

PERKUTÁN CSONTCEMENTES CSIGOLYAPLASZTIKA HATÁSA A SZOMSZÉDOS CSIGOLYATESTEKRE: ELŐZETES BIOMECHANIKAI VIZSGÁLAT

Kulcsár Zsolt^{1,2}, Szabó Gábor³, Kiss Rita M.³, Marosfői Miklós¹,
Borbás Lajos³, Szikora István¹

¹Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet

²Klinik Hirslanden, Neurozentrum, Zürich, Svájc

³Budapesti Műszaki és Közgazdaságtudományi Egyetem, Biomechanikai Kooperációs
Kutatóközpont Laboratóriuma

kulcsarzsolt22@gmail.com

Absztrakt

Az előzetes biomechanikai vizsgálatban a szerzők az osteoporosis talaján kialakult kompressziós csigolyatörések kezelésében alkalmazott perkután csigolyastabilizációs módszerek, a vertebroplasztika és kyphoplastika szomszédos csigolyatestekre gyakorolt hatásait vizsgálták. A vizsgálatot három csigolyatestet tartalmazó funkcionális gerincsegységek végezték nyomóterhelés alkalmazásával. A funkcionális gerincsegységek középső csigolyáját előzetesen vertebroplasztikával vagy kyphoplastikával kezelték. Az eredmények azt mutatják, hogy a kidolgozott módszer alkalmas egy nagyobb mintaszámú összehasonlító vizsgálat elvégzésére, amely választhat arra a kérdésre, hogy a két perkután csigolyastabilizációs módszer szomszédos csigolyákra gyakorolt biomechanikai hatásában van-e különbség.

Kulcsszavak: vertebroplasztika, kyphoplastika, biomechanika, szomszédos törés

Effect of percutaneous vertebroplasty on adjacent vertebrae: a preliminary biomechanical study

Abstract

In this preliminary study the authors have evaluated the biomechanical effect of two different percutaneous vertebral augmentation techniques – vertebroplasty and kyphoplasty – on adjacent vertebral bodies. The in vitro study was performed by applying compressive load on functional spinal units containing three vertebrae. The middle vertebral body was previously treated with one of the above mentioned techniques. The results showed that the applied technology is feasible for performing a larger sample size study to compare vertebroplasty and kyphoplasty in terms of their biomechanical effects on adjacent vertebrae.

Keywords: vertebroplasty, kyphoplasty, biomechanics, adjacent fracture

Bevezetés

A népesség elöregedésével egyre több ember szenved csontritkulásban. A kórkép következménye a csontok ásványianyag-tartalmának csökkenése, a csontok szerkezetének meggyengülése, aminek eredményeképpen ellen-

álló képességük csökken, törékenységük fokozódik. Leggyakoribb következménye tehát a csonttörés, ami minimális trauma hatására is bekövetkezhet. Az osteoporosisos betegeknél leggyakoribb törésfajta a csigolya-össze-roppanás. Ez rendkívül erős fájdalmat képes okozni, ami jelentős mértékben rontja az élet-

minőséget^{1,2}. Míg kezdetben a kórkép alapvetően konzervatív kezelésben részesült, a perkután csontcementes csigolyastabilizációs módszerek egyre több beteg számára jelentenek azonnali, minimálisan invazív gyógyymódot.

A legerjedtebb perkután csigolya-augmentációs módszer a perkután vertebroplasztika (PVP) és a kyphoplastika. Mindkét technika minimálisan invazív gyógymódnak tekinthető, és céljuk a törött csontszerkezet stabilizálása csontcementnek nevezett polimer (polimetil-metakrilát, PMMA) befecskendezésével a csigolyatestbe. A kyphoplastika során a cementtel való feltöltés előtt nagynyomású ballonokkal megkíséreljük a csigolya összeroppanás előtti alakját – legalább részben – visszanyerni. Mindkét beavatkozás egyrészt azonnal és hatékonyan csökkenti a fájdalmat, másrészt növeli a csigolyák nyomóterheléssel szembeni ellenálló képességét valamint a keménységét^{3,4,5}. A csigolyatest biomechanikai tulajdonságai ezáltal jelentős mértékben megváltoznak, aminek hatása lehet a szomszédos csigolyákra⁶. Egyre több adat szól amellett, hogy a csontcementtel végzett csigolyastabilizáció hatására fokozódik a szomszédos csigolyák törésének kockázata. A két módszer között azonban alapvető különbség a befecskendezett csontcement mennyisége és annak csigolyatesten belüli eloszlása. Ezen tényezőknek szerepük lehet a szomszédos csigolyákra gyakorolt hatásban.

