

腰椎后外侧融合椎弓根钉对相邻节段椎间盘影响的三维有限元分析

黄宇峰¹, 潘福敏¹, 赵卫东¹, 巴兆玉¹, 马敏^{2*}, 吴德升^{1*}

1. 同济大学附属东方医院脊柱外科, 上海 200120

2. 同济大学附属东方医院关节与骨病科, 上海 200120

【摘要】目的 利用三维有限元法分析腰椎不同运动状态时椎弓根钉的置入位置对邻近节段椎间盘应力的影响。**方法** 利用三维建模软件建立正常人有效性腰骶椎(L₃~S₁)模型。根据椎弓根钉在椎体的位置, 分别建立融合模型A、B、C。并根据不同工况对这3种模型施加相应的预载荷及扭矩, 分析比较不同腰椎轴向运动时相邻节段椎间盘应力的变化情况。**结果** 成功建立正常有效的L₃~S₁三维有限元模型及椎弓根钉棒系统融合固定三维有限元模型。在后伸状态下, 模型A的L₃/L₄椎间盘应力明显增加, 而模型B、C较融合前无明显变化; 在侧曲状态中, 模型B、C的L₃/L₄椎间盘应力变化不大, 而模型A显著增加; 在其余状态中, 3个模型的L₃/L₄椎间盘应力均升高, 其中以模型A增加最为明显。3个模型在所有状态下L₅/S₁椎间盘的应力均较融合前略有升高, 其中模型B、C应力的变化小于模型A。**结论** 椎弓根钉尖端位于椎体上1/3区域会显著增加融合节段上位邻近椎间盘应力, 进而引起相邻节段退变; 腰椎融合术不会明显增加邻近下位椎间盘的应力。

【关键词】 腰椎; 椎间盘退行性变; 骨螺丝; 脊柱融合术; 生物力学; 有限元分析

【中图分类号】 R 318.01 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1672-2957(2016)06-0362-05

【DOI】 doi: 10.3969/j.issn.1672-2957.2016.06.009

A three-dimensional finite element analysis of effect of lumbar posterolateral fusion with pedicle screw on adjacent intervertebral discs

HUANG Yu-feng¹, PAN Fu-min¹, ZHAO Wei-dong¹, BA Zhao-yu¹, MA Min^{2*}, WU De-sheng^{1*}

1. Department of Spinal Surgery, East Hospital, Tongji University, Shanghai 200120, China

2. Department of Joint and Bone, East Hospital, Tongji University, Shanghai 200120, China

【Abstract】Objective To analyze the effect of pedicle screw implant location on the stress of adjacent segment intervertebral discs under different conditions with three dimensional finite element. **Methods** Normal lumbosacral vertebral (L₃-S₁) model of a healthy adult male was established using digital software. Fusion model A, B, C were set up respectively according to the pedicle screw position by dividing the vertebral body into trisection. Corresponding load and torque were applied on the 3 different models according to different conditions to obtain the stress changes of the intervertebral disc that happened to the adjacent segments. **Results** Normal three-dimensional finite element model of normal (L₃-S₁) and posterior lumbar laminectomy and pedicle screw fixation (models A, B, C) were established successfully. In retroflexion condition, the stress of L₃/L₄ in model A significantly increased, while no significant change in models B and C. In bending condition, the stress of L₃/L₄ in model A significantly increased, while little change in models B and C. In the rest conditions, the stress of L₃/L₄ in the 3 models all increased, especially in model A. In all conditions, the stress of L₅/S₁ in the 3 models all slightly increased, and the changes of the models B and C were smaller than that of the model A. **Conclusion** Implanting pedicle screw tip into the upper area of the vertebral body could increase the stress of the upper adjacent disc, which may result in postoperative adjacent segment degeneration. However, lumbar fusion surgery do not obviously increase the stress of the lower adjacent intervertebral disc.

