

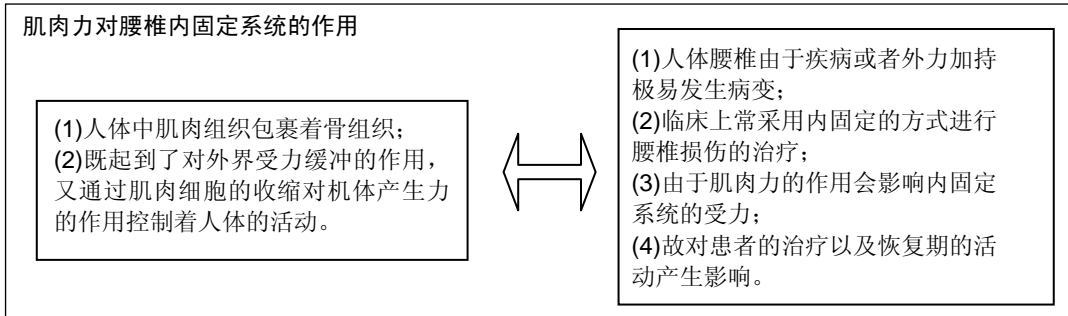
有限元分析肌肉力对腰椎内固定系统的影响

赵鹏飞, 陈玲, 门玉涛(天津理工大学, 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 机电工程国家级实验教学示范中心, 天津市 300384)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0277

ORCID: 0000-0003-2962-2447(赵鹏飞)

文章快速阅读:



赵鹏飞, 男, 1991年生, 河南省驻马店市人, 蒙古族, 天津理工大学在读硕士, 主要从事生物力学研究。

通讯作者: 陈玲, 硕士生导师, 教授, 天津理工大学, 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室机电工程国家级实验教学示范中心, 天津市 300384

中图分类号:R318
文献标识码:A
稿件接受: 2018-03-05



Zhao Peng-fei, Master candidate, Tianjin University of Technology, Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin 300384, China

Corresponding author: Chen Ling, Master's supervisor, Professor, Tianjin University of Technology, Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin 300384, China

文题释义:

肌肉力: 肌肉的力学特征不同于其他软组织, 其不但能承载, 还能兴奋而产生力。肌肉力学的任务就是能够从根本上研究肌肉对不同部位的力学影响, 从而对临床上的一些治疗手段进行改进。

腰椎内固定系统: 由钛合金制成的螺钉、螺母、连接棒等组成的用于临床上对腰椎损伤进行复位治疗的医疗器械, 内固定系统起到了对载荷进行承载的作用, 能够帮助患者建立新的腰部稳定机制, 保证患者恢复期间的基本腰部活动。

摘要

背景: 内固定系统是治疗腰椎损伤的常用方法, 而腰椎肌肉力的作用与矢状面进钉角度的选择是影响内固定手术成功率的主要因素, 不能忽视。

目的: 研究不同姿势下肌肉力对不同矢状角度进钉的万向椎弓根内固定系统的影响。

方法: 选取健康成年男性 L₃ 和 L₄ 节段的 MRI 数据, 建立腰椎 L₃ 和 L₄ 三维有限元模型, 并与万向椎弓根螺钉内固定系统以不同矢状角度装配, 并按照以下 3 种加载方案进行设计。方案 1: 不加载重力、随动载荷和竖脊肌力, 模拟腰椎的前屈、后伸、侧弯 3 种姿势, 研究腰椎内固定系统各部分的应力和位移分布。方案 2: 加载重力和随动载荷, 不加载竖脊肌力, 研究腰椎前屈、后伸和侧弯 3 种姿势下模型的应力和位移的分布。方案 3: 加载重力、随动载荷和竖脊肌力, 在 3 种力共同作用时, 研究腰椎在前屈、后伸和侧弯 3 种姿势下的应力和位移分布。对比在不同工况下, 内固定系统各部分的应力和位移。

