

文章编号:1004-7220(2019)05-0486-07

胸腰段爆裂性骨折内固定治疗的生物力学特点

程哲¹, 何由², 王卫国¹, 王剑龙¹

(1.中南大学湘雅三医院 骨科,长沙 410013; 2.湘雅常德医院 骨科,湖南 常德 415000)

摘要:目的 利用三维有限元方法分析3种不同后路内固定治疗胸腰段爆裂骨折的生物力学特性。方法 建立T11~L3胸腰段三维有限元模型及L1椎体爆裂性骨折模型,在骨折模型上分别于后路加载跨伤椎短节段、经伤椎短节段、跨伤椎长节段内固定装置。比较正常胸腰段及3种骨折内固定模型在脊柱屈曲、后伸、左/右侧弯、左/右旋转6种运动状态下L1椎体及其邻近椎间盘的生物力学特点。结果 正常脊柱模型、跨伤椎短节段、经伤椎短节段、跨伤椎长节段内固定模型伤椎椎体的等效应力分别为31.63、13.41、110.35、13.17 MPa。正常脊柱模型的最大等效应力为3.84 MPa,出现在L1~2椎间盘;3种内固定模型伤椎邻近椎间盘的最大等效应力分别为0.41、0.36、0.40 MPa,均出现在T12~L1椎间盘。结论 经伤椎短节段内固定可导致伤椎椎体内应力增高。3种内固定方式下伤椎邻近椎间盘应力均小于正常脊柱模型。

关键词:胸腰椎骨折;后路内固定;生物力学;有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.006

Biomechanical Characteristics of Internal Fixation Methods for Treating Thoracolumbar Burst Fractures

CHENG Zhe¹, HE You², WANG Weiguo¹, WANG Jianlong¹

(1. Department of Orthopedics, the Third Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410013, China; 2. Department of Orthopedics, Xiangya Changde Hospital, Changde 415000, Hunan, China)

Abstract: **Objective** To analyze the biomechanical characteristics of 3 different posterior internal fixation methods for treating thoracolumbar burst fracture by three-dimensional finite element (FE) method. **Methods** The FE fixation models of normal thoracolumbar, short-segment posterior fixation (SSPF), short-segment posterior fixation with intermediate screws at fractured level (SSPFI) and long-segment posterior fixation (LSPF) were established, respectively. The biomechanical characteristics of L1 centrum and the adjacent intervertebral disc under 6 kinds of motion states (spinal flexion, extension, lateral bending and axial rotation), in normal thoracolumbar model and 3 fixation models were compared by FE analysis. **Results** L1 centrum equivalent stress distributions in normal thoracolumbar model, SSPF model, SSPFI model, LSPF model were 31.63, 13.41, 110.35, 13.17 MPa, respectively. The maximum equivalent stress of adjacent intervertebral disc in normal thoracolumbar model was 3.84 MPa, which was located in L1-2 intervertebral disc; the maximum equivalent stress of adjacent intervertebral disc in 3 fixation models was 0.41, 0.36, 0.40 MPa, respectively, which was all located in T12-L1 intervertebral disc. **Conclusions** Fixation in short segment of the fractured vertebrae could lead to an increase of stress in the centrum. The stress of the adjacent intervertebral disc in 3 fixation models was smaller than that in normal spinal model.

Key words: thoracolumbar fracture; posterior spinal fixation; biomechanics; finite element analysis

胸腰椎骨折在脊柱损伤中最为常见,多发生于中年男性患者,给患者、家庭和社会带来沉重的经济负担,其最常见原因是车祸伤与高处坠落伤。Denis等^[1]将胸腰椎骨折分为压缩性骨折、爆裂性骨折、屈曲牵张性骨折及骨折脱位4种类型,其中胸腰椎爆裂性骨折因发生率较高且治疗方式复杂受到关注。胸腰椎骨折常采用胸腰椎损伤分型及评分系统(the thoracolumbar injury classification and severity score, TLICS)对骨折形态、后纵韧带复合体完整性以及神经功能状态3个方面进行评估,评估总分超过5分时应采用手术治疗方案^[2],手术治疗的目的是矫正畸形、稳定脊柱及解除脊髓神经受压^[3]。近年来,因后路手术手术入路简单、创伤、及并发症少等优势以及经后路复位椎管内骨折块等手术技术的发展,后入路手术治疗胸腰椎爆裂性骨折在临床得到广泛应用。

