

· 研究原著 ·

椎弓根单向螺钉及万向螺钉置入内固定修复腰椎骨折的生物力学比较

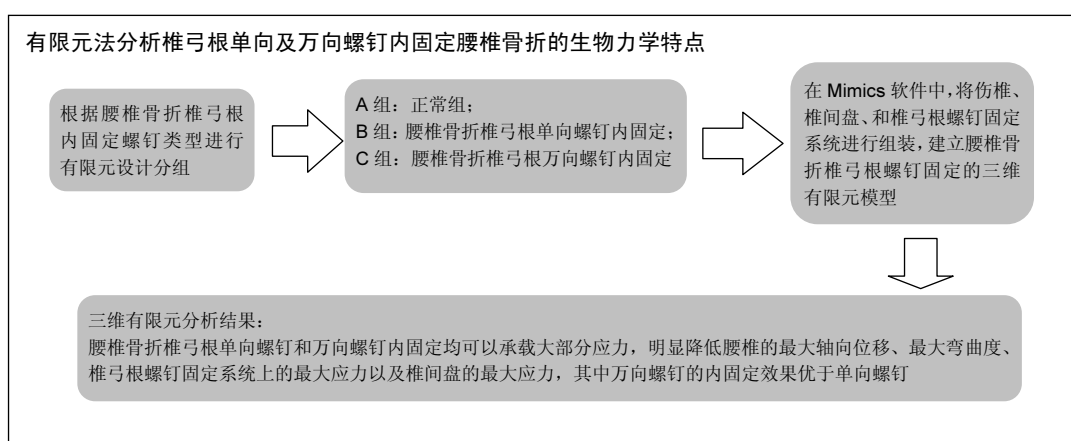
吕胜江¹, 付丽娟¹, 李红梅²(¹昌邑市人民医院脊柱外科, 山东省昌邑市 261300; ²山东大学附属医院骨外科, 山东省济南市 276000)

引用本文: 吕胜江, 付丽娟, 李红梅. 椎弓根单向螺钉及万向螺钉置入内固定修复腰椎骨折的生物力学比较[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(22):3308-3314.

DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.22.016

ORCID: 0000-0002-2191-2880(吕胜江)

文章快速阅读:



吕胜江, 男, 1973年生, 山东省昌邑市人, 在职硕士, 主治医师, 主要从事脊柱外诊断与治疗研究。

通讯作者: 吕胜江, 在职硕士, 主治医师, 昌邑市人民医院脊柱外科, 山东省昌邑市 261300

中图分类号: R318

文献标识码: B

文章编号: 2095-4344

(2016)22-03308-07

稿件接受: 2016-04-11

<http://www.crter.org>

文题释义:

有限元: 在 1943 年被提出用于分析扭转胃体, 随后在飞机的设计中被应用, 发展成为矩阵位移法。随着计算机技术和软件技术的发展, 有限元法也不断发展, 从固体力学不断发展到生物力学、流体力学、磁场及温度场等多个领域。在生物力学领域, 有限元法用于建立人体的三维有限元仿真模型, 并对其进行相应的应力和模态分析等, 在骨科领域被广泛应用与生物力学的分析。

椎弓根内固定: 适用于胸腰椎的各种不稳定性骨折脱位或合并截瘫者; 脊柱畸形, 如椎间盘的退行性变、脊柱滑脱及脊柱后凸等患者。以病变脊柱为中心做背侧正中切口, 确定椎弓根螺钉的进钉点及方向, 置入椎弓根螺钉, 安放内固定装置, 并复位固定。

摘要

背景: 已有研究对腰椎骨折的固定方式进行了三维有限元分析, 但关于腰椎骨折椎弓根螺钉内固定三维有限元分析的研究不多。

目的: 以有限元法分析腰椎椎弓根单向螺钉及万向螺钉置入内固定修复腰椎骨折的生物力学特点。

方法: 建立腰椎骨折椎弓根单向螺钉及万向螺钉内固定模型, 以三维有限元法分析正常腰椎模型、腰椎骨折椎弓根单向螺钉及万向螺钉内固定模型的最大轴向位移、最大弯曲度、椎弓根螺钉固定系统上的最大应力以及椎间盘的最大应力, 并进行对比分析。