结果与结论: ①前屈姿势下, 3 种方案内固定系统的应力变化趋势相似; 后伸姿势下, 方案 1, 2 应力趋势都是先上升后下降, 方案 3 的应力值处于下降状态; 侧弯姿势下, 方案 1 的模型应力先上升后下降。方案 2, 3 先下降后上升; ②在不同姿势下, 椎骨位移都是在 0°-5°增加, 之后随着角度的增加而减小; ③3 种加载方案下, 方案 1 椎间盘位移量最小; ④结果提示, 引入肌肉力会增加内固定系统在各个工况下的应力, 椎间盘的应力也会增加, 但是各部分的应力趋势与椎骨的姿势有关。在研究中需要根据进钉角度的不同综合考虑肌肉力的影响。

关键词:

肌肉力; 内固定系统; 组织构建; 腰椎; 有限元; 椎间盘; 位移

主题词:

肌力; 生物力学; 内固定器; 组织工程

Influence of muscle forces on lumbar internal fixation system using the finite element analysis

Zhao Peng-fei, Chen Ling, Men Yu-tao (Tianjin University of Technology, Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin 300384, China)

Abstract

BACKGROUND: Internal fixation system is a commonly used method for lumbar spine injury. The role of lumbar muscle strength and choosing a sagittal angle are the main factors affecting the success rate of internal fixation, which should pay much attention.

OBJECTIVE: To explore the influence of muscle forces under different postures on the internal fixation system when the ploy axial pedicle screws were installed in different sagittal angles.

METHODS: A finite element model of lumbar spine (L₃ and L₄) was developed based on the L₃ and L₄ MRI data from a healthy adult man and assembled with ploy axial pedicle screw internal fixation system in different sagittal angles. Then, three loading schemes were designed to study the distribution of stress and displacement in anteflexion, extension and lateral bending: scheme 1: loaded without gravity, following loads, or erector spinae force; scheme 2: loaded with gravity and following loads, without erector spinae force; scheme 3: loaded with gravity, following loads, and erector spinae force. The stress and displacement of each part under different conditions were compared.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) In anteflexion, the stress was in a decent tendency in each scheme. In extension, the stress in the schemes 1 and 2 was decreased firstly and then increased, and the stress in the scheme 3 was kept on a descent tendency. In lateral bending, the stress in the scheme 1 was firstly increased and then decreased, and the stress in the schemes 2 and 3 was firstly decreased and then increased. (2) The displacement in the sagittal angles (0°–5°) was on a rise, and then began to decrease. (3) The scheme 1 revealed the lowest displacement. (4) These results indicate that the muscle force can increase the stress of the internal fixation system under each condition and the intradiscal pressure. However, the stress in each part is related to the motion of lumbar spine. Moreover, the effect of muscle force should be taken into account according to the different sagittal angles.

Subject headings: Muscle Strength; Biomechanics; Internal Fixators; Tissue Engineering

0 引言 Introduction

腰部相当于机械系统中的载荷承载器,承担着人体大部分的质量,而且腰椎中柱与后柱包裹了脊髓与马尾神经,该区的损伤可能会累及神经^[1-2]。临床上治疗腰椎损伤的方法有传统的后路椎板切除术,其能最大限度地对神经占位进行减压,但是无法实现伤椎的复位,缺少脊柱支持性;棘突钢板、长节段固定器等虽然能够给伤椎一定的支持性,但是固定节段过多,稳定性较差^[3-5]。经过十几年的改进,内固定系统作为短节段治疗的有效手段应用于临床,但是现在使用最多的是单向椎弓根螺钉内固定系统,随访发现单向内固定系统在治疗中表现出一定的局限性。研究表明使用单向椎弓根螺钉进行腰椎固定,在固定后1-3年进行随访,部分患者会出现螺钉滑脱或者椎间的退行性改变^[6-8]。在脊柱矫形方面,有学者对青少年特发性脊柱侧凸使用单向螺钉和万向螺钉的影像学资料与后期恢复效果进行对比,发现万向钉组的矫正指标明显优于单向钉组,降低了矫正后螺钉滑脱的发生率^[9]。更有研究指出,万向椎弓根螺钉钉尾与连接棒完全贴合的方式会比单向椎弓根螺钉需要预弯角度的方式获得更大的稳定性^[10]。由于胸腰椎骨折好发部位为T₁₀-L₄,在内固定的治疗过程中,需要医生对进钉角度进行把控,并且对患者恢复期的内固定系统应力变化进行考虑,然而研究中大多忽略肌肉力对内固定系统的影响,而且在模拟进钉的过程中对矢状面角度的选择遵循“上螺钉尽量向上倾斜,下螺钉尽量向下倾斜”的原则,缺乏一个合理的范围^[11-12]。

