

# Características de los movimientos intervertebrales y los cambios de presión intradiscal durante la manipulación de la columna lumbar: estudio de viabilidad

Jean-Yves Maigne, MD<sup>a</sup>, y François Guillon, MD, PhD<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Department of Physical Medicine. Hôtel-Dieu University de Paris

<sup>b</sup>The University Research Group on Spinal Biomechanics. R. Poincaré University Hospital de Garches. Francia

**Objetivos:** Poner de relieve los movimientos relativos de las vértebras y los cambios de la presión intradiscal durante 2 manipulaciones diferentes de la columna lumbar, en flexión o extensión, en 2 cadáveres sin embalsamar.

**Diseño:** Se introdujo un sensor de presión en el disco L3-4 del cadáver 1 y en el disco L1-2 o L4-5 en el cadáver 2. Se colocaron dos acelerómetros monoaxiales en cada una de las dos vértebras adyacentes (L3 y L4 en el cadáver 1, y L4 y L5 en el cadáver 2) para registrar la aceleración en el eje caudocraneal, y un acelerómetro biaxial para registrar la aceleración en el plano anatómico "horizontal".

**Contexto:** Estudio de laboratorio.

**Resultados:** Durante el empuje, se demostraron los movimientos intervertebrales relativos; los movimientos diferían según el tipo de manipulación (en flexión o extensión). La presión intradiscal aumentaba inicialmente y luego disminuía.

**Conclusiones:** Las manipulaciones de la columna lumbar tienen un efecto biomecánico sobre los discos intervertebrales, y producen un cambio breve pero intenso de la presión intradiscal. Este efecto, que difiere ligeramente con los diferentes tipos de manipulación estudiados, es consecuencia de los movimientos de las vértebras adyacentes.

**Palabras clave:** Presión intradiscal, dolor lumbar.

## Maigne JY, Guillon F. Highlighting of intervertebral movements and variations of intradiskal pressure during lumbar spine manipulation: a feasibility study

**Objectives:** To demonstrate relative movement of the vertebrae and variations in intradiskal pressure during 2 different lumbar spinal manipulations, in flexion or extension, in 2 unembalmed cadavers.

**Design:** A pressure sensor was inserted into the L3-4 disk in cadaver 1 and into the L-1-2 to L4-5 disks in cadaver 2. Two adjacent vertebrae (L3 and L4 in cadaver 1, and L4 and L5 in cadaver 2) were each equipped with 2 monoaxial accelerometers to record acceleration in the caudocranial axis and a biaxial accelerometer to record acceleration in the "horizontal" anatomic plane.

**Setting:** Laboratory study.

**Results:** During the thrust, relative intervertebral movements were demonstrated; movements differed with the type of manipulation (in flexion or extension). Intradiskal pressure initially increased, then decreased.

**Conclusions:** Lumbar spinal manipulations have a biomechanical effect on the intervertebral disks, producing a brief but marked change in intradiskal pressure. This effect, which differs slightly with the different types of manipulation studied, is the consequence of movements of the adjacent vertebrae.

**Key words:** Intradiskal pressure, low back pain.

Correspondencia:  
Jean-Yves Maigne.  
Department of Physical  
Medicine, Hôtel-Dieu  
University Hospital.  
1 Place du Parvis Notre-Dame.  
F-75004, París. Francia.  
Correo electrónico:  
y.maigne@htd.aphop-paris.fr

Recibido el 15 de julio de  
1999; en forma revisada  
el 7 de octubre de 1999.

Publicado en: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 2000;23(8):531-5. © 2000 JMPT.

