

doi: 10.13241/j.cnki.pmb.2018.21.041

骨质疏松性脊柱内固定技术进展*

魏伟¹ 刘晓忠² 严亚波¹ 徐超¹ 黄鲁豫¹ 雷伟^{1Δ}

(1 空军军医大学西京医院骨科 陕西 西安 710032; 2 中国人民解放军南京陆军指挥学院门诊部 江苏 南京 210000)

摘要:骨质疏松症是一种以骨量减少,骨强度下降而脆性增加,骨折风险增加为特征的骨骼疾病。随着人口老龄化日趋严重,骨质疏松症已成为我国面临的重要公共健康问题。这些患者往往并存多种疾病,其中椎体骨折最为突出,危害较大。由于此类患者的虚弱的体质和较低的骨密度,实施手术治疗十分困难。新型的手术方式的开发和内固定植入物的设计明显降低了内固定失败率,提升了内固定稳定性。这些技术综合考虑了生物材料学、生物学和生物力学等多方面,在临床应用上获得了较好的疗效。本综述旨在总结脊柱内固定失败的机制和现存的新型手术技术与内固定植入物设计,并对未来脊柱内固定手术的发展方向加以展望。

关键词:骨质疏松;椎体骨折;椎弓根螺钉;脊柱内固定

中图分类号:R683 **文献标识码:**A **文章编号:**1673-6273(2018)21-4183-04

Progress in the Instrumentation of the Osteoporotic Spine*

WEI Wei¹, LIU Xiao-zhong², YAN Ya-bo¹, XU Chao¹, HUANG Lu-yu¹, LEI Wei^{1Δ}

(1 Department of orthopedics, Xijing Hospital, the Airforce Military Medical University, Xi'an, Shaanxi, 710032, China;

2 Department of outpatients, PLA Nanjing Army Command College, Nanjing, Jiangsu, 210000, China)

ABSTRACT: Osteoporosis is bony disease characterized by decreased bony mass and bone strength, increased skeletal fragility, and fracture susceptibility. With the progressive aging of the population, osteoporosis has gradually grown into an important public health problem in our country. These patients often co-exist a variety of complications, of which the most severe is vertebral fractures. Due to the frail physique and lower bone density of such patients, it is very difficult to perform surgical treatment. The development of new surgical procedures and the design of internal fixation implants have significantly reduced the failure rate of internal fixation and improved the stability of internal fixation. These technologies have taken into account many aspects such as biomaterials, biology and biomechanics and have achieved good results in clinical application. The purpose of this review is to summarize the mechanism of failure of internal fixation of the spine and the existing new surgical techniques and design of internal fixation implants. The future development of internal fixation for spine surgery is also prospected.

Key words: Osteoporosis; Vertebral fractures; Pedicle screws; Spine instrumentation

Chinese Library Classification(CLC): R683 **Document code:** A

Article ID: 1673-6273(2018)21-4183-04

前言

骨质疏松症是一种以骨量低下,骨微结构损坏,导致骨脆性增加,易发生骨折为特征的全身性骨病^[1],分为原发性和继发性两大类。原发性骨质疏松症与增龄密切相关,继发性骨质疏松症指由任何影响代谢的疾病和/或药物及其他明确病因导致的骨质疏松^[2]。骨质疏松症每年在全世界范围引发约 890 万例骨折,每小时将近 1000 例^[3],常见部位位于椎体、髋部、前臂远端、肱骨近端和骨盆等^[4],其中最常见的是椎体骨折。骨质疏松性骨折的危害巨大,是老年患者致残和致死的主要原因之一。发生椎体骨折后,患者会出现慢性失能性疼痛,驼背,呼吸困难,运动能力下降等问题,甚至引发心理障碍,抑郁症等,长期死亡率显著增高^[5]。此外,骨质疏松症及椎体骨折的医疗和护理,需要投入大量的人力、物力和财力,造成沉重的家庭和社会

负担^[6]。随着人口老龄化的进展,骨质疏松已经逐渐演变为全球化的健康问题,这种情况在我国尤为严重。截止到 2013 年,我国 60 岁以上人口已超过 2.1 亿(约占总人口的 15.5%)^[7],是世界上老年人口绝对数最大的国家。而根据最新的 Meta 分析研究显示,我国骨质疏松的患病率在过去 10 年间显著增加。2008 年之前的骨质疏松患病率为 14.94%,而在 2015 年该数据上升为 27.96%^[8]。骨质疏松已经对中国政府,社会和家庭带来了严峻的挑战。