目前有关后入路手术方式治疗胸腰椎骨折时应固定节段的方式及数量存在争议。研究发现,固定伤椎上方和下方的两个椎骨可给予足够硬度,从而获得更好的稳定性^[4]。另有研究表明,长节段固定会牺牲未损坏的部分,若在骨折椎体的上一椎体与下一椎体予以固定,则可获得同样的稳定性,同时保留更多的活动度(range of motion, ROM),从而减少僵硬和保留健康部分^[5-7]。此外,增加骨折椎体中间螺钉可提高内固定物刚度及融合率,缩短融合时间,经伤椎置钉有助于获得更好的脊柱序列^[8-10]。目前胸腰椎爆裂性骨折后入路治疗内固定节段的选择主要包括跨伤椎短节段固定(short-segment posterior fixation, SSPF)、经伤椎短节段固定(short-segment posterior fixation with intermediate screws at fractured level, SSPFI)及跨伤椎长节段固定(long-segment posterior fixation, LSPF)。何种内固定方式能获得更好的内固定效果,包括近期效果(保证内固定术后脊柱稳定性并兼顾脊柱ROM)以及远期效果(更低的内固定失败率与矫正度丢失),目前尚无统一的结论。胸腰椎爆裂性骨折内固定术后,内固定及其临近节段多会产生生物力学变化,特别是对于伤椎椎体及其邻近椎间盘,其生物力学变化与愈合及退化密切相关。有限元法可通过建立脊柱模型模拟脊柱的力学变化,是脊柱力学研究中合理有效的工具^[11]。本文运用三维有限元

法建立胸腰椎爆裂性骨折内固定模型,并针对伤椎椎体及其临近椎间盘生物力学特性进行有限元分析,探索胸腰椎爆裂性骨折后路跨伤椎短节段、经伤椎短节段及跨伤椎长节段3种不同内固定节段固定的生物力学特点,为临床上胸腰椎爆裂性骨折内固定方式的选择提供依据。

1 材料与方法

1.1 实验对象

选取1名健康志愿者(26岁,男性,身高173 cm,体质量69.5 kg),通过采集病史、查体及影像学评估,确定其无胸腰椎病变。签订知情同意书并医学伦理学审核。

1.2 获取脊柱胸腰椎CT数据

志愿者取仰卧位于CT机内,胸腹前正中线与扫面中线保持一致。采用飞利浦64排螺旋CT对实验对象胸椎、腰椎进行连续扫描。得到CT原始图像671张,以DICOM数据存储。

1.3 建立脊柱胸腰椎三维有限元模型

1.3.1 生成骨骼三维几何模型 将扫描所得DICOM文件导入MIMICS 14.0软件中,得到胸腰椎脊柱影像,从冠状位、矢状位及水平位3个平面显示扫描得到的断面图。调整图像灰度、对比度,去除软组织阴影,对目标图像阈值进行界定。选择骨骼系统默认阈值,使用编辑工具覆盖图像外形,选取所需要的目标区域T11~L3节段。选取好胸腰椎蒙罩后,运行区域增长(region growing)模块。通过MIMICS 14.0软件内部工具对断面影像进行修补和擦除,得到胸腰椎骨骼轮廓,运行Calculate 3D功能生成胸腰椎的三维几何模型。运行MIMICS 14.0自带网格划分工具Magics 9.9对所得骨骼三维模型进行网格划分,优化网格质量及光滑处理,得到满意的3D网格划分图像(见图1)。

