

**FACULTAT DE MEDICINA**  
DEPARTAMENT DE MEDICINA I CIRURGIA  
HOSPITAL UNIVERSITARI de TARRAGONA  
JOAN XXIII  
UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI



ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN  
FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN  
INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia GARGANTILLA VÁZQUEZ  
TESIS DOCTORAL  
-2009-

A mi familia, a los que son, a los que están y a los que me acompañan sin su presencia.

A mi madre por enseñarme a vivir.

A mi hermano, mi cuñada y a mi pequeño tesoro.

A mi marido, Víctor, por estar siempre.

A mis amigos porque ellos son mi fortuna.

A mis compañeros.

## **Agradecimientos**

Al Dr. Josep Giné i Gomà, Jefe del servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII, director de la Tesis Doctoral. Su sabiduría, método científico, perseverancia y conocimiento ha sido fundamental para la realización de este trabajo. Gracias a él y a todo su equipo por su enseñanza durante mi tiempo de residencia.

Al Dr. Ramón Huguet i Comelles, Jefe Clínico del Servicio de Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII, gracias a sus conocimientos, su interés y su dedicación, sin la cuál este trabajo no se hubiera llevado a cabo.

Al Dr. Joan Salvador Escala i Arnau, traumatólogo del Servicio de Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII, la ayuda desinteresada de él y de la familia Escala i Arnau, ha sido clave en la realización de la Tesis Doctoral. Gracias por el material prestado y por el tiempo entregado a ella.

Al Dr. Amadeu Saurí, Jefe del Centro IDI Tarragona del Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII y todo el equipo de radiología del Hospital, por su colaboración y su tiempo.

A la Dra. Monserrat Olona i Cabases, del Servicio de Medicina Preventiva del Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII, por su colaboración en la ayuda del estudio estadístico.

A Don Carlos Atienza y Alfonso Oltra investigadores del Área de Investigación y Desarrollo del Instituto Biomecánica de Valencia, por sus conocimientos avanzados en biomecánica, por sus enseñanzas y apoyo constante y porque sin su ayuda nada de lo aquí presente hubiera sido factible.

Al Instituto Biomecánico de Valencia y a sus trabajadores y becarios por la paciencia que han tenido y por cederme parte de su espacio.

A "Casa Escala" y sus trabajadores, en especial a Salvador Escala Parellada y a Jaume Escala i Arnau, por el tiempo dedicado y colaborar con las muestras.

Al Hospital Universitari de Tarragona Joan XXIII, centro donde me formé con Médico Interno Residente, y en especial al servicio de C.O.T.

Al Hospital Fremap de Barcelona y al Hospital Sant Pau i Santa Tecla de Tarragona y en especial a su Servicio de Traumatología, donde trabajo actualmente y desde el final de mi residencia. Gracias por su apoyo y su compañía durante los últimos años de este largo trabajo y durante mis primeros años de especialidad. Será difícil olvidar la oportunidad brindada.

Y por últimos, a todos aquellos que han leído esta tesis y los que la lean en los próximos tiempos.

## Índice

<b>1. Introducción.....</b>	<b>8</b>
<b>1.1. Historia.....</b>	<b>10</b>
<b>1.2 Epidemiología.....</b>	<b>13</b>
<b>1.3. Anatomía.....</b>	<b>16</b>
1.3.1 <i>Vértebras</i> .....	18
1.3.1.1 <i>Cuerpos vertebrales</i> .....	19
1.3.1.2 <i>El disco intervertebral</i> .....	21
1.3.1.3 <i>Los ligamentos</i> .....	23
1.3.1.4 <i>Los músculos</i> .....	24
1.3.1.4 <i>Zona a estudio: Toracolumbar</i> .....	25
<b>1.4 Biomecánica de la columna.....</b>	<b>27</b>
1.4.1 <i>Cinemática general</i> .....	28
1.4.2 <i>Segmento de movimiento</i> .....	30
1.4.3 <i>Columna dorsal</i> .....	31
1.4.4 <i>Columna lumbar</i> .....	31
1.4.5 <i>Segmento toracolumbar</i> .....	32
<b>1.5 Patogénesis de la fractura estallido.....</b>	<b>33</b>
<b>1.6 Clasificación de las fracturas toracolumbares.....</b>	<b>34</b>
<b>1.7 Concepto de inestabilidad.....</b>	<b>44</b>
<b>1.8 Diagnóstico.....</b>	<b>51</b>
1.8.1 <i>Diagnóstico clínico</i> .....	51
1.8.2 <i>Diagnóstico radiológico</i> .....	58
<b>1.9 Tratamiento.....</b>	<b>62</b>
1.9.1 <i>Tratamiento conservador</i> .....	63
1.9.2 <i>Tratamiento quirúrgico</i> .....	67
<b>1.10 Modelos biomecánicos.....</b>	<b>77</b>
1.10.1 <i>Métodos para la modelación de la fractura</i> .....	79
<b>2. Objetivos.....</b>	<b>82</b>
<b>3. Material y métodos.....</b>	<b>84</b>
<b>3.1 Material.....</b>	<b>84</b>
3.1.1 <i>Muestras</i> .....	84
3.1.2 <i>Instrumentación</i> .....	88
3.1.3 <i>Equipos</i> .....	88
3.1.3.1 <i>Máquina de impacto</i> .....	88
3.1.3.2 <i>Máquina de aplicación de cargas</i> .....	89
<b>3.2. Modos de carga.....</b>	<b>91</b>
3.2.1. <i>Montaje del ensayo de flexo-compresión</i> .....	91

---

3.2.2. Montaje del ensayo de torsión.....	92
<b>3.3 Ensayo de la columna intacta.....</b>	<b>93</b>
<b>3.4 Generación de la fractura.....</b>	<b>94</b>
<b>3.5 Evaluación de la fractura provocada.....</b>	<b>96</b>
<b>3.6 Colocación de los implantes en las muestras.....</b>	<b>97</b>
<b>3.7 Procedimiento de ensayos sobre columnas dañadas.....</b>	<b>100</b>
<b>3.8 Tratamiento de datos de los resultados.....</b>	<b>102</b>
<b>4. Resultados.....</b>	<b>104</b>
<b>4.1 Columna intacta.....</b>	<b>104</b>
4.1.1 Ensayo de Flexo-Compresión.....	104
4.1.2 Ensayo de Torsión.....	106
<b>4.2 Columna con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar.....</b>	<b>108</b>
4.2.1 Ensayo de Flexo-Compresión.....	108
4.2.1.1 Resultados de la máquina universal de ensayos.....	108
4.2.1.2 Resultados de las galgas extensiométricas.....	110
4.2.2 Ensayo de Torsión.....	112
<b>4.3 Columna con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada.....</b>	<b>113</b>
4.3.1 Ensayo de Flexo-Compresión.....	114
4.3.1.1 Resultados de la máquina universal de ensayos.....	114
4.3.1.2 Resultados de las galgas extensiométricas.....	115
4.3.2 Ensayo de Torsión.....	117
<b>5. Discusión.....</b>	<b>120</b>
<b>5.1 Análisis del efecto de la instrumentación sobre la rigidez de la columna.....</b>	<b>122</b>
<b>5.2 Análisis del efecto de la carga en la deformación de las barras.....</b>	<b>127</b>
<b>6. Conclusiones.....</b>	<b>131</b>
<b>7. Glosario de términos.....</b>	<b>133</b>
<b>8. Índice de figuras.....</b>	<b>141</b>
<b>9. Índice de tablas.....</b>	<b>146</b>
<b>10. Bibliografía.....</b>	<b>149</b>

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia Gargantilla Vázquez

ISBN:978-84-693-1543-9/DL:T-638-2010

# Introducción

## 1. Introducción

La incidencia de las fracturas del raquis toracolumbar no es alta pero tienen el inconveniente de que someten a la población que las padece, a una gran morbilidad residual.

En los últimos años la evaluación y manejo de las fracturas vertebrales tipo estallido de la columna toracolumbar ("burst fracture" en la literatura anglosajona) ha cambiado por completo<sup>1</sup>.

La fractura estallido "tipo Burst" del área toracolumbar consiste, por definición, en una fractura conminuta del cuerpo vertebral con afectación de la columna anterior y media producida por una compresión axial. En un 50% de los casos se producen déficits neurológicos debido a la retropulsión de los fragmentos vertebrales fracturados, en el interior del canal medular<sup>2, 3, 4</sup>.

El estallido vertebral suele producir cifosis y pérdida de altura del cuerpo vertebral que, de no existir lesión neurológica, es el máximo problema, ya que esta deformidad progresiva conlleva una repercusión severa de la función. Es fundamental, por lo tanto, obtener un resultado final con un buen balance sagital, sea cual sea el tratamiento a elegir<sup>5, 6, 7, 8, 9, 10</sup>.

El objetivo del tratamiento de esta fractura es obtener un raquis estable, bien alineado e indoloro y prevenir complicaciones neurológicas.

Gracias al gran avance de los métodos diagnósticos, al mejor conocimiento biomecánico y a la evolución de los materiales de osteosíntesis, se han multiplicado las opciones terapéuticas para el tratamiento de este tipo de fracturas.



El tratamiento conservador está indicado especialmente para fracturas estables y en ausencia de lesión neurológica,<sup>11</sup> el resto es tributario de un tratamiento quirúrgico que, gracias a los avances de la cirugía, permite al cirujano descomprimir el canal medular e instrumentar los segmentos fracturados.

Actualmente el tratamiento de este tipo de fracturas despierta un gran interés por su frecuencia, importancia y puntos de controversia. A pesar de la gran cantidad de trabajos publicados sobre este tema, todavía no se acaban de definir aspectos tan básicos como el tipo de tratamiento, el abordaje quirúrgico, los factores que influyen en la recuperación neurológica o la relación entre la cifosis residual y el resultado funcional<sup>9,</sup>

12, 13, 19, 21, 35

## 1.1. Historia

Las primeras evidencias que se tienen de las fracturas de columna datan de los antiguos egipcios. Arquitectos como Imhotep<sup>14</sup>, 4.000 años aC, quienes a su vez eran astrólogos y genios, fueron los primeros que atendieron estas lesiones utilizando muletas y férulas hechas de bambú, madera, corteza, almohadilladas con lienzo... De todo esto existen evidencias en tumbas, momias, pinturas y jeroglíficos.

Más tarde Hipócrates<sup>15</sup>, unos 400 años aC en su libro "Sobre las articulaciones", describe perfectamente las paraplejías producidas por luxación o fractura y menciona algunas de sus complicaciones. Fue el primero en relacionar la lesión vertebral con la parálisis de las extremidades.



Figura 1. Figura de Hipócrates

Para la reducción de la fractura, introdujo una mesa para tracción de los hombros y de la pelvis. También utilizó con frecuencia las férulas para la estabilización de fracturas y otras lesiones, describiéndose en su época el uso de corsé para fracturas de columna.

En el primer siglo dC (129 dC) surge una respetada figura griega Galeno<sup>16</sup>, cirujano de gladiadores, que logró hacer una excelente descripción del esqueleto, músculos e inervación nerviosa. Con su

excelente anatomía logró hacer cirugías reparadoras siendo el primero en lograr tales avances.

Probó experimentalmente en animales que, la interrupción de la médula espinal, produce parálisis e insensibilidad por debajo del nivel de la lesión.

En el siglo III se fabricaron distintos tipos de instrumentales tales como: taladros, sierras y escoplos, entre otros. Muchos de estos instrumentales son usados actualmente en las cirugías de la columna.

Pablo de Aegina (625-690)<sup>17</sup>, modificó el método de reducción de la columna utilizando la tracción de Hipócrates<sup>15</sup>, fijándola externamente con una madera que se ataba por arriba y por debajo de la fractura.

En el siglo X se produjo un avance importante. Un persa conocido como Abu Mansur, describió la colocación de yesos para tratamiento de las fracturas de los miembros y de otras lesiones óseas.

Posteriormente, y durante siglos, no se conocen métodos que superaran estos avances citados.

En 1890 Horster<sup>18</sup>, escribió en el British Medical Journal, varias indicaciones quirúrgicas para la columna vertebral (tratamiento de tumores, fracturas y rizotomía para la espasticidad). A finales del siglo XIX se comienza a especular sobre la inestabilidad que generarían en la columna vertebral las laminectomías y se describen varias técnicas para realizarlas<sup>19</sup>.

El siglo XX fue crucial para la cirugía ortopédica. La primera guerra mundial con todos los desastres acarreados, jugó un papel importante en la historia de la cirugía. Los principales aportes fueron hechos por cirujanos militares. Las técnicas de asepsia y antisepsia lograron salvar muchas vidas. Desmond Bernal, J.<sup>20</sup> dice: "...paradójicamente, la urgencia bélica ha producido un mayor esfuerzo en la medicina... Fue durante la guerra cuando se implantaron los primeros bancos de sangre y suero. Y

fue para la guerra –refiriéndose a la segunda guerra mundial- que las grandes posibilidades de los nuevos medicamentos, como la penicilina,... se desarrollaran rápidamente y se emplearan a gran escala”.

Después de las guerras, los cirujanos ortopédicos intentaron perfeccionar el tratamiento de las fracturas, usando instrumentaciones con aleaciones que podían ser usadas eficazmente en el ser humano.

Los antibióticos y los medios diagnósticos mejoraron considerablemente.

En la segunda mitad del siglo XX, se inician las cirugías con instrumentaciones correctoras en la columna vertebral. El tratamiento quirúrgico de las fracturas estallido, ha evolucionado considerablemente desde la aparición de los primeros implantes.

Böhler<sup>21</sup>, en 1944, sistematizó el sistema de reducción ortopédica de las fracturas toracolumbares. Esta técnica, con variaciones, es la que perdurado hasta la actualidad.

En 1964 Harrington<sup>22,23</sup> introdujo el uso de las barras “de distracción” para las escoliosis paralíticas. Años más tarde se usó para la fijación de las fracturas. Lógicamente las correcciones obtenidas eran, en muchas ocasiones, precarias.

En 1963 Roy-Camille et al.<sup>24</sup>, fueron los primeros en utilizar tornillos pediculares para estabilizar fracturas toracolumbares. La ventaja de este método es que se puede ejercer el control sobre las tres columnas: la anterior, la media y la posterior, a través de un implante biomecánicamente más eficiente. Y además, tiene capacidad para reducir la fractura sin producir el efecto cifotizante de las barras de Harrington. El paso siguiente fue la aparición de las barras de compresión-distracción.

En 1986, aparecieron las llamadas instrumentaciones largas (dos niveles por arriba y dos por debajo de la vértebra fracturada) según técnica de Cotrel-Dubosset, que permitió fijaciones más estables<sup>25, 26</sup>.

---

Con el paso del tiempo Dick<sup>27,28,29</sup>, propuso realizar instrumentaciones cortas (una por encima y otra por debajo de la vértebra fracturada), sin fijar la vértebra fracturada, pero aportando injerto óseo de esponjosa a través de los pedículos.

En los últimos años se han venido realizando instrumentaciones con montajes de fijaciones cortas, instrumentando la vértebra fracturada (con o sin aporte de injerto).

El resto de los estudios quirúrgicos, se basan en este tipo de montajes, ya sea utilizando la vía anterior o la vía posterior, siendo todavía una gran controversia el tipo de montaje más útil para este tipo de fracturas.

## **1.2 Epidemiología.**

La incidencia de las fracturas del raquis toracolumbar no es alta, pero producen una elevada morbilidad residual. El 15-20% de adultos que la padecen, presentan una lesión neurológica<sup>3, 30, 31</sup>.

La incidencia global de las fracturas del raquis, se sitúa entre las 15.000 lesiones torácicas y lumbares al año de los EEUU<sup>32</sup> y las 10.000 de Francia<sup>33</sup>.

Todo ello se ve agravado por el hecho de que se producen en una época trascendente de la vida de los pacientes. Entre la tercera y la cuarta décadas de la vida<sup>2, 3, 32, 34, 35</sup>.

En la distribución por sexos, existe un predominio de estas lesiones en el sexo masculino. Los hombres sufren lesiones cuatro veces más frecuentemente que las mujeres. Así mismo las mujeres tienen tendencia a sufrir lesiones en el área L1-L2, y los hombres en T11-T12 y L3-L5<sup>19</sup>.

La causa más frecuente de este tipo de fracturas son los accidentes de tráfico (45% de los casos). Un 20% se producen por caídas de grandes alturas y el resto, son consecuencia de la práctica deportiva o de actos violentos <sup>6, 13, 36, 37</sup>.

Entre un 40 y un 50% de los pacientes que sufren lesiones de columna, se les asocia otros tipos de traumatismo: craneales, torácicos y/o abdominales potencialmente mortales<sup>38,39</sup>. Estos pacientes sufren habitualmente lesiones en la columna de más de un segmento.

La mayor incidencia de estas lesiones del raquis se localizan alrededor de la unión toracolumbar, en el segmento transicional o charnela (T11-L1)<sup>6, 12, 33, 40, 41</sup>.

Aproximadamente un 90% de todas las fracturas vertebrales ocurren entre las vértebras T11 y L4, y el 15% de ellas son clasificadas como fracturas estallido. La fractura estallido se produce más frecuente por debajo de T12, en la región T12-L1.

Esta región es más susceptible por: la pérdida de estabilización y protección que proporcionan en vértebras más altas la caja torácica y la musculatura torácica, el cambio que se produce de cifosis torácica a lordosis lumbar y el cambio de las orientaciones facetarias a este nivel.

Los extremos más proximales y distales de la columna torácica y lumbar, y el nivel T10 se lesionan menos frecuentemente<sup>42</sup>.

La incidencia de lesión neurológica aumenta cuanto mayor es la severidad de la lesión raquídea<sup>33</sup>. Existe una clara relación entre el mecanismo de lesión, tipo de fractura y déficit neurológico<sup>2, 3, 43</sup>. La fractura estallido es la causa más frecuente de lesión neurológica a nivel de la unión toracolumbar<sup>32, 44, 45</sup>.

El mecanismo lesional más importante en las lesiones de columna, es el de flexión (un 85% de los casos), combinado con mecanismos de rotación, traslación y compresión axial.

Las fracturas por compresión son las más frecuentes (50%). Las fracturas conminutas por estallido ("Burst fractures") se producen en un 20% de los casos. Las fracturas por flexión distracción, en un 3%. Finalmente, las fracturas luxaciones constituyen el 25% de las lesiones del raquis toracolumbar.

### 1.3. Anatomía

El raquis o columna vertebral, es una estructura compleja constituida por vértebras, ligamentos, discos y músculos. Las vértebras se relacionan unas con otras, de forma controlada, mediante articulaciones complejas en las que existen carillas articulares y métodos sólidos de fijación.



La anatomía de la columna se extiende desde la base del cráneo hasta la extremidad caudal del tronco, constituido por la superposición de las veinticuatro primeras vértebras separadas entre si por discos intervertebrales.

- *7 vértebras cervicales (C1 a C7)*
- *12 vértebras torácicas (T1 a T12)*
- *5 vértebras lumbares (L1 a L5)*
- *9 ó 10 vértebras pélvicas ( 5 sacras fusionadas y tres o cuatro coxígeas también fusionadas. S1 a S5).*

Figura 2. Esquema de la columna vertebral.

La columna vertebral no es rectilínea. Presenta, en el plano sagital, cuatro curvaturas: lordosis cervical, cifosis torácica, lordosis lumbar y



cifosis sacrocoxígea. En el plano frontal el raquis aparece normalmente, recto.

Estas cuatro curvaturas en el plano sagital, solo se presentan en la especie humana. En los animales cuadrúpedos, existe una sola curvatura de concavidad inferior y, solamente cuando el animal levanta la cabeza para ampliar su campo visual, aparece transitoriamente una curva lordótica a nivel cervical.

La curvatura dorsal es común con otras especies animales mientras que las otras curvas características del hombre surgirían como consecuencia del proceso evolutivo con el fin de mantener el equilibrio del tronco al pasar a la posición de bipedestación.

La curvatura lumbar no se desarrolla plenamente hasta aproximadamente los dos años de vida, cuando el niño afianza la marcha en bipedestación.

Con el enderezamiento del tronco, se produce un desplazamiento dorsal de la articulación sacroilíaca con respecto a la coxofemoral, de tal forma que la línea de gravedad del cuerpo cae por detrás de la base de sustentación. Es por ello necesario la aparición de un mecanismo compensador.

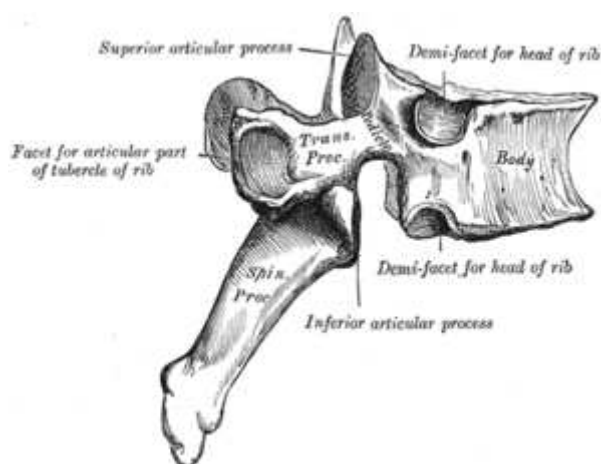
Tal mecanismo no es otro que la lordosis lumbar, cuyo punto más prominente es L3 (nivel donde se halla el centro de gravedad), consiguiendo que el eje de gravedad caiga dentro de la base de sustentación.

### 1.3.1 Vértebras

El término vértebra, proviene etimológicamente del latín clásico. De *verto*, girar. Nos sugiere que el raquis es un elemento más flexible que rígido, aunque nos pudiera parecer lo contrario.

A excepción del Atlas (C1) y el Axis (C2), las vértebras poseen una morfología similar.

Cada vértebra está constituida por una estructura anterior denominada cuerpo vertebral y una posterior o arco vertebral.



El arco vertebral está a su vez formado por los pedículos, las láminas, las apófisis transversas y las espinosas (donde se insertan la musculatura y los ligamentos) y las cuatro apófisis articulares.

Figura 3. Detalle de vértebra torácica

### 1.3.1.1 Cuerpos vertebrales

Los cuerpos vertebrales son morfológicamente, más o menos cilíndricos y poseen una sección en forma de riñón, con dos caras y una circunferencia. Están formados por hueso esponjoso recubierto de una fina capa de hueso cortical. 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 del agujero vertebral. El conjunto de los agujeros vertebrales formará el Conducto Vertebral.

En la parte media del cuerpo vertebral se ven numerosos orificios destinados a conductos venosos, que proceden del cuerpo vertebral. Aunque el diseño básico de las vértebras en las diferentes regiones de C3 a L5 es aproximadamente el mismo, el tamaño y la masa de las mismas aumenta de la zona cervical hacia la zona lumbar.

La transición de unas a otras se realiza de forma gradual, excepto en las regiones lumbopelviana, zona donde existe una brusca inflexión que se denominará "promontorio". En general la inflexión es más pronunciada en la mujer que en el varón. Esta variación responde a una adaptación mecánica.

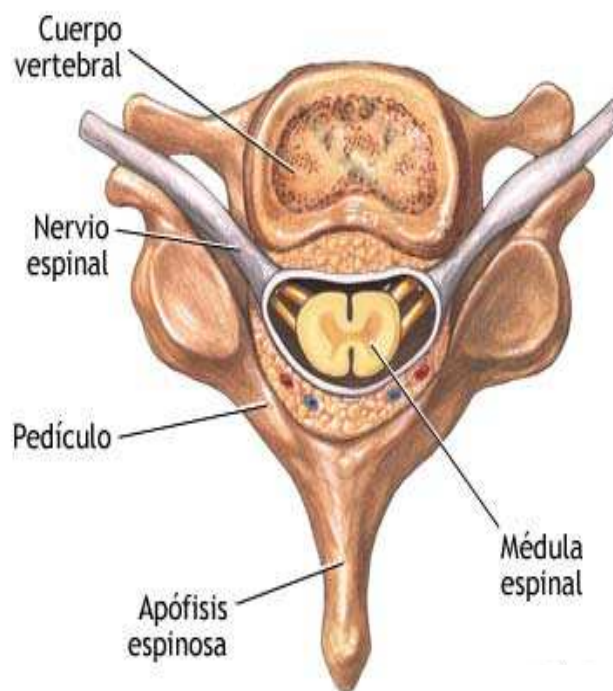


Figura 4. Imagen corte coronal vertebral cervical.

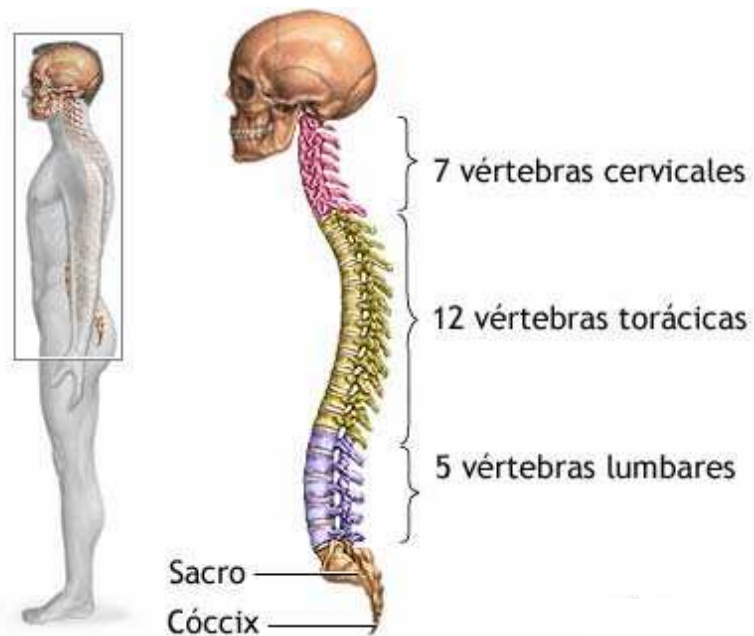


Figura 5. Columna vertebral.

### 1.3.1.2 El disco intervertebral

El disco intervertebral es una estructura compleja de forma biconvexa y, al igual que las vértebras, su espesor aumenta caudalmente. Junto con las carillas articulares, es el encargado de soportar la carga de compresión a la que está sometido el tronco.

El disco intervertebral se divide en tres regiones: núcleo pulposo, anillo fibroso y las placas de cartílago terminales.

El núcleo pulposo está situado en la zona central. Es un gel con una concentración hídrica<sup>46</sup> que oscila entre el 70 y el 90%, que es máxima en las primeras etapas de la vida y tiende a disminuir con la edad. Posee también un entramado irregular de fibras de colágeno, mucopolisacáridos y células de tipo fibroblástico.

El anillo fibroso, rodea al núcleo pulposo. Está formado por diez a doce láminas de fibrocartílago, cada una de aproximadamente 1 mm. de grosor. Estas fibras se unen sólidamente a la placa terminal y a los cuerpos vertebrales. Las placas terminales cartilagosas están compuestas por cartílago hialino y separan el resto del disco, de los cuerpos vertebrales.



Figura 6. Disco intervertebral

Son las responsables de la nutrición del disco por difusión, al ser esta estructura avascular. Actúan también como barrera física para evitar la intrusión del núcleo pulposo en los cuerpos vertebrales.

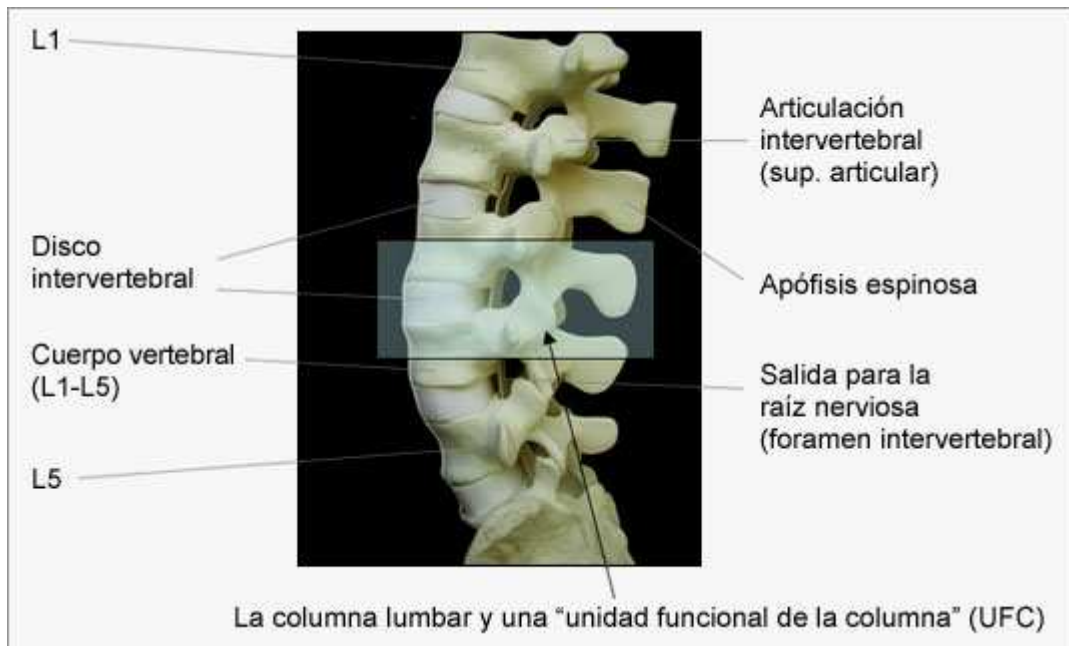


Figura 7. Corte Unidad Vertebral Funcional (UVF)

El disco intervertebral está sometido a cargas de compresión, de flexión, de torsión y de cizallamiento<sup>47</sup>. El disco se encuentra raramente sometido a cargas de tracción en las actividades fisiológicas normales.

Las cargas de corta duración y de magnitud elevada producen daños irreparables en la estructura del disco cuando los valores de tensión alcanzados superan el límite de rotura del material<sup>48</sup>.

El mecanismo de fallo por cargas de larga duración y pequeña magnitud, se produce por fatiga del material, por la propagación de una grieta o fisura con valores de tensión inferiores a los de rotura.

### 1.3.1.3 Los ligamentos

Los ligamentos son estructuras fibrosas dotadas de una gran resistencia en la dirección en la que están orientadas sus fibras. Éstas, trabajan a tensión. A nivel del raquis, los ligamentos realizan las siguientes funciones:

- Permitir un adecuado movimiento fisiológico y actitudes posturales
- Proteger la médula espinal mediante restricción de movimientos
- Proporcionar estabilidad al raquis
- Absorber una parte de la energía de impacto
- Y representar un papel neurosensitivo como transductor de información dinámica a los músculos

Los ligamentos que actúan en cada unidad vertebral son:

- El ligamento amarillo
- Los ligamentos intertransversos
- Los ligamentos interespinosos
- Los ligamentos capsulares
- Los ligamentos supraespinosos
- Los ligamentos longitudinales anterior y posterior

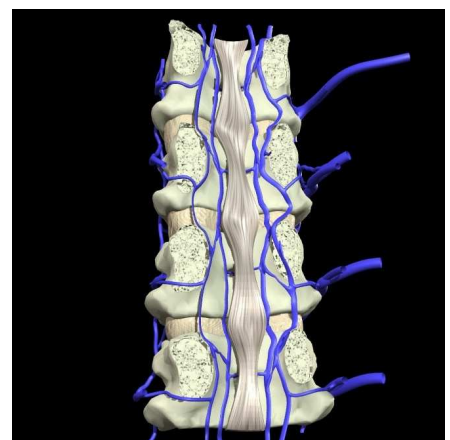


Figura 8. Ligamento longitudinal posterior

#### 1.3.1.4 Los músculos

El raquis, en ausencia de las estructuras musculares, se comporta de forma inestable aún conservando sus ligamentos intactos. Por tanto, los músculos son necesarios para proporcionar estabilidad a la columna vertebral.

