

后凸成形骨水泥强化技术在骶骨钉翻修中的生物力学作用

庄新明, 于滨生*, 郑召民, 李泽民, 王泰平
(中山大学附属第一医院脊柱外科//骨科研究所, 广东 广州 510700)

摘要:【目的】评价后凸成形骨水泥(PMMA)强化技术对骨质疏松情况下骶骨钉固定强度的生物力学影响,为骶骨钉翻修选择坚强的补救技术提供依据。【方法】11具新鲜骶骨标本用于实验,双能X线吸收法(DEXA)评价骨密度。在同一骶骨上,依次建立非PMMA强化和PMMA强化骶骨钉的固定模型如下,A组:单皮质椎弓根钉;B组:双皮质椎弓根钉;C组:传统PMMA强化单皮质椎弓根钉;D组:后凸成形PMMA强化椎弓根钉;E组:后凸成形PMMA强化侧翼钉。在MTS试验机上对五种骶骨钉依次进行轴向拔出测试,记录最大承受拔出力并比较。【结果】11具标本的平均骨密度为 $(0.71 \pm 0.08) \text{ g/cm}^2$ 。A组的螺钉拔出力(508 N)显著低于其它4种固定组($P < 0.05$)。B组的螺钉拔出力(685 N)与E组(702 N)无显著差异($P > 0.05$),但是,两者的拔出力均显著低于C和D组($P < 0.05$)。重要的是,D组(986 N)的拔出力显著高于C组(846 N)。【结论】在骨质疏松患者的骶骨固定中,双皮质骶骨椎弓根钉较单皮质具有显著的力学优势。骶骨椎弓根钉一旦发生松动,传统的和后凸成形PMMA强化技术均可成为补救手段,并且后凸成形PMMA强化骶骨椎弓根钉可获得最坚强的锚定。

关键词: 腰骶融合; 骨质疏松; 骶骨钉; 骨水泥强化; 生物力学

中图分类号: R68 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-3554(2010)04-0503-05

Biomechanical Effect of Kyphoplasty-Assisted PMMA Augmentation on Sacral Screw Fixation Strength

ZHUANG Xin-ming, YU Bin-sheng*, ZHENG Zhao-min, LI Ze-min, WANG Tai-ping
(Department of Spinal Surgery and Orthopaedics Research Center, The First Affiliated Hospital, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510700, China)

Abstract: 【Objective】 To evaluate the biomechanical effect of kyphoplasty-assisted polymethylmethacrylate (PMMA) augmented technique on the sacral screw fixation strength in osteoporotic condition, and provide evidences for choosing rigid salvage techniques for sacral screw revision. 【Method】 Eleven fresh osteoporotic cadaveric sacra were used in this study and bone mineral density (BMD) of each specimen was measured by dual-energy radiograph absorptiometry (DEXA). Sacral screws with and without PMMA augmentation were sequentially established on the same sacrum as follows, Group A: unicortical pedicle screw; Group B: bicortical pedicle screw; Group C: pedicle screw with traditional PMMA augmented technique; Group D: pedicle screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation; Group E: ala screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation. Axial pull-out resistance of the five screws was sequentially tested on a MTS material testing machine, and the maximum bear pull-out strengths were measured for comparison. 【Results】 The average BMD of 11 specimens was $0.71 \pm 0.08 \text{ g/cm}^2$. Group A (508 N) exhibited significantly less pull-out strength compared with all the other groups ($P < 0.05$). No statistical difference on pull-out strength was detected between Group B (685 N) and E (702 N) ($P > 0.05$); however, the two techniques exhibited markedly lower pull-out strength than Group C and D ($P < 0.05$). Importantly, the pull-out strength in Group D (986 N) was obviously higher than that in Group C (846 N). 【Conclusions】 For sacral screw fixation of osteoporotic patient, bicortical sacral pedicle screw could acquire significant mechanical advantage over unicortical. Once the loosening of pedicle screw occurs, the traditional and kyphoplasty-

收稿日期: 2009-12-16

基金项目: 广东省科技计划项目(2008B050100012); 广东省医学科研项目(A2008161)

作者简介: 庄新明, 硕士研究生, E-mail: zhuangemail@163.com; * 通信作者: 于滨生, 博士, 副教授, 硕士生导师, 研究方向: 脊柱临床与生物力学, E-mail: hpyubinsheng@hotmail.com

assisted PMMA augmentations may serve as a suitable salvage technique. Moreover, the sacral pedicle screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmented technique may obtain the most rigid anchoring strength.