课题组依据临床上对腰椎治疗采用内固定的方式,模拟真实体内肌肉的施力情况,对经由椎弓根进钉的矢状面角度进行探讨。并结合MRI扫描技术,利用计算机和相关软件,采用逆向工程的建模方法,建立包含腰椎的L₃和L₄节段、腰椎间盘和万向椎弓根螺钉内固定系统的装配模型。根据计算结果分析损伤腰椎的力学规律,从理论上解决腰椎内固定系统的受力问题。通过模拟人体腰椎的不同运动姿势,加入肌肉力得到不同矢状角度下的应力与变形情况,并将矢状面不同进钉角度范围内的应力数据进行对比,得出合理的进钉角度。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 通过逆向工程软件建立腰椎模型并改进内固

定系统模型。

1.2 时间及地点 于2017年4月至8月在天津理工大学机械工程学院实验室完成。

1.3 材料 选取健康成年(年龄28岁)男性L₃和L₄节段的MRI数据,扫描间距为0.25 mm,腰椎截面图共25张。

1.4 方法

1.4.1 万向椎弓根螺钉内固定系统的设计 万向椎弓根螺钉无需预弯处理,保证了连接棒的疲劳强度和刚度且具有更强的抗扭力^[13-15]。实验设计的万向椎弓根螺钉内固定系统去掉了固定杆,采用固定块将连接棒与螺钉的球窝结构直接进行固定,连接棒与螺钉的接触面设计为可贴合的曲面,增加了系统的稳定性并且在一定程度上减小了应力遮挡。改良后的万向椎弓根螺钉的规格为Φ3.5 mm×45 mm,其中连接棒的长度为40 mm。如图1所示。

1.4.2 腰椎内固定系统装配及有限元模型 取健康成人腰椎的L₃和L₄节段MRI数据,用Mimics 10.01软件进行三维重建,并与设计的内固定系统在Pro/E中装配。装配时采用的进钉方法为临床上常用的“人字脊”定位法,水平面进钉角度保持在0°不变,为研究矢状面进钉角度对内固定系统的影响,选择矢状面的角度分别为0°, 2.5°, 5°, 7.5°, 10°,建立5种装配模型。并分别导入Ansys workbench中,采用8节点实体单元,用不同的网格密度分别对椎体、间盘和内固定系统划分网格,共有69 703个单元,124 192个节点。如图2所示为腰椎内固定系统有限元模型,腰椎内固定系统模型中的材料参数见表1。

1.4.3 肌肉力加载方案和边界条件设置 人体前屈、后伸、扭转和侧弯运动受脊柱背侧竖脊肌群的控制,其深层短肌(即随动载荷),主要做静态局部性稳定,降低或避免脊柱剪力^[22-23]。为使人体稳定在某一活动状态,需重力、随动载荷、竖脊肌力和腹直肌力协同完成。由于这一机制模拟比较复杂,实验忽略掉腹直肌的作用,主要讨论重力、竖脊肌力和局部肌肉力,其中局部肌肉力用随动载荷来代替。选取重力为260 N,作用在位于T₁₂-L₁椎间盘中心上方200 mm,靠近人体腹部一侧,距间盘中心30 mm^[24];随动载荷为200 N,方向与L₃₋₄节段的生理曲线相切,且通过各节段的旋转中心^[25];通过在L₃椎体上表面建立一个无质量的很小的imprint face来作为施加随动载荷的表面;竖脊

