

文章编号:1004-7220(2017)03-0235-07

脊柱侧凸腰骶椎结构的有限元分析及其变形趋势

贾少薇¹, 张顺心¹, 范顺成¹, 李 晔², 武晓丹¹, 谢俊德¹, 韩 立^{3,4}

(1. 河北工业大学 机械学院, 天津 300130; 2. 中国医学科学院 北京协和医院, 骨科, 北京 100005;

3. 天津医科大学 医学影像学院, 天津 300203; 4. Radiology Department, University of Michigan, Ann Arbor, MI 48109, USA)

摘要: **目的** 研究两种典型侧凸脊柱的腰骶椎(L1~S1)结构在垂直向下载荷作用下变形大小和位移趋势的相关性,为临床治疗与预防脊柱侧凸提供力学依据。**方法** 以典型性 Lenke-4AN 型和 Lenke-5CN 型侧凸脊柱为研究对象,将其 X 线计算机断层成像的腰骶椎图像转换成三维模型,进而建立并验证其有限元模型,通过有限元工具计算各模型的内部应力分布和位移变化;分析侧凸脊柱的腰骶椎结构与变形位移之间的相关性。**结果** 两种腰骶椎模型在相同边界条件和载荷情况下,应力和位移的大小和变化趋势各异。Lenke-4AN 型侧凸脊柱的腰骶椎有左倾和前凸性弯曲变形,前凸角(60°)较大、左倾角(17.37°)较小,产生轻微的左倾(0.97 mm)和较大的前倾(8.18 mm)变形;Lenke-5CN 型侧凸脊柱的腰骶椎同样有左倾和前凸性弯曲变形,前凸角(59°)较大、左倾角(26.97°)较大,产生更严重的左倾(20.65 mm)和前倾(9.22 mm)变形。**结论** 腰骶椎结构特点与其变形趋势密切相关,不同脊柱侧凸腰骶椎结构会引起相应的变形趋势。研究结果对脊柱侧凸的预防和治疗具有重要的意义。

关键词: 脊柱侧凸; 腰骶椎; 有限元分析; 变形趋势; Lenke 分型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.03.005

Finite element analysis on scoliosis lumbosacral vertebral structure and its deformation trend

JIA Shao-wei¹, ZHANG Shun-xin¹, FAN Shun-cheng¹, LI Ye², WU Xiao-dan¹, XIE Jun-de¹, HAN Li^{3,4}(1. School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; 2. The Orthopaedic Department, Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100005, China; 3. School of Medical Imaging, Tianjin Medical University, Tianjin 300203, China; 4. Radiology Department, University of Michigan, Ann Arbor, MI 48109, USA)

Abstract: Objective To study the correlation between the deformation and displacement trend of the lumbosacral vertebra (L1-S1) for two typical scoliosis spines under vertical loads, so as to provide the mechanical basis of treatment and prevention of scoliosis in clinic. **Methods** The X-ray computed tomography (CT) images of two typical scoliosis spines (Lenke-4AN type and Lenke-5CN type) were converted into 3D models, and their finite element models were then established and verified. The internal stress distribution and displacement variation of the models were calculated by the finite element software; the correlation between the lumbosacral vertebral structure and displacement of the spine was analyzed. **Results** Under the same boundary conditions and load cases, the stress and displacement for two kinds of lumbosacral vertebral models showed different trends. Due to its left-leaning and forward convex bending deformation as well as the relatively large lordosis angle (60°) and smaller left-leaning angle (17.37°), the Lenke-4AN type lumbosacral spine produced slightly small forward convex displacement (8.18 mm) and relatively large left-leaning displacement (0.97 mm). The Lenke-5CN type lumbosa-

收稿日期:2016-07-26; 修回日期:2016-09-20

基金项目:天津市应用基础与前沿技术研究计划资助项目(13JCYBJC41200)。

通信作者:韩立,副教授, E-mail: lhan@tmu.edu.cn; 张顺心,教授, E-mail: zhangshx59@163.com。

cral spine showed left-leaning and forward convex bending deformation as well, with relatively large lordosis angle (59°) and left-leaning angle (26.97°), so it produced more severe left-leaning displacement (20.65 mm) and forward convex displacement (9.22 mm). **Conclusions** The deformation trend of lumbosacral vertebra is closely related to its structural characteristics, and different scoliosis lumbosacral vertebral structures will cause the corresponding deformation trend. The research findings are important for the prevention and treatment of scoliosis.