Esta estabilización debe hacerse efectiva en cada una de las posturas adoptadas y cuando se produce movimiento. Otra de las funciones, es la de proteger las estructuras más débiles, restringiendo el movimiento dentro de unos límites seguros.

Los músculos que controlan el movimiento del raquis pueden clasificarse según su posición, en: prevertebrales y postvertebrales y estos últimos, a su vez, en: profundos, intermedios y superficiales.

Los músculos prevertebrales son cuatro: el oblicuo mayor del abdomen, el oblicuo menor del abdomen, el transverso del abdomen y el recto anterior del abdomen.

Cuando esta musculatura anterior fracasa, se produce una sobrecarga de la columna lumbar produciéndose un incremento de las cargas sobre el disco intervertebral y los ligamentos. Secundariamente se originan pérdidas de la función de las articulaciones facetarias, tanto en la transmisión de cargas, como en la estabilización de la columna. Estos hechos tienen una relevante repercusión clínica.



#### 1.3.1.4 Zona a estudio: Toracolumbar

Es la región anatómica comprendida entre los cuerpos vertebrales de T11 y L2. Es la región donde se localizan más frecuentemente las fracturas estallido<sup>6, 13, 40</sup>.

Es una zona de transición entre la columna torácica, estable y poco móvil por su relación con la caja torácica, y la columna lumbar, más móvil y más inestable.

La forma de las articulaciones articulares superiores de las vértebras T11 y T12, es similar a las de las articulares de las vértebras torácicas que tienen por encima, sin embargo, las articulares inferiores, son similares a las de las vértebras lumbares. Estas dos vértebras, por su localización, no poseen la articulación costotransversa que poseen sus vecinas de encima, por lo que carecen de la estabilización que este hecho anatómico produce.

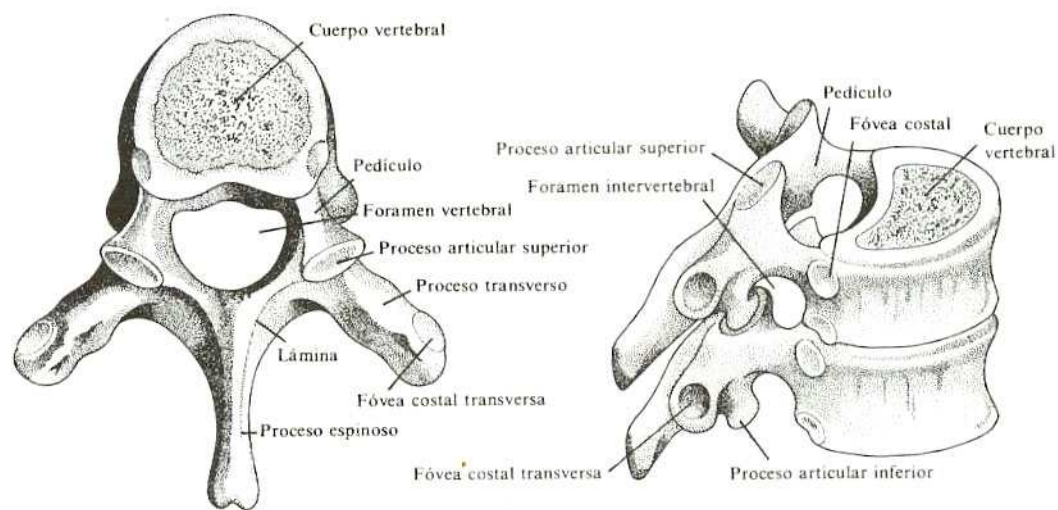


Figura 9. Corte lateral y coronal de Vértebra dorsal

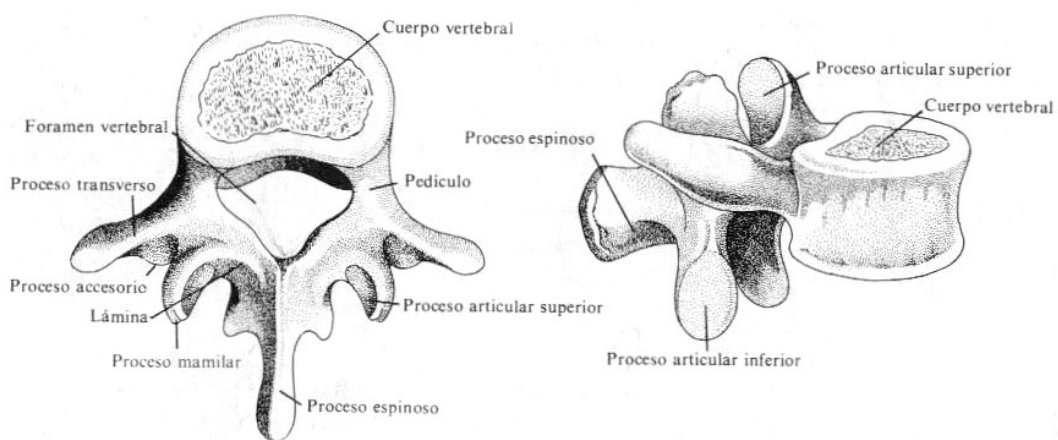


Figura 10. Corte lateral y coronal de vértebra lumbar

## **1.4 Biomecánica de la columna**

El hombre es un animal vertical desde hace un millón de años.<sup>49</sup> La posición erecta es un logro vital de la humanidad que ha tardado en producirse, millones de años. Esta adaptación, ha conseguido que el ser humano este más capacitado para la locomoción erecta que para la estación erecta.

La columna vertebral es una columna flexible de forma multicurvada, lo cual es importante para absorber energía. Es un sistema dinámico compuesto por segmentos móviles que tienen cuatro funciones principales: apoyo, movilidad, alojamiento y control.

El raquis realiza tres funciones básicas:

- Transfiere el peso y las cargas mecánicas soportadas por la cabeza, el tronco y los brazos hacia las extremidades inferiores<sup>50</sup>.
- Permite movimiento entre la cabeza, tronco y la pelvis.
- Protege la médula espinal.

Los músculos y los ligamentos proporcionan control postural y estabilidad a la columna.

En la columna sana las funciones dependen de la interacción entre estructuras de la columna, estabilidad y flexibilidad de ésta, así como de fuerza, resistencia y coordinación muscular.

### *1.4.1 Cinemática general*

Las curvas normales de la columna vertebral incluyen: lordosis cervical, cifosis dorsal y lordosis lumbar. Esta curvatura proviene, de forma natural, de la forma de las vértebras y los discos, la caja torácica, y la inclinación de la placa sacra final.

Variaciones de la inclinación de la placa sacra final producen cambios individuales considerables en la forma de las vértebras y discos y, por lo tanto, en las curvaturas de la columna.

En la columna vertebral son posibles dos tipos de movimiento: traslación y rotación alrededor de los tres planos ortogonales.

La movilidad de la columna vertebral es el resultado de la acción combinada de los diferentes segmentos vertebrales. Los primeros 50 a 60° de flexión se producen a nivel lumbar, principalmente en los segmentos inferiores.

Esta flexión, favorecida por la báscula anterior de la pelvis, se inicia por acción de la musculatura abdominal y del músculo psoas, asociándose a menudo con la fuerza de la gravedad.

La amplitud del movimiento de flexión, la determina la orientación de las facetas articulares y la laxitud de los discos intervertebrales. El movimiento de flexión-extensión, es más amplio en la región cervical, lugar en el que se produce asimismo, una rotación axial y una flexión lateral, considerables.

La región dorsal está estabilizada por la caja torácica y tiene en general poca movilidad. Tiene una cifosis fisiológica, como ya se ha descrito, debido al acuñaamiento anterior de las vértebras y de los discos torácicos. Esta alineación cifótica hace que la columna torácica sea más estable en flexión.

En la caja torácica, la presencia de las costillas, añade un importante factor estabilizador. Aumenta las dimensiones transversales de la columna y con ello aumenta el momento de inercia de las estructuras. El resultado es el aumento de las resistencias, tanto a la inclinación frontal y sagital, como a la rotación. Todos estos factores hacen que la localización de las fracturas estallido, por encima de la unión toracolumbar, que es nuestro tema a tratar, sea rara.

El diámetro sagital del canal medular es menor en la zona torácica superior que en la zona lumbar, diferencia que permite un mayor riesgo de lesión neurológica cuando se afecta la columna torácica.

La columna lumbar permite flexión lateral, más considerable en su porción media. En cambio, la flexión-extensión es más importante en el segmento más bajo, el lumbosacro.

La rotación es mínima en la región lumbar debido a la orientación de las facetas articulares.

La biomecánica de la columna vertebral toracolumbar debe ser considerada desde dos vertientes: desde el punto de vista cinemático y desde el aspecto de fuerzas que actúan sobre la columna. La medición clínica de la movilidad de la columna vertebral es difícil de realizar debido a que, a la propia movilidad de la columna, se le une la movilidad de la articulación de la cadera.

### 1.4.2 Segmento de movimiento

El segmento de movimiento es la unidad anatómica básica de la columna vertebral. Comprende dos vértebras adyacentes y sus tejidos blandos participantes. Esta estructura, algunas veces llamada unidad funcional vertebral (UFV)<sup>51</sup>, es viscoelástica y absorbe energía. Se mueve con seis grados de libertad (tres de traslación y tres de rotaciones). Sin embargo, debido a que cada segmento de movimiento depende de sus dos elementos óseos con seis caras articulares y múltiples componentes ligamentosos para su estabilidad, sus movimientos son complejos.

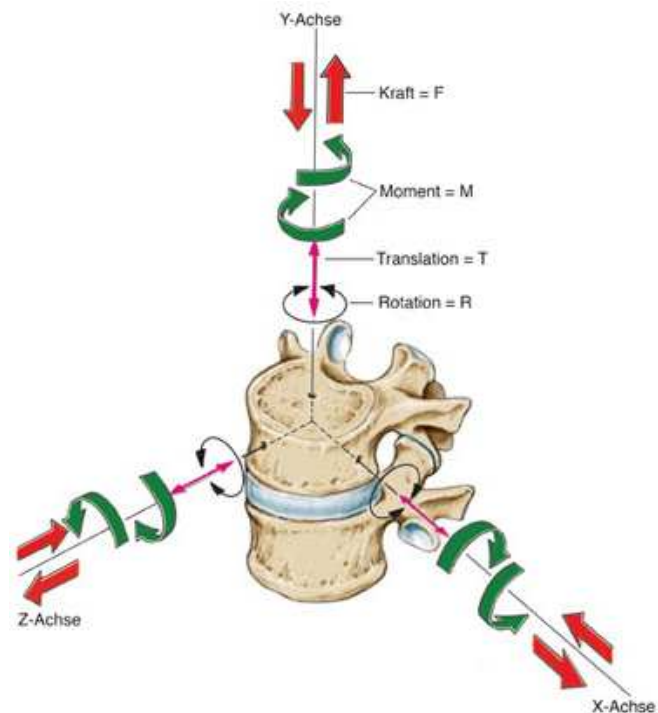


Figura 11. Movimientos de UVF

Las cargas y los momentos de fuerza aplicados a una UFV a lo largo o alrededor de los ejes anteroposterior, lateral o axial no sólo producen movimientos puros, simples, sino también translaciones y rotaciones combinadas alrededor de varios ejes.

### *1.4.3 Columna dorsal*

La columna dorsal o torácica es más rígida que la lumbar en la flexoextensión lateral. Esto es debido al efecto restrictivo de la caja torácica y al menor grosor de los discos intervertebrales, restringiendo el movimiento<sup>52</sup>.

En flexión-extensión hay 4° de movimiento en la porción superior y 6° en los segmentos medios. En la porción inferior, hay 12° de movimiento en cada segmento. En la flexión lateral, hay 6° de movimiento en la columna dorsal superior, con 8 o 9° en los dos segmentos inferiores. Para la rotación axial, existen 8° de movimiento en la mitad superior de la columna dorsal y 2° para cada espacio de los tres segmentos inferiores.

En la columna dorsal superior e inferior, los dos movimientos son muy coordinados, pero en la porción media, la coordinación es inconstante.

Estudios in vitro<sup>53</sup> han mostrado que los seis grados de libertad demuestran patrones de combinación de grados variables.

### *1.4.4 Columna lumbar*

Ésta, junto con la cadera, es responsable de buena parte de la movilidad del tronco. El margen de movimiento de flexión-extensión<sup>54</sup> puede atribuirse al disco intervertebral, de tamaño considerable, combinado con la ausencia de restricción facetaria.

Debido a que la columna vertebral es simétrica respecto al plano sagital, no deben esperarse rotaciones combinadas, en relación con movimientos en el plano sagital.

En sujetos libres de patología, es normal una traslación de 2 a 3 mm. y aún más grande para la columna lumbar. Algunos informes mencionan que puede ser normal incluso un movimiento de traslación de 5 mm. en los segmentos de L3 a L4 y de L4 a L5 y de 4 mm. en el segmento de L5 a S1.

Los movimientos combinados observados pueden deberse a diversas causas: a una asimetría de las carillas articulares, a una degeneración del disco intervertebral o a un control muscular subóptimo.

En la columna lumbar la rotación está limitada por las carillas articulares y la porción anterior del anillo a tan sólo 10 grados. Recuérdese que la columna, globalmente, es capaz de realizar 75° de rotación a cada lado.

#### *1.4.5 Segmento toracolumbar*

El rango de movimiento fisiológico en la columna toracolumbar, varía de unos individuos a otros y depende de factores tales como: la posición (bipedestación frente a supino), la flexibilidad y la edad (para Kapandjii, la flexión de la columna lumbar varía desde los 62 grados en la infancia, a tan solo 22 grados a los 70 años)<sup>55</sup>.

Jacobs y col.<sup>56</sup> analizaron las fuerzas fisiológicas normales que actúan en la columna. Encontraron que la región toracolumbar, transmite una fuerza compresiva de 400 newtons al cuerpo, por debajo de este nivel. Debido a que el centro de gravedad se sitúa anteriormente con respecto a la columna, la posición excéntrica produce un movimiento de flexión de 25 Nm en bipedestación. El peso de la parte superior del



cuerpo, entre las dos vértebras de la unión toracolumbar, es de 400 N al flexionar la cadera 90°. Los movimientos de torsión transmitidos por la unión toracolumbar, se estiman en 20 Nm.

La unión toracolumbar carece del refuerzo de la caja torácica y representa una área de inflexión entre la cifosis torácica y la lordosis lumbar, además de estar sometida a fuertes sollicitaciones mecánicas. Por lo tanto las lesiones entre T11 y L2 serán las más propensas para desarrollar inestabilidad.

### ***1.5 Patogénesis de la fractura estallido***

En este tipo de fracturas, se produce una la lesión de la parte anterior y posterior del cuerpo vertebral, afectando a las columnas anteriores y media. Existe un fallo de compresión entre ambas columnas<sup>2</sup>

Son fracturas producidas como consecuencia de cargas axiales de alta energía aplicadas sobre la columna vertebral<sup>57,58</sup>. La fuerza axial aplicada al disco intervertebral, produce también un incremento de la presión en el núcleo del disco que se propaga al anillo. Esto da lugar a una fuerza de cizallamiento en el disco que lo puede dañar. La existencia de fragmentos grandes anterior y posterior del cuerpo vertebral, se explican por este hecho.

En las 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")<sup>59</sup>.

La caída desde una altura considerable recibiendo un traumatismo sobre los pies, es el mecanismo más frecuente que produce este tipo de lesión.

Existen dos teorías sobre el modo de producción del estallido:

- i) La primera propone que la aplicación repentina de una carga axial supra-fisiológica produce una fractura del platillo vertebral superior y/o inferior, introduciéndose el disco intervertebral a través de ella y produciendo el estallido de la vértebra<sup>58, 64</sup>.
- ii) La segunda teoría se fundamenta en que las cargas axiales, producen un repentino aumento de la presión interna del cuerpo vertebral produciendo el estallido. Esta segunda teoría ha demostrado ser incorrecta<sup>60</sup>.

## **1.6 Clasificación de las fracturas toracolumbares**

El objetivo de ésta, y de cualquier clasificación en Traumatología, es identificar el tipo de lesión por medio de la evaluación de los datos clínicos y de las imágenes obtenidas de la fractura. Los objetivos son: hacer un escalado de la gravedad de la lesión para facilitarnos la elección del método de tratamiento y el de proporcionarnos una estimación del resultado previsible como herramienta para estudios posteriores<sup>42,61</sup>.

Hoy, no existe ninguna clasificación de las lesiones traumáticas de la columna vertebral, que se acepte de forma universal.

La primera clasificación, la realizó Nicoll<sup>62</sup> en 1949. Clasificó este tipo de lesiones en dos grupos, estables e inestables. Se basó en 166 lesiones que trató, en mineros del carbón. Describe las fracturas con acuñaamiento anterior de los cuerpos vertebrales y conminución, lo que más tarde se conocerá como fracturas estallido

También observa Nicoll<sup>62</sup>, que este tipo de lesión casi siempre se asocia a lesiones del disco intervertebral, ligamento interespinoso o a ambas estructuras. Describe que la evolución hacia el colapso de las fracturas acúñamiento, es inevitable.

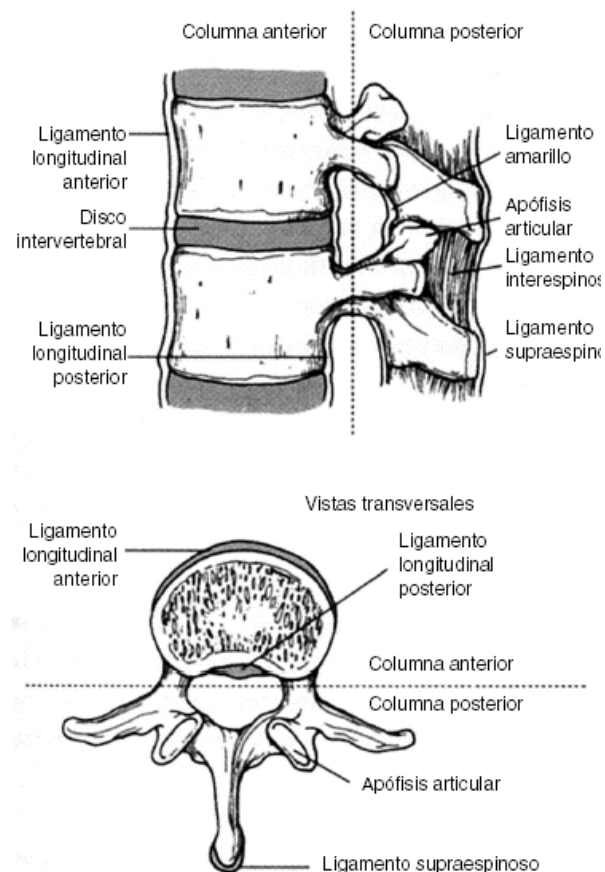


Figura 12. Teoría de las 2 columnas

Holdsworth<sup>63,64</sup> en 1963, introduce criterios de estabilidad, lesión. Define por primera vez el término de fractura estallido, para describir una lesión producida por una fuerza de compresión vertical. Fue el primero en introducir el concepto de "las columnas" en la estabilidad del raquis toracolumbar.

El raquis los forman dos columnas: la columna anterior que comprende las estructuras del ligamento vertebral común anterior, el cuerpo vertebral, el disco intervertebral y el ligamento vertebral común posterior. La columna posterior, está formada por el ligamento interespinoso, el supraespinoso, la cápsula de las apófisis articulares y el ligamento amarillo. Estableció las lesiones en dos grandes grupos: las fracturas estables (fracturas acúñamiento, fracturas estallido) y las fracturas inestables (fractura luxación por rotación y fractura luxación por cizallamiento).

Nelly y Whitesides<sup>65</sup>, basados en la clasificación de Holdsworth<sup>63,64</sup>, modificaron su clasificación, considerando las fracturas estallido como fracturas inestables, cuando existe lesión neurológica por ruptura del complejo ligamentoso posterior. Definen el tipo de lesión basándose también en el mecanismo de la lesión.

Louis y Goutallier<sup>66</sup> en 1977, introdujeron el sistema de clasificación morfológica basado en la identificación de tres columnas: una anterior formada por el cuerpo vertebral y disco, y dos columnas posteriores, una a cada lado, formadas por el istmo, apófisis articulares, arcos pediculares y un arco neural que incluye láminas y apófisis espinosas.

Roy-Camille et al.,<sup>67</sup> piensan que el anillo óseo que rodea las estructuras neurales, serán los responsables de la estabilidad vertebral. A este anillo le denominó segmento óseo.

Es Denis <sup>2,3</sup> quien propone las teorías de las tres columnas en el plano sagital y altera la clasificación de Holdsworth<sup>63,64</sup>. Denis divide la columna anterior originaria, en dos, creando un nuevo concepto de la estructura: la columna media. Divide la columna anterior de Holdsworth<sup>63,64</sup> en dos partes; la nueva columna el LLVCA (ligamento vertebral común anterior), la mitad anterior del cuerpo vertebral y disco intervertebral; la columna media que incluye la mitad posterior del cuerpo vertebral y disco y el LLVCP (ligamento vertebral común posterior); la columna posterior que incluye todo el arco posterior con sus estructuras cápsuloligamentosas.

Esta teoría dispuesta por Denis<sup>2,3</sup> demuestra que las lesiones que destruyen la integridad de la columna media, junto con la columna anterior y/o posterior producirán una inestabilidad.

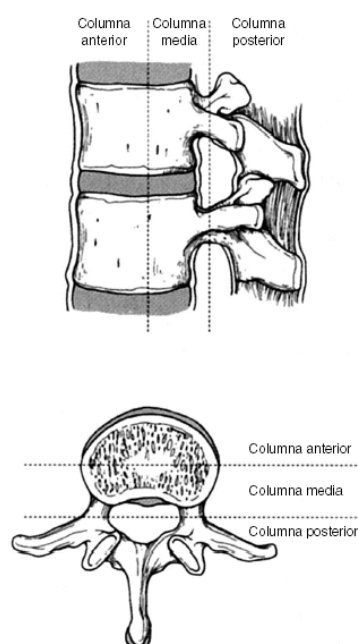


Figura 13. Teoría de las tres columnas

La inestabilidad podrá ser ósea, ligamentosa o mixta. Y ésta, vendrá marcada por la lesión de la columna media, asociada a la lesión de la

columna anterior y/o posterior. A la vez, pondrá en riesgo de aparición de lesiones neurológicas.

Siguiendo la teoría de las tres columnas, las fracturas de la columna toracolumbar se dividirán, según el número de columnas lesionadas y modo de fallo de ésta, en:

i) Fracturas por **COMPRESIÓN**

Resultado de la compresión que afecta a la parte más anterior del cuerpo vertebral (columna anterior), sin afectar a las otras dos columnas. Es el mecanismo de lesión más frecuente y la mayor parte de estas fracturas son de poca gravedad. La fuerza de flexión se debe a una inclinación anterior forzada de la columna vertebral, por encima de la vértebra fracturada. Este mecanismo de lesión origina una deformidad cifótica que suele ser la causante de un grado bajo de deformidad. Pueden ser anteriores (89%) o laterales (11%). Rara vez se asocian a compromiso neurológico. Suelen ser lesiones estables, aunque pueden considerarse inestables en caso de pérdida de más del 50% del cuerpo vertebral, angulación mayor de 20 grados o si se asocian múltiples fracturas por compresión adyacentes.

ii) Fracturas **CONMINUTAS** o por **ESTALLIDO**

Son las fracturas, también producidas por una compresión axial, que provocan una afectación de las columnas: anterior y media. Existe retropulsión de un fragmento de hueso hacia el canal medular y hay escasa afectación de la columna posterior. El estallido del cuerpo vertebral se acompaña de fuerzas que tienden a abrir el arco posterior, produciendo una fractura de la lámina en tallo verde. Este mismo mecanismo, provoca la apertura de la distancia interpedicular, una disminución global de la altura del cuerpo vertebral y la separación de las facetas articulares

posteriores con rotura de la cápsula. El fragmento retropulsado en este tipo de fractura es la causa principal del déficit neurológico<sup>2,3</sup>. La compresión axial es aquella que atrapa la vértebra entre la fuerza de la acción de la gravedad y la reacción que se opone a ella y que parte del suelo. Este mecanismo de lesión es el que se suele acompañar a una caída de una altura en bipedestación o de nalgas. Denis clasifica las fracturas estallido en 5 subtipos.

- II.A. Fractura de los dos platillos vertebrales producida por un mecanismo de compresión axial pura. Afecta principalmente a la columna vertebral baja y no produce cifosis.
- II.B. Fractura del platillo vertebral superior, producida por un mecanismo de compresión axial y flexión. Es el más frecuente.
- II.C. Fractura del platillo vertebral inferior, producida por un mecanismo de compresión axial y flexión.
- II.D. Fractura estallido rotacional, producida por un mecanismo de compresión axial y rotación. Afecta sobre todo a la columna lumbar media.
- II.E. Fractura estallido con flexión lateral, producida por un mecanismo de compresión axial y flexión lateral.

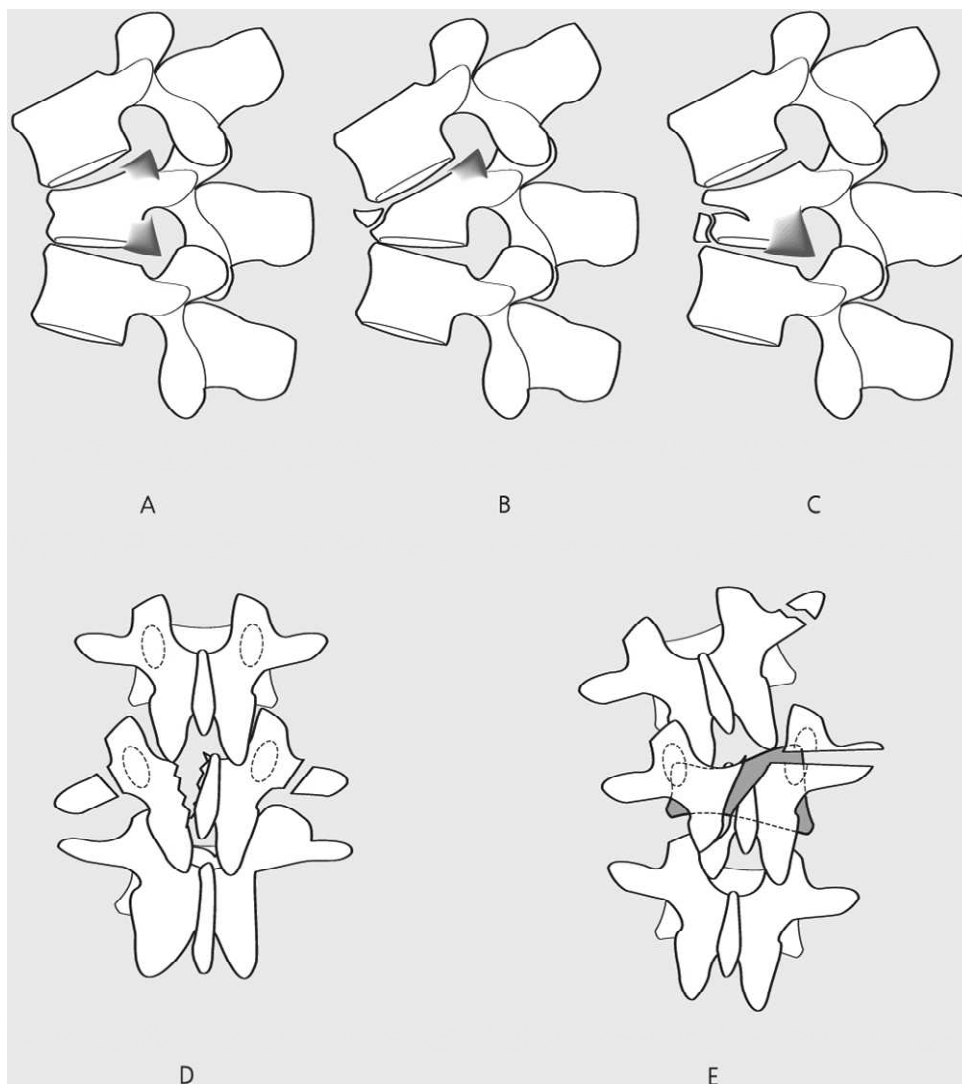


Figura 14. Clasificación de las fracturas por estallido: A: Fractura de las dos placas terminales, B: Fractura de la placa terminal superior, C: Fractura de la placa terminal inferior, D: Estallido por rotación, E: Estallido por flexión lateral (Denis et al., 1984)



### iii) Fractura por **FLEXIÓN-DISTRACCIÓN**

(Son las llamadas fracturas de Chance, lesiones producidas por el cinturón de seguridad).

Se producen por una fuerza de distracción. En una primera fase, se somete a la vértebra a una sollicitación en flexión, con eje de rotación en el pilar anterior. Al fracasar éste, se produce una compresión que origina que los pilares posterior y medio, se vean sometidos a tensión. Estas



lesiones no suelen presentar afectación neurológica pero son lesiones complejas, muy inestables, y que pueden afectar a estructuras óseas aisladas, ligamentosas aisladas o, a una mezcla de ambas. En la proyección AP puede observarse un aumento de la distancia interespinosa.

Figura 15. Fractura de Chance

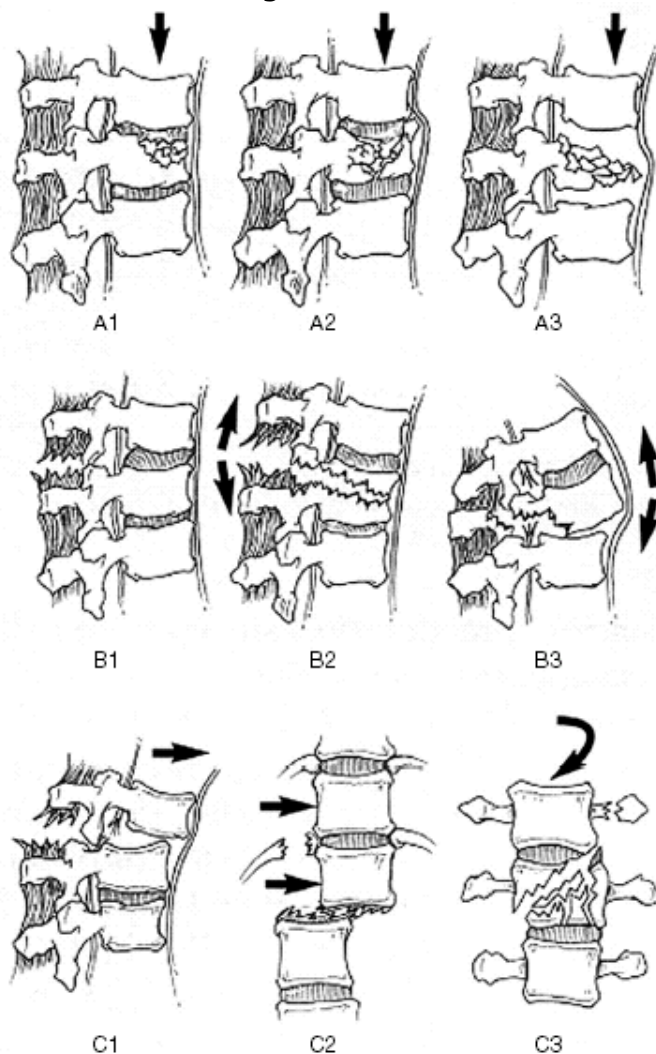
### iv) Fractura **LUXACIÓN**

Afecta a las tres columnas y se produce por medio de una suma de mecanismos: compresión, distracción y axial, rotación y cizallamiento.