1.3.2 优化胸腰椎三维几何模型 选择生成的三维网格几何模型,进行自动三角划分,并对三角形表面网格进行平滑处理。减少错误的三角形,删除不符合要求及相交的三角,得到较为精确的三角形模型,以面网格文件.igs格式输出,准备下一步处理。

1.3.3 生成体网格几何模型 将生成的胸腰椎面网格文件导入ANSYS 16.0有限元分析软件中,增

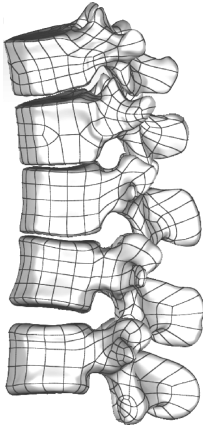


图1 胸腰椎3D网格划分图像

Fig.1 3D mesh images of thoracolumbar vertebrae

加实体单元类型,定义实常数及材料属性并设定单元,生成骨骼的体网格模型,以IGS格式导出单元和节点。

1.3.4 生成完整胸腰椎有限元模型 将体网格文件导入ANSYS 16.0中,通过表面光滑处理、网格质量检查等步骤对网格进行再次优化。操作CFD的实体生成功能生成胸腰椎实体模型,即生成表面三角形壳单元,形成完整的三角形壳体,模拟T11~L3表面皮质骨。骨性模型建成后,再根据解剖位置在模型中分别添加椎间盘和韧带结构,每个椎间盘模型包含髓核和纤维环两个部分。韧带包含前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带与关节囊韧带共计7种韧带,并设置韧带为线性拉伸弹簧元件。最终建成符合临床解剖特点的胸腰椎模型。其中,后方结构包括黄韧带、椎板、关节囊韧带、横突间韧带、棘突、棘间韧带、棘上韧带等结构。内部基于表面划分的网格生成四面体单元实体,模拟椎体内部松质骨。最终生成4 290个壳体为三角形壳单元,内部为219 479个四面体单元,共计58 124个节点。

所建完整胸腰椎模型包括T11~L3共5节椎体、4个椎间盘及7种韧带等重要结构。椎体由松质骨、皮质骨构成,用四面体模拟,简化为连续均匀和同性的线性弹性材料;椎间盘由壳-核模拟,椎间盘与终板之间定义为面面接触;韧带用线性材料模拟。关节面之间的运动较为复杂,当间隙过大或过小时都会发生相互作用,且为多个方向,故将关节面定义为无摩擦(frictionless)接触单元^[12]。

1.3.5 建立材料属性并赋值 参考文献[13-16]中的脊柱椎骨、椎间盘以及韧带等结构的弹性模量与泊松比,对正常胸腰椎有限元模型建立材料属性并赋值。

1.4 设定边界条件及加载方式

根据Yamamoto等^[17]腰椎标本实验结果,约束L3椎体下缘活动度(边界条件),选取L3椎体下端节点,约束效果为零,固定L3椎体下端所有方向上的活动。于T11椎体上表面施加400 N轴向压力及10 N·m力矩,模拟胸腰椎承重以及胸腰椎屈曲、后伸、左/右侧弯、左/右旋转6种运动状态。

1.5 建立复位后L1椎体爆裂性骨折三维有限元模型

在验证有效的胸腰椎三维有限元模型基础上,以单一的L1椎体作为爆裂性骨折椎体,通过楔形切除L1椎体前、中脊柱区域模拟复位后的L1椎体爆裂性骨折。去除L1椎体棘突、部分椎板以及L1椎体水平棘上韧带、棘间韧带,模拟后路手术椎板切除减压手术过程。

