

文章编号:1004-7220(2016)02-0142-06

## 3种不同后路内固定方式及其横连治疗 胸腰段骨折的力学性能比较

余伟波<sup>a,b</sup>, 梁德<sup>a</sup>, 叶林强<sup>a,b</sup>, 江晓兵<sup>a</sup>, 黄学成<sup>a,b</sup>, 姚珍松<sup>a</sup>

(广州中医药大学 a. 第一附属医院, 脊柱骨科; b. 第一临床医学院, 广州 510405)

**摘要:** **目的** 比较3种不同后路内固定方式及其有无横连杆治疗胸腰段骨折的生物力学性能差异, 寻找最优化的后路内固定方式。 **方法** 在已验证的正常 T12~L2 有限元模型基础上, 模拟 L1 椎体爆裂性骨折。将 T12 椎体上半皮质骨切除并赋予内部松质骨损伤材料属性, 分别建立无、有横连杆经伤椎单侧螺钉(模型 A1、A2)、常规短节段(模型 B1、B2)和经伤椎双侧螺钉(模型 C1、C2)6种内固定模型。分别比较6组模型在各种生理应力下的活动范围(range of the motion, ROM)以及螺钉和棒的最大 Von Mises 应力情况。 **结果** 在屈伸和侧屈应力下, 经伤椎单侧和双侧螺钉内固定模型组 ROM 均明显小于常规短节段内固定组; 而经伤椎单侧和双侧螺钉内固定组, 在屈伸应力下两者 ROM 无显著差异, 在侧屈应力下经伤椎双侧螺钉模型的稳定性优于经伤椎单侧螺钉固定。应力主要集中在上位螺钉钉尾和上位螺钉与伤椎螺钉之间的棒体, 经伤椎双侧内固定组上位螺钉最大应力明显低于经伤椎单侧和常规短节段内固定组螺钉最大应力。横连可增加各内固定组在扭转应力下的稳定性, 也可降低上位螺钉和棒在扭转应力下的最大应力, 而屈伸和侧屈应力下螺钉和棒的最大应力未见明显差异。 **结论** 经伤椎置钉后路内固定可获得较好的生物力学稳定性, 且添加横连不仅能改善构型扭转刚度, 而且能降低螺钉和棒的最大扭转应力, 是治疗胸腰椎不稳定骨折良好选择。

**关键词:** 胸腰段骨折; 横连; 内固定; 力学特性; 有限元分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.02.142

## Comparison of biomechanical properties of different posterior fixation methods with crosslink for thoracolumbar fractures

YU Wei-bo<sup>a,b</sup>, LIANG De<sup>a</sup>, YE Lin-qiang<sup>a,b</sup>, JIANG Xiao-bing<sup>a</sup>, HUANG Xue-cheng<sup>a,b</sup>, YAO Zhen-song<sup>a</sup> (a. Department of Spinal Surgery, The First Affiliated Hospital; b. The First School of Clinic Medicine, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, China)

**Abstract: Objective** To compare the biomechanical differences among 3 posterior fixation methods with or without crosslink for thoracolumbar fractures to find the optimal treatment. **Methods** By using the validated finite element model of T12-L2 segments, L1 vertebra burst fracture was simulated followed with the superior 1/2 cortical bone of T12 segment removed, and the superior 1/2 cancellous bone was assigned with the material damage property of cancellous bone. Then 6 thoracolumbar fracture models by using intermediate unilateral pedicle screw fixation without or with crosslink (Model A1, A2), traditional short-segment pedicle screw fixation without or with crosslink (Model B1, B2), intermediate bilateral pedicle screw fixation without or with crosslink (Model C1, C2) were established, respectively. The range of motion (ROM), the maximum Von Mises stresses of the pedicle

收稿日期:2015-08-18; 修回日期:2015-12-13

基金项目:广东省卫生厅医学科研基金(2014B2014175), 卫生部医药卫生科技发展研究中心资助课题(W2014ZT256), 卫生部医药卫生科技发展研究中心资助课题(W2012ZT0)。

