

## 考虑肌肉因素的腰椎力学计算方法

<https://doi.org/10.12307/2021.187>

关天民, 陈向禹, 朱 晔

投稿日期: 2020-11-02

送审日期: 2020-11-05

采用日期: 2020-12-18

在线日期: 2021-03-13

中图分类号:

R459.9; R318.01; R542.2

文章编号:

2095-4344(2021)27-04307-05

文献标识码: A

## 文章快速阅读:

## 文章特点 —

△基于CT数据通过逆向工程提出考虑人体椎间盘、韧带及部分肌肉等参数的腰椎模型建模方法,并对模型进行了优化及改进,实现不同患者参数个性化设计。

△分析加入肌肉线条后腰椎在前屈后伸、左右侧弯、左右旋转下的偏转角度,通过刚度计算的方法能够方便、快捷地构建肌线,可为脊柱侧弯畸形加载提供参考和建议。

## 脊柱三维模型建立:

- (1) 图像分割、椎体优化、椎间盘建立;
- (2) 椎体、椎间盘偏差分析。

## 软组织力学计算:

- (1) 肌肉力学计算;
- (2) 韧带力学计算。

## 腰椎模型生物力学验证及力学加载分析

## 文题释义:

**椎旁肌:**包括浅层纵向长纤维竖脊肌(棘肌、最长肌、髂肋肌)和深层斜向短纤维横突棘肌(半棘肌、多裂肌、回旋肌),其主要功能是伸展脊柱,在一定程度上参与脊柱旋转,对脊柱起到稳定作用。

**图像分割:**就是把图像分成若干个区域并提取所需要目标的技术和过程,现有的图像分割方法主要分以下几类:基于阈值的分割方法、基于区域的分割方法、基于边缘的分割方法以及基于特定理论的分割方法等。

## 摘要

**背景:**椎旁肌肉对于维持脊柱平衡起着至关重要的作用,骨肌有限元模型更加接近人体生物力学环境,但目前脊柱有限元分析中肌肉建模比较复杂或将肌肉力简化处理。

**目的:**对椎旁肌模型进行快速建立,并进行肌肉力的加载分析。

**方法:**基于逆向工程原理,通过CT图像数据进行脊柱模型的三维重建,对竖脊肌中的腰部最长肌及韧带通过弹性模量、肌肉生理横截面积及肌线平均长度进行弹簧刚度的计算,通过上下附着点进行肌肉建模;对建立的有限元模型进行生物力学验证,施加4 N•m的弯矩模拟腰椎进行前屈后伸、左右侧弯、左右旋转。

**结果与结论:**①生物力学验证表明腰椎L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub>在受轴向载荷作用下表现出弹性性质;②通过对腰椎进行前屈后伸、左右侧弯、左右旋转分析,证实建立了符合腰椎活动度的骨肌有限元模型;③带肌肉组织的腰椎有限元模型建模简单且符合人体生物力学特性,可为接下来分析脊柱在矫形力加载下的变化提供参考。

**关键词:**腰椎;生物力学;骨肌模型;CT数据;图像分割;逆向工程;有限元

**缩略语:**肌肉生理横截面积: physiological cross-section area, PCSA

## Mechanics calculation method of lumbar spine considering muscle factors

Guan Tianmin, Chen Xiangyu, Zhu Ye

School of Mechanical Engineering, Dalian Jiaotong University, Dalian 116028, Liaoning Province, China

Guan Tianmin, MD, Professor, Doctoral supervisor, School of Mechanical Engineering, Dalian Jiaotong University, Dalian 116028, Liaoning Province, China

**Corresponding author:** Zhu Ye, MD, Lecturer, School of Mechanical Engineering, Dalian Jiaotong University, Dalian 116028, Liaoning Province, China

## Abstract

**BACKGROUND:** Paravertebral muscles play an important role in maintaining spinal balance. The finite element model of skeletal muscle is more close to the biomechanical environment of human body. However, the muscle modeling in the finite element analysis of the spine is more complex or the muscle force is simplified in the current finite element analysis of the spine.