1.6 建立螺钉以及胸腰椎爆裂性骨折3种不同固定方式三维有限元模型

在ANSYS 16.0软件中构建椎弓根螺钉,参数参照临床中常用的定向椎弓根螺钉,螺钉长度为50 mm,直径为6.5 mm。3种内固定方式都采用两纵连杆连接,且在纵连杆中间部位添加一横连杆,根据胸腰段后凸较对纵连杆进行适当预弯,材料参数定义为铁合金,弹性模量为110 GPa,泊松比为0.3。将建立的椎弓根螺钉模型置入L1椎体爆裂性骨折模型中,置入方法参照临床椎弓根螺钉置钉方法。跨伤椎短节段内固定分别于伤椎L1椎体上下各1个正常椎体的椎弓根,共置入4枚椎弓根螺钉;经伤椎短节段内固定在伤椎L1椎体以及其上下1个正常椎体的椎弓根共置入6枚椎弓根螺钉;长节段跨伤椎内固定则在伤椎L1椎体上下各两个正常椎体的椎弓根,共置入8枚椎弓根螺钉(见图2)。

2 结果

2.1 验证正常胸腰椎三维有限元模型有效性

约束L3椎体下端节点,对T11椎体上端节点施加400 N轴向压力及10 N·m力矩,然后对正常胸腰椎模型进行求解计算,获得L1~2节段ROM。

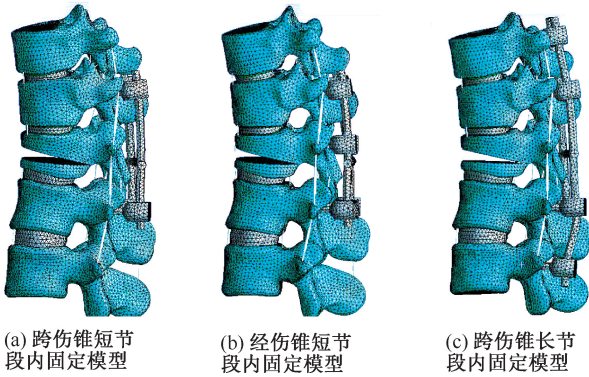


图2 各内固定组胸腰椎有限元模型

Fig.2 Finite element models by different fixation methods

- (a) Short-segment posterior fixation, (b) Short-segment posterior fixation with intermediate screws at fractured level, (c) Long-segment posterior fixation

结果表明, 本研究中正常胸腰椎模型在 400 N 轴向压力及 10 N·m 力矩作用下 ROM 与 Yamamoto 等^[17]的结果一致(见表 1)。

表 1 本胸腰椎三维有限元模型与体外实验^[17]ROM 结果比较Tab.1 Comparison between ROM results of thoracolumbar FE model in this study and previous experiment *in vitro* (°)

模型	屈曲	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋	右旋
本文	5.2	4.4	5.4	5	2.9	2.4
文献 ^[17]	5.8±0.6	4.3±0.5	5.2±0.4	4.7±0.4	2.6±0.5	2.0±0.6

2.2 生物力学分析

分析比较正常脊柱模型、跨伤椎短节段内固定模型、经伤椎长节段内固定模型与跨伤椎短节段内固定模型在屈曲、后伸、左/右侧弯、左/右旋 6 种运

动状态下伤椎椎体(L1)及其临近椎间盘(T12~L1、L1~2)等效应力的生物力学特点。

2.2.1 伤椎椎体等效应力分析 对比正常脊柱模型与 3 种不同内固定模型 6 种运动状态下 L1 椎体最大等效应力分布(见图 3)以及屈曲运动时各模型中 L1 椎体的等效应力分布(见图 4)。正常脊柱模型(模型 1)、跨伤椎短节段内固定模型(模型 2)、经伤椎短节段内固定模型(模型 3)与跨伤椎长节段内固定模型(模型 4)在 6 种运动状态下 L1 椎体最大等效应力分别为 31.63、13.41、110.35、13.17 MPa。与正常脊柱模型 6 种运动状态下 L1 椎体的最大等效应力比较, 跨伤椎短节段内固定模型与跨伤椎长节段内固定模型伤椎椎体的最大等效应力分别降低 57.60% 与 58.37%, 但经伤椎短节段内固定模型伤椎椎体的最大等效应力较正常脊柱模型 L1 椎体增加了 248.88%。6 种运动状态下 4 种模型 L1 椎体等效应力未见明显差别。

