

综述

影响骨质疏松患者椎弓根螺钉固定强度的相关技术进展

Advancement of pedicle screw fixation in osteoporotic patients

王永强, 刘晓光

(北京大学第三医院骨科 100191 北京市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2016.05.15

中图分类号: R687.3, R683.2 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2016)-05-0466-05

20 世纪 50 年代, Boucher 率先使用椎弓根螺钉固定行脊柱融合术; 60 年代 Roy-Camille 推广了该技术。此后椎弓根螺钉内固定被广泛用于胸椎和腰椎手术, 其经过椎弓根进入椎体, 对脊柱“三柱”均有稳定作用。随着人口的老齡化, 越来越多的人罹患骨质疏松, 骨质疏松人群的脊柱手术也常需采用椎弓根螺钉固定。然而椎弓根螺钉的抗拔出与骨密度密切相关, 扩大的骨小梁网状结构会降低对椎弓根螺钉的把持力, 导致内固定松动^[1,2]。为了改善骨质疏松患者椎弓根螺钉的固定强度, 各国学者进行了大量研究, 认为可以通过改善全身条件或局部条件来实现, 前者指骨质疏松的系统治疗, 如口服钙剂和维生素 D 等^[3]; 后者主要有以下四种途径: 一是改进螺钉设计^[4-7]; 二是改良置钉技术^[8-11]; 三是采用骨水泥强化钉道^[12-16]; 四是改良手术策略^[13,17], 辅以其他固定装置^[18,19]。或将上述方法联合应用^[4,20]。笔者就影响椎弓根螺钉固定强度的相关技术进展综述如下。

1 螺钉设计

1.1 增加螺钉直径

理论上, 椎弓根螺钉的直径(尤其是外径)越大, 其固定越坚固, 但受椎弓根自身解剖限制, 螺钉直径不可能无限增加。Kueny 等^[4]发现螺钉直径增加 1mm 时, 其抗拔出及抗疲劳应力分别增加 24% 和 5%。Hsu 等^[5]也报告了类似结果, 当骨密度为 0.16g/cm³ 时, 直径 5.5mm 的 CD 螺钉抗拔出为 593N, 直径增加到 6.5mm 和 7.5mm 时, 其抗拔出分别增加 30% 和 37%; 直径 5.5mm 的 TSRH 螺钉抗拔出为 551N, 直径增加到 6.5mm 和 7.5mm 时, 其抗拔出分别增加 16% 和 32%。然而, 单纯依靠增加螺钉直径来增加把持力是不可取的, 腰椎椎弓根能承受的螺钉最大直径为 7mm, 置入大直径椎弓根螺钉时要格外小心, 过分增加椎弓根螺钉直径会增加椎弓根骨折的风险^[9]。

1.2 改变螺纹、螺距及螺钉外形

螺钉的螺纹、螺距、外形等每一参数的改变都会影响其生物力学性能。圆锥状螺钉远端直径小, 在置钉过程中可以对骨质形成挤压, 增加局部骨密度从而增加抗拔出。Hsu 等^[5]对比了 3 种内固定系统的椎弓根螺钉, CD 和 TSRH 内固定系统的螺钉外径为圆柱状、内径为圆锥状, 较内外径都是圆柱状的 Moss Miami 螺钉抗拔出力强。但在骨质疏松模型中, 对于圆锥状及圆柱状螺钉抗拔出力的强弱尚存在争议。Chen 等^[6]使用骨水泥强化螺钉进行生物力学试验, 发现无论是锥状还是柱状螺钉, 经骨水泥强化后螺钉的抗拔出没有统计学差异。Kim 等^[7]根据内外径都是圆柱状、内外径都是圆锥状以及圆柱状外径、圆锥状内径, 再结合螺纹形状是 V 形、锯齿形或方形, 将椎弓根螺钉分为 9 组, 结果显示是圆柱状外径、圆锥状内径并带有 V 形螺纹者具有最强的抗拔出。