## INTRODUCCIÓN

La manipulación de la columna es una modalidad terapéutica ampliamente utilizada para el tratamiento del dolor de espalda. Los trabajos recientemente publicados han puesto de manifiesto que la manipulación produce un efecto beneficioso en el dolor lumbar<sup>1</sup>. Sin embargo, el mecanismo a través del cual se alcanzan los resultados beneficiosos no se conoce. Shekelle<sup>2</sup> identificó cuatro efectos: 1) liberación de pliegues sinoviales atrapados; 2) relajación del músculo hipertónico mediante el estiramiento súbito; 3) rotura de adherencias articulares o periarticulares, y 4) rectificación de segmentos de movimiento que han sufrido un desplazamiento desproporcionado. Dado que el disco intervertebral es el principal componente del segmento de movimiento, las modificaciones de la presión intradiscal y los movimientos de las vértebras adyacentes en el momento del empuje manipulativo son aspectos importantes. En estudios realizados en cadáveres (con el empleo de agujas óseas introducidas en las apófisis espinosas de T10, T11 y T12), se demostró que el empuje se acompañaba de un movimiento relativo de las vértebras<sup>3</sup>. La conclusión lógica sería que este movimiento puede afectar a la presión intradiscal. Sin embargo, que nosotros sepamos, este efecto no se ha estudiado. No obstante, algunos autores han sugerido que una reducción de la presión en los discos puede desempeñar un papel en la manipulación de la columna lumbar<sup>4</sup> o cervical<sup>5</sup>.

El objetivo de nuestro trabajo fue estudiar la viabilidad de medir la presión intradiscal y los movimientos de las dos vértebras adyacentes durante el empuje manipulativo lumbar.

## MÉTODOS

En este estudio se utilizaron dos cadáveres sin embalsamar de individuos varones que habían fallecido menos de 7 días antes y que habían donado sus cuerpos para la investigación científica (tabla 1). Los cuerpos se habían mantenido a 4 °C y se llevaron al laboratorio al menos 2 h antes, a temperatura ambiente. Antes de realizar las pruebas, se obtuvieron radiografías de perfil de la columna lumbar, con objeto de asegurarse de que no hubiera ningún estrechamiento importante del espacio discal lumbar. Los discos estudiados en la prueba se extrajeron al final del experimento para comprobar la ausencia de degeneración, y se comprobó que correspondían al grupo 1 y grupo de 2 de Nachemson<sup>6</sup>.

## Preparación

Se accedió a la columna a través de una laparotomía. El cadáver 1 se instrumentó de la siguiente forma: se introdujo un sensor de presión intradiscal (EPI-127\*-14-SC; Entran, París, Francia) en el disco L3-4.

Su intervalo efectivo sellado era de 14 bar; su frecuencia de resonancia llegaba a 1,7 MHz y tenía compensación térmica. Según el fabricante, los errores de no linealidad e histéresis eran de alrededor de  $\pm 1\%$  de la escala. La superficie de percepción, de aproximadamente 1,3 mm<sup>2</sup>, estaba expuesta en el extremo de una aguja de 40 mm de longitud y 1,6 mm de diámetro externo.

Se introdujo el sensor hacia el centro del núcleo bajo control fluoroscópico, a través de una aguja externa de un diámetro exterior de 2 mm. El sensor se sujetó mediante esta aguja externa, que se apoyaba en la vértebra de debajo del disco estudiado. Se colocaron 3 acelerómetros (EGA 87-\*F-5-DM; Entran) en cada una de las 2 vértebras adyacentes al disco estudiado (L3 y L4).

Se trataba de acelerómetros de amortiguación de  $\pm 5$  g, con una anchura de banda de  $\pm 5\%$  entre 0 y 60 Hz, y una frecuencia de resonancia superior a 250 Hz. Los errores causados por la falta de linealidad y la histéresis eran de aproximadamente  $\pm 1\%$  de la escala.