Key words: lumbosacral fusion; osteoporosis; sacral pedicle screw; polymethylmethacrylate augmentation; biomechanics

[J SUN Yat-sen Univ(Med Sci), 2010, 31(4): 503-507]

椎弓根钉固定是腰骶融合中普遍使用的固定方法。骶骨椎弓根钉作为脊柱的尾端固定,尤其在骨质疏松患者容易发生松动^[1-3]。骶骨钉松动不仅可导致固定区域假关节形成和矫正丢失,而且容易引发腰骶部的轴向疼痛。目前,虽然对松动的椎弓根钉有多种补救方法,但是骨水泥(polymethylmethacrylate, PMMA)强化以其操作简单且即刻稳定效果良好,已成为补救椎弓根钉松动的首选^[4]。PMMA 强化通常采用两种路径^[4-6]:一种是钉道内注射 PMMA 的传统强化方法;另一种是通过球囊在松质骨内扩张制造空腔,并在腔内注入 PMMA。生物力学研究进一步证实后凸成形 PMMA 强化椎弓根钉较传统 PMMA 强化可获得更高的固定强度^[6]。骶骨椎弓根粗大,从椎体到侧翼均富含松质骨。近年,临床已经采用椎体成形和后凸成形技术治疗骨质疏松性骶骨骨折^[7],同时还有研究探讨 PMMA 强化对松动的骶骨椎弓根钉的翻修效果^[8-9]。然而,后凸成形 PMMA 强化对骶骨椎弓根钉和侧翼钉的生物力学影响尚未清楚。因此,本研究的目的是对单皮质椎弓根钉、双皮质椎弓根钉,传统 PMMA 强化椎弓根钉、后凸成形 PMMA 强化椎弓根钉和侧翼钉的固定强度进行比较,以明确何种 PMMA 强化技术可作为骶骨椎弓根钉理想的补救手段。

1 材料与方 法

1.1 材 料

11 具受捐成人新鲜尸体骶骨标本(来源于中山大学中山医学院解剖实验室)用于实验。其中,男 5 具,女 6 具;死亡年龄为 66~83 岁,平均 74.4 岁。经 X 线摄片排除肿瘤、炎症及解剖学变异,并采用 DEXA 对 L1-L4 的骨密度 (bone mineral density, BMD)的平均值进行测定后,用双层塑料袋密封,置于-30℃的恒温冷冻箱内保存。实验前,将标本在室温下解冻 24 h 后,细致切除附着肌肉和韧带。

1.2 五种骶骨钉固定模型的建立

在同一骶骨标本上,使用直径 7 mm Moss

Miami 骶骨钉(DePuy 公司提供)和 PMMA(Stryker 公司提供)强化,依次建立骶骨钉固定和测试模型如下:A 组,单皮质椎弓根钉;B 组,双皮质椎弓根钉;C 组,传统 PMMA 强化椎弓根钉;D 组,后凸成形 PMMA 强化椎弓根钉;E 组,后凸成形 PMMA 强化侧翼钉(图 1)。

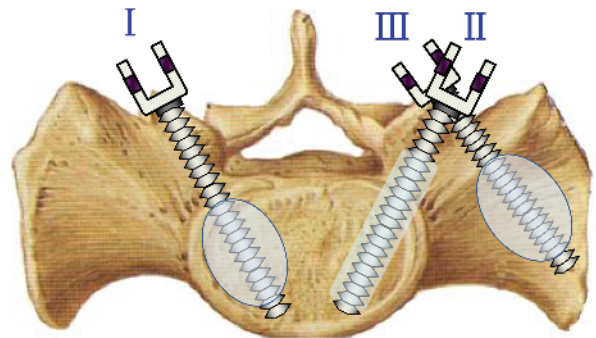


图 1 三种 PMMA 强化骶骨钉示意图

Fig.1 Schematic diagram of the three PMMA augmented sacral screws

I : Pedicle screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation; II : Pedicle screw with the traditional PMMA augmentation; III : Ala screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation

首先,在骶骨的左和右侧分别置入单皮质(A 组)和双皮质椎弓根钉(B 组)。进钉点均选择在 S1 上关节突下缘外侧 5 mm 处^[10]。用开路器刺破皮质,将骨锥平行于 S1 上终板并与矢状面成角 25°刺入椎体^[10]。使用直径 6 mm 攻丝扩髓,深度达 3.5 mm 后取出。用探针确认钉道四壁无破损后,测量钉道长度,将椎弓根钉置入钉道,并且使单皮质螺钉前端距骶骨前方皮质 2 mm 和双皮质螺钉前端穿透前方皮质 2 mm(图 2)。

