

青少年特发性脊柱侧凸与骨质疏松的生物力学分析

张震, 程云章

上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

收稿日期: 2024年10月15日; 录用日期: 2024年11月8日; 发布日期: 2024年11月14日

摘要

研究目标: 本研究旨在揭示骨质疏松(Osteoporosis, OP)性青少年特发性脊柱侧凸(Adolescent Idiopathic Scoliosis, AIS)患者的腰骶部在重力载荷作用下的生物力学特性。研究方法: 以正常青少年及AIS患者脊柱CT图像为基础, 构建L3-S1节段的椎体三维模型。通过调整模型的杨氏模量, 模拟正常骨质与骨质疏松。运用有限元分析技术, 对比这四种模型: 正常模型、OP模型、AIS模型以及OP性AIS模型, 从而评估各模型内部应力分布及位移情况。结果: 在重力作用下: 1) 患OP的腰骶部椎体位移会减小, 但应力会增大; 2) AIS患者腰骶部位移及应力均大于正常青少年; 3) AIS患者腰骶部应力集中在脊柱侧凸的凹侧。结论: 与正常青少年相比, 患有OP的AIS患者的腰骶部椎体更加不稳定。OP会显著提高AIS腰骶部的应力水平, 加剧椎体的不均匀应力分布, 使得在高负荷条件下, OP的椎体更易发生骨折风险。

关键词

生物力学, 有限元, 青少年特发性脊柱侧凸, 骨质疏松

Biomechanical Analysis of Adolescent Idiopathic Scoliosis and Osteoporosis

Zhen Zhang, Yunzhang Cheng

School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology (USST), Shanghai

Received: Oct. 15th, 2024; accepted: Nov. 8th, 2024; published: Nov. 14th, 2024

Abstract

Research objective: This study aims to reveal the biomechanical properties of the lumbar and sacral regions of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) patients with osteoporosis (OP) under gravity loading. **Research method:** Based on CT images of the spine in normal adolescents and AIS patients, a three-

dimensional model of the L3-S1 segment vertebral body was constructed. By adjusting the Young's modulus of the models to simulate normal bone quality and osteoporosis, we employed finite element analysis technology to compare four models: the normal model, the OP model, the AIS model, and the OP based AIS model, thereby assessing the internal stress distribution and displacement of each model. Result: Under the action of gravity, 1) the displacement of the lumbar sacral vertebrae with OP will decrease, but the stress will increase; 2) AIS patients have greater lumbar sacral displacement and stress than normal adolescents; 3) AIS patients experience stress concentration in the lumbar and sacral regions on the concave side of scoliosis. Conclusion: Compared with normal adolescents, AIS patients with OP have more unstable lumbar and sacral vertebrae. OP significantly increases the stress level in the lumbar and sacral regions of AIS, exacerbating the uneven stress distribution in the vertebral bodies, making the vertebral bodies of OP more susceptible to fracture risk under high load conditions.

Keywords

Biomechanics, Finite Element Method, Adolescent Idiopathic Scoliosis, Osteoporosis

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

OP 是一种骨密度降低和骨质微结构退化导致的骨骼脆弱性疾病,其特点是增加了骨折的风险,常见于老年人[1]。然而,随着现代生活方式的改变,尤其是缺乏运动,年轻人中也出现了骨量减少的问题。对于正处于成长发育阶段的青少年来说,骨量异常流失的危害是显而易见的[2]。

