

Biomecánica de la columna

R. C. Miralles*

Miralles RC. Spine biomechanics. Rev Soc Esp Dolor 2001; 8: 2-8.

SUMMARY

Human spinal cord is a rigid structure capable of supporting pressure, but also elastic, which allows a high degree of motility. These two concepts are opposite, but they have been experimented along evolution and the result has been an appropriate balance between both of them.

This balance, almost perfect, is achieved through muscle, aponeurotic and mixed (hydroaerial chamber) protective systems. When such spinal balance is lost and pain appears, these systems have to be reviewed and generally one or more failures are identified.

An updating of spinal biomechanics is justified by the need to understand the intervention mechanisms and their control. © 2001 Sociedad Española del Dolor. Published by Arán Ediciones, S.A.

Key words: Spinal cord. Biomechanics. Ergonomics. Innervation.

RESUMEN

La columna humana es una estructura rígida, que permite soportar presiones, y elástica lo que le da un gran rango de movilidad. Estos dos conceptos son contrapuestos, pero a lo largo de la evolución se han experimentado y el resultado es un equilibrio conveniente a las necesidades.

Este equilibrio, casi perfecto, se logra mediante los sis-

temas de protección musculares, aponeuróticos y mixtos (cámara hidroaérea). Cuando la columna deja de ser estable y aparece el dolor se deben revisar estos sistemas y normalmente se observa que alguno, o varios, están fallando.

Una actualización en biomecánica de la columna se justifica en función de las necesidades de comprender los mecanismos de intervención y su control. © 2001 Sociedad Española del Dolor. Publicado por Arán Ediciones, S.A.

Palabras clave: Columna. Biomecánica. Ergonomía. Inervación.

Si el dolor de espalda puede llegar a costar una pérdida de 67 millones de días de trabajo en el Reino Unido y una cantidad semejante en nuestro país, es un motivo suficiente para que intentemos comprender todos los mecanismos que pueden influir en este hecho. Empezaremos por tener una visión de cómo funciona la columna humana apoyándonos en los datos conocidos de biomecánica.

La biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas y su incidencia sobre el cuerpo humano. La anatomía nos muestra, en reposo y en un momento dado, las formas de una estructura pero la biomecánica nos permite comprender las fuerzas sobre estas estructuras y los efectos que ocasionan. Merle aclara: "La anatomía no es más que la visión momentánea de un largo proceso fisiológico que se sigue sin interrupción en los seres vivos". Pero es evidente que la biomecánica precisa del substrato anatómico sin el cual sería pura especulación.

La columna humana es una estructura mecánica experimentada durante la evolución y adaptada a la

* Hospital U. Sant Joan. Cirugía Ortopédica. Facultat de Medicina. Universitat Rovira i Virgili. Reus. Tarragona.

bipedestación que combina la rigidez de las vértebras y la elasticidad de los discos. Esta singular combinación le permite soportar importantes presiones y al mismo tiempo tener una amplia movilidad controlada en determinados planos.

Mecánicamente se entenderá mejor la columna si la observamos como tres pilares, uno grande anterior y dos pequeños posteriores. El pilar anterior está formado por la superposición de los cuerpos de las vértebras y los discos intervertebrales. Los pilares posteriores son las estructuras verticales del arco vertebral, articulación superior e inferior unidas por los istmos. El pilar anterior está unido a los dos posteriores a través de los pedículos que resultan ser estructuras de altísima resistencia. Sus dimensiones medias en la columna lumbar son de 6 mm en L1 a 16 mm en L5 de anchura y de 11 a 13 mm de altura.

Los dos pilares posteriores están unidos entre sí por las láminas. Entre ellos queda delimitado el agujero vertebral, que en el segmento lumbar, es amplio y en forma de triángulo equilátero. El conjunto de agujeros vertebrales superpuestos constituye el conducto raquídeo.

