



Análisis biomecánico de la doble fijación híbrida en la columna lumbar

Biomechanic analysis of a double hybrid fixation in the lumbar spine

Cabello Gallardo J¹, Roca Burniol J¹, Iborra González M¹, Vázquez Solsona JJ²

¹ Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Germanas Trias i Pujol, Badalona, Universidad Autónoma de Barcelona. ² Centro de Diseño de Aleaciones Ligeras y Tratamientos de Superficie, Universidad Politécnica de Cataluña.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: valorar la repercusión biomecánica de la doble fijación híbrida, rígida y dinámica, sobre el nivel suprayacente en la columna lumbar.

Material y métodos: en 6 especímenes L3- S1 de columna vertebral de cadáver, se realizó la medición de la presión intradiscal (PID) en los discos L3-L4, L4-L5 y L5-S1, en tres condiciones diferentes: espécimen intacto, con fijación rígida en L5-S1 y doble fijación híbrida L4-S1. Las muestras fueron sometidos a cargas progresivas hasta alcanzar 750 N en compresión axial, flexión anterior y extensión.

Resultados: en el disco L3-L4, suprayacente a la estabilización dinámica se produjo un incremento del 10% de la PID. En L4-L5 el implante dinámico consiguió un descenso del 50% de la PID y la PID del disco con instrumentación rígida L5-S1 se redujo en un 65%.

Conclusión: la PID del segmento adyacente al implante dinámico es mucho menor que en las instrumentaciones rígidas. La estabilización dinámica aporta protección al disco por encima de la fusión rígida.

Palabras clave:

Presión Intradiscal, columna lumbar, estabilización dinámica.

Abstract

Objective: to evaluate the biomechanics effects of the double hybrid fixation, rigid and dynamic, over the adjacent non-fixated level in the lumbar spine.

Methods: using six specimens, L3-S1, from human lumbar spine, the measurement of the intradiscal pressure (IDP) in the disc L3-L4, L4-L5 and L5-S1, were performed in the following conditions: non-fixated specimen, with rigid fixation in L5-S1 and double hybrid fixation in L4-S1. The six specimens were subjected to progressive load until 750 N in axial compression, flexion and extension.

Results: in the upper adjacent disc to the dynamic stabilization, L3-L4 disc, the IDP increased about 10%. In disc L4-L5 the posterior dynamic fixation the IDP decreased 50% and the IDP of disc with rigid fixation L5-S1 was reduced over 65%.

Conclusion: the IDP of non-fixated segment adjacent to a dynamic implant is much lesser that in rigid fixations and the system provided protection to the disc over the rigid fixation.

Key words:

Intradisc pressure, lumbar spine, dynamic stabilization.

Introducción

Un desarrollo importante en las últimas décadas de las técnicas quirúrgicas de fusión segmentaria de la columna,

ha extendido su uso como tratamiento quirúrgico estándar de la espondiloartropatía lumbar degenerativa. Desde las técnicas no instrumentales basadas en el aporte de injertos, la instrumentación con diferentes sistemas, placas, osteosíntesis transfacetaria, hasta las más modernas técnicas de instrumentación tanto por vía anterior, como por vía posterior con tornillos pediculares y su asociación o no a cajas interesomáticas, se ha logrado un porcentaje de éxito en la conse-

Correspondencia

J. Cabello Gallardo
Secretaría COT, 3ª planta. Hospital Germans Trias i Pujol
Ctra. del Canyet, s/n. 08916 Badalona
27181jcg@comb.es

cución de las artrodesis segmentarias del raquis lumbar muy elevado, que varía entre el 70 y el 90 %, según la técnica empleada [1] . Sin embargo, este porcentaje de éxito en la fusión lumbar no se ha visto reflejado en un incremento de buenos resultados clínicos en el alivio del dolor lumbar.

En un estudio prospectivo multicéntrico [2] que analiza los resultados clínicos de la instrumentación posterolateral no instrumentada, instrumentada y circunferencial, en columna lumbar observan que el porcentaje de buenos resultados es del 60, 68 y 60%, respectivamente, no correspondiéndose con el porcentaje respectivo de éxito en la consecución de la fusión [2]. Los buenos resultados de técnica quirúrgica, con consecución de fusión intersomática, no se corresponden con un buen resultado clínico y un buen porcentaje de pseudoartrosis (un mal resultado en técnica quirúrgica) son asintomáticas y, por tanto, han supuesto un buen resultado clínico [3-5].