通信作者:梁德, 教授, 博士研究生导师, E-mail: spinedrjxb@sina.com。

screws and rods in the 6 models under various physiological loading conditions were compared. **Results** The ROM under flexion-extension and lateral bending in Model A and Model C was obviously smaller than that of Model B. Under flexion-extension, no significant difference was found in ROM between Model A and Model C; under lateral bending, the ROM of Model C was smaller than that of Model A. The stress was concentrated on the root of upper screw and rod located between upper screw and intermediate screw; the maximum stress of upper screw in Model C was smaller than that in Model A and Model B. The crosslink could increase the stability in all fixation groups under axial rotation stress condition, and decrease the maximum stress on upper screw and rod under axial rotation stress condition, but no significant difference was found under flexion-extension and lateral bending. **Conclusions** Additional pedicle screws at the level of fracture vertebra can achieve the better biochemical stability. The additional crosslink not only increases the torsional rigidity, but also decreases the maximum torsional stress of the screw and rod, which is a better choice for thoracolumbar fractures treatment.

**Key words:** Thoracolumbar fractures; Crosslink; Internal fixation; Mechanical properties; Finite element analysis

临床常见的胸腰椎骨折约占脊柱骨折 90%,其中爆裂性骨折占 10% ~ 20%<sup>[1-2]</sup>,而外科治疗的目的在于神经减压、骨折复位、矫正后凸畸形,并给伤椎提供足够的稳定性,以利于骨折区域愈合。目前治疗胸腰椎爆裂性骨折有常规短节段和经伤椎单、双侧螺钉 3 种不同的内固定方式。常规短节段内固定虽能矫正后凸畸形、提供即时的稳定性,但是术后发现部分病例逐渐出现后凸畸形矫正丢失甚至内固定断裂的现象<sup>[3-6]</sup>,故有研究建议在伤椎水平行椎弓螺钉内固定以增加局部稳定性<sup>[7-10]</sup>。另外,也有研究建议添加横连可提高构型刚度和改善骨折区域融合率<sup>[11-12]</sup>。对于胸腰椎爆裂性骨折后路不同内固定方式、增加横连前后内固定的生物力学稳定性以及内在椎弓根螺钉和棒的应力变化,目前鲜有文献报道。

## 1 材料及方法

### 1.1 L3 ~ 5 正常有限元模型建立

选择 1 名合格的健康志愿者行 T12 ~ L2 节段 CT 横断面平扫(64 排,层距 1 mm,西门子公司,德国),获取 DICOM 格式图像,并导入 Mimics 15.1 建立包含有皮质骨、松质骨及后柱结构的 T12 ~ L2 节段三维有限元模型,并将获得的 T12 ~ L2 三维有限元椎体模型导入 Geomagic studio 12.0 中进行光滑处理,接着以 IGES 格式文件导入到 Solidwork 14.0 中重建剩余的几何结构。椎间盘由髓核和纤维环构成,其中髓核约占椎间盘 43%。纤维环是由纤维环及纤维环基质构成,纤维环基质约占 19%。剩余 7 条韧带包括前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带(LF)、棘上韧带(SSL)、棘间韧带(ISL)、横突间

韧带(ITL)、关节囊(CL)的位置均参考相关文献[13-15],以精确模拟解剖位置结构。

有限元椎体模型包括椎体松质骨、纤维环基质、髓核,设定为连续、各向同性、线弹性材料属性。椎体皮质骨、终板、关节软骨的厚度分别设定为 1、0.5、0.5 mm 壳单元,纤维环纤维及脊柱韧带采用桁架(truss)单元模拟,设定为只承受张力的线弹性材料属性。设定髓核为接近流体的材料属性,弹性模量为 1 MPa,泊松比为 0.499;纤维环为同源基质包裹的大量胶原纤维,这些胶原纤维以十字交叉形式排列 5 层,与椎间盘平面呈  $\pm 30^\circ$  的夹角。小关节用通用接触(General Contact)模拟,设定为有限摩擦,摩擦因数为 0.002 6。T12 ~ L2 正常有限元模型的有效性已在本课题组前期研究中得到验证<sup>[13]</sup>(见表 1)。

