

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BARCELONA. UAB.
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

UAB

**OSTEOSÍNTESIS DE LA VÉRTEBRA
FRACTURADA
ESTUDIO BIOMECÁNICO Y CLÍNICO
ANÁLISIS DE RESULTADOS**

TESIS DOCTORAL 2006

ISMAEL ESCRIBÁ URIOS

Don Enric Càceres Palou, Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universitat Autònoma de Barcelona,

CERTIFICA: que el presente trabajo titulado, **Osteosíntesis de la Vértebra Fracturada. Estudio Biomecánico y Clínico. Análisis de Resultados**, realizada por el licenciado don Ismael Escribá Urios y dirigida por mí, reúne todos los requisitos científicos y formales para proceder a su lectura y defensa como Tesis, para acceder al grado de Doctor en Medicina.

Y para que conste a todos los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Barcelona, a nueve de enero de dos mil seis.

Fdo.: Prof. Enric Càceres Palou

Don Ismael Escribá Roca, Profesor Asociado de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universidad de Valencia,

CERTIFICA: que el presente trabajo titulado, **Osteosíntesis de la Vértebra Fracturada. Estudio Biomecánico y Clínico. Análisis de Resultados**, elaborado por el licenciado don Ismael Escribá Urios, codirigida y tutelada por mí, reúne todos los requisitos científicos y formales para proceder a su presentación y defensa pública como Tesis, para acceder al grado de Doctor en Medicina.

Y para que conste a todos los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Valencia, a cinco de diciembre de dos mil cinco.

Fdo.: Dr. Ismael Escribá Roca

**OSTEOSÍNTESIS DE LA VÉRTEBRA
FRACTURADA
ESTUDIO BIOMECÁNICO Y CLÍNICO
ANÁLISIS DE RESULTADOS**

Presentada por: Ismael Escribá Urios

Director: Prof. Dr. Enric Càceres i Palou

Codirector y Tutor: Dr. Ismael Escribá Roca

A Noelia

A mis Padres y Hermana

AGRADECIMIENTOS:

Al Dr. Ismael Escribá Roca, Profesor Asociado de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universidad de Valencia y Jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario La Fe de Valencia, por aceptar la codirección y tutelaje de esta Tesis Doctoral con la constante tarea de estímulo, apoyo y asesoramiento.

Al Profesor Dr. Enric Càceres Palou, Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Universitat Autònoma de Barcelona y Jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del IMAS Hospital del Mar y La Esperanza de Barcelona, por asumir la dirección de esta Tesis Doctoral.

A Don Alfonso Oltra Pastor investigador del Área de Investigación y Desarrollo del Instituto Biomecánico de Valencia, por facilitarme los conocimientos básicos en biomecánica, por su ayuda en la interpretación de los mismos y porque sin su inestimable colaboración no hubiera sido posible llevar a cabo esta tesis.

Al Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, centro en el que me he formado como Médico Interno Residente de Cirugía Ortopédica y Traumatología, en especial a todo el servicio de COT.

A la empresa DePuy Acromed ®, por la donación de los sistemas de fijación para poder llevar a cabo su caracterización en el laboratorio.

A los pacientes que han colaborado para que pudiera llevar a cabo esta tesis.

Por último, y muy especialmente, a todos aquellos que han leído o en el futuro lean esta tesis.

INDICE

1. INTRODUCCIÓN	pag 1 - 108
1.1	Origen del Trabajo pag 1 - 4
1.2	Anatomía de la Columna Vertebral pag 5 - 21
1.2.1	Caracteres peculiares de las vértebras de cada región pag 12 - 15
1.2.2	Columna Lumbar pag 16 - 17
1.2.3	Ligamentos pag 17 - 19
1.2.4	Musculatura pag 20 - 21
1.3	Biomecánica de la Columna Vertebral pag 22 - 31
1.4	Fracturas Vertebrales pag 32 - 54
1.4.1	Clasificaciones pag 32 - 44
1.4.2	Epidemiología pag 45 - 46
1.4.3	Estabilidad de las fracturas pag 47 - 48
1.4.4	Historia quirúrgica pag 49 - 52
1.4.5	Fractura vertebral tipo BURST L ₁ pag 53 - 54
	- Concepto anatomopatológico	
1.5	Estado Actual del Tratamiento de las fracturas tipo estallido pag 55 - 68
1.5.1	Revisión Bibliográfica pag 55 - 56
1.5.1.1	Valoración de Resultados pag 56 - 60
1.5.1.2	Métodos de Tratamiento pag 60 - 68
1.6	Antecedentes Biomecánicos pag 69 - 108
1.6.1	Modelos de Raquis pag 69 - 92

A) Modelos estáticos para la determinación de las cargas que actúan sobre el raquis	pag 70 - 83
- Modelos Bidimensionales	pag 72 - 77
- Modelos Tridimensionales	pag 77 - 84
B) Modelos según el método de elementos finitos	pag 84 - 92
1.6.2 Evaluación de Implantes	pag 92 - 107
A) Consideraciones sobre los tipos de evaluación	pag 92 - 95
B) Evaluación experimental de implantes	pag 95 - 103
C) Evaluación analítica de implantes	pag 103 - 108
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO	pag 109
3. OBJETIVOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO	pag 110 - 111
4. ESTUDIO BIOMECÁNICO	pag 112 - 161
4.1 Material y métodos	pag 112 - 141
4.1.1 Descripción de la muestra	pag 112
4.1.2 Estudio experimental	pag 112 - 117
4.1.2.1 Ensayos de rigidez de los sistemas de fijación	pag 113 - 115
4.1.2.2 Ensayos de rigidez y resistencia de las configuraciones 4t y 6t	pag 115 - 117
a) Ensayo de rigidez y resistencia a flexo-compresión en la configuración 4t	pag 116
b) Ensayo de rigidez y resistencia a flexo-compresión en la configuración de 6t	pag 116 - 117

c)	Ensayo de fatiga de las configuraciones de 4t y 6t	pag 117
4.1.3	Modelo analítico	pag 118 - 134
4.1.3.1	Modelos de los implantes	pag 118 - 121
	Sistema de Fijación Anterior “Isola System”	pag 119 - 121
	Montaje con tornillos de tulipa cerrada	
	Montaje con tornillos de tulipa abierta	
4.1.3.2	Modelo raquis	pag 121 - 134
I.	Geometría del raquis	pag 121 - 125
-	Dimensiones de las vértebras	pag 121 - 124
-	Geometría de la UVF T10-L4	pag 124 - 125
II.	Hipótesis utilizadas en el modelado	pag 125 - 129
-	Ligamentos	pag 125 - 126
-	Vértebras	pag 126
-	Discos intervertebrales	pag 127 - 128
-	Estructuras de la vértebra fracturada	pag 128 - 129
III.	Características de los elementos utilizados en el modelo	pag 130 - 132
-	Elementos de volumen	pag 130
-	Elementos de barra	pag 130
-	Elementos de contacto	pag 130 - 131
-	Elementos de cable	pag 131 - 132
IV.	Condiciones de contorno	pag 132 - 134
-	Anclaje	pag 133
-	Cargas aplicadas	pag 134
4.1.4	Validación de los modelos analíticos	pag 135 - 136

4.1.4.1	Validación de los modelos de los implantes	pag 135 - 136
4.1.4.2	Validación del modelo del raquis intacto	pag 136
4.1.5	Influencia diferentes configuraciones sobre la rigidez del tramo T10-L4 con una lesión del disco	pag 136 - 141
4.2	Resultados	pag 142 - 159
4.2.1	Estudio experimental	pag 142 - 146
4.2.1.1	Ensayos de rigidez de los sistemas de fijación	pag 142 - 143
4.2.1.2	Ensayos de rigidez y resistencia configuraciones de 4t y 6t	pag 143 - 144
4.2.1.3	Ensayos de fatiga de las configuraciones de 4t y 6t	pag 145 - 146
4.2.2	Validación del modelo analítico	pag 146 - 151
4.2.2.1	Validación del sistema de Fijación Anterior “Isola System”	pag 146 - 147
4.2.2.2	Validación del modelo de la columna T10-L4	pag 147 - 151
	a) Comparación con resultados experimentales y de modelos de la zona	
	b) Comparación con otros modelos MEF de la columna lumbar	
4.2.3	Resultados de los modelos MEF de las distintas configuraciones	pag 151 - 159
4.2.3.1	Configuración con 6 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T10 – L4)	pag 152
4.2.3.2	Configuración con 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11 - L3)	pag 152 -153
4.2.3.3	Configuración con 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11 - T12 y L2 - L3)	pag 153 - 154
4.2.3.4	Configuración con 3 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12 – L2)	pag 155
4.2.3.5	Configuración con 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12 y L2)	pag 156
4.2.3.6	Comparación entre configuraciones	pag 157 - 158

4.2.3.7 Efecto sobre la vértebra craneal adyacente	pag 158 - 159
4.3 Discusión Biomecánica	pag 160
4.4 Conclusión Biomecánica	pag 161
5. ESTUDIO CLÍNICO	pag 162 - 174
5.1 Material y Métodos	pag 162 - 167
5.2 Resultados Clínicos	pag 168 - 171
5.3 Discusión Clínica	pag 172 - 173
5.4 Conclusión Clínica	pag 174
6. DISCUSIÓN FINAL	pag 175 - 177
7. CONCLUSIÓN	pag 178
8. BIBLIOGRAFÍA	pag 179 - 199
9. ANEXOS	pag 200 - 211
9.1 Glosario	pag 200 - 201
9.2 Índice de Figuras	pag 202 - 206
9.3 Índice de Tablas	pag 207 - 209
9.4 Índice de Gráficos	pag 210 - 211

1. INTRODUCCIÓN

1.1 ORIGEN DEL TRABAJO

El tratamiento de las fracturas por compresión axial de la charnela toracolumbar es un tema de discusión permanente ⁽⁵⁾.

Esta discusión, no sólo se plantea entre los partidarios del tratamiento conservador frente al quirúrgico, sino que dentro de la opción cruenta, existen opiniones diversas acerca del modo más correcto de enfrentarse a las mismas.

El mejor conocimiento biomecánico, el avance de los métodos diagnósticos, y la evolución de los sistemas de osteosíntesis ha fomentado la diversidad sobre las diferentes formas de reducción y estabilización, de estas lesiones.

El problema fundamental de este tipo de fracturas sin lesión neurológica, es la deformidad inicial (el estallido vertebral suele producir cifosis y pérdida de altura del cuerpo vertebral) y progresiva en el plano sagital, con importantes grados de cifosis tanto local como segmentarias, que llevan a una severa repercusión funcional ^(2, 5, 12, 54, 99, 120, 174).

Es fundamental obtener un resultado final con un buen balance sagital; sea cual sea el tratamiento elegido.

Los partidarios del tratamiento cruento en este tipo de lesiones, defienden que el manejo posquirúrgico de las mismas es más favorable, en cuanto a tiempo de recuperación, deformidad cifótica progresiva, dolor y estabilidad neurológica, con respecto al tratamiento conservador.

Por el contrario existen autores que apuestan por el tratamiento conservador como alternativa razonable en determinadas fracturas tipo estallido, ya que presentan resultados similares a largo plazo evitando a la vez la morbilidad asociada a la cirugía.

El problema debe centrarse en los criterios de selección de cada fractura, para ser tratada de una u otra forma. En este sentido el concepto de estabilidad tanto en su aspecto mecánico como en el neurológico parecen ser esenciales.

Krompinger ^(101) define a las fracturas estallido como “*estables*” cuando presentan no más de dos columnas lesionadas, compromiso del canal inferior al 50 %, angulación cifótica menor a 30°, y estado neurológico intacto. En este tipo de lesiones propone

tratamiento conservador ya que a largo plazo tan sólo un 10 % de los pacientes resultó con incapacidad laboral por presentar dolor y en ninguno de estos casos hubo deterioro neurológico ⁽¹⁰¹⁾.

Para Weinstein ^(173) la diferencia parte de la base de la existencia o no de déficit neurológico, concluyendo que el manejo no quirúrgico de las fracturas vertebrales tipo estallido *sin déficit neurológico* ofrece buenos resultados a largo plazo.

El tratamiento conservador fue la norma en la década de los sesenta.

McEvoy y Bradford ⁽¹²²⁾ defienden esta opción, con resultados altamente satisfactorios.

Existen estudios recientes que avalan buenos resultados a medio y largo plazo con el tratamiento conservador de las fracturas vertebrales tipo estallido “*estables*” ^(12, 22, 129, 174, 183).

Pero no es menos cierto, que existen autores que hacen referencia a una alta tasa de secuelas y complicaciones, como cifosis progresivas y dolor con el tratamiento conservador de estas lesiones ⁽⁴⁸⁾.

Esta es la causa del inicio y puesta en práctica de las bases del tratamiento quirúrgico en este tipo de fracturas ^(2, 137).

Denis ⁽³⁹⁾ publica en 1984 que el 17 % de las fracturas tipo estallido *sin repercusión neurológica* tratadas de forma conservadora desarrollaron síntomas neurológicos tardíos.

Para DeWald ⁽⁴³⁾ todas las fracturas por compresión axial son inestables, ya sea a corto o a largo plazo; de ahí que sea partidario del manejo quirúrgico precoz.

El objetivo del tratamiento quirúrgico, es conseguir la consolidación satisfactoria de la fractura restaurando la estabilidad global de la columna, precisando por ello de una reducción adecuada que recupere las curvas fisiológicas y así evitar complicaciones secundarias.

Hay publicaciones, en las que las fracturas tipo estallido “*inestables*” del área toracolumbar son una clara indicación de tratamiento quirúrgico, con unos resultados excelentes tanto a corto como a largo plazo ^(2, 3, 5, 9, 42, 53, 120, 137, 144).

Todo ello ha provocado que la actitud ante las fracturas tipo estallido a nivel de la charnela toracolumbar sea cada vez de tipo más intervencionista, realizando montajes sólidos.

En la mayoría de las fracturas vertebrales la integridad anatómica de los pedículos es suficiente como para permitir ser sintetizados con un riesgo neurológico asumible.

La osteosíntesis transpedicular corta con fusión de dos segmentos funcionales es una práctica habitual en el tratamiento quirúrgico de las fracturas vertebrales tipo estallido (3, 29, 31, 111).

A pesar de la existencia de publicaciones que hacen referencia a los malos resultados obtenidos con el tratamiento quirúrgico mediante el uso de instrumentaciones cortas o muy cortas, llegando hasta un 50% en algunas de las series, debido fundamentalmente a fracasos de los implantes o bien por fallo óseo en la consolidación de las fracturas (4, 100, 124, 176); las ventajas a priori, tanto biomecánicas como funcionales de las instrumentaciones cortas frente a las largas o clásicas (que incluían dos o más espacios artrodesados tanto por arriba como por debajo de la vértebra fracturada) son evidentes, ya que la disminución de la morbilidad a corto y largo plazo es notoria al emplear un montaje corto, ya que se preservan segmentos móviles no afectados, limitando la fijación a escasos niveles de la lesión (2, 9, 118).

Este mismo concepto es avalado por otros autores que publican los buenos resultados de esta técnica quirúrgica, reflejando un total convencimiento de la fiabilidad de este método (3, 29, 53, 81, 103, 111).

Una técnica relativamente novedosa en el tratamiento es la *osteosíntesis de la vértebra fracturada* (31, 53). Este tipo de actuación, con osteosíntesis de la vértebra fracturada persigue el fin de aumentar la estabilidad global del montaje y por tanto prevenir el fracaso de la instrumentación corta o muy corta de forma tradicional (3, 9, 29, 53, 103, 111, 175). Existen numerosas publicaciones con resultados esperanzadores con este tipo de instrumentación.

El objetivo de este estudio es el de constatar desde un punto de vista Biomecánico, mediante un ensayo con modelo Sintético y otro sobre Elementos Finitos (MEF), que la estabilidad que proporciona la osteosíntesis de la vértebra fracturada en los montajes cortos, es suficiente como para justificar los buenos resultados constatados desde el punto de vista Clínico.

Para ello he realizado dos tipos de estudios:

1. **Estudio Biomecánico** llevado a cabo mediante la realización de dos tipos de ensayos, uno sobre **Modelo Sintético (MS)** y otro sobre **Modelo Elementos Finitos (MEF)**, valorando las diferencias biomecánicas extraídas entre la

utilización o no de tornillos transpediculares en la vértebra fracturada, tanto en montajes cortos como largos.

- 2. Estudio Clínico de revisión retrospectivo de fracturas tipo estallido tratadas con montajes transpediculares con y sin instrumentación de la vértebra fracturada (tanto montajes cortos como largos).*

1.2 ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

La Columna Vertebral se extiende a modo de un tallo óseo desde la base del cráneo hasta la extremidad caudal del tronco, constituido por la superposición de unos elementos óseos, discordes, denominados “vértebras”, y en número de 33 ó 34, distribuidos de la siguiente manera:

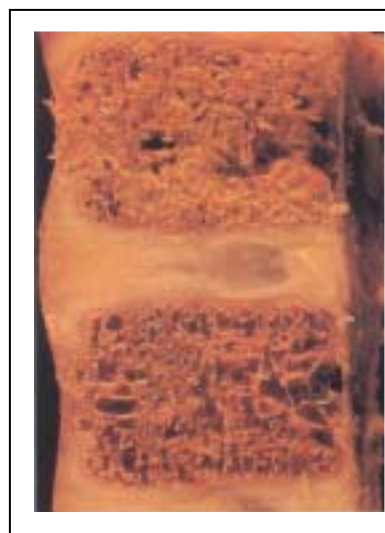
7 vértebras cervicales

12 vértebras dorsales

5 vértebras lumbares

9 ó 10 vértebras pélvicas

Las vértebras cervicales, dorsales y lumbares son libres, independientes unas de otras, separadas entre sí por los **DISCOS INTERVERTEBRALES** (Fig 1 y 2). Por el contrario las vértebras pélvicas se sueldan formando 2 estructuras óseas: el sacro (5 vértebras sacras sin articulación entre ellas por estar unidas) y el cóccix (4 vértebras coccígeas sin articulación entre ellas, también fusionadas). Tampoco existe una articulación entre sacro y cóccix.



Figuras 1 y 2

* Esta distribución siempre es así, salvo en las anomalías denominadas lumbarización y sacralización.

La columna vertebral se dispone a modo de eje corporal semiflexible o pilar central del tronco, especialmente en la región lumbar. En proyección anteroposterior se proyecta en una línea recta. En proyección lateral o sagital (miramos la columna de perfil) muestra una serie de curvas, resultado de la adaptación de nuestra espalda a la postura de bipedestación. Se trata de **2 CURVAS ANTERIORES O LORDOSIS** (una en la región cervical y otra lumbar con curvatura cóncava hacia atrás); y otras **2 CURVAS POSTERIORES O CIFOSIS** (una en la región dorsal y otra en sacro con curvatura convexa hacia atrás) (Fig. 3). Las curvaturas en el plano sagital son más acentuadas y numerosas que en el plano frontal; provienen básicamente de la forma de las vértebras y discos, de la arquitectura de la caja torácica y de la orientación del sacro.

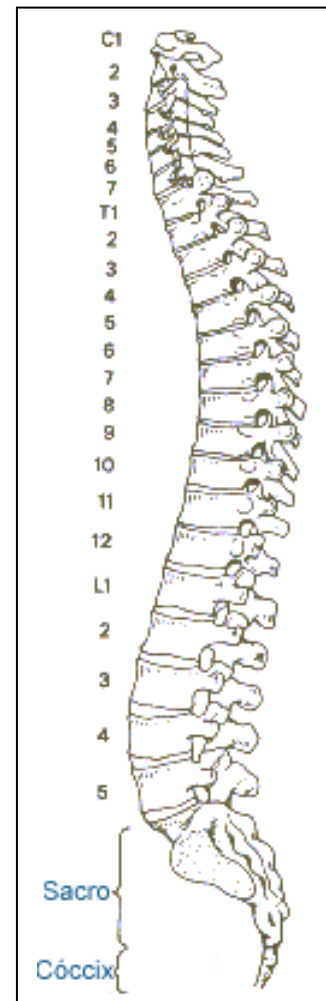


Figura 3: curvas sagitales

A excepción de la curvatura sacra (que es fija), en general se admite que las restantes, se mantienen merced al equilibrio entre su conformación osteoarticular intrínseca y musculoligamentosa, y las fuerzas externas que tienden a alterar dicha situación (acción gravedad, las cargas). En dicho equilibrio será básica la acción de un complicado sistema de ligamentos y músculos, fundamentales para su estabilidad, y que le permiten participar en casi todos los movimientos del cuerpo.

La transición de unas a otras se realiza de forma gradual, excepto en las regiones lumbar y pelviana, zona donde existe una brusca inflexión que se denominará “promontorio”. En general esta inflexión es más pronunciada en la mujer que en el varón (Fig. 4).

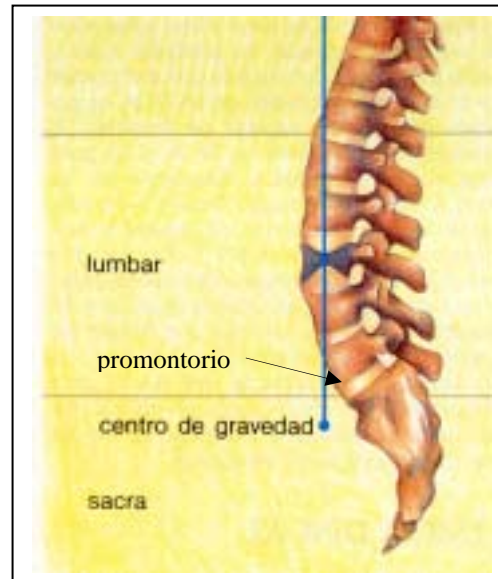


Fig. 4: Promontorio.

La lordosis lumbar en el ser humano se inicia o aparece a partir del año de vida coincidiendo con el periodo en que comienza a enderezarse el pie. En el mecanismo de producción de la lordosis lumbar debemos destacar la acción del músculo posas iliaco.

El significado de las curvaturas vertebrales es (Fig. 5):

1. Colaborar en el mantenimiento del equilibrio estático de la cabeza y tronco.
2. Aumentar la resistencia de la columna vertebral a las fuerzas de compresión axial.
3. Proporcionar mayor elasticidad al conjunto arquitectural cabeza-pelvis.
4. Aumentar la estabilidad en bipedestación.

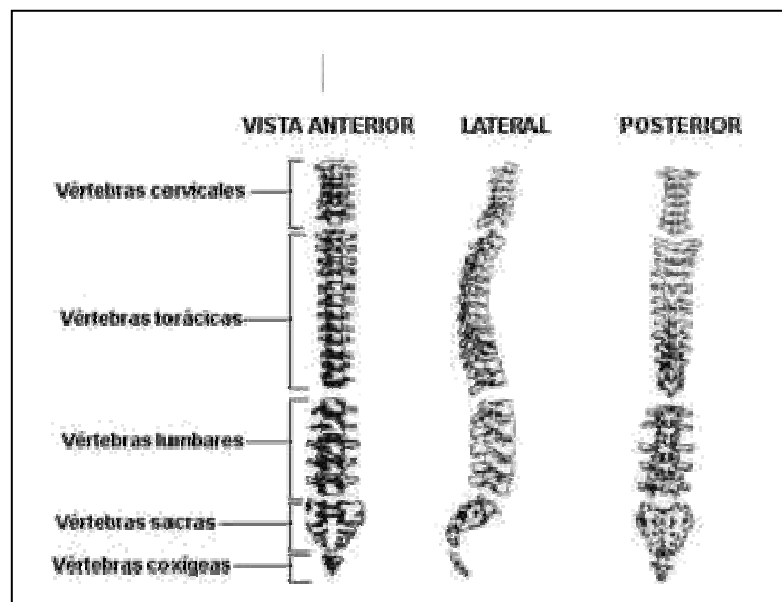


Figura 5

En definitiva la columna vertebral (Fig. 6) realiza las funciones de :

- Sujeción corporal (estructura fundamental en el mantenimiento de la posición erecta).
- Contrarrestar la gravedad (absorbe y distribuye las cargas que inciden sobre el tronco).
- Dar movilidad.
- Proteger la Médula Espinal y estructuras anexas.
- Servir de anclaje a ligamentos y músculos, que determinan el grado de flexibilidad y rigidez, y contribuyen a mantener el equilibrio corporal.



Figura 6: radiografía perfil raquis lumbar.

VERTEBRAS

El término vértebra (de *verto*: volver, girar), enfatiza el hecho de que el raquis es una columna flexible más que rígida.

Todas las vértebras tienen caracteres comunes (Fig. 7):

- 1.º un cuerpo
- 2.º un agujero vertebral
- 3.º una apófisis espinosa
- 4.º dos apófisis transversas
- 5.º cuatro apófisis articulares
- 6.º dos laminas
- 7.º dos pedículos

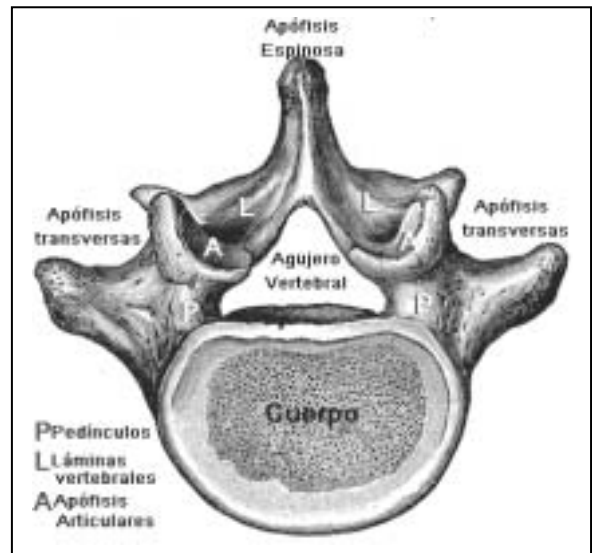


Figura 7: Partes anatómicas de una vértebra

Cuerpo:

El cuerpo ocupa la parte anterior y tiene forma de cilindro con dos caras y una circunferencia. De las dos caras, una es superior y la otra inferior, son planas y horizontales. Una y otra presentan en su centro una superficie porosa, circunscrita por una zona anular ligeramente prominente y formada de tejido compacto.

La circunferencia, cóncava en sentido vertical por delante y por los lados, presenta un canal horizontal, dirigido de uno al otro lado. Por detrás es plana o hasta excavada en sentido transversal, para constituir la pared anterior de agujero vertebral. En su parte media se ven numerosos orificios destinados a conductos venosos, que proceden del cuerpo vertebral

Agujero Vertebral:

Está comprendido entre la cara posterior del cuerpo vertebral y la apófisis espinosa. Tiene la forma de un triángulo de ángulos más o menos redondeados. El conjunto de ellos formará el Conducto Vertebral (Fig. 8).



Fig. 8: Agujero vertebral. visión caudal.

Apófisis Espinosa:

Impar y media se dirige hacia atrás bajo la forma de una larga espina, de la cual recibe el nombre. Se distinguen en ella la base, que la une a la vértebra; el vértice, a veces ligeramente desviado a la derecha o a la izquierda; dos caras laterales izquierda y derecha, en relación con los músculos espinales; un borde superior, más o menos cortante; un borde inferior, generalmente más grueso que el precedente y también mucho más corto (Fig. 9).



Fig 9: vista de perfil apófisis espinosa vértebra lumbar

Apófisis transversas:

En número de dos, una derecha y otra izquierda, se dirigen transversalmente hacia fuera, y de ahí el nombre que llevan. En cada una de ellas hemos de considerar: la base, que la une a la vértebra; el vértice, que es libre; dos caras, anterior y posterior, y dos bordes, superior e inferior.

Apófisis articulares:

Son dos eminencias destinadas a la articulación de las vértebras entre sí. Son en número de cuatro: dos ascendentes y dos descendentes. Se colocan simétricamente a cada lado del agujero vertebral, unas y otras sobresalen hacia arriba o hacia abajo del nivel del arco óseo que limita este orificio.

Láminas vertebrales:

En número de dos: derecha e izquierda. Aplanadas y cuadriláteras, forman la mayor parte de la pared posterolateral del agujero raquídeo. Hemos de distinguir en cada una de ellas: la cara anterior, que mira a la médula; y la cara posterior, cubierta por los músculos espinales; dos bordes, superior e inferior; la extremidad interna, que se confunde con la base de la apófisis espinosa, y la extremidad externa, que se suelda, ya con la apófisis transversa, y con las apófisis articulares. Las láminas vertebrales son ligeramente oblicuas hacia abajo y atrás.

Pedículos:

Son dos porciones óseas delgadas y estrechas que a uno y a otro lado, unen la base de la apófisis transversa y las dos apófisis articulares correspondientes a la parte posterior y lateral del cuerpo vertebral. Los bordes inferior y superior son curvos, lo que hace que cada pedículo presente dos escotaduras una superior y una inferior. Estas escotaduras, superponiéndose regularmente con las vértebras vecinas, forman a cada lado de la columna vertebral una serie de agujeros, llamados agujeros de conjunción, por los que salen los nervios raquídeos (Fig. 10). Los pedículos presentan un diámetro vertical estable, entre 12 – 14 mm, pero su diámetro horizontal se incrementa al descender a lo largo del raquis, pasando de 7 mm a 14 mm.



Fig 10: Pedículos vertebrales de vértebra lumbar.

1.2.1 CARACTERES PECULIARES DE LAS VÉRTEBRAS DE CADA REGIÓN

Cada elemento de la vértebra trae consigo un carácter morfológico que permite reconocer la región a la que pertenece dicha vértebra. Centrándonos en el raquis toracolumbar por ser este el segmento a estudio, las vértebras dorsales y lumbares se distinguen, respectivamente, por los caracteres siguientes:

A – Vértebras Dorsales:

El cuerpo vertebral presenta en cada lado y cerca de la extremidad anterior del pedículo dos semicarillas articulares, superior e inferior, para la cabeza de las costillas. El agujero raquídeo es relativamente pequeño e irregularmente circular. La apófisis es muy larga, prismática, triangular y fuertemente inclinada hacia atrás. Las apófisis transversas nacen por detrás del pedículo. Su vértice es mas o menos redondeado, y en su cara anterior se ve una pequeña carilla articular para la tuberosidad de la costilla correspondiente. Las apófisis articulares superiores, muy marcadas, se dirigen verticalmente por encima de la base de las apófisis transversas; sus carillas miran hacia atrás y un poco hacia fuera. Las inferiores quedan reducidas a simples carillas articulares situadas en la cara anterior de

las laminas; miran hacia delante y un poco hacia dentro. Las laminas son cuadriláteras, tan altas como anchas. Los pedículos unen el cuerpo vertebral a las apófisis transversas y a las articulaciones. De las dos escotaduras, la inferior es mucho más profunda que la superior.

B – Vértebras Lumbares:

El cuerpo es voluminoso con aspecto reniforme, ya que es una estructura preparada para soportar cargas en compresión. La rigidez del hueso, la viscosidad de la médula ósea y el efecto amortiguador de sus haces trabeculares, le aportan excelentes condiciones en cuanto a resistencia, elasticidad y viscosidad ⁽¹⁴⁸⁾. El diámetro transversal es mayor que el anteroposterior. Está constituido por hueso esponjoso con un módulo de Young de $0,7 \times 10^9 \text{nm}^2$, cubierto por una delgada capa de hueso compacto, con un módulo de Young de $13,8 \times 10^9 \text{nm}^2$. La arquitectura de las vértebras lumbares está formada por la existencia de dos sistemas de tejido esponjoso, descritos por Gallois y Japoit: *a)* sistema trabecular principal o somático vertebral y *b)* sistemas trabeculares accesorios, que a su vez comprenden el sistema somatoapofisario y los trabeculares interapofisarios ⁽⁶¹⁾. Estos sistemas van a constituir una serie de puntos de resistencia al entrecruzarse entre sí, pero también existirá una zona triangular de base anterior de menor resistencia, en la que únicamente existen trabéculas verticales (Fig. 11 y 12).

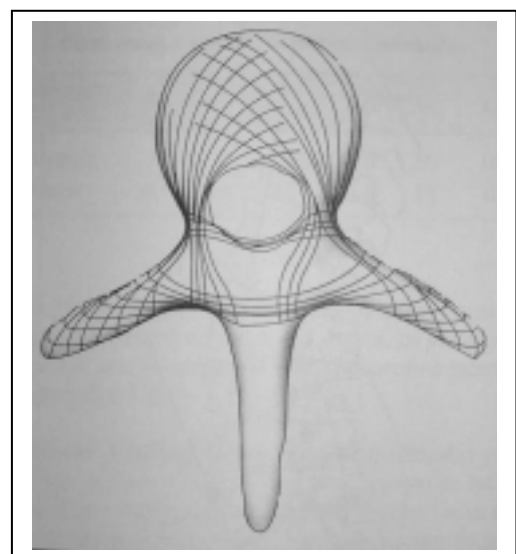
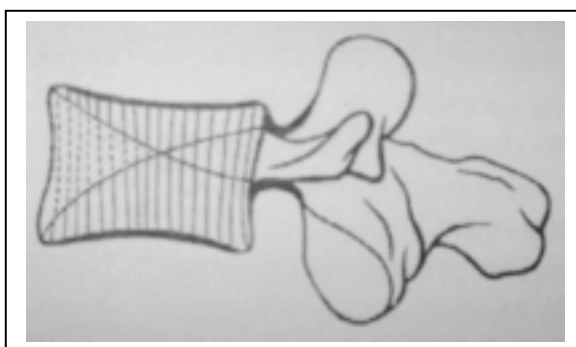


Fig. 11 y 12: Sistemas trabeculares de la vértebra

El agujero vertebral es triangular. La apófisis espinosa es cuadrilátera, y muy desarrollada, de posición horizontal. Las apófisis transversas (apófisis costiformes) están relativamente poco desarrolladas. Se desprenden de la parte media del pedículo. Las apófisis articulares tienen una dirección vertical.

Las carillas articulares superiores tienen forma de canales verticales, mirando hacia atrás y adentro y las inferiores, la forma de eminencias verticales, representando porciones de un cuerpo cilindroide y mirando hacia delante y afuera. En la parte posteroexterna de las apófisis articulares superiores se ve un tubérculo más o menos desarrollado, el tubérculo mamilar.

Las láminas son cuadriláteras, más altas que anchas. Los pedículos tienen una dirección anteroposterior. Las escotaduras son muy desiguales, las inferiores son tres o cuatro veces más considerables que las superiores.

*Algunas vértebras presentan características especiales que merecen una descripción aparte.

Primera Dorsal

Es también una vértebra de transición. Se distinguirá fácilmente por la presencia, en cada cara lateral del cuerpo, de los siguientes caracteres: 1.º por arriba, una carilla completa, para la primera costilla; 2.º por abajo, un cuarto de carilla únicamente, para la segunda costilla.

Décima Dorsal

Su carácter distintivo es la existencia de una sola semicarilla, situada en la parte superior del cuerpo, para la décima costilla.

Undécima y Duodécima Dorsales

Se aproximan a las vértebras lumbares. Están caracterizadas: 1.º por la ausencia de carillas articulares en las apófisis transversas; 2.º por la presencia de una carilla única a cada lado del cuerpo, para las costillas undécima y duodécima. Por otra parte se distingue la duodécima de la undécima en que las apófisis articulares inferiores de esta

última, son convexas y miran hacia fuera (como las de las vértebras lumbares), y el resto de vértebras dorsales son planas y miran hacia delante.

Quinta Lumbar

Dos caracteres distintivos: 1.º la altura del cuerpo vertebral, por efecto de la oblicuidad de su cara inferior, es mayor en la parte anterior que en la posterior, otorgándole el aspecto en cuña a expensas sobre todo de su cara inferior, lo que condicionará el denominado “ángulo del promontorio” al articularse con el sacro, con un valor promedio de unos 140º (Fig 13), por ello el aumento del ángulo sacro se traducirá en un incremento en la carga soportada por las articulaciones interapofisarias y por las partes blandas para resistir las fuerzas de deslizamiento.

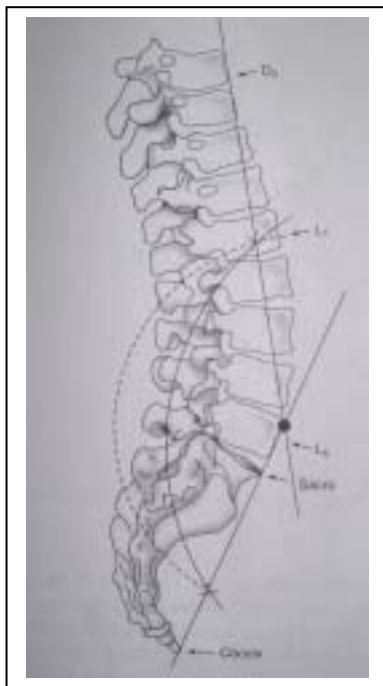


Fig. 13: Imagen del ángulo del promontorio, con valor promedio de 140º.

Por el contrario, el sacro soportará menos peso.; 2.º las apófisis articulares inferiores vuelven a ser planas, y además están más separadas la una de la otra que las apófisis articulares inferiores de las vértebras situadas encima.

1.2.2 COLUMNA LUMBAR:

La columna lumbar (Fig 14) sostiene las máximas cargas de todas la regiones del raquis, hecho éste de gran importancia mecánica. Por ello las vértebras lumbares presentarán una construcción adaptada a dicha función.



Fig. 14: Columna lumbar.

El raquis lumbar está constituido por cinco segmentos en movimiento (el segmento móvil cinético fue definido por Junghans en 1931 como “aquel comprendido entre dos vértebras adyacentes y sus partes blandas”. Comprende el disco intervertebral con las plataformas vertebrales limitantes, las articulaciones vertebrales posteriores y los ligamentos vertebrales comunes, interarticulares, interespinoso y supraespinoso. Representa la unidad de movimiento de la columna vertebral). En cada segmento móvil el disco y los cuerpos vertebrales absorben la mayor parte de las cargas.

Los movimientos de cada segmento son complejos debido a sus distintos componentes: las cargas y momentos de fuerzas aplicados sobre él, a lo largo y alrededor de los tres ejes del espacio, no sólo producirán movimientos puros y simples, sino también traslaciones y rotaciones combinadas de varios ejes (Fig 15).

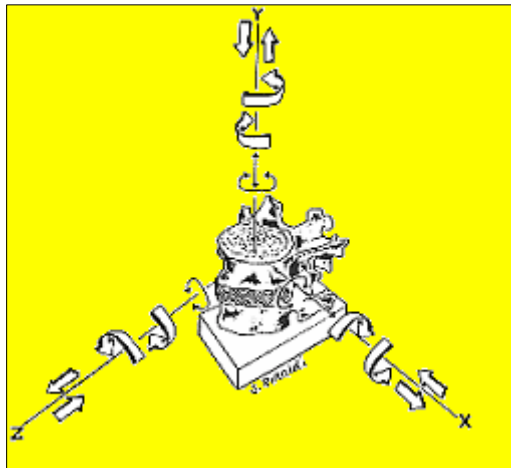


Fig. 15: Cargas y momentos de fuerza

1.2.3 LIGAMENTOS

Los ligamentos colaboran en la fijación de los elementos óseos en posiciones de estabilización o equilibrio, merced a sus propiedades elásticas. Pero no sólo actúan como elementos pasivos, sino que se encuentran bajo control muscular en todo momento.

Los *mecanorreceptores* distribuidos en discos intervertebrales, articulaciones posteriores, cápsulas y ligamentos, estructuras que además de desempeñar un papel importante en la estabilidad de la columna, actúan también como órganos efectores de un reflejo *fibroneuromuscular*, cuyo estímulo inductor es el estiramiento de las diferentes estructuras, cuya consecuencia será la contracción protectora de los grupos musculares (184). Los ligamentos, la cápsula articular y el disco intervertebral informan a la musculatura para que el arco de movimiento no sobrepase ni alcance los límites de la resistencia articular.

El *ligamento supraespinoso* y la *fascia dorsolumbar* permiten el soportar grandes cargas sin que se produzcan lesiones en el disco o en la vértebra. Sus inserciones les confieren un brazo de palanca mayor que el de cualquier músculo dorsal; de ahí que sean los elementos más efectivos en el momento de carga externa en las articulaciones intervertebrales.

Sin esta interacción del sistema ligamentario la musculatura extensora no podría sostener la carga (Fig 16). La acción del ligamento no sería sólo la de absorber cargas, sino también proporcionar un mecanismo extensor adicional a la fascia (117).

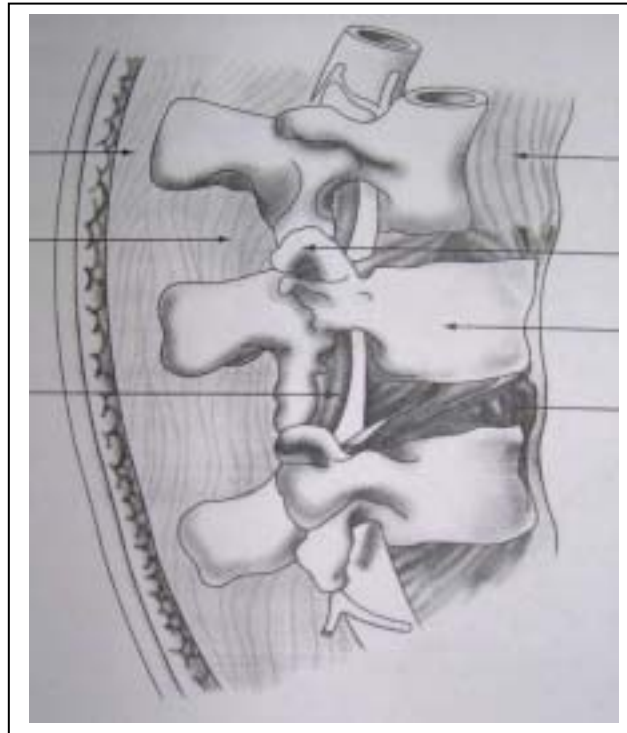


Figura 16

Los *ligamentos amarillos* permiten resistir flexiones extremas del raquis. Para un ángulo de flexión de 5° , en una articulación aislada, la tensión del ligamento será de aproximadamente 0,28. Este ángulo es cercano al límite superior de movilidad de una unidad vertebral funcional durante el movimiento de flexión: $6,5^\circ$ a nivel de L₄-L₅ y valores más bajos (de únicamente 4°) en L₁-L₃ ⁽⁶⁷⁾. Durante la última parte del arco flexor, el ligamento ofrece menos resistencia debido a las propiedades mecánicas de sus fibras elásticas y a la orientación de las fibras de colágeno.

Nachemson y Evans ⁽¹³⁰⁾ sugieren que el pretensado del *ligamento amarillo* contribuye a equilibrar parcialmente las presiones internas que abomban el disco intervertebral. Los *ligamentos longitudinales comunes* contribuyen también en dicha acción. La tensión de los ligamentos amarillos ejerce una fuerza compresiva sobre el disco de 15 N en el adulto joven y de 4 N en el anciano.

Hukins sostiene que la viscoelasticidad de los ligamentos les permite una acción importante, especialmente durante los periodos prolongados de mantenimiento de la postura (más de un minuto), ayudando a la musculatura que debe soportar cargas repetidas ⁽⁸⁰⁾.

Vleeming ^(172) hace hincapié en la importancia funcional del *ligamento sacroilíaco posterior*, eslabón importante entre los miembros inferiores, columna y brazos. Experimentalmente, en cadáveres humanos, han hallado que el ligamento se tensa cuando la articulación sacroilíaca realiza el movimiento de *contranutación* y se relaja durante el de *nutación*. En el caso del *ligamento sacrociático mayor*, sucede lo contrario (Fig 17).

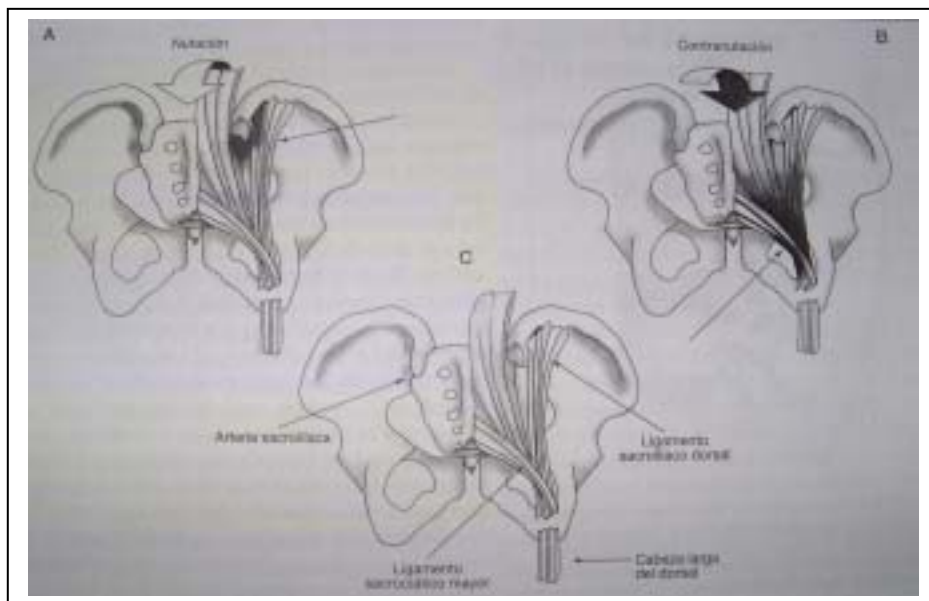


Fig.17:

Nutación: movimiento que implica una ligera aproximación de las espinas ilíacas posterosuperiores entre sí, al tiempo que la sínfisis pubiana se extiende caudalmente y es comprimida cranealmente.

Contranutación: forma parte de un patrón de aplanamiento de la columna lumbar, que se evidencia claramente en las últimas fases del embarazo.

1.2.4 MUSCULATURA

Los músculos del tronco tienen gran importancia en la función normal del raquis. La columna será inestable sin los músculos como se ha demostrado experimentalmente, al obtenerse colapsos del raquis con cargas de 20 N ⁽¹²⁸⁾. Una función muscular normal es requisito necesario para la función de la columna vertebral. Su actividad comprende tanto la contracción como la relajación. Ninguna postura muscular puede ser duradera, pues sobreviene el fenómeno de “fatiga”.

Los denominados músculos autóctonos del raquis, contribuyen a asegurar y controlar la postura y dinámica del raquis, además de generar la fuerza necesaria para poder realizar diversas actividades esenciales en la vida diaria.

Existen tres cadenas cinéticas fundamentales (Fig 18):

1. *Cadena Dorsal*: se extiende desde el cráneo hasta la pelvis. La forman los músculos erectores del tronco en continuidad con el bíceps crural.
2. *Cadena Ventral*: músculos escalenos, largo del cuello, psoas iliaco, rectos y oblicuo mayor del abdomen, aductor mediano y porción corta bíceps crural. Nachemson ⁽¹³¹⁾ y Basmajian ⁽¹³⁾ destacan la importancia del *psoas-ilíaco* como músculo fundamental en el mantenimiento de la posición erecta, al impedir la hiperextensión de las caderas, por la actividad continuada demostrada en la electromiografía de dicho músculo durante la posición erecta. Además el psoas es el único músculo que se inserta en todas las vértebras y en casi todos los discos del raquis lumbar, lo cual le permite enderezar el raquis, tensando sus inserciones ⁽¹¹⁰⁾.
3. *Cadena de Torsión*: comienza en la cresta iliaca de un lado y finaliza en el cráneo del mismo lado, la forman el oblicuo menor del abdomen, el esplenio, el oblicuo mayor y semiespinoso del lado contralateral. Permitirá el movimiento armónico de rotación del tronco.

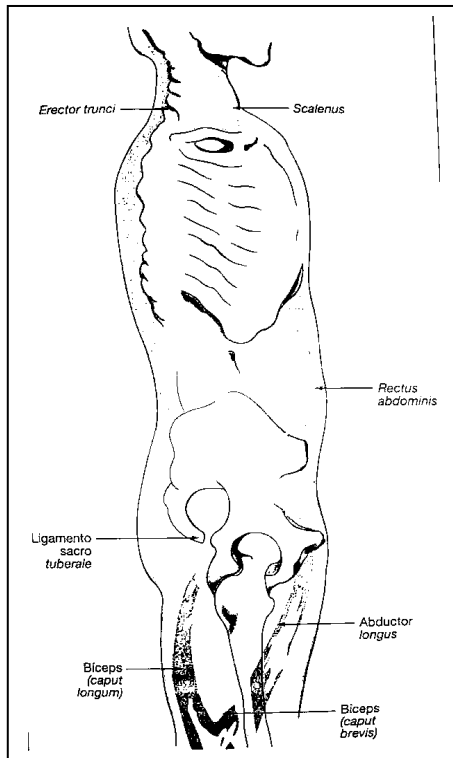


Fig. 18: Cadenas cinéticas de la columna vertebral.

Estudios de Morris ⁽¹²⁷⁾, han demostrado potenciales eléctricos que definen claramente dos tipos de funciones musculares: algunos músculos son iniciadores del movimiento y otros estabilizan el tronco, además se une al numeroso grupo de investigadores que sugieren “que otros factores como los ligamentos o la elasticidad pasiva de la musculatura deben desempeñar un importante papel en la estabilización del raquis”.

Se puede afirmar, que la disfunción de la musculatura inestabiliza “perse” la columna (raquis hiper móvil).

En resumen, la hipofunción de la musculatura afecta la estabilidad del sistema raquídeo, desvía cargas sobre el disco intervertebral y los ligamentos, origina pérdidas de la función de las articulaciones facetarias en la transmisión de cargas y en la estabilización de la columna. Estos hallazgos biomecánicos tienen su correspondiente repercusión clínica.

1.2 BIOMECANICA DE LA COLUMNA

El hombre es un animal “vertical” desde hace un millón de años, ya que nuestros antepasados neandertalenses y presapienses, poseían ya este modo de estación ⁽¹⁷⁰⁾.

La posición erecta constituye un logro de la humanidad a lo largo de millones de años de evolución, para entender esta posición erecta humana deberemos de conocer su estructura clave, que es el raquis ⁽¹⁰⁹⁾. Aunque debemos de tener en cuenta que el ser humano está más adaptado a la locomoción erecta que a la estación erecta.

En posición bípeda, la principal modificación que se produce en el raquis humano es la aparición de la curvatura lumbar, hecho éste filogenéticamente muy moderno, por cuanto que los cuadrúpedos y nuestros antecesores en la escala animal no poseen dicha curvatura. Esta lordosis lumbar existente provoca el desplazamiento de las fuerzas de compresión entre las vértebras hacia atrás, entre la parte posterior de los platillos vertebrales, las carillas articulares y las apófisis espinosas, resultando por ello, que el espacio intervertebral quede sometido a fuertes presiones por cuyo motivo las vértebras lumbares en los seres humanos, pasa de una función de movimiento a una función de “sostén”.

La sobrecarga a nivel de la charnela lumbosacra será por ello, un punto de manifestación álgica con una incidencia más alta que otros puntos del aparato locomotor. Actualmente se conocen los trastornos ortostáticos que sobrevienen a consecuencia de una estación erecta prolongada e inmóvil.

La columna vertebral corresponde al eje del cuerpo, y debe conciliar dos imperativos mecánicos contradictorios: La rigidez y la flexibilidad. Para lograr esto se conforma de múltiples piezas (Vértebras) superpuestas, unidas una a otras por complejos sistemas ligamentarios y musculares (Fig 19).

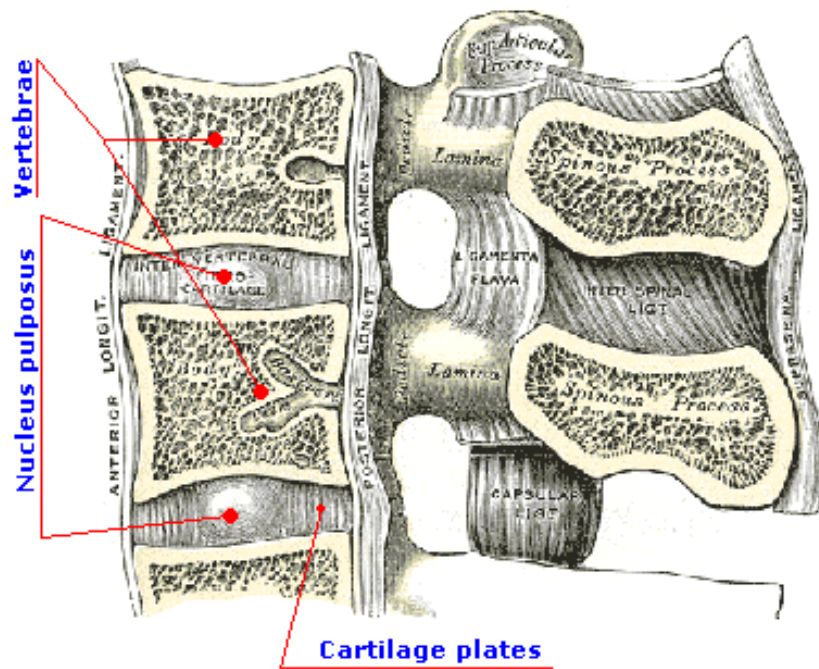


Figura 19

La biomecánica de la columna vertebral toracolumbar debe ser considerada en términos de cinemática y en términos de fuerzas que actúan sobre la columna. La comprensión de la biomecánica nos permitirá deducir el mecanismo de la fractura y plantear el tratamiento más adecuado. Cualquier punto anatómico deberá de ser definido por la distancia a un punto de referencia definido arbitrariamente (el centro de la parte superior del cuerpo vertebral) (Fig. 20), midiendo la distancia en tres componentes ortogonales.

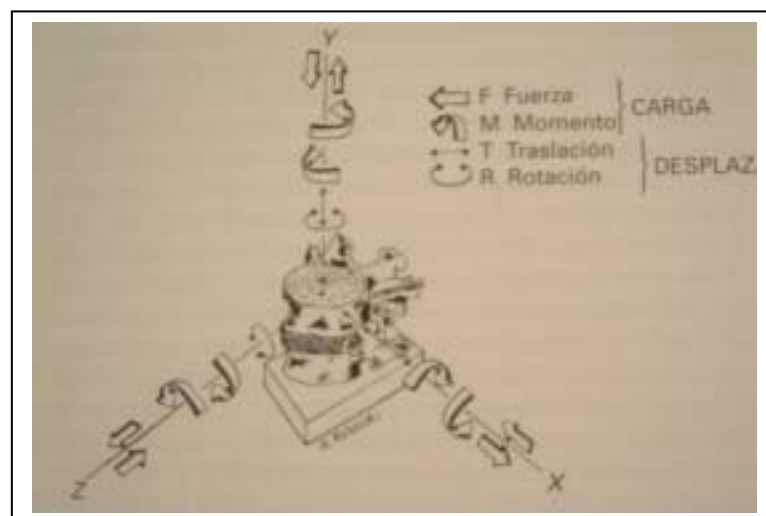


Fig. 20: tipos de traslación

El mismo sistema de coordenadas puede ser utilizado para describir el movimiento de la estructura completa. Los tres tipos puros de traslación a lo largo de un eje simple son: desplazamiento anterior en el plano sagital (a lo largo del eje z), mediolateral en el plano frontal (a lo largo del eje x), y craneocaudal a lo largo del eje longitudinal (a lo largo del eje y).

Será más complejo el desplazamiento lineal que se puede descomponer en tres componentes ortogonales, como por ejemplo, a lo largo de los tres ejes x , y y z .

Los seis movimientos cardinales (tres lineales y tres angulares) podrán combinarse, como puede ser en la flexión lateral (eje z) con rotación vertebral (eje y).

Los movimientos de traslación son relativamente restringidos en la columna toracolumbar, especialmente la traslación anteroposterior o mediolateral. El desplazamiento de la vértebra anterior o lateralmente con respecto a la vértebra adyacente está impedido por la arquitectura ósea, por las fibras del anillo y por los ligamentos que conectan las vértebras adyacentes. La traslación anteroposterior o mediolateral provoca pérdida de alineación del agujero vertebral y puede producir una reducción del área del canal vertebral, poniendo en riesgo a las estructuras nerviosas (en práctica clínica “Espondilolistesis Degenerativa”). Los movimientos de angulación y de compresión extensión a lo largo del eje craneocaudal tienen relativamente poco efecto en el espacio del canal, a menos que sean extremos. En consecuencia, el movimiento fisiológico de la columna se consigue sobre todo por angulación.

La columna torácica es más rígida que la lumbar en la flexoextensión lateral. Esto refleja el efecto restrictivo de la caja torácica y el relativo menor grosor de los discos a nivel de la columna torácica (un 20 % menor de grosor que el de la vértebra lumbar), lo que se traduce en una restricción del movimiento ^(51). Por otra parte, la rotación alrededor del eje craneocaudal es mayor en la columna torácica, llegando al máximo a nivel de $T_8 - T_9$ ^(179). En la columna lumbar la rotación está limitada por las carillas articulares y la porción anterior del anillo a sólo 10 grados frente a los 75 grados de rotación a cada lado de la columna dorsal. El rango de movimiento fisiológico en la columna toracolumbar varía de unos individuos a otros y depende de factores como la posición (bipedestación frente a supino), la flexibilidad, la edad (ya que para Kapandji la flexión de la columna lumbar disminuye de 62 grados en la infancia a sólo 22 grados a los 70 años) ^(89). La flexo-extensión sagital y la rotación sobre el eje craneocaudal también disminuyen con la edad. Todos estos cambios son atribuidos a la degeneración del cartílago condral, ligamentos vertebrales y los discos. Por estas razones, la pérdida

de masa ósea asociada con la edad conduce a que ciertos movimientos fisiológicos en la juventud, puedan producir fracturas en el individuo adulto.