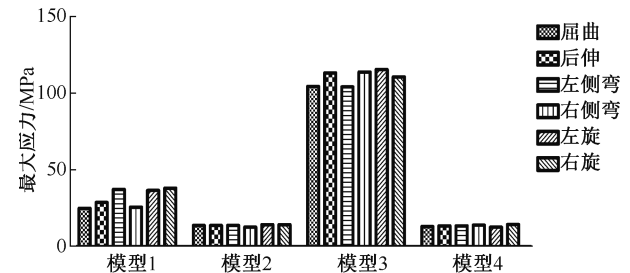


图3 6种运动状态下各模型L1椎体最大等效应力

Fig.3 The maximum equivalent stress of L1 centrum under six motion states in normal spinal model and three fixation models

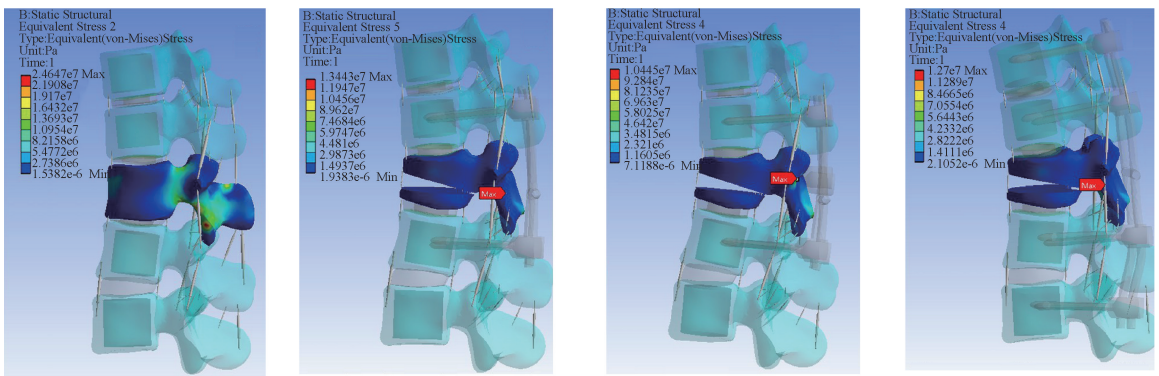


图4 屈曲运动时各模型L1椎体最大等效应力分布

图4 The maximum equivalent stress distribution of L1 centrum during flexion in each model

(a) Normal thoracolumbar model, (b) Model with short-segment posterior fixation, (c) Model with short-segment posterior fixation with intermediate screws at fractured level, (d) Model with long-segment posterior fixation

2.2.2 伤椎临近椎间盘等效力分析 比较正常脊柱模型及3种内固定模型6种运动状态下伤椎临近椎间盘最大等效力分布(见图5)以及屈曲运动时各模型中L1椎体临近椎间盘(T12~L1、L1~2)等效力分布(见图6)。正常脊柱模型在6种运动状态下最大等效力主要分布于L1~2椎间盘,但3种内固定模型最大等效力转移至T12~L1椎间盘。3种内固定模型伤椎临近椎间盘最大等效力都小于正常脊柱模型,跨伤椎短节段内固定模型(模型2)、经伤椎短节段内固定模型(模型3)及跨伤椎长节段内固定模型(模型4)与正常脊柱模型(模型1)比较,伤椎临近椎间盘(T12-L1、L1-2)最大等效力分别降低了89.27%、90.53%、89.62% ,