Independientemente de las posibles complicaciones que pueden conllevar las diferentes técnicas quirúrgicas de artrodesis lumbar [6,7], la extensión en su uso y en el tiempo ha llevado a la descripción de la llamada patología del nivel adyacente. Estos cambios patológicos, que pueden aparecer en el disco superior o inferior a la artrodesis, pueden manifestarse como una degeneración discal, inestabilidad segmentaria o estenosis de canal. La prevalencia de esta patología varía según las series entre el 30 y el 60%, con una tasa de reintervenciones que alcanza el 36% a los 10 años [8-10].

Con el fin de prevenir la degeneración del disco adyacente han aparecido las prótesis de disco y diferentes técnicas de estabilización dinámica que pretenden actuar sobre los segmentos patológicos modificando la transmisión de cargas, con una limitación en los patrones de movimiento del segmento [11,12].

Nos propusimos el estudio de las repercusiones biomecánicas in vitro, sobre la columna lumbar de cadáver, después de la realización de una instrumentación híbrida a doble nivel, utilizando dos sistemas de instrumentación estándar, uno rígido y otro dinámico, de forma simultánea mediante la medición de las variaciones de la presión intradiscal en los segmentos instrumentados, así como en el disco adyacente superior y valorar si se produce un incremento significativo de las presiones en el nivel suprayacente a una estabilización dinámica, o por el contrario, ésta contribuye a absorber y repartir las cargas sin provocar una repercusión en el nivel adyacente no instrumentado.

Material y metodología

Se utilizaron 6 especímenes de columna lumbar humana, obtenidos de necropsias, a los que se les practicó la retirada

de la musculatura, respetando los ligamentos común vertebral anterior, interespinoso, supraespinoso y las articulaciones interapofisarias. Las columnas se seccionaron a través del disco L2-3, dejando un espécimen con 4 vértebras (L3 a S1) y 3 discos móviles (L3-L4, L4-L5, L5-S1). La conservación de los especímenes se realizó mediante congelación a -70° C. Veinticuatro horas antes del ensayo se procedió al descongelado de los especímenes y su conservación en cámara a 4° C. El siguiente paso fue la fijación de los extremos L3 y S1 de los especímenes en cazoletas de PVC (Araldite rápido®). Posteriormente, se realizaron radiografías con proyecciones de frente y perfil. Se practicó una discografía previa para valorar la integridad de los discos intervertebrales (Fig. 1).

Los ensayos fueron realizados en el Laboratorio del Centro de Diseño de Aleaciones Ligeras y Tratamientos de Superficie. Universidad Politécnica de Cataluña.

Sistemas de Instrumentación vertebral utilizados

Utilizamos el sistema Diapasón® (Stryker Howmedica®, Cestas, Francia) en el segmento L5-S1, material de instrumentación rígida que utiliza tornillos pediculares monoaiales troncocónicos y autoterrajantes de titanio y barras de fijación, también de titanio.

Para la neutralización dinámica empleamos, en el segmento L4-L5, el sistema Dynesys® (Centerpulse Orthope-



Fig. 1. Detalle de la discografía practicada a los discos intervertebrales.

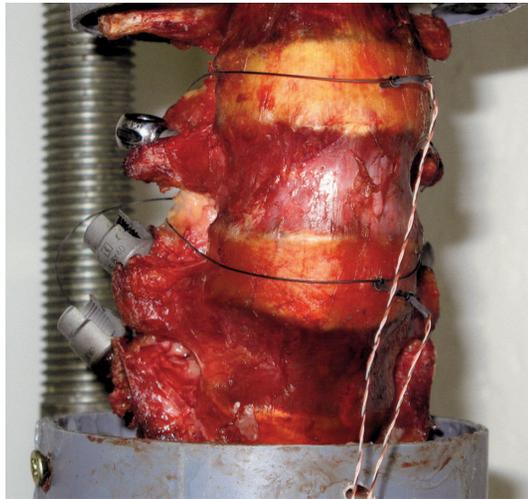


Fig. 2. Columna de cadáver, montada en las cazoletas de PVC, fijadas con resina, con los tornillos pediculares implantados, sin conectar. Se observa la entrada de los captadores en la región anterior de los discos intervertebrales. Previo a la realización de los primeros ciclos de carga sin ningún tipo de fijación.

dics Ltd., Winterthur, Suiza): que comprende tornillos pediculares autoterrajantes, unas cuerdas de politereftalato de etileno (PET) y unos espaciadores de policarbonato-uretano. Los espaciadores se colocan bilateralmente entre las cabezas de los tornillos pediculares y las cuerdas corren a lo largo del hueco central de los espaciadores, estabilizando la construcción mediante un tensado con pinza dinamométrica y fijación con un tornillo prisionero.

