

Aspectos básicos

1. **Biomecánica clínica e imagen diagnóstica en patología vertebral**
2. **Monitorización neurofisiológica intraoperatoria en cirugía de la columna vertebral**
3. **Donación y ahorro de sangre en cirugía de la columna**
4. **Anestesia en cirugía vertebral**
5. **Manejo del dolor en patología vertebral**
6. **Medicina basada en la evidencia en patología vertebral**

Biomecánica clínica e imagen diagnóstica en patología vertebral

Capítulo

1

O. R. Alonso Tuñón, J. Alfonso Beltrán, C. Barrios Pitarque

INTRODUCCIÓN

La columna vertebral es un sistema multiarticular complejo, controlado por los músculos que soportan la cabeza y el tronco durante cualquier postura y movimiento. Además, encierra y protege a la médula espinal, a las raíces nerviosas y, a nivel cervical, a las arterias vertebrales.

La función normal de la columna vertebral presupone su estabilidad. Aparte de la protección de estructuras nerviosas, la estabilidad de la columna es el requisito básico para la transferencia de fuerzas entre los miembros superiores e inferiores, la generación activa de fuerzas en el tronco, la prevención del deterioro biomecánico prematuro de los componentes de la columna vertebral y la reducción del gasto energético durante la acción muscular.^{1,2}

DEFINICIONES DE ESTABILIDAD E INESTABILIDAD

La literatura recoge numerosas definiciones biomecánicas y clínicas de la estabilidad de la columna, pero no existe acuerdo sobre una sola definición. Por otra parte, la pérdida de estabilidad o inestabilidad es una causa importante del dolor de espalda, a menudo, desconocida, en particular, a nivel lumbar.

Para White *et al.*, la estabilidad clínica es la capacidad de la columna vertebral para limitar los desplazamientos estructurales bajo cargas fisiológicas con el fin de no dañar o irritar a la médula espinal y a las raíces nerviosas y para prevenir la deformidad incapacitante o el dolor causado por esos cambios estructurales.³

De forma similar, la AAOS (Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos) define la estabilidad como “la capacidad de las vértebras para mantener su cohesión y preservar dentro de la normalidad los desplazamientos durante todos los movimientos fisiológicos del cuerpo”.⁴

Cualquier vértebra en cada segmento de movimiento –la unidad funcional más pequeña de la columna vertebral (UFV)– puede realizar varias combinaciones de

movimientos principales y asociados, manteniendo la estabilidad de la columna mediante restricciones óseas y de partes blandas. Esta complejidad intrínseca contribuye a las dificultades clínicas y de imagen que existen para la evaluación del movimiento de la columna.

Al igual que la estabilidad, la inestabilidad también carece de una definición universalmente aceptada. Según White y Panjabi, la inestabilidad es “la pérdida de la capacidad de la columna vertebral para mantener sus patrones de desplazamiento bajo cargas fisiológicas, necesaria para preservar posible déficit neurológicos, deformidades importantes y dolor incapacitante”.⁵ Pope y Panjabi consideran la inestabilidad como una pérdida de rigidez que provoca alteraciones del movimiento y aumenta su cantidad en los segmentos de movimiento.⁶

Con la inestabilidad, el movimiento puede ser anormal en calidad (patrones de acoplamiento anormal) y/o cantidad (aumento de movimiento).⁷ La localización de la lesión dominante en el segmento móvil determina el patrón de inestabilidad, pero como el movimiento de la columna es tridimensional con movimientos acoplados, las alteraciones del tejido tienden a causar movimientos disfuncionales en más de una dirección.

Movimiento normal de la columna

Según la definición de Pope y Panjabi y otras definiciones clásicas, la inestabilidad es un aumento global de los movimientos de la columna vertebral más allá de los límites normales, que va asociado a la aparición de dolor de espalda y/o radicular.⁶

Desafortunadamente, la definición de “movimientos normales o fisiológicos” sigue siendo un tema de debate, ya que se ha comprobado que hay cierta superposición de tipos de movimiento entre sujetos sintomáticos y asintomáticos. Este hecho hace que sea difícil definir referencias estándar y establecer correlaciones entre los hallazgos clínicos y radiológicos.⁸

Dentro de cada segmento móvil o UFV, una vértebra puede realizar tres traslaciones y tres movimientos de rotación alrededor de cada uno de los ejes cartesianos

del espacio (x, y, z) y varias combinaciones de movimientos principales y acoplados. Estos últimos se producen simultáneamente al movimiento principal, pero a lo largo o alrededor de un eje diferente al del movimiento principal.⁹

Según Louis, durante la flexoextensión, la vértebra se mueve alrededor de un eje de rotación transversal no situado en el disco subyacente, sino en el cuerpo vertebral inferior.¹⁰ Tanto las placas epifisarias como las articulaciones facetarias realizan dos arcos circunferenciales alrededor del mismo centro de rotación, cuya localización cambia en función del nivel, situándose por debajo de dos cuerpos vertebrales en la columna cervical superior y en el cuerpo vertebral subyacente en la columna cervical inferior, en la dorsal y en la lumbar.¹⁰ La baja posición de los centros de rotación da lugar a un movimiento acoplado de anterolistesis, que varía desde un máximo de 2-3 mm en C2-C3 a un mínimo de 0,5 hasta 1,5 mm de D1 a L5.¹⁰

La rotación axial y la flexión lateral son siempre movimientos acoplados, debido a la orientación oblicua de ambas articulaciones facetarias y los músculos. El centro de flexión lateral siempre se encuentra entre las facetas, y el centro de rotación axial varía según el nivel: en el cuerpo central en la columna dorsal y en las apófisis espinosas en el segmento lumbar.¹⁰

La clave para que la columna desempeñe su función adecuadamente es la alta relación no lineal entre la carga y desplazamiento de la unidad funcional de movimiento, ya que el esfuerzo requerido para el movimiento cambia significativamente en sus diversas fases¹¹ (Fig. 1.1).

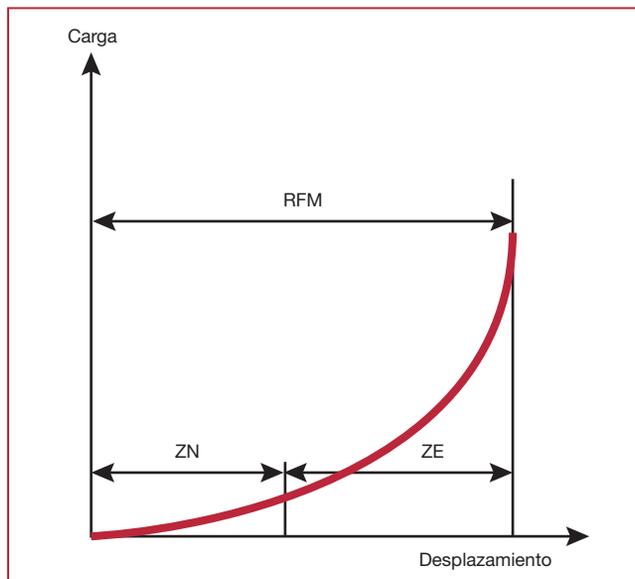


Figura 1.1. Curva de carga/desplazamiento no lineal aplicable a la columna vertebral. El rango de movimiento de las articulaciones de la columna incluye una zona inicial neutral (ZN) con desplazamientos relativamente grandes con baja carga y una zona elástica (ZE) que requiere más carga por unidad de desplazamiento debido a la tensión de cápsulas y ligamentos.

El rango fisiológico de movimiento (RFM) incluye una zona neutral (ZN) y una zona elástica (ZE).¹¹ La ZN es la parte inicial del movimiento intervertebral a cada lado de la posición neutra, donde la columna se encuentra con una resistencia relativamente baja y muestra gran flexibilidad debido al estado de laxitud de las cápsulas, ligamentos y tendones (Fig. 1.1). Tras la ZN se sitúa la ZE, donde la resistencia al movimiento y la pendiente de la curva se incrementan linealmente cuando los ligamentos, cápsulas, fascias y tendones se someten a tensión, requiriendo más carga por unidad de desplazamiento (Fig. 1.1).¹¹

Cada uno de los seis grados de libertad de movimiento que cada vértebra puede realizar con respecto a otras vértebras tiene su propio rango fisiológico de movimiento (RFM), zona neutral (ZN) y zona elástica (ZE).¹²

El comportamiento bifásico no lineal de las articulaciones de la columna, probablemente, responde a dos requerimientos opuestos: permitir los movimientos cerca de la postura neutra con el menor esfuerzo muscular posible y garantizar la estabilidad final del recorrido articular.¹¹

Según una hipótesis mecanicista del dolor de la columna vertebral en sujetos asintomáticos, la ZN y el RFM son normales y están dentro de los límites de la zona libre de dolor.¹³ Parece que la ZN aumentará en los límites de la zona libre de dolor en una columna vertebral inestable.¹³ Una alteración grave del disco, la osteofitosis, la fusión quirúrgica y el entrenamiento muscular mejoran la rigidez vertebral, al reducir la ZN, eliminando el dolor de la columna vertebral.

LA COLUMNA ESTABLE

Estabilización de la columna

La estabilidad implica una relación adecuada entre la ZN y la ZE.¹¹ El tamaño de la ZN, en particular, aunque comprende una pequeña porción del RFM, ha demostrado ser el parámetro más sensible para definir la inestabilidad de origen traumático y degenerativo, ya que aumenta antes y más que el RFM y la ZE.^{11,14}

Panjabi redefine la inestabilidad como la disminución de la capacidad de los sistemas de estabilización de la columna vertebral para mantener las zonas neutras de las UFV dentro de los límites fisiológicos, de manera que no se produzca deformidad, déficit neurológico ni dolor incapacitante.¹¹ En esta definición, la calidad de movimiento se vuelve más importante que el aumento global del recorrido articular para el diagnóstico de la inestabilidad.

La estabilidad espinal está garantizada por un sistema de estabilización que se compone de tres subsistemas estrechamente interconectados:¹² columna o subsistema pasivo, músculos y tendones o subsistema activo y unidad de control del sistema nervioso central (SNC).

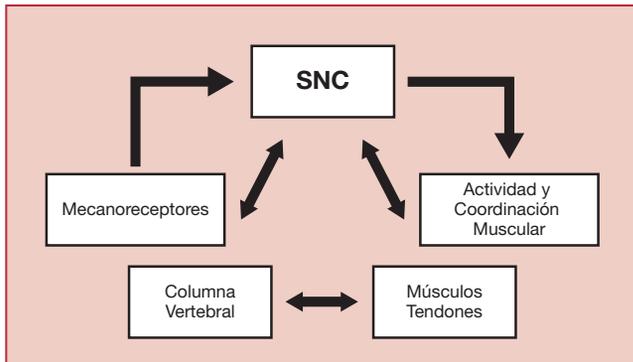


Figura 1.2. Los subsistemas que controlan la estabilidad de la columna están funcionalmente relacionados. A partir de mecanorreceptores, músculos y tendones, se informa continuamente al SNC, a través de las vías que transmiten las señales propioceptivas, de la posición, carga y movimiento de cada unidad funcional vertebral (UFV). El SNC, a su vez, responde con una actividad muscular adecuada y coordinada.

En el subsistema óseo pasivo, los discos y los ligamentos cumplen una función estructural intrínseca y controlan directamente la ZE cerca de las partes extremas del movimiento normal.¹² Los huesos, los discos, los ligamentos y las cápsulas articulares también contienen mecanorreceptores que actúan como transductores, enviando un flujo continuo de información propioceptiva sobre las cargas, movimientos y la postura de cada UFV al SNC que, a su vez, responde a través de una apropiada y coordinada acción muscular retroalimentada (Fig. 1.2).^{12,15,16}

El subsistema activo y el SNC controlan básicamente la zona neutra del movimiento de las UFV donde la resistencia es baja.¹²

La degeneración y cualquier lesión traumática sobre los componentes óseos y blandos de la columna vertebral tienden a ampliar el RFM y la ZN, generando mayor demanda de los músculos y el sistema nervioso con el fin de preservar o restringir la inestabilidad segmentaria.¹²

Estabilización pasiva

Durante las actividades diarias, la columna vertebral soporta unas cargas verticales de 500-1.000 N, más de

dos veces el peso del cuerpo, y con levantamientos, hasta de 5.000 N, cerca del 50% de la carga máxima soportable.¹⁷

La estructura intrínseca y la estabilización pasiva de la columna vertebral dependen de la arquitectura vertebral y la densidad mineral ósea (DMO), los discos intervertebrales, las facetas articulares, los ligamentos y las curvas fisiológicas.

Arquitectura vertebral y densidad mineral

La capacidad de soporte de carga del cuerpo vertebral depende de su tamaño y forma, de la integridad del sistema trabecular y de la densidad ósea. El cuerpo vertebral se compone principalmente de hueso esponjoso, con una estructura tridimensional de panal que consigue la mejor relación fuerza/peso.¹⁰

El aumento progresivo en el tamaño del cuerpo en la zona inferior de la columna vertebral es la única respuesta fisiológica al incremento de cargas de peso con fuerzas promedio que van desde 2.000 N en el segmento cervical hasta 8.000 N en la columna lumbar.¹⁸

El hueso esponjoso de cualquier cuerpo vertebral tiene cuatro sistemas trabeculares principales con una orientación constante (Fig. 1.3):¹⁰

- Un sistema vertical que se extiende entre los platillos vertebrales, que soporta y transmite las cargas verticales.
- Un sistema horizontal en el arco posterior, que une las apófisis transversas.
- Dos sistemas curvos oblicuos, superior e inferior, que comienzan en los platillos vertebrales y cruzan hacia las zonas pediculares para terminar en las apófisis espinosas y en las facetas articulares. Su función es soportar los esfuerzos cortantes horizontales, lo que garantiza el arco neural al cuerpo.