结果与结论: ①单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大轴向位移均明显低于正常腰椎组($P < 0.05-0.01$), 万向钉固定组在以上各方位的最大轴向位移均低于单向钉固定组; ②单向钉固定组和万向钉固定组在各方位的最大弯曲度均明显低于正常腰椎组($P < 0.05-0.01$), 万向钉固定组在各方位时的最大弯曲度均低于单向钉固定组; ③万向钉固定组在各方位时椎弓根螺钉固定系统上的最大应力均低于单向钉固定组($P < 0.05-0.01$); ④单向钉固定组和万向钉固定组在各位置动作时椎间盘的最大应力分布均明显低于正常腰椎组($P < 0.05-0.01$), 万向钉固定组在各方向动作时椎间盘的最大应力分布低于单向钉固定组; ⑤结果表明, 腰椎骨折椎弓根单向螺钉和万向螺钉内固定均可以承载大部分应力, 明显降低腰椎的最大轴向位移、最大弯曲度、椎弓根螺钉固定系统上的最大应力以及椎间盘的最大应力, 其中万向螺钉的内固定稳定性优于单向螺钉。

关键词:

骨科植入物; 骨植入物; 腰椎; 骨折; 椎弓根; 螺钉; 内固定; 三维有限元; 生物力学

Lv Sheng-jiang, Studying
for master's degree,
Attending physician,
Department of Spine
Surgery, Changyi People's
Hospital, Changyi 261300,
Shandong Province, China

Corresponding author: Lv
Sheng-jiang, Studying for
master's degree, Attending
physician, Department of
Spine Surgery, Changyi
People's Hospital, Changyi
261300, Shandong
Province, China

主题词:

腰椎; 骨折; 内固定器; 有限元分析; 生物力学; 组织工程

One-way versus universal pedicle screw fixation for lumbar fractures: biomechanics

Lv Sheng-jiang¹, Fu Li-juan¹, Li Hong-mei² (¹Department of Spine Surgery, Changyi People's Hospital, Changyi 261300, Shandong Province, China; ²Department of Bone Surgery, Affiliated Hospital of Shandong University, Jinan 276000, Shandong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Previous studies have performed three-dimensional finite element analysis on lumbar fracture fixation. However, a few studies concerned three-dimensional finite element analysis of lumbar spinal pedicle screw fixation.

OBJECTIVE: To analyze the biomechanical characteristics of one-way screw and universal screw fixation for lumbar fractures using finite element method.

METHODS: Models of lumbar fractures treated with one-way screw and universal screw fixation were established. Three-dimensional finite element method was used to analyze and compare the maximum axial displacement, maximum bending degree, maximum stress on the pedicle screw fixation system and maximum stress of intervertebral disc in normal vertebral fracture model, one-way and universal pedicle screw fixation models.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The maximum axial displacement at anteflexion, posterior extension, left lateral curvature and right lateral curvature was significantly lower in the one-way fixation group and universal fixation group than in the normal group ($P < 0.05-0.01$). The maximum axial displacement at above directions was lower in the universal fixation group than in the one-way fixation group. (2) The maximum bending degree was significantly lower in the one-way and universal fixation groups than in the normal group ($P < 0.05-0.01$). The maximum bending degree at various directions was lower in the universal fixation group than in the one-way fixation group. (3) The maximum stress on the pedicle screw fixation system at various directions was lower in the universal fixation group than in the one-way fixation group ($P < 0.05-0.01$). (4) The maximum stress of intervertebral disc was significantly lower in the one-way and universal fixation groups than in the normal group ($P < 0.05-0.01$). The maximum stress of intervertebral disc at various directions was lower in the universal fixation group than in the one-way fixation group. (5) Results suggested that one-way and universal screw fixation for lumbar fracture can bear most of the stress, obviously decrease the maximum axial displacement, maximum bending degree, maximum stress on the pedicle screw fixation system and maximum stress of intervertebral disc. The stability of universal screw fixation was better than that of one-way screw fixation.

Subject headings: Lumbar Vertebrae; Fractures, Bone; Internal Fixators; Finite Element Analysis; Biomechanics; Tissue Engineering

Cite this article: Lv SJ, Fu LJ, Li HM. One-way versus universal pedicle screw fixation for lumbar fractures: biomechanics. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2016;20(22):3308-3314.