拔出力测试后,取出单皮质和双皮质椎弓根钉。将 PMMA 充分搅拌 1 min,装入注射管中并等待 2 min 至“面团”期后,将 PMMA 注满左侧单皮质骶骨钉道,然后迅速地将相同规格的骶骨钉再次旋入(C 组)^[4]。拔出测试后,将该椎弓根钉道和双皮质钉道前皮质口用松质骨紧密填塞。于左侧翼,选择与椎弓根钉相同的进钉点,骨锥平行于骶

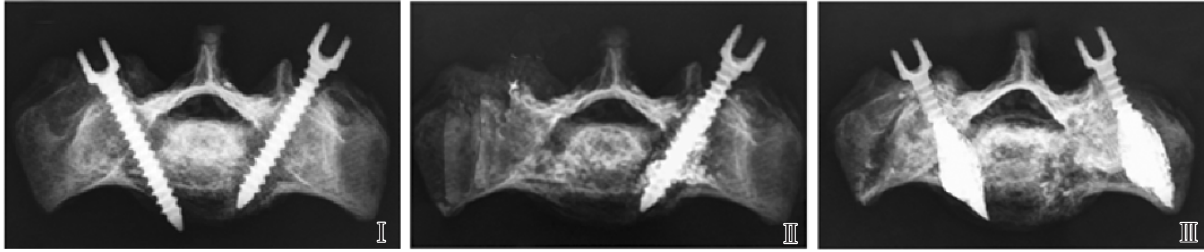


图2 五种骶骨钉固定的X光照片

Fig.2 The radiographs of the five sacral screw fixations

I : Unicortical and bicortical pedicle screws; II : Pedicle screw with the traditional PMMA augmentation; III : Pedicle and ala screws with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation.

骨翼上面刺向骶骨耳状面前端,再用直径7 mm 攻丝扩髓至前方皮质处^[10]。在透视下分别将长度为15 mm 球囊(龙冠公司提供)置入双皮质钉道和左侧翼钉道,并使球囊前端距离侧翼前方皮质5 mm 处。在松质骨内使球囊扩张至内压为14 kPa,维持15 min 后,取出球囊。将PMMA 注满两个钉道后,置入螺钉(D 和 E 组),并保证螺钉不穿透前方皮质(图2)。

1.3 生物力学测试

在858型MTS材料试验机上,通过自制的拔出力装置,对骶骨钉行轴向拔出力测试。拔出速度为0.01 mm/s。拔出过程中的拉力和位移通过MTS内的传感器连续记录到MTS专用电脑。实验按螺钉置入的先后顺序进行,在测试中用加湿器使标本始终保持湿润。

1.4 数据解析

根据螺钉轴向拔出的数据,绘制力-位移曲线,曲线的顶点值定义为最大承受拔出力。采用SPSS软件(version 11.5)的单因素方差分析和LSD-*t* 检验,检验水平 $\alpha = 0.05$ 。

2 结果

11具标本的BMD值为(0.55~0.79) g/cm²,平均(0.71±0.08) g/cm²,所有标本均为骨质疏松标本。

2.1 螺钉-PMMA 结合形态的肉眼观察

三种PMMA 强化骶骨钉拔出后的实物照片显示,三种补救技术的螺钉与PMMA 结合良好。其中,后凸成形PMMA 强化技术较传统PMMA 强化技术似乎结合更多的PMMA(图3)。

2.2 五种固定技术拔出力的比较

方差分析结果为 $F = 8.5$ 和 $P = 0.001$, 组间

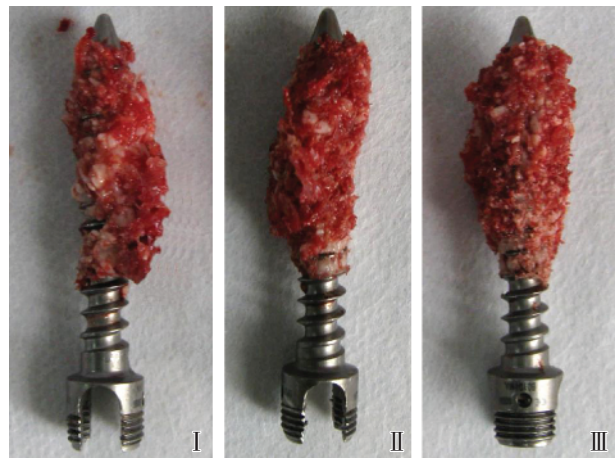


图3 三种PMMA 强化骶骨钉拔出后的实物照片

Fig.3 The photographs of the three PMMA augmented sacral screws after pullout

I : Pedicle screw with traditional PMMA augmentation; II : Pedicle screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation; III : Ala screw with kyphoplasty-assisted PMMA augmentation