Magerl y Aebi<sup>42,61</sup>, realizaron una clasificación exhaustiva de todas las fracturas del esqueleto, según el organigrama AO.<sup>60</sup> Realizaron una clasificación bastante lógica de las fracturas vertebrales torácicas y lumbares. Se basa en las características pato-morfológicas y mecánicas de las lesiones.

Esta clasificación retoma la noción de las dos columnas de Holdsworth<sup>63,64</sup> y de Whitesides<sup>65</sup>, enfatiza el análisis detallado de las lesiones osteoligamentosas del arco posterior para determinar la

inestabilidad. Agrupa las fracturas en tres tipos, dividido cada uno en tres grupos (.1, .2, .3) y cada subgrupo en tres subgrupos (..1,..2, y ..3) . Las lesiones están jerarquizadas según la gravedad de menor a mayor, tanto en los tipos como en los grupos y subgrupos.



Está basada en criterios morfológicos y mecánicos y permite, a partir del examen de las imágenes radiográficas, definir el mecanismo de producción de la lesión.

Figura 16. Clasificación AO

El tipo A incluye las fracturas por compresión del cuerpo vertebral.

El tipo B, las lesiones de los elementos anteriores y posteriores con distracción, y el tipo C, las lesiones de los elementos: anterior y posteriores con rotación.

La fractura estallido o "Burst fracture" es la clasificada como A.3. Actualmente las clasificaciones de Denis y Magerl son las más utilizadas<sup>68</sup>.

El sistema de clasificación más reciente de las lesiones de la columna toracolumbar es el propuesto por Vaccaro et al.<sup>69,70</sup> Se basa en el estudio de tres variables fundamentales de la lesión:

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

Según el estado de estos tres parámetros, se realiza una escala que puntúa la severidad de la lesión. De esta manera los pacientes quedan en dos grupos, según la puntuación alcanzada. En el primer grupo se recomienda un tratamiento conservador (puntuación entre 1 y 3) y en el segundo, un tratamiento quirúrgico (5 o más puntos).

McAfee y cols.<sup>71,72</sup>, utilizan la clasificación de Holdsworth. Estos autores insisten en la importancia de la corrección de este tipo de fracturas, dado que pueden desarrollar inestabilidades tardías, producen disminución de la altura del cuerpo vertebral, con laxitud posterior y cifosis progresiva. Observan que los pacientes con fracturas inestables tratados ortopédicamente tienden a desarrollar patología de estenosis de canal, aumento de la cifosis y dolor residual.

## **1.7 Concepto de inestabilidad**

En 1978, White y Panjabi<sup>73</sup>, establecieron el concepto de "inestabilidad" que viene definido por "la pérdida de la capacidad de la columna sometida a sollicitaciones fisiológicas, para mantener las relaciones entre las vértebras de manera que no exista lesión inicial ni tardía de la médula espinal ni de las raíces nerviosas y, además, no se desarrolle una deformidad incapacitante ni dolor debido a los cambios estructurales"<sup>74</sup>.

Denis en 1984 estableció 3 grados de inestabilidad:

- i) Primer grado: Inestabilidad Mecánica
- ii) Segundo grado: Inestabilidad Neurológica
- iii) Tercer grado: Inestabilidad Mecano-neurológica

Los estudios biomecánicos y las observaciones clínicas<sup>75,76,77</sup> 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°<sup>75,76</sup>, el segmento espinal puede perder estabilidad. Estas son las situaciones en las que las fracturas deben ser consideradas como inestables.

La valoración de la estabilidad de las fracturas estallido es controvertida. Todos los sistemas propuestos, son poco útiles por su complejidad.

Holdsworth<sup>63,64</sup> cree que las fracturas estallido son estables porque el complejo ligamentoso posterior está intacto.

Whiteside<sup>78</sup> y McAfee y cols., describen las fracturas estallido como lesiones inestables, por sus complicaciones tardías. Valoran como factores de inestabilidad: el déficit neurológico, la ruptura del complejo ligamentoso posterior, la cifosis progresiva de más de 20°, la pérdida de altura del cuerpo de más del 50% y la presencia de fragmentos óseos libres que comprometen el tamaño del canal.

Denis,<sup>2</sup> considera que la fractura estallido es inestable porque, por definición, incluye lesión en dos de las tres columnas de su clasificación. Destaca que, aunque no haya lesión nerviosa, la existencia de fragmentos óseos en el interior del canal medular, pueden ocasionar una lesión neurológica secundaria.

Haber y cols.<sup>79,80,81,82</sup> demuestran en sus estudios, que la inestabilidad biomecánica se produce al fallar al menos, dos de las tres columnas descritas por Denis<sup>2,3</sup>.

White y Panjabi<sup>73,74</sup> presentan un estudio biomecánico sobre fracturas estallido en cadáveres, en el que observan la asociación de inestabilidad, con la lesión de la columna media. Consideran que debe diferenciarse dos componentes: mecánico y neurológico.

Mc Afee y cols.<sup>45,71,72</sup> diferencian las fracturas estallido en: estables e inestables, en función de la integridad o no de los elementos posteriores.

James<sup>83</sup> atribuye la estabilidad de una fractura por estallido, a la integridad de la columna posterior y, a ello, condiciona la decisión del tratamiento quirúrgico. Demuestra en el laboratorio que, la integridad de la columna posterior, proporciona la mayor resistencia a la deformidad cifótica progresiva, y considera que la integridad de la columna media proporciona poca estabilidad.

En la práctica, se consideran todas las fracturas con lesión nerviosa como mecánicamente inestables. Obviamente, el complejo ligamentoso no ha sido capaz de salvaguardar las estructuras nerviosas.

También hablamos de lesiones inestables, cuando las cargas fisiológicas normales provocan un deterioro neurológico adicional, dolor crónico y una deformidad inaceptable del raquis. En la actualidad los factores de inestabilidad mas comúnmente aceptados en los estallidos de la unión toracolumbar son: el déficit neurológico progresivo, la deformidad cifótica progresiva, la evidencia radiográfica de lesión de la columna posterior y la pérdida de la altura del cuerpo vertebral >50% en asociación con cifosis importante<sup>70</sup>.

Existen una serie de métodos de medición de deformidad del segmento fracturado:

1. Ángulo de Cifosis (CV)
2. Ángulo de cifosis regional (CR)
3. Angulación Regional Traumática (ART)
4. Índice Sagital de Farcy (IS)
5. Pérdida de altura cuerpo
6. Ocupación del canal
7. Porcentaje de compresión.

1. El **ángulo de cifosis vertebral (CV)**, es el ángulo formado por la intersección de las líneas trazadas por el platillo vertebral superior e inferior de la vértebra lesionada.

2. La **cifosis regional (CR)**, es el ángulo formado por la intersección de las líneas trazadas por el platillo vertebral superior de la vértebra situada por encima la vértebra lesionada y por el platillo vertebral inferior de la vértebra situada por debajo de la vértebra lesionada.

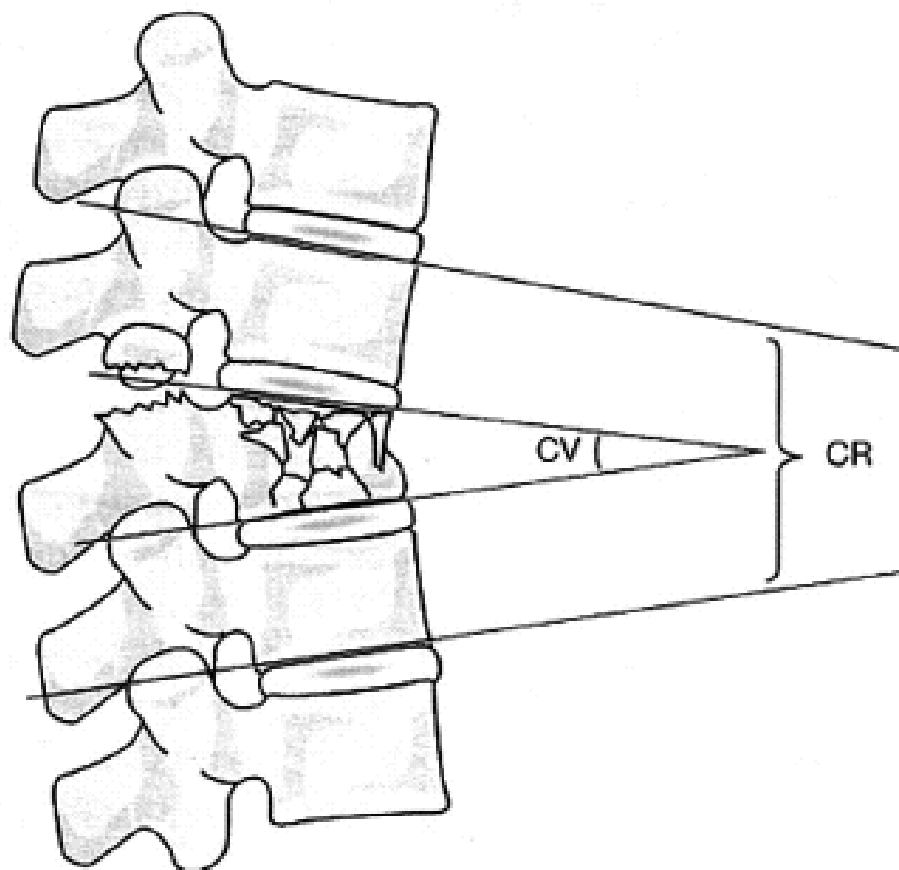


Figura 17. Ángulos CV y CR

3. La **angulación regional traumática** (ART), define la deformidad regional producida por el traumatismo:

$$\text{ART} = \text{CR} - \text{ángulo fisiológico a ese nivel (valores medios de Stagnara)}$$

VALORES MEDIOS SAGITALES DE STAGNARA  
STAGNARA'S AVERAGE SAGITTAL VALUES

<i>Nivel estudiado</i>	<i>Segmento analizado</i>	<i>Angulación fisiológica</i>
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 1. Valores de Stagnara



4. El **índice sagital de Farcy (IS)**, es la medida de la deformidad cifótica segmentaria corregida por el contorno sagital normal del nivel lesionado. Nace con el intento de cuantificar el riesgo de cifosis tardia en fracturas tipo estallido del área toracolumbar:

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

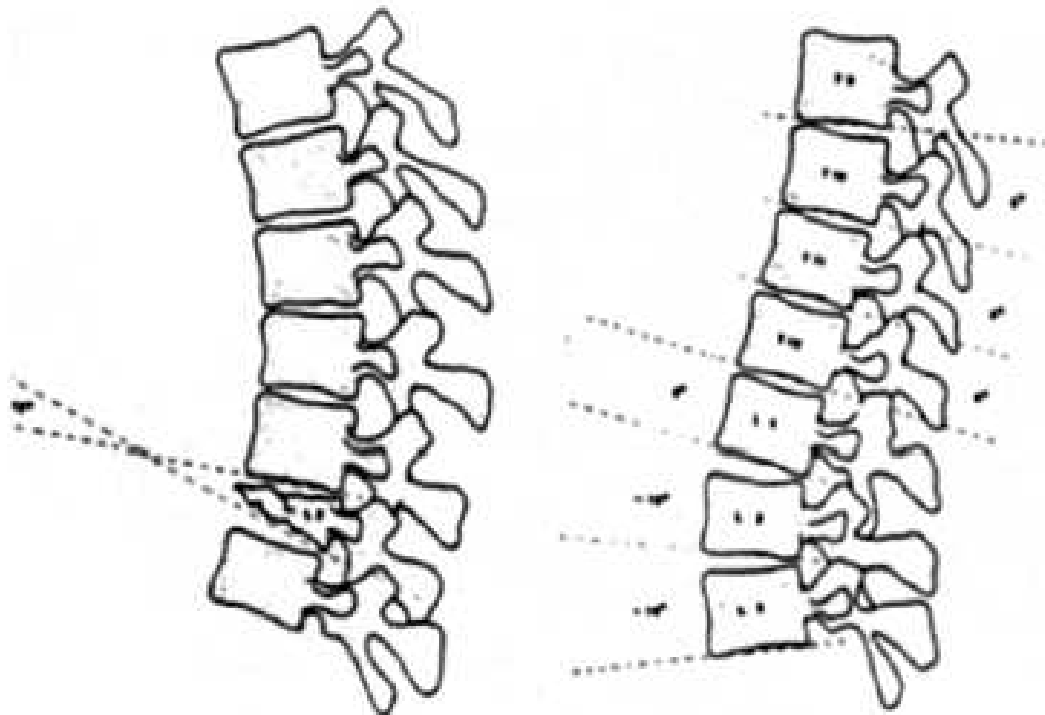


Figura 18. Índice Sagital

### 5. La **pérdida de altura cuerpo**

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

### 6. La **ocupación del canal.**

Se valora la ocupación del canal en un 25-50 o 75% según la afectación.

Se consideran fracturas inestables las que tienen una ocupación del canal mayor del 30% en T11-12, 40% en L1 y 50% en L2.

### 7. El **porcentaje de compresión:**

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

Siendo VR un valor de referencia que valora la media de la altura entre la vértebra superior y la inferior.

## **1.8 Diagnóstico**

### *1.8.1 Diagnóstico clínico*

La mayoría de los pacientes que sufren una fractura estallido de la columna toracolumbar son pacientes politraumatizados. La evaluación en urgencias de estos pacientes incluye dos aspectos principales, la valoración clínica y la radiológica.

Entre un 40-50% de los pacientes que sufren lesiones de columna, tienen asociados otros tipos de traumatismos: craneales, torácicos y/o abdominales, potencialmente mortales<sup>38,39</sup>. Estos pacientes sufren habitualmente lesiones en la columna en más de un segmento.

Los avances en la atención pre-hospitalaria mejoran los resultados a corto y largo plazo de los pacientes politraumatizados. El paciente debe ser transportado del lugar del accidente, con una ortesis cervical rígida y una férula dorsolumbar. Se debe aplicar del protocolo de Soporte Vital Traumático Avanzado (SVTA) y, tras el inicio de la reanimación para control de las lesiones de riesgo vital, se debe buscar las lesiones en cabeza, tórax, abdomen, pelvis y columna vertebral. Se debe girar al paciente en bloque para examinar la columna, observar si existen deformidades evidentes, explorar la piel para detectar hematomas y abrasiones y palpar las apófisis espinosas en busca de dolor, resaltes o diástasis. El acñaamiento anterior significativo del cuerpo vertebral produce un gibus visible clínicamente en la espalda del paciente<sup>61</sup>.

No debemos olvidarnos de evaluar las posibles lesiones vertebrales no contiguas, según Vaccaro<sup>69</sup>, el 31% de las fracturas no contiguas

pasaron desapercibidas en el examen inicial y su diagnóstico se retrasó una media de 7 días.

Tras la inspección se debe realizar una exploración neurológica exhaustiva,<sup>84</sup> pares craneales, exploración sensitiva y motora, reflejos de las 4 extremidades, tacto rectal valorando: sensibilidad perianal y tono rectal, reflejo bulbocavernoso.

Las fracturas de la unión toracolumbar se pueden presentar con diferentes cuadros de lesión neurológica, desde lesión de la médula espinal, a cono medular, cola de caballo y raíces nerviosas<sup>64, 78</sup>.

Cuando se produce choque medular, este se debe a la disfunción del tejido nervioso, debido a un daño fisiológico. Más importante que el daño estructural que se haya podido producir. La resolución del choque medular, puede reconocerse cuando los arcos reflejos caudales a la lesión comienzan a funcionar de nuevo. Esto suele ocurrir dentro de las primeras 24 horas después de la lesión. Cuando existe una lesión de la médula espinal, el reflejo bulbo-cavernoso debe ser evaluado para valorar el "shock" medular. La ausencia de este reflejo, no supone necesariamente la existencia de una lesión medular completa.

La presencia de tono rectal y sensibilidad perineal en un paciente con lesión neurológica, es de vital información para el pronóstico. Nos indica la integridad de algunas vías nerviosas, lo que confirma una lesión medular incompleta, con mejor pronóstico a largo plazo. Cuando un paciente se recupera de un "shock" medular, y persiste una lesión neurológica completa, la posibilidad de recuperación es prácticamente nula.

Las lesiones medulares se pueden dividir en:

- Lesiones **medulares completas**.

Se producen cuando existe una ausencia de sensibilidad y de función motora voluntaria distal a la lesión. Pasada la fase de "shock" medular, pueden recuperarse, de manera automática, los reflejos. El pronóstico de recuperación es extremadamente desfavorable .

- Lesiones **medulares incompletas**.

Existe persistencia de algunas funciones neurológicas caudales a la lesión. Lógicamente, cuanto mejor sea la función distal de la lesión y más rápida su recuperación, mejor es el pronóstico. Es posible una mayor recuperación de la función medular tras la resolución del choque medular.

Se han utilizado exhaustivamente los esteroides para reducir el edema en las lesiones nerviosas traumáticas. Los resultados experimentales fueron muy variados hasta que Braughler<sup>85</sup> demostró, en 1987, la eficacia de la megadosis de metilprednisolona administrada precozmente tras la lesión. Tras los buenos resultados obtenidos en animales, se realizó un estudio multicéntrico por la "Nacional Acute Spinal Cord Injury Studies" (NASCIS II)<sup>86</sup>, en el que se demostró la existencia de resultados favorables, con el uso de este fármaco.

El nuevo estudio NASCIS III<sup>87</sup> presentó un protocolo, variando la pauta de tratamiento de la lesión medular:

- i) En las 3 primeras horas se debe administrar un bolo intravenoso de 30 mgrs./kg. Peso, a pasar en 15 minutos. 5,4 mgrs./kg. de peso cada hora, durante 23 horas siguientes.
- ii) Entre las 3 y las 8 horas, se debe administrar bolo intravenoso de 30 mgrs./kg. Peso, a pasar en 15 minutos. 5,4 mgrs./kg. Peso, cada hora, durante 47 horas.
- iii) Después de las primeras 8 horas, no se debe administrar metilprednisolona.

La metilprednisolona ha demostrado mejorar significativamente la recuperación neurológica en relación a la puntuación motora. Aunque los beneficios funcionales son escasos, pueden mejorar la independencia y la calidad de vida del paciente. Estos estudios han sido y son severamente criticados<sup>73,88</sup>. Sobre todo, el escaso resultado y posible mayor riesgo para el paciente<sup>89</sup>.

---

Existen diferentes escalas de lesión medular:

1. Frankel y cols.

---

Grado	Estado neurológico
A	Función motora y sensitiva, ausentes
B	Función motora ausente, sensibilidad conservada
C	Función motora conservada pero no funcional (2 ó 3/5), sensitiva conservada.
D	Función motora débilmente conservada (4/5), sensitiva conservada
E	Función motora conservada (5/5) y sensitiva normal

---

Tabla 2. Graduación de la lesión neurológica según Frankel y cols.<sup>90</sup>

---

## 2. Frankel modificada

---

Grado	Estado neurológico
A	Función motora y sensitiva, ausentes
B	Función motora ausente, sensibilidad conservada
C	Función motora conservada pero no funcional (2 ó 3/5), sensitiva conservada.
D1	Preserva función motora a menor grado, con parálisis vesical e intestinal, con función motora voluntaria normal o reducida
D2	Preserva función motora de grado medio o disfunción neurológica vesical o intestinal
D3	Preserva función motora de grado alto y función voluntaria vesical e intestinal normal
E	Función motora y sensitiva, normales

---

Tabla 3. Graduación de la lesión neurológica Frankel<sup>91</sup> modificado.



---

### 3. ASIA

---

Grado	Estado neurológico
A	Completa ausencia de las funciones motoras y sensitivas en los segmentos sacros, S4-S5.
B	Incompleta: función sensitiva conservada, con función motora abolida, por debajo del nivel neurológico, incluyendo S4-S5.
C	Incompleta: función motora por debajo del nivel neurológico, los principales músculos por debajo del nivel neurológico presentan un grado funcional <3
D	Incompleta: función motora por debajo del nivel neurológico, los principales músculos por debajo del nivel neurológico presentan un grado funcional >3
E	Función motora y sensitiva, normales

---

Tabla 4. Escala de ASIA<sup>92</sup>

La evaluación del grado de lesión neurológica es importante en la valoración inicial del paciente. Sirve para determinar el tipo de tratamiento y el pronóstico de la lesión. Y en el seguimiento, para determinar la evolución de la lesión.

### 1.8.2 Diagnóstico radiológico

Además de la exploración clínica y de la evaluación del estado neurológico, las técnicas de diagnóstico por la imagen son imprescindibles para la valoración del paciente. Nos sirven para: clasificar la lesión, valorar la estabilidad y orientarnos en su tratamiento.

Las Rx simples, son la exploración básica que nos aporta la información sobre el nivel lesionado, el tipo de fractura y las lesiones que se asocian.

En la proyección AP, observamos la alineación vertebral en el plano frontal, la altura del cuerpo vertebral, la distancia entre los pedículos y entre las apófisis espinosas. En la proyección lateral, se evalúa la alineación sagital y, nuevamente, la altura del cuerpo vertebral<sup>93</sup>.

Es importante realizar un estudio radiológico completo del raquis. En un 5% de los casos, existen lesiones vertebrales múltiples, no contiguas. La mitad de ellas pasan inadvertidas inicialmente.

Las fracturas estallido tienen unas características morfológicas en las radiografías que son las siguientes<sup>94</sup>:

En la proyección **antero posterior** observamos:

- i) Disminución de la altura del cuerpo vertebral.
- ii) Aumento en la distancia entre los pedículos.
- iii) Fractura vertical de la lámina y / o proceso espinoso.

En la proyección **lateral** observamos:

- i) Disminución de la altura del cuerpo vertebral, normalmente de la mitad anterior, que produce una deformidad en cifosis. Conminución del platillo vertebral superior y / o inferior, según el tipo de estallido.
- ii) Disminución de la altura de la mitad posterior del cuerpo vertebral, no constante en todos los casos.
- iii) Desplazamiento posterior o retropulsión de un fragmento óseo en el interior del canal.



Figura 19. Imagen Rx lateral  
fractura estallido L1

Es imprescindible la exploración con TAC. Nos permite evaluar el estado de la columna media y la posible ocupación del canal medular.<sup>95, 96</sup> En las fracturas luxaciones, esta exploración, nos muestra la existencia de posibles luxaciones facetarias.

Nykamp y cols., en 1978, son los primeros en describir la lesión por estallido en la imagen de la TAC<sup>97</sup> Sin embargo, esta prueba complementaria, debe complementarse con el estudio radiológico para definir el diagnóstico concreto de la lesión<sup>98</sup>.

La mayoría de las fracturas estallido se acompañan de cierto grado de ocupación del canal, como resultado de la retropulsión de un fragmento óseo o de fragmentos procedentes del cuerpo vertebral fracturado.

---

En la mitad de los casos, la ocupación del canal es de un 50% de la sección transversal del canal<sup>99</sup>.

Con la TAC, se deben realizar cortes finos en el plano axial. Ello permite realizar reconstrucciones sagitales y coronales que son de máxima utilidad para determinar el patrón de fractura, la lesión de la columna media y los grados de compromiso del canal.



Figura 20. Corte de TAC

La TAC permite calibrar los fragmentos óseos alojados en el canal medular. Los fragmentos, se observan a partir de 0,6 mm. de hueso cortical, y 1,2 mm. de hueso esponjoso<sup>100</sup>.

El estudio por TAC debe incluir, además de la vértebra fracturada, la superior y la inferior. Recuérdese que estas vértebras adyacentes, posiblemente deberán alojar tornillos en sus pedículos, además de que existe el riesgo de que padezcan patología añadida<sup>98</sup>. El TAC helicoidal permite una reconstrucción tridimensional de la vértebra fracturada. En fracturas complejas, su utilidad es francamente buena<sup>101</sup>.

La RMN, nos permite realizar una exploración exhaustiva, sin

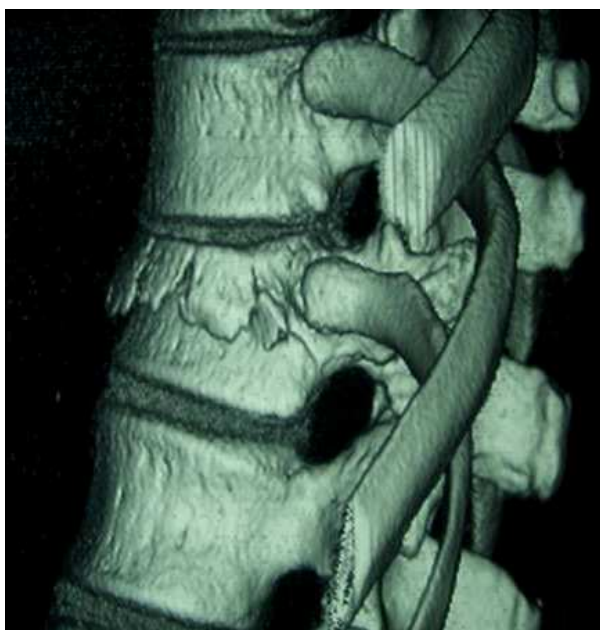


Figura 21. Imagen de reconstrucción de TAC

necesidad de movilizar al paciente. Tiene más utilidad en el estudio de las partes blandas y, en consecuencia, del contenido del canal medular.

Tiene la ventaja de no emitir radiaciones y permite la visualización de todo el raquis. Cuando existen fracturas a varios niveles, su concurso es obligado<sup>98</sup>.

La RMN es inferior a la TAC en la identificación de las fracturas del arco posterior<sup>102,103</sup>. Actualmente la RMN se recomienda en pacientes con lesión neurológica, para identificar las lesiones de la médula espinal, cola de caballo, hemorragias y hematomas epidurales<sup>69</sup>. En los pacientes sin lesión neurológica, no se indica en el momento agudo de la lesión, pero puede ser útil en la identificación de lesiones ligamentosas que se sospechan pero no se confirman en la radiología simple y la TAC<sup>104,105</sup>.

La RMN también es útil para determinar el pronóstico de recuperación de la lesión neurológica después de una lesión de la médula espinal. Kulkarni y cols. encuentran que, pacientes con hemorragias agudas intramedulares demostradas por una hipointensidad anormal en secuencias en T2, tienen un peor pronóstico de recuperación funcional neurológico que aquellos con imágenes normales o imágenes indicativas de edema intramedular<sup>106</sup>.

## **1.9 Tratamiento**

El tratamiento de las fracturas del raquis toracolumbar ha cambiado sustancialmente en las últimas décadas. Ello se debe, tanto a la aparición de nuevos métodos de diagnóstico por la imagen, como por el desarrollo de nuevas instrumentaciones de vía posterior e intesomáticas por vía anterior.

Estas fracturas representan una patología relativamente frecuente y grave que puede afectar de manera importante al pronóstico funcional y vital de los pacientes. Un diagnóstico precoz y un tratamiento adecuado son imprescindibles para obtener buenos resultados clínicos.

El objetivo del tratamiento se basa en conseguir una restauración de la estabilidad preservando la función neurológica, para conseguir una movilidad precoz, mantener el máximo número de segmentos móviles y prevenir la deformidad progresiva.

Consiguiendo un entorno biológico y biomecánico idóneo, obtendremos una curación ósea y de los tejidos blandos y alcanzaremos así una columna estable, sólida e indolora.

Consideramos una columna funcional, aquella que, aún sin obtener una reducción anatómica completa del canal medular, permita crear un entorno suficiente para la preservación o mejoría del estado neurológico, que sea estable en el tiempo y con mínimos dolores o ausencia de los mismos<sup>107</sup>.

Uno de los objetivos que entendemos, beneficia al paciente, es la movilización precoz<sup>56,108</sup>.

Las indicaciones del tipo de tratamiento son actualmente controvertidas y tema de discusión constante<sup>69,109,110,111,112</sup>.

El primer objetivo es prevenir y limitar la lesión neurológica, en el caso de que exista. El segundo, restaurar la estabilidad de la columna dañada.

Existen diversas revisiones en la bibliografía que muestran el beneficio de realizar una descompresión en el caso de que exista un déficit neurológico<sup>113, 114,115,116</sup>.

Son objetivos secundarios, la corrección de la deformidad y las deformidades residuales, prevenir el dolor, preservar el mayor número de segmentos móviles posibles y facilitar la movilización precoz<sup>69,117,118</sup>.

El tratamiento óptimo para los pacientes con mínima o moderada deformidad, déficit neurológico incompleto y compromiso de canal, todavía es causa de controversia.

La artrodesis temprana con instrumentación, es el tratamiento aceptado actualmente para las fracturas claramente inestables con lesión medular completa, ya que reduce la fase de inmovilización, disminuye las complicaciones debidas al decúbito y reduce los costes.

Actualmente se acepta que los pacientes con afectación neurológica considerable y ciertos pacientes con déficit neurológico progresivo asociado a una ocupación sustancial del canal, son indicación de tratamiento quirúrgico urgente<sup>35,119,120,121,122,123,124,125</sup>. La controversia se centra alrededor de que grado de inestabilidad mecánica puede ser manejada de forma conservadora en los pacientes sin lesión neurológica<sup>109</sup>.

### *1.9.1 Tratamiento conservador*

El tratamiento no quirúrgico de las fracturas toracolumbares ha sido practicado desde la antigüedad. Está indicado especialmente para fracturas estables en ausencia de lesión neurológica.

Cuando existe una lesión neurológica asociada, el objetivo del tratamiento es restaurar la alineación, estabilizar la columna y descomprimir las estructuras nerviosas comprimidas. Estos objetivos se obtienen mejor con cirugía.

Desafortunadamente, cuando la paraplejía es completa y afecta al segmento T2-T11, la cirugía no ha demostrado capacidad de recuperación neurológica. En estos pacientes, la cirugía permite estabilizar la columna y con ello, se consigue un inicio rápido de la rehabilitación.

Existen autores que abogan por el tratamiento conservador como tratamiento de elección en los pacientes que sufren una fractura estallido a nivel del área toracolumbar, presentando buenos resultados en sus series, independientemente del estado neurológico y grado de inestabilidad<sup>126,127,128,129,130,131,132</sup>.

Frankel y cols. describen una de las primeras series de pacientes con fractura a nivel del área toracolumbar tratados de forma conservadora. Presentan 205 pacientes con todos los tipos de fracturas a nivel de la unión toracolumbar (3 fracturas estallidos), tratadas mediante reducción postural, reposo en cama y chaqueta plástica. El 72% de los pacientes con déficit neurológico incompleto mejoran y sólo el 2% sufren deterioro neurológico. Se desarrolla una inestabilidad tardía en 2 de los 205 pacientes de la serie. Estos autores concluyen que la cifosis progresiva, es el resultado de la deformidad y de la inestabilidad.

La fractura estable, sin déficit neurológico y con menos de 30º de cifosis, pero con un fragmento óseo de tamaño considerable dentro del canal medular, podrá ser tratada según Jones<sup>133</sup>, con varias semanas de reposo en cama y posterior uso de ortesis en extensión cuando inicie la deambulacion. El tratamiento conservador puede ser efectivo para este tipo de fracturas a lo largo del tiempo, como así lo establecen autores como Weinstein<sup>11,134</sup>.



En el estudio de Weinstein, el 88% de los pacientes con fracturas tipo estallido sin déficit neurológico, volvieron a trabajar. Les hizo un seguimiento medio de 20 años. Muchos de ellos presentaban un dolor residual de espalda, leve, pero sin necesidad de tratamiento farmacológico. Los fragmentos óseos retropulsados hacia el canal, presentaron una reabsorción como respuesta a la pulsación dural, como ya informaba en sus estudios Fidler<sup>135</sup>. Gertzbein<sup>43</sup>, en un estudio multicéntrico para la "*Scoliosis Research Society*", concluyó que las fracturas con una cifosis inicial mayor de 30°, tenían mayor incidencia de dolor a los 2 años de seguimiento.

