

## 骨质疏松椎体椎弓根螺钉内固定研究进展

钟小明, 胡慎明, 郝杰, 刘渤

(重庆医科大学附属第一医院骨科 400016 重庆市)

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2010.09.19

中图分类号:R687.3 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2010)-09-0779-04

应用椎弓根螺钉系统治疗老年骨质疏松症(osteoporosis, OP)患者脊柱骨折时,螺钉松动、脱出导致固定失败、假关节形成等屡有报道。提高OP患者椎弓根螺钉(pedicle screw, PS)固定的稳定性仍是目前亟待解决的问题。椎弓根螺钉固定的稳定性与螺钉的材质、几何形态、患者骨的质量、术者手术操作技术等密切相关,也与螺钉所受外界负荷的大小、周期、次数相关。在老年OP患者,骨密度(bone mineral density, BMD)是影响椎弓根螺钉稳定性的主要因素之一。许多学者希冀于改进椎弓根螺钉固定系统、强化骨质、改进操作技术及提高技术水平来提高椎弓根螺钉固定的稳定性。现笔者就近年来加强椎弓根螺钉稳定性研究作一综述。

### 1 改进椎弓根螺钉系统

#### 1.1 改进螺钉材料

螺钉材料不同,不仅影响到螺钉的体外力学性能,而且由于形成的螺钉-骨界面的牢固性不同,对骨内椎弓根钉的力学性能亦有影响。生物相容性高的材料,钉-骨界面牢固,力学性能就更强。

Christensen 等<sup>[1,2]</sup>对 18 只猪行 L3、L4 椎板切除后分别使用钛合金和不锈钢椎弓根螺钉内固定及后外侧融合,术后 3 个月,L3 的 2 枚螺钉连同椎弓根行组织学定量学研究,L4 的螺钉进行力学测试;结果表明钛合金比不锈钢螺钉具有更高的扭矩、扭转刚度以及钉-骨表面直接接触面积(钛合金组为 43.8%,而不锈钢组为 29.4%),但两组的极限破坏载荷、刚度及能量消耗以及螺纹内的骨长入量无显著性差异;提示钛合金材料制成的椎弓根螺钉与不锈钢螺钉相比,具有更好的钉-骨界面,增强了螺钉的固定能力。

材料涂层是增加钉-骨界面强度的一个新途径。羟基磷灰石(Hydroxyapatite coating, HAC)是常用的骨科内置物涂层材料。Sandén 等<sup>[3]</sup>在羊的体内置入 HAC 螺钉与无 HAC 螺钉,术后 6、12 周进行力学测试及组织学观察,结果表明,HAC 螺钉周边骨量及钉-骨界面结合力均显著增加。Yildirim 等<sup>[4]</sup>进行的牛体内研究得出了类似的结果,

HAC 涂层螺钉组的旋出力矩平均为 249N·cm,非涂层组为 133N·cm,组间差异有显著性( $P<0.01$ )。Upasani 等<sup>[5]</sup>的研究也得出了同样的结论。抗骨质疏松药物双膦酸盐近年来被广泛用于螺钉表面涂层。Tengvall 等<sup>[6]</sup>在螺钉表面交联第二代双膦酸盐化合物羟乙膦酸钠(etidronate disodium),置入大鼠胫骨 2 周后进行拔出试验,交联组的拔出力较非交联组平均增加了 28%,差异具有显著性( $P=0.0009$ )。

#### 1.2 改变螺钉几何形态

**1.2.1 增加螺钉直径与长度** 当置钉位置欠佳或者翻修手术时,加大螺钉直径是外科医师最常用的办法。大螺钉上的螺纹重新切割周围骨质形成阴文,同时螺杆挤压骨小梁而形成更浓密的骨质层,使螺纹埋入浓密的骨质层中,增加了力学稳定性。Polly 等<sup>[7]</sup>用人体胸腰椎标本进行的模拟二次翻修置入椎弓根钉的实验证明,螺钉直径增加 2mm,旋入扭矩增加 8.4%;单纯增加螺钉长度 5mm 或 10mm,旋入扭矩未见增加;螺钉直径增加 1mm 的同时增加螺钉长度能够显著增加旋入力矩。Talu 等<sup>[8]</sup>的研究表明,替换为相同直径椎弓根螺钉使拔出力平均降低 26%,螺钉直径增加 0.5mm、长度增加 5mm、长度及直径分别增加 5mm 和 0.5mm 时,拔出力分别增加 15%、33% 和 49%。