差异有统计学意义。A组的螺钉承受拔出力(508±128) N 显著低于其它4种固定组($P < 0.05$)。B组的螺钉拔出力(685±126) N 与E组(846±230) N 无显著差异($P > 0.05$),但是,两者的拔出力均显著低于C和D组($P < 0.05$)。重要的是,D组(986±211) N 的拔出力显著高于C组(702±144) N (表1)。

3 讨论

3.1 实验设计和局限性

腰椎是临床评价患者BMD的最主要部位之一。研究表明,腰椎BMD是一种预测骶骨钉固定强度和长期命运的有效方法^[11]。虽然QCT在体外可以准确测定钉道部位的椎体BMD,然而其精度

表 1 五种骶骨钉轴向最大承受拔出力比较

Tab.1 Comparison among the axial maximum bear pullout strength of the five sacral screws ($\bar{x} \pm s$)

Groups	Sample size	Maximum pullout strength/N
Group A (Unicortical sacral pedicle screw)	11	508 ± 128
Group B (Bicortical sacral pedicle screw)	11	685 ± 126 ¹⁾
Group C (pedicle screw with traditional PMMA augmented technique)	11	846 ± 230 ¹⁾²⁾
Group D (pedicle screw with kyphoplastyassisted PMMA augmentation)	11	986 ± 211 ¹⁾
Group E (ala screw with kyphoplastyassisted PMMA augmentation)	11	702 ± 114 ³⁾

1) Compared with Group A, $P < 0.05$; 2) Compared with Group B and E, $P < 0.05$; 3) Compared with all the other groups, $P < 0.05$.

显著低于 DEXA^[12], 因此临床很难用 QCT 测量脊柱 BMD。基于 QCT 测量骶骨 BMD 难以再现临床状况, 本研究采用 DEXA 测量的腰椎 BMD 来预测骶骨的骨质状态。

虽然人尸体标本是体外生物力学研究的理想材料, 但是难以避免在性别、年龄和体格大小等方面产生个体差异。为均衡实验条件, 本研究在同一骶骨标本上按相同顺序进行了 5 种骶骨钉固定技术的测试。本研究评价的拔出力只能反映螺钉初期的固定强度, 并不能真正反映骶骨钉在体内随时间和负荷变化的长期固定效果。另外, 采用直接轴向拔出来模拟骶骨椎弓根钉松动并不符合临床实际, 因此, 本研究的结果直接应用于临床存在一些局限性。

3.2 骶骨钉、传统和后凸成形 PMMA 强化技术的生物力学作用及临床意义

本实验使用骶骨标本的 BMD 平均值为 0.71 g/cm², 研究证实, 双皮质椎弓根钉的拔出力显著高于单皮质椎弓根钉。根据生物力学观点, 双皮质较单皮质固定的力学优势不仅在于增加了螺钉的置入长度, 而且进一步获得骶骨前方皮质的把持力。但是, Smith 等^[10]在 BMD 平均值为 0.6 g/cm² 以下的骶骨标本的研究中发现, 单皮质和双皮质骶骨椎弓根钉的最大承受拔出力并无显著差异。因此, 对于轻度骨质疏松的患者, 双皮质较单皮质骶骨椎弓根钉仍然具有显著的力学优势, 应优先使用。

在本研究中, 传统 PMMA 强化技术能显著提高骶骨椎弓根钉的固定强度。因此, 从获得局部稳定和促进融合的需要, 钉道强化骶骨椎弓根钉应成为一种重要的补救技术。此技术不仅操作简单, 而且保持与初次手术相同的螺钉置入方向, 便于钉-棒的再次连接。Becker 等^[7]比较了两种 PMMA