Para la medición de la presión intradiscal se utilizaron 3 microcaptadores de presión con rango de sensibilidad 0-500 psi/ 0-3.4kPa (Precision Measurement Company, modelo 060S, Ann Arbor, MI).

Para el procesamiento de la seña se utilizó una caja de amplificadores de señal conectada a un ordenador con un programa informático diseñado para el registro de las presiones captadas por los microcaptadores.

Los ensayos fueron practicados con una máquina universal de tracción-compresión de 100 kN (Zwick®, Z100, Ulm, Alemania) con servo-sistema de control de fuerza y desplazamiento. Se obtuvieron al mismo tiempo los valores de fuerza, tiempo y presión intradiscal.

Protocolo de Ensayo

Se implantaron 4 tornillos pediculares Diapasón® en los pedículos de S1 y L5; y 2 tornillos de instrumentación Dynesys® en los pedículos de L4. Antes de iniciar el registro de presiones se realizó una carga inicial de 300 N durante 15 minutos. Posteriormente, se colocaron los microcapta-

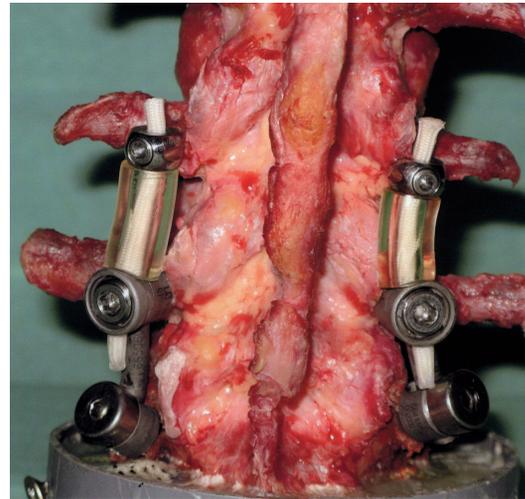


Fig. 3. Detalle de la hibridación de ambos sistemas mediante la conexión de la barra de titanio, el cordón y el tornillo de Diapasón® colocado en el pedículo de L5. Una vez colocados todos los elementos, obsérvese la perfecta integración de ambos sistemas.

dores en los núcleos pulposos de los discos de L3-L4, L4-L5 y L5-S1 (Fig. 2).

Seguidamente, sin ningún tipo de fijación, se registraron las presiones intradiscales mientras se realizaban ciclos de carga progresiva, hasta 750 N. Primero en carga axial, después en flexión mediante la inclinación anterior de la cazoleta superior 12° y finalmente, en extensión mediante la inclinación posterior de la cazoleta superior 12°.

Se practicó una primera fijación de tipo rígido con el sistema Diapasón® en el segmento L5-S1, realizando un segundo testado del espécimen siguiendo la misma secuencia de cargas y registros.

Se estabilizó el segmento L4-L5 con el sistema Dynesys®, practicando una hibridación de conexión en el tornillo pedicular de L5 entre las barras de titanio del sistema Diapasón® y los cordones PET del Dynesys®. La colocación de los elementos del Dynesys® se realizó siguiendo la técnica específica del sistema: medición exacta del espacio entre los tornillos pediculares de L4 y L5, aplicando una distracción estándar con una pinza dinamométrica proporcionada por el sistema Dynesys®; corte de los espaciadores de policarbonato-uretano a las distancia medida, con una guillotina de precisión; El cordón a su vez, fue fijado a ambos tornillos mediante llave dinamométrica, también después de ser tensado igualmente, según el dispositivo proporcionado por el sistema (Fig. 3). Se practicó una nueva recogida de datos con un nuevo ciclo de cargas siguiendo la misma secuencia previa.



Fig. 4. Radiografía del espécimen instrumentado y discografía de los discos testados.