3种内固定模型的伤椎临近椎间盘最大等效力无明显差别。6种运动状态下4种模型L1椎体临近椎间盘的等效力分布未见明显差别。

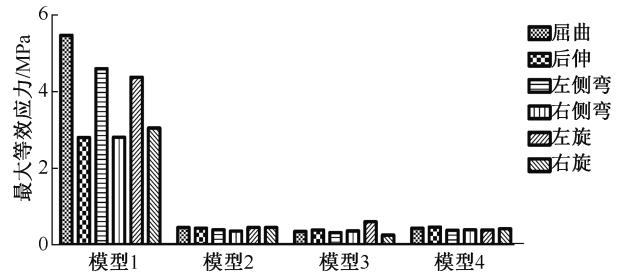


图5 6种运动状态下各模型伤椎临近椎间盘最大等效力
Fig.5 The maximum equivalent stress on adjacent intervertebral disc of L1 centrum under six motion states in each model

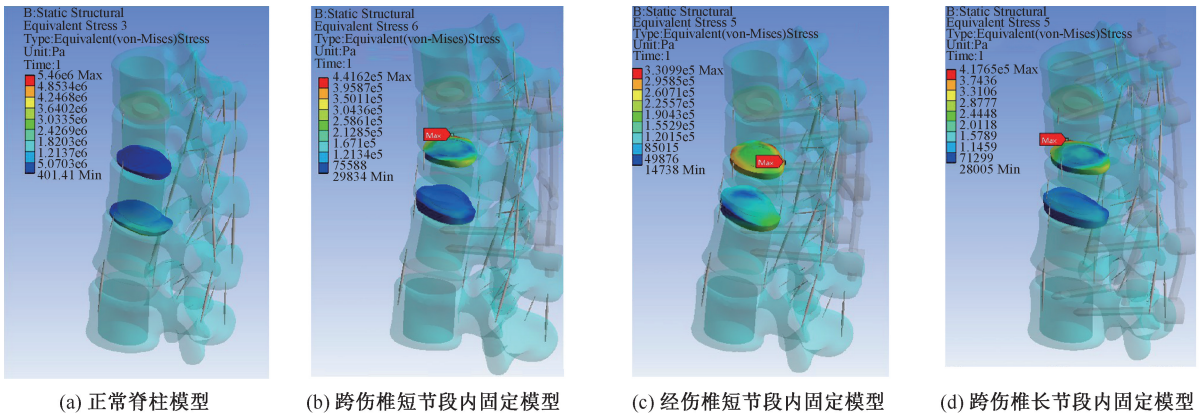


图6 屈曲运动时各模型中L1椎体临近椎间盘等效力分布

Fig.6 The equivalent stress distribution of L1 centrum adjacent intervertebral disc during flexion in each model

(a) Normal thoracolumbar model, (b) Model with short-segment posterior fixation, (c) Model with short-segment posterior fixation with intermediate screws at fractured level, (d) Model with long-segment posterior fixation

3 讨论与结论

对于后路治疗胸腰椎爆裂性骨折内固定方式的选择,目前仍无统一结论。Maida等^[18]研究表明,短节段固定与长节段固定在椎体高度恢复和后凸畸形矫正中没有统计学上的显著差异。Waqar等^[19]研究发现,与跨伤椎短节段内固定相比,跨伤椎长节段内固定的临床和影像学效果更好。Ye等^[20]比较跨伤椎短节段内固定与经伤椎短节段内固定发现,短节段椎弓根螺钉的中间螺钉在维持不稳定胸腰椎骨折复位上的效果优于传统的短节段椎弓根螺钉固定,它可以通过提供更硬的前柱支撑来发挥这一优势。一项关于经伤椎置钉与跨伤椎置

钉的有限元分析结果表明,经伤椎置钉虽然手术时间较长,术中出血较多,但经伤椎置钉可以更有效地改善术后疼痛,并在短时间和长期内提高脊柱的稳定性。此外,经伤椎置钉可能导致更低的内固定失败率^[21]。为探究何种后路内固定方式能取得更好的内固定效果,本文对不同内固定方式的生物力学特性进行深入研究。

目前国内外对于后路不同内固定方式治疗胸腰椎爆裂性骨折的生物力学分析多侧重于不同内固定方式下内固定物的生物力学分析,而本文对不同内固定方式下内固定节段进行生物力学分析。结果发现,跨伤椎短节段内固定模型与跨伤椎长节段内固定模型伤椎椎体的最大等效力分别降低

