

骨 科 学

DOI:10.13406/j.cnki.cyxh.000316

骨质疏松人工骨模块中膨胀式椎弓根螺钉与骨水泥强化螺钉稳定性的比较研究

刘 达¹, 张 译², 蒋 凯¹, 廖冬发¹, 伍红桦¹, 马泽辉¹, 潘显明¹, 雷 伟³

(1. 成都军区总医院骨科, 成都 610083; 2. 成都军区总医院附属口腔医院体检中心, 成都 610021;

3. 第四军医大学西京医院骨科, 西安 710032)

【摘要】目的:比较膨胀式椎弓根螺钉(expansive pedicle screw, EPS)与骨水泥强化螺钉(polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw, PMMA-PS)在骨质疏松人工骨模块中的稳定性。**方法:**30 块骨质疏松人工骨模块随机分为 3 组($n=10$), 普通椎弓根螺钉(conventional pedicle screw, CPS)组; 直接置入 CPS; PMMA-PS 组: 先向钉道内注入 PMMA, 再置入 CPS; EPS 组: 直接置入 EPS。24 h 后进行 X 线及 CT 检查和轴向拔出实验, 并测量最大拔出力(maximum pullout strength, Fmax)和能量吸收值(energy absorbed value, EAV), 然后观察模块的破坏情况, 并测量出口处直径(diameter of hole, DOH)。**结果:**CPS 组中螺钉被人工骨材料直接包裹, PMMA-PS 组中 PMMA 严密包裹螺钉, 明显提高了螺钉周围的密度; EPS 组中螺钉的前端在模块内膨胀形成一个“爪状”结构。CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组的 Fmax 分别为(48.50 ± 9.22)、(217.40 ± 62.15) N 和(84.50 ± 11.36) N。PMMA-PS 组和 EPS 组的 Fmax 均明显高于 CPS 组($P=0.000$, $P=0.038$), 而 EPS 组的 Fmax 明显低于 PMMA-PS 组($P=0.000$), 差异均具有统计学意义; CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组的 EAV 分别为(0.11 ± 0.04)、(0.41 ± 0.08) J 和(0.18 ± 0.06) J, PMMA-PS 组和 EPS 组的 EAV 均明显高于 CPS 组($P=0.000$, $P=0.016$), 而 EPS 组的 EAV 明显低于 PMMA-PS 组($P=0.000$), 差异均具有统计学意义。螺钉拔出后, PMMA-PS 组的破坏最为严重, EPS 组其次, CPS 组的破坏最小。CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组的 DOH 分别为(8.40 ± 0.86)、(13.85 ± 1.63) mm 和(10.29 ± 1.15) mm, PMMA-PS 组和 EPS 组的 DOH 均明显大于 CPS 组($P=0.000$, $P=0.002$), 而 EPS 组的 DOH 明显小于 PMMA-PS 组($P=0.000$), 差异均具有统计学意义。**结论:**EPS 和 PMMA-PS 均可以明显提高螺钉在骨质疏松人工骨模块中的稳定性, 尽管 EPS 提高螺钉稳定性的效果不如 PMMA-PS, 但它为预防临床上骨质疏松条件下螺钉松动和避免传统方法中使用 PMMA 的诸多风险提供了一个新的研究方向。

【关键词】骨质疏松; 膨胀式椎弓根螺钉; 聚甲基丙烯酸甲酯; 生物力学; 人工骨模块**【中图分类号】**R318.01**【文献标志码】**A**【收稿日期】**2014-02-20

Comparison on stability of expansive pedicle screw and polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw in osteoporotic synthetic bone

Liu Da¹, Zhang Yi², Jiang Kai¹, Liao Dongfa¹, Wu Honghua¹, Ma Zehui¹, Pan Xianming¹, Lei Wei³

(1. Department of Orthopaedics, Chengdu Military General Hospital; 2. Medical Examination Center Affiliated Stomatological Hospital, Chengdu Military General Hospital; 3. Department of Orthopaedics, Xijing Hospital, Forth Military Medical University)

