir el soportar cargas, usar un corset lumbosacro en un periodo de dos meses esto con la finalidad de regenerar las partes dañadas durante la intervención como lo son ligamentos interespinosos y ligamento supraespinoso por fibrosis o bien la fusión (osificación) entre partes involucradas como la unión en las partes posteriores de las apófisis espinosas o algún injerto de material óseo que ayude en la distracción interespinosa.
- En el proceso de ejercitación por medio del psicoterapeuta es importante realizar los movimientos a fin de recuperación de este tipo de intervenciones con la finalidad de hacer de cada técnica la mejor posible.
- Referente al modelo en 3D del espécimen lumbar porcino por medio del programa ScanIP V. 3.1 de la empresa DELCAM ©, da una aplicación notoria en la modelación de partes anatómicas a fin de idealizar modelos de partes físicas reales que ayuden en conjunto con la parte médica en la mejora de intervenciones y aplicación de técnicas en intervenciones quirúrgicas.
- En materia de divulgación, este trabajo de investigación se ha dado a conocer por medio de tres trabajos a fin, los cuales se muestran en la sección de artículos publicados, así como la parte de patentar el uso de los cinturones de poliamida 6/6 como alternativa de estabilización segmentaria en la columna lumbar humana en la disminución del padecimiento de la artrosis facetaria que en este momento se encuentra en proceso.

TRABAJOS FUTUROS.

Como trabajos futuros a corto plazo se tienen:

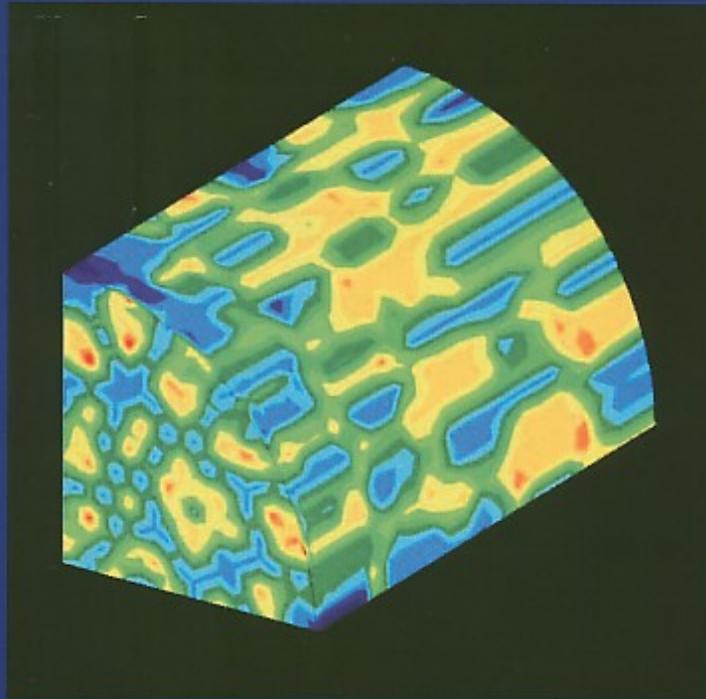
1. Realizar el análisis numérico del modelo generado por el programa ScanIP V. 3.1. del espécimen lumbar porcino a fin de validar los resultados del análisis experimental de este trabajo.
2. Finiquitar la patente en curso sobre el uso de los cinturones de poliamida 6/6 para la disminución del padecimiento de artrosis facetaria en pacientes mexicanos.
3. Realizar un análisis químico sobre la biocompatibilidad del material poliamida 6/6 a ser usado como alternativa en la estabilización segmentaria de la columna lumbar humana.

Puntos a fines de continuar investigación y estudios de Doctorado.

1. De acuerdo a los resultados obtenidos en los ensayos a tracción de los cinturones de poliamida 6/6 y los diversos ensayos mecánicos efectuados en los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el cerclaje interespinoso en L2-L4, se pretende evaluar el sistema de cierre de los cinchos y diseñar un modo de unión que soporte cargas mayores a las mostradas en este trabajo.
2. Realizar un análisis biomecánico de la estabilización segmentaria de los especímenes lumbares porcinos de L1-L5 con el cerclaje interespinoso en los tipos de carga de rotación, flexión lateral y combinación de movimientos a los cuales está sujeta la columna lumbar humana.
3. Realizar la instrumentación por medio de los cinturones de poliamida 6/6 en vértebras lumbares humanas y evaluar su comportamiento comparado con los especímenes porcinos estudiados en este trabajo.
4. Se tiene conocimiento de cinturones plásticos fabricados de PEEK semejantes a los cinturones de poliamida 6/6 analizados en este trabajo, en primera instancia sería su adquisición y efectuar los diversos ensayos realizados en este trabajo y finalmente comparar resultados a fin de determinar su aplicación o uso en la disminución del padecimiento de la artrosis facetaria.

ARTÍCULOS PUBLICADOS.

Handbook and Abstracts



**7th International Conference on
Modern Practice in Stress
and Vibration Analysis**

**8–10 September 2009
Murray Edwards College, Cambridge, UK
www.mpsva2009.org**

Organised by the IOP Applied Mechanics Group

IOP Institute of Physics



Biomedical Applications

Stresses in Ultrasonically Assisted Bone Cutting

K Alam^a, A V Mitrofanov^a, M Bäker^b, V V Silberschmidt^a

^a Wolfson School of Mechanical and Manufacturing Engineering, Loughborough University, UK

^b Institut für Werkstoffe, Technische Universität Braunschweig, Germany

Bone cutting is a frequently used procedure in the orthopaedic surgery. Modern cutting techniques, such as ultrasonic assisted drilling, enable surgeons to perform precision operations in facial and spinal surgeries. Advanced understanding of the mechanics of bone cutting assisted by ultrasonic vibration is required to minimise bone fractures and to optimise the technique performance. The paper presents results of finite element simulations on ultrasonic and conventional bone cutting analysing the effects of ultrasonic vibration on cutting forces and stress distribution. The developed model is used to study the effects of cutting and vibration parameters (e.g. amplitude and frequency) on the stress distributions in the cutting region.

Biomechanical Evaluation of a Corpectomy in Porcine Lumbar Specimens using Flexible Polymer Belts

J A Beltrán-Fernández^a, L H Hernández-Gómez^a, Edgar Ruiz-Muñoz^a, A González-Rebattú^b, R G Rodríguez-Cañizo^a, G Uriolagoitia-Calderón^a, G Uriolagoitia-Sosa^a, Hilario Hernández-Moreno^a

^a Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME), Mexico

^b Hospital Regional ISSSTE 1° de Octubre, Mexico

This paper presents the experimental results of a biomechanical evaluation in lumbar porcine specimens (L2-L4), instrumented with flexible polymer belts, under fatigue and tensile loading. The clinical effect called facetary arthrosis is evaluated. An experimental analysis was carried on 3 lumbar porcine specimens. In two of them, polyamide belts are fixed on the interspinous ligament from L2 to L4. Specimens are taken from pigs which are 6 month years old. For the present work, the stiffness reduction of the spine and the biomechanical behaviour of the belts in conjunction with the interspinous ligament are evaluated. The purpose is to determine the failure conditions for the elements of the specimen (vertebral disk, supra and intraspinal ligament and vertebral body). Under static loading, which is the base line case, the elements of the specimen failed in the natural order. While in the fatigue combined with static loading the element failed in different order. Additionally, the stiffness changed in accordance with the fatigue loading conditions. Because of the simplicity of this alternative technique, a high level of the structural integrity is preserved, as no holes are made on the spinous process in order to insert the fixation screws. Furthermore, there is a cost reduction.

Biomechanical evaluation of a corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts.

Beltrán-Fernández, J.A.^{1a}, Hernández-Gómez, L.H.^{1b}, Ruiz-Muñoz, Edgar^{1c},
González-Rebatú, A.^{2d}, Rodríguez-Cañizo, R.G.^{3e}, Urriolagoitia-Calderón, G.¹,
Urriolagoitia-Sosa, G¹, Hernández-Moreno, Hilario^{4f}.

¹ Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) Unidad Zacatenco, Edificio 5, 3er Piso, 07738, D.F., México, Tel.: 52(55)57296000, ext. 54691

² Hospital Regional ISSSTE 1º de Octubre, Av. Instituto Politécnico Nacional, Núm. 1669, Col. Magdalena de las Salinas, 07760, México.

³ Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) Unidad Azcapotzalco, Av. Granjas No. 682 Col. Sta. Catarina, 02550, México.

⁵ Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) Unidad Ticomán, Edificio de Laboratorios Pesados, Av. Ticomán No. 600, Col. San José Ticomán, 07340 México D.F., México Tel. 52(55)57296000, ext. 56060, 56084.

E-mail: ^ajbeltran@ipn.mx, ^bluishector56@hotmail.com, ^cedrm_ipn@hotmail.com
^djanosclub@hotmail.com, ^eeamerchan@hotmail.com, ^fhihernandezm@ipn.mx

Abstract. This paper presents the experimental results of a biomechanical evaluation in lumbar porcine specimens (L2-L4), instrumented with flexible polymer belts, under fatigue and tensile loading. The clinical effect called facetary arthrosis is evaluated. An experimental analysis was carried on 3 lumbar porcine specimens. In two of them, polyamide belts are fixed on the interspinous ligament from L2 to L4. Specimens are taken from pigs which are 6 month years old. For the present work, the stiffness reduction of the spine and the biomechanical behaviour of the belts in conjunction with the interspinous ligament are evaluated. The purpose is to determine the failure conditions for the elements of the specimen (vertebral disk, supra and intraspinal ligament and vertebral body). Under static loading, which is the base line case, the elements of the specimen failed in the natural order. While in the fatigue combined with static loading the element failed in different order. Additionally, the stiffness changed in accordance with the fatigue loading conditions. Because of the simplicity of this alternative technique, a high level of the structural integrity is preserved, as no holes are made on the spinous process in order to insert the fixation screws. Furthermore, there is a cost reduction.

¹ Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) Unidad Zacatenco, Edificio 5, 3er Piso, 07738, D.F., México, Tel.: 52(55)57296000, ext. 54691

1. 1. Introduction

One of the most important topics in human health relates to the spine. Lumbar vertebrae diseases are the main causes of back pain. There are several factors which contribute to this, and can be classified on 6 levels: (1) **Idiopathic back pain**, associated to bad postural hygiene, obesity, pregnancy and an excessive endeavour; (2) **Traumatic back pain**, which can be associated with muscular tears, vertebral fractures, vertebral luxations, column sprains, rupture of vertebral disks, traffic accidents, vertebral nipping and working accidents. Fractured vertebrae or lesions can cause bone displacement and as a consequences different injures of the spinal cord and nerves, and hence paralysis, can be developed; (3) **Emotional disrupters and tension**, as depression, economic problems, personal disorders (schedules, diets) and lack of physical activity; (4) **Stress and back pain**, excessive physic work, constipation, working tension, insomnia, anorexia and weight loss; (5) **Degenerative back pain**, caused by excessive use and wear, arthritis and espondiloarthritis, *Disk degeneracy*: disk protusion, disk hernia, *nervous degeneracy*: Sciatica, Radiculopathies, *Arthrosis*: Facetary and vertebral arthrosis. And lastly, (6) **other causes**, *congenital ones*: hypercifosis, scoliosis, the sacralisation of the fifth lumbar, the lumbarisation of the sacrum, hyperlordosis, rectifications, spondilolisis. *Espondilolistesis*: Anterolistesis, retrolistesis, spinal estenosis, bifid spine, infections, circulatory, post-surgical fibrosis, osteoporosis and tumours. [1]

Regarding this paper, Hyperlordosis is being considered, which in some cases, can also overload the facetary joint, and eventually, this can be affected by a facetary syndrome. This syndrome can also cause pain in the lower back and is referred as a pain in the legs.

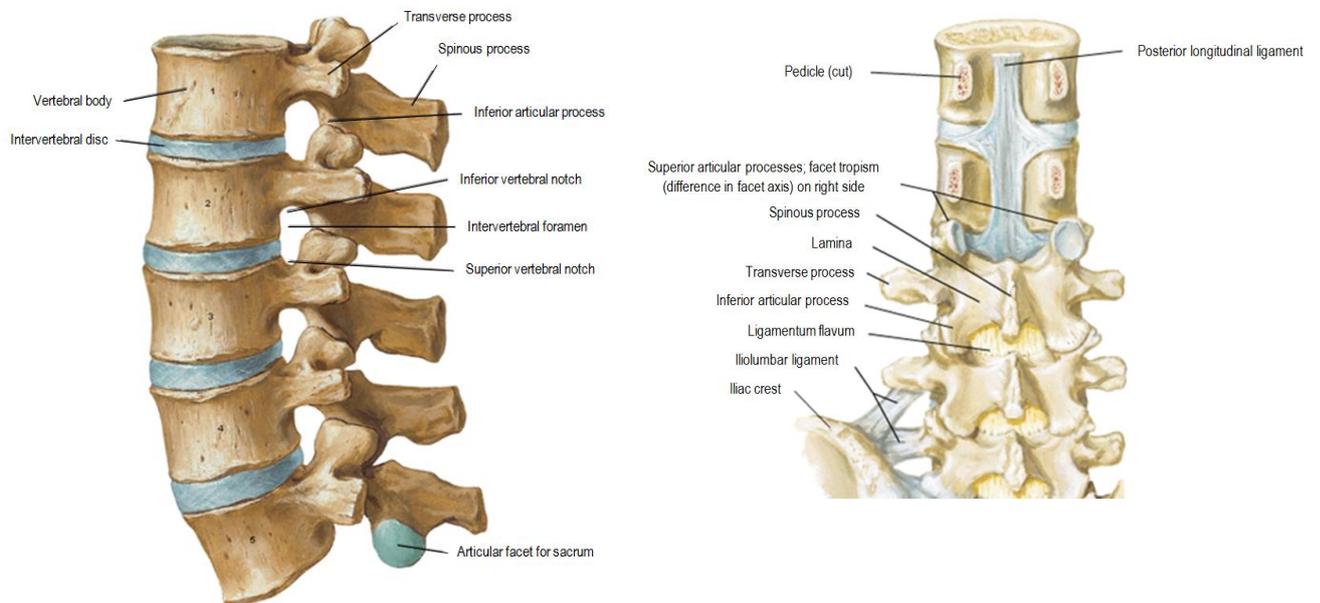


Figure 1. Lumbar vertebrae anatomy, showing main ligaments [2]

Figure 1 shows the lumbar vertebrae anatomy of a human spine. The lumbar spine is a unique bony and ligamentous structure. It can withstand excessive loads while, simultaneously, neurologic functions are protected, providing flexibility and stability. This intricate interplay provides efficient motion and constant mobility among the different anatomic components of the lumbar spine.

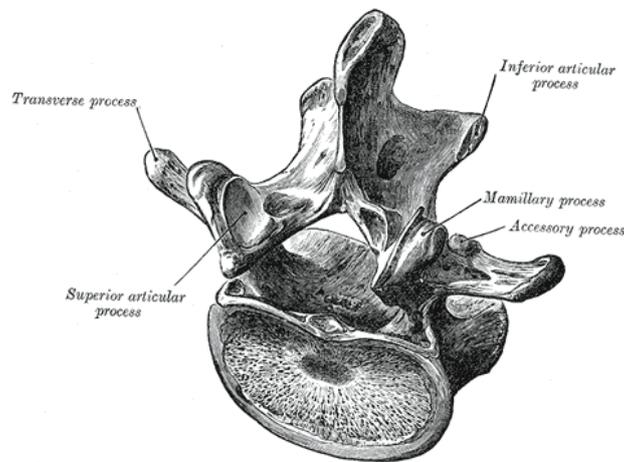


Figure 2. Lumbar vertebra [3]

The five vertebral bodies and intervertebral disks of the lumbar spine withstand significant physiological loads. The intervertebral segment of the lumbar spine consists of three complex articulations, the disk-vertebral body and two posterior apophyseal (facet) joints, which can resist high loads and stresses. The vertebral bodies are cylindrical masses of cancellous bone with a cortical shell. The disks consist of the annulus fibrosus, the nucleus pulposus, and the cartilaginous and bony end plates of the vertebral bodies. In accordance to the figure 2, this complex bony anatomy serves as a load-bearing structure, a passive restraint to torsional strain and excessive tensioning of annulus fibrosus, and as a means of protection against disk injury.

In order to establish the involved factors in the analysis of the mechanical effect, it is necessary to define the facetary arthritis as the degeneration of the cartilage that separates the joint formed by two superposed vertebral laminae [4]. Facetary arthritis is caused by normal wear of the cartilage in the facet joint. In young people, this cartilage is thick and cushions the burden borne by the joint, but it gets thinner through the time. It is normal to find a certain degree of thinning after 30 years.

According to Riew et. al [5], nearly 84% of people will experience back pain at some point in their lives. In a patient with reduced mobility, 16% of axial loading is supported by the vertebral column and is transferred to the facet joints. However, in extension, 47% can be loaded when the space between vertebral disks is limited or there is degenerative arthritis. In this way, the facet does not allow excessive movement in vertebral disks [6].

On the other hand, the most important consideration within medical treatment of the vertebral column is to preserve the human natural movement. One of the main injuries which affect it is the facetary arthritis and the replacement of the vertebral disk. It produces tensile forces on the vertebral surgery and the medical term is known as: arthrodesis.

In figure 4, the pain zone is located on the inferior side of the vertebral disk, as a consequence of the excessive movement and contact between facet joints, affected by arthritis and tensile loading. Mechanical pain occurs when damaged disks and joints, which connect the vertebrae, become inflamed from excessive motion of the vertebrae. This type of pain is commonly felt in the lower back and may radiate into the buttocks and upper thighs. In order to get more knowledge of the problem, a biomechanical study is required.

Orthopaedic treatments involve the use of alternative surgical techniques. This work is focused on the evaluation of the space reduction caused by facetary arthritis testing lumbar porcine specimens instrumented with polyamide collars. This reduces the space between facet joints and contributes to the vertebral fusion. The affected lumbar zone is stabilised, and, at the same time, the use of external distracters is avoided and no holes are made on the facet joints.

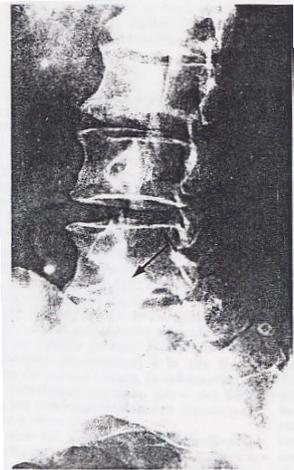


Figure 3. Facet joint movement, affecting the lumbar zone [5]

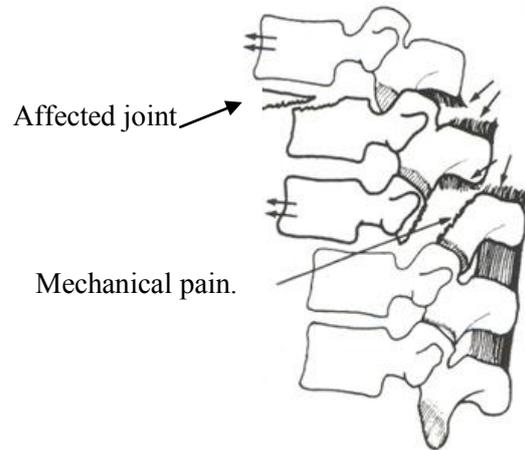


Figure 4. Facet joint movement, affecting the lumbar zone [7]

2. Materials and Methods

2.1 Testing conditions.

Three porcine lumbar specimens, which are six months old, were considered. In all cases muscles were removed and the interspinous and supraspinous ligaments were not affected. For the first specimen any collar was used. However, two polyamide 6/6 collars, fixed on L3-L4 and L4-L5 interspinous ligaments, were used on the other specimens. This constrains the movement for the spinous process. In figures 5 and 6 is shown the testing arrangement.

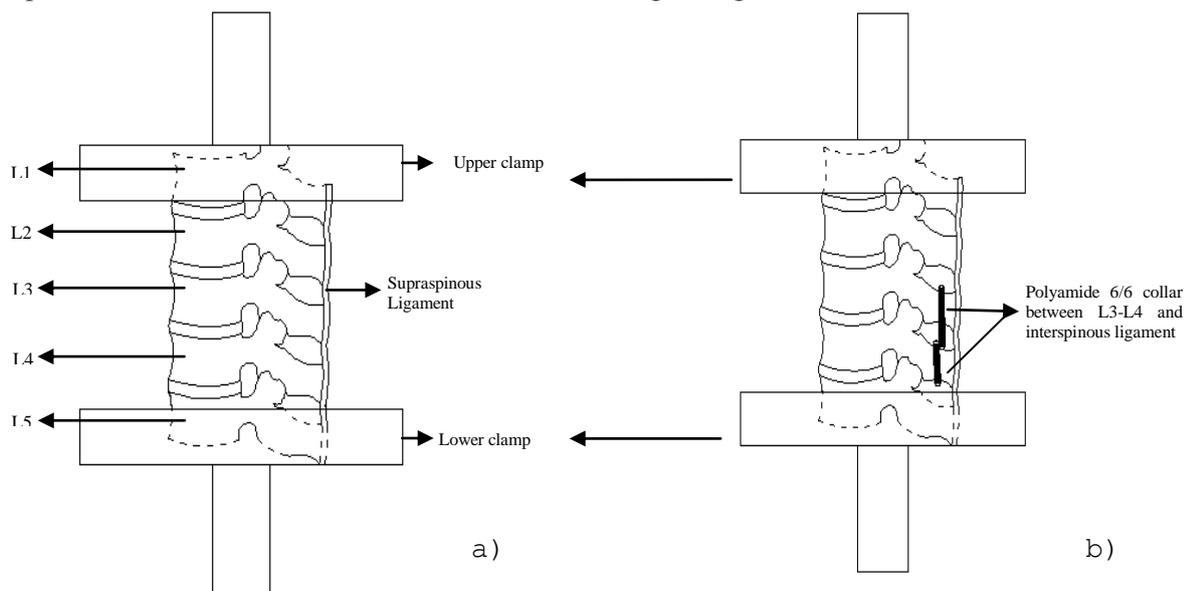


Figure 5. Lateral view. a) Intact porcine specimen, b) Instrumented porcine specimens with polyamide 6/6 collars.

