

文章编号: 1004-7220(2022)04-0638-06

Lenke3型特发性侧凸脊柱的动态特性

李现政, 富荣昌, 吴辉, 孙艳丽

(新疆大学 机械工程学院, 乌鲁木齐 830000)

摘要:目的 探讨 Lenke3 型脊柱侧凸有限元模型的动力学响应。方法 利用 Lenke3 型脊柱侧凸患者 CT 扫描图像建立有限元模型,对模型进行有效性验证。并对模型进行模态分析、谐响应分析和瞬态动力学分析。结果 本模型第 1 阶固有频率仅为 1.2 Hz;在第 1 阶固有频率时,有限元模型的振幅最大。在同一共振频率时,胸弯曲椎体比腰弯曲椎体振幅大;从 T6 到 L2 椎体,各方向的振幅依次减弱。结论 人体脊柱畸形程度可能影响脊柱对振动的感知。脊柱畸形程度越高,对振动的敏感程度就越高。第 1 固有频率对 Lenke3 型脊柱侧凸患者危害最大;在循环载荷下,胸弯曲椎体比腰弯曲椎体更易产生较大变形;越靠近 T1 椎体,振动幅度就越大。

关键词: 脊柱侧凸; 振动; 频率; 模态分析; 谐响应; 瞬态动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.010

Dynamic Characteristics of Lenke3 Type Idiopathic Scoliosis

LI Xianzheng, FU Rongchang, WU Hui, SUN Yanli

(School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830000, China)

Abstract: **Objective** To investigate dynamic response of the finite element model of Lenke3 type scoliosis. **Methods** The finite element model was established based on CT scanning images from a patient with Lenke3 type scoliosis, and validation of the model was also conducted. Modal analysis, harmonic response analysis and transient dynamic analysis were carried out on the model. **Results** The first order natural frequency of this model was only 1.2 Hz. The amplitude of the finite element model was the largest at the first natural frequency. At the same resonance frequency, the amplitude of the thoracic curved vertebra was larger than that of the lumbar curved vertebra. The amplitude from T6 vertebra to L2 vertebra decreased successively. **Conclusions** The degree of spinal deformity may affect the perception of spine vibration, and the higher the degree of spinal deformity, the higher the sensitivity to vibration. The first natural frequency is most harmful to Lenke3 type scoliosis patients. Under cyclic loading, the thoracic curved vertebra is more prone to deformation than the lumbar curved vertebra. The closer to T1 segment, the greater the amplitude of the vibration is.

Key words: scoliosis; vibration; frequency; modal analysis; harmonic response; transient dynamics

特发性脊柱侧凸是脊柱的一种三维畸形。研究表明,脊柱侧凸患者比健康人群更易产生腰痛和背痛^[1-2]。全身长期暴露在振动下,会加重腰痛和背痛的疼痛感,也会导致脊柱侧凸的畸形进一步加

重^[3]。根据流行病学文献报告,暴露于振动下人背痛的概率是正常人背痛的 1.4~9.5 倍^[4-5]。

近年来,有关轴向振动负载对人体脊柱影响的研究被大量报道。有学者取一些节段的椎体进

收稿日期:2021-09-06; 修回日期:2021-10-28

基金项目:国家自然科学基金项目(31460245,81760411)

通信作者:富荣昌,副教授,硕士生导师,E-mail: 2781642414@qq.com

行振动研究^[6-7]。范伟等^[8]对在建 T12-骨盆有限元模型的振动分析表明,提前上半身质心或者在正常直立坐姿时向后移动质心,都可以降低垂直共振的频率,该结果有助于更好理解人体脊柱的振动反应。杨虎飞等^[9]研究有无胸廓对健康全脊柱和 Lenke1 型侧凸全脊柱稳定性的影响,结果表明,胸廓能在很大程度上提升整个脊柱的稳定性。李新峰等^[10]通过研究 Lenke1 型侧凸全脊柱的位移响应发现,侧凸脊柱可能比正常脊柱对振动更敏感,长期的全身振动对单胸畸形脊柱的腰椎下端伤害更大。

虽然不少学者对脊柱开展动力学分析,但鲜有关于 Lenke3 型侧凸脊柱动力响应研究的报道,Lenke3 型脊柱在振动作用下的动态特征还不清楚。本文对 Lenke3 型脊柱动态特征进行研究,分析对 Lenke3 型脊柱危害最大的轴向循环载荷频率和 Lenke3 型侧凸脊柱各椎体在轴向循环载荷下的振幅变化趋势,并将结果与其他研究结果进行对比,探讨脊柱畸形程度与脊柱对振动敏感性的关系,从而提高对轴向振动对 Lenke3 型侧凸脊柱影响的认知,避免病情进一步加重。