Jelen előzetes vizsgálat célja egy olyan nagyobb esetszámú, jellemzőiben egymásnak megfelelő mintákból álló összehasonlító vizsgálat előkészítése, amelyben a vertebroplasztika és a kyphoplastika szomszédos csigolyákra gyakorolt biomechanikai hatásait elemezzük.

Anyag és módszer

A vizsgálatot előzetesen a Semmelweis Egyetem Regionális, Intézményi Tudományos és Kutatásetikai Bizottsága kutatásra alkalmasnak találta.

A vizsgálatot hamvasztásra szánt, 60 évesnél idősebb kort megért holttestekből eltávolított gerinc-szegmentumokon végeztük. A gerinc-szegmentumokat egy darabban preparálva, a thoracalis X-es és a lumbalis V-ös csigolyák között távolítottuk el, majd fagyasztva tároltuk.

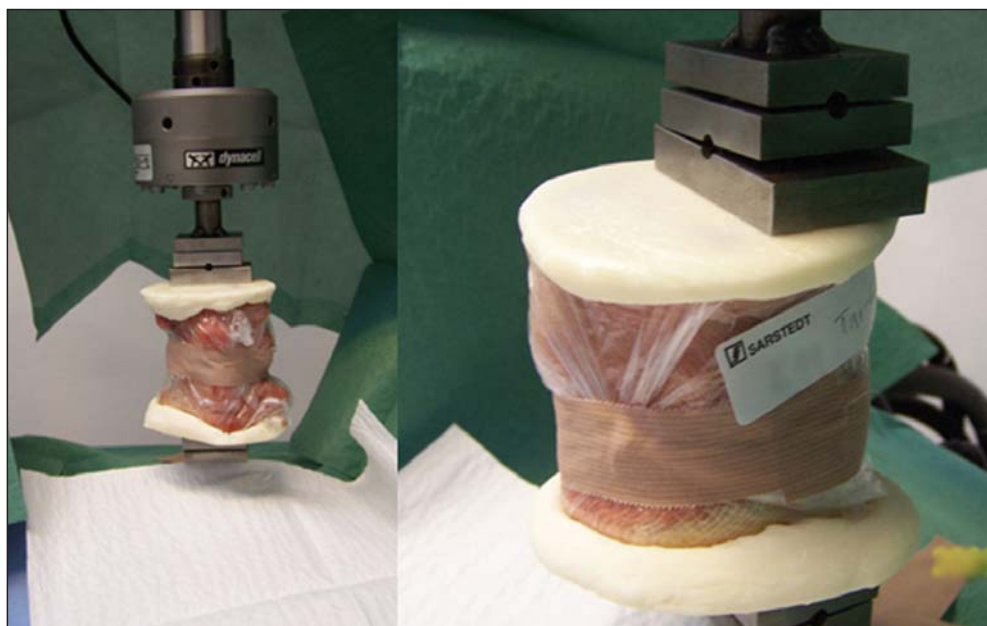
Első lépésben kétirányú röntgenfelvételeket készítettünk a gerincpreparátumokról, amelyek segítségével azonosítottuk az egyes anatómiai szegmentumokat. A felvételeket az azonosító számok szerint mentettük el. Ezután CT-felvételt készítettünk minden egyes preparátumról. A képalkotó vizsgálatok elkészülte után kiválasztottunk három mintát az előzetes vizsgálathoz. A minták kiválasztásában elsődleges szempont volt a csigolyatörés, kapocsképződés hiánya. Mindhárom minta a ThXI-LIV közötti szakaszt foglalta magába, és nem tartalmazott sérült vagy törött csigolyát, illetve másodlagosan rögzült szegmentumot. Röntgen képerősítő átvilágítás alatt a mintákat megfelelően egy-egy újabb mintát állítottunk elő, amelyek egyenként a ThXI-LI, valamint a LII-LIV szegmentumokat tartalmazták. Az új mintákban szereplő csigolyatestek és a köztük lévő porckorongok épek maradtak a preparálás során, ezt szintén röntgenátvilágítással ellenőriztük. Az így nyert hat darab mintát újra hermetikusan zárt csomagolásba helyeztük, azonosítóval elláttuk a megfelelő anatómiai szegmentumok megjelenésével, majd kiolvastottuk. Egyazon betegből származó, egy ThXI-LI és egy LII-LIV mintát kontrollnak szántunk. A másik négy minta középső csigolyáját cementfeltöltéssel kezeltük a következők szerint: a két ThXI-LI minta középső, vagyis ThXII-es csigolyáját vertebroplasztikával, a két LII-LIV minta középső csigolyáját, vagyis az LIII-ast kyphoplastikával. A vertebroplasztikát unipedicularis behatolásból, a csigolyatest középpontját megcélozva töltöttük fel, míg a kyphoplastikát mindkét transpedicularis be-