Las principales ventajas del tratamiento conservador son: evitar la morbilidad operatoria incluyendo las infecciones post-operatorias, las lesiones neurológicas iatrogénicas, las pseudoartrosis, los fallos de la instrumentación y las complicaciones relacionadas con el proceso anestésico. Las complicaciones más importantes secundarias a este tipo de tratamiento son la aparición de una lesión neurológica no existente de entrada y la cifosis residual sintomática<sup>136</sup>.

Existen tres tipos de tratamiento no quirúrgico: el tratamiento funcional, la inmovilización con ortesis y la reducción ortopédica con inmovilización en corsé de yeso. La elección dependerá del tipo de fractura, su estabilidad, nivel de lesión, lesiones asociadas, hábito corporal y la edad del paciente.

Tratamiento funcional: consiste en mantener al paciente en cama varios días durante la fase dolorosa, seguido de una ortesis activa. Es una modalidad indicada en fracturas compresión con mínimo acúñamiento y en especial del segmento T2-T10.

Tratamiento ortopédico: consiste en inmovilizar al paciente durante unos tres meses, con un corsé de tres puntos de apoyo o con una ortesis toracolumbar de contacto total. Las ortesis de tres puntos de apoyo están indicadas en fracturas inestables en flexión y en especial para aquellas en

el nivel T10-L2. Las ortesis de contacto total están indicadas en fracturas inestables en dos planos y en el nivel entre T6 y L3. Para inmovilizar fracturas en L4 y L5 es necesario añadir a la ortesis, una muslera en la cadera entre 15 y 30° de flexión. Para inmovilizar lesiones por encima de T5 es preciso añadir a la ortesis, un anillo cervical con apoyo occipital y submentoniano. Se indica en pacientes jóvenes y delgados, con fracturas estables, sin lesión del arco posterior, con un Índice Sagital (IS) menor de 10°.

Tratamiento con reducción ortopédica e inmovilización en yeso: Existen varias técnicas de reducción (mesa de Cotrel, mesa de Risser), todas ellas variantes del método de Böhler. Tras la reducción se elabora un yeso toracolumbar con tres puntos de apoyo, que debe ser llevado durante tres meses.

Este método está indicado en pacientes jóvenes con deformidad importante, con un IS entre 10-15° y una ocupación del canal menor del



Figura 22. Imagen de colocación de corsé de yeso

50%. Contraindicado en pacientes politraumáticos, cuando existen fracturas costales asociadas, en pacientes de edad avanzada y en obesos. Como resultado final se obtiene una cifosis similar a la previa a la reducción.

### *1.9.2 Tratamiento quirúrgico*

Como se ha citado, las ventajas del tratamiento quirúrgico sobre el conservador son: la mejor reducción de la fractura, preservación de la función neurológica, mayor rapidez en la movilización de los pacientes, menor incidencia de complicaciones asociadas al reposo prolongado y menores costes médicos debidos a la hospitalización.

No obstante la intervención no está exenta de complicaciones que pueden empeorar la situación del paciente, tales como el aumento del daño medular si existiera, infección de la herida quirúrgica, derrame pleural, desplazamiento de la osteosíntesis, pseudoartrosis, etc.

Es sabido que Sir Ludwig Guttman<sup>137</sup> era contrario a la intervención quirúrgica porque no mejoraba la lesión medular y la fijación quirúrgica no era necesaria para manejar al paciente, ya que los cambios posturales se podrían realizar por personal cualificado. Ciertamente es que en este tiempo, las fijaciones eran poco eficaces y, durante la cirugía, se producían complicaciones muy frecuentemente.

Actualmente existe indicación absoluta de tratamiento quirúrgico, cuando hay afectación neurológica o hay un déficit neurológico progresivo.

El resto de las indicaciones quirúrgicas más aceptadas son:

- Pérdida de altura de la columna anterior, mayor del 40-50%
- IS mayor de 15-17°
- ART mayor de 20°
- Ocupación del canal mayor de 40% en L1, 30% en T11-12 y 50% en L2. La mayoría de los autores aceptan que una disminución igual o mayor al 50% del diámetro sagital del canal, tiene un

elevado riesgo de producir déficit neurológico y, en estos casos, se indicaría el tratamiento quirúrgico<sup>124,138,139</sup>

- Fracturas luxaciones
- Fracturas estallido con lesión del complejo posterior
- Fracturas por flexión distracción con déficit neurológico o con lesión posterior, fundamentalmente ligamentosa.
- Lesión neurológica (cirugía urgente en lesiones incompletas progresivas)<sup>140,141</sup>
- Otros menos aceptados: afectación de más de un nivel, gran defecto óseo, afectación discoligamentosa, etc.

En la literatura encontramos variedad de criterios.

Para McAfee y cols., es criterio de indicación quirúrgica, una pérdida de la altura del cuerpo vertebral mayor del 50% y una cifosis mayor o igual a 20° en presencia de déficit neurológico<sup>8</sup>.

Para Denis, todas las fracturas inestables tipo II con una obstrucción severa del canal neural<sup>142</sup>. Dewald incluye todas las fracturas estallido, indicando la descompresión anterior si el diámetro del canal es menor de 10 mm<sup>143</sup>.

Para Jacobs y Casey, cualquier fractura que produzca un déficit neurológico, con evidencia de ruptura del LVCP y pérdida de la altura del cuerpo vertebral de un 40%<sup>144</sup>.

Para Willen y cols., la existencia de un compromiso del canal de un 50% o una compresión de la columna anterior de un 50%<sup>145</sup>.

Para Dunn la existencia de un compromiso del canal igual o mayor al 50%<sup>115</sup>.

Para Ferguson y Allen la existencia de una fractura estallido con fallo de la columna media<sup>146</sup>.

Para Roy-Camille y cols., cualquier déficit neurológico, colapso del cuerpo vertebral mayor de un tercio que produzca una compresión del saco dural por un fragmento óseo<sup>24</sup>.

Para Stephens y cols. una cifosis regional igual o mayor de 20°, un 50% de compromiso del canal, déficit neurológico y pérdida de altura vertebral anterior del 50%<sup>147</sup>.

Para Benson y cols., una angulación en el plano sagital mayor de 20°, pérdida de la altura del cuerpo vertebral mayor del 50% y compromiso del canal mayor del 50%<sup>148</sup>.

Para Domenicucci y cols., un índice sagital mayor de 20°, una cifosis vertebral mayor de 25-30°, un compromiso del canal vertebral mayor del 30% y una afectación de las tres columnas de Denis<sup>35</sup>.

Para Sjöström y cols., la existencia de un déficit neurológico, pérdida de la AVA mayor del 50% o cifosis regional mayor de 20°<sup>124</sup>.

Para Escribà y cols., una pérdida de altura del cuerpo vertebral mayor del 40% el índice sagital mayor de 15°<sup>110</sup>.

La descompresión quirúrgica de las fracturas tipo estallido está indicada sólo si existe déficit neurológico<sup>115,128,149,150</sup> y podrá ser:

- **Directa**, retirando los fragmentos que comprimen el canal o los forámenes. A su vez se puede realizar mediante un abordaje anterior, posterior o posterolateral.
- **Indirecta**, mediante el fenómeno de ligamentotaxis, que consiste en reproducir el mecanismo inverso de la lesión. Para que sea eficaz debe existir la preservación de la inserción del anillo fibroso a los platinos vertebrales, el ligamento longitudinal vertebral común posterior y el anterior.

No hay datos suficientes en la literatura para decidir cuál es el mejor abordaje para este tipo de lesiones, pero sí estudios que demuestran que se debe realizar una descompresión del canal medular cuando exista un déficit neurológico asociado<sup>114,113,115,128,151</sup>.

El grado de ocupación del canal en el momento de la lesión, se relaciona con la severidad del déficit neurológico. Pero el momento óptimo ("*timing*") de la descompresión quirúrgica, no se correlaciona con el grado de recuperación neurológica<sup>152,153,154</sup>.

Serena Hu<sup>155</sup>, en un estudio retrospectivo sobre 69 pacientes con fracturas lumbares y lesión neurológica incompleta, concluyó que la descompresión, ya sea anterior o posterior, daba mejores resultados neurológicos que la fusión sin descompresión.

Kostuik y col.<sup>156</sup>, defienden los beneficios que se obtienen con la descompresión precoz en los pacientes con afectación neurológica.

Para Bradford y Mc Bride, en 1987, si existen evidencias a favor de la descompresión anterior, sobre todo en relación al control vesical y esfinteriano<sup>157</sup>.

Gertzbein, en 1994, publicó que tras la revisión retrospectiva de más de 1.000 fracturas con lesión neurológica, no encontró diferencias entre la descompresión anterior y posterior.

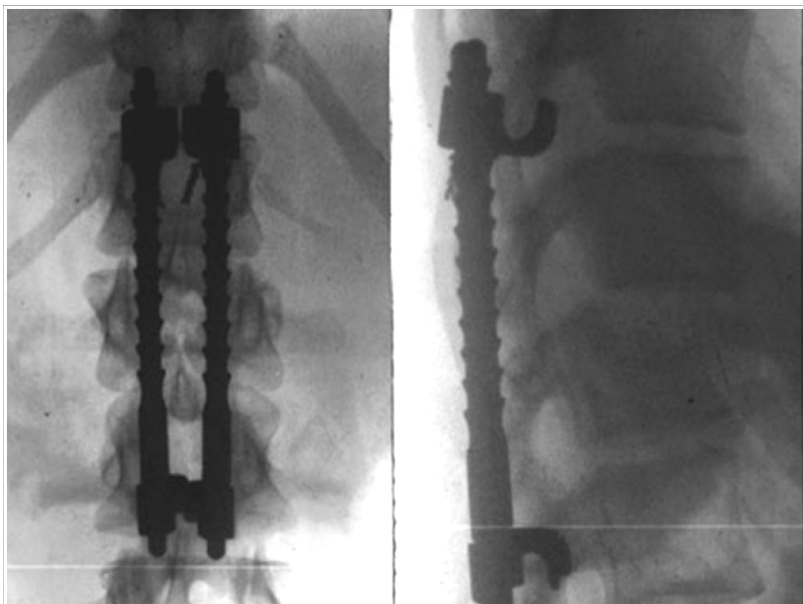
Gertzebein y Risk<sup>114</sup>, recomiendan una descompresión anterior secundaria si existe un 50% de invasión del canal tras la reducción posterior y persiste la clínica neurológica.

Para Mc Cullen, es necesario el doble abordaje cuando la estabilidad conseguida por una única vía sea insuficiente. Consiste en la descompresión, primero por vía anterior y luego la instrumentación por vía posterior. Esta doble vía está indicada en fracturas estallido inestables con lesión severa de la columna posterior, si hay existencia de una cifosis postraumática con dolor incapacitante, progresión de la deformidad o

aumento del déficit neurológico o si existe una cifosis inicial mayor de 50°<sup>158,159,160</sup>.

Lennart<sup>161</sup>, realizó un estudio prospectivo de 27 fracturas tipo estallido de T12 y L2, la mitad de ellas con afectación neurológica, concluyendo que la ligamentotaxis logra reducir la invasión del canal al 50% de la inicial. La distracción es la maniobra principal. Sólo indica descompresión en caso de déficit neurológico.

Se discute también el tipo de síntesis que se debe utilizar en caso de precisar un tratamiento quirúrgico.



Harrington, en 1958, trata a un paciente con una fractura luxación de la columna vertebral con una instrumentación diseñada inicialmente para el tratamiento de las escoliosis<sup>22,23,162,163</sup>.

Figura 23. Imagen radiológica barras de Harrington

Desde entonces, las instrumentaciones con distracción posterior con barras de Harrington (figura 23) y otros tipos de sistemas de barras-ganchos son habituales para el tratamiento de las fracturas estallido. Este tipo de instrumentación tiene como inconveniente que es larga y que sólo permite el anclaje a dos niveles. Es frecuente el desanclaje y está descrita la pérdida de corrección. Además, dada la longitud requerida por el

montaje, aceleraba la lesión por sobrecarga de los segmentos inmóviles no fusionados.

Purcell y cols., en un estudio biomecánico, concluyen que el montaje más estable incluye tres vértebras por encima y dos por debajo del nivel afecto. Este nivel adicional superior, aumenta el momento de fallo en un 65% comparado con los montajes de dos vértebras arriba y dos abajo<sup>164</sup>.

Se han utilizado posteriormente instrumentaciones con barras de Harrington y fusiones cortas, utilizando barras tres niveles por encima y debajo de la fractura, pero con artrodesis un nivel por encima y otro por debajo de la lesión<sup>165,166</sup> sin grandes éxitos. Y barras de Harrington con alambres sublaminares para aumentar la estabilidad de las barras<sup>167,168</sup>, pero también ha presentado inconvenientes: no permite la reducción por distracción, por lo que es difícil reducir las fracturas estallido, no consigue controlar la carga axial y existe un riesgo no menos preciable de lesión neural.

La fijación con tornillos transpediculares fue introducida por Roy-Camille y cols.<sup>123</sup> en 1961. Los pedículos constituyen la porción más resistente de la vértebra y son los responsables de la transmisión de todas las fuerzas, desde los elementos posteriores, al cuerpo vertebral. El pedículo soporta fuerzas de tensión rotacional, flexión lateral y extensión de la columna. Por lo tanto son la estructura más fiable donde anclar la síntesis posterior y dar una buena estabilidad al montaje.

Sasso y cols.<sup>169</sup>, tratan 7 pacientes con fractura estallido lumbar mediante tornillos transpediculares y placas DCP, objetivando en el estudio la pérdida de reducción tras la recuperación de los pacientes. Los autores concluyen que la recurrencia de la deformidad se debe a que la construcción placa-tornillos actúa como una banda de tensión, y esto provoca la distribución de las cargas por la columna vertebral, esta distribución es perjudicial y este tipo de técnica precisaría de ir acompañada de una ortesis o yeso.



Magerl<sup>170</sup>, en 1977, utilizó el fijador externo para tratar fracturas torácicas bajas y estallidos lumbares. El implante reduce y mantiene la deformidad pero, la incomodidad y las molestias del montaje, lo han dejado en desuso.

Dick<sup>29,171</sup>, utiliza el sistema de fijador interno, utilizando pines transpediculares conectados por un doble sistema interno de barras, reduciendo finalmente a un montaje corto, por encima y por debajo de la vértebra afectada. Las ventajas son: que es estable en todos los planos, que corrige la cifosis propia de la fractura, que permite restaurar la altura del cuerpo y, mediante distracción, se consigue reducir los fragmentos del interior del canal, en el caso de que existieran. En la actualidad, y con los avances tecnológicos, se han transformado los pins en tornillos pediculares.

En la literatura reciente, podemos encontrar diferentes autores que abogan por un tratamiento quirúrgico con abordaje posterior e instrumentación transpedicular larga, corta o muy corta. Pavlos<sup>172</sup>, en su estudio, concluyó que el tratamiento de elección para la reducción y estabilización de este tipo de fracturas era la instrumentación posterior transpedicular corta en distracción, más el uso de gancho supra e infralaminar por arriba y por debajo, para evitar la salida del tornillo.



Figura 24. Osteosíntesis corta

Stovall<sup>173</sup>, estudió 54 pacientes con fracturas toracolumbares inestables, tipo estallido, tratados con instrumentación posterior corta y tornillos transpediculares más artrodesis posterolateral. Afirman que es una técnica efectiva, que previene la deformidad progresiva y produce una fusión estable. Sin embargo, este tipo de montajes cortos con fusión segmentaria posterior y sin instrumentación de la vértebra fracturada, se asocia con una alta tasa de fallos del material, en forma de ruptura o inclinación de los tornillos y pérdida tardía de la corrección en el plano sagital.

Esses y cols.<sup>90</sup>, comentan por primera vez, la utilidad del tornillo intermedio cuando se piensa que es útil una fijación adicional en huesos osteoporóticos. El tornillo intermedio en la vértebra fracturada, funciona como un punto de empuje con un vector anterior, creando una fuerza lordótica que corrige la cifosis traumática. En determinadas ocasiones de



mayor inestabilidad fractuaria rotacional, se pueden asociar ganchos laminares o sistemas de conexión entre las barras basados en los DTT ("Transverse Traction Device") de Cotrel-Dubousset, que aumentan de forma considerable la estabilidad del sistema.

Esta asociación permite obtener resultados comparables a series con instrumentaciones largas y otros métodos de fijación más agresivos<sup>171,174,175,176,177</sup>.

Figura 25. Imagen rx osteosíntesis

Los estudios biomecánicos con instrumentación de la vértebra fracturada, demuestran un aumento de la rigidez del montaje en los test de: carga axial, flexión y torsión<sup>178</sup>.

Tezeren<sup>179</sup>, en un estudio prospectivo sobre la fijación posterior de 18 fracturas toracolumbares estallido, comparó la instrumentación transpedicular corta frente a la larga, obteniendo resultados que mostraban una mejoría de los parámetros radiológicos significativos al final del seguimiento, pero no desde el punto de vista clínico. La conclusión obtenida al final del estudio mostraba que radiológicamente el resultado era mejor en la instrumentación larga, pero desde el punto de vista clínico no había diferencias significativas.

Escribà<sup>110</sup>, realizó un estudio retrospectivo de 22 fracturas tipo estallido inestables entre T12 y L2 intervenidas con osteosíntesis transpedicular corta. En ocasiones utilizó un gancho laminar superior o inferior. Observó que la inclusión de la vértebra fracturada, aumenta la estabilidad del sistema y, la instrumentación corta además, disminuye la morbilidad de los resultados de los montajes largos. Se debe realizar un tratamiento quirúrgico en las fracturas toracolumbares sin afectación neurológica cuando el IS es mayor 17º y exista un pérdida del 45% del cuerpo vertebral, sin instrumentar la vértebra fracturada se presenta mayor número de fracasos de material y de cifosis tardías.

En la actualidad existen nuevas vías de tratamiento de las fracturas estallido como son: el acortamiento vertebral<sup>180</sup>, instrumentaciones posteriores cortas asociadas con vertebroplastia o cifoplastia<sup>181,182,183,184,185,186</sup>, y utilización de bloques de titanio transpediculares<sup>187</sup>. Estos sistemas todavía precisan más estudios clínicos que los evalúen.

Debido a todo esto, la mayor parte de los cirujanos, ante las fracturas vertebrales toracolumbares tipo estallido inestable, realizan una instrumentación posterior corta con síntesis de la vértebra fracturadas, pues parece disminuir el riesgo de cifosis posterior y esto conlleva a un mejor resultado final<sup>113, 131, 176, 188</sup>.

---

## 1.10 Modelos biomecánicos

Un modelo biomecánico, es un simulador de algún aspecto del comportamiento del aparato locomotor. Con él, se realizan simulaciones en condiciones controladas. Existen varios tipos de modelos, pero ninguno de ellos reproduce perfectamente la realidad. Cada uno de ellos tiene sus ventajas y sus 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.

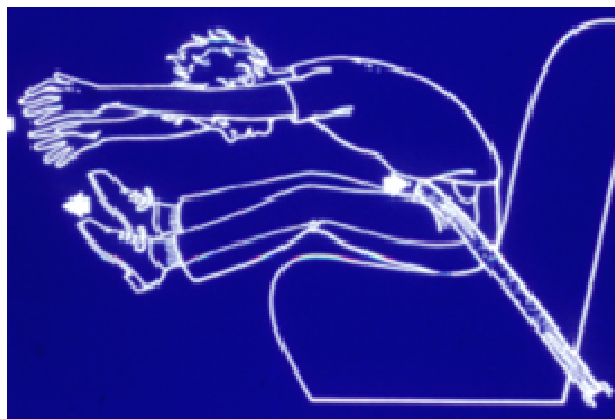


Figura 26. Imagen choque, flexo-extensión

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. Sin embargo, 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, estos modelos pueden simular completamente el funcionamiento del raquis in vivo, aunque sus resultados deben de 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.

### *1.10.1 Métodos para la modelación de la fractura*

Dada la gran dispersión de resultados que suele estar asociada a la experimentación de especímenes in Vitro, es fundamental reducir los posibles factores de variabilidad entre distintas muestras a la hora de ser ensayadas. Por este motivo es necesario desarrollar un protocolo que estandarice el proceso, tanto de ensayo, como de creación de las fracturas en la vértebra L1.

Tras una revisión bibliográfica, se puede observar que distintos estudios han utilizado diferentes metodologías para la realización de las fracturas por estallido.

Mann et al.<sup>189</sup>, realizaron una investigación sobre fijaciones cortas para estabilizar fracturas por estallido y, para provocar la fractura, utilizaron una gubia con la que extrajeron hueso o realizaron cortes verticales en el cuerpo vertebral hasta que éste no pudo soportar cargas de compresión.

Tanto Fredrickson et al.<sup>190</sup> como Zou et al.<sup>191</sup>, montaron los especímenes cadavéricos (T10-L4) en una máquina de ensayos y fijaron las vértebras adyacentes a L1 a la máquina para luego aplicar un impacto con una energía de 260 Nm.

James et al.<sup>192</sup>, publicaron un artículo en el que se evaluaba la estabilidad toracolumbar de las fracturas por estallido. El método empleado por los autores para modelar la fractura, consistía en realizar osteotomías con una sierra oscilante en la vértebra L1 siguiendo un patrón fijo de trayectoria del corte.

Shono et al.<sup>193</sup>, describieron un método distinto para la generación de las fracturas en L1, basado en fijar las vértebras por encima y por debajo de L1, a ambas mordazas de una máquina universal de ensayos,

dejando sueltos los discos T12-L1 y L1-L2 y la vértebra L1. De esta forma se ejerció una compresión sobre L1 hasta que la distancia entre las mordazas se redujo en un 10% en un intervalo de tiempo de 0.5 s. Este método es muy similar al presentado por Fredrickson<sup>190</sup> y Zou<sup>191</sup> en sus respectivos artículos, pero en este caso, en lugar de producir un impacto sobre las muestras, se realiza una carga controlada por el desplazamiento que ha de provocar en la vértebra, en un tiempo concreto.



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia Gargantilla Vázquez

ISBN:978-84-693-1543-9/DL:T-638-2010

**Objetivos**

## 2. Objetivos

En la clínica, se observa que determinadas vértebras – concretamente, entre T12 y L2- cuando se rompen, y lo hace con cierta frecuencia, estallan. Sufre, lo que se llama, una fractura estallido.

Actualmente, se trata con osteosíntesis pedicular, con barras, por vía posterior, artrodesando o no, instrumentando o no la vértebra fracturada. En otros casos se realiza un doble abordaje, o se asocia injerto transpedicular o injertos posterolaterales.

Nuestro grupo, ha tenido la oportunidad de realizar un estudio clínico comparativo entre dos series de pacientes. En una serie, se intrumentó la vértebra fracturada. En la otra serie, no.

Por lo tanto **el objetivo** del presente estudio es evaluar, en el laboratorio (mediante estudios in Vitro), las diferencias de comportamiento mecánico de los sistemas de fijación por tornillos transpediculares y barras posteriores, ante una fractura vertebral tipo estallido, en caso de sintetizar o no la vértebra fracturada.

Este trabajo se ha centrado en la vértebra lumbar L1 por ser la vértebra en la que se producen un mayor número de fracturas por estallido en la clínica diaria<sup>6, 12, 33, 40, 41</sup>.

## Material y métodos

## **3. Material y métodos**

### **3.1 Material**

#### *3.1.1 Muestras*

El estudio se basa en la comparación, mediante estudios in Vitro, del comportamiento que sobre la zona dañada tiene instrumentar o no la vértebra fracturada, comparando las dos configuraciones siguientes (Figura 27):

- Caso 1: Espécimen instrumentado con un sistema de fijación posterior basado en la instrumentación de la vértebra craneal (T12) y caudal (L2) a la vértebra fracturada, sin instrumentar la vértebra fracturada (montaje de 4 tornillos).
- Caso 2: Espécimen instrumentado con un sistema de fijación posterior basado en la instrumentación de la vértebra craneal a la vértebra fracturada (T12), la vértebra fracturada y la vértebra caudal a ésta (L2) (montaje de 6) tornillos.

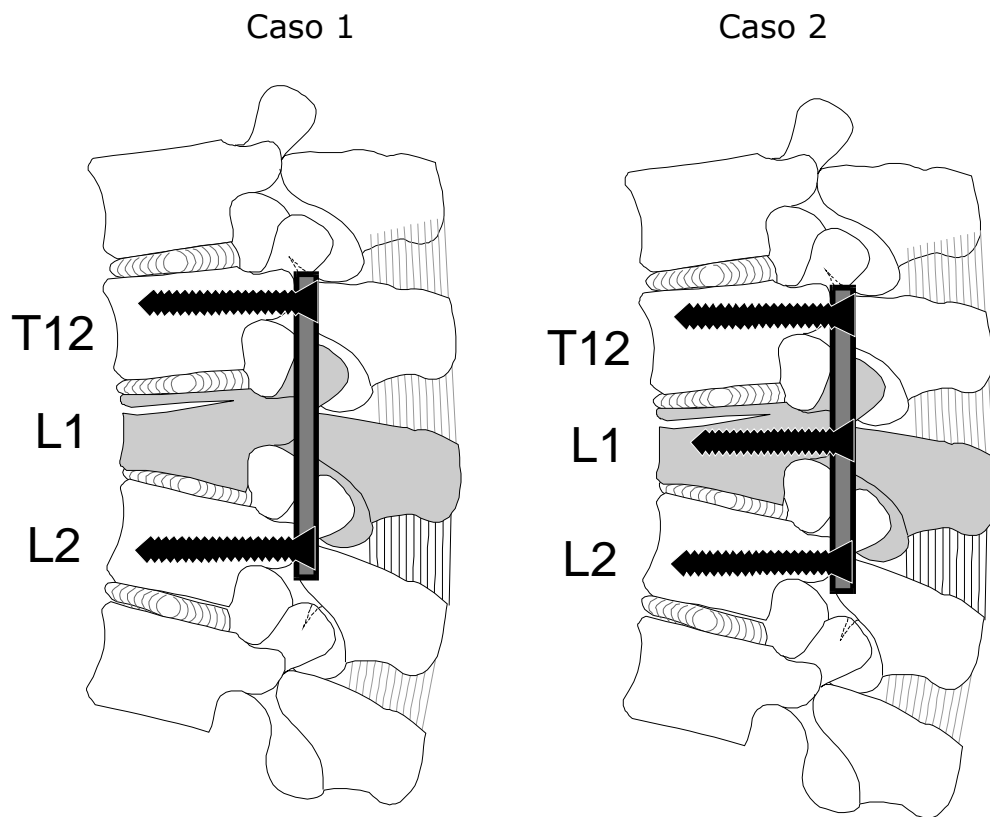


Figura 27. Fractura por estallido de L1. Instrumentación de T12 y L2: caso 1.  
Instrumentación de T12, L1 y L2: caso 2.

El elemento prioritario a la hora de elegir el tipo de modelo biomecánico, es la posibilidad de provocar, de una manera controlada, repetible y fiel, fracturas de tipo estallido, en el nivel vertebral adecuado. Al mismo tiempo, tener suficiente número de muestras para poder realizar la cantidad de ensayos programados. Con todo esto se considera que los modelos cadavéricos animales, con especímenes porcinos, son los más adecuados para realizar este estudio ya que por sus características óseas se asemejan a los cadáveres humanos y, a la vez, su disponibilidad es mucho mayor.

Por lo tanto, para el estudio se utilizaron 20 muestras de la columna T11-L3 de especímenes cadavéricos porcinos, hembras de aproximadamente 90 Kg. de peso y 6 meses de edad.

---

Las muestras fueron recogidas de un matadero, donde se separaron del resto del animal, según los procedimientos estándar de la institución.

Para su conservación antes de los ensayos, las muestras se congelaron a una temperatura de  $-20^{\circ}$  y, en el momento de las distintas experiencias, se descongelaron completamente.

A pesar de que las unidades vertebrales funcionales (UVF) a evaluar son T12-L1 y L1-L2, es necesario utilizar muestras que contengan también las UVF: T11-T12 y L2-L3 para poder anclar las vértebras T11 y L3 a la máquina de ensayos. Para que estas UVF no influyan en los resultados de rigidez de la zona de interés (T11-T12 y L2-L3), se bloqueó su movilidad mediante la inserción de tornillos y agujas.

Para el correcto anclaje de la muestra a la máquina de ensayos y para facilitar la localización del punto de aplicación de la carga, se fija cada extremo de la muestra en el interior de una cazoleta de cemento óseo. La vértebra T11 queda en el interior de la cazoleta superior y la L3 en el interior de la cazoleta inferior. El cemento utilizado es Triplex Cold, un cemento de la marca Ivoclar Vivadent, que consiste en un material autopolimerizable en base a PMMA.

De las 20 muestras intactas, 6 de ellas fueron utilizadas manteniéndolas intactas para evaluar su rigidez ante cargas de flexo-compresión (3 muestras) y de torsión (3 muestras). Dado que los ensayos fueron no destructivos, esas muestras se recuperaron para los siguientes experimentos. De los 20 especímenes, una vez provocadas las fracturas por estallido, 10 se separaron para implantarles la configuración de 4 tornillos en las que se introducen tornillos transpediculares y barras posteriores en las vértebras adyacentes a la fracturada (fig 28) .

A las otras 10 muestras se les implantó la configuración de 6 tornillos, introduciendo los tornillos transpediculares tanto a las vértebras adyacentes como a la dañada (fig 29).

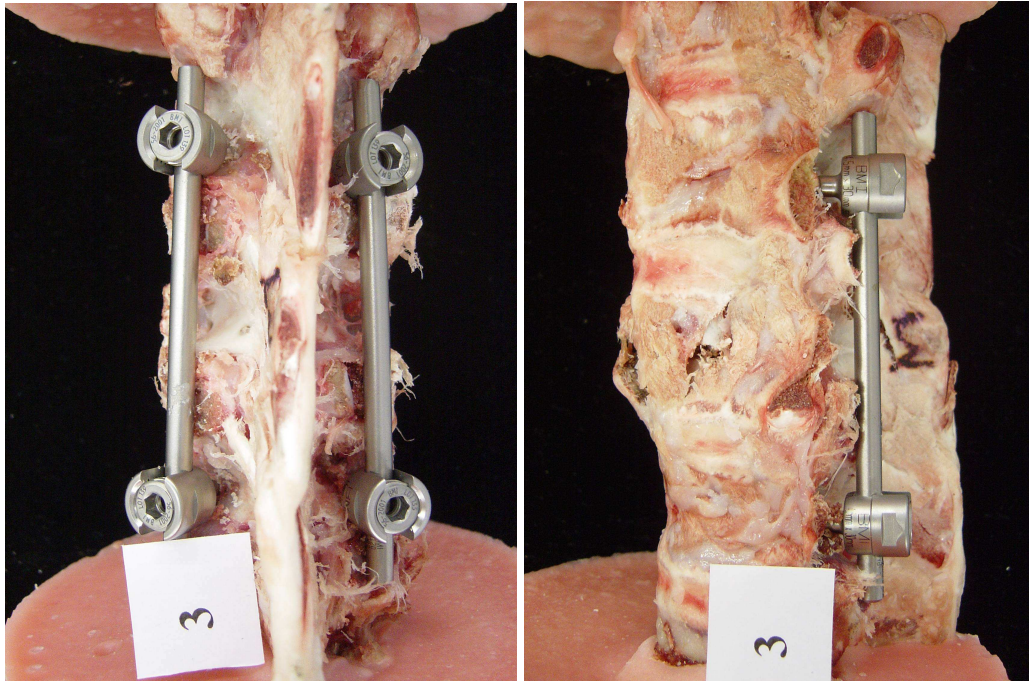


Figura 28. Frente y perfil de montaje n°3 sin osteosíntesis de la vértebra fracturada.