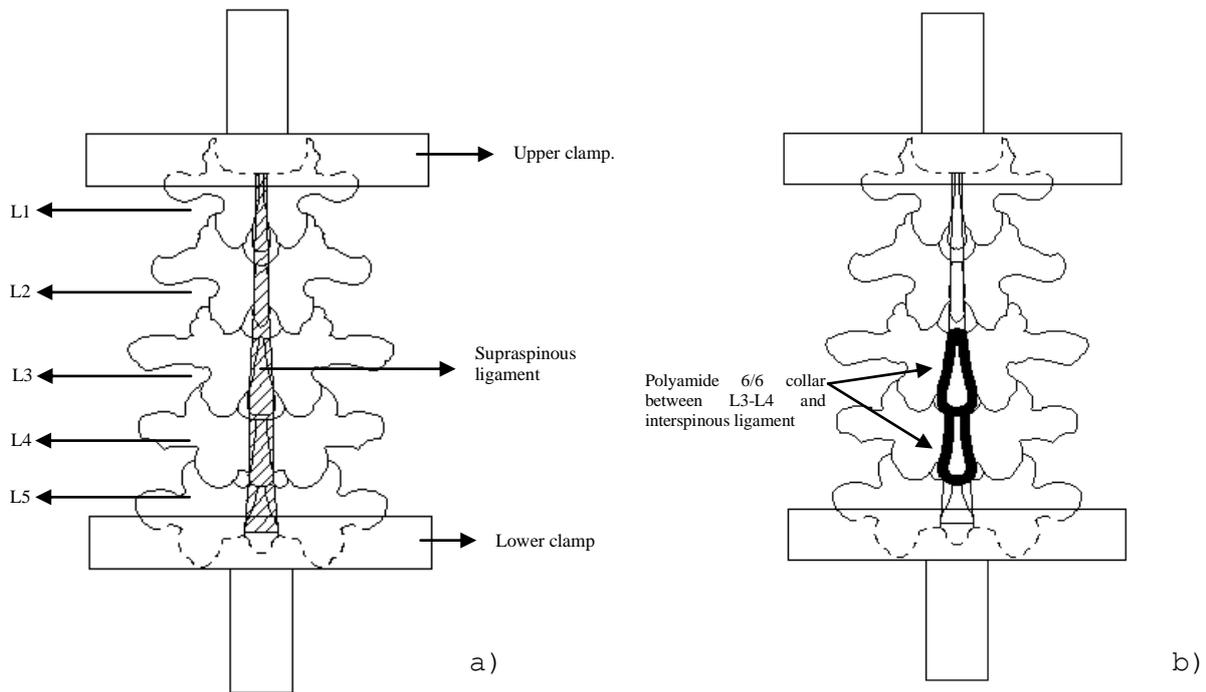


Figure 6. Posterior view. a) Intact porcine specimen, b) Instrumented porcine specimens with polyamide 6/6 collars.

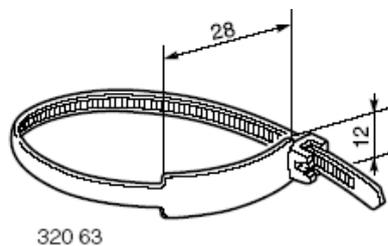


Figure 7. Polyamide 6/6 collar used within the experimental testing. (Units in mm)

2.3 Analysed specimens

The loading conditions are shown in Table 1. The first case is the base line analysis, because an intact specimen without any collar was tested under tensile loading. Its purpose is to evaluate the influence of the collar on the damage process. A maximum tensile load of 3000 N was applied. Regarding the other two specimens, it was carried on a preliminary fatigue analysis. In first instance, after applying a tension load, high cycle fatigue load was applied. By contrast, the third specimen was subjected to low cycle fatigue load. The failure conditions of the vertebral bodies are developed under these loads. All the tests were performed on an INSTRON 8501 universal testing machine, and the mechanical properties of the porcine specimens and polyamide 6/6 collar are shown on table 2.

Table 1. Loading conditions

Condition	Loading condition
Specimen 1 Intact - removed muscle (figure 6-a)	Tensile static loading (up to 3000 N) - 1 mm/sec.
Specimen 2 Instrumented (figure 6-b) with two Polyamide 6/6 collars	Tensile static loading - 1100 N. High cycle fatigue load -1,000,000 cycles. (Inverse positive relation from 1200 to 2000 N)
Specimen 3 Instrumented (figure 6-a) with two Polyamide 6/6 collars	Tensile static loading - 1100 N. Low cycle fatigue load - 100,000 cycles. (Inverse positive relation from 1200 to 2800 N)

Table 2. Mechanical properties of the porcine specimens and polyamide 6/6 collar.

Description	Mechanical properties
Polyamide 6/6 collar Legrand colring polyamide 6/6, catalogue 320 43.[8]	Maximum tensile strength 227 N 20000 hrs at 85 °C
Cancellous bone Porcine specimen	Young's modulus 466 MPa [9] Poisson's ratio - 0.2
Cortical bone Porcine specimen	Young's modulus 12 GPa Poisson's ratio - 0.2 [10]

Stone cast was used to fix the specimens on the clamps. In all the tests, the structural integrity among the clamps and the specimens was maintained.

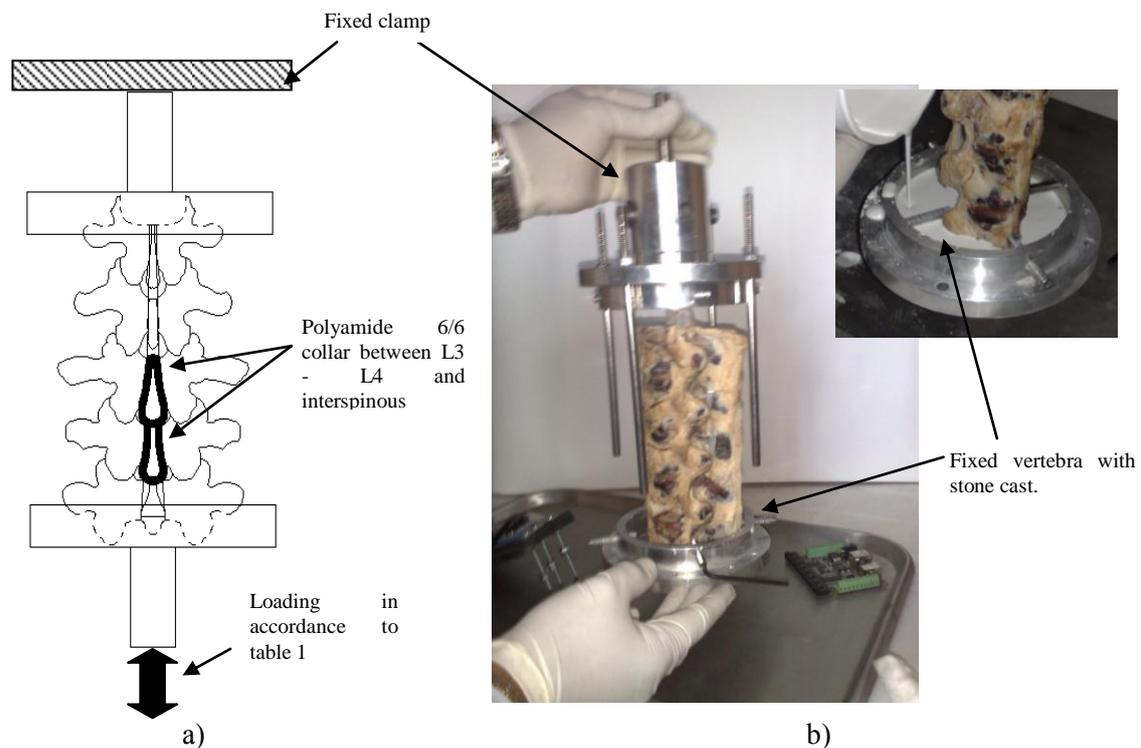


Figure 8. Specimen loading conditions. a) Instrumented specimens, b) Aluminium clamps.

3. Results

Main results of the three porcine specimens are summarized in table 3, in accordance with the loading conditions of table 1.

Table 3. Experimental results

Specimen	Condition	No. Cycles reported on the testing	Failure load
1	Intact - removed muscle – figure 6-a.	N/A	<ul style="list-style-type: none"> - Vertebral disk was broken at 1287 N - Intraspinous ligament was broken at 2686 N - Cortical bone (Vertebral body) was broken at 3000 N
2	Instrumented with two Polyamide 6/6 Collars	867496	<ul style="list-style-type: none"> - Vertebral disk was broken at 1215 N - Intraspinous ligament was broken – 1834 N - Cortical bone (Vertebral body) was broken at 1986 N - The collar was unbroken.
3	Instrumented with two Polyamide 6/6 Collars	26895	<ul style="list-style-type: none"> - Vertebral disk was broken at 1386 N - Intraspinous ligament was broken at 2386 N - Cortical bone (Vertebral body) was broken at 2750 N - Collar was broken at 2580 N.

All the tests were stopped when the ligaments were broken. In particular, the collar was unbroken in the second test. On the other side, when the fatigue load was increased, the number of cycles diminished considerably and the collar was broken after the ligaments and vertebral bodies failed.

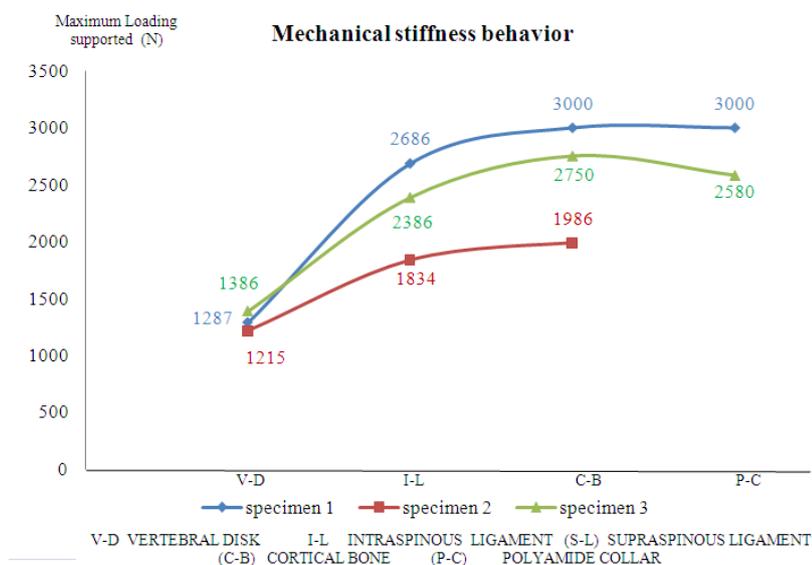


Figure 9. Mechanical Stiffness behaviour for the tested specimens.

4. Discussion

In accordance with the results shown on the table 3 and figure 9, several aspects of the mechanical behaviour for the instrumented porcine specimens can be discussed:

The stiffness of the intact specimen is the base line for the rest of instrumented specimens on the mechanical testing. The influence of the high and low cycle fatigue loading on each test show different mechanical effects over the specimens. The results show that the stiffness is reduced as the number of fatigue cycles increases. At this respect, it can be said that the accumulated damage can be evaluated as a function of the stiffness reduction. In this way, figure 9 may give a glance of the damage introduced by fatigue loading.

Regarding the high loading conditions and low cycle fatigue, the cortical bone of the vertebral body was broken at a lower load than in the static test in which no belts were used. Nevertheless, the behaviour of the vertebral disk is similar to that experienced in static conditions.

On the other hand, as the number of fatigue cycles is reduces, the stiffness of the instrumented vertebral body increases. In this case, the polyamide collar was broken after the supraspinous and intraspinous ligaments were damaged.

5. Conclusions

Facetary arthrosis was defined as a complex syndrome which degenerate the integrity of the structure of each vertebrae [11]. The alternative surgical technique using polyamide collars referred in this work contributes to reduce this disease. In general terms, the polyamide collar contributed to reduce the space between damaged lumbar vertebrae. However, the resultant arrangement has a complex geometry. Accordingly, the mechanical behaviour was evaluated considering the relation between the applied load and the clamps displacement.

In all the cases, the applied loads were in the range in which failure of the vertebral components is expected. The collar was broken when static load was combined with high stress fatigue loading. According to these results, it is expected that under normal loading conditions, the integrity of this arrangement is maintained.

One point of concern relates to the damage introduced as the number of fatigue cycles is increased. This has to be analyzed with more detail in future work, as well as the effects of torsion and bending.

6. Acknowledgements

The authors kindly acknowledge the grants given by the National Council for Science and Technology of Mexico and the National Polytechnic Institute and the support given to this project by ISSSTE Hospital 1° de Octubre.

7. References

- [1] López-Rodríguez MA, Varela M and Camba MA. Uses of radiofrequency for the management of benign chronic pain. A review of the literature published in the past 6 years. *Rev Soc Esp. Dolor* 2001; 8: 397-411.
- [2] Netter, Frank H. "Atlas de Anatomía Humana". Editorial Masson. Segunda Edición. Láminas 144, 147. Canadá 2000.
- [3] Grants Atlas of Anatomy. Seventh Edition
- [4] Pimenta L, Bellera F, León M: Clasificación radiográfica de la degeneración facetaria lumbar: Evaluación intra e interobservador. *Acta Ortop Mex* 2005; 19(3): 95-98.

- [5] Marqués J. “El dolor lumbar”. Editorial JIMS. pp. 282-283. España 1989.
- [6] Adams MA, Hutton WC: The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine* 1983; 8(3): 327-330.
- [7] Roca, Jaime B. “Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar”. pp. 79, 85. Editorial JIMS. España 1987.
- [8] ® Legrand Catalogue 2006/07, Polyamide colrings, p.p 247-251.
- [9] Beltrán-Fernández J.A, & et al, Mechanical Behavior of a Calcium Phosphate Ceramic Bone Graft used in the Rehabilitation of a C4 Human Vertebra”, published by Transtech in “Applied Mechanics and Materials”. 5th BSSM International Conference on Advances in Experimental Mechanics, University of Manchester, UK, 4-6 September 2007.
- [10] Beltrán-Fernández J.A, & et al, Modelling of a Cervical Plate and Human Cervical Section C3 – C5 under Compression Loading Conditions Using the Finite Element Method, published by Transtech in “Applied Mechanics and Materials”, Vols. 13-14-2008 p.p. 49-56. 6th BSSM International Conference on Advances in Experimental Mechanics, University of Manchester, UK, 9-11 September 2008
- [11] R.O. Ferracutti, A. Czerniecki, J. Paloto y N. Molinari, Analysis of the Causes of Intervertebral Disk Hernia, Univ. Nacional del Sur, Dpto. de Ingeniería, Avda. Alem N°1253, (8000) Bahía Blanca-Argentina

Federación
Iberoamericana
de Ingeniería
Mecánica



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS
DE GRAN CANARIA

IX Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica

17 – 20 de Noviembre de 2009

Las Palmas de Gran Canaria – Islas Canarias – España

cibim9

RECONSTRUCCIÓN BIOMECAÁNICA DE LA ARTICULACIÓN FEMORO-ACETABULAR MEDIANTE LA PARAMETRIZACI3N DEL CANAL FEMORAL.

Higuera Garrido, A., Garc3a Laurelo, J., Peñuelas S3nchez, I., Pando Cerra, P., Garc3a L3pez, M.D.

P3g. 14 - 69

ESTUDIO BIOMECAÁNICO Y MODELIZACI3N DE UNA FRACTURA VERTEBRAL REGENERADA CON UN BIOMATERIAL

Carrascal Morillo, M.T, Alonso L3pez, A, Manrique Gamo, E.

P3g. 14 - 77

ESTUDIO, DISEÑO Y DESARROLLO DE UN PROTOCOLO DE ENSAYOS DINÁMICOS DE HUESOS LARGOS DE LA ARTICULACI3N DE LA RODILLA

Medina L3pez C., Toledo Quintana R., Cuadrado Hern3ndez A. J., Quintana Santana J. M., Martel Fuentes O.

P3g. 14 - 84

ANALISIS COMPUTACIONAL DE DOS DISPOSITIVOS DE FIJACION DE FRACTURAS DIAFISIARIAS DE FEMUR MEDIANTE EL USO DE MODELOS OSEOS PRECISOS. ESTUDIO COMPARATIVO DE PLACA DCP Y DE CLAVO INTRAMEDULAR

Toledo Quintana R., Medina Lopez C., Yanez Santana A., Martel Fuentes O.

P3g. 14 - 92

ANÁLISIS DE LA ESTABILIZACI3N SEGMENTARIA EN ESPECÍMENES DE COLUMNA LUMBAR PORCINA L3-L5, CON CERCLAJE INTERESPINOSO EMPLEANDO COLLARINES DE POLIAMIDA 6/6.

Ru3z-Muñoz, ER, Beltr3n-Fern3ndez, JA, Rodr3guez-Cañizo, RG, Hern3ndez-G3mez LH, Gonz3lez-Rebat3 A.

P3g. 14 - 100

SIMULACI3N DEL COMPORTAMIENTO DEL HUESO PERIIMPLANTARIO EN UNA MAND3BULA HUMANA CON UN MODELO DE REMODELACI3N 3SEA

J. Ojeda, J. Mart3nez-Reina, J.M. Garc3a-Aznar, J. Mayo, J. Dom3nguez

P3g. 14 - 108

SIMULACI3N NUM3RICA DEL PROCESO DE DISTRACCI3N OSTEOG3NICA MANDIBULAR EN UN CASO DE MICROSOM3A HEMIFACIAL

Reina-Romo E, Sampietro-Fuentes A, G3mez-Benito MJ, Garc3a-Aznar JM, Dom3nguez J, Doblar3 M.

P3g. 14 - 116

AJUSTE DE UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DE DISCO INTERVERTEBRAL UTILIZANDO COMPUTACI3N EVOLUTIVA

Garc3a Vacas F, Ezquerro Juanco F, Prado N3voa M, P3rez de la Blanca A y Sim3n Mata

P3g. 14 - 124

INFLU3NCIA DO 3NGULO DE FLEX3O DA CABEÇA FETAL NO COMPORTAMENTO BIOMECAÁNICO DO PAVIMENTO P3LVICO

Parente M.P.L., Natal Jorge R.M., Mascarenhas T., Fernandes A.A.

P3g. 14 - 132

REGENERACION DE HUESO EN CAVIDAD ALVEOLAR

M. Soledad Commisso, Javier Mart3nez-Reina, Juana Mayo

P3g. 14 - 137

VISI3N ARTIFICIAL HUMANA.

Ortigoza-Ayala L., Ruiz-Huerta L., Caballero-Ruiz A., Navarro G., Kussul E.

P3g. 14 - 145

ANÁLISIS DE LA ESTABILIZACIÓN SEGMENTARIA EN ESPECÍMENES DE COLUMNA LUMBAR PORCINA L3-L5, CON CERCLAJE INTERESPINOSO EMPLEANDO COLLARINES DE POLIAMIDA 6/6.

Ruíz-Muñoz, ER¹, Beltrán-Fernández, JA¹, Rodríguez-Cañizo, RG², Hernández-Gómez LH¹,
González-Rebatú A³.

1 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL.
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI),
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME),
Edificio 5. 2do. Piso, Unidad Profesional Adolfo López Mateos "Zacatenco"
Col. Lindavista, C.P. 07738, México D.F. México.
edrm_ipn@hotmail.com, jbeltran@ipn.mx, luishector56@hotmail.com

2 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL.
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI),
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME),
Unidad Profesional Azcapotzalco,
Av. de las Granjas No. 682, Col. Sta. Catarina Azcapotzalco, C.P. 02550, México D.F. México.
ricname@gmail.com

3 Hospital Regional ISSSTE 1º de Octubre, Av. Instituto Politécnico Nacional Núm. 1669, Col. Magdalena de
las Salinas, C.P. 07760, Delegación Gustavo A. Madero, México.
janosclub@hotmail.com

Área temática: Biomecánica.

RESUMEN.

En este trabajo se evaluó el problema de la artrosis facetaria en la región lumbar en pacientes mexicanos empleando collarines de poliamida 6/6 para estabilizar segmentos lumbares de la región L3-L4-L5. Se emplearon especímenes porcinos frescos conservando el ligamento interespinoso, supraespinoso y el disco intervertebral. La preparación de éstos se hizo empleando una técnica invasiva utilizada por el personal médico del Hospital Regional 1º de Octubre, perteneciente al sector Salud de nuestro país. La evaluación experimental consistió en ensayar mecánicamente los especímenes bajo condiciones de carga de tracción y flexo-compresión aplicadas por una máquina de ensayos universal de la marca MTS 858 con el objetivo de evaluar el comportamiento de los collarines de poliamida 6/6 utilizados como elementos experimentales de sujeción en sustitución de placas y distractores lumbares, comúnmente empleados para atender la artrosis facetaria. El objetivo del presente es la determinación del comportamiento biomecánico del segmento mencionado bajo la acción de cargas de tracción en las regiones instrumentadas con el collarín. Para esto se evaluó la estabilidad segmentaria entre los ligamentos interespinoso y supraespinoso que proporcionan éstos mismos. Es importante referir que las condiciones de carga representan el escenario natural de funcionamiento de la región lumbar en el ser humano. Los resultados preliminares obtenidos en éste estudio permiten establecer parámetros técnico-científicos encaminados a optimizar los procedimientos quirúrgicos existentes en la actualidad en el área de columna vertebral, y en particular, en la región lumbar. Así mismo, representa la base de trabajo futuro para evaluaciones en condiciones de carga distintas a las mostradas.