内固定松动主要是指骨-钉界面的松动, 增加螺纹与骨质的接触面积理论上可以增加摩擦力, 提高抗拔出。Mummaneni 等^[21]报告了一种双螺纹螺钉, 该螺钉具有 2 排相互平行但高度不同的螺纹, 尽管试验结果证明双螺纹螺钉的抗拔出更强, 但差异并无统计学意义。Bianco 等^[22]设计了一种具有不均匀螺距的螺钉, 其远端螺距大而近端螺距小, 与均匀螺纹螺钉比较, 不均匀螺纹螺钉的固定强度更高。Christodoulou 等^[23]使用远端外径为 5.5mm、近端外径为 7.0mm 的椎弓根螺钉, 发现外径不均匀螺钉的抗拔出优于标准螺钉。

1.3 采用可膨胀式螺钉

2001 年, Mckoy 等^[24]和 Cook 等^[25]各自报告了一种可膨胀式螺钉。Mckoy 等介绍的可膨胀螺钉为低碳钢材质, 规格为 6.3×43mm, 设计成中空锚定套筒, 内芯插入直径为 3mm 的螺钉, 当锁紧螺钉时, 锚定套筒的远端分成 4 瓣向近端收缩并向四周膨胀约 5mm; 对照组为 6.5×40mm 的实心半螺纹不锈钢钉, 实验组较对照组的抗拔出增加了 74%。该螺钉的膨胀部分向近端把持皮质骨, 理论上应具有较高强度, 但未见后续报道。Cook 等的生物力学研究发现, 在骨质疏松椎体中, 可膨胀式螺钉较传统螺钉可增加 50% 的抗拔出。他们使用商品名为 Omega 21 的钛合金材质可膨胀式螺钉治疗 145 例患者, 其中 21 例诊断为骨

第一作者简介: 男(1987-), 主治医师, 医学博士, 研究方向: 脊柱外科

电话: (010)82267368 E-mail: pku-qiang@163.com

通讯作者: 刘晓光 E-mail: puth-lxg@163.com

质疏松, 27 例为翻修手术。该螺钉呈桶状, 外径 7~8mm, 内芯中空, 直径为 2.5mm, 远端 2/3 由“十字”形的沟槽均分为 4 部分, 旋入螺钉时, 将一个小探针插入直径 2.5mm 的内芯, 即可随着螺钉的转动将 4 部分撑开, 撑开后螺钉远端直径增加约 2mm, 而近端直径没有变化, 降低了发生椎弓根骨折的风险。随访发现总的融合率为 86%, 出现椎弓根胀裂 4 例, 其中骨质疏松患者 1 例 (5%), 认为与文献报告椎弓根胀裂率 7.1% 接近。

Gao 等^[20]的研究证实可膨胀螺钉的固定强度优于 USS (Universal Spine System) 螺钉和 CD 螺钉。他们还使用一款设计与 Omega 21 螺钉类似的可膨胀式螺钉, 膨胀部分改为 2 瓣, 可以使远端直径增加 2.5mm。与传统螺钉比较, 可膨胀式螺钉在骨量减少组 ($BMD=0.88g/cm^2$)、骨质疏松组 ($BMD=0.70g/cm^2$) 以及重度骨质疏松组 ($BMD=0.51g/cm^2$) 均可有效提高固定强度^[20]。通过羊的在体研究发现, 该款可膨胀螺钉与使用 PMMA 强化的传统螺钉固定强度相当; 将该款螺钉与可吸收骨水泥联合应用, 抗拔出从 1067N 增至 1201N。

2 置钉技术

2.1 预先攻丝

对于置钉前是否需要攻丝目前尚存在争议。Pfeiffer 等^[9]比较了 10 种不同型号的螺钉, 分别测试预先攻丝以及不攻丝时的抗拔出, 预先攻丝会使 8 种螺钉的抗拔出降低, 但可以增加 Omega 21 螺钉和 Dynalock 螺钉的抗拔出。Halvorson 等^[11]认为, 骨质正常时攻丝与否并不影响固定强度, 但骨质疏松时, 置入直径 6.5mm 的螺钉前使用 5.5mm 的丝攻, 抗拔出为 400.3N, 而未攻丝组为 350.4N。Carmouche 等^[9]报告了类似的结果, 认为预先攻丝会降低腰椎椎弓根钉的抗拔出, 但胸椎椎弓根螺钉则不会受影响。Kuhns 等^[26]报告当联合使用 PMMA 进行强化时, 预先攻丝组较对照组增加 54% 的抗拔出, 而未使用骨水泥强化时, 预先攻丝会降低 52% 的抗拔出。