肌力为150 N, 作用在距离 T_{12} - L_1 椎间盘中心40 mm, 靠近人体背部一侧^[26]。由于重心和竖脊肌力作用点与所研究节段存在一定的距离, 需要在椎体外相应的位置建立与 L_3 椎体上表面相耦合的点, 在耦合点上施加力距来模拟肌肉力的作用。

1.4.4 实验加载方式分为以下3种

(1)方案1: 不加载重力、随动载荷和竖脊肌力, 模拟腰椎的前屈、后伸、侧弯3种姿势。研究腰椎内固定系统各部分的应力和位移分布。

(2)方案2: 加载重力和随动载荷, 不加载竖脊肌力, 研究腰椎前屈、后伸和侧弯3种姿势下模型的应力和位移的分布。

(3)方案3: 加载重力、随动载荷和竖脊肌力共同作用时, 研究腰椎在前屈、后伸和侧弯3种姿势下的应力和位移分布。

对 L_4 腰椎下表面的6个自由度进行约束, 在 L_3 椎骨的中心部位施加5 N·m的扭矩, 模型中面面之间的接触设定为绑定, 相邻椎体小关节的接触定义为无摩擦。

1.5 主要观察指标 ①3种姿势下内固定系统的应力及椎骨的位移; ②侧弯姿势椎间盘的应力及位移。

2 结果 Results

2.1 前屈、后伸和侧弯姿势内固定系统的应力及椎骨的位移 对前屈、后伸和侧弯姿势下的腰椎模型按照上述3种方案加载, 观察内固定系统的应力和椎骨位移。前屈姿势下, 矢状角为 0° 腰椎内固定系统的应力云图见图3, 其应力主要集中在螺钉尾部连接棒与固定块的接触部位。在肌肉力的作用下, 内固定系统所承受的应力最大, 这与改进内固定系统的初衷一致。内固定系统在前屈、后伸和侧弯3个姿势下不同进钉角度的应力计算结果见表2。

前屈姿势下, 无论哪种进钉角度, 3种加载方案均是方案2应力最大; 而方案1, 3应力相对方案2较小; 不同的矢状面进钉角度对方案1, 3的对应角度的应力差值影响范围在142.29-280.73 MPa之间; 而且3种方案内固定系统的应力变化趋势相似。后伸姿势下, 进钉角度从 0° - 7.5° , 方案1, 2应力趋势都是先上升后下降, 在 5° 时方案1应力值达到最大497.75 MPa, 方案2在 5° 达到小范围内的峰值为534.2 MPa, 方案3的应力值处于下降状态。当进钉角度为 10° 时, 方案1应力值降到最低364.14 MPa, 方案2应力值达到最大919.33 MPa, 方案3应力值小幅上升到592.35 MPa。侧弯姿势下, 在 0° - 7.5° 方案1的模型应力值基本处于上升趋势, 在 10° 时应力下降。方案2, 3的应力趋势在 0° - 7.5° 都呈现下降的态势, 在 10° 时应力上升。

尽管内固定系统应力变化较大, 而作用在椎骨上的应力都很小, 但是椎骨上的最大位移不能忽视。而且椎骨最大位移的部位在3种加载方式下有所不同, 有肌肉力加载时在椎骨前缘, 在不施加肌肉力的情况下在椎骨的横突部位。

为进一步探讨3种加载方案、不同进钉角度对椎骨位移的影响, 将计算结果列于表3。可知无论是前屈、后伸还是侧弯, 椎骨位移的变化趋势都是在 0° - 5° 增加, 之后位移随着角度的增加而减小。方案1的加载方式对3种姿势而言椎骨位移均在 5° 达到最大值, 尤其在侧弯姿势下位移最大为2.06 mm。方案2椎骨位移变化最为明显, 特别是在前屈状态下, 矢状面进钉角度为 5° 时达到最大值4.81 mm。方案3的椎骨位移变化较为平稳, 只是在侧弯姿势下椎骨最大值位于 2.5° 。