0 引言 Introduction

腰椎骨折是比较常见的骨折类型,随着生活水平的不断提高,交通事故发生率不断增加,腰椎骨折的发生率也随着不断增加。随着医疗水平的提高,大多数腰椎骨折选择手术治疗,其中经椎弓根内固定是常用的比较有效修复方式,除了传统的4钉内固定技术外,还出现了骨水泥椎体成形^[1]、伤椎椎弓根螺钉固定以及椎弓根植骨等方法。三维有限元法是进行腰椎生物力学分析的重要工具,具有操作简单,可以重复操作等多种优点,使其在腰椎骨折的生物力学研究中被广泛应用。有研究发现用6钉固定伤椎比4钉固定伤椎的稳定性更好^[2-3],

在牛腰椎的模型实验中也发现6钉固定比4钉固定更具优势,置入螺钉具有增加抵抗应力的作用^[4]。有动物实验证实了对伤椎进行固定可以增加螺钉固定强度^[5],在牛胸腰椎实验中发现6钉固定和8钉固定的稳定性比4钉固定的效果好,6钉固定和8钉固定的效果相当^[6]。在尸体上的研究发现伤椎内固定比后路短节段内固定的稳定性、畸形矫正效果要好^[7]。但目前关于腰椎骨折椎弓根单向钉和万向钉内固定生物力学比较的研究不多。

文章通过建立腰椎骨折椎弓根单向螺钉及万向螺钉置入内固定模型,并对其进行生物力学分析,以期寻找更稳定有效的腰椎骨折椎弓根螺钉内固定模型。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析试验。

1.2 时间及地点 于2014年3月至2015年5月在昌邑市人民医院实验室完成。

1.3 材料

设备: 笔记本电脑一台, 计算机工作站为Windows 7 Home操作系统, CT机由昌邑市人民医院放射科提供。

软件: Mimics 10.0 软件(比利时Materialise公司), Abaqus软件, CATIA软件(法国达索公司)。

内固定材料: 万向螺钉和单向螺钉规格为直径0.65 cm, 长3.5 cm, 由Stryker公司提供。

1.4 对象 选择身体健康的37岁男性志愿者1名, 体重71 kg, 身高177 cm, 无手术和外伤史, 无遗传病及慢性病史, 无脊柱病史, CT扫描及拍片检查无腰椎骨骼异常。获得家属和患者知情同意后进行操作。

1.5 方法

1.5.1 单向螺钉和万向螺钉模型的建立 根据实物螺钉的尺寸大小, 在Catia软件系统中画好连接棒和椎弓根螺钉, 保存为stl格式, 导入Mimics软件中将椎弓根螺钉和连接棒组合起来, 并进行网络划分。

1.5.2 建立腰椎三维模型 对志愿者腰椎进行CT扫描, 扫描厚度为0.6 mm, 将扫描数据保存为DICOM格式。将DICOM格式的腰椎数据导入到Mimics软件, 进行阈值设置, 并进行图像分割、填充空隙, 建立腰椎的三维模型。对腰椎的三维模型进行光滑和网络划分(见图1)。

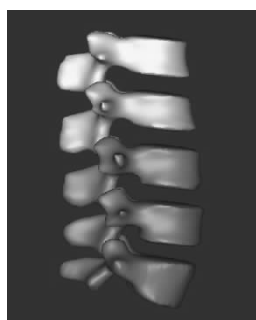


图1 腰椎的有限元模型
Figure 1 Lumbar finite element model

1.5.3 建立伤椎的三维模型 根据A型骨折建立伤椎的三维模型, 在正常椎体L₃的基础上建立L₃腰椎骨折, 在Mimics软件中按V型对椎体L₃进行截骨, 并进行光滑处理以及网络划分。

1.5.4 建立腰椎间盘三维模型 在Mimics软件中对腰椎间盘的形态进行绘制, 生成腰椎间盘模型, 经过光滑处理和网络划分, 生成腰椎间盘三维模型。

1.5.5 建立椎弓根螺钉不同固定方式的三维模型 根

据螺钉固定方式将其分为3组: 正常腰椎组、单向螺钉固定组和万向螺钉固定组。正常腰椎组不予任何处理; 单向螺钉固定组对伤椎及伤椎上下2个椎体采用单向螺钉进行固定; 万向螺钉固定组对伤椎及伤椎上下2个椎体采用万向螺钉进行固定。在Mimics软件中, 将伤椎、椎间盘和椎弓根螺钉固定系统进行组装, 建立腰椎骨折椎弓根螺钉固定的三维有限元模型。