Las cargas axiales se absorben inicialmente por puntales trabeculares verticales, cuya inclinación está limitada por la tensión de las trabéculas horizontales. De este modo se favorece la dispersión horizontal de las cargas verticales que confieren resistencia al hueso esponjoso

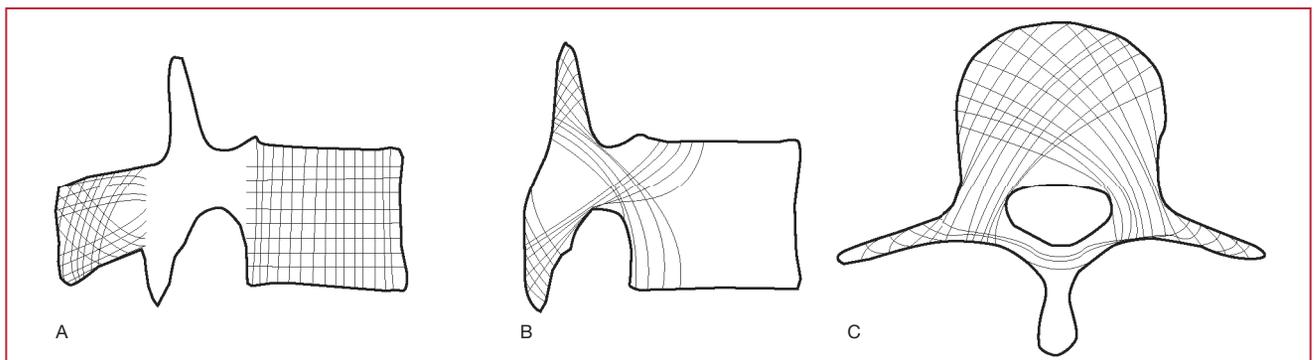


Figura 1.3. Arquitectura vertebral con sus sistemas trabeculares: A, vertical y horizontal. B, sistemas curvos. C, arco posterior.

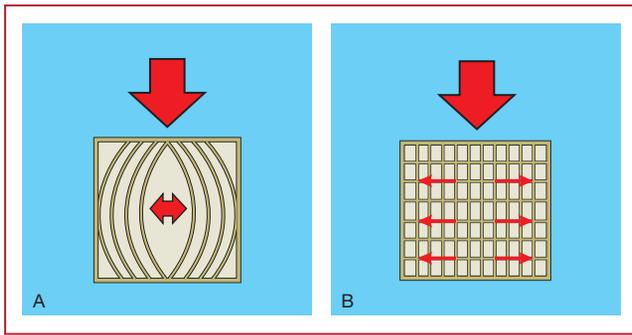


Figura 1.4. Las cargas de compresión vertical se absorben inicialmente por el sistema trabecular vertical, cuyas columnas transmiten las fuerzas entre ambos platillos vertebrales. Sin embargo, las trabéculas verticales tenderían a la incurvación (A), si no estuviese restringido su desplazamiento por la presencia de las trabéculas horizontales que unen a los puntales verticales y, por tensión, favorecen la dispersión radial de las fuerzas, confiriendo resistencia al cuerpo vertebral (B).

(Fig. 1.4). En las vértebras, la zona cortical del cuerpo es muy resistente, pero tiene mucho menos elasticidad. La resistencia del hueso esponjoso depende en gran medida de la DMO. La pérdida de hueso debida a la osteoporosis reduce exponencialmente la resistencia desproporcionada, de modo que una pérdida de masa ósea del 25% provoca una reducción de la resistencia de alrededor del 50%.¹⁹

Se ha establecido una intensa y continua correlación entre la DMO vertebral y el riesgo de fractura, sin un umbral definido para la DMO en el que se producirá el fracaso vertebral.¹⁹ La resorción ósea en la osteoporosis no es homogénea, sino que involucra principalmente a la mitad anterior de los cuerpos vertebrales.²⁰

Una vértebra puede verse afectada por fatiga de estrés tras la actuación de fuerzas de carga repetitivas individuales, siendo estas menores que si se aplicase una sola carga. Esta fatiga vertebral comienza con un daño óseo focal microscópico que se va extendiendo hasta el fracaso o colapso final.

En los ancianos, a causa del colapso degenerativo del disco, las fuerzas ya no se distribuyen de manera uniforme en los platillos vertebrales, por lo que las facetas posteriores asumen mucha más carga durante la postura erguida (Fig. 1.5). Esta relación estrés-blindaje de los elementos anteriores se piensa que favorece la pérdida ósea local y el debilitamiento estructural de la vértebra, ya que, según la ley de Wolff, los huesos adaptan su masa y su arquitectura en respuesta a la magnitud y la dirección de las fuerzas que habitualmente se aplican a ellos.²¹

De acuerdo con la teoría del "mcanostato", los huesos se debilitan cuando los picos de tensión y deformaciones dinámicas caen por debajo de un determinado umbral.²² Cuando la postura vertical, fuera de la relación de carga, va seguida por una flexión de la columna, se produce un aumento muy alto de las tensiones (hasta 300%) en los cuerpos anteriores debilitados.²¹ La exce-

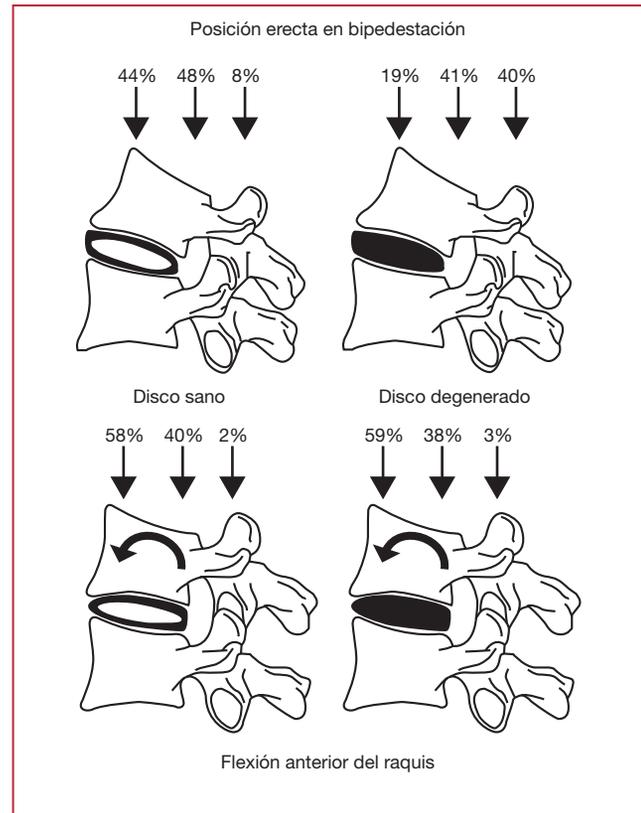


Figura 1.5. Efectos de la postura y la degeneración discal sobre el reparto de carga entre el cuerpo vertebral anterior, posterior y el arco neural. Los números se refieren a la media. Resultados para discos "Pfirrmann Grado 1" (sanos) y discos degenerados "Pfirrmann Grado 4". La degeneración del disco hace que el cuerpo vertebral anterior quede relativamente descargado en posición erecta, pero más sobrecargado cuando la columna vertebral se inclina hacia adelante.

siva disparidad de carga podría favorecer el colapso vertebral con acuñamiento de los cuerpos anteriores, lo que explicaría por qué esta región suele ser el sitio de fractura osteoporótica y que los movimientos de flexión hacia adelante producen la lesión con gran frecuencia.²¹

Las alteraciones regionales de la arquitectura trabecular del cuerpo vertebral reducen la capacidad de la absorciometría dual de rayos X (DEXA) y este hecho permite evaluar el posible riesgo de fractura. En un estudio de muestras de columnas intactas se encontró que la mejor forma de predecir la resistencia de los cuerpos vertebrales lumbares e identificar las vértebras en riesgo de fractura osteopénica, en un intervalo de edad amplio (19-79 años), era el producto de la DMO y el área del platillo vertebral, usando mediciones realizadas con TC.²³

Las fracturas del cuerpo vertebral modifican las propiedades mecánicas de la vértebra lesionada, así como el disco y la vértebra adyacente. El hundimiento del platillo vertebral provoca la despresurización del núcleo del disco adyacente, induciendo un aumento de las cargas de compresión tanto en el anillo, principalmente, posterior al núcleo, como en el arco neural. La técnica de

vertebroplastia percutánea tiene como objetivo revertir estos efectos, restableciendo la rigidez y la resistencia de un cuerpo vertebral lesionado y doloroso, la presión normal en el disco adyacente y el reparto de la carga entre el cuerpo vertebral y el arco posterior.²⁴

Luo *et al.* determinaron en segmentos de movimiento de un cadáver que al inyectar un volumen de cemento se afecta a la distribución de tensiones dentro de la vértebra fracturada y entre la vértebra afectada, las vértebras adyacentes y el disco.²⁵ Sin embargo, sólo un pequeño volumen de cemento (13% del llenado volumétrico del cuerpo) era suficiente para reducir el hundimiento del platillo vertebral y normalizar la distribución de la presión intradiscal bajo carga. Para estabilizar plenamente el hueso trabecular dañado e igualar la distribución de tensiones entre el cuerpo vertebral y el arco neural eran necesarias cantidades mayores de cemento (25% de llenado promedio).²⁵ Sin embargo, la restauración biomecánica de la transferencia de cargas a la vértebra adyacente podría aumentar el riesgo de nuevas fracturas en los niveles adyacentes.

En un análisis retrospectivo de una cohorte de 147 pacientes tratados con vertebroplastia o cifoplastia se encontró que los factores más predictivos de todos los posibles factores de riesgo de una nueva fractura adyacente eran la edad, el sexo, la DMO, la ubicación de la vértebra tratada, la cantidad de cemento óseo que se inyecta, el grado de colapso, el patrón de distribución del cemento, la modalidad de tratamiento, la fuga de cemento en el espacio discal, la fuga de cemento en el espacio discal intervertebral (que concentra cuantiosamente las tensiones de carga) y la evolución de la osteoporosis.²⁶

Discos intervertebrales

Debido a su peculiar estructura, el disco combina las propiedades de tensión-resistencia de un ligamento con las propiedades de compresión-resistencia típicos del cartílago articular. El disco se comporta como un ligamento para permitir y controlar los complejos movimientos tridimensionales de la columna vertebral, la compresión vertical y la distracción, la flexoextensión, la flexión lateral y la rotación axial. Las fibras más externas del anillo son el primer controlador de los micromovimientos anormales de un segmento normal. De hecho, las discectomías experimentales causan un aumento significativo en los movimientos, especialmente, en los de flexoextensión.²⁷

Al comportarse el núcleo como un cilindro de presión, el disco es también el principal amortiguador de las tensiones mecánicas transmitidas durante los movimientos de la columna. Cuando el disco se somete a cargas simétricas, el núcleo transmite las cargas en todas las direcciones, alejando los platillos vertebrales. Si las cargas

son excéntricas, tienden a desplazarse hacia la región de presión más baja, poniéndose las fibras del anillo en tensión. Los movimientos de flexión lateral inducen tensión y compresión máxima en los lados opuestos de las capas más exteriores del anillo, junto con un abultamiento en el lado de compresión y un estiramiento en el lado de tracción.

Durante la rotación axial, el disco experimenta fuerzas de cizallamiento torsional en la mitad de las fibras de la corona circular que participan (paralelo a la dirección de giro) hasta una eventual delaminación. El comportamiento biomecánico del núcleo joven sano es homogéneo e isotrópico, igual en todas sus partes y todas las direcciones: cualquiera que sea la posición espacial de la columna vertebral, la carga se transmite de manera uniforme en los platillos vertebrales, evitando cualquier concentración focal.²⁸ Por el contrario, en el disco degenerado, el núcleo pierde sus propiedades como fluido, adoptando un comportamiento similar al de un sólido.

En contraste con el núcleo, la propiedad biomecánica fundamental del anillo es su alta anisotropía en tensión, que puede aumentar hasta 1.000 veces el módulo de tensión a lo largo de la alineación de las fibras de colágeno.^{28,29} Las propiedades de tracción circunferencial del anillo tampoco son homogéneas, siendo la parte anterior del anillo más rígida que la zona posterior y el anillo exterior más rígido que el anillo interior.³⁰

Cuando el disco sano se somete a una carga, se generan tensiones circunferenciales en el espacio anular, debido a la presurización del núcleo y a la resistencia de sus fibras al estiramiento y al abultamiento bajo compresión axial. Con la despresurización degenerativa del núcleo, las fibras de la corona circular ya no son empujadas hacia el exterior, pero si sometidas a compresión. Los cambios en las propiedades de absorción de tensiones que se producen con el envejecimiento y la degeneración del disco son relativamente pequeños en comparación con los cambios morfológicos. El núcleo pulposo trabaja principalmente en la ZN, soportando cargas axiales bajas, mientras que el anillo fibroso, más rígido, acepta una mayor proporción de cargas más altas.³¹ La estructura que fracasa primera con cargas de compresión elevadas es, por lo general, el platillo vertebral en lugar del disco.³²

El contenido de agua y el espesor del disco cambian continuamente durante las actividades diarias normales bajo las influencias opuestas de las presiones hidrostáticas y osmóticas.³³ Bajo carga, la presión hidrostática alta provoca una liberación gradual de agua fuera del disco, cuyo espesor disminuye hasta que es contrarrestado por la presión osmótica ejercida por los proteoglucanos, cuya concentración aumenta progresivamente.³³ En decúbito, la presión osmótica vuelve a introducir el agua en el disco. En el disco degenerado, la presión hidrostática reducida del núcleo desplaza las cargas de compresión

sobre el anillo interno, que se pliega hacia el interior con un aumento de las fuerzas de cizallamiento que favorecen las fisuras y la delaminación, tanto para la fatiga estructural como para el deterioro de la respuesta celular.