1 材料和方法

1.1 几何模型

将脊柱 CT 扫描图像导入 Mimics 17.0,先经过阈值划分处理,再经过修补处理,最终建立起脊椎不同部位的 3D 模型,并把脊椎 3D 模型以 STL 格式导出。之后,将导出的脊椎 3D 模型导入 Geomagic Studio 2012 中,通过网格医生、删除钉状物、填充小孔、松弛、精确曲面等处理,得到光滑脊柱曲面。再对脊椎模型进行勾勒轮廓线、曲面片划分、曲面拟合等操作,最终得到脊椎实体模型。

1.2 材料属性设置及单元划分

将脊椎实体模型导入 HyperMesh 14.0 中进行网格划分。把椎体模型划分为皮质骨和松质骨,椎间盘划分为上下终板、髓核、纤维环。根据解剖学添加脊椎上主要的 6 种韧带。其中,皮质骨和上下终板采用壳单元,设定皮质骨厚度为 1 mm,上下终板厚度为 0.5 mm;小关节、髓核和纤维环均采用六面体实体单元;松质骨采用四面体实体单元;为了使模型更加符合人体真实脊柱的力学性能,韧带采用只受拉而不受压 link180 单元,韧带泊松比为 0.3;皮质骨和松质骨均采用各向异性材料。脊椎模型各个部位材料属性参考文献^[11~18]确定。最终得到全脊柱有限元模型^[见图 1(a)]。

1.3 模型的有效性验证

目前国内外针对全胸腰椎生物力学特性的实验报道,普遍无法直接对完整胸腰段脊柱三维有限元模型进行验证,故本文建立完整的胸腰段脊椎模型,采用脊柱分段模型进行加载验证。选取胸椎 T1~4 节段模型进行验证^[19],在 HyperMesh 14.0 中先限制 T4 下表面 6 个方向的自由度,然后对 T1 上表面均匀施加 4 N·m 力矩,模拟前屈、后伸、左侧屈、右侧屈、左旋、右旋运动,然后将模型导入 ANSYS 17.0 中进行计算,最后在 Hyperview 14.0 中进行后处理。6 种工况下脊柱位移分布如图 1(b)~(g)所示。通过计算求解出 T1 相对于 T4 在不同工况下的活动度(range of motion, ROM),并将所得加载结果与 Busscher 等^[20]的实验结果进行比较,从而验证模型的有效性。

通过求解可得,本模型在屈伸、左右侧屈、左右旋转工况下的 ROM 如图 2 所示。结果表明,本模型 ROM 与 Busscher 等^[20]的实验结果有一定偏差,此偏差可能是由于后者的实验对象选用正常人体,

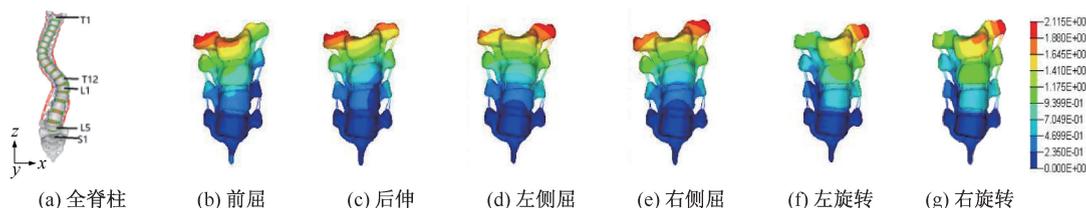


图 1 有限元模型和 6 种工况下位移云图

Fig. 1 Finite element model and displacement contour under six working conditions (a) The whole spine, (b) Extension, (c) Flexion, (d) Left bending, (e) Right bending, (f) Left rotation, (g) Right rotation

而本文 T1~4 节段模型本身就存在一定程度畸形而造成。但总体上,本模型仿真结果与 Busscher 等^[20]的实验结果具有较好一致性。因此,本模型的有效性得到了验证。