hatolásból végeztük. A vertebroplasztikához 2-3 ml csontcementet juttattunk a csigolyatestbe, míg a kyphoplastikánál 3 ml-es ballonokat használtuk, csigolyánként kétszer. A feltöltéshez a kereskedelmi forgalomban kapható OptiMed® csontcementet használtuk. Regisztráltuk a csigolyánként befecskendezett csontcement mennyiségét, illetve az esetleges cementkicsorgást a csigolyatestből. A csontcementes feltöltés után a mintákat előkészítettük a biomechanikai kompressziós vizsgálatra.

A biomechanikai vizsgálatot egy Instron 8872 típusú szervohidraulikus berendezésen végeztük. A mintákat mindkét oldalon egy speciálisan ehhez a vizsgálathoz tervezett és legyártott, két csuklós befogó közé helyeztük (1. ábra). A befogók mindkét felfekvő felülete önbeálló, és alkalmas három csigolyát tartalmazó funkcionális gerincegység vizsgálatára,

kihajlás nélkül. A felfekvési felületek úgy lettek kialakítva, hogy a blokkokat a súlypontjukban terheljék, a kihajlás minimalizálása érdekében. Ahhoz, hogy a befogók megfelelően illeszkedjenek a minták felszínéhez, előzetes kísérletek alapján biztosítanunk kellett az egyenletes terhelés megoszlását az egyenetlen felszíni vizsgálati mintákon. Ennek érdekében PMMA-öntvényt készítettünk minden egyes minta két végéhez. A PMMA-lenyomat a minta felszínéhez annak lenyomati negatívjaként illeszkedett, külső felszíne pedig síkfelszín volt, a függőlegeshez viszonyítva megközelítően derékszögben. Összesen tehát a hat minta 12 db egyedi végéhez egy-egy speciális lenyomatot készítettünk. Az egyes mintákat ezután terhelésnek vetettük alá.

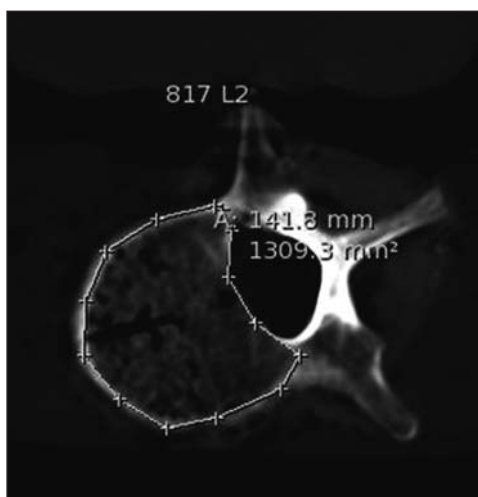
Terhelési protokoll: A vizsgálat során a mintákat 100 N erővel előterheltük 5 mm/perces keresztfejsébséggel. A mérés során 5 mm/



1. ábra. Három csigolyát tartalmazó funkcionális gerincegység a terhelő berendezésbe fogva.