Los acelerómetros se fijaron a un sopote metálico que se acopló de forma rígida en el cuerpo vertebral. Se colocaron dos acelerómetros monoaxiales en las caras laterales del cuerpo vertebral, uno a la derecha y otro a la izquierda. Con ellos se medían las aceleraciones a lo largo del eje caudocraneal "vertical" ( $A_{VR}$  y  $A_{VL}$ , respectivamente, para el acelerómetro del lado derecho y del lado izquierdo). Se colocó un acelerómetro biaxial en la cara anterior del cuerpo vertebral. Con él se midieron las aceleraciones dorsoventrales en el plano anatómico "horizontal", en ejes perpendiculares. Una medida se dirigió a la derecha ( $A_{HR}$ ) y otra a la izquierda ( $A_{HL}$ ; fig. 1). Este dispositivo registraba las aceleraciones lineales de cada una de las dos vértebras en tres direcciones perpendiculares; sin embargo, no permitía el cálculo de sus aceleraciones angulares y, por tanto, descartaba el cálculo del movimiento tridimensional de las vértebras.

El cadáver 2 se instrumentó de la misma forma, pero todos los discos intervertebrales lumbares de L1-2 a L4-5 se equiparon con sensores de presión, y los acelerómetros se fijaron a los cuerpos vertebrales de L4 y L5.

**Tabla 1.** Características de los sujetos

Sujeto	Edad (años)	Talla (cm)	Masa (kg)	Causa de la muerte	Días posmortem antes de la prueba (n)
1	49	167	61,5	Carcinoma esofágico	6
2	71	171	73	Ictus	6

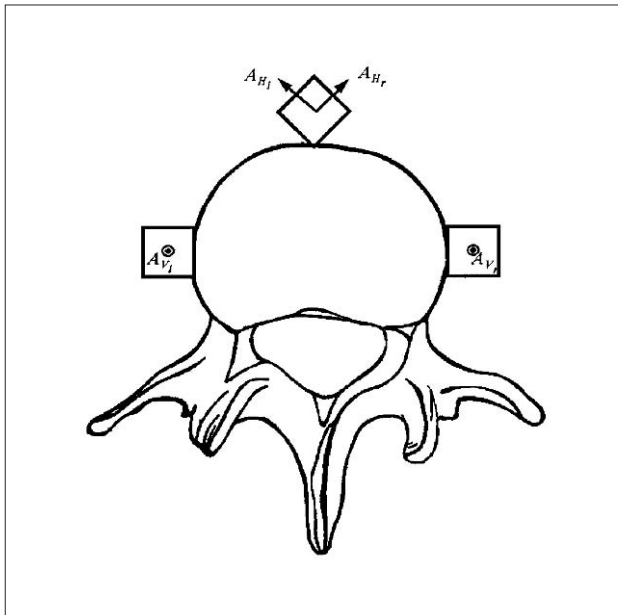


Figura 1. Disposición de los acelerómetros.

### Manipulaciones de la columna

Se colocaron a los cadáveres vestidos corporales y se dispusieron en una mesa rígida. Las dos manipulaciones estudiadas fueron maniobras de empuje lumbar osteopático, que se realizaron de la siguiente forma. Para la primera manipulación (manipulación en flexión; fig. 2), se colocó el cadáver sobre su lado derecho, con la cadera (derecha) de la parte inferior en muy ligera flexión. Se flexionó la columna lumbar. El antebrazo y la mano derechos del operador se aplicaban a la pelvis del cadáver, paralelamente al muslo izquierdo, mientras la mano izquierda llegaba a la zona de debajo del brazo del cadáver para sujetar el hombro y el tórax. El empuje se realizaba con la mano derecha del operador, girando la pelvis hacia abajo y aplicando indirectamente una torsión axial y tracción en la columna lumbar. Esta manipulación corresponde a lo que Bergmann et al<sup>7</sup> denominan “empuje-tracción (*push-pull*) espinoso” y a la “técnica de decúbito lateral básico en flexión” de Maigne<sup>8</sup>. En este estudio, se utilizó la denominación de *manipulación en flexión*.

Para la segunda manipulación (manipulación en extensión; fig. 3), se colocaba el cadáver sobre su lado derecho, pero con la cadera (derecha) de la parte inferior en extensión plena y con la espalda extendida. El antebrazo del operador se situaba perpendicular al plano de la espalda. El empuje era aplicado por la mano del operador, en ángulo recto con el eje de la columna. El objetivo era producir una rotación de la columna lumbosacra y forzar la extensión<sup>8</sup>.