Después del ensayo se realizaron nuevas radiografías, de frente y perfil de las muestras, comprobando la correcta colocación de los tornillos pediculares, así como la discografía para valorar el estado de los discos intervertebrales (Fig. 4).

Se efectuó el cálculo de los promedios de presión intradiscal en los 3 discos, en las condiciones de columna sin instrumentar, con instrumentación rígida L5-S1 y doble instrumentación L4-S1, en las distintas modalidades de carga axial, flexión y extensión, cuando ésta era de 750 N.

Resultados

Los resultados obtenidos, (Tabla 1) (Tabla 2) (Tabla 3) (Figura 5) indicaron un rango de presiones medias similares en los 3 discos con la columna intacta, sin encontrar diferencias significativas entre ellos.

Al aplicar la instrumentación Diapasón® y fijar el segmento L5-S1, el promedio de presiones intradiscales descendió cerca de un 65% en el disco instrumentado (L5-S1); aumentó un 20% en L4-L5, cuando éste se comportó como

Tabla 1. Registro de presiones intradiscales obtenidas en el disco L3-L4, de los 6 especímenes en carga axial, flexión y extensión hasta un máximo de 750 N

ESPECIMEN	AXIAL (MPa)	FLEXION (MPa)	EXTENSION (MPa)
Columna Intacta			
1	0,97	1,31	1,63
2	0,48	0,64	0,65
3	0,53	0,93	0,95
4	0,70	0,86	1,00
5	0,84	1,04	1,21
6	0,68	1,19	1,21
Promedio	0,70	0,99	1,11
Instrumentación Diapasón® L5-S1			
1	0,95	0,92	1,37
2	0,49	0,67	0,72
3	0,53	1,05	1,13
4	0,80	0,92	0,92
5	0,87	1,07	1,24
6	0,70	1,22	1,24
Promedio	0,72	0,97	1,11
Doble Instrumentación Diapasón® y Dynesys®			
1	0,96	0,95	1,68
2	0,51	0,78	0,71
3	0,60	1,13	1,13
4	0,77	1,11	1,17
5	0,92	1,19	1,26
6	0,89	1,30	1,34
Promedio	0,77	1,08	1,22

Tabla 2. Registro de presiones intradiscales obtenidas en el disco L4-L5, de los 6 especímenes en carga axial, flexión y extensión hasta un máximo de 750 N

ESPÉCIMEN	AXIAL (MPa)	FLEXIÓN (MPa)	EXTENSIÓN (MPa)
Columna Intacta			
1	1,14	1,20	1,60
2	0,41	0,56	0,54
3	1,06	1,06	1,04
4	0,65	0,78	0,88
5	0,83	1,12	0,91
6	0,97	1,19	0,99
Promedio	0,84	0,99	0,99
Instrumentación Diapasón®			
1	1,26	1,35	1,60
2	0,53	0,75	0,72
3	1,18	1,25	1,12
4	0,79	0,89	0,98
5	0,93	1,34	1,28
6	1,13	1,29	1,09
Promedio	0,97	1,17	1,13
Doble Instrumentación Diapasón® y Dynesys®			
1	0,67	0,86	0,34
2	0,21	0,30	0,16
3	0,71	0,63	0,85
4	0,35	0,38	0,49
5	0,46	0,56	0,67
6	0,58	0,55	0,34
Promedio	0,44	0,55	0,478

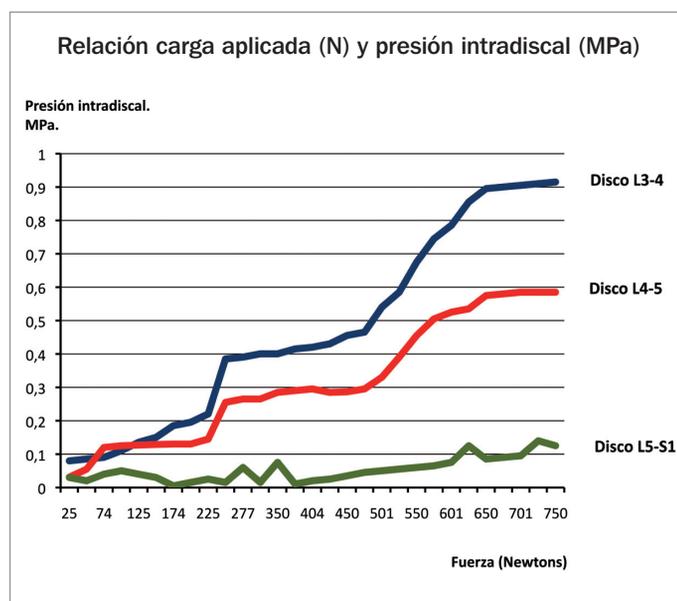


Fig. 5. Relación entre la presión intradiscal y la fuerza aplicada, en los 3 discos L3-L4, L4-L5 y L5-S1 (muestra 4) sometida a carga axial, en la condición de fijación doble híbrida L4-S1.