A minta PMMA-öntvényvel van közrefogva, ehhez illeszkedik az önbeálló befogó, amely a csigolyatesteket terheli. Jól látható az önbeálló csuklószerkezetű befogó alkalmazkodása a vízszintestől eltérő mintasíkhöz

perces vizsgálati sebességgel terheltük a funkcionális gerincegységet útvezérelt üzemmódban. A vizsgálat során rögzítettük a keresztfej elmozdulását, illetve a hidraulikus munkahenger által kifejtett erőt, ez utóbbit 25 kN maximális terhelhetőségű, 32 bites felbontású erőmérő cella segítségével. A vizsgálat végét a nyomóerő 20%-os csökkenése a maximális nyomóerőhöz képest, vagy a próbatest 20%-os deformációja jelezte. Az első megrop-



2. ábra. Axiális CT-felvétel a 817-es minta LII-es csigolyájáról. A terheléshez szükséges csigolyatestfelszín területét DICOM alapú képezelő program segítségével számoltuk ki

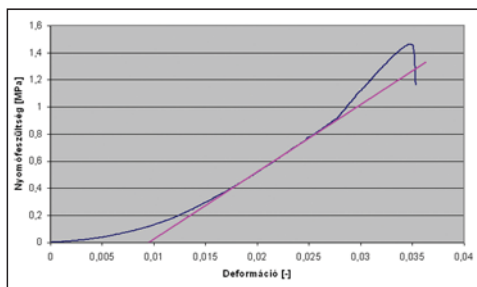
panáshoz tartozó, továbbá a maximális nyomófeszültség, illetve a rugalmassági modulus kiszámításához szükség volt a funkcionális gerincegységben lévő csigolyák felületének ismeretére, illetve a minta magasságára. Az utóbbit tolómérő segítségével határoztuk meg, míg az előbbihez a CT-vizsgálat során készült axiális felvételeket használtuk (2. ábra). A terheléses vizsgálat után újra CT-vizsgálatot végeztünk a funkcionális gerincegységeken a fentiekben leírtak szerint. A vizsgálat alapján az axiális felvételeken azonosítottuk a törést szenvedett csigolyákat, és meghatároztuk a törés viszonyát a feltöltött csigolyához képest.

Eredmények

A biomechanikai vizsgálat során regisztrált paraméterek az 1. táblázatban látható adatoknak megfelelően alakultak, jelentős szórást mutatva minden mutató esetében. Ennek egyik lehetséges oka, hogy a mintákat csak a röntgenképen mutatott állapotuk alapján választottuk ki, és nem vettük figyelembe a klinikai adatokat, így az életkort, a nemi hovatartozást vagy a csonttritkulás súlyosságát. A mérések eredményét deformáció-nyomófeszültség diagramon összegeztük (3. ábra).

Minta-szám	Anatómiai szegmentum	Kezelt csigolya	Módszer	Törés helye	Maximális nyomófeszültség (MPa)	Nyomó rugalmassági modulus (MPa)	Nyomófeszültség első megroppanásnál (MPa)
823/T	T11-L1	Kontroll		L1 alsó zárólemez	1,75	79,40	1,35
823/L	L2-L4	Kontroll		L4 alsó zárólemez	3,06	62,36	1,91
817/T	T11-L1	T12	PVP	L1 test	1,46	49,53	1,46
817/L	L2-L4	L3	Kyphoplasztika	L2 szomszédos zárólemez	1,51	69,40	1,19
810/T	T11-L1	T12	PVP	L1 alsó zárólemez	2,54	107,73	2,54
810/L	L2-L4	L3	Kyphoplasztika	L4 alsó zárólemez	3,60	112,72	2,56