1.5.6 机械特性设置 螺钉的弹性模量为110 000 MPa, 螺钉的泊松比设置为0.28; 连接棒的弹性模量为1 100 000 MPa, 连接棒的泊松比都设置为0.28; 椎体密质骨的弹性模量为118 000 MPa, 椎体密质骨的泊松比都设置为0.29; 椎体松质骨的弹性模量为1 000 MPa, 椎体松质骨的泊松比都设置为0.31; 椎弓根的弹性模量为11 000 MPa, 椎弓根的泊松比都设置为0.29; 椎板的弹性模量为500 MPa, 椎板的泊松比都设置为0.37; 椎间盘的弹性模量为1 500 MPa, 椎间盘的泊松比都设置为0.40。

1.5.7 载荷的施加设置 椎体和椎弓根螺钉固定系统之间、椎体和椎间盘之间、椎间盘的髓核和纤维环之间均设置为绑定关系。腰椎在扭转时施加的扭矩为4 N·m, 在前屈时施加的扭矩为8 N·m, 在左右侧弯及后伸时施加的扭矩为6 N·m。腰椎在前屈和后伸时施加150 N的力, 再施加弯矩, 在左右侧弯时时间200 N的力, 再施加弯矩。

1.6 主要观察指标 采用三维有限元法分析腰椎骨折椎弓根螺钉不同固定方式的应力及位移分布情况。

1.7 统计学分析 采用SPSS 18.0软件进行分析, 多组间均数比较采用LSD检验, 两两均数比较采用t检验, 取P=0.05为显著标准。

2 结果 Results

2.1 各组模型的最大轴向位移情况 由表1可以看出, 单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大轴向位移均明显低于正常腰椎组($P < 0.05-0.01$), 万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大轴向位移均低于单向钉固定组。表明腰椎骨折经过椎弓根螺钉内固定后的轴向位移明显减小, 明显小于正常腰椎组的最大轴向位移, 万向钉内固定的效果优于单向钉内固定的效果。其中正常腰椎组、单向钉固定组和万向钉固定组在左侧弯及右侧弯时的最大轴向位移明显大于前屈和后伸时的最大轴向位移, 以右侧弯时的最大轴向位移最大。

表1 各组模型的最大轴向位移比较 ($\bar{x} \pm s$, $n=6$, mm)

Table 1 Comparison of the maximum axial displacement of models of three groups

组别	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯
正常腰椎组	6.433±0.11	5.849±1.02	24.357±0.86	29.542±5.03
单向钉固定组	4.235±0.32 ^a	4.579±0.98 ^a	7.893±0.67 ^a	16.475±1.22 ^a
万向钉固定组	4.017±0.17 ^a	4.425±0.77 ^b	7.642±1.01 ^a	16.243±1.03 ^a

表注: 与正常腰椎组对比, ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$ 。

2.2 各组模型的最大弯曲度比较 由表2可以看出, 单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大弯曲度均明显低于正常腰椎组($P < 0.05-0.01$), 万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大弯曲度均低于单向钉固定组。表明腰椎骨折椎弓根螺钉内固定后可以明显减少腰椎的最大弯曲度, 可以明显提高其稳定性。其中单向钉固定组和万向钉固定组在后伸及右侧弯时的最大弯曲度明显大于前屈和左侧弯时的最大轴向位移。

表2 各组模型的最大弯曲度比较 ($\bar{x} \pm s$, $n=6$, °)

Table 2 Comparison of the maximum bending degree of models of three groups

组别	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯
正常腰椎组	14.45±1.11	28.47±4.77	25.76±7.33	28.49±4.31
单向钉固定组	7.46±0.65 ^b	17.79±3.22 ^a	8.47±1.03 ^b	16.55±1.56 ^a
万向钉固定组	7.33±0.59 ^b	16.88±1.98 ^b	8.38±0.98 ^b	16.34±1.87 ^a