Key words: Scoliosis; Lumbosacral vertebra; Finite element analysis; Deformation trend; Lenke classification

腰椎的主要功能之一是承受轴向载荷,支撑人体自身重量;中立位时,腰椎椎体承载人体全部重量的85%,故研究正常脊柱和侧凸脊柱的腰骶椎结构力学特性是脊柱侧凸疾病精准治疗和康复的基础。随着有限元分析(finite element analysis, FEA)方法逐步应用到脊柱生物力学研究领域, Belyschko 最早建立了正常脊柱的三维有限元模型^[1],而有关病态脊柱的有限元应力和应变研究随后也逐渐开展^[2-9]。目前,应用有限元分析结果进一步研究典型侧凸脊柱腰骶椎结构特征及其位移变化关系的报道较少。临床上,根据侧凸脊柱变形情况有不同的分类分型方法,如 King、PUMC 和 Lenke 分型等,其中 Lenke 分型更为全面并被国际脊柱外科学者广泛认可。Lenke 分型以脊柱冠状位、矢状位、轴位三维因素为基础,是将侧弯类型、腰弯修正型和胸弯修正型三者结合起来的分类方法^[10-11];根据腰弯顶椎与骶骨中心线的关系将腰椎侧弯分成 A、B、C 3 种类型。其中,Lenke-4AN 型和 Lenke-5CN 型腰骶椎侧弯最具有临床的典型性。

本文以 X 线计算机断层成像(computed tomography, CT)腰骶椎三维图像为数据来源,通过对一个典型性 Lenke-4AN 脊柱侧凸和一个典型性 Lenke-5CN 脊柱侧凸进行三维立体建模和有限元分析,获得两

个研究对象的应力分布和位移大小。在此基础上,进一步研究在相同受力情况下不同结构腰骶椎的应力和位移变化趋势,探讨侧凸脊柱的腰骶椎变形角度和位移变化之间的相关性,以及不同类型侧凸脊柱的腰骶椎结构及其变形趋势之间的相关性。研究结果为脊柱侧凸患者的精准治疗和个性化康复器械的研发提供量化的科学依据。

1 材料与方法

1.1 腰骶椎结构有限元模型的建立

如图 1(a)、(b)所示,通过对现有脊椎侧凸 X 线 CT 图像的检索分析,选取 1 例典型性 Lenke-4AN 侧凸脊柱(女,12 岁,腰椎左弯,骶椎中垂线在稳定椎以下的腰椎椎体两侧椎弓根之间穿过;T5~12 后凸角度 35° ;顶椎 L1,旋转 1 级)和 1 例典型性 Lenke-5CN 型侧凸脊柱(女,12 岁,腰椎左弯,骶椎中垂线位于腰椎椎体或椎间盘外缘以外;T5~12 后凸角度 12° ;顶椎 L1,旋转 2 级)。本文中的研究和测量遵循标准人体解剖坐标。

将 X 线 CT 数据导入三维重建软件 Mimics 16.0 中,并通过逆向工程软件 Geomagic Studio 12.0 获得符合解剖结构的三维腰骶椎模型。模型中椎体划分为皮质骨、松质骨和椎体后部三部分,椎间盘划分为