1. táblázat. A vizsgálat során mért terhelési paraméterek alakulása



3. ábra. Deformáció-nyomófeszültség diagram az egyik minta esetében

A nyomóterheléses vizsgálat eredményei

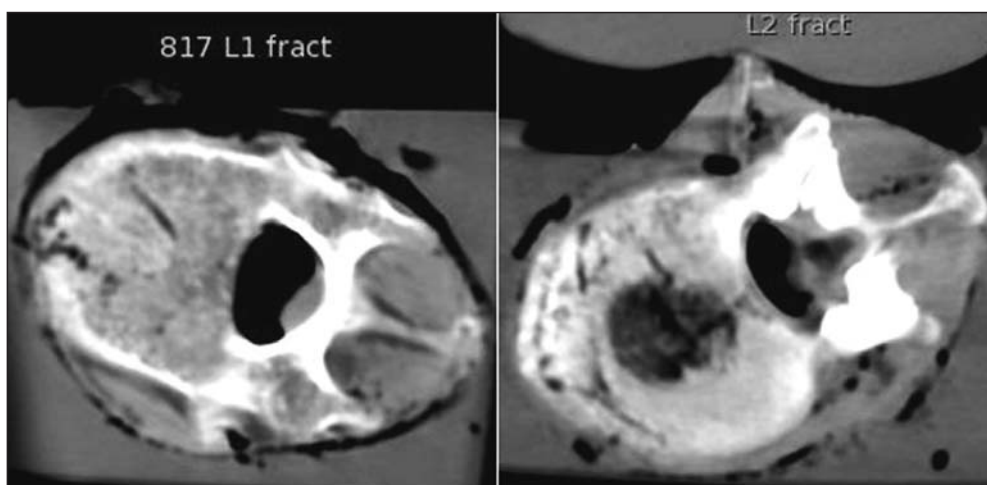
A nyomóterheléses vizsgálat után elvégzett CT-vizsgálattal elemeztük a terhelés eredményeként bekövetkezett törések lokalizációját. Azt találtuk, hogy a hat mintából négy esetben (a 823-as kontroll és a 810-es számú, PVP-val és kyphoplastikával kezelt mintánál) a törés ugyanott jelentkezett, éspedig az alsó befogóval érintkező zárólemezen (1. táblázat). A maradék két minta esetében azonban mást tapasztaltunk. A két minta ugyanazon cadaverből származott, az egyik a ThXI-LI-es, a másik az LII-LIV-es szegmentumokat tartalmazta. Az előzőben a törés az alsó,

vagyis a vertebroplastikával kezelt ThXII-es csigolya alatti csigolya testében jelentkezett, míg a másodikban az LII-es, vagyis a kyphoplastikával kezelt LIII-as csigolya fölötti corpus alsó, tehát szomszédos zárólemezen alakult ki (4. ábra).

A nyomófeszültség az LII csigolya megroppanásakor 1,46 MPa, míg az LIV megroppanásakor 1,19 MPa volt, ami jelentősen kisebb, mint az egész csoportra jellemző átlag.

Megbeszélés

Bár még mindig nincs egyértelműen tisztázva, mégis úgy tűnik, hogy a PMMA-val végzett csigolyastabilizáció biomechanikai szempontból nem közömbös a szomszédos csigolyákra súlyos csonttrikulás esetén. Biomechanikai vizsgálatok arra utalnak, hogy vertebroplastika hatására fokozódik a szomszédos törések kockázata⁷. Egy 2009-es, populáció alapú, összehasonlító vizsgálatban azt találták, hogy a csigolyastabilizációs módszerek szignifikáns mértékben növelik a másodlagos törések kialakulásának kockázatát⁸. Egy 2008-ban közzét vizsgálat eredményei szerint



4. ábra. Az axiális CT-felvételek a terhelés során kialakult töréseket mutatják

a szomszédos törések korábban jelentkeznek a PVP után, mint a távoliak⁹. Egy véges elemes modellen alapuló elemzésben azt találták, hogy a vertebroplasztika után megváltozik a szomszédos csigolyákra kifejtett terhelés¹⁰.