**OBJECTIVE:** To quickly establish the paravertebral muscle model and analyze loading of muscle force.

**METHODS:** Based on the principle of reverse engineering, the three-dimensional reconstruction of the spine model was carried out through CT image data. The spring stiffness of the longest lumbar muscle and ligament in the erector spinalis muscle was calculated through the elastic modulus, muscle cross-sectional area and average length of muscle line. The muscle modeling was carried out through the upper and lower attachment points, and the biomechanical verification of the established finite element model was carried out. The lumbar spine was simulated by applying a bending moment of 4 N•m for flexion and extension, left and right lateral bending, left and right rotation.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) Biomechanical verification showed that L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> showed elastic properties under axial load. (2) Through the analysis of lumbar flexion and extension, left-right lateral bending and left-right rotation, a finite element model of skeletal muscle was established, which was consistent with the range of motion of lumbar spine. (3) The finite element model of lumbar spine with muscle tissue conforms to the biomechanical characteristics of human

大连交通大学机械工程学院, 辽宁省大连市 116028

第一作者: 关天民, 男, 1963年生, 河南省襄城县人, 2005年大连交通大学毕业, 博士, 教授, 博士生导师。

通讯作者: 朱晔, 博士, 讲师, 大连交通大学机械工程学院, 辽宁省大连市 116028

<https://orcid.org/0000-0003-1663-537X> (关天民)

引用本文: 关天民, 陈向禹, 朱晔. 考虑肌肉因素的腰椎力学计算方法 [J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(27):4307-4311.



body, which provides a reference for analyzing the changes of the spine under orthopedic force.

**Key words:** lumbar spine; biomechanics; skeletal muscle model; CT data; image segmentation; reverse engineering; finite element

**How to cite this article:** GUAN TM, CHEN XY, ZHU Y. Mechanics calculation method of lumbar spine considering muscle factors. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2021;25(27):4307-4311.

## 0 引言 Introduction

腰椎稳定由椎体、椎间盘、韧带及肌肉组成的稳定系统所维持<sup>[1]</sup>，近年来，随着计算机的快速发展，有限元法已经是研究生物力学最有效的方法之一<sup>[2]</sup>。椎旁肌肉对维持脊柱平衡起着至关重要的作用<sup>[3]</sup>，但是有限元在研究软组织方面存在局限性，离体的标本无法完全模拟肌肉作用，肌肉力常被忽略或者简化为局部肌肉力来进行肌肉力的模拟<sup>[4]</sup>。1975年LIU等<sup>[5]</sup>最先使用有限元建立腰椎节段模型；2013年秦计生等<sup>[6]</sup>对腰骶有限元模型建立进行L<sub>4-5</sub>之间纤维环的分析，结果显示纤维环局部应力集中和应变较大是导致其易破裂的原因之一；2014年项嫔等<sup>[7]</sup>通过CT扫描对腰椎有限元模型进行模态分析，结果显示模态分析对接下来动力学分析具有重要意义；2017年贾少薇等<sup>[8]</sup>通过有限元法研究2种典型侧凸脊柱的腰骶椎结构在轴向载荷作用下的变化，结果显示腰椎结构与其变化趋势有关系。

腰椎的主要功能是承受轴向载荷，对于维持脊柱平衡起着至关重要的作用，腰椎大约承受身体体质量的85%，故分析脊柱的腰骶椎结构力学特性是研究脊柱侧凸的重要基础。肌肉软组织在三维有限元建模计算上存在局限性，此文将提取人体CT数据通过逆向工程进行腰椎模型的建立，最大程度上还原脊柱解剖学特征，并进行竖脊肌中腰椎最长肌的建立及肌肉力的加载分析。

## 1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维建模，生物力学分析实验。

1.2 时间及地点 于2020年在大连交通大学人机工程及医疗器械研究实验室完成。

1.3 材料 选取1例14岁骨盆倾斜女性患者的腰椎CT数据，基于逆向工程原理，利用医学软件及三维建模软件进行CT图像的分割、提取、优化，对建立的有限元模型进行力学分析。