2.2 侧弯姿势椎间盘的应力及位移 3种姿势下加载相同的5 N·m的力矩, 只有侧弯姿势下椎间盘的应力变化最为明显, 见图4。方案3应力在 0° 达到1.6 MPa, 在 2.5° 时下降到1.24 MPa, 当角度继续上升应力也呈上升趋势, 在 7.5° 应力最大为1.69 MPa。选用方案2进行加载, 间盘应力在 0° 达到1.88 MPa, 之后的变化趋势与方案3类似, 在 7.5° 应力最大为2.01 MPa。采用方案1加载时腰椎间盘在各个进钉角度之间的应力相差不大, 从 0° 的0.56 MPa上升到 7.5° 的0.65 MPa, 之后呈现下降的趋势。三者装配角度为 5° 的时候, 应力的趋势有所不同, 出现一定的差异性。采用3种加载方案, 椎间盘在侧弯姿势下位移随进钉角度变化折线图见图5。方案1加载时, 椎间盘位移变化范围很小, 基本呈一条水平线, 在 5° 时达到最大位移量为0.96 mm。方案2加载时, 在 0° 时椎间盘的位移量为2.18 mm, 当角度增大到 5° 时, 椎间盘位移量最大为2.21 mm, 之后随角度增加, 位移变化趋于稳定。方案3与方案2趋势相似, 间盘位移在 0° 时为1.75 mm, 角度上升到 2.5° 位移最大为1.92 mm; 随着角度继续增加, 位移有下降的趋势。总之, 3种加载方案下, 方案1位移量最小。

3 讨论 Discussion

一般认为内固定中椎弓根螺钉提供了约60%的固定强度, 与之相接触的骨质提供的固定强度为15%-25%, 所以很多学者对于内固定系统的固定效果作了大量研究。Foley等^[27]通过使用Sextant系统经椎弓根螺钉内固定技术, 利用Sextant系统能够对隐藏在深层肌肉下的椎骨位置进行准确探测并标记, 并留下较为准确的轨迹, 方便螺钉的定位, 解决了以往连接棒位置浅显的问题, 但是此系统的螺钉仍然需要预弯, 不能避免对内固定系统的二次修复。Shepard等^[28]证明万向椎弓根螺钉在刚度方面与单向螺钉相比没有明显差异, 但万向椎弓根螺钉较普通椎弓根螺钉具有更强的抗扭力, 在具有一定矢状轴成角情况下万向椎弓根螺钉的横向把持力并没有减少, 反而有所增强。

当前试验选用了万向内固定系统, 考虑重力、随动载荷和竖脊肌力的作用共设计3种加载方案, 模拟了真实生理状态下脊柱处于不同工况时的变化。发现, 在同时加载重力、随动载荷和竖脊肌力时内固定系统的应力基本都高于不加载这3种力的情况, 说明肌肉力的影响是不容忽视的。

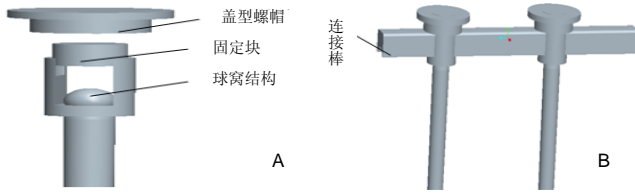


图1 万向椎弓根螺钉内固定系统

Figure 1 Ploy axial pedicle screw internal fixation system

图注: 图中 A 为改良的万向椎弓根螺钉; B 为内固定系统装配模型。

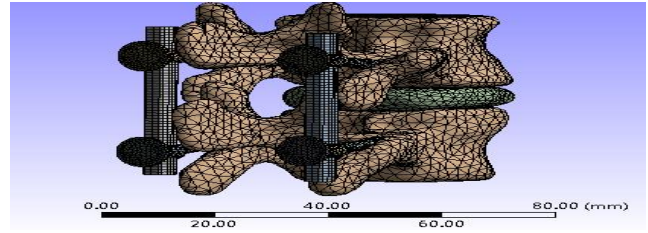


图2 腰椎内固定系统有限元模型

Figure 2 Finite element model of lumbar internal fixation system

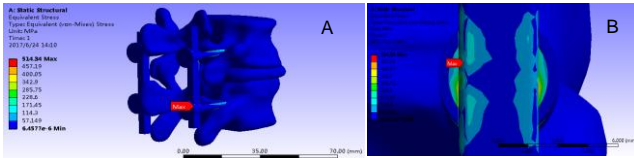


图3 在 0°矢状角进钉的腰椎内固定系统前屈应力云图

Figure 3 Deformation contour of stress about the lumbar spine internal fixation system of the 0° sagittal angle