PALABRAS CLAVE: artrosis facetaria, estabilización segmentaria, collarines de poliamida, comportamiento biomecánico.

INTRODUCCIÓN.

La artrosis facetaria comprende toda una serie de alteraciones del conjunto vertebral [1], cuyo resultado final es la degeneración del segmento móvil vertebral [2]. La espondilosis, degeneración discal, discartrosis, osteofitosis vertebral, artrosis interapofisaria, entre otras, son términos que, de manera diversa, designan parte del cuadro general de la lumbo-artrosis. Existen factores que ejercen cierta influencia sobre la aparición de las artrosis. Las hay generales y locales [2]. Entre los factores generales, la edad es la más importante sobre el aspecto metabólico, endocrino o genético por citar algunos; y por la parte local, pueden enumerarse los mecánicos, los traumáticos, los infecciosos y los vasculares. Pero ¿qué hay sobre el tratamiento de la artrosis facetaria?. Hoy en día existen numerosos sistemas y/o técnicas empleadas para atender este padecimiento, pero lo más interesante es conocer cuáles son, y qué importancia han tenido a lo largo de su creación.

En 1911, Goldthwait [3], sugirió que la posición anómala de las articulaciones facetarias podría ser una causa de dolor lumbar bajo, y fue hasta 1933, en que Ghormley [4] introdujo el término de “síndrome facetario” para describir los síntomas asociados con la degeneración facetaria. En 1963, Hirsch [5] reprodujo dolor lumbar a través de inyecciones facetarias con solución salina hipertónica en voluntarios sanos, y su prevención con anestésicos locales aplicados previamente. La artropatía facetaria o espónido artrosis es una causa significativa también del dolor lumbar bajo. La eficacia de los depósitos intrafacetarios es controvertida; sin embargo, con frecuencia estos son utilizados para realizar diagnósticos y/o tratamientos en dolor lumbar, que pudiese ser secundario a la enfermedad articular facetaria para lo cual se hace uso de la inyección facetaria [6] sus resultados oscilan entre el 30% en distintas zona. Otras técnicas como la radiofrecuencia [7] fueron desarrolladas más adelante, en la década de los 80's. Los resultados utilizando esteroides de depósito son muy variables y con frecuencia desalentadores, sin embargo, se sigue intentando emplearlos en pacientes siguiendo las indicaciones adecuadas.

Boleaga [8] obtuvo resultados que ratifican la sensibilidad y especificidad diagnóstica de la resonancia magnética en el estudio de los procesos patológicos productores de la lumbalgia; donde demuestra que en el 99.9% de los casos analizados, la enfermedad articular degenerativa facetaria contribuye al cuadro doloroso como factor etiológico, único o asociado a otras causas de lumbalgia, como la hernia discal, con o sin irradiación a las extremidades inferiores.

Pero cuando el daño es mayor se debe recurrir a intervenciones quirúrgicas e implantar distractores o placas para corregir las curvaturas en las distintas zonas de la columna vertebral. La artroplastía vertebral ha sido sugerida como una solución a estos problemas, tal y como sucede en articulaciones como la cadera, la rodilla, el hombro, entre otros. El diseño de prótesis y su aplicación han sido tema de investigación en los últimos 20 años, pero la complejidad de la biomecánica de la columna vertebral ha retrasado el avance en las investigaciones. Por otra parte, existen prótesis que se han probado en laboratorios, y algunas han iniciado ya su etapa de pruebas clínicas con resultados prometedores [9]. Charles Ray en el año 1990 propone e inicia la utilización de un nuevo diseño de prótesis para sustituir el núcleo discal degenerado o herniado (prótesis PDN); 150 pacientes han recibido tratamiento con la colocación de la prótesis y se han reportado resultados satisfactorios en cuanto a la reducción del dolor lumbar. La prótesis Prodisc II® elaborada con cromo, cobalto, molibdeno, un recubrimiento poroso de titanio, y con un inserto de polietileno, está diseñada para restaurar la movilidad normal y la estabilidad en condiciones de carga de flexión y extensión, inclinación lateral, rotación axial libre y compresión axial. Los resultados han sido satisfactorios como reporta en el Hospital Ángeles del Pedregal, en la Cd. de México [9], donde se ha realizado un estudio descriptivo y no estadístico, y se hace mención de dar mayor seguimiento postoperatorio mínimo de 2 años para una mejor evaluación del uso de la prótesis Prodisc II ® en la artroplastia vertebral.

La fijación de columna con barras o placas y tornillos pediculares han dado buenos resultados en el tratamiento de varios desórdenes de la columna toracolumbar [10]. Esta técnica es particularmente útil cuando los elementos posteriores no pueden fijarse con ganchos o alambres sublaminares, además, permite instrumentar segmentos de columna cortos. En México, el servicio de columna del Instituto Nacional de Ortopedia diseñó el sistema INO [11] de fijación interna posterior bilateral de columna toracolumbar, con placas longitudinales, tornillos pediculares, tuercas de apoyo esférico y contratueras; este sistema puede utilizarse para la estabilidad de 2 a 5 vértebras, siendo más común la fusión de 3 a 4 vértebras. Pero hasta la fecha sólo se tienen resultados con aplicaciones de carga cuasi-estática de flexo-compresión anterior, cuyos resultados representan valores máximos de resistencia a la flexión, rigidez y flexibilidad, que sólo en estas condiciones, puede soportar el implante. Históricamente, los cirujanos han empleado placas y alambres para la fusión de huesos pero no se tienen resultados como los que se esperaban [12]. La introducción de los sistemas de barras como las de Harrington, Luque, Cotrel-Dubousset (CD), Texas Scottish Rite Hospitals (TSRH), las de Universal Spine System (USS), las Aesculap (Socon), Bionet (Omega 21), por citar algunas, solo han aumentado más la rigidez de las instrumentaciones. A su vez, existen diversas técnicas para la disminución de afecciones en la columna

vertebral como la técnica Mc Bride [13], la cual permite manejar la enfermedad de la artrosis del segmento inestable. Por otra parte, se llevan a cabo intervenciones donde es necesario el retiro del ligamento interespinoso y supraespinoso; los dispositivos interespinosos [14] que intentan mejorar el dolor causado por la degeneración discal, mediante la estabilización de la columna lumbar, pretendiendo retardar la pérdida discal y mantener la altura del espacio intervertebral, como lo son el sistema WALLIS® creado en 1986, el dispositivo COPLEX® de Jacques Samani creado en 1994, el dispositivo X-STOP® o DIAM® por citar algunos, los distractores intervertebrales como el dispositivo TETRIS® [15] y los sistemas dinámicos como el Dynesis [16, 17].

Debido a las referencias previas, se da a conocer una alternativa experimental de sujeción para la estabilización segmentaria lumbar para la disminución de la artrosis facetaria empleando collarines de poliamida 6/6.

METODOLOGÍA DE ENSAYOS.

Para los ensayos biomecánicos efectuados en éste trabajo se utilizó una máquina universal marca MTS 858 con capacidad de carga de 5 Ton. Se ensayaron tres especímenes lumbares porcinos de la región L1-L5 provenientes de cerdos jóvenes de seis meses de edad. En todos los casos se removió el periostio dejando intactos los ligamentos supraespinoso e interespinosos. Además, se requirió hacer un tipo de ensayo a tracción de los collarines de poliamida 6/6 para determinar su capacidad de carga en los casos que más adelante se detallan.

Ensayo a tracción del espécimen 1.

Se realizó un ensayo a tracción de un espécimen fijado con collarín de poliamida 6/6 entre las vertebrae L2-L5 colocado en forma de “8” (ver Fig. 1) para determinar su capacidad de carga con todas las partes que componen el segmento móvil vertebral (disco intervertebral, apófisis articulares, apófisis espinosas, ligamento supraespinoso e interespinoso, cuerpo vertebral). La temperatura al realizar el ensayo fue de 22° C con 61% de humedad.

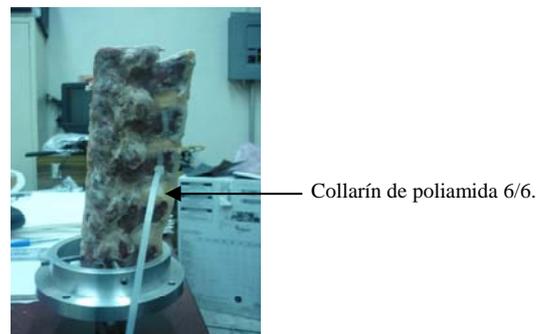


Fig. 1. Especimen fijado con collarín de poliamida para ensayo a tracción.

Una vez realizada la instrumentación del segmento vertebral se sumergió en alcohol para mantenerlo por un periodo de dos semanas antes de llevar a cabo el ensayo. El segmento tenía la altura de 19 cm antes de realizar el ensayo. El espécimen se montó en dos copas de aluminio (Fig. 2), donde se le vertió yeso piedra empleado en el área de ortodoncia, este material sirvió para mantener fijo el segmento lumbar al momento de llevar a cabo el ensayo a tracción con el fin de asegurarlo a las copas de aluminio. La velocidad de carga que se propuso para realizar el ensayo fue de 5 mm/min.

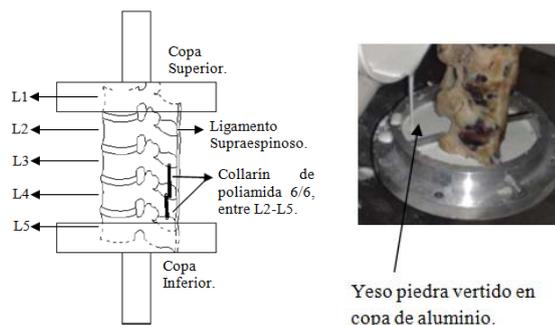


Fig. 2. Colocación del espécimen de prueba en copas de aluminio con yeso piedra vertido.

Ensayo a flexión de especímenes 2 y 3.

Para este caso se emplearon dos especímenes lumbares porcinos previamente limpios y conservando los ligamentos supraespinoso e interespinoso. A ambos se les fijo mediante el collarín de poliamida 6/6 en forma de “8” entre las vertebrae L2-L5 (Fig. 3). Posteriormente, se sumergieron en alcohol alrededor de dos semanas antes del ensayo. La altura de los especímenes antes del ensayo fue de 19 cm en promedio. La temperatura al realizar los ensayos fue de 23° C y 58% de humedad.

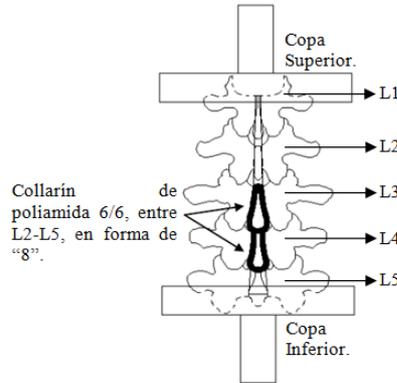


Fig. 3. Colocación de collarín de poliamida 6/6 entre las vértebras L2-L5 para ensayo a flexión.

Para este ensayo en particular se fabricó un plato de aluminio con una inclinación de 10° [18] para ser colocado en la copa superior (ver Fig. 4) con el propósito de reproducir la curvatura normal de la columna vertebral humana. En ambos casos fue vertido nuevamente el yeso piedra para su fijación en las copas de aluminio (Fig. 5). La velocidad de aplicación de la carga se fijó en 5 mm/min.



Plato de aluminio con inclinación a 10° para ensayo a flexión.



Curvatura producida entre L1-L5.

Fig. 4. Colocación de plato de aluminio a 10°.

Fig. 5. Curvatura producida por el plato de aluminio a 10°.

Ensayo a tracción de los collarines de poliamida 6/6 marca Legrand ®.

En este ensayo se emplearon collarines de poliamida 6/6 con las dimensiones mostradas en la figura 6.



Fig. 6. Dimensiones del collarín de poliamida 6/6 marca Legrand ®.

Se efectuaron 12 ensayos de tracción con el objetivo de evaluar la resistencia del collarín. El collarín fue analizado de dos formas, la primera en su longitud continua que comprende la sujeción sobre las vértebras (Fig. 7) y la segunda evaluación en la parte de la unión (Fig. 8). Los ensayos se realizaron a una temperatura de 25° C y con 68% de humedad en el ambiente.

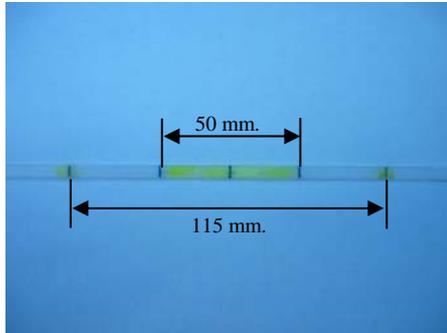


Fig. 7. Muestra de la longitud que comprende la sujeción del segmento vertebral.

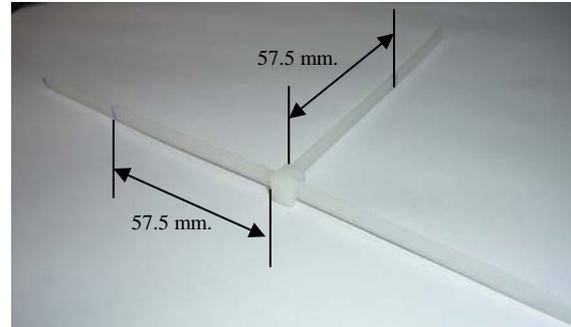


Fig. 8. Muestra para evaluar la unión del collarín.

Las muestras se tomaron según la Norma ASTM D 638-03 y la velocidad de aplicación de la carga fue de 5 mm/min. y de 50 mm/min según ésta misma norma [19]. Se evaluaron 6 collarines para la parte de sujeción del segmento vertebral, y 6 más para la unión del collarín.

RESULTADOS.

Ensayo a tracción de espécimen 1.

Los resultados obtenidos para este ensayo se muestran en la Tabla 1 y en la Figura 9.

Tabla 1. Ensayo de tracción a espécimen 1.

F_T (N)	D_A (mm)	Observaciones.
1772.70	9.422	- Inicio de ruptura de la placa terminal en L4 que une al disco intervertebral de L3-L4.
1655.57	11.299	- Ruptura total de la placa terminal de L4. - Inicio de grieta en apófisis articulares superiores de L4.
1282.67	13.387	- Desprendimiento total de apófisis articulares superiores de L4. - Daño en apófisis articulares de L2-L3. - Unión del collarín de poliamida 6/6 liberado a esta carga.

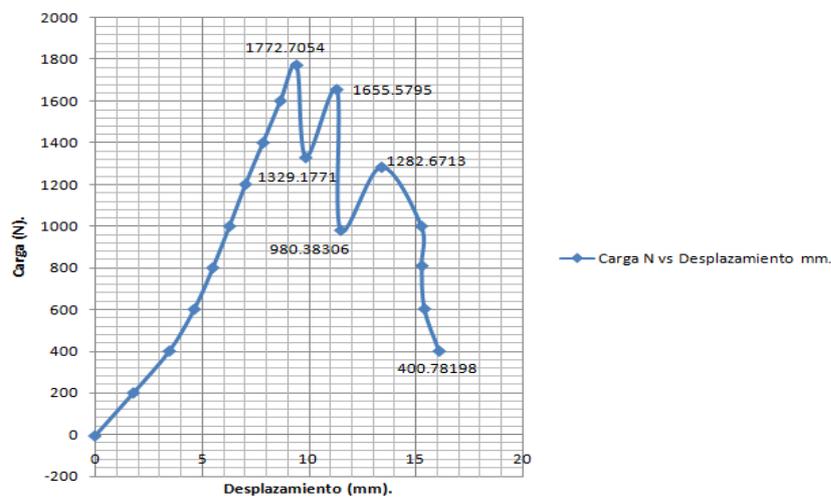


Fig. 9. Gráfica obtenida del ensayo de tracción a espécimen 1.

Ensayo a flexión de especímenes 2 y 3.

Los resultados de este ensayo obtenidos para los especímenes 2 y 3 se muestran en la Tabla 2, así como la gráfica obtenida en ambos casos (Fig. 10).

Tabla 2. Ensayo de flexo-compresión a especímenes 2 y 3.

Especímen 2 sometido a carga de flexo-compresión.		
F_C (N)	D_A (mm)	Observaciones.
-9635.01	-7.978	- Inicia ruptura de la placa terminal de L2 en la unión del disco intervertebral L1-L2.
-7222.73	-12.753	- Ruptura total de la placa terminal de L2. - Inicia flexión del segmento vertebral hasta llegar a una carga $F_A = - 4977.53$ N y un $D_A = - 24.225$ mm. - Collarín de poliamida 6/6 permanecio entre apófisis espinosas de L3-L4.
Especímen 3 sometido a carga de flexo-compresión.		
F_C (N)	D_A (mm)	Observaciones.
-8888.33	-10.362	- Ruptura de la placa terminal de L2 en la unión del disco intervertebral L1-L2.
-7541.38	-20.342	- Ruptura total de la placa terminal de L2. - Proceso de degeneración de las apófisis espinosas de L2, L3 y L4. - Inicia flexión del segmento vertebral hasta llegar a una carga $F_A = - 5480.43$ N y un $D_A = - 28.166$ mm. - Collarín de poliamida 6/6 permanecio entre apófisis espinosas de L3-L4.

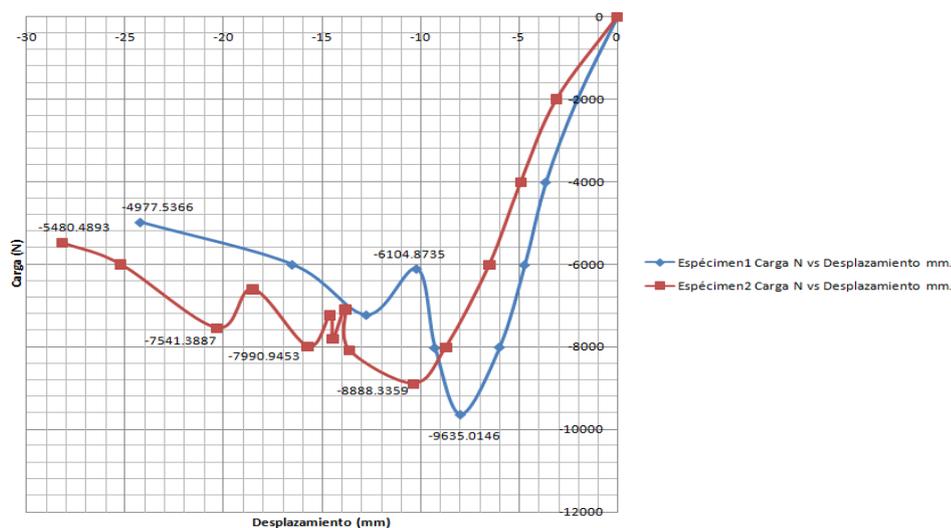


Fig. 10. Gráfica obtenida en los ensayos a flexión de los especímenes 2 y 3.

Ensayo a tracción de collarines de poliamida 6/6 marca Legrand ®.

De acuerdo a los datos proporcionados por Legrand en su catalogo [20], los collarines de poliamida tiene una resistencia máxima a tensión de 227 N. En la Tabla 3 se dan a conocer los resultados obtenidos para el caso de la longitud que comprende la sujeción del segmento.

Tabla 3. Ensayo de tracción a muestras del collarín de poliamida 6/6.

Especímen.	V. de prueba (mm/min).	Fmáx. (N).	Fu (N).
1	5	182.03	-
2	5	180.30	-
3	5	182.89	-
4	50	177.72	167.39
5	50	172.55	167.39
6	50	175.14	173.41

Los resultados mostrados en la Tabla 4, comprenden los valores obtenidos al evaluar la unión del collarín. Esta prueba se realizó a temperatura de 25° C con 56% de humedad en el ambiente.

Tabla 4. Ensayo de tracción a unión del collarín de poliamida 6/6.

Espécimen.	V. de prueba (mm/min).	Fmáx. (N).	Fu (N).
1	50	112.27	108.82
2	50	134.66	128.63
3	50	125.19	122.60
4	50	112.27	102.79
5	50	123.46	116.57
6	50	135.52	132.94

DISCUSIÓN.

Es importante decir que todos los especímenes evaluados fueron fijados por medio de collarines de poliamida 6/6 en la misma región (entre L2-L5) y con el mismo tipo de arreglo en forma de “8”. La instrumentación de los segmentos lumbares porcinos se realizó por un especialista en cirugía de columna vertebral del Hospital Regional ISSSTE 1º de Octubre en la ciudad de México, acorde a un proceso de reducción de tiempos de intervención en esta región y una disminución del daño en los ligamentos interespinoso y supraespinoso al momento de la intervención quirúrgica.

En la gráfica referente al ensayo a tracción del segmento lumbar porcino, se denota que al llegar a la carga máxima de 1772.70 N este conservó su estabilidad en la zona de L2-L5. Igualmente al tener la ruptura de la placa terminal en su totalidad en L4, el segmento permaneció unido con el collarín de poliamida 6/6 entre las apófisis espinosas de L3 y L4 hasta llegar a la carga de 1282.67 N donde el collarín en su parte de unión cedió.