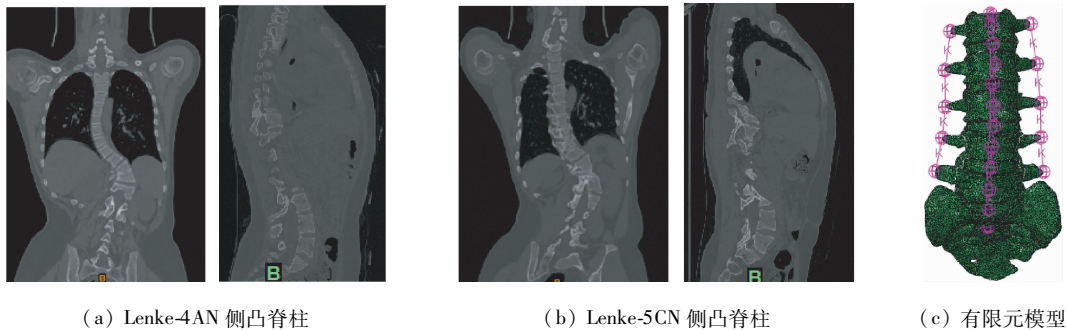


图 1 两种侧凸脊柱腰骶椎 CT 图像和正常腰骶椎有限元模型

Fig. 1 CT images of two kinds of scoliosis spine and finite element model of normal lumbosacral vertebra (a) Lenke-4AN type scoliosis spine, (b) Lenke-5CN type scoliosis spine, (c) Finite element model

上终板、下终板、髓核和纤维环四部分。将分割后的椎体和椎间盘各部分分别生成单元类型为 C3D4 的四面体网格,再将体网格化后的各个部分椎骨组织和椎间盘组织赋予相应的材料属性(见表 1)。

表 1 腰骶椎有限元模型的材料属性^[12-15]

Tab. 1 Material properties for finite element model of lumbosacral vertebra

结构	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	12 000	0.30
松质骨	100	0.20
椎体后部	3 500	0.25
终板	500	0.25
纤维环	6	0.40
髓核	1	0.49

将各个椎体和椎间盘模型导入到有限元软件 ABAQUS 中进行腰骶椎模型的装配,并根据解剖结构,添加腰椎上主要的 6 条韧带,从而建立其完整的有限元模型[见图 1(c)]。脊柱功能单位的韧带结构采用线性张力弹簧模拟,并定义弹簧刚度公式为:

$$k = E \cdot S/L \quad (1)$$

式中: k 为弹簧刚度; E 为弹性模量; S 为横截面积; L 为平均长度。各韧带结构参数如表 2 所示。

表 2 腰骶椎有限元模型主要韧带结构属性^[16-18]

Tab. 2 Structure properties of the main ligaments in finite element model of lumbosacral vertebra

韧带	弹性模量/ MPa	截面积/ mm ²	平均长度/ mm	刚度
前纵韧带	7.8	22.4	20	8.74
后纵韧带	10.0	7.0	12	5.83
黄韧带	17.0	14.1	15	15.38
横突间韧带	10.0	0.6	32	0.19
棘间韧带	10.0	14.1	13	10.85
棘上韧带	8.0	10.5	22	2.39

本文所建立的腰骶椎三维有限元模型的临近部分采用两种接触关系:一种为绑定,即在受力情况下绑定的两部分不存在相对滑动位移,定义椎体和椎间盘被分割后的各个部分之间为绑定约束;另一种为面-面接触,两面之间可以发生相对位移,定义上

下椎体小关节之间采用面-面接触。同时,根据脊柱结构的解剖特点,在有限元模型的骶骨两侧设置约束,并将靠近髂骨处的骶骨平面完全固定。

本文的研究对象为 12 岁儿童,根据儿童标准体重法计算得到研究对象体重为 32 kg,腰骶椎约承受人体质量的 2/3,即约为 200 N。由于 CT 扫描数据为仰卧无垂直体重,该 200 N 载荷为仿真中立状态体重。对 L1 椎体上表面分别施加不同的垂直向下均布力 200 N,通过有限元分析出对应载荷下腰骶椎模型各部分 Von Mises 等效应力和等效位移,然后进一步计算模型变形位移和腰椎冠状面倾角之间的关系。以上所定义的冠状面倾角为冠状面 L3~5 节段腰椎和铅垂线之间的夹角,根据腰椎侧弯方向又分为冠状面左倾角和冠状面右倾角。

2 模型验证

由于脊柱侧凸的角度各不相同,没有公认的验证标准,故模型验证是对建模过程的正确与否进行验证。因此,正常脊柱腰骶椎验证有效,则脊柱侧凸腰骶椎建模同样有效。在本研究中,对正常脊柱腰骶椎采用平均刚度值比价的方法进行模型验证。平均刚度计算公式为:

$$k = M/\theta \quad (2)$$

式中: k 为平均刚度; M 为施加力矩; θ 为角位移。在 L1~S1 节段施加 10 N·m 力矩,通过计算可得,本模型在前屈、后伸、侧屈、扭转作用下的平均刚度分别为 1.11、2.25、2.18、3.70 N·m/(°)。