脊柱侧凸属于三维的脊柱复杂畸形,其中,轴状面的椎体旋转和冠状面、矢状面的畸形有着紧密的联系,这些异常状况通常会产生交互作用,并非独立存在。不同国家的脊柱侧凸发病率在 2%至 13.6%之间[3]。虽然脊柱侧凸被认为是一种三维畸形,但量化曲线的金标准是在二维 X 光片上测量的脊柱科布氏(Cobb)角度, Cobb 角大于 10° ,则可以诊断为脊柱侧凸。脊柱侧凸的种类有特发性、先天性和神经肌肉性,其中,特发性脊柱侧凸的比例大概为 59% [4]。特发性脊柱侧凸中又以青少年型最为常见,占发病总数的 85%以上,病因不明[5]。青少年特发性脊柱侧凸如果不及时治疗,可能导致背痛、心肺功能障碍、运动障碍和社会心理障碍从而导致残疾[6]。当 Cobb 角处于 $10^\circ\sim 40^\circ$ 之间时,使用支具治疗和形体锻炼;当 Cobb 角大于 45° 时,通常需要手术矫正促进椎体融合,并拉直和稳定弯曲。

随着计算机技术的进步和有限元分析软件的不断完善,脊柱的有限元模型已经变得更加精细,其对非线性生物力学特性的模拟能力显著增强,使得计算结果更加接近实际情况。有限元研究能够深入探究脊柱骨骼和软组织的内部生物力学特性,这些信息往往难以通过传统实验方法获得[7]。本文将利用有限元方法,选取最易发生 OP 的腰骶部(L3-S1)为研究对象,建立四种有限元模型,模拟重力载荷作用下的椎体,通过椎体应力和椎间盘压力的分布特征分析 OP 对 AIS 患者的生物力学特性的影响,为腰骶部生物力学研究以及临床疾病的预防治疗提供理论依据。

2. 材料与方法

2.1. 数据及软件

选取一名发育正常且无脊柱侧凸的青少年脊柱 CT 扫描图像和一名 AIS 患者脊柱 CT 扫描图像,图

像层厚为 0.625 mm, 将其存储为 DICOM 格式文件。

软件: Mimics 21.0, 医学三维重建软件; Geomagic Warp 2017, 逆向工程软件; Solidworks 2020, 三维建模软件; ANSYS 2021: 有限元分析软件。

2.2. 有限元模型建立

将 CT 扫描获得的 Dicom 格式文件导入 Mimics 21.0 软件中, 采用阈值分割、区域增长、填充等功能将骨组织提取出来, 并对几何模型进行包裹和光顺等处理, 以 STL 格式文件导出。经 Geomagic Warp 2017 软件对三维模型进行光滑、打磨、去噪等图像处理, 以 STP 文件导出。再接 Solidworks 2020, 建立椎间盘, 关节软骨等组织和装配椎体, 以 X-T 文件导出。最后经 ANSYS 2021 软件进一步添加韧带、设置单元类型、定义材料属性和进行有限元分析处理。

根据人体解剖学知识, 通过手动在椎体前缘和后缘分别添加前纵韧带和后纵韧带, 在椎板间添加黄韧带, 在横突间添加横突间韧带, 在棘突间添加棘间韧带和棘上韧带。韧带均采用弹簧单元(仅拉伸)模拟以达到仅保持张力而无压力的特征。

Table 1. Material parameters of various parts of the vertebral body

表 1. 椎体各部分材料参数

属性(单位)	弹性模量(Mpa)	泊松比
皮质骨	12,000	0.3
松质骨	100	0.2
软骨	10	0.4
髓核	1	0.499
纤维环	4.2	0.45
骨质疏松皮质骨	8040	0.3
骨质疏松松质骨	34	0.2
骨质疏松纤维环	5	0.45
骨质疏松髓核	9	0.4

Table 2. Parameters of various ligament materials

表 2. 各韧带材料参数

韧带	弹簧行为	纵向刚度(N/mm)
皮质骨	仅拉伸	8.74
松质骨	仅拉伸	5.83
软骨	仅拉伸	15.38
髓核	仅拉伸	0.19
纤维环	仅拉伸	15.75
骨质疏松皮质骨	仅拉伸	2.39

将关节软骨与椎骨上关节突关节接触面被定义为不分离状态即在垂直方向上保持着紧密接触, 其余

接触设为绑定状态。根据相关文献确定骨、椎间盘、软骨[8]、韧带属性[9], 如表 1、表 2 所示。将各个结构材料的弹性模量、泊松比等材料系数输入模型中, 最终在 ANSYS2021 软件内建立完整的三维有限元模型。模型 1 为正常脊柱模型, 模型 2 为 AIS 患者脊柱模型。