表 1 T12 ~ L2 有限元模型的材料属性<sup>[13-15]</sup>

Tab. 1 Material properties of the T12-L2 finite element model<sup>[13-15]</sup>

材料名称	弹性模量/MPa	泊松比	横截面积/mm <sup>2</sup>
皮质骨	12 000	0.200	—
松质骨	100	0.300	—
损伤后松质骨	67	0.200	—
终板	1 000	0.400	—
髓核	1	0.499	—
纤维环	500	非线性	—
纤维环基质	4.2	0.450	—
前纵韧带	20	0.300	60.0
后纵韧带	70	0.300	21.0
黄韧带	50	0.300	60.0
棘上韧带	28	0.300	40.0
棘间韧带	28	0.300	30.0
横突间韧带	50	0.300	10.0
关节囊	26	0.300	67.5
内固定	110 000	0.300	—

### 1.2 模拟后路不同的内固定模型

在正常 T12 ~ L2 有限元模型的基础上,模拟 L1 椎体爆裂性骨折,即:去除 L1 椎体前中部上 1/2 的皮质骨,赋予其上终板及前中部上 1/2 松质骨损伤后材料属性<sup>[16-17]</sup> (见图 1)。利用 Solidwork 软件重建脊柱胸腰段爆裂性骨折手术使用的内固定系统和其相应横连,并参考文献[18]中的报道,设定螺钉与棒的直径均为 6 mm,横连直径为 4 mm,再依据临床中钉棒和横连植入及固定方式,分别模拟 3 组不同后路内固定方式及其有无横连的有限元模型(见图 2):① 经伤椎单侧螺钉内固定组(无横联模型 A1、有横连模型 A2),② 常规短节段内固定组(无横联模型 B1、有横连模型 B2),③ 经伤椎双侧螺钉内固定组(无横联模型 C1、有横连模型 C2)。

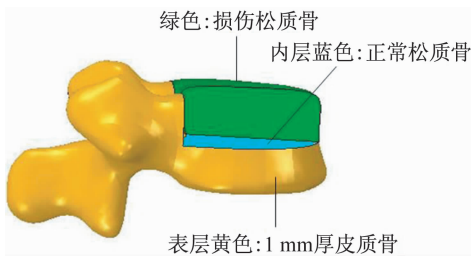


图1 模拟 L1 椎体爆裂性骨折模型  
Fig.1 The simulated model by L1 vertebra burst fractures

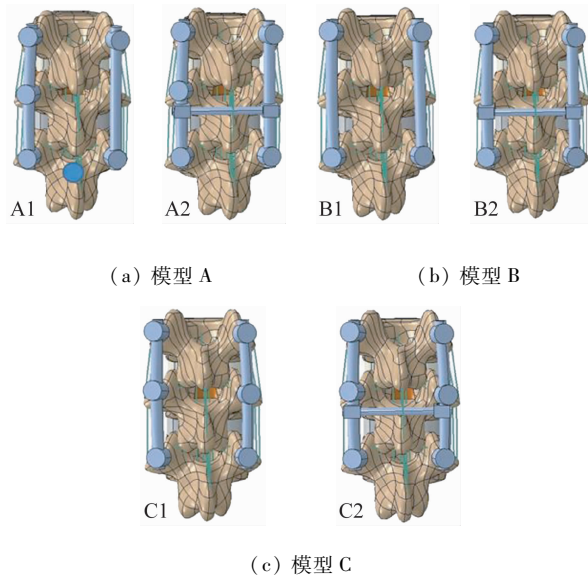


图2 3种不同后路内固定方式及其有无横连 T12 ~ L2 模型  
Fig.2 T12-L2 models by three different posterior fixation methods with or without crosslink (a) Model A, (b) Model B, (c) Model C