Estas dos maniobras se emplean con frecuencia en medicina manual, para el tratamiento del dolor lumbar<sup>7,8</sup>. Se



Figura 2. Manipulación en flexión lumbar utilizada en este estudio.

realizaron dos manipulaciones en flexión y dos manipulaciones en extensión, en cada cadáver; el número total de pruebas fue de ocho.

### Análisis de los datos

El análisis se limitó al empuje, que obligaba a recalibrar a 0 después del tensado y antes de cada empuje, con objeto de compensar los efectos de la fase preparatoria de tensado. Los valores registrados correspondían, pues, a variaciones relativas, y no absolutas. Las señales se condicionaron (con un filtro de bajo paso a 50 Hz) y se digitalizaron a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. El análisis de los datos se realizó sobre las variaciones de la presión intradiscal y el módulo de las resultantes de las aceleraciones verticales vertebrales en la dirección caudocraneal ( $\vec{R}_V$ ) y en el plano “horizontal” ( $\vec{R}_H$ ).

$$\begin{aligned} \vec{R}_V &= (\vec{A}_{VR} + \vec{A}_{VL})/2 \\ \vec{R}_V &= (\vec{A}_{VR} + \vec{A}_{VL})/2 \rightarrow \vec{R}_H = (\vec{A}_{VR} + \vec{A}_{VL})/2 \text{ y} \\ \vec{R}_H &= A^2_{HR} + A^2_{HL} \rightarrow \vec{R}_H = \sqrt{A^2_{HR} + A^2_{HL}} \end{aligned}$$

La diferencia entre el módulo de las resultantes de la aceleración en la dirección caudocraneal vertical ( $D_V$ ) y en el plano horizontal ( $D_H$ ), entre las vértebras situadas por encima (a) y por debajo (b) del disco examinado, aportaba información acerca del movimiento relativo intervertebral:

$$D_V = R_{Va} - R_{Vb} \text{ y } D_H = R_{Ha} - R_{Hb}$$

### RESULTADOS

Tan sólo cinco de las ocho pruebas realizadas aportaron datos analizables de todos los canales de presión y aceleración (tabla 2). En las otras tres pruebas, los registros de uno o varios canales presentaron a veces saturación por el grado del movimiento.

Se observó un aumento, seguido de una disminución de la presión intradiscal, y ello fue precedido de variaciones en las aceleraciones, indicativas de un movimiento relativo de las vértebras adyacentes. Esta diferencia entre el ini-



**Figura 3.** Manipulación en extensión lumbar utilizada en este estudio.

cio del movimiento relativo y el aumento de la presión, medida en dos manipulaciones en flexión, fue de 12 ms y 28 ms, respectivamente.

### Presión intradiscal

El inicio de las variaciones de la presión intradiscal fue rápido (menos de 200 ms) con las manipulaciones en flexión, y más lento (400-700 ms) con las manipulaciones en extensión. Se observó un aumento de presión durante la primera fase del empuje (valor medio,  $0,5 \pm 0,17$  bar), seguido de una disminución de la presión durante la fase tardía (valor medio,  $0,65 \pm 0,2$  bar; figs. 4 y 5).