图注: 图中 A 为腰椎内固定系统应力云图; B 为最大应力局部放大图。

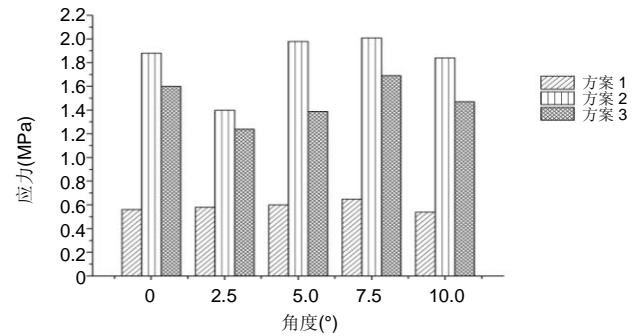


图4 侧弯腰椎间盘的应力

Figure 4 Stress of the lumbar intervertebral disc with side bending

图注: 方案 1 为无肌肉力, 方案 2 为重力 and 随动载荷, 方案 3 为重力, 随动载荷, 竖脊肌力。

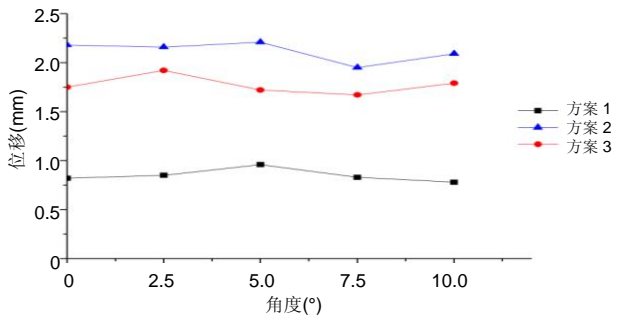


图5 侧弯腰椎间盘的位移

Figure 5 Displacement of the lumbar intervertebral disc with side bending

图注: 方案 1 为无肌肉力, 方案 2 为重力 and 随动载荷, 方案 3 为重力, 随动载荷, 竖脊肌力。

表2 不同种加载方案下不同姿势内固定系统的应力 (MPa)

Table 2 Stress of internal fixation systems under different loading schemes in different postures

腰椎姿态	加载方式	进钉角度				
		0°	2.5°	5°	7.5°	10°
前屈	方案 1	372.05	487.79	498.27	406.74	365.20
	方案 2	515.30	710.21	829.55	850.52	1 272.83
	方案 3	514.34	700.64	779.00	580.88	1 237.00
后伸	方案 1	372.27	488.70	497.75	404.44	364.14
	方案 2	485.72	459.81	534.20	378.52	919.33
	方案 3	642.54	505.80	482.84	465.71	592.35
侧弯	方案 1	891.07	798.89	985.14	995.00	782.00
	方案 2	943.30	993.40	983.22	831.35	1 113.00
	方案 3	1 104.00	1 041.00	911.51	863.21	1 688.10

表注: 方案 1: 不加载重力、随动载荷和竖脊肌力; 方案 2: 加载重力和随动载荷, 不加载竖脊肌力; 方案 3: 加载重力、随动载荷和竖脊肌力共同作用时, 研究腰椎在前屈、后伸和侧弯 3 种姿势下的应力和位移分布。

表1 腰椎内固定模型中不同组成的材料参数^[16-21]

Table 1 Material properties of the lumbar spinal fixation model^[16-21]

组成	杨氏模量(MPa)	泊松比
椎骨	345	0.20
纤维环	4.20	0.45
髓核	1	0.49
内固定系统	101 000	0.33

表3 不同姿势下椎骨的位移 (mm)

