

基础研究

骨质疏松程度对骶骨椎弓根螺钉固定的生物力学影响

于滨生, 郑召民, 庄新明, 张加芳, 李泽民

(中山大学附属第一医院脊柱外科 骨科研究所 510700 广州市)

【摘要】目的:评价骨质疏松程度对骶骨椎弓根螺钉固定强度的影响。**方法:**25 具骨质疏松成人新鲜尸体骶骨标本,按尸体腰椎骨密度(BMD)值分为 A 组($n=9$, BMD $0.70\sim 0.79\text{g/cm}^2$)、B 组($n=8$, BMD $0.60\sim 0.69\text{g/cm}^2$)和 C 组($n=8$, BMD $<0.60\text{g/cm}^2$)。在同一标本的 S1 左侧置入双皮质椎弓根螺钉,右侧置入单皮质椎弓根螺钉时用聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)骨水泥强化,4h 后使用 MTS 实验机对螺钉尾部进行 30~250N 的头尾方向循环加载 2000 次后,测定椎弓根螺钉的下沉位移和轴向拔出力。2000 次载荷中螺钉下沉超过 2mm 定义为锚定失败。**结果:**A 组和 B 组螺钉均未出现锚定失败;C 组双皮质椎弓根螺钉锚定失败 6 例(75%),PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉锚定失败 5 例(63%)。A 组双皮质螺钉固定的下沉位移和轴向最大拔出力与 PMMA 强化螺钉固定比较无显著性差异($P>0.05$);B 组 PMMA 强化螺钉固定的下沉位移显著低于双皮质螺钉固定,轴向最大拔出力显著高于双皮质固定($P<0.05$)。A 组双皮质螺钉固定和 PMMA 强化螺钉固定的下沉位移均显著低于 B 组($P<0.05$),A 组双皮质螺钉固定的轴向最大拔出力显著高于 B 组($P<0.05$),A 组 PMMA 强化螺钉固定的轴向最大拔出力与 B 组比较无显著性差异($P>0.05$)。C 组内固定失败病例中,PMMA 强化螺钉固定的承载次数显著高于双皮质螺钉固定($P<0.05$)。**结论:**BMD $\geq 0.70\text{g/cm}^2$ 时双皮质骶骨椎弓根螺钉固定和 PMMA 强化单皮质骶骨椎弓根螺钉固定可获得同等的锚定强度,BMD 值为 $0.60\sim 0.69\text{g/cm}^2$ 时 PMMA 强化单皮质骶骨椎弓根螺钉固定的锚定强度显著高于双皮质螺钉固定,BMD 值 $<0.60\text{g/cm}^2$ 时两种锚定方式均容易导致早期松动。术前行腰椎 BMD 检查可指导选择骶骨螺钉固定方式。

【关键词】腰骶融合;椎弓根螺钉;内固定;骨质疏松;聚甲基丙烯酸甲酯;生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2009.10.07

中图分类号:R687.3,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2009)-10-0740-05

Biomechanical effect of osteoporosis on sacral pedicle screws instrumentation/YU Binsheng,ZHENG Zhaomin,ZHUANG Xinming,et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord,2009,19(10):740~744