### 1.3 模型受力及边界条件设置

对于所有模型,L2 椎体下表面均完全固定,对 T12 椎体上缘施加 150 N 的预压缩力后,依次分别给予 T12 椎体上缘 10 N·m 前屈、后伸、左、右侧旋转、侧弯的应力。以上所有计算过程均将输入到 ABAQUS 12.01 软件,观察不同内固定方式和有无横连前后模型的活动范围(range of motion, ROM)变化以及后路螺钉和棒的最大 Von Mises 应力变化情况。

## 2 结果

### 2.1 3种不同后路内固定方式及其有无横连组 ROM 比较

对于 3 种不同的后路内固定方式而言,在屈伸和侧屈应力下,经伤椎单侧螺钉和经伤椎双侧螺钉内固定组(模型 A、C)ROM 均明显小于常规单节段内固定组(模型 B)。而经伤椎单侧螺钉和经伤椎双侧螺钉内固定组 ROM 在屈伸应力下无显著差异;而在侧屈应力下,特别是左侧屈,经伤椎双侧螺钉内固定组稳定性优于经伤椎单侧螺钉内固定组;相反,在扭转应力下,经伤椎双侧螺钉内固定组 ROM 较经伤椎单侧螺钉及常规短节段内固定组稍有增加。

3 种不同内固定组模型分别在其添加横连前后,在扭转应力下有横联组 ROM 较未加横联组明显降低,而屈伸和侧屈应力下 ROM 未见明显差异(见图 3)。

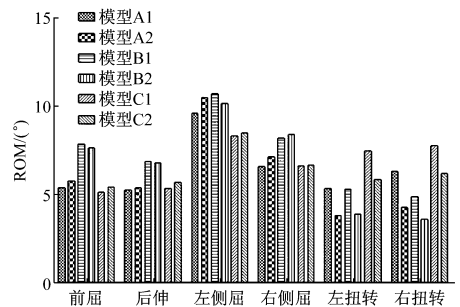


图3 3种不同后路内固定方式及其有无横连组 ROM 比较  
Fig.3 ROM comparison of models by three different posterior fixation methods with or without crosslink

### 2.2 3种不同后路内固定方式及其有无横连组椎弓根螺钉最大应力变化

3 种不同内固定组中,在大部分应力环境下椎

弓根螺钉最大 Von Mises 应力主要集中在上位螺钉钉尾,上位螺钉最大应力大于下位螺钉最大应力;经伤椎双侧内固定组(模型 C)的上位螺钉最大应力均明显低于经伤椎单侧(模型 A)和常规短节段(模型 B)内固定组螺钉的最大应力,而经伤椎单侧内固定组前屈时上位螺钉的最大应力亦低于短节段内固定组,其他应力下最大应力则无显著差异。在3种不同的内固定组之间,在添加横连后,螺钉最大 Von Mises 分布趋势无明显变化,但有横联组较未加横联组可明显减少扭转应力中上位椎弓根螺钉最大应力,而对屈伸和侧屈应力下的螺钉最大应力未见明显影响(见图4)。

### 2.3 3种不同后路内固定方式及其有无横连组棒的最大应力比较

3种不同后路内固定方式中,棒的最大应力主要位于上位螺钉与置于伤椎的螺钉之间;3种内固定组在添加横连之后,棒的最大应力趋势亦无显著影响,有横联组较未加横联组亦可减少扭转应力下棒的最大应力,而对屈伸和侧屈应力下棒的最大应力未见显著影响(见图5);经伤椎单侧(模型A)和