A PVP és kyphoplasztika klinikai hatásairól nagy esetszámú, véletlen besorolású összehasonlító vizsgálat nem készült. Biomechanikai hatásait összehasonlítva egy vizsgálatban nem találtak érdemi különbséget közöttük¹¹. A két módszer között azonban részleteiben sok különbség van. Az egyik lehetséges különbség az alkalmazott csontcement mennyiségében rejthető. A PVP esetében átlagosan 2-4 ml-nyi a befecskendezett cement mennyisége. Ezzel szemben a kyphoplasztika esetén két felfújható ballonnal képezünk üreget a csigolyatest belsejében, ami a legkisebb rendelkezésre álló ballonokat használva is 6 ml-t jelenthet teljes felfújásuk és feltöltésük esetén. A másik fontos különbség abból adódhat, hogy vertebroplasztika esetén a befecskendezett csontcement szétterjed a csigolyatest trabecularis szerkezetében, körülölelve és nem destruálva annak felépítését. A kyphoplasztika esetében viszont a ballonok magas nyomású felfújásával a csigolyaszerkezet a ballon helyén destruálódik, és a cementet ezen prefórmált üregbe fecskendezzük. Ebből kifolyólag egy kompakt, golyószerű cementdarab kerül a csigolyatestbe, ami különbözik a vertebroplasztikánál tapasztalt nyúlványos, szivacszerű szerkezettől. Feltételezhető tehát, hogy a nagyobb térfogatú, tömör golyószerű cementforma másként viselkedik biomechanikai szempontból, mint a kevesebb cementből álló, szivacszerű forma. Ezáltal a szomszédos csigolyákra gyakorolt hatásuk is különbözhet.

Jelen előzetes vizsgálatban a kísérleti technológia kidolgozása volt az elsődleges célunk. Az a tény, hogy a hat vizsgált mintából a két

kontroll és két kezelt minta esetében következett be törés a csont és a befogó-felszín közötti kölcsönhatás eredményeként, nem enged messzemenő következtetéseket levonni. Azt a klinikai tapasztalatot viszont erősítheti, miszerint az esetek 80–85%-ában a csigolya-stabilizációs kezelések nem okoznak szomszédos csigolyatörést. Azon két minta esetében, amelyeknél a törés nem a befogókkal érintkező felszíneken következett be, azt tapasztaltuk, ami – bár kisebb arányban – a klinikai gyakorlatban is előfordul: a csigolya feltöltése után a betegek újabb, szomszédos csigolyákat érintő törésekkel jelentkeznek. Az a tény, hogy ezen minták esetében az összeroppanáskor mért maximális nyomófeszültség alacsonyabb volt, mint az egész csoport átlaga, utalhat arra, hogy ebben az esetben egy viszonylag súlyosabb csonttrikulással állunk szemben. Mivel azonban nem rendelkezünk előzetes csontsűrűségi adatokkal, ezt nem állíthatjuk biztosan. Fokozott osteoporosis esetén a csontok terhelhetősége csökken, és terhelés esetén az összeroppanás már kisebb kompressziós erőket is bekövetkeztet. Ez egybecseng klinikai eredményeinkkel, amelyek azt mutatják, hogy a szomszédos törések elsősorban súlyos csonttrikulásban szenvedő betegeknél jelentkeznek¹².

Az előzetes vizsgálatunk eredményei tehát ígéretesnek tűnnek abból a szempontból, hogy a kidolgozott technológia alkalmas a vizsgálat kivitelezésére. Fontos eredmény az is, hogy négy esetben, és pedig a két kontroll minta, valamint a két 810-es számú minta esetében nem a várt helyen következett be törés (1. táblázat). Ez arra enged következtetni, hogy a továbbiakban a funkcionális gerincegységeken a kezelésük előtt osteodenzitometriás vizsgálatot érdemes végezni. Bár ez a vizsgálat költségeinek növekedéséhez vezet, segítségével kiszűrhetők a csonttrikulás által nem sújtott minták, ami hosszú távon költségmegtakarítást is eredményezhet.