### Movimientos vertebrales relativos

El cálculo de la diferencia entre el módulo de las resultantes de la aceleración de cada vértebra mostró variaciones para los ejes vertical y horizontal, que indicaban un

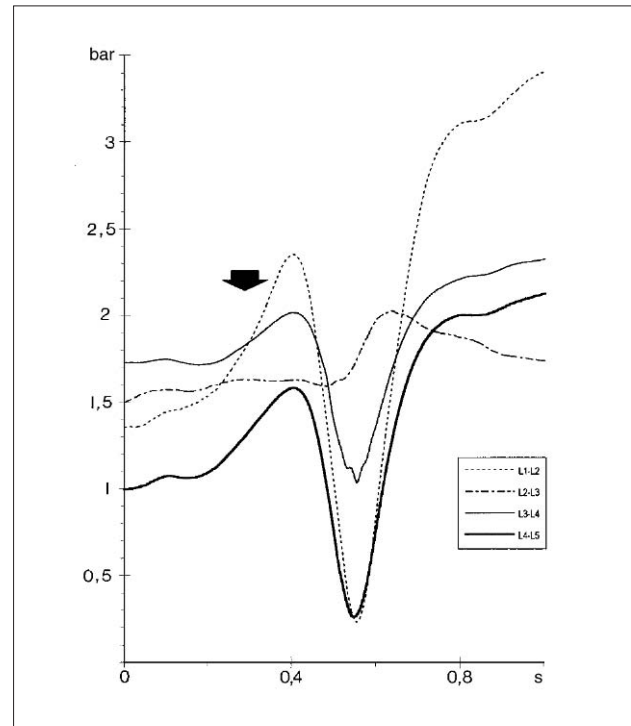
**Tabla 2.** Número de pruebas (manipulaciones de la columna lumbar) que produjeron datos analizables

Cadáver	Manipulaciones en flexión (n)	Manipulaciones en extensión (n)
1	1	1
2	2	1

**Tabla 3.** Aceleraciones relativas ( $m$  por  $s^2$ ) entre L3 y L4 (cadáver 1), y L4 y L5 (cadáver 2), en el plano horizontal y a lo largo del eje vertical, durante las manipulaciones en extensión o flexión

	Cadáver 1 Extensión <sup>a</sup>	Cadáver 1 Extensión <sup>b</sup>	Cadáver 2 Flexión <sup>a</sup>	Cadáver 2 Flexión <sup>b</sup>	Cadáver 2 Extensión <sup>a</sup>
Aceleraciones relativas en el plano horizontal	8,73	2,45	3,53	3,43	2,45
Aceleraciones relativas a lo largo del eje vertical (caudocraneal)	0,29	0,69	2,45	1,86	0,88

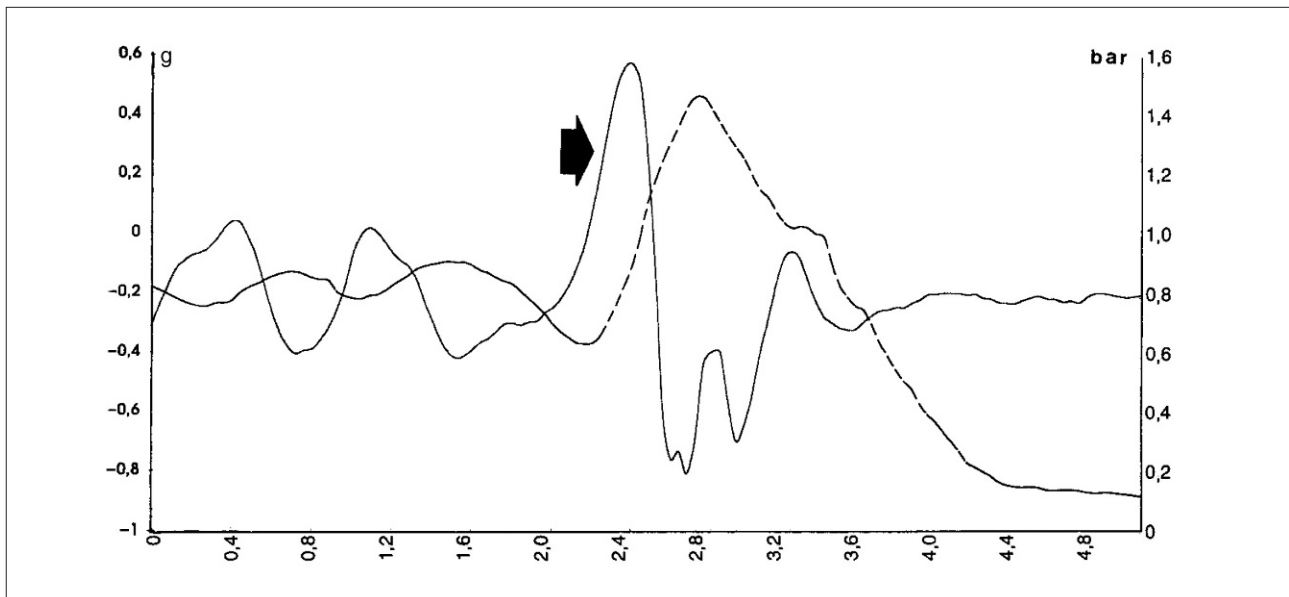
<sup>a</sup>Primera prueba; <sup>b</sup>segunda prueba.