表注: 与正常腰椎组对比, ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$ 。

2.3 各组模型椎弓根螺钉固定系统上的最大应力 在腰椎前屈时, 单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力均集中在连接棒和伤椎上下2个椎体的内固定螺钉根部, 在腰椎后伸时, 单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力集中在邻近伤椎的下面椎体螺钉内固定的根据以及连接棒的下端, 在左侧弯时, 单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力主要集中在左侧伤椎邻近的椎体内固定螺钉根部和左侧的连接棒上, 在右侧弯时, 单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力主要集中在右侧伤椎邻近的椎体内固定螺钉根部和右侧的连接棒上。腰椎骨折椎弓根螺钉内固定后椎弓根螺钉内固定系统承载了大多数的轴向力, 使腰椎骨折椎弓根螺钉内固定后承载轴向应力的能力比较强。其中万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时椎弓根螺钉固定系统上的最大应力均低于单向钉固定组($P < 0.05-0.01$), 见表3。

表3 各组模型椎弓根螺钉固定系统上的最大应力比较

($\bar{x} \pm s$, $n=6$, MPa)

Table 3 Comparison of the maximum stress on the pedicle screw fixation system in each group

组别	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯
单向钉固定组	245.37±14.52	155.32±23.51	185.37±11.76	257.42±21.43
万向钉固定组	217.46±16.98 ^b	142.17±20.89 ^a	178.49±10.23 ^a	238.37±20.99 ^a

表注: 与单向钉固定组对比, ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$ 。

2.4 各组模型椎间盘的最大应力分布 在腰椎前屈时, 椎间盘上的应力主要集中的椎间盘的前部, 腰椎后伸时, 椎间盘上的最大应力主要集中在椎间盘的后部, 腰椎左侧弯时, 椎间盘上的最大应力主要集中在椎间盘的左半部分, 腰椎右侧弯时, 椎间盘上的最大应力主要集中在椎间盘的右半部分。腰椎骨折椎弓根内固定后的椎间盘上的最大应力明显减小, 是由于椎弓根螺钉内固定系统承担了大部分的应力。其中单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时椎间盘的最大应力分布均明显低于正常腰椎组($P < 0.05-0.01$), 万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时椎间盘的最大应力分布低于单向钉固定组, 见表4。

表4 各组模型椎间盘的最大应力比较 ($\bar{x} \pm s$, $n=6$, MPa)

Table 4 Comparison of the maximum stress of intervertebral disc in each group

组别	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯
正常腰椎组	2.869±0.14	2.877±0.43	5.108±1.01	5.432±1.03
单向钉固定组	1.675±0.21 ^a	0.872±0.11 ^b	0.445±0.10 ^b	0.496±0.02 ^b
万向钉固定组	1.471±0.13 ^b	0.753±0.10 ^b	0.433±0.11 ^b	0.453±0.12 ^b

表注: 与正常腰椎组对比, ^a $P < 0.05$, ^b $P < 0.01$ 。

3 讨论 Discussion

随着交通方式的多样化, 脊柱骨折的发生率越来越高, 其中胸腰椎骨折是脊柱骨折中最常见的一种骨折类型, 腰椎骨折能够破坏脊柱的稳定性, 压迫脊髓, 损伤神经等。腰椎骨折的分型有腰椎骨折分型系统、载荷分享评分系统^[8]、腰椎损伤严重程度评分等和 AO Spine 胸腰椎损伤分类系统等^[9-13]。腰椎骨折的治疗主要是手术治疗, 其治疗原则为恢复脊柱的稳定性, 恢复损伤脊髓的功能, 阻止骨折损伤的进一步加重, 降低并发症及死亡率^[14]。修复手术方式有: ①前路手术: 前路骨折适合与严重粉碎性骨折、陈旧爆裂性骨折以及后路手术不能

很好复位并合并神经功能异常等骨折类型,前路骨折可以对骨折段减压,矫正畸形,但前路术后创伤大、手术难度大。②后路手术:后路手术是目前腰椎骨折的主要修复方式,适合与骨折脱位、神经功能损伤、骨折损伤累及后柱等骨折类型。传统的后路手术方式为跨椎体内固定,该手术方式切口比较小,在临床应用比较广泛,但该手术容易造成脊柱畸形,并且固定的节段比较多,治疗的远期效果不理想,椎弓根螺钉断裂的发生率比较高^[15]。经伤椎椎弓根螺钉内固定可以克服上述缺点,提高腰椎骨折内固定的稳定性,降低失败率,提高远期疗效。对于伤椎上下2个椎弓根完整,伤椎双侧或者一侧终板完整者经伤椎椎弓根螺钉内固定治疗的成功率比较高^[16-17],伤椎内固定有单节段内固定和双节段内固定两种手术方法,对于轻中度不稳定型腰椎骨折,单节段固定损伤小,手术快,出血不多,对邻近腰椎的影响不大,但对于中重度腰椎骨折,双节段固定的效果比较好^[18]。③其他:其他手术方式包括伤椎强化术^[19]、微创手术以及椎体成形术等^[20-25]。总之,腰椎骨折的手术方式多种多样,可以根据不同的骨折类型选择不同的修复方式,其中伤椎椎弓根螺钉内固定是比较常见的方式,关于其生物力学的研究,因临床研究周期长、不可重复操作以及花费高等因素的影响,使其在临床研究中受到一定限制,有限元分析法为其生物力学研究提供了一种新的途径。