disco móvil supradistante al nivel fijado; y no se modificaron en el disco L3-L4 (Fig. 6).

Al prolongar la fijación con la hibridación de sistema Dynesys® en el segmento L4-L5, no variaron las presiones en el disco L5-S1; en el disco L4-L5 se produjo una disminución de la presión, aproximadamente del 50%; y en el disco L3-L4, tan sólo se produjo un ligero aumento del 10%, en la condición de disco adyacente a la fijación dinámica, un incremento comparativamente inferior al que sufrió el disco L4-L5 en la condición de disco adyacente a la fijación rígida (Fig. 7) (Fig. 8).

Discusión

En relación al método experimental diseñado consideramos que la columna de cadáver es el mejor método para investigar la biomecánica de la columna. Hemos seguido métodos de preparación de los especímenes y de aplicación de fuerzas ampliamente contrastados en la literatura. Las propiedades mecánicas de la columna reflejan las propiedades in vivo de la columna siempre que se efectúe la precompre-

Tabla 3. Registro de presiones intradiscales obtenidas en el disco L5-S1, de los 6 especímenes en carga axial, flexión y extensión hasta un máximo de 750 N

ESPÉCIMEN	AXIAL (MPa)	FLEXIÓN (MPa)	EXTENSIÓN (MPa)
Columna Intacta			
1	1,01	1,1	0,99
2	0,89	0,97	0,95
3	0,97	1,14	1,05
4	0,33	0,67	0,54
5	0,78	1,07	0,11
6	0,67	0,89	0,69
Promedio	0,78	0,97	0,72
Instrumentación Diapasón®			
1	0,42	0,45	0,39
2	0,31	0,39	0,26
3	0,50	0,32	0,28
4	0,02	0,14	0,25
5	0,12	0,47	0,30
6	0,23	0,37	0,19
Promedio	0,27	0,36	0,28
Doble Instrumentación Diapasón® + Dynesys®			
1	0,33	0,43	0,29
2	0,29	0,28	0,10
3	0,46	0,50	0,49
4	0,12	0,29	0,15
5	0,08	0,23	0,24
6	0,19	0,30	0,06
Promedio	0,25	0,34	0,22

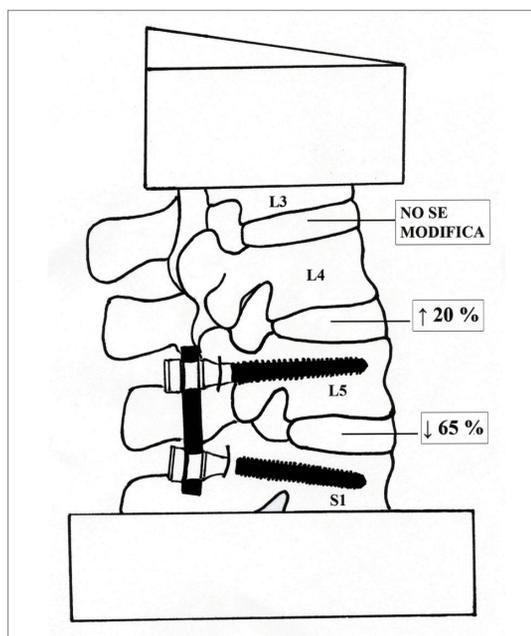


Fig. 6. Esquema de la variación de la presión, en porcentaje, en los 3 discos lumbares en la columna con implante rígido en L5-S1, respecto a la presión obtenida en una columna no fijada.