**Figura 4.** Variación de la presión intradiscal durante un empuje manipulativo (maniobra en flexión, cadáver 2). La flecha negra indica el inicio del empuje, según los datos del acelerómetro. Las curvas indican variaciones y no valores absolutos.

movimiento relativo de las vértebras adyacentes (tabla 3; fig. 5). Para la manipulación en flexión, las diferencias del módulo de las resultantes de la aceleración vertical y horizontal mostraron variaciones similares. Para la manipulación en extensión, la diferencia del módulo de la resultante de la aceleración horizontal fue mayor que la de la vertical, lo cual indica que estaban afectados predominantemente los movimientos vertebrales en el plano horizontal.

La estimación del movimiento relativo entre L4 y L5 (cadáver 2) durante el empuje de una manipulación en flexión se realizó mediante doble integración de la diferencia del módulo de las resultantes de la aceleración caudocraneal.



**Figura 5.** Aceleraciones (entre L3 y L4) y variación de la presión intradiscal (disco L3-4) durante un empuje manipulativo (maniobra en flexión, cadáver 1). Línea continua: aceleraciones en el plano horizontal. El máximo (flecha) indica el inicio del empuje. Línea discontinua: presión intradiscal. Eje vertical, izquierda: aceleración (en g); derecha: presión intradiscal. Eje horizontal: tiempo (en s).

neal ( $D_V$ ). Los resultados indicaron que L4 y L5 se movían la una hacia la otra (se aproximaban) durante el aumento de presión y se separaban al disminuir la presión. El valor máximo de la aproximación vertebral (entre el inicio y el final del empuje) fue de 1,1 mm.

## DISCUSIÓN

Nuestro estudio indica que es posible identificar variaciones de la presión intradiscal y un movimiento relativo de las vértebras adyacentes durante el empuje manipulativo en el cadáver.

La ausencia de tono muscular no se consideró un problema importante. Las manipulaciones de la columna se realizan *in vivo* en pacientes relajados. Triano y Schultz<sup>9,10</sup> señalaron la ausencia de respuesta mioeléctrica durante diversas manipulaciones lumbares en voluntarios sanos, y llegaron a la conclusión de que el efecto biomecánico de la manipulación podía considerarse completado antes de que se pudiera producir respuesta muscular protectora alguna. Lee et al<sup>11</sup> llegaron a conclusiones similares. Además, la sensación física percibida por el operador en nuestro estudio fue similar a la percibida en el paciente vivo, cuando está relajado.

La deshidratación del núcleo puede afectar a los valores de presión medidos. Obviamos este problema trabajando en cadáveres completos, en vez de en piezas de columna aisladas. Además, se ha demostrado<sup>12</sup> que 24 a 36 h después de la muerte puede observarse una redistribución del líquido dentro del disco; como resultado de la modifica-

ción del patrón de carga vertebral, el contenido de líquido del núcleo aumenta. Este fenómeno puede compensar en parte la deshidratación que se produce en los días siguientes a la muerte.