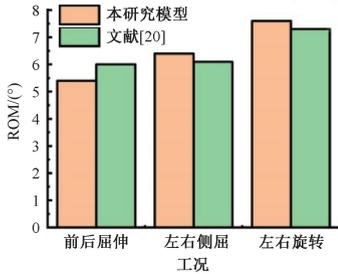


图2 本文模型活动度与 Busscher 等^[20]实验结果比较

Fig. 2 Comparison of range of motion between the model of this study and experiment results of Busscher, et al^[20]

1.4 模型边界条件设置

(1) 对模型进行模态分析。完全限制模型 S1 下表面的 6 个自由度,在 T1 上表面施加 10.5 kg 质量模拟头部、颈部和上半身其余部分的质量。在 T1 表面施加 105 N 预压力,模拟头部、颈部和上半身压力^[21-22]。

(2) 对模型进行谐响应分析。在模态分析基础上,在 T1 上表面施加 40 N 正弦轴向力^[10],研究频率对 Lenke3 侧凸脊柱的影响,频率范围 1~35 Hz。本文设定,低于 6 Hz 为低频率,6~20 Hz 为中频率,20 Hz 以上为高频率。

(3) 对模型进行瞬态动力学分析。在模态分析基础上,在 T1 上表面施加 40 N 正弦轴向力,频率为谐响应分析时最大位移响应所对应的频率,时间为 0.5 s。在谐响应分析和瞬态分析时,本模型考虑了阻尼,采用等效阻尼比为 0.08 的方法进行分析^[23]。

2 结果

2.1 模态分析

提取 1~35 Hz 之间的所有共振频率。结果表明,第 1~5 阶的固有频率分别为 1.2、1.6、8.3、23.2、30.2 Hz。本模型的第 1 阶模态振型表现为沿 X 轴运动(即模型左右侧弯运动)振型;第 2 阶模态振型表现为沿 Y 轴运动(即模型前后屈伸运动)振型;第 3 阶模态振型表现为沿 Z 轴运动(即模型沿

竖直方向的伸缩运动)振型;第 4、5 阶模态振型分别表现为沿 X 和 Y 轴的旋转运动。本文在 T1 表面施加轴向载荷,故第 4、5 阶模态对脊柱影响较小。但本模型为 Lenke3 脊柱侧凸,T1 表面和脊柱的垂直方向有稍许倾斜角度,导致在脊柱振动过程中有一部分的激励会分解在 X 和 Y 方向。此时,当共振频率为 1.2 Hz 或 1.6 Hz 时,就有可能导致这两个方向分别产生较大的振幅。

2.2 谐响应分析

脊柱侧凸的顶端椎骨是容易产生破坏的区域,故有必要关注顶端椎骨。本模型是 Lenke3 型脊柱侧凸模型,具有两个主弯曲,T7 和 T8 被认为是胸弯曲的顶端椎体,T12 和 L1 被认为是胸腰弯曲处的顶端椎体。选择胸椎 T6、T7、T8、T12 和脊椎 L1 和 L2 节段进行稳态位移响应分析。如图 3 所示,被研究的各个顶端椎骨在低频和中频之间都分别产生 1 个较大振幅的区域,这个区域是 1~2 Hz 和 8~9

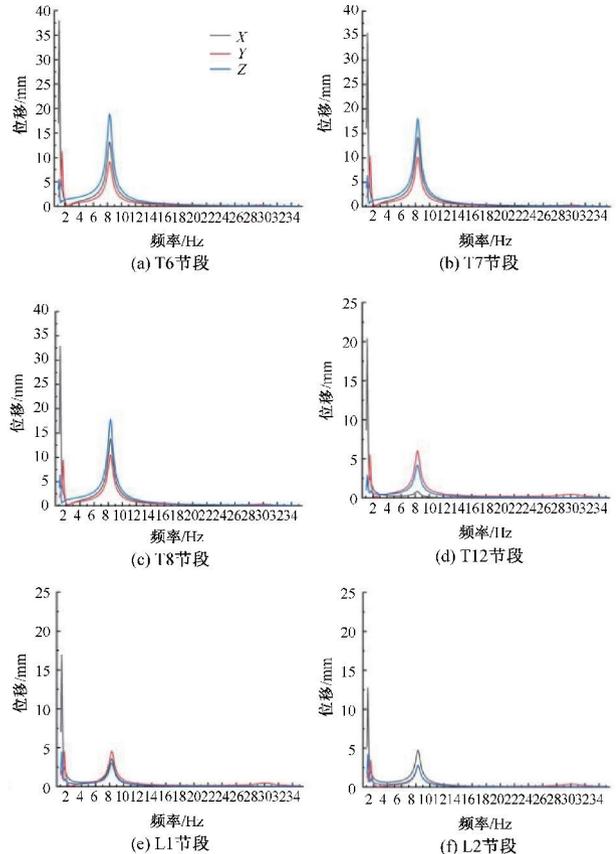


图3 椎体稳态位移响应

Fig. 3 Steady-state displacement response of the vertebral body (a) T6 segment, (b) T7 segment, (c) T8 segment, (d) T12 segment, (e) L1 segment, (f) L2 segment