2.3. 验证三维模型有效性

模型 1: 分节段验证, 选取 L4-L5 节段, 完全约束 L5 椎体下表面, 在 L4 椎体上表面施加 10 Nm 的纯力矩来模拟前后屈伸、左右侧屈和轴向旋转运动, 将其在各种工况加载下的活动度与方新果[10], Schultz [11], Tencer [12]的实验结果进行比较, 来验证该模型的有效性。

模型 2: 由于模型 1 的验证方法, 适用于脊柱正常节段, 模型 2 的 L3-S1 节段属于侧凸段, 不适用, 因而使用左右侧屈位 X 光验证。建立模型 2 的 T1-S1 节段, 对 T1 椎体侧面加载适当大小的水平力, 使 T1 椎体向一侧偏离, 当加载的力能使 T1 质心偏离接近 X 光上 T1 偏离骶骨中线的距离时, 则选用该作用力作为模拟时的作用力。在左右侧屈 X 线片和有限元模型上分别观察 L3-S1 椎体中心相对骶骨正中垂线的距离, 进行相关验证[13]。

2.4. 边界条件与载荷

S1 在本研究中起下端固定作用, 约束其六个方向的自由度。在 L3 椎体上施加重力载荷。本文研究对象为 2 名 10 岁青少年, 体重都在 33 kg 左右, 因腰骶部承受人体质量的 2/3, 即约为 220 N。对 L3 椎体上表面分别施加 220 N 的重力载荷[14]。脊柱有限元分析基本流程如图 1 所示。

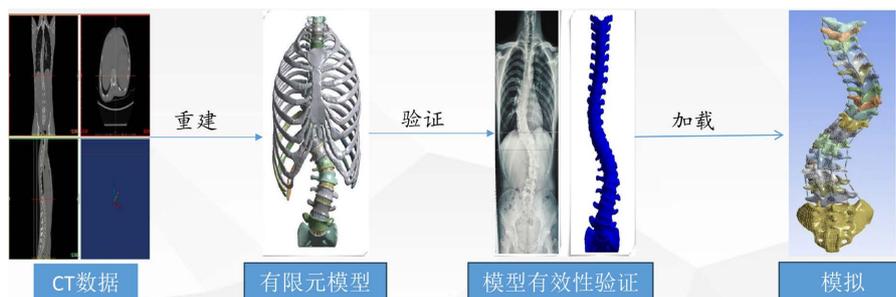


Figure 1. Basic flowchart of finite element analysis of spine
图 1. 脊柱有限元分析基本流程图

3. 结果

3.1. 模型有效性验证

3.1.1. 模型 1 验证

通过仿真计算此模型在 10 Nm 力矩作用下前后屈伸、左右侧屈、左右旋转位移云图如图 2 所示, 与相关文献的活动度对比如图 3 所示。

结果表明, 本文所建有限元模型在模拟不同运动工况下, 与相关文献具有较好的一致性, 故本模型具有一定的可靠性和有效性, 可以用于接下来的后续的有限元计算分析。

3.1.2. 模型 2 验证

在模型 2 的 T1 施加向左的力, 使 T1 偏离骶骨中线的距离和 X 光中 T1 偏离骶骨中线的距离相等, 此时力为 25 N, 左倾 X 光和仿真椎体左倾如图 4 所示。降低仿真椎体的透明度, 可以将该椎体与真实的 X 光各椎体很好的重合, 因而该模型的 L3-S1 节段椎体具有真实性, 可用于后续仿真计算。