La disrupción del platillo vertebral y las hernias de Schmorl reducen drásticamente la presión del disco, acelerando la degeneración y la destrucción del *annulus*.

Facetas articulares

Las articulaciones facetarias cumplen dos funciones básicas: control de la dirección y amplitud de movimiento, y reparto de cargas.

Según el modelo de las tres columnas de Louis, existe una acción equilibrada y modular entre las columnas, de modo que las facetas articulares posteriores soportan un 0-33% de la carga, en función de la postura. En caso de hiperlordosis, la alta y prolongada carga y la degeneración del disco pueden elevar el porcentaje al 70%.³⁴ Al igual que en los cuerpos vertebrales, el aumento del tamaño de las facetas articulares compensa el incremento de su demanda funcional.

La simetría espacial de las facetas es un requisito esencial para el correcto funcionamiento: una asimetría mínima predispone a la inestabilidad y degeneración prematura de las facetas y los discos. La sobrecarga de las carillas articulares durante un tiempo prolongado, junto con los cambios degenerativos en los ligamentos posteriores, puede condicionar el desarrollo de una espondilolistesis degenerativa, en la que el factor predisponente es la orientación sagital de las articulaciones.³⁵

Los pacientes con facetas articulares inferiores estrechas e interlíneas articulares visibles en las radiografías AP, o con ángulos estrechos de las articulaciones facetarias en las imágenes de RM o TC, son propensos a desarrollar la espondilolistesis degenerativa.³⁶ Los ángulos de las articulaciones intervertebrales superiores a 45° con relación al plano coronal pueden tener 25 veces más probabilidades de desarrollar un deslizamiento degenerativo.³⁷

Se estima que del 15-40% de los casos de dolor lumbar crónico son causados por las facetas articulares lumbares, debido a las tensiones mecánicas y la deformación progresiva de las articulaciones con activación de los nociceptores.³⁸ El dolor inducido por la presión originada en las facetas y/o *annulus posterior* en la columna lumbar puede aliviarse con dispositivos interespinosos.

Ligamentos

Los ligamentos son los estabilizadores pasivos de la columna vertebral. La acción estabilizadora de un ligamento no sólo depende de su fuerza intrínseca, sino, también, y en mayor medida, de la longitud del brazo de palanca a través del cual actúa, la distancia entre la inserción ósea, el punto de aplicación de la fuerza y el eje de

rotación del cuerpo vertebral. Es decir, el punto de apoyo situado en la parte posterior del cuerpo vertebral gira en cualquier movimiento. Un ligamento muy fuerte, con un brazo de palanca corto, puede contribuir a reducir más la estabilidad del segmento vertebral que un ligamento menos fuerte pero con un brazo de palanca más largo, que tiene una ventaja mecánica. Los ligamentos interespinoso y supraespinoso que se encuentran muy alejados del eje de rotación vertebral y trabajan con un brazo de palanca largo, se oponen a la flexión de la columna más que el ligamento *flavum*, que tiene un brazo de palanca más corto.³⁹ Al estar muy cerca del eje de rotación sagital de la vértebra, y ser intrínsecamente menos resistente, el ligamento longitudinal posterior tiene una doble desventaja mecánica.

Curvas fisiológicas

Las curvas sagitales fisiológicas de la columna vertebral representan la respuesta evolutiva a las necesidades de la posición erecta y de la marcha bípeda con un mínimo gasto energético.⁴⁰ La cifosis dorsal es la única curva sagital presente desde el nacimiento. Las lordosis cervical y lumbar se desarrollan con la bipedestación (posicionamiento de la cabeza) y al caminar, respectivamente.

Tanto en personas sanas como en pacientes con alteraciones patológicas, las curvas sagitales de la columna vertebral están reguladas por la geometría de la pelvis, que se expresa por diferentes parámetros: incidencia pélvica (IP), pendiente sacra (PS) e inclinación de la pelvis (Fig. 1.8).^{40,41}

La IP es un parámetro morfológico fijo que después del nacimiento se mantiene sin cambios en cada sujeto: no se produce ningún cambio en el equilibrio sagital, debido a la adaptación de otros parámetros espinopélvicos.⁴² Después de una fractura lumbar o toracolumbar, la cifosis local puede ser compensada por una hiperlordosis lumbar y, si es necesario, por una hipocifosis cervical, pero dentro de los límites impuestos por la geometría de la pelvis. A fin de mantener el tronco centrado sobre el eje de las cabezas femorales, un aumento de la PS provoca un aumento de la lordosis lumbar y de la cifosis dorsal, tanto en condiciones normales como patológicas. El concepto de mantenimiento del equilibrio de la columna global es de gran utilidad para orientar las opciones de tratamiento en traumatismos espinales, y en la corrección de grandes deformidades con desequilibrio sagital.

Las curvas fisiológicas de la columna vertebral también condicionan la respuesta de las fuerzas traumáticas. Debido a la cifosis, las vértebras de la columna torácica están distantes al eje que rige el balance anteroposterior del cuerpo (pasando a través de los conductos auditivos externos, los espacios intermedios C7-D1 y L5-S1 y el centro de la cabeza femoral) y se someten a cargas excéntricas. Las cargas axiales excéntricas, anteriores

a los ejes de rotación sagital vertebral, crean brazos de palanca y momentos de flexión en una dirección ventral o lateral. Éstos concentran las tensiones en la parte anterior de los cuerpos, favoreciendo la aparición de fracturas en cuña por compresión, mientras que todos los elementos posteriores al eje de rotación vertebral se alejan unos de otros.⁴³

En los segmentos lordóticos, las fuerzas vectoriales verticales pasan cerca o por el eje de rotación sagital de las vértebras, sin crear ningún apalancamiento o rotación. Las fuerzas se distribuyen de manera más uniforme en los platillos vertebrales, de acuerdo con la tercera ley de Newton: las fuerzas iguales y opuestas actúan sobre los platillos vertebrales, favoreciendo las fracturas centrales o de estallido.⁴³

Estabilización activa

Según Panjabi, los músculos y tendones proporcionan estabilización activa de la columna bajo el control del sistema nervioso, para asegurar principalmente la estabilidad en la ZN donde la resistencia al movimiento es mínima.¹²

Se necesita una acción muscular para estabilizar la columna vertebral durante la postura vertical, para levantar objetos y en las actividades de flexión. Sin los músculos, la columna vertebral sería muy inestable, incluso con cargas muy ligeras.^{12,38}

Los músculos se pueden dividir en flexores superficiales (recto abdominal, esternocleidomastoideo) y profundos (psoas) y extensores superficiales (cortos) y profundos (largos).

La función de los músculos multisegmentarios superficiales difiere de la de los músculos profundos unisegmentarios. Los músculos cortos (intertransverso, interespinoso, multifido), al ser pequeños y estar situados muy cerca de los ejes de rotación vertebral, actúan principalmente como transductores de fuerza, enviando respuestas de retroalimentación al SNC durante el movimiento, la carga y la posición de la columna vertebral.⁴⁴ Los músculos largos superficiales son los responsables de la generación de movimientos.

Los músculos erectores de la columna lumbar y los músculos abdominales oblicuos producen la mayor parte de las fuerzas necesarias para las tareas de levantamiento de objetos y en los movimientos de rotación, respectivamente. Estos músculos tienen inserciones limitadas sobre los segmentos de movimiento lumbar, mientras que los músculos multifidus actúan como estabilizadores dinámicos de estos movimientos.⁴⁴

Los músculos oblicuos y transversos del abdomen son principalmente flexores y rotadores de la columna lumbar, pero también la estabilizan, creando un cilindro rígido alrededor de la columna mediante el aumento de la presión intraabdominal y tensión de la fascia lumbodorsal.⁴⁵

La complejidad de la musculatura posterior excluye cualquier posibilidad de control voluntario sobre las unidades funcionales de movimiento a nivel segmentario. Aparte de las fuerzas externas (la gravedad), las cargas de compresión ejercidas sobre la columna vertebral se deben a la actividad muscular que se ha calculado mediante electromiografía y modelos matemáticos. El gran número de músculos, las actividades antagonistas complejas, la variabilidad de los lugares de inserción de la espina dorsal y los momentos de fuerza relacionados dificultan la determinación de la fuerza muscular y su contribución a la carga de la columna vertebral.

El SNC recibe entradas extensas de todas las articulaciones, los músculos y los tendones de cada UFV con el fin de regular y coordinar en tiempo y espacio la actividad muscular (Fig. 1.2).¹²

En caso de lesiones agudas o crónicas de los ligamentos, los discos, las cápsulas articulares y los mecanorreceptores que contienen se generan señales de transducción anormales y se envían al SNC, provocando una respuesta motora con alteración de la coordinación temporal y espacial.⁴⁶ A su vez, la alteración de la respuesta muscular aumenta la tensión mecánica de los componentes óseos de la columna vertebral y de las articulaciones, provocando una alteración de la respuesta de retroalimentación de las UFV y de los propios músculos (a partir de los husos musculares y los órganos tendinosos de Golgi) al SNC. Esto crea un círculo vicioso que en última instancia provoca inflamación, fatiga muscular y activación de los nociceptores con el inicio y la perpetuación del dolor (Fig. 1.6).⁴⁶

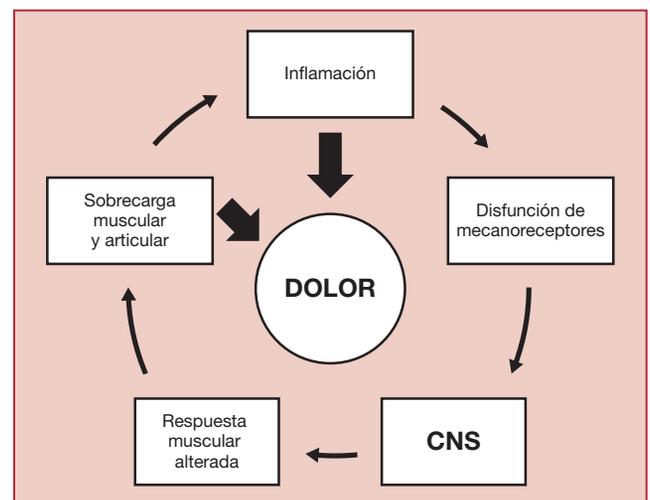


Figura 1.6. En caso de daño de los ligamentos, discos y cápsulas articulares, los mecanorreceptores que contienen producen señales hacia el SNC, lo que origina una alteración de la respuesta motora, que, a su vez, aumenta el estrés mecánico de los componentes óseos y articulares de la columna y provoca una respuesta de retroalimentación anómala. La disfunción consiguiente de las UFV y de los músculos implicados origina un círculo vicioso que, en última instancia, provoca inflamación, fatiga muscular y activación de los nociceptores, produciendo dolor agudo y/o crónico.

Schleip *et al.* sugieren que como la fascia toracolumbar es rica en sus tres capas en corpúsculos de Ruffini y Vater-Pacini, el daño de esta fascia podría estar implicado en la génesis del dolor crónico a través de la estimulación anormal del SNC. De hecho, los pacientes con dolor lumbar crónico muestran un retraso en la respuesta muscular y en el desplazamiento en la realización de movimientos voluntarios y menos control postural que los sujetos asintomáticos.⁴⁷

LA COLUMNA INESTABLE

En este capítulo se pretenden resumir los conceptos actuales sobre la estabilidad de la columna, centrándose en la base de la inestabilidad degenerativa, traumática y oncológica y en la forma en la que las diferentes modalidades de imagen pueden contribuir a su evaluación.

La inestabilidad degenerativa, traumática y neoplásica son causas importantes de dolor espinal y discapacidad. La inestabilidad degenerativa, en particular, se considera una causa frecuente de dolor agudo y crónico, axial y/o radicular, siendo una indicación frecuente de cirugía. Sin embargo, una definición precisa de la inestabilidad y el mejor método de diagnóstico siguen siendo materia de debate, lo que da lugar a cierta controversia sobre la elección del mejor tratamiento.

A pesar de que la RM es la modalidad de imagen más precisa para el estudio de la columna vertebral degenerativa, a menudo no es fiable para la evaluación de la ines-

tabilidad y de la fuente del dolor.⁴⁸ La RM en posición vertical es hoy día la herramienta de imagen más sofisticada para evaluar la inestabilidad, pero su alto coste dificulta su disponibilidad generalizada. Por tanto, las radiografías dinámicas convencionales siguen siendo la referencia de diagnóstico simple y las más ampliamente utilizadas (Fig. 1.7).⁴⁹

Las lesiones traumáticas de la columna afectan a una estructura compleja de componentes blandos y óseos con diferente susceptibilidad y potencial de curación. Esta complejidad aumenta la dificultad de clasificar los traumatismos y de evaluar la inestabilidad y la eficacia de los diversos tratamientos.