【Abstract】Objective: To compare the stability of expansive pedicle screw(EPS) and polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw (PMMA-PS) in osteoporotic synthetic bone blocks. **Methods:** Thirty osteoporotic synthetic bone blocks were randomly divided into three groups(10 in each group). A pilot hole was prepared in advance using the same method in all samples. Then, the conventional pedicle screw(CPS) was inserted into the hole in CPS group, the pilot hole was filled with PMMA(2.5 ml) followed by CPS insertion in PMMA-PS group, and EPS was inserted into blocks in EPS group. Twenty-four hours later, X-ray and CT examination and axial pullout tests were performed on all samples. The maximum pullout strength(Fmax) and energy absorbed value(EAV) were measured.

作者介绍: 刘 达, Email: liuda313@163.com,

研究方向: 骨质疏松条件下脊柱内固定稳定性的研究。

通信作者: 雷 伟, Email: leiweispine@163.com。

基金项目: 国家自然科学基金青年基金资助项目(编号: 81301606);

成都军区总医院院管课题资助项目(编号: 2011YG-C07)。

优先出版: <http://www.cnki.net/kcms/detail/50.1046.R.20150209.1108.004.html>

(2014-05-23)

Then, the destruction of blocks was observed and the diameter of hole(DOH) was measured. **Results:** In CPS group, the screw was surrounded directly by synthetic bone without any other materials. In PMMA-PS group, the screw was wrapped up by PMMA totally. The PMMA was evenly distributed in synthetic bone around screw, which obviously improved the local density around track. In EPS group, anterior part of EPS presented an

obvious expansion in synthetic bone and formed an unguiform structure which pressed surrounding synthetic bone. Results in the axial pull-out tests revealed that screw stability in both EPS group and PMMA-PS group were significantly enhanced compared with that in CPS group ($P<0.05$). But screw stability in PMMA-PS group was significant higher than that in EPS group ($P<0.05$). After pullout of screw, the destructions of blocks were the most severe in PMMA-PS group and the lightest in CPS group. The DOH in PMMA-PS group and EPS group were significant bigger than that in CPS group ($P<0.05$). But the DOH in PMMA-PS group was significant bigger than that in EPS group ($P<0.05$). **Conclusion:** EPS and PMMA-PS can both significantly increase screw fixation strength in osteoporotic synthetic bone blocks. In addition, EPS can avoid the shortcomings caused by PMMA. Though, EPS shows less effect on augmentation of screw stability compared with PMMA-PS in osteoporotic synthetic bone blocks, it also provides a new study direction to prevent screw loosening in osteoporosis in clinic and avoid risks caused by PMMA in traditional method.

[Key words] osteoporosis; expansive pedicle screw; polymethylmethacrylate; biomechanics; synthetic bone blocks

目前,椎弓根螺钉技术已经被广泛的应用于脊柱外科^[1-2]。然而,骨质疏松患者的椎体骨密度下降,骨小梁数量减少、排列稀疏,而且变细、变薄,严重影响螺钉的稳定性^[3],常常导致螺钉松动、退出。

针对这一问题,很多学者通过增加螺钉的直径和长度^[4-5]或使用聚甲基丙烯酸甲酯(polymethylmethacrylate, PMMA)骨水泥^[4,6-8]等强化材料来提高螺钉的稳定性。然而,增加螺钉的直径和长度容易引起椎弓根骨折、神经压迫以及椎体前缘破裂、血管和内脏损伤等并发症;而使用 PMMA 存在热损伤、渗漏和神经压迫等风险。Cook 等^[9-11]和本课题组^[12-15]设计出的膨胀式椎弓根螺钉均为螺钉的前段有限膨胀,而不增加螺钉在椎弓根处的直径。课题组前期设计出膨胀式椎弓根螺钉(expansive pedicle screw, EPS),研究表明^[12-15]:与普通椎弓根螺钉(conventional pedicle screw, CPS)相比, EPS 可以显著提高内固定的稳定性,同时可以有效的降低因增加螺钉的直径和长度带来的诸多风险。有趣的是,通过回顾文献发现:尽管 PMMA 存在诸多的风险,但由于其良好的机械强度和强化效果目前临床上仍然被广泛的应用于骨质疏松条件下螺钉的强化处理^[16-18]。而在强化螺钉稳定性方面,设计独特的 EPS 和传统的 PMMA 强化螺钉(polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw, PMMA-PS)谁更具有优势呢?目前国内外还没有这方面的研究。