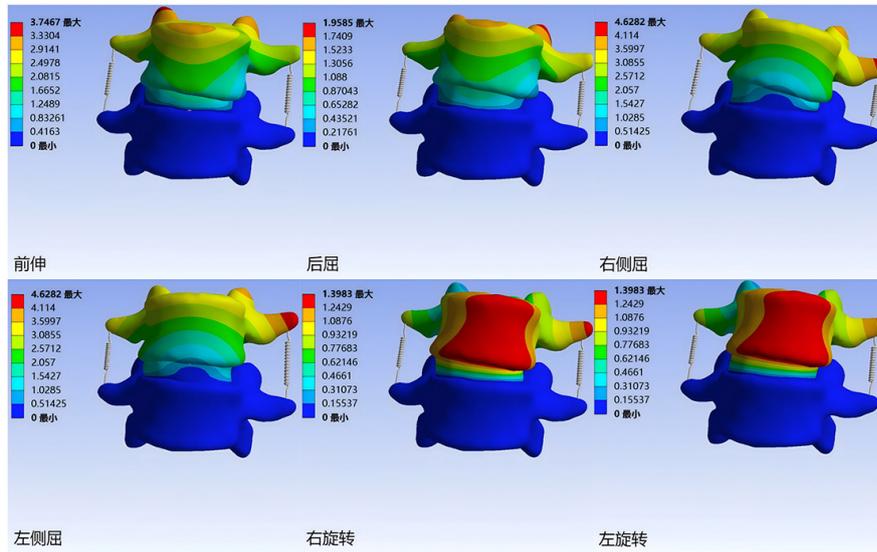


Figure 2. Displacement cloud map of L4-L5 of Model 1 under a torque of 10 Nm
图 2. 模型 1 的 L4-L5 在 10 Nm 力矩作用下的位移云图

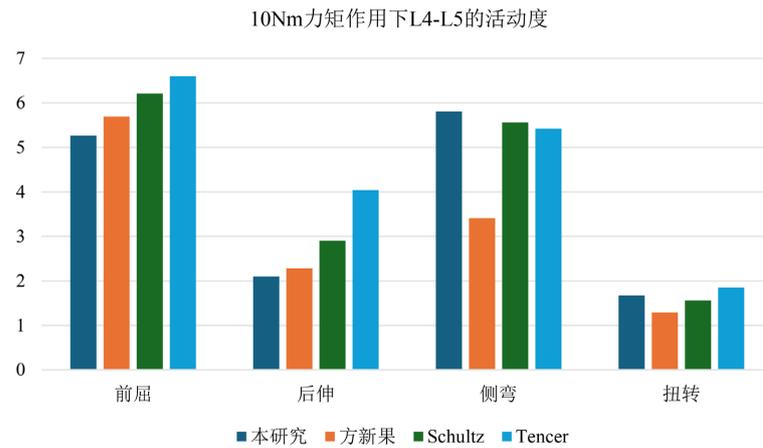


Figure 3. Comparison of L4-L5 activity levels of Model 1 with relevant literature
图 3. 模型 1 的 L4-L5 活动度与相关文献对比