Los niveles de carga utilizados en los tres casos de estudio representan niveles de fuerza superiores a los que se pueden presentar en un individuo promedio de aproximadamente 80 kg. de peso, y esto permite que a cargas menores el collarín de poliamida no presente ninguna alteración que pueda considerarse riesgosa para su funcionamiento como elemento de fijación. Prueba de esto, es el caso del ensayo a flexo-compresión, donde se aprecia que el segmento lumbar al ser flexionado conservó su estabilidad segmentaria con el collarín de poliamida 6/6 hasta producirse la ruptura de la placa terminal en L2 al momento de aplicar una carga superior. Así mismo, los resultados obtenidos en la evaluación a tracción de los collarines son aceptables debido a su semejanza con lo establecido por Legrand ® en su catálogo [21] para el caso de sujeción del segmento lumbar porcino. Igualmente el ensayo en la unión del collarín de poliamida arroja datos aceptables, solo que se tiene en cuenta que este tipo de dispositivos son usados en general para trabajar de forma envolvente. El arreglo que en este trabajo se presentó para la disminución de la artrosis facetaria por medio de un collarín de poliamida 6/6 marca Legrand ® puede ser de gran ayuda para la parte médica donde médicos dedicados a realizar intervenciones de columna lumbar, pueden aprobar su uso y aplicación en pacientes humanos con esta afección.

CONCLUSIONES.

El uso de collarines de poliamida 6/6 para la estabilización segmentaria en la región lumbar como alternativa de sujeción para la disminución de la artrosis facetaria en pacientes humanos, promete ser una buena opción a los tratamientos utilizados comúnmente hoy en día. Los resultados preliminares presentados en este trabajo para los casos de ensayos a tracción y flexo-compresión de los especímenes lumbares, así como de resistencia de los collarines de poliamida 6/6, demuestran un buen desempeño biomecánico de los mismos, lo que perfila a éstos últimos como buenos candidatos a sustituir la instrumentación comúnmente empleada para atender la artrosis facetaria.

Es importante mencionar que este trabajo antecede su relación con pruebas realizadas en especímenes lumbares porcinos instrumentados con el collarín de poliamida 6/6 pero bajo cargas de fatiga a tracción [21].

Los autores desean agradecer el apoyo recibido para el desarrollo del presente al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), al Instituto Politécnico Nacional en la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco, así como al Hospital Regional ISSSTE 1º de Octubre.

REFERENCIAS.

1. Latarjet M, Ruíz Liard A. Anatomía Humana, Tomo I. 3era. Edición, Editorial Médica Panamericana, p.p. 32-66. Montevideo, Uruguay 1999.
2. J. Marqués, El dolor lumbar, 19ª Edición, Editorial JIMS, pp. 271-285, España 1989.
3. Goldthwait JE, The lumbosacral articulation: an explanation of many cases of lumbago, sciatica and paraplegia, Boston Med Surg, 164:356-372, 1911.
4. Ghormley RK, Low back pain: with special reference to the articular facets, with presentation of an operative procedure, JAMA, 101: 1773-1777, 1933.
5. Hirsch C, Inglemark B, Miller M, The anatomical basis for low back pain, Acta Orthop Scand, 33:1-17, 1963.
6. Whitten CG, El-Khoury GY, Renfrew DL, Kathol MH, Facet Injection, Seminars in Interventional Radiology, 10:255-261, 1993.
7. Rees WES, Multiple bilateral subcutaneous rhyzolis of segmental nerves in the treatment in the intervertebral disc syndrome, Ann Gen Pract, 26:126-127, 1971.
8. Boleaga DB, Fiesco GL, Enfermedad degenerativa de la columna lumbosacra, Correlación clínica y por resonancia magnética, 74: 101-105, México 2006.
9. Reyes SA, Ortega JL, Miramontes V, Rosales LM, Alpizar A, Experiencia con prótesis Prodisc II en discopatía lumbar, en el grupo Ángeles, México, 1 (4), 217-224, 2003.
10. Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC, Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs, Spine, 18(12), 1677-1688, 1993.
11. Damián NZ, Reyes SA, Domínguez HV, Urriolagoitia CG, Hernández GL, Estudio mecánico del fijador interno de columna INO. Primera parte: comportamiento bajo carga cuasi-estática de flexo-compresión, Medigraphic, 14 (1), 9-15, México 2000.
12. Carbajal Romero MF, Biomecánica de un dispositivo de fijación interna para el tratamiento, mediante el sistema "Dufoo" de padecimientos que afectan a los cuerpos vertebrales, Tesis Doctorado. ESIME IPN. Capítulo I, pp. 32-46. México 2004.
13. De León ME, Vázquez GJ, Atlitec CP, Estabilización facetaria lumbosacra, Técnica de Mc Bride, 22 (2), 107-114, México 2008.
14. Sales J. Implantes lumbares interespinosos. Neurología Contemporánea. Vol. 2, Núm. 3, ISSN 1988-2661, España 2008.
15. Implante de Fusión lumbar posterior TETRIS. Información técnica. SIGNUS Medizintechnik GmbH. Alzenau, Alemania.
16. Bordes MM, Bordes GV, Rodrigo BF, Sistema de neutralización dinámica en la columna lumbar. Sistema DYNESYS Experiencia en 94 casos, 11 (30) 16, 499-506, España 2008.
17. Cabello Gallardo J, Roca Burniol J, Iborra González M, Vázquez Solsona J, Análisis Biomecánico de la doble fijación híbrida en la columna lumbar, Trauma Fund. MAPFRE, Vol. 19, 2, 74-82, España 2008.
18. Jaime Roca Burniol, Tratamiento quirúrgico del dolor lumbar, Editorial JIMS, p.p. 23-40, 73-98, España 1987.
19. Norma ASTM D 638-03, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics, p.p. 1-15.
20. © Legrand Catalogue 2006/07, polyamide colrings, p.p. 247-251.
21. Beltran-Fernández JA & et. al, Biomechanical evaluation of a corporectomy in porcine lumbar specimens using flexible polymer belts, Journal of Physics Conference Series. 2009.

NOMENCLATURA.

- F_T – Fuerza a tensión (N).
 F_C – Fuerza a compresión (N).
 D_A – Desplazamiento axial (mm).
 V – Velocidad de prueba (mm/min).
 $F_{m\acute{a}x}$ – Fuerza máxima (N).
 F_u – Fuerza última (N).

PATENTE.

- edrm_pn@hotmail.com
- Bandeja de entrada (2)
- Correo no deseado
- Borradores
- Enviados
- Eliminados
- Resultados de la búsqueda
- Administrar carpetas
- Agregar una cuenta de correo electrónico
- Lugares relacionados
- Hoy
- Lista de contactos
- Calendario
- Windows Live
- Hotmail

Re: FW: SOLICITUD DE REGISTRO DE PATENTE DE TRABAJO DE CINTURONES PLASTICOS EN LUMBAR - POLITECNICO

De: **Alejandro Moreno Chimal** (amchimal@gmail.com)
Es posible que no conozcas a este remitente. Marcar como seguro | Marcar como correo no deseado
Enviado: lunes, 24 de mayo de 2010 10:02:11 a.m.
Para: Juan Alfonso Beltrán (jbeltran@hotmail.com)
CC: amchimal@hotmail.com; vinculacion.icyt.df.gob.mx; Luis Hector Hernandez (luishector56@hotmail.com); ALEJANDRO REBATTU 2 (alerebattu@hotmail.com); Guillermo Urriolagitia Calderon (urriol32@hotmail.com); edrm_pn@hotmail.com; amoreno@icyt.df.gob.mx; apiveros@icyt.df.gob.mx
Adjunto: **1 archivo adjunto**
CARTA.PCO...doc (27.0 KB)

Estimado Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández:

Para iniciar con el proceso de apoyo solicitado, con el propósito de realizar la presentación de la solicitud correspondiente ante el IMPI, será necesario que nos haga llegar adicionalmente los siguientes requisitos:

1. Copia de una identificación oficial con fotografía de quien solicita el apoyo o responsable del proyecto.
2. Una breve descripción de la invención, al menos dos cuartillas. La descripción deberá especificar lo siguiente:
 - El problema técnico que se está resolviendo.
 - Cómo hasta la fecha se ha resuelto dicho problema técnico y cuáles son las limitantes de dichas soluciones.
 - Cómo la propuesta (de patente) ha resuelto dicho problema técnico.
 - Cómo técnicamente la propuesta es más robusta en relación al resto.
3. Una carta poder (anexo propuesta) u oficio de autorización firmado por el personal facultado en su institución (puede ser el director de área, instituto o responsable de proyecto), en donde se autoriza al ICYTDF la gestión y redacción de una memoria técnica de una solicitud de patente, a través de un despacho especializado en redacción de patentes y/o a quien el ICYTDF designe dicho trabajo.

NOTA: Todos los documentos deberán ser entregados en original.

Cualquier duda sobre cómo llenar o que poner en algún requisito, me pueden consultar por este medio o al 55121012 ext. 216

Saludos cordiales

Mtro. Alejandro Moreno Chimal

El 21 de mayo de 2010 16:48, Juan Alfonso Beltrán <jbeltran@hotmail.com> escribió:

Con gusto reenviando la solicitud de registro de Patente.

Agradeceré el acuse de recibido.

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández

From: jbeltran@hotmail.com
To: apiveros@icyt.df.gob.mx; edrm_pn@hotmail.com; janosclub@hotmail.com; alexrebattu@hotmail.com; luishector56@hotmail.com; jbeltran@hotmail.com; urrio332@hotmail.com

Subject: CITA PARA ENTREVISTA EN ICYTDF PARA PATENTE DE TRABAJO DE CINCHOS EN LUMBAR
Date: Mon, 12 Apr 2010 14:23:33 -0400

Dra. América Padilla Viveros

Directora de Vinculación Empresarial y Patrimonio Intelectual
Instituto de Ciencia y Tecnología del Distrito Federal (ICyTDF)

Solicitud de Registro de Patente

Basado en la reunión sostenida con el Mtro. Alejandro Moreno Chimal, de Vinculación Empresarial y Patrimonio Intelectual del Instituto de Ciencia y Tecnología del Distrito Federal, del día 10-Feb-2010 a las 16:30 hrs, en donde se definió la viabilidad de patentar el trabajo de investigación en documento adjunto, solicitamos su valioso apoyo para tramitar la solicitud de Registro de patente ante el Instituto Mexicano de IMPI.

Sin más por el momento y a la espera de su amable instrucción para dar continuidad al correspondiente trámite, le enviamos un cordial saludo y agradecemos sus finas atenciones.

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández
Tel. Casa: 5931-5752
"NEW" Cel: 04455-35224721 (Telcel)
Profesor de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Zacatenango - jbeltran@gn.mx

From: jbeltran@hotmail.com
To: edrm_pn@hotmail.com; janosclub@hotmail.com; alexrebattu@hotmail.com; luishector56@hotmail.com; jbeltran@hotmail.com
Subject: CITA PARA ENTREVISTA EN ICYTDF PARA PATENTE DE TRABAJO DE CINCHOS EN LUMBAR
Date: Mon, 8 Feb 2010 15:44:26 -0600

Saludos a todos,

Les comento por este medio que el próximo miércoles 10-Feb-2010 a las 16:30 hrs se tiene una cita en las instalaciones del ICYTDF (Instituto de Ciencias y Tecnología del Distrito Federal) y en particular con los responsables de las patentes, quienes nos pueden asesorar sobre la posibilidad de patentar el trabajo que Edgar se encuentra realizando bajo la coordinación de Alejandro Rebattu, su servidor y en este caso las instituciones correspondientes.

Por tanto, les solicito su amable apoyo para poder acudir a esta cita, incluyendo la necesidad de presentar un informe breve en Presentación de PowerPoint sobre la evolución del trabajo, pruebas, resultados y conclusiones. (Te pido Edgar la puedas generar para llevarla y la revisáramos mañana martes por la tarde).

De antemano les agradezco su atención al presente y estoy a sus órdenes para la confirmación y acordar el lugar y hora para ir a las instalaciones.

Saludos

Juan Alfonso

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández
Tel. Casa: 5931-5752
"NEW" Cel: 04455-35224721 (Telcel)
Profesor de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Zacatenango - jbeltran@gn.mx

Dra. América Padilla Viveros

Directora de Vinculación Empresarial y Patrimonio Intelectual

Instituto de Ciencia y Tecnología del Distrito Federal (ICyTDF)

Solicitud de Registro de Patente

Basado en la reunión sostenida con el Mtro. Alejandro Moreno Chimal, de Vinculación Empresarial y Patrimonio Intelectual del Instituto de Ciencia y Tecnología del Distrito Federal, del día 10-Feb-2010 a las 16:30 hrs, en donde se definió la viabilidad de patentar el trabajo de investigación adelante descrito, solicitamos su valioso apoyo para tramitar la solicitud de Registro de patente ante el Instituto Mexicano de IMPI.

DESCRIPCIÓN

La presente invención se refiere a la idea de emplear cinturones plásticos (Poliamida 6/6) como un sistema de fijación en una corporectomía humana, caracterizado en vértebras lumbares porcinas, los cuales son sujetados desde los ligamentos interespinosos en un par de vértebras sanas (caso L2 – L3 o cualquiera de las lumbares L1 a L5) para controlar el movimiento lateral izquierdo a derecho, frontal – anterior, torsional, y contribuir con esto a una adecuada integración de los tejidos facetarios tanto de hueso sano como de injerto o estructura propia de hueso en recuperación. El objetivo es hacer uso de esta idea en el tratamiento de la artrosis facetaria o síndrome facetario en la región lumbar humana a través del uso de cinturones plásticos de poliamida 6/6, con lo cual se reduce el movimiento corpóreo de las vértebras instrumentadas mediante un amarre (adelante especificado) y la correcta estabilización de la columna en proceso de recuperación.

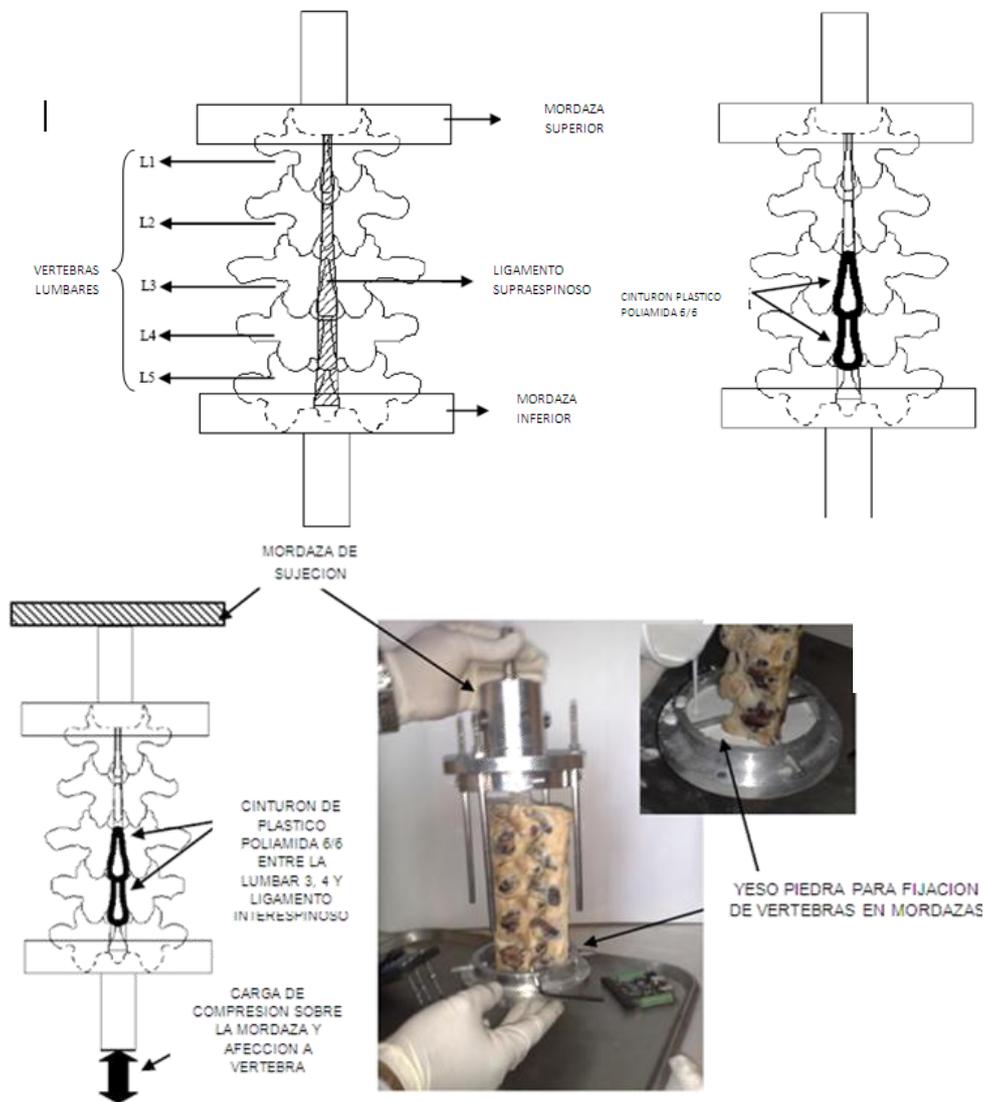
Los amarres empleados para sujetar el rango de vértebras se efectúan desde los ligamentos situados en las apófisis espinosas (interespinosos) y aquellos de la sección posterior (supraespinosos). La disposición que los cinturones adquieren denotan las siguientes formas:

- a) Amarre cruzado en 8 b) Amarre simple c) Amarre doble simple

La experimentación se genera en primera instancia con especímenes lumbares de cerdo desde 3 meses a 1.5 años de la raza DUROC, LANDRACE, HAMPSHIRE, CHESTER WHITE, YORKSHIRE, y PIETRAIN.

Dicha experimentación se hace a través de secciones de vértebras con ligamentos frescos (menos de 24 hrs de muerto el cerdo) e instalando el cinturón plástico entre los ligamentos interspinosos de cada vértebra y montadas sobre mordazas de ensayos biomecánicos usando material de fijación como: Yeso piedra o mordazas de sujeción autoajustables. Las pruebas mecánicas consideran cargas de flexión - compresión lateral, frontal, torsional tensional y de fatiga, desde 1 N hasta 9800 N para obtener el comportamiento estructural y desplazamientos de los elementos instrumentados en dichos especímenes.

Los resultados han sido evaluados para aplicarse en pacientes humanos con padecimientos de artrosis facetaria o síndrome facetario, representando una alternativa a las placas rígidas y alambrado clásico, aunado al bajo costo que representa el material poliamida 6/6 de los cinturones plásticos.



AUTORES RESPONSABLES QUE PROPONEN:

Por el Instituto Politécnico Nacional – Sección de Estudios de Posgrado e Investigación – ESIME Zacatenco.

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández – Profesor Colegiado e Investigador SNI – Candidato

Ing. Edgar Ruiz Muñoz – Alumno de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica – Diseño

Dr. Guillermo Manuel Urriolagoitia Calderón - Profesor Colegiado e Investigador SNI – Nivel 2

Dr. Luis Héctor Hernández Gómez - Profesor Colegiado e Investigador SNI – Nivel 1

Por el Hospital Regional 1º de Octubre – ISSSTE

Dr. Alejandro González Rebattú – Cirujano de Columna Vertebral.

Sin más por el momento y a la espera de su amable instrucción para dar continuidad al correspondiente trámite, le enviamos un cordial saludo y agradecemos sus finas atenciones.

ATENTAMENTE

Pa.

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández

Dr. Alejandro González Rebattú

Ing. Edgar Ruiz Muñoz

Dr. Guillermo Urriolagoitia Calderón

Dr. Luis Héctor Hernández Gómez

ANEXOS.

A. I. CLASIFICACIÓN DE LOS HUESOS [1].

Por otra parte, se les puede clasificar por:

Huesos alargados: Constituyen una variedad de huesos largos de los que no se diferencian más que por su menor longitud (*clavícula, metacarpianos, metatarsianos* y falanges).

Huesos arqueados: Son resultado de una adaptación funcional y se presentan incurvados sobre su eje en forma de arco circular como ocurre en las costillas, o en herradura como en la mandíbula o en el hueso hioides.

Huesos radiados: Son de cuerpo más o menos voluminoso, poseen prolongaciones óseas radiadas, que emergen en direcciones opuestas y que en general son simétricas, por mencionar algunos las vértebras y *esfenoides*.

Huesos papiráceos: Formados por laminillas óseas de tejido compacto, delgadas, como el *unguis*, lámina papirácea del *etmoides*.

Huesos con cavidades neumáticas: Algunos huesos de la cara y del cráneo presentan cavidades más voluminosas que las que existen en el tejido esponjoso como en el caso del maxilar superior. Presentan dimensiones más reducidas y se les nombra celdas o células *etmoidales* o *mastoideas*. Cuando adquieren un tamaño mayor se les denominan senos y pueden presentarse en los huesos del cráneo y de la cara. Todas estas cavidades modifican la forma del hueso.