因此,本实验的目的就是在骨质疏松人工骨模块中实施 2 种不同的内固定方法,并通过生物力学实验比较 EPS 和 PMMA-PS 的稳定性,通过影像学检查(X 线和 CT)观察各组中螺钉的大体情况。

1 材料与方法

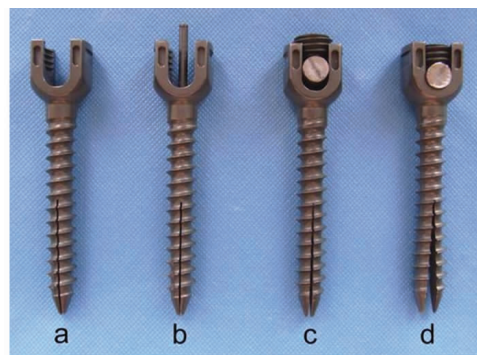
1.1 实验标本

选用美国 Pacific Research Laboratory 公司生产的骨质疏

松人工骨模块作为实验对象,该模块由聚氨酯(polyurethane, PU)材料制成,其标准尺寸为 13 cm × 18 cm × 4 cm,具有各向同性、均质的特点。本实验中的人工骨模块的型号为 1522-507,密度为 0.12 g/cc,抗压强度为 0.28 MPa,抗压模量为 18.6 MPa。它具有 95%以上的开放式孔隙率,平均孔隙大小为 1.5~2.5 mm,与骨质疏松状态下松质骨的蜂窝状结构类似,可以模拟人体骨质疏松椎体的力学特点。本实验中作者将模块切割成 13 cm × 9 cm × 4 cm 大小进行实验。

1.2 实验材料及仪器

CPS 长度为 45.0 mm,直径为 6.5 mm。EPS 包括螺钉、内栓、压棒和螺帽。长度为 45.0 mm,直径为 6.5 mm,中央空腔的直径为 2.0 mm。螺钉的前半部分被一纵向裂隙分为两部分,内栓可经中央空腔插入螺钉,并使螺钉的前端膨胀(图 1)。CPS 20 枚, EPS(含配套内栓、压棒和螺帽)10 枚,均由医用钛合金制成,由 Medtronic-Weigao 骨科器械有限公司生产。PMMA 骨水泥(天津合成材料工业研究所生产)2 盒,包括粉剂(10.0 g × 2 包/盒)和水剂(5.0 ml × 2 支/盒)。数字化 X 线机(Siemens, Germany)和 64 排螺旋 CT 机(Toshiba, Japan)均由成都军区总医院放射科提供。MTS 858(MTS System, Minneapolis, MN, USA)力学实验机,由西南交通大学力学实验中心提供。



a, 膨胀前的螺钉; b, 插入内栓; c, 组装压棒及螺帽; d, 螺钉膨胀

图 1 膨胀式椎弓根螺钉(EPS)

Fig.1 Expansive pedicle screw

1.3 实验方法

1.3.1 分组及螺钉置入 将 30 个骨质疏松人工骨模块随机分为 3 组(每组 10 个)。对所有模块均采用相同的方法制备钉道,使用直径为 3.5 mm 的手钻缓慢、垂直地钻入模块的中央部分,深度约 45.0 mm。CPS 组:直接拧入 CPS。PMMA-PS 组:先用 5.0 ml 的注射器向钉道内缓慢注入 PMMA(2.5 ml),然后拧入 CPS。PMMA 粉剂和水剂按照 2:1 的比例进行混合,待 PMMA 呈牙膏状即可注入钉道。EPS 组:直接拧入 EPS 后,插入内栓,压棒后拧紧螺帽。