1.4 方法

1.4.1 脊柱模型的建立 通过医学图像处理软件利用阈值分割方法快速的对患者CT图像进行分割并重建出三维模型，针对此次研究采用灰度值范围为226-1753 Hu对椎体进行图像分割以及几何模型提取<sup>[9-10]</sup>。通过阈值提取的椎体由于CT精度的不同以及人为操作不准确性，导致所提取的几何模型表面十分粗糙，严重影响有限元分析，因此采用逆向工程方法进行表面处理及优化，通过上下椎体进行椎间盘模型的构建<sup>[11]</sup>，建立的椎间盘能够很好地与上下椎体配合，过程如图1所示。

对建立的椎体和椎间盘进行曲面重构，拟合实体，通过逆向工程进行偏差分析，分析如图2所示。为保证精度，偏差要求设置在±0.2 mm内，此文所提取的模型符合要求。

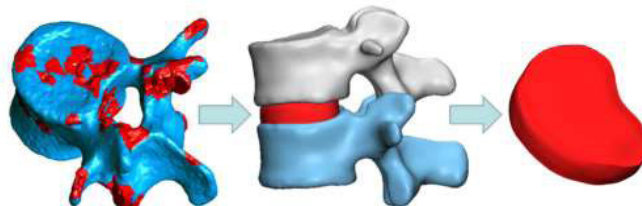
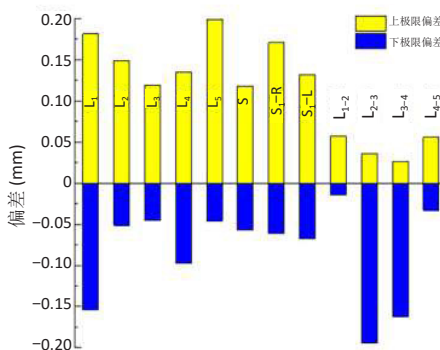


图1 | 椎体优化过程及椎间盘的建立  
Figure 1 | Process of vertebral body optimization and establishment of intervertebral disc



图注：上下极限偏差在±0.2 mm内

图2 | 椎体、椎间盘 Geomagic Quality 偏差分析  
Figure 2 | Analysis of vertebral body and disc Geomagic Quality bias

1.4.2 软组织力学计算 聂文忠<sup>[12]</sup>对比不同学者的研究结果发现，肌肉生理横截面积 (physiological cross-section area, PCSA) 不同的原因在于研究样本的身高和体质量的差别较大，聂文忠采用的是STOKES等<sup>[13]</sup>数值乘以0.8得到。体质量指数 = 体质量 (kg) ÷ 身高 (m)<sup>2</sup>，此文通过体质量指数同时考虑身高、体质量2个参数，进行PCSA值的计算，通过计算体质量指数得到此次研究腹直肌的PCSA为1 009.28 mm<sup>2</sup>。此文的PCSA值根据聂文忠的研究值乘以0.83得到，这与两者的体质量指数基本相当，数据如表1所示。

表1 | 各研究腹直肌肌肉生理横截面积值比较  
Table 1 | Comparison of physiological cross sectional area value of rectus abdominis

研究	年龄 (岁)	体质量 (kg)	身高 (cm)	体质量指数 (kg/m <sup>2</sup> )	腹直肌肌肉生理横截面积 (mm <sup>2</sup> )
STOKES等 <sup>[13]</sup>	38	90	180	27.78	1 520
聂文忠 <sup>[12]</sup>	35	65	170	22.49	1 216
此文	14	50	164	18.59	1 009.28

国内开展肌肉弹性模量测量非常少，根据文献[14-16]总结，选取弹性模量为0.4 MPa，弹簧刚度 = 弹性模量 × 横截面积 / 平均长度<sup>[8]</sup>，利用弹簧模拟肌肉，所设置刚度计算结果如表2，此文将进行竖脊肌中腰椎部位最长肌肌线模型的建立，结构如图3所示。