表 3 所示为本模型与文献报道中模型的平均刚度比较结果。

在前屈、侧屈和扭转力矩作用时,本模型的平均

表 3 本模型与文献中模型平均刚度比较

Tab. 3 Comparison of average stiffness between the models in the study and in the literature

实验	平均刚度/[N·m·(°) ⁻¹]				
	加载/(N·m)	前屈	后伸	侧屈	扭转
文献[20](L1~S1)	10	1.75	3.22	2.44	5.26
文献[21](L2~S1)	6	1.10	2.35	1.33	2.61
文献[19](多节段)	10	2.35	3.58	2.86	8.98
本文(L1~S1)	10	1.11	2.25	2.18	3.70

刚度小于文献[19-20]中的模型,而大于文献[21]中的模型。在后伸力矩作用时,本模型的平均刚度小于文献[21]中的模型。从每一种加载方式看,实验的刚度值基本处于中间位置。因此,本实验所建立的腰骶椎三维有限元模型是有效的。

3 结果

图2所示的应力和位移云图展示了所典型性Lenke-4AN型侧凸腰骶椎受载后的应力分布和变形趋势。

3.1 Lenke-4AN型侧凸脊柱的腰骶椎FEA结果

腰骶段L4~S1承受的应力较大,且椎体左侧应力大于右侧;腰骶椎上部椎体较腰骶段应力小,且左侧大于右侧。通过比较不受力时的黑色阴影形态和受载后的彩色变形结构发现,此侧凸脊柱的腰骶

椎产生了较大的矢状面前倾变形和冠状面左倾变形。Lenke-4AN型侧凸脊柱的腰骶椎等效位移自上而下逐渐减小。当改变所施加的载荷时,Lenke-4AN型侧凸脊柱腰骶椎的应力分布和位移趋势基本不发生变化,应力和位移随载荷的增加而增大。

3.2 Lenke-5CN型侧凸脊柱腰骶椎的FEA结果

腰骶椎左侧和椎体后侧受力较大,且较大应力集中在骶骨左侧。通过比较不受力黑色阴影形态和受载后彩色变形结构发现,此侧凸腰骶椎产生了较大的矢状面前倾和冠状面左倾变形。从该模型的位移云图进一步可知,在垂直载荷下,其等效位移自上而下逐渐减小。当改变所施加的载荷时,Lenke-5CN型侧凸脊柱的腰骶椎的应力分布和位移趋势基本不发生变化,应力和位移随载荷的增加而增大。