然而,也有研究表明,增加螺钉直径、长度对于强化螺钉在骨质疏松椎体的固定效果有限。Brantley 等<sup>[9]</sup>在 OP 与非 OP 的人尸体腰椎标本上研究了增加螺钉直径与长度对固定强度的影响,结果表明,非 OP 标本组螺钉截面积占椎弓根截面积 70%以上时,增加螺钉长度能有效提高固定刚度,置入深度超过椎体 80%时,增加螺钉直径能有效提高固定刚度;而在 OP 标本组,无论增加螺钉直径还是长度,对增加固定刚度无明显效果。同时,椎弓根的横截面积是有限的,太粗的螺钉可导致椎弓根暴裂骨折。Hirano 等<sup>[10]</sup>的研究表明,在  $BMD < 0.7 g/cm^2$  的骨质疏松患者,当螺钉直径超过椎弓根横截面积的 70%时,椎弓根发生骨折的几率为 41.2%。

**1.2.2 改进螺钉设计** 柱形螺钉及锥形螺钉的生物力学稳定性比较研究目前尚存在争议,Kwok 等<sup>[11]</sup>在人尸体脊柱标本上的实验表明,锥形螺钉能增加旋入力矩,柱形螺钉无此作用,但两者轴向拔出强度无差异。Tsai 等<sup>[12]</sup>的研究也表明,柱形螺钉及锥形螺钉的拔出强度无显著性差异。

第一作者简介:男(1981-),在读博士,研究方向:脊柱脊髓损伤  
电话:(023)89011479 E-mail:doctorzhongxiaoming@hotmail.com  
通讯作者:胡慎明

Ono 等<sup>[13]</sup>的研究却表明, 旋入力矩与拔出力成正相关, 椎弓根螺钉内倾拧入时, 锥形螺钉能显著增加拔出力与固定系统的机械强度, 当两枚椎弓根螺钉均前内倾拧入、形成三角形结构时, 这一增强效应更明显。Chao 等<sup>[14]</sup>的研究也表明, 锥形螺钉较之柱形螺钉, 能同时有效提高抗弯强度与拔出力。

膨胀式椎弓根螺钉 (expandable pedicle screw, EPS) 是一种前端可以膨胀, 使得螺钉前端直径变大的新型椎弓根螺钉设计方式。Lei 等<sup>[15]</sup>在新鲜小牛腰椎进行的离体生物力学测试表明, EPS 的最大旋出力矩 (Tmax)、最大轴向拔出力 (Fmax) 和翻修后最大轴向拔出力与三种对照螺钉 (USS, Tenor, CDH 螺钉) 比较差异具有显著性 ( $P < 0.05$ )。虽然 Esenkaya 等<sup>[16]</sup>在小牛腰椎的离体研究表明在返修手术时 EPS 未能提高即刻拔出力, 但万世勇等<sup>[17]</sup>在 OP 羊体内的远期组织学观察表明, 新生骨小梁长入膨胀后的螺钉缝隙中, 并与周围的骨小梁相延续, EPS 钉-骨界面紧密无缝隙相接触, 因此推测 EPS 置入体内后远期拔出力有一定程度强化。该推测在 Wan 等<sup>[18]</sup>进行的 OP 羊体内组织学观察及力学试验中得到证实, 他们的结果表明, 6 个月时, EPS 的拔出强度较非膨胀螺钉平均增加了 59.6% ( $P < 0.01$ )。EPS 初步临床应用取得了较为满意的效果<sup>[19-21]</sup>。

### 1.2.3 使用附加装置 文献报道<sup>[22, 23]</sup>在 OP 椎体使用椎板钩, 能显著增加椎弓根螺钉拔出强度, 并能减少螺钉负荷, 分散固定界面应力, 维持了椎弓根螺钉的稳定性。文献报道<sup>[24-26]</sup>使用横杆装置后可明显增加椎弓根螺钉系统的稳定性, 使螺钉拔出过程中抗拔出力不仅来自包绕螺钉的骨质, 而且来自螺钉间形成的四边形范围骨质, 并能分散界面应力。Suzuki 等<sup>[24]</sup>研究通过比较 OP 椎体不使用横连接、使用 1 个横连接与使用 2 个横连接的生物力学性能, 发现使用 1 个横连接与使用 2 个横连接的椎弓根螺钉拔出力明显高于不使用组, 使用 1 个横连接与 2 个横连接间差异无统计学意义, 对于严重骨质疏松患者, 增强效果有趋向于不显著的趋势。