Következtetés

Jelen vizsgálatban humán cadaverekből származó, három csigolyatestet tartalmazó funkcionális mintákon végeztünk nyomóterheléses biomechanikai vizsgálatokat azt követően, hogy a középső csigolyatestet perkután csontcementes augmentációval, vertebroplasztikával vagy kyphoplastikával kezeltük. Az ered-

mények azt sugallják, hogy csonttrikulálás által sújtott minták vizsgálata esetén a csontcementes csigolyatest-stabilizációnak mérhető hatása van a szomszédos csigolyatestekre, és megfelelően egymáshoz illesztett csoportok esetén a két módszer közötti különbség meghatározható lehet. A tervezett vizsgálat értékét növelendő, ehhez előzetes csontsűrűség-mérésre és nagyobb mintaelem-számra lesz szükség.

IRODALOM

1. *Mathis JM, Barr JD, Belkoff SM, Barr MS, Jensen ME, Deramond H.* Percutaneous vertebroplasty: a developing standard of care for vertebral compression fractures. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001;22(2):373–81.
2. *Jensen ME, Evans AJ, Mathis JM, Kallmes DF, Cloft HJ, Dion JE.* Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: technical aspects. *AJNR Am J Neuroradiol* 1997;18(10):1897–904.
3. *Deramond H, Depriester C, Galibert P, Le Gars D.* Percutaneous vertebroplasty with polymethylmethacrylate. Technique, indications, and results. *Radiol Clin North Am* 1998;36(3):533–46.
4. *Deramond H, Mathis JM.* Vertebroplasty in osteoporosis. *Semin Musculoskelet Radiol* 2002;6(3):263–8.
5. *Belkoff SM, Mathis JM, Jasper LE, Deramond H.* The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior. *Spine* 2001;26(14):1537–41.
6. *Poliķeit A, Nolte LP, Ferguson SJ.* The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. *Spine* 2003;28(10):991–6.
7. *Berlemann U, Ferguson SJ, Nolte LP, Heini PF.* Adjacent vertebral failure after vertebroplasty. A biomechanical investigation. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84(5):748–52.
8. *Mudano AS, Bian J, Cope JU, et al.* Vertebroplasty and kyphoplasty are associated with an increased risk of secondary vertebral compression fractures: a population-based cohort study. *Osteoporos Int* 2009;20(5):819–26.
9. *Pitton MB, Herber S, Bletz C, et al.* CT-guided vertebroplasty in osteoporotic vertebral fractures: incidence of secondary fractures and impact of intradiscal cement leakages during follow-up. *Eur Radiol* 2008;18(1):43–50.
10. *Poliķeit A, Ferguson S.* The effect on anterior column loading due to different vertebral augmentation techniques. *Clin Biomech* 2005;20(5):551–2.
11. *Ananthakrishnan D, Berven S, Deviren V, et al.* The effect on anterior column loading due to different vertebral augmentation techniques. *Clin Biomech* 2005;20(1):25–31.
12. *Kulcsár Zs, Marosfői M, Berentei Zs, et al.* Szomszédos csigolyatörések előfordulása perkután vertebroplasztika után. *Orv Hetil* 2009 Sept 13;150(37):1744–8

Ez a munka az Egészségügyi Tudományos Tanács (ETT) 227/2006 számú pályázatának támogatásával készült.

Dr. Kulcsár Zsolt

Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet
H-1145 Budapest, Amerikai út 57. · Tel.: (+36) 1 467-9300

www.muszeroldal.hu

(a magyar műszerportál)

- Cégszótárak:

- Gyártók/Forgalmazók/Műszerek
- Kalibráló-és Vizsgálólaboratóriumok
- Műszerfejlesztők
- Műszerjavítók

- Referencia oldalak:

- **Metrológia**
 - SI rendszer
 - Ipari metrológia
 - Négynyelvű metrológiai szótár
- **Szakirodalom**
 - Magyar mérés-technikai cikkek jegyzéke
- **Hasznos adatok**
 - Anyagok szilárdsági jellemzői
 - Hőelemek adatai
 - Mértékegység lexikon
 - Fontosabb fizikai állandók
 - ASCII kódtábla
- **Letölthető szoftverek stb.**
- **Műszer-piac**

Ha mérést végez... ha műszereket árusít... kalibrál... fejleszt
vagy javít... itt mindent megtalál!

MŰSZER
OLDAL