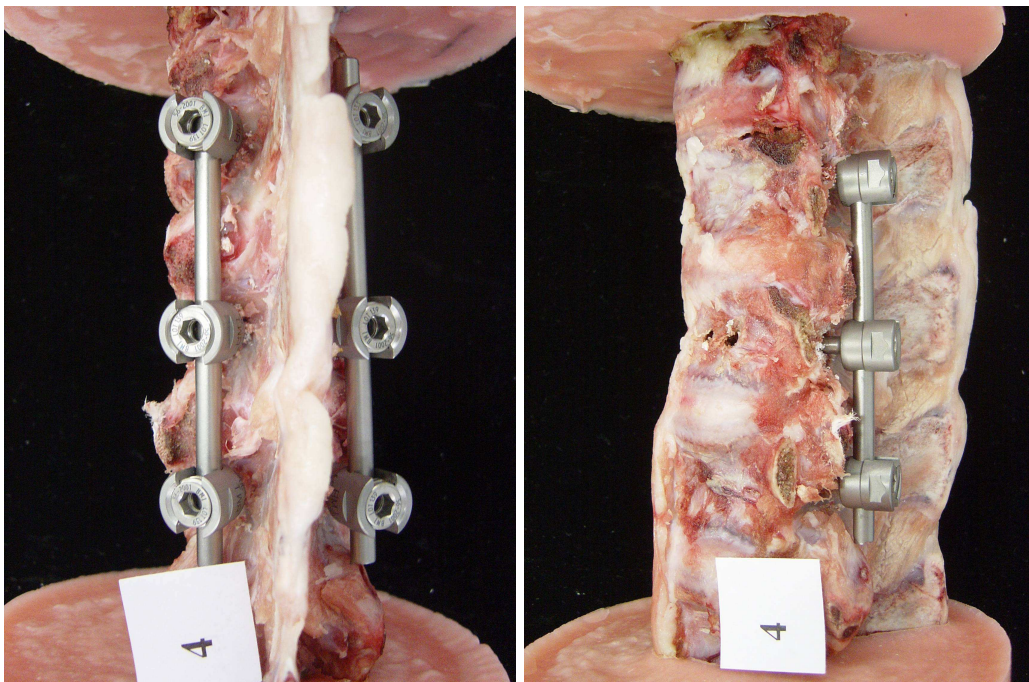


Figura 29. Frente y perfil montaje n°4 con osteosíntesis de la vértebra fracturada

### 3.1.2 Instrumentación

Para llevar a cabo todos estos ensayos fueron necesarios 20 sistemas de fijación completos, más dos de reserva. El grupo clínico fue el encargado de colocar los implantes.

La muestra de implantes consistió en 20 sistemas de fijación posterior con tornillos transpediculares de tulipa de 3.5 mm. de diámetro y 35 mm. de longitud, las barras son de 5.5 mm. de diámetro. (Fig. 27, 28)

### 3.1.3 Equipos

#### 3.1.3.1 Máquina de impacto

La máquina utilizada para realizar estos ensayos se muestra en la siguiente figura:

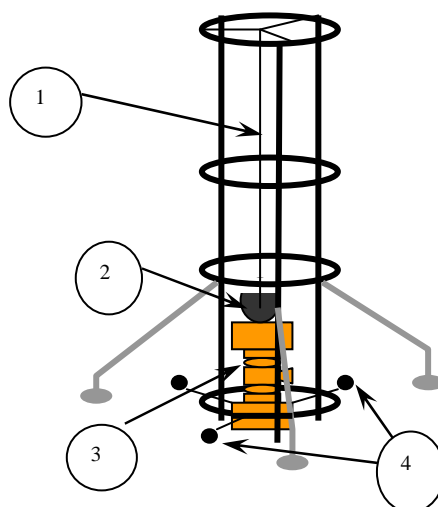


Figura 30. Máquina de impacto. Elementos que la componen: 1. guía de la masa, 2. la masa, 3. espécimen a ensayar, 4. sistema de fijación inferior de la pieza.



---

El dispositivo que se ha utilizado para crear la fractura en L1 (fig. 30), consiste en una guía vertical que conduce una carga de 4.6 Kg. dejada caer desde una altura controlada de 3 m. para impactar sobre la muestra.

La muestra se fija de forma que el punto en el que impacta la masa, garantice que sobre la columna se realiza un esfuerzo de compresión y que la fractura de la vértebra, se produzca en la zona anterior del cuerpo vertebral, provocando flexión anterior.

### 3.1.3.2 Máquina de aplicación de cargas

Los ensayos se han realizado usando una máquina biaxial de ensayos (INSTRON 8874J5624). Dispone de un sensor de desplazamiento (LVDT's) y una célula de carga axial de 25 KN para ensayos axiales y una célula de par de 100 Nm y transductor angular de 130° para los esfuerzos de torsión. El registro de las señales se realiza con programa de adquisición de la propia máquina de ensayos.

- Galgas extensiométricas

Para la medición de las deformaciones a lo largo de la barra longitudinal del sistema de fijación, se colocaron dos galgas extensiométricas por barra, en la dirección del eje de la barra, tal y como se muestra en la Figura 31. Las características de las galgas extensométricas usadas para instrumentar las barras de cada uno de los sistemas de fijación, han sido:

- Resistencia 120  $\Omega$
- Longitud 2 mm.
- Tipo FLA-2-11

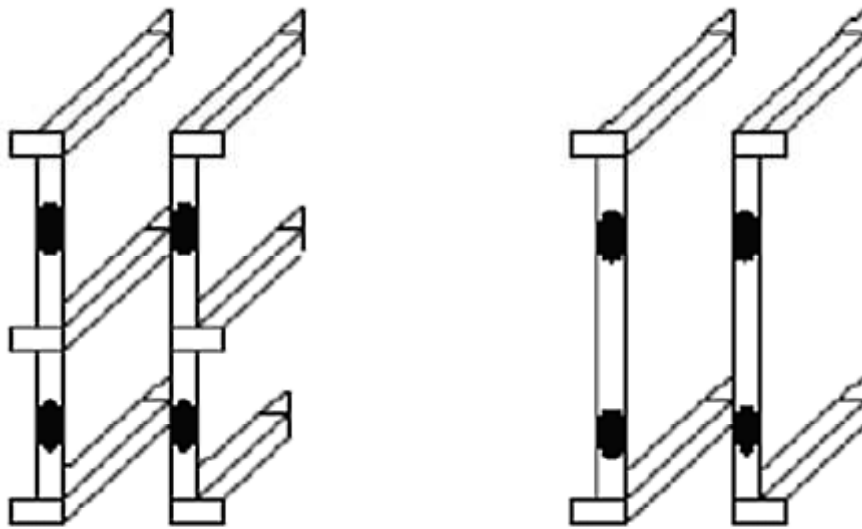


Figura 31. Posición de las galgas extensométricas en los distintos elementos del implante. Cuatro galgas en el montaje de 6 tornillos y cuatro galgas en el montaje de 4 tornillos (se colocan según se muestra en la figura). Tipo FLA-2-11.

Para la adquisición de los datos se utilizó un amplificador de señal y un software desarrollado en el propio Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

## 3.2. Modos de carga

### 3.2.1. Montaje del ensayo de flexo-compresión

Tanto para las muestras intactas como para las dos configuraciones de muestras instrumentadas, los modos de carga elegidos para realizar este estudio son: flexo-compresión y torsión.

El montaje para la realización de ensayos de flexo-compresión consistió en la aplicación de una carga de compresión descentrada respecto al eje central de las muestras, de forma que se aplique un momento de flexión sobre las UVF. La unión de los cuerpos vertebrales embebidos en los bloques de cemento a la máquina, se realizó de forma que el cuerpo vertebral inferior estuviera anclado a la máquina y el superior mantuviese el punto de aplicación de la carga siempre a la misma distancia del eje del cuerpo vertebral inferior. Este montaje no permite realizar un momento constante respecto al cuerpo vertebral sobre el que se realiza la carga, pero sí lo ejerce respecto a la vértebra anclada a la máquina (fig. 32).



Figura 32. Montaje del ensayo de flexo-compresión

### 3.2.2. Montaje del ensayo de torsión

El montaje de torsión se realizó de forma que el eje respecto al que se ejercía el par torsor, coincidiese con el eje de los cuerpos vertebrales (fig. 33).

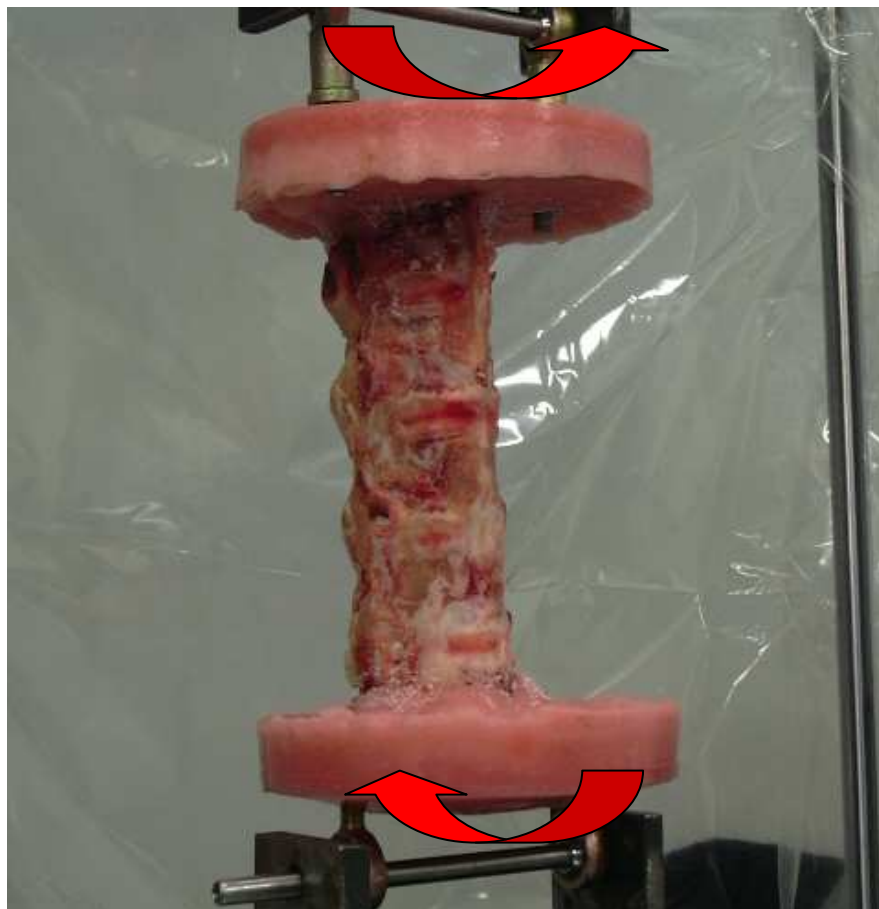


Figura 33. Ensayo torsión

### **3.3 Ensayo de la columna intacta**

Para poder evaluar el efecto que tienen las distintas configuraciones de la instrumentación sobre la columna, es necesario conocer el comportamiento de la columna antes de provocarle la fractura de la vértebra L1, para poder utilizarlo como valor de referencia.

Para ello se utilizaron seis columnas para realizar tres ensayos de rigidez para cada modo de carga (flexo-compresión y torsión) de la columna intacta. A cada una de estas muestras se les realizaron tres repeticiones del ensayo (tabla 5). El fin de ensayo se estableció con cargas (flexo-compresión) y giros (torsión) para los que no se produjera ningún tipo de daño a las muestras y así poder reutilizarlas en los ensayos de columna instrumentada.

Modo de carga	Velocidad de aplicación	FIN DE ENSAYO
FLEXO-COMPRESIÓN	0.4 mm/s	Fracaso del sistema
TORSIÓN	0.8 °/s	Fracaso del sistema

Tabla 5. Ensayo columna intacta.

### **3.4 Generación de la fractura**

El protocolo de creación de las fracturas en la vértebra L1, se ha establecido a partir de la provocación de un impacto de una masa de 4,6 Kg., lanzada desde una altura de 3 m. con una energía aproximadamente de 140 J. (fig. 34).



Figura 34. Instalación para la generación de la fractura

Además, para asegurar que este impacto producía la fractura únicamente en la vértebra L1 y con una etiología correspondiente a la de la fractura por estallido, se debilitó el cuerpo vertebral generando grietas con un taladro que guiasen la trayectoria de la fractura (fig. 35).

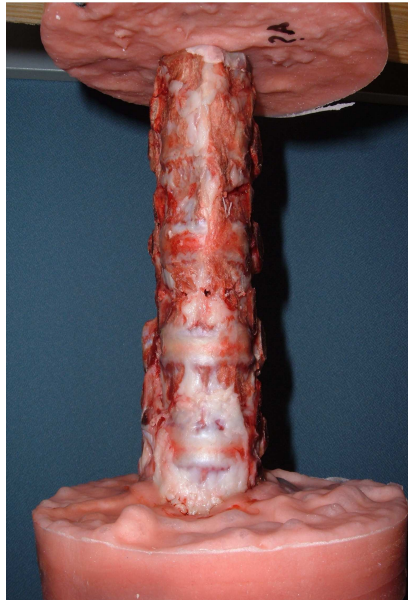


Figura 35. Columna con los taladros provocados para la generación de la fractura

La muestra se fijó a la máquina de forma que el impacto se produjera centrado en el cuerpo vertebral, y que de este modo provocara una carga de compresión, con una ligera flexión anterior de la columna.

### **3.5 Evaluación de la fractura provocada**

Provocadas las fracturas, se realizó un análisis de las muestras una vez provocada la fractura. Esta evaluación consistió en un examen radiográfico de las muestras (figura 36), en las que se confirmó que las fracturas coincidían con las caracterizadas por Denis<sup>2,3</sup> en su clasificación de tipos de fracturas por estallido.

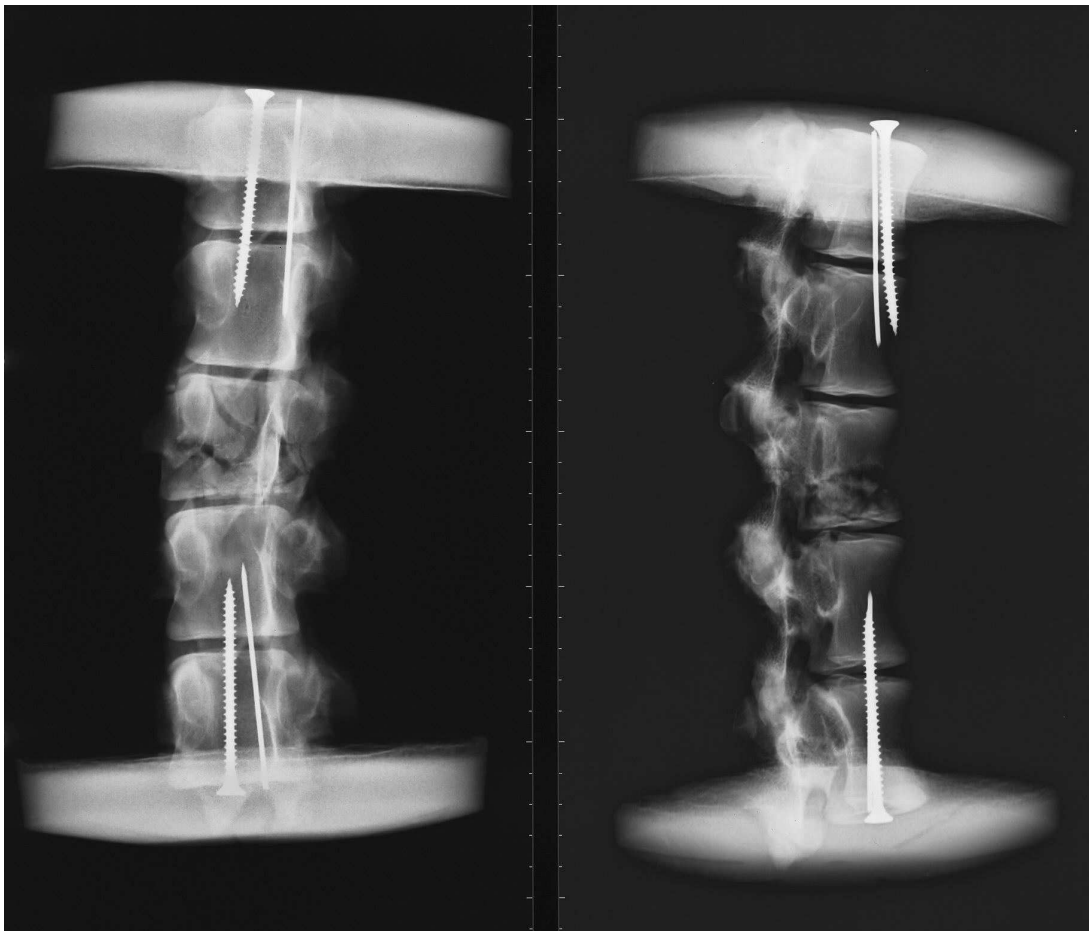


Figura 36. Imagen Rx: AP y L, de fractura L1



### **3.6 Colocación de los implantes en las muestras**

Una vez seleccionadas las muestras en las que la fractura de la vértebra L1 fue correctamente provocada, se procedió a instrumentarlas de forma que: 10 de las muestras tuviesen la vértebra fracturada con instrumentación de tornillos transpediculares y las otras 10 sin dicha instrumentación.

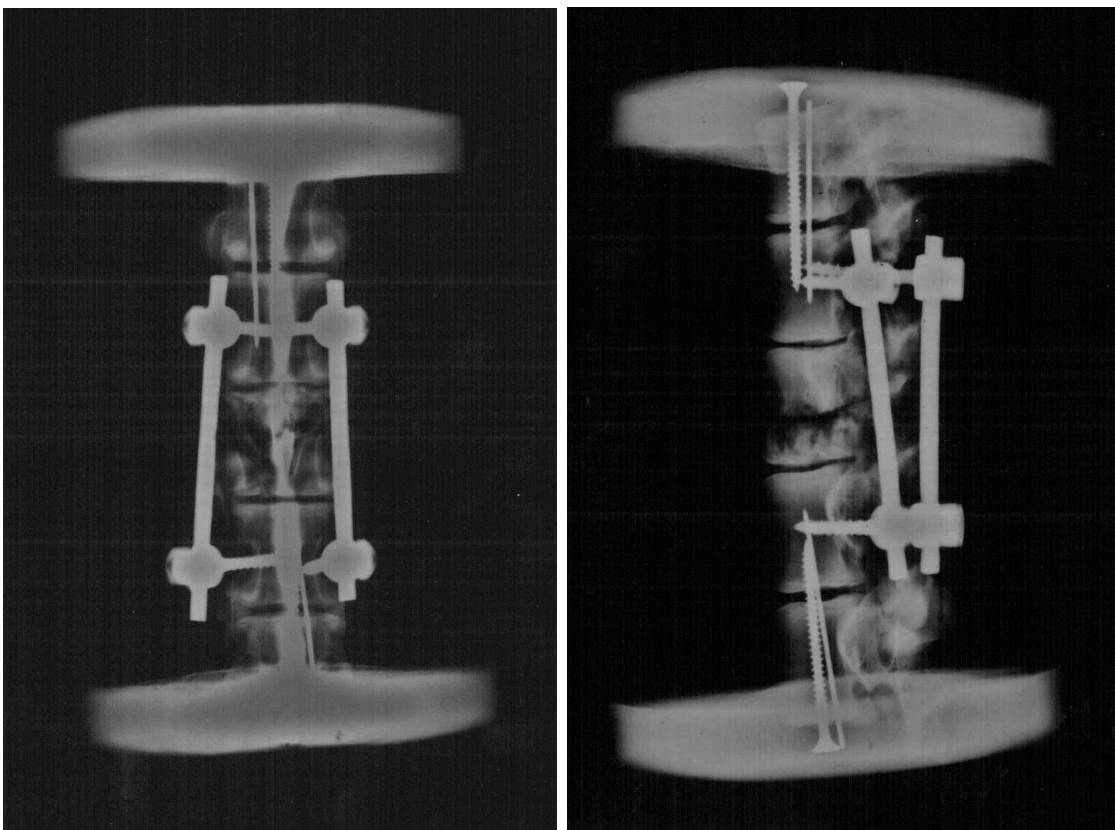


Figura 37. AP y Lateral montaje sin instrumentar vértebra fracturada

Muestra nº 5

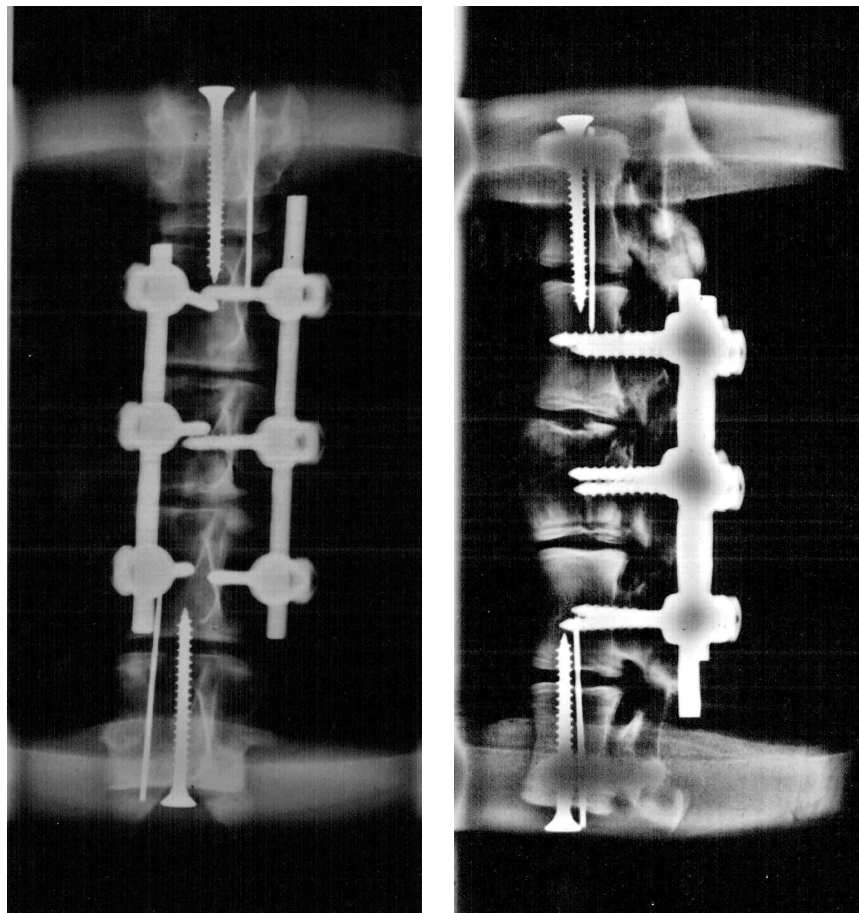


Figura 38. AP y Lateral montaje instrumentada vértebra fracturada

Muestra nº23

<b>Muestras con la vértebra fracturada no instrumentada</b>		
Elemento	Descripción	Nº de piezas
Tornillos transpediculares	Ø 3.5; L = 35 mm	4
Barras longitudinales	Ø 5.5	2

Tabla 6. Implante de las muestras con la vértebra fracturada no instrumentada

<b>Muestras con la vértebra fracturada instrumentada</b>		
Elemento	Descripción	Nº de piezas
Tornillos transpediculares	Ø 3.5; L = 35 mm	6
Barras longitudinales	Ø 5.5	2

Tabla 7. Implante de las muestras con la vértebra fracturada instrumentada

La instrumentación elegida fue un sistema de fijación por tornillos transpediculares. Los elementos concretos que se colocaron se muestran en la tabla 6,7.

Una vez terminada la instrumentación, se realizó un examen radiológico para comprobar cómo ha sido colocado el implante.

### **3.7 Procedimiento de ensayos sobre columnas dañadas**

Tras la implantación de los sistemas de fijación en las muestras, se procedió a la instrumentación con elementos de medida. Esta instrumentación consistió en la colocación de las galgas extensiométricas, descritas anteriormente, en las barras de los sistemas de fijación tanto en la configuración de vértebra fracturada con tornillos transpediculares como la configuración sin ellos (fig. 39). Las galgas se colocaron en todas las muestras en la misma posición.

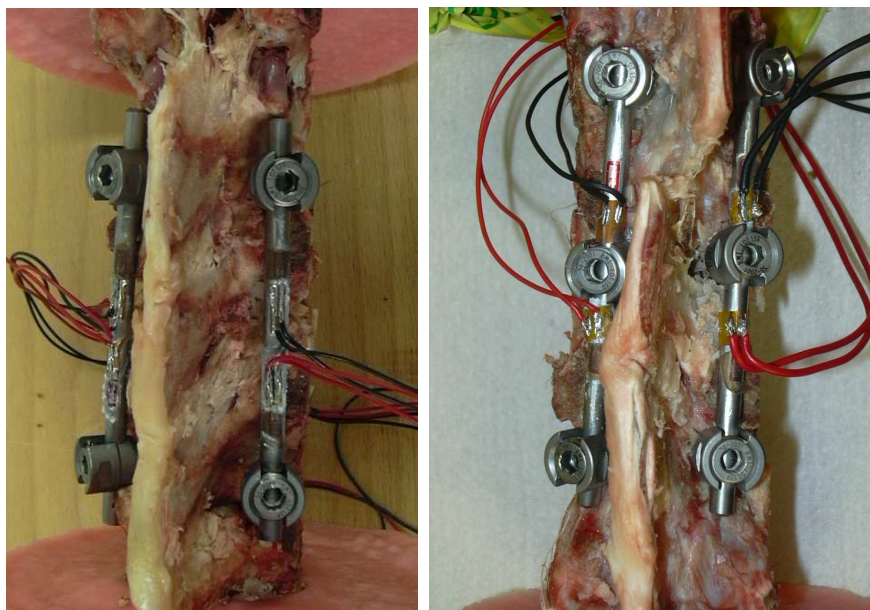


Figura 39. Imagen de las galgas colocadas en muestras de las configuraciones con y sin vértebra fracturada instrumentada

Los ensayos se realizaron, tanto ante el modo de carga de flexo-compresión como ante el de torsión, provocando un desplazamiento controlado en el tiempo del actuador en dos fases (fig. 40).

- i) **Ensayo de rigidez.** Se provocó una deformación de las muestras controlada en el tiempo, únicamente en el tramo en que las muestras presentan un comportamiento elástico, de forma que al retirar la sollicitación las muestras recuperan su condición inicial.
- ii) **Ensayo de resistencia.** Se aplicó un esfuerzo a las muestras hasta que se produjo un fallo funcional de las mismas.

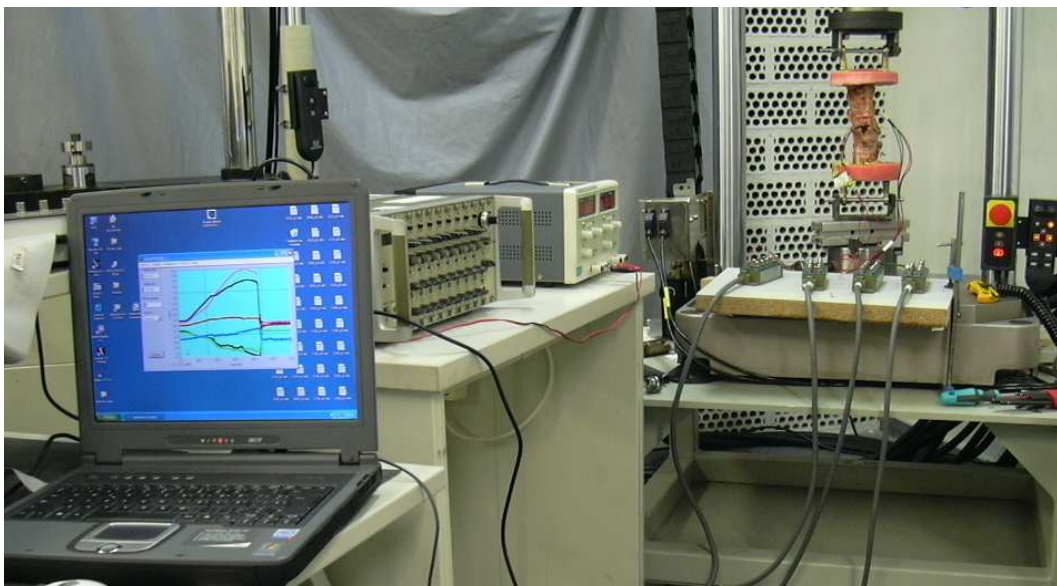


Figura 40. Maquinaria de fractura, y elaboración de gráficas

---

### **3.8 Tratamiento de datos de los resultados**

Una vez realizados todos los ensayos se procedió al procesamiento de los datos que permitiese obtener resultados comparativos entre las dos configuraciones en estudio.

Se obtuvieron las curvas de comportamiento, fuerza-desplazamiento en el ensayo de flexión y de momento-giro en el ensayo de torsión, de cada muestra en las tres condiciones de ensayo (intacta e instrumentada con 4 tornillos e instrumentada con 6 tornillos).

Además se midieron las curvas de comportamiento deformación-tiempo de las galgas montadas en las barras longitudinales de los sistemas de fijación.

Para evaluar el efecto que las distintas configuraciones tienen sobre la columna, tomando como referencia la rigidez de la columna intacta, calculada a partir de los resultados obtenidos con la máquina universal de ensayos, se realizó un análisis estadístico no paramétrico (U de Mann-Whitney) sobre las variables de rigidez ante cargas de flexo-compresión y la rigidez ante cargas de torsión.

El objetivo de este análisis estadístico fue determinar si existen o no diferencias estadísticamente significativas entre la rigidez de las distintas configuraciones. Para ello se utilizó el programa *SPSS (Statistical Package for Social Sciences) Chicago, Illinois, Versión 13.0.1.*

## Resultados

## 4. Resultados

### 4.1 Columna intacta

Tal y como se indican en puntos anteriores, los ensayos realizados sobre la columna intacta tuvieron como propósito obtener una referencia objetiva sobre la que evaluar el resto de resultados.

Para ello se realizaron los ensayos tanto para el modo de carga de flexo-compresión, como para el de torsión.

#### 4.1.1 Ensayo de Flexo-Compresión

COLUMNA INTACTA

	MUESTRA	RIGIDEZ (N/mm)
FLEXO-COMPRESIÓN	11 (MU05-0316)	23,37 ± 1,5
	14 (MU05-0319)	21,74 ± 0,34
	25 (MU05-0330)	16,77 ± 2,54
	MEDIA Y DESVIACIÓN	20,63 ± 3,32

Tabla 8. Resultados medio y desviación del ensayo de flexo-compresión de distintas muestras de la columna intacta



En la tabla 8 se presentan los resultados medios y de desviación de cada una de las muestras, al hacerles las tres repeticiones de carga, y el resultado medio y la desviación del conjunto de ensayos realizados para este modo de carga.

A partir de los ensayos realizados podemos considerar que la rigidez media del tramo de columna evaluado es de 20,63 N/mm.

Estos resultados permiten ver también, que la rigidez de cada muestra, permanece sin cambios considerables al realizarle distintas cargas, y que la dispersión asociada a trabajar con distintas muestras, ronda el 16%.