El cuerpo vertebral resiste muy bien las fuerzas de compresión a lo largo de su eje vertical gracias a la disposición de sus trabéculas. Las verticales unen los dos platillos vertebrales y las horizontales salen de ellos para atravesar el pedículo y dirigirse a las apófisis articulares y al arco posterior. Entre estos tres grupos queda una zona más débil formada por un triángulo de base anterior (Fig. 1) (1). Es decir, la porción anterior del cuerpo vertebral es menos re-

sistente que la posterior y en las lesiones por hiperflexión se hunde en este punto. Las corticales del cuerpo son muy finas y son responsables sólo del 10% de la resistencia de la vértebra (2). La resistencia media a la fractura por compresión de los cuerpos vertebrales oscila entre los 600 y los 800 kg. El cuerpo vertebral se fractura antes que el disco.

Esta resistencia disminuye con los años. Con una disminución de la masa ósea del 25% se disminuye su resistencia en un 50% (3). Es debido principalmente a la pérdida de uniones transversales entre las trabéculas longitudinales (4). La tasa de descenso del contenido mineral en el hueso es igual entre hombres y mujeres, aunque la mujer siempre presenta una tasa menor, siendo del 12% menos a la edad de 50 años (3). La densimetría ósea es un excelente sistema para valorar la evolución de la pérdida de la masa ósea.

El sistema se cierra mecánicamente con la presencia de la médula ósea que actúa como un cojín hidráulico y ayuda a mantenerlo en tensión.

El disco intervertebral es una estructura viscoelástica que hace de sistema amortiguador colocado entre dos vértebras. La viscoelasticidad es la capacidad que posee una estructura de recuperarse lentamente ante las deformaciones. El disco está formado por una estructura laminar periférica que precinta una sustancia hidrófila, el núcleo, y se encuentra cerrada por las placas cartilaginosa superior e inferior adheridas a los cuerpos vertebrales (Fig. 2) (1).

El núcleo es una masa de proteoglicanos capaz de retener gran cantidad de líquido y representa el 30-50% de la superficie del disco en sección transversal. Los discos están preparados para absorber presiones por lo

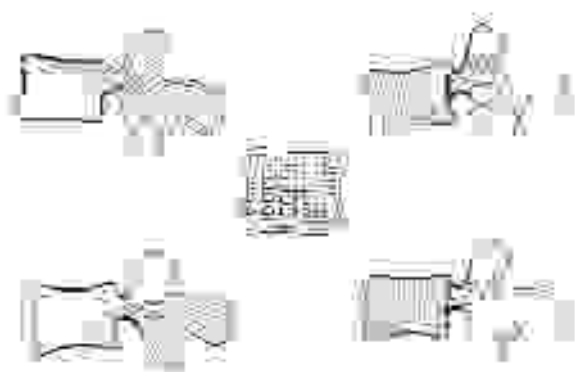


Fig. 1.—Las trabéculas verticales y horizontales del cuerpo vertebral forman un enrejado denso con una zona frágil en la porción anterior (tomado de RC Miralles: Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson S.A., 1998) (1).

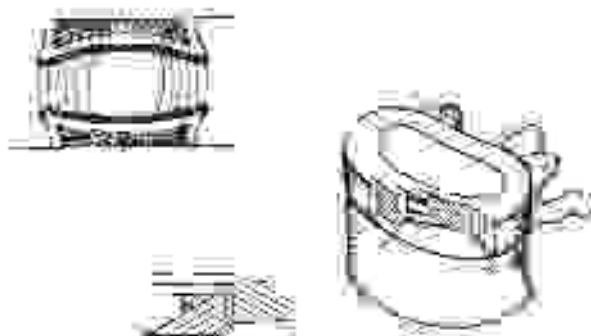


Fig. 2.—Las 7-8 capas de anulus presentan la fibra de colágeno a 30° de inclinación, pero con una orientación inversa en cada capa (tomado de RC Miralles: Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson S.A., 1998) (1).

que poseen un 60-90% de agua. Entre el 20 y el 30% de la altura en la columna sana es debido a la separación que los discos ejercen sobre los cuerpos vertebrales. Es más alto al nacer y tiene tendencia a disminuir con la edad (5). Entre el descanso y la bipedestación se producen cambios de altura del 1% de la talla (2% en los niños y 0,5% en personas de 70-80 años) debidos a la hidratación y deshidratación del disco, más marcada en los discos sanos. La disminución de la talla se produce en las primeras cuatro horas de estar en pie. Sucede lo contrario en las primeras horas del descanso. Este fenómeno fue evidenciado en los astronautas no sometidos al efecto de la gravedad (6).