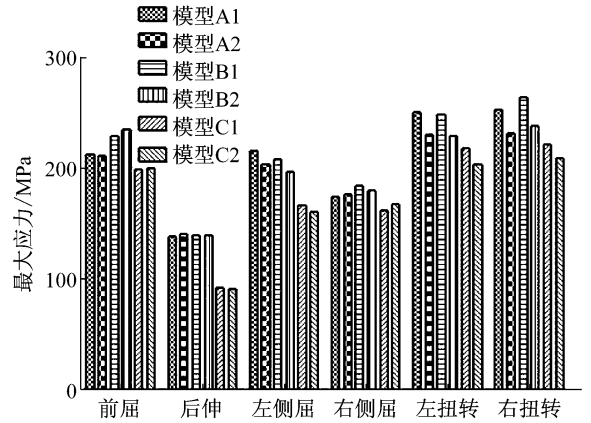


图4 3种不同后路内固定方式及其有无横连组上位螺钉最大应力  
 Fig.4 The maximum Von Mises stress comparison of upper pedicle screws in models by three different posterior fixation methods with or without crosslink

双侧(模型C)内固定组中,棒的最大应力出现在前屈时,而常规短节段固定棒的最大应力出现在扭转时,即模型A1、A2、B1、B2、C1、C2的棒最大应力分别为286.1、279.6、288.4、276.0、255.2、256.1 MPa(见图6)。

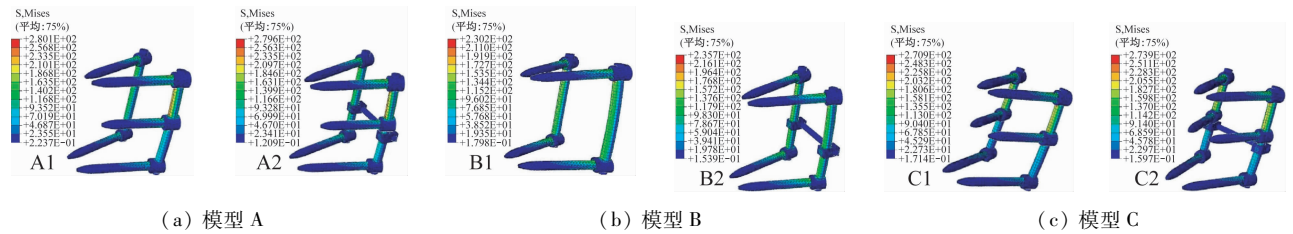


图5 前屈时椎弓根螺钉和棒应力分布云图

Fig.5 Stress contours of the pedicle screw and rod under flexion (a) Model A, (b) Model B, (c) Model C

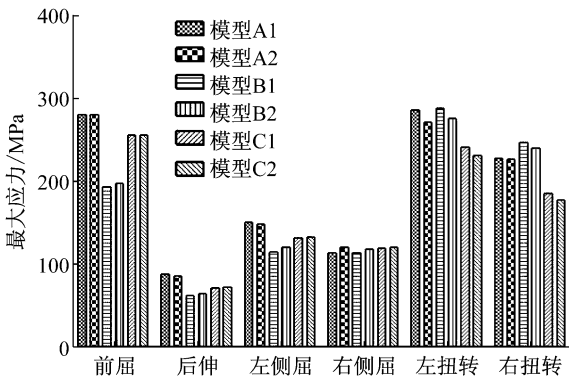


图6 3种不同后路内固定方式及其有无横连组椎弓根螺钉最大应力比较

Fig.6 Comparison of the maximum Von Mises stress on pedicle screws in models by three different posterior fixation methods with or without crosslink

### 3 讨论

临床中,常规有3种后路内固定方法治疗胸腰椎爆裂性骨折,其治疗方案一直存在争议。有研究认为,经伤椎单侧或双侧后路内固定较常规短节段内固定能够提供更好的生物力学稳定性,提高骨折区域融合率和减少后凸畸形发生<sup>[7,9]</sup>。另外,横连作为在后路内固定系统常规操作,其作用一直存在争议<sup>[11-12,19-20]</sup>。既往的生物力学研究认为,添加横连可以增加内固定模型的扭转刚度,但目前很少有文献对不同后路短节段内固定之间尤其是横杆使用对构型稳定性及其内在椎弓根螺钉和棒的应力变化趋势进行探讨。本研究利用有限元技术比较3种不同短节段内固定及其横连使用前对于胸腰段骨折