了 57.60% 与 58.37%, 但经伤椎短节段内固定模型伤椎椎体的最大等效应力较正常脊柱模型 L1 椎体增加了 248.88%。由此可见, 经伤椎置钉可导致伤椎椎体内应力明显增加, 且最大等效应力主要分布于伤椎椎体后柱与伤椎螺钉接触处, 故经伤置钉导致的伤椎等效应力增加与伤椎螺钉引发的应力传导相关。正常模型的最大应力发生在下关节突关节面。余伟波等^[22]研究发现, 腰椎融合术后左侧屈时, 内植物最大应力主要集中于对侧关节突关节面关节突螺钉上。下关节突关节面应力最大与其独特的解剖结构与解剖位置有关, 它可分担脊柱后方的轴向承载, 因而最大应力发生于此。不同固定方式治疗胸腰椎爆裂性骨折的随访研究认为, 经伤椎短节段内固定在伤椎复位、维持伤椎椎体高度以及增强伤椎稳定性方面的优势确切^[23-24]。3 种内固定模型伤椎临近椎间盘 (T12~L1 及 L1~2) 的等效应力均小于正常脊柱模型, 且 3 种不同内固定方式之间无明显差别。Michael 等^[25]研究发现, 过度的机械负荷可导致椎间盘退化, 而适度的机械负荷可以加强椎间盘。Bryan 等^[26]通过研究腰椎内固定对椎间盘的影响发现, 过高的椎间盘内压力可以作为改变代谢交换的动力, 并使手术水平邻近椎间盘发生病理改变。本研究发现, 3 种内固定方式下伤椎临近椎间盘应力均小于正常脊柱模型。

本研究的局限性如下: ① 所建立的三维有限元模型未包括椎旁肌肉, 而椎旁肌肉对脊柱活动时的稳定与生物力学特性具有一定影响, 故本文结果可能与活体内真实情况不完全一致; ② 选取单一健康个体数据进行建模, 缺少对照、统计学分析及临床随访结果; ③ 经伤椎置钉会导致伤椎椎体应力升高, 此生物力学特点对伤椎椎体愈合造成何种影响仍未明了; ④ 伤椎临近椎间盘的应力载荷在 3 种内固定方式中均小于正常脊柱模型, 但较小的载荷对椎间盘有何影响, 是否具有生物力学保护作用, 需要进一步研究。

参考文献:

[1] SCHROEDER GD, HARROP JS, VACCARO AR. Thoracolumbar trauma classification [J]. *Neurosurg Clin N Am*, 2017, 28(1): 23-29.

[2] KAUL R, CHHABRA HS, VACCARO AR, et al. Reliability assessment of AOSpine thoracolumbar spine injury classification system and thoracolumbar injury classification and severity score (TLICS) for thoracolumbar spine injuries: Results of a multicentre study [J]. *Eur Spine J*, 26(5): 1470-1476.

[3] SANDQUIST L, PARIS A, FAHIM DK. Definitive single-stage posterior surgical correction of complete traumatic spondyloptosis at the thoracolumbar junction [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 22(6): 653-657.

[4] 徐宝山, 唐天驹, 杨惠林. 经后路短节段椎弓根内固定治疗胸腰椎爆裂型骨折的远期疗效 [J]. *中华骨科杂志*, 2002, 22(11): 641-647.

[5] JAVADI SA, NADERI F. The long-term efficacy of pedicular screw fixation at patients suffering from thoracolumbar burst fractures without neurological deficit [J]. *Asian J Neurosurg*, 2015, 10(4): 286-289.

[6] WAQAR M, VANPOPTA D, BARONE DG, et al. Short versus long-segment posterior fixation in the treatment of thoracolumbar junction fractures: A comparison of outcomes [J]. *Brit J Neurosurg*, 2016, 31(1): 54-57.