2.2 控制置钉轨迹及方向

椎弓根螺钉的固定强度 60% 依靠椎弓根的皮质骨, 15%~20% 依靠椎体内骨小梁的把持。基于此, Santoni 等^[10]进行了皮质骨轨道螺钉的生物力学试验, 试图通过增加螺钉与皮质骨的接触面积来增加把持力, 发现皮质骨轨道螺钉的抗拔出较传统螺钉增加了 30%。Matsukawa 等^[27]也认为皮质骨轨道螺钉较传统螺钉的抗拔出增加了 26.4%, 抗侧向弯曲力及抗轴向旋转力不及传统螺钉。但 Akpolat 等^[11]却得到了相反的结论, 他以横突下缘与关节突中线的交点为进钉点, 钉尖成 25° 角指向头侧并成 8° 角指向外侧, 螺钉规格为 4.5×25mm, 传统螺钉抗拔出为 776N, 而皮质骨螺钉仅为 302N。皮质骨轨道螺钉并不是严格意义上的椎弓根螺钉, 其长度和直径均小于传统螺钉, 固定效果尚需进一步观察。

目前的研究发现, 椎弓根螺钉与椎体终板平行并不

是最佳进钉方向。Yuan 等^[28]通过计算机导航, 对比钉尖分别向头端和尾端倾斜的 2 种置钉方式, 发现钉尖向尾端倾斜时固定强度更高。Patel 等^[29]利用 3 种不同的人工材料分别模拟正常 ($BMD=0.32g/cm^3$)、骨质疏松 ($BMD=0.16g/cm^3$) 以及严重骨质疏松 ($BMD=0.09g/cm^3$) 时的骨质, 每组以 10°、20°、30°、40° 角分别置钉, 测试螺钉的抗拔出, 发现骨质疏松组置钉方向与拔出方向成 10° 角时抗拔出最强, 而严重骨质疏松组置钉方向与拔出方向成 40° 角时抗拔出最强。Kuhns 等^[26]发现当钉尖向尾侧倾斜 23° 时, 无论是否使用骨水泥强化, 螺钉的把持力均有增加。上述研究结果表明, 改变置钉方向可以提高椎弓根螺钉固定强度, 当螺钉与终板呈一定角度进入椎体时, 其走行距离变长、钉-骨接触面积增加可能与此有关。

2.3 采用双螺钉固定

姜亮等^[30]的生物力学研究发现, 在同一椎弓根置入 2 枚直径 5mm 的螺钉较单独置入 1 枚直径 6mm 的螺钉, 其抗拔出增加 7.5%, 差异无显著性; 但抗屈伸力及抗侧向弯曲力分别增加 38.0% 和 48.4%。Matsukawa 等^[31]设计了另一种双钉固定模型, 将 5.5×40mm 的传统椎弓根螺钉与 5.5×35mm 的皮质骨轨道螺钉联合置入同一椎弓根, 其在各个运动方向的固定强度均远远超过单独使用传统螺钉及皮质骨轨道螺钉, 并成功治疗 1 例骨质疏松性压缩骨折患者。

2.4 增加进钉深度和/或双皮质固定

理论上讲, 螺钉进入椎体越深越牢固, 双皮质螺钉一定比单皮质固定的强度大, 但同时也增加了腹侧血管、神经及腹盆腔脏器损伤的风险。Karami 等^[32]设计了一组试验, 测试不同置钉深度时螺钉的抗拔出, 置钉深度分别为到达椎体中部、到达皮质以及突破椎体前缘形成双皮质固定 3 组, 结果显示虽然双皮质固定的抗拔出最高, 但相对于接近椎体前缘组并没有显著性差异, 两组抗拔出分别为 797N 和 713N。Zindrick 等^[33]进行了一系列试验, 发现直径 6.5mm 的全螺纹螺钉到达皮质组较到达椎体中部的固定强度提高 16%, 而双皮质固定组较到达皮质组的固定强度提高 31%。虽然双皮质固定可以有效提高椎弓根钉固定强度, 但由于增加了血管、神经损伤的风险, 目前临床上较多用于骶骨固定, 用于胸腰椎者较少。