Table 3 Displacement of the vertebrae in different postures

腰椎姿态	加载方式	进钉角度				
		0°	2.5°	5°	7.5°	10°
前屈	方案 1	1.08	1.35	1.42	1.13	1
	方案 2	4.03	4.61	4.81	4.1	3.85
	方案 3	2.24	2.82	2.86	2.57	2.55
后伸	方案 1	1.11	1.52	1.59	1.18	1.17
	方案 2	1.95	2.03	2.02	1.83	1.86
	方案 3	1.15	1.34	1.08	0.87	0.99
侧弯	方案 1	1.74	1.9	2.06	1.71	1.67
	方案 2	3.57	3.84	3.84	3.01	3.39
	方案 3	2.27	3.19	2.66	2.31	2.74

表注: 方案 1: 不加载重力、随动载荷和竖脊肌力; 方案 2: 加载重力和随动载荷, 不加载竖脊肌力; 方案 3: 加载重力、随动载荷和竖脊肌力共同作用时, 研究腰椎在前屈、后伸和侧弯 3 种姿势下的应力和位移分布。

当水平面进钉角度保持 0° 不变, 考虑到腰椎在前屈、后伸以及侧弯姿势下内固定系统的应力在矢状面角度为 10° 均有较大变化, 椎骨的位移在 10° 以内的变化趋势相同, 所以将矢状面的进钉角度控制在 10° 以内是合理的。在3种加载方案中, 去掉竖脊肌力模拟腰椎后路肌肉损伤时的内固定系统应力明显大于同时加载重力、随动载荷与竖脊肌力的情况, 说明腰椎主要肌肉群之间是协同作用的。由于侧弯姿势下, 间盘应力在不加载竖脊肌力的时候会在 5° 产生较大变化量比同时考虑3种作用力时增加42.4%。临床上当患者腰椎后路肌肉损伤时如果进行腰椎内固定手术应该慎重选择进钉角度, 最好在 5° 以内, 以满足人体基本生理姿势下的受力。研究结果与Zender等^[29]和史可强等^[30]等得出的矢状面进钉角度以 10° 或 20° 为极限的结果一致, 说明万向椎弓根螺钉内固定系统的模型是可靠的。研究也存在一些不足, 如没有考虑水平面进钉角度所带来的影响, 只加入了肌肉力而忽略了韧带的作用, 这样相对真实情况还存在一定的偏差。

综上所述, 引入肌肉力会增加内固定系统在各个工况下的应力, 椎间盘的应力也会增加。但是各部分的应力趋势与椎骨的姿势有关。肌肉力对腰椎内固定系统的影响是不容忽视的, 在研究中需要根据进钉角度的不同综合考虑肌肉力的影响, 并将其作为临床手术的参考。