Los movimientos, y especialmente el ejercicio, favorecen la nutrición del disco, las vibraciones y el tabaquismo lo disminuyen.

El *ánulus* resiste mal las fuerzas de cizallamiento y muy bien las fuerzas de compresión y tracción. Esta capacidad se pierde al disminuir la macroproteína del núcleo y sus enlaces, en lo que clínicamente se denomina de generación del núcleo. El anillo también se degenera perdiendo cohesión entre sus capas laminándose como las capas de una cebolla. El pilar anterior es el de resistencia y amortiguación.

En un estudio anatómico de 600 discos se evidenció que el fenómeno de degeneración discal aparece en los varones en la segunda década y en las mujeres una década más tarde. A la edad de 50 años el 97% de los discos lumbares están degenerados y los segmentos más afectados son el L3-L4, L4-L5 y L5-S1 (7).

La tendencia que presenta el núcleo a herniarse por su zona posterolateral se debe a varios factores: menor resistencia del *ánulus* en la zona posterior y lateral, mayor protección por parte del ligamento longitudinal posterior en su zona posterior-media y desplazamiento del núcleo hacia atrás en los movimientos de flexión de la columna.

Está demostrado que las presiones verticales estrictas no lesionan el disco (8) ni pequeñas inclinaciones de 6° a 8° en cualquier plano le provocan fallos. A partir de los 15° de flexión el disco ya es lesionable (9). La aplicación de una fuerza vertical brusca hace que se comporte de forma rígida por efecto hidrostático y sobrepasa la resistencia de los cuerpos vertebrales, rompiéndolos. El contenido del núcleo emigra hacia el interior de la vértebra dando lugar a las hernias de Schmorl.

El mecanismo que más lesión puede producir es el de torsión, especialmente en los discos más bajos, que al mismo tiempo son más ovalados. Estos esfuerzos son absorbidos en un 35% por el disco intervertebral sano y en un 65% por las articulaciones, músculos y ligamentos. Farfan (10) demostró que, ante este

mecanismo, un disco sano tiene un 25% más de resistencia que un disco degenerado pudiéndose lesionar a partir de los 16° de rotación. Los discos menos ovalados (los más altos) tienen mayor resistencia.

En 1964 Nachemson (11) mide la presión intradiscal en vivo y posteriormente valora el aumento que sufre esta presión en diferentes posiciones de la columna. Observa que a 20° de flexión, sentado o de pie, la presión en el disco L3-L4 es superior al doble del peso del cuerpo y levantando un peso de 20 kg es tres veces el peso del cuerpo. Este trabajo es clásico y demuestra el efecto de los pequeños movimientos sobre las presiones que resiste el disco intervertebral. La presión sobre el disco disminuye un 20% si se utiliza la prensa abdominal (cámara hidroaérea).

Esta presión se modifica con las posturas. En discos sanos en decúbito es de 154 kPa (kiloPascuales), en bipedestación es 3,5 veces más y sentado 4,5 veces la presión que en decúbito (12). La posición de sentado es intrínsecamente peligrosa si no se guardan unas reglas de higiene postural (inclinación posterior de la columna y apoyo dorsal y lumbar).

La protrusión discal se ha reproducido en cadáveres realizando flexión e inclinación de la columna más una compresión axial de 15 a 60 kg. La zona más afectada es la L5-S1 cuando existe degeneración discal moderada (13). El anillo fibroso se desgarró a una presión de 250 kg y el disco se rompió completamente con 320 kg de promedio. En muchas ocasiones las presiones que soporta la columna al levantar un peso es de 700 kg. Es evidente que deben existir otros mecanismos para darle soporte.

El pilar posterior formado por la superposición de articulaciones e istmos es el punto de movimiento. Los istmos transmiten las presiones verticales y son puntos débiles que acostumbran a fracturarse por fatiga (espondilolisis).