尽管骨质疏松症使患者易于发生椎体骨折,造成遗留畸形或椎管狭窄,但这些问题的手术矫正十分困难^[9]。目前常用的手术内固定技术的并发症发生率较高,包括内固定后椎体骨折,假关节形成,以及由于骨质疏松椎体固定不良造成的螺钉松动等问题^[10]。本综述旨在总结解决骨质疏松性椎体内固定失败问题的方法策略与最新技术。不管哪种类型的脊柱内固定手术,

* 基金项目:国家自然科学基金项目(81672132)

作者简介:魏伟(1991-),本科,硕士研究生,主要研究方向:脊柱内固定技术,E-mail: weitaiyi@fmmu.edu.cn

Δ 通讯作者:雷伟,医学博士,教授、主任医师,博士研究生导师,主要研究方向:脊柱内固定技术及新型内固定材料,

E-mail: leiwei@fmmu.edu.cn

(收稿日期:2018-03-24 接受日期:2018-04-18)

内固定器械的稳定有效与手术的预后密切相关,内固定方法的选择、螺钉的强化、新型螺钉设计与融合技术等,都能提高内固定在骨质疏松椎体中的稳定性。

1 骨质疏松脊柱内固定失败机制

对于脊柱外科医生,采用手术方法治疗椎体骨折十分困难,因为高龄人群常常伴随着与骨质疏松相关的并存疾病,并且他们对于手术的耐受能力较差,麻醉并发症的发生率也很高^[9,11]。了解现存治疗方法失败的机制,有助于检测新的内固定技术和内固定植入物的有效性,也有助于进一步发展避免同样问题的出现,从而改善这部分患者的治疗效果。

骨质疏松椎体骨折的手术治疗并发症可分为早期(3个月以内)和晚期(3个月以外)两类。在一项回顾性研究中^[12],38例65岁以上实施椎体融合术的患者,发生早期并发症为椎弓根压缩性骨折(13%),晚期并发症为假关节形成伴内固定失败(11%),临近腰椎间盘突出(4%),以及由于压缩性骨折造成的进行性交界性后凸畸形(26%)。由于骨质疏松患者体内破骨细胞活性远超成骨细胞活性,这意味着在该患者群体中融合将很难实现,而融合不足或融合延迟将直接导致假关节形成^[13]。因此,原本设计用于在融合期间起临时支撑作用的内固定物,承受压力负荷的时间将比预期时间更长,从而增加了失败的可能性。

内固定失败也可分为后路和前路内固定失败。后路固定失败是骨质疏松症患者的低骨密度(BMD)导致固定强度下降造成的^[14]。这种固定强度不足常导致后路内固定螺钉脱出或松动而需翻修手术,又会导致其他并发症的发生^[10]。而前路内固定失败继发于连续循环载荷,导致植入物断裂或沉降入骨质疏松骨(也决定于BMD,其与上下终板屈服强度相关)^[15,16]。可见,BMD是影响脊柱内固定稳定的关键因素^[17,18],如何提高骨质疏松骨植入螺钉的疲劳耐受、拔出力 and 旋入扭矩等,对于操作过程中的有效复位及术后的长期疗效维持,具有重要意义。

2 改进手术方式增强内固定效果

脊柱的内固定手术最初是为了治疗脊柱侧弯而设计的,作为临时复位系统并辅助脊柱融合。上世纪60年代,Harrington棒和Luque环问世后,脊柱内固定手术扩大到创伤治疗^[19,20]。随后出现椎弓根螺钉系统对于骨质条件较好患者,由于其解剖复位、短节段固定、三维固定及操作相对简便等优点成为目前最常用的脊柱后路内固定方法^[21]。在治疗骨质疏松患者椎体骨折中,为加强骨质疏松椎体椎弓根内固定稳定性,一些新的手术方法也不断被提出并取得进展。