【Key Words】 Lumbar vertebrae; Intervertebral disc degeneration; Bone screws; Spinal fusion; Biomechanics; Finite element analysis

J Spinal Surg, 2016, 14(6): 362-366

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(81371994)

上海市科学技术委员会科研计划项目(12411951202)

上海市教育委员会产学研项目(15cxy50)

浦东新区卫生系统重点学科资助项目(PWZx2014-02)

2013年上海市东方医院东方朝阳人才计划(DFZY-8)

作者简介: 黄宇峰(1979—), 博士, 主治医师

*通信作者: 马敏 drmmamin@live.cn

吴德升 eastspine@163.com

腰椎椎弓根螺钉内固定术已有数十年历史, 借助内固定技术的脊柱融合术的融合率高达95%^[1]。但是其术后并发症也日益突出, 特别是腰椎后路内固定术后邻近节段退变(ASD)的问题已成为研究的热点^[2-3]。然而不同研究所报道ASD的发生率差异较大, 且对其发生机制及与融合术远期疗效是否存在关联仍有一定的争议^[3]。目前研究较多的是术后手术节段的动态和静态力学改变对ASD的影响, 但椎弓根钉置入的位置是否会影响邻近椎间盘, 尚未见系统的研究报道。因此, 本研究旨在利用三维有限元软件创建有效的正常人腰骶椎三维有限元模型, 通过正常腰椎与3种不同椎弓根钉置入位置模型的比较, 分析不同运动状态下椎弓根钉的置入位置对邻近节段椎间盘应力的影响, 进而指导临床中椎弓根钉置入。

1 材料和方法

1.1 研究对象

正常男性志愿者, 30岁, 身高175 cm, 体质量75 kg。无腰椎疾病及外伤史, X线、CT及临床检查排除脊柱损伤、肿瘤、畸形等病理变化。志愿者自愿参与本研究, 并签署知情同意书。

1.2 实验设备及软件

飞利浦Brilliance 64排多层螺旋CT(超薄切层)。Simpleware 2.0用于三维网格模型的建立。Geomagic Studio 9.0用于三维几何实体模型的建立。ANSYS 9.0用于三维网格划分与构建有限元模型。HyPerMesh 10.0用于有限元网格的划分。Abaqus 6.10-1用于有限元模型的建立和力学分析。本研究所模拟的椎弓根钉棒系统为MOSS MIAMI Spinal System。

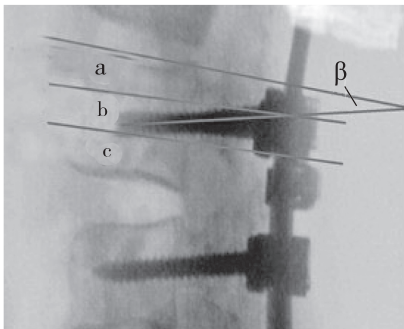
1.3 实验方法

通过CT扫描正常成人下腰椎, 利用Simpleware 2.0建立下腰椎的三维网络模型及椎弓根钉棒系统的三维网络模型。利用逆向工程软件Geomagic Studio 9.0对建立的三维网络模型进行修补和优化, 最后生成G1连续的非均匀有理B样条曲面(NURBS)。随后将该三维实体模型数据导入HyperMesh 10.0软件, 使用其前处理工具调整修改各部分网格的分割密度, 以此来划分并修改网格。将三维模型数据在完成网格划分后导入有限元软件ANSYS 9.0中进行赋值。

以简化法模拟腰椎后路椎板切除减压手术, 将L_{4,5}的椎板、棘间韧带、棘上韧带以及黄韧带全部切除。将构建好的L₃~S₁减压后三维实体模型与椎

弓根钉棒系统模型共同导入Geomagic Studio 9.0软件, 对所有模型表面进行光滑平顺处理, 将椎弓根钉与连接杆之间用添加的方式耦合, 再将椎体、椎弓根螺钉之间用粘结的方式耦合, 从而使结构本身的单元类型及属性得到保持。参照实际手术方式对模型进行模拟装配, 确定各模型的相互位置关系后对全部模型进行铺面处理。