表 2 | 腰部最长肌结构属性

Table 2 | Structural properties of loin longus muscle

最长肌 理横截面积 (mm <sup>2</sup> )	聂文忠 <sup>[12]</sup> 肌肉生 理横截面积 (mm <sup>2</sup> )	上附 着点	下附 着点	此文肌肉生理 横截面积 (mm <sup>2</sup> )	弹性模 量 (MPa)	平均长 度 (mm)	刚度 (N/mm)
LL <sub>1</sub>	64.39	L <sub>1</sub>	S/P	53.44	0.4	162.53	0.13
LL <sub>2</sub>	74.17	L <sub>2</sub>	S/P	61.56	0.4	104.25	0.24
LL <sub>3</sub>	83.95	L <sub>3</sub>	S/P	69.68	0.4	74.64	0.37
LL <sub>4</sub>	89.65	L <sub>4</sub>	S/P	74.41	0.4	49.22	0.60
LL <sub>5</sub>	94.54	L <sub>5</sub>	S/P	78.47	0.4	27.32	1.15

表注: LL<sub>1</sub>-LL<sub>5</sub> 表示连接腰椎 L<sub>1</sub>-L<sub>5</sub> 的肌线, S 表示骶骨, P 表示骶嵴

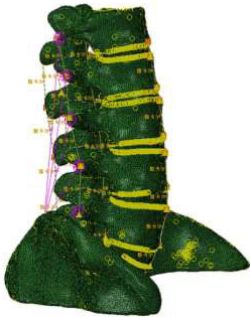


图 3 | 肌肉韧带有限元建模  
Figure 3 | Finite element modeling of muscle and ligament

根据解剖学结构,对韧带进行建立,添加 6 种韧带,如图 3 所示,韧带采用连接器设置的线性弹簧,韧带结构参数如表 3 所示<sup>[8]</sup>。

表 3 | 腰椎韧带结构属性

Table 3 | Structural properties of lumbar ligaments

结构	单元类型	弹性模量 (MPa)	面积 (mm <sup>2</sup> )	平均长度 (mm)	刚度 (N/mm)
前纵韧带	弹簧	7.8	22.4	20	8.74
后纵韧带	弹簧	10	7.0	12	5.83
横突间韧带	弹簧	10	0.6	32	0.19
黄韧带	弹簧	17	14.1	15	15.83
棘间韧带	弹簧	10	14.1	13	10.85
棘上韧带	弹簧	8.0	10.5	22	2.39

1.4.3 椎体、椎间盘材料属性赋予 通过查阅文献 [17-20] 对椎体、椎间盘进行材料赋予,如表 4 所示。将椎体上下端面和椎间盘上下面的接触定义为绑定,如图 3 中椎体椎间盘相连部分,相邻小关节面之间的接触定义摩擦接触,摩擦系数为 0.1。

表 4 | 椎体、椎间盘单元类型及材料参数

Table 4 | Unit type and material parameters of vertebral body and intervertebral disc

结构	单元类型	弹性模量 (MPa)	泊松比 $\mu$
皮质骨	四面体	12 000	0.30
松质骨	四面体	400	0.20
纤维环	四面体	6	0.45
髓核	四面体	1	0.45

1.5 主要观察指标 ①腰椎生物力学分析;②仿真分析腰椎轴向位移、前屈后伸、左右侧弯、左右旋转偏移角度及应力变化情况。

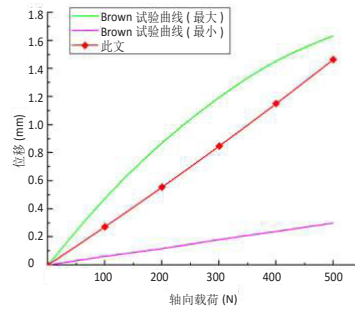
## 2 结果 Results

### 2.1 腰段 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 有限元模型的验证

边界条件:约束 L<sub>5</sub> 椎体 6 个方向上的自由度。

施加载荷:在 L<sub>4</sub> 腰椎上端面施加轴向载荷 100, 200, 300, 400, 500 N, 椎体轴向位移为 0.273 5, 0.555 9, 0.848 1, 1.151, 1.465 mm。