作者贡献: 赵鹏飞负责实验设计, 陈玲负责实验实施, 门玉涛负责评估。

经费支持: 该文章没有接受任何经费支持。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

伦理问题: 临床试验研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求。文章的撰写与编辑修改后文章遵守了《观察性临床研究报告指南》(STROBE指南)。参与实验的个体为自愿参加, 均对实验过程完全知情同意, 在充分了解本治疗方案的前提下签署“知情同意书”。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 第一作者和通讯作者对研究和撰写的论文中出现的不良行为承担责任。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。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] 徐海涛, 王文己. 胸腰椎骨折的手术治疗进展[J]. 医学综述, 2013, 19(7): 1240-1243.
- [2] 张晓林, 陈长宝, 马信龙. 胸腰椎骨折的分类系统及后路外科治疗的研究进展[J]. 天津医药, 2013, 41(07): 733-736.
- [3] 彭俊, 徐建广. 胸腰椎骨折手术研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2009, 23(12): 1506-1509.
- [4] 胡海刚, 王清, 谭论. 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.
- [5] 傅栋, 勒安民, 宋磊, 等. 人工髓核置换三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(48): 9401-9405.
- [6] Kazim SF, Enam SA, Hashmi I, et al. Polyaxial screws for lumbo-iliac fixation after sacral tumor resection: experience with a new technique for an old surgical problem. *Int J Surg*. 2009;7(6):529-533.
- [7] Kuklo TR, Potter BK, Polly DW, et al. Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2005;30(18):2113-2120.
- [8] 宋富立, 靳安民, 张美超, 等. AF 内固定器不同置钉角度的有限元分析[J]. 临床生物力学, 2005, 2(33): 310-312.
- [9] van Dieën J H, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003;28(8):834-839.
- [10] 滕红林, 徐华梓, 吴春雷, 等. 严重下腰椎爆裂性骨折不同程度手术方式的比较[J]. 中华创伤杂志, 2009, 25(2): 135-137.
- [11] 马景新, 王祥艳, 许国星. 短节段非融合椎弓根螺钉内固定修复胸腰椎爆裂骨折: 中期随访[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(44): 7088-7093.
- [12] 贺新宁, 欧晔灵, 杜志勇, 等. 经皮椎弓根钉内固定治疗胸腰椎骨折[J]. 实用骨科杂志, 2014, 20(06): 484-487.
- [13] Lindsey C, Deviren V, Xu Z, et al. The effects of rod contouring on spinal construct fatigue strength. *Spine*. 2006;31(15):1680-1702.
- [14] 潘显明, 谭映军, 张波, 等. 椎弓根螺钉的螺纹形状与拔钉生物力学[J]. 第四军医大学学报, 2002, 23(5): 447-450.
- [15] 汪宇, 潘滔, 李佛保, 等. 椎板钩对椎弓根螺钉系统应力影响的有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 2006, 24(2): 209-211.
- [16] 余伟波, 梁德, 叶林强, 等. 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[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 142-147.
- [17] John K Houten, Rani N. Symptomatic progression of degenerative scoliosis after decompression and limited fusion surgery for lumbar spinal stenosis. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2013;20(4):613-615.
- [18] Verma K, Boniello A, Rihn J. Emerging Techniques for Posterior Fixation of the Lumbar Spine. *J Am Acad Orthop Surg*. 2016;24(6): 357-360.
- [19] Hrabálek L, Wanek T, Adamus M. Treatment of degenerative spondylolisthesis of the lumbosacral spine by decompression and dynamic transpedicular stabilisation. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*. 2011;78(5):431-436.
- [20] 冯西桥, 曹艳平, 赵红平, 等. 生物材料力学研究新进展[J]. 医用生物力学, 2011, 26(5): 395-401.
- [21] 毕大卫, 王伟, 费骏, 等. 人体胸腰椎体冲击损伤的生物力学研究[J]. 中国骨伤, 2010, 2(10): 772-775.
- [22] Kasten MD, Rao LA, Priest B. Long-term results of iliac wing fixation below extensive fusions in ambulatory adult patients with spinal disorders. *Spinal Disord Tech*. 2010;23(7):37-42.
- [23] 余涛, 任家来, 黄德宁, 等. 椎弓根钉佐椎体成形术在胸腰椎骨折中的应用[J]. 安徽医, 2008, 29(1): 40-41.
- [24] Bogduk N, Macintosh JE, Pearcy MJ. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine*. 1992;17(8): 897-913.
- [25] Wilke HJ, Rohlmann A, Neller S, et al. ISSLS Prize Winner: a novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension: a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements. *Spine*. 2003;28:2585-2593.
- [26] Rohlmann A, Neller S, Claes L, et al. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine*. 2001;26:E557-E561.
- [27] Foley KT, Gupta SK. Percutaneous pedicle screw-rod fixation of the lumbar spine. *Clin Neurol Neurosurg*. 2001; 49(2):536-537.
- [28] Shepard MF, Davies MR, Abayan A, et al. Effects of polyaxial pedicle screws on lumbar construct rigidity. *Spinal Disord Tech*. 2002;15(3):233.
- [29] Zender T, Rohlmann, Calisse J, et al. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper body inclination. *Clin Biomech*. 2001; 16:S73-80.
- [30] 史可强, 雷云霞, 王海奎, 等. 不同矢状角度置入椎弓根螺钉的拔钉生物力学研究[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2009, (4): 311-313.