Como ejemplo de las curvas de Flexo-Compresión se presenta la figura 41, en la que se observan las tres repeticiones del ensayo realizado sobre la muestra 14. La rigidez de 20N/mm se mide en la zona quitando el tramo inicial y final, donde la curva es lineal.

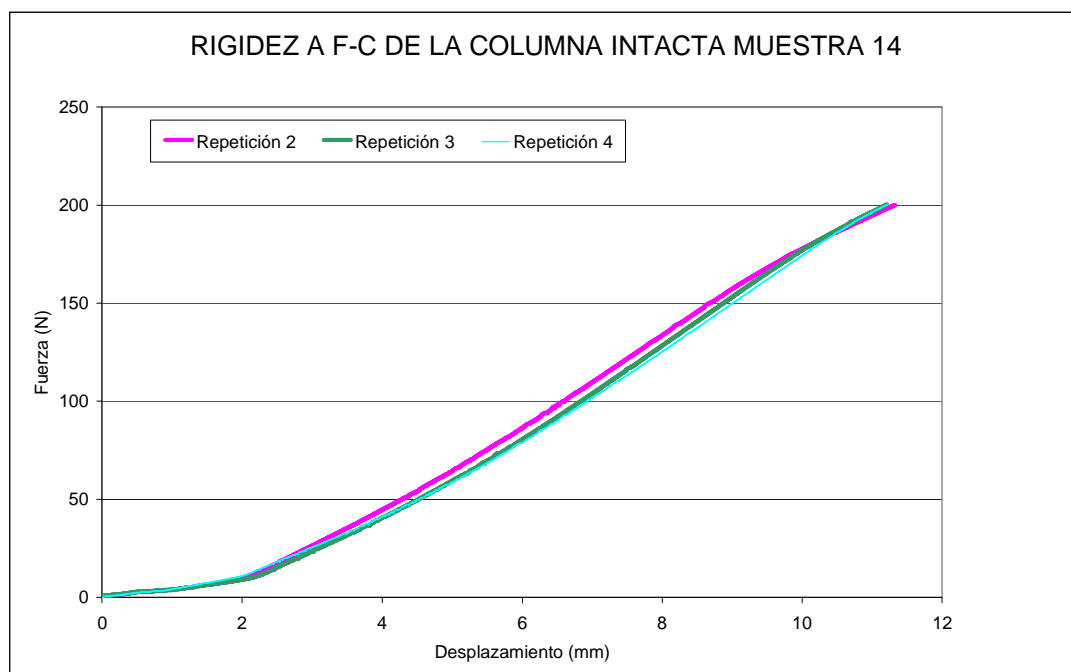


Figura 41. Curvas Fuerza-Desplazamiento resultantes del ensayo de flexo-compresión de la muestra 14.

### 4.1.2 Ensayo de Torsión

La tabla 9 presenta los resultados obtenidos al realizar los ensayos de rigidez sobre muestras intactas, ante el modo de carga de torsión. En esta tabla, se aprecian los resultados medios y las desviaciones, tanto del conjunto de repeticiones realizadas sobre cada muestra, como sobre el global de los ensayos hechos ante el modo de carga de torsión.

COLUMNA INTACTA

TORSIÓN	MUESTRA	RIGIDEZ (Nm/°)
	3 (MU05-0308)	1,88 ± 0,09
	6 (MU05-0311)	1,26 ± 0,04
	8 (MU05-0313)	1,69 ± 0,06
	MEDIA Y DESVIACIÓN	1,61 ± 0,28

Tabla 9. Resultados medio y desviación del ensayo de torsión de distintas muestras de la columna intacta

Los resultados obtenidos al aplicar cargas de torsión a muestras intactas indican que la rigidez media del tramo de columna de los especímenes porcinos evaluados es de 1,61 Nm/°, con una desviación estándar de los resultados de 0,28 Nm/° (17%).

La figura 42 muestra los resultados de las tres repeticiones del ensayo de torsión realizadas sobre la muestra 6. Igualmente se mide en la zona eliminando el tramo inicial y final, donde la curva es lineal.

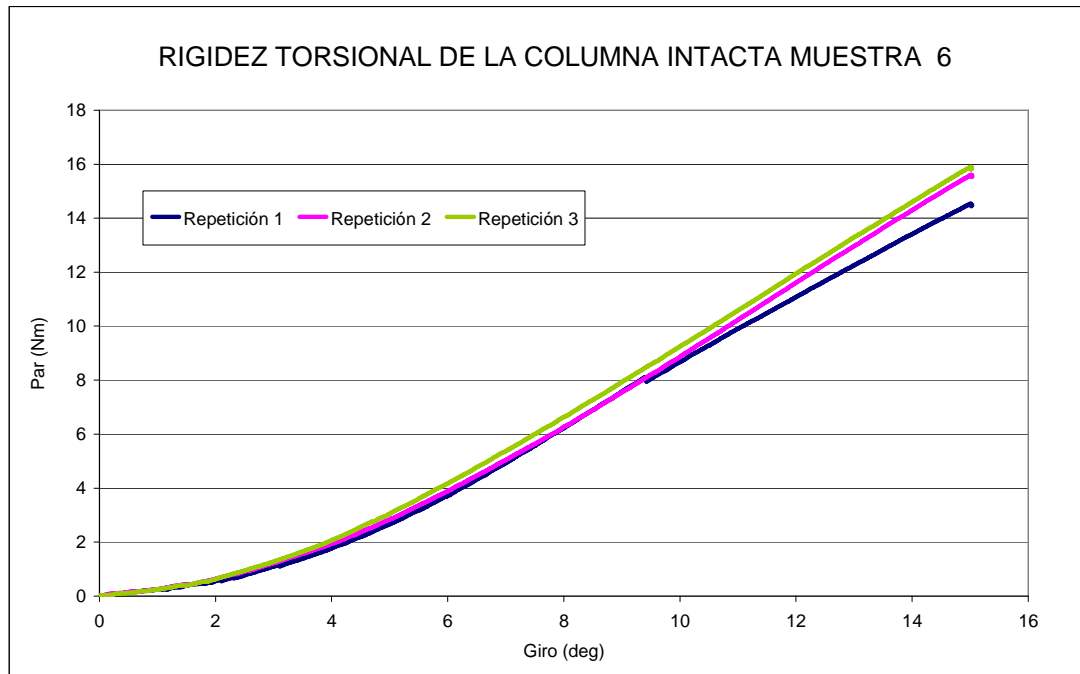


Figura 42. Curvas Par-Giro resultantes del ensayo de torsión de la muestra 6

## ***4.2 Columna con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar***

A continuación se muestran los resultados obtenidos en los ensayos realizados, tanto para los modos de carga de flexo-compresión como de torsión, sobre las muestras a las que, tras la fractura, se les introdujo el sistema de fijación lumbar sin instrumentar la vértebra fracturada.

En el caso del modo de carga de flexo-compresión se presentarán los resultados obtenidos con la máquina universal de ensayos así como los obtenidos al colocar galgas extensiométricas en las barras del sistema de fijación.

### ***4.2.1 Ensayo de Flexo-Compresión***

#### **4.2.1.1 Resultados de la máquina universal de ensayos**

La tabla 10 muestra que el valor de rigidez medio medido a partir de los resultados extraídos de la máquina universal de ensayos, que es de 39.77 N/mm con una dispersión del 45%. La figura 43 muestra las curvas fuerza-desplazamiento obtenidas en dichos ensayos.

COLUMNA CON LA VÉRTEBRA FRACTURADA SIN INSTRUMENTAR

FLEXO-COMPRESIÓN	MUESTRA	RIGIDEZ (N/mm)
	2	37,24
	5	35,62
	8	27,81
	12	69,32
	25	28,84
	MEDIA Y DESVIACIÓN	39,77 ± 17,02

Tabla 10. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Flexo-Compresión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar

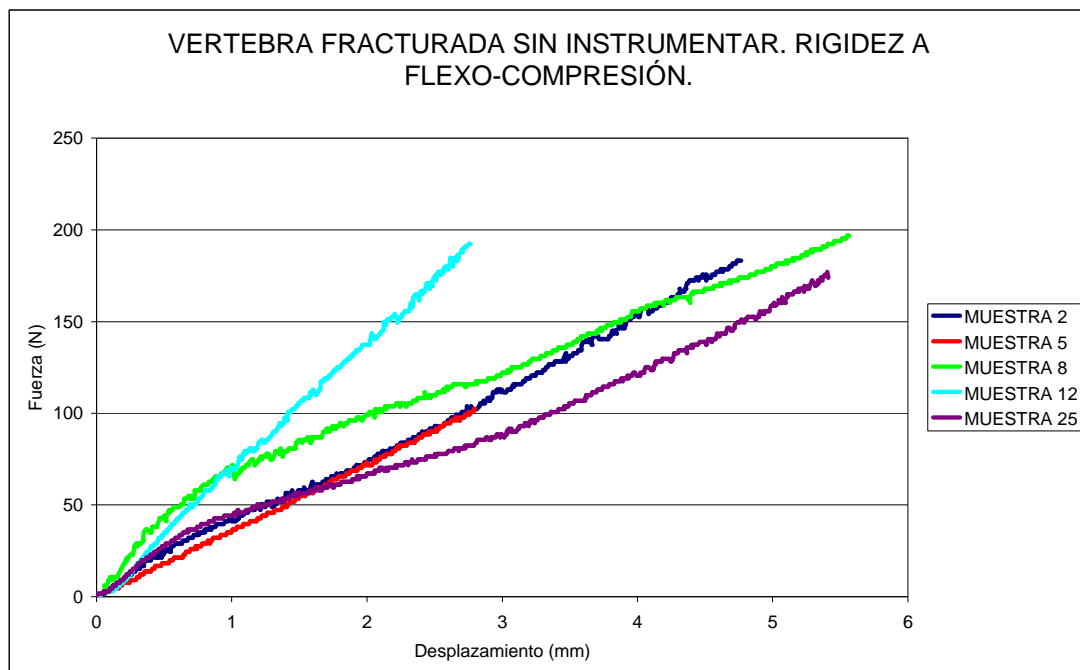


Figura 43. Curvas Fuerza-Desplazamiento de las muestras con sistema de fijación sin instrumentar la vértebra fracturada ante cargas de flexo-compresión

#### 4.2.1.2 Resultados de las galgas extensiométricas

Las siguientes tablas muestran los resultados de deformación (microstrains) medidos en las galgas para dos condiciones concretas de carga 400 N (tabla 11) y 600 N (tabla 12). En las tablas, se han desestimado los resultados de la muestra 25, debido a que sus medidas no son coherentes probablemente por el colapso de las galgas durante el ensayo. La figura 44 muestra las curvas deformidad-tiempo del ensayo de flexo-compresión.

MUESTRA	Galga Izquierda inferior	Galga Izquierda superior	Galga Derecha inferior	Galga Derecha superior	Carga (N)
2	3126,00	2656,00	1426,00	5531,33	408,36
5	888,00	3076,00	957,00	2344,00	408,36
8	2488,33	2035,33	1919,00	1856,00	408,36
12	420,00	2294,00	518,00	2621,33	408,36
PROMEDIO	1730,58	2515,33	1205,00	3088,17	408,36
DESVEST	1284,386765	452,225116	603,3545116	1659,218234	0

Tabla 11. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 400 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar, ensayadas a Flexo-Compresión

MUESTRA	Galga Izquierda inferior	Galga Izquierda superior	Galga Derecha inferior	Galga Derecha superior	Carga (N)
2	4160,00	3902,67	1670,00	7306,00	600,24
5	1132,00	4552,00	1109,00	3741,33	600,24
8	3848,00	2981,33	2744,00	2973,33	600,24
12	624,00	3854,67	800,00	4125,33	600,24
PROMEDIO	2441,00	3822,67	1580,75	4536,50	600,24
DESVEST	1821,133347	644,772024	855,0311398	1907,438801	0

Tabla 12. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 600 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar, ensayadas a Flexo-Compresión

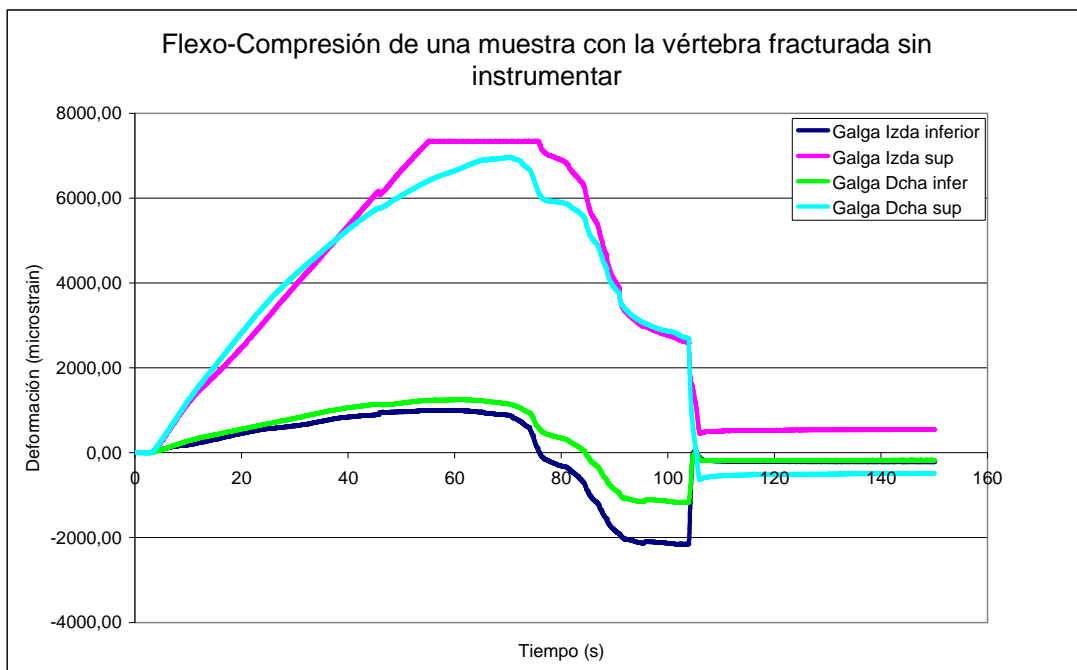


Figura 44. Curvas de deformación–tiempo de las cuatro galgas incluidas en el ensayo de flexo-compresión de una muestra con la vértebra fracturada sin instrumentar

### 4.2.2 Ensayo de Torsión

La tabla 13 muestra los valores de rigidez ante cargas de torsión medidos a partir de los resultados extraídos de la máquina universal de ensayos, donde se aprecia que el valor medio de rigidez, ante cargas de torsión de la configuración de sistemas de fijación, sin instrumentar la vértebra fracturada, es 0,81 Nm/º, con una dispersión del 13%.

COLUMNA CON LA VÉRTEBRA FRACTURADA SIN INSTRUMENTACIÓN

TORSIÓN	MUESTRA	RIGIDEZ (Nm/º)
	3	0,96
	6	0,77
	7	0,81
	11	0,84
	16	0,67
	MEDIA Y DESVIACIÓN	0,81 ± 0,11

Tabla 13. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Torsión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar



La figura 45 muestra las curvas par-deformación obtenidas en los ensayos.

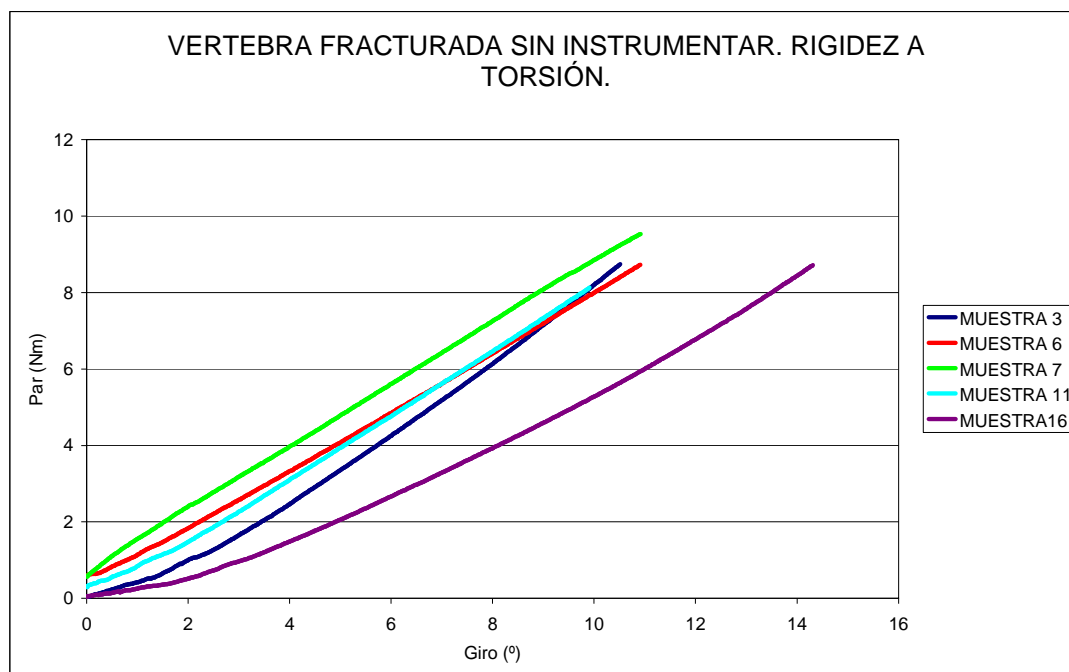


Figura 45. Curvas Par-Giro de las muestras con sistema de fijación sin instrumentar la vértebra fracturada ante cargas de torsión

### **4.3 Columna con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada.**

A continuación se presentan los resultados obtenidos a partir de los ensayos realizados a las muestras a las que se instrumentaron tanto la vértebra fracturada como sus adyacentes por encima y por debajo.

En el ensayo realizado bajo el modo de carga de flexo-compresión, se presentan los resultados obtenidos con la célula de carga de la máquina universal de ensayos y los obtenidos de instrumentar las barras del sistema de fijación con galgas extensiométricas.

### 4.3.1 Ensayo de Flexo-Compresión

#### 4.3.1.1 Resultados de la máquina universal de ensayos

La tabla 14 presenta los resultados de rigidez ante cargas de flexo-compresión de los ensayos realizados a las cinco muestras a las que se le ha implantado un sistema de fijación instrumentando la vértebra fracturada. Estos resultados indican que la rigidez de esta configuración es de 44,98 N con una dispersión de 11,31 N (25%). La figura 46 muestra las curvas fuerza-desplazamiento de los ensayos indicados.

COLUMNA CON LA VÉRTEBRA FRACTURADA INSTRUMENTADA

	MUESTRA	RIGIDEZ (N/mm)
FLEXO-COMPRESIÓN	9	53,25
	10	46,24
	18	57,45
	20	29,27
	22	38,68
	MEDIA Y DESVIACIÓN	44,98 ± 11,31

Tabla 14. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Flexo-Compresión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada

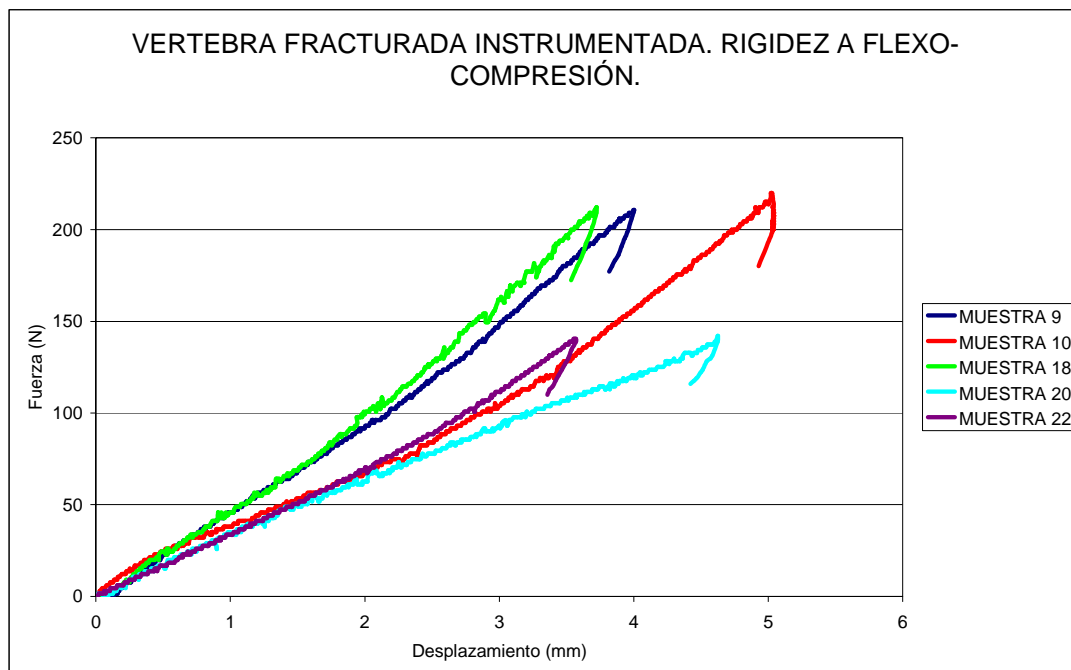


Figura 46. Curvas Fuerza-Desplazamiento de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada ante cargas de flexo-compresión

#### 4.3.1.2 Resultados de las galgas extensiométricas

Las tablas 15 y 16 muestran los resultados de deformación (microstrains) de las galgas extensiométricas pegadas sobre las barras del sistema de fijación. Se han eliminado de los estudios estadísticos, los valores de las galgas montadas en la muestra 9 debido a que se colapsaron y sus resultados no son fiables.

#### 4. Resultados

MUESTRA	Galga Izquierda inferior	Galga Izquierda superior	Galga Derecha inferior	Galga Derecha superior	Carga (Nm)
10	1290,00	1378,00	991,00	1290,00	408,36
18	98,00	2358,67	684,00	1576,67	408,36
20	290,33	1572,00	498,00	1992,00	408,36
22	556,33	2270,67	1114,00	2618,00	408,36
PROMEDIO	558,67	1894,83	821,75	1869,17	408,36
DESVEST	522,5164892	492,5207647	281,5698552	576,4343463	0

Tabla 15. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 400 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada, ensayadas a Flexo-Compresión

MUESTRA	Galga Izquierda inferior	Galga Izquierda superior	Galga Derecha inferior	Galga Derecha superior	Carga (Nm)
10	1925,67	2042,00	1519,00	1947,33	600,24
18	176,00	3310,00	1300,00	2184,67	600,24
20	322,00	2412,00	830,00	2960,00	600,24
22	548,00	2694,00	1685,00	2990,00	600,24
PROMEDIO	742,92	2614,50	1333,50	2520,50	600,24
DESVEST	803,2134247	535,0398739	370,85352	533,8209923	0

Tabla 16. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 600 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada, ensayadas a Flexo-Compresión

La figura 47 muestra los resultados de las deformaciones de los ensayos de flexo-compresión respecto al tiempo de una muestra con la vértebra fracturada.

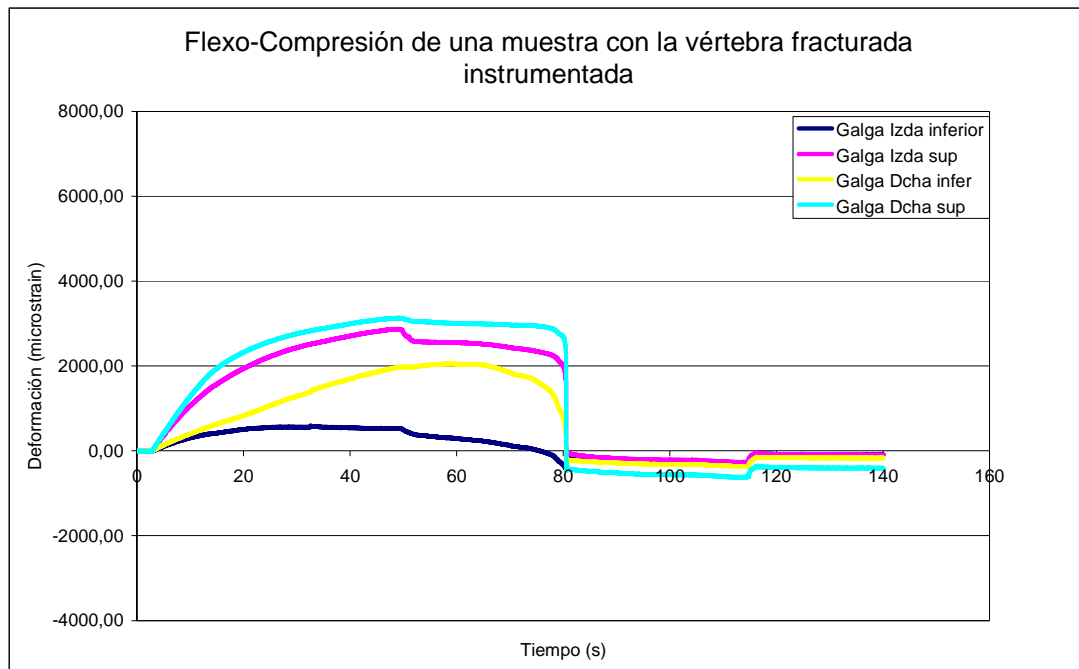


Figura 47. Curvas de deformación–tiempo de las cuatro galgas incluidas en el ensayo de flexo-compresión de una muestra con la vértebra fracturada instrumentada.

### 4.3.2 Ensayo de Torsión

Tanto la Tabla 17 como la figura 48, muestran los resultados de los ensayos realizados a torsión a las muestras a las que se les había instrumentado la vértebra fracturada con el sistema de fijación lumbar. La rigidez media presentada en estos ensayos fue de 0,94 Nm/º, con una desviación estándar de 0,12 Nm/º (12,77%).

COLUMNA CON LA VÉRTEBRA FRACTURADA INSTRUMENTADA

MUESTRA	RIGIDEZ (Nm/º)
4	0,97
17	0,94
20	0,90
23	0,77
24	1,10
MEDIA Y DESVIACIÓN	0,94 ± 0,12

Tabla 17. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Torsión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada

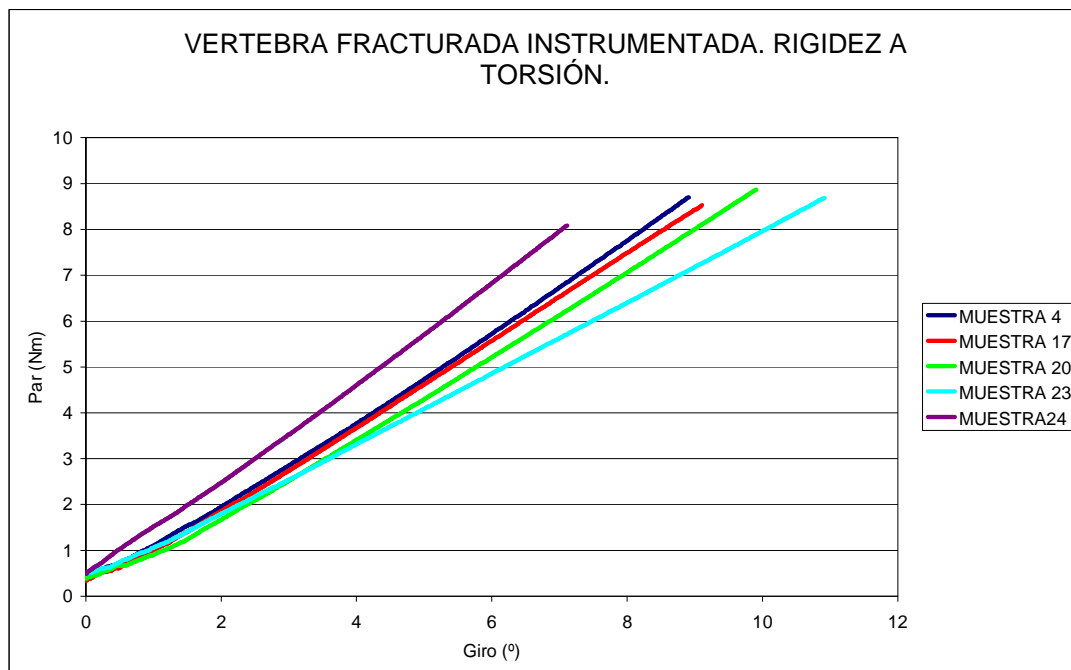


Figura 48. Curvas Fuerza-Desplazamiento de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada ante cargas de torsión

## Discusión

## 5. Discusión

El estudio realizado, permite realizar una comparativa del comportamiento biomecánico de tres configuraciones distintas del tramo de columna T11-L3, de especímenes porcinos ante sollicitaciones de flexo-compresión y torsión, tras una fractura por estallido de la vértebra L1. Las configuraciones son: columna intacta, columna con instrumentación de tornillos transpediculares en las vértebras adyacentes a la fracturada y finalmente, columna con instrumentación de tornillos transpediculares en las vértebras fracturadas y en sus adyacentes.

Si comparamos el método de generación de la fractura en el cuerpo vertebral de L1 con los procedimientos empleados por otros autores<sup>190,191,193,192</sup>, citados a lo largo del trabajo, se puede observar que en este estudio se ha decidido combinar técnicas de varios de ellos. Básicamente se ha confiado en la técnica de provocar un impacto generado por una masa tal y como hicieron Fredrickson et al.<sup>190</sup> y Zou<sup>191</sup> et al.

Sin embargo, la energía necesaria para provocar la fractura ha sido en este caso considerablemente menor a la propuesta por ellos. El motivo es que se han seguido parcialmente los procedimientos de Mann et al.<sup>189</sup> y James et al.<sup>186</sup> en los que debilitaban las vértebras por eliminación de hueso del cuerpo vertebral. De este modo, en este trabajo, se provocan orificios taladrados en el cuerpo vertebral de L1 que orientan la trayectoria de la fractura, así como aseguran que ésta se produce en la vértebra adecuada.



La metodología propuesta para la evaluación mecánica de los especímenes, no pretende obtener la rigidez de las unidades vertebrales funcionales (UVF) de las columnas, sino la rigidez del conjunto de la columna. Es por ello que se decide realizar una configuración de ensayo compacta y asegurar la repetibilidad de los ensayos, a la vez que permite extraer la máxima información posible de rigidez del sistema y deformación de las barras de fijación.

Las galgas extensiométricas, colocadas sobre las barras longitudinales de los sistemas de fijación, se montan en los puntos de mayor deformación, para la configuración con la vértebra fracturada instrumentada. Esta disposición se imita para la configuración con la vértebra fracturada sin instrumentar permitiendo, de esta forma, que se pueda hacer el máximo de comparaciones posibles entre las configuraciones.

No obstante, los ensayos con especímenes animales presentan, por defecto, un alto nivel de dispersión de resultados, asociado a la variabilidad de las muestras, de su tamaño, morfometría y características mecánicas. Este efecto se ve claramente reflejado en los niveles de dispersión de las columnas intactas y se ve potenciado en las instrumentadas ya que, a pesar de que el método de provocar la fractura se estandarizó, la respuesta de cada muestra al impacto ha sido distinta y el nivel de fractura por estallido en cada caso no ha sido idéntico. Por último, el aumento de la dispersión en los resultados de las galgas, hay que asociarlo además, a que la medida de las galgas se define por el incremento de deformación de la barra ante una sollicitación en un plano concreto. En este caso, y debido a la variabilidad geométrica de las muestras, antes citada, las barras no siempre tienen la misma posición respecto a la línea de acción de fuerzas.