1.3.2 影像学检查 螺钉置入 24 h 后,对所有标本依次进行 X 线检查和 CT 扫描及重建。

1.3.3 轴向拔出实验 使用特制的夹具将人工骨模块固定于 MTS 858 上,沿椎弓根螺钉的长轴方向以 5 mm/min 的加载速度进行拔出实验,螺钉被拔出后停止(图 2)。实验机的载荷信号由计算机数据采集系统记录并自动生成载荷-位移曲线,由相应的测试软件计算出螺钉的最大轴向拔出力(maximum pullout strength, F_{max})和能量吸收值(energy absorbed value, EAV)。

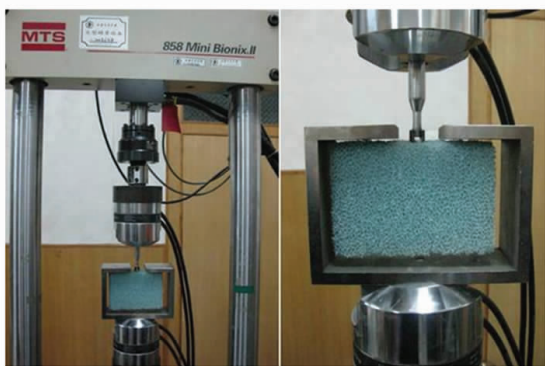


图 2 轴向拔出实验

Fig.2 Axial pullout test

1.3.4 螺钉出口处的观察及测量 螺钉拔出后,观察钉道出口处的破坏情况,并用游标卡尺测量出口处的直径(diameter of hole, DOH),精确到 0.01 mm。

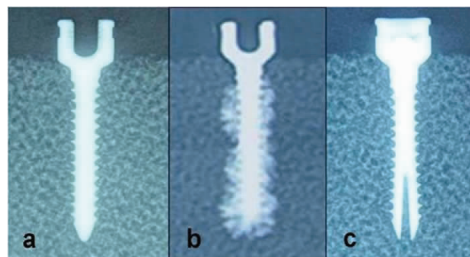
1.4 统计学处理

计量资料采用均数 $\pm$ 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示,采用 SPSS 16.0 分析进行单因素方差分析,组间两两比较采用 SNK- q 检验。检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 X 线检查和 CT 重建

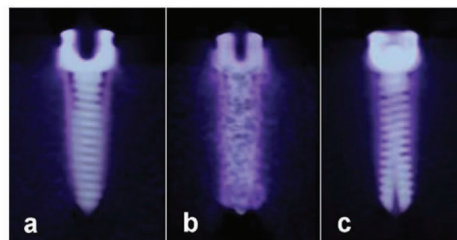
如图 3 和图 4 所示:各组中螺钉位置均良好,未见 PMMA 渗漏现象,EPS 均明显膨胀。CPS 组中,螺钉被周围的 PU 材料包绕;PMMA-PS 组中,螺钉被 PMMA 严密包绕,PMMA 相对均匀的分布在螺钉周围的 PU 材料中;EPS 组中,螺钉的前端在模块内明显膨胀,形成了一个“爪状”结构。



其中 a、b、c 分别为 CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组

图 3 3 组的 X 线检查结果

Fig.3 Results of X-ray examination of three groups



其中 a、b、c 分别为 CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组

图 4 3 组的 CT 重建结果

Fig.4 Results of CT reconstruction in three groups

2.2 轴向拔出实验

如表 1 所示,CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组中 F_{max} 之间的差异具有统计学意义($F=58.234, P=0.000$);PMMA-PS 组和 EPS 组的 F_{max} 均明显高于 CPS 组,差异均具有统计学意义($P=0.000, P=0.038$)。而 EPS 组的 F_{max} 明显低于 PMMA-PS 组,差异具有统计学意义($P=0.000$)。CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组中 EAV 之间的差异具有统计学意义($F=63.126, P=0.000$);PMMA-PS 组和 EPS 组的 EAV 均明显高于 CPS 组,差异均具有统计学意义($P=0.000, P=0.016$)。而 EPS 组的 EAV