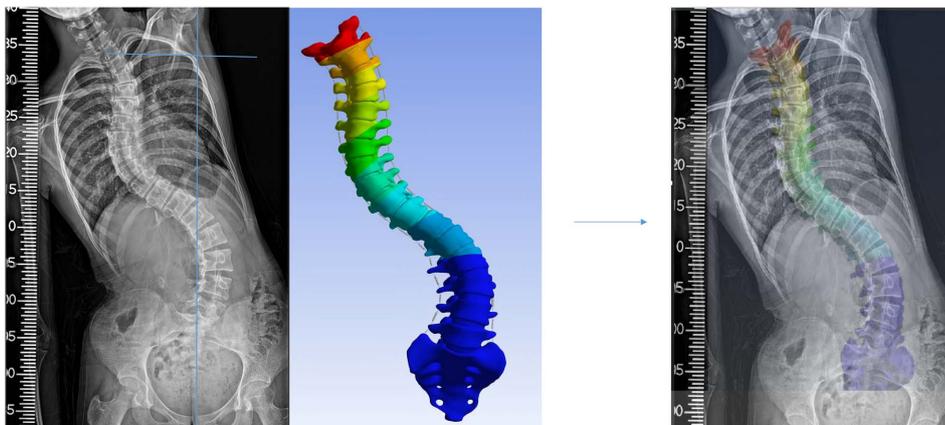


Figure 4. Model 2 left tilt and X-ray verification
图 4. 模型 2 左倾与 X 光验证

3.2. 椎体形变及分布情况

在相同载荷条件下对四种模型的形变值与分布进行分析, 形变值与分布云图如图 5 所示。正常模型最大位移为 4.16 mm, OP 模型最大位移为 3.92 mm, AIS 模型最大位移为 5.52 mm, OP 性 AIS 模型最大位移为 4.84 mm。同种模型下, OP 会使得椎体的最大位移量减小。AIS 模型的最大位移大于正常模型。

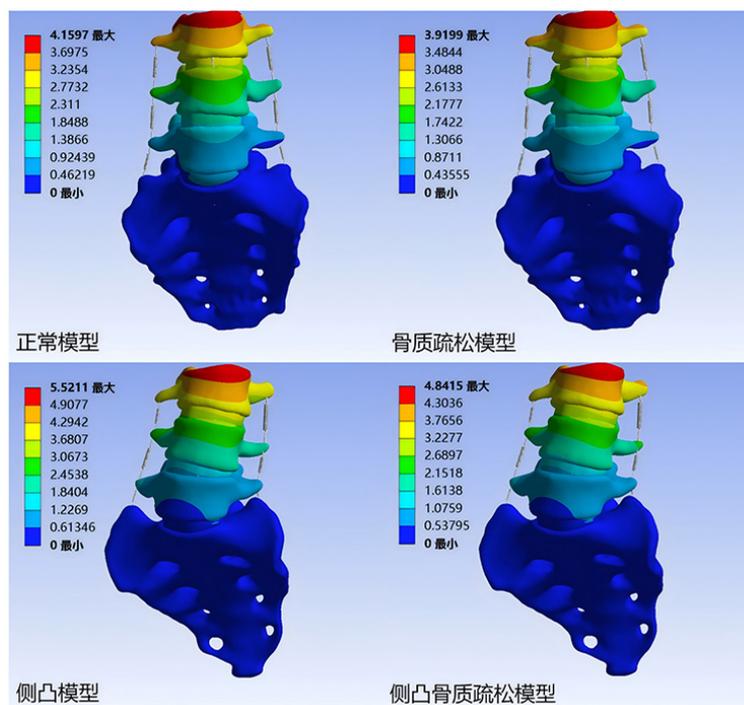
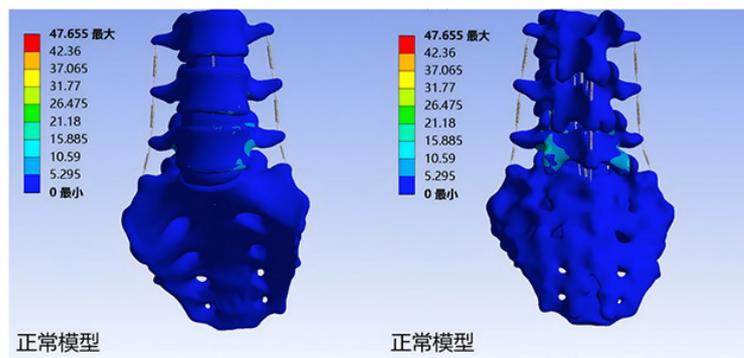


Figure 5. L3-S1 vertebral body shape transformation diagram
图 5. L3-S1 椎体形变图

3.3. 椎体应力分布

在相同载荷条件下对四种模型的应力分布进行分析, 应力分布图如图 6 所示。正常模型的最大应力为 47.66 Mpa, OP 模型的最大应力为 48.61 Mpa, AIS 模型的最大应力为 51.54 Mpa, OP 性 AIS 模型的最大应力为 54.41 Mpa。正常椎体的应力最大处分布在 L5-S1 关节处, 分布较均匀。AIS 模型的最大应力主要分布在 L4-L5 凹侧关节处。同种模型下, OP 会使模型应力增大, AIS 模型情况下更明显。AIS 模型的最大应力大于正常模型。