Las articulaciones son de tipo sinovial con una cápsula articular perforada en sus extremos. En la literatura es frecuente encontrarlas con la denominación de "articulaciones en facetas, o facetarias" por su configuración plana o algo cóncavas en sentido cefalo-caudal. Las articulaciones lumbares altas están colocadas en sentido antero-posterior y esta inclinación, con respecto al plano transversal, va cambiando hasta ser frontales en los niveles más bajos. En cada nivel de la columna, ambas articulaciones deben presentar la misma inclinación. La observación clínica indica que existe un mayor riesgo de hernia de disco a medida que las articulaciones se hacen más frontales (14).

La orientación diferente a un mismo nivel, una articulación más frontal que la otra (Fig. 3), fue denominada por Putti "anisotropía articular" (15). Este

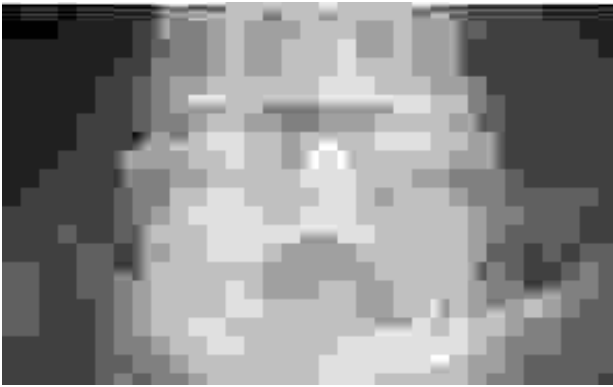


Fig. 3.—La anisotropía de las articulaciones interapofisarias provoca tanto la artrosis articular asimétrica como la laminación del anillo discal.

defecto de orientación provoca que en dicho nivel y en el superior se produzca una mayor rotación en cada movimiento de flexión. Se ha demostrado que a dicho nivel se produce una mayor laminación del anulus y, al sufrir la articulación más sagital una mayor presión, los procesos artrósicos son mayores (rotartrosis de Farfan). La dehiscencia del anulus favorece la aparición de hernias discales con una incidencia del 50% cuando existe anisotropía.

Las articulaciones interapofisarias son un excelente sistema de protección del disco intervertebral ya que reduce su posible movilidad a una cuarta parte (16).

También las articulaciones interapofisarias absorben parte de las presiones que recibe la columna, dependiendo del nivel y de la inclinación que tenga en cada momento. Esta asociación oscila entre el 9% en posición neutra y el 15% en extensión o hiperlordosis (17). En articulaciones artrósicas puede aumentar hasta un 47% (18).

Definimos como segmento móvil entre dos vértebras (Junghans) a todos los espacios entre ellas: disco intervertebral, agujero de conjunción, articulaciones interapofisarias y espacio interespinoso. Los movimientos aumentan o reducen la altura del segmento móvil. Brown (9) lo ha denominado unidad vertebral funcional.

El agujero de conjunción lumbar se abre un 24% en la flexión y se cierra un 20% en la extensión (19). En condiciones normales esto significa modificaciones del 50% de su área. Toda disminución de la altura de los discos también cierra los agujeros de conjunción. El problema se agrava al protruir el disco dentro del foramen cuando pierde altura.

La existencia de las curvas vertebrales aumenta su resistencia siendo proporcional al cuadrado del nú-

mero de éstas más uno. La existencia de tres curvas móviles representa un aumento de la resistencia de diez veces respecto a una columna recta.

Los sistemas estabilizadores pasivos de la columna son los ligamentos y el disco, y los activos los músculos. Entre los ligamentos de la columna uno de los más interesantes, en términos biomecánicos, es el ligamento amarillo. Su gran cantidad de fibras elásticas le da su color característico y le permite actuar como un resorte almacenando energía durante la flexión y posteriormente ayudando a los músculos durante la extensión. Su capacidad elástica le impide protruir dentro del canal en extensión cuando está en máxima relajación (20).

Otro ligamento importante es el supraespinoso. Por ser el que está más alejado del centro de movimiento vertebral, su brazo de palanca es el más largo y el que puede proporcionar una mayor resistencia a la tracción. En personas de más de 80 años se encuentra lesionado en casi un 90% (21). Por ello, en las cirugías de columna, se debe reconstruir de forma precisa.