注射方法对椎弓根钉拔出力的影响, 结果发现高压注射比低压注射可获得更高的固定强度。他们的研究结果预示增加 PMMA 注入量可有效提高螺钉的拔出力。与 Beck 等研究相一致, 本研究的后凸成形 PMMA 强化椎弓根钉较传统 PMMA 钉道强化技术可获得更高的固定强度。近年, 随着对腰骶部疼痛认识的逐步深入, 针对骶骨骨质疏松性压缩骨折而使用 PMMA 强化的骶骨成形 (Sacroplasty) 技术取得良好的临床效果^[7]。对于合并骶骨压缩性骨折的骨质疏松患者行腰骶部融合时, 后凸成形 PMMA 强化骶骨椎弓根钉固定是一种良好的选择。但是, 骶骨椎弓根邻近椎管和第一骶孔, 如果因螺钉初次置入位置不良或松动等原因导致钉道与邻近的神经组织相通时, 为防止 PMMA 渗漏到神经周围, 应禁用 PMMA 强化技术。

Carlson 等^[13]和 Zhu 等^[14]评价 S1 椎体和侧翼的 BMD 值和螺钉固定强度, 结果发现 S1 椎体的 BMD 为侧翼的 2 倍以上, 并且骶骨椎弓根钉的固定强度显著高于侧翼钉。与他们的研究结果相似, 在本研究中, 即使后凸成形 PMMA 强化的侧翼钉, 其最大承受拔出力显著低于传统 PMMA 强化椎弓根钉。但是, 后凸成形 PMMA 强化侧翼钉可获得与无骨水泥的骶骨椎弓根钉同等的固定强度。内固定的目的在于给骨性融合提供稳定的生物力学环境。但是没有融合的实现, 无论多么坚强的内固定将以失败而告终。由于后凸成形 PMMA 强化侧翼钉可恢复该区域的初始固定强度, 因此可作为骶骨椎弓根钉的一种补救技术。由于同等固定强度骶骨钉的再次使用, 存在再次发生松动的可能, 因此, 椎体成形 PMMA 强化侧翼钉作为骶骨椎弓根钉补救技术使用时, 必须行椎间充分植骨; 在骨融合发生前, 需佩戴坚强支具以降低内固定的负荷。

据我们所知, 本研究首次证实了后凸成形 PMMA 强化骶骨钉的生物力学功效, 可为今后临床翻修松动的骶骨钉提供依据。但是, 后凸成形 PMMA 强化需要球囊扩张技术, 增加了医疗成本; S1 椎体较小, 可限制球囊在椎体内充分扩张, 进而减少了 PMMA 注射量。另外, 侧翼钉在矢状面的置入角度大于骶骨椎弓根钉, 可能增加腰骶部钉-棒间连接难度。因此, 后凸成形 PMMA 强化骶骨钉技术的优缺点还有待今后临床研究的进一步验证。

参考文献:

- [1] Pihlajämäki 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.
- [2] Niu CC, Chen WJ, Chen LH, et al. Reduction-fixation spinal system in spondylolisthesis [J]. *Am J Orthop*, 1996, 25(6): 418-424.
- [3] Soini J, Laine T, Pohjolainen T, et al. Spondylodesis augmented by transpedicular fixation in the treatment of olisthetic and degenerative conditions of the lumbar spine [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1993, 297: 111-116.
- [4] 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.
- [5] Pfeifer BA, Krag MH, Johnson C. Repair of failed transpedicle screw fixation: A biomechanical study comparing polymethylmethacrylate, milled bone, and matchstick bone reconstruction [J]. *Spine*, 1994, 19(3): 350-353.
- [6] Sarzier JS, Evans AJ, Cahill DW. Increased pedicle screw pull-out strength with vertebroplasty augmentation in osteoporotic spines [J]. *J Neurosurg*, 2002, 96(3 Suppl): 309-312.
- [7] Waites MD, Mears SC, Richards AM, et al. A biomechanical comparison of lateral and posterior approaches to sacroplasty [J]. *Spine*, 2008, 33(20): E735-738.
- [8] Ngu BB, Belkoff SM, Gelb DE, et al. A biomechanical comparison of sacral pedicle screw salvage techniques [J]. *Spine*, 2006, 31(6): E166-168.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Genant HK, Block JE, Steiger P, et al. Appropriate use of bone densitometry [J]. *Radiology*, 1989, 170(3 Pt 1): 817-822.
- [13] Carlson GD, Abitbol JJ, Anderson DR, et al. Screw fixation in the human sacrum: An in vitro study of the biomechanics of fixation [J]. *Spine*, 1992, 17(6S): S196-203.
- [14] 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.

(编辑 徐杰)