三维有限元法能够对几何体进行求解,在骨科尤其中骨折的生物力学分析中有广泛应用。有限元在1943年被提出用于分析扭转胃体,随后在飞机的设计中被应用,发展成为矩阵位移法,到20世纪60年代开始在数学和工程技术中应用,随着计算机技术和软件技术的发展,有限元法也不断发展,从固体力学不断发展到生物力学、流体力学、磁场及温度场等多个领域。在生物力学领域,有限元法用于建立人体的三维有限元仿真模型,并对其进行相应的应力和模态分析等,在骨科领域被广泛应用与生物力学的分析。三维有限元可以建立骨骼系统模型,对了解骨骼的生物力学特点提供了一条可靠、简便的方法,在骨骼模型中,有限元法主要用于建立和分析四肢骨的有限元模型^[26-29],可以通过对其生物力学分析,了解四肢骨在不同状态下的应力集中情况,对明确四肢骨的应力分布和骨折之间的关系具有重要意义。三维有限元法还可以对关节以及骨盆进行生物力学分析^[30-32]。在脊柱方面,采用有限元法首先建立了椎间盘二维模型^[33],后又建立含有纤维环以及髓核后部结

构的椎间盘三维模型^[34],随后根据CT图像建立了C₁-C₃的三维模型^[35]。考虑到脊柱尤其是颈椎的复杂性,王友良等^[36]认为颈椎的三维有限元模型目前尚具有一定的局限性,需要和相关的实验结果进行核实^[37]。目前有限元法被应用最多的是对骨折固定装置生物力学的分析,自从1974年第一次建立二维钢板固定模型后,逐渐出现了三维模型在骨折内固定装置中的应用。目前临床上骨折的内外固定方式有很多种,三维有限元法可以建立多种骨折固定装置的三维有限元模型,并对其进行生物力学分析,可以对内固定装置以及外固定装置进行指导^[38-39],并可以建立人工关节的三维有限元模型^[40],并对其生物力学进行分析,指导人工关节在临床中的应用。

虽然已有研究采用三维有限元法对胸腰椎骨折以及胸腰椎骨折不同固定方式的生物力学进行了分析,但是关于三维有限元法对腰椎骨折椎弓根单向螺钉内固定和腰椎骨折椎弓根万向螺钉内固定的生物力学比较的研究不多。作者此次研究通过建立腰椎骨折椎弓根单向螺钉内固定模型和腰椎骨折椎弓根万向螺钉内固定模型,并对其生物力学进行分析,结果发现:单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大轴向位移均明显低于正常腰椎组,万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大轴向位移均低于单向钉固定组。单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大弯曲度均明显低于正常腰椎组,万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时的最大弯曲度均低于单向钉固定组。在腰椎前屈时,单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力均集中在连接棒和伤椎上下2个椎体的内固定螺钉根部,在腰椎后伸时,单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力集中在邻近伤椎的下面椎体螺钉内固定的根据以及连接棒的下端,在左侧弯时,单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力主要集中在左侧伤椎邻近的椎体内固定螺钉根部和左侧的连接棒上,在右侧弯时,单向钉固定组和万向钉固定组的最大应力主要集中在右侧伤椎邻近的椎体内固定螺钉根部和右侧的连接棒上。腰椎骨折椎弓根螺钉内固定后椎弓根螺钉内固定系统承载了大多数的轴向力,使腰椎骨折椎弓根螺钉内固定后承载轴向应力的能力比较强。其中万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时椎弓根螺钉固定系统上的最大应力均低于单向钉固定组。在腰椎前屈时,椎间盘上的应力主要集中的椎间盘的前部,腰椎后伸时,椎间盘上