模型的稳定性以及椎弓根螺钉和棒的内在应力变化。在所建立的3种后路短节段内固定模型中,在屈伸和侧屈应力下,经伤椎内固定稳定性均优于常规短节段内固定,而在侧屈应力下经伤椎双侧螺钉稳定性优于经伤椎单侧螺钉固定,该结果与文献[7,9]中的研究结果类似。Mahar等<sup>[7]</sup>研究发现,经伤椎水平固定能够提供额外的支点和形成“三点”固定,有助于骨折复位和后凸畸形的矫正。Guvén等<sup>[9]</sup>研究发现,联合伤椎水平内固定能够提供更好的骨折复位,提供即时稳定性,有助于病人早期下床活动。然而本研究结果表明,在扭转应力下经伤椎短节段固定稳定性稍差,主要考虑额外的经伤椎置钉可形成支点,造成局部应力集中以及扭转活动稍许加大,但是仍然在可控的范围内,对结构的稳定性无明显影响。3种不同后路内固定方式在添加横连前后,有横连组较未加横联组模型在扭转应力下的ROM明显降低,而在屈伸和侧屈应力下ROM则无显著影响,提示横连可改善内固定模型扭转稳定性,该结果与文献[11-12,19]中的研究结果类似。Asher等<sup>[19]</sup>研究发现,横连能够提供扭转稳定性,但对侧屈和屈伸活动没有明显作用。

另外,本研究发现,椎弓根螺钉的最大应力集中在上位椎弓螺钉钉尾,表现为上位螺钉应力大于下位椎弓螺钉应力,这与临床中螺钉断裂的位置大致相似。Chen等<sup>[21]</sup>发现,16例病人中有4例发生头侧端,并且4例中两例病人前柱发生爆裂性骨折。另外,经伤椎双侧内固定组(模型C)的上位螺钉最大应力均明显低于经伤椎单侧(模型A)和常规短节段(模型B)内固定组螺钉的最大应力,而经伤椎单侧内固定组在前屈应力下上位螺钉的最大应力亦低于短节段内固定组,提示伤椎额外置钉可以增加内固定物稳定性,降低螺钉最大应力,减少断钉发生几率。这一发现亦与文献[17]中的有限元生物力学结果相似。3种不同内固定组增加横连后,椎弓根螺钉和棒的最大扭转Von Mises应力明显下降,提示横连不仅提高模型的扭转刚度,还能分担一部分扭转应力,降低螺钉和棒在扭转应力下断钉或断棒的发生几率。

本研究的局限性如下:①模型均设置为连续、线弹性、各向同性的材料属性,未考虑椎旁肌等对伤椎稳定性影响;②构造的胸腰椎爆裂性骨折模型中

未模拟椎管减压手术操作<sup>[16]</sup>,原因是临床中大部分椎体骨折不完全、骨折片较少,通过韧带、纤维环及周围其他软组织,经体位复位及内固定器械的撑开作用,骨折产生的畸形大部分得以恢复,通常无需再行减压;③同一模型在左、右侧屈及扭转应力下的ROM及最大Von Mises应力值有不对称的情况,推测是椎体特别是椎弓根的不对称性以及模型上表面施加力分布不均性等原因造成,但是均在可控制范围内;④未考虑横连直径、数量以及连接位置的变化对模型稳定性及应力的影响。本研究初步探讨了3种不同后路内固定方式及其有无横连对胸腰段骨折的生物力学性能差异,后续研究将进一步深入探讨横连数量、直径等变化对不同短节段内固定的生物力学影响。