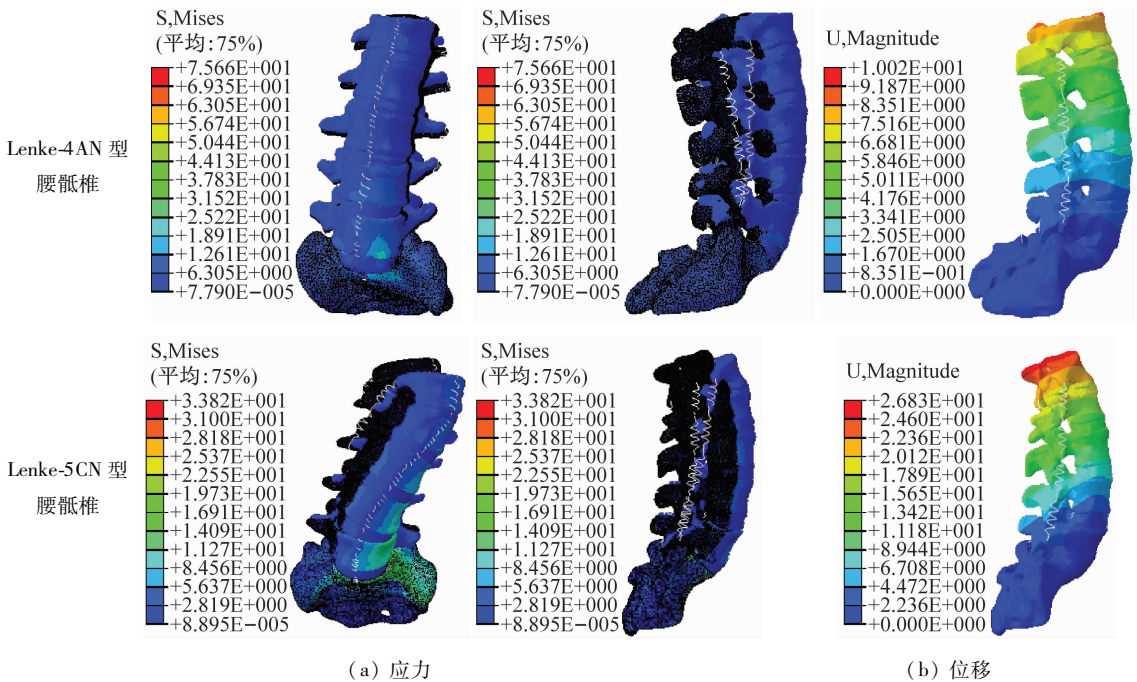


图2 两种侧凸脊柱的腰骶椎应力和位移云图

Fig.2 Stress and displacement nephograms for two kinds of scoliosis spine (a) Stress, (b) Displacement

3.3 腰骶椎模型结构的变形趋势分析

主要从腰骶椎模型的变形位移和两种侧凸脊柱的冠状面左倾角之间的关系探讨腰骶椎结构与其变形趋势之间的关系。通过对两种腰骶椎模型的变形

和位移进行比较可知,在相同的垂直外力作用下,Lenke-5CN型侧凸脊柱的腰骶椎在冠状面倾斜和变形最为严重,故可以定性认为Lenke-5CN型侧凸腰骶椎结构更易变形。

将三维腰骶椎模型中每个椎体上下表面的中心点连接形成一条中心线路径,以骶椎椎体中心点为初始节点,中心线路径自下而上共计 11 个中心节点(见表 4),节点位置为选取的各个椎体表面的中点位置,距离为该节点到初始节点之间的长度。

表 4 两种腰骶椎模型的中心路径节点位置

Tab.4 Location of the center path nodes for two lumbosacral vertebral models

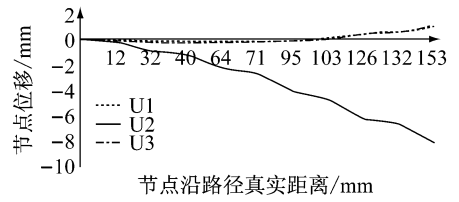
节点位置	距离/mm	
	Lenke-4AN 型	Lenke-5CN 型
S1 上表面	0	0
L5 下表面	12	18
L5 上表面	32	45
L4 下表面	40	63
L4 上表面	64	82
L3 下表面	71	96
L3 上表面	95	115
L2 下表面	103	127
L2 上表面	126	149
L1 下表面	132	161
L1 上表面	153	169

当施加负载后,测量各个节点在冠状轴(U1)、矢状轴(U2)、垂直轴(U3)的位移,可获得节点位置与节点位移的关系曲线(见图 3)。其中,横坐标为各节点到初始节点的距离,纵坐标为各节点位移。

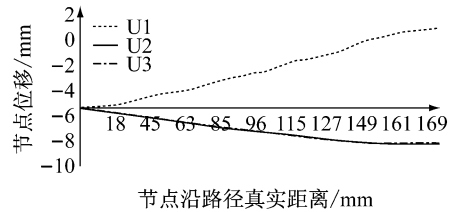
Lenke-4AN 型侧凸脊柱的腰骶椎在 200 N 载荷下各节点位移曲线如图 3(a)所示。在 3 个方向上,自下而上的各节点位移随着与初始节点距离的增加而逐渐增大。L1 椎体的上表面中心点在冠状轴(U1)方向产生了 0.97 mm 最大左倾位移,在矢状轴(U2)方向产生 8.15 mm 最大前倾位移,在垂直轴(U3)方向产生 1.15 mm 最大压缩位移。

Lenke-5CN 型侧凸脊柱的中心点位移曲线如图 3(b)所示。在 3 个方向上位移变形都十分严重,自下而上各节点位移随着与初始节点距离的增加而逐渐增大。L1 椎体上表面中心点产生最大的位移,在冠状轴(U1)方向产生 20.65 mm 最大左倾位移,在矢状轴(U2)方向产生 9.22 mm 最大前倾位移,在垂直轴(U3)方向产生 9.49 mm 最大压缩位移。