Las técnicas de registro y cálculo utilizadas en este estudio no permitían obtener valores totalmente exactos de la aceleración (ya que ésta variaba muy rápidamente) o datos del movimiento vertebral (que tuvo que calcularse a partir de las aceleraciones medidas). Sin embargo, estamos convencidos de que la señal de presión se registró de manera exacta y precisa, puesto que la presión variaba más lentamente.

Nuestro estudio se realizó en dos cadáveres, con series completas de registro en tan sólo cinco manipulaciones. En consecuencia, no hemos podido realizar un análisis estadístico de reproducibilidad. Aunque éste es ciertamente un punto débil de nuestro estudio, debe señalarse que los resultados obtenidos fueron uniformes.

## Presiones intradiscales

Que nosotros sepamos, en la literatura no hay datos sobre la presión intradiscal durante la manipulación. Nachemson y Morris<sup>13</sup> demostraron que la presión en el núcleo estaba directamente relacionada con la carga de compresión axial aplicada al disco. Esto se confirmó en estudios dinámicos realizados en cadáveres<sup>14,15</sup>. El aumento de presión inicial observado en nuestro estudio puede deberse a la rotación que es característica del empuje manipulativo. La rotación puede hacer que los cuerpos vertebrales adyacentes se aproximen, debido a la

orientación de las fibras de 30 grados respecto al plano del disco<sup>16</sup>, con lo que aumenta la presión en el interior de éste. La consiguiente reducción de presión es mayor en términos de valor absoluto. Esto implica que una retracción simple tras el empuje no explica adecuadamente el fenómeno. Parece que lo que ocurre es producido por la tracción sobre la columna lumbar<sup>17</sup> ejercida por el operador, cuyos brazos actúan en direcciones diferentes, de tal manera que uno de ellos mantiene estable el hombro y el otro tracciona la pelvis. Esta tracción es potenciada por el hecho de que el operador utiliza su propio peso contrayendo su tórax hacia abajo en dirección al paciente, para crear una distracción momentánea.

En nuestra opinión, esta breve disminución de la presión puede producir un beneficio terapéutico mediante dos mecanismos. El primero se refiere al concepto propuesto por Cyriax y Cyriax<sup>4</sup> de que una protrusión puede ser aspirada de nuevo hacia el centro de la articulación por la reducción de la presión intradiscal que se crea durante la tracción. De nuestro estudio parece deducirse que la disminución de la presión intradiscal durante la manipulación debiera bastar para reducir un núcleo herniado al interior de un anillo debilitado. El segundo mecanismo tiene relación con la observación realizada por Adams et al<sup>18</sup>, que observaron que, si la carga de postura sobre el disco lumbar en ligera cifosis se mantiene durante un período de tiempo prolongado, se producirán máximos localizados de tensión de compresión en el interior del disco, a pesar de que al principio la presión sea uniforme en todo el núcleo. Se cree que estas concentraciones de tensión actúan sobre las placas terminales e, *in vivo*, pueden causar dolor. Pensamos que la reducción de la presión en el interior del disco durante la manipulación puede producir un patrón más uniforme de tensión de compresión y, por tanto, aliviar el dolor.

### Movimientos vertebrales relativos

El estudio de Gál et al<sup>3</sup> mostró un desplazamiento relativo de las vértebras T10, T11 y T12 durante un empuje posteroanterior. Nuestro estudio se realizó en la columna lumbar y complementa el trabajo realizado anteriormente por los autores. En nuestro estudio, los acelerómetros que se acoplaron directamente a las vértebras permitieron una medición instantánea de las aceleraciones del cuerpo vertebral durante la manipulación. Lamentablemente, nuestro sistema de acelerómetros no permitía registrar el movimiento angular (es decir, la torsión) en el plano horizontal, mientras que Gál et al sí pudieron medir la rotación. El empuje manipulativo se acompañó de un movimiento relativo de las vértebras adyacentes, con un movimiento de aproximación de las vértebras y luego una separación a lo largo del eje vertical. Este patrón de movimiento estaba correlacionado con los cambios de presión observados, que consistieron en un aumento de la presión seguido de una disminución, tras el inicio del movimiento vertebral relativo. El grado máximo de aproximación entre L4 y L5 fue de 1,1 mm.