Por tanto, a pesar de haber diseñado un procedimiento de ensayo muy robusto y repetible, los múltiples motivos citados, provocan que la dispersión de los resultados sea considerablemente alta, lo que no permite concluir resultados de diferencias estadísticamente significativas, sino tendencias de comportamiento, en la mayoría de los casos. Como ejemplo, los resultados muestran una tendencia que tanto en flexo-compresión como en torsión, la configuración en la que se instrumenta la vértebra fracturada es más rígida que la que no se instrumenta, coincidiendo con las conclusiones de la tesis publicada por Escribà<sup>194</sup>.

A continuación se presenta en detalle el análisis estadístico realizado sobre los resultados de los ensayos.

### ***5.1 Análisis del efecto de la instrumentación sobre la rigidez de la columna***

La Tabla 18 muestra los resultados de realizar la prueba U de Mann Whitney sobre las configuraciones intactas y con vértebra fracturada sin instrumentar, indicando que sí se aprecian diferencias estadísticamente significativas sobre los grupos para un nivel de significación inferior al 0.05. Estas diferencias se presentan con una rigidez mayor en la columna instrumentada que en la intacta en el caso de aplicar flexo-compresión y el efecto contrario en el caso de aplicar una torsión.

**Estadísticos de contraste<sup>b</sup>**

	Rigidez Flexo-Compresión	Rigidez Torsión
U de Mann-Whitney	4,000	,000
W de Wilcoxon	49,000	15,000
Z	-2,467	-3,000
Sig. asintót. (bilateral)	,014	,003
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,012 <sup>a</sup>	,001 <sup>a</sup>

a. No corregidos para los empates.

b. Variable de agrupación: Configuración

Tabla 18. Prueba de Mann-Whitney sobre las variables Rigidez Flexo-Compresión y rigidez Torsión para los grupos: configuración las configuraciones intacta y con vértebra fracturada sin instrumentar

Los resultados de la comparación realizada entre las configuraciones intactas y con vértebra fracturada instrumentada, se presentan en la tabla 19. Donde se ve en el modo de carga de flexo-compresión se puede afirmar que la rigidez de la configuración instrumentada es mayor que la de la columna intacta, sin embargo la rigidez a torsión de la columna instrumentada es inferior a la de la columna intacta.

**Estadísticos de contraste<sup>b</sup>**

	Rigidez Flexo-Compresión	Rigidez Torsión
U de Mann-Whitney	2,000	,000
W de Wilcoxon	47,000	15,000
Z	-2,733	-3,000
Sig. asintót. (bilateral)	,006	,003
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,004 <sup>a</sup>	,001 <sup>a</sup>

a. No corregidos para los empates.

b. Variable de agrupación: Configuración

Tabla 19. Prueba de Mann-Whitney sobre las variables Rigidez Flexo Compresión y rigidez Torsión para los grupos: configuración las configuraciones intacta y con vértebra fracturada instrumentada.

Al comparar con la prueba U de Mann-Whitney, las dos configuraciones en las que se coloca el sistema de fijación, vemos que para este tamaño muestral y con un nivel de significación del 0.05 no se puede afirmar que haya diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de ambas configuraciones (tabla 20).

### Estadísticos de contraste<sup>b</sup>

	Rigidez Flexo-Compresión	Rigidez Torsión
U de Mann-Whitney	7,000	5,000
W de Wilcoxon	22,000	20,000
Z	-1,149	-1,567
Sig. asintót. (bilateral)	,251	,117
Sig. exacta [2*(Sig. unilateral)]	,310 <sup>a</sup>	,151 <sup>a</sup>

a. No corregidos para los empates.

b. Variable de agrupación: Configuración

Tabla 20. Prueba de Mann-Whitney sobre las variables Rigidez Flexo-Compresión y rigidez Torsión para los grupos: configuración las configuraciones intacta y con vértebra fracturada instrumentada

Las figuras 49 y 50 muestran los diagramas de cajas en los que se presentan los resultados de los ensayos para las distintas configuraciones, tanto para el modo de carga de flexo-compresión como para el de torsión.

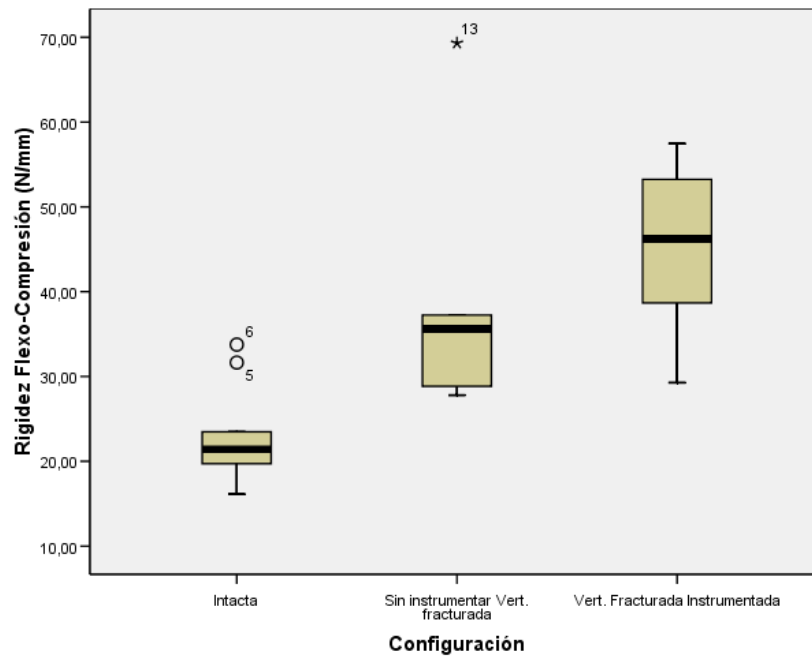


Figura 49. Diagrama de cajas de la comparativa de rigidez entre las distintas configuraciones ante cargas de Flexo-Compresión

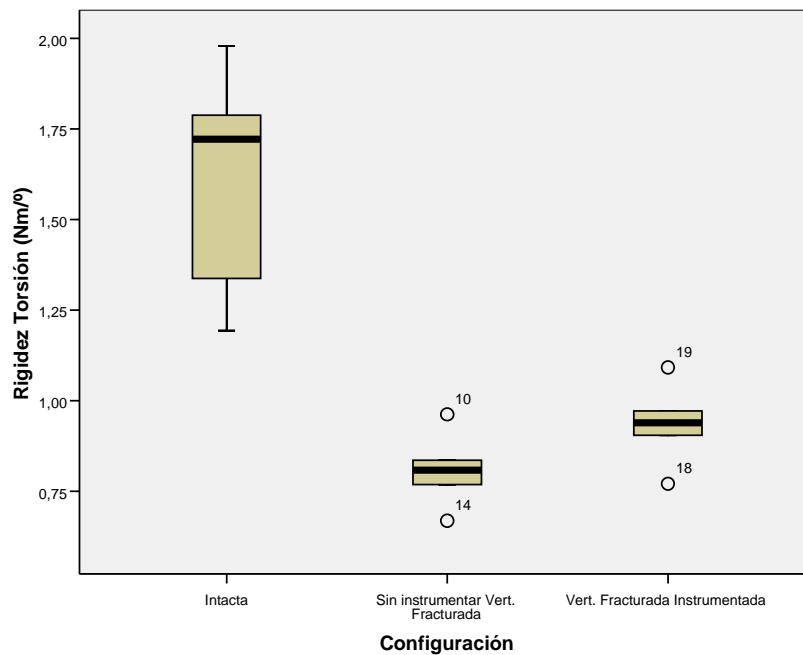


Figura 50. Diagrama de cajas de la comparativa de rigidez entre las distintas configuraciones ante cargas de torsión.

Por tanto, al hacer el estudio estadístico, no podemos afirmar que, con el actual número de muestras y con la desviación estándar que presentan, haya diferencias estadísticamente significativas en la rigidez de ambas configuraciones de sistema de fijación.

Sin embargo, en estos resultados se aprecia en una tendencia que indica que las columnas a las que se les ha implantado un sistema de fijación en el que se ha instrumentado la vértebra fracturada, son más rígidas que aquellas columnas a las que se les ha dejado libre la vértebra dañada tanto en el modo de carga de flexo-compresión como en el de torsión.

Respecto a la columna intacta, las configuraciones con sistema de fijación consiguen que la rigidez de la columna dañada sea mayor que la de la intacta en el caso de flexo-compresión, pero no en el caso de la torsión.

## ***5.2 Análisis del efecto de la carga en la deformación de las barras***

El análisis de los resultados obtenidos del estudio realizado al pegar galgas extensiométricas sobre las barras del sistema de fijación, presenta una elevada dispersión de los valores que provoca que las conclusiones extraídas de estos datos no sean concluyentes, por lo que únicamente se podrá hablar de tendencias de comportamiento.

De esta forma, evaluando y comparando los resultados medios de las distintas galgas en las dos condiciones de estudio (400N y 600N) de las dos configuraciones de fijación, se aprecia que las galgas pegadas en las barras del montaje en el que no se introdujeron tornillos transpediculares en la vértebra fracturada, sufrieron una mayor deformación que en el caso en que sí se instrumentó esta vértebra. Esta conclusión se aprecia tanto en el caso en que se compare el promedio de todas las galgas montadas en cada sistema, como si se comparan una a una por posición en el sistema de fijación (fig. 51).

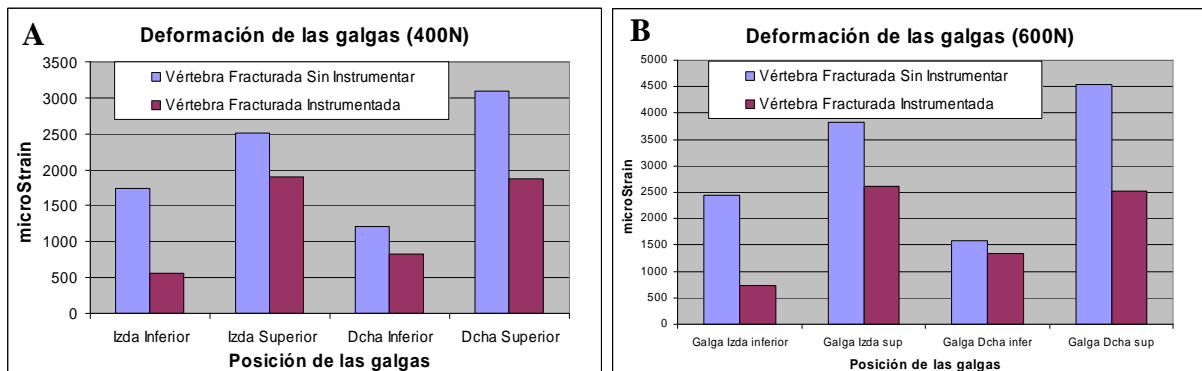


Figura 51. Comparación de la deformación de las galgas individuales fijadas a las barras del sistema de fijación para las dos configuraciones de sistema de fijación, para una carga de 400N y de 600N



Asimismo se puede apreciar que, tanto en un montaje como en el otro, el comportamiento de la carga se distribuye de forma simétrica en ambas barras del sistema de fijación (fig. 52), mientras que hay una clara diferencia entre el comportamiento de la zona superior del montaje y la inferior, lo que correspondería a decir que en la zona de la UVF superior a la vértebra fracturada, las barras se deforman más que en la zona de la UVF inferior a la vértebra fracturada (fig. 53).

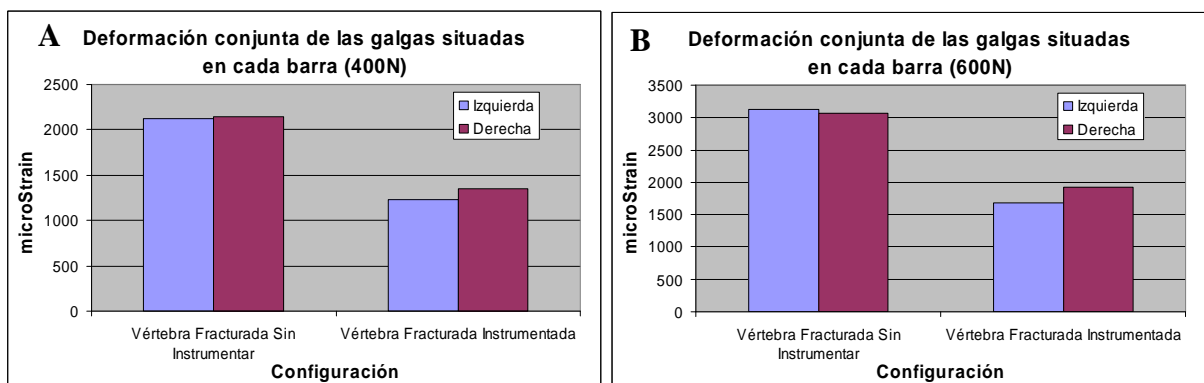


Figura 52. Comparación de la deformación de las galgas fijadas a las barras del sistema de fijación agrupadas en función de la barra a la que están pegadas para las dos configuraciones de sistema de fijación y para cargas de 400N y 600N

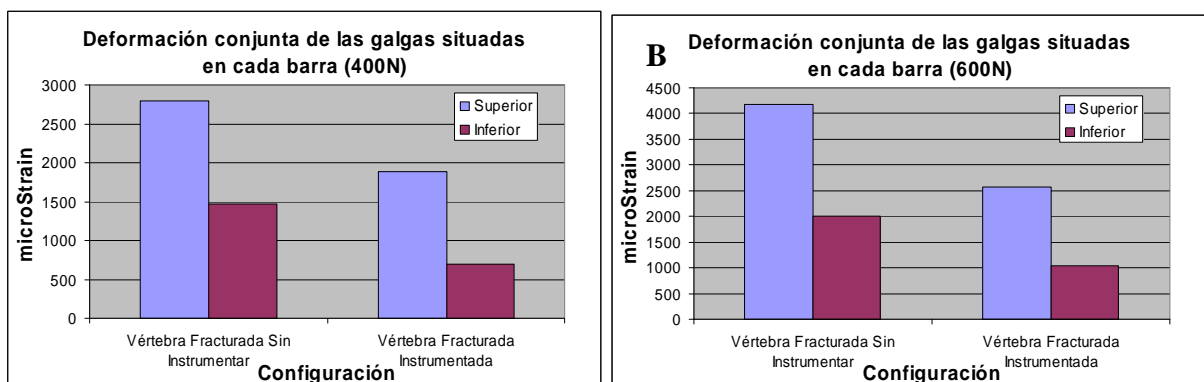


Figura 53. Comparación de la deformación de las galgas fijadas a las barras del sistema de fijación agrupadas en función de la zona de la barra en la que están pegadas para las dos configuraciones de sistema de fijación y para cargas de 400N y 600N

## Conclusiones

## 6. Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos en el presente estudio se puede concluir que:

- Se aprecia una tendencia que muestra que, tanto en flexo-compresión como en torsión, la configuración en la que se instrumenta la vértebra fracturada, es más rígida que la que no lo hace.
- En el caso de aplicar cargas de flexo-compresión, ambas instrumentaciones son más rígidas que la muestra intacta. Esto no ocurre en el caso de aplicar un momento de torsión, ya que las estructuras de la columna anterior están demasiado desestabilizadas.
- De los resultados obtenidos con las galgas extensiométricas se puede concluir que las barras se deforman más en el caso de no instrumentar la vértebra fracturada, por lo que esta configuración es más susceptible a tener problemas de rotura del sistema, concretamente en las barras.
- A partir de estos resultados, se puede apreciar que la deformación en las barras longitudinales del sistema de fijación, tiene un comportamiento simétrico para las barras colocadas a la derecha y la izquierda de la columna. De igual forma se aprecia que las UVF superiores a la vértebra fracturada se deforman más que las que están por debajo de la lesión.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia Gargantilla Vázquez

ISBN:978-84-693-1543-9/DL:T-638-2010

**Glosario**

## 7. Glosario de términos

### **SIMULADOR DE COMPORTAMIENTO**

Consiste en un conjunto de acciones controladas que nos permiten reproducir con más o menos precisión todos los movimientos, esfuerzos, reacciones, etc. del sujeto de ensayo.

### **MECANISMO**

En mecánica, se llama mecanismo a un conjunto de elementos rígidos (indeformables), móviles unos respecto de otros, cuyo propósito es la transmisión de movimientos y fuerzas.

### **FUERZA**

Fuerza es aquello que produce una variación de la velocidad (Dinámica).

En caso de que no haya movimiento, diremos que fuerza es aquello que causa una deformación. (Estática)

Unidad fundamental en el S.I.: Newton (N) resultante de mover un Kg con una aceleración de un metro por segundo al cuadrado.

$$F \text{ (N)} = m \text{ (Kg)} \times a \text{ (m/s}^2\text{)}$$

## MOMENTO o PAR

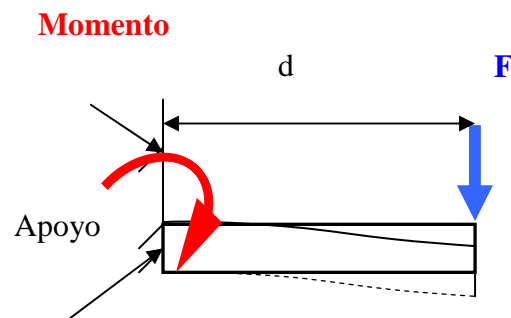
Cuando una fuerza  $F(N)$  está actuando a una distancia  $d (m)$  de un punto, en dicho punto se esta produciendo un momento. Su unidad en el S.I.: Nm

$$M (Nm) = F (N) \times d (m)$$

Los momentos pueden ser de:

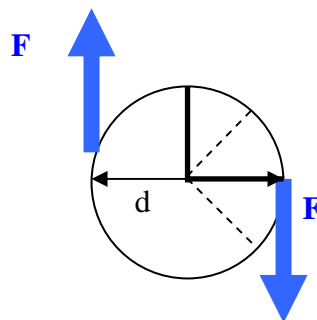
- **FLEXIÓN** (momento flector):

Cuando actúa una fuerza  $F(N)$  sobre un cuerpo en un lugar distinto de su apoyo.



- **TORSIÓN** (momento torsor):

Cuando actúan dos fuerzas iguales y de sentido contrario (Par o Par de fuerzas) separadas por una distancia determinada.



## **CARGA / ESFUERZO**

- **CARGA:**

Llamamos carga a las fuerzas o momentos soportados por un cuerpo. Sus unidades: N (Newton) o Nm (Newton metro) según hablemos de fuerzas o momentos

Podemos hablar de:

- Axial: Cargas que siguen la dirección del eje de la sección del objeto al que se le aplica la carga.
- Radial: En el caso de cuerpos con geometrías curvas decimos que una carga es radial si sigue la dirección del radio de la sección en la que se aplica.
- Impacto (Choque): Es una carga producida por fuerzas aplicadas durante un breve periodo de tiempo.

- **ESFUERZO:**

Llamamos esfuerzo a las fuerzas o momentos por unidad de área. Sus unidades:  $N/m^2$  (Esta unidad de presión se llama Pascal).

- Compresión: Dos fuerzas de igual dirección y de sentido contrario que tienden a acortar al cuerpo en la dirección en que se aplica.
- Tracción: Dos fuerzas de igual dirección y de sentido contrario que tienden a alargar al cuerpo en la dirección en que se aplica.

- Flexo-compresión: Es la suma de fuerzas que producen flexión y compresión en un cuerpo.

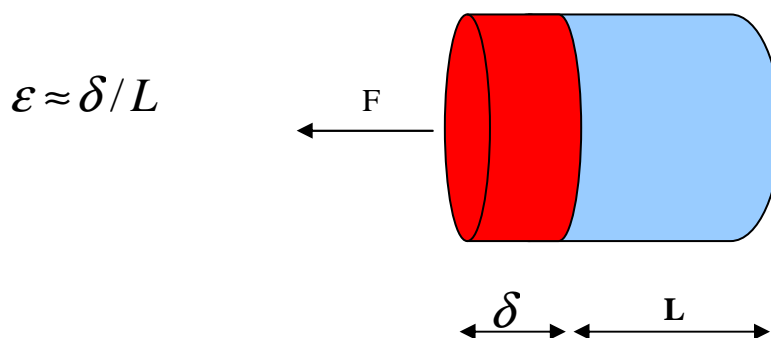
## ENERGÍA (J=Nm)

Capacidad de obrar, transformar y poner en movimiento. Su unidad en el S.I.: Julio (J) = Nm

## DEFORMACIÓN

La deformación es el alargamiento o elongación de un sólido cuando se le aplica una fuerza.

Se define como el alargamiento (m) por unidad de longitud (m). Adimensional por tanto.





## **TENSIÓN**

La tensión es la intensidad de las fuerzas internas producidas por la aplicación de fuerzas y momentos sobre un objeto sólido de forma estática.

Se define como la fuerza actuante por unidad de superficie. Unidades en el S.I: N/m<sup>2</sup>

$$\sigma = F / S$$

Sería equiparable en unidades con los esfuerzos, la diferencia está en que el esfuerzo se aplica y la tensión es la producida por el esfuerzo.

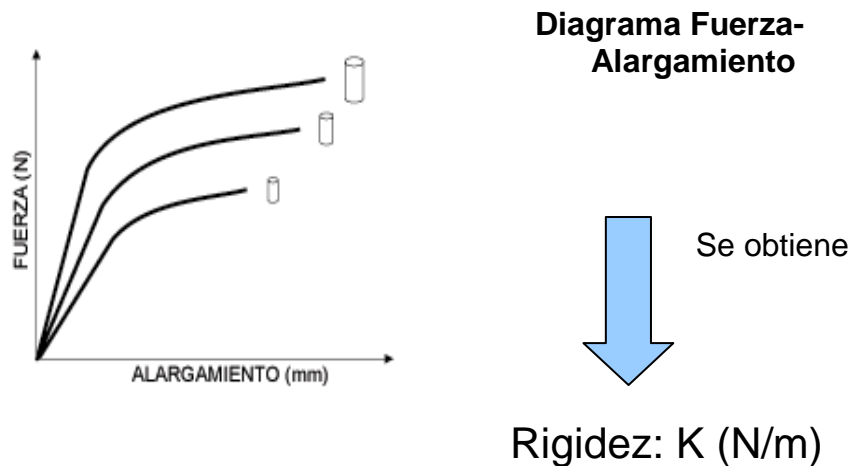
## **RIGIDEZ (N/m ó N/ °)**

Es la resistencia que ofrece un cuerpo a ser deformado. Puede expresarse en N/m si la deformación es de longitud o en N/ ° si la deformación es de giro. Se utiliza la constante de rigidez para relacionar las fuerzas con los desplazamientos o giros.

$$K = F / \text{Alargamiento o giro.}$$

## CURVAS DE COMPORTAMIENTO

- **CURVA FUERZA- ALARGAMIENTO**



Relaciona la fuerza que se aplica (carga) con el alargamiento que se produce.

Idéntica es la **CURVA MOMENTO-GIRO** si la carga es un momento y la deformación viene dada por un giro.

## MÁQUINA BIAxIAL

Máquina que tiene dos sistemas de aplicación de carga diferenciados. En el caso de la máquina biaxial que aparece en este documento, tiene como sistemas de carga: carga axial (célula de carga axial) y momento flector (célula de par). A parte de eso es capaz de medir los resultados de la aplicación de cualquiera de los dos sistemas de carga: alargamiento (sensor de desplazamiento) para la carga axial y el giro (transductor angular) para el momento flector.

## **GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS.**

Son mallas muy pequeñas que miden la variación de la resistencia eléctrica debida a la deformación que sufre el cuerpo de la galga. Luego mediante la medición de esa señal se puede averiguar la deformación sufrida por el cuerpo a medir en el punto de aplicación de la galga.

El punto de aplicación en el caso del ensayo es la parte central libre entre tornillos de las barras, puesto que será el lugar de mayor deformación.

## **MEDIA**

Es la suma de todos los resultados dividido por el número de sumandos.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n a_i}{n} = \frac{a_1 + \dots + a_n}{n}$$

## **DESVIACIÓN**

Es una medida (cuadrática) de lo que se apartan los datos de su media.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia Gargantilla Vázquez

ISBN:978-84-693-1543-9/DL:T-638-2010

## Índice de figuras

## 8. Índice de figuras

Figura 1. Figura de Hipócrates.....	10
Figura 2. Esquema de la columna vertebral.....	16
Figura 3. Detalle de vértebra torácica.....	18
Figura 4. Imagen corte coronal vertebral cervical. ....	20
Figura 5. Columna vertebral.....	20
Figura 6. Disco intervertebral .....	21
Figura 7. Corte Unidad Vertebral Funcional (UVF) .....	22
Figura 8. Ligamento longitudinal posterior .....	23
Figura 9. Corte lateral y coronal de Vértebra dorsal .....	26
Figura 10. Corte lateral y coronal de vértebra lumbar.....	26
Figura 11. Movimientos de UVF .....	30
Figura 12. Teoría de las 2 columnas.....	35
Figura 13. Teoría de las tres columnas .....	37
Figura 14. Clasificación de las fracturas por estallido: A: Fractura de las dos placas terminales, B: Fractura de la placa terminal superior, C: Fractura de la placa terminal inferior, D: Estallido por rotación, E: Estallido por flexión lateral (Denis et al., 1984).....	40
Figura 15. Fractura de Chance .....	41
Figura 16. Clasificación AO .....	42
Figura 17. Ángulos CV y CR .....	47
Figura 18. Índice Sagital.....	49
Figura 19. Imagen Rx lateral fractura estallido L1 .....	59
Figura 20. Corte de TAC .....	60
Figura 21. Imagen de reconstrucción de TAC .....	61
Figura 22. Imagen de colocación de corsé de yeso.....	66
Figura 23. Imagen radiológica barras de Harrington.....	71
Figura 24. Osteosíntesis corta .....	74

---

Figura 25. Imagen rx osteosíntesis .....	75
Figura 26. Imagen choque, flexo-extensión.....	77
Figura 27. Fractura por estallido de L1. Instrumentación de T12 y L2: caso 1. Instrumentación de T12, L1 y L2: caso 2. ....	85
Figura 28. Frente y perfil de montaje nº3 sin osteosíntesis de la vértebra fracturada. ....	87
Figura 29. Frente y perfil montaje nº4 con osteosíntesis de la vértebra fracturada .....	87
Figura 30. Máquina de impacto. Elementos que la componen: 1. guía de la masa, 2. la masa, 3. espécimen a ensayar, 4. sistema de fijación inferior de la pieza.....	88
Figura 31. Posición de las galgas extensométricas en los distintos elementos del implante. Cuatro galgas en el montaje de 6 tornillos y cuatro galgas en el montaje de 4 tornillos (se colocan según se muestra en la figura).Tipo FLA-2-11.....	90
Figura 32. Montaje del ensayo de flexo-compresión .....	91
Figura 33. Ensayo torsión .....	92
Figura 34. Instalación para la generación de la fractura.....	94
Figura 35. Columna con los taladros provocados para la generación de la fractura .....	95
Figura 36. Imagen Rx: AP y L, de fractura L1.....	96
Figura 37. AP y Lateral montaje sin instrumentar vértebra fracturada. ...	97
Figura 38. AP y Lateral montaje instrumentada vértebra fracturada. ....	98
Figura 39. Imagen de las galgas colocadas en muestras de las configuraciones con y sin vértebra fracturada instrumentada .....	100
Figura 40. Maquinaria de fractura, y elaboración de gráficas .....	101
Figura 41. Curvas Fuerza-Desplazamiento resultantes del ensayo de flexo-compresión de la muestra 14. ....	105
Figura 42. Curvas Par-Giro resultantes del ensayo de torsión de la muestra 6.....	107

---

Figura 43. Curvas Fuerza-Desplazamiento de las muestras con sistema de fijación sin instrumentar la vértebra fracturada ante cargas de flexo-compresión.....	109
Figura 44. Curvas de deformación-tiempo de las cuatro galgas incluidas en el ensayo de flexo-compresión de una muestra con la vértebra fracturada sin instrumentar .....	111
Figura 45. Curvas Par-Giro de las muestras con sistema de fijación sin instrumentar la vértebra fracturada ante cargas de torsión.....	113
Figura 46. Curvas Fuerza-Desplazamiento de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada ante cargas de flexo-compresión.....	115
Figura 47. Curvas de deformación-tiempo de las cuatro galgas incluidas en el ensayo de flexo-compresión de una muestra con la vértebra fracturada instrumentada. ....	117
Figura 48. Curvas Fuerza-Desplazamiento de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada ante cargas de flexo-compresión.....	118
Figura 49. Diagrama de cajas de la comparativa de rigidez entre las distintas configuraciones ante cargas de Flexo-Compresión.....	126
Figura 50. Diagrama de cajas de la comparativa de rigidez entre las distintas configuraciones ante cargas de Flexo-Compresión.....	126
Figura 51. Comparación de la deformación de las galgas individuales fijadas a las barras del sistema de fijación para las dos configuraciones de sistema de fijación, para una carga de 400N y de 600N.....	128
Figura 52. Comparación de la deformación de las galgas fijadas a las barras del sistema de fijación agrupadas en función de la barra a la que están pegadas para las dos configuraciones de sistema de fijación y para cargas de 400N y 600N .....	129
Figura 53. Comparación de la deformación de las galgas fijadas a las barras del sistema de fijación agrupadas en función de la zona de la barra	

en la que están pegadas para las dos configuraciones de sistema de fijación y para cargas de 400N y 600N ..... 129



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia Gargantilla Vázquez

ISBN:978-84-693-1543-9/DL:T-638-2010

## Índice de tablas

---

## 9. Índice de tablas

Tabla 1. Valores de Stagnara .....	48
Tabla 2. Graduación de la lesión neurológica según Frankel y cols. ....	55
Tabla 3. Graduación de la lesión neurológica Frankel modificado. ....	56
Tabla 4. Escala de ASIA.....	57
Tabla 5. Ensayo columna intacta. ....	93
Tabla 6. Implante de las muestras con la vértebra fracturada no instrumentada.....	99
Tabla 7. Implante de las muestras con la vértebra fracturada instrumentada.....	99
Tabla 8. Resultados medio y desviación del ensayo de flexo-compresión de distintas muestras de la columna intacta .....	104
Tabla 9. Resultados medio y desviación del ensayo de torsión de distintas muestras de la columna intacta .....	106
Tabla 10. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Flexo-Compresión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar .....	109
Tabla 11. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 400 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar, ensayadas a Flexo-Compresión .....	110
Tabla 12. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 600 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar, ensayadas a Flexo-Compresión .....	111
Tabla 13. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Torsión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada sin instrumentar .....	112

---

Tabla 14. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Flexo-Compresión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada .....	114
Tabla 15. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 400 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada, ensayadas a Flexo-Compresión.....	116
Tabla 16. Resultados de deformación (microstrains) ante cargas de 600 N de las distintas muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada, ensayadas a Flexo-Compresión.....	116
Tabla 17. Resultados de rigidez de las distintas muestras ensayadas a Torsión, así como valor medio y desviación de las muestras con sistema de fijación con la vértebra fracturada instrumentada .....	118
Tabla 18. Prueba de Mann-Whitney sobre las variables Rigidez Flexo-Compresión y rigidez Torsión para los grupos: configuración las configuraciones intacta y con vértebra fracturada sin instrumentar .....	123
Tabla 19. Prueba de Mann-Whitney sobre las variables Rigidez Flexo Compresión y rigidez Torsión para los grupos: configuración las configuraciones intacta y con vértebra fracturada instrumentada.....	124
Tabla 20. Prueba de Mann-Whitney sobre las variables Rigidez Flexo-Compresión y rigidez Torsión para los grupos: configuración las configuraciones intacta y con vértebra fracturada instrumentada.....	125

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ESTUDIO EXPERIMENTAL COMPARATIVO EN FRACTURAS TIPO BURST CON O SIN INSTRUMENTACIÓN DE LA VÉRTEBRA FRACTURADA

Alicia Gargantilla Vázquez

ISBN:978-84-693-1543-9/DL:T-638-2010

## Bibliografía

---

## 10. Bibliografía

---

1. **Altman DT, Donaldson WF.** Thoracolumbar fractures. Current Opinion in Orthopedics 1990;8(II) 41-48.
2. **Denis F.** The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine 1983;8:817-31.
3. **Denis F, Armstrong G.** Compresion fractures versus burst fractures in the lumbar and thoracic spine. J Bone Joint Surg 1981; 63:462.
4. **Saboe LA, Reid DC, Davis LA, Warren SA, Grace MG.** Spine trauma and associated injuries. J. Trauma 1991; 31 (1): 43-47.
5. **Aebi M, Etter Chr, Kehl T, Thagott, J.** Stabilitation of the lower thoracic and lumbar internal spinal skeletal fixation system; indications, techniques, and first results of treatment. Spine 1987;12:544-551
6. **Altman DT, Donaldson WF.** Thoracolumbar fractures. Current Opinion in Orthopedics 1990;8(II):41-48.
7. **Krag M.** Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. Spine 1991; 16:83-97.
8. **Mc. Afee PC, Yuan HA, Lasda NA.** The unstable burst fractures. Spine 1982;7:365-373

---

9. **Weinstein JN, Collalto P, Lehman TR.** Thoracolumbar burst fractures treated conservatively: A long-term follow-up. Spine 1988; 13: 33-38.