【Abstract】Objective:To investigate the biomechanical effect of osteoporosis on sacral pedicle screws instrumentation.**Method:**25 fresh adult human sacra specimen featuring osteoporosis were used in this study.According to the value of lumbar bone mineral density (BMD) assessed by a dual energy X-ray absorptiometry, specimens were assigned into three groups as follows,group A($n=9$),BMD $0.70\sim 0.79\text{g/cm}^2$,group B($n=8$),BMD $0.60\sim 0.69\text{g/cm}^2$,group C ($n=8$),BMD $<0.60\text{g/cm}^2$.For each specimen,S1 pedicle screw was inserted bicortically on the left side,and S1 pedicle screw augmented by polymethylmethacrylate(PMMA) was inserted unicortically on the contralateral side of sacrum.Following a dynamic cyclic loading from 30N to 250N on the screw head for 2000 cycles,the subsidence displacement and axial pull-out strength of each screw were measured,and we defined subsidence displacement over 2mm after 2000 cyclic loading as anchoring failure.**Result:**No anchoring failure was noted in both group A and B.However,in group C,6 cases(75%) in bicortical fixation and 5 cases(63%) in PMMA augmented fixation had evidence of failure during cyclic loading.In group A,no significant difference between bicortical and PMMA augmented fixation was detected in terms of the subsidence displacement and maximal screw pull-out strength ($P>0.05$).In group B,significantly less subsidence and higher maximal screw pull-out strength were documented in the PMMA augmentation than that in bicortical fixation ($P<0.05$). Both techniques in group A exhibited lower subsidence of the screw than that in group B($P<0.05$).Bi-

基金项目:广东省科技计划项目(2008B050100012)

第一作者简介:男(1966-),副教授,医学博士,研究方向:脊柱临床与生物力学

电话:(020)82379597 E-mail:hpyubinsheng@hotmail.com

cortical technique in group A exhibited higher maximum pull-out strength than that in group B ($P < 0.05$). However, statistical difference in terms of PMMA augmentation was not detected between group A and B ($P > 0.05$). Among the cases with anchoring failure in group C, significantly more loading cycles (before failure) were observed in PMMA augmented unicortical fixation than that in bicortical fixation. **Conclusion:** For $BMD \geq 0.70 \text{ g/cm}^2$, bicortical sacral pedicle screw fixation could obtain sufficient anchoring strength compared to that provide by PMMA augmented technique. When BMD is $0.60 \sim 0.69 \text{ g/cm}^2$, PMMA augmented technique have more pull-out screw strength than bicortical fixation. For $BMD < 0.60 \text{ g/cm}^2$, early screw loosening may occur in both bicortical and PMMA augmented fixations. Therefore, preoperative evaluation of lumbar BMD is critical to choose a appropriate technique for sacral screw instrument.

[Key words] Lumbosacral fusion; Pedicle screw; Fixation; Osteoporosis; Polymethylmethacrylate; Biomechanics

[Author's address] Department of Spinal Surgery and Orthopaedics Research Center, the First Affiliated Hospital, Sun Yat-sen University, Guangzhou, 510700, China

骶骨椎弓根螺钉固定是腰骶融合中普遍使用的固定方法。作为脊柱的尾端固定, 由于骨密度 (bone mineral density, BMD)、局部解剖和生物力学等诸多因素的影响, S1 椎弓根螺钉固定具有较高的失败率^[1-3]。为提高 S1 椎弓根螺钉的固定强度, 降低螺钉松动的风险, 有学者主张采用双皮质固定和三皮质固定等技术^[4,5], 聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 强化技术因操作简单和即刻稳定效果良好也被广泛使用^[6]。骶骨的解剖结构表明, 椎弓根粗大且富含松质骨, 适合于 PMMA 强化技术^[7,8]。但至今, PMMA 强化对骶骨椎弓根螺钉固定强度的影响及在不同骨密度状态下使用 PMMA 强化的必要性尚未明确。本研究旨在比较不同骨质疏松程度下骶骨双皮质椎弓根螺钉和单皮质 PMMA 强化椎弓根螺钉的固定强度, 以明确 PMMA 强化椎弓根螺钉的适用范围。