其轴向载荷与轴向位移同 BROWN 等<sup>[21]</sup> 的实验进行对比,如图 4 所示。随着压力加载,腰椎 L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> 的位移随之增加,几乎成线性关系,说明腰椎 L<sub>4-5</sub> 在正常受力状态下表现出弹性性质。



图注:轴向位移与载荷成线性关系

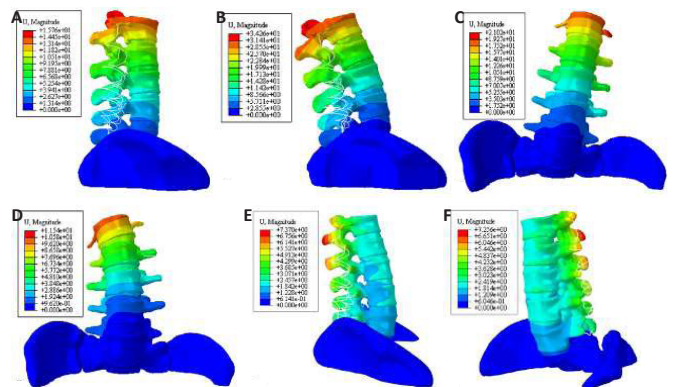
图 4 | 轴向载荷加载下椎体位移对比

Figure 4 | Comparison of vertebral displacement under axial load

### 2.2 腰椎有限元模型力学分析

边界条件:约束骶骨及骶嵴下表面 6 个方向上的自由度。

施加载荷:在 L<sub>1</sub> 腰椎上端面耦合点施加 200 N 集中力模拟重力,同时在耦合点 X 轴正负向、Y 轴正负向、Z 轴正负向施加 4 N·m 力矩来模拟腰椎前屈后伸、左右侧弯、左右旋转 6 种腰椎运动姿势<sup>[22]</sup>。图 5 为腰椎在 6 种动作载荷下的位移云图。



图注:图 A-F 为腰椎在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转载荷作用下位移变化情况

图 5 | 腰椎在 6 种动作下的位移云图

Figure 5 | Lumbar spine displacement in six movements

通过选取 L<sub>1</sub> 椎体上表面最前后点进行加载前后空间坐标测量,所夹角度变化即为偏转角度。角度偏转的测量结果为前屈动作偏转角度为 8.22°,后伸动作偏转角度为 15.52°;左侧弯动作偏转角度为 8.39°,右侧弯动作偏转角度为 5.27°;左旋转动作偏转角度为 6.33°,右旋转动作偏转角度为 7.01°。腰段活动度最大正常值前屈为 72°-40°,后伸为 29°-6°,侧弯为 29°-15°,一侧旋转为 7°,转动角度均符合人体活动度值<sup>[23]</sup>。所建立的腰椎骨骼肌肉模型位移与他人分析对比如表 5 所示,能够满足所进行的生物力学分析的要求。



表 5 | 在 6 个方向上腰椎加载力矩后的角度偏移 (°)

Table 5 | Angle deviation of lumbar spine after loading torque in six directions

研究	加载方式	重力加载	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
秦计生等 <sup>[6]</sup>	(L <sub>1</sub> -S) <sub>10 N•m</sub>	150 N	16.40	13.40	14.20	-	-	-
苏晋 <sup>[24]</sup>	(L <sub>1</sub> -L <sub>5</sub> ) <sub>10 N•m</sub>	500 N	30.33	20.18	23.27	24.13	8.43	8.38
此文	(L <sub>1</sub> -S) <sub>4 N•m</sub>	200 N	8.22	15.52	8.39	5.27	6.33	7.01