10. **Bago J, Villanueva C, Aguirre M, Martí D.** Tratamiento conservador de las fracturas estallido vertebrales. Estudio comparativo del corsé de yeso y la ortesis de Jewet. Rev Ortop Traumatol 1990;34:605-607.

11. **Weinstein JN, Collalto P, Lehman TR.** Long-term follow up of nonoperatively treated thoracolumbar spine fractures. J. Orthop Trauma 1987;1:152-159.

12. **Vaccaro AR, Kim DH, Brodke DS; Harris M; Chapman J; Schildhauer T, Routt C, Sasso RC.** Diagnosis and management of thoracolumbar spine fractures. J Bone Surg (Am) 2003;85:2456-2470

13. **Campbell:** Cirugía Ortopédica (novena edición) Editorial Harcourt-Brace. Madrid. 1998

14. **Sigerist HE.** Los grandes médicos. Barcelona: Ed. AVE; 1949.

15. **Hipócrates.** The genuine Works of Hipócrates. Baltimore: William and Wilkins Company; 1947.

16. **Galeno.** Opera Omnia. Leipzig: Carolus Kühn Edition; 1821.p 237-250.

17. **Raffi Gurunluoglu, Aslin Gurunluoglu** Department of Plastic and Reconstructive Surgery, Surp Pirgic Armenian Hospital, Zakirbasi Sok. No. 32, Yedikule-Istanbul, Turkey

18. **Frankel HC, Hancock DO, Hyslop G. et al.** The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. *Paraplegia* 1969;7:179-92.

19. **Mumford J, Weinstein J, Spratt K, et al.** Thoracolumbar burst fractures: the clinical efficacy and outcome of nonoperative management. *Spine* 1993:955-70.

20. **Bernal, J.D:** Historia social de la ciencia, II. Editorial Ciencias Sociales, La Habana.

21. **Böhler, L.** Technique du traitement des fractures de la colonne dorsale et lombaire. Masson 1994. Paris.

22. **Harrington, PR.** Instrumentation in spine instability other than scoliosis. *S.Afr. Surg* 1967;5-7

23. **Harrington RM, Budorick T, Hoyt J, Anderson PA, Tencer AF.** Biomechanics of indirect reduction of bone repropulsed into de spinal canal in vertebral fracture. *Spine* 1993;18(6):692-699.

24. **Roy Camilla R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V.** Osteosynthesis of thoraco-lumbar spine fractures with metal plates screwed throught the vertebral pedicles. *Reconstr Surg Traumatol* 1976;15:2-16

25. **Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M.** New universal instrumentation for spinal surgery. *Clin Orthop* 1988;10:227.Stuart.

26. **Cotrel Y, Dubousset J.** Universal instrumentation (CD) for spinal surgery, thecnique manual 1985. Greensburg, Penn. St

- 
27. **Dick W, Kluger P, Magerl F, Zach G.** A new decide for internal fixation fo thoracolumbar and lumbar spine fractures: le fixateur interne. Paraplegia 1985;23:225-232.
28. **Dick W.** The fixatuer intene as a versatile implant for spine surgery. Spine 1987;12:882-900.
29. **Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA.** A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and cross-linkage in lumbar pedicle fixation. J spinal disord 1994;7:402-407
30. **Benson DR, Keenen TL.** Evaluation and treatment of trauma to the vertebral column. Instr Course Lect 1990;39:577-589.
31. **Keenen TL, Anthony J, Benson DR.** Dural tears associated with lumbar burst fractures. J Orthop Trauma 1990;4:243-245
32. **Esses SI, Botsford DJ, Kostuik JP.** Evaluation of surgical treatment for Burst fractures. Spine 1990;15:667-673
33. **Argenson C, Lassale B.** Les fractures récentes du rachis troracique et lombaire avec et sans troubles neurologiques. Rev Chir Orthop 1996;82 (suppl I):63-117.
34. **Alanay A, Acaroglu E, Yazici M, Oznur A, Surat A.** Short-segment pdeicle instrumentation of thoracolumbar Bursa fracture. Does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure?. Spine 2001; 26(2):213-217



35. **Domenicucci M, Preite R, Ramierei A.** Thoracolumbar fractures without neurosurgical involvement: surgical or conserative treatment?J Neurosurg Sci 1996;40:1-10
36. **Amderson 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
37. **Keenen TL, Anthony J, Benson DR.** Non-contiguos spinal fractures. Trauma 1990;130:489-491
38. **Reid DC, Herderson R, Saboe L, et al.** Etiology and clinical course of missed spine fractures. J Trauma 1987;27:980-986
39. **Saboe LA, Reid DC, Davis LA, Warren SA, Grace MG.** Spine trauma and associated injuries. J Trauma 1991;31:43-48
40. **Kate, JJ and Nance, E. P:** Thoracic and lumbar spine trauma. Radiol. Clin. North Am 1990;28:361.
41. **Leferink VJ, Keizer HJ, Oosterhuis JK et al.** Funcional outcome in patients with thoracolumbar burst fractures treated with dosal instrumentation and transpedicular cancellous bone grafting. Eur Spine J. 2003; 12:261-263
42. **Margel F, Aebi M, Gertzbein SD, Harás J, Nazarian S.** A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J 1994;3:184-201

- 
43. **Gertzbein, SD.** Neurologic deterioration in patients with thoracic and lumbar fractures after admission to the hospital. *Spine* 1994;19(15):1723-175
44. **Trafton PG, Boyd CA.** Computed tomography of thoracic and lumbar spine injuries. *J. Trauma* 1984;24:292-301.
45. **Mc Afee PC, Yuan HA, Fredrickson BE, Lubicky JP.** The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of one hundred consecutive cases and a new classification. *J Bone Joint Surg (Am)* 1983;65:461-473.
46. **Panagiotacopoulos ND, Pope MH, Block R, Krag MH.** Water content in human intervertebral discs. Part II. Viscoelastic behavior. *Spine* 1987;12: 918 - 924 .
47. **Nachemson A, Morris JM.** In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg* 1964;46A:1077-1092 .
48. **Brown T, Hanson R, Yorra A.** Some mechanical test on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs. *J Bone Joint Surg* 1957; 39
49. **Vialleton J.** El hombre y la evolución. En: Oliver G, ed. Barcelona: Ed Labor S.A., 1977:99.
50. **Hansson TH, Keller TS, Panjabi MM.** A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics. *Spine* 1987;12:562 .

---

51. **White AA III, Panjabi MM (eds):** Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, JB Lippincott, 1978.

52. **El-Khoury GY, Whitten CG,**. Trauma to the upper thoracic spine: anatomy, biomechanics, and unique imaging features. AJR 1993;160:95-102.

53. **Pope MH, Wilder DG, Matteri RE et al.** Experimental measurements of vertebral motion under load. Orthop Clin North Am 1977;8:155-167.

54. **Hansson TH, Keller TS, Panjabi MM.** A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics. Spine 1987;12:562.

55. **Kapandji LA.** Physiology of the joints. New York: Churchill Livingstone. 1974.

56. **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.

57. **Carmel A, Drescher MJ, Leitner Y, Gepstein R.** Thoracolumbar fractures associated with the use of personal watercraft. J. Trauma 2004; 57:1308-1310.

58. **Shirado O, Kaneda K, Tadano S, Ishikawa H, McAfee PC, Warden KE.** Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures. Spine 1992;17:286-292.

59. **Limb D, Shaw DL, Dickson RA,** Neurological injury in thoracolumbar burst fractures. J Bone Joint Surg 1995;77B:774-777

- 
- 
60. **Ochia RS, Ching RP.** Internal pressure measurements during Bursa fracture formation in human lumbar vertebrae. Spine 2002;27(11):1160-1167.
61. **Margel 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 la columna vertebral. Berlui: Springer-verlag 2002, p. 20-41.
62. **Nicoll EA.** Fractures of the dorsolumbar spine. J Bone Join Surg (Br). 1949;31:376-394.
63. **Holdsworth FW.** Fractures, dislocations and fracture-discolations of the spine. J. Bone Joint Surg (A) 1970;52:1535-1551
64. **Holdsworth FW.** Fractures, dislocations and fracture-discolations of the spine. J. Bone Joint Surg (Br) 1963;45:6-20.
65. **Nelly RP, Whitesides TE Jr.** Treatment of lumbodorsal fracture dislocation. Ann Surg 1968;167:705-717.
66. **Goutallier D, Louis R:** Indications therapeutics dans les fractures inestables du rachis. Rev. Clin Orthop 1977;63:485-491.
67. **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.
68. **Word K, Butterman G, Mehbod A, Garvey T, Jhanjee R, Sechriest V.** Operative compared with nonoperative treatment of a

---

thoracolumbar burst fracture without neurological deficit. A prospective study. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(5):773-781.

69. **Vaccaro AR, Kim DH, Brodke DS, Harris M, Chapman J, Schildhauer T, Routt C, Sasso RC.** Diagnosis and management of thoracolumbar spine fractures. *J. Bone Joint Surg (Am)* 2003;85:2456-2470.

70. **Vaccaro AR, Lehman RA, Hurlbert RJ, Anderson PA, et al.** A new clasification of Thoracolumbar Injuries: The importante of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine* 2005;20:2325-33.

71. **Mc Afee PC, Yuan HA, Fredickson BE, Lubicky JP.** The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of one hundred consecutive cases and a new classification. *J Bone Joint Surg (Am)* 1983;65:461-473.

72. **Mc Afee PC, Yuan HA, Lasda NA.** The instable Burst fracture. *Spine* 1982; 7:365.

73. **White AA III, Panjabi MM.** The problem of clinical instability in the human spine: a systematic approach. In: White AA III, Panjabi MM, (eds). *Clinical biomechanics o the spine*, 2nd edn. Philadelphia:JB Lippincott, 1990: 277-378.

74. **Panjabi MM, Thibodeau LL, Crisco JJ, et al.** GAT constitutes spinal instability? *Clin Neurosurg* 1988;34:313-339.

- 
75. **Benson DR, Burkus JK, Montesano PX, et al.** Instable thoracolumbar and lumbar burts fractures treated with the AO interne. J Spinal Disord 199;5:335-343
76. **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;63:62-70
77. **Nasc CL J, Schatzinger LH, Brown RH, et al.** The unstable stable thoracic compression fracture: its problems and the use of spinal cord monitoring in the evaluation of treatment. Spine 1977;2:261-265.
78. **Whitesides, TE.** Traumatic kyphosis of the thoracolumar spine. Clinic Orthop 1977;128:78-92.
79. **Haber TR, O'Brien M, Felmy W, et al.** Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. Spine 1992;17:149-154
80. **Haber TR, Bergman M, O'Bried M, et al.** The effect of three columns of the spine on the instantaneous axis of rotation in flexion and extension. Spine 1991;16:312-318
81. **Haber TR, Felmy W, Baruch H, et al.** The contribution of the three columns of the spine to rotational stability. Spine 1989;14:663-669.
82. **Haber 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.

- 
83. **James KS, Wenger KH, Schlegel JD, et al.** Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1994;19:1731-1740
84. **Bedbrook, GM.** A balanced viewpoint in the early management of patients with espinal injuries who have neurological damage. *Paraplegia* 1985;23:8-15.
85. **Braugher JM, Hall ED, Jeans ED, Waters TR, Anderson DK.** Evaluation of an intensive methylprednisolone sodium succinate dosing regimen in experimental spinal cord injury. *J. Neurosurg* 1987;67(1):102-5
86. **Braceen MB, Sherpard MJ, Collins WF, Holford TR, Young W, Bassin DS, et al.** A randomized, controlled trial of methyprenisolone or naloxone in the treatment of acute spinal-cord injury. Results of the Second National Acute Spinal Cord Injury Study. *N. Engl. J Med* 1990;322(20): 1405-11.
87. **Bracken MB, Shepard MJ, Holford TR, Leo-Summers L, Aldrich EF, Fazl M, et al.** Administration of methylprednisolone for 24 or 48 hours or tirilazad mesylate for 48 hours in the treatment of acute spinal cord injury. Results of the Third National Acute Spinal Cord Injury Randomized Controlled Trial. National Acute Spinal Cord Injury Study. *JAMA* 1997; 277(20):1597-604.
88. **Nesathurai S.** Steroids and spinal cord injury: revisiting the NASCIS 2 and NASCIS 3 trials. *J Trauma* 1998;45(6):1088-93.
89. **Hurlbert RJ.** Methylprednisolone for acute spinal cord injury: an inappropriate standard of care. *J Neurosurg* 2000;93(1 Suppl) 1-7.

---

90. **Frankel H, Hancock DO, Hyslop G.** The value of postural reduction in initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia: comprehensive management and research. *Paraplegia* 1969; 7:179-192.

91. **Bradford D, Mc Bride G.** Surgycal management of thoracolumbar spine fractures with incomplete neurologic deficits. *Clin Orthop* 1987;218:201-216.

92. **El Marsy W, Tsubo M, Katoth S, El Miligui Y, Khan A.** Validation of the American Spinal Injury Association (AISA) Motor Score and the National Acute Spinal Cord Injury Study (NACIS) Motor Score. *Spine* 1996;21:614-619.

93. **Lin RM, Panjabi MM, Oxland TR.** Significant roentgenographic parameters for evaluating the flexibility of acute thoracolumbar burst fracture. An in vitro study. *Int Orthop* 1997.21(2):109-114.

94. **Martijn A, Veldhuis EFM.** The diagnostic value of interpediculate distance assessment on plain films in thoracic and lumbar spine injuries. *J Trauma* 1991;31:1393-1395.

95. **Brant-Zawadzki M, Jeffrey RB, Minagi H, Pitts LH.** High resolution CT of thoracolumbar fractures. *AJR* 1982;138:699-704

96. **Daffner RH, Deeb ZL, Rothfus WE.** The posterior vertebral body line: importance in the detection of burst fractures. *AJR* 1987;148:93-96.



- 
97. **Nykamp PW, Lewy JM, Christenses F, Dunn R, Hubbard J.** Computed tomography for a bursting fracture of the lumbar spine. *J Bone Surg (Am)* 1978;60:1108-1109
98. **Saifuddin A, Noorden H, Taylor BA, Bayley I.** The role of imaging in the diagnosis and management of thoracolumbar burst fractures: current concepts and review of the literature. *Skeletal Radiol* 1996;225(7):603-613. Review article.
99. **Guerra J Jr, Garfio SR, Resnick D.** Vertebral Burst fracture: CT análisis of the retropulsed fragment. *Radiology* 1989;171:197-205.
100. **Lindahl S, Pillen J, Irstam L.** Computed tomography of bone fragments in the spinal canal. *Spine* 1983;8:559-569.
101. **Gómez Luzuriaga MA, Iza Beldarían J.** Fracturas toracolumbares. Cursos de actualización. 38º Congreso Nacional SECOT. 2001; 5-17.
102. **Beggs I, Addison J.** Posterior vertebral rim fractures. *Br J Radiol* 1998;71:567-572.
103. **Tracy PT, Wright RM, Hanigan WC.** Magnetic resonance imaging of spinal injury. *Spine* 1989;14:292-301.
104. **Tezer M, Erturer RE, Ozturk C, Ozturk I, kuzgun U.** Conservative treatment of fractures of the thoracolumbar spine. *Int Orthop* 2005;29:78-82
105. **Petersilge CA, Pathria MN, Emery SE, Masaryk JJ.** Thoracolumbar Bursa fractures: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1995;194:49-54.

106. **Kulkarni MV, McArdle CB, Koparichy D, Miner M, Cotler HB, Lee KF, Harris JH.** Acute spinal cord injury: MR imaging at 1.5 T. *Radiology* 1987;164:837-843.

107. **Martin Belloch JA, Segura Llopis F, Soler Heredia A, Laguía Garzarán M.** Tratamiento quirúrgico de las fracturas vertebrales mediante instrumentación segmentaria Cotrel - Dubousset. *Rev Esp Cir Osteoart* 1993; 28:77-89

108. **Gordon ML, Capen DA, Zigler J, Gordon D, Nelson R, Nagelberg S.A.** Comparison of operative and non operative treatment of the high thoracic spine. *J spine Disord* 1990.3:150-157

109. **Agus H, Kayali C, Arslantas M.** Nonoperative treatment of Bursa-type thoracolumbar vertebra fractures. *Ital J Orthop Traumatol (suppl)* 1983; 83.

110. **Escriba IR, Bonete DJ, Mudarraa JG, Pérez LAM.** Tratamiento quirúrgico de las fracturas toracolumbares. Osteosíntesis de la vértebra fracturada. *Rev Ortop Traumatol* 2000;6:513-518.

111. **De la Torre GD, Góngora LJ.** Fracturas vertebrales toracolumbares. Diagnóstico y tratamiento. *Trauma* 2003;6(2):44-48.

112. **Shen WJ, Liu TJ, Shen YS.** Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine* 2001;26(9):1038-1045.

113. **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.

114. **Gertzein S, Court-Brown C, Marks P, et al.** The neurologic outcome following surgery for spinal fractures. *Spine* 1988;13:641-644.

115. **Dunn HK.** Anterior spine stabilization and decompression for thoracolumbar injuries. *Orthop Clin North Am* 1986;17:113-119

116. **Clohisey 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.

117. **Aebi M, Etter CHR, Kehl TH, Thalgott J.** The internal skeletal fixation system: a new treatment of thoracolumbar fractures and other spinal disorders. *Clin Orthop* 1988;227:30-43.

118. **Lindsey RW, Dick W.** The fixateur interne in the reduction and stabilization of thoracolumbar spine fractures in patients with neurologic deficit. *Spine* 1991;16 (suppl 3):140-145.

119. **Bedbrook, GM:** A balanced viewpoint in the early management of patients with spinal injuries who have neurological damage. *Paraplegia* 1985;23:8-15.

120. **Been HD, Bouma GJ.** Comparison of two types of surgery for thoracolumbar Burst fractures: combined anterior and posterior stabilisation vs posterior instrumentation only. *Acta Neurochir (Wien)*1999;141:349-357.

- 
121. **Farcy J-PC, Weidenbaum M, Glassman S.** Sagittal index in management of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1990;15:958-956
122. **Fidler MW.** Remodeling of the spinal canal after Burst fracture: A prospective study of two cases. *J Bone Joint Surg(Br)* 1988;70:730-732
123. **Roy Camilla R, Saillant G, Mazel C.** Plating of thoracic, thoracolumbar and lumbar injuries with pedicle screw plates. *Orthop Clin North Am* 1986;17:147-159
124. **Sjöström L, Karlström G, Pech P, Rausching W.** Indirect spinal canal decompression in burst fractures treated with pedicle screw instrumentation. *Spine* 1996;21:13-13.
125. **Sledge MJ, Alfred CD.** Does 'canal clearance' affect neurological outcome after thoracolumbar burst fractures?. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83(4):620-621.
126. **Chow GH, Nelson BJ.** Functional outcome of thoracolumbar burst fractures managed with hyperextension casting or bracing and early mobilization. *Spine* 1996;21:2170-2175.
127. **Cantor JB, Lebwohl NH, Garvey T.** Non operative management of stable thoracolumbar burst fractures with early ambulation and bracing. *Spine* 1993;18:971-976.
128. **Dall BE, Stauffer ES.** Neurological injury and recovery patterns in burst fractures at the T12 or L1 motion segment. *Clin Orthop.* 1988; 233:171-176

- 
129. **Davies WE, Morris JH, Hill V.** An analysis of conservative (nonsurgical) management of thoracolumbar fractures and fracture dislocation with neural damage. *J Bone Joint Surg (Am)* 1980;62:1324-1328
130. **Weinstein JN, Collalto P, Lehmann TR.** Thoracolumbar burst fractures treated conservatively: a long term follow-up. *Spine* 1988;13:33—38.
131. **Shen WJ, Shen YS.** Nonsurgical treatment of three column thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine* 2001;26(9):1038-1045
132. **Seybold EA, Sweeney CA, Fredrickson BE.** Functional outcome of low lumbar burst fractures. A multicenter review of operative and nonoperative treatment of L3-L5. *Spine* 1999;24(20):2154-2161.
133. **Jones RF, Snowdon E, Coan J, King L, Engel S.** Bracing of thoracic and lumbar spine fractures. *Paraplegia* 1987;25:386-393.
134. **Weinstein JN, Collado P, Thomas RL.** Thoracolumbar burst fractures treated conservatively: a long follow up. *Spine* 1997;13:33-38
135. **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.
136. **Gurwitz GS, Dawson JM, Mc Namar MJ, et al.** Biomechanical análisis of three surgical approaches for lumbar burst fractures using short segment instrumentations. *Spine* 1993;18:977-982.

- 
137. **Guttman L.** Spinal cord injuries: comprehensive management and reseach. 2nd ed. Oxford: Blackwell Scientfic Publications; 1976
138. **Hashimoto T, Kaneda K, Abumi, .** Relationship between traumatic spinal canla stenosis and dnuerological deficits in thoracolumbar Bursa fractures. Spine 1988;13:1268-1276
139. **Rudig L, Seidel T, Duber C, Runkel M, Rommens PM.** Efficacy of ultrasound controlled direct reposition of fragments of the posterior vertebral body facet. Unfallchirurg.1988;101(4):259-264
140. **Howard S, Jenis L, Vaccaro A.** Traumatismo de la columna vertebral en el adulto. En: Beaty J, editor. Orthopaedic Knowledge Update 6- Columna Vertebral. Barcelona: Medical Trends S.L., 2001; p. 23-45
141. **Guigui P, Lassale B, Deburge A.** Fractures et luxations récentes du rachis dorsal et lombaire de l'adulte. Appareil locomoteur. Encycl. Méd. Chir. Paris: Elsevier, 1998
142. **Denis F, Armstrong GWD.** Acute thoracolumbar burst fractures in the absence of neurologic deficit. A comparison between operative and nonoperative treatment. Clin Orthop 1984;189:142-149.
143. **Dewald RL.** Burst fracture of the thoracic and lumbar spine. Clin Orthop 1984;189:150-161.
144. **Jacobs RR.** et al. Surgical management of thoracolumbar spinal injuries. Clin Ortho Rel Res 1984;189:22-35.

- 
145. **Pillen J, Lindahl S, Nordwall A.** Unstable thoracolumbar fractures. A comparative clinical study of conservative treatment and Harrington instrumentation. *Spine* 1985;10:111-112
146. **Ferguson RL, Allen BL.** An algorithm for the treatment of instable thoracolumbar fractures. *Orthop Clin North Am* 1984;189:77-88
147. **Stephens GC, Devito DP.** Segmental fixation of lumbar Burst fractures with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J spinal Disord* 1992; 5:334-348
148. **Benson DR, Burkus JK, Montesano PX, SutherlandTB, Mc Larin RF.** Unstable thoracolumbar and lumbar burst fractures treated with the AO fixateur Interne. *J Spinal Disord* 1999;5:335-343
149. **Clohisy JC, Akbamia 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.
150. **Kostuik JP.** Anterior fixation for burst fractures of the thoracic and lumbar spine with or without neurological involvement. *Spine* 1988; 13: 286-293
151. **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.
152. **Boeger T, Limb D, Dickson A.** Does 'canal clearance' affect neurological outcome after thoracolumbar burst fractures? *J Boint Surg Br* 2000;82(5):629-635.

- 
153. **Garfio, SR, Mowery , CA, Guerra, J.** Confirmation of the posterolatetal technique to descompress and fuse thoracolumbar spine Burst fractures. Spine 1985;10:218-223
154. **Kuner EH, kuner A, Mullaji AB.** Ligamentotaxis with and internal spinal fixator for thoracolumbar fractures. J Bone Joint Surg (Br) 1994; 76:107-112.
155. **Serena Hu S, Daniel A. Capen, Reynold R, Rimoldi.** The effect of surgical descompresion on neurologic outcome after lumbar fractures. Clinical Orthopaedics and Related Reseach 1993; March; N° 288
156. **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
157. **Bradford D, Mc Bride G.** Surgical management of thoracolumbar spine fractures with incomplete neurologic deficits. Clin Orthop 1987;218: 201-216.
158. **Briem D, Lehmann W, Ruecker AH, Windolf J, RUEger JM.** Factors influencing the quality of life after burst fractures of the thoraclumbar transition. Arch Orthop trauma Surg 2004;124:461-468.
159. **Dimar JR, Wilde PH, Glassman SD, Puno RM, Jonson JR.** Thoracolumbar burst fractures treated with combine anterior and posterior surgery. Am J Orthop 1996;25:159-165.
160. **Gómez Luzueraga MA, Iza Beldarían J.** Fracturas toracolumbares. Cursos de actualizaciones. 38º Congreso Nacional SECOT 2001;5-17



---

161. **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.

162. **Denis F, Ruiz H, Searls K.** Comparison between square-ended distraction rods and standard round-ended distraction rods in the treatment of thoracolumbar spinal injuries. *Clin Orthop* 1984;189:162-167

163. **Riebel G, Yoo J, Fredrickson B, Yuan H.** Review of Harrington rod treatment of Burst fracture by vertebral shortening. *Eur Spine J* 2002; 11(1):8-12

164. **Purcell GA, Markolf KL, Dawson EG.** Twelfth thoracic first lumbar vertebral mechanical stability of fractures after Harrington rod instrumentation. *J Bone Joint Surg (Am)* 1981;63:71-78

165. **Stanuffer ES.** Current concepts review: internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. *Clin Orthop* 1986;203: 45-53

166. **Akarnia BA, Crandall DG, Burkus K, Matthews T.** Use of long rods and a short arthodesis for burst fractures of the thoracolumbar spine. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg* 1994;76:1629-1635.

167. **Cresswell TR, Marshall PD, Sith RB.** Mechanical stability of the AO internal spinal fixation system compared with that of the Hartshill rectangle and sublaminar wiring in the management of unstable burst fractures of the thoracic and lumbar spine. *Spine* 1998;23(1):111-115.

168. **Floman Y, Fast A, Pollack D, Yosipovith Z, Robin GC.** The simultaneous application of an interspinous compressive wire and Harrington distraccion roads in the treatment of fracture-dislocation of the and lumbar spine. Clin Orthop 1986;203:18-25.

169. **Sasso RC, Cotler HB, Reuben JD.** Posterior fixation of thoracic and lumbar spine fractures using DC plates and pedicle screws. Spine 1991; 16(S):S134-139

170. **Magerl FP.** Stabilization of the coger thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. Clin Orthop 1984;189:125-141.

171. **Dick W.** The "fixateur intene" as a versatil implant for spine surgery. Spine 1987;12:882-900.

172. **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.

173. **Stoval D. Jr, Goodrich A, Mc Donald A, Blom P.** Pedicle screw instrumentation for unstable thoracolumbar fractures. J South Orthop Assoc. 1996;5(3):165-173

174. **Carl AL, Tromanhauser SG, Roger DJ.** Pedicle screw instrumentation for thoracolumbar Burst fractures and fracture-dislocations. Spine 1992;17:S317-324.

175. **Chen JF, Lee ST.** Percutaneous vertebroplasty for treatment of thoracolumbar spine bursting fracture treated with long instrumentation and short fusion. J Spinal Disord 1995;8:474-478

---

176. **Cheng JY.** Short segment transpedicular CD instrumentation including involved vertebral for fractures of thoracic and lumbar spine. In CD instrumentation, GICG. París. 1993,67.

177. **Esses SI.** The AO spinal internal fixator. Spine 1989;14:373-378

178. **Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA.** A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and cross-linkage in lumbar pedicle fixation. J Spinal Disord 1994;7:402-407.

179. **Terezen 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

180. **Reyes Sanchea A, Rosales LM, Miramontes VP.** Treatment of thoracolumbar Burst fractures by vertebral shortening. Eur Spine J. 2002; 11(1):8-12.

181. **Acosta FL, Aryan HE, Taylor WR, Ames CP.** Kyphoplasty-augmented short-segment pedicle screw fixation of traumatic lumbar Burst fractures: inicial clinical experience and literatura review. Neurosurg Focus 2005; 18(3):e9

182. **Chen JF, Lee ST.** Percutaneous vertebroplasty for treatment of thoracolumbar spine bursting fracture. Surg Neurol 2004;62:494-500

183. **Cho DY, Lee WY, Sheu PC.** Treatment of thoracolumbar burst fractures with polymethyl methacrylate vertebroplasty and short segment pedicle screw fixation. Neurosurgery 2003;53:1354-1360

- 
184. **Christodoulou A, Plounnis A, Terzidis I.** Vertebral body reconstruction with injectable hydroxyapatite cement for the management of unstable thoracolumbar burst fracture: a preliminary report. *Acta Orthop Belg* 2005;71:597-603.
185. **Mermelstein LE, Mc Lain RF, Yerby SA.** Reinforcement of thoracolumbar Burst fractures with calcium phosphate cement: A biomechanical study. *Spine* 1998;23:664-671.
186. **Verlaan JJ, Dhert WJA, Verbout AJ.** Ballon vertebroplasty in combination with pedicle screw instrumentation. A novel technique to treat thoracic and lumbar burst fractures. *Spine* 2005;30:E73-E79.
187. **Li KC, Hsieh CH, Lee CY.** Transpedicular body augments: a further step in treating burst fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;Jul(436):119-125
188. **Mc Lain RF.** Pedicular fixation. In: Bradford DS, ed. *Master Techniques in Orthopaedic Surgery: The Spine.* Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997: 435-452.
189. **Mann, K.A, Mc Gozan, D.P, Fredrickson, B.E, Falahee, M. and Yuan, H.A.** Biomechanical investigation of short segment fixation for Burst fractures with varying degrees of posterior disruption. *Spine.* 1990; 15(6): 470-478
190. **Fredrickson BE, Edwards WT, Rauschnig W et al.** Vertebral Burst fracture: An experimental, morphologic, and radiographic study. *Spine* 1992;17(9): 1012-1021

---

191. **Zou D, Yoo JU, Edwards WT, Donovan DM, Chang K, Bayley J C** Mechanics of anatomic reduction of thoracolumbar burst fractures. Spine 1993;18(2):195-203.

192. **James KS, Wenger KH, Schlegel JD, Duna HK.** Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar Bursa fractures. Spine 1994; 19(15):1731-1740

193. **Shono Y, Mc Afee PC, Cunningham BW.** Experimental study of thoracolumbar Burst fracture. Spine 1994;19(15):1711-1722