表 1 3 组的轴向拔出实验结果 ($n=10, \bar{x} \pm s$)

Tab.1 Results of axial pullout tests in three groups ($n=10, \bar{x} \pm s$)

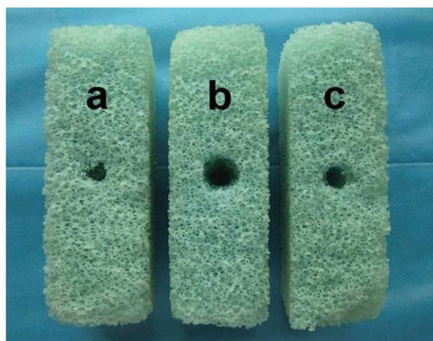
轴向拔出实验	CPS 组	PMMA-PS 组	EPS 组	F 值	P 值
F_{max} (N)	48.50 $\pm$ 9.22	217.40 $\pm$ 62.15 ^a	84.50 $\pm$ 11.36 ^{ab}	58.234	0.000
EAV (J)	0.11 $\pm$ 0.04	0.41 $\pm$ 0.08 ^a	0.18 $\pm$ 0.06 ^{ab}	63.126	0.000
DOH (mm)	8.40 $\pm$ 0.86	13.85 $\pm$ 1.63 ^a	10.29 $\pm$ 1.15 ^{ab}	48.430	0.000

注:a,与 CPS 组比较 $P<0.05$;b,与 PMMA-PS 组比较 $P<0.05$

显著低于 PMMA-PS 组,差异具有统计学意义($P=0.000$)。

2.3 螺钉拔出后出口处的观察及测量

如图 5 所示,PMMA-PS 组中螺钉出口处的破坏最大,EPS 组其次,CPS 组的破坏最小。CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组中 DOH 之间的差异具有统计学意义($F=48.430, P=0.000$) (表 1);PMMA-PS 组和 EPS 组的 DOH 均明显大于 CPS 组,差异均具有统计学意义($P=0.000, P=0.002$)。然而,EPS 组的 DOH 明显小于 PMMA-PS 组,差异具有统计学意义($P=0.000$)。



其中 a、b、c 分别为 CPS 组、PMMA-PS 组和 EPS 组

图 5 各组中螺钉拔出后出口处情况

Fig.5 Observation on the hole after axial pullout test in three groups

3 讨论

目前,预防螺钉松动的研究主要集中在改进螺钉设计和强化钉道处理两方面。在改进螺钉方面增加螺钉的直径有导致椎弓根骨折、神经压迫的危险,而增加螺钉的长度则可能破坏椎体前缘皮质,引起血管和内脏的损伤。然而,为了避免上述风险,国外以 Cook 为代表的一些学者研制出可 EPS,研究表明^[9-11]: EPS 可以明显提高骨质疏松条件下螺钉的稳定性,是骨质疏松条件下或翻修手术中一种理想的方案,它能提供与正常骨质中初次手术近似的临床效果。本课题组在 Cook 设计的基础上将螺钉前端四瓣设计改进为两瓣设计。螺钉的整体有一中央空腔,其前半部分有一纵向裂隙,向螺钉的中央空腔插入内栓后,螺钉的前端膨胀为两瓣。取出内栓后螺钉的前端自然回缩,可以方便螺钉的取出。该螺钉的前端仅在椎体内膨胀,避免了椎弓根处损伤。体外生物力学实验证实^[12]:与 USS, Tenor, CDH 等普通螺钉相比, EPS 的 F_{max} 分别提高了 48.4%、40.8% 和 25.3%,且自身的抗疲劳强度并未因中空的结构而出现明显的下降。体内研究^[13-14]表明, EPS 在体内改善了局部的骨质条件,形成了较好的钉道界面,很好的维持