El ligamento supraespinoso sirve de unión entre las porciones derecha e izquierda de la fascia dorsolumbar.

La columna con sus ligamentos intactos y sin músculos es una estructura muy inestable y se desequilibra al superar los 20 N (unos 2 kg) de presión (6). La musculatura no solamente es un elemento que da movilidad sino una gran estabilidad a la columna.

Un sofisticado elemento de estabilización es la "cámara hidroaérea" formada por el tórax y el abdomen (Fig. 4). Los fluidos que contienen se pueden comprimir mediante la contracción muscular y proporcionar una resistencia adicional a la columna. Al realizar un esfuerzo importante se cierra automáticamente la glotis y los esfínteres del periné, creando una presión positiva abdominal. La tensión de la musculatura abdominal comprime la cámara hidroaérea y convierte la columna dorsolumbar en una estructura mucho más rígida. La calidad de la musculatura abdominal marca la resistencia de la columna.

La aponeurosis abdominal y la fascia dorsolumbar están unidas y esta última se tensa por la contracción del dorsal ancho que se inserta en la parte proximal del húmero. Al realizar la aproximación de los brazos se tensan las estructuras lumbares en una curiosa conexión entre las extremidades superiores y la parte baja de la columna (Fig. 5).

Un complemento externo de estas estructuras son las fajas de tela como las que utiliza nuestra gente del campo o la del alterófilo. Estas fajas actúan como una cincha sobre la que se apoya la musculatura abdominal para ser más competente. De todas formas la



Fig. 4.—La cámara hidroaérea queda precintada con la contractura muscular y da rigidez a la columna (tomado de RC Miralles: *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Barcelona: Masson S.A., 1998) (1).

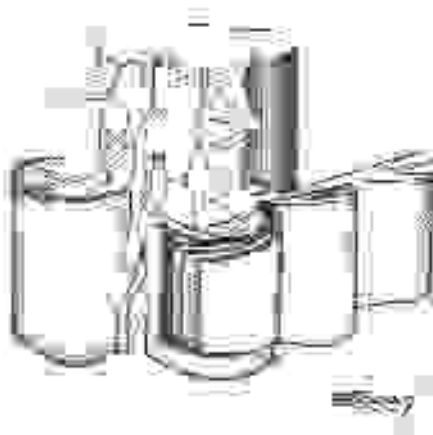


Fig. 5.—La aponeurosis toracolumbar se tensa mediante la contracción del dorsal ancho. Está en continuidad con la aponeurosis abdominal (tomado de RC Miralles: *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Barcelona: Masson S.A., 1998) (1).

mejor faja es una buena musculatura abdominal. Una disminución de un 10% de la función muscular representa un aumento de un 60% de la tensión que soporta los ligamentos posteriores (22).

La debilidad de la musculatura abdominal representa un desequilibrio posterior que aumenta la lor-

dosis. Esto sucede con la obesidad y durante el embarazo. Es imprescindible mantener bien equilibrados los dos grupos musculares realizando regularmente ejercicios isométricos.

En la flexión del cuerpo hacia delante solamente los primeros 40°-60° son debidos al movimiento de la columna mientras la pelvis permanece bloqueada por los músculos glúteos (23). El resto de la flexión se realiza a nivel de la articulación de la cadera.

Los nervios intrarraquídeos pueden ser comprimidos tanto por elementos duros (fragmentos óseos fracturados, osteofitos) como por estructuras blandas (disco herniado, ligamentos). En animales de experimentación es conocido que al ejercer una presión sobre los nervios periféricos superior a 30-50 mmHg se produce alteración de la circulación sanguínea, de la permeabilidad vascular y del transporte axonal. La función queda alterada si la presión persiste mucho tiempo. En animales (24) se demuestra que las raíces comprimidas con más de 200 mmHg durante más de cuatro horas no se recuperan desde el punto de vista sensitivo. Una compresión de 50 mmHg, independiente del tiempo que actúe, no produce ninguna alteración. Una presión de 100 mmHg durante dos horas produce una alteración de la conducción de un 43% pero se recupera en 40 minutos. La observación clínica confirma la alteración de las finas fibras sensitivas en primer lugar y, posteriormente, de las gruesas motoras.