## 2 钉道强化技术

骨粘合剂强化对脊柱翻修手术以及 OP 椎体是一种有效的增强椎弓根螺钉稳定性的方法, 目前使用的材料包括聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)、磷酸钙骨水泥 (CPC)、羟基磷灰石骨水泥 (HAC) 或碳酸磷灰石骨水泥 (Carbonated apatite cement, CBC) 等。

PMMA 是目前临幊上使用最广泛、有效的椎弓根螺钉强化技术, 应用方法包括钉道内预注、空心螺钉内注入、EPS 结合 PMMA 等。学者<sup>[27-29]</sup>的研究结果均表明, 即使在 OP 椎体, PMMA 亦能显著增加螺钉的拔出力, 且有即刻稳定的特点。但 PMMA 聚合放热可能导致神经热损伤、骨吸收、单体中毒, 且在体内不能被吸收, 作为异物而存在, 固化后紧密包裹螺钉, 导致二次取出困难, 可能造成椎弓根骨折, 因此, 目前临幊上主要还是用于脊柱手术二次翻修

的患者。

磷酸钙骨水泥、羟基磷灰石骨水泥、碳酸磷灰石骨水泥等具有良好的生物相容性、可降解性及可塑性等优点, 有替代 PMMA 的趋势。Taniwaki 等<sup>[30]</sup>在雌性犬骨质疏松模型的体内研究表明, CPC 强化椎弓根螺钉的拔出力及抗屈曲强度较空白组明显增加, 且随着时间延长, 增加程度更加显著, 组织学观察证实了螺钉周围有新骨形成。但目前, 该类可吸收生物骨水泥还存在强化效果较差、不能达到即刻稳定等缺点, 在体内该类骨水泥的吸收与新骨的形成速度是否一致, 在完全被骨组织替代前能否有效维持力学稳定性, 仍需大量体内试验来证实。

## 3 改进椎弓根螺钉置入方法

术中进钉点不准、螺钉置入位置欠佳, 可引起固定系统强度下降或失败。Talu 等<sup>[31]</sup>的研究表明, 替换为相同直径椎弓根螺钉使拔出力平均降低 26%。

经椎弓根内固定手术成败的关键是螺钉能否准确地经椎弓根到达椎体。而螺钉进钉点准确定位又是椎弓根螺钉技术的核心。关于术中定位, 国内外学者进行了大量的解剖学研究。Roy-Camille<sup>[31, 32]</sup>的经典文献提出椎弓根螺钉以关节突关节中线与横突平分线交点为进钉点。我国学者杜心如等<sup>[33, 34]</sup>研究提出了腰椎以“人字嵴”的顶点位于或接近于椎弓根中心, 该定位方法以乳突、副突或其骨嵴为参照物, 具有较恒定的解剖学特征, 不受关节突骨质增生或横突骨折等因素的影响, 而且术中不需过多显露横突和关节突关节, 手术创伤小, 临床应用证实置钉较准确, 是腰椎椎弓根螺钉手术中最常用的进钉方法。但对乳副突间凹和人字嵴不明显或有变异的椎体, 不宜应用该法定位。

胸椎椎弓根相对较小, 邻近胸腔诸多重要解剖结构, 多数学者均认同不同节段胸椎应采取不同的进钉点。Kim 等<sup>[35, 36]</sup>提出 T10~T12 的理想进钉点位于横突中分线和椎板外侧缘的交点, 向上进入中胸椎 (T7~T9) 时, 进钉点有逐渐靠向中线和头端的趋势, T7~T9 的进钉点最靠近中线, 位于横突上缘线与上关节突基底部中点外侧的交点处, 在中胸椎以上的节段, 进钉点有逐渐向侧方和尾侧移动的趋势, T4 的进钉点位于横突上三分之一和椎板外侧缘的交界处。而 T1 的进钉点在横突中分线和椎板外侧缘的交界处。

近年来, 随着影像学技术和计算机导航技术的进步, 计算机辅助骨科技术得到了迅速发展。骨科手术导航系统可以将患者术前或术中影像数据和手术床上患者的解剖结构准确对应, 术中跟踪手术器械, 并将手术器械的位置在影像上以虚拟探针的形式实时更新显示, 使医生对手术器械与患者解剖结构的位置关系一目了然, 从而使手术更加准确、安全、快速, 充分体现了现代微创外科的要求和特点。导航系统影像扫描也存在一定的缺陷, 比如肥胖、肠道气体、上胸椎受肩部遮挡、患者体位的微小移动等因素均可影响图像的质量。Kosmopoulos 等<sup>[37]</sup>的荟萃 (Meta) 分析表