了其在骨质疏松条件下的稳定性。

而在强化螺钉方面, PMMA 被认为是提高螺钉拔出力的最有效的材料。Kiner 等^[4]认为翻修过程中使用 PMMA 强化可以提供比初次置钉更强的稳定性。Cook 等^[10]报道,在严重骨质疏松的尸体标本中使用 PMMA 可以使 EPS 的 F_{max} 提高 250%,这表明了 PMMA 强化骨质疏松条件下螺钉稳定性的显著效果。尽管 PMMA 具有很多风险,但它凭借良好的机械强度和强化效果仍然被广泛的应用于骨质疏松条件下强化螺钉的固定。而国内外还没有关于骨质疏松条件下 EPS 和 PMMA-PS 稳定性的比较研究,尤其是在初次置钉过程中,这也是本实验的研究目的。在我国,由于文化背景等客观原因,很少有人愿意捐献尸体,特别是老年人。因此,通过医院捐赠尸体而获得的标本非常有限,尤其是骨质疏松的标本就显得更加珍贵。为了验证该研究的可行性,作者选用 1522-507 型聚氨酯材料的骨质疏松人工骨模块作为实验标本,对 EPS 和 PMMA-PS 进行了初步的比较研究。该模块具有各向同性和均质的特点,含有 95% 以上的开放式孔隙结构,可以模拟骨质疏松状态下的松质骨蜂窝状结构及力学特点,并已在国外的研究中被大量应用^[19-21]。

研究发现, EPS 的前端在 PU 材料中明显膨胀,与普通螺钉相比,显著提高了螺钉的固定强度。而 PMMA 严密包裹螺钉,增加了螺钉周围材料的密度,从而显著提高螺钉的稳定性。这些结果与作者预期的一致。但与 PMMA-PS 相比, EPS 的稳定性则要明显逊色。作者认为这可能与两者不同的稳定机制有关。EPS 主要通过前端的膨胀和挤压作用来提高其稳定性,而后者中 PMMA 相对均匀的分布在钉道周围,严密的包裹螺钉全长,增加了螺钉的整体直径和 PMMA 与周围材料的接触面积,提高了拔出过程中螺钉/PMMA 复合体与 PU 材料的摩擦力。通过测量各组模块出口处的直径发现, PMMA-PS 中模块的破坏明显大于 EPS,这也从另外一个角度说明了螺钉/PMMA 复合体被拔出时所做的功高于 EPS,即 PMMA-PS 的稳定性强于 EPS。更为重要的是,椎弓根螺钉的稳定性主要由椎弓根处和椎体内两部分组成,其中大约 60% 的 F_{max} 是由椎弓根决定,而模块主要是模拟椎体内松质骨的结构,所以力学结果仅仅相当于螺钉在椎体内的固定强度,并不能真实的反应螺钉的力学性能。

另外,螺钉拧入椎体时,周围的骨小梁被挤压

而发生微骨折,并填充在钉道周围,提高了局部骨密度,在一定程度上提高了螺钉与骨质的把持力。而 PU 材料脆性很高,在置钉过程中被螺钉挤压而发生断裂、甚至脱落,失去了局部填充的作用。这点在 EPS 的拧入和膨胀时显得为重要,它在一定程度上降低了 EPS 的固定效果。而对 PMMA-PS 来说,事先向钉道内注入的 PMMA 黏附在钉道周围的材料中,提高局部密度的同时也减少了螺钉拧入时周围材料的断裂和脱落。因此,该模块中 EPS 和 PMMA-PS 之间的比较结果并不能反应真实的情况。但是, EPS 和 CPS 均不涉及骨水泥的注入,它们在拧入过程中对材料的破坏作用可以在组间被均衡,也就是说骨质疏松条件下 EPS 的固定强度较普通螺钉有明显的提高。本实验中,作者仅采用了轴向拔出实验评价螺钉的稳定性,而由于材料的脆性太大未能进行周期抗屈实验。