Hz 之间频率所对应的振幅,各椎体在高频区域内的振幅都很小。本文所建有限元模型的前 3 阶固有频率(1.2、1.6、8.3 Hz)均在 1~2 Hz 和 8~9 Hz 频率内,且各椎体在 3 个振动方向的极值点都出现在前 3 阶固有频率处,说明在前 3 阶固有频率的振动对 Lenke3 型脊柱侧凸患者的危害最大。

由图 4 可知,T6、T7、T8、T12、L1 和 L2 椎体最大振幅都出现在频率为 1.2 Hz 时所对应的 X 方向振幅,分别为 37.9、35.5、32.8、20.4、16.9、12.7 mm;且在共振时,胸弯区椎体在 X、Y、Z 轴各方向的振幅都大于胸腰弯区域的椎体,说明胸弯区域的椎体比胸腰弯区域的椎体稳定性要差,更易产生较大的变形。又因为 X 方向是脊柱侧凸方向,说明共振时脊柱侧凸方向最容易产生较大的变形,很容易造成脊柱侧凸的进一步加重。该结果也从侧面说明脊柱侧凸会导致脊柱的稳定性变差。

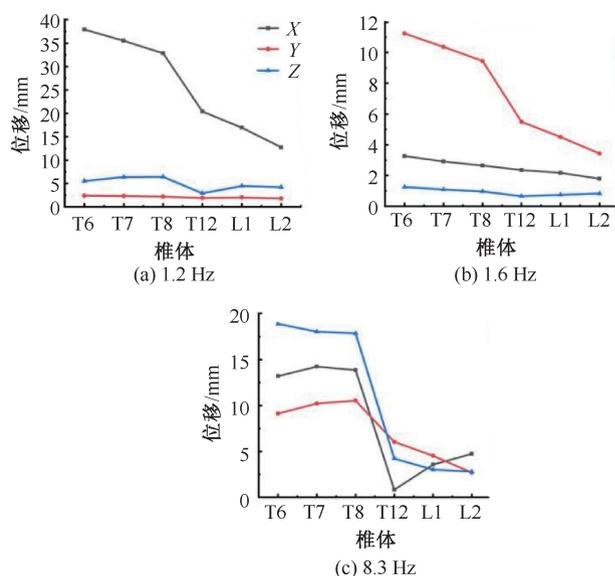


图 4 椎体前 3 阶固有频率所对应的稳态位移响应

Fig. 4 Steady-state displacement response corresponding to the first three natural frequencies of the vertebral body

(a) At frequency of 1.2 Hz, (b) At frequency of 1.6 Hz, (c) At frequency of 8.3 Hz

在 1.2 Hz 共振频率时,T6、T7、T8、T12、L1 和 L2 椎体 X 方向的振幅依次减弱,此时 X 方向的振幅远高于其他两个方向的振幅;各椎体 3 个方向总振动幅度分别为 38.4、36.2、33.5、20.7、17.6、13.5 mm,由 X 方向的振幅主导。在 1.6 Hz 共振频率时,T6、T7、T8、T12、L1、L2 椎体 Y 方向的振幅分

别为 11.2、10.4、9.5、5.5、4.5、3.4 mm,依次减弱,此时 Y 方向的振幅远高于其他两个方向的振幅;各椎体 3 个方向总振动幅度分别为 11.7、10.9、9.9、6.0、5.1、3.9 mm,由 Y 方向的振幅主导。在 8.3 Hz 振动频率时,T6、T7、T8、T12、L1 和 L2 椎体 Z 方向的振幅分别为 18.9、18.0、17.9、4.2、3.0、2.8 mm,也是依次减弱;各椎体 3 个方向总振动幅度分别为 25.2、25.1、24.9、7.4、6.5、6.1 mm,还是依次减弱,但此时腰椎处总共振频率由三方共同主导。综合分析可知,在稳态时,椎体 T6、T7、T8、T12、L1 和 L2 在任意中固有频率下的总振幅都会减弱,说明 Lenke3 型脊柱侧凸患者在受到循环激励时,越靠近 T1 椎体,振动幅度就越大,且第 1 阶固有频率对 Lenke3 型侧凸脊柱危害最大。