2.1 长节段多位点固定

在进行骨质疏松脊柱内固定时,长节段、多位点固定是医生们经常考虑的策略之一。理论上讲,长节段固定达到矢状面和冠状面的整体平衡,可增加内固定稳定性^[22],多个内固定点可以减少单个螺钉上的载荷^[22]。Kwon等^[23]提出,进行L5水平椎弓根内固定术时,将融合节段延伸至骶骨/髂骨可降低内固定失败的潜在风险。DeWald和Stanley^[12]的一项临床研究中推荐,先天性脊柱畸形内固定手术应在脊柱畸形点上方和下方各使用至少三个固定点才可获得平衡,他们同时指出,在手术开始时就植入较长的内固定物,可避免翻修手术产生的一系列

后果。生物力学研究表明,联合使用椎弓根螺钉、椎板钩和椎板下钢丝进行多位点固定,可明显提升骨质疏松骨中植入物的拔出力,刚度和旋转稳定性^[24]。由于骨质疏松性椎体的椎弓根经常比非骨质疏松性椎体的椎弓根大,因此可以将两根小直径的椎弓根螺钉植入一个骨质疏松性椎弓根以改善固定。一项生物力学骨质疏松尸体研究比较了使用两个5 mm直径螺钉和单一6 mm直径螺钉的发现,双螺钉固定更具有机械稳定性优势^[25]。

2.2 联合椎体成形术改善内固定

椎体成形术(vertebroplasty, VP)是一种新型的脊柱外科微创介入疗法,其实质是通过向椎体注入凝固性材料以达到治疗椎体压缩性骨折和增加椎体稳定性的目的^[26]。在治疗骨质疏松引起的椎体压缩性骨折中,对病变椎体先实施椎体成形术也可增强椎弓根螺钉的固定效果。Aydogan等^[27]对49名严重骨质疏松患者实施椎体成形术后采用椎弓根螺钉固定,经2年随访,36名随访患者中只有一例发生了螺钉松动。

3 不同设计的椎弓根螺钉

尽管传统椎弓根螺钉(conventional pedicle screws, CPS)是进行后路内固定腰椎和胸椎中最常用的内固定植入物,但在骨质疏松骨中应用时,存在骨-钉界面不稳定而致螺钉脱出的风险。一旦脱出,不但会造成严重后果,也会使翻修手术更复杂,因此,在治疗骨质疏松患者时植入螺钉为相对禁忌证。盲目的使用更粗或更长的螺钉来增加把持力无疑会增加术中风险,太粗的螺钉植入后可能引起椎弓根爆裂,而太长的螺钉可能侵犯前面的椎体,甚至损伤前方血管和内脏^[28]。因此,改善骨质疏松患者椎弓根螺钉固定需要着眼于增加螺钉尺寸之外,设计出既安全又有效的专用螺钉。目前临床上基于CPS进行了不断的改进,开发出多种新型螺钉设备,均在临床上取得了很好的疗效。

3.1 可注射骨水泥空心侧孔椎弓根螺钉

不同于前面介绍的椎体成形术,可注射骨水泥空心侧孔椎弓根螺钉并非在拧入螺钉前注射骨水泥,而是通过拧入的螺钉注入骨水泥。这种新型螺钉轴向中央设计骨水泥流出通道,并在钉杆横面上设计侧孔,便于注入的骨水泥渗出弥散与椎体骨小梁间隙中,形成更为牢固的骨-骨水泥-钉结合界面。已有相当多的研究证实此类螺钉较CPS具有更高的抗拔出力^[29-31]。传统的注射用骨水泥聚甲基丙烯酸甲酯(Polymethylmethacrylate, PMMA),在术中和术后伴有聚合热损伤效应、毒性反应和不可吸收等缺点^[32],因此,此类螺钉需搭配使用更好的注射用骨水泥才能更为广泛应用。目前已有较多新型骨水泥材料,如磷酸钙骨水泥(CPC)^[33]和可注射生物活性玻璃陶瓷树脂^[33-35]等,都具有良好的生物相容性和生物安全性,是潜在的理想PMMA替代材料。骨水泥增强螺钉一个亟待解决的问题是,如果发生感染或其他问题而需要去除植入物,将骨水泥和螺钉从骨质疏松骨中完全去除非常困难。注射骨水泥材料方面的研究还需考虑可吸收性这一问题,进而开发出最为理想的替代材料。