3 骨水泥强化

3.1 骨水泥种类

目前研究较多的骨水泥材料包括聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)^[4, 6]以及磷酸钙^[12, 13]、硫酸钙^[12, 26]及其混合物。此外, 也有学者使用羟基磷灰石^[34], 临床上使用最多的是 PMMA。大量的生物力学试验和临床研究已证实 PMMA 可以有效提高椎弓根螺钉的固定强度。根据使用的螺钉种类以及骨水泥注入技术不同, 文献报告 PMMA 可以提高 25%~348%^[6, 13, 35]的抗拔出, 在固定强度方面明显优于可吸收骨水泥^[34]。但 PMMA 单体在发生聚合反应时会释放大

量热能,局部温度可以升至 40℃~110℃,会对局部骨质造成损伤;注入椎体时可能会发生泄漏进入椎管或神经根管引起脊髓或神经功能损害。Frankel 等^[14]报告的 119 例患者中泄漏率为 39%;而且 PMMA 生物相容性差,不具有骨诱导性和骨传导性;PMMA 不可吸收,长期留存体内可能诱发免疫反应。基于上述问题,很多学者致力于研究具有生物活性的骨水泥。Yi 等^[14]分别使用 PMMA、磷酸钙和羟基磷灰石行椎弓根螺钉强化,发现羟基磷灰石和磷酸钙可以增加 12.5%和 14.9%的抗拔出力,但差异无统计学意义,而 PMMA 组的抗拔出力则较羟基磷灰石组高出 60.8%。但是,Yi 等还是认为凭借骨诱导性和骨传导性,羟基磷灰石可以代替 PMMA。

3.2 骨水泥注入方法

3.2.1 预先注入骨水泥 传统方法是采用椎体成形术(PVP)或后凸成形术(PKP)技术,先向椎体内注入骨水泥,再置入椎弓根螺钉,一方面可以强化椎体,另一方面可增加螺钉把持力。Becker 等^[15]在尸体上比较 PVP 和 PKP 技术,发现 2 种技术在增加螺钉抗拔出力上没有区别。但 Burval 等^[16]分别在骨质疏松及正常脊柱上进行比较,认为采用 PKP 技术可以增加更多的抗拔出力及周期负荷。

3.2.2 中空带侧孔螺钉注入骨水泥 当前研究较多的是使用中空带侧孔椎弓根螺钉联合骨水泥进行钉道强化。Yazu 等^[13]于 2005 年在 15 例腰椎标本上测试一组带 20 个小侧孔的中空螺钉,注入磷酸钙骨水泥,普通螺钉的抗拔出力为 258N,中空螺钉为 637N,提高了 147%。Christodoulou 等^[23]比较了标准螺钉、中空螺钉、双外径螺钉以及 PMMA 强化中空螺钉的抗拔出力,发现 PMMA 强化中空螺钉的抗拔出力最强,较前 3 组分别增加了 149%、141%和 78%。Liu 等^[35]使用密度为 0.09g/cm³ 的标准泡沫,发现经中空带侧孔螺钉注入骨水泥后抗拔出力较传统螺钉提高 228%。Dai 等^[36]使用国产中空带侧孔螺钉联合 PMMA 治疗 43 例骨质疏松合并退变性疾病的患者,术中骨水泥泄漏 4 例(9.3%),没有神经损害,平均随访 15.7 个月,未见螺钉松动,VAS、ODI 评分和下肢功能明显改善。

对于实心螺钉预先注入骨水泥与经中空螺钉注入骨水泥的强化效果目前尚存在争议。Becker 等^[15]用 PMMA 进行了生物力学实验,发现实心螺钉与中空螺钉在抗拔出力上没有区别,中空螺钉泄漏率更高。Bostelmann 等^[37]测试螺钉对抗头尾方向负荷的能力,认为实心螺钉和空心螺钉并没有差别。Kueny 等^[4]发现中空螺钉组较实心钉组抗拔出力增加 15%,抗疲劳强度增加 37%,但骨水泥泄漏率高达 67%。Charles 等^[38]测试 PVP 法实心钉与中空螺钉的抗拔出力分别为 653.5N 与 943.5N,认为中空螺钉的抗拔出力更强,PVP 法实心钉的抗拔出力与骨水泥分布有关,骨水泥在近端分布多者抗拔出力强。但是 Chen 等^[6]也使用 PMMA 进行了试验,认为实心螺钉的抗拔出力优于中空螺钉。