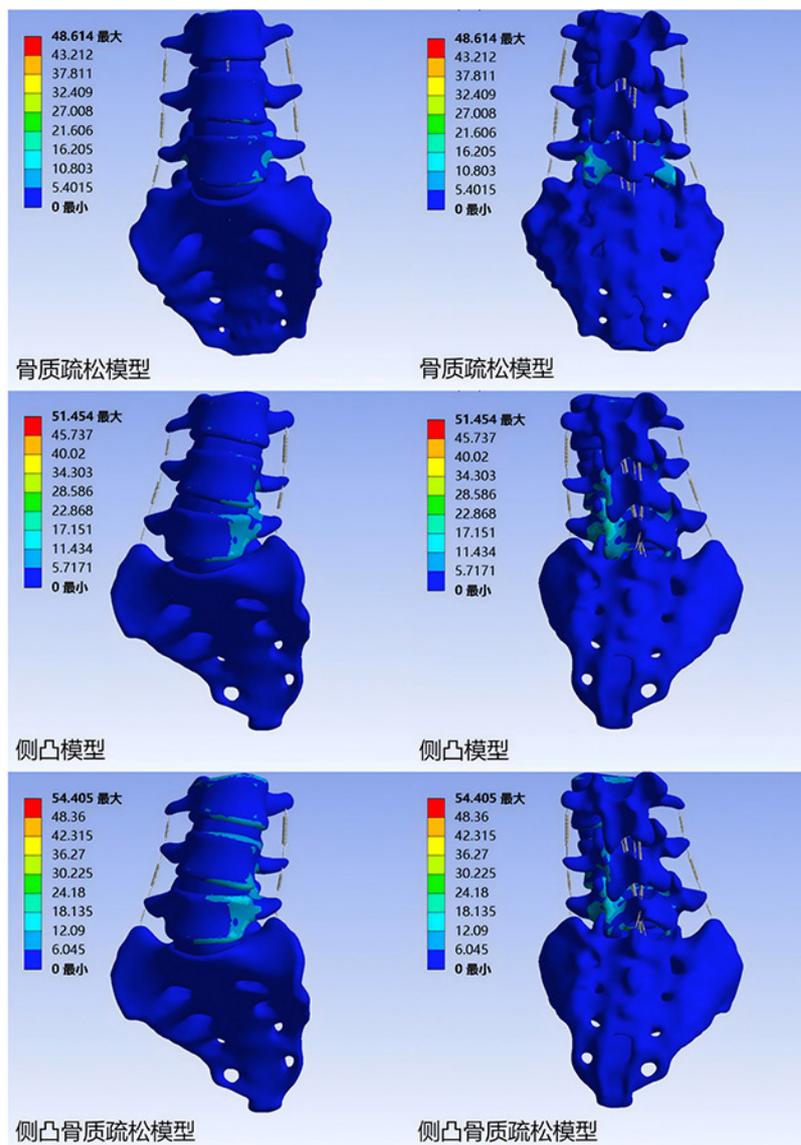


Figure 6. L3-S1 vertebral stress distribution diagram

图 6. L3-S1 椎体应力分布图

4. 结论

在重力载荷下, 无 OP 的模型最大位移是大于有 OP 的模型的, 因为在健康人群中, 腰椎的较大形变通常代表良好的灵活性。然而, 对于骨质疏松症患者, 尤其是那些已经表现出腰椎不稳定症状的患者, 形变增加可能加剧病情, 这证实了骨质疏松症确实会削弱腰椎的稳定性并增加骨折风险[15]。在应力分布图中 AIS 患者腰骶部应力主要集中于侧凸的凹处使得腰骶部椎体更加不稳定。同时 OP 会显著提高 AIS 腰骶部的应力水平, 加剧椎体的不均匀应力分布, 使得在高负荷条件下, OP 的椎体更易发生骨折风险。