La radiología convencional no es muy adecuada para evaluar la estabilidad o inestabilidad de una fractura vertebral.⁵⁰ Los estudios de TC modernos consiguen reconstrucciones de alta resolución en cada plano espacial, pudiendo detectar incluso fracturas pequeñas que revelan lesiones potencialmente inestables. La radiología convencional y la TC sólo evalúan indirectamente las lesiones que afectan a los discos y a los ligamentos, y su valor para el pronóstico y el tratamiento es limitado. La RM es la única técnica de imagen que evalúa directamente y de manera rutinaria los cambios en partes blandas, pero su objetividad en la evaluación de la integridad de los ligamentos y la predicción de la inestabilidad mecánica sigue siendo controvertida.^{51,52} Incluso en el caso de los tumores espinales, la definición de inestabilidad, la restauración o el mantenimiento de la estabilidad

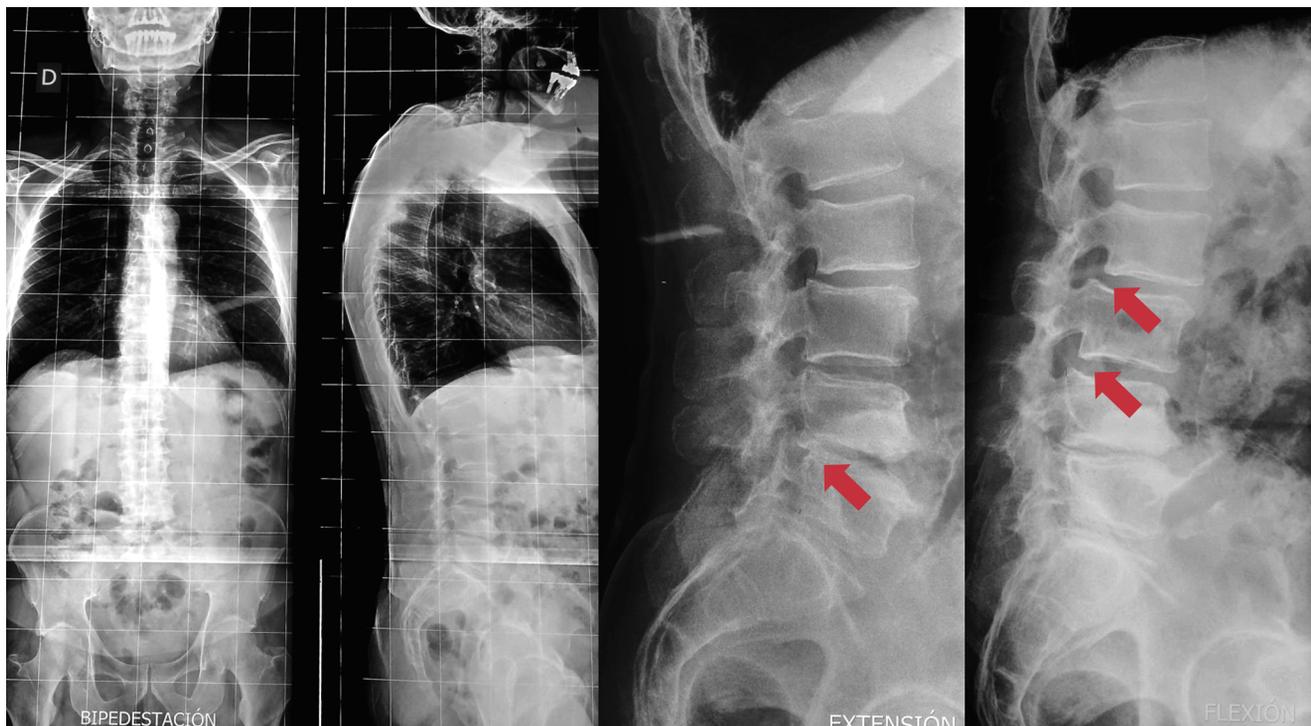


Figura 1.7. Varón de 68 años con enfermedad degenerativa lumbar multinivel, sin desequilibrio sagital. Las radiografías funcionales en flexión y extensión indican inestabilidad segmentaria con anterolistesis L2-L3 y L3-L4 en flexión (flechas) y retrolistesis L4-L5 en extensión (flecha).

espinal aún siguen en discusión y es uno de los principales objetivos en el manejo quirúrgico o conservador de los pacientes con enfermedad medular neoplásica.⁵³

Las implicaciones biomecánicas de los tumores espinales y los mecanismos de colapso vertebral neoplásico todavía no se conocen por completo. Recientemente, se ha propuesto un nuevo sistema de clasificación para definir la inestabilidad espinal neoplásica y dirigir el proceso de toma de decisiones.⁵⁴

Inestabilidad degenerativa

La degeneración vertebral representa un problema de salud pública y una enorme carga económica para la sociedad, ya que es una causa común de dolor radicular y axial y una indicación frecuente para la cirugía. La inestabilidad degenerativa ha sido definida como un cambio en las fuerzas vectoriales en las relaciones entre las UFV, generando movimientos anormales, desequilibrados y/o paradójicos.

Los fenómenos degenerativos iniciales, generalmente, a nivel discal, desencadenan trastornos del movimiento que, a su vez, aumentan las alteraciones biomecánicas óseas y articulares. La inestabilidad de una UFV se extiende primero centrífugamente a otras articulaciones del mismo nivel y, posteriormente, a los de segmentos adyacentes, dando lugar a una patología regional segmentaria.

El disco degenerativo sufre cambios bioquímicos y estructurales progresivos que alteran las propiedades biomecánicas. Mientras el disco se vuelve cada vez más fibroso, el espacio intermedio se colapsa progresivamente.⁵⁵ A consecuencia del colapso del disco, el anillo y los ligamentos se vuelven incompetentes e hipertróficos; se favorece así la estenosis del canal anterior, posterior y la subluxación vertical de los cuerpos vertebrales y la elevación de las facetas subyacentes superiores hacia los agujeros superiores hasta la aparición eventual de una neoartrosis en los pedículos.⁵⁸ La neoartrosis de las facetas promueve la aparición de osteofitosis, lo que finalmente aumenta la estenosis foraminal.⁵⁶

La inestabilidad no es un fenómeno de “todo o nada”, pues siempre está presente en diferentes grados y formas en la enfermedad degenerativa, condicionando sus síntomas y evolución. Kirkaldy-Willis y Farfan⁵⁷ distinguen tres fases principales biomecánicas y clínicas durante la evolución de la inestabilidad degenerativa, que originan la llamada “cascada degenerativa” pero sin una clara división.

Disfunción, inestabilidad y reestabilización

La primera fase es la llamada “disfunción” y está marcada por la aparición de dolor lumbar inespecífico, intermitente, que coincide con los cambios iniciales en los discos y las articulaciones facetarias. Durante la

segunda fase, de clara “inestabilidad”, la degeneración del disco es de grado intermedio y el estrechamiento del espacio del disco origina laxitud del anillo discal, cápsulas y ligamentos, que da lugar a un movimiento anormal del segmento vertebral hacia la anterolistesis o la retrolistesis. En esta etapa, el dolor se vuelve más persistente. A nivel lumbar, la inestabilidad segmentaria puede ser puramente un síndrome doloroso relacionado con el movimiento, sin lesiones óseas aparentes (microinestabilidad), en la que los patrones direccionales de movimiento se desarrollan con síntomas originados por un control muscular deteriorado o asociados a la antero-retrolistesis.⁵⁸

Se han descrito varios patrones de microinestabilidad: en flexión, extensión, flexión lateral y multidireccionales.⁶⁰ Desafortunadamente, la naturaleza direccional de la inestabilidad, bien definida para otras articulaciones, sigue siendo poco clara en la columna vertebral, ya que el movimiento es tridimensional e incluye movimientos asociados. El lugar y el tipo de daño en el segmento de movimiento vuelve a influir en el patrón de inestabilidad, pero la disfunción del movimiento tiende a ocurrir en múltiples direcciones.⁶⁰

La espondilolistesis se considera un tipo especial de inestabilidad, debido a que el grado de desplazamiento hacia delante puede progresar con el tiempo.⁶¹ La subluxación hacia delante es una de las principales patologías de las articulaciones posteriores, más común en L4-L5 y la retrolistesis es principalmente un trastorno del espacio del disco con mayor prevalencia en L3-L4.

La degeneración discal también puede provocar inestabilidad segmentaria y desplazamiento vertebral en el plano coronal. La listesis lateral y la angulación pueden estar asociadas con un acuñamiento lateral del cuerpo vertebral y la degeneración asimétrica de las articulaciones facetarias que pueden ser el origen de una escoliosis degenerativa.

En una columna inestable se pueden encontrar varios hallazgos en la imagen, como edema de placa terminal (cambios tipo Modic I), edema del istmo y del pedículo, estrechamiento o colapso del espacio discal, derrame articular o separación asimétrica de las articulaciones facetarias de más de 1 mm,⁶² quistes sinoviales, desgarros anulares, anterolistesis y retrolistesis.⁵⁷

Los cambios tipo Modic I son más comunes en casos de inestabilidad dolorosa y tienden a convertirse en tipos II-III, más estables, después de la fusión y pueden persistir o reaparecer en caso de pseudoartrosis. La asociación con la inestabilidad explica en parte por qué los cambios de tipo Modic I más graves (25-50% o más de la altura del cuerpo vertebral) se han considerado como valiosos indicadores de la patología discal sintomática con un valor predictivo positivo del 100%.⁶³

Los pacientes con espondilolistesis degenerativa tienen significativamente más frecuencia de derrames de

las articulaciones facetarias, siendo la anterolistesis en algunos casos proporcional al tamaño del derrame.⁶³ La asociación más significativa se puede encontrar en individuos con una anterolistesis de bajo grado intermitente y móvil. En términos generales, los mayores derrames de las facetes (> 1,5 mm) son muy predictivos de la espondilolistesis degenerativa en L4-L5. Un derrame de faceta > 1 mm seguiría siendo una indicación para realizar radiografías dinámicas que permitan diagnosticar una espondilolistesis degenerativa oculta que podría no ser detectada en posición supina.⁶³

Sin embargo, la especificidad y la relevancia clínica de estos hallazgos para el diagnóstico de la inestabilidad no son uniformes en todos los trabajos recogidos en la literatura.⁶⁴ Los hallazgos de imagen convencionales son sólo signos indirectos de inestabilidad y aunque la RM es la modalidad más precisa para el estudio de la columna degenerativa, la imagen convencional en decúbito no puede ser utilizada de forma clara para evaluar la inestabilidad y el dolor crónico.

Weishaupt *et al.*,⁶⁵ al estudiar a un grupo de pacientes con RM funcional, indicaron la existencia de un cambio en el diagnóstico en forma de hernia de disco, pinzamiento de la raíz o estenosis foraminal en el 26,3% de los casos, comparando la posición supina y la flexión; en el 22,4%, pasando de la posición supina a la posición de extensión y en el 28,2%, entre la flexión y la extensión.

Un deslizamiento inestable también dará lugar a la compresión de las raíces nerviosas en caso de inestabilidad degenerativa o espondilolistesis ístmica, ya que el agujero se estrecha cada vez más con el empeoramiento de la listesis y aumenta el atrapamiento de la raíz nerviosa ya comprimida.⁶⁶

Con la ayuda de la RM posicional en pacientes con espondilólisis y espondilolistesis, Niggemann *et al.* describieron una tercera forma de inestabilidad (además de la anterior y de las inestabilidades angulares), definida como posterior, no detectable por radiografías en flexo-extensión, debido a los movimientos en la hendidura espondilolítica.⁶⁶ Esta inestabilidad posterior puede desarrollar un espolón óseo en el foramen, en el ligamento flavum o un quiste que surge de la propia hendidura por compresión de la raíz nerviosa.⁶⁶

Como la degeneración de la columna progresa con el tiempo, en la fase final de "reestabilización" se produce fibrosis de las cápsulas articulares, formación de osteofitos, colapso discal y remodelación radial expansiva de los cuerpos vertebrales. Todo esto origina una reducción global de la movilidad y aumenta la rigidez.⁵⁷ Durante la reestabilización (evolución final del proceso degenerativo) pueden desaparecer la limitación funcional, la rigidez, la inmovilidad y el dolor espinal o puede volver a presentarse irritación o deteriorarse las estructuras nerviosas, produciendo más dolor y déficit de diversa gravedad.⁵⁷ La fase de reestabilización se asocia gene-

ralmente con hallazgos de imagen diferentes de los de la inestabilidad, como destrucción significativa del disco, osteofitos en garra alrededor de los macizos articulares,⁶⁷ cambios Modic tipo 1, esclerosis facetaria grave y neoartrosis entre las apófisis espinosas.⁶⁸ La ampliación radial en el plano horizontal del cuerpo vertebral entre dos discos intervertebrales adyacentes deteriorados también contribuye a la auto-estabilización del segmento de movimiento, pero puede aparecer en la estenosis del canal espinal central y de los recesos laterales.⁵⁶