2.3 瞬态动力学分析

为了更加清楚了解振动频率为 1.2 Hz 轴向循环载荷对 Lenke3 型侧凸脊柱的影响,对本模型进行振动频率为 1.2 Hz 的瞬态动力学分析。如图 5 所示,在 0~0.5 s 时,各椎体在各方向的振幅都在不断增大。且在同一时间和同一循环循环载荷作用下,X 轴方向的振幅要比 Y、Z 轴方向的振幅大很多。对比发现,无论在何种频率下,T6 椎体在各方向的振幅都是最大,L2 椎体在各方向的振幅都是最小,

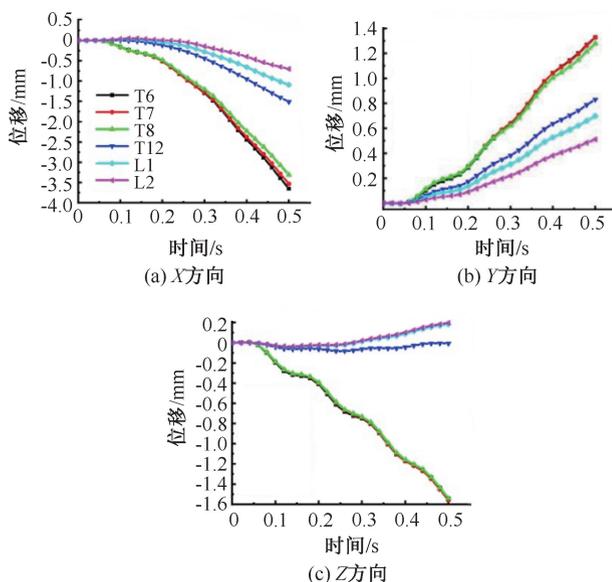


图 5 椎体在各方向位移随时间变化曲线

Fig. 5 Variance of displacement of the vertebral body in each direction with time (a) In X direction, (b) In Y direction, (c) In Z direction

从 T6 椎体到 L2 椎体,各方向的振幅依次减弱,说明 Lenke3 型脊柱侧凸患者在受到循环激励时,越靠近 T1 椎体,振动幅度就越大。

3 讨论

本文建立了 Lenke3 型脊柱侧凸患者 T1~S1 节段运动的有限元模型,并对其进行模态分析、谐响应分析和瞬态动力学分析,探讨振动频率对 Lenke3 型侧凸脊柱的影响。

在模态分析时,计算出 Lenke3 型脊柱侧凸患者有限元模型的前 5 阶共振频率。本模型的第 1 阶固有频率为 1.2 Hz,李新峰等^[10]研究的 Lenke1 型脊柱侧凸固有频率在 2~4 Hz 之间,而正常脊柱的固有频率大于 4 Hz^[24-28]。本模型第 1 阶固有频率低于李新峰等^[10]的 Lenke1 型侧凸脊柱和正常脊柱的固有频率,而本模型比李新峰等^[10]的 Lenke1 型模型更加畸形,故本文认为,脊柱畸形程度可能会改变脊柱对振动的敏感性,且脊柱畸形程度越高,对振动的敏感性就越强。人们在乘坐交通工具时遇到一些凹凸不平的路段会产生振动,振动频率为 1~35 Hz^[10],此时就会导致 Lenke3 型脊柱侧凸患者产生振动。为了避免进一步加重 Lenke3 型患者身体损伤,乘坐交通工具出门时,建议他们可以随身携带一个较软的坐垫,从而减少振动冲击损伤。

对比谐响应分析可知,在 1.2 Hz 共振频率时,各椎体在 X 轴方向均产生一个很大的振幅。由于振幅过大,会导致椎间盘产生一个很大的变形。若将脊柱侧凸患者长时间置于这种循环激励下,很可能造成患者椎间盘、椎体、小关节等疲劳损伤。由 Wolf 定律可知,骨在需要的地方生长,在不需要的地方吸收,由于在这种循环激励下,椎体在各个方向受力不均,很可能造成患者的椎骨重组,进一步加重病情^[29-30]。对比 T6、T7、T8、T12、L1 和 L2 椎体在前 3 阶固有频率下 3 个轴向的稳态位移响应发现,胸弯区椎体在 X、Y、Z 轴各方向的振幅都大于胸腰弯区域的椎体;在稳态情况下,脊柱侧凸患者在受到循环激励时,越靠近 T1 椎体,振动幅度就越大。