Huesos sesamoideos: El nombre se refiere a sus reducidas dimensiones. Pueden ubicarse en la articulación metacarpofalángica del pulgar y metatarsofalángica del hallux (primer dedo del pie), en la porción media del gastrocnemio (gemelos de las rodillas) y en el tendón del fibular (peroneo lateral) largo. Es poco probable encontrarlos en el tibial posterior y tríceps braquial. Suelen encontrarse en el espesor de los ligamentos articulares o viscerales (tiroaritenoides). Los cuales están anexos a un tendón o ligamento, en donde se pueden articular con un hueso de la vecindad o bien con hueso de sostén o de soporte, al que generalmente no se sueldan. Esto los diferencia de los huesos supernumerarios. La rótula situada en el tendón de los cuádriceps, se diferencia de los huesos sesamoideos porque siempre se osifica. Por su ubicación se les puede considerar un hueso de tipo sesamoideo. En la superficie de los huesos existen irregularidades, como salientes, entrantes y superficies ásperas. Por lo que las eminencias y las salientes adoptan formas variables.

Articulares: Son componentes regulares como la cabeza del húmero y los cóndilos del fémur.

Extra Articulares: Lo componen los relieves, protuberancias, tuberosidades, espinas, crestas y procesos. Son muy variables, irregulares y rugosos, generalmente destinadas a inserciones musculares o ligamentosas. Su desarrollo varía según la potencia que ejerza el músculo que se inserta en ellas.

Los huesos a su vez pueden presentar cavidades que se dividen en:

Cavidades articulares: Se les denomina como depresiones esferoidales, elipsoidales o *cupuliformes*, las cuales encajan en una saliente del hueso articular, como las *cavidades cotiloideas, glenoideas* y platillos tibiales.

Cavidades no articulares: Son de forma variable y se les puede distinguir como:

Cavidades de inserción: Donde su funcionamiento sirve para fijar determinados músculos.

Cavidades de recepción: Por ellas pasan tendones, arterias, venas y nervios. Se presentan en forma de canales, surcos, incisuras y/o conductos, donde los huesos adoptan una forma de fosa ya sea cerebral, hipofisaria y cerebelosa.

Cavidades de ampliación: Son divertículos, celdas o senos intraóseos, situados por lo general en la vecindad de las cavidades de la cara (senos maxilar y frontal) o en el hueso temporal (aparato de la audición y células mastoideas).

A su vez, algunos huesos están perforados por orificios llamados forámenes o conductos de transmisión, que comunican una de las caras del hueso con la cara opuesta. Esto ocurre, en el foramen magno, el cual aloja a la médula oblonga que pasa del cráneo al canal vertebral o bien los forámenes nutricios, por donde penetran los vasos encargados de nutrición. Existen otros orificios pero estos son mucho más pequeños, como el foramen espinoso del hueso esfenoides, en el cual es atravesado por la arteria meníngea media.

A. II. CONFIGURACIONES INTERNAS DE LOS HUESOS [1].

En un hueso de una persona adulta se pueden distinguir en un corte dos tipos de hueso, el compacto y el esponjoso. El hueso o tejido compacto se forma de una capa periférica y continua. El tejido esponjoso está formado por una serie de laminillas o *trabéculas* que delimitan el contacto entre sí y que albergan la médula ósea. El tejido compacto es el encargado de formarle al hueso esponjoso un estuche de contención. Las trabéculas del tejido esponjoso tienen una orientación que le permiten al hueso tener una mayor resistencia a compresión o a tracción, que debe soportar utilizando el mínimo de material. En los huesos largos, como se muestra en la figura A.1, la diáfisis está constituida por el tejido compacto por fuera del canal medular y la epífisis por el tejido esponjoso y rodeada por una delgada lámina de tejido compacto.

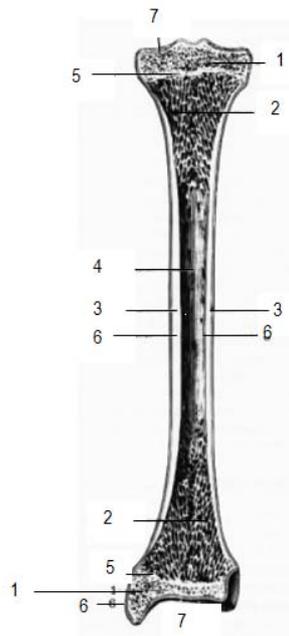


Figura A.1. Corte longitudinal de un hueso (tibia). 1. Epífisis. 2. Metáfisis. 3. Diáfisis (hueso compacto). 4. Canal medular. 5 y 5'. Soldadura diafisoepifisaria. 6. Periostio. 7. Cartílago articular de revestimiento. [1]

En los huesos planos, como se observa en la figura A.2, el tejido esponjoso se sitúa entre dos láminas de tejido compacto. En los huesos de la bóveda del cráneo se le denomina *diploe* al tejido esponjoso, y tablas interna y externa a las láminas de tejido compacto.

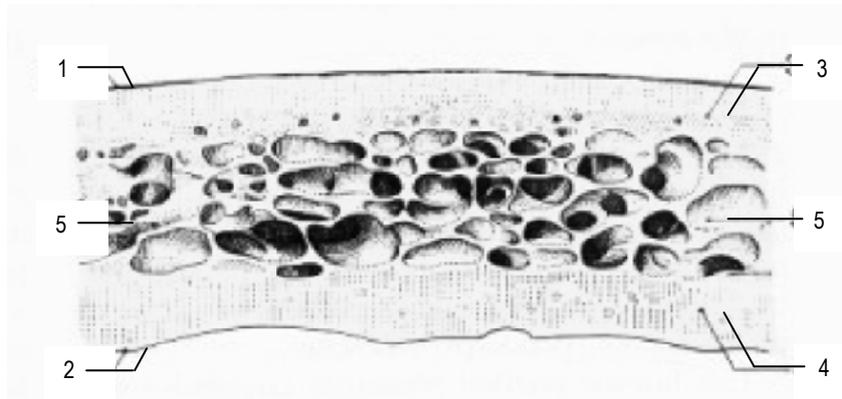


Figura A.2. Corte de un hueso plano de la calvaria (bóveda craneana). 1. Superficie exterior o exocraneana. 2. Superficie interior o endocraneana. 3. Lámina externa. 4. Lámina interna. 5. Tejido esponjoso o diploe. [1]

Los huesos cortos están formados por tejido esponjoso y rodeado por una lámina de tejido compacto, a semejanza de lo que ocurre en las epífisis de los huesos largos, como se aprecia en la figura A.3.

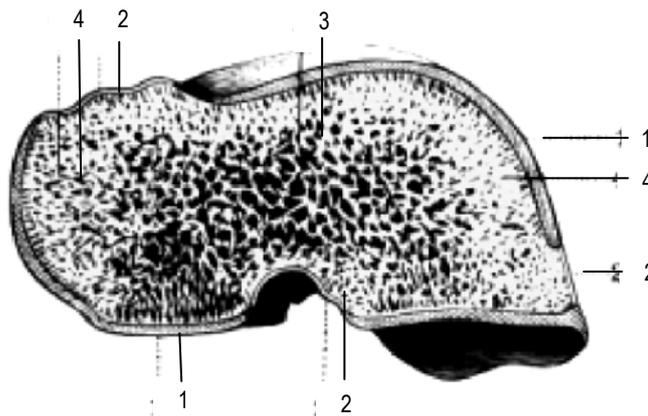


Figura A.3. Corte de un hueso corto, talus (astrágalo). 1. Cartilago articular. 2. Periostio. 3. Tejido esponjoso y sus aréolas. 4. Tejido más denso que forma la periferia del hueso. [1]

Médula ósea: Se sitúa en el canal medular de los huesos largos y en las cavidades del tejido esponjoso. La médula posee una marcada tarea, participa en la renovación de las células de la sangre y, al parecer, no interviene en la vida del hueso normal. Por otra parte se le establece como un tejido y puede considerársele un órgano aparte. En el hueso seco se carece de médula ósea.

Periostio: Es una membrana fibroelástica que rodea la superficie exterior de los huesos, no incluyendo las partes revestidas por cartilago articular y lugares en los que se insertan tendones y ligamentos. Completamente vascularizado e inervado, se adhiere de modo variable al hueso que reviste. Participa en el crecimiento del hueso y en su vascularización.

Cartílagos epifisarios: Se encuentra en los huesos largos principalmente en huesos jóvenes. Son muy visibles en radiografías, al ser observados dan la similitud de trazos de fracturas. Estos a su vez permiten el crecimiento del hueso en su longitud. También se encuentra en la implantación de ciertos procesos y

tienen importancia patológica. Se puede observar un corte frontal de la epífisis superior del húmero para mostrar el cartílago epifisario de un niño de 11 años en la figura A.4.

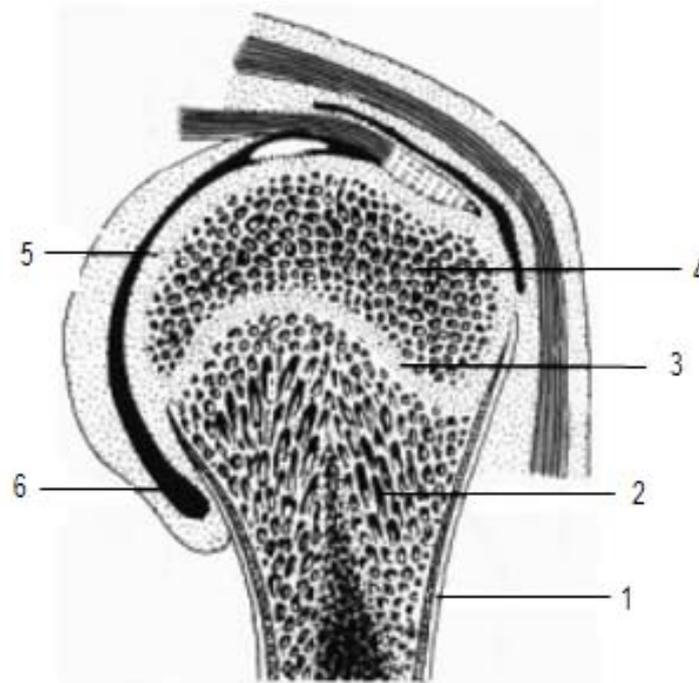


Figura A.4. 1. Periostio. 2. Sustancia esponjosa de la diáfisis. 3. Cartílago epifisario. 4. Epífisis. 5. Lámina cartilaginosa que cubre la convexidad de la epífisis. 6. Cavidad articular. [1]

A. III. OSIFICACIÓN [1].

Preosificación: Se caracteriza por la aparición de una distensión *edematosa* en el tejido embrionario, por otra parte, aparece una sustancia entre las fibrillas *colágenas* la cual es de origen no definido.

Impregnación cálcica: Mediante un fenómeno vascular, la sustancia preósea se transforma en *oseína*. Las sales de calcio aportadas por los vasos sanguíneos del medio se depositan en el interior de la sustancia fundamental. Las sales minerales, fosfatos y carbonatos de calcio impregnan los espacios conjuntivos uniéndose a la oseína. El resultado es la forma de un tejido sólido y resistente que en ciertas condiciones (acción de la hormona de crecimiento, la luz y la vitamina D) adquiere homogeneidad. Este proceso de calcificación invade progresivamente las trabéculas directrices. Nuevas trabéculas se yuxtaponen a las trabéculas precedentes, donde se asegura así el proceso de osificación por aposición.

Destrucción ósea: Las trabéculas organizadas siguen, en general, el eje de los vasos sanguíneos, pero sufren un proceso de destrucción, exteriorizado en el hueso compacto por la aparición de los canales centrales de Havers y de las cavidades medulares (hueso esponjoso). El proceso de destrucción depende de la circulación local y de la acción de células como los *osteoclastos*.

Osificación y crecimiento de un hueso de cartílago: Al iniciar es una placa o tallo cartilaginoso que reproduce en escala menor el hueso que ha de formar y en la que se establecen dos tipos de osificación tanto central y periférica. Ambas dependen del régimen circulatorio local que ambos aportan los elementos necesarios para la osificación.

La acción del periostio, conocida desde el siglo XVIII, es fundamental y se manifiesta en la generación ósea, luego de la supresión de un segmento óseo. El periostio durante toda la vida ofrece un medio eficaz

para la osificación. No así el cartílago, que es el punto de partida de la osificación *encondral*, el cual es progresivamente destruido y posteriormente se reemplaza por tejido óseo. Para que el hueso pueda desarrollarse, es necesario que el tejido cartilaginoso se multiplique con el fin de ser útil y ofrecer material al proceso de osificación.

Por ejemplo, si se analiza un hueso largo, el modelo cartilaginoso presenta dos extremos engrosados (futuras epífisis) y una parte media (futura diáfisis). En la diáfisis se puede observar la evolución simultánea de las osificaciones *encondral* y *pericondral*. En el hueso perióstico avanza hacia el centro de la diáfisis, donde se encuentra el hueso *encondral* que se dirige hacia la epífisis. A su vez, el hueso *encondral* a medida que llega a los extremos de la diáfisis, es reemplazado en el centro por huesos perióstico, generándose en el hueso primitivo una cavidad llamada cavidad medular, que se origina por la destrucción de las capas más profundas del hueso *encondral*. Así se detiene el progreso de las laminillas provenientes del periostio, que luego de haber ocupado el lugar que quedaba entre la periferia del hueso y la cavidad medular desaparecen. Por lo consiguiente aparecen células hematógenas que constituirán la médula ósea. La diáfisis ha sido construida por una abrazadera de hueso perióstico entre dos partes de hueso *encondral* (epífisis), que progresa hacia los dos extremos, en la proximidad de las epífisis. En las epífisis, aparece un punto de osificación *encondral* en el modelo cartilaginoso inicial, donde la osificación progresa del centro a la periferia. En ellas permanece la osificación *encondral* mientras que el hueso perióstico se manifiesta por una delgada capa de hueso compacto en la periferia.

La unión diafisoepifisaria: La metáfisis persiste como una lámina cartilaginosa hasta el final del crecimiento como última fase de la osificación *encondral* diafisaria. Este cartílago proporciona a la diáfisis los elementos necesarios para la osificación *encondral*. El periostio diafisario desempeña una acción importante en el crecimiento, canalizando al hueso *encondral*, asegurando los procesos de formación y destrucción que ocurre en las epífisis. La metáfisis, a causa de las funciones que desempeña durante el crecimiento, es un punto débil, sensible y delicado del hueso.

Por ejemplo en un hueso corto, la osificación y crecimiento del hueso son comparables a los de una epífisis, predomina la osificación *encondral* y el tejido óseo evoluciona hacia el tejido esponjoso, formándose grandes lagunas en el hueso *encondral*.

Osificación y crecimiento de un hueso de membrana: Dicho proceso se observa en los huesos del cráneo y de la cara. A partir de un modelo conjuntivo membranoso se forman trabéculas directrices de la osificación que parten de la cara profunda del periostio. Los fenómenos generales son semejantes a los descritos para los huesos precedentes.

A. IV. VASCULARIZACIÓN DE LOS HUESOS [1].

Su estudio permite comprender la estructura ósea e interpretar la consolidación de las fracturas, sus retardos y sus defectos. La superficie del hueso presenta numerosos orificios: los forámenes nutricios que se profundizan como canales vasculares. Según sus dimensiones se dividen en 3 órdenes:

Forámenes de 1^{er}. orden: Pertenecen a la diáfisis de los huesos largos y a las caras de los huesos planos. Por ellos transitan los vasos principales del hueso que se dirigen al canal medular, donde terminan.

Forámenes de 2^o. orden: Se encuentran en las epífisis de los huesos largos, en los bordes de los ángulos de los huesos planos, así como en las superficies no articulares de los huesos cortos.

Forámenes de 3^{er}. orden: Son los más pequeños. Se hallan en todas las superficies no articulares del hueso. Se pueden contar hasta 50 por mm². Todos estos forámenes y canales denotan la riqueza vascular del hueso. Las arterias son numerosas y varían según el tipo de hueso considerado.

En los huesos largos las arterias se clasifican en tres sistemas:

Diafisario: La arteria principal del hueso penetra por el foramen nutricio de mayor calibre. En el miembro superior se dirigen hacia el codo, en el miembro inferior se alejan de la rodilla, apreciándolo en la figura A.5, debido al crecimiento en longitud del hueso.

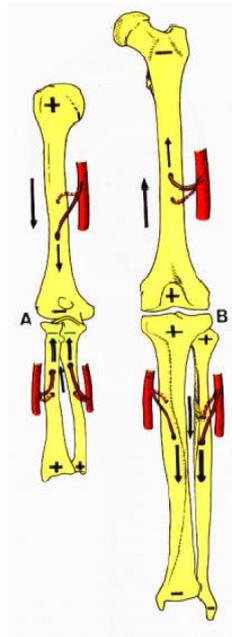


Figura A.5. Arterias nutricias de las diáfisis de los huesos largos. A. Miembro superior. B. Miembro inferior. + Epifisis fértiles. – Epifisis menos fértiles. Nótese la dirección de las arterias que “se dirigen hacia el codo” y “se alejan de la rodilla”.

La arteria nutricia se distribuye en el tejido óseo propiamente dicho y en la médula ósea. Las innumerables arterias que se distribuyen en el tejido óseo cursan por los sistemas de laminillas de Havers, en los conductos de Havers.

Perióstico: El periostio que recubre la diáfisis se encuentra ricamente vascularizado por arterias de la proximidad (músculos, ligamentos, etc.) que dan origen a una abundante red vascular arterial. Los vasos periósticos se introducen por forámenes de 3^{er}. orden hacia los canales de Volkman y de Havers, donde se ramifican y capilarizan, anastomosándose con las arterias endósticas originadas en el sistema presente.

Epifisionmetafisario: Se origina en las arterias articulares, las musculotendinosas vecinas y algunas propias para la epífisis y metafísis. Estas arterias atraviesan la cortical, llegan a la esponjosa y se reparten en dos grupos epifisario, que forman una arcada de la que parten arteriolas para la placa subcondral y diafisario, de donde se originan colaterales que se anastomosan con el sistema de la arteria nutricia.

Arterias de la médula ósea: Proceden de la arteria nutricia diafisaria. Estas arterias se capilarizan, para continuarse en los sinusoides, que las conectan con el seno venoso central. Las arterias metafisarias

estarían encargadas de irrigar a la médula osteogénica, y la arteria nutricia principal a la médula metafisaria.

Los 3 sistemas que irrigan los huesos largos y las arterias que irrigan la médula ósea se anastomosan entre sí.

En los huesos planos se irrigan por dos tipos de arterias: periósticas y orificiales.

Arterias periósticas: Constituyen una perióstica de donde nacen ramas que penetran en el hueso por forámenes de 2º y 3er orden, atraviesan la cortical ósea y se introducen en los conductos de Havers. Irrigan la cortical ósea y parte de la esponjosa.

Arterias orificiales: Penetran en el hueso por orificios de mayor tamaño describiendo un trayecto oblicuo. Se distribuyen anastomosándose entre sí y con las arterias periósticas, para terminar en la lámina esponjosa central.

En los huesos cortos, su irrigación procede de dos fuentes.

Arterias periósticas: Se originan en las arterias de la vecindad y pueden formar una red anastomótica perióstica cuyas ramas atraviesan la cortical.

Arterias orificiales: Se originan también en las arterias de la vecindad, como arterias propias del hueso y penetran por forámenes vasculares extra articulares. Pueden originarse en arterias musculotendinosas y ligamentosas.

La arteria nutricia se acompaña de una o dos venas que emergen de la profundidad del hueso. El origen del sistema venoso lo constituye un conjunto de colectores avalvulados encargados de drenar el hueso. La circulación venosa de un hueso se inicia en un centro cavitario único o ramificado y ensanchado. En los huesos largos, las venas se originan en el seno venoso medular o central y gradualmente se ordenan y llegan al periostio. Esta circulación de retorno se encuentra muy desarrollada en la epifisis donde existen verdaderos conductos o lagos. En los huesos planos se les denomina venas diploicas. Poseen un trayecto sinuoso de volumen variable o bien adoptan una disposición en conductos finos muy ramificados. En los huesos cortos se originan a partir de lagos centrales o sinusoides dilatados que confluyen hacia una o dos venas que emergen en el periostio.

A. V. CARACTERÍSTICAS PARTICULARES DE LAS VÉRTEBRAS DE CADA REGIÓN [1].

Vértebras cervicales (*Vertebrae cervicales*, PNA): Su cuerpo es alargado transversalmente. En los extremos de su cara superior se observan dos pequeñas salientes denominadas procesos semilunares o uncus del cuerpo y en los extremos laterales de su cara inferior dos incisuras hacia los procesos semilunares de la vértebra subyacente. La cara anterior del cuerpo es cóncava en sentido vertical y su cara posterior es casi plana, en la figura A.6, se muestra una vértebra cervical en una vista superior.

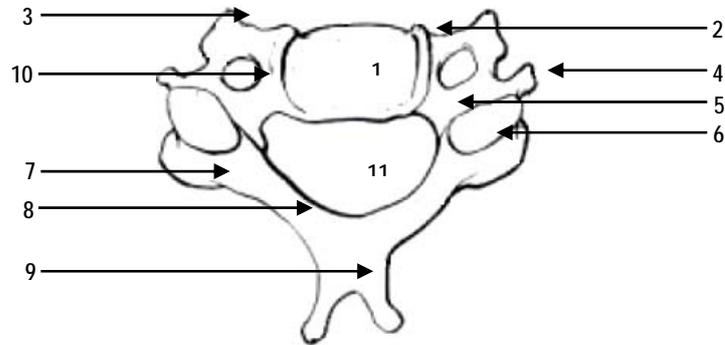


Figura A.6. Vértebra cervical, vista superior. 1. Cuerpo. 2. Procesos semilunares. 3 y 4. Tubérculos anterior y posterior, respectivamente del proceso transversario. 5. Pedículo. 6. Proceso articular superior. 7. Proceso articular inferior. 8. Lámina. 9. Proceso espinoso. 10. Foramen transversario. 11. Foramen vertebral. [1]

Vértebras torácicas (*Vertebrae thoracicae*, PNA): Su cuerpo es forma redondeada, se vuelve más voluminoso conforme se avanza de T1 a T12. Las caras laterales del cuerpo vertebral presentan un canal circunferencial y por delante de los pedículos presenta dos *hemifacet* articulares, superior e inferior, cerca de los bordes del cuerpo. En la figura A.7, se aprecia una vista superior.