1 材料与方法

1.1 标本及分组

取自新鲜成人尸体的 25 个骶骨用于实验, 新鲜尸体标本均由中山大学临床医学院解剖教研室提供。死亡年龄为 63~82 岁, 平均 70.4 岁。经 X 线摄片排除肿瘤、炎症及解剖学变异, 采用双能 X 线吸收测定仪 (DEXA, Densiscan 1000, Scanco Medical, Switzerland) 测定尸体 L1~L4 各椎骨的 BMD, 计算平均值。用双层塑料袋密封, 置于 -20°C 冰箱内保存。实验前, 将标本在室温下彻底解冻, 细致剥离骶骨附着肌肉和韧带, 按尸体腰椎 BMD 值将骶骨分为 3 组: A 组 ($n=9$), BMD 为 $0.70 \sim 0.79 \text{ g/cm}^2$; B 组 ($n=8$), BMD 为 $0.60 \sim 0.69 \text{ g/cm}^2$; C 组 ($n=8$), BMD $< 0.60 \text{ g/cm}^2$ 。

1.2 模型制作

在同一骶骨标本的 S1, 左侧行双皮质椎弓根螺钉固定, 右侧行 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定。椎弓根螺钉的进钉点定于 S1 上关节突下缘外侧 5mm 处^[4], 用开路器突破皮质, 将骨锥平行于 S1 上终板并与矢状面成 25° 角刺入椎体^[7,9], 左侧穿透对侧皮质, 右侧深度为 40mm, 拔出骨锥。左侧使用 6.5mm 丝攻扩髓后, 置入直径 7.0mm 的椎弓根螺钉 (Moss Miami, 强生公司), 并且穿透骶骨前方皮质 2mm; 右侧采用直径 7.0mm 丝攻扩髓, 拧入直径 7.0mm 的椎弓根螺钉深度达螺钉的尖端距前方皮质 2mm 后, 将之旋出。将搅拌均匀的 PMMA (Simplex P bone cement, 史赛克公司) 于“面团”期由远端至进钉口注满钉道^[6,7]后, 再次将椎弓根螺钉旋入 (图 1)。单皮质和双皮质固定的平均置钉长度分别为 46.5mm 和 49.5mm。

1.3 生物力学测试

1.3.1 2000 次循环载荷测试 模型制作 4h 后, 将一侧螺钉与直径 6.25mm、长度 200mm 的专用连接棒 (Rod, 强生公司) 紧密连接, 使棒与实验台面保持垂直的状态下, 将 S2/3 以下用医用牙托粉包埋固定。将包埋块固定于 MTS 材料实验机 (MTS 858 bionix, 美国 MTS 公司) 上, 通过 MTS



图 1 两种骶骨椎弓根螺钉固定后 X 线片, 左侧为双皮质固定, 右侧为 PMMA 强化单皮质固定

上方加载盘垂直压缩连接棒,给螺钉头施加 30~250N 的循环压力载荷(图 2),加载周期为 1Hz,共计 2000 次。每个周期中载荷峰值所对应纵向位移值通过 MTS 内的传感器连续记录到 MTS 专用电脑。如果 2000 次载荷中螺钉下沉位移量超过初始位移 2mm,则视为螺钉锚定失败,终止测试。另一侧螺钉进行相同测试。

1.3.2 轴向拔出力测试 将通过 2000 次载荷的标本的 S2/3 以下切除,用牙托粉进行椎体包埋,使双皮质螺钉前端不接触牙托粉。将包埋块固定于 MTS 上,使螺钉长轴与试验台垂直,通过钢缆使钉头与 MTS 上方传动轴相连,行螺钉轴向拔出。拔出速度为 0.01mm/s,位移和拉力值通过传感器连续记录到 MTS 专用电脑。

1.4 数据解析

对成功通过疲劳测试的标本,记录第 2000 次载荷结束时螺钉相对初始状态的垂直位移量,即螺钉的下沉位移;并根据螺钉轴向拔出的数据,绘制力(N)-位移(mm)曲线,取曲线的顶点作为最大拔出力值(图 3)。采用 SPSS 软件(version 11.5, Chicago, IL) 进行统计处理,组内比较采用配对 t 检验,组间比较采用非配对 t 检验, $P<0.05$ 为有显著性差异。最后,进行 BMD 值与螺钉的下沉位移和轴向最大拔出力的相关性分析。