将椎体三等分, 椎弓根钉分别置入椎体上中下部, 建立融合模型A、B、C(图1)。将构建好的3种不同椎弓根钉置入区域的模型数据导入Abaqus 6.10-1进行加载计算。边界条件设定为在模型底部(S₁椎体下表面)固定, 最近端的L₃可自由活动。在模型L₃上终板施加垂直向下的500 N预载荷(约为该志愿者体质量的2/3), 附加扭矩如表1所示, 所有数据均来源于参考文献[4-6]。模拟腰椎中立、前屈、后伸、左右侧曲和左右旋转5种状态, 使用Abaqus 6.10-1的job模块, 对腰椎中5种工况进行求解, 求解结束后在visualization模块中选中各椎间盘, 查询并记录各椎间盘最大Von Mises应力。



a: 上1/3, 模型A b: 中1/3, 模型B c: 下1/3, 模型C
a: Upper 1/3, model A b: Middle 1/3, model B c: Lower 1/3, model C

图1 不同椎弓根钉置入区域示意图

Fig. 1 Different implanting position of pedicle screw in vertebral body

表1 不同工况下有限元模型的载荷参数

Tab. 1 Stress of finite element model under different movement

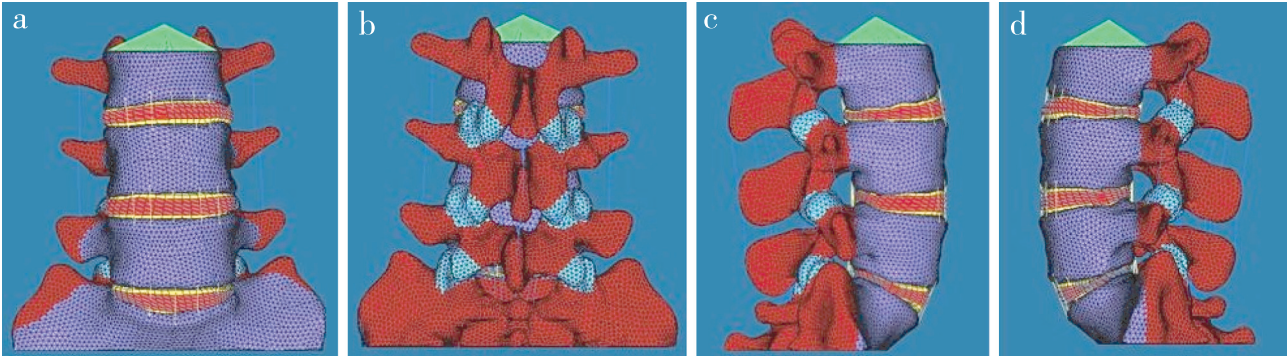
工况 Movement	前负荷 / N Preload / N	力矩 / N · m Moment / N · m
中立 Neutral	500	-
前屈 Anteflexion	500	7.5
后伸 Retroflexion	1 174	7.5
旋转 Rotation	720	5.5
侧曲 Bending	700	7.8

2 结 果

2.1 正常人腰骶椎三维有限元模型

本研究建立并优化了正常人腰椎 L₃~S₁ 节段模

型, 整个模型共 72 158 个节点, 173 035 个单元(图 2), 通过与以往的研究结果进行比较, 使模型的有效性得到验证(表 2)。



a: 正面观 b: 背面观 c, d: 侧面观
a: Anterior view b: Posterior view c, d: Lateral views

图 2 正常腰骶椎(L₃~S₁)三维有限元模型
Fig. 2 Normal L₃-S₁ three-dimensional finite element model