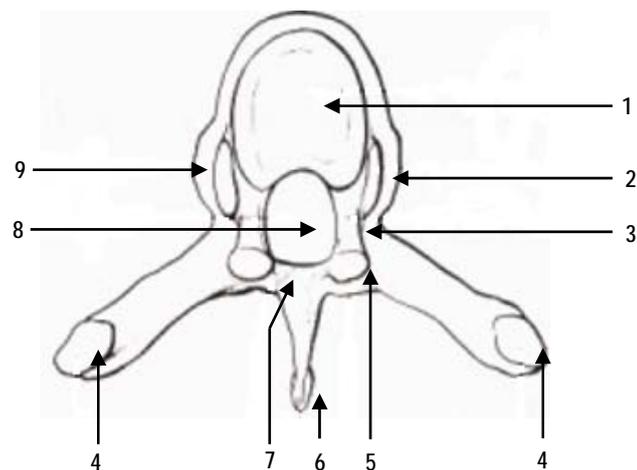


Figura A.7. Vértebra torácica, vista superior. 1. Cuerpo. 2. Fóvea (hemifaceta) articular costal superior. 3. Pedículo. 4 y 4'. Proceso transversario con la fóvea articular para la tuberosidad costal. 5. Proceso articular superior. 6. Proceso espinoso. 7. Lámina. 8. Foramen vertebral. 9. Saliente de la fóvea costal inferior. [1]

A. VI. ARTICULACIONES VERTEBRALES [1].

Articulaciones de las vértebras cervicales. Articulaciones móviles.

El disco intervertebral es relativamente voluminoso ya que es 2/5 de la altura del cuerpo vertebral. Los cuerpos vertebrales poseen una pequeña articulación suplementaria bilateral llamada uncovertebral que pone en contacto los procesos ganchosos con los ligamentos, tienen líquido sinovial propio. Los procesos articulares presentan sus superficies planas que ensamblan muy poco.

Articulaciones de las vértebras torácicas.

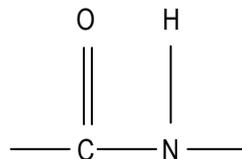
Su unión es sólida y poco móvil. Brinda a las costillas, que son móviles, un punto de apoyo fijo. El disco intervertebral es relativamente delgado 1/5 de la altura del cuerpo vertebral. Los espacios entre las láminas son estrechos y estas a su vez están superpuestas como las tejas de un tejado. Los procesos articulares son planos y de pequeñas dimensiones.

A. VII. POLIAMIDAS [2].

Las poliamidas o nailon son termoplásticos que pueden procesarse fundidos y cuya estructura de la cadena principal incluye un grupo amida en forma repetida. Los nailon son miembros de la familia de los plásticos de ingeniería y ofrecen una capacidad de carga superior a temperaturas elevadas, buena dureza, baja resistencia a la fricción y buena resistencia a las sustancias químicas.

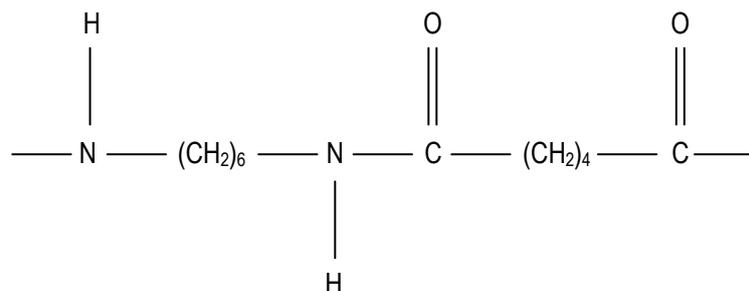
Enlace químico que se repite.

Hay muchos tipos de nailon y la unidad que se repite es diferente en cada tipo. Sin embargo, todas ellas tienen en común el enlace amida.



Proceso químico y reacciones de polimerización.

Algunos tipos de nailon son producidos por la polimerización sucesiva de un ácido orgánico dibásico con una diamina. El nailon 6,6 que es el más importante en la familia de los nailon, se produce mediante una reacción de polimerización entre hexametildiamina y el ácido adípico para producir polihexametilendiamina. La unidad estructural química que se repite en el nailon 6,6 es:



La designación "6,6" del nailon 6,6 se refiere a que hay 6 átomos de carbono en la diamina reaccionante (hexametilendiamina) y también 6 átomos de carbono en el ácido orgánico reaccionante (ácido adípico).

Otros nailon comerciales importantes producidos con el mismo tipo de reacción son 6,9-6,10 y 6,12 formados por hexametilendiamina y ácido acelaico (9 carbonos), sebásico (10 carbonos) o duodecanedioico (12 carbonos), respectivamente.

Estructura y propiedades.

Los nailon son materiales poliméricos altamente cristalinos a causa de la estructura simétrica regular de sus cadenas poliméricas principales. La alta tendencia a cristalizar de los nailon se evidencia por el hecho de que, en condiciones de solidificación controladas, se pueden producir esferulitas. En la figura A.8 se muestra un ejemplo excelente de la formación de una estructura compleja con esferulitas en el crecimiento del nailon 9,6 a 210 °C.

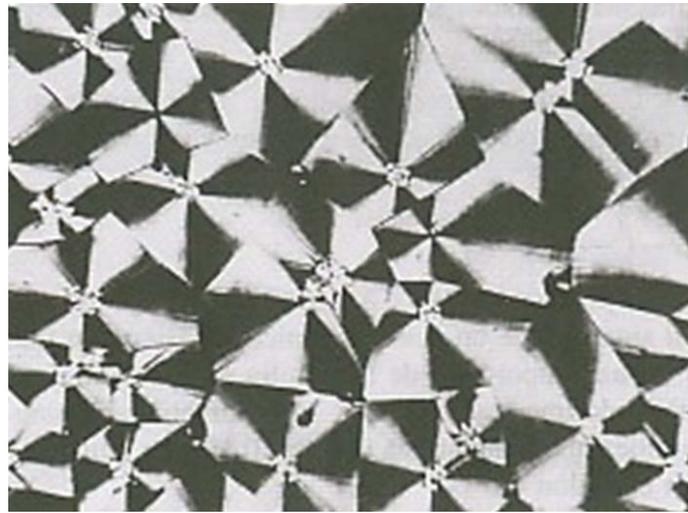


Figura A.8. Estructura compleja del nailon 9,6 con esferulitas, desarrollada a 210 °C.

La alta resistencia de los nailon se debe, en parte, al enlace de hidrógeno que se forma entre las cadenas moleculares como se observa en la figura A.9, el enlace amida hace posible un tipo de enlace de hidrogeno NHO entre las cadenas.

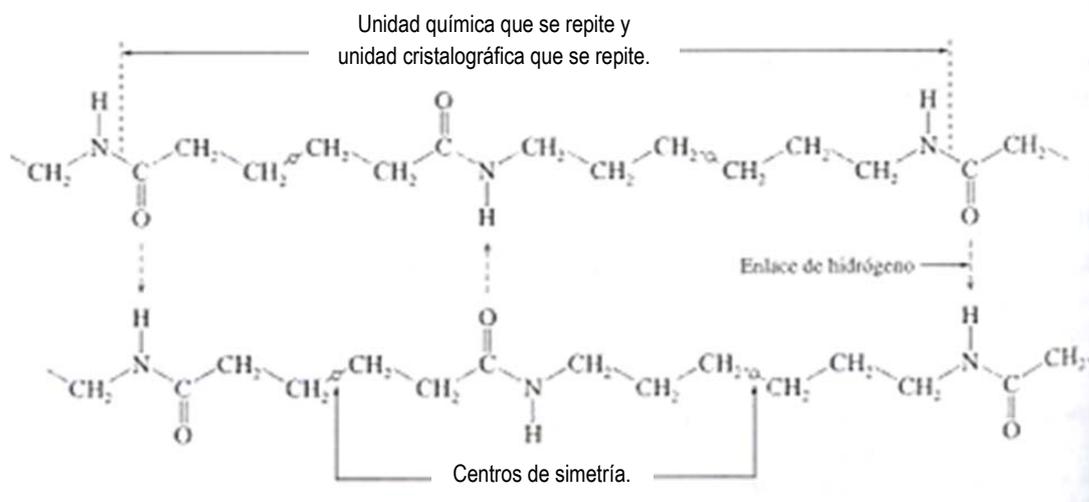


Figura A.9. Representación esquemática del enlace de hidrógeno entre dos cadenas moleculares.

Como resultado de esto, las poliamidas de nailon tienen alta resistencia, altas temperaturas de deformación por calor y buena resistencia a las sustancias químicas. La flexibilidad de las principales cadenas de carbono imparte flexibilidad molecular, lo cual origina una baja viscosidad del fundido y facilidad de procesado. La flexibilidad de las cadenas de carbono contribuye a su alta lubricidad, baja fricción superficial y buena resistencia a la abrasión. Sin embargo, la polaridad y los enlaces de hidrógeno de los grupos amida originan una alta absorción de agua, lo cual da como resultado cambios dimensionales con un aumento del contenido de humedad. Los nailon 11 y 12, con sus cadenas de carbono más largas entre los grupos amida, son menos sensibles a la absorción de agua.

La mayoría de los nailon son procesados mediante métodos convencionales de moldeo por inyección o extrusión.

Aplicaciones.

Las aplicaciones de los nailon se hacen en casi todas las industrias. Entre los usos comunes están la fabricación de piezas antifricción, engranajes y cojinetes que no requieren lubricación, piezas mecánicas que deben funcionar a altas temperaturas y ser resistentes a hidrocarburos y disolventes, partes eléctricas sometidas a altas temperaturas y partes de alto impacto que requieren resistencia y rigidez. La aplicación automotriz incluye velocímetros y engranes para limpiadores de parabrisas y abrazaderas de ajuste. El nailon reforzado con vidrio se usa en paletas de ventilador de motor, recipientes para el fluido de frenos y de servodirección, tapas de válvulas y cubiertas de la columna de dirección. Las aplicaciones eléctricas y/o electrónicas incluyen conectores, enchufes, aislantes de alambre para conexiones, monturas de antena y terminales. El nailon se usa también en empaques y para aplicaciones de uso general.

A. VIII. ESFUERZOS ORTOTRÓPICOS [3,4].

Un cuerpo es homogéneo e isotrópico si las propiedades del material no son ni una función de la posición dentro del cuerpo ni una función de la dirección dentro del cuerpo, respectivamente. Un cuerpo así tiene tres propiedades del material (módulo de elasticidad, módulo de rigidez o módulo por cortante y relación de Poisson), de las cuales sólo dos son independientes. Para un material isotrópico, figura A.10, un esfuerzo normal de tensión causa un alargamiento en la dirección del esfuerzo y una contracción en la dirección perpendicular al esfuerzo.

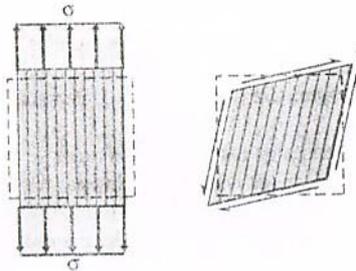


Figura A.10. Presencia de alargamiento y distorsión en un material isotrópico.

Los esfuerzos cortantes solamente causan deformaciones por cortante. Estos tipos de deformaciones existen para materiales isotrópicos sin importar la dirección del esfuerzo.

Para algunos materiales como la madera, tres propiedades del material no son suficientes para describir el comportamiento del material. Sin embargo, la madera tiene tres planos perpendiculares entre si de simetría del material, uno paralelo a la fibra, uno tangencial a la fibra y uno radial.

“Los cuerpos que tienen propiedades del material que sean diferentes en tres direcciones perpendiculares entre si, en un punto dentro de un cuerpo, pero que tienen tres planos perpendiculares entre si de simetría del material se conocen como materiales ortotrópicos”.

Las propiedades del material son una función de la orientación dentro del cuerpo.

Los materiales ortotrópicos tienen tres ejes naturales que son perpendiculares entre si (como en el caso de la madera). En la figura A.11, se muestra un material ortotrópico sujeto a un esfuerzo aplicado en la dirección de un eje natural. Como en el caso del material isotrópico, el material ortotrópico se alarga en la dirección del esfuerzo y se contrae en la dirección perpendicular. Las magnitudes de los alargamientos y las contracciones no son las mismas para los dos materiales, ya que las propiedades del material para el material ortotrópico dependen de la orientación del esfuerzo aplicado. Si el esfuerzo en la figura 2, se aplicara en la dirección perpendicular, el alargamiento y la contracción tendrían valores diferentes de aquellos mostrados en la figura 2. Por otro lado, los alargamientos y las contracciones del material isotrópico de la figura 1, son independientes de la dirección de la carga aplicada.

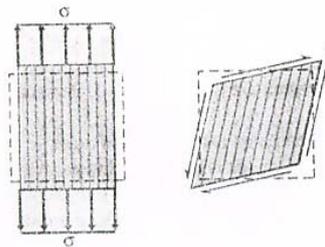


Figura A.11. Presencia de alargamiento y distorsión en un material ortotrópico.

Un esfuerzo aplicado que no esté en la dirección de uno de los ejes naturales de un material ortotrópico se comporta como se muestra en la figura A.12. Un esfuerzo normal produce un alargamiento, una contracción y una deformación por cortante. Así, dependiendo de la dirección del esfuerzo, puede existir un acoplamiento entre alargamiento, contracción y deformación por cortante. No existe acoplamiento para un material isotrópico, sin importar la dirección del esfuerzo.

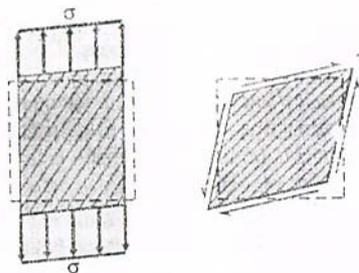


Figura A.12. Presencia de alargamiento y distorsión en un material ortotrópico en dirección diferente de su eje natural.

El comportamiento mecánico de los materiales ortotrópicos (o materiales anisotrópicos, donde no hay planos de simetría del material) es más complejo que para los materiales isotrópicos.

Ahora bien, analizaremos en el estado plano de esfuerzos un material ortotrópico.

Considérese una delgada pieza de material (como una resina epóxica) reforzada con fibras en una sola dirección (como el grafito), como se muestra en la figura A.13. Este material es ortotrópico. Los ejes x , y y z , se encuentran en las direcciones principales del material. Para el estado plano de esfuerzos, $\sigma_z = \tau_{zx} = \tau_{zy} = 0$. Para determinar las relaciones deformación unitaria-esfuerzo, supóngase que el comportamiento del material es elástico lineal y úsese el principio de superposición.

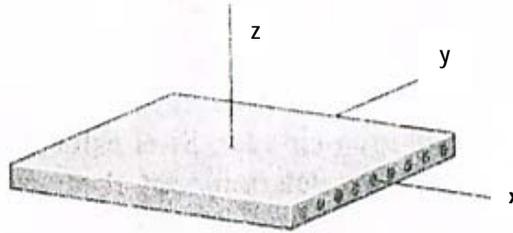


Figura A.13. Pieza delgada, material grafito.

Primero, considérese que el espécimen ortotrópico está sujeto a una carga aplicada a lo largo de un eje en la dirección x , como se muestra en la figura A.14. El esfuerzo y las deformaciones unitarias son:

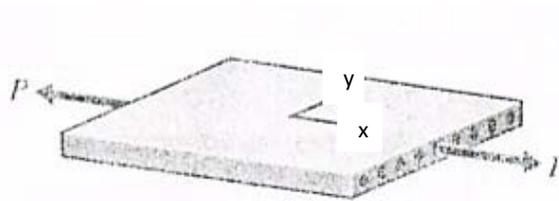


Figura A.14. Aplicación de carga en la placa de grafito en la dirección "x".

$$\epsilon_x = \frac{P}{E_1}; \quad \epsilon_y = -\nu_{xy} \frac{P}{E_1}; \quad \epsilon_z = 0 \quad (a)$$

Donde ν_{xy} es la relación de Poisson para la carga en la dirección x y E_1 es el módulo de elasticidad para la misma carga.

Ahora, considérese la carga aplicada a lo largo de un eje, en la dirección y , como se muestra en la figura A.15. El esfuerzo y las deformaciones unitarias son:

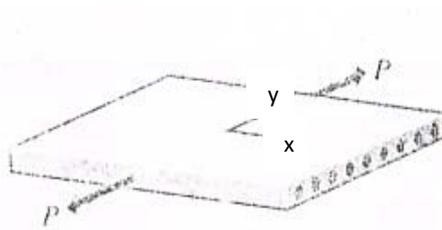


Figura A.15. Aplicación de carga en la placa de grafito en la dirección "y".

$$\epsilon_y = \frac{P}{E_2}; \quad \epsilon_x = -\nu_{yx} \frac{P}{E_2}; \quad \epsilon_z = 0 \quad (b)$$

Donde ν_{yx} es la relación de Poisson para la carga en la dirección y , y E_2 es el módulo de elasticidad para la misma carga.

Con el uso de las ecuaciones (a) y (b), y el principio de superposición, las deformaciones unitarias son:

$$\epsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} - \nu \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \quad (c)$$

$$\epsilon_y = -\nu \frac{\sigma_x}{E} + \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \quad (d)$$

Obtenemos:

$$\begin{aligned} \epsilon_x &= \frac{\sigma_x}{E} - \nu \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \\ \epsilon_y &= -\nu \frac{\sigma_x}{E} + \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \end{aligned}$$

Si el material está sujeto a los esfuerzos cortantes mostrados en la figura A.16, se obtiene:

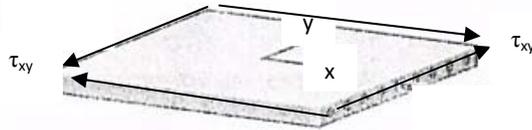


Figura A.16. Esfuerzos cortantes en el plano xy (τ_{xy}).

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G_{xy}} \quad (e)$$

Donde G_{xy} es módulo de cortante en el plano xy . Por lo tanto, la matriz queda:

$$\begin{bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}$$

Las ecuaciones (c), (d) y (e) es la deformación unitaria-esfuerzo para el material reforzado en las direcciones analizadas x y y .

Las ecuaciones (c), (d) y (e) pueden resolverse para determinar los esfuerzos, dando las ecuaciones de esfuerzo-deformación unitario:

$$\sigma_x = E \epsilon_x + \nu E \epsilon_y \quad (f)$$

$$\sigma_y = \nu E \epsilon_x + E \epsilon_y \quad (g)$$

$$\tau_{xy} = G_{xy} \gamma_{xy} \quad (h)$$

De las cinco propiedades del material en las ecuaciones (f), (g) y (h) sólo cuatro son independientes por:

$$\frac{\nu_{xy}}{E_1} = \frac{\nu_{yx}}{E_2}$$

Las ecuaciones de esfuerzo-deformación unitaria (f), (g) y (h) solamente se aplican cuando la carga se localiza en las direcciones principales del material.

Si el material es isotrópico ($E_1 = E_2 = E$; $\nu_{xy} = \nu_{yx} = \nu$ y $G_{xy} = G$).

Caso de tres dimensiones.