中空螺钉也有多种设计,如可膨胀中空螺钉、中空无侧孔螺钉、中空远端单侧孔螺钉以及中空多侧孔螺钉。

Choma 等^[39]比较了部分中空螺钉与全长中空螺钉,发现部分中空的抗拔出力最强,骨水泥浓度对抗拔出力没有影响,使用远端侧孔螺钉更安全,因近端侧孔更易出现骨水泥泄漏。

上述结果表明,中空带侧孔螺钉联合骨水泥强化可以有效提高椎弓根钉固定强度,临床应用也初具规模。

3.3 骨水泥强化螺钉的翻修

很多人担心使用骨水泥强化之后无法进行翻修手术。Pare 等^[40]在尸体标本上进行了研究,使用中空带侧孔螺钉,发现取出成功率 88%,骨-水泥界面的松动会早于螺钉-水泥界面。Blatter 等^[41]的离体研究发现骨水泥具有脆性,在退钉时很容易与螺钉分离,并不会随着螺钉一起转动。

4 改良手术策略

4.1 置钉策略

对于骨质疏松患者,置钉时应重点关注以下内容^[3,17]:术中应尽量保证一次置钉成功,避免反复置钉;矫形不能过于追求完美;同时要延长固定节段,多点固定可以分散应力,提高固定强度。Dewald 等^[17]建议至少要在畸形顶点上、下各 3 个节段进行固定;腰骶部可采用髂骨螺钉延长固定节段;内固定不能止于后凸顶点处。与置钉技术相比,手术策略显得尤为重要。姜宇等^[42]治疗 18 例陈旧骨质疏松骨折继发胸腰椎后凸畸形的患者,采用长节段固定,只有 1 例出现螺钉松动,通过延长固定节段进行翻修并获得了满意效果。

4.2 采用辅助装置

考虑到可膨胀式螺钉翻修困难,Gates 等^[43]采用一种可完整取出的锚定装置,该装置包裹在椎弓根螺钉外面,螺钉外径仅增加 1mm。随着椎弓根螺钉的旋入,锚定装置向四周膨胀。这种设计可以对骨-螺钉界面加压,增加抗拔出力,生物力学测试其抗拔出力较普通螺钉增加了 67%。Manon 等^[44]测试了该锚定装置的翻修功能,认为锚定螺钉的翻修效果优于 7.5mm 直径的传统螺钉,与 8.5mm 直径的传统螺钉相当。

Shea 等^[45]设计了一款单刃式膨胀螺钉,置钉后,向中空的内芯插入探针挑起单刃,结果显示膨胀螺钉较普通螺钉的抗拉力减少 5.4%,但拔出时对周围骨质破坏小。也有学者使用椎板钉^[18]、椎板钩或椎板下钢丝^[19]提高椎弓根螺钉固定强度。Inanmaz 等^[18]应用椎板钉治疗 5 例矢状位失平衡的患者,平均年龄 41 岁,随访 28 个月,临床疗效满意,但病例数较少且仅有 1 例老年患者,椎板钉对于骨质疏松人群是否有效还需进一步考证。Tan 等^[19]通过生物力学研究发现,将椎弓根螺钉分别联合椎板钩、椎板下钢丝及磷酸钙骨水泥强化钉道,3 组固定强度相仿。

5 总结

随着人口的老龄化,骨质疏松患者逐年增多,内固定

松动仍是比较棘手的课题。目前发现可以改善骨质疏松患者椎弓根螺钉固定强度的技术包括延长固定节段,避免将固定节段终止于后凸顶点或交界区,辅以椎板钩、髂骨螺钉等。使用骨水泥强化也可以有效提高固定强度,PMMA 强度高但生物相容性差,磷酸钙骨水泥虽具有良好的骨诱导性但需 24h 才能硬化,初始强度差。中空带侧孔螺钉联合骨水泥强化以及可膨胀式螺钉均可显著改善椎弓根螺钉固定强度,但需要进行翻修手术时仍存在一定困难。双皮质固定可以提高固定强度,但增加了血管、神经损伤的风险。皮质骨轨道螺钉的固定效果尚需进一步研究。如何设计出便于翻修的新型螺钉以及研发新型骨水泥是今后努力的方向。