图 2 S1 椎弓根钉循环载荷的实物照片与示意图

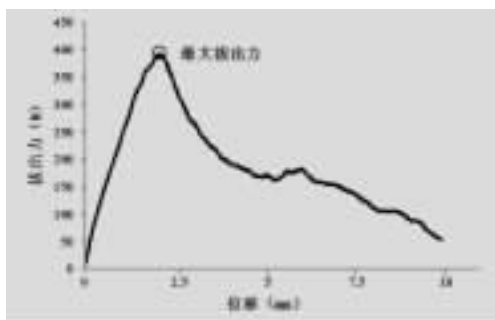


图 3 椎弓根螺钉拔出的力-位移曲线

2 结果

各组 BMD 平均值为:A 组 $0.75\pm 0.02\text{g/cm}^2$, B 组 $0.64\pm 0.03\text{g/cm}^2$, C 组 $0.54\pm 0.04\text{g/cm}^2$ 。

3 组 S1 双皮质和 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定经 2000 次载荷后的下沉位移见表 1。A 和 B 组螺钉均未出现锚定失败,A 组双皮质椎弓根螺钉固定的下沉位移与 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定比较无显著性差异 ($P>0.05$),B 组双皮质螺钉固定的下沉位移显著高于 PMMA 强化单皮质螺钉固定 ($P<0.05$);C 组双皮质螺钉固定出现锚定失败 6 例,PMMA 强化螺钉固定出现锚定失败 5 例,在失败前的承载次数为 696 ± 519 次,显著高于双皮质螺钉固定的 33 ± 30 次 ($P<0.05$)。无论双皮质椎弓根螺钉固定还是 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定,A 组的下沉位移均显著低于 B 组 ($P<0.05$)。

3 组 S1 双皮质和 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定经 2000 次载荷后的最大拔出力见表 1。A 组双皮质椎弓根螺钉固定的轴向最大拔出力与 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定比较无显著性差异 ($P>0.05$),B 组 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定的轴向最大拔出力显著高于双皮质螺钉固定 ($P<0.05$)。A 组双皮质椎弓根螺钉固定的轴向最大拔出力显著高于 B 组 ($P<0.05$),A 组 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定的轴向最大拔出力与 B 组比较无显著性差异 ($P>0.05$)。

在通过 2000 次载荷的所有螺钉中,双皮质和 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定的下沉位移均与 BMD 值呈较强的负相关(图 4),线性回归系数 R^2 分别为 0.85 和 0.80,均具有统计学意义 ($P<0.05$);双皮质固定和 PMMA 强化单皮质固定的轴向最大拔出力均与 BMD 呈较强的正相关(图 5),线性回归系数 R^2 分别为 0.92 和 0.76,均具有统计学意义 ($P<0.05$)。

表 1 两种骶骨椎弓根螺钉固定在 2000 次循环载荷后的下沉位移和轴向最大拔出力 ($\bar{x}\pm s$)

	n	下沉位移(mm)		最大拔出力(N)	
		双皮质	PMMA 强化	双皮质	PMMA 强化
A 组	9	0.49 ± 0.18	0.45 ± 0.19	387 ± 59	427 ± 69
B 组	8	0.90 ± 0.35^{①}	0.68 ± 0.16^{①②}	268 ± 67^{①}	369 ± 76^{②}
C 组	8	1.73 ± 0.12	1.37 ± 0.06	120 ± 36	157 ± 76

注:“双皮质”指双皮质椎弓根螺钉固定,“PMMA 强化”指 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉固定。①与 A 组相同固定方法比较 $P<0.05$,②与同组双皮质椎弓根螺钉固定比较 $P<0.05$