本研究建立了包含皮质骨、松质骨、髓核、纤维环、关节软骨和多种韧带的腰骶部 L3-S1 有限元模型, 探究了重力载荷下四种模型的生物力学差异。然而, 该模型未包含肌肉等软组织的影响, 并且研究的样本规模有限, 因为腰骶部脊柱模型仅基于两名受试者的数据构建。未来需要开展更广泛和详尽的研究。此外, 脊柱姿势和稳定性的影响也值得在未来的研究中深入探讨。

参考文献

- [1] Honig, S. and Chang, G. (2012) Osteoporosis: An Update. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, **70**, 140-144.
- [2] 马燕华, 王覃, 李静, 等. 特发性青少年骨质疏松症研究进展[J]. *中国骨质疏松杂志*, 2022, 28(6): 916-921.
- [3] Ionițe, C., Rotariu, M., Osean, V., Mitran, C. and Condurache, I. (2022) Scoliosis Incidence and Treatment Methods. *Balneo and PRM Research Journal*, **13**, Article 504. <https://doi.org/10.12680/balneo.2022.504>
- [4] Karimi, M. and Rabczuk, T. (2018) Scoliosis Conservative Treatment: A Review of Literature. *Journal of Craniovertebral Junction and Spine*, **9**, 3-8. https://doi.org/10.4103/jcvjs.jcvjs_39_17
- [5] Peng, Y., Wang, S., Qiu, G., Zhang, J. and Zhuang, Q. (2020) Research Progress on the Etiology and Pathogenesis of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Chinese Medical Journal*, **133**, 483-493. <https://doi.org/10.1097/cm9.0000000000000652>
- [6] Sgolastra, M., Chiarici, A. and Caraffa, G. (2021) Rehabilitation Treatment for Idiopathic Scoliosis: Theoretical Basis, Major Schools and Literature Evidence of Efficacy. *Minerva Orthopedics*, **72**, 258-269. <https://doi.org/10.23736/s2784-8469.21.04043-1>
- [7] 高旭, 邢文华. 有限元分析法在脊柱外科领域的应用[J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(18): 2921-2927.
- [8] 彭路, 段治理, 李振宇, 等. 青少年特发性脊柱侧凸有限元模型建立与验证的研究现状及进展[J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(27): 4393-4400.
- [9] Goel, V.K., Kong, W., Han, J.S., Weinstein, J.N. and Gilbertson, L.G. (1993) A Combined Finite Element and Optimization Investigation of Lumbar Spine Mechanics with and without Muscles. *Spine*, **18**, 1531-1541. <https://doi.org/10.1097/00007632-199309010-00019>
- [10] 方新果, 赵改平, 王晨曦, 等. 基于 CT 图像腰椎 L4L5 节段有限元模型建立与分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2014, 33(4): 487-492.
- [11] Schultz, A.B., Warwick, D.N., Berkson, M.H. and Nachemson, A.L. (1979) Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments—Part I: Responses in Flexion, Extension, Lateral Bending, and Torsion. *Journal of Biomechanical Engineering*, **101**, 46-52. <https://doi.org/10.1115/1.3426223>
- [12] Tencer, A.F., Ahmed, A.M. and Burke, D.L. (1982) Some Static Mechanical Properties of the Lumbar Intervertebral Joint, Intact and Injured. *Journal of Biomechanical Engineering*, **104**, 193-201. <https://doi.org/10.1115/1.3138348>
- [13] 陈凌强. Lenke 6 型特发性脊柱侧凸有限元建模及后路三维矫形的生物力学研究[D]: [博士学位论文]. 长沙: 中南大学, 2010.
- [14] 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.
- [15] 程莹莹. 基于有限元模拟的腰椎生物力学研究及内固定分析[D]: [硕士学位论文]. 北京: 北京化工大学, 2024.