明,离体标本上置入胸椎椎弓根螺钉传统方法和导航法操作准确率无差异;活体上传统方法置入胸椎椎弓根螺钉的准确率反而比导航法高(分别为94.3%和82.2%),表明导航法在提高整个系统精确性方面尚有待进一步研究。

综上所述,为增加和维持椎弓根螺钉稳定的研究虽然做了许多工作,但某些方面仍有待进一步研究,如大部分力学研究均在尸体脊柱标本上进行,但骨是活骨,有塑造功能,螺钉置入体内后稳定性随时间的变化及组织学变化将如何变化?如何开发新的骨粘合剂及预防其并发症等。随着椎弓根螺钉系统的改进及可视化操作,材料及生物力学研究的不断深入,会进一步提高和维持椎弓根螺钉的稳定性,有利于早期功能锻炼和骨折愈合。

#### 4 参考文献

- Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, et al. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel [J]. Eur Spine J, 2000, 4(2):97-103.
- Christensen FB. Lumbar spinal fusion: Outcome in relation to surgical methods, choice of implant and postoperative rehabilitation [J]. Acta Orthopaedica, 2004, 75(5):1-47.
- Sandén B, Olerud C, Johansson S, et al. Improved bone-screw interface with hydroxyapatite coating: an in vivo study of loaded pedicle screws in sheep [J]. Spine, 2001, 26(24):2673-2678.
- Yildirim OS, Aksakal B, Hanyaloglu SC, et al. Hydroxyapatite dip coated and uncoated titanium poly-axial pedicle screws: an in vivo bovine model [J]. Spine, 2006, 31(8):215-220.
- Upasani VV, Farnsworth CL, Tomlinson T, et al. Pedicle screw surface coatings improve fixation in nonfusion spinal constructs [J]. Spine, 2009, 34(4):335-343.
- Tengvall P, Skoglund B, Askendal A, et al. Surface immobilized bisphosphonate improves stainless-steel screw fixation in rats [J]. Biomaterials, 2004, 25(11):2133-2138.
- Polly DW Jr, Orchowski JR, Ellengogen RG, et al. Revision Pedicle Screws: Bigger, Longer Shims - What Is Best [J]. Spine, 1998, 23(12):1374-1379.
- Talu U, Kaya I, Dikici F, et al. Pedicle screw salvage: the effect of depth and diameter on pull-out strength: a biomechanical study [J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2000, 34(3):300-307.
- Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, et al. The effects of pedicle screw fit: an in vitro study [J]. Spine, 1994, 19(15):1752-1758.
- Hirano T, Hasegawa K, Washio T, et al. Fracture risk during pedicle screw insertion in osteoporotic spine [J]. J Spinal Disord, 1998, 11(6):493-497.
- Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, et al. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone [J]. Spine, 1996, 21(21):2429-2432.
- Tsai WC, Chen PQ, Lu TW, et al. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone [J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2009, 10(1):44-53.
- Ono A, Brown MD, Latta LL, et al. Triangulated pedicle screw construct technique and pull-out strength of conical and cylindrical screws [J]. J Spinal Disord, 2001, 14(4):323-329.
- Chao CK, Hsu CC, Wang JL, et al. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses [J]. J Spinal Disord Tech, 2008, 21(2):130-138.
- Lei W, Wu Z. Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae [J]. Eur Spine J, 2006, 15(3):321-326.
- Esenkaya I, Denizhan Y, Kaygusuz MA, et al. Comparison of the pull-out strengths of three different screws in pedicular screw revisions: a biomechanical study [J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2006, 40(1):72-81.
- 万世勇,雷伟,吴子祥,等.膨胀式椎弓根螺钉在骨质疏松羊体内界面的观察研究 [J]. 中国骨质疏松杂志, 2007, 13(11): 769-772.
- Wan S, Lei W, Wu Z, et al. Biomechanical and histological evaluation of an expandable pedicle screw in osteoporotic spine in sheep [EB/OL]. <http://www.springerlink.com/content/p208j74g0323023/fulltext.pdf>, 2010, Jun 25.
- Cook SD, Barbera J, Rubi M, et al. Lumbosacral fixation using expandable pedicle screws: an alternative in reoperation and osteoporosis [J]. Spine, 2001, 1(2):109-114.
- 桑宏勋,吴子祥,雷伟,等.新型可膨胀椎弓根螺钉在骨质疏松性腰椎融合与固定手术中的初步应用 [J]. 中华骨科杂志, 2009, 29(9):822-826.
- Cook SD, Salkeld SL, Whitecloud TS, et al. Biomechanical testing and clinical experience with the Omega 21 Spinal Fixation System [J]. Am J Orthop, 2001, 30(5):387-394.
- Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, et al. An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine [J]. Spine, 1997, 22(9):958-962.
- Chiba M, McLain RF, Derby SA, et al. Short segment pedicle instrumentation: biomechanical analysis of supplemental hook fixation [J]. Spine, 1996, 21(3):288-294.
- Suzuki T, Abe E, Okuyama K, et al. Improving the pullout strength of pedicle screws by screw coupling [J]. J Spinal Disord, 2001, 14(5):399-403.
- Tan JS, Kwon BK, Dvorak MF, et al. Pedicle screw motion in the osteoporotic spine after augmentation with laminar hooks, sublaminar wires, or calcium phosphate cement: a comparative analysis [J]. Spine, 2004, 29(16):1723-1730.
- Deligianni D, Korovessis P, Baikousis A, et al. Factor analysis of the effectiveness of transfixation and rod characteristics on the TSRH screw-rod instrumentation [J]. J Spinal Disord,