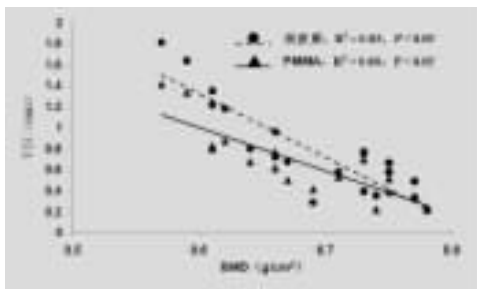


图 4 螺钉下沉位移与 BMD 值的关系

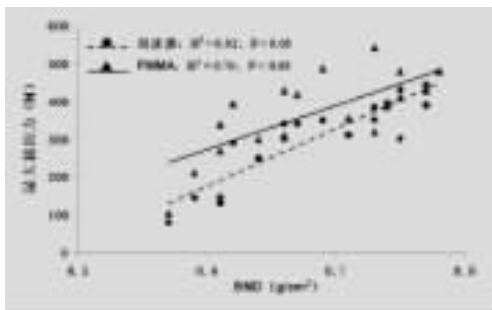


图 5 螺钉最大拔出力与 BMD 值的关系

3 讨论

固定技术和骨质疏松是影响椎弓根螺钉锚定强度的主要因素^[9]。虽然双皮质固定较单皮质固定增加了骶骨前方皮质的把持作用,但是在不同骨密度状态下,前方皮质对双皮质骶骨螺钉把持力的贡献尚未明确。PMMA 强化则通过增加松质骨与螺钉界面的结合力可以提高螺钉的锚定强度。生物力学研究表明,在骨质疏松的胸椎和腰椎,PMMA 强化可将椎弓根螺钉的轴向最大拔出力提高 49%~162%^[6,10-12]。但 PMMA 技术存在肺栓塞和渗漏导致组织损伤的危险^[13],因此在骶骨固定中使用 PMMA 强化的时机需要加以明确。一些生物力学研究探讨了在胸椎和腰椎骨质疏松程度对椎弓根螺钉和使用 PMMA 强化椎弓根螺钉固定强度的影响^[10,11],但骨质疏松程度对骶骨双皮质与 PMMA 强化单皮质椎弓根螺钉的生物力学影响至今尚未明确。

骨质疏松易导致椎弓根螺钉松动已成为临床共识。骨质疏松的判定标准为 BMD 测定值比同性别峰值 BMD 均值降低 2.5 个标准差以上或 BMD 测定值小于 0.8g/cm²。Yamagata 等^[14]建议,当 BMD 小于 0.8mg/cm² 时有必要对胸椎和腰椎椎弓根螺钉进行 PMMA 强化。Youssef 等^[15]通过体外疲劳测试进一步证实,BMD 低于 0.6g/cm² 容易造成椎弓根螺钉的早期松动。因此,为评价骶骨螺钉在

不同骨密度状态下的锚定强度,本研究按 BMD 值将标本分成 A 组 (BMD=0.70~0.79g/cm²)、B 组 (BMD=0.60~0.69g/cm²) 和 C 组 (BMD<0.60g/cm²),且各组的 BMD 值分别相当于 Jekei 法骨质疏松分类的 I、II、III 度^[16]。

椎弓根螺钉松动常为纵向切割或拔出,因此本研究采用螺钉的下沉位移和拔出力测定,以评价椎弓根螺钉的固定强度。最大拔出力是评价螺钉固定强度的常用指标,但置入后的即刻拔出并不能真正反映临床实际,椎弓根螺钉通常因疲劳负荷而发生不同程度的松动。为了模拟这一现象,我们采用的周期载荷量为 30~250N,该载荷量位于人体正常生理载荷范围内,2000 次的加载次数相当于患者术后早期活动期间的承载次数^[17]。