Puede haber pseudoartrosis entre las apófisis espinosas de niveles vertebrales adyacentes (normalmente, L4-L5) por destrucción del disco intervertebral y espondilolistesis. Al menos, en las primeras etapas, las apófisis espinosas podrían tener una función de apoyo dinámico para las facetes articulares y el disco, formando una cuarta columna funcional (la columna extrema) para el soporte y transmisión de cargas, que tiende a bloquear adicionalmente el movimiento vertical de las facetes y el deslizamiento horizontal del cuerpo vertebral.⁶⁸

Igual que Kirkaldy-Willis y Farfan,⁵⁷ Murata *et al.* encontraron que los pacientes con dolor de espalda que se sometieron a las radiografías dinámicas y a la RM presentaban hiper movilidad lineal o angular asociada, con discos normales o sólo ligeramente degenerados e hipomovilidad en el caso de enfermedad avanzada del disco.⁶⁹

Puede existir una tendencia espontánea a la reestabilización incluso en caso de espondilolistesis, ya que su presencia no siempre implica inestabilidad real.^{57,70} El colapso del disco y los osteofitos pueden bloquear la progresión de deslizamiento, a menudo, con una mejoría secundaria del dolor. En efecto, a pesar de la opinión generalizada, la espondilolistesis no siempre se asocia a hiper movilidad. En el seguimiento realizado a los 10 años se encontró una progresión del deslizamiento sólo en el 30% de los casos y el 65% de los pacientes que no tenían problemas neurológicos inicialmente no empeoraron y pudieron ser tratados de forma conservadora.⁷¹ Desde que se produce el colapso del disco, la progresión de la listesis es menos probable. Sólo se recomienda una fusión instrumentada para prevenir la progresión de la listesis cuando la altura del disco es mayor de 2 mm.⁷²

Usando un sistema de RM abierta, McGregor *et al.* investigaron la cinemática de la columna lumbar degenerativa en 14 sujetos sanos y en 15 con espondilolistesis ístmica, sin detectar hiper movilidad angular o traslacional significativa en comparación con los individuos sin antecedentes de dolor lumbar.⁷⁰ La falta de hiper movilidad se atribuyó en parte a un posible aumento de la actividad en los músculos erectores de la columna y en los músculos multifidos que pueden estabilizar y reforzar la columna vertebral a nivel del defecto.⁷⁰

A pesar de que la RM en bipedestación combina las ventajas de la RM convencional y de las radiografías

funcionales, las imágenes dinámicas con un dispositivo de RM abierta presentan varios inconvenientes, como reducción de la relación señal/ruido debido a la menor intensidad del campo, las posturas limitadas que el paciente pueda tener sin moverse o experimentar dolor y la posible subestimación de la extensión de la enfermedad en la sedestación, en comparación con la posición de pie.⁴⁹ Sin embargo, cuando se sospecha una estenosis del canal espinal y los hallazgos de las RM y TC convencionales y los síntomas clínicos son discordantes, estarían recomendadas las imágenes de la RM dinámica para buscar un posible incremento de la estenosis del canal en función de la posición del paciente.⁴⁹ Comparando los resultados de la RM tradicional y la funcional en un pequeño grupo de pacientes, Smith detectó alteraciones sólo en los estudios dinámicos en el 52% de los pacientes, pudiendo realizar un tratamiento adecuado en todos los casos.⁷³

Los patrones de movimiento alterados tienden a evolucionar de una manera bastante estereotipada hasta la listesis degenerativa.⁶⁸ Desafortunadamente, las imágenes con carga axial no pueden reflejar los cambios posturales relacionados con el tono muscular y las cargas fisiológicas, ya que no son uniformes en los diferentes niveles.

La hipótesis de una estrecha relación entre los movimientos anormales y el dolor es la base de la cirugía de fusión y estabilización. La cirugía actualmente ofrece una variedad de técnicas y dispositivos que tienen como objetivo bloquear los movimientos anormales de la UFV considerados sintomáticos o para restaurar la estabilidad de la UFV mediante fijadores flexibles o una prótesis de reemplazo discal.

A pesar de las ventajas de la RM posicional o en bipedestación, las radiografías dinámicas siguen siendo la referencia que más se utiliza al plantear un tratamiento quirúrgico, debido a la facilidad de ejecución, la amplia disponibilidad y el menor coste.⁷ Se han propuesto varios métodos para evaluar la inestabilidad en las radiografías dinámicas. Las radiografías laterales en flexoextensión de la columna lumbar, una traslación anterior global de más de 4-5 mm en el plano sagital y una rotación global del plano sagital $> 15^\circ$ de L1-L2 a L3-L4, $> 20^\circ$ en L4-L5 y $> 25^\circ$ en L5-S1, desde la extensión a la flexión, parecen ofrecer un buen grado de precisión diagnóstica.⁷⁴

Lo más indicativo de la inestabilidad sería la progresión en el tiempo de la deformidad y las desalineaciones del raquis. A pesar de la aceptación común y del impacto clínico de estos signos radiológicos, el papel de las radiografías funcionales continua en debate, debido a varias limitaciones importantes, como escasa precisión y sensibilidad, falta de estandarización en los métodos de ejecución y mediciones técnicas, y amplia variabilidad individual de las características en movimiento y extensa superposición de patrones entre los sujetos sintomáticos y normales.⁷⁵ La posición óptima del paciente para

determinar el movimiento máximo de la columna lumbar también ha sido un tema de debate. Aunque muchos autores prefieren tomar mediciones en sedestación, otros utilizan el decúbito lateral o la tracción-compresión en lugar de la posición vertical clásica para maximizar el movimiento anormal.⁶⁰

Sea cual sea la movilidad del paciente, las radiografías simples funcionales sólo muestran las relaciones estáticas de la UFV en las posiciones de flexión y extensión máxima sin aportar datos sobre la calidad del movimiento en curso. Por esta razón, Brunton *et al.* afirmaron que la cinerradiografía era la técnica más precisa para el reconocimiento de la inestabilidad.⁷⁶ Kanayama *et al.* investigaron los patrones de movimiento cervical y lumbar en columnas normales y patológicas mediante la técnica cinerradiográfica. Estos autores observaron que los movimientos normales de los segmentos cervical y lumbosacro no ocurren simultáneamente, sino paso a paso, a partir de los niveles superiores y que se transmiten de una manera bien regulada hacia los segmentos más bajos.⁷⁷ En las columnas patológicas, sin embargo, el movimiento se inicia en los segmentos inestables. Por desgracia, actualmente, la cinerradiografía no se aplica sistemáticamente en clínica.

A pesar de todos los esfuerzos realizados en los últimos años, no existe un *gold standard* para el diagnóstico o una clara correlación entre los síntomas y las imágenes; los movimientos anormales y los discos degenerados están presentes a menudo en individuos asintomáticos. Por tanto, el modelo biomecánico y los hallazgos radiográficos deben estar siempre correlacionados con la historia clínica del paciente y el examen físico para establecer un diagnóstico de inestabilidad espinal.

Según Mulholland, la inestabilidad es a menudo un mito y, en consecuencia, la cirugía de fusión no es siempre la elección correcta.⁷⁸ En muchos casos, el dolor vertebral no está vinculado exclusivamente con alteraciones del movimiento, sino que incluye también una distribución irregular de las cargas entre las superficies articulares. De hecho, existe poca correlación entre la clínica y la imagen, y el dolor puede persistir incluso después de realizar fijaciones técnicamente satisfactorias o resolverse inesperadamente en casos de pseudoartrosis. La fijación más rígida no ha mejorado el control del dolor, pero las técnicas de estabilización flexibles parecen tener más éxito.⁸² De hecho, el dolor parece estar provocado a menudo por las tensiones de carga causadas por la postura o la contracción de músculos potentes, como los músculos erectores mientras realizan tareas de levantamiento de cargas, en lugar del movimiento en sí mismo.⁸²

Al igual que en otras articulaciones de carga, una alteración de la distribución de las cargas puede generar dolor en las terminaciones nociceptivas ampliamente presentes en los discos degenerados, los cuerpos verte-

brales y las carillas articulares. Los estabilizadores dinámicos proporcionan una solución intermedia entre el tratamiento conservador y la cirugía de fusión tradicional y con frecuencia permiten un abordaje mínimamente invasivo. Su acción general consiste en la redistribución de las cargas dentro de los segmentos de movimiento, eliminar o reducir cualquier concentración nociva y restaurar el rango normal de movimiento.

Inestabilidad traumática

Los traumatismos espinales afectan a una estructura compleja constituida por componentes blandos y óseos con diferente susceptibilidad traumática y potencial de curación. Esta complejidad dificulta la clasificación de los traumatismos, la evaluación de los resultados de la inestabilidad y del tratamiento. Sin embargo, a diferencia de la inestabilidad degenerativa, la relación entre los hallazgos de imagen y los síntomas clínicos tiende a ser más directa. La definición de la inestabilidad en las fracturas de la columna es un tema de investigación actual. Aunque las fracturas se dividen tradicionalmente en estables e inestables, todos los componentes contribuyen a la estabilidad de la columna vertebral. El daño en cualquier estructura de la columna da lugar a cierto grado de inestabilidad que, como ya hemos comentado, no es un fenómeno de “todo o nada”, mientras que la inestabilidad total es un fenómeno poco frecuente.

Diversos estudios biomecánicos han analizado las contribuciones de las estructuras óseas y blandas a la estabilidad de la columna vertebral y los efectos de los traumatismos. Denis⁷⁹ propuso un modelo formado por tres columnas verticales (Fig. 1.8): una columna anterior

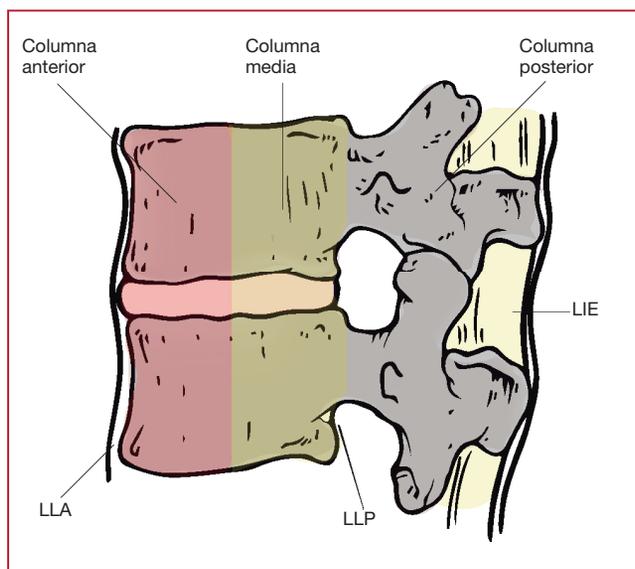


Figura 1.8. Concepto de estabilidad de la columna vertebral de Denis basado en 3 columnas: anterior, media o central y posterior. Este modelo hace hincapié en el papel clave de la columna central y el ligamento longitudinal posterior (LLP). Abreviaturas: LIE = ligamento interespinoso; LLA = ligamento longitudinal anterior.

que incluye las mitades anteriores de los cuerpos y discos y el ligamento longitudinal anterior (LLA); una columna central que incluye la mitad posterior de los cuerpos y discos con el ligamento longitudinal posterior (LLP) y la columna posterior, compuesta por los arcos neurales y del complejo ligamentoso posterior (CLP) que incluye los ligamentos supraespinoso (LSE) e interespinoso (LIE), los ligamentos flavum (LF) y las cápsulas articulares facetarias.⁷⁹

Denis, a partir de sus observaciones clínicas, llegó a la conclusión de que sólo el fallo simultáneo de dos columnas, al menos, origina situaciones de inestabilidad.⁷⁹ La columna central se convirtió en un elemento esencial para la determinación de la estabilidad de la columna.⁷⁹ Denis redefinió las fracturas por estallido como inestables, debido a los daños simultáneos de la columna anterior y de la central.⁷⁹ El modelo de Denis es útil para la evaluación de la inestabilidad en los principales mecanismos traumáticos que se producen en el hueso y en los tejidos blandos, siendo una de las referencias que más se aceptan en la actualidad.

Si bien se requiere una cantidad considerable de energía para producir la primera lesión en una vértebra, es suficiente una cantidad adicional relativamente pequeña para transformar una lesión inicialmente estable en una lesión inestable.⁸⁰ Desde el punto de vista clínico, sólo un pequeño traumatismo creciente es necesario para convertir una fractura estable, que requiere tratamiento conservador, en una fractura inestable que necesita estabilización quirúrgica.⁸⁰ Los tipos de lesiones que se producen en la columna cervical, torácica y lumbar difieren debido a la estructura segmentaria y a los mecanismos biomecánicos de fracaso.