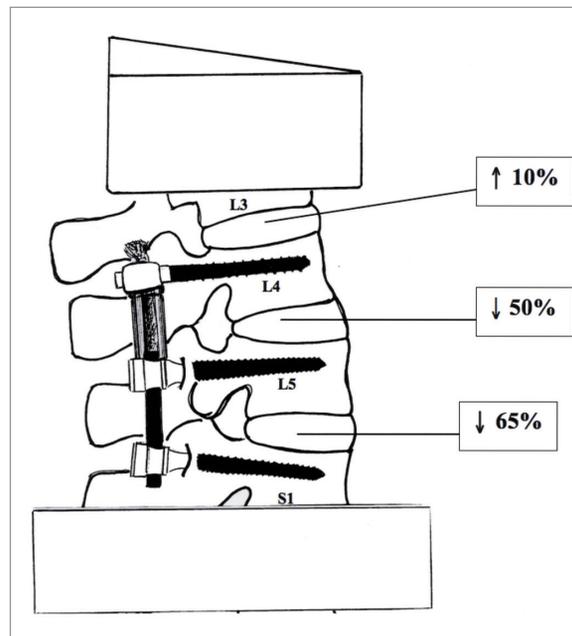


Fig. 7. Variación de la presión, en porcentaje, en la columna con un implante híbrido L4-S1, respecto a la columna intacta.

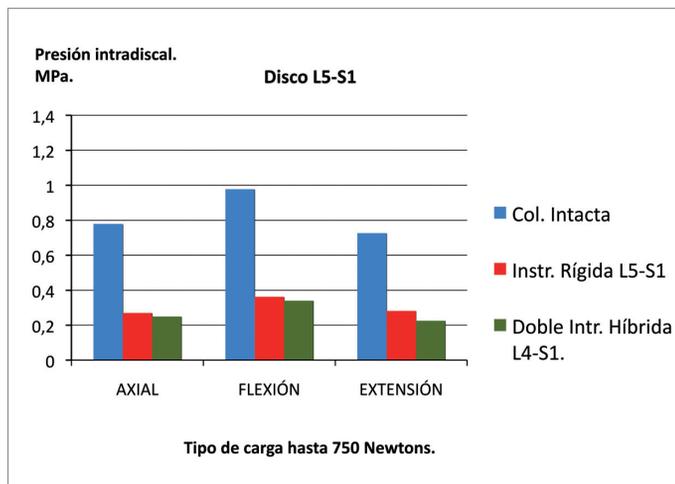
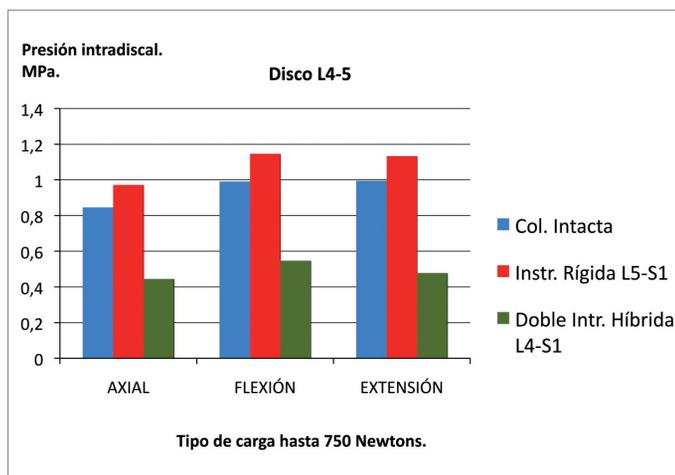
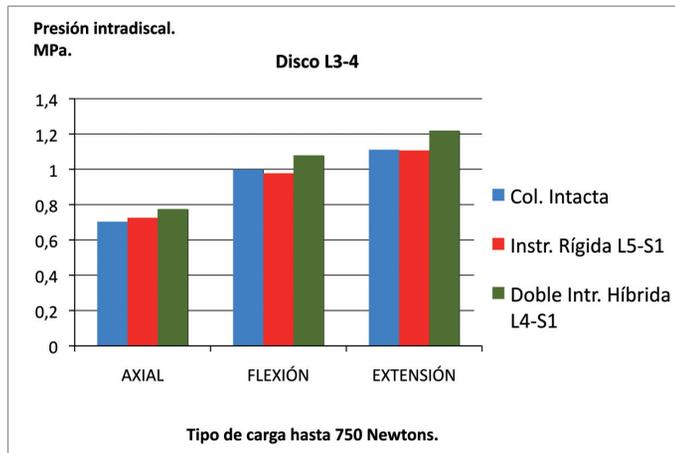