临床实践中,多种方法用于评价 BMD 并预测内固定的即刻稳定性及其长期命运。Jekei 法虽然简单廉价,但只依靠 X 线平片的评价方法存在较大误差^[16]。在体外力学研究中,定量计算机断层扫描(QCT)可准确测定单个椎骨的 BMD 值^[6,18]。但在体内,由于椎骨相邻骨性结构的干扰,QCT 很少用于脊椎骨的 BMD 测定,而采用 DEXA 测定腰椎 BMD 已成为当今脊柱重建方式选择和判断内固定预后的常规手段^[5,16]。基于各种评价 BMD 的方法均难以在体内对骶骨的 BMD 做出准确测量,因此我们认为,虽然本研究采用腰椎 BMD 值来估计骶骨的骨质状态符合临床实际,但仍然存在一定的局限性。

在 A 组 (BMD=0.70~0.8g/cm²),双皮质固定与 PMMA 强化固定在螺钉下沉位移和最大轴向拔出方面无显著性差异,说明 S1 椎弓根螺钉穿透前方皮质可获得与 PMMA 强化同等的固定强度。因此,当 BMD 值大于 0.7g/cm² 时,双皮质固定可获得充足的稳定性,没有行 PMMA 强化的必要。在 B 组 (BMD=0.60~0.69g/cm²),PMMA 强化椎弓根螺钉的下沉位移显著低于双皮质椎弓根螺钉,并且其轴向最大拔出力显著高于双皮质椎弓根螺钉。Smith 等^[9]和 Zhu 等^[18]采用骨质疏松标本对单皮质和双皮质骶骨椎弓根螺钉的拔出进行了比较,结果显示两种固定间并无显著性差异。他们的结果提示,在骨密度低下时 S1 椎体前方皮质骨不能对椎弓根螺钉提供充足的锚定作用。而在此情况下,骨水泥可能在疏松的松质骨内获得广泛渗透,从而提高骨-螺钉界面间结合强度。因此,从提

高骶骨螺钉固定强度的角度,对于 BMD 值为 $0.60\sim 0.69\text{g}/\text{cm}^2$ 的患者,需要使用 PMMA 强化技术。在本研究中,B 组的双皮质和 PMMA 强化固定的螺钉下沉位移均显著高于 A 组,因此,对于 BMD 值低于 $0.7\text{g}/\text{cm}^2$ 的骨质疏松患者,术后应有足够的卧床时间,防止螺钉的早期松动。A 组的双皮质椎弓根螺钉的最大拔出力显著高于 B 组,但 PMMA 强化椎弓根螺钉的最大拔出力在 A 组与 B 组间并不存在显著性差异。这一结果提示,骨质疏松程度的恶化增加了对椎弓根螺钉进行 PMMA 强化的必要性。在 C 组($\text{BMD}<0.60\text{g}/\text{cm}^2$),双皮质和 PMMA 强化椎弓根螺钉固定在 2000 次压缩载荷内出现锚定失败率分别为 75% 和 63%,说明当腰椎 BMD 小于 $0.6\text{g}/\text{cm}^2$ 时,双皮质固定和 PMMA 强化技术均不能满足骶骨椎弓根螺钉固定的临床要求,应寻求其它固定点或追加 S1 椎弓根螺钉保护的固定方式。换言之,从防止内固定失败的角度考虑,当 BMD 值低于 $0.6\text{g}/\text{cm}^2$ 时应慎用骶骨椎弓根螺钉固定。

本研究证实,无论双皮质和 PMMA 强化椎弓根螺钉固定,其周期承载后的下沉位移均与 BMD 呈较强的负相关性;且与胸椎和腰椎椎弓根螺钉固定强度与 BMD 的关系相类似^[6,10-12],骶骨螺钉的最大拔出力与骨密度呈较强的正相关。说明骨质疏松的程度与螺钉固定强度密切相关,骶骨螺钉的锚定强度和预后可根据患者的腰椎 BMD 状况加以判定。术前根据腰椎 BMD 值可以正确选择骶骨椎弓根螺钉固定方式和指导术后功能锻炼。根据不同骨密度梯度探讨 PMMA 强化骶骨螺钉的生物力学结果,可为今后骶骨螺钉固定方法的选择提供一些新的生物力学依据。