Ahora, considérese la carga aplicada a lo largo de un eje, en la dirección z, como se muestra en la figura A.17. El esfuerzo y las deformaciones unitarias son:

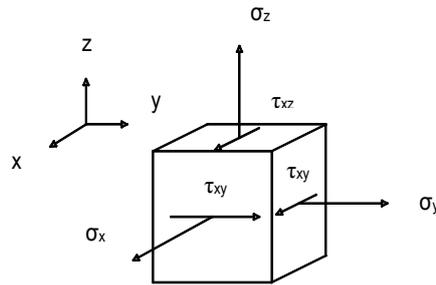


Figura A.17. Estado de esfuerzos tridimensional en un material ortotrópico

$$\sigma_z = \frac{P}{A}, \quad \varepsilon_z = \frac{\sigma_z}{E_3}, \quad \nu_{zx} = -\frac{\varepsilon_z}{\varepsilon_x} \quad (i)$$

Con el uso de las ecuaciones (a), (b) e (i) y el principio de superposición, las deformaciones unitarias son:

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E_1} - \nu_{yx}\varepsilon_y - \nu_{zx}\varepsilon_z = \frac{\sigma_x}{E_1} - \nu_{yx}\frac{\sigma_y}{E_2} - \nu_{zx}\frac{\sigma_z}{E_3} \quad (j)$$

$$\varepsilon_y = -\nu_{xy}\varepsilon_x + \frac{\sigma_y}{E_2} - \nu_{zx}\varepsilon_z = -\nu_{xy}\frac{\sigma_x}{E_1} + \frac{\sigma_y}{E_2} - \nu_{zx}\frac{\sigma_z}{E_3} \quad (k)$$

$$\varepsilon_z = -\nu_{xy}\varepsilon_x - \nu_{yx}\varepsilon_y + \frac{\sigma_z}{E_3} = -\nu_{xy}\frac{\sigma_x}{E_1} - \nu_{yx}\frac{\sigma_y}{E_2} + \frac{\sigma_z}{E_3} \quad (l)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G_{xy}} \quad (m)$$

$$\gamma_{yx} = \frac{\tau_{yx}}{G_{yx}} \quad (n)$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G_{zx}} \quad (ñ)$$

Por lo tanto, obtenemos la matriz:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yx} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{yx}}{E_2} & -\frac{\nu_{zx}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{zx}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_1} & -\frac{\nu_{yx}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yx}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{zx}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yx} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix}$$

Se obtiene:

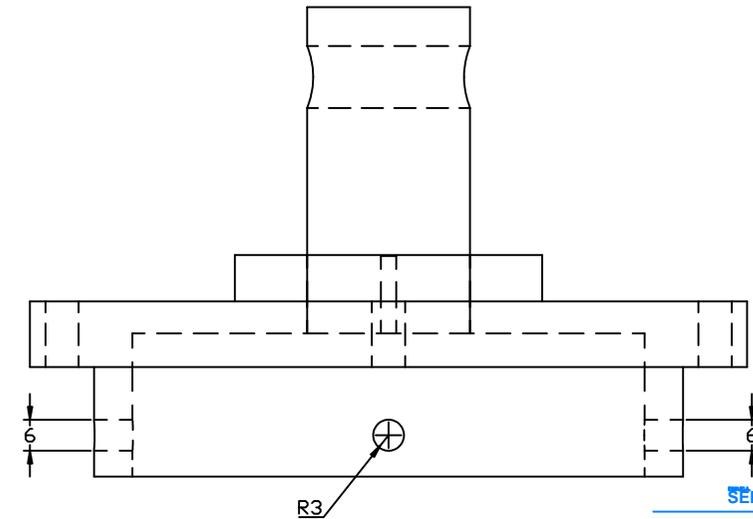
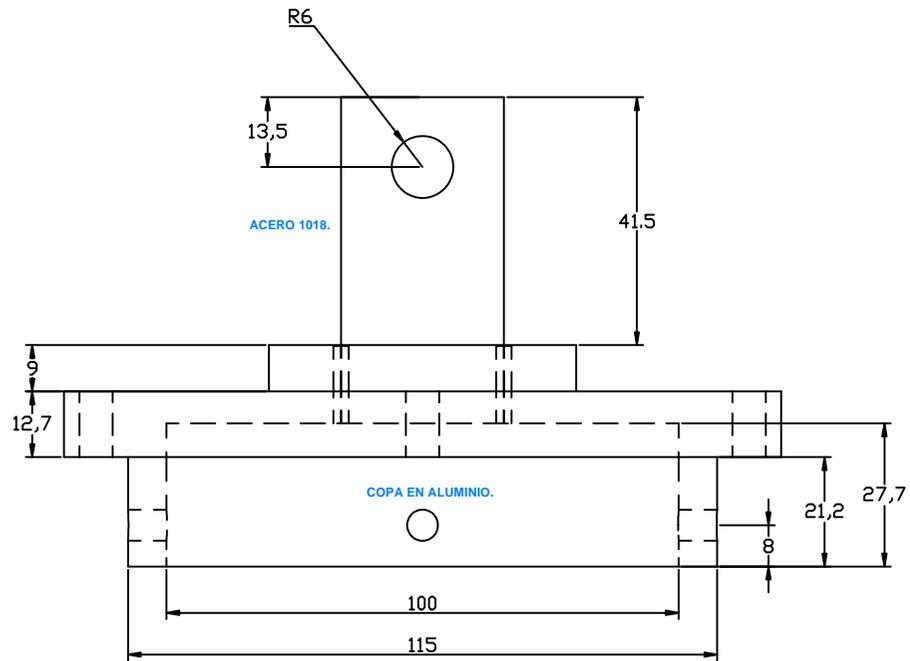
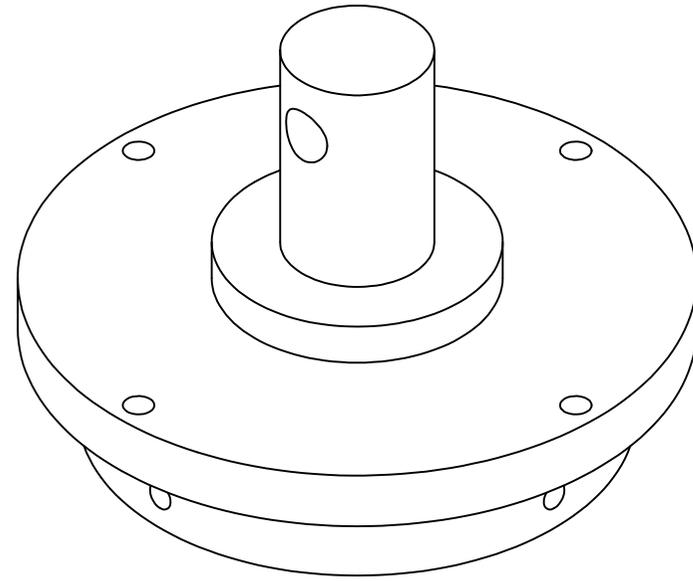
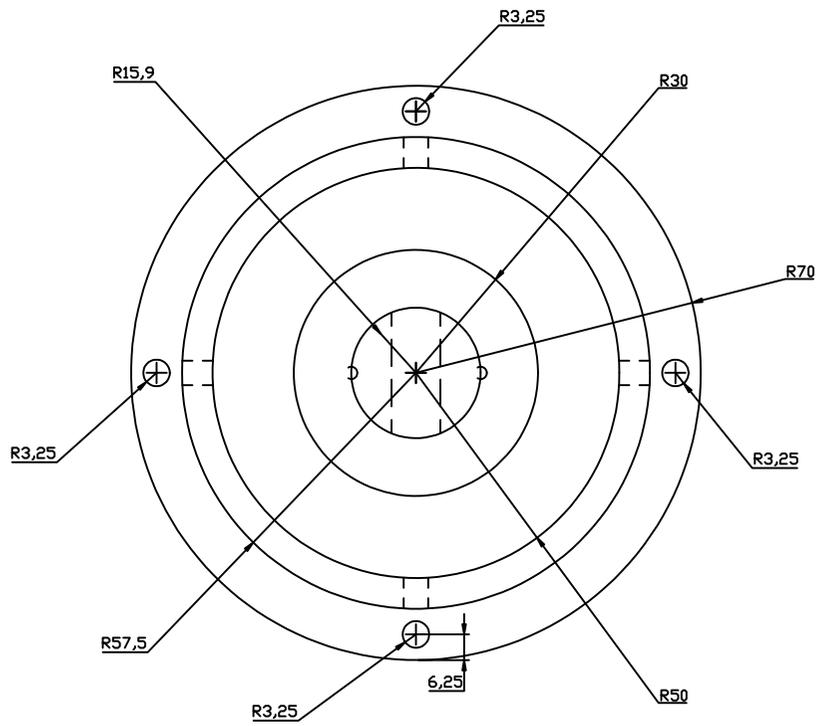
$$\frac{\nu_{xy}}{E_1} = \frac{\nu_{yx}}{E_2}, \quad \frac{\nu_{xz}}{E_1} = \frac{\nu_{zx}}{E_3}, \quad \frac{\nu_{yz}}{E_2} = \frac{\nu_{zy}}{E_3}$$

Como puede verse las componentes que gobiernan el alargamiento y las que gobiernan la distorsión están desacopladas, lo cual significa que en general es posible producir alargamientos en torno a un punto sin provocar distorsiones y viceversa.

A. IX. REFERENCIAS.

1. Latarjet M, Ruíz Liard A.. *"Anatomía Humana"*. Tomo I. Tercera Edición. Editorial Médica Panamericana. p.p. 32-66. Montevideo, Uruguay 1999.
2. Smith WF. *"Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales"*. Cuarta Edición. Editorial Mc Graw Hill. p.p. 511-515. 2006.
3. Madhukar Vable. *"Mecánica de Materiales"*. Oxford University Press. 2003. Pag. 165 – 168, 590 – 592.
4. Malvern, Lawrence E. *"Introduction to the Mechanics of a Continuous Medium"*. Prentice-Hall, Inc. USA. 1969. Pag. 285 – 288.

PLANOS.



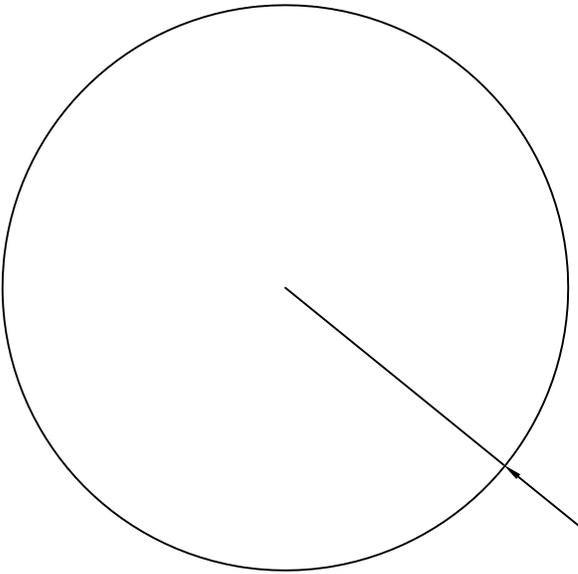
SEPI ESIME ZAC.

21-SEP-2009

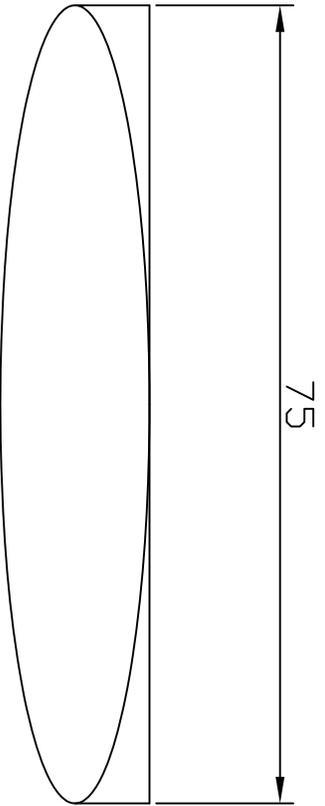
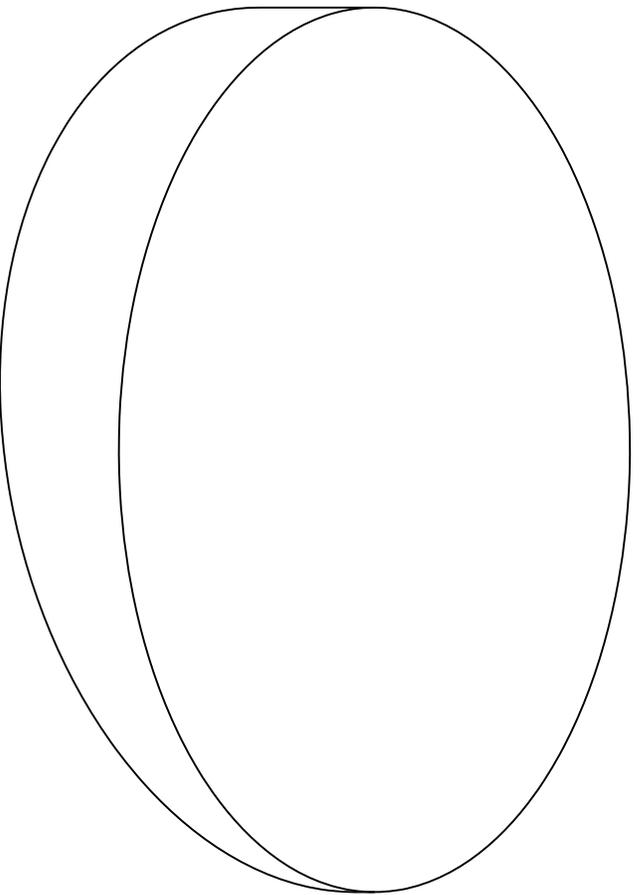
PLANO 1.
ACOTACION: M.M

ING. EDGAR RUIZ MUÑOZ

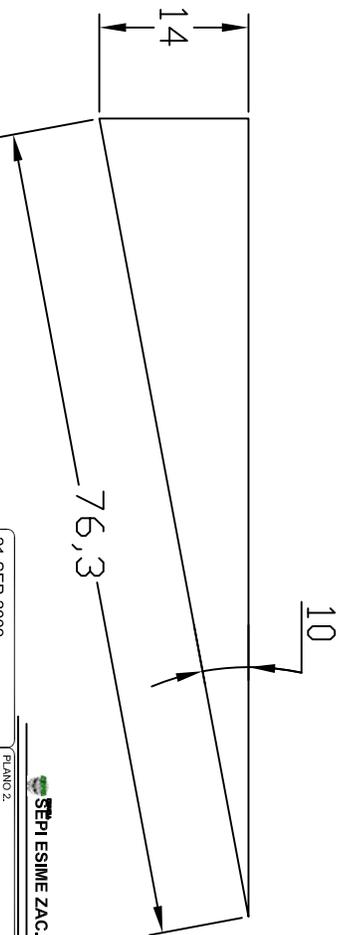
EN ALUMINIO Y ACERO 1018.



R37,5



75



14

10

76,3

21-SEP-2009

PLANO 2
ACOTACION: M/M

ING. EDGAR RUIZ MUNOZ

SEPI ESIME ZAC.

DE ALUMINIO CONTINUACION

A: 10'



GLOSARIO.

A

Ácido úrico: Producto del metabolismo proteico que se encuentra en la sangre y la orina, cuyo incremento da lugar a la hiperuricemia, que puede desembocar en una crisis de gota por depósito articular de cristales de urato monosódico, tofos, nefropatía o nefrolitiasis; 2, 6, 8 – trioxipurina.

Anatomía: Ciencia que estudia la estructura de los organismos y el número, estructura, situación y relación de las partes que los componen, generalmente relevadas mediante disecciones. La estructura misma del organismo o de los órganos en particular. La anatomía puede ser descriptiva, topográfica, general, microscópica, por mencionar algunas.

Anatomía comparada: Comúnmente se refiere solamente a cordados y tiene por finalidad, no solo conocer las características diferentes, iguales o semejantes de las especies, si no formular deducciones filosóficas, especialmente evolutivas, basadas en las homologías y afinidades que se sorprendan. Se ha postulado que la anatomía comparada es la ciencia de las homologías.

Aloinjerto: Órgano o tejido que se trasplanta a otro individuo de la misma especie.

Anquilosis: Abolición completa (o parcial) de los movimientos de una articulación móvil. Puede ser causada por rigidez de los tejidos intra o periarticulares o por la fusión de los huesos que constituyan la articulación.

Anulus: Anillo fibroso del disco intervertebral.

Artrodia: Articulación deslizante.

Articulación: Área de reunión o contacto normal entre dos o más piezas óseas o cartilaginosas. Hay dos tipos básicos de articulaciones: diartrosis y sinartrosis. Estas pueden ser anartrosis como los del hombro y la de la cadera; articulaciones deslizantes, en pivote, rotatorias o en bisagra. Las articulaciones de mayor libertad de movimiento están envueltas en una membrana llamada sinovial y que forma una cavidad articular o sinovial llena por un líquido del mismo nombre, que lubrica la articulación. Los huesos tienen en la superficie de contacto un cartílago llamado articular.

Articulaciones facetarias: La articulación facetaria, conocida como la articulación cigapofisaria en la parte médica, se compone de dos apófisis superiores (extensiones de hueso que sobresale hacia su parte superior), la interconexión con 2 procesos inferior (que se proyectan a la baja) de la vértebra directamente encima.

Articulaciones sacroiliacas: Una articulación sinovial irregular entre el sacro y el ilion a ambos lados de la pelvis.

Artrosis: f. Artropatía crónica, no inflamatoria, constituida principalmente por alteraciones destructivas de los cartílagos y de los fibrocartílagos, osteoesclerosis subcondral, reacción osteofítica de los rebordes articulares y formación de cavidades fibroquísticas en las epífisis. Estas lesiones son consideradas de naturaleza degenerativa y están relacionadas con la edad. En cuanto a las causas, se supone que están en relación con las características físicas o bioquímicas del cartílago articular o de las condiciones mecánicas defectuosas a las que se encuentra sometido el cartílago. La artrosis aparece generalmente después de los cuarenta años y es más frecuente en el sexo femenino. El síntoma más importante es del dolor provocado por los movimientos. En general las articulaciones afectadas no presentan signos inflamatorios (como ocurre con la

artritis), aunque a veces la rodilla es una excepción. Las articulaciones artrósicas muestran una limitación de la movilidad y frecuentemente una actitud viciosa difícil de corregir.

Artrectomía: Resección de una articulación.

Artritis: Inflamación de las articulaciones.

Artritis facetaria: La inflamación de una articulación facetaria, generalmente acompañada de dolor, inflamación y rigidez, y como resultado de la infección, trauma, cambios degenerativos, trastornos metabólicos, o por otras causas.

Artritis reumatoide: Enfermedad multisistémica de predominio en pequeñas articulaciones, con máxima incidencia entre los 40 y 60 años, que presenta un curso crónico. Su etiología es desconocida, aunque se piensa que es el resultado de la acción de un antígeno en un individuo con una base genética determinada. El antígeno podría ser exógeno o autoantígeno. Su marcado serológico típico es el factor reumatoide.

Artrodesis: Operación quirúrgica para conseguir la anquilosis de una articulación. Se le denomina también anquilosis artificial.

Artrosis facetaria: Es principalmente un trastorno no inflamatorio de las articulaciones móviles se caracteriza por un desequilibrio entre la síntesis y la degradación del cartílago articular, dando lugar a los cambios patológicos clásicos de desgaste y destrucción del cartílago en la región de las facetas articulares.

Artrosis lumbar: Degeneración de articulaciones en la columna vertebral lumbar.

Artropatía facetaria: Es una condición del envejecimiento. La principal causa de artropatía faceta es la degeneración espinal que se produce normalmente en la vida posterior.

Artroplastia: Operación que tiene por objeto la reconstrucción de una articulación destruida o anquilosada, mediante la resección de las superficies articulares y la interposición de una prótesis para recuperar la función y suprimir el dolor. Las intervenciones más habituales que se realizan en las extremidades superiores son las de hombro y codo, y en las inferiores, las de cadera y rodilla.

Artrosis interapofisaria: Referente a la artropatía degenerativa de la columna lumbar vertebral faceta conjuntiva.

Asintomáticos: Sin síntomas. Muchas enfermedades comienzan con un periodo durante el cual no hay síntomas.

Autólogos: Relativo a un tejido o estructura que se presenta de forma natural y deriva del mismo individuo.

B

Biomecánica: f. Estudio de las diversas estructuras de tipo mecánico que existen en los seres vivos. Aplicación de las leyes mecánicas a las estructuras vivas, en especial al aparato locomotor del cuerpo humano. Enfoque de la biología que busca la aplicación mecánica, o más exactamente física, de los fenómenos vitales.

C

Carpa: Esqueleto de la muñeca o parte de los miembros anteriores situados entre los huesos del antebrazo y los de la mano. Primitivamente diez a doce huesos, reducidos a ocho en el hombre.

Cartilaginoso: Constituido por cartílago.

Cartílago: Tejido esquelético, fieme elástico y traslúcido, formado por células redondeadas incluidas en una matriz de colágeno, que puede contener numerosas fibras, carece de vasos sanguíneos en los organismos adultos. El cartílago forma la totalidad del esqueleto en elasmobranquios, holocéfalos y de embriones de todos los vertebrados y se encuentra más o menos representado en animales de esqueleto óseo.

Ciatalgias: Ciatalgia o ciática es un dolor (neuralgia) que se presenta a nivel del territorio de inervación del nervio ciático. La ciatalgia es una de las neuralgias más frecuentes.

Anatómicamente, el nervio ciático lo componen las raíces L4 hasta S3 y a su vez estas forman parte del plexo lumbosacro. Por lo tanto, el dolor es de tipo radicular ya que no son los nervios sensitivos periféricos el origen, sino los nervios espinales proximales que se forman de las raíces dorsales y ventrales.

Cifosis: Curvatura antero posterior de la columna vertebral, de convexidad posterior, de gran radio en la región dorsal y de radio menor en la región sacra.

Circunducción: Movimiento circular que combina la flexión, extensión, separación y aproximación, de tal manera que el extremo distal de la estructura efectúa un círculo (movimientos combinados).

Colágeno: m. Glicoproteína fibrosa, rica en aminoácidos como la glicina, la prolina, la alanina y la hidroxilprolina. La disposición de sus fibras hace que sea muy flexible y resistente al estiramiento. Es el constituyente principal del tejido conjuntivo, así como del cartílago y del componente orgánico del hueso. De naturaleza fundamentalmente proteína, se distinguen cinco tipos, según su distancia estructura y características. Preparado industrialmente mediante extracción y depuración de diversas especies animales, sobre todo bovinas, se utiliza en medicina como material implantable de relleno en tejidos blandos, con finalidades de corrección de defectos adquiridos de partes blandas o, en ocasiones, con fines puramente estéticos.

Colesterina: Nombre antiguo del colesterol.

Congénitos: Es cualquier rasgo o entidad presente en el nacimiento adquirido durante la vida intrauterina o heredado. Puede ser resultado de un factor genético, físico (por ejemplo radiación X), químico (por ejemplo fármacos o tóxicos) o infecciosos (por ejemplo infecciones virales - rubéola congénita entre otras). Ejemplos de esto pueden ser enfermedades como la fibrosis quística (causada por una mutación genética heredada), malformaciones en las extremidades (causada por fármacos teratogénicos durante el periodo fetal temprano), retraso mental radio inducido (causado por radiaciones en el periodo fetal tardío) y ceguera (causada por rubéola contraída en el primer trimestre de gestación).