## 综述

## 脱细胞脊髓基质支架的研究进展

蒋 涛,任先军

(第三军医大学新桥医院骨科 400037 重庆市)

**doi:** 10.3969/j.issn.1004-406X.2010.07.20

中图分类号:R318.5,R683.2 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2010)-07-0782-04

应用组织工程学技术进行脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)的修复已成为神经医学领域内的研究热点。支架构建作为组织工程学研究的基本要素,在进行组织水平的脊髓重构研究中具有极其重要的意义。如何构建符合脊髓组织解剖和生理需要的组织工程脊髓支架,学者们进行了广泛探索。近年来,采用天然的脱细胞基质材料构建组织工程支架,即用同种异体来源的组织标本经过去细胞、部分或完全去除有机质或无机质处理、保留细胞外基质(extracellular matrix, ECM)成分及其三维构架形成生物衍生材料(bio-derived material)用于组织工程支架构建。这一方法为脊髓组织工程支架的研制提供了新的思路,脱细胞脊髓基质支架应运而生。笔者就脱细胞脊髓基质支架的制备方法、组织学与生物特性及可行的改性优化方法的研究进展综述如下。

**第一作者简介:**男(1977-),主治医师,讲师,博士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(023)68774608 E-mail:fromcq2000@sina.com

通讯作者:任先军

- 2000,13(1):50-57.
27. Frankel BM, Jones T, Wang C, et al. Segmental polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation in patients with bone softening caused by osteoporosis and metastatic tumor involvement:a clinical evaluation[J]. Neurosurgery, 2007, 61(3):531-538.
  28. Chang MC, Liu CL, Chen TH, et al. Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery:a novel technique[J]. Spine, 2008, 33(10):317-324.
  29. Waits C, Burton D, McIff T, et al. Cement augmentation of pedicle screw fixation using novel cannulated cement insertion device[J]. Spine, 2009, 34(14):478-483.
  30. Taniwaki Y, Takemasa R, Tani T, et al. Enhancement of pedicle screw stability using calcium phosphate cement in osteoporotic vertebrae:in vivo biomechanical study [J]. J Orthop Sci, 2003, 8(3):408-414.
  31. Roy-Camille R. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating[J]. Clin Orthop, 1986, 203:7-17.
  32. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates[J]. Orthop Clin North Am, 1986, 17(1):147-159.
  33. 杜心如,叶启彬.经椎弓根胸腰椎内固定应用解剖学研究的进展[J].中国矫形外科杂志,1998,5(5):446-448.
  34. 杜心如,赵玲秀,张一莫,等.腰椎人字嵴顶点毗邻结构的观察及其临床意义[J].中国脊柱脊髓杂志,2001,11(2):89-92.
  35. Kim KD, Patrick J, Bloch O, et al. Computer-assisted thoracic pedicle screw placement:an in vitro feasibility study [J]. Spine, 2001, 26(4):360-364.
  36. Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH, et al. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine:is it safe [J]? Spine, 2004, 29(3):333-342.
  37. Kosmopoulos V, Schizas C. Pedicle screw placement accuracy: a meta-analysis[J]. Spine, 2007, 32(3):111-120.

(收稿日期:2010-06-23 修回日期:2010-08-03)

(本文编辑 彭向峰)