通过以上针对各椎体中心点在 3 个正交方向上



(a) Lenke-5CN 型侧凸脊柱



(b) Lenke-4AN 型侧凸脊柱

图 3 两种侧凸脊柱的腰骶椎中心线路径上节点位置与节点位移关系图

Fig. 3 Node position-displacement in center line of lumbosacral vertebra for two kinds of scoliosis spine (a) Lenke-4AN type scoliosis spine, (b) Lenke-5CN type scoliosis spine

位移变化的量化研究可知,在垂直向下的载荷下,Lenke-5CN型和 Lenke-4AN 型侧凸脊柱的腰骶椎产生向下的压缩变形,还分别产生了不同程度的前倾和左倾变形。两种侧凸的腰骶椎在矢状面的前倾程度相近,但是在冠状面 Lenke-5CN 型侧凸的倾斜变形比 Lenke-4AN 型侧凸的倾斜变形严重得多,倾斜严重程度之比约为 2.5 倍,即 Lenke-5CN 型侧凸脊柱的腰骶椎变形位移大小不及 Lenke-4AN 型侧凸脊柱的 1/2。

本研究所阐述的腰骶椎侧弯倾角与腰骶椎受力位移之间的关系是腰骶椎变形趋势的决定因素之一。在冠状面测量椎体 L3~5 中心线,定义椎体左边缘线和右边缘线与垂线之间的倾角平均值为冠状面倾角。结果表明,Lenke-5CN 型侧凸脊柱的腰骶椎冠状面倾角为左倾 26.97°,前凸角为 59°; Lenke-4AN 型侧凸脊柱的腰骶椎冠状面倾角为左倾 17.37°,前凸角为 60°。比较两种模型的节点位移变化曲线可知,Lenke-5CN 型侧凸脊柱的腰骶椎总体变形量大于 Lenke-4AN 型,且 Lenke-5CN 型左倾位移大于 Lenke-4AN 型,Lenke-4AN 型的前倾位移大于 Lenke-5CN 型。因此,不同角度的倾角和前凸角会对垂直载荷下腰骶椎的变形位移量产生一定的影响,腰骶椎的结构特点与其变形趋势有密切的关系。

4 结论

本研究采用真实病例腰骶椎 X 线 CT 的三维影像图作为有限元分析模型的基础,重构出高精度数字化的腰骶椎各个椎体和椎间盘三维形态模型和材料模型,使得有限元分析结果的准确度得到保证。通过对 Lenke-4AN 型和 Lenke-5CN 型两种不同类型侧凸脊柱腰骶椎进行有限元应力、变形和位移的计算,分析它们的结构与其变形趋势的相关性。当施加垂直向下的外力时,两种侧凸脊柱的腰骶椎发生明显的结构变形,沿着原有侧凸趋势进一步产生不同程度的冠状面倾斜和矢状面前凸变形,故腰骶椎结构的不同将导致结构本身不同变形趋势。

由脊柱腰骶椎结构特点与变形趋势之间相关性结果可知,正常脊椎的腰骶椎结构无左右侧弯且前凸角正常,当受到垂直载荷时,应力分布均匀,无冠状面的左右侧弯变形。Lenke-4AN 型侧凸脊柱的腰骶椎有较大的前凸和一定的冠状面倾斜,在垂直载荷作用下,整个腰骶椎产生明显的前倾变形和冠状面倾斜变形;Lenke-5CN 型侧凸脊柱的腰骶椎有较大的前凸和更加严重的冠状面倾斜,故在受到垂直载荷时产生明显的前倾变形和更严重的冠状面倾斜变形。同时,所获得的冠状面倾角与受力位移的正相关关系以及冠状面倾角和变形位移量化关系说明,倾角越大,结构的变形量越大。因此,腰骶椎结构特点与其在垂直载荷作用下的变形趋势有着密切的联系。