Los traumatismos vertebrales con lesiones en la médula espinal tienen un fuerte impacto en la sociedad, así como en el individuo. La columna cervical es la parte más lesionada de la columna vertebral y las lesiones de la médula espinal cervical se producen en la mayoría de las fracturas inestables de la columna cervical.⁸¹ Sólo un tercio de las víctimas con traumatismo espinal presentan inicialmente déficit neurológicos.⁸² Un 10% de los pacientes con fracturas cervicales inestables clínicamente ocultas pueden desarrollar *a posteriori* alteraciones neurológicas.⁸³

Tradicionalmente, el planteamiento para la evaluación de la lesión aguda de la columna cervical se basa en radiografías convencionales. Sin embargo, éstas no son suficientes para evaluar la estabilidad de la fractura.⁴⁹ En una muestra de pacientes con lesiones de la columna cervical pudo apreciarse que las proyecciones laterales, AP y las odontoideas con boca abierta no consiguen diagnosticar el 61% de todas las fracturas, el 36% de las subluxaciones y luxaciones y dan falsos negativos en el 23% de los pacientes, la mitad de los cuales presentaban lesiones inestables.⁴⁹ Las radiografías laterales de

flexoextensión parecen ser eficaces en la fase aguda después de un traumatismo cerrado, pero hasta la fecha, no hay grandes estudios clínicos que identifiquen y validen definitivamente los criterios que permiten clasificar la inestabilidad debido a las variaciones de rango de movimiento entre los diferentes niveles del mismo sujeto, y en relación al género y la edad del paciente.⁸⁹ Sin embargo, ya que las lesiones ligamentosas puras de la columna cervical son raras, y durante la fase aguda pueden estar enmascaradas por el dolor de cuello y el espasmo muscular que limita el movimiento, las radiografías de flexoextensión añaden poco o nada a la evaluación de las lesiones inestables. Aunque una traslación sagital de más de 2 mm generalmente se considera relevante, no hay todavía una validación clínica de ese criterio radiológico.⁸⁴ En determinados casos, las radiografías simples dinámicas pueden ser más útiles para evaluar la inestabilidad crónica 2-4 semanas después del traumatismo.

La TC de alta resolución puede detectar las fracturas más pequeñas, tanto en la columna media como posterior, siendo capaz de revelar lesiones potencialmente inestables.⁸⁵ La TC permite hacer una evaluación excelente de la alineación vertebral y de la posición espacial de los fragmentos óseos desplazados y supera a la RM en la detección de fracturas que afectan al arco neural y a las articulaciones C0-C2.⁸⁵

En pacientes inconscientes es lógica la preocupación por detectar lesiones cervicales inicialmente ocultas en las imágenes radiológicas convencionales, y el riesgo de las radiografías dinámicas pasivas asistidos por un médico se considera demasiado alto. En una serie de 366 pacientes lesionados, la TC tuvo un valor predictivo negativo del 98,9% para las lesiones ligamentosas y un valor predictivo del 100% para las lesiones inestables de la columna cervical. Quedaron sin detectarse sólo cuatro casos de lesiones ligamentosas, ninguno de los cuales se calificó como inestable.⁸⁶

Wadhwa *et al.* evaluaron los resultados de la incorporación de la TC en flexoextensión al protocolo de evaluación del traumatismo en 77 pacientes con fuerte traumatismo cervical, obteniendo una sensibilidad del 100% para las lesiones clínicamente inestables y una mejor visualización de la unión cervicotorácica en comparación con los estudios realizados con radiografías dinámicas convencionales.⁸⁷

La TC es la modalidad de imagen preferida en pacientes politraumatizados graves debido a la mayor precisión y velocidad, ya que reduce la manipulación del paciente durante la "hora de oro" u hora crítica. A pesar de su mayor coste, la TC puede ser incluso más rentable que la radiografía convencional, ya que se hacen muchas radiografías simples imprecisas que podrían evitarse. La TC posee mayor sensibilidad a las fracturas tanto en la columna cervical como en la toracolumbar y puede evitar consecuencias fatales.⁸⁸

Las fracturas torácicas y lumbares por estallido a menudo producen un cambio brusco en la calidad de vida del paciente, que empieza a padecer un dolor persistente, y pueden ocasionar una pérdida funcional que provoca complicaciones crónicas con el paso del tiempo.⁸⁹ Las fracturas por estallido se caracterizan por el hecho de que afectan tanto a la columna anterior como a las intermedias. Daffner *et al.* indican la interrupción de la línea cortical del cuerpo vertebral posterior como una señal fiable en la predicción de una lesión en la columna central, con gran sensibilidad en las fracturas por estallido y en el caso de fracturas puras por estallido del 100%.⁹⁰ Para Ballock *et al.*, aproximadamente el 20% de las fracturas toracolumbares por estallido están clasificadas como fracturas simples de compresión en cuña, de modo que la TC está indicada incluso en caso de compresión del cuerpo vertebral y deformación leve.⁹¹ De hecho, un estudio comparativo demostró que dos tercios de todas las fracturas toracolumbares inestables no se detectaron por las radiografías convencionales, mientras que la sensibilidad de la TC alcanzó el 97,2%.⁹²

Una cuestión aún sin resolver es qué tipos de fracturas por estallido pueden ser tratadas de forma conservadora y cuáles deben ser tratadas con cirugía para evitar una cifosis postraumática. Los diferentes parámetros que se utilizan para evaluar el resultado final (radiológico, clínico y funcional) contribuyen más al debate sobre el tratamiento ideal de estas fracturas. Por otra parte, la mayoría de los estudios no han podido establecer una correlación entre el grado de estrechamiento del canal espinal y la gravedad del déficit neurológico, siendo la estenosis la causa que más se ha correlacionado con la probabilidad de disfunción neurológica.⁹³ Dado que los pacientes con estado neurológico normal y aquellos con déficit neurológico completo a menudo presentan un grado similar de reducción, en el momento del traumatismo habrá un mayor grado de desplazamiento de los fragmentos, causándose lesiones más graves.

Suele ser difícil utilizar el clásico concepto de las tres columnas de la inestabilidad para la división de las fracturas por estallido en lesiones estables e inestables.⁹⁴ Un estudio propone que las características radiológicas de inestabilidad mecánica en las fracturas por estallido son aumento del espacio interespinoso, cifosis de más de 20°, desplazamiento sagital, disminución de la altura del cuerpo de más del 50% y fracturas de las facetas. Sin embargo, las fracturas pueden ser inestables a pesar de la ausencia de estos síntomas, debido a la lesión de los ligamentos posteriores.⁹⁴

El abordaje quirúrgico de las fracturas por estallido puede ser anterior, posterior o combinado. No siempre evitan el empeoramiento de la cifosis toracolumbar ni garantizan un mejor resultado que el tratamiento conservador. Hasta la fecha, no hay una terapia óptima que consiga prevenir la cifosis progresiva después de una

fractura por estallido, la cual se produce gradualmente bajo tensiones fisiológicas debido a la influencia de la inestabilidad oculta persistente con síntomas relacionados con la pérdida de la alineación de la columna. Después de las fijaciones cortas posteriores se presentan con mayor frecuencia cifosis recidivante o fracaso de la instrumentación. En los últimos años se han llevado a cabo ampliamente estas intervenciones, ya que reducen la morbilidad y mejoran la flexibilidad residual de la columna vertebral, que es lo más importante en pacientes jóvenes.⁹⁵

El conocimiento del estado de los ligamentos posteriores es crucial para diseñar una estrategia de tratamiento adecuada, ya que los efectos desestabilizadores de las lesiones en los ligamentos posteriores pueden ser anulados con una fijación posterior en lugar de una anterior. La RM es la única técnica de imagen que evalúa directamente y de manera sistemática los cambios en los ligamentos. Lee *et al.* comprobó la exactitud de la RM en la detección de lesiones del LIE, LSE y LF (97%, 90,9% y 87,9%, respectivamente) y recomendó el uso sistemático de las secuencias sagitales T2 con supresión de la grasa.⁵² El LLA y el LLP son componentes fundamentales de las columnas anterior y media de Denis, respectivamente. A veces es imposible individualizarlos como estructuras separadas y visualizarlos de forma completa, por ejemplo, en el caso de la espondilosis, por lo que cualquier discontinuidad de la línea negra correspondiente no indica necesariamente pérdida de integridad.

Inestabilidad neoplásica

La restauración o mantenimiento de la estabilidad vertebral es un objetivo importante en el manejo quirúrgico o conservador de los pacientes con tumores de la columna vertebral. Sin embargo, la definición y el manejo de la inestabilidad en estos casos son temas muy controvertidos.⁵² El Grupo de Estudio de Oncología de Columna (*Spine Oncology Study Group, SOSG*) define la inestabilidad espinal neoplásica como la pérdida de la integridad de la columna vertebral asociada con dolor relacionado con el movimiento, deformidad sintomática o progresiva, y/o compromiso neural bajo cargas fisiológicas.⁵⁴

En la actualidad, no hay evidencias disponibles para evaluar el riesgo de inestabilidad de la columna, en el contexto de una enfermedad neoplásica, por lo que predecir el riesgo de una fractura patológica o el momento de un colapso sigue siendo un reto, incluso cuando las lesiones están bien caracterizadas por neuroimagen.⁵³

En el contexto de un déficit neurológico por compresión medular provocado por una enfermedad metastásica, el papel de la cirugía está bien establecido. Sin embargo, es importante reconocer en los pacientes sin déficit neurológico aquellas situaciones que son inesta-

bles o pueden producir una inestabilidad vertebral con la lesión neurológica consiguiente, para evitar un colapso vertebral inminente.

Los tratamientos conservadores pueden reducir la masa del tumor y promover el proceso de reparación con la calcificación u osificación en la lesión metastásica, pero no pueden proporcionar estabilidad inmediata de la columna, en los casos de un colapso inminente. En estos casos sólo se garantiza la estabilidad tras el tratamiento quirúrgico inmediato. Las indicaciones clínicas clásicas para la estabilización de las lesiones vertebrales son colapso vertebral mayor del 50%, afectación metastásica del pedículo, participación de una mitad del cuerpo vertebral o de los elementos anteriores y posteriores.⁹⁶ Sin embargo, hay pocas evidencias directas para apoyar estos criterios porque no hay estudios diseñados de forma específica para evaluar la historia natural de las enfermedades metastásicas de la columna vertebral.

En ausencia de un claro acuñamiento vertebral o deformidad, la inestabilidad segmentaria se sospecha cuando se manifiesta dolor mecánico o axial.⁵³ El dolor vertebral axial postural relacionado con la actividad es una característica importante de inestabilidad neoplásica, por lo que los criterios clínicos relacionados con los síntomas han sido utilizados como base del sistema de clasificación "NOMS" (neurológicas, oncológicas, inestabilidad mecánica, enfermedad sistémica).⁹⁷ Sin embargo, el dolor no puede ser el único factor en la definición de la inestabilidad oncológica y este sistema –que no tiene en cuenta los hallazgos radiológicos– no ha recibido validación en la actualidad.

El concepto de las tres columnas propuesto por Denis para fracturas de la columna no siempre es aplicable a los tumores, donde los patrones de destrucción ósea, la participación de los ligamentos, y las manifestaciones neurológicas son completamente diferentes y la calidad del hueso circundante y la capacidad de curar son generalmente bajas, por lo que es necesario usar un conjunto específico y diferente de criterios para la evaluación de la estabilidad.⁵³ Usando un modelo de regresión logística multivariante en 53 pacientes con columnas metastásicas, Taneichi *et al.* trataron de definir la probabilidad del colapso vertebral y el punto crítico del colapso inminente, detectando diferencias significativas en el tiempo y la incidencia de acuñamiento vertebral entre la columna torácica y la lumbar.⁹⁸ Si bien el factor predisponente más importante del colapso dorsolumbar y lumbar fue el tamaño del defecto lítico, expresado como porcentaje de ocupación del tumor, la destrucción de la articulación costovertebral resultó ser el factor de riesgo más importante en la columna torácica.⁹⁸ En caso de lesiones confinadas dentro del cuerpo vertebral, el colapso inminente ocurrió cuando la participación del cuerpo vertebral era del 50-60% en la columna torácica y del 35-40% en la toracolumbar y lumbar.⁹⁸ La

mayor resistencia al colapso de la columna torácica se debe a la integridad de la caja torácica, que amplía la dimensión transversal de la columna torácica, aumentando su momento de inercia y la rigidez de la columna vertebral frente a cualquier tipo de fuerza rotatoria. La destrucción de la articulación costovertebral favorece el acúñamiento vertebral más que la extensión del tumor metastásico dentro del cuerpo vertebral.⁹⁸ De hecho, los signos neurológicos a menudo preceden al dolor en la columna torácica, cuya estabilidad puede ser conservada hasta que la afectación tumoral progresa lo suficiente como para causar déficit neurológicos. Por el contrario, las metástasis cervicales y lumbares pierden estabilidad y son dolorosas incluso varios meses antes de la aparición del deterioro neurológico.

Dimar *et al.* investigaron los efectos combinados de la densidad mineral ósea y los defectos líticos en un estudio experimental de 54 muestras de columnas vertebrales de cadáveres, sometidas a una carga de compresión después de la perforación central de ambas cortezas y del hueso esponjoso, para simular mejor la acción destructiva indiscriminada del tumor.⁹⁹ El tamaño del defecto por sí solo no predecía de manera fiable el umbral crítico de fractura, pero su combinación con la densidad mineral ósea aportó un factor más preciso que sirve como índice de la estabilidad vertebral.⁹⁹

A efectos de la creación de directrices para la toma de decisiones clínicas en la inestabilidad de la columna neoplásica, el SOSG desarrolló la puntuación SINS (*Spine Instability Neoplastic Score*), basada en factores que incluyen la localización del tumor en la columna vertebral (rígido, semirígido, móvil y de la unión), la alineación de la columna entre el segmento de movimiento afectado por el tumor (normal frente a la subluxación o a la nueva deformidad evaluadas con radiografías seriadas o comparando las radiografías en decúbito supino y en posición vertical), la calidad del hueso lesionado (lítico, blástico frente a mixto), el grado de colapso del cuerpo vertebral, la participación de elementos posteriores (ninguno, unilateral o bilateral) y el dolor mecánico y/o postural.⁵⁴ En este sistema de puntuación, que va desde un mínimo de 2 y un máximo de 18, los hallazgos radiológicos que proporcionan la mayor contribución a la puntuación son la subluxación-traslación, el colapso vertebral con más del 50% y la participación del arco neural bilateral.⁵⁴ Las puntuaciones de 0-6 denotan "estabilidad", 7-12 indican "inestabilidad indeterminada" (posiblemente inminente) y 13-18 definen "inestabilidad". Los pacientes con puntuaciones SINS de 7-18 precisan de abordaje quirúrgico.⁵⁴ Después de más pruebas de validación, los SINS podrían convertirse en la primera referencia para guiar a los cirujanos de columna vertebral y a otros médicos en la atención al paciente y facilitar la comunicación entre los especialistas que se ocupan de los tumores primarios y secundarios del raquis.