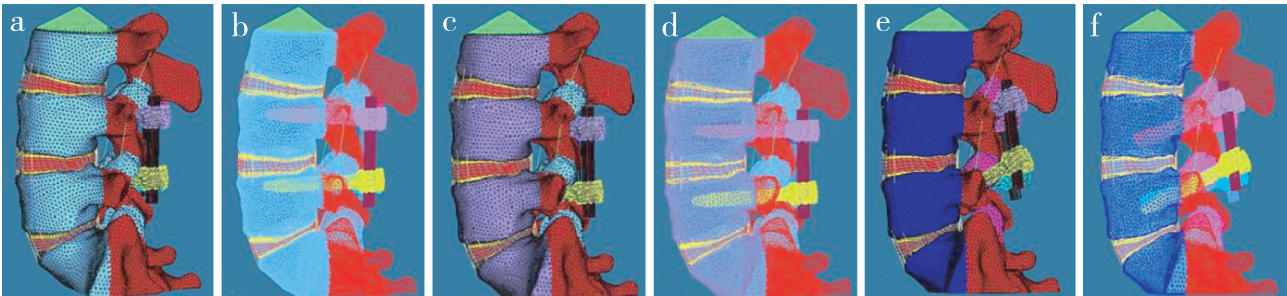
表 2 不同研究间椎间盘最大应力比较
Tab. 2 Comparison of maximum stress among different study

文献 Record	中立 Neutral	前屈 Anteflexion	后伸 Retroflexion	侧屈 Bending	旋转 Rotation
钱忠来等 ^[7] (L ₁ /L ₂ /L ₃ /L ₄ /L ₅)	1.020	2.870	2.630	3.760	—
陈肇辉等 ^[8] (L ₃ /L ₄)	—	1.951	3.037	1.916	1.831
Wang 等 ^[9] (L ₃ /L ₄)	—	2.150	4.950	1.520	2.110
El-Rich 等 ^[10] (L ₄ /L ₅)	0.994	1.950	3.040	1.860	3.760
本文(L ₃ /L ₄) This article(L ₃ /L ₄)	0.978	2.061	2.329	1.917	2.405

2.2 不同置钉位置三维有限元模型

采用简化法模拟腰椎后路椎板切除减压手术, 建立并优化正常人腰椎 L₃~S₁ 节段融合椎弓根钉棒

内固定的三维有限元模型, 整个模型共 160 070 个节点, 281 312 个单元, 根据椎弓根钉位置分为模型 A、B、C(图 3)。



a, b: 模型 A c, d: 模型 B e, f: 模型 C
a, b: Model A c, d: Model B e, f: Model C

图 3 腰椎后路椎板切除减压椎弓根钉棒系统固定融合三维有限元模型
Fig. 3 Three-dimensional finite element model of posterior lumbar laminectomy and pedicle screw fixation

2.3 不同置钉模型邻近椎间盘应力

不同工况下, L₃/L₄椎间盘的最大 Von Mises 应力如表3所示。模型A与正常模型相比, 中立时增加26.90%, 前屈时增加22.80%, 后伸时增加9.57%, 侧曲时增加29.73%, 旋转时增加11.19%; 模型B与正常模型相比, 中立时增加26.18%, 前屈时增加14.17%, 后伸时增加<1.00%, 侧曲时增加8.66%, 旋

转时增加4.20%; 模型C与正常模型相比, 中立时增加20.04%, 前屈时增加15.77%, 后伸时增加<2.00%, 侧曲时增加9.75%, 旋转时增加3.83%。在后伸状态下, 模型A应力明显增加, 而模型B、C较正常模型无明显变化; 在侧曲状态中, 模型B、C的应力变化不大, 而模型A显著增加; 在其余状态中, 3个模型的应力均升高, 以模型A增加最为明显。

表3 不同工况下椎间盘最大应力
Tab. 3 Maximum stress of disc during different movement

模型 Model	L ₃ /L ₄					L ₃ /S ₁				
	中立 Neutral	前屈 Anteflexion	后伸 Retroflexion	侧曲 Bending	旋转 Rotation	中立 Neutral	前屈 Anteflexion	后伸 Retroflexion	侧曲 Bending	旋转 Rotation
正常 Normal	0.978	2.061	2.329	1.917	2.405	1.540	2.801	3.514	2.351	2.963
A	1.241	2.531	2.552	2.487	2.674	1.693	3.062	3.743	2.518	3.174
B	1.234	2.353	2.351	2.083	2.506	1.642	2.857	3.598	2.463	2.993
C	1.174	2.386	2.370	2.104	2.497	1.622	2.963	3.562	2.501	3.014