La compresión sobre un nervio sano provoca parestesia, pero sobre un nervio inflamado provoca dolor.

La inervación de la columna corre a expensas del ramo posterior del nervio raquídeo y del nervio sinovertebral. El nervio sinovertebral de Luschka es un ramo recurrente del nervio raquídeo que sale del tronco común fuera del agujero de conjunción. Se dirige hacia dentro otra vez e inerva la cara posterior de los cuerpos vertebrales, el ligamento vertebral común posterior y las capas más periféricas del ánulus (25) (Fig. 6).

El ramo posterior del nervio raquídeo es la rama posterior del tronco común y mucho más pequeña que la anterior. A la salida del foramen se dirige hacia atrás y se divide en tres ramas: la medial que inerva las articulaciones interapofisarias y el arco posterior, la media los músculos y aponeurosis, y la lateral que es cutánea (26,27). Cada ramo medial inerva dos articulaciones (Fig. 7).

El ramo anterior del nervio raquídeo es grueso, se inclina hacia abajo y adelante formando el plexo lumbar; sus ramas se dirigen a la extremidad inferior inervándola de forma metamérica, sin dar ninguna inervación en el raquis.

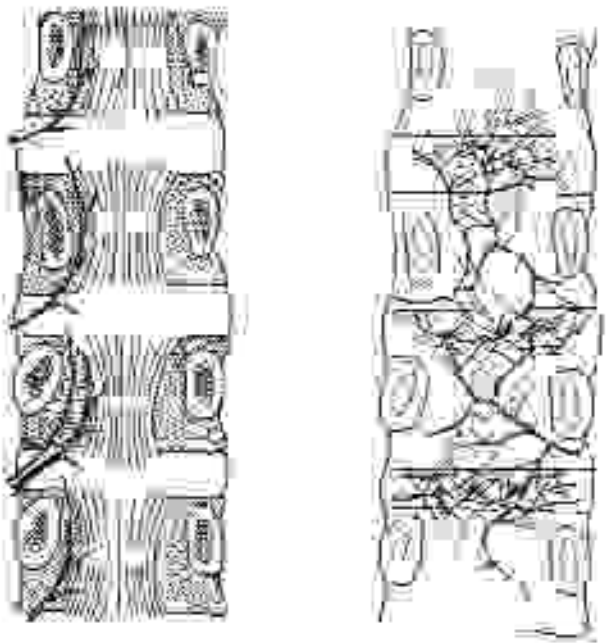


Fig. 6.—Distribución del nervio sinuvertebral de Luschka sobre la cara posterior de los cuerpos vertebrales y el ligamento vertebral común posterior.

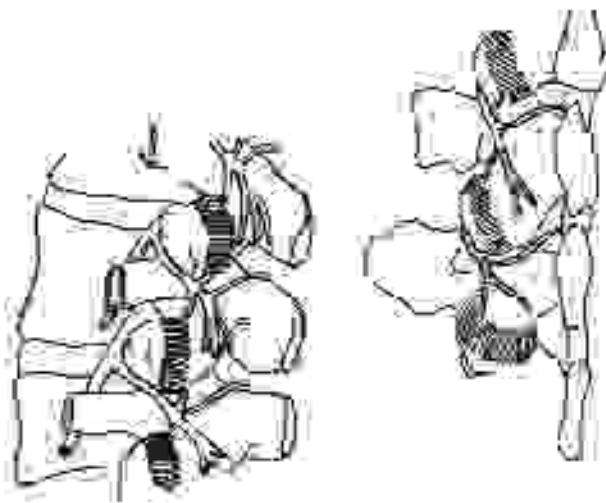


Fig. 7.—El ramo posterior del nervio raquídeo cuando se separa del ramo anterior se dirige hacia atrás e inerva las articulaciones interapofisarias, la musculatura paravertebral y la piel.

El hombre está más adaptado a la locomoción que a la posición erecta. La fatiga que se produce por estar de pie quieto se debe a esta falta de preparación mecánica. Podemos deducir, pues, que la columna no está diseñada exclusivamente para este fin y que le

resulta imprescindible un mínimo movimiento y preparación física para soportar las cargas acumuladas a lo largo de la vida.