En cuanto a las *fuerzas* que actúan sobre la columna lumbar pueden ser internas (como los músculos) o externas (como la gravedad, la aceleración). Kelly y Whitesides ^(92) apreciaron que los cuerpos vertebrales y los discos tienen como misión fundamental soportar fuerzas de compresión, mientras que las apófisis con sus ligamentos parecen mejor adaptadas a las fuerzas de tensión. Una consecuencia de esto es que el eje neutro o columna media de Denis actuará como punto de apoyo de cada movimiento segmentario.

Jacobs y cols. ^(83) analizaron las fuerzas fisiológicas normales que actúan en la columna y encontraron que la región toracolumbar transmite una fuerza compresiva de 400 newtons (N) al cuerpo por debajo de este punto. Debido a que el centro de gravedad se sitúa anteriormente con respecto a la columna, la posición excéntrica produce un momento de flexión de 25 newtons por metro (Nm) en bipedestación. El peso del cuerpo superior entre las dos vértebras de la unión toracolumbar es de 400 N al flexionar la cadera 90 grados. Además el momento de flexión en la unión toracolumbar se incrementa a 120 Nm. La flexión lateral y la extensión producen momentos de 30 Nm. Los movimientos de torsión transmitidos por la unión toracolumbar se estiman en 20 Nm., basándose en estudios de pacientes parapléjicos que se giran sobre sí mismos sobre la cama o asidos a una barandilla lateral. El tratamiento debería de restaurar la capacidad de la columna de soportar de nuevo el estrés fisiológico.

Hafer y cols. analizaron la capacidad de carga de la unión toracolumbar. Estudiaron movimientos de compresión y rotación, y observaron que si se produce disrupción de la columna anterior se producía una disminución del 320 % de la capacidad de carga. Así como eliminando la columna anterior y media se disminuía la capacidad de carga un 70 %. La eliminación de la columna posterior disminuye la posibilidad de carga un 65 %. En rotación concluyeron que el anillo será la principal estructura estabilizadora de la rotación de la columna. La destrucción de este anillo reducía la estabilidad rotatoria un 80 %, mientras que la alteración de las carillas articulares lo hacía en un 20 %. Para ellos, esto se debe a que el eje de rotación de la columna está limitado por las uniones articulares ^(71, 72, 73, 74).

Neumann y cols. ^(134) estudiaron las fracturas por flexión-distracción, observando que los modelos a estudio resistían un momento de fuerza de 121 Nm y un cizallamiento de 486 N antes de que se produzca una deformidad definitiva de los elementos

osteoligamentosos. Esto se consiguió con un 78 % de la resistencia máxima del modelo. La angulación media antes de la rotura era de 20 grados.

Panjabi ⁽¹³⁸⁾ desarrolló en modelos experimentales distintos grados de lesiones. El umbral de la fractura lo establecen en 84 Nm. La amplitud del movimiento se incrementa un 94 % por encima del modelo intacto y la zona neutra se eleva a 566 % por encima de la intacta. Después de un traumatismo máximo de 137 Nm, la amplitud de movimiento se incrementa al 115 % en flexoextensión, 184 % en flexión lateral y 425 % en rotación axial. La *zona neutral* es la porción de la amplitud de movimiento desde la posición neutra hasta el punto de máximo movimiento. La *zona elástica* es el rango donde el movimiento es fisiológico. La *amplitud del movimiento* es la suma de las zonas neutrales y elásticas. En estos ensayos las zonas neutrales se incrementan un 700 % en flexoextensión, 1700 % en flexión lateral y 3000 % en rotación axial. Por todo ello concluyen que la zona neutra es más sensible que la amplitud del movimiento para detectar fracturas. Las radiografías dinámicas pueden infravalorar las lesiones de la columna. Luego el especialista deberá tener una apreciación de las fuerzas que los implantes vertebrales pueden afrontar, ya que, ha sido muy popular la fijación corta para el tratamiento de las fracturas por estallido, pero esta fijación puede llevar a la pérdida de la corrección por fracaso del implante utilizado ⁽¹²⁴⁾. Esta situación se debe a la incompetencia de las columnas anterior y media, que requieren de una resistencia suficiente para soportar el implante, y de las solicitaciones a compresión ^(68, 163). Todas estas afirmaciones fueron corroboradas por el estudio de Rholmann ⁽¹⁵⁴⁾ utilizando un sistema de fijador interno con calibrador de tensión y unidad de telemetría. Un estudio *in vitro* en modelos de cadáver, demostró que la flexión que soporta la instrumentación se incrementa de 155 Nm para una columna intacta a 3328 Nm después de la corporectomía. En estudios realizados *in vivo* se aprecia que las fuerzas más altas se producen durante la deambulación, más que en posición de decúbito, sedestación o bipedestación ⁽¹⁵³⁾. La marcha rápida tiene poca influencia en las fuerzas atribuidas a la instrumentación. El subir escaleras incrementa ligeramente las fuerzas. Dos muletas reducirán ligeramente estas fuerzas, y un andador con ruedas las reduce en un 25 %. La colocación de ganchos de fijación en los mismos niveles que los pedículos mejora la solidez del sistema de fijación ⁽²⁶⁾. En un modelo realizado sobre cadáver, una fractura tipo estallido o por compresión axial de L₁ fue estabilizada con un sistema de fijación corto, la aplicación de cemento de hidroxiapatita sobre el cuerpo vertebral redujo el

momento de incurvación de los tornillos sobre los pedículos un 59 % en flexión y un 38 % en extensión ⁽¹²⁵⁾.

La unidad estructural de la columna vertebral está dada por dos vértebras tipo (que varía de acuerdo a su localización y a la magnitud de las cargas que debe soportar), y el disco intervertebral.

A esta unidad estructural Brown la denominó como “ Unidad Vertebral Funcional (UVF) ” (Fig 21 y 22) ⁽¹⁹⁾.

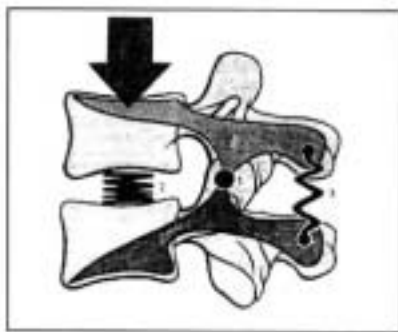


Fig. 21 y 22: Toma de KAPANJI IA. Cuadernos de Fisiología articular: Tronco y Raquis. 2ed. México: Masson, 1985. (Pg. 15).



El cuerpo intervertebral tiene la estructura de un hueso corto: Estructura en cascarón con una cortical de hueso denso que rodea el hueso esponjoso.

En el corte coronal del cuerpo vertebral se distinguen a cada lado espesas corticales, arriba y abajo la cara vertebral cubierta por una capa cartilaginosa, y en el centro del cuerpo vertebral, trabéculas de hueso esponjoso que se reparten siguiendo las líneas de fuerza. Estas líneas son verticales y unen la cara superior y la inferior, u horizontales que unen las dos corticales laterales, o también oblicuas que unen la cara inferior a las corticales laterales.

Con un corte sagital aparecen de nuevo dichas trabéculas verticales (Fig. 23,3A), pero hay además dos sistemas de fibras oblicuas llamadas en abanico. Por una parte, un primer abanico que parte de la cara superior, para extenderse a través de los dos

pedículos hacia la apófisis articular superior de cada lado y a la apófisis espinosa (Fig. 23,3B).

Por otra, un segundo abanico que parte de la cara inferior para repartirse a través de los pedículos hacia las apófisis articulares inferiores y a la apófisis espinosa (Fig 23,3C).

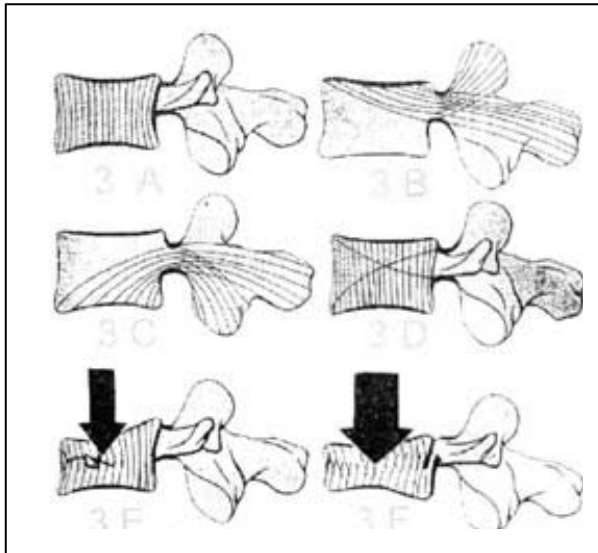


Figura 23: Corte sagital de vértebras con esquematización de trabéculas. Tomado de KAPANJI IA. Cuadernos de Fisiología articular. Tronco y Raquis. 2ed. México: Masson, 1985. (Pg. 27).

El entrecruzamiento de estos tres sistemas trabeculares establece puntos de fuerte resistencia, pero también un punto de menor resistencia, en particular un triángulo de base anterior en el que solo existen trabéculas verticales (Fig. 23,3D). Esto puede explicar que la fractura en cuña anterior de los cuerpos vertebrales sea la más frecuente, en especial si hay alteración en el hueso trabecular, y la carga que se le coloca a la columna sea grande. (Fig 23,3E y 3F.)

La otra estructura importante de la unidad funcional es el disco intervertebral, el cual consta de dos partes (Fig. 24).

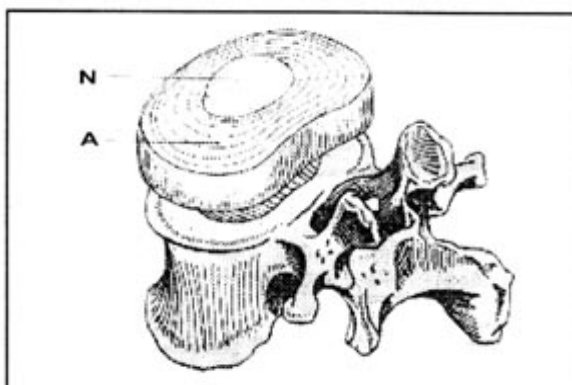


Figura 24.: Disco intervertebral. Tomado de KAPANJI IA. Cuadernos de Fisiología articular. Tronco y Raquis. 2ed. México: Masson, 1985. (Pg. 33).

Una **parte central**, el nucleus pulposus (N), el cual se trata de una gelatina transparente, que tiene 88% de agua y la sustancia fundamental con base en mucopolisacáridos.

Una **parte periférica**, el annulus fibrosus (A) o anillo fibroso, constituida por una sucesión de capas concéntricas, cuya oblicuidad va avanzando de la periferia hacia el centro. Debido a esta conformación y si tomamos el núcleo pulposo como esta esfera intercalada entre dos planos, la conformación del anillo fibroso, absorbe energía y ayuda a disminuir la magnitud del vector de carga sobre la siguiente vértebra.

En cuanto a las propiedades mecánicas del raquis debemos de destacar la existencia de una columna anterior resistente a la presión. Por otra parte, la fuerza compresiva desarrollada por la musculatura vertebral se transmite a través de los arcos y articulaciones vertebrales. Su actividad debe entenderse como una parte integrada en la banda del sistema tensional posterior. La columna anterior deberá resistir fuerzas de compresión de más de 4.000 N , en tanto que la porción posterior deberá ser capaz de compensar fuerzas de tracción entre los 500 y 700 N ⁽⁷⁵⁾. A su vez, ambas columnas deberán compensar la acción de fuerzas rotacionales, angulares y de deslizamiento (cizalleo) cuyo valor no es exactamente conocido. Markolf informó de la existencia de resistencia a las fuerzas de cizallamiento en el plano horizontal de 260 N/mm, hecho que indica la importancia del disco intervertebral también en absorción de fuerzas de deslizamiento ⁽¹¹⁷⁾.

El raquis funciona basado en la existencia de dos principios básicos en biomecánica: el **reparto de cargas** y el **tirante de tensión**.

En cuanto al *reparto de cargas*, las fuerzas axiales que inciden sobre el raquis se descomponen en un 80% en fuerzas compresivas absorbidas por las estructuras anteriores y en un 20% de fuerzas de tracción y cizalleo sobre las estructuras posteriores (Fig. 25).



Figura 25: Reparto de cargas

James et al demostraron que la estabilidad en flexión de un segmento vertebral depende aproximadamente en el 60% de la integridad de la columna anterior y en el 30% de la integridad de la columna posterior, relegando a la columna media o articular a un papel subordinado ⁽⁸⁴⁾.

De las estructuras anteriores, el disco intervertebral es la única estructura con capacidad de resistir no sólo fuerzas elevadas compresivas, sino también angulares y de deslizamiento. Por ello su afectación debe valorarse a la hora de valorar la gravedad de un traumatismo vertebral, pues en caso de no ser reparado puede producirse una inestabilidad o malposición del segmento correspondiente. Tal vez esta circunstancia explique la pérdida importante de corrección que sigue en ocasiones a la reducción y fijación posterior (única) de las fracturas de la columna ⁽⁴⁵⁾.

Quinell ⁽¹⁴⁹⁾ comprobaron que la redistribución de la movilidad segmentaria del raquis lumbar después de haber sufrido una fusión, ya sea a un solo nivel (L₄-L₅) o a doble nivel (L₄-L₅-S₁), se traducía en una transferencia de movilidad a los niveles vecinos de los segmentos artrodesados.

En la columna lumbar artrodesada a doble nivel (L₄-L₅-S₁), la pérdida de la movilidad segmentaria suele compensarse a expensas de segmentos suprayacentes. Tanto en los movimientos de flexión como en los de extensión se ha detectado un aumento de la presión intradiscal, igual si se trataba de una fusión unisegmentaria o a dos niveles, si bien es mayor en los casos de doble fusión. No obstante, no existe certeza de que la sobrecarga sobre los segmentos no fusionados se deba a la artrodesis, puesto que el arco global de movimiento de la columna lumbar disminuye después de la fusión ⁽¹¹²⁾.

Chow et al afirmaron que los segmentos no artrodesados trabajan soportando una carga mayor, rebasando muy a menudo su arco funcional de movilidad ⁽²⁸⁾.

La estabilidad de la columna vertebral en la región torácica proximal se ve acrecentada por las costillas, el esternón y los ligamentos costotransversales. Las fracturas entre T₁ y T₁₀ son frecuentemente lesiones estables, a no ser que se acompañen de lesiones esternales y a nivel de las costillas, en cuyo caso pueden llegar a ser inestables y con predisposición al colapso y deformidad cifótica tardía. Sin embargo, *la unión toracolumbar* carece del refuerzo de la caja torácica y representa un área de inflexión entre la cifosis torácica y la lordosis lumbar, además de estar sometida a fuertes requerimientos mecánicos. Así pues, las lesiones entre T₁₁ y L₂ serán más propensas para desarrollar inestabilidad, debido a la disposición de esa zona transicional o charnela toracolumbar.

La lordosis lumbar flexible tiende a amortiguar la magnitud de las fuerzas de flexión antes de que se produzca un fallo óseo o ligamentoso, por lo que son más frecuentes las lesiones por carga axial que llevan a fracturas por estallido que otros tipos de lesiones. Las fracturas en estallido se producen más frecuentemente en la región T₁₂ – L₂.

1.4 FRACTURAS VERTEBRALES

1.4.1 CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS TORACOLUMBARES

Toda clasificación debe de tener un único objetivo, el de identificar cualquier tipo de lesión, por medio de la aplicación fácil de los datos clínicos o de las diferentes imágenes obtenidas de la fractura.

Otros objetivos secundarios, pero no por ello menos importantes, serán: indicar la severidad de la lesión, servir de guía para el tipo de tratamiento a emplear y como herramienta útil para estudios posteriores ⁽¹¹⁶⁾.

Por ello debe ofrecer la morfología de la lesión, describir el mecanismo etiológico, así como, establecer el grado de estabilidad de la misma. Este último concepto de “*estabilidad*” es la referencia fundamental para el manejo y evolución de las fracturas toracolumbares.

Hay que tener en cuenta que ninguna de las clasificaciones propuestas hoy en día es completamente satisfactoria, en consecuencia no existe una clasificación de las lesiones traumáticas de la columna que esté aceptada de forma universal.

Fue Nicoll ⁽¹³⁵⁾ en 1949 quien intentó clasificar este tipo de lesiones, en dos grupos *estables e inestables*.

Ya en 1963, Holdsworth introduce criterios de estabilidad, descripción morfológica, así como del mecanismo de producción de la lesión ⁽⁷⁹⁾. Además fue el primero en introducir en la estabilidad del raquis toraco-lumbar el concepto de “*las columnas*”. Para él, el raquis está formado por dos columnas, una *anterior* que comprende las estructuras del ligamento longitudinal común anterior, cuerpo vertebral, disco intervertebral y ligamento longitudinal común posterior; y otra *posterior* formada por los ligamentos interespinoso, supraespinoso, cápsula de las apófisis articulares y el ligamento amarillo (Fig. 26).

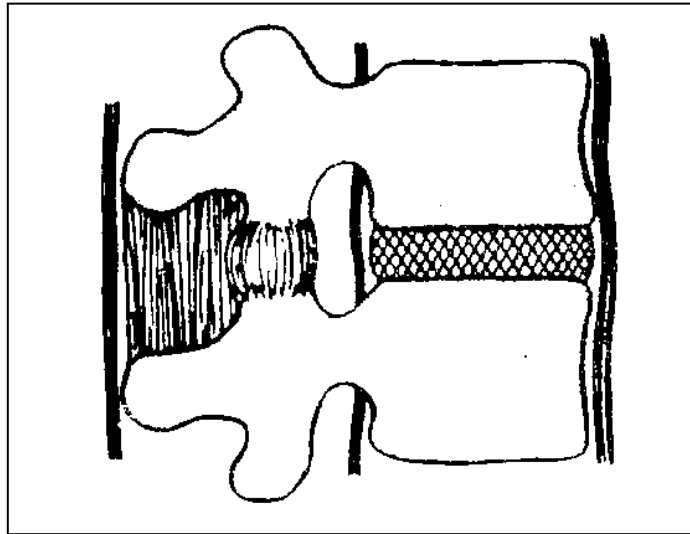


Fig.26: Holdsworth
1963.

Estableció este tipo de lesiones en dos grandes grupos:

1. Fracturas Estables:
 - Fractura Acuñaamiento
 - Fractura por Estallido
2. Fracturas Inestables:
 - Fractura-luxación por rotación
 - Fractura-luxación por cizallamiento

Por consiguiente, será la columna posterior el principal estabilizador del raquis, siendo las lesiones que afecten a esta estructura o columna posterior, *fracturas inestables*.

Ya en 1977, fueron Louis y Goutallier ^(66), los que introdujeron el sistema de clasificación morfológica basado en la identificación de la arquitectura vertebral en tres columnas, *una anterior*, formada por el cuerpo vertebral y disco, *dos columnas posteriores*, una a cada lado formadas por el istmo, apófisis articulares, arcos pediculares y un arco neural que incluye las láminas y las apófisis espinosas.

Además aportaron un valor numérico a cada una de las estructuras fracturadas (Fig. 27):

- Columna 1 punto
- Arco 0,5 puntos
- Transversa 0,25 puntos
- Espinosa 0,25 puntos

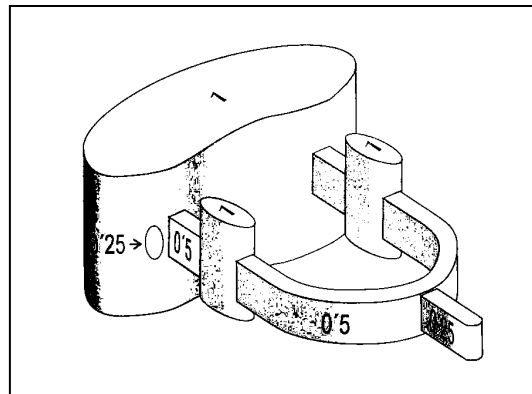


Figura 27.

Definiendo el concepto de *lesión inestable*, aquellas que superan la puntuación de 2 puntos. Louis también diferenció la inestabilidad ósea (transitoria) de la ligamentosa (crónica).

Para Roy-Camille et al ⁽¹⁵⁶⁾, el anillo óseo que rodea a las estructuras neurales (muro posterior del cuerpo vertebral, los pedículos, los macizos articulares y el sistema capsuloligamentario) será el responsable de la estabilidad vertebral, y establecerá una relación directa entre el daño de la misma y las lesiones de las estructuras neurológicas. A este anillo óseo, le denominó “*segmento medio (segment moyen)*”.

Pero hay que esperar hasta 1984, a que Denís ⁽⁴²⁾ postule su *teoría tricolumnaria* (distingue tres columnas en el plano sagital), siendo esta, la aportación más relevante en la cirugía del raquis para poder llegar a comprender los traumatismos toracolumbares.

A diferencia de sus predecesores, Denís divide la columna anterior originaria, en dos, creando un nuevo concepto o una estructura anatómica nueva , la *columna media*. Esto es debido para él, a que la porción posterior de la columna anterior es la estructura clave en el papel de la estabilidad (Fig. 28).

- Columna Anterior: ligamento vertebral común anterior, mitad anterior del cuerpo y disco vertebral.
- Columna Media: mitad posterior del cuerpo y disco vertebral y el ligamento vertebral común posterior.

- Columna Posterior: todo el arco posterior con sus estructuras capsuloligamentosas.

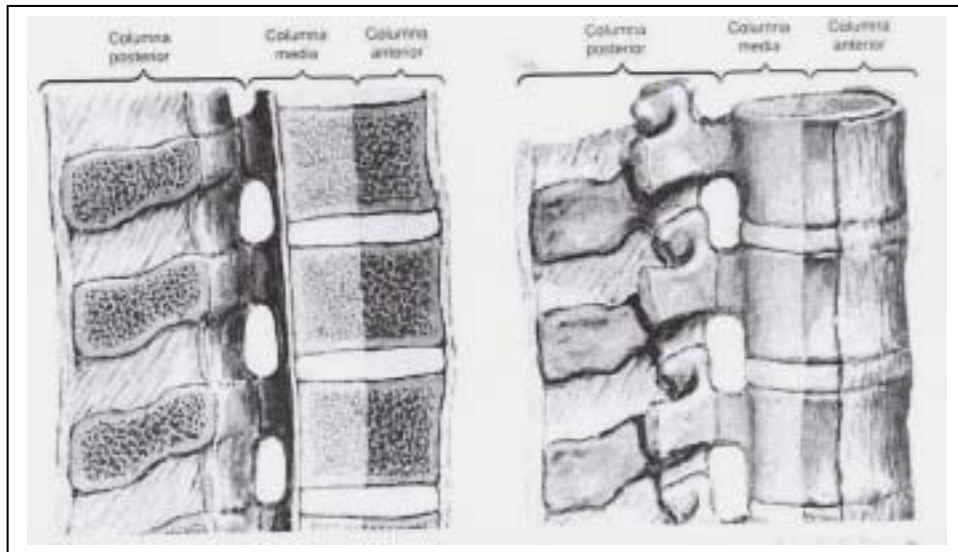


Figura 28: teoría tricololumnaria de Denis 1984.

Aquella lesión que destruya la integridad de esta columna media, provocará una inestabilidad franca, que podrá ser ósea, ligamentosa o mixta.

Siguiendo con la teoría tricololumnaria de Denís, las fracturas toraco-lumbares se pueden clasificar según las características estructurales y el mecanismo de producción de la lesión en:

- I. FRACTURAS MENORES: también denominadas apofisarias, son fracturas estables, con desplazamiento mínimo, de la apófisis espinosa, de la apófisis transversa, de la pars interarticularis y de la carilla articular. Su interés radica en que pueden hacer sospechar de lesiones de vecindad.
- II. FRACTURAS MAYORES: que a su vez se subclasifican en 4 grupos.
 - 1.- Fracturas por COMPRESIÓN: producidas por un mecanismo de compresión y se caracterizan por el fracaso de la columna anterior. Estas podrán ser por (Fig. 29):
 - a. Acuñaamiento ANTERIOR.
 - b. Acuñaamiento LATERAL.

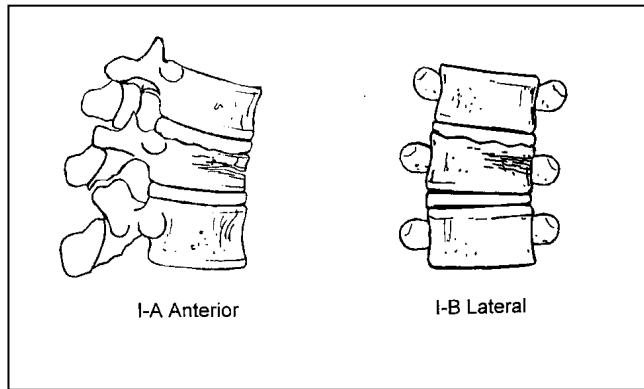


Figura 29: Fractura por compresión

2.- Fracturas CONMINUTAS o por ESTALLIDO: aquellas producidas por un mecanismo de compresión axial, provocando la afectación de las columnas anterior y media. El estallido del cuerpo vertebral se acompaña de fuerzas que tienden a abrir el arco posterior, produciendo frecuentemente una fractura de la lámina en tallo verde, la apertura de la distancia interpedicular, disminución global de la altura del cuerpo vertebral y la separación de las facetas articulares posteriores con rotura de la cápsula, características patognomónicas de este tipo de lesión.

Además existen cuatro subgrupos (Fig. 30):

- a. Fractura de ambos platillos vertebrales.
- b. Fractura del platillo superior.
- c. Fractura del platillo inferior.
- d. Estallido rotación (compresión axial + rotación).
- e. Estallido flexión-lateral (compresión axial + flexión lateral).

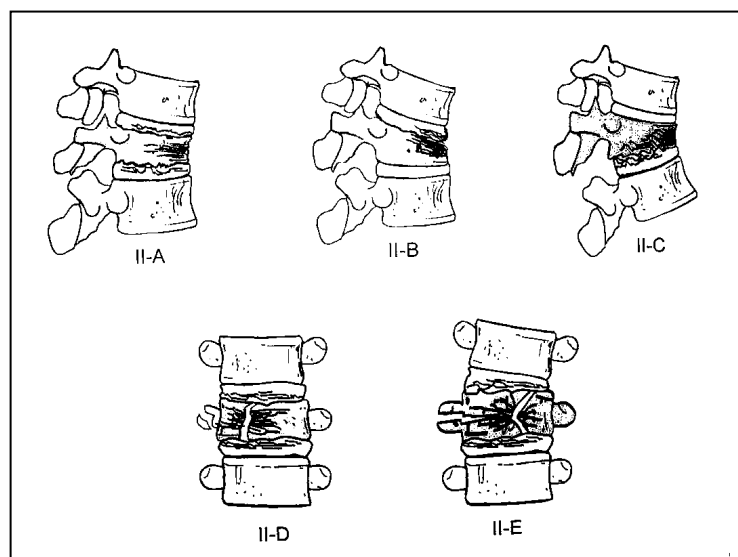


Figura 30

3.- Fracturas por FLEXIÓN-DISTRACCIÓN: afectarán a las columnas media y posterior por un mecanismo de flexión más otro asociado de distracción axial, actuando la columna anterior como una charnela.

Estas a su vez podrán ser (Fig. 31):

- a. Solución de continuidad ósea en un nivel vertebral.
- b. Solución de continuidad disco-ligamentosa en un nivel.
- c. Solución de continuidad ósea en 2 niveles.
- d. Solución de continuidad disco-ligamentosa en 2 niveles.

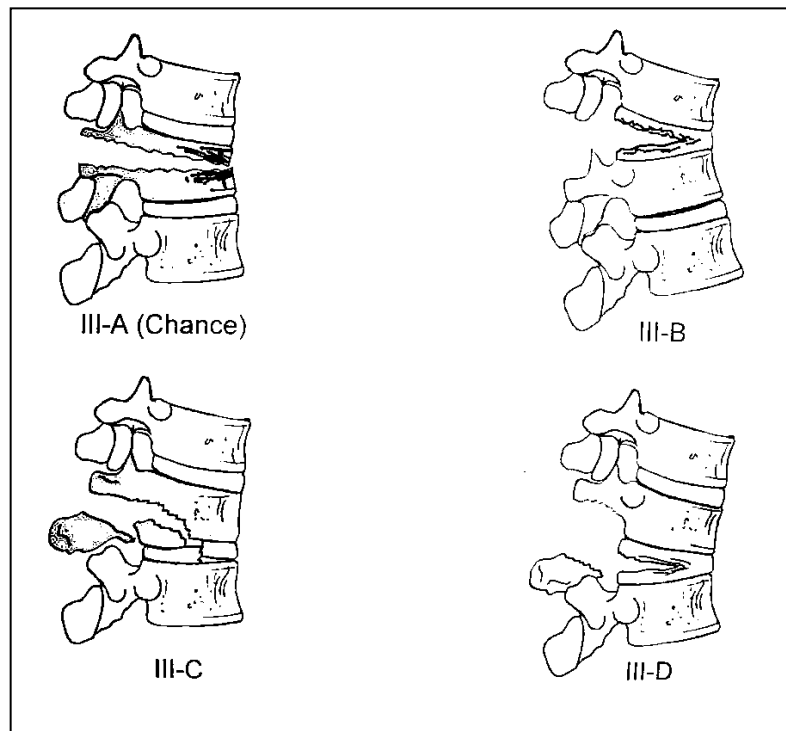


Figura 31: fracturas por flexión – distracción, con afectación de columna media y posterior, según la clasificación de Denis 1984.

4.- Fracturas LUXACIÓN: afectan a las tres columnas, por medio de un mecanismo múltiple, de compresión + distracción y axial + rotación + cizallamiento. Resultando (Fig. 32):

- a. Mecanismo de flexión-rotación, a través del disco o bien a través del cuerpo vertebral.
- b. Mecanismo de cizallamiento.
- c. Fractura-luxación por mecanismo de flexión-distracción.

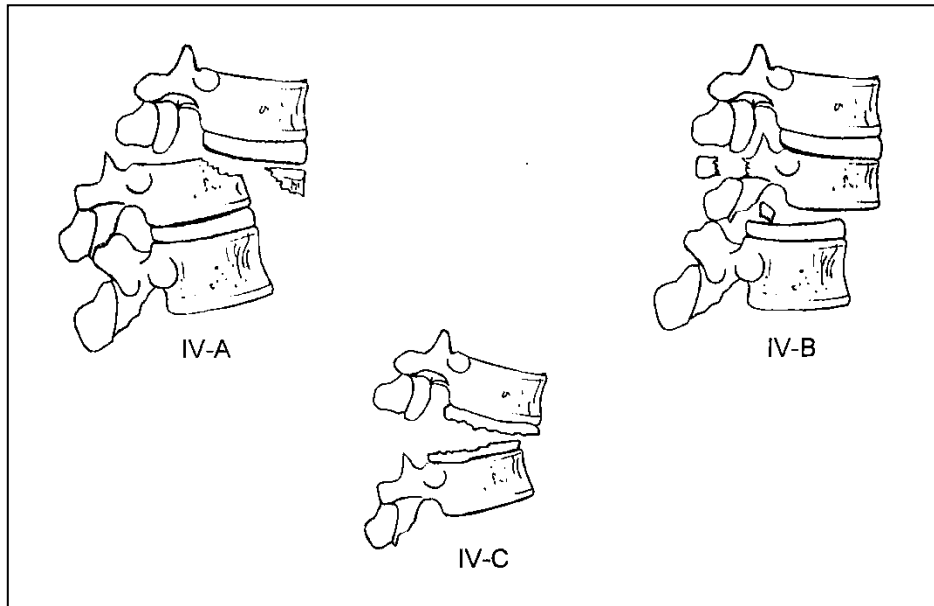


Figura 32: fracturas tipo luxación con afectación de las tres columnas.

La alteración de las tres columnas a un único nivel condiciona la presencia de inestabilidad biomecánica en esa unidad funcional de columna vertebral.

Esta es probablemente la clasificación más utilizada en los últimos años aunque tiene varias limitaciones, de un lado la priorización que hace de las lesiones óseas sobre las discoligamentosas, con lo que minimiza el papel del segmento móvil y obvia la diferencia entre la inestabilidad ósea, casi siempre temporal, de la inestabilidad discoligamentaria, que será siempre definitiva y por ello muy a tener en cuenta⁽⁸⁾.

Otra de las objeciones a esta clasificación es que algunas lesiones queda fuera de catalogación, como por ejemplo la fractura con división de trazo coronal del cuerpo vertebral (*split*); que para Denis⁽⁴²⁾ queda incluida en las fracturas por compresión, pero que debido a la posibilidad de que el material discal pueda interponerse y que por ello pueda dar lugar a la existencia de pseudoartrosis, no deberemos de considerarla

como fractura de tipo estable. Otros tipos de lesiones difíciles de catalogar según la clasificación de Denis son las fracturas por estallido-rotación y fracturas por estallido-flexión-lateral, lesiones en las que en la mayoría de casos se producirá la afectación de la columna posterior, siendo consideradas por muchos autores como fracturas luxaciones, con las características de inestabilidad que conllevan.

Magerl y Aebi ^(115) han establecido una clasificación sobre este tipo de lesiones. Clasificación exhaustiva y verdaderamente de indudable valor pronóstico y terapéutico, que utiliza el **organigrama AO** para todas las fracturas del esqueleto. Esta clasificación retoma la noción de las dos columnas de Holdsworth ^(79) y de Whitesides ^(180), haciendo énfasis en el análisis detallado de las lesiones osteoligamentarias del arco posterior para determinar la inestabilidad y la capacidad de curación o potencial de consolidación.

Las lesiones se agrupan en tres tipos dividido cada uno en tres grupos y cada grupo en tres subgrupos. Las lesiones están jerarquizadas según la gravedad de menor a mayor, tanto en los tipos como en los grupos y subgrupos.

La clasificación se basa en criterios morfológicos y mecánicos, y permite a partir del examen de las imágenes radiográficas definir el mecanismo de producción de la lesión.

- **Fracturas tipo A:** lesión del cuerpo vertebral por fuerzas de compresión. Afectan casi exclusivamente a la columna anterior. Los elementos posteriores osteoligamentosos no presentan solución de continuidad longitudinal. Los grupos del tipo A serán:

- A1 fractura aplastamiento simple.
- A2 fractura separación del cuerpo vertebral
- A3 fractura estallido

El muro posterior del cuerpo vertebral guarda continuidad vertical en los grupos A1 (Fig 33) y A2 (Fig 34) y está perdida en el grupo A3 (Fig 35). Cada uno de los grupos se subdivide en tres subgrupos que representan variedades morfológicas.



Figura 33



Figura 34

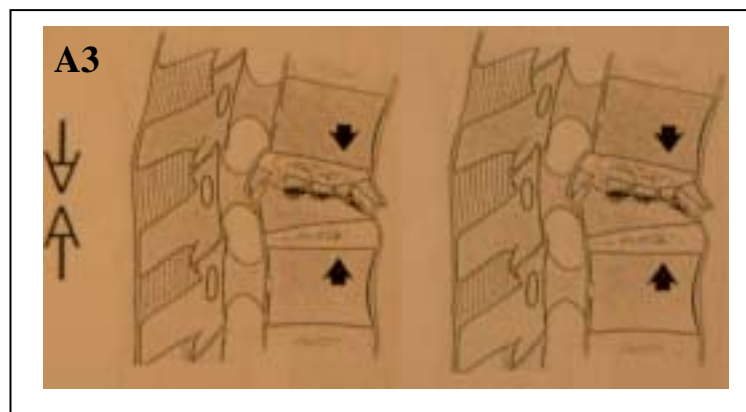


Figura 35

- **Fracturas tipo B:** lesión de la columna anterior y posterior con distracción. El mecanismo de lesión es la distracción sagital. Cuando el mecanismo es de hiperflexión la lesión se produce de atrás hacia delante y en sentido contrario

cuando el mecanismo es de hiperextensión. Los grupos del tipo B (Fig 36) serán:

- B1 lesión posterior de predominio ligamentario
- B2 lesión posterior de predominio óseo
- B3 lesión anterior a través del disco vertebral

Las lesiones del tipo B se caracterizan por una solución de continuidad longitudinal de las columnas anterior y posterior del raquis, habitualmente asociada a desplazamiento angular y a veces a traslación en el plano sagital.

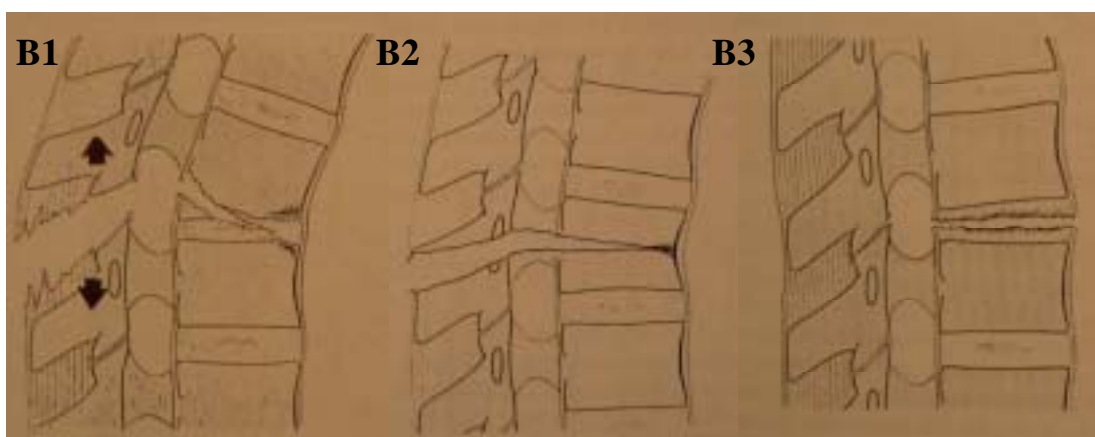


Figura 36: Fracturas tipo B

- **Fracturas tipo C:** lesión de las columnas anterior y posterior con rotación. Los criterios para identificarlas son los signos que indican rotación axial. Los grupos del tipo C serán:

- C1 lesión de tipo A con rotación (Fig 37)
- C2 lesión de tipo B con rotación (Fig 38)
- C3 Lesión por cizallamiento rotatorio (Fig 39)

Las características morfológicas de las lesiones tipo C son el decalaje rotatorio de las apófisis espinosas; fractura unilateral de un proceso articular asociado a una luxación interapofisaria contralateral; las fracturas a diferentes niveles de las apófisis transversas o costillas; las fracturas asimétricas de los cuerpos vertebrales con arrancamiento del platillo vertebral.

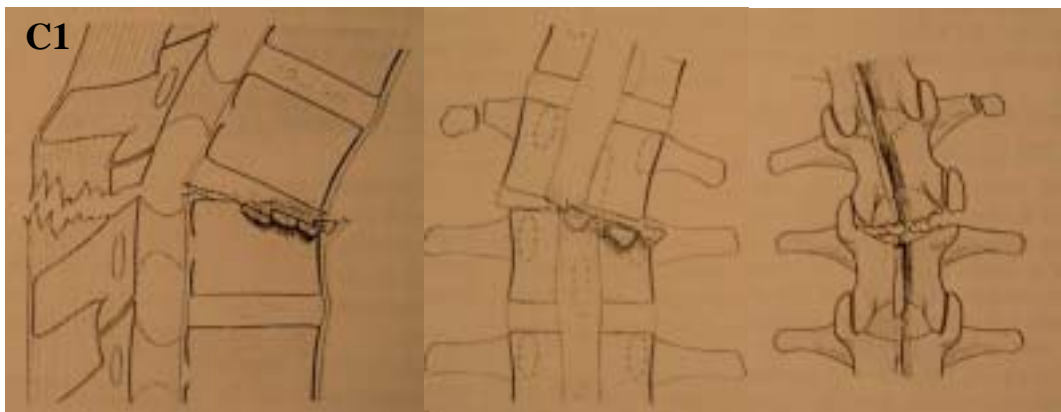


Figura 37: fracturas tipo C1 con lesión de las columnas anterior y posterior de tipo A con rotación.

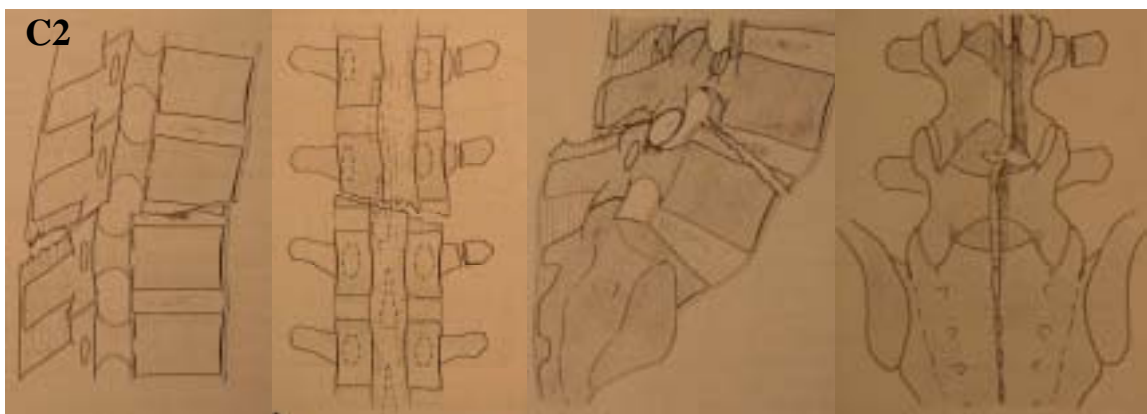


Figura 38

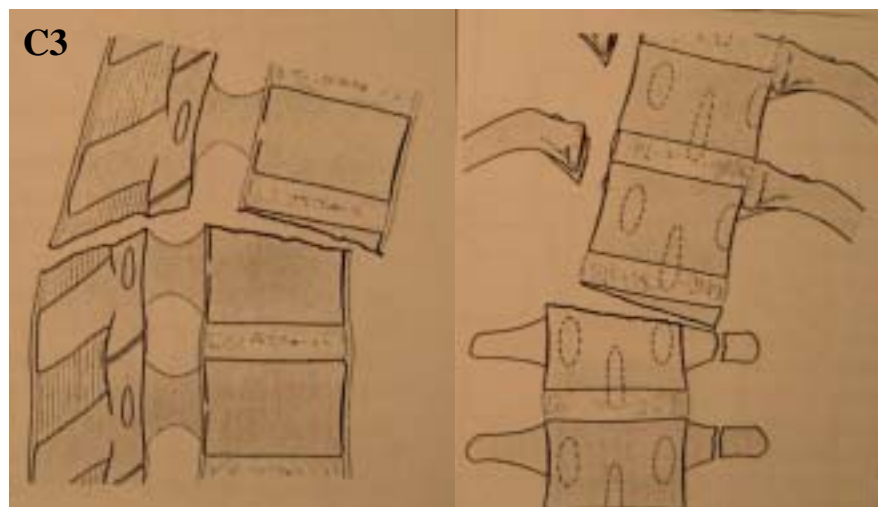


Figura 39: fractura tipo C3, lesión por cizallamiento rotatorio.

El sistema de clasificación más reciente de las lesiones de la columna toracolumbar es el propuesto por Vaccaro AR. et al ^(169). Dicho sistema se basa en el estudio de tres variables fundamentales de la lesión, (variables que fueron identificadas como características *críticas* a la hora de tomar una decisión terapéutica):

1. determinación de la morfología o patrón anatomopatológico de la lesión, basándose en la apariencia de la iconografía.
2. la existencia o no de integridad del complejo ligamentoso posterior.
3. estatus neurológico del paciente.

Atendiendo a la evaluación de estos tres parámetros, realizan una escala de graduación de la severidad de la lesión (Tablas 1, 2, 3), de tal forma que los pacientes quedarán estratificados en dos grupos, un grupo en el que recomiendan tratamiento conservador y otro quirúrgico, dependiendo de la puntuación obtenida.

Type	Qualifiers	Points
Compression		1
	Burst	1
Translational/rotational		3
Distraction		4

Tabla 1: Morfología de la lesión. A new clasification of Thoracolumbar Injuries. Vaccaro AR, et al. Spine 20: 2325 – 33. 2005.

PLC disrupted in tension, rotation, or translation	Points
Intact	0
Suspected/indeterminate	2
Injured	3

Tabla 2: Integridad del Complejo Ligamentoso Posterior. A new clasification of Thoracolumbar Injuries. Vaccaro AR, et al. Spine 20: 2325 – 33. 2005.

Involvement	Qualifiers	Points
Intact		0
Nerve root		2
Cord, conus medullaris	Complete	2
	Incomplete	3
Cauda equina		3

Tabla 3: Status Neurológico. Vaccaro AR, et al. Spine 20: 2325 – 33. 2005.

Las fracturas que con este sistema obtengan puntuaciones entre 1 y 3 puntos son consideradas como no quirúrgicas. Fracturas con 4 puntos podrán ser quirúrgicas o no quirúrgicas. Las fracturas con 5 o más puntos serán en todos los casos quirúrgicas.

Dentro del tratamiento quirúrgico, esta clasificación también indica la vía de aproximación más idónea para cada lesión (Tabla 4).

Neurologic Status	Posterior Ligamentous Complex	
	Intact	Disrupted
Intact	Posterior approach	Posterior approach
Root injury	Posterior approach	Posterior approach
Incomplete SCI or cauda equina	Anterior approach	Combined approach
Complete SCI or cauda equina	Posterior (anterior)* approach	Posterior (combined)* approach

*Aggressive decompression in ASIA A patients is practiced in many institutions to optimize any potential for neurologic recovery, reconstruct the vertebral support column, restore CSF flow to prevent syringomyelia, and allow for short-segment fixation.

Tabla 4: Aproximación Quirúrgica sugerida. A new clasification of Thoracolumbar Injuries. Vaccaro AR, et al. Spine 20: 2325 – 33. 2005.

Por tanto, este sistema de clasificación es el primero que facilita a los cirujanos ortopédicos a tomar decisiones y patrones de tratamiento clínico, teniendo en cuenta la estabilidad o no de la lesión, la futura deformidad y el compromiso neurológico progresivo de la misma.

1.4.2 EPIDEMIOLOGÍA DE LAS FRACTURAS TORACOLUMBARES

Aunque la incidencia de las fracturas del raquis toracolumbar no es alta, su importancia deriva de la elevada morbilidad residual, porque entre el 15 al 20 % de los adultos con lesiones en la columna vertebral toracolumbar presentan lesión neurológica de la médula espinal o de la cola de caballo ^(17, 40), agravado por la frecuente juventud de los pacientes, ya que aproximadamente el 50 % de estos con lesiones de este tipo se encuentran entre los 15 y 35 años.

Se observa una distribución bimodal de la edad en los pacientes, siendo la mayoría, pacientes con edades comprendidas entre los 15 y 24 años, con una incidencia máxima secundaria en personas de 55 años o más.

En cuanto a la distribución por sexos, los hombres sufren lesiones cuatro veces más frecuentemente que las mujeres.

La causa más frecuente de lesión traumática de la columna vertebral son los accidentes de tráfico con un 45 %, seguido de las precipitaciones desde cierta altura con el 20 %, deportes con el 15 % ^(6, 91, 93).

En Estados Unidos se producen unas 50.000 nuevas fracturas vertebrales al año, de las cuales unas 11.000 llevarán a un déficit neurológico. Todo ello produce un coste anual de 4.000 millones de dólares.

Actualmente se está apreciando cada vez más, graves fracturas asociadas en pacientes politraumatizados que sobreviven gracias a los avances en la asistencia, con la consiguiente elevación en el coste del tratamiento, tanto inicial como de las secuelas ^(150, 158). Entre un 50 y un 60 % de los pacientes con fracturas de columna vertebral tiene además una lesión asociada que abarca desde fracturas simples de una extremidad a lesiones craneales, torácicas o abdominales severas ^(152, 157, 158).

Aproximadamente el 90 % de todas las fracturas vertebrales ocurren entre la vértebra T11 y L4, y el 14 – 17 % de ellas son clasificadas como fracturas vertebrales tipo estallido ⁽⁹⁰⁾.

El lugar de máxima incidencia de lesiones en el raquis toracolumbar es en el segmento transicional o charnela toracolumbar (T₁₁ - L₁).

Esta región es especialmente susceptible a la fractura por tres razones fundamentales: por la pérdida de estabilización y protección que ofrecen las costillas y la musculatura

torácica; el cambio de la curva cifótica torácica a la lordosis lumbar; y el cambio en la orientación de las facetas articulares de coronal en torácica a sagital en lumbar.

El mecanismo lesional más importante es el de flexión con un 85 % de los casos aproximadamente, combinado en ocasiones con mecanismos de rotación, traslación y/o compresión axial. Las lesiones por mecanismo de extensión son raras.

En cuanto a la incidencia según el tipo de fractura tendremos: las fracturas por *compresión* son las más frecuentes con un 50 % del total, las fracturas *conminutas* por estallido (*burst fractures*) constituyen alrededor del 20 % de los casos, las fracturas por *flexión-distracción* tienen un pequeño porcentaje de casos con aproximadamente el 3 % y por último las fracturas *luxación* constituyen alrededor del 25 % de los casos de lesiones en el raquis toracolumbar.

Las fracturas en *estallido* en la columna vertebral se producen con mayor frecuencia a nivel de la región T₁₂ – L₁, esto es debido a que la lordosis lumbar flexible tiende a amortiguar la magnitud de las fuerzas de flexión antes de que se produzca un fallo óseo o ligamentoso, por lo que son más frecuentes las lesiones por carga axial que otros tipos de lesiones (Fig 40).

Por el contrario las fracturas óseas tipo *Chance* tienen lugar en el 50 % de los casos en los niveles L₂, L₃ o L₄ ⁽⁵⁹⁾.

Deberemos de tener en cuenta que los pacientes con lesión de la columna vertebral a un nivel, pueden presentar en el 5 al 20 % de los casos otra lesión traumática no contigua de la columna vertebral.



Figura 40: fractura vertebral tipo estallido L1

1.4.3 ESTABILIDAD DE LAS FRACTURAS

En 1978 White y Panjabi establecieron el concepto de *Inestabilidad Clínica* que viene definido por “ la pérdida de la capacidad de la columna para mantener bajo la acción de cargas fisiológicas, su patrón de desplazamiento, produciéndose un déficit neurológico inicial o secundario, una deformidad o un dolor incapacitante “ (140, 179). Concepto aplicable a la inestabilidad neurológica o mecánica (Tabla 5).

Tabla 5	CONCEPTOS DE INESTABILIDAD ESPINAL
NEUROLOGÍA	Inestabilidad de la columna para proteger la médula espinal, la cola de caballo y las raíces nerviosas
MECÁNICA	Incapacidad para mantener las demandas fisiológicas sin dolor, deformidad, movimiento anormal o compresión neural
MECÁNICA AGUDA	Incapacidad de la columna de mantener las necesidades fisiológicas en los tres primeros meses posteriores al traumatismo
MECÁNICA CRÓNICA	Incapacidad de la columna de mantener las necesidades fisiológicas a partir de los tres primeros meses posteriores al traumatismo

Denis en 1984 estableció 3 grados de inestabilidad:

- Primer grado Inestabilidad MECÁNICA
- Segundo grado Inestabilidad NEUROLÓGICA
- Tercer grado Inestabilidad MECANO-NEUROLÓGICA

Se pueden asociar los dos tipos de inestabilidad, de forma inmediata (inestabilidad Aguda) o tardía (inestabilidad Crónica).

En la práctica se consideran a todas las fracturas con lesión nerviosa como lesiones agudas mecánicamente inestables, debido a que la columna ha fallado como estructura

protectora (principio no aplicable cuando la lesión neurológica es producida por un traumatismo penetrante).

Inestabilidad Mecánica:

Estudios biomecánicos y las observaciones clínicas ^(16, 132, 133) han demostrado que cuando se produce una pérdida del 50 % de la altura del cuerpo vertebral o una angulación de la unión toracolumbar superior a 20 grados ^(16, 132), el segmento espinal puede perder estabilidad. En estas situaciones las fracturas estallido o por compresión deberían de ser consideradas como lesiones agudas inestables.

Haher y cols. en sus estudios demostraron que la inestabilidad biomecánica se produce cuando fallan al menos dos de las tres columnas de Denis ^(71, 72, 73).

White y Panjabi consideran que deben de diferenciarse dos componentes: mecánico y neurológico. La clasificación puede ser temporal. Por ejemplo, un paciente con una fractura estallido tipo A de la clasificación Denis, con integridad del complejo ligamentario posterior, puede ser lo suficientemente conminuta para evolucionar el aplastamiento, transformándose en inestable y producir daño neurológico. Si el paciente es protegido durante un periodo de tiempo, puede mantener su alineamiento, altura del cuerpo vertebral y función neurológica. A partir de este momento, puede evolucionar a aguda inestable o crónica estable, con o sin intervención quirúrgica.

Basándose en datos clínicos y estudios de laboratorio James ^(84) concluye que la estabilidad de una fractura por estallido está determinada por la estabilidad de la columna posterior y por tanto la decisión del tratamiento quirúrgico.

Panjabi ^(139) en un estudio sobre 10 fracturas experimentales, concluye que si se aplica una fuerza de 7,5 Nm, la flexoextensión resultante fue del 202 % del modelo intacto. La rotación axial del 403 %, la flexión lateral del 266 % y la tensión-compresión del 462 %. Las *zonas neutras* de movimientos en las fracturas por estallido fueron mayores: 670 %, 1650 %, 779 % y 650 % en la columna intacta respectivamente. Todos estos datos nos informan de la *inestabilidad aguda* de las fracturas por estallido.

Habrá que tener en cuenta que las lesiones de los tejidos blandos curarán con cicatrices que serán biomecánicamente inferiores a los ligamentos normales.

1.4.4 HISTORIA QUIRÚRGICA

La primera fijación interna efectiva fue introducida por Harrington ⁽⁷⁶⁾ en 1962, que utilizó su instrumentación para estabilizar las fracturas toracolumbares. Defendía que en las fracturas vertebrales debía de realizarse la técnica de distracción con doble barra. Desde el punto de vista técnico lo fundamental era la colocación de las barras con tres puntos de fijación y en al menos 3 niveles por encima y 3 por debajo de la lesión.

Las barras de Harrington alcanzaron una amplia aceptación, aunque sus aplicaciones iniciales fracasaron por no tener en cuenta el plano sagital de la columna, siendo biomecánicamente insuficientes para las lesiones traslacionales inestables, en especial a nivel de la columna lumbar (Fig 41). La complicación más frecuente con este tipo de instrumentación era la salida del gancho con una incidencia estimada del 10 %. McAfee y cols. ⁽¹¹⁹⁾ demostraron que la localización fundamental del fallo en los sistemas de distracción de Harrington estaba en la interfase hueso-metal y recomendaban cerclar de forma segmentaria la instrumentación en distracción en aquellas lesiones en las que era necesaria la resistencia a la compresión axial y en las lesiones traslacionales, incluyendo las fracturas luxaciones.

Posteriormente Edwards desarrollo una técnica de fijación (modificación a la instrumentación de Harrington) mediante barras con cubierta o camisas, que al reducir las fracturas de la columna provocaba una descompresión indirecta a través de una vía de abordaje posterior con un riesgo relativamente bajo ⁽⁵⁰⁾. En el 98 % de los pacientes con un complejo ligamentoso anterior intacto la fijación aislada mediante barras con camisas fue lo suficientemente rígida como para limitar la movilidad total a nivel de los segmentos instrumentados a menos de 2 mm en cualquier plano. Está técnica fue diseñada para aumentar el área del conducto por medio de la obtención de una lordosis relativa a nivel de la lesión y permitir que la médula se desplace en el conducto hacia atrás, alejada de los fragmentos óseos de la fractura.

Jacobs en un intento de corregir algunas deficiencias de la instrumentación de Harrington diseñó la colocación de ganchos de bloqueo en las barras, eso sí, siguiendo el principio de la regla de las tres vértebras por encima y las tres vértebras por debajo (Fig 42) ⁽⁸³⁾. Las posibles desventajas de este nuevo dispositivo son que abarca al

menos cinco segmentos móviles, que puede proporcionar una fijación inadecuada en las fracturas estallido conminutas debido a la insuficiencia de las columnas anterior y media.

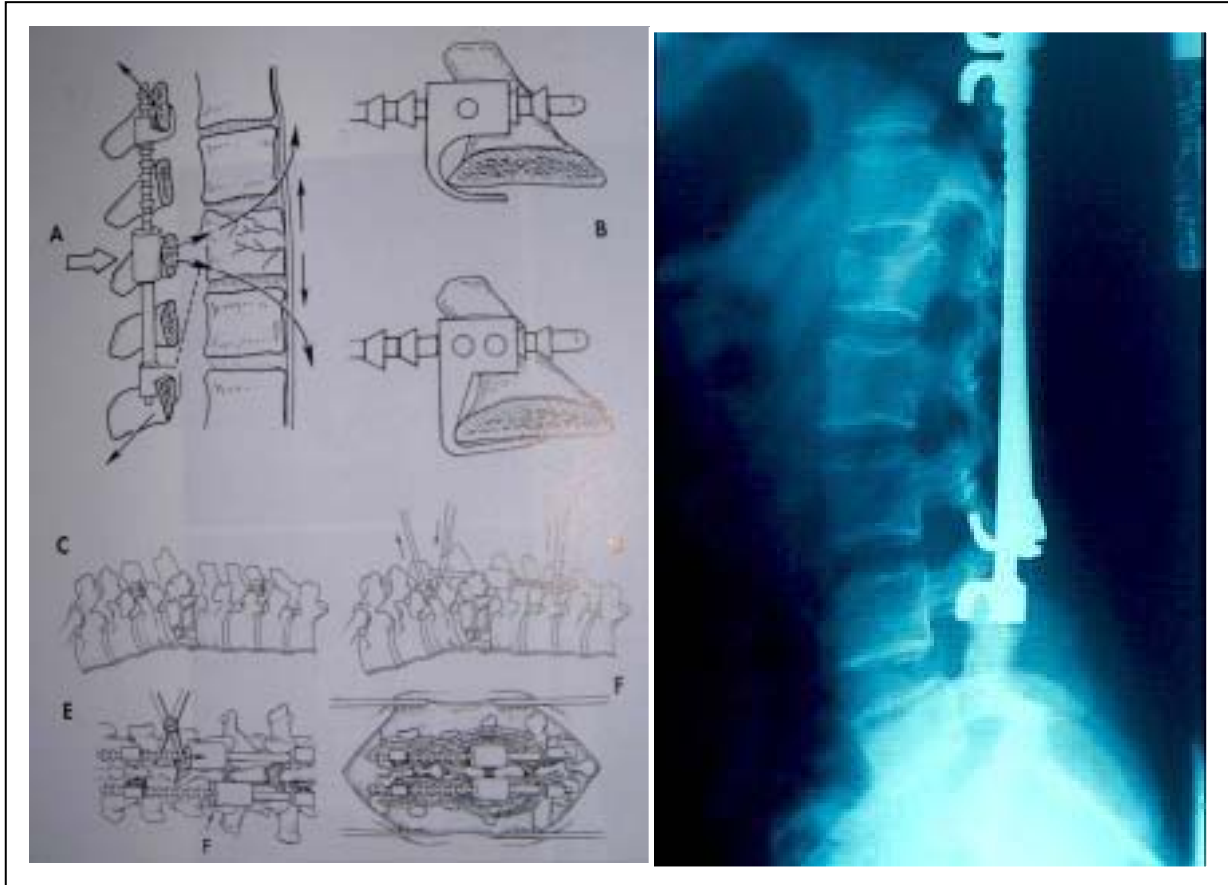


Figura 41 y 42 : Sistema de osteosíntesis Barras de Harrington y Ganchos de bloqueo de Jacobs

En 1982 Luque ^(113) describió el sistema de instrumentación con alambre a nivel sublaminaar, que proporciona una fijación interna más rígida y una mayor resistencia a las fuerzas rotacionales que las instrumentaciones descritas hasta la fecha. Por ello, podemos afirmar que se trata del primer sistema que permite el control tridimensional de los segmentos vertebrales (Fig 43).