瞬态动力学分析表明,在 0~0.5 s 时,胸弯区椎体在 X、Y、Z 轴各方向的振幅都大于胸腰弯区域的椎体;T6 椎体各方向的振幅都是最大,L2 椎体各方向的振幅都是最小,从 T6 椎体到 L2 椎体各方向的

振幅依次减弱,说明 Lenke3 型脊柱侧凸患者在受到循环激励时,越靠近 T1 椎体,振动幅度就越大。

综合瞬态和稳态分析表明,在 Lenke3 型侧凸脊柱受到循环激励时,越靠近 T1 椎体,振动幅度越大,且胸弯曲椎体比腰弯曲椎体更易产生较大变形。

本文对 Lenke3 型脊柱侧凸模型进行生物力学分析,研究局限性如下:①在模型建立过程中没有考虑肌肉、脊髓等部分,可能会对仿真结果造成一定影响。②人体内部具有复杂的环境,而本文在有限元分析时进行了一定的简化。这些影响对脊柱的分析也不容忽视,故更需进一步完善脊柱建模,并探讨其生物力学特性。③本文采用 ROM 对模型进行验证,如果模拟计算机结果通过振动实验进一步进行验证,将会更完善。然而本文对模型进行有效性的验证,且使用各向异性材料,故仿真结果仍具有一定的临床意义。④在后续的研究中,本课题组将对其他类型侧凸脊柱进行研究,以更加全面地认识振动对脊柱的影响。

4 结论

(1) 人体脊柱畸形程度可能影响脊柱对振动的感知,且脊柱畸形程度越高,对振动的敏感程度就越高。

(2) 第 1 阶固有频率对 Lenke3 型脊柱侧凸患者危害最大。

(3) 在循环载荷下,胸弯曲椎体比腰弯曲椎体更易产生较大变形。

(4) 在同一时间和频率下,T6 椎体在各方向振幅都是最大,L2 椎体在各方向振幅都是最小,且从 T6 到 L2,椎体各方向的振幅依次减弱,说明 Lenke3 型脊柱侧凸患者在受到循环激励时,越靠近 T1 椎体,振动幅度就越大。

参考文献:

- [1] CORDOOVER AM, BETZ RR, CLEMENTS DH, *et al.* Natural history of adolescent thoracolumbar and lumbar idiopathic scoliosis into adulthood [J]. *J Spinal Disorders*, 1997, 10(3): 193-196.
- [2] 马德铭,王连成. 青少年特发性脊柱侧凸的非手术治疗 [J]. *华西医学*, 2020, 35(10): 1252-1256.
- [3] SEIDEL H. On the relationship between whole-body vibration exposure and spinal health risk [J]. *Ind Health*,