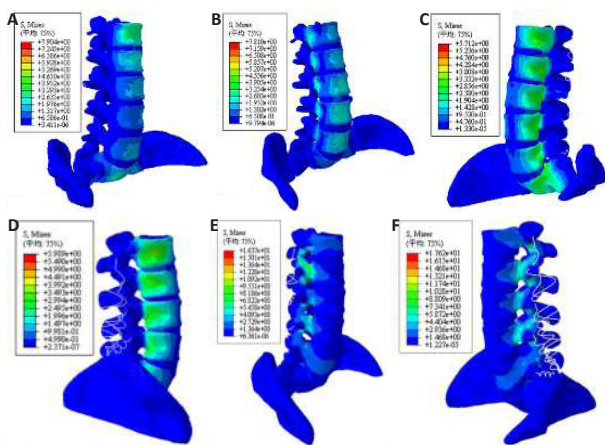
由于加载弯矩及重力大小的不同,为使结果更加准确,进行平均刚度的对比,其较好地证明了所建立脊柱几何模型腰段的椎体生物力学性能,与其他学者平均刚度对比如表 6 所示。

表 6 | 在 6 个方向上腰椎加载力矩后的平均刚度 [N•m/(°)]

Table 6 | Average stiffness of lumbar spine after loading torque in six directions

研究	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
秦计生等 <sup>[6]</sup>	0.61	0.75	0.70	-	-	-
苏晋 <sup>[24]</sup>	0.33	0.50	0.43	0.41	1.19	1.19
此文	0.49	0.26	0.48	0.76	0.63	0.57

腰椎在 6 种动作下的应力云图如图 6 所示,前屈时最大应力为 7.90 MPa,后伸时最大应力为 7.81 MPa;左侧弯时最大应力为 5.71 MPa,右侧弯时最大应力为 5.99 MPa;左旋转时最大应力为 16.37 MPa,右旋转时最大应力为 17.62 MPa。6 种载荷产生的应力及分布均在人体所能承受的范围内<sup>[25]</sup>。



图注:图 A-F 为腰椎在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转载荷作用下应力分布情况

图 6 | 腰椎在 6 种动作下的应力云图

Figure 6 | Stress nephogram of lumbar spine under six movements

腰椎在 6 种动作下进行力矩加载,腰椎应力变化情况与同类文献对比结果见表 7。

表 7 | 在 6 种动作下腰椎应力的对比 (MPa)

Table 7 | Lumbar stress comparison under six movements

研究	加载方式	重力加载	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋转	右旋转
颜文涛等 <sup>[26]</sup>	(L <sub>1</sub> -L <sub>5</sub> ) <sub>7.5 N•m</sub>	500 N	32.36	95.08	40.07	40.07	48.01	48.01
此文	(L <sub>1</sub> -S) <sub>4 N•m</sub>	200 N	7.9	7.81	5.71	5.99	16.37	17.62

### 3 讨论 Discussion

此次研究通过患者 CT 数据进行脊柱模型的提取,对腰椎椎体及椎间盘进行优化处理得到精度较高、且符合人体解剖学特性的脊柱几何模型,通过偏差分析使偏差精度控制在 ±0.2 mm 内,使建立的椎体三维模型与 CT 图像数据偏差较小,这为后续的有限元划分奠定了良好的基础。通过上下椎体端面的提取进行椎间盘绘制,绘制的椎间盘能够和上下椎体进行良好贴合,这为后续分析提供了便利的条件。对于髓核及纤维环的弹性模量赋予在计算机辅助工程计算中简化为各向同性材料,但真实的材料力学性能属于各向异性,对于分析结果会有偏差,后续应进行改进。对于椎体的材料属性赋予,此文采用了以往的皮质骨、松质骨 2 种弹性模量进行赋予,此方法能够表现出椎体的结构,但是椎体所表现出来的真实材料性质属于各向异性,对于以后的研究可进行各向异性的赋值,或进行多层梯度赋值,能够使椎体性质更加接近于真实的椎体。