APLICACIONES TERAPÉUTICAS

El conocimiento de los principios básicos de la biomecánica puede facilitar la comprensión de la etiología de las enfermedades de la columna vertebral y cómo contribuyen la parte ósea y los componentes blandos de la columna vertebral de forma individual y en conjunto a garantizar la estabilidad de la columna. Este conocimiento es obligatorio dado el continuo desarrollo de nuevas técnicas y dispositivos. Los experimentos mecánicos tanto en muestras humanas como de animales proporcionan mucha más información cuantitativa de la que puede obtenerse in vivo. Los datos experimentales obtenidos a partir de los estudios sobre la UFV o segmento móvil varían ampliamente debido a las complejas propiedades estructurales y materiales de las subestructuras de la UFV (no linealidad, viscoelasticidad, anisotropía y falta de homogeneidad), sus interacciones y sus cambios con el envejecimiento y la degeneración. La característica clave del buen funcionamiento de la UFV es la relación de carga/desplazamiento no lineal, ya que el esfuerzo requerido para el movimiento cambia significativamente en sus diversas fases.

La dificultad de evaluar la inestabilidad espinal plantea muchas preocupaciones en su tratamiento. La cirugía de fusión se basa en el supuesto clásico de que la inestabilidad implica un aumento de movimiento y, por tanto, de dolor en la columna. Si el movimiento se bloquea también se alivia el dolor.

Las principales desventajas de la cirugía de fusión en la inestabilidad degenerativa es que permanece una pérdida de movilidad y de la curvatura fisiológica, con un equilibrio sagital posiblemente deteriorado y una transferencia de mayores esfuerzos a los segmentos de movimiento adyacentes, lo que se conoce como "síndrome de transición" (Fig. 1.9). A la larga, podría también haber un fracaso de la instrumentación. Se ha observado enfermedad sintomática del nivel adyacente ("síndrome de la transición") a los 10 años en el 25 y 36% de los pacientes después de la fusión cervical y lumbar, respectivamente.^{100,101}

Estos problemas han dado lugar al desarrollo de nuevos sistemas de estabilización dinámica que tienen como objetivo neutralizar las fuerzas inadecuadas, restaurar la función normal de los segmentos espinales y preservar los segmentos adyacentes. Los estabilizadores dinámicos representan una nueva frontera del tratamiento de la columna vertebral degenerativa dolorosa y están siendo el foco de atención de los ingenieros biomédicos en los últimos 10 años, a pesar de la resistencia de muchos cirujanos de columna.

Estos dispositivos o estabilizadores dinámicos pueden estar anclados en los pedículos o simplemente a nivel interespinoso (Fig. 1.10). La función de los espaciadores interespinosos es proporcionar un desplazamiento



Figura 1.9. Síndrome de la transición o del disco adyacente en un paciente con dos intervenciones previas: fusión intersomática L5-S1 con cilindros BACK® (1ª cirugía) y fusión posterolateral L4-L5 con tornillos pediculares (2ª cirugía). El paciente vuelve a desarrollar un síndrome adyacente con anterolistesis en el nivel L3-L4.

posterior del segmento de movimiento del eje instantáneo de rotación (EIR) hacia la región de aumento de la rigidez y detrás de las facetas, reduciendo las cargas de compresión sobre la articulación facetaria durante la bipedestación y los movimientos de extensión.¹⁰² Entre los implantes interespinosos, los espaciadores rígidos o deformables clásicos de acción simple controlan esencialmente la extensión, lo que limita las tensiones de compresión en las facetas y el anillo posterior, mientras que los dispositivos de doble acción acoplan una banda

de tensión a un dispositivo interespinoso para controlar tanto los movimientos de flexión como los de extensión y también descomprimen mejor el anillo anterior, limitando el desplazamiento anterior normal del EIR vertebral durante la flexión de la columna.¹⁰²

Las indicaciones más apropiadas para los dispositivos interespinosos son la estenosis segmentaria foraminal y la espondilolistesis degenerativa o retrolistesis de grado I. Las indicaciones para el control del dolor discogénico están menos definidas, pero Swanson *et al.* apuntan una

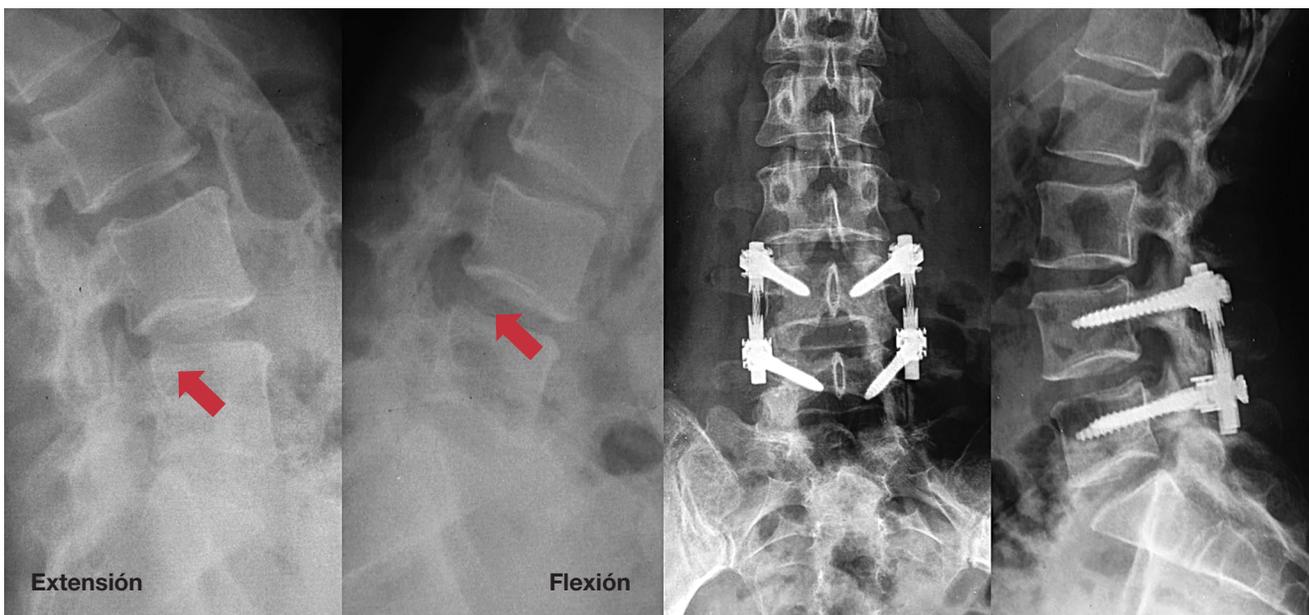


Figura 1.10. Inestabilidad segmentaria L4-L5 en una mujer de 34 años, tratada con un sistema de fijación dinámica con anclaje pedicular (Flex+®).

reducción significativa de la presión dentro del anillo posterior y del núcleo en muestras anatómicas después de la aplicación de los dispositivos interespinosos. Se espera que esta acción permita aliviar el dolor generado en los discos de las terminaciones nerviosas nociceptivas cuando son estimuladas por la distribución irregular de las presiones internas y las cargas anormales. La preservación de movimientos es crucial para promover el intercambio de nutrientes y productos de desecho desde y hacia el disco.¹⁰³

La evaluación de la estabilidad/inestabilidad de la columna sigue siendo un gran reto para los especialis-

tas. Un movimiento de la columna inestable puede ser anormal en calidad (patrones de acoplamiento anormal) y/o en cantidad (aumento de movimiento). La cirugía de fusión provoca la pérdida de la movilidad y la curvatura fisiológica y la transferencia de un aumento de las tensiones a segmentos de movimiento adyacentes. Los estabilizadores dinámicos proporcionan una solución intermedia entre el tratamiento conservador y la cirugía de fusión tradicional. Frecuentemente permiten un abordaje mínimamente invasivo y representan una nueva frontera en el tratamiento de la columna vertebral degenerativa dolorosa.¹⁰³

PUNTOS CLAVE

- La evaluación de la estabilidad vertebral es difícil porque no hay correlación entre datos radiológicos y hallazgos patológicos. Es prioritario para el tratamiento comparar sintomatología con imagen.
- Los estudios estáticos yacentes son insuficientes en pacientes con dolor vertebral mecánico.
- Existe una pobre correlación entre clínica de características mecánicas y estudios de imagen dinámicos.
- Cualquiera que sea el estudio diagnóstico, estático o funcional, siempre es obligatorio tener en cuenta los síntomas clínicos.
- La inestabilidad solo excepcionalmente es un fenómeno de “todo o nada”. La inestabilidad completa es rara.
- El TC es muy sensible para detectar lesiones potencialmente inestables. La RM sigue cuestionada en la evaluación de los ligamentos, la predicción de la inestabilidad mecánica y en las lesiones por estallido.
- La definición y manejo de la inestabilidad en la patología tumoral vertebral también son controvertidas. El problema fundamental es conocer el colapso inminente del cuerpo vertebral que sólo la cirugía puede prevenir.
- Se sigue avanzando en el conocimiento de la inestabilidad vertebral, pero todavía estamos lejos de conocer sus claves.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Haheer TR, O'Brien M, Kauffman D, *et al.* Biomechanics of the spine in sports. *Clinics in Sports Medicine* 1993;12:449-64.
2. Guillot M, Fournier J, Vanneville G, *et al.* Mechanics of the characteristic geometry of the human spine undergoing vertical pressure. *Revue du Rhumatisme et des Maladies Osteo-Articulaires* 1988;55:351-9.
3. White AA, Johnson RM, Panjabi MM, *et al.* Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1975;109:85-96.
4. Kirkaldy-Willis WH. Presidential symposium on instability of the lumbar spine. Introduction. *Spine* 1985;10:254.
5. White III AA, Panjabi MM. The basic kinematics of the human spine. *Spine* 1978;3(1):12-20.
6. Pope MH, Panjabi M. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine* 1985;10:255-6.
7. Dupuis PR, Yong-Hing K, Cassidy JD, *et al.* Radiological diagnosis of degenerative lumbar spinal instability. *Spine* 1985;10:262-76.
8. Boden SD, Wiesel SA. Lumbosacral segmental motion in normal individuals. Have we been measuring instability properly? *Spine* 1989;15:571-6.
9. Panjabi MM, Krag MH, White 3rd AA, *et al.* Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine. *Orthopedic Clinics of North America* 1977;8:181-92.
10. Louis R. *Chirurgia del rachide*. Padova: Piccin; 1989. pp: 67-9.
11. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* 1992;5:390-7.
12. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* 1992;5:383-9.
13. Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;13:371-9.
14. Oxland TR, Panjabi MM. The onset and progression spinal injury: a demonstration of neutral zone sensitivity. *Journal of Biomechanics* 1992;25:1165-72.
15. Kojima Y, Maeda T, Arai R, *et al.* Nerve supply to the posterior longitudinal ligament and the intervertebral disc of the rat vertebral column as studied by acetylcholinesterase histochemistry. I. Distribution in the lumbar region. *Journal of Anatomy* 1990;169:237-324.
16. McLain RF. Mechanoreceptor endings in human cervical facet joints. *Spine* 1994;19:495-501.
17. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, *et al.* New in vivo measurements of pressure in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999;24(8):755-62.
18. Bell GH, Dunbar O, Beck JS, *et al.* Variation in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcified Tissue Research* 1967;1(1):75-86.
19. Myers ER, Wilson SE. Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture. *Spine* 1997;22(24S):25S-31S.
20. Oda K, Shibayama Y, Abe M, *et al.* Morphogenesis of vertebral deformities in involutional osteoporosis: age-related,