的最大应力主要集中在椎间盘的后部, 腰椎左侧弯时, 椎间盘上的最大应力主要集中在椎间盘的左半部分, 腰椎右侧弯时, 椎间盘上的最大应力主要集中在椎间盘的右半部分。其中单向钉固定组和万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时椎间盘的最大应力分布均明显低于正常腰椎组, 万向钉固定组在前屈、后伸、左侧弯和右侧弯时椎间盘的最大应力分布低于单向钉固定组。

由此可见, 腰椎骨折椎弓根单向螺钉内固定和万向螺钉内固定均可以承载大部分应力, 明显降低腰椎的最大轴向位移、最大弯曲度、椎弓根螺钉固定系统最大应力以及椎间盘的最大应力, 其中万向螺钉的内固定效果优于单向螺钉。

作者贡献: 吕胜江进行试验设计, 试验实施为吕胜江、付丽娟、李红梅, 试验评估为付丽娟, 资料收集为吕胜江, 吕胜江成文, 李红梅审核。

利益冲突: 所有作者共同认可文章内容不涉及相关利益冲突。

伦理问题: 试验方案经山东大学附属医院伦理委员会批准, 批准号: MECSDUMMS202, 试验方案已经患者/家属知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审, 符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

- [1] 顾龙殿. 伤椎骨水泥成形联合椎弓根钉内固定治疗老年胸腰椎骨折[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2010, 25(3): 231.
- [2] 吕夫新, 黄勇, 张强, 等. 胸腰椎骨折伤椎椎弓根内固定生物力学研究与临床应用[J]. 脊柱外科杂志, 2008, 6(4): 229-233.
- [3] 范志丹, 夏虹, 昌耘冰, 等. 伤椎传统短节段椎弓根螺钉固定与附加椎弓根螺钉固定后椎体生物力学稳定性的比较[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(26): 5011-5014.
- [4] Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA, et al. A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and cross-linkage in lumbar pedicle fixation. J Spinal Disord. 1994; 7(5): 402-407.
- [5] Anekstein Y, Brosh T, Mirovsky Y. Intermediate screws in short segment pedicular fixation for thoracic and lumbar fractures: a biomechanical study. J Spinal Disord Tech. 2007; 20(1): 72-77.
- [6] 胡樵, 黄勇, 赵东升, 等. 胸腰椎骨折伤椎椎弓根内固定的生物力学研究[J]. 河北医学, 2008, 14(7): 757-761.
- [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. Spine(Phila Pa 1976). 2007; 32(14): 1503-1507.
- [8] Gelb D, Ludwig S, Karp JE, et al. Successful treatment of thoracolumbar fractures with short-segment pedicle instrumentation. J Spinal Disord Tech. 2010; 23(5): 293-301.
- [9] Lewkonja P, Paolucci EO, Thomas K. Reliability of the thoracolumbar injury classification and severity score and comparison with the denis classification for injury to the thoracic and lumbar spine. Spine. 2012; 37(26): 2161-2167.
- [10] van Middendorp JJ, Patel AA, Schuetz M, et al. The precision, accuracy and validity of detecting posterior ligamentous complex injuries of the thoracic and lumbar spine: a critical appraisal of the literature. Eur Spine J. 2013; 22(3): 461-474.
- [11] Joaquim AF, Ghizoni E, Tedeschi H, et al. Clinical results of patients with thoracolumbar spine trauma treated according to the Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score. J Neurosurg Spine. 2014; 20(5): 562-567.
- [12] Pneumatics SG, Triantafyllopoulos GK, Giannoudis PV. Advances made in the treatment of thoracolumbar fractures: current trends and future directions. Injury. 2013; 44(6): 703-712.
- [13] Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, et al. AO Spine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. Spine. 2013; 38(23): 2028-2037.
- [14] Allain J. Anterior spine surgery in recent thoracolumbar fractures: An update. Orthop Traumatol Surg Res. 2011; 97(5): 541-554.
- [15] Hsieh MK, Chen LH, Niu CC, et al. postoperative anterior spondylodiscitis after posterior pedicle screw instrumentation. Spine J. 2011; 11(1): 24-29.
- [16] Fisher SC, Shores A, Simpson ST. Constrictive myelopathy secondary to hypoplasia or aplasia of the thoracolumbar caudal articular processes in Pugs: 11 cases (1993-2009). J Am Vet Med Assoc. 2013; 242(2): 223-229.