3.2 双螺纹椎弓根螺钉

在正常或骨质疏松的椎体中,椎体皮质骨强度明显强于其内部的松质骨^[36]。基于此解剖特点,研究者们设计出双螺纹椎弓根螺钉,一种在螺钉体部和尾端具有不同的螺纹螺距,通过对周围的骨质产生加压作用而获得更佳的把持力。另一种称为

双线螺纹螺钉,它是于螺钉体部在传统的单螺纹基础上,再额外添加一螺纹,从而获得更快的进钉速度和抗拔出。然而,此类螺钉的有效性存在争议。Jacob 等^[7]进行的体外生物力学研究比较,此类螺钉与 CPS 抗拔出并无显著差异。国内的临床研究^[8]却表明,双螺纹螺钉的抗拔出显著优于单螺纹螺钉。此类螺钉的应用还需更大样本量的临床实验验证。

3.3 可膨胀式椎弓根螺钉

膨胀式椎弓根螺钉(expandable pedicle screws, EPS)在定位于椎弓根后,螺钉头部可成扇形撑开,从而扩大螺钉与骨小梁之间的接触面积,达到增加稳定性的目的。目前此种螺钉在骨质疏松患者或其他有椎弓根螺钉拔出风险的患者身上有着非常广泛的应用。临床研究表明,对骨质疏松患者应用 CPS 其螺钉松动率为 12.9%,而使用 EPS 螺钉松动率仅为 4.1%,EPS 相对于 CPS,其固定强度和临床疗效都大大改善。此外,将 EPS 与骨水泥注射相结合可以提供更高的把持力。一项骨质疏松尸体椎体研究发现,骨水泥强化螺钉和非骨水泥强化 EPS 的拔出相似,而将骨水泥与 EPS 结合应用,其拔出会提高 250%。EPS 中空结构的设计会增加螺钉断裂的风险,但在临床疗效上影响不大。EPS 制作材料的选择、植入方法的优化、与其他椎弓根螺钉增强技术的结合使用仍是广大骨科医生的研究热点。

3.4 涂层椎弓根螺钉

一些临床研究和动物实验已经正式了羟基磷灰石涂层在椎弓根螺钉固定中的作用。将螺钉涂覆上羟基磷灰石涂层后,可增加骨-钉界面的接触面积,有利于骨内生长和矿化,并能增加螺钉的抗拔能力。然而,这种涂层所需要的插入力矩相比未涂层的螺钉要大的多,虽然间接表明了涂层螺钉与骨骼的相互结合力更强,但这也成为限制其使用的一大因素。另一种方法为对螺钉表面添加微弧氧化(microarc oxidation, MAO)涂层。一项动物试验中表明,用 MAO 处理过的螺钉相比普通椎弓根螺钉体内固定强度明显增强。此外,此研究还显示,MAO 处理后螺钉表面具有生物活性,可促进骨-钉界面的骨生长,其治疗组的骨组织矿物质密度、骨体积分数、骨小梁厚度和骨小梁数目均高于对照组。此涂层螺钉的进一步应用还需在临床上加以研究。

4 展望

骨质疏松症常常伴随着一系列并发症,因骨质疏松造成脊柱畸形、椎体骨折等问题,是老年患者致残和致死的主要原因之一。对于此类病人的医疗和护理需要投入大量的人力、物力和财力,带来沉重的家庭和社会负担。使用非手术治疗和药物疗法可帮助缓解症状,预防骨质疏松症进一步恶化。在一些情况下,手术治疗在临床上是必须的选择。由于患者过低的骨密度,此类手术往往十分困难,存在着内固定失败的风险。时至今日,广大骨科医生和研究者综合考虑生物学、生物材料学、生物动力学方面,设计出一系列联合手术方法和新型的椎弓根螺钉,显著降低了内固定失败率和翻修率,为广大骨质疏松骨折患者带来了福音。然而,患有骨质疏松症和多种并存疾病的高龄人群对于开放性手术的耐受力较低,因此,尽可能的减少侵入性操作,如联合使用腔镜技术、手术机器人技术等,将是未来

脊柱内固定手术的发展方向。此外,骨水泥材料的研究一直是热点,开发出一种具有生物活性,可促进骨-骨水泥界面骨质生长,术后可逐步吸收的新型骨水泥,必将获得更为广泛的应用。目前应用于临床或实验研究中的不同设计的椎弓根螺钉种类繁多,从一个侧面反映出骨质疏松椎体内固定的困难是巨大的,是否有一种能广泛应用于不同个体的理想的标准化设计,在实际应用中既可以达到满意的固定效果,又可以避免各类并发症,还需要研究者付出更多的努力。