弹性模量的赋值在临床中具有重要的指导作用,在手术内固定及人工关节置换领域,合金在体内有应力遮挡等弊端,使手术不成功,需找到一种生物特性与人体相近的材料,故测试其准确的弹性模量很重要<sup>[16]</sup>。国内外对于肌肉弹性模量的测量较少,大多数弹性模量的赋予都引用以往的文献或教材<sup>[27]</sup>,或者通过推断定义得出。此文所选取的椎旁肌弹性模量存在一定偏差,后续应通过其他方法进行较准确的弹性模量的赋予;通过弹性模量、PCSA 及所建立的肌线长度进行弹簧刚度的计算,运用有限元前处理进行韧带、肌肉的建立,这种建立肌肉及韧带的方法方便、快捷,只需目标 PCSA 就可以进行肌肉的建立。

张聪等<sup>[28]</sup>通过有限元法分析了患者腰椎骨盆模型,进行了 6 种载荷的加载,结果显示不同载荷加载会引起椎体及椎间盘不同位置的应力、应变。此文也通过 6 个方向的不同力加载对建立的腰椎模型进行力学分析,由于加载弯矩及施加重力的差异,椎体 L<sub>1</sub> 偏转角度与文献 [6]、[24] 对比也有一定差异,由于施加的弯矩较小,椎体偏移的角度也较小,但腰椎偏移角度都在人体正常活动度范围内,在前屈后伸运动中,最大位移出现在 L<sub>1</sub> 椎体的上端面处;在侧弯运动中,最大位移出现在 L<sub>1</sub> 上端面和相应的横突部位;在旋转运动中最大位移出现在 L<sub>1</sub> 椎体的棘突部位,由于各个椎体不是完全对称的,导致左右旋转偏移角度有差异。为使结果更有说服力,进一步进行了平均刚度的计算,通过平均刚度的对比,此文中心腰椎在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转的平均刚度中只有后伸刚度比较小,究其原因可能是未添加小关节部位导致的,使得在后伸运动中偏转角度增大,其余与文献 [6]、[24] 接近。通过应力云图发现在不同动作中应力较小,在前屈、后伸运动中应力集中于椎体的前端和椎弓根部位,在左右侧弯运动中应力集中于椎体两侧面,在左右旋转运动中应力集中于椎弓根部位,在各个方向的运动中椎弓根部位产生了较多的应力分布,这与文献 [26] 的应力分布相似。

此文建立的腰椎骨肌模型, 通过将韧带、肌肉设置为弹簧刚度的方法, 方便、快速地建立了接近于脊柱生物力学环境的模型, 通过生物力学分析显示所建立的模型能够满足正常的前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转动作, 可为脊柱侧弯矫形力的加载分析提供一定的参考和建议。

**作者贡献:** 第一作者负责设计, 第二作者负责建模分析, 通讯作者负责审核。

**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, 不存在利益冲突。

**机构伦理问题:** 该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和大连交通大学对研究的相关伦理要求。

**知情同意问题:** 参与实验的患病个体及其家属为自愿参加, 均对实验过程完全知情同意, 并签署了“知情同意书”。

**写作指南:** 该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

**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期刊发稿宗旨。

**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 4.0”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] 刘慧, 沈国权, 张喜林, 等. 肌肉加载下腰椎间盘突出的有限元研究 [J]. 医用生物力学, 2019,34(5):493-499.
- [2] 陈贤艺, 陈扬, 陈显辉, 等. 单侧与双侧穿刺 PKP 术后相邻节段生物力学的三维有限元分析 [J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2020,35(1): 56-58.
- [3] 迟鹏飞, 王征, 吴兵, 等. 成人退行性脊柱侧凸患者椎旁肌和腰大肌退变的不对称性及其与脊柱-骨盆冠状位参数的关系 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2020,30(1):1-7.
- [4] 赵鹏飞, 陈玲, 门玉涛. 有限元分析肌肉力对腰椎内固定系统的影响 [J]. 中国组织工程研究, 2018,22(23):3654-3658.
- [5] LIU YK, RAY G, HIRSCH C. The resistance of the lumbar spine to direct shear. *Orthop Clin North Am.* 1975;6(1):33.
- [6] 秦计生, 王昱, 彭雄奇, 等. 全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证 [J]. 医用生物力学, 2013,28(3):321-325.
- [7] 项媛, 都承斐, 赵美雅, 等. 全腰椎有限元模态分析 [J]. 医用生物力学, 2014,29(2):154-160.
- [8] 贾少薇, 张顺心, 范顺成, 等. 脊柱侧凸腰骶椎结构的有限元分析及其变形趋势 [J]. 医用生物力学, 2017,32(3):235-241.
- [9] 刘巍, 吴会东, 刘焱, 等. 矫形器和运动训练对青少年特发性脊柱侧凸的效果比较 [J]. 中国康复理论与实践, 2019,25(8):869-874.