Fig. 8. Presiones intradiscales (MPa) al aplicar 750 N axiales, en flexión y extensión; así como de las 3 condiciones a las que fue sometido el espécimen, sin fijación, fijación rígida de L5-S1 y doble fijación híbrida, a) disco L3-L4, b) disco L4-L5, c) disco L5-S1.

sión axial de 300 N, al menos durante 15 minutos, antes de iniciar el ensayo para deshidratar los discos que han quedado hiperhidratados por la muerte tisular y la congelación [13]. Los tejidos de la columna vertebral presentan unas características viscoelásticas y para simular la función real, se han empleado cargas fisiológicas entre 100 y 750 N [14]. Por su parte, el microcaptador utilizado para la medición de la presión intradiscal es un material fiable [15].

Las presiones obtenidas han sido similares a las obtenidas por Wilke et al [16] quienes midieron la presión intradiscal con un dispositivo implantado en el núcleo pulposo del disco L4-L5 sano en un voluntario sometido a diferentes actividades de la vida diaria.

Se han descrito incrementos en la presión intradiscal de los segmentos adyacentes, Cunningham et al [17] informaron de aumentos de hasta un 40% en el segmento adyacente a una fusión rígida, siendo mayor cuanto más rígido era el sistema de fijación empleado. A su vez vieron un descenso en la presión del nivel intervenido de hasta un 55%, dato observado por otros autores. Siempre existe una movilidad residual en el nivel instrumentado que permite obtener registros de presión intradiscal [18]. Chow et al [19] publicaron aumentos en los valores de presión intradiscal en el segmento adyacente mucho mayores, cuando la fijación rígida era doble, abarcando dos segmentos. Handa et al [20] estudiaron la influencia de la presión hidrostática en el metabolismo celular del disco intervertebral humano, observando que tanto presiones demasiado altas como demasiado bajas, afectan negativamente la síntesis de proteoglicanos, aumentan los niveles en la matriz intersticial de metaloproteinasas y de esta manera aceleran la degradación del disco.

El concepto de estabilización dinámica se define como un sistema que altera favorablemente el movimiento y la transmisión de carga del segmento móvil, sin la intención de fusionar el segmento. Según este concepto, estos sistemas ejercen un control del movimiento anormal y una transmisión de cargas más fisiológica, alivian el dolor y previenen la degeneración de los segmentos adyacentes [5,11]. Desconocemos si un disco dañado puede recuperarse una vez se logra la normalización de la movilidad y la transmisión de carga. Kroeber et al [21, 22] estudiaron en un modelo experimental en conejos, los efectos de la descompresión por distracción sobre el disco intervertebral, previamente degenerado mediante compresión mecánica axial, obteniendo datos de recuperación de la celularidad y reorganización de la arquitectura laminar del anillo fibroso.

Schmoelz et al [23] analizaron las variaciones de la presión intradiscal en el segmento instrumentado con el sistema Dynesys® comparándolo con las que experimenta sometido a



una fijación rígida, no observando diferencias significativas. Beastall et al [24] fueron los primeros en valorar la influencia biomecánica del sistema Dynesys®, mediante la comparación de imágenes de resonancia magnética posicional obtenida a pacientes antes de la cirugía y a los 9 meses de implantarles la instrumentación. Encontraron una reducción de la movilidad lumbar en un 35'4% y del segmento instrumentado en un 71'6% después de la cirugía. A su vez observaron una reducción del movimiento del segmento craneal adyacente en un 5'5%. Tampoco observaron una afectación significativa de la lordosis en posición neutra. Estos hallazgos demuestran que la estabilización dinámica tipo Dynesys® no es una instrumentación agresora sobre los segmentos adyacentes.

Stoll et al [25] en su estudio prospectivo multicéntrico evaluaron los resultados con el sistema de neutralización dinámica Dynesys®. Los 83 pacientes fueron intervenidos por inestabilidad lumbar segmentaria, combinada principalmente con estenosis de canal (60,2%), discopatía (8,4%), hernia discal(8,4%) y cirugía de revisión (6,0%). Con la neutralización dinámica del segmento lumbar afecto, observaron tanto en estadios iniciales, como en estadios avanzados de la degeneración discal, una desaparición del dolor y una mejora de los déficits neurológicos de las condiciones de inestabilidad de la columna lumbar, con resultados comparables a los obtenidos por la cirugía convencional.