参考文献(References)

- [1] Peck W, Burckhardt P, Christiansen C, et al. Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis[J]. Am J Med, 1993, 94(6): 646-650
- [2] 中华医学会骨质疏松和骨矿盐疾病分会,原发性骨质疏松症诊疗指南(2017)[J]. 中国全科医学, 2017, 20(32): 3963-3982
Chinese Society of Osteoporosis and Bone Mineral Research, Guidelines for the diagnosis and treatment of primary osteoporosis (2017) [J]. Chinese General Practice, 2017, 20(32): 3963-3982
- [3] Johnell O, Kanis J A. An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures [J]. Osteoporosis International, 2006, 17(12): 1726-1733
- [4] Siris ES, Adler R, Bilezikian J, et al. The clinical diagnosis of osteoporosis: a position statement from the National Bone Health Alliance Working Group [J]. Osteoporosis International, 2014, 25 (5): 1439-1443
- [5] Ip I, Cheung SK, Cheung TC, et al. The Osteoporosis Society of Hong Kong (OSHK): 2013 OSHK guideline for clinical management of postmenopausal osteoporosis in Hong Kong [J]. Hong Kong Medical Journal, 2013, 19(Suppl 2): 1-40
- [6] Si L, Winzenberg TM, Jiang Q, et al. Projection of osteoporosis-related fractures and costs in China: 2010-2050[J]. Osteoporosis International, 2015, 26(7): 1929-1937
- [7] 中华人民共和国国家统计局,中国统计年鉴(2015)[M]. 北京: 中国统计出版社, 2015: 1022
National Bureau of Statistics of the People's Republic of China, China Statistical Yearbook (2015) [M]. Beijing: China Statistics Press, 2015: 1022
- [8] Peng Chen, Zhanzhan Li, Yihe Hu, et al. Prevalence of osteoporosis in China: a meta-analysis and systematic review[J]. BMC Public Health, 2016, 16(1): 1-11
- [9] Heini, Paul F. The current treatment-a survey of osteoporotic fracture treatment. Osteoporotic spine fractures: the spine surgeon's perspective[J]. Osteoporosis International, 2005, 16(Suppl 2): S85-S92
- [10] Cornell Cn. Internal fracture fixation in patients with osteoporosis[J]. The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2003, 11(2): 109-119
- [11] Kim Won Joong, Lee Eun-Suk, Jeon Sang Hyoeob, et al. Correction of osteoporotic fracture deformities with global sagittal imbalance [J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2006, 443: 75-93
- [12] 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(19Suppl): S144-S151