CORRESPONDENCIA:

Rodrigo C. Miralles.
 Facultat de Medicina i Ciències de la Salut
 Departament de Medicina i Cirurgia
 Carrer Sant Llorenç, 21
 43201 Reus. Tarragona

BIBLIOGRAFÍA

1. Miralles RC. Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson SA, 1998.
2. McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, Goldberg RP, White M. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg* 1985; 67 A: 1206-1214.
3. Hansson TH, Keller TS, Panjabi MM. A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics. *Spine* 1987; 12: 562.
4. Bell GH, Dunbar G, Beck JS, Gibb A. Variation in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcif Tissue Res* 1967; 1: 75-86.
5. Panagiotacopoulos ND, Pope MH, Block R, Krag MH. Water content in human intervertebral discs. Part II. Viscoelastic behavior. *Spine* 1987; 12: 918-924.
6. Thornton WE, Hoffler JV, Rummel JA. Anthropometric changes and fluid shifts. *Proceedings of Skylab life sciences symposium*. Houston: L B Johnson Space Center, 1974.
7. Miller JA, Schmak C, Schulk AB. Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine* 1988; 13: 173-178.
8. Farfan HF. *Mechanical disorders of the low back pain*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973.
9. Brown T, Hanson R, Yorra A. Some mechanical test on the lumbo-sacral spine with particular reference to the intervertebral discs. *J Bone Joint Surg* 1957; 39 A: 1135-1164.
10. Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, Wells RV, Kraus H. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of the disc degeneration. *J Bone Joint Surg* 1970; 52 A: 468-497.
11. Nachemson A, Morris JM. In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg* 1964; 46 A: 1077-1092.

12. Quinell RC, Stockdale HR, Willis DS. Observations of pressure within normal discs in the lumbar spine. *Spine* 1983; 8: 166-169.
13. Adams MA, Hutton WC. Prolapsed intervertebral disc. A Hyperflexion injury. *Spine* 1982; 7: 184-191.
14. Farfan HF, Sullivan JD. The relation of facet orientation to intervertebral disc failure *Can J Surg* 1967; 10: 179-185.
15. Putti V. New conceptions in the pathogenesis of sciatic pain. *Lancet* 1927; 2: 58-60.
16. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg* 1967; 49 A: 247-262.
17. Lorenz M, Patwardhan A, Vanderby R. Load-bearing characteristics of human facets in normal and surgically altered spinal segments. *Spine* 1983; 8: 122-130.
18. Yang KH, King AI. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine* 1984; 9: 557-565.
19. Panjabi MM, Takata K, Goel VK. Kinematics of the lumbar intervertebral foramen. *Spine* 1983; 8: 348-357.
20. Nachemson AL, Evans JG. Some mechanical properties of the third lumbar inter-laminar ligament (ligamentum flavum). *J Biomech* 1968; 1: 211-220.
21. Chazal J, Tanguy A, Bourgues M, Gurel G, Escande G, Guillot M, et al. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech* 1985; 18: 167-176.
22. Kong WZ, Goel VK, Gilberston LG, Weinstein JN. Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics. A finite element study based on a two motion segments model. *Spine* 1996; 21: 2197-2207.
23. White M, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott, 1990.
24. Pedowitz RA, Rydevik BL, Hargens AR, Swenson MR, Myers RR, Garfin SR. Motor and sensory nerve root conduction deficit induced by acute graded compression of the pig cauda equina. *Trans Orthop Res Soc. Atlanta*, 1988.
25. Luschka H. *Die Halbgelenke des menschlichen korpers. Eine monographie*. Druck und Verlag, Berlin, 1858.
26. Bogduk N, Wilson AS, Tynan W. The human dorsal rami. *J Anat* 1982; 134: 383-397.
27. Haro Cervantes D. *Estudio anatómico y embriológico del ramo posterior de los nervios raquídeos y de las articulaciones interapofisarias en la columna vertebral lumbar humana*. Tesis Doctoral. Universidad Autónoma Barcelona, 1992.