不同工况下, L₅/S₁椎间盘的最大 Von Mises 应力如表3所示。模型A与正常模型相比, 中立时增加9.94%, 前屈时增加9.32%, 后伸时增加6.52%, 侧曲时增加7.10%, 旋转时增加7.12%; 模型B与正常模型相比, 中立时增加6.62%, 前屈时增加2.00%, 后伸时增加2.39%, 侧曲时增加4.76%, 旋转时增加<2.00%; 模型C与正常模型相比, 中立时增加5.32%, 前屈时增加5.78%, 后伸时增加<2.00%, 侧曲时增加9.75%, 旋转时增加3.83%。3个模型在所有状态下应力均较融合前略有升高, 其中模型B、C的应力变化小于模型A。

3 讨 论

ASD是目前脊柱外科领域中倍受瞩目的研究热点之一。尽管现阶段对于脊柱融合术后ASD的相关机制尚不明确, 但由于椎体融合导致相邻节段生物力学的改变是导致ASD产生的主要原因这一观点已经被大部分的学者所接受, 因此越来越多的研究者试图从生物力学的角度研究ASD的发生机制, 探究预防机制^[2, 11]。

但由于椎间盘结构的复杂性及封闭性, 试图进行椎间盘内压力的测试是非常困难的。一系列研究采用类似穿刺置入传感器后进行力学加载的方法, 得出融合节段近端的相邻椎间盘内压力增加^[12-14]。然而这些研究方法探针刺入的过程本身就已经破坏

了纤维环的完整性, 容易造成椎间盘抗弯曲以及扭转负荷能力的下降, 从而造成误差。加之标本数量、个体差异、椎旁肌肉缺失以及体位等众多敏感因素的影响, 目前尚无统一的正常人体椎间盘内压力的参照标准。

而有限元分析法的出现是对椎间盘应力测试方法极为重要的补充, 该方法可以在反复利用同一个有限元模型的同时不会对模型生物力学特性产生影响, 同时又避免了在体外尸体实验中实验标本稀缺、费用昂贵等缺点。因此三维有限元分析法被越来越多的研究者应用到椎间盘的应力研究之中。Goto等^[15]使用数字化软件构建了L₃/L₄后路椎间融合的模型, 发现融合后邻近节段终板和纤维环的应力增加超出生理的力学范围而导致退变。

本研究发现, 在腰椎融合术后, 无论采用哪种椎弓根钉置入角度, 近端邻近节段椎间盘的最大 Von Mises 应力均较正常模型增高, 其中以中立位及前屈运动时应力增幅最为明显, 这与大部分尸体标本体外实验的结果一致^[16-17]。然而中立和前屈这两种工况模拟的恰恰是人体在日常生活劳动中使用最多的两个体位姿势, 正是这种长时间的生物力学变化导致或加速了椎间盘的退变。而融合节段远端相邻椎间盘的最大 Von Mises 应力增幅就明显小于近端, 这也许是临床上观察到的上位ASD的病例数量要远多于下位ASD的原因之一。

另外,本研究推测不同模型间相邻椎间盘应力变化幅度的差异可能与螺钉破坏了终板的渗透功能有关。以往的生物力学实验发现,尽管螺钉对终板的机械压力只占了全部载荷很少的一部分,但如果螺钉过于靠近终板仍有可能对终板产生影响,增加的压力可在短时间内对邻近节段椎间盘产生影响^[18]。因此,如果椎弓根钉的置入位置发生偏差,螺钉尖端过于靠近终板,就可能引起椎板应力的明显增加甚至直接损伤终板,长期的高应力状态或直接的机械损伤将导致软骨细胞变性^[19],从而将使其失去半渗透膜的作用。尽管椎间盘组织营养消耗并不多,但长时间的营养贫乏可能是引起其早期退变的原因。除此之外,椎弓根螺钉的置入过程本身就破坏椎体内的部分血液供应,直接或间接地对椎体内的血管网造成损伤,使椎间盘所接受的血液供应总量减少,继而影响髓核的营养,导致或加速邻近节段椎间盘发生变性。由于椎弓根位于椎体的中上部分,即使椎弓根钉尖端位于椎体的下1/3区域,距离椎体下终板仍然具有一定的距离,因而椎弓根钉对下终板的应力影响明显低于上终板,这可能是融合椎体的上位节段较下位节段更易出现退变的另一个主要原因。