[7] YANG M, DING GZ, XU ZJ. Surgical outcome in thoracolumbar fractures managed by short-segment pedicle instrumentation [J]. *Ann Acad Med Singapore*, 2014, 43(1): 24-32.

[8] JIMENEZ-AVILA JM, ORTIZ-GARCIA V, ORTIZ-SOTO R. Thoracolumbar spine burst factor. Screw fixation [J]. *Acta Ortopedica Mexicana*, 2013, 27(3): 170.

[9] LI QL, LI XZ, LIU Y, et al. Treatment of thoracolumbar fracture with pedicle screws at injury level: A biomechanical study based on three-dimensional finite element analysis [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2013, 23(7): 775-780.

[10] 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): e99156.

[11] 蔡康健, 王丽珍, 姚杰, 等. 腰椎椎体有限元建模的最优单元尺寸和材料属性分布及建模方法 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 135-141.

CAI KJ, WANG LZ, YAO J, et al. The optimal element size, material property distributions and modeling methods for finite element modeling of lumbar vertebra [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 135-141.

[12] 刘延东, 毛景松, 杨丽萍. 腰椎爆裂骨折椎体松质骨内力学分布特点的有限元研究 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(1): 45-49.

LIU YD, MAO JS, YANG LP. Character of stress distributions on vertebral cancellous bone in lumbar burst fracture: A finite element study [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(1): 45-49.

- [13] SHIRAZI-ADL SA, SHRIVASTAVA SC, AHMED AM. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study [J]. *Spine*, 1984, 9(2): 120-134.
- [14] SHARMA M, LANGRANA NA, RODRIGUEZ J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. *Spine*, 1995, 20(8): 887-900.
- [15] GOEL VK, MONROE BT, GILBERTSON LG, *et al.* Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads [J]. *Spine*, 1995, 20(6): 689-698.
- [16] SMIT TH, ODGAARD A, SCHNEIDER E. Structure and function of vertebral trabecular bone [J]. *Spine*, 1997, 22(24): 2823-2833.
- [17] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, *et al.* Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [18] MAIDA GA, LUCERI F, FERRARO M, *et al.* Monosegmental vs bisegmental pedicle fixation for the treatment of thoracolumbar spine fractures [J]. *Injury*, 2016, 47(Suppl 4): S35-S43.
- [19] WAQAR M, VANPOPTA D, BARONE DG, *et al.* Short versus long-segment posterior fixation in the treatment of thoracolumbar junction fractures; A comparison of outcomes [J]. *Brit J Neurosurg*, 2016, 31(1): 54-57.
- [20] YE C, LUO Z, YU X, *et al.* Comparing the efficacy of short-segment pedicle screw instrumentation with and without intermediate screws for treating unstable thoracolumbar fractures [J]. *Medicine*, 2017, 96(34): e7893.
- [21] LI QL, LI XZ, LIU Y, *et al.* Treatment of thoracolumbar fracture with pedicle screws at injury level: A biomechanical study based on three-dimensional finite element analysis [J]. *Eur J Orthop Surg Tr*, 2013, 23(7): 775-780.
- [22] 余伟波, 梁德, 叶林强, 等. TLIF 后路不同的内固定方式生物力学特性的比较分析 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2016, 34(5): 551-556.
- [23] 胡海刚, 王清, 谭伦. 伤椎椎弓根置钉植骨治疗胸腰椎骨折的应用现状及进展 [J]. *中国组织工程研究*, 2012, 16(48): 9074-9078.
- [24] 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(14): 1503-1507.
- [25] ADAMS MA, LAMA P, ZEHRA U, *et al.* Why do some intervertebral discs degenerate, when others (in the same spine) do not? [J]. *Clin Anat*, 2015, 28(2): 195-204.
- [26] ABE E, NICKEL T, BUTTERMANN GR, *et al.* The effect of spinal instrumentation on lumbar intradiscal pressure [J]. *Tohoku J Exp Med*, 1999, 187(3): 237-247.