Las pruebas biomecánicas demostraron que la instrumentación vertebral de Luque fallaba en el caso de la fractura-luxación, por debajo o por encima del segmento instrumentado, ya que el punto débil del sistema es la incapacidad para contrarrestar la compresión axial, por lo que tampoco proporciona una fijación rígida en las fracturas por estallido inestables.

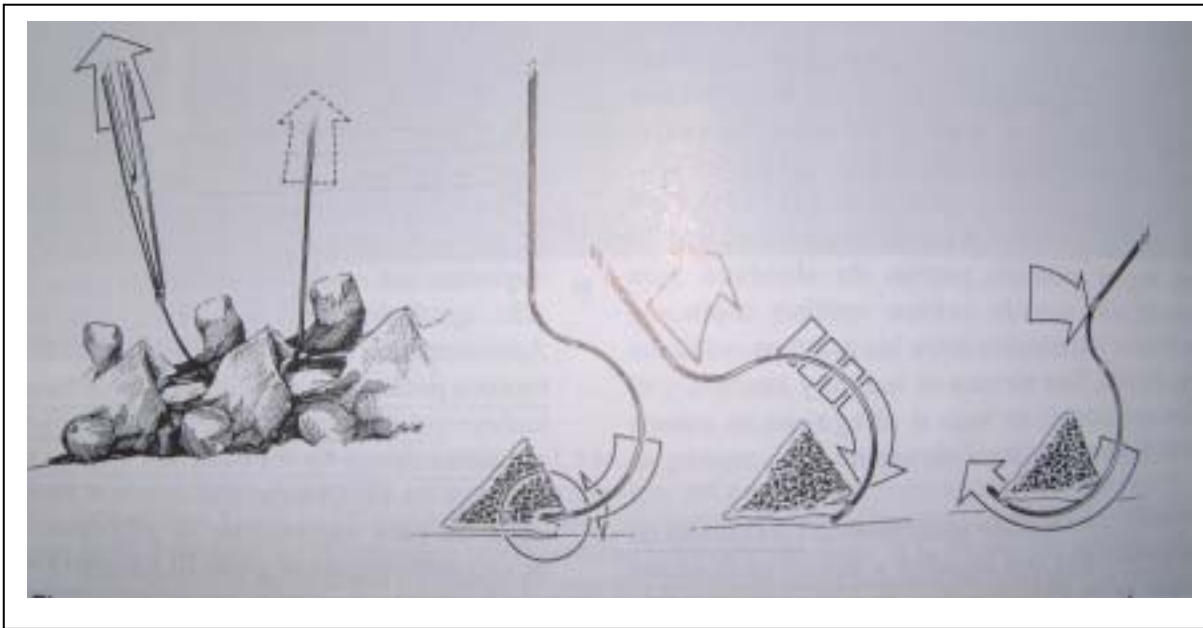


Fig 43: instrumentación con alambre a nivel sublamina de Luque 1982.

Wenger y cols. ^(176) en 1984 introdujeron un sistema de fijación que combinaba las ventajas de los sistemas de Harrington y Luque, por medio de un cerclaje sublamina sobre las barras de distracción. Demostraron que aumenta la estabilidad y la resistencia al desplazamiento, además de comprobar su eficacia en el tratamiento de las fracturas toracolumbares inestables. También comprobaron que la resistencia a la rotura es mayor cuando la lámina está intacta.

Pero fueron Cotrel-Dubousset ^(33, 34) en 1985 quienes diseñaron un dispositivo de fijación combinada que controlaba tridimensionalmente los segmentos vertebrales y ofrecía una flexibilidad considerable para conseguir una fijación muy estable en las fracturas toracolumbares. Inicialmente este sistema fue diseñado para corregir la escoliosis. Las barras en este montaje se pueden conectar con tornillos pediculares a nivel de la columna lumbar inferior y en sacro (Fig 44).

Además presenta la ventaja de poder introducir múltiples ganchos (pediculares, en apófisis transversas o sublaminares) a modo de compresión o distracción, y así obtener una fijación segmentaria rígida y estable. Estudios biomecánicos señalan que la conexión transversal de las barras convierten toda la estructura en un rectángulo estable con una mayor estabilidad rotacional.



Figura 44: dispositivo de fijación combinada por barras más tornillos pediculares con control tridimensional de los segmentos vertebrales.

A partir de la introducción de la instrumentación de Cotrel-Dubousset han aparecido un sin fin de nuevas instrumentaciones, tanto por vía posterior como por vía anterior, que han provocado un desmesurado entusiasmo por el manejo quirúrgico de este tipo de fracturas vertebrales en esta última década.

1.4.5 FRACTURA VERTEBRAL POR ESTALLIDO (BURST) L1

Para el ensayo del presente estudio se ha escogido la vértebra L₁ (primera lumbar). Este tipo de fracturas se producen por la lesión de la parte anterior y posterior del cuerpo vertebral, afectando por ello a las columnas anterior y media (Fig. 45 y 46).

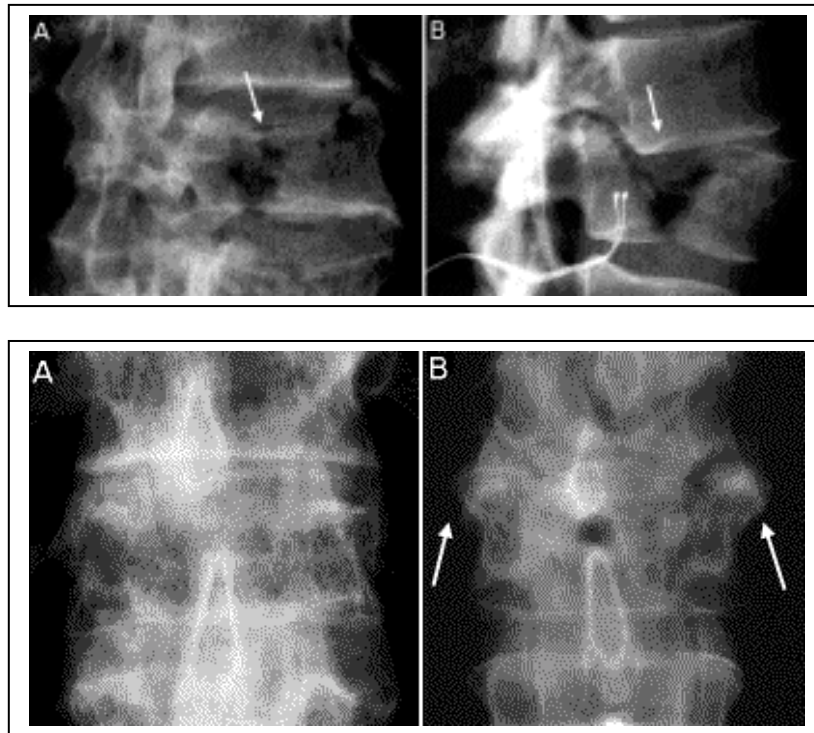


Fig. 45 y 46

La fuerza axial aplicada en el disco intervertebral produce un incremento de la presión en el núcleo del disco que se traduce también en el anillo. Esto da lugar a una fuerza de cizalla en el disco intervertebral que puede arrancar el centro del disco. Los fragmentos grandes anterior y posterior de las fracturas por estallido se explican por este fenómeno. Además, la corteza del canal vertebral es fina en la proximidad de la base del pedículo, y esto, combinado con el modelo trabecular descrito por Haggness y Doherty ⁽⁷⁰⁾, puede explicar que este fragmento trapecoidal se encuentre en el canal.

En fracturas estallido experimentales cuando la energía y la duración del impacto son constantes, el incremento de la retropulsión se correlaciona con la intensidad de la carga espinal. El grado de gravedad de la lesión se refleja en el “ índice de gravedad de la lesión “ (Injury Severity Score) ^(107, 168).

La caída desde cierta altura, recibiendo el traumatismo sobre los pies, es el mecanismo típico de esta fractura. En la radiografía lateral se aprecia la disminución de la altura del cuerpo vertebral. En la proyección anterior, se observa un incremento de la distancia interpeduncular.

Se han descrito cinco subtipos de fracturas por estallido (Fig. 47).

- 1) Fractura de ambos platillos vertebrales.
- 2) Fractura del platillo superior.
- 3) Fractura del platillo inferior.
- 4) Estallido rotación (compresión axial + rotación).
- 5) Estallido flexión-lateral (compresión axial + flexión lateral).

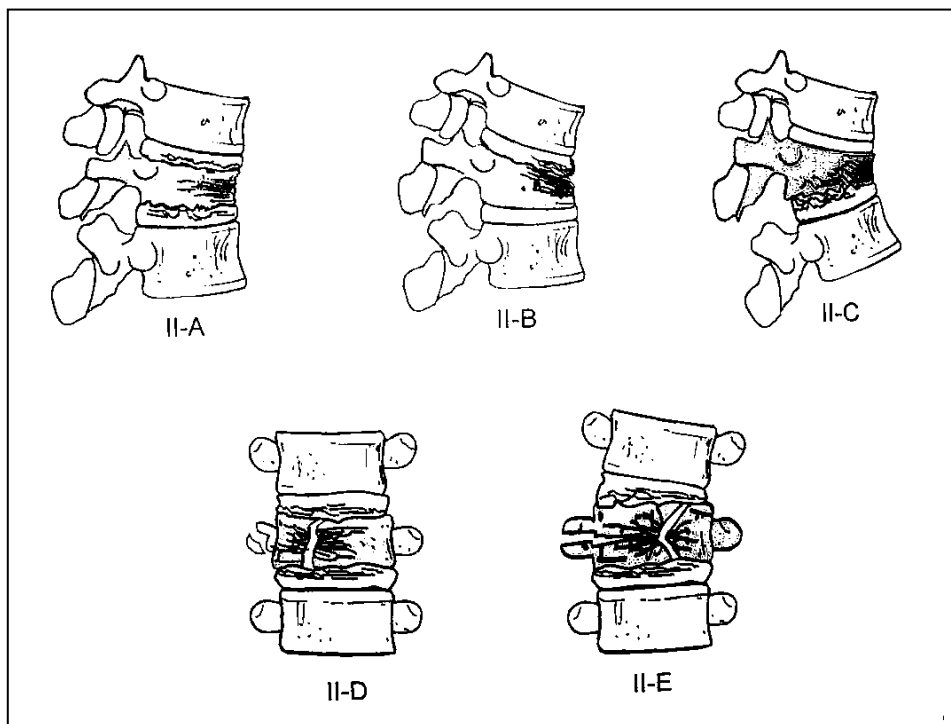


Figura 47: subtipos de fractura estallido vertebrales

1.5 ESTADO ACTUAL DEL TRATAMIENTO DE LAS FRACTURAS TIPO ESTALLIDO

1.5.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

A lo largo de la historia y en comparación con cualquier otro tipo de fractura vertebral toracolumbar, las fracturas vertebrales tipo “*estallido*” han presentado una gran controversia en su manejo terapéutico, debido fundamentalmente a la falta de una definición uniforme de la fractura vertebral tipo estallido INESTABLE.

El rasgo anatomopatológico fundamental de la lesión vertebral tipo *estallido* es la rotura de la columna media con retropulsión de hueso hacia el interior del canal medular, hecho perfectamente identificable por el aumento de la distancia interpedicular en la radiología convencional y por medio de la Tomografía Axial Computerizada (TAC) ^(40, 119, 120).

En este tipo de lesión vertebral, pueden estar afectadas 2 ó 3 columnas.

La fractura vertebral estallido ESTABLE sin déficit neurológico y con menos de 30° de cifosis, pero con un fragmento óseo de tamaño considerable dentro del canal medular podrá ser tratada según Jones ⁽⁸⁷⁾, con varias semanas de reposo en cama y posterior uso de ortesis en extensión cuando inicie la deambulaci3n. Otros autores que postulan este tipo de manejo terapéutico son Guttman L y Michaelis ^(69, 126). Este enfoque terapéutico quizá prevenga la retropulsión tardía del fragmento óseo con el déficit neurológico secundario.

El tratamiento conservador puede ser efectivo para este tipo de fracturas a lo largo del tiempo, como así lo establecen autores como Weinstein ^(173, 185) y Hazle ⁽⁷⁸⁾. En el estudio realizado por Weinstein el 88 % de los pacientes con fracturas tipo estallido sin déficit neurológico volvieron a trabajar, con un periodo de seguimiento medio de 20 años. Muchos de ellos presentaban un dolor residual de espalda, leve, pero sin necesidad de tratamiento farmacológico de tipo narcótico. Además, con el tiempo no presentaron deterioro neurológico. El grado medio de cifosis residual fue de 26°5', sin existir relación entre el dolor y la deformidad cifótica. Los fragmentos óseos retropulsados hacia el canal presentaron una reabsorci3n como respuesta a la pulsaci3n dural, como postula en su trabajo Fidler ⁽⁵⁷⁾. Luk ⁽¹¹²⁾ concluyó que el manejo conservador de 42 fracturas toracolumbares tipo estallido con más de un 25 % de estenosis del canal medular presentaban al cabo de un año un marcado descenso

espontáneo del compromiso del canal espinal, dando un nuevo argumento para tratar de forma conservadoramente este tipo de lesiones. Todos estos trabajos postulan la capacidad de remodelación que presenta el espacio epidural.

En la revisión bibliográfica tan sólo se refleja una moderada correlación entre los grados de compromiso del canal medular y la presencia de déficit neurológico, probablemente debido a que la lesión neurológica suele tener lugar en el momento del impacto^(18, 36, 39, 120). La ocupación del canal medular por fragmentos óseos no es criterio *per sé* de cirugía⁽³⁸⁾.

Gertzbein⁽⁵⁹⁾ en un estudio multicéntrico para la Scoliosis Research Society, concluyó que las fracturas con una cifosis inicial $> 30^\circ$ tenían una mayor incidencia de dolor a los 2 años de seguimiento.

Entrando ya a comentar las fracturas vertebrales estallido INESTABLES, deberemos de definir las en primer lugar.

1.5.1.1 VALORACIÓN DE RESULTADOS

Antes de establecer las indicaciones del tratamiento quirúrgico, deberemos de instaurar los criterios de definición de la fractura vertebral estallido INESTABLE. Para ello contaremos con una serie de métodos de medición de Inestabilidad Fracturaria, como son :

1. Ángulo de Cifosis
2. Índice Sagital de Farcy (IS)
3. Angulación Regional Traumática
4. Pérdida de altura cuerpo vertebral
5. Ocupación del canal
6. Porcentaje de compresión

ÁNGULO DE CIFOSIS:

- Cifosis vertebral: ángulo formado entre la intersección de las líneas trazadas por el platillo vertebral superior e inferior de la vértebra lesionada (Fig 48).

- Cifosis regional: ángulo formado entre la intersección de las líneas trazadas por el platillo vertebral superior de la vértebra frontera superior a la vértebra lesionada y por el platillo vertebral inferior de la vértebra frontera inferior a la vértebra lesionada.

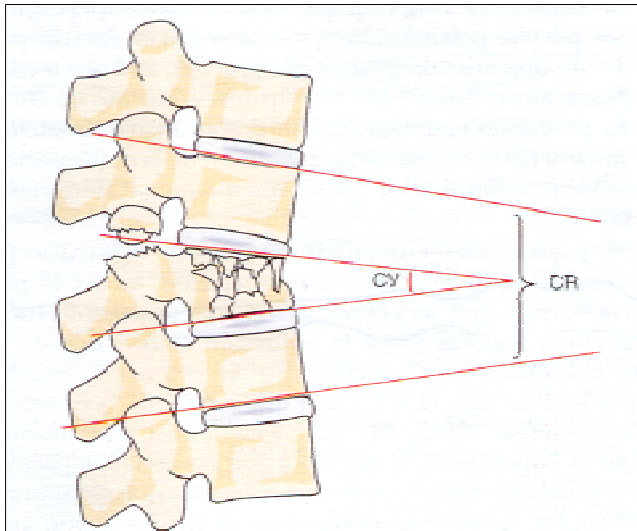


Fig 48: Medidas de la cifosis vertebral (CV) y de la cifosis regional (CR)

ÍNDICE SAGITAL DE FARCY ⁽⁵⁶⁾:

El índice sagital nace como un intento de cuantificar el riesgo de cifosis tardía en fracturas tipo estallido del área toracolumbar. Viene definido como la medida de la deformidad cifótica segmentaria corregida por el contorno sagital normal del nivel lesionado.

$$\text{IS} = \text{deformidad cifótica} - \text{contorno sagital normal del nivel}$$

Las fracturas con un índice de Farcy < 15° no suelen progresar y pueden ser tratadas con éxito con medidas conservadoras (Fig 49).

Villami R. et al postulan que el índice sagital ofrece la mayor fiabilidad en la detección de una potencial inestabilidad, con un valor predictivo del 73 % ⁽¹⁷¹⁾.

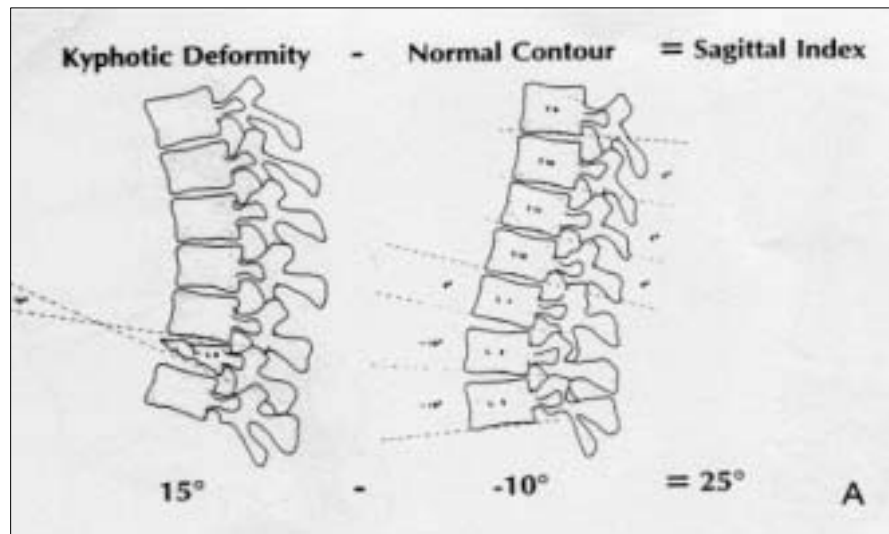
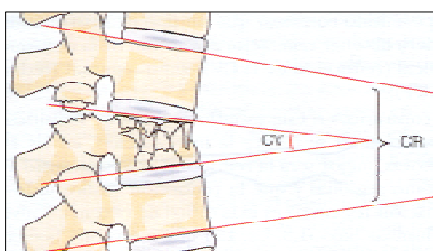


Fig 49: Índice Sagital de Farcy. Valora el riesgo de cifosis tardía para fracturas del área toracolumbar.

ANGULACIÓN REGIONAL TRAUMÁTICA (ART):

Medida de la deformidad cifótica regional corregida por el ángulo fisiológico a ese nivel (que serán los valores medios de STAGNARA. Tabla 6). (Fig 50).

Figura 50



Nivel estudiado	Segmento raquídeo analizado	Angulación fisiológica
T11	T10 - T12	9°
T12	T11 - L1	7°
L1	T12 - L2	1°
L2	L1 - L3	- 8°
L3	L2 - L4	- 18°
L4	L3 - L5	- 33°
L5	L4 - S1	- 36°

Tabla 6

PERDIDA ALTURA CUERPO VERTEBRAL

Se utilizará como referencia la altura del cuerpo vertebral indemne inmediatamente superior a la vértebra lesionada (Fig 51).

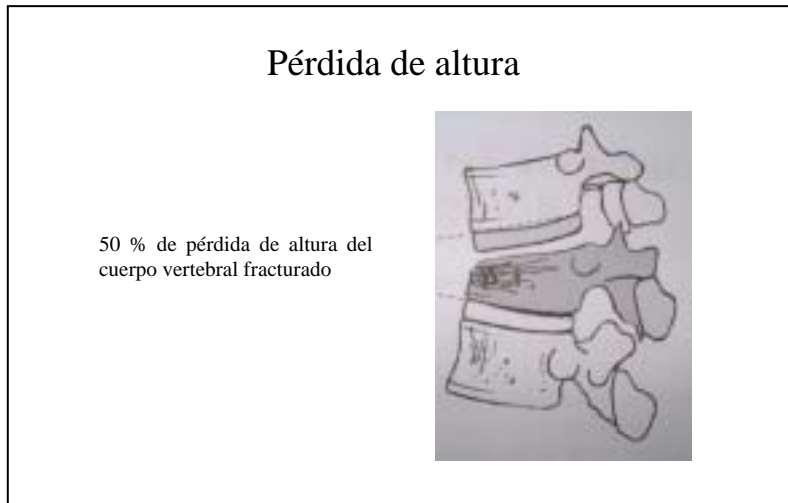


Fig 51: porcentaje pérdida altura cuerpo vertebral

OCUPACIÓN DEL CANAL

Porcentaje de ocupación del canal medular normal (Fig 52).

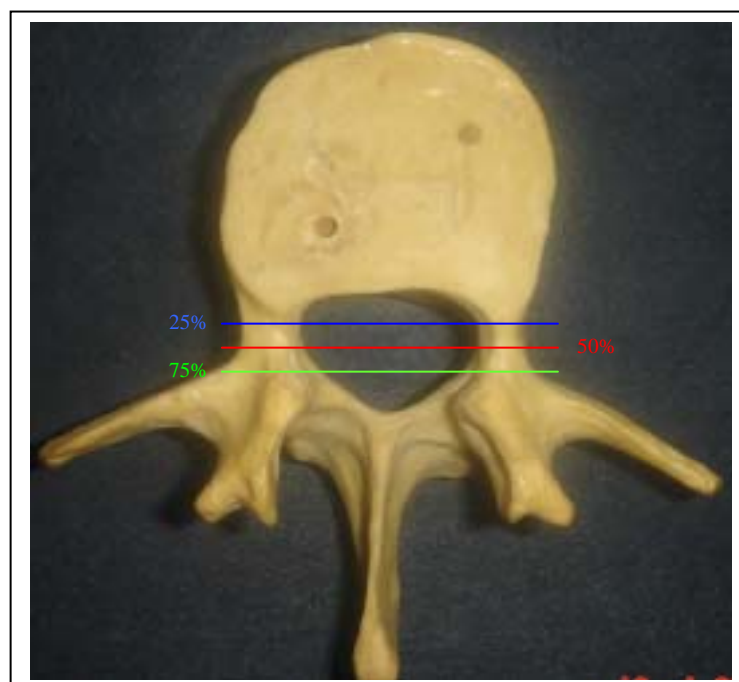


Figura 52: porcentaje de ocupación del canal medular.

PORCENTAJE DE COMPRESIÓN:

$$\% \text{ COMPRESIÓN} = \frac{(\text{VR} - \text{Altura vértebra fracturada}) \times 100}{\text{VR}}$$

*Valor de referencia (VR): media de la altura entre la vértebra superior e inferior.

Por lo tanto los CRITERIOS QUIRÚRGICOS GENERALES de las fracturas vertebrales tipo estallido que serán catalogadas como INESTABLES ⁽¹²¹⁾, serán:

1. pérdida de altura de columna anterior > 45%
2. IS > 15° ó ART > 20°
3. Ocupación del canal medular > 40°
4. Cifosis segmentaria significativa (TL>30° y L>10°)
5. Déficit neurológico
6. Otros: afectación disco-ligamentaria; afectación >1 nivel; gran defecto óseo.

1.5.1.2 MÉTODOS DE TRATAMIENTO:

El objetivo del tratamiento sigue siendo una restauración de la estabilidad, preservando la función neurológica para conseguir una movilidad precoz manteniendo el máximo número de segmentos móviles y prevenir la deformidad progresiva.

Las fracturas estallido inestables pueden presentarse con lesión neurológica o sin ella. En cuanto a la integridad de la función neurológica, existen revisiones retrospectivas como las realizadas por Clohisy, Dunn, Gertzbein y Kaneda, que muestran un beneficio al realizar una descompresión si se presenta un *déficit neurológico* ^(32, 49, 58, 88).

Asimismo, estudios realizados sobre animales como los de Delamarter y Ducker, muestran los beneficios de una descompresión precoz ante la existencia de un déficit neurológico ^(38, 46, 47).

También es indudable los beneficios que se obtienen con la movilización precoz de los pacientes con déficit neurológico, frente al reposo en cama, como lo constatan diversos autores ^(65, 82, 181).

Por todas estas razones la descompresión y la estabilización será el tratamiento preferido en los pacientes con una fractura vertebral tipo estallido con *lesión neurológica*.

La **DESCOMPRESIÓN** de las fracturas tipo estallido con déficit neurológico podrá ser:

A. **DIRECTA**: retirar de manera directa los fragmentos compresivos del canal o de los forámenes. Esta a su vez puede realizarse de tres formas:

1. Anterior
2. Posterior
3. Posterolateral

B. **INDIRECTA**: fenómeno de la LIGAMENTOTAXIS, que consiste básicamente en reproducir el mecanismo inverso de la lesión. Es útil en la fase precoz del 2° - 4° día, hasta incluso la 2ª semana según la American Academy of Orthopaedic Surgeons. Presenta una mayor eficacia en invasiones de canal < 50%. Para que tenga eficacia debe de existir la preservación de la inserción del anillo fibroso a los platillos vertebrales, es decir integridad del ligamento longitudinal vertebral común posterior, así como del anterior.

No hay datos bibliográficos suficientes para decidir cual es el mejor abordaje para este tipo de lesiones. Sin embargo, si existen datos contrastados que imponen la descompresión del canal medular de fragmentos óseos cuando se presente un déficit neurológico asociado ^(32, 36, 49, 58, 88, 96). En déficit neurológico incompleto cabe esperar la recuperación de, al menos, un nivel ASIA en el 65 – 95 % de los pacientes adecuadamente tratados.

Serena ⁽¹⁵⁹⁾ en un estudio retrospectivo sobre 69 pacientes con fracturas lumbares y lesión neurológica incompleta concluyeron que la descompresión, ya sea Anterior o

Posterior, obtuvo mejores resultados neurológicos que la fusión aislada sin descompresión.

Realizar DESCOMPRESIÓN quirúrgica *sólo* si existe déficit neurológico y evidencia radiológica de ocupación del canal ^(32, 36, 49, 96).

Cuando hay elementos posteriores comprometidos y déficit neurológico, la laceración dural está asegurada ⁽¹⁴⁵⁾ y las raíces nerviosas pueden estar atrapadas en las fracturas de trazo vertical a nivel de las láminas, las cuales pueden beneficiarse de una laminectomía asociada.

Kostuik ⁽⁹⁷⁾ y otros autores han defendido los beneficios obtenidos con la descompresión anterior precoz de las fracturas vertebrales tipo estallido con déficit neurológico asociado, con un aumento en el retorno de la funcionalidad de sus pacientes. Observó una mejoría con una recuperación funcional de 2 grados en la escala de Frankel con la descompresión anterior antes de las 6 horas de ocurrida la lesión, y sólo de 1 grado si la descompresión tenía lugar entre las 48 – 72 horas.

Autores como Dunn y Kaneda describen que el 100 % de sus pacientes a los que se les realizó una descompresión anterior obtuvieron una recuperación funcional en la escala de Frankel de 1 grado como mínimo ^(49, 88).

Autores como Bradford y Mc Bride en 1987 si encontraron diferencias a favor de la descompresión anterior, sobre todo en relación al control vesical y esfinteriano ⁽¹⁸⁾.

Para McCullen ⁽¹²¹⁾ las indicaciones de descompresión anterior son:

1. un gran fragmento retropulsado con un compromiso del canal del 67 %.
2. conminución importante de la columna anterior con cifosis > 30 %.
3. más de 4 días desde la lesión (poca reducción de forma indirecta).
4. si tras descompresión posterior sigue la lesión neurológica incompleta y persiste ocupación del canal.
5. cifosis postraumática dolorosa progresiva o con déficit neurológico progresivo.

Por el contrario, Gertzbein ⁽⁵⁸⁾ en 1994 publicó que tras la revisión retrospectiva de más de 1000 fracturas vertebrales, no encontró mejores resultados neurológicos (en grados Frankel) con la descompresión Anterior frente a la Posterior (Fig 53).



Fig. 53: Abordaje Posterior

Hay que tener en cuenta que en todos los casos de abordaje y descompresión por vía posterior, requerirán de artrodesis e instrumentación ^(29, 34, 75).

La laminectomía aislada está contraindicada ^(29, 75).

Gertzbein y Risk ⁽⁵⁸⁾, recomiendan realizar una Descompresión Anterior Secundaria si existe un 50 % de invasión de canal residual tras la reducción posterior y persiste la clínica neurológica.

También existirán casos en los que será necesario el realizar DOBLE ABORDAJE.

Para McCullen ⁽¹²¹⁾ las indicaciones de Doble Abordaje son:

1. Compromiso circunferencial del canal que requiera de abordaje anterior y posterior.
2. Cuando se requiere de una realineación o un rebalanceado para corregir una deformidad severa en el plano sagital > 40 %.
3. Cuando se precise de mayor aporte estructural (osteoporosis, gran conminución en varios niveles).
4. Cuando la estabilidad conseguida por una única vía sea insuficiente.

Centrándonos ya en la fractura vertebral *estallido inestable sin repercusión neurológica*, la reducción de la misma por vía posterior se podrá realizar de forma directa o indirecta.

La reducción INDIRECTA se realiza por medio de la aplicación de fuerzas de distracción y fuerzas lordosantes según el principio de la *ligamentotaxis*, pero para ello debe de existir integridad del ligamento longitudinal posterior, así como la posibilidad de mantener intactos el anulus fibroso y el ligamento longitudinal anterior. Si no estuvieran respetadas, la posibilidad de reducción y limpieza del canal medular de fragmentos óseos de forma indirecta no tendría lugar.

Autores como McCullen ⁽¹²¹⁾ y Harrington, RM ⁽⁷⁷⁾ defienden que se debe aplicar primero distracción y en segundo lugar lordosis, porque una lordosis previa disminuye el efecto reductor de la distracción e incluso puede aumentar el compromiso del canal (Fig 54, 55).

Fig. 54 y 55: Fijación Transpedicular



Dewei y Jung ⁽⁴⁴⁾ realizaron un estudio experimental en el que compararon la distracción aislada y la lordosis aislada frente a la distracción + lordosis, llegando a las conclusiones que: 1.la lordosis aislada no reduce bien los fragmentos intracanal; 2.la

distracción aislada no corrige bien el perfil sagital; 3.la maniobra de elección es la distracción + lordosis; 4.la distracción es la principal fuerza correctora; 5.las instrumentaciones transpediculares permiten el realizar ambas.

La reducción posterior DIRECTA de los fragmentos óseos de la fractura presenta una visualización directa limitada del espacio epidural. Esto puede mejorarse mediante la asociación de una costrassectomía o por medio de técnicas transpediculares. (Fig 56. Reducción directa posterolateral).

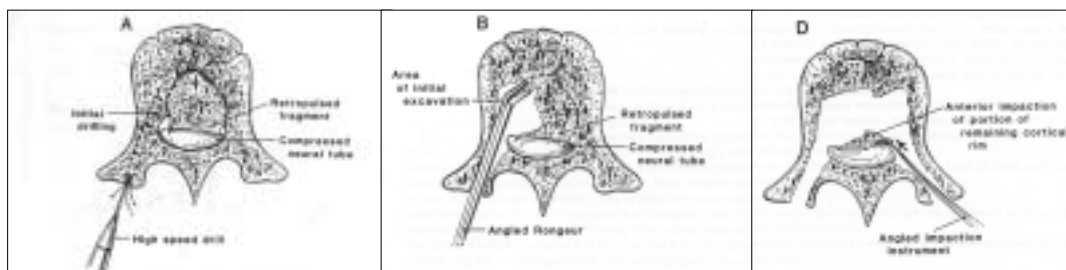


Figura 56: Reducción posterolateral DIRECTA

En la literatura reciente podemos encontrar diferentes artículos que hacen referencia al tratamiento quirúrgico con abordaje posterior e instrumentación transpedicular larga, corta o muy corta de este tipo de lesiones, entre las que destacan:

Lennart ⁽¹⁰⁵⁾ realizó un estudio prospectivo sobre 27 fracturas tipo estallido entre T 12 y L 2 (el 50 % de las cuales presentaba afectación neurológica) tomando como objetivo el de evaluar la eficacia de la cirugía indirecta por ligamentotaxis con instrumentación transpedicular, llegando a las conclusiones que:

1. La ligamentotaxis logra reducir la invasión del canal al 50 % de la inicial.
2. Mayor eficacia si la cirugía tiene lugar entre el tercer y cuarto día de la lesión.
3. Las fibras anulares externas del disco son las mayores responsables de la reducción.
4. La distracción es la maniobra principal.
5. Sólo indican descompresión si existe déficit neurológico.

6. En L1 suele existir déficit por encima del 50 % de invasión del canal, en T12 por encima del 35 %, y en L2 por encima del 55 %.
7. Rara necesidad de realizar descompresión Directa si se interviene precozmente.

Pavlos (¹⁴³) realizó un estudio prospectivo sobre 30 fracturas toracolumbares y lumbares *estallido inestables* clasificadas según Gertzbein, tomando como criterios quirúrgicos la cifosis segmentaria de Gardner, el índice sagital y el porcentaje de compresión vertebral. Concluyó que el tratamiento de elección para la reducción y estabilización de este tipo de fracturas era la instrumentación posterior transpedicular corta en distracción (con 2 niveles por encima y 1 por debajo a nivel toracolumbar y de 1 nivel por encima y otro por debajo a nivel lumbar) más el uso de gancho supra e infralaminar por arriba y por debajo para evitar la salida del tornillo, ya que obtuvieron un tiempo de fusión de 6 meses y 2 semanas con una pérdida de corrección entre un 2,5 – 7,1°.

Stovall (¹⁶⁵) evaluó 54 pacientes con fracturas toracolumbares estallido inestables tratadas con instrumentación posterior corta y tornillos transpediculares más artrodesis posterolateral, con un seguimiento medio de 25 meses, afirmando que es una técnica efectiva para el manejo de las mismas ya que previene la deformidad cifótica progresiva, así como el deterioro neurológico, proporcionando una fusión estable y preservando los segmentos vertebrales adyacentes.

Tezeren (¹⁶⁶) en su estudio prospectivo sobre la fijación posterior de 18 fracturas toracolumbares estallido, comparó la instrumentación transpedicular corta frente a la larga. Para ello 9 pacientes los trató con instrumentación corta sin osteosíntesis de la vértebra fracturada y los otros 9 con instrumentaciones largas. Los resultados obtenidos de su estudio mostraron que los parámetros radiográficos al final del seguimiento eran mucho mejores con la instrumentación larga, pero desde el punto de vista clínico no existían diferencias significativas.

Christodoulou (³⁵) en su estudio prospectivo sobre 10 pacientes trató este tipo de lesiones con instrumentación posterior larga (osteosíntesis de dos vértebras por encima y dos por debajo) más la inyección transpedicular en la vértebra afecta de cemento de hidroxiapatita obteniendo unos resultados satisfactorios a los 39 meses, sugiriendo que

el uso del cemento vía transpedicular puede ser un elemento que refuerce la estabilidad del montaje.

Christian ^(30) en su estudio retrospectivo sobre 76 pacientes con fracturas toracolumbares clasificadas según Magerl como 33 tipo A, 13 tipo B y 10 tipo C, intervenidas con instrumentación transpedicular posterior más injerto esponjoso transpedicular en la vértebra afecta, y tomando como valoración radiológica el índice sagital y como valoración funcional el Hannow Spine Score, concluyó que en fracturas inestables (afectación de dos o más columnas) la cirugía tiene resultados superiores al tratamiento conservador, tanto desde el punto de vista radiológico como funcional, y no recomienda el uso de injerto esponjoso transpedicular porque no reduce la pérdida de corrección posquirúrgica. Además obtuvo un 0 % de recuperación en paraplejas completas. El trabajo expuesto por Alanay ^(4), que realiza un estudio prospectivo, randomizado, sobre 20 pacientes con fracturas vertebrales toracolumbares estallido sin compromiso neurológico, divididos en dos grupos de 10 pacientes tratados con instrumentación corta con y sin injerto transpedicular en la vértebra afectada, también llega a la conclusión que la asociación de injerto transpedicular no disminuye la pérdida de corrección, complicaciones ni fallos de material de las instrumentaciones cortas. Knop tampoco recomienda el uso de injerto óseo transpedicular en este tipo de lesiones.

Otros autores como Cho, Li, Verlaan tratan estas lesiones con montajes cortos posteriores, con tornillos transpediculares en las vértebras adyacentes, más la asociación en la vértebra fracturada de vertebroplastia y polimetil-methacrilato, inyección de cemento de fosfato cálcico, o introduciendo cajas de aumento de titanio, exponiendo que los resultados obtenidos son muy satisfactorios, ya que aportan una estabilidad inmediata al montaje, mantienen unos buenos índices radiográficos y disminuyen el fallo del material a largo plazo. Pero estas técnicas tan invasivas no están exentas de riesgos ^(27, 106, 178).

Escribá ^(53) realizó un estudio retrospectivo de 22 fracturas tipo *estallido inestables* localizadas entre la T12 y L2, intervenidas con osteosíntesis segmentaria corta transpedicular **con inclusión de la vértebra fracturada** más / menos la utilización de gancho laminar superior o inferior, llegando a las siguientes conclusiones:

1. La inclusión de la vértebra fracturada aumenta la estabilidad del sistema.
2. Una instrumentación corta disminuye la morbilidad con similares resultados a los montajes largos.
3. Realizar tratamiento quirúrgico en las fracturas toracolumbares sin afectación neurológica cuando el IS $> 17^\circ$ y exista una pérdida del 45 % de la altura del cuerpo vertebral.
4. Sin instrumentar la vértebra fracturada se presentan mayor número de fracasos de material y de cifosis tardías.

Por todo ello en las fracturas vertebrales toracolumbares tipo estallido *inestables*, la mayor parte de los cirujanos ortopédicos abogan hoy día por una instrumentación posterior corta con inclusión de la vértebra fracturada, ya que la instrumentación de esta, disminuye el riesgo de cifosis posterior por bloqueo intrínseco de su sistema trabecular. Además la adición de ganchos supra o infralaminares en los extremos del montaje, aumentan la resistencia a la flexo-extensión (evitando la salida por tracción de los tornillos), pero no a la rotación, como así lo defienden autores como Jeffery L Stambough ^(86). Pero deberemos de considerar la posible yatrogenia que causaremos sobre el espacio frontera (ligamento amarillo y articular adyacente).

1.6 ANTECEDENTES BIOMECÁNICOS

1.6.1 MODELOS DE RAQUIS

Un modelo biomecánico es un simulador de algún aspecto del comportamiento del aparato locomotor, realizándose la simulación en condiciones controladas. Existen varios tipos de modelos, pero ninguno de ellos reproduce perfectamente la realidad, teniendo cada uno de ellos sus ventajas e inconvenientes.

Dichos modelos se utilizan cuando es inviable la realización de otro tipo de estudios o cuando su coste es muy elevado. Por ejemplo, los estudios clínicos están restringidos a casos en los que la salud de los pacientes no esté comprometida y, en la mayoría de los casos, la enorme dispersión de los datos o el escaso número de ellos no permite obtener resultados significativos.

Los tres tipos de modelos biomecánicos más utilizados son los modelos animales, los modelos físicos y los modelos analíticos.

Las ventajas principales de los **modelos animales** son su disponibilidad y la uniformidad de tamaños y características físicas. En cambio, las diferencias anatómicas y funcionales entre los animales utilizados y los humanos hacen difícil la extrapolación de los resultados obtenidos.

Entre los **modelos físicos** existen dos tipos: los sintéticos y los cadavéricos. Los modelos físicos sintéticos intentan simular el comportamiento del raquis, empleando materiales con características físicas aproximadas a las de las vértebras y de los tejidos blandos que las interconexionan. Un ejemplo típico de dichos modelos son los maniqués (*dummies*) utilizados en los estudios de colisiones de automóviles. Las principales ventajas de dichos modelos son su disponibilidad y una alta reproducibilidad. Sin embargo, los modelos sintéticos actuales poseen un comportamiento que aún dista mucho del comportamiento real del raquis humano. Otra desventaja es su falta de detalles anatómicos; por ejemplo, no se puede estudiar el efecto de un factor determinado sobre un ligamento particular, y no consideran tampoco la existencia de sistemas musculares activos.

Los especímenes cadavéricos presentan como ventaja principal el ser una fiel reproducción de la anatomía del raquis y de las propiedades físicas de sus componentes, pero proporcionan una información muy limitada, su coste es elevado y existen problemas de disponibilidad, en particular cuando se quiere experimentar en una muestra estadísticamente homogénea.

Los **modelos biomecánicos analíticos** consisten en un conjunto de ecuaciones que representan el comportamiento de ciertos aspectos del raquis, considerando las propiedades físicas de sus elementos obtenidas por medios experimentales. En teoría, pueden simular completamente el funcionamiento del raquis *in vivo*, aunque sus resultados deben ser interpretados con prudencia. El principal problema reside en su validación. Sin embargo, una vez validados experimental y clínicamente, con su implementación en ordenadores pueden convertirse en herramientas potentes en el estudio, la prevención y el tratamiento de patologías del raquis.

A continuación se estudiarán con más detalle los modelos biomecánicos analíticos. Primero se presentarán los *modelos que pretenden establecer el nivel de cargas mecánicas que soporta el raquis en determinadas posiciones o al realizar determinadas tareas*. Y en segundo lugar, se estudiarán un tipo de modelos analíticos particulares que se basan en el denominado *método de los elementos finitos*. Mediante este tipo de modelos se estudia principalmente el nivel de esfuerzos mecánicos internos y deformaciones que sufren los elementos del raquis bajo cargas externas conocidas.

A) Modelos estáticos para la determinación de las cargas que actúan sobre el raquis

Hay múltiples evidencias de que las cargas mecánicas que soporta el raquis están directamente relacionadas con la etiología de diversas patologías. Por tanto, parece necesario poder establecer qué valores alcanzan dichas cargas al realizar un ejercicio determinado. A continuación se tratarán distintas técnicas para el cálculo del nivel de cargas mecánicas que soportan las diferentes estructuras que componen el raquis, mediante la utilización de modelos biomecánicos analíticos. La mayor parte de los modelos desarrollados se centran en el raquis lumbar por ser éste, por su localización, el más solicitado mecánicamente.

Cuando un individuo realiza una determinada tarea, sobre el raquis actúa un conjunto de cargas que, genéricamente, pueden clasificarse en externas e internas. Las cargas externas

incluyen las debidas propiamente a la tarea (como el levantamiento de pesos o desplazamiento de los mismos) y las debidas al peso propio de los segmentos corporales. Las cargas internas son todas aquellas que se desarrollan para mantener el raquis en equilibrio. En este grupo se encuentran las fuerzas musculares, las de los ligamentos, la debida a la presión abdominal y las de reacción entre los elementos del raquis. En los modelos que veremos se considera que las unidades vertebrales funcionales (UVF) son capaces de soportar únicamente fuerzas de compresión y cortantes, pero no momentos. Esto es válido para giros pequeños o medios. Sin embargo, cuando los segmentos se encuentran girados de forma importante, los momentos pasivos resistentes pueden llegar a alcanzar los 60 Nm⁽¹⁴⁶⁾.

En general, los momentos de reacción debidos a fuerzas externas que actúan sobre las UVF quedan equilibrados mediante momentos internos que se reparten de la siguiente forma⁽¹²³⁾:

$$M_r = \sum_m M_m + \sum_l M_l + M_d$$

donde M_r es el momento de reacción sobre el segmento considerado, M_m es el momento activo generado por los músculos, y los momentos pasivos M_l y M_d son debidos a los ligamentos y al disco respectivamente.

El momento debido a los ligamentos es función de la pretensión de cada uno, de su alargamiento y del brazo de palanca con el que actúan. Aunque todavía no se ha estudiado experimentalmente la contribución de cada ligamento a la resistencia del momento externo a lo largo de todo el rango de movimiento, existen modelos analíticos que predicen que su función principal es limitar la flexión, pero sólo en los límites del movimiento, aportando poco para grados moderados de giro. En el caso de levantamiento de pesos, esta aportación es significativamente mayor cuando la tarea se realiza con un menor grado de lordosis lumbar⁽¹⁴⁶⁾.

El momento soportado por el disco es función de la rotación de sus extremos. Para el disco L5/S1, Anderson *et al.*⁽⁷⁾ dedujeron la siguiente relación:

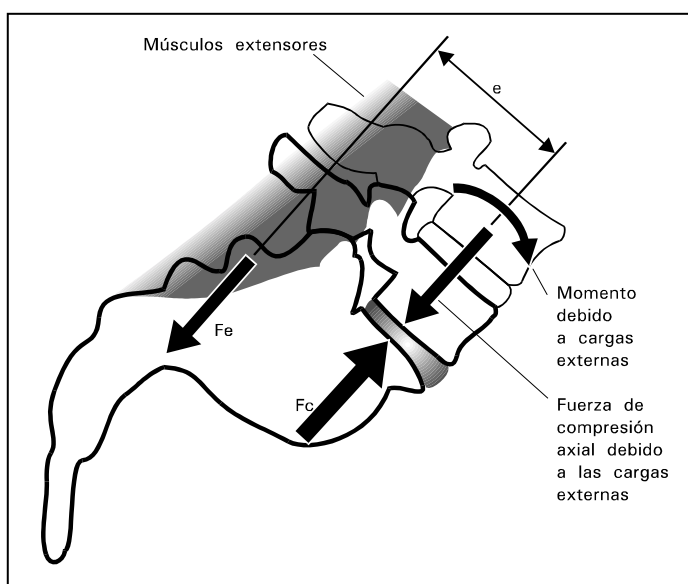
$$M_d = 0.01 \cdot e^{1.634} \cdot e^{21.026R}$$

donde M_d se mide en Nm y la rotación relativa R entre L5 y S1 en radianes. Por ejemplo, para un giro de flexión de 10° , el momento debido al disco es de sólo 2 Nm. En cualquier caso, la aportación de los músculos al momento total es muy superior a los momentos pasivos y, por tanto, en lo sucesivo se prestará una mayor atención a su estimación. Cuando las tareas se realizan a velocidades suficientemente bajas para que las cargas debidas a la inercia sean despreciables, para la estimación de cargas a nivel intervertebral es suficiente utilizar modelos estáticos. Dichos modelos pueden ser bidimensionales o tridimensionales, en función de la complejidad que se desee para el modelo.

Modelos bidimensionales

El modelo más sencillo que se puede plantear consiste en suponer que las cargas externas (peso del cuerpo por encima de un determinado nivel vertebral y un peso sostenido en las manos), que generan un momento externo y una fuerza de compresión intervertebral, se equilibran por una única fuerza extensora (debida a los músculos paravertebrales) que actúa con un determinado brazo de palanca (generalmente considerado de 5 cm), y que todas las fuerzas están contenidas en el plano sagital (Fig 57)

Las condiciones de equilibrio estático exigen que la suma de fuerzas y la suma de momentos sean cero. Bajo estas condiciones la relación entre las cargas externas e internas es la dada por las ecuaciones siguientes:



$$F_c = F_e + F_{Ext}$$

$$F_e = \frac{M_{Ext}}{e}$$

Figura 57. Modelo simplificado de las cargas que actúan a nivel lumbar.

Los momentos flectores M_{Ext} creados por el peso del cuerpo (cuyo eje de gravedad está situado por delante del disco) y por un supuesto peso externo suspendido en las manos, son equilibrados por una fuerza muscular extensora F_e , que se traduce en un aumento considerable de la fuerza de compresión de reacción intervertebral F_c .

Este modelo simplificado ha sido ampliamente utilizado para la estimación de cargas lumbares en tareas industriales de levantamiento de pesos o en posiciones de flexión del tronco ^(23, 24, 136).

Dicho modelo ha sido completado al incluir el efecto de la presión abdominal en el soporte de las cargas externas y el cálculo de las fuerzas cortantes, que deben ser soportadas principalmente por el disco y las carillas articulares. A continuación se estudiará en detalle el desarrollo de este modelo.

Supongamos que un individuo está soportando un peso externo P en una posición en flexión como la mostrada en la figura 58.

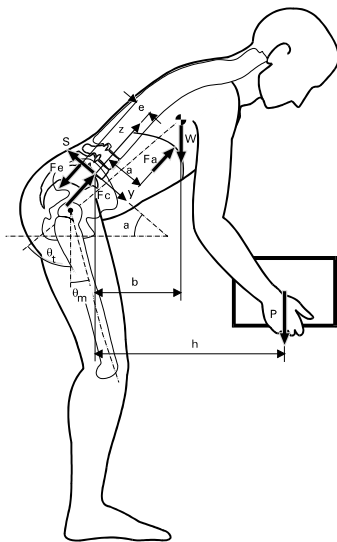


Figura 58. Modelo plano simplificado para la estimación de las cargas lumbares al sostener un peso externo con el tronco flexionado, considerando la presión abdominal.

Las fuerzas contenidas en el plano sagital, que estabilizan el tronco frente a cargas externas, son:

- la fuerza extensora F_e debida conjuntamente a los músculos y ligamentos paravertebrales,
- la fuerza que la presión abdominal ejerce sobre la superficie interna F_a , y que actúa por delante del raquis tendiendo a extender el tronco y
- las fuerzas de reacción intervertebrales en el nivel estudiado (de compresión F_c y cortante o de cizalladura S).

Las cargas externas a contrarrestar son:

- el peso W del segmento corporal situado por encima del nivel vertebral considerado y
- el peso externo P sostenido en las manos.

La presión abdominal puede calcularse en función de los ángulos que forman el tronco θ_t y el muslo θ_m con la vertical y el momento que está actuando a nivel de la articulación de la cadera de acuerdo a la expresión:

$$Pa = 10^{-4} [43 - 0.36(\theta_t + \theta_m)] M_H^{1.8}$$

donde los ángulos se miden en grados y el momento en la cadera en Nm. Este momento se calcula como el producto del peso del cuerpo por encima de la cadera y el peso externo por las distancias de su línea de acción a la articulación de la cadera. La fuerza realizada por la presión abdominal se obtiene, por tanto, multiplicando la presión por el área sobre la que actúa.

Se particulariza el modelo para el nivel L5-S1, aunque para cualquier otro nivel el estudio se realizaría de forma semejante. Se supone que la fuerza extensora resultante y la fuerza debida a la presión abdominal actúan perpendicularmente al plano definido por el disco intervertebral L5-S1. Las incógnitas del análisis son la fuerza realizada por los extensores para estabilizar el tronco al soportar una carga externa en flexión F_e y las fuerzas de reacción de compresión F_c y cizalladura S que actúan a nivel L5-S1. Los datos de partida son las fuerzas externas (peso externo a soportar P y peso del cuerpo W por encima de L5-S1) y los brazos de palanca con las que éstas actúan respecto al segmento vertebral (distancia en horizontal de los centros de gravedad de los pesos externo y del tronco, al

centro del disco h y b respectivamente). También se considerará conocida la fuerza debida a la presión abdominal Fa , el brazo de palanca a con el que ésta actúa, y el brazo de palanca de los músculos extensores e . A continuación se plantean las condiciones de equilibrio estático para obtener el valor de las cargas que actúan sobre dicho nivel vertebral. La primera condición de equilibrio estático exige que la suma total de fuerzas que actúan en el nivel estudiado sea cero:

$$\sum F = 0$$

Esta igualdad deberá cumplirse tanto en la dirección Y como en la dirección Z . Las fuerzas que actúan en la dirección Y son la fuerza de cizalladura S que actúa a nivel de L5-S1 y las componentes de los pesos externos en dicha dirección:

$$\begin{aligned} \sum F_y &= 0 \\ W \cdot \text{sen } \alpha + P \cdot \text{sen } \alpha - S &= 0 \\ S &= W \cdot \text{sen } \alpha + P \cdot \text{sen } \alpha \end{aligned}$$

siendo α el ángulo que forma la cara superior del sacro con la horizontal. Las fuerzas que actúan en la dirección Z son, en un sentido, la realizada por los extensores y la componente de los pesos en dicha dirección, y, en sentido opuesto, la fuerza debida a la presión abdominal y la fuerza de reacción de compresión intervertebral:

$$\begin{aligned} \sum F_z &= 0 \\ Fc + Fa - Fe - W \cdot \text{cos } \alpha - P \cdot \text{cos } \alpha &= 0 \\ Fc &= W \cdot \text{cos } \alpha + P \cdot \text{cos } \alpha + Fe - Fa \end{aligned}$$

De la ecuación anterior el único término que falta por conocer, para determinar la carga de compresión a la que está sometido el segmento vertebral, es el correspondiente a la fuerza que realizan los músculos extensores para contrarrestar la flexión del tronco. Dicho valor se obtiene mediante la segunda condición de equilibrio estático que exige que la suma de momentos respecto del centro del disco intervertebral L5-S1 sea cero:

$$\begin{aligned} \sum M &= 0 \\ Fe \cdot e + Fa \cdot a - W \cdot b - P \cdot h &= 0 \end{aligned}$$

de donde:

$$Fe = \frac{W \cdot b + P \cdot h - Fa \cdot a}{e}$$

Por medio de las ecuaciones anteriores, podemos conocer las cargas de compresión y cizalladura a las que está sometido el disco L5-S1 bajo las hipótesis de movimiento plano, y considerando únicamente como fuerzas internas activas las de los músculos extensores y la de la presión abdominal.

El modelo anterior, aunque es de una gran simplicidad, puede utilizarse para tener una aproximación cuantitativa de las cargas que actúan a nivel lumbar y para evaluar la variación de dichas cargas al modificar la posición o las cargas externas soportadas.

No existe una información exhaustiva y fiable sobre la resistencia de las carillas articulares. Fiorini y McCommond (1976) propusieron que, si el espacio intervertebral se reduce por degeneración del disco, se pueden originar tensiones anormalmente altas en las carillas articulares. Puesto que los receptores del dolor son abundantes en las carillas articulares y en los ligamentos asociados, tal defecto puede provocar dolores lumbares. Por tanto, parece que el mantenimiento de la integridad biomecánica y geométrica del disco intervertebral es necesaria para evitar un aumento del riesgo de dolores lumbares.

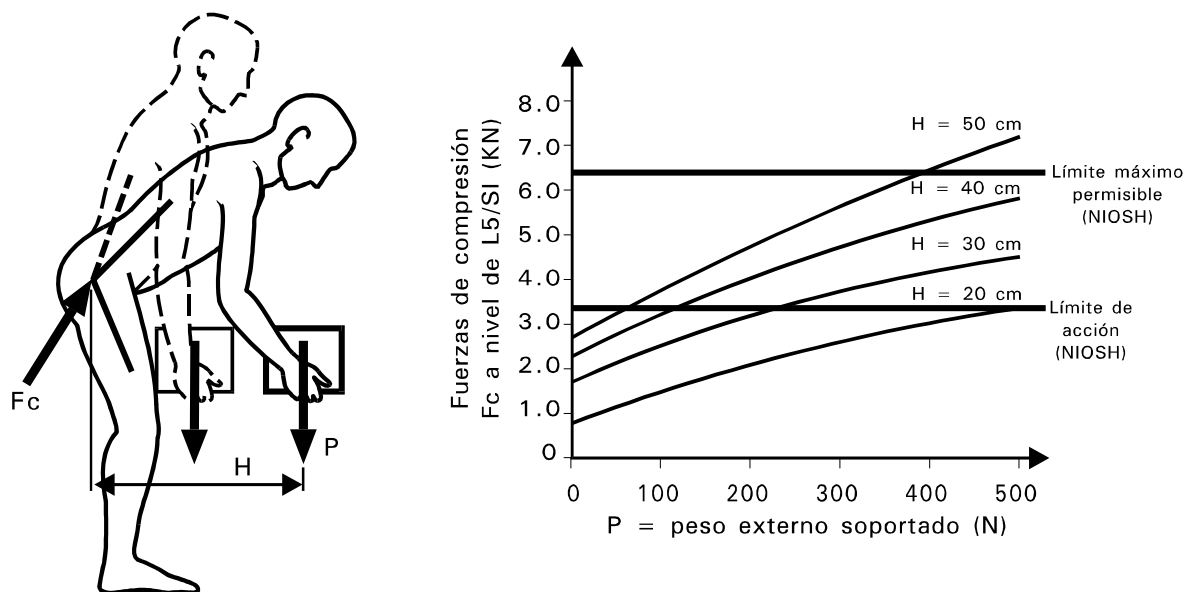


Figura 59. Efecto de la variación del peso externo soportado y del brazo de palanca del mismo sobre la carga de compresión intervertebral a nivel de L5-S1.