6 参考文献

- Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, et al. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation[J]. *Spine*, 1994, 19(21): 2415–2420.
- 崔轶, 雷伟, 刘达, 等. 不同骨密度绵羊腰椎模型的椎弓根钉道空间结构及其力学性能[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2010, 20(4): 281–285.
- Hu SS. Internal fixation in the osteoporotic spine[J]. *Spine*, 1997, 22(24 Suppl): 43–48.
- Kueny RA, Kolb JP, Lehmann W, et al. Influence of the screw augmentation technique and a diameter increase on pedicle screw fixation in the osteoporotic spine: pullout versus fatigue testing[J]. *Eur Spine J*, 2014, 23(10): 2196–2202.
- Hsu CC, Chao CK, Wang JL, et al. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses [J]. *J Orthop Res*, 2005, 23(4): 788–794.
- Chen LH, Tai CL, Lee DM, et al. Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2011, 12: 33.
- Kim YY, Choi WS, Rhyu KW. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities: an ex vivo biomechanical study[J]. *Spine J*, 2012, 12(2): 164–168.
- Pfeiffer FM, Abernathie DL, Smith DE. A comparison of pullout strength for pedicle screws of different designs: a study using tapped and untapped pilot holes[J]. *Spine*, 2006, 31(23): E867–E870.
- Carmouche JJ, Molinari RW, Gerlinger T, et al. Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine [J]. *J Neurosurg Spine*, 2005, 3(5): 364–370.
- Santoni BG, Hynes RA, McGilvray KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws[J]. *Spine J*, 2009, 9(5): 366–373.
- Akpolat YT, Inceoglu S, Kinne N, et al. Fatigue performance of cortical bone trajectory screw compared to standard trajectory pedicle screw[J]. *Spine*, 2015, 41(6): E335–E341.
- Choma TJ, Frevert WF, Carson WL, et al. Biomechanical analysis of pedicle screws in osteoporotic bone with bioactive cement augmentation using simulated in vivo multicomponent loading[J]. *Spine*, 2011, 36(6): 454–462.
- Yazu M, Kin A, Kosaka R, et al. Efficacy of novel-concept pedicle screw fixation augmented with calcium phosphate cement in the osteoporotic spine[J]. *J Orthop Sci*, 2005, 10(1): 56–61.
- Frankel BM, Jones T, Wang C. 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.
- 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.
- Burval DJ, McLain RF, Milks R, et al. Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae: biomechanical analysis of pedicle fixation strength[J]. *Spine*, 2007, 32(10): 1077–1083.
- Dewald CJ, Stanley T. Instrumentation-related complications of multilevel fusions for adult spinal deformity patients over age 65: surgical considerations and treatment options in patients with poor bone quality[J]. *Spine*, 2006, 31(19 Suppl): 144–151.
- Inanmaz ME, Kose KC, Atmaca H, et al. Using a combination of intralaminar and pedicular screw constructs for enhancement of spinal stability and maintenance of correction in patients with sagittal imbalance: clinical applications and finite element analysis[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2013, Epub ahead of print.
- 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.
- Gao M, Lei W, Wu Z, et al. Biomechanical evaluation of fixation strength of conventional and expansive pedicle screws with or without calcium based cement augmentation [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2011, 26(3): 238–244.
- Mummaneni PV, Haddock SM, Liebschner MA, et al. Biomechanical evaluation of a double-threaded pedicle screw in elderly vertebrae[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2002, 15(1): 64–68.
- Bianco RJ, Aubin CE, Mac-Thiong JM, et al. Pedicle screw fixation under non-axial loads: a cadaveric study[J]. *Spine*, 2016, 41(3): E124–E130.
- Christodoulou E, Chinthakunta S, Reddy D, et al. Axial