- [10] RASMUSSEN J, TRHOLM S, ZEE MD. Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *Int J Industr Ergon.* 2009;39(1):52-57.
- [11] 刘艺, 陈金传, 程辰, 等. 单侧与双侧经皮椎弓根螺钉固定融合术治疗退行性腰椎不稳症的有限元分析 [J]. 山东医药, 2019,59(24): 52-55.
- [12] 聂文忠. 脊柱胸腰部的生物力学建模与应用研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2009.
- [13] STOKES IAF, GARDNER-MORSE M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J Biomech.* 1999;32(3):311-316.
- [14] SHINOHARA M, SABRA K, GENNISSON JL, et al. Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound SWI during muscle contractions. *Muscle Nerve.* 2010;42(3):438-441.
- [15] 温朝阳, 范春芝, 裘九春, 等. 实时定量超声弹性成像技术检测肱二头肌松弛和紧张状态下弹性模量值差异 [J]. 中华医学超声杂志 (电子版), 2011,8(1):61-63.
- [16] 边蕾, 胡海威, 温建民, 等. 足部相关肌肉、肌腱组织材料弹性模量的测定 [J]. 中国组织工程研究, 2015,19(12):1919-1923.
- [17] WEIJS WA, HILLEN B. Cross-sectional areas and estimated intrinsic strength of the human jaw muscles. *Acta Morphol Neerl Scand.* 1985; 23(3):267.
- [18] 罗林聪, 马立敏, 林泽, 等. 基于 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学分析的有限元仿真 [J]. 医用生物力学, 2019,34(3):237-242,250.
- [19] WU JZ, SINSEL EW, SHROYER JF, et al. Analysis of the musculoskeletal loading of the thumb during pipetting – A pilot study. *J Biomech.* 2014; 47(2):392-399.
- [20] 王欣文, 刘继军, 王文涛, 等. 3D 打印技术在经皮椎体成形术中的临床应用 [J]. 中国现代手术学杂志, 2017,21(5): 321-326.
- [21] BROWN T, HANSEN RJ, YORRA AJ. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs; a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am.* 1957;39(5):1135-1164.
- [22] 赵迪. 成人退变性脊柱侧凸有限元模型的建立及后路三维矫形生物力学研究 [D]. 长沙: 中南大学, 2010.
- [23] 唐勇. 脊柱腰段活动度正常值的测量 [J]. 国外医学 (物理医学与康复学分册), 2002,22(2):67-68.
- [24] 苏晋. 腰椎有限元模型的建立与生物力学分析 [D]. 大连: 大连医科大学, 2010.
- [25] EKICI G, UNAL E, AKBAYRAK T, et al. Effects of active/passive interventions on pain, anxiety, and quality of life in women with fibromyalgia: Randomized controlled pilot trial. *Women Health.* 2017; 57(1):88-107.
- [26] 颜文涛, 赵改平, 方新果, 等. 人体腰椎 L<sub>4-5</sub> 节段有限元建模及分析 [J]. 生物医学工程学杂志, 2014,31(3):612-618.
- [27] 温建民, 孙卫东, 成永忠, 等. 基于 CT 图像外翻足有限元模型的建立与临床意义 [J]. 中国矫形外科杂志, 2012,20(11):1026-1029.
- [28] 张聪, 赵岩, 杜小宇, 等. 青少年特发性脊柱侧凸腰主弯患者腰椎-骨盆的生物力学分析 [J]. 中国组织工程研究, 2020,24(8):1155-1161.

(责任编辑: GD, ZN, ZH)