Mediante el modelo anterior es posible estudiar el efecto que sobre las cargas de compresión a nivel de L5-S1 tienen la magnitud del peso que se levanta y la distancia del mismo al cuerpo, o lo que es más importante, al centro del segmento vertebral (Fig. 59) (¹³⁶). Puede observarse que un peso levantado cuatro veces mayor, duplica la carga de compresión intervertebral, así como la carga a la que se obliga a trabajar a los músculos extensores. Similar efecto tiene un aumento del brazo de palanca del peso levantado, pudiéndose llegar en ambos casos a valores peligrosos para la integridad de las vértebras y del disco.

Este modelo presenta una realidad extremadamente simplificada y, aunque es válido para estimar de forma global el nivel de cargas intervertebrales, da una información muy limitada. El citado modelo proporciona como resultado fuerzas de compresión intervertebrales muy elevadas. En muchos casos, el modelo predice para tareas de levantamientos de pesos, en los que el individuo normalmente no sufre lesión alguna, cargas de compresión mayores que la resistencia de las vértebras. McGill y Norman (1987) han propuesto un valor del brazo de palanca eficiente de 7.5 cm, obteniendo cargas de compresión intervertebral más coherentes.

Modelos tridimensionales

Más interesantes son los modelos en los que se realiza una consideración tridimensional del problema y se tiene en cuenta un mayor número de músculos. Este tipo de modelos, además de ofrecer información sobre la fuerza que está realizando cada uno de los músculos considerados, permite el estudio de un mayor número de tareas. Por ejemplo, su uso no está restringido a tareas simétricas contenidas en el plano sagital.

Modelo de Schultz

Este modelo (Schultz, 1982) (¹⁵⁹) considera a nivel de L3 diez músculos (Fig.60). En este caso, las fuerzas internas son:

- las fuerzas de reacción intervertebrales: de compresión F_c y de cizalladura anteroposterior S_{ap} y lateral S_l y
- las realizadas por los músculos considerados, que incluyen los extensores (E_d y E_i), los rectos del abdomen (R_d y R_i), los oblicuos menor y mayor del abdomen (I_d e I_i , X_d y X_i) y el dorsal ancho (D_d y D_i).

Las fuerzas musculares se consideran aplicadas en el centroide de la sección de cada uno de los músculos. En este tipo de problemas estáticos tridimensionales, son seis las ecuaciones que deben cumplirse para considerar el equilibrio.

F_x , F_y , F_z , M_x , M_y y M_z son las fuerzas y los momentos externos que el tronco está soportando (flexo-extensión, flexión lateral y rotación axial respectivamente). Las x son las distancias de cada uno de los músculos al eje Y , y las y las distancias al eje X .

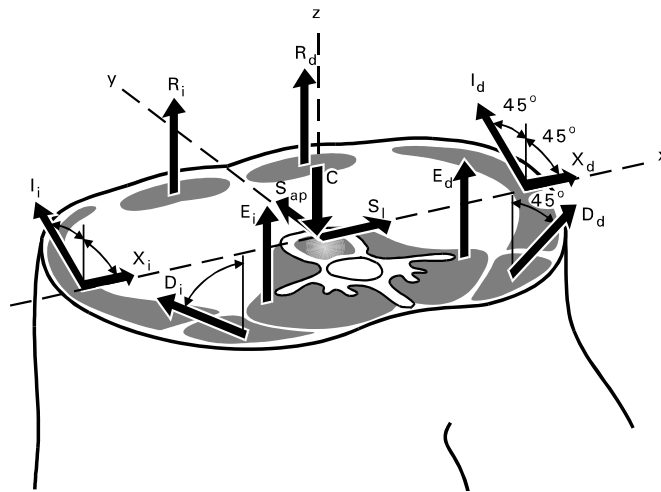


Figura 60. Modelo tridimensional de los músculos que actúan a nivel de L3 (Schultz et al., 1982).

Este modelo puede utilizarse para predecir las fuerzas y momentos máximos que puede realizar el tronco. Para ello, basta con considerar el valor de la fuerza máxima por unidad de superficie que puede realizar un músculo. Ikai y Fukunaga (1968) estimaron un valor para esta tensión máxima de 1000 kPa.

Tabla 7. Datos geométricos de los músculos considerados en el modelo a nivel de L3. El área de los músculos se obtiene multiplicando la relación correspondiente por la profundidad y anchura del tronco a dicho nivel. La distancia del centro del músculo al cuerpo vertebral se obtiene en la dirección AP multiplicando el valor correspondiente por la profundidad del tronco y en la dirección ML por la anchura del tronco. Se supone el cuerpo vertebral situado a 2/3 de la profundidad del tronco (Schultz et al., 1982).

Músculo	Línea de acción	Relación de área	Localización antero-posterior	Localización lateral
Rectos abdomen	del	0.0060	0.540	0.121
Oblicuos abdomen	Inclinados respecto al plano sagital	45° 0.0168	0.189	0.453
- Menor		0.0148	0.189	0.453
- Mayor				
Extensores	Longitudinal	0.0390	0.220	0.179
Dorsal ancho	Inclinados respecto al plano sagital	45° 0.0037	0.276	0.211

Para conseguir un momento puro de extensión, los únicos músculos incluidos en este modelo que pueden contribuir son los extensores y los dorsales anchos. La fuerza máxima que realizan dichos músculos puede calcularse multiplicando dicho valor de tensión máxima por la superficie de cada uno de los músculos. La aportación de cada uno de los músculos al momento extensor global vendrá dado por el producto de la fuerza máxima que puede realizar por su brazo de palanca respecto al centro del disco (Tabla 7).

Así, en una persona con una anchura y profundidad del tronco, a nivel de L3, de 30 cm y 20 cm respectivamente, cada uno de los extensores puede realizar una fuerza máxima de 2334 N, y los dorsales anchos de 222 N. Sustituyendo dichos valores en las ecuaciones anteriores de equilibrio de fuerzas y momentos, se obtiene un momento extensor máximo a nivel de L3 de 223 Nm. La fuerza de compresión intervertebral total, sin considerar el peso del cuerpo por encima de dicho nivel, tendrá un valor de 5112 N.

Del mismo modo, se puede calcular el momento de flexión máximo. En este caso, los músculos que contribuirían serían los situados por delante de los cuerpos vertebrales (los rectos del abdomen). Sustituyendo los valores en las ecuaciones de equilibrio se obtiene un momento de flexión máximo de 180 Nm. En flexión lateral, el momento máximo será de 330 Nm y a torsión el momento máximo que se puede desarrollar es de 190 Nm.

Se han medido *in vivo* las cargas externas máximas que a nivel de L5 son capaces de realizar individuos adultos sanos (McNeill, 1980) obteniendo unos valores medios de 210 Nm en flexión, 149 Nm en extensión, 148 Nm en flexión lateral y 90 Nm en rotación. Como puede observarse, el modelo anterior predice bien el momento máximo que puede desarrollarse en flexo-extensión, pero sobreestima el desarrollado en flexión lateral y rotación, lo que puede explicarse por una inadecuación del valor máximo considerado de 1.000 kPa o por las restricciones impuestas al modelo.

Modelo de Bogduk

Bogduk ^(20) (1992) han desarrollado un modelo que considera la disposición tridimensional de los músculos en vez de particularizar el problema a una única sección, como era el caso del modelo anterior. Dicho modelo incorpora 49 fascículos de los extensores y de los multifidos (fascículos medios del transverso espinoso), y consiste en la caracterización geométrica de las inserciones de cada uno de los fascículos, sus longitudes, el área de las secciones transversales y el brazo de palanca con el que actúan respecto de los centros de los discos de cada uno de los segmentos lumbares. En la figura 61 se muestra en el modelo las inserciones de los músculos sobre la vértebra L2.

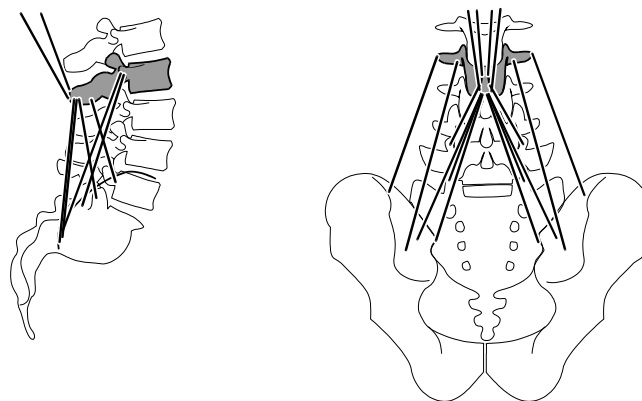


Figura 61. Caracterización tridimensional de los fascículos de los músculos multifidos del raquis y de los extensores que se insertan en la vértebra L2 (Bogduk et al., 1992).

A partir de dicho modelo, es posible calcular el momento de extensión máximo que puede realizar dicho conjunto de músculos, y la carga de compresión y cortante intervertebral. En la tabla 8 se muestran los resultados previstos por el modelo suponiendo una fuerza muscular por unidad de superficie de 460 KPa.

Tabla 8. Momentos extensores absolutos y cargas de compresión generadas por los extensores y los multífidos del raquis, suponiendo una fuerza muscular por unidad de superficie de 460 kPa (Bogduk et al., 1992).

	L1-L2	L2-L3	L3-L4	T10-L4	L5-S1
Máximo momento de extensión (Nm)					
Multífidos	9	17	27	33	31
Extensores lumbares	6	16	30	41	44
Extensores torácicos	92	89	90	80	69
Total	107	122	147	154	144
Máxima carga de compresión (N)					
Multífidos	160	312	491	621	614
Extensores lumbares	160	365	626	890	995
Extensores torácicos	1503	1440	1380	1300	1190
Total	1823	2117	1497	2811	2799

El cálculo de los momentos máximos que se pueden desarrollar es sencillo mediante las ecuaciones de equilibrio, pues matemáticamente tenemos 6 ecuaciones y 6 incógnitas (3 fuerzas intervertebrales y los 3 momentos) y además la validación puede hacerse mediante el registro *in vivo* de dichos momentos.

Sin embargo, el cálculo de las fuerzas musculares que se desarrollan al realizar determinada tarea es mucho más complejo, pues presenta principalmente dos problemas. Por una parte el problema de la validación y por otro el de la indeterminación matemática de las soluciones. Puesto que no es posible la medida directa de las fuerzas internas *in vivo*, es necesario acudir a técnicas indirectas como son la medida de la presión intradiscal y el registro de la actividad mioeléctrica para la validación de los modelos.

Para la solución del problema matemático se emplean técnicas de optimización.

Técnicas de optimización en los modelos tridimensionales

El modelo de diez músculos planteado por Schultz ⁽¹⁵⁹⁾ tiene como incógnitas las fuerzas realizadas por los músculos y las cargas de compresión y cizalladura que soporta el raquis lumbar (trece incógnitas), mientras que únicamente se dispone de seis ecuaciones. Este tipo de problema matemático se dice que es indeterminado, pues tiene infinitas soluciones, y para resolverlo es necesario utilizar hipótesis adicionales.

Si se imponen como hipótesis el que únicamente exista momento de flexo-extensión provocado por cargas en el plano sagital y que los únicos músculos que actúan son los extensores, entonces obtenemos el modelo bidimensional mostrado anteriormente y el problema tiene solución única (problema determinado). Sin embargo, si no se quiere perder la potencia del modelo es necesario utilizar técnicas matemáticas de optimización.

Las *técnicas matemáticas de optimización* asumen que el sistema nervioso distribuye las señales a la musculatura de forma óptima, es decir, que se minimice alguna función como puede ser la intensidad muscular máxima o la suma de las fuerzas musculares. Considerando que la función que minimiza la actividad del sistema neuro-muscular es la intensidad de contracción muscular máxima el problema se plantearía de forma analítica como sigue:

min I (función objetivo) $I = (\text{fuerza muscular}/\text{área transversal})_{\text{máxima}}$

sujeto a las restricciones:

$$\sum dj \cdot xj = \sum Mj \quad (\text{Sumatorio momentos musculares} = \text{Sumatorio momentos externos})$$

$$xj / Aj \leq I \quad (\text{Intensidad muscular máxima}) \quad xj \geq 0 \quad (\text{fuerzas de tracción})$$

Si la función a minimizar es la suma de las fuerzas musculares el problema se plantearía como sigue:

$$\min \sum xj \quad (\text{función objetivo})$$

$$xj = \text{fuerza del músculo } j$$

Bean *et al.* ⁽¹⁴⁾ utilizaron una combinación de los dos enfoques anteriores, obteniendo a partir de la primera ecuación una intensidad muscular máxima I y utilizando dicho valor

como restricción para obtener la distribución de cargas por músculos mediante la segunda ecuación. La técnica se aplicó en el ejemplo de un hombre en posición erguida sosteniendo un peso en sus manos de 222 N a una distancia del disco L5/S1 de 38 cm y variando su posición desde la frontal a la lateral. Los resultados obtenidos se presentan en la figura 62.

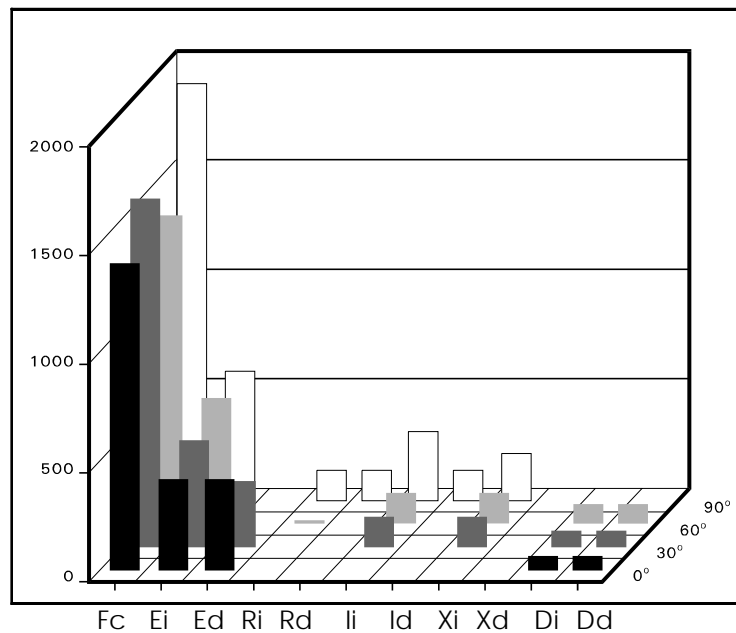


Figura 62. Fuerzas de contracción muscular y de compresión F_c a nivel de L5-S1 resultantes de soportar una carga externa de 222 N situada a una distancia de 38cm del centro del disco intervertebral. (La posición 0° representa la posición frontal de la carga externa y 90° la posición lateral) (Bean et al., 1988).

De los resultados obtenidos, los autores concluyen que:

- Cuando el momento externo es de flexión puro, sólo se activan los extensores y los dorsales. La fuerza realizada por estos músculos constituye alrededor del 60% de la fuerza de compresión intervertebral.
- Cuando se desplaza la carga 30° a la derecha del plano sagital, se activan los músculos oblicuos (externos e internos) del lado izquierdo, mientras que los extensores del lado derecho disminuyen su actividad.
- Con la carga a 60° del plano sagital, los oblicuos y los extensores del lado izquierdo pasan a soportar la totalidad de la carga, no siendo necesarios los extensores del lado derecho.

- Con la carga a 90° los oblicuos izquierdos se activan completamente, presentando alguna actividad los rectos del abdomen y los oblicuos internos derechos. Dichos grupos musculares entran en funcionamiento para estabilizar el tronco frente a la acción compleja de los oblicuos izquierdos. Este estado complejo de fuerzas hace que la carga de compresión intervertebral aumente de forma considerable frente a la carga pura en el plano sagital.

B) Modelos según el método de elementos finitos

Para poder relacionar las cargas y momentos que actúan sobre los segmentos vertebrales con el nivel tensional y las deformaciones que dichas cargas provocan sobre los elementos constituyentes de la columna, es necesario acudir a técnicas que nos permitan estimar dichos valores a partir de las propiedades mecánicas de los materiales y las características geométricas de dichos elementos.

La técnica de análisis más utilizada hoy en día para tratar este problema es el método de los elementos finitos. Este método aborda la resolución del estado tenso-deformacional de estructuras complejas sometidas a cargas mediante la descomposición del modelo en un conjunto de elementos conexas entre sí, denominado malla de elementos finitos, para los que se resuelven de forma aproximada las ecuaciones que proporciona la ciencia de materiales.

Muchos han sido los investigadores que han aplicado este tipo de análisis al modelado del comportamiento del raquis, que presenta una especial dificultad dada la complejidad geométrica de las estructuras vertebrales y el comportamiento no lineal de sus materiales. Los primeros modelos fueron bidimensionales ^(15, 102, 108, 164), pero en los últimos años los modelos han pasado a reflejar la geometría tridimensional, perfeccionándose y consecuentemente aumentando su complejidad ^(62, 104, 161).

Belytschko et al ⁽¹⁵⁾ y Kulak ⁽¹⁰²⁾ emplearon un primer modelo según el método de elementos finitos bidimensional axisimétrico para estudiar el comportamiento de una unidad vertebral funcional bajo carga axial, considerando el disco intervertebral en tres condiciones: sano, degenerado y sin núcleo pulposo (Figura 63).

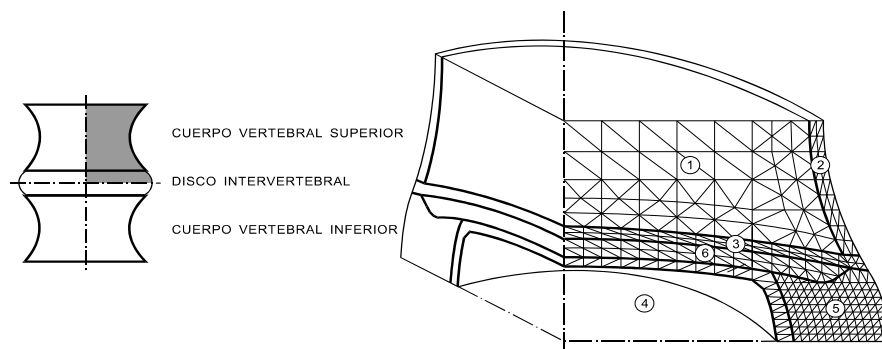


Figura 63. Modelo según el método de elementos finitos bidimensional axisimétrico del cuerpo vertebral y del disco para estudiar el efecto de dichas estructuras con una carga axial (Belytschko, 1974).

Dicho modelo considera los cuerpos vertebrales con simetría cilíndrica, compuestos por un núcleo de hueso trabecular (1) con características isotropas recubierto por una delgada capa de hueso cortical (2) también considerado isotropo, un núcleo pulposo (4) considerado como un fluido incompresible, un anillo fibroso (5) de comportamiento no lineal y anisótropo, con orientaciones del material alternantes de unas capas a otras y una capa de cartílago (6) sobre las placas terminales (3). El modelo, sin embargo, no considera ni el arco vertebral posterior ni los ligamentos. Pese a la simplicidad del modelo, los resultados obtenidos presentaban una relación entre la fuerza de compresión y el desplazamiento semejante a resultados experimentales previos ⁽¹¹⁷⁾.

Shirazi et al. ⁽¹⁶¹⁾ desarrollaron un modelo según el método de elementos finitos más completo de la unidad vertebral funcional L2-L3, que considera la geometría tridimensional, un anillo fibroso representado por un material compuesto reforzado por fibras de colágeno, incluyendo el contacto de las carillas articulares y los ligamentos

(anterior, posterior, intertransverso, interespinoso, amarillo y supraespinoso) modelados como resortes con propiedades no lineales.

Koubaa *et al.* ⁽⁹⁸⁾ modelan el disco como una estructura compuesta por fibras orientadas simuladas por elementos cable que trabajan sólo a tracción, embebidos en una matriz elástica de elementos isoparamétricos. Las fibras están orientadas en el modelo en tres capas concéntricas, en cada una de las cuales las fibras se entrecruzan. Los ligamentos son simulados como elementos cable que sólo trabajan a tracción. Los ligamentos simulados son el ligamento longitudinal común anterior, el posterior, el ligamento amarillo, el interespinoso, el intertransverso y los capsulares. Las uniones en las carillas articulares son modeladas mediante elementos de contacto, teniendo en cuenta la orientación y amplitud de las superficies articulares de las mismas. Las características mecánicas de los ligamentos se basan en el estudio realizado por Chanzal *et al.* ⁽²⁵⁾ usando dos elementos cable en paralelo con módulos elásticos diferentes cada uno de ellos. Entre los dos elementos consiguen simular el comportamiento global de un ligamento (Figura 64).

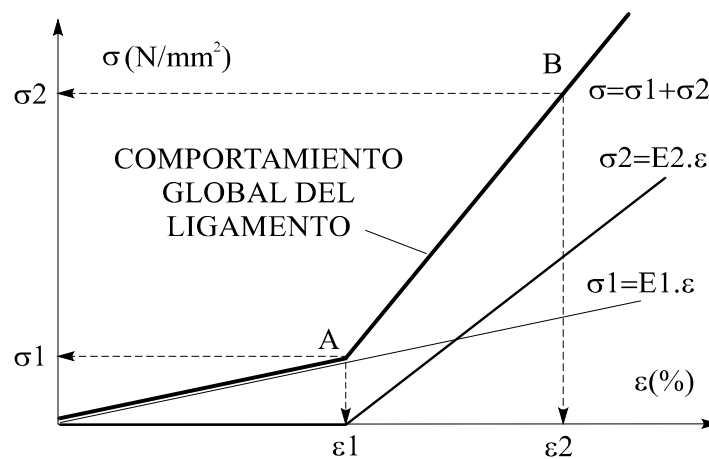


Figura 64. Comportamiento global de un ligamento simulado mediante dos elementos cable (Chanzal *et al.*, 1985).

Siguiendo el planteamiento anterior Robin *et al.* ⁽¹⁵⁵⁾ modelan los ligamentos de la columna con los siguientes módulos elásticos (Tabla 9).

Tabla 9. Características mecánicas de los elementos cable

LS: Ligamento Supraespinoso.

LI: Ligamento Interespinoso.

LLA: Ligamento Longitudinal Anterior.

LLP: Ligamento Longitudinal Posterior.

LA: Ligamento Amarillo.

LT: Ligamento Transverso. LC: Ligamento Capsular

(Robin et al., 1994).

Ligamentos	E ₁ (MPa)	ε ₁ (%)	E ₂ (MPa)
LS y LI	51.95	15	104.0
LLA	19.85	2	40.4
LLP	18.04	2	36.08
LA	25	30	50
LT	25.8	20	51.60
LC	25.81	35	51.62

La resolución del análisis de elementos finitos, considerando grandes deformaciones y comportamiento no lineal de algunos materiales, proporciona una interesante información sobre el movimiento intervertebral y las deformaciones que sufre el disco, que, por ser el elemento menos rígido, es el que proporciona al segmento de movimiento la mayor parte de su flexibilidad.

La validación de los modelos según el método de elementos finitos con ensayos in vitro presenta, en general, un problema esencial que reside en la dispersión de los resultados experimentales. Entre los factores que causan dicha dispersión cabe señalar la calidad mecánica de los especímenes (con osteoporosis o con degeneración de estructuras), las condiciones particulares de los ensayos (mordazas, velocidades de aplicación de las cargas, restricciones de movimiento, etc) y la variación geométrica de unos especímenes a otros. Los dos primeros factores pueden incluirse en el análisis de elementos finitos como propiedades particulares de los materiales o como condiciones de contorno. Sin embargo, la geometría que se utiliza en los modelos según el método de elementos finitos es una geometría típica vertebral, que hace imposible la diferenciación de efectos debidos a cambios geométricos. Con el fin de incorporar el efecto de la variabilidad geométrica entre especímenes, Lavaste et al. ⁽¹⁰⁴⁾ desarrollaron un modelo geométrico tridimensional del raquis lumbar, con la particularidad de que la geometría completa de cada vértebra puede generarse a partir de únicamente seis parámetros básicos, medibles con radiografía biplanar (Figura 65). El modelo genera por sí mismo la geometría de los discos intervertebrales y de los ligamentos.

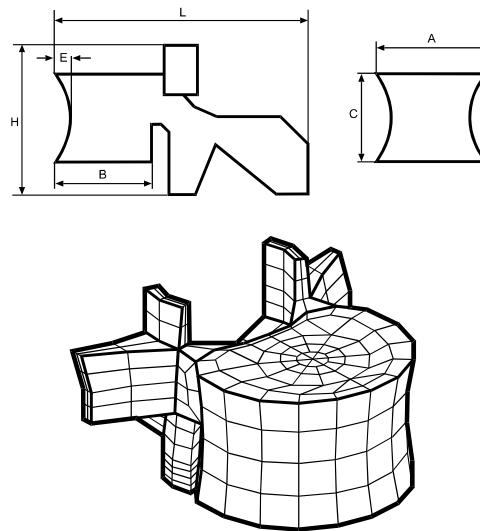


Figura 65. Modelo según el método de elementos finitos tridimensional de una vértebra, obtenido a partir de seis parámetros medibles con radiografía biplanar (Lavaste et al., 1992).

Para validar el modelo, se calcularon experimentalmente las rigideces de una unidad vertebral funcional bajo diferentes modos de carga y se han comparado con los resultados obtenidos a partir del modelo según el método de elementos finitos.

En la figura 66 se muestra la correcta aproximación del modelo a los resultados experimentales y a valores dados por otros autores.

Más recientemente los modelos de raquis presentan tres tendencias: los modelos sofisticados que sólo usan elementos volumétricos, los simples que únicamente utilizan elementos barra y los que mezclan el uso de elementos barra y elementos volumétricos.

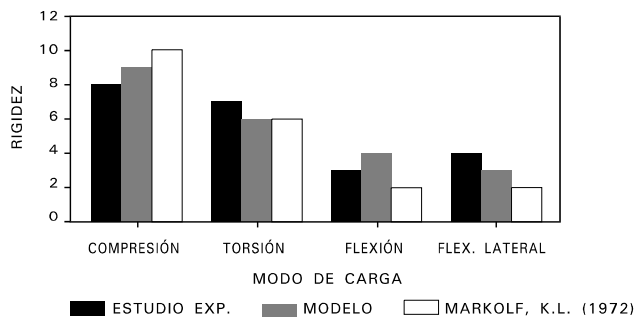


Figura 66. Comparación de las rigideces obtenidas mediante el modelo tridimensional según el método de elementos finitos con valores obtenidos de forma experimental por los autores y previamente por Markolf (1972), (Lavaste et al., 1992) (Compresión 10^8 N/m, Momento Nm°).

Dentro de los modelos sofisticados se encontraría el de Goel ⁽⁶³⁾, que desarrolló un modelo según el método de elementos finitos tridimensional no lineal, considerando los ligamentos e incorporando la acción de los músculos sosteniendo un peso de 90 N con el tronco en flexión de 30°. En este modelo, al considerar las fuerzas musculares, se reducen considerablemente tanto los desplazamientos como las tensiones en los elementos, excepto en las carillas articulares que sufren un aumento de la carga. Ello viene a corroborar la idea de que la musculatura estabiliza de forma importante los segmentos de movimiento y, además, que las carillas articulares juegan un papel muy importante en la transmisión de cargas en el raquis *in vivo*. Este modelo permite también simular lesiones tales como la degeneración del disco o diferentes fracturas a nivel vertebral, para estimar la inestabilidad que provocan sobre los segmentos vertebrales y la incorporación de sistemas de fijación.

Otro modelo incluido dentro de los sofisticados es el desarrollado por Lavaste *et al.* ⁽¹⁰⁴⁾ que permite simular defectos óseos en los cuerpos vertebrales de la columna lumbar (Figura 67), o introducir sistemas de fijación estudiando las cargas que actúan sobre él, como plantea Skalli *et al.* ⁽¹⁶²⁾.

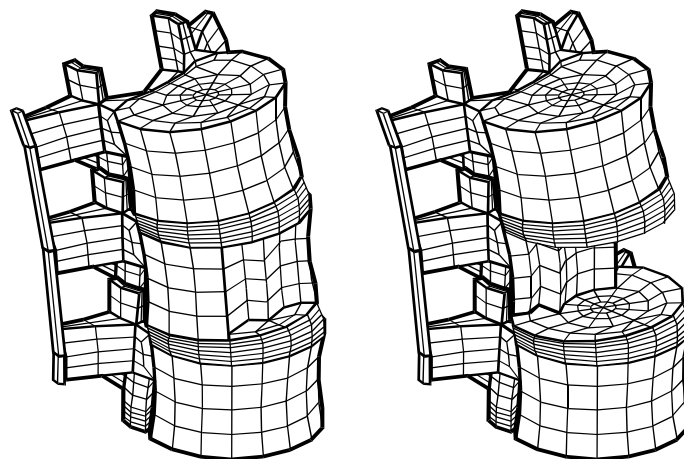


Figura 67. Modelado por elementos finitos de diferentes defectos óseos en los cuerpos vertebrales (Lavaste *et al.*, 1992).

Más recientemente Totoribe *et al.* ⁽¹⁶⁷⁾ realizaron un modelo según el método de elementos finitos de la columna lumbar T10-L4 en el que simulaban una fusión posterolateral del segmento e introducían de forma muy precisa la zona de las carillas

articulares, con elementos de contacto en la articulación para simular la transmisión de cargas en esa zona. Siguiendo la misma línea Sharma *et al.* ⁽¹⁶⁰⁾ modelaron la unidad vertebral funcional L3-L4 en la que simularon las carillas articulares como superficies planas e inicialmente paralelas (en el modelo presentan un ángulo sagital de 56.7° y la distancia entre carillas en reposo es de 0.6 mm con un *gap* límite de 0.4 mm), simulando los ligamentos y las fibras del disco como elementos cable que sólo trabajan a tracción (Figura 68).

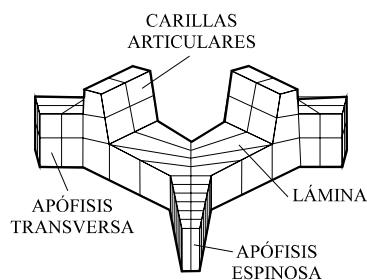


Figura 68. Modelado por elementos finitos del arco posterior de una vértebra lumbar y las carillas articulares (Sharma *et al.*, 1995).

Gilberston *et al.* ⁽⁶⁰⁾ desarrollaron un modelo en el que se combinaban modelos simples y detallados. De esta forma se modelaron de forma detallada los segmentos T11-L1, y el resto de la columna y la caja torácica de forma simplificada mediante elementos barra. El modelo permitía la introducción de ortesis y ver su interacción con los segmentos toracolumbares dañados (Figura 69).



Figura 69: Modelo de elementos mixto (Gilberstn *et al.*, 1994)

Por último, Rohlmann *et al.* (155) realizaron un modelo de la columna lumbar simplificado y no lineal, introduciendo un sistema de fijación y la actuación de las fuerzas musculares.

En el modelo se simplifica el disco descompuesto en dos zonas, una en la que el núcleo pulposo es modelado como un fluido incompresible, el *annulus fibroso* como elementos de volumen en los que se superponen elementos cable conectados a las placas terminales con angulaciones de $\pm 30^\circ$ y las carillas articulares mediante elementos barra conectados mediante elementos *gap*.

En este modelo se supuso L5 fija, y sobre L1 se conectó una estructura rígida de elementos barra. Sobre un punto de esta estructura situado a 400 mm por encima de L1 y a 20 mm anterior del disco L2-L3 se aplicó una carga de 400 N (peso del tronco), este punto representa el centro de gravedad del tronco. El modelo permitía estudiar el efecto de la rigidez de los sistemas de fijación, modelados como elementos barra, sobre las tensiones en los discos intervertebrales (Figura 70).

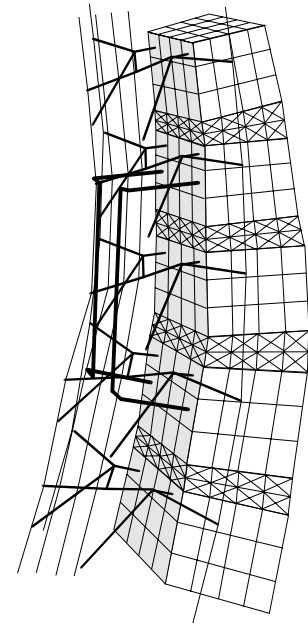


Figura 70. Modelo de elementos simplificado, en el que se introducen las actuaciones musculares (Rohlmann *et al.*, 1999)

Como resumen, es interesante describir cuál es el proceso general de estimación de las tensiones y deformaciones que soportan las estructuras del raquis bajo cargas externas. Inicialmente, debe plantearse un modelo de comportamiento del segmento del raquis estudiado. Este modelo puede ser plano o tridimensional. Planteando las condiciones de equilibrio se calculan las fuerzas que realizan los músculos incluidos en el análisis y las fuerzas y momentos que actúan en dicho nivel vertebral. A partir de dichos valores, conociendo la geometría de los elementos de la unidad vertebral funcional y las características mecánicas de los materiales que componen dichas estructuras, es posible plantear un modelo según el método de elementos finitos que nos permita conocer, de forma detallada, las tensiones y deformaciones que sufren dichas estructuras. Comparando estos valores de esfuerzos mecánicos con los valores máximos de resistencia a rotura, es posible predecir si existe riesgo de fractura para alguna de las estructuras.

Sin embargo, no hay que perder de vista que los modelos biomecánicos no son más que simplificaciones de una realidad mucho más compleja y, por tanto, los resultados con ellos obtenidos sólo son aproximaciones. Dichos resultados se aproximarán más a la realidad cuanto más información se incorpore en el modelo, pero ello supone un aumento de la dificultad en la resolución analítica. Por tanto, es necesario llegar a una solución de compromiso entre exactitud del modelo y operatividad en la resolución matemática del mismo.

1.6.2 EVALUACIÓN DE IMPLANTES

En el punto anterior se ha presentado cómo se comportan diferentes sistemas de fijación ante diversas lesiones, en este punto detalla a qué tipo de ensayos se pueden someter los implantes de raquis y cómo se deben realizar los mismos.

Los primeros implantes fueron ideados, diseñados, contruidos y posteriormente implantados en pacientes; en ausencia de fallos mecánicos, el sistema se consideraba válido y si se presentaban, se modificaba el diseño del dispositivo y así sucesivamente hasta conseguir el diseño definitivo. La biomecánica ha cambiado sustancialmente este enfoque; el sistema se diseña y fabrica como un prototipo y posteriormente es evaluado biomecánicamente, tanto de forma aislada como implantado sobre modelos de raquis.

Ésta podría ser la razón por la cual la biomecánica del raquis se ha convertido en una disciplina en rápida expansión. Sin embargo, aún hoy el estudio de esta estructura se halla en fases menos avanzadas que otros sistemas musculoesqueléticos.

Los estudios y ensayos de raquis en laboratorio han aumentado de forma importante tanto en cantidad como en calidad, aunque dada la complejidad del comportamiento del mismo los investigadores no coinciden en desarrollar procedimientos estandarizados. Por ello, los resultados existentes son, en general, complejos de interpretar, incompletos y difícilmente comparables entre sí. No es, por tanto, extraño que exista una carencia casi total de normativa referente al tema.

A) Consideraciones sobre los tipos de evaluación

La mayor parte de estudios experimentales que se encuentran en la bibliografía no emplean procedimientos estandarizados, sino que cada grupo de investigación desarrolla

sus propios protocolos de estudio. A continuación se mostrarán las técnicas más utilizadas en los estudios y ensayos de los implantes del raquis.

La definición de ensayos *in vitro*, como aquellos realizados sobre tejidos aislados bajo condiciones controladas de laboratorio supone, en el caso del raquis, limitaciones importantes. Entre ellas cabe señalar:

- la dificultad de estudiar correctamente la influencia postural de los músculos y de la caja torácica,
- la dificultad de incluir en los modelos la presión abdominal, y, con ello, el efecto que tiene sobre el raquis durante la elevación de cargas,
- las condiciones de almacenamiento de los especímenes y las velocidades de aplicación de las cargas,
- el entorno no fisiológico creado por los equipos de laboratorio (máquinas de ensayo, sistemas de medida, aplicadores de carga o desplazamiento, etc).

Sin embargo, a pesar de la larga lista de inconvenientes, los ensayos de raquis en laboratorio son altamente recomendables. Los experimentos *in vivo* sobre raquis humano son escasos debido a la multitud de factores que influyen en los resultados y muy limitados en cuanto a sus objetivos, enfocándose principalmente al estudio de la cinemática y al cálculo de las cargas que se soportan, más que a la caracterización mecánica de implantes y sistemas de estabilización.

Los objetivos de los ensayos *in vitro* son bien la obtención de datos sobre el comportamiento fisiológico, implantes y sistemas de estabilización para su posterior evaluación o comparación con el comportamiento de otros sistemas, o bien cuantificar los efectos objetivos de prácticas clínicas (injertos, descompresiones, etc).

La forma de diseñar este tipo de estudios sigue las pautas generales del diseño de experiencias. Inicialmente deben definirse los objetivos del estudio, tales como la caracterización del comportamiento mecánico de un determinado implante aplicado a una lesión particular. Una vez fijados los objetivos, se deben determinar los factores significativos para la consecución de los objetivos. En este ejemplo, los factores serían la relación entre la carga y el desplazamiento, y los valores máximos alcanzados por dichas

magnitudes. Deberá realizarse una primera aproximación del diseño de experiencias teniendo en cuenta las hipótesis de partida y la precisión requerida.

En función del tipo de objetivo se seleccionará un modelo de trabajo bien sea humano, animal o sintético, cada uno de ellos presentando características propias. El modelo de cadáver humano es el más indicado, aunque es complicada la obtención, conservación y preparación de los especímenes y presenta una gran variabilidad entre individuos, requiriendo un número elevado de muestras para obtener resultados estadísticamente significativos. El modelo animal es más accesible y controlable, aunque presenta problemas semejantes al modelo humano y, además, la extrapolación de los resultados al humano plantea muchos inconvenientes. El modelo sintético, confeccionado con materiales no biológicos, puede llegar a ser mecánicamente complejo y su comportamiento no reproduce con exactitud el del humano, pero es muy recomendable, pues minimiza la variabilidad propia del espécimen.

Una vez determinados los objetivos, los factores significativos y el modelo a utilizar, deben establecerse los requerimientos de los equipos (grados de libertad, cargas y desplazamientos máximos, frecuencias de muestreo, etc). Una vez seleccionado el equipo, se diseñan los protocolos de ensayo del sistema implantable, los cuales, en general, pretenden reproducir sobre el espécimen un estado de cargas que se acerque lo más posible al fisiológico. Por último, se realiza el análisis estadístico de los datos.

Para simular el comportamiento *in vitro* del raquis es necesario un sistema para la aplicación de cargas o desplazamientos sobre el espécimen. La máquina de ensayos (Figura 71) es el equipo más extendido en los laboratorios de biomecánica. Entre ellas, son las servohidráulicas las más utilizadas, aunque también existen las de tipo electromecánico.



Figura 71. Máquina de ensayo.

Dichos equipos proporcionan una aplicación de cargas o desplazamientos precisa, a través de sistemas de control electrónicos. Presentan un elevado coste y, además, el carácter particular de las aplicaciones biomecánicas hace que, en muchos casos, la universalidad de dichos equipos constituya un inconveniente, debiéndose desarrollar aplicaciones específicas. Se han puesto a punto gran cantidad de sistemas de aplicación de carga alternativos para usos específicos. Estos sistemas tienen un coste considerablemente inferior al de las máquinas de ensayos y están mucho más adaptados al ensayo, pero dicha especialización los hace inservibles en otras situaciones.

Para fijar los especímenes a los sistemas de aplicación de cargas son necesarias mordazas específicas, las cuales pueden ser de diferentes tipos y, en función del ensayo a realizar, deberán permitir un amplio rango de grados de libertad. La influencia de las condiciones de contorno impuestas puede proporcionar conclusiones erróneas que no estén correlacionadas con las condiciones *in vivo*. Por ejemplo, la aplicación de carga de compresión axial sobre una UVF. Si durante el ensayo se permite al espécimen el desplazamiento horizontal, puede crearse un momento flector importante que ponga en peligro la estabilidad del mismo. Los sistemas de aplicación de cargas pueden, pues, inducir cargas no deseadas y restringir movimientos, obligando a desplazarse según los ejes de dicho sistema y no los de movimiento fisiológico. Otro efecto de contorno no deseado es el producido por la inclusión de los especímenes en las mordazas antes de la sujeción al sistema de aplicación de cargas, y éste se minimiza mediante la utilización de un número significativo de vértebras.

Por último, los tipos de variables generalmente medidas en este tipo de experiencias son el desplazamiento, la fuerza, la deformación, la presión y, con menos frecuencia, la aceleración.

B) Evaluación experimental de implantes

Cuando el raquis lesionado o inestable es tratado mediante un sistema de fijación, la estabilidad general del montaje depende por una parte de la estabilidad residual de los segmentos de raquis involucrados, por otra parte de la rigidez propia del sistema, de la rigidez de la interfase metal-hueso y, por último, de la configuración espacial del sistema. A continuación se definirán qué factores condicionan la rigidez propia de un sistema de fijación y se revisarán los modos de evaluar sus características mecánicas.

Los ensayos a realizar para la caracterización mecánica de sistemas de fijación de raquis pueden encuadrarse en dos categorías:

- estudios que pretenden caracterizar y evaluar el comportamiento de cada uno de los elementos que componen el sistema de fijación, por ejemplo, el estudio de la forma y tamaño óptimo de un tornillo de fijación transpedicular
- estudios que pretenden analizar o caracterizar el comportamiento global de determinados montajes como, por ejemplo, la rigidez a flexión de un sistema de Harrington.

Dentro del primer grupo se incluyen los ensayos destinados a caracterizar la rigidez a flexión de las barras longitudinales, la resistencia de los elementos de conexión a hueso como los ganchos y cerclajes. El estudio de la carga máxima a deslizamiento y rotación de las conexiones de los sistemas de fijación es interesante también no sólo para caracterizar las prestaciones de un sistema sino también como herramienta de mejora de diseño (Fig 72)⁽¹⁰⁾.

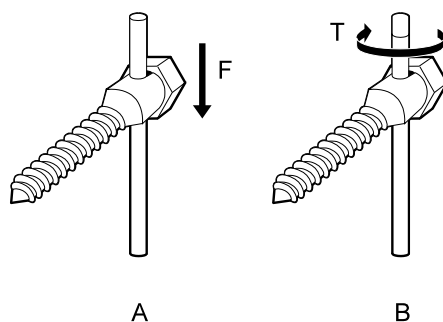


Figura 72. Ensayos para la caracterización de la carga máxima que soportan los elementos de conexión de un sistema de fijación de raquis. A: Resistencia a deslizamiento. B: Resistencia a rotación (Atienza, 1997).

Este tipo de ensayos pretende caracterizar las cargas máximas que soportan dichas conexiones durante su funcionamiento. En general, la fijación conseguida con las conexiones pretende evitar el deslizamiento entre elementos (barras o tornillos), y los giros. Sin embargo, nuevamente hay un completo desconocimiento de cuáles son las cargas reales (fuerzas y momentos) que deben soportar *in vivo* tales conexiones y, por tanto, los valores obtenidos no pueden ser tratados de forma universal sino comparativamente. Gran parte de los sistemas de fijación comerciales incorporan en sus catálogos este tipo de información pero lo hacen de forma incompleta y sin excesivo rigor, por lo que es difícil comparar las características de varios sistemas.

Quizás uno de los elementos más estudiados hayan sido los tornillos transpediculares y, en especial, la resistencia de su anclaje al hueso, empleando un ensayo de extracción o *pull-out*. Dicho ensayo consiste en el registro de la fuerza necesaria para extraer un tornillo insertado sobre un determinado material (Figura 73).

Zindrick et al. (¹⁸⁹) llevaron a cabo un exhaustivo estudio biomecánico de los factores que influían en la fijación transpedicular. Los efectos estudiados fueron:

- la localización de la rosca del tornillo dentro del pedículo,
- la profundidad de inserción,
- el diseño de los tornillos variando el diámetro externo e interno y la forma de los filetes de rosca,
- la variación en la situación de la inserción,
- la utilización de cemento óseo en el interior de los taladros.

Dichos ensayos fueron llevados a cabo sobre especímenes vertebrales de cadáver a los que, después de implantar los diferentes grupos de tornillos, se les practicaron ensayos de extracción. Por ejemplo, en el primero de los ensayos, el tornillo de Steffee de 6.5 mm dio un valor medio de fuerza de extracción de 518 N, insertado de forma que la rosca de esponjosa se encontraba totalmente dentro del pedículo, mientras que para el tornillo insertado hasta la cortical anterior del cuerpo vertebral, alcanzó un valor de 903 N, lo que equivale a un aumento del 74%. También se estudió el efecto de cargas cíclicas aplicadas en dirección medio-lateral y cráneo-caudal sobre los tornillos. La mejor fijación la obtuvieron los tornillos de mayor diámetro, completamente roscados e insertados hasta alcanzar la cortical anterior del cuerpo vertebral. La utilización de cemento óseo recuperó una fijación suficiente al aplicarse sobre tornillos aflojados (el 95% del valor de fijación conseguido inicialmente). Bajo cargas cíclicas, el parámetro más importante para aumentar la resistencia del implante fue el incremento de la profundidad de inserción.

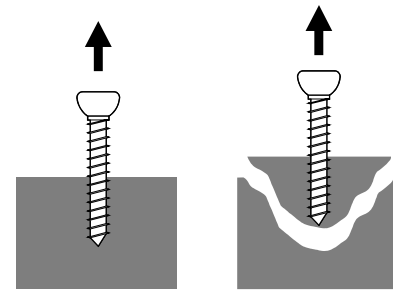


Figura 73. Ensayo de extracción de tornillos transpediculares.

Para la realización de los ensayos englobados en la segunda categoría, se emplean segmentos de raquis a los que, después de haber sido caracterizado su comportamiento mecánico con su estructura intacta, se les producen lesiones semejantes a las de las situaciones clínicas para las que el sistema está diseñado y seguidamente éste se implanta. La capacidad de estabilización que posee un sistema de fijación se determina principalmente en base a la *resistencia* o carga de fallo (estática y a fatiga) y a la *rigidez*. La resistencia define la magnitud de la carga a la que el sistema implante-raquis falla, ya sea por colapso mecánico de la estructura, o por fallo en la interfase metal-hueso. Este tipo de ensayos puede ser *estático*, es decir aplicando las cargas a velocidades bajas, o *dinámico* en el que se aplican diferentes niveles de carga de forma cíclica y se registra el número de ciclos necesarios hasta llegar al fallo. La rigidez define la resistencia que presenta la estructura a ser deformada cuando se ve sometida a carga. La relevancia clínica de la rigidez reside en que, a mayor valor de la rigidez del sistema, menores son los movimientos entre los elementos estabilizados del raquis.

Tanto la rigidez como la resistencia de un sistema de estabilización o fijación dependen del tipo de carga que actúe sobre el raquis. Por tanto, para conocer exhaustivamente el comportamiento de un sistema determinado será necesario caracterizar estos dos parámetros mecánicos bajo cargas de compresión axial, flexión, extensión, flexión lateral y torsión. Una vez se ha conseguido la fusión, los requerimientos mecánicos del sistema no son tan exigentes como los necesarios inmediatamente después de la intervención quirúrgica.

Como ejemplo de estos tipos de ensayos se presentan los realizados por Wenger *et al.* ⁽¹⁷⁷⁾ para la caracterización de las barras de Harrington, los de Abumi *et al.* ⁽¹⁾ que realizan un estudio comparativo de la estabilidad que proporcionan seis fijadores de raquis, los de Yamagata *et al.* ⁽¹⁸⁶⁾ que presentan un estudio de rigidez de cuatro sistemas comerciales de fijación transpedicular y los de Wittenberg *et al.* ⁽¹⁸²⁾ que ensayaron a fatiga cinco fijadores vertebrales.

Wenger *et al.* ⁽¹⁷⁷⁾ evaluaron la carga de rotura, sobre modelos animales con escoliosis experimentales, de los siguientes sistemas:

- barras de Harrington a distracción,

- barras de Harrington a distracción y compresión conectadas con elementos transversales,
- barras de Harrington a distracción con cerclajes sublaminares y
- barras de Luque en L doble con cerclajes sublaminares.

Los modos de carga aplicados fueron compresión y torsión. A compresión, los sistemas menos resistentes fueron las barras de Harrington ⁽⁷⁶⁾ a distracción y el rectángulo de Luque (415 N y 598 N, respectivamente). Al añadir los cerclajes sublaminares la resistencia de las barras de Harrington aumenta hasta 758 N. El sistema más resistente fue el compuesto por barras de Harrington a distracción y compresión (803 N). Los sistemas de barras de Harrington fallaron en la interfase hueso-metal y el de Luque por fallo de las propias barras. A torsión, nuevamente fue el sistema compuesto por las barras de Harrington a distracción el menos resistente (17 Nm), mientras que el resto fallaron a momentos superiores a 21 Nm.

Los ensayos para determinación de la resistencia estática, por ser destructivos, necesitan un espécimen diferente para cada modo de carga y para cada sistema de fijación; por tanto, los resultados obtenidos por este tipo de ensayos son limitados. Con los ensayos de resistencia a fatiga, los especímenes también se ensayan hasta llegar al fallo y, por tanto, la limitación es semejante a la del tipo de ensayos anterior. Por el contrario, los especímenes utilizados para la determinación de la rigidez del sistema raquis lesionado-implante pueden ser ensayados bajo diferentes tipos de carga fisiológica dado su carácter no destructivo, pues las cargas aplicadas son inferiores a las necesarias para causar daños permanentes en el raquis. Este tipo de ensayos ofrece información del aumento de estabilidad proporcionado por el implante al raquis lesionado.

Teniendo en cuenta lo anterior, Abumi *et al.* ⁽¹⁾ realizan un estudio comparativo de la estabilidad que proporcionan seis fijadores de raquis, considerando también la función mecánica de los injertos. Dichos autores utilizan para las experiencias especímenes cadavéricos T9-L3 a los que se practica una lesión a nivel T12-L1, consistente en la eliminación de los elementos posteriores y la mitad posterior del disco.

Los fijadores ensayados son las barras de Harrington ⁽⁷⁶⁾ con los ganchos invertidos, el rectángulo de Luque, el dispositivo de Kaneda ⁽⁸⁸⁾ sin fijación transversal, el dispositivo de Kaneda con fijación transversal y un fijador externo con tornillos transpediculares. Sobre los especímenes se aplican momentos de flexión y extensión, de flexión lateral a derecha e izquierda y de rotación axial a derecha e izquierda hasta alcanzar un valor de 12 N m, todos ellos con una precarga de compresión de 150 N.

Se permite un movimiento del espécimen con seis grados de libertad y los movimientos se registran mediante estereofotogrametría a partir de la digitización en radiografías de unos marcadores radiopacos fijados rígidamente a cada uno de los cuerpos vertebrales, utilizándose para la comparación de rigideces los movimientos relativos entre las vértebras T12 y L1.

En la figura 74 se muestran los desplazamientos angulares en flexión y rotación axial del espécimen intacto y del lesionado instrumentado con los diferentes sistemas.

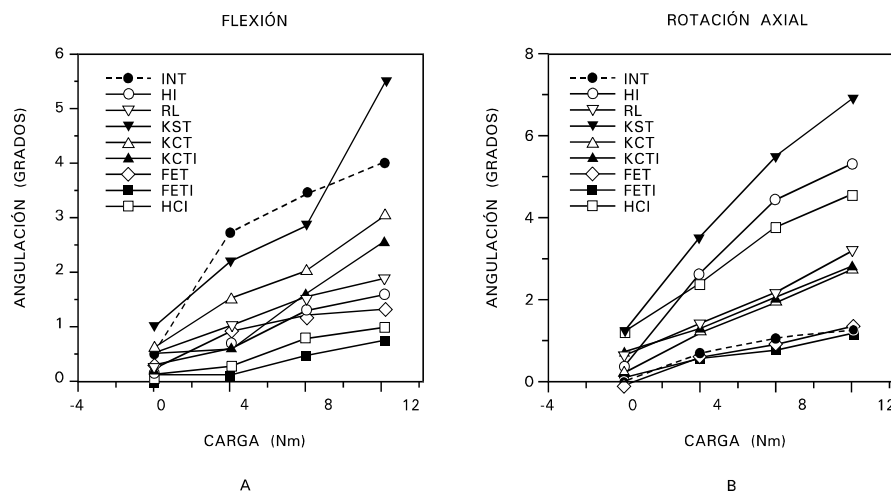


Figura 74. A: Desplazamientos angulares en flexión. B: Desplazamientos angulares en rotación axial de los especímenes intactos e instrumentados con los fijadores y en las configuraciones siguientes: Raquis intacto (INT), Harrington con ganchos invertidos (HI), el rectángulo de Luque (RL), el dispositivo de Kaneda sin fijación transversal (KST), el dispositivo de Kaneda con fijación transversal (KCT), un fijador externo con tornillos transpediculares (FET), con injerto óseo el dispositivo de Kaneda con fijación transversal (KCTI), el fijador externo con tornillos transpediculares (FETI) y las barras de Harrington a compresión (HCI) (Abumi et al., 1989).

Todos los sistemas (excepto el dispositivo de Kaneda ^(88) sin fijación transversal) proporcionaron al sistema una rigidez mayor que la del raquis intacto bajo cargas de flexo-extensión, siendo el fijador externo el que presenta el mejor comportamiento (Fig 75). A flexión lateral, el sistema de Luque es el único que presenta menor rigidez que el raquis intacto, siendo los montajes de Kaneda ^(88) los más rígidos por su situación lateral. A torsión, sólo el fijador externo presenta una rigidez mayor que el raquis intacto. El empleo de injertos aumenta en todos los casos la rigidez del sistema.

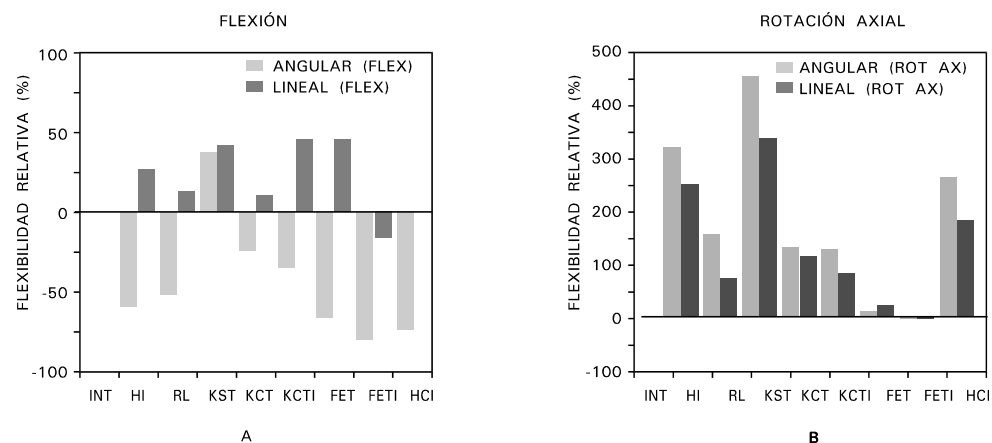


Figura 75. Variación relativa de la flexibilidad de los especímenes instrumentados. A: En flexión. B: En rotación axial. Los fijadores y configuraciones fueron las siguientes: Raquis intacto (INT), Harrington con ganchos invertidos (HI), el rectángulo de Luque (RL), el dispositivo de Kaneda sin fijación transversal (KST), el dispositivo de Kaneda con fijación transversal (KCT), un fijador externo con tornillos transpediculares (FET), con injerto óseo el dispositivo de Kaneda con fijación transversal (KCTI), el fijador externo con tornillos transpediculares (FETI) y las barras de Harrington a compresión (HCI) (Abumi et al., 1989).

Yamagata *et al.* ^(186) presentan un estudio de rigidez de cuatro sistemas de fijación transpedicular: el fijador de AO, la placa de Steffee VSP, la placa de Luque ISF, la de Zielke modificada y un quinto sistema experimental. Los sistemas son implantados sobre un modelo físico sintético de raquis lumbar y sometidos a cargas de compresión, aplicadas sobre la parte anterior de la placa terminal, y a cargas de torsión. En la Figura 76 se muestran las rigideces relativas de los diferentes sistemas basándose en la del modelo sin instrumentar.

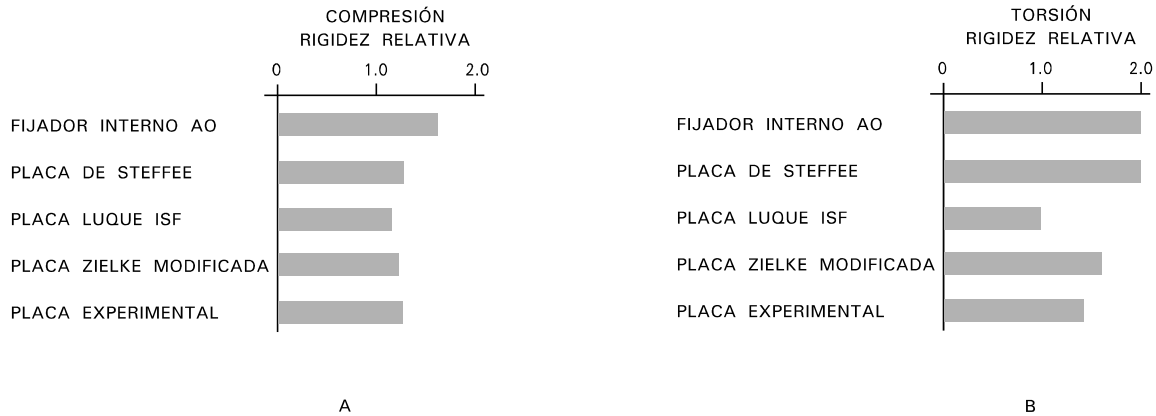


Figura 76. Rigideces relativas de los sistemas de fijación: fijador interno AO, placa Steffee VSP, placa Luque ISF, placa de Zielke modificada y placa experimental. A: A compresión. B: A torsión. (Yamagata et al., 1992).