本文只针对脊柱腰骶椎结构本身进行受力变形的分析。对于脊柱侧凸患者的其他组织结构,如腰腹肌和下肢关节的代偿能力损失,对脊柱姿势和稳定性的影响可以在将来的研究中进一步探讨。因此,本文的方法、过程和量化结果以及未来对特定脊柱侧凸开展进一步有限元分析的力学研究,为临床医学提供脊柱侧凸治疗与预防的力学依据,且对侧凸脊柱精准治疗的发展和个性化康复器械的研发具有重要的意义。

参考文献:

- [1] SUKUMAR N CDL, CHOPP DL, MOËS N, *et al.* Modeling holes and inclusions by level sets in the extended finite-element method [J]. *Comput Methods Appl Mech Eng*, 2001, 190(s46-47): 6183-6200.
- [2] DOORIS AP, GOEL VK, GROSLAND NM, *et al.* Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc [J]. *Spine*, 2001, 26(6): 122-129.
- [3] LIANG W, ZHANG B, CHEN S, *et al.* A validated finite element analysis of facet joint stress in degenerative lumbar scoliosis [J]. *World Neurosurg*, 2016, 95: 126-133.
- [4] KIM YE, LEE C, CHAE SW. Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation in a thoracic scoliosis spine finite element model [J]. *Open Spine J*, 2010, 2(1): 1-7.
- [5] SCHMIDT H, KETTLER A, ROHLMANN A, *et al.* The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration: A finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(9): 988-998.
- [6] XIAO Z, ZHU D, GONG H, *et al.* A non-linear finite element model of human L4-L5 lumbar spinal segment with three-dimensional solid element ligaments [J]. *Theor App Mech Lett*, 2011, 1(6): 75-80.
- [7] 黄盛佳, 霍洪军. 脊柱侧凸治疗进展中的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18(4): 651-656.
- [8] CHENG FH, SHIH SL, CHOU WK, *et al.* Finite element analysis of the scoliotic spine under different loading conditions [J]. *Biomed Mater Eng*, 2010, 20(5): 251-259.
- [9] YAN JZ, WU ZH, WANG XS, *et al.* Finite element analysis on stress change of lumbar spine [J]. *Natl Med J China*, 2009, 89(17): 1162-1165.
- [10] LENKE LG, BETZ RR, HARMS J, *et al.* Adolescent idiopathic scoliosis: A new classification to determine extent of spinal arthrodesis [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2001, 83-A(8): 1169-1181.
- [11] 李明, 麻文谦, 倪春鸿. 关于脊柱侧凸 Lenke 分型[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2006, 16(3): 238-240.
- [12] GOEL VK, KONG W, HAN JS, *et al.* A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles [J]. *Spine*, 1993, 18(11): 1531-1541.
- [13] 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.
- [14] QIN JS, WANG Y, PENG XQ, *et al.* Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(3): 321-325.
- [14] 项嫔, 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.
- XIANG P, DU CF, ZHAO MY, *et al.* Modal analysis of human lumbar spine using finite element method [J]. *J Med*

Biomech, 2014, 29(2): 154-160.

[15] 闫家智, 吴志宏, 徐日新, 等. 腰椎后路单节段椎弓根螺钉内固定的三维有限元分析[J]. 中华医学杂志, 2009, 89(1): 7-11.

[16] POLIKEIT A, NOLTE LP, FERGUSON SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: Finite-element analysis [J]. Spine, 2003, 28(10): 355-365.

[17] SYLVESTRE PL, VILLEMURE I, AUBIN CÉ. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model [J]. Med Biol Eng Comput, 2007, 45(10): 977-988.

[18] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型

[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 200-205.

SU J, ZHAO WZ, CHEN BZ, et al. Establishing finite element contact model of human L1-L5 lumbar segments [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 200-205.

[19] 董凡, 侯筱魁. 小关节在腰椎结构刚度中的作用[J]. 中华外科杂志, 1993(7): 417-420.

[20] YAMAMOTO I, PANJABI M, CRISCO T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. Spine, 1989, 14(11): 1256-1260.

[21] HETH J, HITCHON P, GOEL V, et al. A biomechanical comparison between anterior and transverse interbody fusion cages [J]. Spine, 2001, 26(12): e261-e267.

· 致读者 ·

关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的、不加评价和解释、简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过400字为宜。应以第三人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括四个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。

本刊编辑部