Cotiloidea: Con forma de cotila o copa. Este término se usa principalmente para la cavidad cotiloidea. Cavidad cotiloidea, la articular de la cadera, ligamento cotiloideo.

Cortical: Perteneciente o relativo a la corteza.

Cruentado: Ensangrentado.



Cupuliformes: Forma de cúpula.

Cutánea: adj. Relativo al cutis o a la piel.

D

Dacrón: Fibra sintética a base de poliéster muy utilizada para fabricar los tejidos de las velas y los cabos, utilizados en la parte médica de distractores.

Degeneración discal: Daño en disco intervertebral por hernias o estallamiento del disco. Su principal forma de daño se encuentra en cargas excesivas.

Diáfisis: Lo que separa dos partes o está situada entre ambas. Cuerpo de los huesos largos entre las dos extremidades o epífisis. Región ventral de la vertebra.

Diartrodia: Articulación del hueso que permite el movimiento libre de una articulación, como la del hombro o cadera.

Diploe: Área central de los huesos de membrana, que es esponjosa y está limitada por hueso compacto en la superficie interna y en la externa.

Discartrosis: Variedad de reumatismo crónico degenerativo vertebral, caracterizado, en las radiografías de perfil, por pinzamiento de la interlínea discal, condensación de las plataformas laterales adyacentes y producción de osteofitos.

Discitis: Inflamación de un disco. Generalmente, se dice del disco intervertebral.

Disco intervertebral: Estructura redondeada, formada por cartilago fibrosos que se encuentra entre dos cuerpos vertebrales contiguos. Sirven para amortiguar los golpes que en sentido longitudinal recibe la columna. *Sin.* Ligamento interosteo; intercentro.

Discogénico: Es un término usado para referirse al dolor causado por el disco intervertebral que está dañado. Un disco dañado causa dolor del tipo mecánico. A medida que el disco degenera, hay evidencia de que se convierte en doloroso. Movimientos que transfieren cargas al disco resultan en dolor de la espalda que aparenta originarse en el disco. Al igual que en otras partes del cuerpo cuando están lesionadas, como un hueso roto o un corte en la piel, el dolor se hace presente con la movilización y se alivia con la inmovilización.

Discopatía: (Del griego diskos, disco y pathe, sufrimiento). Enfermedad del disco intervertebral.

Discectomía: En cirugía cortar o sacar una parte de un disco intervertebral.

Distrofia: f. Degeneración o desarrollo defectuoso de un órgano o tejido, que se manifiesta por disminución del volumen y por la pérdida de las capacidades funcionales, y puede afectar a todo el organismo. Las causas pueden deberse tanto a alteraciones en la nutrición como a trastornos locales, por alteraciones de la vascularización, de la inervación o por falta estímulos hormonales sobre un tejido.

Dural: adj. Relativo a la duramadre.

Duramadre: Cubierta fibrosa y consistente del sistema nervioso central. Es la más externa de las tres que rodean el encéfalo y la medula espinal.

E

Edematosa: Relativa al edema. (Del griego oideína, de oidein, engordar). Infiltración serosa de diversos tejidos y, en particular, del tejido conjuntivo, de revestimiento cutáneo o mucoso. A nivel de la piel, el edema se revela por una tumefacción indolora y sin enrojecimiento, que conserva durante algún tiempo la huella del dedo (fóvea). El edema puede infiltrar igualmente el pulmón, el cerebro, etc. El edema generalizado toma el nombre de anasarca.

Electromiografía: Registro de la actividad muscular mediante electrodos de superficie o electrodos monopolares o bipolares de aguja. Se utilizan para el diagnóstico y seguimiento de lesiones del sistema nervioso periférico y del músculo esquelético. También se puede utilizar para monitorear movimientos anormales involucrados o alteraciones centrales de la motricidad.

Encondral: V. Endocondral. Hueso de cartílago, osificación. *Sin.* Encontrar.

Endocrino: Adj. fisiol. De las glándulas también llamadas de secreción interna, que vierten sus secreciones directamente a la sangre, o relacionado con ellas.

Enzimas proteolíticas: Cualquier enzima que cataliza la descomposición de las proteínas en fracciones de péptidos pequeños y aminoácidos por un proceso conocido como proteólisis

Epidular: Situado en o sobre la duramadre.

Epifisarios: Relativo a la cabeza de un hueso largo

Epífisis: Extremidades de los huesos largos, cuando se desarrollan a partir de puntos de osificación distintos al de la diáfisis y están formados por tejido esponjoso.

Escápula: Cada uno de los huesos planos, triangulares, que forman la parte posterior del hombro, donde este hueso se articula con el húmero. *Sin.* Omóplato.

Escoliosis: Curvatura lateral de la columna vertebral.

Escoplo: Instrumento metálico que consta de un mango y de una hoja acabada de bisel, que se utiliza en cirugía ósea para tallar el hueso, percutiendo con una maza o un martillo.

Esfenoides: Hueso impar de forma irregular, pero simétrico que forma parte de la base del cráneo, entre el frontal, el etmoides y el occipital.

Espondilo artrosis: Referente a la artrosis de la columna vertebral.

Espondilosis: Término general para designar los cambios degenerativos de la artrosis vertebral.

Espondilolistesis: Desplazamiento hacia delante de una vértebra sobre otra, generalmente de L5 sobre S1 o bien de L4 sobre L5, debido con frecuencia a un defecto del istmo interarticular, congénito o adquirido por

estrés (anterolistesis). Si el desplazamiento es hacia atrás se llama retrolistesis y suele ser por degeneración artrósica de las pequeñas articulaciones y del disco intervertebral.

Espondilolíticos: Enfermedades reumáticas heterogéneas.

Éstasis: Disminución del fluido de la sangre en cualquier parte del cuerpo.

Estenosis: Estrechez patológica, congénita o adquirida, de un orificio o conducto orgánico. Se aplica, en general, a cualquier víscera del organismo, pero habitualmente a arterias, válvulas cardíacas, vía aérea, tubo digestivo, vías biliares y pancreáticas y sistema urinario. Con frecuencia la estenosis es secundaria a tratamientos médicos e intervenciones.

Estenosis espinal: Es el estrechamiento del canal espinal, que es un canal ubicado dentro de la columna vertebral. Es un espacio pequeño que sostiene las raíces nerviosas y la médula espinal. Si el tamaño de este espacio disminuye, puede apretar los nervios y la médula espinal, lo que provoca dolor y otros síntomas. La estenosis puede ocurrir en cualquier parte de la médula espinal, aunque es más común en la zona baja de la espalda (lumbar).

Estenótico: Estrechamiento, como ocurre en una arteria estenótica. Del griego "stenos" sentido restrictivo.

Esteoporóticos: Referente a osteoporótico.

Etiología: Anatomía patología. f. Ciencia que estudia, en sentido amplio, las causas de las enfermedades como factores internos y externos.

Etmoidales: Referente a etmoides.

Etmoides: Hueso que forma gran parte de las fosas nasales, está provisto de estructura cribosa, por cuyos orificios pasan las fibras del nervio olfatorio.

F

Faceta: Superficie pequeña y lisa de un hueso.

Faceta articular: Pequeña superficie plana de un hueso en el punto donde se articula con otra estructura.

Facetectomía: Resección de una faceta articular, especialmente de las pequeñas articulaciones intervertebrales, con el fin de reducir una luxación vertebral cervical o practicar un recalibrado lumbar.

Falange: Huesos que forman el esqueleto de los dedos de la mano o del pie. Cada dedo cuenta con tres falanges. Se llama falange especialmente al primero.

Foramen: Orificio, abertura o perforación, entre dos o más huesos. Pl. foramina. Sin. Ventana. V. ciego; entepicondilar; epicondilar; epifisiario; interparietal; intervertebral; isquiático; lacerado; lagrimal; obturador; oftálmico; oval; parietal; rotundo; transverso; yugular.

Foraminotomía: Es la cirugía para ensanchar la abertura en la espalda por donde los nervios raquídeos salen de la columna vertebral.

G

Glenoidea: Cavidad o fosa superficial de un hueso, en forma de copa en la cual se encaja y mueve en todos sentidos la cabeza de otro. La que está en la cintura pectoral para la articulación del húmero. La que está en la cintura pélvica, para la articulación del fémur. La que está en la región escamosa del temporal o en la base de la apófisis cigomática, para la articulación de la mandíbula.

H

Hematógenas: Que se origina en la sangre o se disemina por la corriente sanguínea.

Hernia discal: Salida del núcleo pulposo de un disco intervertebral, a través de una fisura o ruptura del anillo fibroso, cuando se comprime una raíz nerviosa del nervio ciático ocasiona una lumbociática o ciática.

Hemifaceta costal: Superficie articular que se encuentra en el ángulo dorso-lateral en los cuerpos vertebrales. Cada vértebra tiene cuatro: una anterior y otra posterior en cada lado, la reunión de la posterior con la anterior de vértebras contiguas forman la superficie articular donde se implanta la cabeza de una costilla.

Heterotópicas: (Del griego heteros, otro, y topos, lugar). Que está situado en un lugar anormal.

Hioides: m. Pequeño hueso en forma de herradura que se encuentra en el ángulo que forma la cara con el cuello.

Hiperfunción: Función más activa que lo normal de un órgano.

Hiperlordosis: Aumento anormal de la curvatura lumbar vertebral. Se manifiesta como mecanismo de compensación en cifosis vertebrales muy acentuadas y durante las espondilolistesis.

Hipófisis: Glándula de secreción interna, alojada en la silla turca del esfenoides y unida al hipotálamo por el tallo hipofisario o infundíbulo. Tiene dos partes, distintas por su origen y función: la adenohipófisis y la neurohipófisis.

Hipertónica: (Del griego hyper, por encima, más allá y tonos, tensión). Estado de un líquido o de una solución que tienen una tensión osmótica más elevada que la de otro líquido puesto en su presencia. Aumento de la excitabilidad nerviosa o de la tonicidad muscular.

Hipertrofia: Aumento del tamaño de un órgano o tejido, secundario al aumento de tamaño de sus células constituyentes, generalmente es producto de la adaptación a sobrecargas funcionales, exigidas a dichos órganos. En los órganos huecos, como el corazón, la hipertrofia puede ser excéntrica, con dilatación de la cavidad, o concéntrica, sin dilatación de la cavidad.

I

Ilión: Hueso que forma la parte dorsal del innominado o cintura pélvica. Es preferible, con el fin de evitar confusiones, usar íleon (del griego *eileon*) para la porción intestinal e ilion (del latín, *ilium*) para el hueso de la cadera.

Isquion: Hueso vertebral posterior de la cintura pélvica, que corresponde al coracoides de la pectoral.

L

Laparoscopia: Técnica quirúrgica de visualización directa de las vísceras del abdomen sin abrirlo propiamente, que se realizan llenando la cavidad peritoneal (habitualmente virtual) de gas, para crear así un espacio en el que introducir percutáneamente una cámara conectada a un monitor de televisión. Tradicionalmente esta técnica ha sido empleada para diagnóstico visual y toma de biopsias sencillas. Desde hace una década se ha comenzado a utilizar para realizar muchas de las intervenciones realizadas por laparotomía. Actualmente parece claro que la técnica laparoscópica es la indicada para la colecistectomía, para la corrección del flujo gastroesofágico y para muchas intervenciones sobre los órganos genitales de la mujer.

Laparotomía: Incisión en la totalidad de las capas de la pared abdominal (piel, grasa subcutánea, fascias, músculos y peritoneo) para penetrar en la cavidad abdominal y poder operar en su interior.

Laminectomía: Escisión del arco vertebral posterior. Resección de una o más láminas vertebrales para descomprimir la médula o las raíces de la cola de caballo o acceder al interior del canal raquídeo.

Laminotomía: Osteomía lateral de una o más láminas para ampliar el canal vertebral y mejorar el compromiso medular.

Ligamento intervertebral: Lo que une entre sí a dos vértebras contiguas: ligamentos amarillos, ligamentos interespinosos y ligamentos intertransversos.

Locomoción: f. Facultad de los seres animales de trasladarse de un lugar a otro.

Lordosis: f. Curvatura, de concavidad posterior, existente en la columna vertebral normal, tanto a nivel cervical como lumbar. Cuando es exagerada se habla de lordosis patológica.

Lumbago: m. Afección dolorosa de la región lumbar que limita severamente los movimientos de la columna y que puede extenderse a las extremidades inferiores como dolor referido. Es una afección generalmente muscular, pero puede tener su origen en las articulaciones intervertebrales. Suele presentarse de manera súbita como consecuencia de un mal gesto o de un esfuerzo violento, la flexión del tronco contra resistencia, levantar un peso, por mencionar algunos.

Lumbalgias: f. Dolor lumbar de variada etiología. (Lumbago).

Lumbartrosis: Enfermedad de las articulaciones de la columna lumbar. Es característica en personas mayores de 50 años y en las que ejercen una actividad profesional que requiere el transporte de cargas pesadas, hacer esfuerzos o estar sentado durante mucho tiempo. Se manifiesta de forma aguda (como lumbago) o crónica. El dolor puede aliviarse mediante reposo en posición horizontal.

Lumbociática: Dolor lumbar que se irradia por la región postero-lateral del miembro inferior hasta el pie. Normalmente refleja una radiculalgia por hernia discal lumbar baja.

M

Mastoidea: Región en la cara interna de la apófisis del hueso temporal. Cada una de las pequeñas celdas o cavidades en un proceso del temporal.



Mesenquimatoso: Se refiere a las células que se desarrollan en el tejido conjuntivo, los vasos sanguíneos y el tejido linfático.

Metacarpo: Parte de la mano, comprendida entre el carpo y el arranque de los dedos.

Metacarpiano: Cada uno de los elementos esqueléticos que forman el metacarpo.

Metatarsianos: Huesos que forman el metatarso.

Metáfisis: f. Zona de unión de la diáfisis con la epífisis de los huesos largos. Durante la época de crecimiento óseo está ocupado por el cartílago de crecimiento.

Metatarso: Parte del pie situado entre el tarso y los dedos.

N

Necrosis: Tejido o célula muerta. Así se habla de necrosis tisular o celular. Las causas de la necrosis son múltiples, como: isquemia, acción de sustancias químicas, factores físicos, acción inmunológica y causas infecciosas.

Nervio: Grupo de fibras sensoriales o motoras que van reunidas en el sistema nervioso periférico y en el tejido conectivo que las acompaña. Cada uno de los cordones blanquecinos compuestos de fibras o tubos nerviosos, reunidos en fascículos protegidos por una vaina común, denominada perineuro. Los nervios se distribuyen por todas las partes del cuerpo y ejercen el papel de conductores o transmisores de impulsos o sensaciones.

Nervio raquídeo: Cada uno de los nervios receptores sensitivos y motores que se originan en la médula espinal e irradian al resto del cuerpo. En total son 31 pares. Se originan en la médula espinal y se forman al reunirse la raíz anterior motora con la raíz posterior sensitiva. El conjunto de los nervios raquídeos constituye el sistema nervioso periférico.

Neuralgia: f. Dolor producido por la inflamación de un nervio.

Neurotomía: Sección total o parcial de un miembro.

Neurovasculares: Relativos a estos dos elementos nerviosos y vasculares, o los nervios que controlan el calibre de los vasos sanguíneos.

O

Occipitoatloidea: Medios de unión, cuatro ligamentos: anterior, posterior y laterales.

1. Ligamentos laterales, están formados por un conjunto de manojos verticales, que se insertan, por arriba, en la periferia del cóndilo, y por abajo, en el borde de la cavidad glenoidea correspondiente.
 2. Ligamento occipitoatloideo anterior, va de la parte anterior del agujero occipital al borde superior del arco anterior del atlas.
-
-



3. Ligamento occipitoatloideo posterior, va desde el borde posterior del agujero occipital hasta el borde superior del arco posterior del atlas.

Oseína: La matriz orgánica del hueso que quedan cuando las sales minerales se disuelven en ácido diluido. Químicamente similar al colágeno hidrolizado y por el agua hirviendo a la gelatina.

Osteocartilaginosa: En relación con o compuestos de huesos y cartílagos.

Osteoclastos: V. Osteoplasto. Célula grande y multinucleada relacionada con la absorción y eliminación del tejido óseo.

Osteofitos: Los osteofitos son protrusiones del hueso y del cartílago, son algo muy común y se desarrollan en las zonas donde una articulación se está degenerando.

Se asocian generalmente con el tipo de artritis más usual que es la osteoartritis.

Osteogénesis: V. Osificación.

P

Panartritis: La inflamación que participan todos los tejidos de las articulaciones. La inflamación de todas las articulaciones del cuerpo.

Patogenéticas: Perteneciente a la patogénesis de la enfermedad, a exactamente cómo se desarrolla y la cadena exacta de eventos que conducen a él.

Patología: f. Parte de la medicina que estudia las enfermedades. Según los aparatos, se diferencian las distintas especialidades médicas: patología digestiva, neurología, cardiovascular entre otras.

Percutánea: se dice de aquello que se realiza en la piel. Procedimiento que se realiza introduciendo el material mediante una punción cutánea.

Pedícula: Parte más estrecha de un órgano que sirve de implantación y unión con el resto del cuerpo. Paquete vasculonervioso que penetra en un órgano.

Pericondral: Proceso de formación de los huesos de cartílago o de sustitución que tiene lugar en la membrana fibrosa o pericondrio que recubre las piezas cartilaginosas.

Pirúvica: Referente al ácido pirúvico. Compuesto intermediario en el metabolismo de los hidratos de carbono, en la deficiencia de tiamida, su oxidación se retarda Compuesto intermediario en el metabolismo de los hidratos de carbono; en la deficiencia de tiamina, su oxidación se retarda y se acumula en los tejidos, especialmente en las estructuras nerviosas.

Plexo: Endurecimiento de fibras nerviosas o de vasos sanguíneos. Suelen aplicarse el nombre del plexo a la tela coroidea que forma el techo del tercio o del cuarto ventrículo cerebral. En los plexos nerviosos no hay cuerpos neuronales.

Pícnica: Uno de los tres tipos constitucionales descritos por E. Kretshmer, que se caracterizan por una estructura corporal gruesa y redondeada (músculatura blanda, cráneo de gran perímetro, rostro redondo,

cuello corto, manos cortas y anchas). Le corresponde un carácter de tipo ciclotímico y en caso de enfermedad mental tendría una psicosis maniaco-depresiva.

Pleuresía: (Derrame pleural). Acumulación de líquido entre las dos hojas, que ocupa al sacro pleural. Se produce cuando hay una inflamación de la pleura; si es abundante puede colapsar el pulmón.

PNA: Referente a la terminología anatómica (PNA - Paris Nomina Anatomica) Nomenclatura Anatómica Internacional de París.

Procesos: Prolongación en forma de saliente de una estructura. Sin. Apófisis. Parte saliente o proceso que presentan ciertos huesos (apófisis espinosa).

Profiláctica: Perteneciente a defenderse o evitar algo, especialmente la enfermedad; de protección.

Pubis: Hueso ventral anterior de la cintura pélvica. Región del cuerpo correspondiente a la parte antero ventral de la cintura pélvica.

R

Raquiona: Partes involucradas en el movimiento de un segmento vertebral.

Raquis: m. Columna vertebral.

Rizólisis: Nurotomía percutánea mediante ondas de radiofrecuencia.

S

Sesamoideos: m. Huesos de pequeños tamaños, parecidos por su forma y tamaño a una semilla de sésamo (de lo que le viene el nombre), y que se encuentra en el seno de algunos tendones o en una cápsula.

Síndrome facetario: Un síndrome causado por las perturbaciones de la superficie articular de las vértebras, provocando dolor y el espasmo muscular.

Sinfisis: Conjunto de partes orgánicas que aseguran las relaciones de determinados huesos entre sí. Nombre de ciertas articulaciones incapaces de movimiento como la pélvica. Línea de unión y fusión de dos huesos originalmente separados, por lo común estas áreas están cubiertas por cartilago fibroso. Unión de dos huesos formada por fibrocartilago.

Sinovial: Cápsula limitada por paredes membranosas resistentes, dentro de la cual se encuentra una articulación móvil. La cápsula está llena de sinovia o líquido sinovial.

Sintomática: Que constituye un síntoma, como de una enfermedad.

Somatotrópica: Referente a tener un estimulante efecto en el cuerpo de crecimiento.

Subcondral: El apoyo a que el cartilago de la superficie articular.

Seudartrosis: (Seudoartrosis). Falsa articulación producida por la falta de consolidación de una fractura, permitiendo movimientos de mayor o menos amplitud.



Tarso: Basipodio comprendido entre la extremidad de la tibia y los metatarsos.

Tomografía: Técnica de obtención de imágenes por planos o cortes que dependiendo del equipo empleado, es analógica o digital.

Trabéculas: f. Cada una de las pequeñas prolongaciones óseas entrecruzadas que forman una malla ósea y que limitan, compartimentando, las cavidades medulares del tejido esponjoso.

Trocoides: Aplicada en la anatomía de una estructura que se asemeja o que funcionan como un pivote o polea.

Tubérculo: Pequeña protuberancia.

U

Ulna: Hueso posterior de los dos que forman el zeugópodo de los miembros pentadáctilos anteriores. Sin. Cúbito.

Unguis: Hueso pequeño de la parte anterior e interna de cada una de las órbitas; contribuye a la formación del canal lacrimonasal y del nasal.

V

Vértebras: Cada una de las piezas, cartilaginosas u óseas que componen el eje esquelético, columna vertebral o espina dorsal.