A compresión, el fijador de AO presentó una rigidez 1.6 veces mayor que la del modelo de control, mientras que el resto presentó rigideces alrededor de 1.2 veces superiores. A torsión, se observa claramente la diferencia entre sistemas constreñidos y semiconstreñidos, presentando los primeros una rigidez considerablemente superior a los segundos. Los fijadores constreñidos son aquellos en los que los tornillos transpediculares se encuentran rígidamente unidos a las barras o placas de estabilización, mientras que en los semiconstreñidos los tornillos simplemente fijan la placa al espécimen, presionándola sobre la superficie de las vértebras.

Aunque el fallo de los sistemas de fijación interna en la zona toracolumbar suele atribuirse generalmente a fenómenos de fatiga, no son muy numerosos los estudios que caracterizan el cambio de la rigidez debido a este fenómeno. Wittenberg *et al.* ⁽¹⁸²⁾ ensayaron a fatiga cinco fijadores vertebrales: el fijador interno de AO, las placas Steffee, el fijador interno de Kluger, todos ellos con fijación transpedicular, y las barras de Harrington y Luque. Dichos sistemas fueron implantados sobre modelos animales *in vitro* de L1 a S1 a los que se les realizaba una corporectomía de L3 y se aplicaba una carga cíclica de 605 N de valor máximo de compresión y 16 Nm de flexión a 2 Hz hasta alcanzar los 100.000 ciclos. Los implantes consistentes en barras de Harrington y Luque presentaron una pequeña incidencia de fallo y, cuando éste ocurrió, fue a nivel del elemento óseo y no en los elementos metálicos. En los fijadores transpediculares se dio una alta incidencia de roturas de los tornillos de las placas de Steffee (entre 12.000 y 40.000 ciclos), de los tornillos de Schanz de los fijadores de AO (entre 55.000 y 90.000 ciclos) y de las barras de estabilización en el fijador de Kluger (entre 23.000 y 90.000

ciclos). Los fallos de estos elementos se produjeron en las zonas de cambios bruscos de sección, siendo éste un patrón característico del fallo por fatiga.

C) Evaluación analítica de implantes

Los estudios experimentales anteriores han permitido a los investigadores conocer los efectos generales de la instrumentación en los segmentos estabilizados, lo que constituye una importante contribución desde un punto de vista clínico. Sin embargo, resulta casi imposible, mediante este tipo de estudios, evaluar el efecto de todos y cada uno de los parámetros susceptibles de cambio en cada sistema. Por otro lado, existe una serie de factores clínicos que no pueden ser evaluados, tales como las causas del aflojamiento o rotura de los tornillos, la redistribución de cargas debida al implante y las tensiones y deformaciones en el segmento instrumentado y en los adyacentes. El estudio de todos estos factores no sólo mejoraría el conocimiento sobre el funcionamiento de los implantes, sino que facilitaría la mejora del diseño de los mismos. Para ello, se han desarrollado un gran número de modelos según el método de elementos finitos que permiten valorar no sólo el comportamiento global del sistema raquis-implante, sino también los factores más particulares de las estructuras comentadas anteriormente que componen dicho sistema. Aunque en puntos anteriores se da explicación más detallada del diseño y funcionamiento general de este tipo de modelos, como ejemplo de aplicación en este punto se comentan los resultados obtenidos por tres autores.

Goel *et al.* ^(62) han desarrollado un modelo según el método de elementos finitos tridimensional no lineal de los segmentos lumbares que permite estudiar el efecto de sistemas de fijación, tales como las placas de Steffee. En dicho estudio se pretende simular una descompresión bilateral de raíces nerviosas y una discectomía estabilizada con injerto óseo entre los cuerpos vertebrales y el sistema anteriormente citado. Para ello se eliminan del modelo según el método de elementos finitos aquellos elementos que modelan los ligamentos supraespinoso, interespinoso, capsular, longitudinal posterior, amarillo, la porción posterior del anillo, las carillas articulares, parte de las láminas y el núcleo pulposo. El injerto se modela mediante elementos finitos situados entre los cuerpos vertebrales con propiedades mecánicas homogéneas, que sólo pueden soportar cargas de compresión hasta el momento en el que se supone que comienza la reparación

ósea, a partir del cual también son capaces de soportar esfuerzos de tracción. Los tornillos transpediculares se modelan con forma prismática y alrededor de ellos se generan los elementos que modelan la placa, suponiendo un anclaje ideal entre los tornillos y la misma.

Se restringe el movimiento de la cara inferior de la vértebra distal: se aplica una carga de compresión axial modelada mediante una presión uniformemente distribuida sobre la placa terminal de la vértebra proximal y de flexo-extensión y flexión lateral utilizando como modelo una distribución lineal de presiones en los planos apropiados (Fig 77).

La selección de las cargas del modelo se hizo de forma que representasen situaciones susceptibles de ser evaluadas *in vitro* para validar los resultados obtenidos.

Bajo carga de compresión axial se observa que a través del injerto se canaliza el 80% de la carga, soportando la placa Steffee un 20%. Al eliminar el injerto y el anillo por completo, la carga debe ser soportada íntegramente por la placa, llegando la tensión en los tornillos a valores cercanos a los de resistencia del material. Tanto bajo carga de compresión axial como de flexión, se alcanzan valores elevados de tensión en el hueso cortical alrededor de los tornillos y valores inferiores en el hueso trabecular, que son incluso menores que los del segmento intacto, lo que demuestra el efecto de protección frente a tensiones por parte del sistema de estabilización. Los resultados de valores tensionales obtenidos, comparados con los del segmento intacto, sugieren que, con el tiempo, puede producirse el aflojamiento de los tornillos.

Skalli *et al.* (162) han empleado un modelo según el método de elementos finitos tridimensional paramétrico para comparar el efecto de un sistema de fijación con tornillos transpediculares en el tratamiento de diferentes inestabilidades. El tratamiento paramétrico permite generar el modelo tridimensional a partir de la digitización de dos radiografías bipanares. En un modelo de tres vértebras, se simulan diferentes defectos sobre la vértebra central y se aplican cargas de compresión y torsión. Se valoran

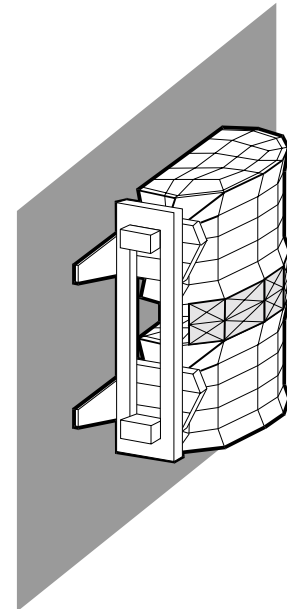


Figura 77. Modelo según el método de elementos finitos tridimensional de un segmento lumbar instrumentado con placa Steffee (Goel et al., 1988).

diferentes casos, variando la gravedad de la lesión, la geometría del implante (consistente en dos barras laterales unidas al segmento mediante tornillos transpediculares), las características mecánicas de la interfase hueso-implante y la incorporación de injertos óseos. Como conclusiones se obtiene que la consideración del injerto mejora el comportamiento mecánico, principalmente a compresión, pero muy poco a torsión. La existencia de una pared posterior rígida o de un injerto reduce sustancialmente la movilidad a compresión y la interconexión de las barras posteriores mediante elementos transversales mejora de forma importante el comportamiento del sistema a torsión.

Duffield *et al.* ⁽⁴⁸⁾ han estudiado el efecto de la rigidez del implante sobre la distribución de cargas y el efecto protector de tensiones en la columna, la influencia de las cargas que pasan por los cuerpos vertebrales sobre la vida a fatiga de los sistemas y por último el efecto de instrumentar dos niveles por encima o por debajo de la zona instrumentada. Para realizar los estudios anteriores han utilizado un modelo según MEF en el que simularon la colocación de elementos longitudinales (barras de 4.76 mm y 6.35 mm de diámetro) sobre los modelos de la columna, el primero de ellos con una fractura conminuta de una vértebra y el segundo con todas las vértebras íntegras. Para modelar todos los elementos (vértebras y sistemas de fijación) se utilizaron elementos barra. Las uniones entre tornillos y barras longitudinales se supusieron rígidas en todos los casos, y para simular los discos se introdujeron elementos flexibles cuyos coeficientes de flexibilidad se obtuvieron de la literatura (Fig 78).

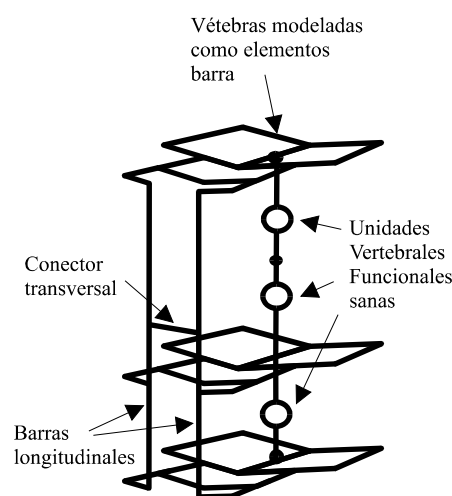


Figura 78. Modelo según MEF de tres UVF sanas modeladas mediante elementos flexibles (tipo muelle) y barras, y barras de fijación como elementos barra.

Al modelar de esta forma los discos y vértebras se puede estudiar con facilidad los valores globales de carga que pasan por la columna anterior. En la figura 79 se muestran los resultados obtenidos al aplicar una carga de 445 N al usar barras de 6.35 mm de diámetro y entre paréntesis cuando las barras son de 4.76 mm. Los porcentajes de carga que pasan a través de los dos segmentos superiores sanos y para el inferior es de un 89.9% y un 89.7% respectivamente, al usar barras de 4.76 mm y de un 79.1% y 79.6% respectivamente al usar las de 6.35 mm, mientras que al usar las placas VSP los porcentajes descienden al 76.6% y al 78.0% respectivamente. Goel *et al.* ⁽⁶²⁾ en un estudio con objetivos semejantes obtuvieron un porcentaje de transmisión de carga a través de los cuerpos vertebrales del 80%.

Los resultados muestran que el momento soportado por los tornillos transpediculares, ante una carga de compresión de 445 N, es mucho mayor en el caso de no tener completamente dañada la columna anterior, disminuyendo la carga soportada en el caso de fijar dos niveles por debajo de la zona dañada, soportando el tornillo más craneal de los inferiores una carga mucho menor que el caudal. En el caso de encontrarse los cuerpos anteriores sanos los momentos soportados por el implante disminuyen sustancialmente.

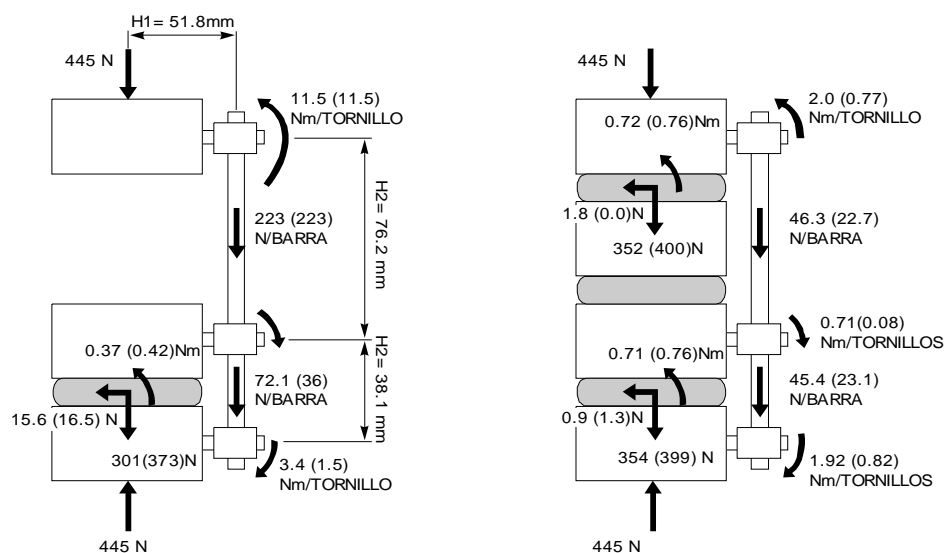


Figura 79. Resultados del modelo según MEF ante una carga de 445N al usar dos tipos de barra de 6.35 mm de diámetro y 4.76 mm (resultados entre paréntesis).

Como se ha visto existen modelos basados en el método de elementos finitos (MEF) en los que se incorporan sistemas de fijación, pero introducen los mismos en los conjuntos raquis-implante sin haber realizado un modelado y validación previa e independiente de los sistemas de fijación. Atienza ^(10) ha puesto a punto una metodología en la que se plantea la necesidad de realizar ensayos *in vitro* de los sistemas de fijación de una manera estandarizada, y, seguidamente, realizar un modelado mediante el método de elementos finitos en la que simulen los ensayos experimentales, caracterizando cada uno de los componentes de los sistemas de fijación: tornillos transpediculares, barras longitudinales, conectores transversales y los elementos de unión entre barras y tornillos. Una vez estén validados los sistemas de fijación, basándose en los resultados experimentales, se pueden incorporar con garantías al modelo según MEF de la columna, que también ha sido validado previamente.

En este trabajo se han caracterizado biomecánicamente cuatro sistemas de fijación de raquis para su posterior modelado y validación. La selección se realizó en base a su nivel de implantación en el ambiente clínico y a su capacidad para representar un amplio abanico de posibilidades de actuación mecánica sobre el raquis. Los sistemas de fijación de raquis se ensayaron en cuatro modos de carga flexión, extensión, torsión y flexión lateral.

A continuación se desarrollaron cuatro modelos según el método de elementos finitos, uno por fijador, que fueron validados comparando los valores de rigidez de los modelos, en todos los modos de carga, con los experimentales.

Los sistemas de fijación se incorporaron a un modelo según el método de elementos finitos del raquis normal validado que comprende cuatro vértebras lumbares (L2-L5) y todas las estructuras de la región lumbar (Figura 80).

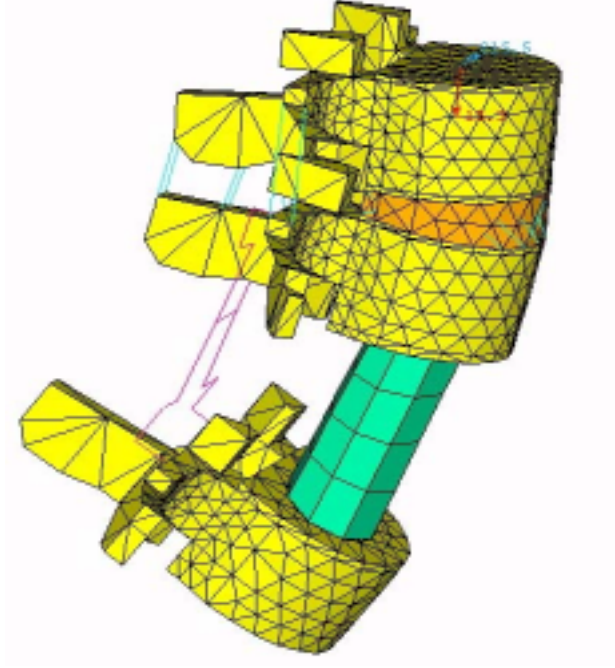


Figura 80. Modelo MEF del tramo de la columna lumbar L2-L5 con una fractura total de L4, injerto en puntal y el sistema de fijación posterior PERFIL implantado.

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

2.1 HIPÓTESIS BIOMECÁNICA:

La rigidez proporcionada por la configuración de tres vértebras instrumentadas incluyendo la osteosíntesis de la vértebra fracturada, para una fractura tipo estallido de la primera vértebra lumbar (L1), es mayor que la que proporcionan otros montajes que no incluyen la vértebra fracturada, aunque estos sean más largos.

2.2 HIPÓTESIS CLÍNICA:

Para los pacientes afectados con fractura vertebral de L1 tipo estallido, el tratamiento quirúrgico mediante la osteosíntesis de la vértebra fracturada y de sus vértebras vecinas (superior e inferior), presenta mejores resultados desde el punto de vista clínico, que el tratamiento quirúrgico que no incluye la instrumentación de la vértebra fracturada.

3. OBJETIVOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO

El objetivo del presente trabajo es estudiar y evaluar las diferencias entre la utilización o no de tornillos transpediculares en la vértebra fracturada (Fig 81) en montajes posteriores en los que se instrumentan las vértebras adyacentes, craneal y caudal, tanto en un nivel como en dos a partir de la vértebra fracturada.

Consideramos como vértebra fracturada la L1, por ser la vértebra en la que se producen el mayor número de fracturas por estallido en la clínica diaria.

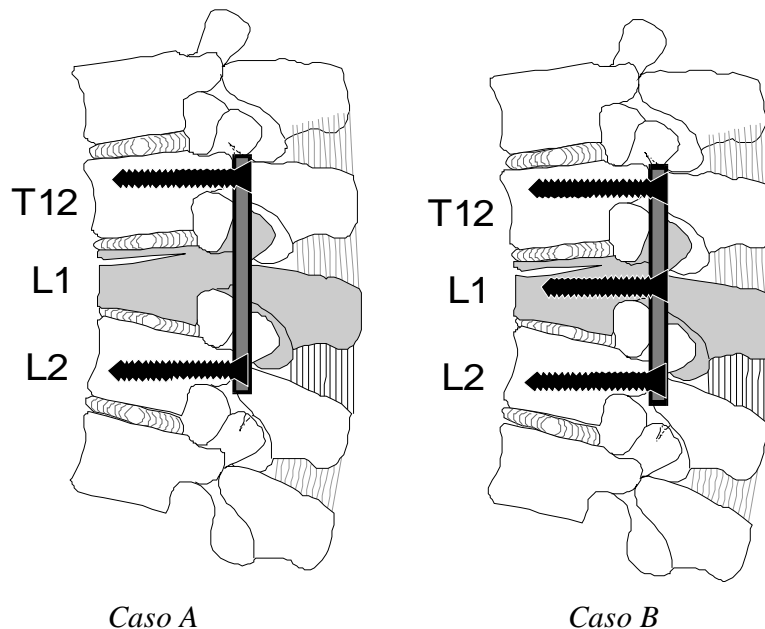


Figura 81: Esquema de las configuraciones de vértebra fracturada instrumentada y sin instrumentar

El estudio se centrará en dos tipos de fracturas que se producen en esta vértebra:

F1: Fractura que produzca una inestabilidad moderada, de un 40%. Con las siguientes características:

- Estructuras óseas de la columna anterior, media y posterior dañadas en un 40%.
- Ligamento interespinoso dañado en un 10%.

F2: Fractura que produzca una inestabilidad alta, de un 70%. Con las siguientes características:

- Rotura en las tres columnas. Ligamentos anteriores, medios y posteriores lesionados al 20%.
- Cortical anterior rota, láminas rotas y carillas dañadas al 25%.

Para analizar este efecto se realizarán dos estudios:

1. ESTUDIO MEDIANTE UN MODELO SINTÉTICO

Se realizarán ensayos que simularán una fractura de tipo F2 (Figura 82) sobre bloques de polietileno que simulen dos situaciones: columna instrumentada con cuatro tornillos transpediculares, dos en T12 y dos en L2 (caso A), y un segundo caso en el que se instrumenta la vértebra fracturada (L1) con dos nuevos tornillos transpediculares (caso B).

2. ESTUDIO MEDIANTE UN MODELO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS (MEF).

Sobre un modelo MEF del tramo de la columna T10-L4, se estudiarán los dos tipos de fractura (F1 y F2) con los cuatro tipos de instrumentación descritos en el capítulo de material y métodos.

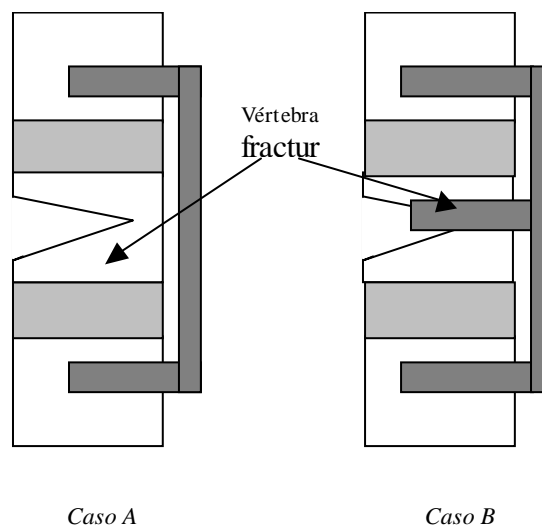


Figura 82: Esquema de las configuraciones a ensayar mediante bloques de polietileno.

4. ESTUDIO BIOMECÁNICO

4.1 MATERIAL Y MÉTODOS

4.1.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

La muestra experimental consistió en un sistema de fijación posterior, con tornillos transpediculares, de tulipa abierta o cerrada de la empresa.

El sistema de fijación utilizado fue el “Anterior Isola System” de la empresa DePuy Acromed (Figura 83), está fabricado en acero inoxidable y su descripción y dimensiones se pueden ver en la tabla 10.



Figura 83. Sistema de fijación posterior mediante tornillos transpediculares “Anterior Isola System”.

Descripción	Dimensiones (mm)
Tomillos transpediculares cerrados	Diámetro: 6.25 Longitud: 30
Tomillos transpediculares cerrados	Diámetro: 6.25 Longitud: 35
Tomillos transpediculares abiertos	Diámetro: 6.25 Longitud: 30
Barras	Diámetro: 6.35 Longitud: 457

Tabla 10. “Anterior Isola System”. Características geométricas.

4.1.2 ESTUDIO EXPERIMENTAL

El estudio experimental consta de dos tipos de ensayos, los ensayos realizados al sistema de fijación montado sobre bloques de polietileno estándar (según norma ASTM F1717), ante los modos de carga de flexión-extensión, flexión lateral y torsión. Estos ensayos serán de utilidad para la validación de los modelos MEF de los implantes. Y los ensayos para realizar el estudio comparativo entre las distintas configuraciones mediante un modelo sintético.

4.1.2.1 Ensayos de rigidez de los sistemas de fijación

Para el ensayo de rigidez de los sistemas de fijación, tanto de tornillos transpediculares de tulipa abierta, como de tulipa cerrada, se realizó un montaje basado en bloques de polietileno (UHMWPE) de fácil caracterización mecánica. Sobre estos bloques se montó un sistema completo de fijación lumbar. Al tiempo, se utilizaron mordazas especiales que permitieran anclar el montaje a la máquina de ensayos y que permitieran una configuración en la que sólo se transmitía el modo de carga deseado en cada caso (Figura 84, 85 y 86).

El sistema fue ensayado ante los modos de carga de flexión-extensión, torsión y flexión lateral en una máquina de tracción-compresión-torsión SERVOSIS, obteniendo los valores de rigidez del sistema ante cada modo de carga. Los valores de rigidez a flexión y extensión fueron iguales, ya que el modo de aplicación de la carga es el mismo, únicamente cambia la dirección de aplicación de la misma.

El número de repeticiones para cada ensayo fue de tres y siempre se realizaron sobre la misma muestra, al no ser destructivos. Las condiciones de ensayo se mantuvieron constantes para todos los ensayos y fueron las siguientes:

Flexión y extensión

- Control por fuerza.
- Velocidad de aplicación de la carga 2.5 kg/s
- Fin del ensayo al aplicar 200 N.
- La carga se aplicó a una distancia de 40 mm del eje de las barras longitudinales.

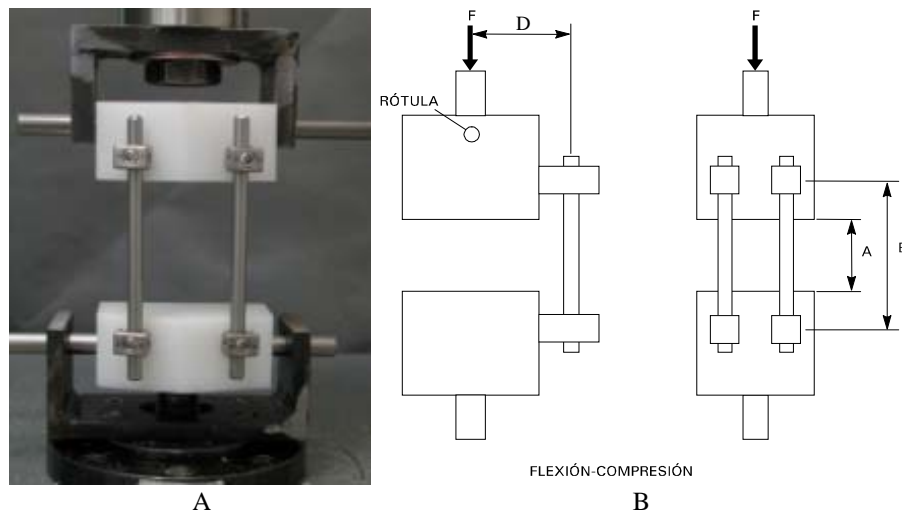


Figura 84. A: Sistema de fijación “Anterior Isola System” durante un ensayo a flexión. B: Configuración del ensayo y punto de aplicación de carga.

Torsión

- Control por par.
- Velocidad de aplicación de la carga 1 Ncm/s
- Fin del ensayo al alcanzar los 100 Ncm cm

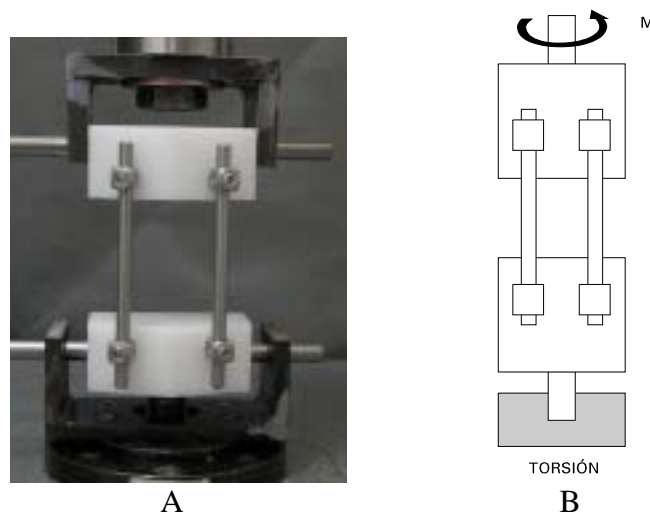


Figura 85. A: Sistema “Anterior Isola System” en un ensayo de torsión. B: Configuración del ensayo a torsión.

Flexión lateral

- Control por fuerza.
- Velocidad de aplicación de la carga 2.5 N/s
- Fin del ensayo al alcanzar los 100 N.
- La carga se aplicó a 76 mm del empotramiento.

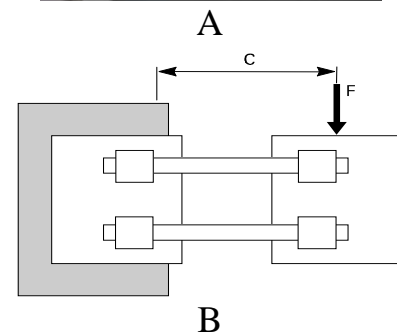


Figura 86. A: Sistema “Anterior Isola System” en un ensayo a flexión lateral. B: Configuración del ensayo y punto de aplicación de carga.

4.1.2.2 Ensayos de Rigidez y Resistencia de las Configuraciones 4t y 6t

Para realizar un estudio comparativo entre el comportamiento mecánico de las dos configuraciones, se realizaron dos tipos de ensayos sobre bloques de polietileno (UHMWPE), para cada una de las configuraciones. El primero fue un ensayo estático en el modo de carga de flexo-compresión, y el segundo un ensayo de fatiga en el mismo modo de carga.

Para estos ensayos se realizó un montaje especial que simulase la disposición de las vértebras ante una fractura inestable por estallido. Se mecanizaron los bloques de polietileno (UHMWPE) con una geometría de dimensiones similares a las de una vértebra L1 según Panjabi *et al.* ⁽¹⁴¹⁾. En el polietileno correspondiente a la vértebra fracturada se simuló una fractura de modo que no tuviese resistencia mecánica hasta alcanzar una cuña de 25°. Entre las vértebras se montaron discos intermedios de rigidez 700 N/mm (Moroney *et al.*, 1988) de forma que el montaje final para las configuraciones de cuatro y seis tornillos se puede ver en la figura 87.

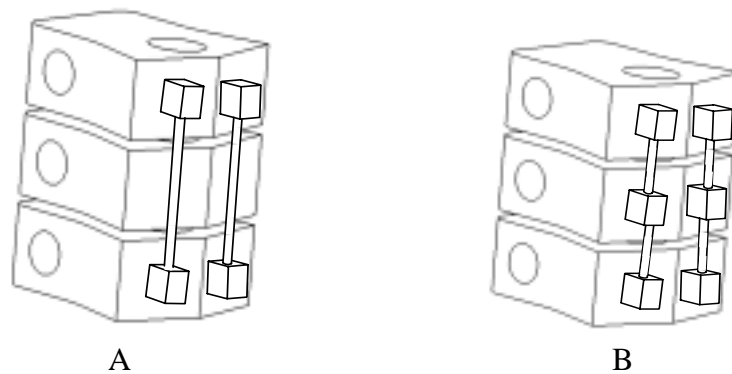


Figura 87. A: Montaje con cuatro tornillos. B: Montaje con seis tornillos instrumentando la vértebra fracturada.

A) Ensayo de Rigidez y Resistencia a Flexo-Compresión en la Configuración 4t.

Se realizó un ensayo de rigidez y resistencia del sistema 4T (Fig 88) (vértebra fracturada sin instrumentar) en el modo de carga de flexo-compresión.

- La configuración se monta con 4 tornillos de tulipa cerrada.
- Control por fuerza.
- Velocidad de aplicación de la carga 2.5 N/s.
- Fin del ensayo al fracasar el sistema.
- La carga se aplicó a una distancia de 40 mm del eje de las barras longitudinales.

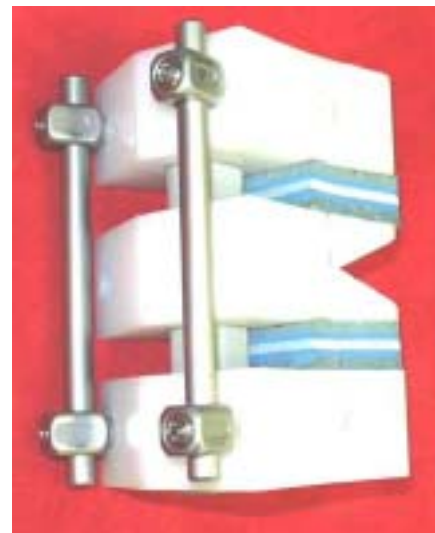


Figura 88. Configuración de de 4T con vértebra fracturada sin instrumentar para los ensayos de rigidez, resistencia y fatiga a flexo-compresión.

B) Ensayo de Rigidez y Resistencia a Flexo-Compresión en la Configuración 6t.

Se realizó un ensayo de rigidez y resistencia del sistema 6T (vértebra fracturada instrumentada) en el modo de carga de flexo-compresión (Figura 89).

La configuración se monta con 4 tornillos de tulipa cerrada en los polietilenos extremos y con 2 tornillos de tulipa abierta en el polietileno intermedio.

- Control por fuerza.
- Velocidad de aplicación de la carga 2.5 N/s.
- Fin del ensayo al fracasar el sistema.
- La carga se aplicó a una distancia de 40 mm del eje de las barras longitudinales.



Figura 89. Configuración de de 6T con vértebra fracturada instrumentada para los ensayos de rigidez, resistencia y fatiga a flexo-compresión.

C) Ensayo de Fatiga de las Configuraciones 4t y 6t.

Se realizaron dos ensayos destructivos para estudiar la vida a fatiga de las configuraciones 4T y 6T ante cargas de flexo-compresión, la magnitud de las cargas se obtuvo a partir de los resultados de los ensayos de rigidez y resistencia hechos sobre estas mismas configuraciones, de forma que se comenzó por una carga media y se dio por concluido el ensayo al llegar a los 2 millones de ciclos o a la rotura del implante.

Las condiciones de ensayo fueron las mismas para la configuración de 4 tornillos y para la de 6 tornillos:

- Control por fuerza de la aplicación de las cargas.
- Frecuencia de aplicación de las cargas de 1 Hz.
- Incremento de 500 N de carga cada 500.000 ciclos hasta llegar a una carga de 1500 N, en la que se dejará estable durante 1 millón de ciclos.

4.1.3 MODELO ANALÍTICO

La utilización de modelos biomecánicos de raquis se hace imprescindible, puesto que los experimentos que pueden realizarse *in vivo* sobre raquis humano son muy limitados. Por ello, dichos modelos se han enfocado hasta el momento principalmente en el estudio de la cinemática y en el cálculo de las cargas que se soportan, más que en la caracterización mecánica de implantes y sistemas de estabilización.

Por ello se hace necesaria la selección y puesta a punto de un modelo analítico de la zona T10-L4 que permita el montaje de implantes y la realización, sobre él, de diferentes tratamientos quirúrgicos utilizados para la estabilización de la vértebra fracturada. También se realizará el modelado del sistema de fijación posterior que se implante en el modelo de la columna.

Para que los modelos sean aplicables ha sido necesaria su validación basándose en los resultados de ensayos experimentales de los implantes para los modelos de los implantes, y en datos bibliográficos de ensayos de la columna del tramo considerado para la validación del modelo de la columna intacta.

Para realizar el estudio analítico de los implantes y del raquis se ha seleccionado el método de los elementos finitos. El equipo utilizado para realizar el modelo analítico fue un ordenador PC compatible y los programas utilizados el I-DEAS Master Series V-9 y Ansys 7.1. A continuación se detalla cómo se ha realizado cada una de las modelaciones.

4.1.3.1 Modelos de los implantes

Los sistemas modelados han sido los mismos que los ensayados experimentalmente en bloques de polietileno. El modelado de cada uno de ellos consistió en:

- Reproducir la geometría de los elementos reales (barras, tornillos, conectores transversales y acoples) mediante elementos barra.
- Reproducir los grados de libertad de las conexiones, dotándolas de la misma rigidez que las conexiones reales. Para conseguir este efecto se liberó la unión que simula la conexión y se introdujeron elementos tipo muelle que, trabajando a torsión, consigan reproducir la rigidez de la unión real.

- Dotar a los elementos barra de las características mecánicas de los elementos reales: módulo elástico del material (E), módulo a cortantes (G), inercia (I) y coeficiente Poisson (ν).

A continuación se detalla cómo se modelaron algunos de los elementos o uniones de los implantes.

Para modelizar la **unión tornillo-vértebra** se embebieron los elementos barra, que simulan los tornillos en las vértebras o en los bloques de polietileno, en la malla ya existente, utilizando sus nudos para generar los elementos.

Las uniones definidas de la forma anterior dejan completamente liberada la rotación del tornillo dentro de la vértebra o de los bloques de polietileno con respecto a su eje longitudinal. Ésta es la situación más desfavorable pero más cercana a la realidad, sobre todo, en el caso de las uniones hueso tornillo. Por tanto, en el modelo no se ha introducido ningún tipo de elemento que restrinja el giro anterior, siendo la orientación de los tornillos y la configuración de los sistemas los que lo eviten.

Los implantes utilizados cuentan con distintos tipos de **conexiones**, elementos de unión entre la barra y el tornillo. Estas conexiones fijan la posición entre ambos elementos. La rigidez de la conexión es menor que la de una unión perfecta entre ambos elementos. Por tanto, para modelar la unión entre los tornillos y las barras o entre barras se han usado elementos muelle para rigidizar el grado o grados de libertad que caracterizan las conexiones ^(10, 11).

A continuación se presentan los distintos sistemas ensayados experimentalmente y su equivalente en el modelo según MEF.

Sistema de Fijación Anterior “Isola System”

Montaje con tornillos de tulipa cerrada.

En la Tabla 11 se indican las características de los componentes del sistema de fijación real, las características de todos los elementos barra utilizados en el modelo y las características de las uniones entre los mismos (Figura 90).

ELEMENTOS	Descripción modelo. Material: Ti6Al4V (Todos los componentes)
Barras	Nº elementos: 8. Nº nodos: 9. SC: \varnothing 6.35 mm. LT: 76 mm
Conectores barra tornillo	Nº elementos: 1. Nº nodos: 2 SR: 9.7x9.5 mm. LT:6.75 mm
Tornillos óseos	Nº elementos: 2. Nº nodos: 3. SC: \varnothing 5 mm. LT: 29 mm
UNIONES	
Tornillo-Tulipa en	Un muelle torsional con respecto al eje X del tornillo (sistema de coordenadas A) con un valor de 400 N m/rad. Un muelle torsional con respecto al eje Y del tornillo (sistema de coordenadas A) con un valor de 180 N m/rad. Un muelle torsional con respecto al eje Z del tornillo (sistema de coordenadas A) con un valor de 2500 N m/rad.

Tabla 11. Sistema “Anterior Isola System” con tornillos de tulipa cerrada . LT: Longitud total. SC: Sección circular. SR: Sección rectangular.

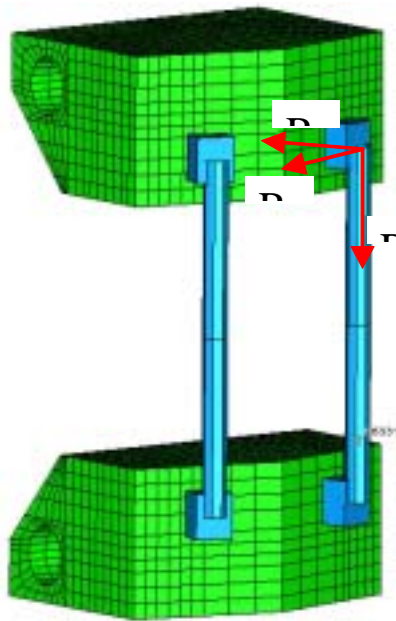


Figura 90. Modelo según MEF del sistema “Anterior Isola System” montado en bloques de polietileno.

Montaje con tornillos de tulipa abierta.

En la Tabla 12 se indican las características de los componentes del sistema de fijación real, las características de todos los elementos barra utilizados en el modelo y las características de las uniones entre los mismos.

ELEMENTOS	Descripción modelo. Material: Ti6Al4V (Todos los componentes)
Barras	Nº elementos: 8. Nº nodos: 9. SC: Ø 6.35 mm. LT: 76 mm
Conectores barra tornillo	Nº elementos: 1. Nº nodos: 2 SR: 9.7x9.5 mm. LT:6.75 mm
Tornillos óseos	Nº elementos: 2. Nº nodos: 3. SC: Ø 5 mm. LT: 29 mm
UNIONES	
Tornillo-Tulipa en	Un muelle torsional con respecto al eje X del tornillo (sistema de coordenadas A) con un valor de 400 N m/rad. Un muelle torsional con respecto al eje Y del tornillo (sistema de coordenadas A) con un valor de 200 N m/rad. Un muelle torsional con respecto al eje Z del tornillo (sistema de coordenadas A) con un valor de 6000 N m/rad.

Tabla 12. Sistema “Anterior Isola System” con tornillos de tulipa abierta. LT: Longitud total. SC: Sección circular. SR: Sección rectangular.

4.1.3.2 Modelo Raquis

El tramo de la columna elegido para realizar el modelado ha sido el comprendido entre las vértebras T10-L4. Este tramo es el mínimo necesario para poder evaluar una instrumentación de hasta 5 vértebras, dejando en el centro la vértebra fracturada, y permitiendo que haya un par de vértebras libres en los extremos para situar las condiciones de contorno.

I. Geometría del raquis

Dada la complejidad del tramo de la columna considerado, para su modelado se han realizado una serie de simplificaciones geométricas que permitan un modelado y mallado de la vértebra más sencillo.

- Dimensiones de las vértebras

Cada una de las vértebras presenta una geometría diferente, por tanto como primera simplificación se procedió a definir una vértebra paramétrica controlada por los parámetros principales indicados anteriormente (Tabla 13 y Figura 91).

Parámetro de control	T10 (mm)	T11 (mm)	T12 (mm)	L1 (mm)	L2 (mm)	L3 (mm)	L4 (mm)
ACV	31.9	34.9	39	41.2	42.6	44.1	46.6
LCV	30.5	31.9	32.8	34.1	34.6	35.2	35.5
HCV	20.2	21.3	22.7	23.8	24.3	23.8	24.1
AT	58.4	52.2	46.9	71.2	76.1	85.7	79.4
LT	75	76.9	78.3	80.9	84.6	85.2	83.3
ACM	18.2	19.4	22.2	23.7	23.8	24.3	25.4
LCM	15.5	16	18.1	19	18.2	17.5	18.6

Tabla 13. Parámetros de control de las vértebras T10 a L4. ACV: Anchura del cuerpo vertebral, LCV: Longitud del cuerpo vertebral, HCV: Altura del cuerpo vertebral AT: Anchura total, LT: Longitud total, ACM: Anchura del canal medular, LCM: Longitud del canal medular.

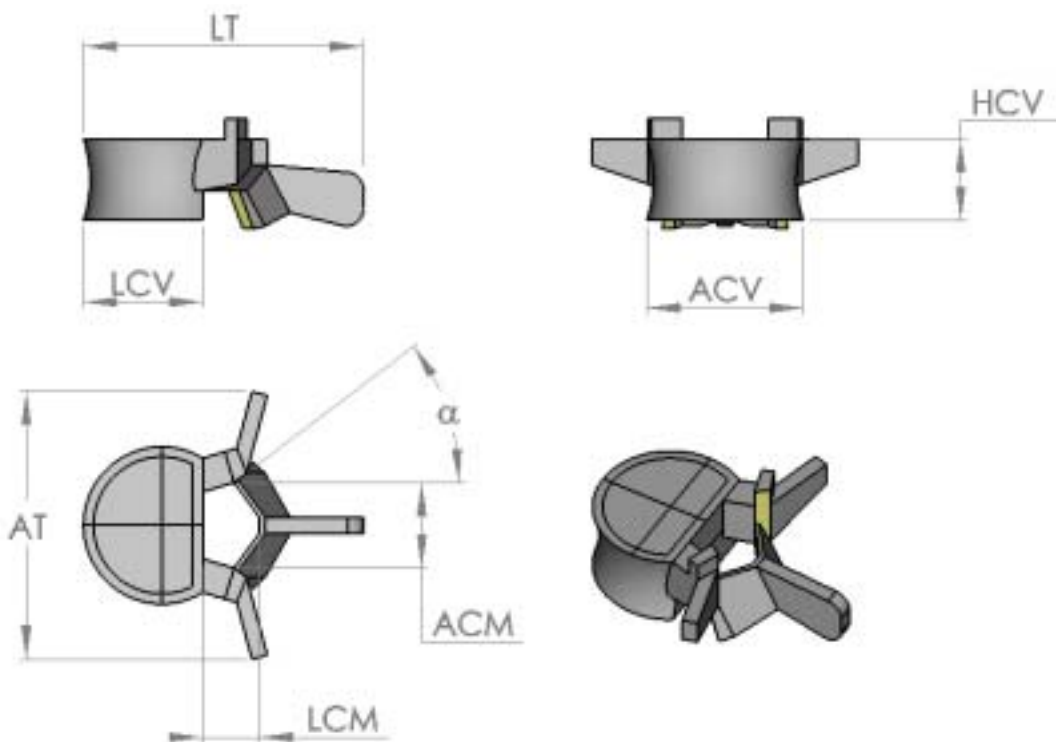


Figura 91. Dimensiones principales de las vértebras en el modelo MEF. ACV: Anchura del cuerpo vertebral, LCV: Longitud del cuerpo vertebral, HCV: Altura del cuerpo vertebral AT: Anchura total, LT: Longitud total, ACM: Anchura del canal medular, LCM: Longitud del canal medular y α : Ángulo sagital de las carillas articulares.

Las dimensiones del cuerpo vertebral (anchura, longitud y altura), la anchura y longitud del canal medular y las dimensiones totales de las vértebras se obtuvieron a partir de los estudios realizados por Panjabi *et al.* ⁽¹⁴²⁾ y Panjabi *et al.* ⁽¹⁴¹⁾, con las mínimas diferencias necesarias para poder realizar el modelado geométrico. Valores de un estudio de Nissan *et al.* sirvieron de base para comparar y/o corregir mínimamente el modelo en dicho sentido. Los valores del ancho, altura e inclinación de las láminas se obtuvieron de un estudio realizado por Xu *et al.* ⁽¹⁸⁵⁾.

Dimensiones como la anchura y altura de los pedículos se controlan por la anchura y altura del cuerpo vertebral. Así mismo, otras dimensiones como el ancho de las apófisis transversa y espinosa también se estimaron en función de dimensiones generales y siguiendo en todo caso las proporciones de las dimensiones principales básicas para los distintos niveles.

Una zona anatómica muy importante en las vértebras en relación con la cinemática final de la columna son las carillas articulares, que presentan una geometría diferenciada para cada una de las vértebras. La superficie articular de las carillas tiene dos inclinaciones, una respecto al plano sagital y otra con respecto al plano horizontal, que determina la base del cuerpo vertebral de cada vértebra.

Como simplificación, en el modelo de las vértebras lumbares sólo se tuvo en cuenta el ángulo sagital (α) por ser el que juega un papel más importante la cinemática de la columna. El ángulo sagital de las carillas para las distintas vértebras lumbares ⁽¹⁷⁹⁾ se presenta en la Tabla 14.

Parámetro de control	T10 (°)	T11 (°)	T12 (°)	L1 (°)	L2 (°)	L3 (°)	L4 (°)
AS				25	28	37	48
AH	60	60	60	-	-	-	-
AF	20	20	20				

Tabla 14. Parámetros de control de las vértebras T10 a L4. AS: Ángulo formado con el plano sagital, AH: Angulo formado con el plano horizontal, AF: Angulo formado con el plano frontal.

En el caso de las carillas articulares de la zona torácica sí que se tuvo en cuenta el ángulo formado con el plano horizontal y los valores también se pueden ver en la tabla anterior, definidos en función de los ángulos formados con el plano frontal y con el horizontal ⁽¹⁷²⁾.

El ángulo es el mismo para las dos superficies articulares que conforman la articulación facetaria.

Las dos superficies articulares son paralelas y separadas en reposo una distancia de 0.5 mm. Para simular el contacto entre superficies articulares se introdujeron elementos de contacto tipo nodo-superficie con una rigidez de 550 N/m y sin fricción entre caras.

Otros autores como Totoribe *et al.* ⁽¹⁶⁷⁾ dejan una distancia entre carillas articulares de 0.5 mm de media y Kong *et al.* ⁽⁹⁵⁾ dejan 1.25 mm de separación entre las superficies articulares sin cartílago, introduciendo a continuación cartílago articular de 0.375 mm de espesor en cada una de las superficies articulares.

- **Geometría de la UVF T10-L4**

Para obtener la geometría del tramo de la columna T10-L4 se modelaron las vértebras con todas sus características geométricas según lo descrito en el apartado anterior y a continuación se orientaron espacialmente para simular la posición natural de cada unidad vertebral funcional según una curva tóraco-lumbar anatómica (Figura 92).

Para ello se ajustó la curvatura lumbar a una elipse siguiendo los valores obtenidos por Janik *et al.* ⁽⁸⁵⁾ y se consideró una altura del disco ajustada a valores obtenidos por Nissan. Para el nivel torácico la curvatura cifótica y lordótica está basada en datos obtenido por

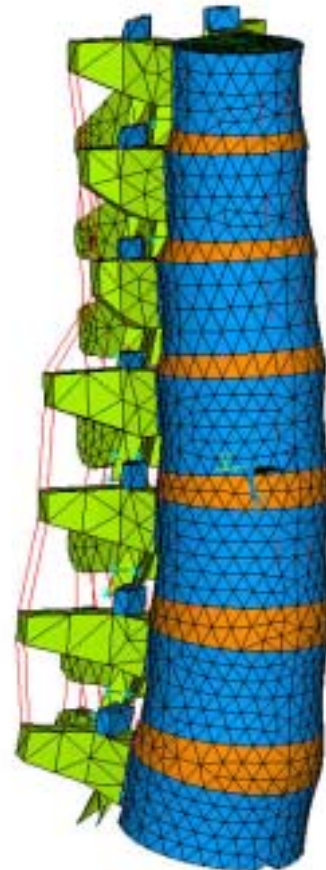


Figura 92. Vista postero-lateral de T10-L4.

Campbell ⁽²¹⁾ y la altura de los discos intervertebrales se ajustó a partir de los estudios de Testut y Latarjet.

II. Hipótesis Utilizadas en el Modelado

- Ligamentos

Los ligamentos tienen un comportamiento no lineal, ante pequeñas deformaciones presentan un bajo módulo elástico, a partir de una determinada deformación su módulo elástico aumenta notablemente ⁽²⁵⁾. En la Tabla 15 se dan las características de los ligamentos utilizados para el modelo, los datos se obtuvieron de los trabajos realizados por Goel *et al.* ⁽⁶⁴⁾ y Lee *et al.* (1984) para la unidad vertebral funcional (UVF) L3-L4 y Koubaa *et al.* ⁽⁹⁸⁾ para la charnela toracolumbar.

Ligamentos	E_1 (MPa)	ϵ_1 (%)	E_2 (MPa)	Área total (mm ²)	Número elementos barra	de Sección por barra (mm ²)
LS	8	20	15	15.0	2	7.5
LI	10	14	11.6	10.0	4	5.0
LLA	7.8	5	20	90.0	2	45.0
LLP	10	11	20	10.0	2	5.0
LA	15	6.2	19.5	20.0	2	10.0
LT	10	18	58.7	1	4	0.25
LC	7.5	25	32.9	16.0	8	2.0

Tabla 15. Características de los ligamentos para el segmento T10-L4 (Lee et al., 1984, Goel et al., 1991 y Koubaa et al., 1995). LS: Ligamento Supraespinoso. LI: Ligamento Interespinoso. LLA: Ligamento Longitudinal Anterior. LLP: Ligamento Longitudinal Posterior. LA: Ligamento Amarillo. LT: Ligamento Transverso. LC: Ligamento Capsular.

Los ligamentos se han modelado como elementos cable, dado que sólo trabajan a tracción y no a compresión. Este elemento tampoco puede transmitir momentos flectores, por tanto, la tensión se asume constante en todo el elemento al entrar en carga.

Para simular el comportamiento no lineal de los ligamentos se recurrió a utilizar dos elementos cable en paralelo de tal forma que el primero de ellos trabaja desde el primer instante de carga con un módulo elástico E_1 y un área mitad de la total y el segundo está destensado. En el momento que el primero alcanza una deformación ϵ_1 , comienza a trabajar el segundo (con un módulo elástico E_2) en paralelo con el primero ⁽¹⁰⁾. Al

trabajar en paralelo dotan al ligamento de un módulo elástico E_T suma de los dos anteriores para deformaciones superiores a ϵ_1 (Figura 93).

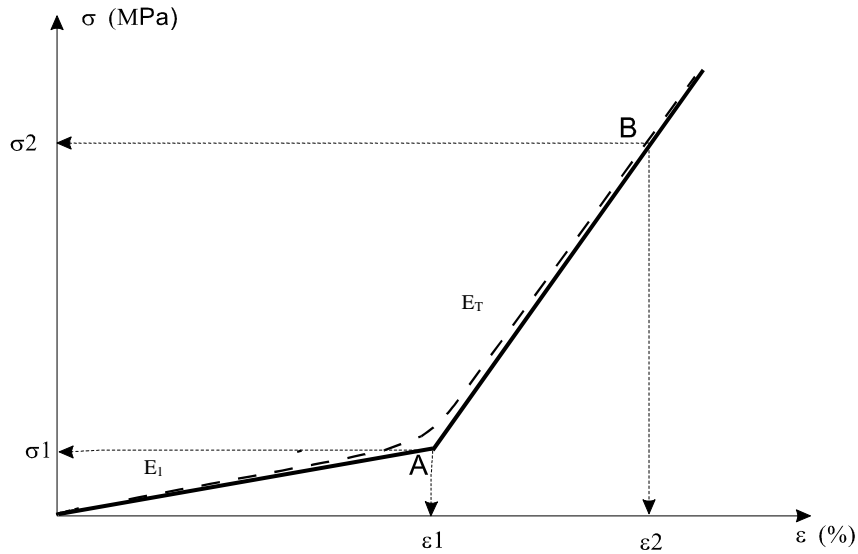


Figura 93. Modelado de las características mecánicas de los ligamentos (Koubaa et al., 1995 y Atienza, 2000).

- Vértebras

Las vértebras se han dividido para el modelo según MEF en cuatro zonas: trabecular, cortical, carillas articulares y hueso trabecular posterior. Las características mecánicas (Tabla 16) de cada una de ellas dependen de la densidad del hueso (Figura 94).

				E	G	v
				(MPa)	(MPa)	
Hueso cortical y carillas articulares				12000	4615	0.3
Hueso trabecular				100	41.7	0.2
Hueso trabecular del arco posterior				3500	1400	0.25

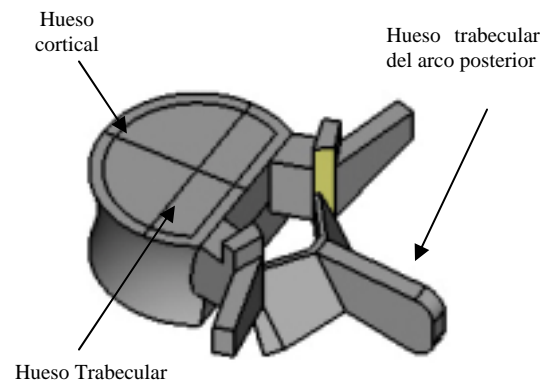


Figura 94. Vista de una vértebra del modelo según MEF con sus distintas zonas.

Tabla 16. Características mecánicas de los materiales utilizados para modelar un cuerpo vertebral. E: Módulo de Young. G: Módulo a cortantes. v: Coeficiente de Poisson (Goel et al., 1991).

- Discos Intervertebrales

En las Tablas 17 y 18 se presentan las características de los materiales utilizados por diferentes autores para modelar las distintas partes que componen el disco en sus respectivos modelos según MEF.

Autor (Año)	Núcleo (MPa)	Anillo fibroso (MPa)	Fibras disco (MPa)
Totoribe <i>et al.</i> (1999)	1.0	4.2	-
Goel <i>et al.</i> (1991)	1.66	4.2	175
Kong <i>et al.</i> (1998)	1.33	4.2	550 Externas 375 Internas
Sharma <i>et al.</i> (1995)	0.2	4.0	-
Skalli <i>et al.</i> (1993)	2.0	2.0	500
Natarajan <i>et al.</i> (1999)	0.2	4.2	
Calisse (1999)	1.0	4.0	

Tabla 17. Módulos elásticos de los diferentes elementos del disco intervertebral, dados por distintos autores.

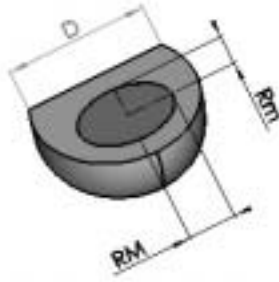
Dada la gran discrepancia entre autores, en el modelo según MEF se han dado unas características mecánicas al disco, en el rango de los valores presentados por los autores anteriores. En el modelo según MEF los valores utilizados para el estudio han sido 4.5 MPa y $\nu= 0.45$ para el anillo fibroso con fibras de disco de 750 MPa y de sección 1 mm^2 , el módulo elástico del núcleo ha sido de 2 MPa y $\nu= 0.499$.

Dado que modelar el anillo fibroso mediante capas resultaría muy complejo, en el modelo según MEF se ha simplificado su modelado, considerando que es homogéneo e isótropo, pero modelando las fibras de colágeno como elementos cable situados en el contorno exterior e interior del anillo fibroso y orientados a 45° .

	E (MPa)	ν	Sección (mm^2)
Anillo fibroso	2	0.45	
Núcleo pulposo	4.2	0.499	
Fibras disco anterior	500	0.3	1
Fibras disco posterior	300	0.3	1

Tabla 18. Propiedades mecánicas del disco intervertebral. E: Módulo elástico. ν : Coeficiente de Poisson (Lavaste et al., 1992; Koubaa et al.,1995).

Al núcleo pulposo del disco se le dio forma elíptica teniendo como radio mayor (RM) igual a 0.35 veces la anchura posterior del disco (D) (Belytschko *et al.*)⁽¹⁵⁾ y el radio menor R_m se ajusto con la relación $R_m = R_M / 1.36$ (Figura 95). Estos parámetros se calcularon para los discos intervertebrales del modelo T10-L4 como se indica en la Tabla 19.



	T10/T11	T11/T12	T12/L1	L1/L2	L2/L3	L3/L4
R_M (mm)	10.29	11.03	11.21	11.34	12.08	13.22
R_m (mm)	7.57	8.11	8.25	8.34	8.88	9.72

Tabla 19. Dimensiones del núcleo pulposo del disco intervertebral. (RM: radio mayor; Rm: radio menor).

Figura 95. Partes del disco intervertebral.

- Estructuras de la Vértebra Fracturada

El criterio utilizado para evaluar las características mecánicas de las estructuras que conforman la vértebra fracturada se ha basado en aspectos clínicos y geométricos.