研究表明:尽管 EPS 的稳定性要差于 PMMA 强化螺钉,但与普通椎弓根螺钉相比 EPS 具有更高的固定强度,它为临床上预防骨质疏松患者体内螺钉松动的问题提供了新的方法。下一步将在骨质疏松动物模型体内比较 EPS 和 PMMA-PS 的稳定性和钉道界面情况。

参 考 文 献

- [1] Tokuhashi Y, Ajiro Y, Umezawa N. Outcomes of posterior fusion using pedicle screw fixation in patients > or = 70 years with lumbar spinal canal stenosis [J]. *Orthopedics*, 2008, 31(11): 1096.
- [2] Fisher C, Singh S, Boyd M, et al. Clinical and radiographic outcomes of pedicle screw fixation for upper thoracic spine (T1-5) fractures: a retrospective cohort study of 27 cases [J]. *J Neurosurg Spine*, 2009, 10(3): 207-213.
- [3] Reitman CA, Nguyen L, Fogel GR. Biomechanical evaluation of relationship of screw pullout strength, insertional torque, and bone mineral density in the cervical spine [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2004, 17(4): 306-311.
- [4] Kiner DW, Wybo CD, Sterba W, et al. Biomechanical analysis of different techniques in revision spinal instrumentation: larger diameter screws versus cement augmentation [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2008, 33(24): 2618-2622.
- [5] Polly DW JR, Orchowski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws. Bigger, longer shims—what is best? [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1998, 23(12): 1374-1379.
- [6] Liu D, Wu ZX, Gao MX, et al. A new method of partial screw augmentation in sheep vertebrae in vitro: biomechanical and interfacial evaluation [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2011, 24(5): 318-324.
- [7] Bullmann V, Schmoelz W, Richter M, et al. Revision of cannulated and perforated cement-augmented pedicle screws: a biomechanical study in human cadavers [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2010, 35(19): E932-939.
- [8] Paré PE, Chappuis JL, Rampersaud R, et al. Biomechanical evaluation of a novel fenestrated pedicle screw augmented with bone cement in osteoporotic spines [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2011, 36(18): E1210-1204.
- [9] Cook SD, Salkeld SL, Whitecloud TS 3RD, et al. Biomechanical evaluation and preliminary clinical experience with an expansive pedicle screw design [J]. *J Spinal Disord*, 2000, 13(3): 230-236.
- [10] Cook SD, Salkeld SL, Stanley T, et al. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone [J]. *Spine J*, 2004, 4(4): 402-408.
- [11] 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.
- [12] Lei W, Wu Z. Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae [J]. *Eur Spine J*, 2006, 15(3): 321-326.
- [13] Wan SY, Wu ZX, Zhang W, et al. Expandable pedicle screw trajectory in cadaveric lumbar vertebra: an evaluation using micro-computed tomography [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2011, 24(5): 313-317.
- [14] Wan S, Lei W, Wu Z, et al. Biomechanical and histological evaluation of an expendable pedicle screw in osteoporotic spine in sheep [J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(12): 2122-2129.
- [15] 刘 达, 吴子祥, 雷 伟, 等. 两种不同方法提高椎弓根螺钉稳定性的体外生物力学研究 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2011, 26(1): 38-41.
- [16] Chang MC, Liu CL, Chen TH. Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery: a novel technique [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2008, 33(10): E317-324.
- [17] Moon BJ, Cho BY, Choi EY, et al. Polymethylmethacrylate-augmented screw fixation for stabilization of the osteoporotic spine: a three-year follow-up of 37 patients [J]. *J Korean Neurosurg Soc*, 2009, 46(4): 305-311.
- [18] Bullmann V, Liljenqvist UR, Rödl R, et al. Pedicle screw augmentation from a biomechanical perspective [J]. *Orthopade*, 2010, 39(7): 673-678.
- [19] Chen LH, Tai CL, Lai PL, et al. Pullout strength for cannulated pedicle screws with bone cement augmentation in severely osteoporotic bone: influences of radial hole and pilot hole tapping [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2009, 24(8): 613-618.
- [20] 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.
- [21] 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 Musculoskelet Disord*, 2009(10): 44.

(责任编辑: 关蕴良)