## CONCLUSIÓN

Nuestros datos diferían según el tipo de manipulación realizada (flexión o extensión). Con la flexión, las variaciones fueron rápidas y breves, y las diferencias de aceleración en el eje caudocraneal, casi igual de grandes que las del plano horizontal. Con la extensión, las variaciones fueron más lentas y prolongadas, y las diferencias de aceleración, mayores en el plano horizontal. Esto parece sugerir que cada tipo de manipulación actúa de una forma específica.

### Agradecimientos

Este trabajo contó con la aprobación y la colaboración del Service du Don des Corps of Paris University Medical School (Prof. Jean-Pierre Lassau)

### Conflicto de intereses

Los autores declaran que no tienen ningún conflicto de intereses

## BIBLIOGRAFÍA

1. Triano J, McGregor M, Hondras MA, Brennan PC. Manipulative therapy versus education programs in chronic low back pain. *Spine*. 1995;20:948-55.
2. Shekelle PG. Spinal manipulation. *Spine*. 1994;19:858-61.
3. Gál J, Herzog W, Kawchuk G, Conway P, Zhang Y. Movements of vertebrae during manipulative thrust to unembalmed human cadavers. *J Manipulative Physiol Ther*. 1997;20:30-40.
4. Cyriax JH, Cyriax PJ. *Cyriax's illustrated manual of orthopaedic medicine*. 2.ª ed. Oxford: Butterworth-Heinemann; 1993. p. 221.
5. Yi-Kai L, Qing-An Z, Shi-Zhen Z. The effect of cervical traction combined with rotatory manipulation on cervical nucleus pulposus pressures. *J Manipulative Physiol Ther*. 1998;21:97-100.
6. Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure: experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1960;43:1-104.
7. Bergmann TF, Peterson DH, Lawrence DJ. *Chiropractic technique*. Nueva York: Churchill Livingstone; 1993. p. 460-2.
8. Maigne R. Pain of vertebral origin. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996. p. 490-6.
9. Triano J. Studies on the biomechanical effect of a spinal adjustment. *J Manipulative Physiol Ther*. 1992;15:71-5.
10. Triano J, Schultz AB. Loads transmitted during lumbosacral spinal manipulative therapy. *Spine*. 1997;22:1955-64.
11. Lee M, Kelly DW, Steven GP. A model of spine, rib cage and pelvic responses to a specific lumbar manipulative force in relaxed subjects. *J Biomech*. 1995;28:1403-8.
12. Johnstone P, Urban JPG, Roberts S, Menage J. The fluid content of the human intervertebral disc. *Spine*. 1992;17:412-6.
13. Nachemson A, Morris JM. In vivo measurements of intradiscal pressure: discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *J Bone Joint Surg Am*. 1964;46:1077-91.
14. El-Khatib A, Piriou P, Guillon F, Somenzi G, Tarriare Cl. Study of the hydrostatic behavior of the lumbar nucleus pulposus in dynamic by the measurement of the intranuclear pressures in cadavers and in vitro. Presentado en el 14th Congress of the International Society of Biomechanics, Paris, Francia, July 4-8, 1993.
15. Guillon F. Intérêt de la mesure de la pression intranucléaire pour l'étude du comportement dynamique du disque intervertébral humain [tesis de doctorado]. Orsay: Université Paris XI; 1992.
16. White AA III, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. 2.ª ed. Filadelfia: JB Lippincott; 1990. p. 5.
17. Ramos G, Martin W. Effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure. *J Neurosurg*. 1994;81:350-3.
18. Adams MA, McMillan DW, Green TP, Dolan P. Sustained loading generates stress concentration in lumbar intervertebral discs. *Spine*. 1996;21:434-8.