A partir de la geometría estándar de una vértebra L1⁽¹⁴¹⁾, se calculó el ángulo de acuñaamiento que sufriría esta vértebra ante una fractura estable 70% y ante una fractura inestable 30% (Figura 96).

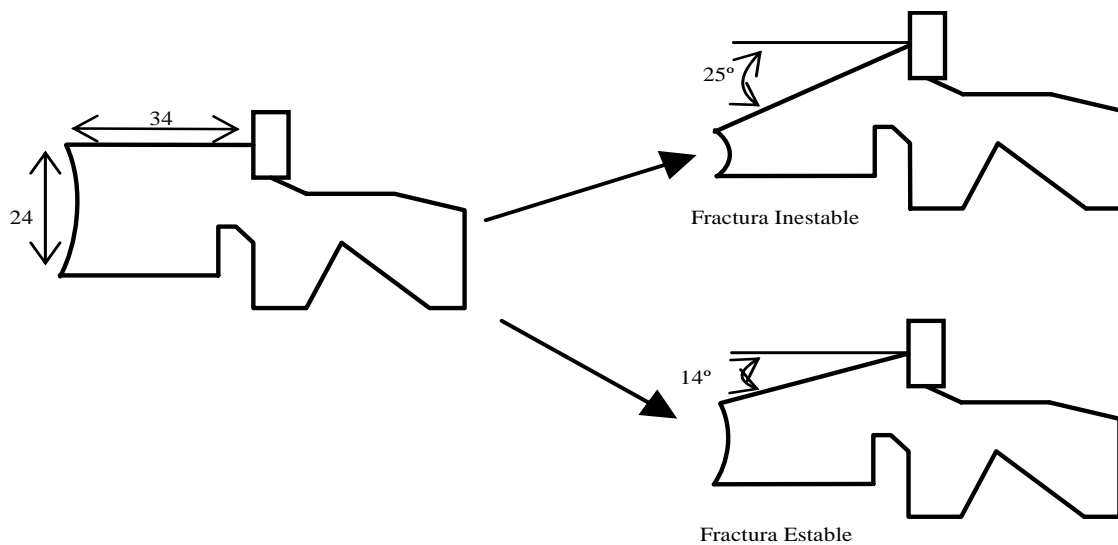


Figura 96. Esquema del acuñaamiento en las distintas hipótesis de fractura.

A partir de todas estas hipótesis, se realizaron cálculos iterativos mediante el método de los elementos finitos de forma que se obtuviese el factor de reducción de módulo de elasticidad de los huesos cortical y trabecular de la vértebra L1, para que sufriera una acuñaamiento de 70% y del 30% según el tipo de fractura.

En la Tabla 20 se presentan los valores del módulo de elasticidad (E) y del coeficiente de Poisson (ν) de cada material del modelo, así como el porcentaje de pérdida módulo elástico para los distintos tipos de fractura.

	COLUMNA SANA		%	DESESTAB. 70%		%	DESESTAB. 40%	
	E	η		E	η		E	η
<i>Hueso Cortical Sano</i>	12000	0.3	0	12000	0.3	0	12000	0.3
<i>Hueso Trabecular Sano</i>	100	0.2	0	100	0.2	0	100	0.2
<i>Hueso Arco Trabecular</i>	3500	0.25	70	1050	0.25	20	2800	0.25
<i>Núcleo Disco</i>	2	0.499		2	0.499		2	0.499
<i>Anillo Fibroso</i>	4.5	0.45		4.5	0.45		4.5	0.45
<i>Fibras</i>	750	0.3		750	0.3		750	0.3
<i>Ligamento Supraespinoso 1</i>	8	0.3	40	4.8	0.3	20	6.4	0.3
<i>Ligamento Supraespinoso 2</i>	7	0.3	40	4.2	0.3	20	5.6	0.3
<i>Ligamento Interespinoso 1</i>	9.9998	0.3	40	5.99988	0.3	20	7.99984	0.3
<i>Ligamento Interespinoso 2</i>	1.6	0.3	40	0.96	0.3	20	1.28	0.3
<i>Ligamento Transverso 1</i>	9.9998	0.3	40	5.99988	0.3	20	7.99984	0.3
<i>Ligamento Transverso 2</i>	48.7	0.3	40	29.22	0.3	20	38.96	0.3
<i>Ligamento Capsular 1</i>	7.5	0.3	25	5.625	0.3	25	5.625	0.3
<i>Ligamento Capsular 2</i>	25.4	0.3	25	19.05	0.3	25	19.05	0.3
<i>Ligamento Amarillo 1</i>	15	0.3	40	9	0.3	20	12	0.3
<i>Ligamento Amarillo 2</i>	4.5	0.3	40	2.7	0.3	20	3.6	0.3
<i>Ligamento Común Posterior 1</i>	9.998	0.3	40	5.9988	0.3	20	7.9984	0.3
<i>Ligamento Común Posterior 2</i>	10	0.3	40	6	0.3	20	8	0.3
<i>Ligamento Común Anterior 1</i>	7.8	0.3	20	6.24	0.3	20	6.24	0.3
<i>Ligamento Común Anterior 2</i>	12.2	0.3	20	9.76	0.3	20	9.76	0.3
<i>Hueso Cortica Dañado</i>				0.4	0.3		0.4	0.3
<i>Hueso Trabecular Dañado</i>				0.0033	0.3		0.0033	0.3
<i>Acero 316L</i>	210000	0.3		210000	0.3		210000	0.3

Tabla 20. Relación de propiedades mecánicas de los distintos componentes vertebrales para el modelo de la columna sana y los modelos de la columna con vértebra fracturada. Unidades (MPa).

Mediante reuniones con grupos clínicos se decidió la pérdida de las propiedades mecánicas de los ligamentos dañados, así como de las estructuras óseas.

III. Características de los Elementos Utilizados en el Modelo

Los elementos utilizados en el modelo han sido de cuatro tipos: elementos de volumen, elementos barra, elementos de contacto y elementos cable. A continuación se describe de forma detallada cada uno de ellos.

- Elementos de volumen

Para realizar el modelo según el método de elementos finitos se han utilizado elementos tetraédricos de segundo orden (10 nodos SOLID92) (Figura 97).

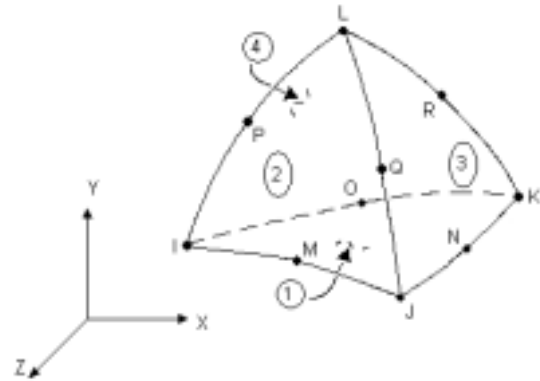


Figura 97. Elemento tetraédrico de segundo orden (10 nodos).

- Elementos barra

Para el modelado de los tornillos transpediculares y barras de fijación se utilizaron elementos unidimensionales tipo barra de dos nodos (Figura 98). La sección y características de estos elementos dependieron del material que simulaban.

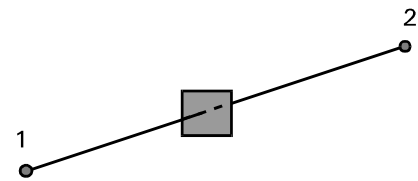


Figura 98. Elemento barra con su correspondiente sección.

- Elementos de contacto

Para modelar el contacto en las carillas articulares a todos los niveles fue necesario utilizar elementos de contacto nudo superficie (Figura 99), en los cuales un nodo de la superficie M, al contactar con la superficie objetivo (I,J,K), comienza a transmitir carga. Las características del elemento han sido una rigidez de 550 N/m y una tolerancia de 0.001 mm.

El número total de elementos de contacto ha sido de 135, para el modelo de la columna intacta.

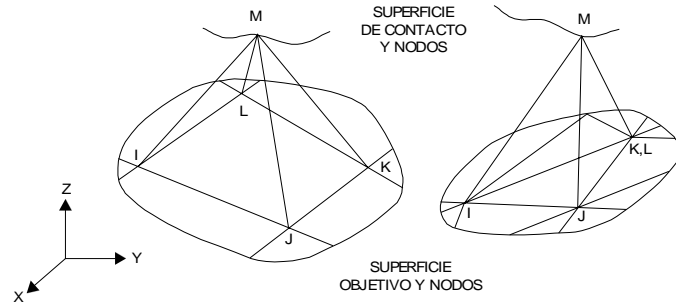


Figura 99. Elemento de contacto.

Para los modelos de la columna dañada y de la columna instrumentada se mantienen el número total de elementos de contacto en 135 ya que se considera que en estos casos carillas no están dañadas.

- Elementos cable

Para el modelado de los ligamentos se han utilizado los elementos cable (LINK10), que sólo trabajan a tracción. Estos elementos constan de dos nodos I, J con tres grados de libertad por nodo UX, UY, UZ (Figura 100). Para su definición es necesario dar los siguientes parámetros:

- A: sección transversal de los elementos.
- E: modulo de Young.
- L: longitud del elemento.
- d: alargamiento inicial del cable en %.

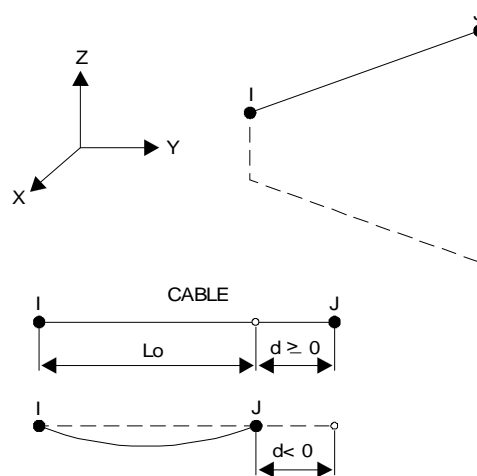


Figura 100. Elemento cable. Para valores de d negativos los cables están destensados.

En la Tabla 21, se presenta el tipo de elementos utilizados para cada una de las estructuras del la UVF T10-L4.

Estructura o componente	Tipo de elemento
Hueso cortical	Sólido 3D tetraédrico de 10 Nodos
Hueso trabecular	Sólido 3D tetraédrico de 10 Nodos
Hueso trabecular del arco posterior	Sólido 3D tetraédrico de 10 Nodos
Núcleo pulposo	Sólido 3D tetraédrico de 10 Nodos
Anillo fibroso	Sólido 3D tetraédrico de 10 Nodos
Fibras disco	Elementos cable (LINK10)
Ligamentos	Elementos cable no lineales (LINK10)
Carillas articulares	Elementos de contacto (CONTAC49)
Fijadores, y estructura rígida superior	Elementos barra de 2 nodos
Conexiones entre componentes de los fijadores	Elementos muelle a torsión

Tabla 21. Relación entre diferentes estructuras o componentes y el tipo de elemento.

IV. Condiciones de Contorno

Se consideran como condiciones de contorno todas aquellas restricciones que consiguen que el tramo de columna T10-L4 modelado se comporte de una determinada manera. En general, en los modelos según el método de elementos finitos, cuando se trata de validar experimentalmente un modelo, las condiciones de contorno del modelo tratan de simular las condiciones bajo las cuales se realizó el ensayo experimental. Para la validación del presente modelo se han dado las mismas condiciones de contorno que las utilizadas por los autores de la bibliografía con los que se pretende comparar los resultados. Una vez validado el modelo, estas condiciones se pueden modificar para simular cualquier otra condición de carga.

- Anclaje

En trabajos sobre ensayos *in vitro* publicados por diferentes autores, sobre distintos tramos de la columna tóraco-lumbar, se indica que para aplicar las cargas adecuadamente se ancla la parte inferior y superior del espécimen mediante bloques de resina, aplicándose las cargas en el bloque superior, y dejando inmóvil el bloque inferior. Por tanto, las hipótesis utilizadas para simular las condiciones anteriores fueron (Figura 101):

- En la vértebra distal (L4) se consideraron empotrados todos los nodos superficiales de la parte inferior del cuerpo vertebral.
- En la vértebra proximal (T10), para evitar un incremento notable del número de elementos del modelo, se sustituyó el bloque de resina por un entramado de barras rígidas, ancladas a la parte superior del cuerpo vertebral y por otro grupo que solidarizaba la apófisis espinosa a la estructura rígida. Además sobre estas barras rígidas se encontraban los nudos sobre los que se aplicaron momentos puros. Se aplicaron momentos puros en lugar de fuerzas a una distancia, ya que los modelos experimentales y según el método de elementos finitos con los que se va a validar el modelo aplican este tipo de cargas.

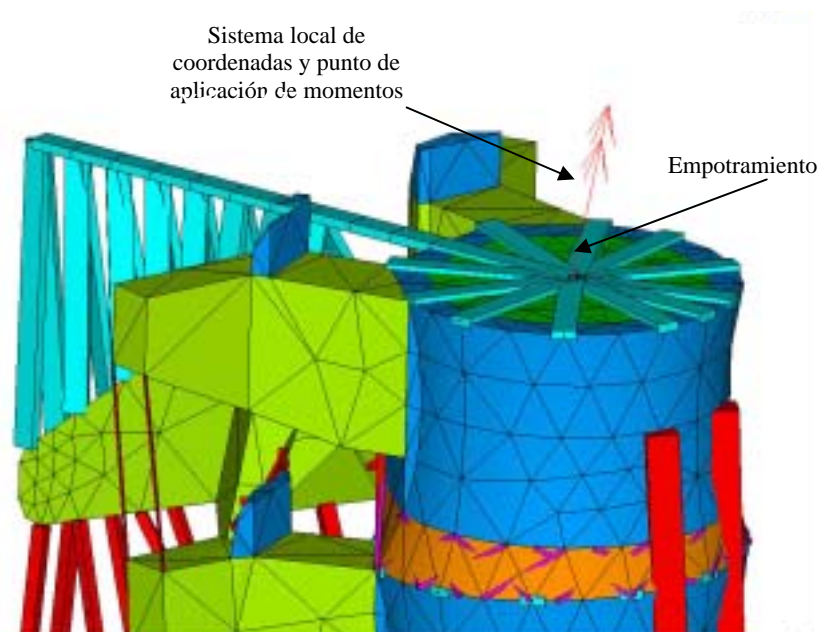


Figura 101. Detalles de las condiciones de contorno para el modelo MEF. Punto de aplicación de la carga en T10 y detalle del empotramiento en T10.

- Cargas aplicadas

La validación del modelo de la columna intacta se realizó con cargas de 8 Nm que son comparables con valores de la bibliografía, al igual que los cálculos de las distintas configuraciones a comparar, en los modos de carga flexión, extensión, flexión lateral y torsión. Rohlmann *et al.* ⁽¹⁵⁵⁾ consideran que la carga fisiológica que soporta la columna toracolumbar en condiciones normales se sitúa entorno a los 8 Nm. Para obtener el valor anterior consideró que para una persona de talla media, la carga que soporta la columna, sin considerar ninguna acción muscular, es de 8 Nm (400 N que pesa el tronco de una persona media, situando el centro de gravedad del tronco a una distancia horizontal de 20 mm con respecto al centro del disco de L2-L3 y verticalmente a 400 mm). A continuación, se especifican las condiciones de aplicación de carga y las condiciones de contorno para cada modo de carga en la columna intacta e instrumentada:

Flexión y extensión

En la columna instrumentada con los distintos implantes, se aplicaron momentos flectores de 8 Nm sobre un nudo central del entramado de barras rígidas del cuerpo vertebral proximal, transmitiéndose a la columna como un momento puro. La carga a extensión se aplicó en las mismas condiciones, pero en dirección contraria. Este modo de aplicación de carga permite comparar los resultados obtenidos con los de otros autores que han realizado sus experiencias de acuerdo a los mismos patrones de carga.

Flexión lateral

Para la columna instrumentada con los distintos implantes se aplicaron momentos de flexión lateral de 8 Nm sobre el nudo central del entramado de barras rígidas del cuerpo vertebral proximal.

Torsión

En la columna intacta e instrumentada se aplicaron momentos torsores de 8 Nm sobre el nudo central del entramado de barras rígidas del cuerpo vertebral proximal, de manera que se transmite a la columna como un momento torsor puro. El modelo no tenía restringido el desplazamiento ni el giro en ningún plano del conjunto.

4.1.4 VALIDACIÓN DE LOS MODELOS ANALÍTICOS

Para una correcta validación del conjunto raquis-implante son necesarios dos fases de validación: de los implantes y del modelo del raquis intacto. En cada una de estas fases se realizó el proceso general de validación o ajuste indicado en la figura 102. Una vez validados se pueden incorporar los modelos de los implantes al de la columna y realizar las lesiones pertinentes.

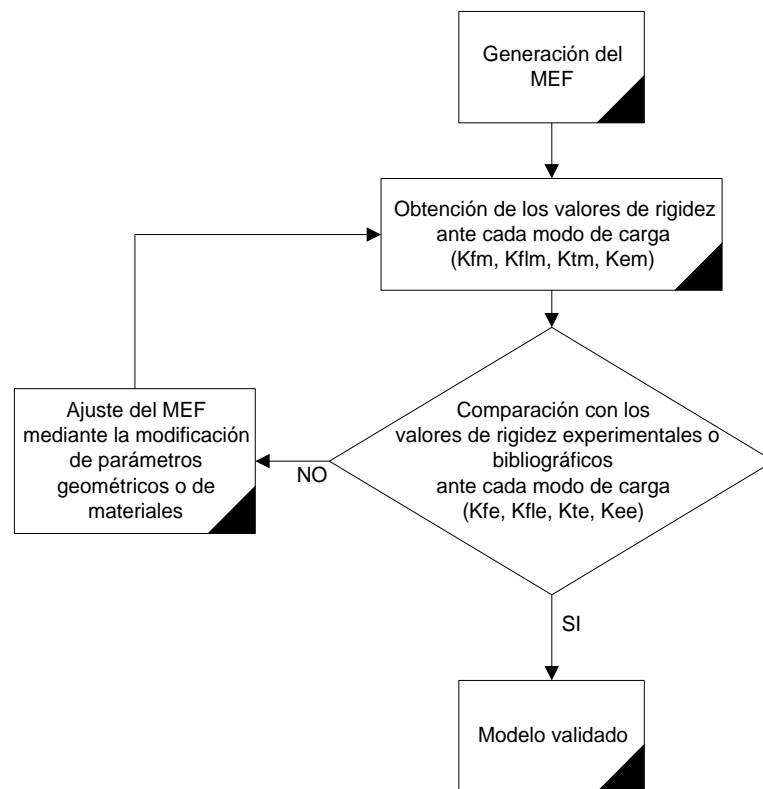


Figura 102. Proceso general de validación. Kf: Rigidez a flexión-compresión. Kfl: Rigidez a flexión lateral. Kt: Rigidez a torsión. Ke: Rigidez a extensión, (m: obtenida en el modelo según MEF y e: obtenida de bibliografía).

4.1.4.1 Validación de los modelos de los implantes

Una vez modelados los implantes mediante elementos barra, de dimensiones de acuerdo a las piezas reales, los parámetros que se ajustaron para validar el sistema de fijación fueron las uniones torsionales anteriormente descritas.

El parámetro seleccionado para la validación de los implantes ante todos los modos de carga fue la rigidez global del sistema ($K=M/v$), donde M es la carga máxima aplicada en ese modo de carga y v es el desplazamiento del punto de aplicación de la carga. El modelo se consideró validado cuando la diferencia entre la rigidez experimental y la analítica fuera como media menor de un 10%.

4.1.4.2 Validación del modelo del raquis intacto

Después de realizar el mallado del tramo T10-L4, los parámetros principales que se modificaron para validar el modelo fueron los módulos elásticos de los materiales que componen el disco intervertebral.

Como parámetro para la validación del modelo analítico de la columna se usó la rigidez del tramo completo de la columna. La rigidez se calculó como momento aplicado partido por el giro, en grados, de la UVF.

El modelo se consideró validado cuando los valores de rigidez ante todos los modos de carga se encontraban dentro del rango de valores de rigidez obtenidos por otros autores mediante ensayos experimentales o en sus modelaciones.

4.1.5 INFLUENCIA DE LAS DIFERENTES CONFIGURACIONES SOBRE LA RIGIDEZ DEL TRAMO T10-L4 CON UNA LESIÓN DEL DISCO

Una vez validado el modelo de la **columna intacta** se procedió a preparar distintas configuraciones que simularan una fractura por estallido, en un nivel estable y en un nivel inestable, y las distintas intervenciones correctoras a comparar.

A continuación se realizó una caracterización biomecánica, estudio de la rigidez, de cada uno de los implantes estudiando el rango de movimiento (ROM) de cada uno de los montajes ante todos los modos de carga. Los valores de ROM para cada uno de los

fijadores se compararon con los de la columna intacta para poder determinar cuanto se aleja el comportamiento de cada uno de ellos respecto al de la columna intacta. Finalmente se realizó una comparación de los valores de ROM entre los montajes:

- Configuración con 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11 a L3).
- Configuración con 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11, T12, L2, L3).
- Configuración con 3 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12, L1, L2).
- Configuración con 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12, L2).

De esta forma se puede hacer un estudio comparativo entre el montaje largo con cinco y cuatro vértebras instrumentadas y del montaje corto con tres vértebras en los que se instrumenta y no se instrumenta la vértebra dañada.

Modelo de columna con Fractura Inestable por Estallido

Modelo de columna sobre el que se simuló una lesión en la vértebra L1 mediante la reducción de la rigidez del 70% del cuerpo vertebral, de forma que, en esta zona, no tenga capacidad de soportar cargas, dejando las placas terminales intactas (Figura 103). Las características mecánicas de las estructuras están descritas en la tabla 16.

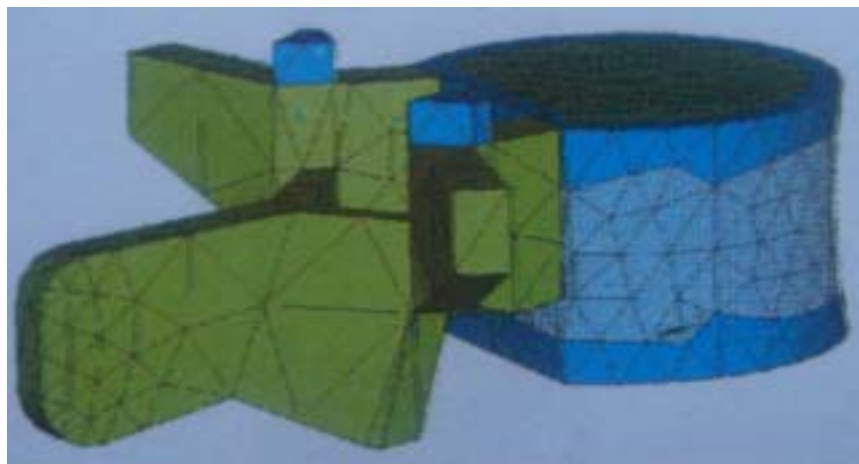


Figura 103. Vista postero-lateral vértebra L1 desestabilizada mediante reducción de las propiedades mecánicas del 70% de cuerpo vertebral.

Modelo de columna con fractura estable por estallido

Modelo de columna sobre el que se simuló una lesión en la vértebra L1 mediante la reducción de la rigidez del 30% del cuerpo vertebral, de forma que, en esta zona, no tenga capacidad de soportar cargas, dejando los el resto del cuerpo vertebral intacto (Figura 104). Las características mecánicas de las estructuras están descritas en la tabla 16.

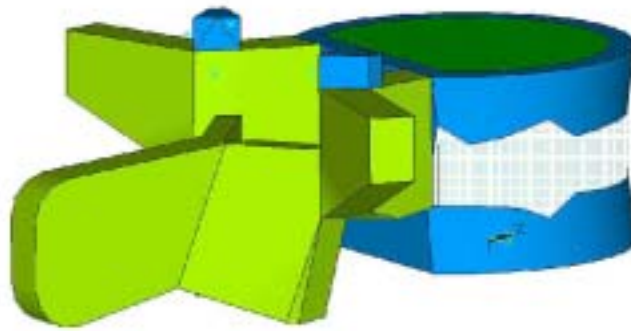


Figura 104. Vista postero-lateral de la vértebra L1 desestabilizada mediante la reducción de las propiedades mecánicas del 30% de cuerpo vertebral.

Configuración con 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior

Montaje mediante el fijador posterior “Anterior Isola System”, con el que se instrumenta la vértebra fracturada (L1) y las cuatro vértebras adyacentes (T11, T10, L2, L3), dos distales y dos proximales (Figura 105).

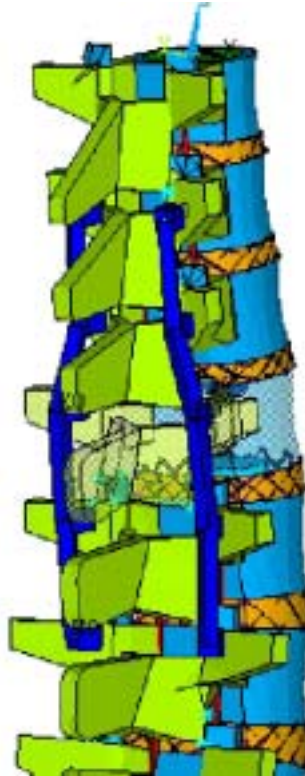


Figura 105. Vista postero-lateral del tramo de la columna T10-L4 con la configuración de 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.

Configuración con 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior

En este montaje se instrumentan cuatro vértebras adyacentes a la fracturada con el fijador posterior “Anterior Isola System”. Las vértebras instrumentadas son las dos adyacentes proximales y las dos distales (T11, T10, L2, L3), pero se deja la vértebra fracturada. (Figura 106).

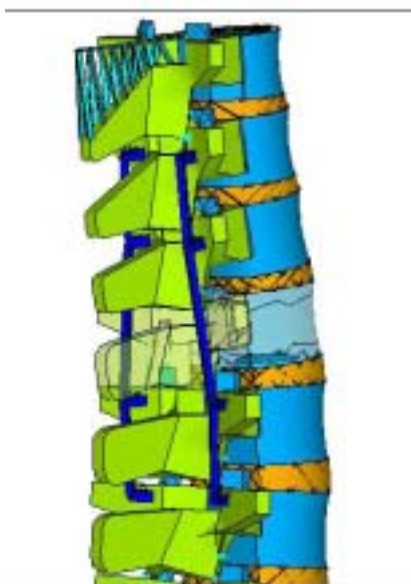


Figura 106. Vista postero-lateral del tramo T11-L3 en la configuración con 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.

Configuración con 3 vértebras instrumentadas con un fijador posterior

Se genera un modelo en el que se instrumentan tres vértebras, la fracturada y sus dos adyacentes (T12 y L2) (Figura 107).

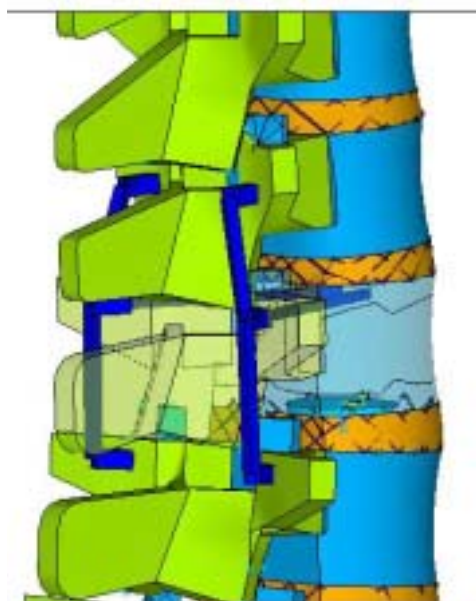


Figura 107. Vista postero-lateral en detalle del tramo de columna T12-L2 con la configuración de 3 vértebras instrumentadas.

Configuración con 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior

Montaje en el que se instrumentan las vértebras adyacentes a la fracturada, dejando ésta libre. Esta configuración es comparable a la configuración larga que instrumenta 4 vértebras y a la configuración corta que instrumenta la vértebra fracturada (Figura 108).

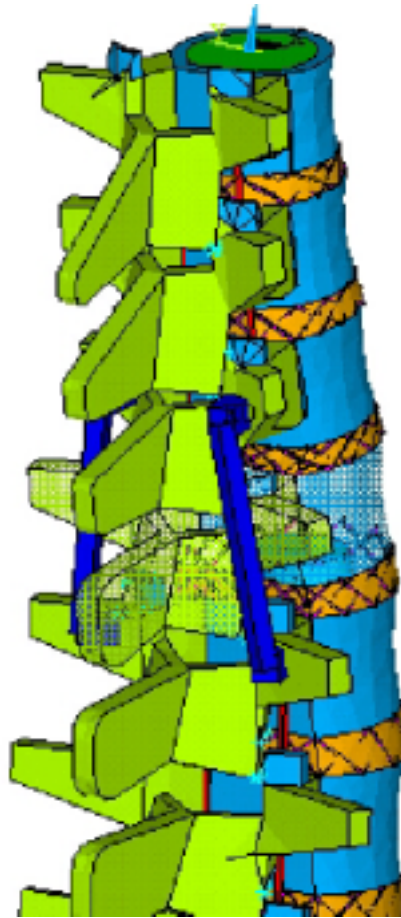


Figura 108. Vista postero-lateral del tramo de la columna T10-L4 con la configuración de 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.

4.2 RESULTADOS

En primer lugar se presentan los resultados de los ensayos de los ensayos experimentales. En segundo lugar se presentarán los resultados de la validación de los distintos modelos según MEF realizados (implantes, raquis intacto) y por último los resultados del raquis instrumentado con las cuatro configuraciones:

- Configuración con 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11 a L3).
- Configuración con 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11, T12, L2, L3).
- Configuración con 3 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12, L1, L2).
- Configuración con 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12, L2).

4.2.1 ESTUDIO EXPERIMENTAL

4.2.1.1 Ensayos de rigidez de los sistemas de fijación

En este apartado se presentan los resultados de los ensayos de rigidez de los sistemas de fijación. Los implantes ensayados fueron los siguientes:

- Sistema de fijación posterior de la empresa DePuy Acromed : Sistema “Anterior Isola System” con tornillos transpediculares de tulipa cerrada.
- Sistema de fijación posterior de la empresa DePuy Acromed : Sistema “Anterior Isola System” con tornillos transpediculares de tulipa abierta.

Los ensayos se realizaron para los modos de carga de flexo-compresión, flexión lateral y torsión.

Los resultados de los ensayos realizados al sistema de fijación sobre bloques de polietileno se presentan en la tabla 22.

MODO DE CARGA	Flexo-Compresión (N/mm)	Flexión Lateral (Nm/mm)	Torsión (Nm/°)
Isola tornillos cerrados	109.9 ± 8.82	10.8 ± 0.35	3.1 ± 0.21
Isola tornillos abiertos	124.5 ± 4.83	11.0 ± 0.53	3.3 ± 0.22

Tabla 22: Valores de rigidez (media ± SD) experimentales del sistema “Anterior Isola System” sin conector transversal.

4.2.1.2 Ensayos de rigidez y resistencia de las configuraciones 4t y 6t.

En este apartado se presentan los resultados de los ensayos de rigidez y resistencia de las configuraciones de cuatro y seis tornillos, con el montaje indicado en el capítulo de material y métodos. Estas configuraciones son:

- Configuración de 4 tornillos (4T): Basada en la inserción de cuatro tornillos transpediculares de tulipa cerrada del sistema “Anterior Isola System” en los bloques de polietileno extremos.
- Configuración de 6 tornillos (6T): Basada en la inserción de cuatro tornillos transpediculares de tulipa cerrada del sistema “Anterior Isola System” en los bloques de polietileno extremos, y de dos tornillos transpediculares de tulipa abierta, del mismo sistema de fijación, en el bloque intermedio (vértebra fracturada).

El ensayo se dio por finalizado cuando los bloques de polietileno que representan la vértebra fracturada, alcanzaron el acuíñamiento máximo para el modo de carga de flexo-compresión.

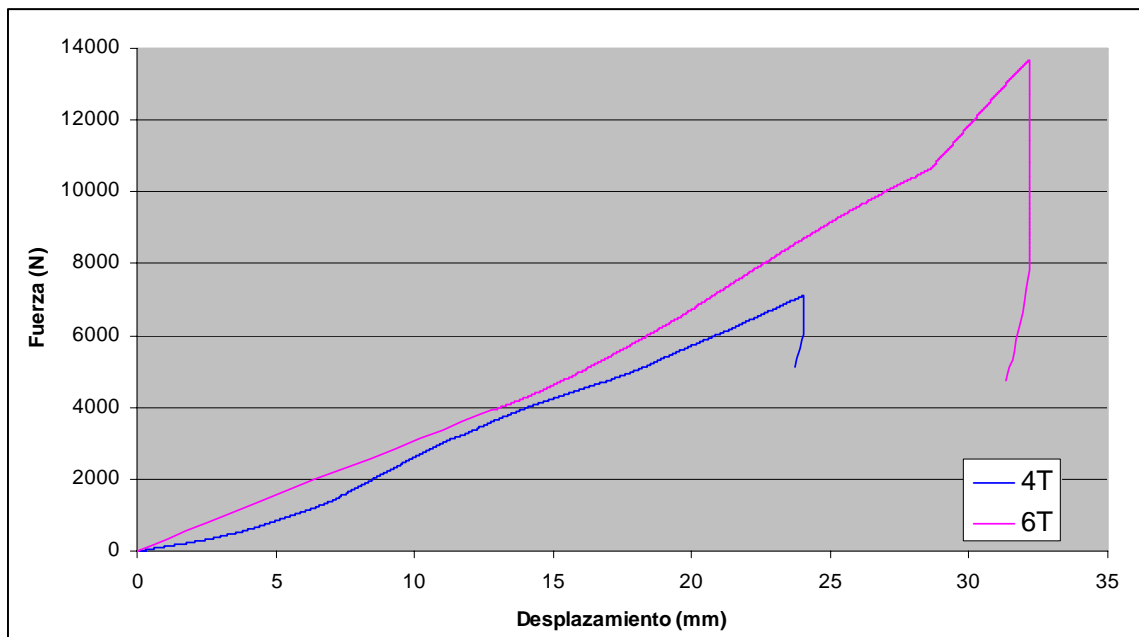


Gráfico 1. Curvas de Fuerza / Desplazamiento para las configuraciones de instrumentación con 4 tornillos y 6 tornillos.

El gráfico 1 presenta las curvas fuerza desplazamiento de las dos configuraciones, en las que se aprecia la mayor rigidez de la configuración de 6 tornillos. Las diferencias en rigidez son máximas para desplazamientos pequeños, inferiores a 5 mm, esto es debido a que para esos niveles de deformación la carga es transmitida por el sistema de fijación y mínimamente por la vértebra fracturada. Para desplazamientos por encima de los 7 mm y cargas superiores a los 1000 N el montaje 4T pasa a tener un comportamiento similar al 6T (las pendientes son similares).

La fuerza de compresión que sufre el nivel L5-S1 de la columna como resultado de soportar una carga externa de 222 N situada a una distancia de 38 cm del centro del disco intervertebral es como máximo de 1900 N ⁽¹⁴⁾, por lo que en la zona de la columna estudiada (fractura de L1) estas carga son inferiores. Por tanto, se puede concluir que el montaje 6T tiene mayor rigidez, cercana al doble, que el 4T para cargas fisiológicas de flexo-compresión (cargas comprendidas entre 0 N y 2000 N).

En cuanto a la resistencia de los montajes ambos sistemas tienen una resistencia por encima de los 6000 N, carga que se encuentran muy por encima de los valores de carga fisiológica que tiene que soportar este tramo de la columna ^(14, 136).

4.2.1.3 Ensayos de fatiga de las configuraciones 4t y 6t.

En este apartado se presentan los resultados de los ensayos de resistencia a fatiga de las configuraciones de cuatro y seis tornillos, con el montaje indicado en el capítulo de material y métodos.

En los gráficos 2 y 3 se puede ver la evolución de los ensayos realizados sobre ambas configuraciones. La configuración de 4 tornillos soportó sin ningún síntoma de fracaso los primeros 500.000 ciclos con una carga de 500N, pero al aumentar la carga a 1000N los tornillos se rompieron por fatiga a los 132.122 ciclos. La configuración de 6 tornillos, en cambio fue capaz de soportar las cargas de 500 N y de 1000 N durante 500.000 ciclos cada una y después soportó durante 1.000.000 de ciclos una carga de 1500 N sin presentar ningún fallo.

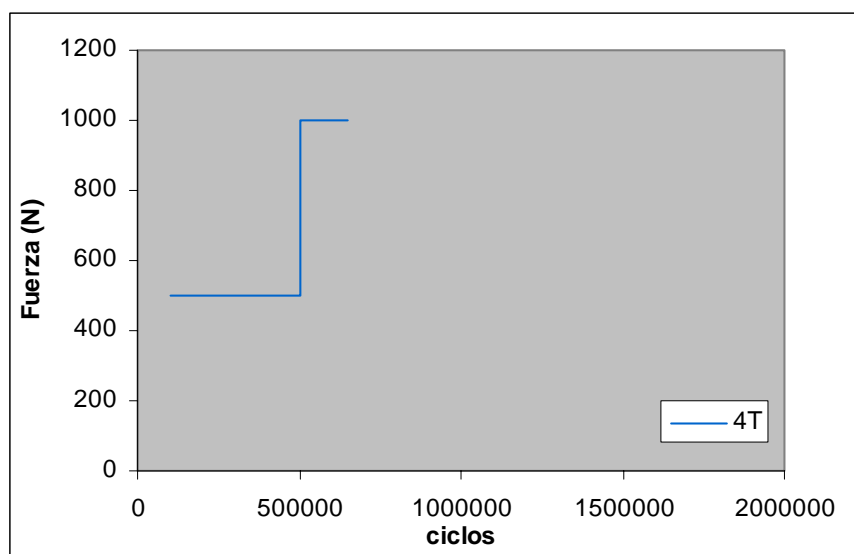


Gráfico 2. Curva de fuerza y ciclos en la configuración de 4 tornillos.

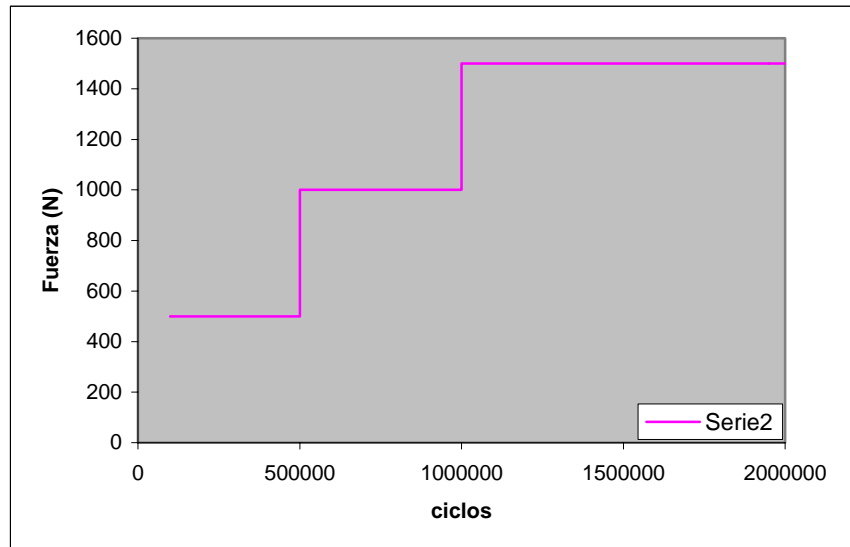


Gráfico 3. Curva de fuerza y ciclos en la configuración con 6 tornillos.

La diferencia de comportamiento entre las dos configuraciones se debe a que en el montaje de 6 tornillos las cargas se reparten entre los bloques de polietileno (simulando las vértebras) y el fijador de raquis, ya que los tornillos confieren estabilidad a la zona fracturada, de forma que le permiten soportar algo de carga. Sin embargo, en la configuración de 4 tornillos las cargas se transmiten casi exclusivamente a través del fijador, ya que los bloques de polietileno están en una situación muy inestable y no son capaces de transmitir carga.

4.2.2 VALIDACIÓN DEL MODELO ANALÍTICO

La validación del modelo analítico se ha realizado en dos fases bien diferenciadas: validación de los implantes, validación del modelo del tramo de la columna T10-L4. A continuación, se presentan los resultados obtenidos en cada una de las fases.

4.2.2.1 Validación del sistema de fijación anterior “Isola System”

En la tabla 23 se presentan los valores de rigidez obtenidos a partir de los modelos según MEF del sistema de fijación y su comparación con los valores obtenidos experimentalmente ante cada modo de carga, para realizar su validación.

El error en el modelado está por debajo del 4% en todos los modos de carga, valor que está en el mismo orden de magnitud que la desviación estándar de los ensayos realizados a los implantes.

Por tanto, se ha considerado validado el modelo MEF del sistema de fijación “Anterior Isola System” en todos los modos de carga, con las características de materiales y geometrías que se dieron en material y métodos.

4.2.2.2 Validación del modelo de la columna t10-l4

El modelo del tramo de la columna T10-L4 se ha validado para los cuatro modos de carga: torsión, extensión, flexión lateral y flexión, recurriendo a comparar los resultados de rigidez media de las UVF obtenidos para cada modo de carga con los presentados por otros autores en sus estudios experimentales .

Modo de carga	Experimental	Modelos según MEF	Desviación (%)
<i>Anterior Isola System Cerrado</i>			
Flexión-Extensión (N/mm)	109.9± 8.82	112..95	-2.77
Flexión Lateral (Nmm/mm)	10.8 ± 0.35	10.63	1.61
Torsión (Nmm/°)	3.1 ± 0.21	3.10	-0.12
Desviación media: 3.1%			
<i>Anterior Isola System Abierto</i>			
Flexión-Extensión (N/mm)	124.5 ± 4.83	120.29	3.38
Flexión Lateral (Nmm/mm)	11 ± 0.53	10.97	0.29
Torsión (Nmm/°)	3.3 ± 0.22	3.28	0.54
Desviación media: 8.1%			

Tabla 23. Media de los valores de rigidez experimentales con su desviación estándar, valores de rigidez y desviación cometida por los modelos según MEF con respecto a los resultados experimentales, en todos los modos de carga para el sistema “Anterior Isola System”.

En la tabla 24 se presentan los valores de rigidez de la columna para una unidad vertebral funcional (UVF) media del tramo de la columna T10-L4 ($K_{UVFT10-L4}$). El modelo de elementos finitos de la columna intacta fue sometido a momentos de 8 Nm en cada uno de los modos de carga al ser los valores más utilizados por otros autores en sus ensayos ⁽¹⁰⁴⁾ y en sus modelos ^(11, 167).

	T	F	E	FL
$K_{UVFT10-L4}$ (Nm/°)	4.39	4.15	2.67	3.20

Tabla 24. Rigidez obtenida mediante el modelo según MEF de la columna intacta ante momentos de 8 Nm en todos los modos de carga. KUVF T10-L4: Rigidez de la UVFT10-L4.

a) Comparación con resultados experimentales y de modelos de la zona.

Los valores de rigidez del modelo propio se han comparado con los obtenidos por Lavaste *et al.* ⁽¹⁰⁴⁾, Yamamoto *et al.* ⁽¹⁸⁷⁾ en sus respectivos estudios experimentales *in vitro* de la zona. Se han elegido estos autores por ser los que aplican a sus modelos experimentales y analíticos de la columna cargas cercanas a las consideradas como fisiológicas -8 Nm ⁽¹⁵⁵⁾ y por tanto, sus resultados se pueden comparar con los del modelo propio (Gráfico 4). La desviación entre la rigidez de la UVF del modelo con respecto a la media de los valores experimentales y analíticos considerados se presenta en la tabla 25.

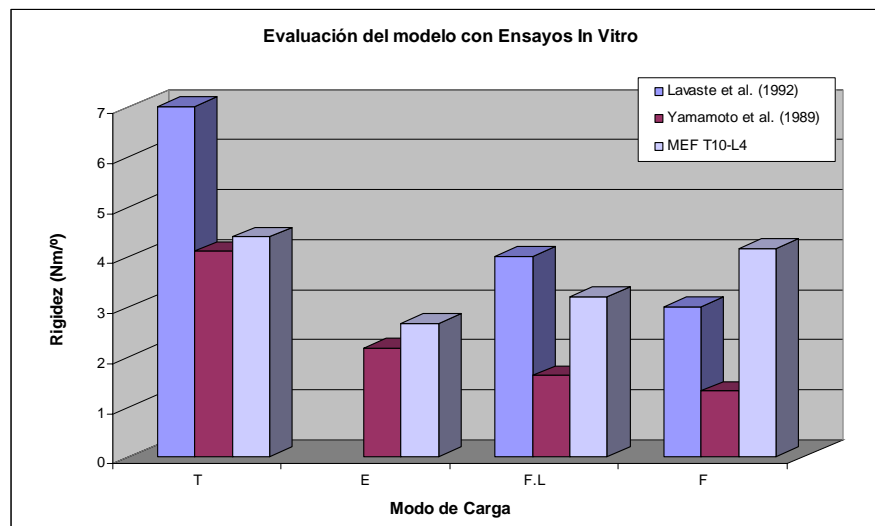


Gráfico 4. Valores medios de rigidez obtenidos por diferentes autores mediante ensayos experimentales, comparados con los del modelo MEF propio.

	T (%)	F (%)	E (%)	F.L. (%)	Dm (%)
D ₁ (UVF L1-L4)	63.1	44.5		40.1	49.2
D ₂ (UVF L1-L4)	+17.1	-92.2	-29.6	20.5	37.6

Tabla 25. .D₁: Desviación típica de los resultados experimentales, en tanto por ciento respecto de la media. D₂:Desviación del modelo en tanto por ciento con respecto a la media de los experimentales considerados. Dm: Medias de las desviaciones D₁ y D₂ para los cuatro modos de carga en valor absoluto. (+): Rigidez media mayor que la del modelo propio. (-): Rigidez media menor que la del modelo propio.

El valor máximo en porcentaje respecto a la media de los resultados experimentales es 63.1% en el modo de carga de torsión y el mínimo de un 40.1 a flexión lateral. La media de estas desviaciones es de un 49.2 %. Se debe tener en cuenta las grandes diferencias entre los resultados experimentales que aparecen entre los trabajos de Lavaste *et al.* ⁽¹⁰⁴⁾ y Yamamoto *et al.* ⁽¹⁸⁷⁾ en todos los modos de carga, encontrándose que los resultados del modelo MEF están dentro del orden de magnitud de estos estudios experimentales.

b) Comparación con otros modelos MEF de la columna lumbar

Autores como Atienza ⁽¹⁰⁾, Lavaste *et al.* ⁽¹⁰⁴⁾, Sharma *et al.* ⁽¹⁶⁰⁾, Calisse ⁽²⁰⁾ y Totoribe *et al.* ⁽¹⁶⁷⁾ han realizado modelos de la columna lumbar, ya sea de una UVF o de un tramo de la columna, estudiando su comportamiento ante todos los modos de carga ^(10, 20) o ante los modos flexión y extensión ^(160, 167), obteniendo valores de rigidez para las UVF estudiadas. En el gráfico 5 se compara el modelo según MEF propio con los realizados por los autores anteriores en todos los modos de carga.

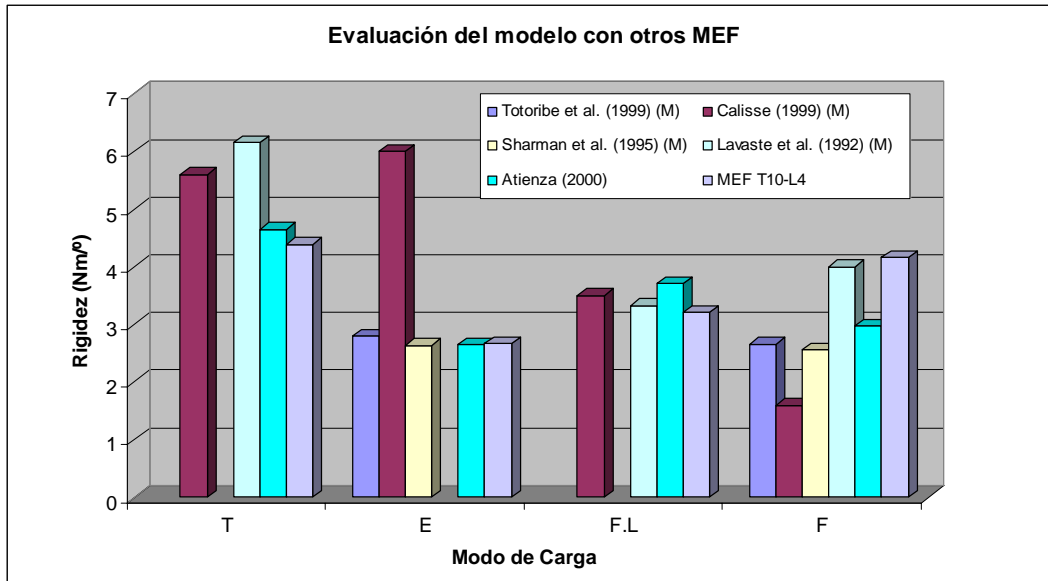


Gráfico 5. Valores medios de rigidez para una UVF en distintos modelos, comparados con la UVF del modelo propio. La rigidez se ha obtenido al aplicar 8 Nm en el modelo, aplicando 8 Nm en los modelos de Lavaste et al. (1992) y Totoribe et al. (1999) y aplicando 10 Nm en los modelos de Calisse (1999) y Sharma et al. (1995).

El valor máximo de desviación es de un 24.7% a extensión y el mínimo de un 5.4% a flexión lateral. La media, considerando los cuatro modos de carga, es de un 14.3% (tabla 26). Las diferencias del modelo propio con respecto a los restantes modelos son pequeñas si se exceptúa el modelo de Calisse ^(20) a extensión, debido a que modela las carillas articulares de forma demasiado simplificada mediante elementos cable ^(155).

	T	F	E	F.L.	Dm
	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
D (UVF T10-L4)	-19.7	+7.7	-24.7	5.4	14.3

Tabla 26. Desviación del modelo (D) con respecto a la media de los experimentales y analíticos considerados. Dm: Desviación media para los cuatro modos de carga en valor absoluto. (+): Rigidez media mayor que la del modelo propio. (-): Rigidez media menor que la del modelo propio.

La gran dispersión existente entre los distintos estudios presentados, tanto experimentales como de modelos MEF, tiene como causas principales:

- Las diferencias entre especímenes.
- Generalmente las curvas carga desplazamiento no son lineales. Por tanto, la rigidez depende de la magnitud de la carga aplicada que puede variar de un autor a otro.
- Los sistemas de aplicación de carga no aplican momentos puros en algunos casos, lo que implica que el momento variará a lo largo del ensayo afectando al valor final de la rigidez.
- Las propiedades mecánicas de las distintas partes del disco son muy diferentes dependiendo del autor. En la tabla 27 se presentan las de los modelos usados en la comparación y los valores del modelo propio.

Autor (Año)	Núcleo (MPa)	Anillo fibroso (MPa)
Modelo Propio	2	4.5
Totoribe <i>et al.</i> (1999)	1.0	4.2
Sharma <i>et al.</i> (1995)	0.2	4.0
Lavaste <i>et al.</i> (1992)	4.2	2.0
Calisse (1999)	1.0	4.0
Atienza (2000)	2	4.5

Tabla 27. Módulos elásticos de los diferentes elementos del disco intervertebral, utilizados en la comparación.

4.2.3 RESULTADOS DE LOS MODELOS MEF DE LAS DISTINTAS CONFIGURACIONES RAQUIS-IMPLANTE

El objetivo de este trabajo, una vez analizada la validez del modelo MEF del tramo de la columna T10-L4 y de los modelos de los implantes es analizar cómo influye la

introducción de diferentes implantes en la rigidez del conjunto raquis-implante con una desestabilización anterior por una fractura parcial del cuerpo vertebral de L1.

4.2.3.1 Configuración con 6 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T10-L4)

En la tabla 28 se presentan los valores de rigidez (Nm/°) de cada UVF del tramo T10-L4 además de la rigidez de los tramos de la columna T11-L3 y T12-L2 de la columna intacta, ante un momento aplicado de 8 Nm en todos los modos de carga.

	T (Nm/°)	F (Nm/°)	E (Nm/°)	FLD (Nm/°)
K (T10-T11)	3.3	3.1	1.9	2.2
K (T11-T12)	4.0	4.9	2.5	3.2
K (T12-L1)	6.2	5.8	3.6	4.8
K (L1-L2)	4.8	4.3	3.0	3.7
K (L2-L3)	4.3	3.7	2.7	3.0
K (L3-L4)	4.7	4.1	2.7	3.5
K (T11-L3)	4.7	4.6	2.9	3.6
K (T12-L2)	5.4	4.9	3.3	4.2

Tabla 28. Rigidez de las UVF en el tramo T10-L4 en todos los modos de carga para la configuración de raquis intacto.

4.2.3.2 Configuración con 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11 a L3)

En la tabla 29 se presentan los valores de rigidez (Nm/°) del tramo de la columna T10-L4 con el sistema “Anterior Isola System” compuesto por diez tornillos transpediculares (dos de ellos en la vértebra fracturada), ante un momento aplicado de 8 Nm en todos los modos de carga.

	T (Nm/°)	F (Nm/°)	E (Nm/°)	FLD (Nm/°)
K (T10-T11)	3.3	3.1	2.2	3.7
K (T11-L3)	125.2	362.9	198.3	110.6
K (L3-L4)	29.1	86.6	90.0	122.1

Tabla 29. Rigidez de las UVF en el tramo T10-L4 en todos los modos de carga para el conjunto raquis-implante con el sistema “Anterior Isola System”, para la configuración de 5 vértebras instrumentadas.

Se debe recordar que los resultados obtenidos estudian la rigidez de la columna en el postoperatorio inmediato, en el cual el injerto posterior, independientemente del tipo de artrodesis que se realice ya sea una posterior estándar o posterolateral, no trabaja hasta pasado un determinado tiempo necesario para que se realice la fusión (Atienza *et al*)^(10, 11).

En el gráfico 6 se compara el modelo MEF de la columna intacta con el modelo MEF de la columna más el sistema de fijación posterior “Anterior Isola System”, para el tramo T11-L3. Se aprecia que al introducir el sistema de fijación se modifica la rigidez en todos los modos de carga, aumentando notablemente la rigidez frente al comportamiento de la intacta.

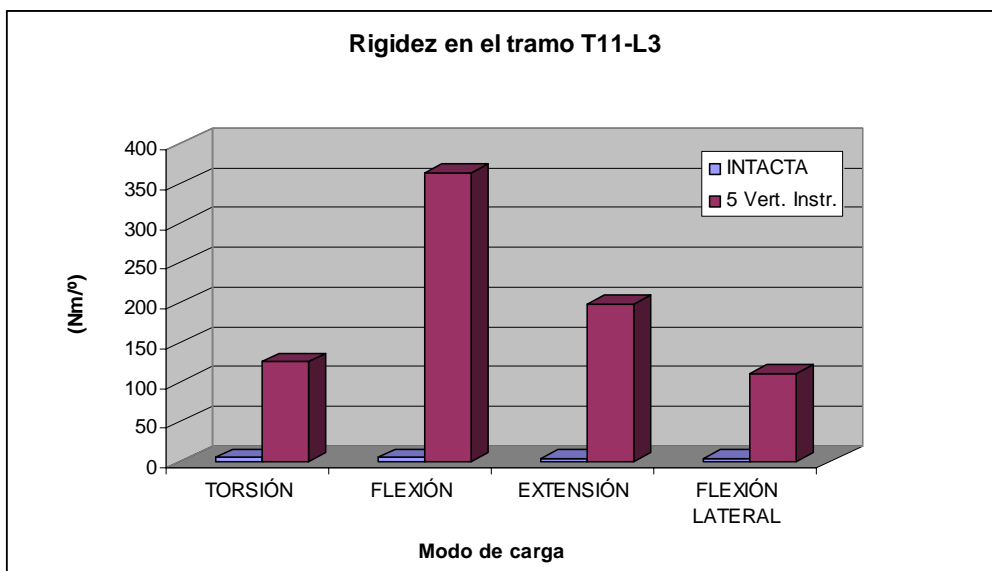


Gráfico 6. Valores de rigidez para el tramo de la columna T11-L3 intacta e instrumentada en 5 vértebras con el sistema “Anterior Isola System”.

4.2.3.3 Configuración con 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T11, T12, L2, L3)

En la tabla 30 se presentan los valores de rigidez (Nm/°) del tramo de la columna T10-L4 con la vértebra L1 fracturada y no instrumentada y el sistema de fijación “Anterior Isola System” compuesto por ocho tornillos en las cuatro vértebras adyacente, para un momento aplicado de 8 Nm en todos los modos de carga.

	T (Nm/°)	F (Nm/°)	E (Nm/°)	FLD (Nm/°)
K (T10-T11)	3.3	3.1	2.2	2.1
K (T11-L3)	117.8	362.8	195.5	105.8
K (L3-L4)	26.6	76.0	76.0	97.6

Tabla 30. Rigidez de las UVF en el tramo T10-L4 en todos los modos de carga para el conjunto con el sistema “Anterior Isola System”, para la configuración de 4 vértebra instrumentadas.

En el gráfico 7 se compara el modelo MEF de la columna intacta con el modelo MEF de la columna más el sistema de fijación. Se aprecia que al introducir el sistema de fijación no instrumentando la vértebra fracturada L1, la rigidez del conjunto raquis implante aumenta notablemente en todos los modos de carga, frente al comportamiento de la columna intacta.