- three-dimensional trabecular structure. *Spine* 1998;23:1050-5.
21. Pollintine P, Dolan P, Tobias JH, *et al.* Intervertebral disc degeneration can lead to "stress-shielding" of the anterior vertebral body. A cause of osteoporotic vertebral fracture? *Spine* 2004;29(7):774-82.
 22. Frost HM. Bone 'mass' and the 'mechanostat': a proposal. *Anatomical Record* 1987;219:1-9.
 23. Brinkmann R, Biggeman M, Hilweg D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine* 1989;14:606-10.
 24. Luo J, Skrzypiec DM, Pollintine P, *et al.* Mechanical efficacy of vertebroplasty: influence of cement type, BMD, fracture severity, and disc degeneration. *Bone* 2007;40:1110-9.
 25. Luo J, Daines L, Charalambous A, *et al.* Only small cement volumes are required to normalize stress distributions on the vertebral bodies. *Spine* 2009;34(26):2865-73.
 26. Rho YJ, Choe WJ, Chun YI. Risk factors predicting the new symptomatic vertebral compression fractures after percutaneous vertebroplasty or kyphoplasty. *European Spine Journal* 2012;21(5):905-11.
 27. Schulte K, Clark CR, Goel VK. Kinematics of the cervical spine following discectomy and stabilization. *Spine* 1989;14(10):1116-21.
 28. Elliot DM, Yerramalli CS, Auerbach JD. Biomechanics of the intervertebral disc. In: Slipman CW, editor. *Interventional spine*. Philadelphia: Saunders; 2008. pp. 827-38.
 29. Elliott DM, Setton LA. A linear material model for fiber-induced anisotropy of the annulus fibrosus. *Journal of Biomechanical Engineering* 2000;122: 173-9.
 30. Elliott DM, Setton LA. Anisotropic and inhomogeneous tensile behavior of the human annulus fibrosus: experimental measurement and material model predictions. *Journal of Biomechanical Engineering* 2001;123:256-63.
 31. Johannessen W, Cloyd JM, Connell GD, *et al.* Trans-endplate nucleotomy increases deformation and creep response in axial loading. *Annals of Biomechanical Engineering* 2006;34(4):687-96.
 32. Perey O. Fracture of the vertebral endplate in the lumbar spine: an experimental biomechanical investigation. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum* 1957;25: 1-101.
 33. Johannessen W, Vresilovic EJ, Wright AC, *et al.* Intervertebral disc mechanics are restored following cyclic loading and unloaded recovery. *Annals of Biomedical Engineering* 2004;32:70-6.
 34. Dunlop RB, Adams MA, Hutton WC. Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)* 1984;66(5):706-10.
 35. Varlotta GP, Lefkowitz TR, Schweitzer M, *et al.* The lumbar facet joint: a review of current knowledge: part 1: anatomy, biomechanics, and grading. *Skeletal Radiology* 2011;40: 13-23.
 36. Kim NH, Lee JW. The relationship between isthmic and degenerative spondylolisthesis and the configuration of the lamina and facet joints. *European Spine Journal* 1995;4(3):139-44.
 37. Boden SD, Riew DK, Yamaguchi K, *et al.* Orientation of the lumbar facet joints: association with degenerative disc disease. *Journal of Bone and Joint Surgery (American)* 1996;78-A:403-11.
 38. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spine instability. *Spine* 1995;20:887-900.
 39. Chazal J, Tanguy A, Bourges M, *et al.* Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *Journal of Biomechanics* 1985;18:167-76.
 40. Morvan G, Wybier M, Mathieu P, *et al.* Plain radiographs of the spine: static and relationships between spine and pelvis. *Journal de Radiologie* 2008;89:654-63.
 41. Vialle R, Levassor N, Rillardon L, *et al.* Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery* 2005;87:260-7.
 42. Benzel EC. *Biomechanics of the spine*. Stuttgart: Thieme-Verlag; 2003. pp. 29-42.
 43. Bogduk N. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum (3rd ed.)*. London: Churchill Livingstone; 1997. pp. 67-69.
 44. Gardner-Morse MG, Stokes IAF. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 1998;23:86-91.
 45. Panjabi MM. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal* 2006;15:668-76.
 46. Schleip R, Vleeming A, Lehmann-Horn F. Letter to the editor concerning "a hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction" (M. Panjabi). *European Spine Journal* 2007;16:1733-5.
 47. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, *et al.* Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 2000;25:947-54.
 48. Bram J, Zanetti M, Min K, *et al.* MR abnormalities of the intervertebral disks and adjacent bone marrow as predictors of segmental instability of the lumbar spine. *Acta Radiologica* 1998;39:18-23.
 49. Alyas F, Connell D, Saifuddin A. Upright positional MRI of the lumbar spine. *Clinical Radiology* 2008;63:1035-48.
 50. Poonnoose PM, Ravichandran G, McClelland MR. Missed and mismanaged injuries of the spinal cord. *Journal of Trauma* 2002;53:314-20.
 51. Lee HM, Kim HS, Kim DJ, *et al.* Reliability of magnetic resonance imaging in detecting posterior ligament complex injury in thoracolumbar spinal fractures. *Spine* 2000;15(2516): 2079-84.
 52. Flanders AE. Magnetic resonance imaging of acute spinal trauma. In: Schwartz ED, Flanders AE (editors). *Spinal trauma*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
 53. York JE, Gokaslan ZL. Instrumentation of the spine in metastatic disease. In: Errico TJ (editor). *Spine: state of the art reviews*, vol. 13. Philadelphia: Hanley & Belfus; 1999. pp. 335-50.
 54. Fisher CG, Di Paola CP, Ryken TC, *et al.* A novel classification system for spinal instability in neoplastic disease. An evidence-based approach and expert consensus from the Spine Oncology Study Group. *Spine* 2010;35(22): 1221-9.
 55. Modic MT, Masaryk TJ, Ross JS, *et al.* Imaging of degenerative disk disease. *Radiology* 1988;168:177-86.
 56. Jinkins JR. Acquired degenerative changes of the intervertebral segments at and suprajacent to the lumbosacral junction. A radioanatomic analysis of the non discal structures of the spinal column and perispinal soft tissues. *European Journal of Radiology* 2004;50(2):134-58.
 57. Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF. Instability of the lumbar spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1982;165: 110-23.
 58. Herkowitz HN. Spine update: degenerative lumbar spondylolisthesis. *Spine* 1995;20:1084-90.
 60. Park AL. Instability: clinical manifestations and assessment. In: Slipman CW, Derby R, Simeone FA, Mayer TG, editors. *Interventional spine an algorithmic approach*. Philadelphia: Saunders; 2008.

61. Penning L, Blickman JR. Instability in lumbar spondylolisthesis: a radiographic study of several concepts. *AJR American Journal of Roentgenology* 1980;134:293-301.
62. Chaput C, Padon D, Rush J, *et al.* The significance of increased fluid signal on magnetic resonance imaging in lumbar facets in relationship to degenerative spondylolisthesis. *Spine* 2007;32(17):1883-7.
63. Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, *et al.* Painful lumbar disk derangement: relevance of endplate abnormalities at MR imaging. *Radiology* 2001;218:420-7.
64. Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, *et al.* MR imaging of the lumbar spine: prevalence of intervertebral disk extrusion and sequestration, nerve root compression, end plate abnormalities, and osteoarthritis of the facet joints in asymptomatic volunteers. *Radiology* 1998;209:661-6.
65. Weishaupt D, Schmid MR, Zanetti M, Positional MR. imaging of the lumbar spine: does it demonstrated nerve root compromise not visible a conventional MR imaging? *Radiology* 2000;215:247-53.
66. Niggemann P, Kuchta J, Beyer HK, *et al.* Spondylolysis and spondylolisthesis prevalence of different forms of instability and clinical implications. *Spine* 2010;20:1-6.
67. Fujiwara A, Lim TH, An HS, *et al.* The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine* 2000;25(23):3036-44.
68. Cartolari R. Functional evaluation of the lumbar spine with axial-loaded computer tomography and cine ALCT. *Rivista di Neuroradiologia* 1997;10:569-84.
69. Murata M, Morio Y, Kuranobu K. Lumbar disc de generation and segmental instability: a comparison of magnetic resonance images and plain radiographs of patients with low back pain. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 1994;113:297-301.
70. McGregor AH, Anderton L, Gedroyc WM, *et al.* The use of interventional open MRI to assess the kinematics of the lumbar spine in patients with spondylolisthesis. *Spine* 2002;27(14):1582-6.
71. Matsunaga S, Ijiri K, Hayashi K. Nonsurgically managed patients with degenerative spondylolisthesis: a 10- to 18-year follow-up study. *Journal of Neurosurgery* 2000;93:194-8.
72. Matsunaga S, Sakou T, Morizono Y, *et al.* Natural history of degenerative spondylolisthesis: pathogenesis and natural course of the slippage. *Spine* 1990;15:1204-10.
73. Smith FW. Positional upright imaging of the lumbar spine modifies the management of low back pain and sciatica. Oxford: European Society of Skeletal Radiology; 2005.
74. Bernhardt M, White AA, Panjabi MM. Biomechanical considerations of spinal stability. In: Rothman RH, Simeone FA, editors. *The spine*. Philadelphia: WB Saunders; 1992. pp. 1167-96.
75. Leone A, Guglielmi G, Cassar-Pullicino VN, *et al.* Lumbar intervertebral instability: a review. *Radiology* 2007;245: 62-77.
76. Brunton FJ, Wilkinson JA, Wise KSH, *et al.* Cineradiography in cervical spondylosis a means of determining the level of anterior fusion. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume* 1982;64:399-404.
77. Kanayama M, Abumi K, Kaneda K, *et al.* Phase lag of the intersegmental motion in flexion-extension of the lumbar and lumbosacral spine. An in vivo study. *Spine* 1996;21:1416-22.
78. Mulholland RC. The myth of lumbar instability: the importance of abnormal loading as a cause of low back pain. *European Spine Journal* 2008;17: 619-25.
79. Denis F. The three columns spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 1983;8: 817-31.
80. Kifune M, Panjabi MM, Arand M, *et al.* Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries. *European Spine Journal* 1995;4:98-103.
81. Blakmore C, Linnau KF. Controversies in clearing the spine. In: Schwartz ED, Flandres AE, editors. *Spinal trauma imaging, diagnosis and treatment*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. pp. 63-70.
82. Fine PR, Kuhlemeier KV, DeVivo MJ, *et al.* Spinal cord injury: an epidemiologic perspective. *Paraplegia* 1979;17:237-50.
83. Reid DC, Henderson R, Saboe L, *et al.* Etiology and clinical course of missed spine fractures. *Journal of Trauma* 1987;27:980-6.
84. Knopp R, Parker J, Tashjian J, *et al.* Defining radiographic criteria for flexion-extension studies of the cervical spine. *Annals of Emergency Medicine* 2001;38(1):31-5.
85. Campbell SE, Phillips CD, Dubovsky E, *et al.* The value of CT in determining potential instability of simple wedge-compression fractures of the lumbar spine. *AJNR American Journal of Neuroradiology* 1995;16:1385-92.
86. Hogan GJ, Mirvis SE, Shanmuganathan K, *et al.* Exclusion of unstable cervical spine injury in obtunded patients with blunt trauma: is MR imaging needed when multi-detector row CT findings are normal? *Radiology* 2005;237: 106-13.
87. Wadhwa R, Shamieh S, Haydel J, *et al.* The role of flexion and extension computed tomography with reconstruction in clearing the cervical spine in trauma patients: a pilot study. *Journal of Neurosurgery: Spine* 2011;14:341-7.
88. Blackmore CC, Ramsay SD, Mann FA, *et al.* Cervical spine screening with CT in trauma patients: a cost-effectiveness analysis. *Radiology* 1999;212:117-25.
89. Altay M, Ozkurt B, Nuri Aktekin C, *et al.* Treatment of unstable thoracolumbar junction burst fractures with short- or long-segment posterior fixation in Magerl type A fractures. *European Spine Journal* 2007;16:1145-55.
90. Daffner RH, Deeb ZL, Rothfus WE. The posterior vertebral body line: importance in the prediction of burst fractures. *AJR American Journal of Roentgenology* 1987;148:93-6.
91. Ballock RT, Mackersie R, Abitbol JJ, *et al.* Can burst fractures be predicted from plain radiographs? *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume* 1992;74(B):147-50.
92. Wintermark M, Mouhsine E, Theurmann N, *et al.* Thoracolumbar spine fractures in patients who have sustained severe trauma: depiction with multi-detector row CT. *Radiology* 2003;227:681-9.
93. Meves R, Avanzi O. Correlation between neurological deficit and spinal canal compromise in 198 patients with thoracolumbar and lumbar fractures. *Spine* 2005;30(7):787-91.
94. Petersilge CA, Emery SE. Thoracolumbar burst fracture: evaluating stability. *Seminars in Ultrasound, CT and MR* 1996;17:105-14.
95. Knop C, Bastian L, Lange U, *et al.* Complications in surgical treatment of thoracolumbar injuries. *European Spine Journal* 2002;11(3):214-26.
96. Hammerberg KW. Surgical treatment of metastatic spine disease. *Spine* 1992;17:1148-55.
97. Placantonakis DG, Laufer I, Wang JC, *et al.* Posterior stabilization strategies following resection of cervicothoracic junction tumors: review of 90 consecutive cases. *Journal of Neurosurgery: Spine* 2008;9:111-9.
98. Taneichi H, Kaneda K, Takeda N, *et al.* Risk factors and probability of vertebral body collapse in metastases of the thoracic and lumbar spine. *Spine* 1997;22:239-45.
99. Dimar Jr JR, Voor MJ, Zhang YM, *et al.* A human cadaver model for determination of pathologic fracture threshold resulting from tumorous destruction of the vertebral body. *Spine* 1998;23:1209-14.

100. Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, *et al.* Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1999;81(4):519-28.
101. Ghiselli G, Wang JC, Bhatia NN, *et al.* Adjacent segment degeneration in the lumbar spine. *Journal of Bone and Joint Surgery* 2004;86(7):1497-503.
102. Bonaldi G. Minimally invasive dynamic stabilization of the degenerated lumbar spine. *Neuroimaging Clinics of North America* 2010;20(2):229-41.
103. Swanson KE, Lindsey DP, Hsu KY, *et al.* The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressure. *Spine* 2003;28:26-32.