#### 参考文献:

- [1] Wood KB, Bohn D, Mehbod A. Anterior versus posterior treatment of stable thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit: A prospective, randomized study [J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18(1): S15-23.
- [2] Dai LY, Jiang SD, Wang XY, et al. A review of the management of thoracolumbar burst fractures [J]. Surg Neurol, 2007, 67(3): 221-231.
- [3] Alanay A, Acaroglu E, Yazici M, et al. Short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: Does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure? [J]. Spine, 2001, 26(2): 213-217.
- [4] Kramer DL, Rodgers WB, Mansfield FL. Transpedicular instrumentation and short-segment fusion of thoracolumbar fractures: A prospective study using a single instrumentation system [J]. J Orthop Trauma, 1995, 9(6): 499-506.
- [5] McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report [J]. J Bone Joint Surg Am, 1993, 77(4): 162-167.
- [6] Shen WJ, Liu TJ, Shen YS. Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit [J]. Spine, 2001, 26(9): 1038-1045.
- [7] Mahar A, Kim C, Wedemeyer M, et al. Short segment fixation of lumbar burst fractures using pedicle fixation at the level of the fracture [J]. Spine, 2007, 32(23): 1503-1507.
- [8] Anekstein Y, Brosh T, Mirovsky Y. Intermediate screws in short segment pedicular fixation for thoracic and lumbar

- fractures: A biomechanical study [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20(1): 72-77.
- [9] Guven O, Kocaoglu B, Bezer M, *et al.* The use of screw at the fracture level in the treatment of thoracolumbar burst fractures [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2009, 22(6): 417-421.
- [10] Baaj AA, Reyes PM, Yaqoobi AS, *et al.* Biomechanical advantage of the index-level pedicle screw in unstable thoracolumbar junction fractures [J]. *J Neurosurg Spine*, 2011, 14(2): 192-197.
- [11] Ashman R, Birch J, Bone L, *et al.* Mechanical testing of spinal instrumentation [J]. *Clin Orthop Rel Res*, 1988, 227: 113-125.
- [12] 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*, 2000, 13(1): 50-57.
- [13] Liang D, Ye LQ, Jiang XB, *et al.* Biomechanical effects of cement distribution in the fractured area on osteoporotic vertebral compression fractures: A three-dimensional finite element analysis [J]. *J Surg Res*, 2015, 195(1): 246-256.
- [14] 何登伟, 吴立军, 池永龙, 等. 双侧关节突联合棘突间植骨融合预防胸腰椎骨折术后矫正丢失的生物力学三维有限元分析[J]. *医用生物学*, 2009, 24(3): 193-210.  
He DW, Wu LJ, Chi YL, *et al.* Biomechanical finite element analysis of bone graft fusion of bilateral articular process combined with spinous process preventing postoperative correction loss for thoracolumbar fracture surgery [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(3): 193-210.
- [15] Xu G, Fu X, Du C, *et al.* Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: A finite element model analysis [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2014, 100(4): 379-383.
- [16] 徐桂军, 马信龙, 张毅, 等. 脊柱胸腰段骨折后路经伤椎单侧螺钉固定与常规短节段固定的力学性能比较[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(2): 126-130.  
Xu GJ, Ma XL, Zhang T, *et al.* Biomechanical comparison of monosegmental and short transpedicular fixation for stabilization of thoracolumbar fractures [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(2): 126-130.
- [17] Li C, Zhou Y, Wang H, *et al.* Treatment of unstable thoracolumbar fractures through short segment pedicle screw fixation techniques using pedicle fixation at the level of the fracture: A finite element analysis [J]. *PLoS One*, 2014, 9(6): 99156.
- [18] Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, *et al.* Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study [J]. *Spine*, 2006, 31(26): E992-998.
- [19] Asher M, Carson W, Heinig C, *et al.* A modular rod linkage system to provide rotational stability [J]. *Spine*, 1988, 13(3): 1398-1406.
- [20] 朱旻宇, 黄其杉, 池永龙, 等. 对带横连杆的椎弓根钉固定胸腰段脊柱骨折(T11~L3)的稳定性评价[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(2): 100-104.  
Zhu MY, Huang WS, Chi YL, *et al.* Assessment for the stability of fracture thoracic lumbar spine (T11-L3) fixed with crossbar equipped pedicle screws [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 100-104.
- [21] Chen CS, Chen WJ, Cheng CK, *et al.* Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation [J]. *Med Eng Phys*, 2005, 27(6): 487-496.