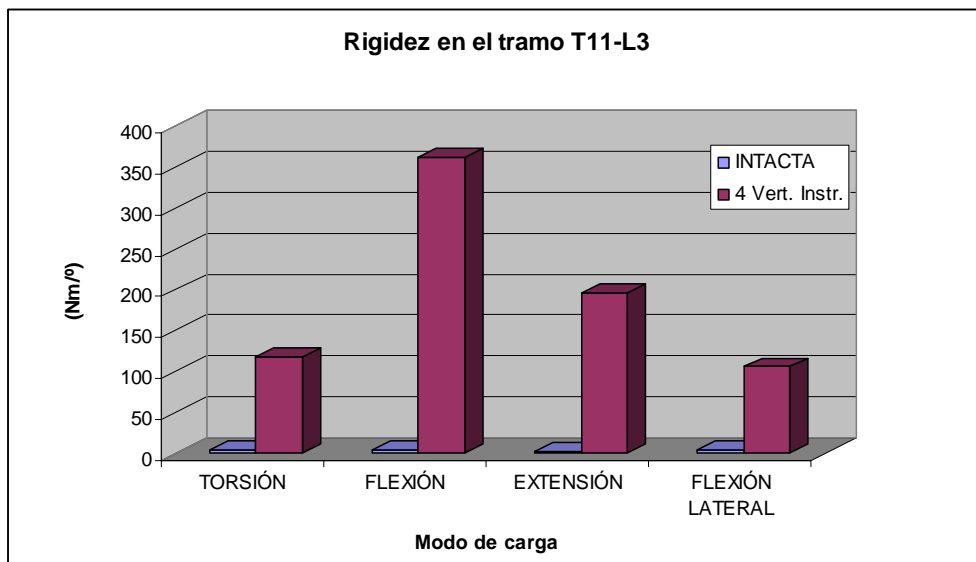


Gráfico 7. Valores de rigidez para el tramo de la columna T11-L3 intacta e instrumentada con el sistema “Anterior Isola System” y vértebra fracturada L1 no instrumentada.

4.2.3.4 Configuración con 3 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12, L1, L2)

En la tabla 31 se presentan los valores de rigidez (Nm/°) del tramo de la columna T12-L2 con el sistema de fijación “Anterior Isola System” implantado en la vértebra fracturada L1 y las adyacentes, para un momento aplicado de 8Nm en todos los modos de carga.

	T (Nm/°)	F (Nm/°)	E (Nm/°)	FLD (Nm/°)
K (T10-T11)	2.4	3.2	2.1	2.2
K (T11-T12)	2.0	4.8	2.5	3.2
K (T12-L2)	51.0	91.8	58.3	46.7
K (L2-L3)	18.7	27.2	21.18	28.7
K (L3-L4)	20.8	356.0	1020.4	380.3

Tabla 31. Rigidez de las UVF en el tramo T12-L2 en todos los modos de carga para el conjunto instrumentado con seis tornillos, dos de ellos en la vértebra fracturada L1 y las adyacentes.

En el gráfico 8 se compara el modelo MEF de la columna intacta con el modelo MEF de la columna más el sistema de fijación. Se aprecia que al introducir el fijador, la rigidez del conjunto raquis implante aumenta en todos los modos, respecto a la rigidez de la columna intacta.

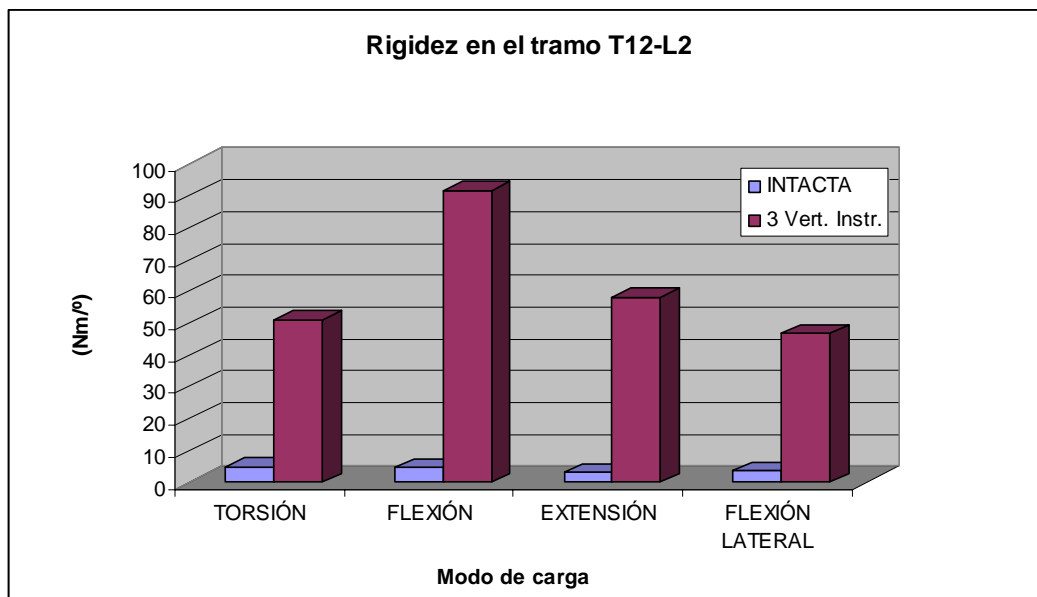


Gráfico 8. Valores de rigidez para el tramo de la columna T12-L2 intacta e instrumentada con el sistema de fijación con tornillos en la vértebra fracturada L1.

4.2.3.5 Configuración con 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior (T12, L2)

En la tabla 32 se presentan los valores de rigidez (Nm/°) del tramo de la columna T12-L2 con el sistema de fijación implantado con tornillos transpediculares en T12 y L2, para un momento aplicado de 8 Nm en todos los modos de carga.

	T (Nm/°)	F (Nm/°)	E (Nm/°)	FLD (Nm/°)
K (T10-T11)	3.3	3.2	2.1	2.2
K (T11-T12)	4.0	4.8	2.5	3.2
K (T12-L2)	31.6	74.0	46.3	25.7
K (L2-L3)	15.6	20.3	14.8	16.6
K (L3-L4)	17.7	126.7	140.2	2122.9

Tabla 32. Rigidez de las UVF en el tramo T12-L2 en todos los modos de carga para el conjunto instrumentado con cuatro tornillos en T12 y L2 sin instrumentar la vértebra fracturada..

En el gráfico 9 se compara el modelo MEF de la columna intacta con el modelo MEF de la columna más el sistema de fijación. Se aprecia que al introducir el sistema de fijación, la rigidez del conjunto raquis implante aumenta en todos los modos de carga frente al comportamiento de la columna intacta.

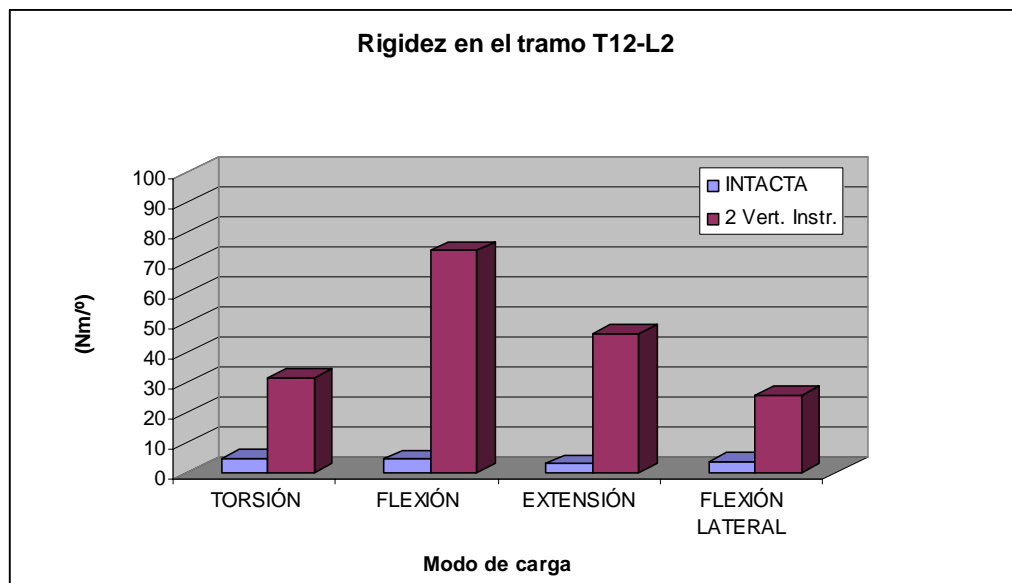


Gráfico 9. Valores de rigidez para el tramo de la columna T12-L2 intacta e instrumentada con el sistema de fijación sin tornillos en la vértebra fracturada L1.

4.2.3.6 Comparación entre configuraciones

A continuación se presenta una comparación entre las distintas configuraciones analizadas comparadas por parejas:

- Montajes de T11 a L3
- Montajes de T12 a L2

- Montajes de T11 a L3

En el gráfico 10 se presenta una comparación entre las distintas técnicas de fijación estudiadas con montajes de T11 a L3, en relación todas ellas con la columna intacta.

Se aprecia que respecto a la columna intacta se ha producido un gran aumento en la rigidez del tramo. Sin embargo las diferencias entre las dos configuraciones no son muy significativas al realizar fijaciones en tantos niveles vertebrales. La máxima diferencia entre los valores de rigidez de las dos configuraciones se da en el modo de carga de flexión lateral, donde esta variación no llega al 6%, sin embargo, en el modo de carga de flexión no se aprecia ninguna diferencia entre instrumentar la vértebra fracturada y no hacerlo.

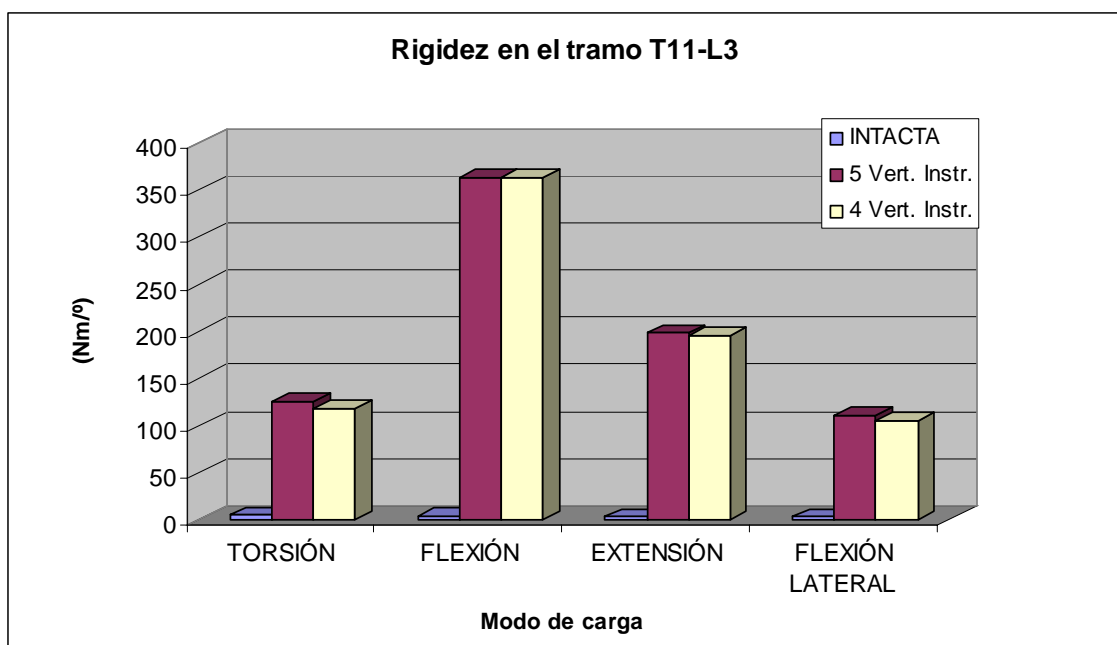


Gráfico 10. Comparación de los resultados de rigidez obtenidos en los modelos MEF en el tramo T11-L3, para la columna intacta, la configuración con cinco vértebras instrumentadas y la configuración con cuatro vértebras instrumentadas con el sistema de fijación "Anterior Isola System".

- Montajes de T12 a L2

En el gráfico 11 se presenta una comparación entre las distintas técnicas de fijación estudiadas con montajes de T12 a L2, en relación todas ellas con la columna intacta.

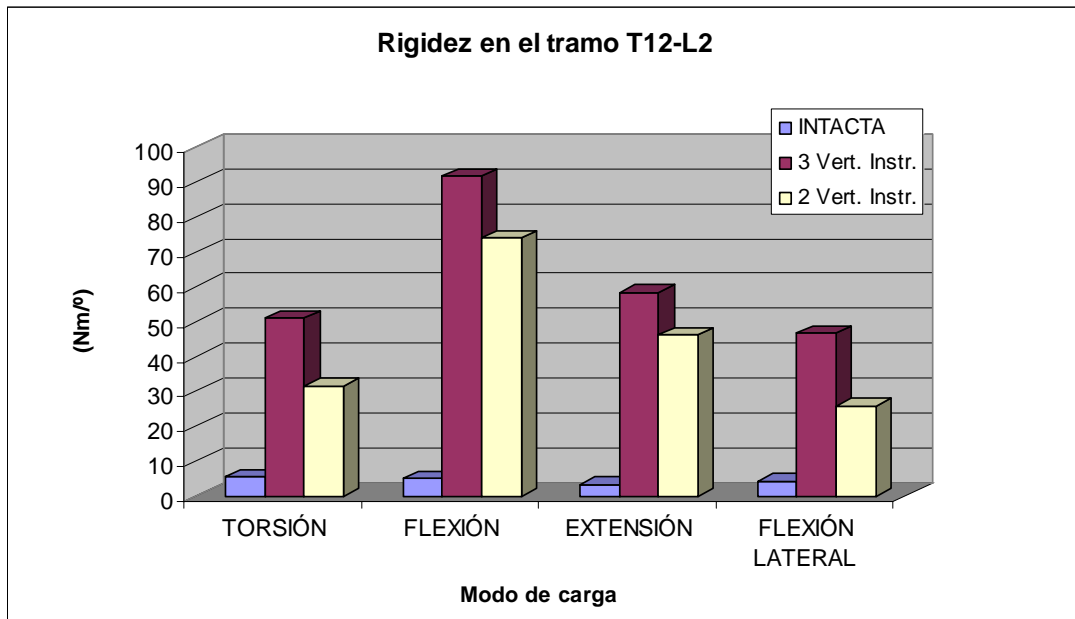


Gráfico 11. Comparación de los resultados de rigidez obtenidos en los modelos MEF en el tramo T12-L2, para la columna intacta, la configuración con tres vértebras instrumentadas y la configuración con dos vértebras instrumentadas “Anterior Isola System”.

Se aprecia que en este montaje, en el que únicamente se instrumentan las vértebras adyacentes a la fracturada, es más evidente la diferencia entre instrumentar la vértebra fracturada o no instrumentarla.

La diferencia entre las dos configuraciones es máxima en el modo de carga de flexión lateral, ya que la diferencia al dejar de instrumentar la vértebra fracturada es de un 44%. El modo de carga con menor diferencia de comportamiento entre las dos configuraciones es el de flexión, en el que no se llega al 20%.

No obstante ambas configuraciones presentan una rigidez muy superior a la de la columna intacta.

4.2.3.7 Efecto sobre la Vértebra Craneal Adyacente

En el gráfico 12 se presenta una comparativa de la rigidez de la vértebra adyacente inmediatamente superior a las vértebras instrumentadas. Se aprecia que en los montajes largos la rigidez de la UVF adyacente (T10-T11) está entre un 15% y un 35% por debajo de la rigidez de la UVF adyacente de los montajes cortos (T11-T12). Este efecto,

provoca que la movilidad de estas UVF en los montajes largos sea mayor que en los cortos y por ello estén más expuestas al desgaste.

Si se realiza la comparación entre las distintas configuraciones de montajes largos o montajes cortos, se aprecia que no hay diferencias significativas en la rigidez de la UVF adyacente si se instrumenta o no la vértebra fracturada.

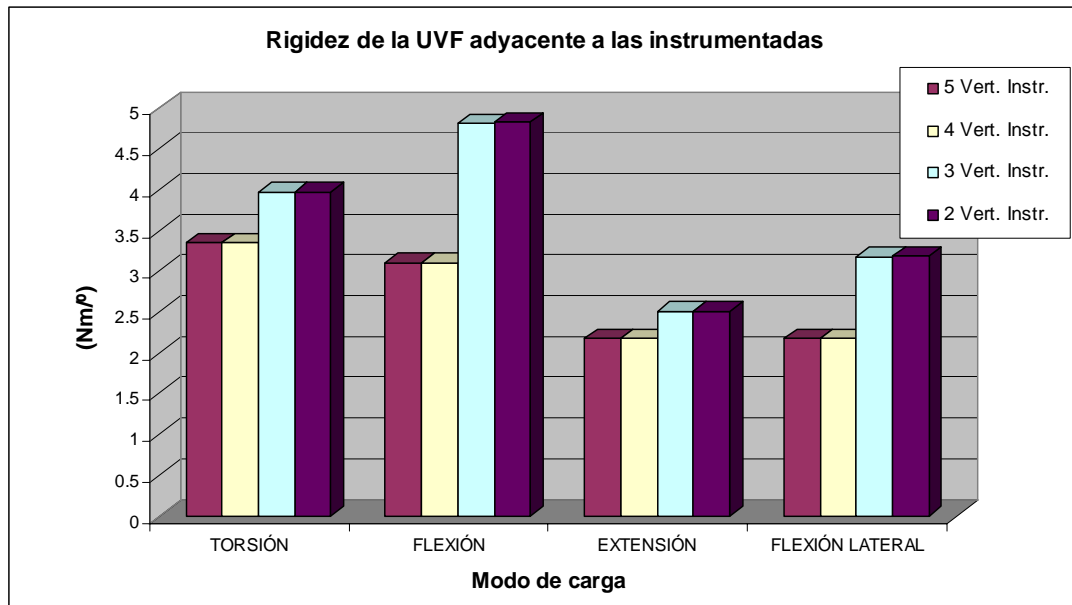


Gráfico 12. Comparación de los resultados de rigidez obtenidos en los modelos MEF en la UVF craneal adyacente, para todas las configuraciones instrumentadas con el sistema de fijación “Anterior Isola System”.

4.3 DISCUSIÓN BIOMECÁNICA

A partir de los resultados obtenidos en el estudio experimental realizado, se concluye que:

1. La rigidez y resistencia, para cargas fisiológicas de flexo-compresión, proporcionada al montaje por la configuración de 3 vértebras instrumentadas es mayor que la proporcionada por el montaje en el que la vértebra fracturada se deja sin instrumentar.
2. El ensayo a fatiga realizado sobre estos dos montajes muestra que la resistencia a fatiga es mayor en el montaje en el que se instrumenta la vértebra fracturada, debido a que ofrece mayor estabilidad al montaje que simula cuerpo vertebral fracturado y de ésta forma reparte la transmisión de la carga entre el fijador de raquis y el cuerpo vertebral.
3. A partir de los resultados obtenidos en los modelos MEF se concluye que todas las configuraciones estudiadas provocan que la rigidez de los tramos instrumentados supere a la rigidez de la columna intacta.
4. La rigidez en el tramo estudiado para las configuraciones de 5 y 4 vértebras instrumentadas es considerablemente mayor que la de las configuraciones cortas.
5. En las configuraciones de 5 y 4 vértebras instrumentadas no se aprecian diferencias en ningún modo de carga entre dejar la vértebra fracturada sin instrumentar, o instrumentarla. Sin embargo, esta misma comparación realizada sobre las configuraciones cortas de 3 y 2 vértebras instrumentadas, refleja que las diferencias entre un montaje y otro pueden llegar a ser hasta del 40%.
6. La rigidez de la UVF adyacente inmediatamente superior a las vértebras instrumentadas es hasta un 35 % inferior en los montajes largos frente a los montajes cortos, lo que provoca que la movilidad de dicha UVF frontera en los montajes largos sea mayor y por ello estén más expuestas al desgaste.
7. La rigidez y movilidad de la UVF adyacente inmediatamente superior a la última vértebra instrumentada en los dos tipos de montajes cortos (con / sin osteosíntesis de la vértebra fracturada) no presentan diferencias significativas.

4.4 CONCLUSIÓN BIOMECÁNICA

Se puede concluir que la mejor de todas las configuraciones es el montaje corto con instrumentación de la vértebra fracturada, ya que ofrece valores de rigidez por encima de los de la columna intacta, pero inferiores a los de las instrumentaciones largas, en las que la rigidez es muy elevada y pueden existir problemas de movilidad excesiva en las UVF adyacentes.

5. ESTUDIO CLÍNICO

5.1 MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado un estudio retrospectivo, con análisis clínico, radiográfico y funcional, sobre 40 pacientes que cumplían los siguientes criterios (Fig. 109):

- Fractura estallido T11-L2
- No afectación neurológica. Frankel E.
- Fractura inestable.
- Clasificación de Denis: Burst subtipos A-B-C-D
- Índice sagital (IS) mayor de 15°
- Pérdida de altura cuerpo vertebral superior al 40%



Figura 109: imagen radiográfica de una fractura estallido de la vértebra L1 tipo A de la clasificación de Denis

De estos, 19 de ellos no presentaban instrumentación de la vértebra fracturada (15 eran montajes largos y 4 montajes cortos) y los 21 restantes si (siendo todos ellos montajes cortos). Osteosíntesis llevada a cabo por medio de un abordaje posterior con instrumentaciones transpediculares de distintos diseños, y artrodesis de la zona con autoinjerto de cresta ilíaca en todos ellos (Fig. 110).

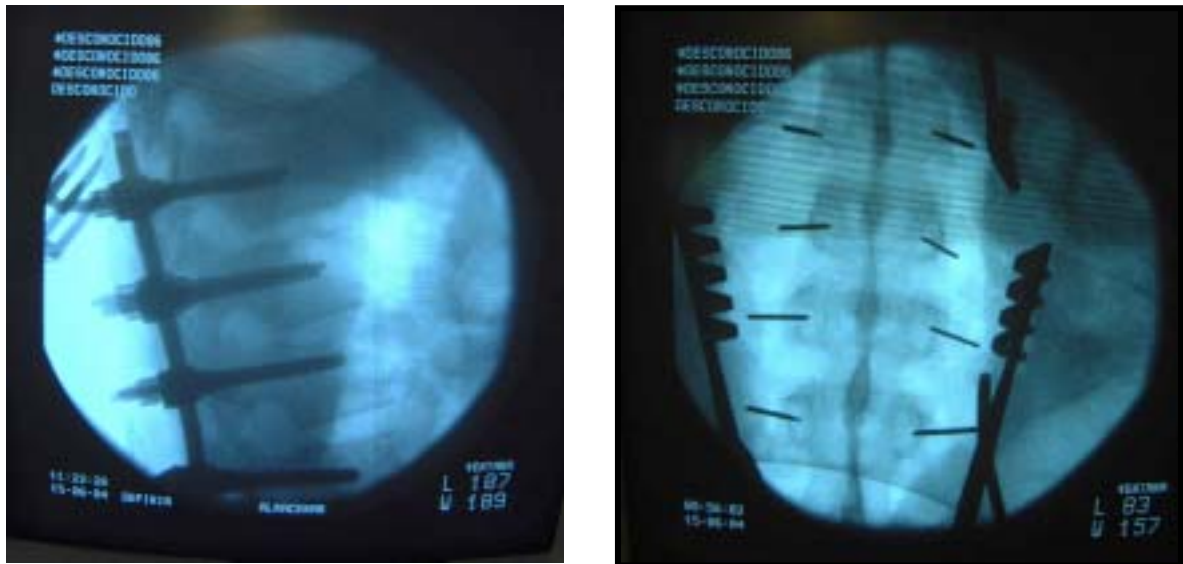


Fig. 110: Instrumentación transpedicular.

En cuanto al tipo de montajes, se realizaron montajes cortos en 25 casos (21 casos con instrumentación de la vértebra fracturada más dispositivo de tracción transversal “DTT” o Cross-Link y 4 sin ella) y en los otros 15 montajes largos.

El tiempo medio de seguimiento de la serie fue de 26 meses (14 meses – 6 años).

La edad media de los pacientes fue de 36 años (20 – 58), con un claro predominio del sexo varón (29 casos) frente a las mujeres (11 casos).

Dentro de la etiología en el 86% de los casos se trato de accidentes de tráfico, y el 14% accidentes por precipitación (Gráfico: 13).

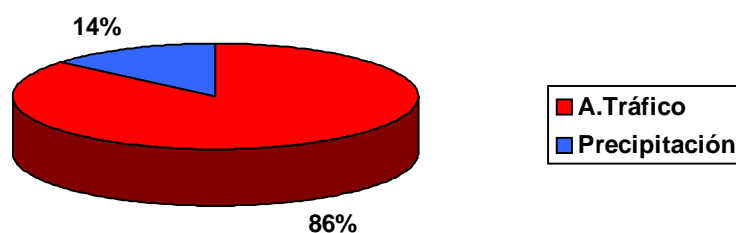


Gráfico 13: Etiología de los casos del estudio

Sólo se tomaron las fracturas localizadas entre T11-L2, ya que la repercusión biomecánica de la charnela dorso-lumbar incluye también los dos segmentos adyacentes en cuanto a su derivación en las posibles inestabilidades crónicas o aumento de la sobrecarga que podría dar lugar a cifosis secundaria ⁽⁹⁹⁾.

Desde el punto de vista anatomopatológico, las diferentes fracturas de la serie atendiendo a la clasificación de Denis ^(41,42) fueron: 26 casos fracturas tipo Burst B, 11 casos Burst A y 3 casos Burst C (Gráfico: 14) (Fig. 111).

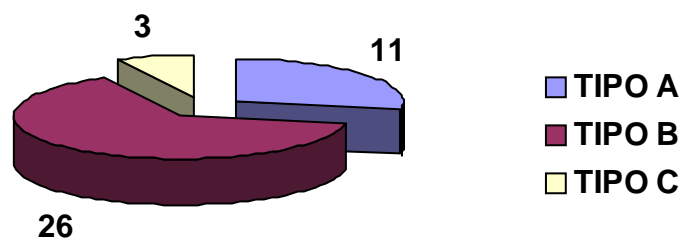


Gráfico 14: Fracturas de la serie según la Clasificación Anatomopatológica de DENIS

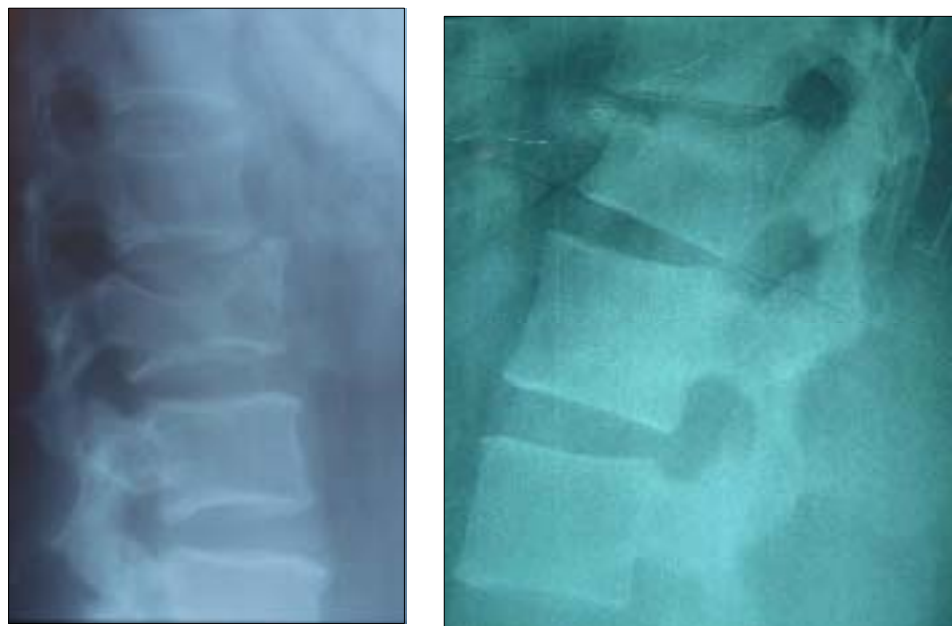
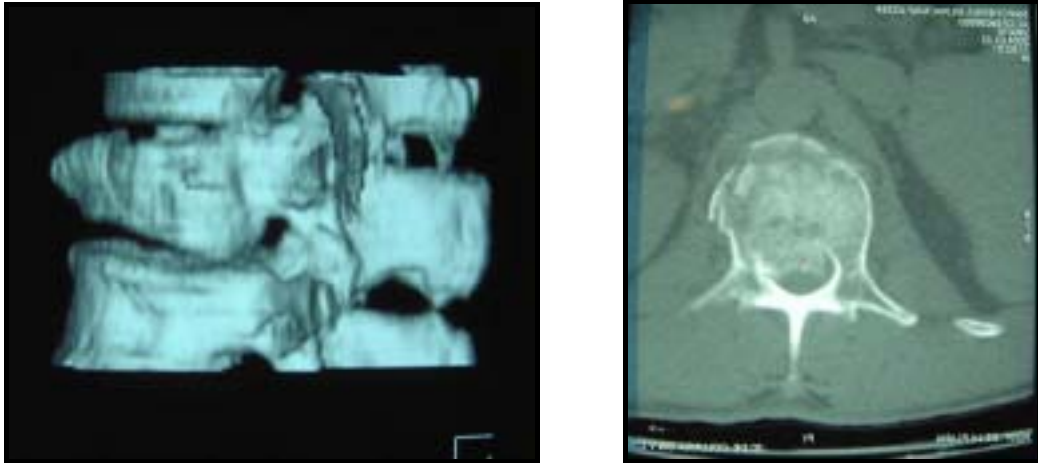
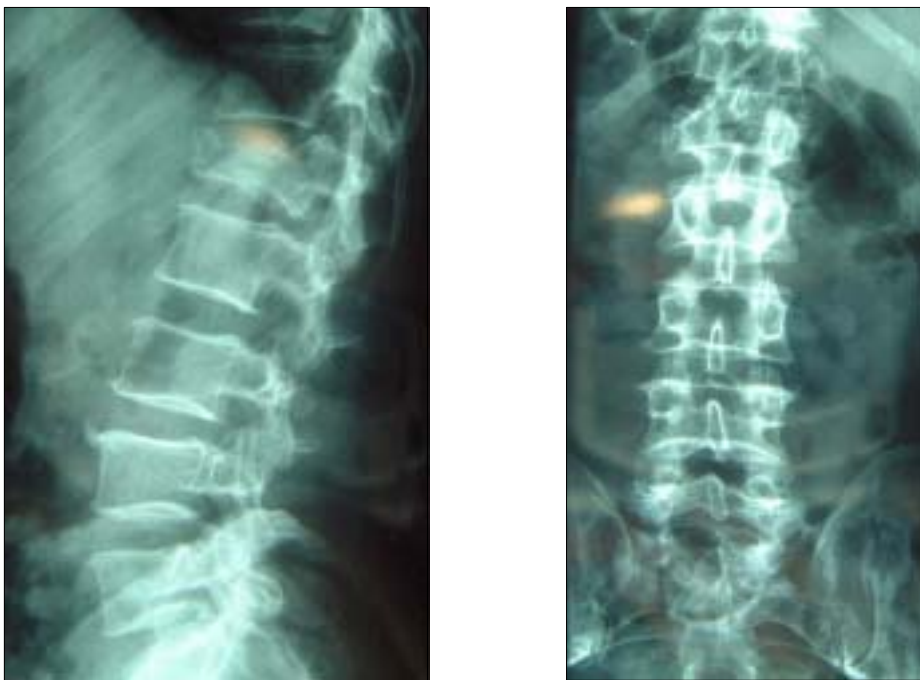


Fig. 111: Fracturas vertebrales tipo estallido A y B de la clasificación de Denis.



La localización de las fracturas vertebrales fue de 23 casos a nivel de L1, 10 casos a nivel L2, 7 casos en T12.

De urgencia se realizó en todos los casos estudio radiográfico y TAC del área toracolumbar (Fig. 112 y 113).



Figuras 112: Control radiográfico Anteroposterior y perfil del raquis lumbar con lesión vertebral BURST tipo A de L₁

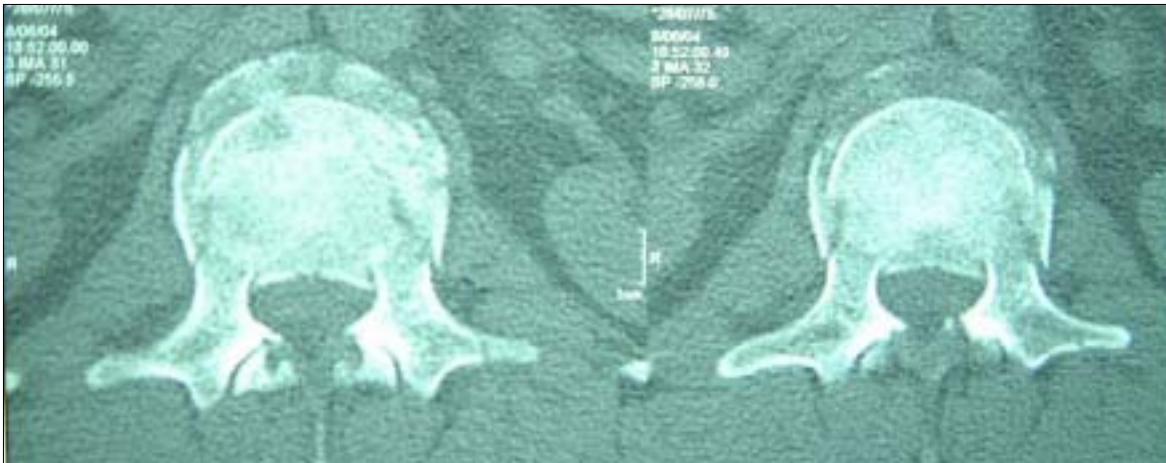


Figura 113: Cortes tangenciales de TAC de dicha fractura vertebral.

Atendiendo al tiempo medio desde el diagnóstico de la fractura hasta la cirugía, este fue de 5 días y medio.

La técnica quirúrgica empleada fue en todos los casos abordaje e instrumentación posterior (Fig 114), con tornillos transpediculares de diámetro de 6,5 ó 7 mm, con distracción y posterior corrección de la cifosis, con el fin de restaurar la altura vertebral y el plano sagital. En todos ellos se realizó artrodesis con injerto autólogo de cresta iliaca. Sólo fueron necesarios en 6 enfermos la utilización de ganchos anti-stress.



Fig. 114: Instrumentación posterior larga con osteosíntesis de la vértebra fracturada.

En el postoperatorio inmediato y durante 10 semanas se utilizó en todos los casos ortesis dorsolumbar para la sedestación y deambulaci3n.

Todos los pacientes comenzaron la sedestaci3n a las 48 horas de la intervenci3n y la deambulaci3n a las 72 horas.

Los resultados cl3nicos fueron evaluados seg3n la escala de Prolo ⁽¹⁴⁷⁾.

Para la valoraci3n radiogr3fica se analizaron la diferencia preoperatoria, postoperatoria y evolutiva del 3ndice sagital (IS) de Farcy ⁽⁵⁶⁾ y la p3rdida de altura del cuerpo vertebral pre-postcirug3a (% compresi3n). Este par3metro se calcul3 mediante la proporci3n directa entre la altura te3rica de la v3rtebra afectada (Valor de Referencia; VR) y la p3rdida de altura del cuerpo vertebral fracturado. El VR se calcul3 como el valor medio entre la v3rtebra superior e inferior de la afectada ($VR = a_1 + a_2$).

La p3rdida de altura se obtuvo de la diferencia entre el VR y la altura de la v3rtebra fracturada.

$$\% \text{ compresi3n} = [(VR - a) \times 100] / VR$$

a: altura v3rtebra fracturada.

a₁: altura v3rtebra superior.

a₂: altura v3rtebra inferior.

3ndice Sagital de Farcy (IS): definido como la deformidad cif3tica vertebral menos el contorno normal. ($IS = CV - CN$)

Todas las mediciones fueron realizadas en la pared anterior de los cuerpos vertebrales.

5.2 RESULTADOS

En la Escala de Prolo ⁽¹⁴⁷⁾ se obtuvieron 33 casos con resultados excelentes o buenos (82,5%) y 7 casos regulares o malos (17,5%). De estos 7 casos, 5 presentaban montajes sin instrumentación de la vértebra fracturada, con 2 montajes largos y 3 cortos (tabla 33).

Resultados	Puntuación	Nº pacientes	%
Excelente	9,10	13	32,5
Bueno	7,6	20	50
Regular	5,4	6	15
Malo	3	1	2,5

Tabla 33: Escala económico funcional de los pacientes (Prolo y cols.) ⁽¹⁴⁵⁾.

En cuanto a los resultados radiográficos de la serie, la pérdida de altura media del cuerpo vertebral fracturado preoperatorio fue del 68,9 % (60 – 75 %), con un aumento de altura en el postoperatorio inmediato del 69,4% de media en el grupo de no instrumentados (tanto para montajes cortos como largos) y del 90% de la altura teórica real en el grupo de instrumentados (en montajes cortos).

Atendiendo al índice sagital de Farcy (IS) de la vértebra fracturada pre y postoperatorio (Fig 115), en el grupo de no instrumentación de la vértebra fracturada fue de 20,24° (17,9° / 28,1°) y 0,59° (-3,2° / 4,2°) respectivamente, y para el grupo de instrumentación de la vértebra fracturada de 24,46° (17,4° / 30°) y – 3,49° (- 10° / 3,7°).

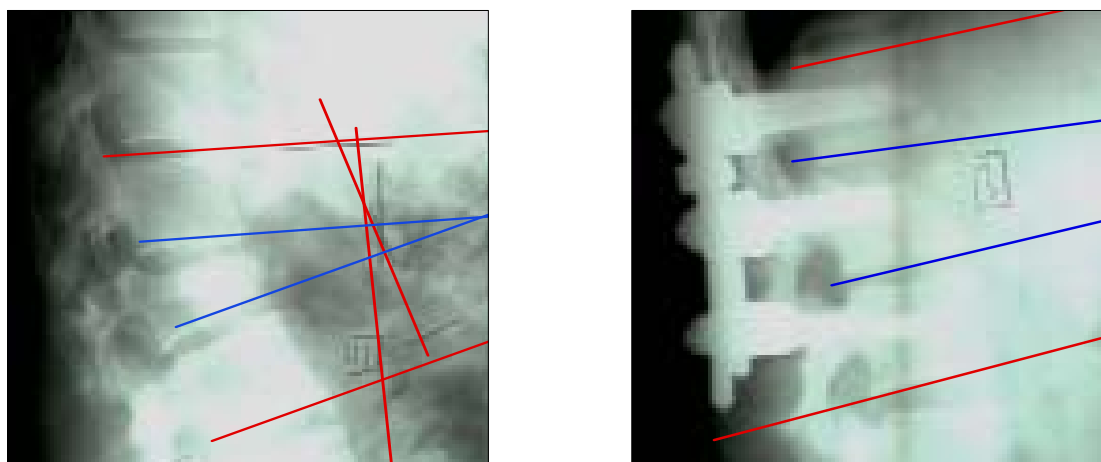


Fig 115: Medición del ISF pre y posoperatorio

Centrándonos en los resultados obtenidos en los *montajes cortos* con y sin osteosíntesis de la vértebra fracturada, tendremos que el IS pre y postoperatorio en el grupo de *no instrumentación* de la vértebra fracturada fue de $23,37^\circ$ ($18,2^\circ / 28,1^\circ$) y $0,25^\circ$ ($- 3,2^\circ / 4,2^\circ$), mientras que en el grupo de *instrumentación* de la vértebra fracturada fue de $24,46^\circ$ ($17,4^\circ / 30^\circ$) y $- 3,35^\circ$ ($- 10^\circ / 3,7^\circ$) respectivamente.

La pérdida de corrección al final del seguimiento con respecto a la reducción inicial fue inferior a 2° en 11 casos (3 casos con instrumentación de la vértebra fracturada, siendo los 3 montajes cortos).

Las complicaciones presentadas en la serie fueron:

- 6 casos de íleo paralítico.
- 3 seromas de herida quirúrgica.
- 1 caso de infección superficial de herida quirúrgica de cresta ilíaca.

No se observó ningún caso de dolor severo o de tipo incapacitante. Al año del seguimiento 36 pacientes pudieron incorporarse a su actividad laboral previa, de forma completa o con leve limitación. Un 8% necesitó de toma de analgésicos (de forma ocasional en el 60% de los mismos).

En todos los casos menos en uno se ha conseguido la artrodesis, comprobada por estudio radiológico funcional o bien mediante estudio por TC.

Hasta la fecha no se ha precisado la retirada de la instrumentación en ninguno de los casos (Fig 116).

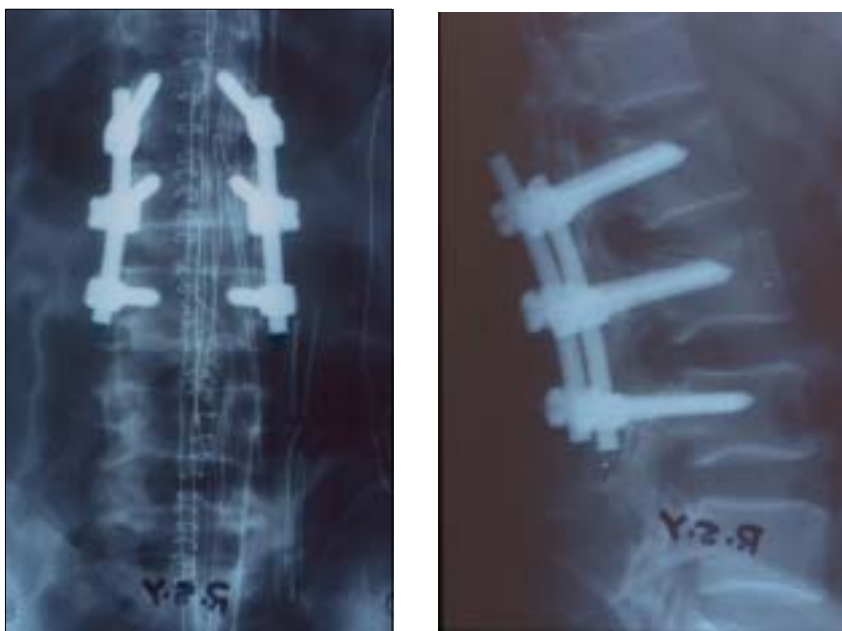


Fig 116: Radiografías de control de una Instrumentación posterior corta con osteosíntesis de la vértebra L2 fracturada

Nº CASO	EDAD	SEXO	LOCALIZACIÓN	C. DENIS	E.FRANKEL	% COMPRESIÓN
CASO 1	34	Masculino	L2	TIPO B	E	75%
CASO 2	46	Masculino	T12	TIPO A	E	73%
CASO 3	37	Masculino	L1	TIPO B	E	70%
CASO 4	33	Femenino	L2	TIPO B	E	60%
CASO 5	34	Masculino	L2	TIPO B	E	66%
CASO 6	38	Masculino	L1	TIPO B	E	60%
CASO 7	31	Femenino	L1	TIPO B	E	72%
CASO 8	32	Masculino	L1	TIPO A	E	70%
CASO 9	37	Femenino	L2	TIPO B	E	65%
CASO 10	47	Femenino	L1	TIPO C	E	70%
CASO 11	46	Masculino	T12	TIPO B	E	68%
CASO 12	20	Masculino	L2	TIPO A	E	75%
CASO 13	29	Masculino	L1	TIPO B	E	74%
CASO 14	44	Masculino	L1	TIPO B	E	70%
CASO 15	32	Masculino	L1	TIPO A	E	60%
CASO 16	33	Femenino	L2	TIPO A	E	70%
CASO 17	25	Masculino	L1	TIPO B	E	75%
CASO 18	40	Masculino	L1	TIPO B	E	73%
CASO 19	41	Masculino	T12	TIPO C	E	70%
CASO 20	33	Masculino	L1	TIPO B	E	69%
CASO 21	39	Femenino	L1	TIPO B	E	71%
CASO 22	31	Masculino	L1	TIPO B	E	75%
CASO 23	34	Masculino	L1	TIPO B	E	70%
CASO 24	43	Femenino	T12	TIPO A	E	70%
CASO 25	34	Masculino	L1	TIPO B	E	67%
CASO 26	26	Masculino	L2	TIPO A	E	70%
CASO 27	38	Masculino	L1	TIPO B	E	71%
CASO 28	41	Masculino	T12	TIPO B	E	75%
CASO 29	36	Masculino	L1	TIPO B	E	68%
CASO 30	38	Masculino	L2	TIPO B	E	73%
CASO 31	41	Femenino	L1	TIPO B	E	60%
CASO 32	58	Femenino	T12	TIPO B	E	70%
CASO 33	36	Masculino	L2	TIPO B	E	65%
CASO 34	39	Masculino	L1	TIPO A	E	70%
CASO 35	40	Femenino	T12	TIPO A	E	60%
CASO 36	37	Masculino	L1	TIPO A	E	60%
CASO 37	29	Masculino	L1	TIPO B	E	60%
CASO 38	30	Femenino	L1	TIPO C	E	75%
CASO 39	26	Masculino	L2	TIPO B	E	72%
CASO 40	27	Masculino	L1	TIPO A	E	70%

Nº CASO	ISF preop/postop*	DIA IQ	OSVF*	VIA ABORDAJE	MONTAJE	AUTOINJERTO
CASO 1	28,1° / -3°	6	NO	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 2	19,3° / 0°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 3	18,8° / 0°	6	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 4	30° / -10°	7	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 5	29,7° / -10°	4	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 6	19,2° / 1°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 7	20° / 0°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 8	17,4° / 0°	6	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 9	30° / -10°	7	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 10	18,4° / 0°	7	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 11	18,7° / 0°	4	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 12	27,2° / -3,2°	5	NO	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 13	20° / 0°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 14	18,8° / 0°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 15	18,1° / 1,1°	6	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 16	27,5° / -10°	6	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 17	20° / 0°	6	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 18	18,2° / 3°	5	NO	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 19	20° / 1,3°	4	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 20	25° / 0°	7	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 21	25° / 3,7°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 22	24,2° / 1,9°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 23	25° / 0°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 24	19,6° / 1,1°	4	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 25	20° / 4,2°	5	NO	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 26	29° / -10°	6	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 27	20° / 0°	7	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 28	20° / 0°	6	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 29	25° / 1°	6	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 30	28,4° / -10°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 31	23° / 0°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 32	19,3° / 2,7°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 33	28,8° / -10°	7	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 34	18,9° / 1,3°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 35	21,2° / 0°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 36	20° / 0°	6	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 37	18,9° / 0°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 38	17,9° / 0,9°	5	NO	POSTERIOR	LARGO	SI
CASO 39	30° / -10°	4	SI	POSTERIOR	CORTO	SI
CASO 40	20° / 0°	5	SI	POSTERIOR	CORTO	SI

ISF preop/postop* : índice sagital de Farcy preoperatorio / postoperatorio.

OSVF* : osteosíntesis de la vértebra fracturada

5.3 DISCUSIÓN CLÍNICA

El problema fundamental de las fracturas tipo estallido a nivel de la charnela toracolumbar sin repercusión neurológica, es la deformidad inicial y progresiva en el plano sagital, con importantes grados de cifosis tanto local como segmentarias, que llevarán a una severa repercusión funcional (2, 5, 12, 54, 99, 120, 175). El estallido vertebral suele producir cifosis y pérdida de altura del cuerpo vertebral.

El tratamiento conservador de este tipo de fracturas fue la norma a seguir en la década de los sesenta, pero con una alta incidencia de secuelas y complicaciones, como cifosis progresivas y dolor (52, 124).

Todo ello como consecuencia de los dos tipos de inestabilidad que se pueden presentar: inestabilidad de primer grado, *mecánica*, e inestabilidad de segundo grado, *neurológica*. Fue en este momento cuando comenzaron las bases del tratamiento quirúrgico de este tipo de fracturas (5, 124, 137).

Existen publicaciones recientes, en las que las fracturas tipo estallido inestables del área toracolumbar son una clara indicación de tratamiento quirúrgico, con unos resultados buenos tanto a corto como a largo plazo (2, 3, 5, 9, 42, 52, 120, 137, 144).

Todos estos hechos han provocado que la actitud ante este tipo de fracturas tipo estallido a nivel de la charnela toracolumbar sea cada vez más intervencionista, realizando montajes sólidos con el máximo ahorro de espacios funcionales que redundará en una disminución importante de la morbilidad.

Existen estudios clínicos que demuestran el fallo de los montajes cortos sin osteosíntesis de la vértebra fracturada, con colapso progresivo del nivel de fractura y rotura del implante (124, 188). Fallos secundarios a una insuficiente recuperación de la altura del soma vertebral fracturado, con la consiguiente reducción anatómica insatisfactoria de la lesión y por ello la alteración de las curvas fisiológicas del raquis.

Los resultados clínicos tan satisfactorios de este estudio en fracturas vertebrales tipo estallido, con montajes cortos con fijación transpedicular de dos segmentos vertebrales adyacentes al nivel lesionado más osteosíntesis de la vértebra fracturada, y similares a los obtenidos por otros autores con montajes largos (fusión de mayor número de segmentos vertebrales) y otros métodos de fijación más agresivos (55, 163), hacen que este tipo de indicación sea desde el punto de vista clínico la más adecuada para estos

pacientes, además de presentar pérdidas de corrección superponibles a los montajes largos, con muy pocos fallos del implante, u otras complicaciones (Fig 117).

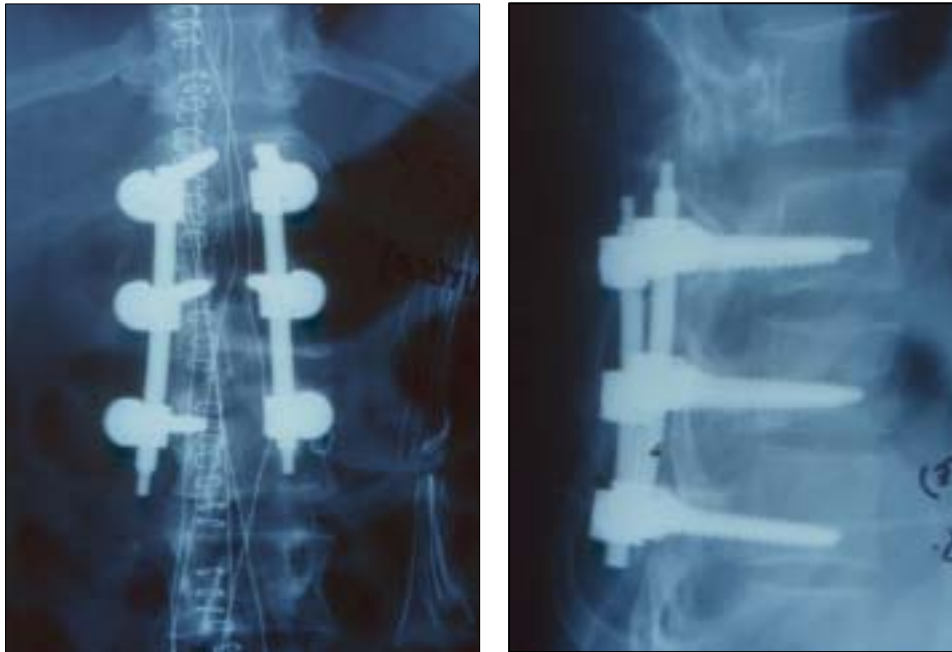


Figura 117: instrumentación corta con osteosíntesis de la vértebra fracturada

Esto es debido a los siguientes factores:

- 1 Reducción anatómica de la lesión.
- 2 Reestablecer las curvas fisiológicas del raquis.
- 3 Artrodesis sistemática de los niveles instrumentados.
- 4 Osteosíntesis de la vértebra fracturada con recuperación de altura del soma vertebral.
- 5 En casos seleccionados, asociación de ganchos o DTT.

Por todo ello, y a pesar de que la población de estudio es pequeña y tratarse de pacientes jóvenes con una muy buena calidad ósea, las conclusiones obtenidas pueden ser aplicadas a cualquier grupo de enfermos con este tipo de lesión anatomopatológica (fractura estallido del área toracolumbar sin afectación neurológica con un IS $> 15^\circ$ y pérdida de altura superior al 45% del VR) o similares.

5.4 CONCLUSIÓN CLÍNICA

Desde el punto de vista clínico el tratamiento mediante osteosíntesis de la vértebra fracturada y las dos vértebras vecinas, ofrece los mejores resultados frente a los demás tratamientos quirúrgicos evaluados (instrumentación larga con / sin osteosíntesis de la vértebra fracturada o corta sin osteosíntesis de la vértebra fracturada) (Fig 118).

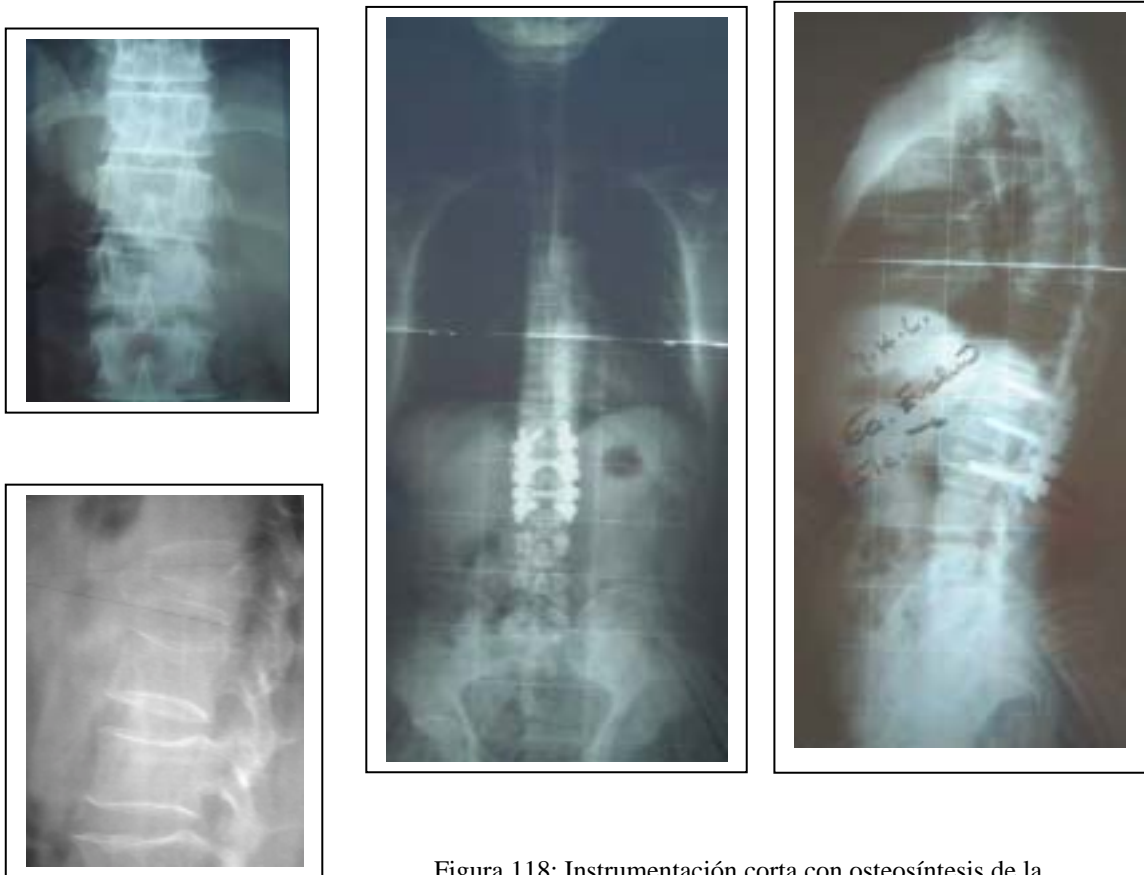


Figura 118: Instrumentación corta con osteosíntesis de la vértebra fracturada

6. DISCUSIÓN

El problema fundamental que plantean las fracturas vertebrales tipo estallido *inestables* (sin repercusión neurológica) a nivel de la charnela toracolumbar es la deformidad *inicial* (cifosis con pérdida de altura del cuerpo vertebral), y *progresiva* en el plano sagital, tanto local como segmentaria, que llevarán a una severa repercusión clínica y funcional (2, 5, 12, 54, 99, 120, 174).

El rasgo anatomopatológico fundamental de este tipo de lesión es la rotura de la *columna media* con retropulsión de hueso hacia el interior del canal medular (41, 119, 120), pero pueden estar afectadas las 2, o las 3 columnas.

Fue en 1984, Denis et al. quien publicó que el 17% de las fracturas tipo estallido sin repercusión neurológica tratadas de forma conservadora desarrollaban síntomas neurológicos tardíos (40). Otros autores también demuestran una alta incidencia de secuelas y complicaciones, como cifosis progresivas y dolor crónico, con el tratamiento conservador de las fracturas vertebrales tipo *estallido inestables* (2, 41, 52, 137).

En fracturas del área toracolumbar tipo estallido inestables, el tratamiento de elección será el quirúrgico, como así lo reflejan diferentes trabajos, con buenos resultados tanto a corto como a largo plazo (2, 3, 5, 9, 42, 52, 120, 137, 144), realizando montajes sólidos que reduzcan la alta incidencia de secuelas del tratamiento conservador.

Gracias al avance de los métodos diagnósticos, a la mejora en el conocimiento biomecánico de las lesiones y a la evolución de los sistemas de osteosíntesis la discusión sobre las diferentes formas de tratamiento quirúrgico de este tipo de fracturas está en continua actualización.

El objetivo del tratamiento quirúrgico es conseguir la consolidación satisfactoria de la fractura, restaurando la estabilidad global de la columna por medio de la recuperación de sus curvas fisiológicas, precisando por ello, de la reducción adecuada de la misma, intentando mantener el máximo número de segmentos móviles, que redundará en una disminución importante de la morbilidad, todo ello con el fin de evitar complicaciones secundarias, preservando en todo momento, la función neurológica.