- [17] Shang J,Ling XD,Liu YC,et al. Biomechanical effects of pedicle screw adjustments on the thoracolumbar burst fractures. Chin Med J(Engl). 2013;126(2): 300-305.
- [18] 鲁世保,孔超,海涌,等.单节段与双节段经伤椎椎弓根钉固定治疗轻中度不稳定胸腰椎骨折的疗效[J]. 中华骨科杂志,2013,33(6): 615-620.
- [19] Grabowski G,Cornett CA. Bone graft and bone graft substitutes in spine surgery: current concepts and controversies. J Am Acad Orthop Surg. 2013;21(1): 51-60.
- [20] Wu H,Wang CX,Gu CY,et al. Comparison of three different surgical approaches for treatment of thoracolumbar burst fracture.Chin J Traumatol. 2013; 16(1):31-35.
- [21] Adkins DE,Sandhu FA,Voyadzis J.Minimally invasive lateral approach to the thoracolumbar junction for corpectomy.J Clin Neurosci. 2013;20(9) : 1289-1294.
- [22] Dong SH,Chen HN,Tian JW,et al. Effects of minimally invasive percutaneous and transspatium intermuscular shortsegment pedicle instrumentation on thoracolumbar monosegmental vertebral fractures without neurological compromise. Orthop Traumatol Surg Res. 2013;99(4):405-411.
- [23] Gu Y,Zhang F,Jiang X,et al. Minimally invasive pedicle screw fixation combined with percutaneous vertebroplasty in the surgical treatment of thoracolumbar osteoporosis fracture. J Neurosurg Spine. 2013;18(6):634-640.
- [24] Vanek P,Bradac O,konopkva R,et al.Treatment of thoracolumbar trauma by shortsegment percutaneous transpedicular screw instrumentation: prospective comparative study with a minimum 2 year followup. J Neurosurg Spine. 2014;20(2): 150-156.
- [25] 幸永明,王振林,刘伟,等.经椎体成形术治疗胸腰椎压缩骨折350 例临床研究[J].临床军医杂志,2012,39(5) : 1047-1049.
- [26] 彭春政,张胜年,陆爱云.人体躯干骨骼—肌肉—韧带结构三维有限元模型的建立和验证[J].中国运动医学杂志, 2010,29(6):702-705.
- [27] 方国芳,林荔军,于博,等.不同状态下股骨的应力分布及临床应用[J].中国组织工程研究,2012,16(17):3045-3047.
- [28] 孙卫东,温建民.足部有限元建模方法应用现状[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(13):2457-2461.
- [29] 黄诸侯,李俊,陈日齐,等.跟骨三维有限元模型的建立及其骨折发生机制[J].中国骨伤,2012,25(2):97-101.
- [30] 李晓森,沈奕,王伟力.全膝关节假体三维有限元模型的建立[J].中国组织工程研究与临床康复,2011,15(13): 2304-2308.
- [31] 袁平,王万春.膝关节三维有限元模型的建立及生物力学分析[J].中南大学学报,2010,35(1):85-89.
- [32] 李正东,邹冬华,刘宁国,等.人体骨盆有限元模型的建立及其在法医学鉴定中的应用价值[J]. 法医学杂志, 2010, 26(6):406-412.
- [33] Belytschko T, Briggs CA. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. J Biomech. 1992; 974(7): 277-279.
- [34] Liu YK, Murray JD. Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. Orthop Clin North Am. 1975;6: 19-21.
- [35] Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics.Spine. 2004;29(4): 376-385.
- [36] 王友良,杨杰山.三维有限元分析在颈椎生物力学中的研究现状[J].临床骨科杂志,2011,14(1):89-92.
- [37] Chen X, Wu H, Zhou W. The establishment and development of finite element model of human cervical vertebra and its application on example. Chin J Med Biol Eng. 2008;17(2): 154-156.
- [38] 孟立民,苏啸天,张银光,等.微型外固定支架和克氏针治疗 Bennett骨折的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2012,16(9):1626-1630.
- [39] 王志杰.有限元法在骨应力分析及骨科内外固定系统研究中的应用[J].中国临床解剖学杂志,2006,24(1): 107-110.
- [40] 王光达,张祚福,齐晓军,等.膝关节三维有限元模型的建立及生物力学分析[J].中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(52):9702-9705.