- pullout strength comparison of different screw designs: fenestrated screw, dual outer diameter screw and standard pedicle screw[J]. *Scoliosis*, 2015, 10: 15.
24. Mckoy BE, An YH. An expandable anchor for fixation in osteoporotic bone[J]. *J Orthop Res*, 2001, 19(4): 545–547.
 25. Cook SD, Barbera J, Rubi M, et al. Lumbosacral fixation using expandable pedicle screws: an alternative in reoperation and osteoporosis[J]. *Spine J*, 2001, 1(2): 109–114.
 26. Kuhns CA, Reiter M, Pfeiffer F, et al. Surgical strategies to improve fixation in the osteoporotic spine: the effects of tapping, cement augmentation, and screw trajectory[J]. *Global Spine J*, 2014, 4(1): 47–54.
 27. Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study[J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 23(4): 471–478.
 28. Yuan Q, Han X, Han X, et al. Krag versus Caudal trajectory technique for pedicle screw insertion in osteoporotic vertebrae: biomechanical comparison and analysis [J]. *Spine*, 2014, 39(26 Spec No.): B27–B35.
 29. Patel PS, Shepherd DE, Hukins DW. The effect of screw insertion angle and thread type on the pullout strength of bone screws in normal and osteoporotic cancellous bone models[J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(8): 822–828.
 30. Jiang L, Arlet V, Beckman L, et al. Double pedicle screw instrumentation in the osteoporotic spine: a biomechanical feasibility study[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20(6): 430–435.
 31. Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of cross trajectory technique for pedicle screw insertion: combined use of traditional trajectory and cortical bone trajectory[J]. *Orthop Surg*, 2015, 7(4): 317–323.
 32. Karami KJ, Buckenmeyer LE, Kiapour AM, et al. Biomechanical evaluation of the pedicle screw insertion depth effect on screw stability under cyclic loading and subsequent pullout[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2015, 28(3): E133–E139.
 33. Zindrick MR, Wiltse L, Widell EH, et al. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 203: 99–112.
 34. Yi S, Rim DC, Park SW, et al. Biomechanical comparisons of pull out strengths after pedicle screw augmentation with hydroxyapatite, calcium phosphate, or polymethylmethacrylate in the cadaveric spine[J]. *World Neurosurg*, 2015, 83(6): 976–981.
 35. Liu Y, Xu J, Sun D, et al. Biomechanical and finite element analyses of bone cement-injectable cannulated pedicle screw fixation in osteoporotic bone[J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2015, Epub ahead of print.
 36. Dai F, Liu Y, Zhang F, et al. Surgical treatment of the osteoporotic spine with bone cement-injectable cannulated pedicle screw fixation: technical description and preliminary application in 43 patients[J]. *Clinics(Sao Paulo)*, 2015, 70(2): 114–119.
 37. Bostelmann R, Keiler A, Steiger HJ, et al. Effect of augmentation techniques on the failure of pedicle screws under cranio-caudal cyclic loading[J]. *Eur Spine J*, 2015, Epub ahead of print.
 38. Charles YP, Pelletier H, Hydiar P, et al. Pullout characteristics of percutaneous pedicle screws with different cement augmentation methods in elderly spines: an in vitro biomechanical study[J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2015, 101(3): 369–374.
 39. Choma TJ, Pfeiffer FM, Swope RW, et al. Pedicle screw design and cement augmentation in osteoporotic vertebrae: effects of fenestrations and cement viscosity on fixation and extraction[J]. *Spine*, 2012, 37(26): E1628–E1632.
 40. Pare PE, Chappuis JL, Rampersaud R, et al. Biomechanical evaluation of a novel fenestrated pedicle screw augmented with bone cement in osteoporotic spines[J]. *Spine*, 2011, 36(18): E1210–E1214.
 41. Blattner TR, Glasmacher S, Riesner HJ, et al. Revision characteristics of cement-augmented, cannulated-fenestrated pedicle screws in the osteoporotic vertebral body: a biomechanical in vitro investigation: technical note [J]. *J Neurosurg Spine*, 2009, 11(1): 23–27.
 42. 姜宇, 郭昭庆, 陈仲强, 等. 陈旧性骨质疏松椎体压缩骨折继发胸腰椎后凸畸形的手术治疗 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2015, 23(14): 1249–1253.
 43. Gates TA, Moldavsky M, Salloum K, et al. Biomechanical analysis of a novel pedicle screw anchor designed for the osteoporotic population[J]. *World Neurosurg*, 2015, 83(6): 965–969.
 44. Manon J, Hussain MM, Harris J, et al. Biomechanical investigation of a novel revision device in an osteoporotic model: pullout strength of pedicle screw anchor versus larger screw diameter[J]. *J Spinal Disord Tech*, 2015, [Epub ahead of print].
 45. Shea TM, Doulgeris JJ, Gonzalez-Blohm SA, et al. Balancing rigidity and safety of pedicle screw fixation via a novel expansion mechanism in a severely osteoporotic model [J]. *Biomed Res Int*, 2015, 2015: 318405. doi: 10.1155/2015/318405.

(收稿日期: 2015-12-21 末次修回日期: 2016-03-10)

(本文编辑 卢庆霞)