La reducción y estabilización de la fractura con recuperación de las curvas fisiológicas de la columna, se puede realizar mediante la instrumentación por vía posterior con tornillos transpediculares de Roy-Camille (156), por medio de la aplicación de fuerzas de distracción y fuerzas lordosantes sobre el sistema de fijación (33, 34).

En la mayoría de las fracturas vertebrales la integridad anatómica de los pedículos es suficiente como para permitir ser instrumentados con un riesgo neurológico asumible (3, 29, 31, 111).

En la última década la osteosíntesis transpedicular corta con fusión de dos segmentos funcionales es la práctica habitual en el manejo de este tipo de fracturas (3, 4, 29, 30, 31, 52, 81, 103), dejando de lado las instrumentaciones largas o clásicas que incluían dos o más espacios artrodesados tanto por arriba como por debajo de la vértebra fracturada, debido a las ventajas “*a priori*”, tanto biomecánicas, funcionales como clínicas, de las instrumentaciones cortas frente a las clásicas, con disminución de la morbilidad a corto y largo plazo, ya que preservan segmentos móviles no afectados, limitando la fijación a escasos niveles de la lesión (2, 9, 118).

Existen en la literatura, trabajos que demuestran los buenos resultados funcionales y clínicos de esta técnica, reflejando un total convencimiento de la fiabilidad de este método (3, 29, 52, 81, 103, 111). Por otra parte, no es menos cierto que otros estudios clínicos demuestran el fallo de los montajes cortos con colapso progresivo del nivel de la fractura y rotura del implante (124, 188).

Una técnica relativamente novedosa es la *osteosíntesis transpedicular de la vértebra fracturada* (31, 53), que persigue como fin el aumentar la estabilidad global del montaje y por tanto prevenir el fracaso de la instrumentación corta o muy corta (9, 120).

Este concepto está avalado por suficientes publicaciones con resultados clínicos y funcionales con este tipo de osteosíntesis (3, 29, 30, 53, 103, 105, 111, 143), similares a los obtenidos por otros autores con montajes largos y otros métodos de fijación más agresivos (55, 163), siempre que se consiga la restauración del plano sagital fisiológico.

Este método de osteosíntesis al presentar pérdidas de corrección superponibles a los montajes largos, muy pocos fallos del implante y otras complicaciones, hacen que desde un punto de vista “*clínico*” sea la más adecuada en estos casos.

Considerando las conclusiones del estudio biomecánico de esta tesis doctoral, como son:

1. En los **Modelos Experimentales** testados, la rigidez y resistencia estática / a fatiga, es mayor en el montaje corto con osteosíntesis de la vértebra fracturada, frente a la no osteosíntesis de la misma.

2. En los **Modelos MEF**:

- todas las configuraciones presentan una rigidez superior a la columna intacta.
- la rigidez de los montajes largos es considerablemente mayor que la de los montajes cortos.
- en las configuraciones de 5 y 4 vértebras instrumentadas no se aprecian diferencias en la rigidez a la hora de instrumentar o no la vértebra fracturada en todos los modos de carga.
- en instrumentaciones cortas estas diferencias pueden llegar a ser hasta de un 40 % en los diferentes modos de carga.

Por ello, desde el punto de vista “*biomecánico*” se preferirá el montaje corto frente al largo con instrumentación de la vértebra fracturada por ofrecer valores de rigidez superiores a lo fisiológico, evitar el sacrificio de 2 Unidades Vertebrales Funcionales, y poseer además una menor movilidad en los discos y vértebras adyacentes.

Entre montaje corto con o sin instrumentación de la vértebra fracturada, preferimos el primero por presentar una resistencia mayor ante cargas estáticas y de fatiga.

7. CONCLUSIÓN

*Concluyo, postulando que desde el punto de vista **clínico, funcional y biomecánico** la instrumentación **transpedicular corta con osteosíntesis de la vértebra fracturada** en lesiones tipo estallido inestables del área toracolumbar con un Índice Sagital medio de $22,35^\circ$ ($17,4^\circ - 30^\circ$) y pérdida de altura media del cuerpo vertebral fracturado del 68,9 % ($60 - 75\%$) es el método más recomendable para el tratamiento de las mismas. Conclusión que puede ser aplicada a cualquier grupo de enfermos con este tipo de lesión anatomopatológica o similares.*

8. BIBLIOGRAFIA

1. Abumi, K., Panjabi, M.M., Duranceau, J. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 1989; 14(11): 1249-1256.
2. Aebi, M; Etter, Chr; Kehl, T; Thalgott, J. Stabilisation of the lower thoracic and lumbar internal spinal skeletal fixation system; indications, techniques, and first results of treatment. *Spine* 1987; 12: 544-551.
3. Akbarnia BA; Crandall, DG; Burkus, K. Use of long rods and a short arthrodesis for burst fractures of thoracolumbar spine: a long term follow-up study. *J Bone Joint Surg* 1994. 76-A: 1629-1635.
4. Alanay A, et al. Short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: ¿Does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure?. *Spine* 2001. 26(2):213-217.
5. Altman DT, Donaldson WF. Thoracolumbar fractures. *Current Opinion in Orthopedics*. 1990; 8(II):41-48.
6. Anderson PA, Crutcher J, King H, et al. Spinal canal decompression in thoracolumbar burst fractures treated with posterior distraction rods. *J Orthop Trauma* 1989; 3: 160-161.
7. Anderson, C., Chaffin, D.B., Herrin, G.D., Matthews, L.S. A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J. Biomech*. 1985; 18(8): 571-584.
8. Argenson C.: Cal incieux et pseudoarthrose du rachis thoraco-luminaire en chirurgie du rachis de L'Adulte. J Duparc ed. París. Expansion Scientifique. 1993; 169-198.

9. Argenson, C; Lassale, B. Les fractures recentes du rachis thoraciques et lombaire avec et sans troubles neurologiques. Rev Chir Orthop. 1996; Suppl I. 82: 61-127.
10. Atienza, C.M. Biomecánica de la columna vertebral y sistemas de reparación (II). Biomecánica cuadernos de información 1997; 14: 5-9.
11. Carlos M. Atienza Vicente. Definición de un modelo para la evaluación y el diseño de sistemas de fijación de raquis en base a métodos analíticos. Tesis Doctoral Universidad Politécnica de Valencia. 2000. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Valencia.
12. Bago J; Villanueva C; Aguirre M; Martí D. Tratamiento conservador de la fracturas estallido vertebrales. Estudio comparativo del corsé de yeso y la ortesis de Jewet. Rev Ortop Traumatol, 1990; 34: 605-607.
13. Basmajian JV, Greenlaw. Electromyography of iliacus and psoas with inserted fine-wire electrodes. Anat Rec 1968; 160:310.
14. Bean, J.C., Chaffin, D.B., Schultz, A.B. Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method. J. Biomech. 1988; 21(1): 59-66.
15. Belytschko, T., Kulak, R.F., Schultz, A.B., Galante, J.O. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. J. Biomech. 1974; 7(3): 277-285.
16. Benson DR, Burkus JK, Montesano PX, et al. Unstable thoracolumbar and lumbar burts fractures treated with the AO fixture interne. J Spinal Disord. 1992; 5: 335-343.
17. Benson DR, Keenen TL. Evaluation and treatment of trauma to the vertebral column. Instr Course Lect 1990; 39: 577-589.

18. Bradford D, Mc Bride G. Surgical management of thoracolumbar spine fractures with incomplete neurologic deficits. *Clin Orthop* 1987; 218: 201-216.
19. Brown T, Hanson R, Yorra A. Some mechanical test on the lumbo-sacral spine with particular refernce to the intervertebrla discs. *J Bone Joint Surg* 1957; 39^a: 1135.
20. Calisse, J. Belastungs- und Beanspruchungsanalyse der lendenwirblesäule mit und ohne fixateure (Tesis). 1999. Berlin, Alemania.
21. Campbell, et al. Fractures of the thoracolumbar spine. Late results of dorsal instrumentation and its consequences. *Spine* 1998; 9: 881-888.
22. Cantor JB; Lebwohl, NH; Garbey, T; Eismont, FJ. Nonoperative managementof stable thoracolumbar burst fractures with early ambulatiron and bracing. *Spine* 1993; 8: 971-976.
23. Chaffin, D.B. Computerized biomechanical models-development of and use in studying gross body actions. *J. Biomech.* 1969; 2: 429.
24. Chaffin, D.B., Anderson, G.J. *Occupational biomechanics*, John Willey & Sons, New York. 1984.
25. Chazal, J., Tanguy, A., Bourges, M., Gaurel, G., Escande, G., Guillot, M., Vanneville, G. Biomechanical properties of spinal ligamnets and a histological of the supraspinal ligament in traction. *J. Biomech.* 1985; 18(3): 167-176.
26. Chiba M, McLain RF, Yerbi SA, et al. Short-segment pedicle instrumentation. Biomechanical analysis of suplemment hook fixation. *Spine* 1996; 21: 288- 294.

27. Cho D.Y, Lee W.Y, Shu P.C. Treatment of thoracolumbar burst fractures with polymethyl methacrylate vertebroplasty and short-segment pedicle screw fixation. *Neurosurgery*. 2003; 53(6): 1354-1360.
28. Chow DHK, Evans JH, Leong JCY. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine* 1996; 21: 549-555.
29. Christian A; Vincent, YG; Rene, PL. Posterior approach with Louis plates for fractures of the thoracolumbar spine with and without neurologic deficits. *Spine* 1998; 23: 2030-2040.
30. Christian Knop, MD; Henry F. Fabian, MD; Leonard Bastian, MD. Late results of thoracolumbar fractures after posterior instrumentation and transpedicular bone grafting. *Spine* 1999; 26(1): 88-89.
31. Chung, JY. Short segment transpedicular CD instrumentation including involved vertebra for fractures of thoracic and lumbar spine. In *CD instrumentation, GICG Paris*. 1993, 67.
32. Clohisy JC, Akbarnia BA, Bucholz RD, et al. Neurologic recovery associated with anterior decompression of spine fractures at the thoracolumbar junction T12-L1. *Spine* 1992; 17: S325- S330.
33. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M: New universal instrumentation for spinal surgery. *Clin Orthop* 1988; 10: 227.
34. Cotrel Y, Dubousset J: *Universal instrumentation (CD) for spinal surgery, thecnique manual*. 1985. Greensburg, Penn. Stuart.
35. Christodoulou A, Ploumis A, Terzidis I, Pournier I. Vertebral body reconstruction with injectable hydroxiapatite cement for the management of unstable thoracolumbar burst fractures: a preliminary report. *Acta Orthop Belg*. 2005; 71(5): 597-603.

36. Dall B, Stauffer ES. Neurologic injury and recovery patterns in burst fractures at the t12 or l1 motion segment. *Clin Orthop* 1988; 233: 171-176.
37. De Klerk LW, Fontijne WP, Sijnen T, Braakman R, Tanghe HL, van Linge B. Spontaneous remodeling of the spinal canal after conservative management of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1998; 23: 1057-1060.
38. Delamarter RB, Bohlman HH, Dodge LD, et al. Experimental lumbar stenosis, analysis of the vasculature, histology, and cortical evoked potentials following chronic compression of the dog cauda equina. *J Bone Joint Surg* 1990; 72: 111-120.
39. Denis F, Armstrong G. Compression fractures versus burst fractures in the lumbar and thoracic spine. *J Bone Joint Surg {Br}* 1981; 63: 462.
40. Denis F, et al. Acute thoracolumbar burst fractures in the absence of neurologic deficit: A comparison between operative and nonoperative treatment. *Clin Orthop*. 1984; 189:142.
41. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 1983; 8: 817-831.
42. Denis, F. Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. *Clin Orthop*, 1984; Oct(189): 65-76.
43. DeWald R. L.: Burst fractures of the thoracic and lumbar spine. *Clin. Orthop*. 1984; 189:150.
44. Dewei Zon, MD; Jung U Yoo, MD; Thomas Edwards, MD. Mechanics of anatomic reduction of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1993; 18(2):195-203.
45. Dick W. Fixateur interne in: state of the arts reviews. *Spine* 1992; 6: 147.

46. Ducker TB, Hamit HF. Experimental treatments of acute spinal cord injury. *J Neurosurg* 1989; 30: 693-697.
47. Ducker TB. Treatment of spinal cor injury. *N Engl J Med* 1990; 322:1459-1461.
48. Duffield, R.C., Carson, W.L., Chen, L., Voth, B. Longitudinal element size effect on load sharing, internal loads, and fatigue life on tri-level spinal implant constructs. *Spine* 1993; 18(12): 1695-1703.
49. Dunn HK. Anterior spine stabilization and decompression for thoracolumbar injuries. *Orthop Clin North Am* 1986; 17:113-119.
50. Edwards CC, Levine AM. Early rod sleeve stabilization of the injured thoracic and lumbar spine. *Orthop Clin North Am* 1986; 17: 121-145.
51. el-Khoury GY, Whitten CG. Trauma to the upper thoracic spine: anatomy, biomechanics, and unique imaging features. *AJR* 1993; 160: 95-102.
52. Escribá I; Aguirre R, Bas T. Tratamiento de las fracturas toracolumbares en fase de secuela. *Rev Esp Cir Osteoart*, 1995; 30: 197-201.
53. Escribá Roca, I; Bonete Lluch, DJ; Mudarra Garcia, J; Perez Millan, LA. Tratamiento quirúrgico de las fracturas toracolumbares. Osteosíntesis de la vértebra fracturada. *Revista de Ortopedia y Traumatología*. 2000; Junio Vol 44: 513-518.
54. Esses SI; Botsford DJ; Wright T. Operative treatment of spinal fractures with the AO Internal Fixator. *Spine* 1991; 16: 146-150.
55. Esses, SI. The AO Spinal internal fixator. *Spine* 1983; 8: 817-831.

-
56. Farcy JP, et al. Sagittal index in management of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1990; 15 (9): 958-965.
 57. Fidler MW. Remodelling of the spinal canal after burst fracture. A prospective study of two cases. *J Bone Joint Surg {Br}* 1988; 70: 730-732.
 58. Gertzbein S, Court-Brown C, Marks P, et al. The neurologic outcome following surgery for spinal fractures. *Spine* 1988; 13: 641-644.
 59. Gertzbein SD, Court-Brown CM. Flexion-distraction injuries of the lumbar spine: Mechanisms of injury and classification. *Clin Orthop* 1988; 227: 52-60.
 60. Gilberston, L.G., Goel, V.K., Patwardhan, A.G. Biomechanics of the spinal hyperextension orthoses used in the treatment of thoracolumbar injuries. 21st Annual Meeting of the International Society for the Study of the Lumbar Spine. 1994; Seattle, W.A. June 21-25.
 61. Goel VK, Ramírez SA, Kong WZ, Gilberston LG. Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligaments lumbar spine-application of bone adaptive remodeling concepts. *J Biomech Eng* 1995; 117: 226-271.
 62. Goel, V.K., Kim, Y.E., Lim, T.H., Weinstein, J.N. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine* 1988; 13(9): 1003-1011.
 63. Goel, V.K., Kong, W., Han, J.S., Weinstein, J.N., Gilberston, L.G. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 1993; 18(11): 1531-1541.
 64. Goel, V.K., Lim, T.H., Gwong, J., Chen, J.Y., Winterbottom, J.M., Park, J.B., Weinstein, J.N., Ahn, J.Y. Effects of rigidity of an internal fixation device. Comprehensive biomechanical investigation. *Spine* 1991; 16(S3):155-161.

-
65. Gordon ML, Capen DA, Zigler J, Gordon D, Nelson R, Nagelberg S. A Comparación of operative and non operative treatment in fractures of the high thoracic spine. *J Spine Disord* 1990. 3: 150-157.
 66. Goutallier D., Louis R.: Indications therapeutics dans les fractures inestables du rachis. *Rev. Clin Orthop.* 1977; 63: 485-491.
 67. Grieve GP. Common vertebral joint problems. London: Churchill Livingstone, 1981: 41-44.
 68. Gurwitz GS, Dawson JM, McNamar MJ, et al. Biomechanical análisis of three surgical approaches for lumbar burst fractures using short segment instrumentations. *Spine* 1993; 18: 977-982.
 69. Guttman L. Traumatic paraplegia and tetraplegia in ankylosing spondylitis. *Paraplegia* 1966; 4: 188-203.
 70. Haggness MH, Doherty BJ. The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: implications for burst fractures. *J Anat* 1997; 191: 309-312.
 71. Haheer TR, O'Brien M, Felmy W, et al. Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. *Spine* 1992; 17: S149-S154.
 72. Haheer TR, Bergman M, O'Brien M, et al. The effect of the three columns of the spine on the instantaneous axis of rotation in flexion and extensión. *Spine* 1991; 16: S312-S318.
 73. Haheer TR, Felmy W, Baruch H, et al. The contribution of the three columns of the spine to rotational stability. *Spine* 1989; 14: 663-669.
 74. Haheer TR, O'Brien M, Dryer JW, et al. The role of the lumbar facet joints in spinal stability: identification of alternative paths of loading. *Spine* 1994; 19: 2667-2670.

-
75. Harms J. Classification and treatment of thoracolumbar spinal injuries. En: European Instructional Course Lectures. 1997; 3: 164-172.
 76. Harrington PR. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. J Bone Joint Surg Am. 1962; 44-A: 591- 610.
 77. Harrington, RM (Dpto. Orthop. Surg. University of Washington).
 78. Hazel WA Jr, Jones RA, Morrey BF, Stauffer RN,. Vertebral fractures without neurologic déficit. A long-term follow-up study. J Bone Joint Surg {Am} 1988; 70: 1319- 1321.
 79. Holdsworth F: Fractures, dislocations and Fractures-dislocations of the spine. J. Bone Joint Surg 1970; 53 A: 1534-1559.
 80. Hukins DWL, Kirby MC, Sikoryn TA, Aspden RM. Comparison of structure, mechanical properties, and functions of lumbar spinal ligaments. Spine 1990; 15: 787-795.
 81. J.A. Martin Benlloch, I. Escriba Roca, M. Laguia Garzaran. Cotrel-Dubousset instrumentation in surgical treatment of thoracolumbar and lumbar fractures. Hook and screw instrumentation, short instrumentation. 9th proceeding of the international congress on Cotrel – Dubousset instrumentation. 1992. Paris.
 82. Jacobs RR, Asher MA, Zinder RK. Thoracolumbar spinal injuries. A comparative study of recumbent and operative treatment in 100 patients. Spine 1980; 5: 463-477.
 83. Jacobs RR, Schlaepfer F, Mathys R Jr, et al. A locking hook spinal rod system for stabilization of fracture dislocations and correction of deformities of the dorsolumbar spine: A biomechanic evaluation. Clin Orthop 1984; 189: 168-177.

-
84. James KS, Wenger KH, Schlegel JD, et al. Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1994; 19: 1731-1740.
 85. Janik TJ, Harrison DD, Cailliet R, Troyanovich SJ, Harrison DE. Can the sagittal lumbar curvature be closely approximated by an ellipse?. *J Orthop Res*. 1998; Nov. 16(6): 766-70.
 86. Jeffery L Stambough. *Muskuloskeletal Research Laboratory*. Cincinnati, Ohio. 2001.
 87. Jones RF, Snowdon E, Coan J, King L, Engel S. Bracing of thoracic and lumbar spine fractures. *Paraplegia* 1987; 25: 386-393.
 88. Kaneda K, Abumi K, Fujiya M. Burst fractures with neurologic deficits of the thoracolumbar – lumbar spine. Results of anterior decompression and stabilization with anterior instrumentation. *Spine* 1984; 9: 788-795.
 89. Kapandji IA. *Physiology of the joints*. New York: Churchill Livingstone. 1974.
 90. Kaye, J.J and Nance, E. P. : Thoracic and lumbar spine trauma. *Radiol. Clin. North Am*. 1990; 28: 361.
 91. Keenen TL, Anthony J, Benson DR. Non-contiguous spinal fractures. *J Trauma* 1990; 30: 489-491.
 92. Kelly RP, Whitesides TE Jr. Treatment of lumbodorsal fracture-dislocations. *Ann Surg* 1968; 167: 705-717.
 93. Kluger Y, Jarosz D, Paul DB, et al. Diving injuries: a preventable catastrophe. *J Trauma* 1994; 36: 349-351.

-
94. Knop C, Fabian HF, Bastian L, Blouth M. Late results of thoracolumbar fractures after posterior instrumentation and transpedicular bone grafting. *Spine* 2001; 26(1): 88-99.
 95. Kong, W.Z., Goel, V.K., Gilbertson, L.G. Prediction of biomechanics parameters in the lumbar spine during static sagittal plane lifting. *J. Biomechl. Eng.* 1998; April; 120: 273-280.
 96. Kostuik JP. Anterior fixation for burst fractures of the thoracic and lumbar spine with or without neurological involvement. *Spine* 1988; 13: 286-293.
 97. Kostuik JP. Anterior spinal cord decompression for lesion of the thoracic and lumbar spine, techniques, new methods of internal fixation results. *Spine* 1983; 8:512-531.
 98. Koubba, W., Defives, T., Pierunek, M., Simonet, J., Skalli, W., Lavaste, F. A three-dimensional finite elements model of the thoraco-lumbar junction (T12-L1). *Rachis* 1995; 7-4: 181-196.
 99. Krag M. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. *Spine* 1991; 16: 83-97.
 100. Kramer DL, et al. Transpedicular instrumentation and short segment fusion of thoracolumbar fractures: a prospective study using a single instrumentation system. *J Orthop Trauma* 1995; 9(6): 499-506.
 101. Krompinger W.J; Fredrickson B.E; Mino D.E; Yuan H.A. Conservative treatment of fractures of the thoracic and lumbar spine. *Orthop. Clin. North Am.* 1986; 17:161.
 102. Kulak, R.F., Belytschko, T.B., Scultz, A.B., Galante, J.O. Nonlinear behavior of the human intervertebral disc under axial load. *J. Biomech.* 1976; 9(6): 377-386.

103. Kuner EH, et al. Ligamentotaxis with an internal spinal fixator for thoracolumbar fractures. *J Bone Joint Surg* 1994; 76-B(1): 107-112.
104. Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R., Mazel, C. Three-dimensional geometrical modelling of the lumbar spine. *J. Biomech.* 1992; 25(10): 1153-1164.
105. Lennart Sjöstrom, MD; Göram Karslström, MD; Peter Pech, MD. Indirect spinal canal decompression in burst fracture treated with pedicle screw instrumentation. *Spine* 1996; 21(1): 113-123.
106. Li K.C, Hsieh C.H, Lee C.Y, Chen T.H. Transpedicular body augments: a further step in treating burst fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; 7(436): 119-125.
107. Limb D, Shaw DL, Dickson RA. Neurological injury in thoracolumbar burst fractures. *J Bone Joint Surg* 1995; 77B: 774-777.
108. Lin, M.S., Liu, Y.K., Ray, G., Nikravesh, P. Systems identification for materials properties of the intervertebral joint. *J. Biomech.* 1978; 11(1-2): 1-14.
109. Llanos LF. Biomecánica del raquis. En: Viladot A, ed. Significado de la postura y de la marcha humana. Madrid: Universidad Complutense, 1996: 115-131.
110. Llanos LF. Introducción a la biomecánica del Aparato Locomotor. Madrid: Ed. Universidad Complutense, 1989: 355.
111. López-Oliva Muñoz, F; León Serrano, C; Cebrián Parra, JL; Carsi Lluch, B; López-Durán Stern, L. Tratamiento de las fracturas toracolumbares y lumbares con el fijador AO. *Rev Ortop Traumatol* 1996; 40: 240-245.

112. Luck KDK, Chow DHK, Evans JH, Leong JCY. Lumbar spinal mobility after short anterior interbody fusion. *Spine* 1995; 20: 813-818.
113. Luque ER, Cassis N, Ramírez-Weilla G: Segmental spinal instrumentation in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine. *Spine* 1982; 7: 312.
114. Luuk W.L; Peter J.F; Theo S.; Reiner B.; Herve L.J; Vert van Linge. Spontaneous remodeling of the spinal canal after conservative management of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1998; 23(9): 1057-1060.
115. Magerl, F y Aebi M.: A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J.* 1994; 3: 184-201.
116. Magerl, F y Aebi M: Una clasificación comprensiva de las lesiones traumáticas de la columna torácica y lumbar. En: Aebi, M., Thalgott J.S. y Webb J.K. editor. *Principios AO ASIF en cirugía de columna vertebral.* Berlui: Springer-Verlag 2002, p.20-41.
117. Markolf KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joint in the responde to external loads: a bimechanical study using autopsy material. *J Bone Joint Surg* 1970; 54-A: 511-533.
118. Martín Benlloch, JA; Segura Llopis, F; Soler Heredia, A; Laguia Garzarán, M. Tratamiento quirúrgico de las fracturas vertebrales mediante instrumentación segmentaria Cotrel-Dubousset. *Rev Esp Cir Osteoart.* 1993; 28: 77-89.
119. MC Afee PC, Yuan H, Fredrickson B, et al. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. *J Bone Joint Surg {Am}* 1983; 65: 461-473.

120. Mc Afee PC; Yuan HA; Lasda NA. The unstable burst fractures. *Spine* 1982; 7: 365-373.
121. McCullen (Dpto. Orthop. Surg. University of California). 2006.
122. McEvoy R.D; Bradford D.S: The management of burst fractures of the thoracic and lumbar spine. *Spine* 1985; 7:631.
123. McGill, S.M., Norman, R.W. Partitioning of the L4/L5 dynamic moment in disc, ligamentous, and muscular component during lifting. *Spine* 1986; 11(7): 666-678.
124. McLain RF; Sparling, E; Benson, D. Early failure of short segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg* 1993; 75- A(2):162-167.
125. Mermelstein LE, McLain RF, Yerbi SA. Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement. A biomechanical study. *Spine* 1998; 23: 664-670.
126. Michaelis LS, Unger GH, Vernon JDS, et al. The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. Part 1. *Paraplegia* 1969; 7: 178.
127. Morris JM, Benner G, Lucas D. An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. *J Ant* 1962; 96: 509-520.
128. Morris JM, Lucas D, Bresler B. The role of the trunk in stability of the spine. Biomechanics Laboratory, University of California 1961. Publication n°42.
129. Mundord J; Weinstein JN; Spratt, KF; Goel, VK. Thoracolumbar burst fractures. The clinicall efficacy and outcome of nonoperative management. *Spine* 1993; 18: 955-970.

130. Nachemson A, Evans JH. Some mechanical properties of the tirad human lumbar interlaminar ligament. *J Biomech* 1986; 1: 211-220.
131. Nachemson A. Electromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle, with the special reference to the stabilizing function of the lumbar spine. *Acta Orthop Scand* 1966; 27:177.
132. Nagel DA, Koogle TA, Piziali RL, et al. Stability of the upper lumbar spine following progressive disruptions and the application of individual internal and external fixation devices. *J Bone Joint Surg* 1981; 63^a: 62-70.
133. Nash CL Jr, Schatzinger LH, Brown RH, et al. The unstable stable thoracic compresión fracture: its problems and the use of spinal cord monitoring in the evaluation of tratment. *Spine* 1977; 2: 261-265.
134. Neumann P, Osvaleder AL, Nordwall A, et al. The mechanism of initial flexión-distration injury in the lumbar spine. *Spine* 1992; 17: 1083-1090.
135. Nicoll, F.A.: Fractures of the dorso-lumbar Spine. *J. Bone Joint Surg (Br)* 1949; 31: 376-394.
136. NIOSH. A work practies guide for manual lifting. National Institute for Occupational Safety and Health, Taft Industires. Cincinnati. 1981.
137. Ortíz Gómez JA; López-Sastre Núñez, A; Moreno Torre, JJ. Análisis comparativo de cuatro métodos de fijación posterior de las fracturas toracolumbares. *Rev Ortop Traumatol* 1997; 341: 106-11.
138. Panjabi MM, Kifune M, Liu W, et al. Graded thoracolumbar spinal injuries: development of multidirectional instability. *Eur Spine* 1998; J 7: 332-339.

139. Panjabi MM, Oxland TR, Linn RM, et al. Thoracolumbar burst fractures. A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine* 1994; 19: 578-585.
140. Panjabi MM, Thibodeau LL, Crisco JJ, et al. GAT constitutes spinal instability? *Clin Neurosurg* 1988; 34: 313-339.
141. Panjabi, M.M., Goel, V., Oxland, T., Takata, K., Duranceauc, J., Krag, M., Price, M. Human lumbar vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1992; 17(3): 299-306.
142. Panjabi, M.M., Takata, K., Goel, V., Federico, D., Oxland, T., Duranceauc, J., Krag, M. Thoracic human vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1991; 16(8): 888-901.
143. Pavlos G. Katonis MD; George M. Kontakis MD; George A. Loupasis MD. Treatment of unstable thoracolumbar and lumbar spine injuries using Cotrel-Doubousset instrumentation. *Spine* 1999; 24(22): 2352-2357.
144. Pérez Millán, LA; Bas Conesa, JL; Escribá Roca, I. Tratamiento quirúrgico de las fracturas vertebrales. *Rev Ortop Traumatol* 1990; 34: 38-43.
145. Pickett J, Blumenkopf B. Dural lacerations and thoracolumbar fractures. *J Spinal Disord* 1989; 2: 99-103.
146. Potvin, J.R., McGill, S.M., Norman, R.W. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine* 1991; 16(9): 1099-1107.
147. Prolo, D; Okillind, S; Butcher, M. Toward uniformity in evaluating results of lumbar spine operations. *Spine* 1986; 11: 601-606.
148. Proubasta I, Gil Mur J, Planell JA. *Fundamentos de Biomecánica y Biomateriales*. Madrid: Ed Ergon, 1997: 78-83.

149. Quinell RC, Stockdale HR. Some experimental observations of the influence of a single lumbar floating fusion on the remaining lumbar spine. *Spine* 1981; 6: 263-267.
150. Rabinovici R, Ovadia P, Mathiak G, Abdullah F. Abdominal injuries associated with lumbar spine fractures in blunt trauma. *Injury* 1999; 30: 471-474.
151. Reginald Q; David P; Donald P; John R; Kenneth V. Comparison of operative versus nonoperative treatment of lumbar burst fractures. *Clin Orthop and Related Research*. 1993; 293: 112-121.
152. Reid DC, Henderson R, Saboe L, et al. Etiology and clinical course of missed spine fractures. *J Trauma* 1987; 27: 980-986.
153. Rholmann A, Bergman G, Graichen F. Loads on an internal spinal fixation device during walking. *J Biomech* 1997; 30: 41-47.
154. Rholmann A, Riley LH III, Bergman G, et al. In vitro load measurement using instrumented spinal fixation device. *Med Eng Phys* 1996; 18: 485-488.
155. Rohlmann, A., Calisse, J., Bergmann, G., Ulrich, W. Internal spinal fixator stiffness, stiffness has only a minor influence on stress in the adjacent disc. *Spine* 1999; 24(11): 1192-1196.
156. Roy-Camille R., Saillant G, Berteaux D, Marie-Arine S: Early management of spinal injuries. In McKibbin B ed. *Recent advances in orthopaedics 3*. Edinburg. Churchill-Livingstone. 1979: 57-87.
157. Rupp RE, Ebraheim NA, Chrissos MG, et al. Thoracic and lumbar fractures associated with femoral shaft fractures in the múltiple trauma patient:

- occult presentations and implications for femoral fracture stabilization. *Spine* 1994; 19: 556-560.
158. Saboe LA, Reid DC, Davis LA, Warren SA, Grace MG. Spine trauma and associated injuries. *J Trauma* 1991; 31: 43-48.
159. Serena Hu S.; Daniel A. Capen; Reynold R, Rimoldi. The effect of surgical descompresion on neurologic outcome after lumbar fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1993; March; N°288.
160. Sharma, M., Langrana, N., Rodriguez, J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal satbility. *Spine* 1995; 20(3): 887-900.
161. Shirazi-Adl, A., Drouin, G. Load sharing function of lumbar intervertebral disc and facet joint in compression, extension and flexion. *Adv. Bioeng.* 1986; 18.
162. Skalli, W., Robin, S., Lavaste, F., Dubousset, J. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a tree-dimensional geometric and mechanical model. *Spine* 1993; 18(5): 536-545.
163. Slosar PJ Jr, Patwardhan AG, Lorenz M, et al. Instability of the lumbar burst fractures and limitations of transpedicular instrumentation. *Spine* 1995; 20: 1452-1461.
164. Spilker, R.L. Mechanical behavior of a simple model of an intervertebral disk under compressive loading. *J. Biomech.* 1980; 13: 895.
165. Stoval D.Jr, Goodrich A, Mac Donald A, Blom P. Pedicle screw instrumentation for unstable thoracolumbar fractures. *J South Orthop Assoc.* 1996; 5(3): 165-173.

166. Tezeren G, Kuru I. Posterior fixation of thoracolumbar burst fracture: short-segment pedicle fixation versus long-segment instrumentation. *J Spinal Disord Tech.* 2005; 18(6): 485-488.
167. Totoribe, K., Tajima, N., Chosa, E. A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a three-dimensional nonlinear finite element method. *J. Orthop. Sci.* 1999; 4: 115-126.
168. Tran NT, Watson NA, Tencer AF, et al. Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate. *Spine* 1995; 20: 1984-1988.
169. Vaccaro AR, Lehman RA, Hurlbert RJ, Anderson PA, et al. A new classification of Thoracolumbar Injuries: The importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine* 2005; 20: 2325-33.
170. Vialleton J. El hombre y la evolución. En: Oliver G, ed. Barcelona: Ed Labor S.A., 1977: 99.
171. Villami R. Vertebral instability in non-neurologic thoracolumbar fractures: the predictive value of methods of measurement. *Chir O Mov* 2000.
172. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Hammudoghlu D, Stoeckart R, Snijders C, Mens JMA. The function of the long dorsal sacroiliac ligament. *Spine* 1996; 21: 556-562.
173. Weinstein JN, Collalto P, Lehman TR. Long-term follow-up of nonoperatively treated thoracolumbar spine fractures. *J Orthop Trauma* 1987; 1: 152-159.
174. Weinstein JN, Collalto P, Lehman TR. Thoracolumbar burst fractures treated conservatively: A long-term follow-up. *Spine* 1988; 13: 33-38.

-
175. Weinstein JN; Collato P, Thomas RL. Thoracolumbar burst fractures treated conservatively: a long follow up. *Spine* 1997; 13:33-38.
 176. Wenger DR, Carollo JJ: The mechanics of thoracolumbar fractures stabilized by segmental fixation. *Clin Orthop* 1984; 189: 89.
 177. Wenger, D.R., Carollo, J.J., Wilkerson, J.A., Wauters, K., Herring, J.A. Laboratory testing of segmental spinal instrumentation versus traditional Harrington instrumentation for scoliosis treatment. *Spine* 1982; 7(3): 265-269.
 178. Verlaan J.J, Dhert W.J, Verbont A.J, Oner F.C. Balloon vertebroplasty in combination with pedicle screw instrumentation: a novel technique to treat thoracic and lumbar burst fractures. *Spine* 2005; 30(3): 73-79.
 179. White, A.A., Panjabi M.M. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: JB Lippincott, 2nd ed. 1990.
 180. Whitesides TE.: Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin Orthop*. 1977; 128: 78-92.
 181. Willen J, Lindahl S, Nordwall A. Unstable thoracolumbar fractures. A comparative clinical study of conservative treatment and Harrington instrumentation. *Spine* 1985; 10: 111-122.
 182. Wittenberg, R.H., Shea, M., Edwardas, W.T., Swartz, D.E., White, A.A., Hayes, W.C. A biomechanical study of the fatigue characteristics of the thoracolumbar fixation implants in a calf spine model. *Spine* 1992; 17(6S), 121-128.
 183. Wood K; Butterman G; Mehbod A; Garvey T; Jhanjee R; Sechriest V. Operative compared with non-operative treatment of a thoracolumbar burst

-
- fracture without neurological deficit: A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; May. 85-A(5): 773-781.
184. Wyke BD. Articular reflexes. *Ann R Coll Surg* 1957; 41:25) Macintosh JE, Bodguk N, Gracovetsky S. The biomechanics of the thoracolumbar fascia. *Clin Biomech* 1987; 2: 78-83.
185. Xu, R, Ebraheim NA, Yeasting RA. Evaluation of the upper sacrum by three-dimensional computed tomography. *Am J Orthop.* 1999; Oct; 28(10): 578-82.
186. Yamagata, M., Kitahara, H., Minami, S., Takahashi, K., Isobe, K., Moyira, H., Tamaki, T. Mechanical stability of the pedicle screw fixation systems for the lumbar spine. *Spine* 1992; 17(S3): 51-54.
187. Yamamoto, I., Panjabi, M.M., Crisco, T., Oxland, T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* 1989; 14(11), 1256-1260.
188. Yerbi, SA; Ehteshami, JR; Mc Lain, RF. Offset laminar hooks decrease bending moments of pedicle screws during in situ contouring. *Spine* 1997; 22: 376-385.
189. Zindrick, M.R., Wiltse, L.L., Widell, E.H., Thomas, J.C., Holland, W.R., Filled, B.T., Spencer, C.W. A biomechanical study of intrapedicular screw fixation in the lumbosacral spine. *Clin. Orthop.* 1986; 203: 99-112.

9. ANEXOS

9.1 GLOSARIO

Carga axial: Una fuerza cuya resultante pasa por el centro de una sección particular y es perpendicular al plano de sección.

Carga de rotura: Corresponde al esfuerzo que, aplicado de una forma continua sobre un elemento estructural, basta para la fractura o rotura de la probeta.

Compresión: Fuerza axial cuya dirección coincide con el eje longitudinal que pasa por el centro de gravedad del cuerpo sobre el que están aplicadas, tendiendo a aplastarlo.

Deformación: Cambio en la longitud de un objeto en una dirección por unidad de longitud en esa dirección.

Elasticidad: Propiedad por la que un material sólido cambia de forma y dimensión cuando se somete a la acción de fuerzas opuestas, pero recobra su configuración original cuando se eliminan dichas fuerzas.

Ensayo de tracción: Ensayo en el que se somete a una probeta a un esfuerzo de tracción longitudinal, aumentando paulatinamente dicha tracción hasta que se produce la fractura.

Flexión: Un cuerpo estar sometido a flexión cuando esté actuando sobre él una o más fuerzas sobre puntos que no sean de apoyo. El valor del momento en un punto será igual a la fuerza aplicada por la distancia al punto de aplicación (brazo de palanca).

Fuerza: Influencia que actuando sobre un cuerpo le produce una aceleración o lo deforma.

Límite de elasticidad: Corresponde al máximo esfuerzo que puede soportar un sólido sin que se produzcan deformaciones permanentes.

Módulo de elasticidad: Relación entre el incremento de una forma especificada de tensión y el incremento de una forma especificada e deformación.

Módulo de Young: Se conoce así al módulo de elasticidad longitudinal.

Momento: Se define como momento de una fuerza respecto a un punto o un eje como el producto de dicha fuerza por la distancia perpendicular desde el punto o eje a la línea de acción de la fuerza.

Repetibilidad: Capacidad de un transductor para reproducir lecturas de la señal de salida cuando se aplica repetidamente el mismo valor medio, bajo las mismas condiciones y en el mismo sentido.

Reproductibilidad: Concepto ligado al de precisión de una medida y que informa de los valores que se obtienen repetidamente de la medición de una magnitud. Cuando se trata de un valor fijado, éste será reproducible si lo obtiene varios observadores en cualquier circunstancia, en el mismo o en distinto laboratorio.

Rigidez: Relación entre una fuerza que actúa sobre un medio elástico deformable y el desplazamiento que la misma produce.

Tensión: Fuerza que actúa en un área unitaria de un sólido.

Torsión: Un cuerpo está sometido a torsión cuando actúan sobre él dos fuerzas iguales, paralelas y de sentidos opuestos. El efecto de la torsión es un giro relativo de unas secciones respecto a otras a lo largo de la longitud del cuerpo.

Tracción: Fuerzas axial cuya dirección coincide con el eje longitudinal que pasa por el centro de gravedad del cuerpo sobre el que están aplicadas, tendiendo a alargarlo.

Heterogeneidad: Cualidad de una sustancia cuya composición varía según la localización.

Homogeneidad: Cualidad de una sustancia cuya composición es idéntica en cualquier localización.

9.2 INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Corte axial de una preparación anatómica de la columna lumbar. Discos intervertebrales.....	pagina 6
Figura 2: Corte axial de una unidad vertebral funcional donde se observa el disco intervertebral.....	pagina 6
Figura 3: Curvas sagitales de la columna vertebral.....	pagina 7
Figura 4: Imagen del promontorio lumbosacro.....	pagina 8
Figura 5: Curvas vertebrales en los dos planos del espacio, anteroposterior y sagital.....	pagina 9
Figura 6: Imagen radiográfica de la región lumbar columna vertebral, proyección de perfil.....	pagina 9
Figura 7: Partes anatómicas de un cuerpo vertebral.....	pagina 10
Figura 8: Imagen con visión caudal del agujero vertebral.....	pagina 11
Figura 9: Vista de perfil de la apófisis espinosa de una vértebra lumbar.....	pagina 12
Figura 10: Pedículos vertebrales de una vértebra lumbar.....	pagina 13
Figura 11: Sistema trabecular somático de una vértebra.....	pagina 15
Figura 12: Sistema trabecular accesorio de una vértebra.....	pagina 15
Figura 13: Ángulo promedio del promontorio de 140°.....	pagina 17
Figura 14: Imagen de perfil de la columna lumbar.....	pagina 18
Figura 15: Cargas y momentos de fuerza de cada segmento vertebral.....	pagina 19
Figura 16: Sistema ligamentario de la columna lumbar.....	pagina 20
Figura 17: Movimientos de Nutación y Contranutación de la articulación sacroilíaca...	pagina 22
Figura 18: Cadenas cinéticas de la columna vertebral.....	pagina 24
Figura 19: Partes anatómicas de una unidad vertebral funcional.....	pagina 26
Figura 20: Distintos tipos de movimientos de traslación.....	pagina 26
Figura 21: Imágenes de la Unidad Vertebral Funcional por Kapanji.....	pagina 31
Figura 22: Imágenes de la Unidad Vertebral Funcional por Kapanji.....	pagina 31
Figura 23: Corte sagital de vértebras con esquematización de sus trabéculas.....	pagina 32
Figura 24: Partes del disco intervertebral.....	pagina 33
Figura 25: Ilustración del reparto de cargas en la región lumbar.....	pagina 34
Figura 26: Concepto de dos columnas postulado por Holdsworth.....	pagina 38
Figura 27: Valor numérico de las diferentes estructuras de un cuerpo vertebral por Louis y Goutallier.....	pagina 39
Figura 28: Teoría tricolumnaria postulada por Denis en 1984.....	pagina 40
Figura 29: Fracturas por compresión, Anterior y Lateral.....	página 41

Figura 30: Subgrupos de fractura tipo Estallido o Conminutas.....	página 42
Figura 31: Fracturas por Flexión - Distracción.....	página 43
Figura 32: Diferentes tipos de fracturas por Luxación.....	página 44
Figura 33: Fracturas tipo A1 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 46
Figura 34: Fracturas tipo A2 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 46
Figura 35: Fracturas tipo A3 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 46
Figura 36: Fracturas tipo B1, B2 y B3 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 47
Figura 37: Fracturas tipo C1 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 48
Figura 38: Fracturas tipo C2 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 48
Figura 39: Fracturas tipo C3 del organigrama AO de las fracturas vertebrales.....	página 49
Figura 40: Fractura vertebral tipo estallido subtipo B de L1.....	página 54
Figura 41: Sistema de osteosíntesis de Barras de Harrington y Ganchos de bloqueo de Jacobs.....	página 59
Figura 42: Radiografía de perfil con un sistema de osteosíntesis de Barras de Harrington y Ganchos de bloqueo de Jacobs.....	página 59
Figura 43: Instrumentación con alambre a nivel sublamina de Luque.....	página 60
Figura 44: Montaje según Cotrel – Dubousset con tornillos transpediculares.....	página 61
Figura 45: Fractura vertebral tipo estallido, proyección radiográfica anteroposterior y perfil.....	página 62
Figura 46: Fractura vertebral tipo estallido, proyección radiográfica anteroposterior y perfil.....	página 62
Figura 47: Subtipos de fractura estallido vertebrales.....	página 63
Figura 48: Medidas de cifosis vertebral y de cifosis regional.....	página 66
Figura 49: Índice Sagital de Farcy, con corrección por el contorno sagital normal.....	página 67
Figura 50: Angulación regional traumática.....	página 68
Figura 51: Porcentaje de pérdida de altura del cuerpo vertebral.....	página 68
Figura 52: Porcentaje de ocupación del canal medular vertebral.....	página 69
Figura 53: Imagen quirúrgica de un abordaje por vía posterior clásico.....	página 73
Figura 54: Localización de la fijación transpedicular.....	página 74
Figura 55: Imagen radiográfica de una osteosíntesis con fijación transpedicular.....	página 74
Figura 56: Reducción posterolateral Directa.....	página 75
Figura 57: Modelo simplificado de las cargas que actúan a nivel lumbar.....	página 83
Figura 58: Modelo plano simplificado para la estimación de las cargas lumbares al sostener un peso externo con el tronco flexionado.....	página 84
Figura 59: Efecto de la variación del peso externo soportado y del brazo de palanca	

del mismo sobre la carga de compresión intervertebral a nivel de L5-S1.....	página 88
Figura 60: Modelo tridimensional de los músculos que actúan a nivel de L3.....	página 90
Figura 61: Caracterización tridimensional de los fascículos de los músculos multifidos del raquis y de los extensores que se insertan en la vértebra L2.....	página 93
Figura 63: Modelo según el método de elementos finitos bidimensional axisimétrico del cuerpo vertebral y del disco.....	página 98
Figura 64: Comportamiento global de un ligamento simulado mediante dos elementos cable.....	página 100
Figura 65: Modelo según el método de elementos finitos tridimensional de una vértebra, obtenido a partir de parámetros medibles con radiografía biplanar.....	página 101
Figura 66: Comparación de las rigideces obtenidas mediante el modelo tridimensional según el método de elementos finitos por Markolf.....	página 102
Figura 67: Modelado por elementos finitos de diferentes defectos óseos en los cuerpos vertebrales.....	página 103
Figura 68: Modelado por elementos finitos del arco posterior de una vértebra lumbar y las carillas articulares.....	página 104
Figura 69: Modelo de elementos mixto por Gilberstn.....	página 104
Figura 70: Modelo de elementos simplificado, en el que se introducen las actuaciones musculares.....	página 105
Figura 71: Máquina de ensayo.....	página 109
Figura 72: Ensayos para la caracterización de la carga máxima que soportan los elementos de conexión de un sistema de fijación de raquis. Resistencia a deslizamiento y a rotación.....	página 111
Figura 73: Ensayo de extracción de tornillos transpediculares.....	página 112
Figura 74: Desplazamientos angulares en flexión y en rotación axial del especimen intacto y del lesionado instrumentado con los diferentes sistemas.....	página 117
Figura 75: Variación relativa de la flexibilidad de los especímenes instrumentados.....	página 118
Figura 76: Rigideces relativas de los diferentes sistemas de fijación.....	página 118
Figura 77: Modelo según el método de elementos finitos tridimensional de un segmento lumbar instrumentado con placa de Steffee.....	página 121
Figura 78: Modelo según el método de elementos finitos de tres unidades vertebrales funcionales sanas modeladas mediante elementos flexibles y barras.....	página 123
Figura 79: Resultados del modelo según el método de elementos finitos ante una carga de 445N al usar dos tipos de barra de 6.35 mm de diámetro y 4.76 mm.....	página 124
Figura 80: Modelo de método de elementos finitos del tramo de la columna	

lumbar L2-L5 con una fractura total de L4, injerto en puntal y el sistema de fijación posterior implantado.....	página 126
Figura 81: Esquema de las configuraciones de vértebra fracturada instrumentada y sin instrumentar.....	página 128
Figura 82: Esquema de las configuraciones a ensayar mediante bloques de polietileno.....	página 130
Figura 83: Sistema de fijación posterior mediante tornillos transpediculares “ Isola System”.....	página 131
Figura 84: Sistema de fijación posterior “ Isola System” durante un ensayo a flexión y configuración del ensayo y punto de aplicación de la carga.....	página 133
Figura 85: Sistema de fijación posterior “ Isola System” en un ensayo de torsión y configuración del mismo.....	página 133
Figura 86: Sistema de fijación posterior “ Isola System” en un ensayo a flexión lateral y su configuración.....	página 134
Figura 87: Representación de los montajes con cuatro y con seis tornillos (instrumentando la vértebra fracturada).....	página 135
Figura 88: Configuración del montaje con cuatro tronillos con vértebra fracturada sin instrumentar en bloques de polietileno.....	página 135
Figura 89: Configuración del montaje con seis tronillos con vértebra fracturada instrumentada en bloques de polietileno.....	página 136
Figura 90: Modelo según MEF del sistema de fijación posterior Isola System montado en bloques de polietileno.....	página 140
Figura 91: Dimensiones principales de las vértebras en el modelo MEF.....	página 142
Figura 92: Vista posterolateral del montaje según MEF del tramo T10-L4.....	página 144
Figura 93: Modelado de las características mecánicas de los ligamentos.....	página 146
Figura 94: Vista de una vértebra del modelo según MEF con sus distintas zonas.....	página 147
Figura 95: Partes del disco intervertebral.....	página 148
Figura 96: Esquema del acñamiento en las distintas hipótesis de fractura.....	página 149
Figura 97: Elemento tetraédrico de segundo orden (10 nodos).....	página 150
Figura 98: Elemento barra con su correspondiente sección.....	página 151
Figura 99: Elemento de contacto.....	página 151
Figura 100: Elemento cable. Para valores de d negativos los cables están tensados.....	página 152
Figura 101: Detalles de las condiciones de contorno para el modelo MEF. Punto de aplicación de la carga en T10 y detalle del empotramiento en T10.....	página 155
Figura 102: Proceso general de validación.....	página 157
Figura 103: Vista posterolateral de la vértebra lumbar L1 desestabilizada mediante	

la reducción de las propiedades mecánicas del 70% el cuerpo vertebral.....	página 160
Figura 104: Vista posterolateral de la vértebra lumbar L1 desestabilizada mediante la reducción de las propiedades mecánicas del 30% el cuerpo vertebral.....	página 160
Figura 105: Vista posterolateral del tramo de la columna T10-L4 con la configuración de 5 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.....	página 161
Figura 106: Vista posterolateral del tramo de la columna T11-L3 con la configuración de 4 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.....	página 162
Figura 107: Vista posterolateral del tramo de la columna T12-L2 con la configuración de 3 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.....	página 162
Figura 108: Vista posterolateral del tramo de la columna T10-L4 con la configuración de 2 vértebras instrumentadas con un fijador posterior.....	página 163
Figura 109: Fractura vertebral tipo estallido en región toracolumbar.....	página 186
Figura 110: Escopia intraoperatoria de una instrumentación transpedicular.....	página 187
Figura 111: Fracturas vertebrales tipo estallido A y B de la clasificación de Denis.....	página 189
Figura 112: Control radiográfico AP y Perfil del raquis lumbar con lesión vertebral BURST tipo A de la vértebra lumbar L1.....	página 190
Figura 113: Cortes tangenciales de TAC de la vértebra lumbar L1.....	página 190
Figura 114: Instrumentación posterior larga con osteosíntesis de la vértebra fracturada.....	página 191
Figura 115: Medición del Índice Sagital de Farcy preoperatorio y postoperatorio.....	página 193
Figura 116: Radiografías de control de una instrumentación posterior corta con osteosíntesis de la vértebra fracturada L2.....	página 194
Figura 117: Montaje corto con osteosíntesis de la vértebra fracturada.....	página 198
Figura 118: Imágenes radiográficas con seguimiento a seis años de una instrumentación corta con osteosíntesis de la vértebra fracturada.....	página 199

9.3 INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Escala de evaluación según la morfología de la lesión en la clasificación de Vaccaro.....	página 49
Tabla 2: Escala de evaluación según la integridad del complejo ligamentoso posterior en la clasificación de Vaccaro.....	página 50
Tabla 3: Escala de evaluación según el status neurológico en la clasificación de Vaccaro.....	página 50
Tabla 4: Aproximación quirúrgica sugerida según la clasificación de Vaccaro.....	página 50
Tabla 5: Conceptos de inestabilidad espinal, según White y Panjabi.....	página 55
Tabla 6: Valores medios de angulación fisiológica según Stagnara.....	página 68
Tabla 7: Datos geométricos de los músculos considerados en el modelo a nivel de L3.....	página 91
Tabla 8: Momentos extensores absolutos y cargas de compresión generadas.....	página 94
Tabla 9: Módulos elásticos de los ligamentos de la columna, por Robin.....	página 100
Tabla 10: Características geométricas del sistema de fijación Isola System.....	página 131
Tabla 11: Características de los componentes del sistema de fijación Isola System con tornillos de tulipa cerrada.....	página 139
Tabla 12: Características de los componentes del sistema de fijación Isola System con tornillos de tulipa abierta.....	página 140
Tabla 13: Parámetros de control geométrico de las vértebras T10 a L4.....	página 141
Tabla 14: Parámetros de control geométrico de las vértebras T10 a L4 (II).....	página 143
Tabla 15: Características de los ligamentos para el segmento T10 a L4.....	página 145
Tabla 16: Características mecánicas de los materiales utilizados para modelar un cuerpo vertebral.....	página 147
Tabla 17: Módulos elásticos de los diferentes elementos del disco intervertebral.....	página 147
Tabla 18: Propiedades mecánicas del disco intervertebral.....	página 148
Tabla 19: Dimensiones del núcleo pulposo del disco intervertebral.....	página 148

Tabla 20: Relación de propiedades mecánicas de los distintos componentes vertebrales para el modelo de columna sana y los modelos de columna con vértebra fracturada (desestabilizada 40 y 70%).....	página 150
Tabla 21: Relación entre diferentes estructuras o componentes y el tipo de elemento.....	página 153
Tabla 22: Valores de rigidez experimentales del sistema Isola System sin conector transversal en los bloques de polietileno.....	página 165
Tabla 23: Media de los valores de rigidez experimentales en todos los modos de carga cometida por los modelos MEF para el sistema Isola System.....	página 169
Tabla 24: Rigidez obtenida mediante el modelo MEF de la columna intacta ante momentos de 8Nm en todos los modos de carga.....	página 170
Tabla 25: Desviación entre la rigidez de la unidad vertebral funcional (UVF) del modelo MEF con respecto a la media de los valores experimentales y analíticos.....	página 171
Tabla 26: Desviación de la rigidez de la UVF del modelo MEF con respecto a la media de los experimentales y analíticos.....	página 173
Tabla 27: Módulos elásticos de los diferentes elementos del disco intervertebral.....	página 174
Tabla 28: Rigidez de las UVF en el tramo T10-L4 en todos los modos de carga para la configuración de raquis intacto.....	página 175
Tabla 29: Rigidez de las UVF en el tramo de columna T10-L4 en todos los modos de carga para el conjunto raquis-implante con el sistema Isola System, para la configuración de 5 vértebras instrumentadas.....	página 175
Tabla 30: Rigidez de las UVF en el tramo de columna T10-L4 en todos los modos de carga para el conjunto raquis-implante con el sistema Isola System, para 4 vértebras instrumentadas.....	página 177
Tabla 31: Rigidez de las UVF en el tramo de columna T12-L2 en todos los modos de carga para el conjunto raquis-implante con el sistema Isola System, para 3 vértebras instrumentadas.....	página 178
Tabla 32: Rigidez de las UVF en el tramo de columna T12-L2 en todos los modos de carga para el conjunto raquis-implante con el sistema Isola System, para la configuración de 2 vértebras instrumentadas, sin instrumentar la vértebra fracturada L1.....	página 180

Tabla 33: Escala de puntuación económico – funcional (según Prolo)
de los pacientes de estudio.....página 192

9.4 INDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Curvas de fuerza / desplazamiento de las configuraciones de 4 y 6 tornillos.....	página 166
Gráfico 2: Curva de fuerza y ciclos configuración con 4 tornillos.....	página 167
Gráfico 3: Curva de fuerza y ciclos configuración con 6 tornillos.....	página 168
Gráfico 4: Valores medios de rigidez obtenidos por diferentes autores mediante ensayos experimentales, comparados con los del modelo MEF propio.....	página 171
Gráfico 5: Valores medios de rigidez para una UVF en distintos modelos, comparados con la UVF del modelo propio.....	página 172
Gráfico 6: Valores de rigidez para el tramo de la columna T11-L3 intacta e instrumentada en cinco vértebras con el sistema Isola System.....	página 176
Gráfico 7: Valores de rigidez para tramo columna T11-L3 intacta e instrumentada con sistema Isola System y vértebra fracturada L1 no instrumentada.....	página 177
Gráfico 8: Valores de rigidez para el tramo de columna T12-L2 intacta e instrumentada con el sistema Isola System, con vértebra fracturada L1 osteosintetizada.....	página 179
Gráfico 9: Valores de rigidez para el tramo de columna T12-L2 intacta e instrumentada con el sistema Isola System, sin instrumentación de la vértebra fracturada L1.....	página 180
Gráfico 10: Comparación de los resultados de rigidez obtenidos en los modelos MEF en el tramo T11-L3, para la columna intacta, configuración de cinco vértebras instrumentadas y de cuatro vértebras instrumentadas, con el sistema Isola System.....	página 181
Gráfico 11: Comparación de los resultados de rigidez obtenidos en los modelos MEF en el tramo T12-L2, para la columna intacta, configuración de tres vértebras instrumentadas y de dos vértebras instrumentadas, con el sistema Isola System.....	página 182
Gráfico 12: Comparación de los resultados de rigidez obtenidos en los modelos MEF en la UVF craneal adyacente, para todas las configuraciones instrumentadas con el sistema de fijación Isola System.....	página 183
Gráfico 13: Etiología de los casos del estudio clínico.....	página 188

Gráfico 14: Clasificación anatomopatológica según DENIS de las fracturas
de la serie.....página 188