综上所述,椎弓根螺钉尖端位于椎体上1/3区域会显著增加融合节段的上位邻近椎间盘应力,而不会明显增加邻近下位椎间盘的应力。避免将椎弓根螺钉尖端置于椎体上1/3区域可能有助于减少融合节段远端ASD的发生,但进一步临床试验研究有待开展。

参考文献

- [1] Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, et al. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2002, 27(22): 2431-2434.
- [2] Moreau PE, Ferrero E, Riouallon G, et al. Radiologic adjacent segment degeneration 2 years after lumbar fusion for degenerative spondylolisthesis[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2016, 102(6): 759-763.
- [3] Ghasemi AA. Adjacent segment degeneration after posterior lumbar fusion: An analysis of possible risk factors[J]. Clin Neurol Neurosurg, 2016, 143: 15-18.
- [4] 王建平, 顾菊平. 下腰椎三维有限元模型的建立及应力分析[J]. 控制工程, 2013, 20(1): 76-78.
- [5] Ayturk UM, Puttlitz CM. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011, 14(8): 695-705.
- [6] Niemeyer F, Wilke H J, Schmidt H. Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—a probabilistic finite element analysis[J]. J Biomech, 2012, 45(8): 1414-1423.
- [7] 钱忠来, 唐天泗, 杨惠林, 等. 腰椎椎间盘三维有限元分析[J]. 苏州大学学报(医学版), 2002, 22(1): 4-7.
- [8] 陈肇辉. 腰椎棘突间撑开装置的三维有限元分析及临床应用研究[D]. 第二军医大学, 2010.
- [9] Wang X, Dumas GA. Evaluation of effects of selected factors on intervertebral fusion: a simulation study[J]. Med Eng Phys, 2005, 27(3): 197-207.
- [10] El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions[J]. J Biomech, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [11] 刘东, 史峰军, 闫景龙, 等. 腰椎融合术对邻近节段应力影响的研究与进展[J]. 哈尔滨医科大学学报, 2014, 48(2): 174-176.
- [12] Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, et al. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1997, 22(22): 2655-2663.
- [13] 王洪立, 姜建元. 腰椎融合术后邻近节段退变的相关因素研究进展[J]. 中华骨科杂志, 2012, 32(6): 590-594.
- [14] 王沛, 董强, 雪原. 腰椎间盘突出病变部的压力测定及其病理学意义[J]. 中华骨科杂志, 2002, 22(3): 129-133.
- [15] Goto K, Tajima N, Chose E, et al. Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis)[J]. J Orthop Sci, 2003, 8(4): 577-584.
- [16] Masevnin S, Ptashnikov D, Michaylov D, et al. Risk factors for adjacent segment disease development after lumbar fusion[J]. Asian Spine J, 2015, 9(2): 239-244.
- [17] 白一冰, 马远征, 刘蜀斌, 等. 椎弓根钉位置导致邻近椎间盘早期退变[J]. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(z1): 169-172.
- [18] Müller-Gerbl M, Weisser S, Linsenmeier U. The distribution of mineral density in the cervical vertebral endplates[J]. Eur Spine J, 2008, 17(3): 432-438.
- [19] 龙涛, 李开南. 椎间盘退变中生物力学的研究进展[J]. 脊柱外科杂志, 2013, 11(4): 240-243.

(收稿日期: 2015-09-18)

(本文编辑: 于 倩)