- 2005, 43(3): 361-377.
- [4] BONGERS PM, HULSHOF CT, DIJKSTRA L, *et al.* Back pain and exposure to whole body vibration in helicopter pilots[J]. *Ergonomics*, 1990, 33(8): 1007-1026.
- [5] BOSUIZEN HC, BONGERS PM, HULSHOF CT. Self-reported back pain in fork-lift truck and freight-container tractor drivers exposed to whole-body vibration[J]. *Spine*, 1992, 17(1): 59-65.
- [6] SEIDEL H, BLUTHNER R, HINZ B. Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(S1): S57-63.
- [7] GUO LX, WANG ZW, ZHANG YM, *et al.* Material property sensitivity analysis on resonant frequency characteristics of the human spine [J]. *J Appl Biomech*, 2009, 25: 64-72.
- [8] FAN W, ZHAO D, GUO LX. A finite element model of the human lower thorax to pelvis spinal segment; Validation and modal analysis [J]. *Biomed. Mater Eng*, 2021, 32(5): 267-279.
- [9] 杨虎飞, 林丽滢, 张顺心, 等. 胸廓对侧凸脊柱动态响应稳定性的影响[J]. *生物医学工程学杂志*, 2019, 36(5): 769-776.
- [10] LI XF, LIU ZD, DAI LY, *et al.* Dynamic response of the idiopathic scoliotic spine to axial cyclic loads[J]. *Spine*, 2011, 36(7): 521-528.
- [11] 颜文涛, 赵改平, 方新果, 等. 人体腰椎 L4~5 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.
- [12] 梁振, 欧阳汉斌, 郑鸿, 等. 胸腰段骨质疏松椎体的模态分析[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(4): 422-427.
- LIANG Z, OUYANG HB, ZHENG H, *et al.* Modal analysis of thoracolumbar osteoporotic vertebral bodies [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(4): 422-427.
- [13] GUAN TM, ZHANG YF, ANWAR A, *et al.* Determination of three-dimensional corrective force in adolescent idiopathic scoliosis and biomechanical finite element analysis [J]. *Front Bioeng Biotech*, 2020, 8(5): 963-976.
- [14] CAO F, FU RC, WANG WY. Comparison of biomechanical performance of single-level triangular and quadrilateral profile anterior cervical plates [J]. *PLoS One*, 2021, 16(4): 260-270.
- [15] 谢俊德, 张顺心, 李晔, 等. 青少年特发性侧凸脊柱的动态特性[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(4): 312-319.
- XIE JD, ZHANG SX, LI Y, *et al.* Dynamic characteristics of an adolescent idiopathic scoliotic spine [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(4): 312-319.
- [16] 卢昌怀, 刘志军, 晏峻峰, 等. Lenke 1 型青少年特发性脊柱侧凸不同置棒顺序矫形的有限元分析[J]. *中国矫形外科杂志*, 2019, 27(19): 1780-1784.
- [17] 朱海明, 丁亮, 张东, 等. 胸腰椎爆裂性骨折短节段伤椎固定三维有限元模型构建及生物力学比较研究[J]. *中国矫形外科杂志*, 2015, 23(10): 917-920.
- [18] LI QY, KIM HJ, SON J, *et al.* Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine - Validated finite element analysis [J]. *Comput Biol Med*, 2017(89): 512-519.
- [19] 辛大奇, 胡侦明, 汉迪, 等. Lenke3 型成人特发性脊柱侧凸有限元模型的参数修正及有效性验证[J]. *中国组织工程研究*, 2017, 21(31): 4975-4982.
- [20] IRIS B, JAAP HD, IDSART K, *et al.* Biomechanical characteristics of different regions of the human spine; An *in vitro* study on multilevel spinal segments [J]. *Spine*, 2009, 34(26): 2858-2864.
- [21] NIKOLOVA GS, TOSHEV YE. Estimation of male and female body segment parameters of the Bulgarian population using a 16-segmental mathematical model [J]. *J Biomech*, 2007, 40(16): 3700-3707.
- [22] TAKASHIMA ST, SINGH SP, HADERSPECK KA, *et al.* A model for semiquantitative studies of muscle actions [J]. *J Biomech*, 1979, 12(12): 929-939.
- [23] GUO LX, TEO EC, LEE KK, *et al.* Vibration characteristics of the human spine under axial cyclic loads; Effect of frequency and damping [J] *Spine*, 2005, 30(6): 631-637.
- [24] KONG WZ, GOEL VK. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration [J] *Spine*, 2003, 28(28): 1961-1967.
- [25] BAZRGARI B, SHIRAZI-ADL A, KASRA M. Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations—Relative roles of inertia and muscle forces [J]. *J Biomech*, 2008, 41(12): 2639-2946.
- [26] PANKOKE S, HOFMANN J, WOLFEL HP. Determination of vibrationrelated spinal loads by numerical simulation [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(1): S45-56.
- [27] KITAZAKI S, GRIFFIN MJ. A modal analysis of whole-body vertical vibration using a finite element model of the human body [J]. *J Sound Vib*, 1997, 200(1): 83-103.
- [28] MATSUMOTO Y, GRIFFIN MJ. Modelling the dynamic mechanisms associated with the principal resonance of the seated human body [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(S1): S31-44.
- [29] ZANG JC, QIN SH. From Wolff law, Ilizarov technology to natural reconstruction theory [J]. *China J Orthop Trauma*, 2013, 26(4): 287-290.
- [30] ONI DB, JEYAPALAN K, ONI OOA. An observational study on MR images of the effect of the discoid meniscus on articular cartilage thickness [J]. *Knee*, 2010, 18(3): 202-204.