- [13] Jost B, Cripton P A, Lund T, et al. Compressive strength of interbody cages in the lumbar spine: the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density [J]. *European Spine Journal*, 1998, 7(2): 132-141
- [14] Coe JD, Warden K E, Engr M, et al. Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks, and spius process wires [J]. *Spine*, 1990, 15: 902-907
- [15] Gilbert S G, Johns P C, Chow D C, et al. Relation of vertebral bone screw axial pullout strength to quantitative computed tomographic trabecular bone mineral content[J]. *Journal of Spinal Disorders*, 1993, 6(6): 513-521
- [16] Grant J P, Thomas R O, Dvorak M F, et al. The effects of bone density and disc degeneration on the structural property distributions in the lower lumbar vertebral endplates[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2002, 20(5): 1115-1120
- [17] Yi-Long Chen, Wen-Chuan Chen, Chi-Wei Chou, et al. Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws[J]. *Medical engineering and physics*, 2014, 36(11): 1416-1420
- [18] Matsukawa K, Imabayashi H, Hosogane N, et al. Biomechanical evaluation of fixation strength among different sizes of pedicle screws using the cortical bone trajectory: what is the ideal screw size for optimal fixation?[J]. *Acta Neurochirurgica*, 2016, 158(3): 465-471
- [19] Harrington PR. The history and development of Harrington instrumentation [J]. *Clinical orthopaedics and related research*, 1973, 93: 110-112
- [20] Stephen J P, Bodel J G. Luque rod fixation in meningocele kyphosis: a preliminary report [J]. *The Australian and New Zealand journal of surgery*, 1983, 53(5): 473-477
- [21] 滕海军,周跃,王建,等.椎弓根螺钉强化在骨质疏松椎体的应用研究进展[J]. *中华创伤杂志*. 2005, 21(5): 392-394
Teng Hai-jun, Zhou Yue, Wang Jian, et al. Research progress in application of vertebral pedicle screw augmentation in treating osteoporotic spine[J]. *Chin J Trauma*, 2005, 21(5): 392-394
- [22] Hu SS. Internal fixation in the osteoporotic spine[J]. *The Spine Journal*, 1997, 22(24S): 43S-48S
- [23] Kwon B K, Elgafy H, Keynan O, et al. Progressive Junctional Kyphosis at the Caudal End of Lumbar Instrumented Fusion: Etiology, Predictors, and Treatment[J]. *Spine*, 2006, 31(17): 1943-1951
- [24] Tan J S, Kwon B K, Dvorak M F, 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 (Phila Pa 1976)*, 2004, 29(16): 1723-1730
- [25] 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
- [26] Savage J W, Schroeder G D, Anderson P A. Vertebroplasty and Kyphoplasty for the Treatment of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures [J]. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2014, 22(10): 653-664
- [27] Aydogan M, Ozturk C, Karatoprak O, et al. The Pedicle Screw Fixation With Vertebroplasty Augmentation in the Surgical Treatment of the Severe Osteoporotic Spines [J]. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 2009, 22(6): 444-447
- [28] Hira T, Hasegawa K, Washio T, et al. Fracture Risk During Pedicle Screw Insertion in Osteoporotic Spine [J]. *Journal of spinal disorders and techniques*, 1998, 11(6): 493
- [29] Frankel B M, D'Agosti S, Wang C. A biomechanical cadaveric analysis of polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw fixation[J]. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 2007, 7(1): 47-53
- [30] El Saman A, Meier S, Sander A, et al. Reduced loosening rate and loss of correction following posterior stabilization with or without PMMA augmentation of pedicle screws in vertebral fractures in the elderly [J]. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 2013, 39(5): 455-460
- [31] Yilmaz C, Atalay B, Caner H, et al. Augmentation of a Loosened Sacral Pedicle Screw With Percutaneous Polymethylmethacrylate Injection [J]. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 2006, 19(5): 373-375
- [32] Lieberman I H, Togawa D, Kayanja M M. Vertebroplasty and kyphoplasty: filler materials [J]. *The Spine Journal*, 2005, 5 (Suppl 6): S305-S316
- [33] Erbe EM, Clineff TD, Gualtieri G. Comparison of a new bisphel-a-glycidyl dimethacrylate-based cortical bone void filler with polymethyl methacrylate[J]. *European Spine Journal*, 2001, 10(Suppl 2): S147-S152
- [34] Kobayashi H, Turner A S, Seim H B, et al. Evaluation of a silica-containing bone graft substitute in a vertebral defect model[J]. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 2010, 92A(2): 596-603
- [35] Wheeler D L, Jenis L G, Kovach M E, et al. Efficacy of silicated calcium phosphate graft in posterolateral lumbar fusion in sheep[J]. *The Spine Journal*, 2007, 7(3): 308-317
- [36] Chaynes P, Sol JC, Vaysse P, et al. Vertebral pedicle anatomy in relation to pedicle screw fixation: A cadaver study[J]. *Spine*, 2001, 23(2): 85-90
- [37] Jacob AT, Ingalhalikar AV, Morgan JH, et al. Biomechanical comparison of single- and dual-lead pedicle screws in cadaveric spine[J]. *Journal of Neurosurgery Spine*, 2008, 8(1): 52-57
- [38] 盛林,李书纲,庄乾宇,等.单螺纹和双螺纹椎弓根螺钉抗拔出力比较的临床研究[J]. *中华骨与关节外科杂志*, 2015, 8(2): 140-144
Sheng Lin, Li Shu-gang, Zhuang Qian-yu, et al. Comparison of pull-out strength between single-threaded and dual-threaded pedicle screws: a clinical study [J]. *Chinese Journal of Bone and Joint Surgery*, 2015, 8(2): 140-144