4 参考文献

1. Lebowitz NH, Cunningham BW, Dmitriev A, et al. Biomechanical comparison of lumbosacral fixation techniques in a calf spine model [J]. Spine, 2002, 27(21): 2312-2320.
2. Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, et al. Pseudarthrosis in long adult spinal deformity instrumentation and fusion to the sacrum: prevalence and risk factor analysis of 144 cases [J]. Spine, 2006, 31(20): 2329-2336.
3. Pihlajamäki H, Myllynen P, Böstman O. Complications of transpedicular lumbosacral fixation for non-traumatic disorders [J]. J Bone Joint Surg Br, 1997, 79(2): 183-189.
4. Smith SA, Abitbol JJ, Carlson GD, et al. The effects of depth of penetration, screw orientation, and bone density on sacral screw fixation [J]. Spine, 1993, 18(8): 1006-1010.
5. Lehman RA, Kuklo TR, Belmont PJ, et al. Advantage of pedicle screw fixation directed into the apex of the sacral promontory over bicortical fixation: a biomechanical analysis [J]. Spine, 2002, 27(8): 806-811.
6. Becker S, Chavanne A, Spitaler R, et al. Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines [J]. Eur Spine J, 2008, 17(11): 1462-1469.
7. Ngu BB, Belkoff SM, Gelb DE, et al. A biomechanical comparison of sacral pedicle screw salvage techniques [J]. Spine, 2006, 31(6): E166-168.
8. Yilmaz C, Atalay B, Caner H, et al. Augmentation of a loosened sacral pedicle screw with percutaneous polymethylmethacrylate injection [J]. Spinal Disord Tech, 2006, 19(5): 373-375.
9. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine [J]. Clin Orthop, 1986, 203: 99-112.
10. Sarzier JS, Evans AJ, Cahill DW. Increased pedicle screw pullout strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines [J]. J Neurosurg, 2002, 96(3 Suppl): 309-312.
11. Soshi S, Shiba R, Kondo H, et al. An experimental study on transpedicular screw fixation in relation to osteoporosis of the lumbar spine [J]. Spine, 1991, 16(11): 1335-1341.
12. Flahiff CM, Gober GA, Nicholas RW. Pullout strength of fixation screws from polymethylmethacrylate bone cement [J]. Biomaterials, 1995, 16(7): 533-536.
13. Abdul-Jalil Y, Bartels J, Alberti O, et al. Delayed presentation of pulmonary polymethylmethacrylate emboli after percutaneous vertebroplasty [J]. Spine, 2007, 32(20): E589-593.
14. Yamagata M, Kitahara H, Minami S, et al. Mechanical stability of pedicle screw fixation systems for the lumbar spine [J]. Spine, 1992, 17(Suppl 3): 51-54.
15. Youssef JA, McKinley TO, Yerby SA, et al. Characteristics of pedicle screw loading: effect of surgical technique on intravertebral and intrapedicular bending moments [J]. Spine, 1999, 24(1): 18-24.
16. Yuan X, Takahashi N, Terashita T, et al. Which vertebrae should be assessed in diagnosing osteoporosis by plain radiography? Comparative study of radiographic findings and bone mineral density measured by dual energy X-ray absorptiometry [J]. J Orthop Sci, 1998, 3(2): 252-256.
17. McLachlin SD, Beaton BJ, Sabo MT, et al. Comparing the fixation of a novel hollow screw versus a conventional solid screw in human sacra under cyclic loading [J]. Spine, 2008, 33(17): 1870-1875.
18. Zhu Q, Lu WW, Holmes AD, et al. The effects of cyclic loading on pull-out strength of sacral screw fixation: an in vitro biomechanical study [J]. Spine, 2000, 25(9): 1065-1069.

(收稿日期: 2009-04-03 修回日期: 2009-06-04)

(英文编审 蒋欣)

(本文编辑 李伟霞)