Nuestro estudio muestra la hibridación de un sistema de fijación rígido y un sistema de estabilización dinámica con buena integración de ambos sistemas y unos resultados que evidencian la disminución de la PID del 50% en el disco instrumentado con el estabilizador dinámico Dynesys®, y no hemos evidenciado unos aumentos significativos de la PID, tan sólo un 10% en el nivel suprayacente a la fijación dinámica. La hibridación de ambos sistemas es una alternativa a las instrumentaciones rígidas multisegmentarias.

La PID del segmento adyacente al implante dinámico es mucho menor que en las instrumentaciones rígidas. La estabilización dinámica aporta protección al disco por encima de la fusión rígida. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Fritzell P, Hagg O, Wessberg P, Nordwall A. Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group. *Spine* 2002;27:1131-41.
2. Fritzell P, Hagg O, Nordwall A. Complications in lumbar fusion surgery for chronic low back pain: comparison of three surgical techniques used in a prospective randomized study. A report from the Swedish Lumbar Spine Study Group. *Eur Spine J* 2003;12:178-89.
3. Andersen T, Christensen FB, Hansen ES, Bunge C. Pain 5 years after instrumented and non-instrumented posterolateral lumbar spinal fusion. *Eur Spine J* 2003;12:393-9.
4. Grob D, Benini A, Junge A, Mannion AF. Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years. *Spine* 2005;30:324-31.
5. Sengupta DK. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain. *Orthop Clin North Am* 2004;35:43-56.
6. Faraj AA, Webb JK. Early complications of spinal pedicle screw. *Eur Spine J* 1997;6:324-6.
7. Pihlajamaki H, Myllynen P, Bostman O. Complications of transpedicular lumbosacral fixation for non-traumatic disorders. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79:183-9.
8. Rahm MD, Hall BB. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion with instrumentation: a retrospective study. *J Spinal Disord* 1996;9:392-400.
9. Etebar S, Cahill DW. Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. *J Neurosurg* 1999;90:163-9.
10. Ghiselli G, Wang JC, Bhatia NN, Hsu WK, Dawson EG. Adjacent segment degeneration in the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A:1497-503.
11. Mulholland RC, Sengupta DK. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization. *Eur Spine J* 2002;11 Suppl 2:S198-205.
12. Nockels RP. Dynamic stabilization in the surgical management of painful lumbar spinal disorders. *Spine* 2005;30:S68-72.
13. Adams MA. Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, results, and conclusions. *Spine* 1995;20:2151-6.
14. Dolan P, Earley M, Adams MA. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *J Biomech* 1994;27:1237-48.
15. Rao RD, David KS, Wang M. Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages. *Spine* 2005;30:2772-6.
16. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999;24:755-62.
17. Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, Cappuccino A, McAfee PC. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis. *Spine* 1997;22:2655-63.
18. Molz FJ, Partin JI, Kirkpatrick JS. The acute effects of posterior fusion instrumentation on kinematics and intradiscal



- pressure of the human lumbar spine. *J Spinal Disord Tech* 2003;16:171-9.
19. Chow DH, Luk KD, Evans JH, Leong JC. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine* 1996;21:549-55.
 20. Handa T, Ishihara H, Ohshima H, Osada R, Tsuji H, Obata K. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis and matrix metalloproteinase production in the human lumbar intervertebral disc. *Spine* 1997;22:1085-91.
 21. Kroeber M, Unglaub F, Guehring T, et al. Effects of controlled dynamic disc distraction on degenerated intervertebral discs: an in vivo study on the rabbit lumbar spine model. *Spine* 2005;30:181-7.
 22. Guehring T, Omlor GW, Lorenz H, et al. Disc distraction shows evidence of regenerative potential in degenerated intervertebral discs as evaluated by protein expression, magnetic resonance imaging, and messenger ribonucleic acid expression analysis. *Spine* 2006;31:1658-65.
 23. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, Claes L, Wilke HJ. Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure. *Eur Spine J* 2006;15:1276-85.
 24. Beastall J, Karadimas E, Siddiqui M, et al. The Dynesys lumbar spinal stabilization system: a preliminary report on positional magnetic resonance imaging findings. *Spine* 2007;32:685-90.
 25. Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J* 2002;11 Suppl 2:S170-8.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.