

PUMC II d1型青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型的建立

黄盛佳^{1,2}, 霍洪军², 杨学军², 邢文华², 辛大奇², 李峰² (1内蒙古医科大学, 内蒙古自治区呼和浩特市 010110; 2内蒙古医科大学第二附属医院脊柱外科, 内蒙古自治区呼和浩特市 010030)

文章亮点:

1 文章创新性为基于 CT 图像和逆向工程方法建立了完整的从 T₁ 到骶尾骨的 PUMC II d1 型青少年特发性脊柱侧凸有限元模型, 其中包括了从 T₁ 到骶尾骨所有骨组织、椎间盘以及相应的韧带等。所建立的有限元模型高度模拟了脊柱侧凸的结构形态和材料属性, 其外观逼真, 网格划分均匀合理, 几何形态相似性高。
2 试验采用 Mimics 软件进行几何模型重建, 网格划分均匀合理, 再经 Ansys 软件进行添加韧带和赋材料属性, 生成了高质量的有限元模型, 为下一步生物力学和手术模拟分析奠定了基础。

关键词:

植入物; 脊柱植入物; 数字化骨科; 青少年特发性脊柱侧凸; 生物力学; 有限元分析; 国家自然科学基金

主题词:

脊柱侧凸; 青少年; 生物力学; 有限元分析

基金资助:

国家自然科学基金项目(81160216), 课题名称“数字化胸椎椎弓根-肋骨复合体生物力学分析及应用于脊柱畸形矫形术前规划实验研究”

摘要

背景: 建立高质量的有限元模型是进行生物力学分析研究的重要基础, 完整的青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型报道甚少。

目的: 建立 PUMC II d1 型青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型, 为特发性脊柱侧凸的生物力学分析提供有效的数字化平台。

方法: 采集 1 例 14 岁 PUMC II d1 型特发性脊柱侧凸女性志愿者从 T₁ 至骶尾骨的 CT 断层图像, 将 CT 数据导入 Mimics 16.0 医学三维重建软件中, 建立包括胸廓结构的完整脊柱侧凸三维几何模型。再将几何模型以点云格式导入 Geomagic Studio 11.0 软件中, 对三维模型进行光滑、打磨、去噪等一系列图像处理, 生成特发性脊柱侧凸三维有限元模型。最后导入 ANSYS 14.0 有限元分析软件中添加韧带、设置单元类型和定义材料属性, 生成完整的特发性脊柱侧凸三维有限元模型。

结果与结论: 成功建立了完整的 PUMC II d1 型特发性脊柱侧凸三维有限元模型, 包括四面体单元 522 887 个和杆单元 730 个, 共计 523 617 个单元, 159 008 个节点。试验建立了外形逼真的 PUMC II d1 型特发性脊柱侧凸三维有限元模型, 为进一步的生物力学分析提供了可靠的数字化模型。

黄盛佳, 霍洪军, 杨学军, 邢文华, 辛大奇, 李峰. PUMC II d1 型青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(26):4219-4223.

Establishing a three-dimensional finite element model of PUMCII d1 adolescent idiopathic scoliosis

Huang Sheng-jia^{1,2}, Huo Hong-jun², Yang Xue-jun², Xing Wen-hua², Xin Da-qi², Li Feng² (1Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010110, Inner Mongolia Autonomous Region, China; 2Department of Spine Surgery, Second Affiliated Hospital, Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010030, Inner Mongolia Autonomous Region, China)

Abstract

BACKGROUND: Establishment of high-quality finite element model is an important basis of biomechanical analysis. The reports on three-dimensional finite element model of complete adolescent idiopathic scoliosis are less.

OBJECTIVE: To set up three-dimensional finite element model of PUMCII d1 adolescent idiopathic scoliosis for building ideal digitization platform for further biomechanical study.

METHODS: A 14-year-old female patient with PUMCII d1 adolescent idiopathic scoliosis was included as volunteer for the current study. CT images obtained from CT transverse scanning from T₁ to sacrococcyx were imported into Mimics 16.0 software to form qualified three-dimensional geometric model, including thoracic cage, which was further delivered to Geomagic Studio 11.0 software to build three-dimensional finite element model by a series of modules and optimization of cleaning. The geometric model was imported to ANSYS 14.0 software to build complete three-dimensional finite element adolescent idiopathic scoliosis model by adding ligaments, setting unit type, and defining material properties.

黄盛佳, 男, 1986 年生, 广东省汕头市人, 汉族, 内蒙古医科大学在读硕士, 主要从事脊柱生物力学方面的研究。

通讯作者: 霍洪军, 主任医师, 教授, 研究生导师, 内蒙古医科大学第二附属医院脊柱外科, 内蒙古自治区呼和浩特市 010030

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.26.022
[http://www.crter.org]

中图分类号: R318
文献标识码: B
文章编号: 2095-4344
(2014)26-04219-05
稿件接受: 2014-05-21

Huang Sheng-jia, Studying for master's degree, Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010110, Inner Mongolia Autonomous Region, China; Department of Spine Surgery, Second Affiliated Hospital, Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010030, Inner Mongolia Autonomous Region, China

Corresponding author: Huo Hong-jun, Chief physician, Professor, Post-graduate supervisor, Department of Spine Surgery, Second Affiliated Hospital, Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010030, Inner Mongolia Autonomous Region, China

Accepted: 2014-05-21

RESULTS AND CONCLUSION: A complete three-dimensional finite element model of PUMC II d1 adolescent idiopathic scoliosis was built successfully, consisting of 522 887 tetrahedron elements and 730 rod elements, a total of 523 617 units and 159 008 nodes. Three-dimensional finite element model of PUMC II d1 adolescent idiopathic scoliosis was lifelike, and can be used as the reliable digital model for further biomechanical analysis.

Subject headings: scoliosis; adolescent; biomechanics; finite element analysis

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 81160216

Huang SJ, Huo HJ, Yang XJ, Xing WH, Xin DQ, Li F. Establishing a three-dimensional finite element model of PUMC II d1 adolescent idiopathic scoliosis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2014;18(26):4219-4223.

0 引言 Introduction

青少年特发性脊柱侧凸是最为常见的脊柱畸形, 指在青春期发生的不明原因引起的脊柱的一个或数个节段侧向弯曲伴有椎体旋转的三维脊柱畸形。根据流行病学调查报告可知, 该病占特发性脊柱侧凸病例的80%, 并占青少年人口的2%-3%^[1]。由于该类患者胸廓变形和脊柱扭曲, 对患者的外观、生活质量和心肺功能等方面造成了极大的危害。因此, 积极开展脊柱侧凸的相关研究具有举足轻重的意义。

近年来, 专家们在特发性脊柱侧凸的基础解剖、病因病理和发病机制等方面进行了大量的实验, 研究发现特发性脊柱侧凸不仅病因受到多因素影响, 而且生物力学机制是脊柱畸形的发生和进展的关键因素, 故对于脊柱侧凸的基础实验和临床治疗具有重要的意义。因为传统生物力学研究的建模较难和尸体标本缺乏, 而计算机有限元模拟和分析研究具有成本较低、可重复操作以及方便简单等特点, 逐渐成为了青少年特发性脊柱侧凸生物力学研究中的一个重要手段。

随着计算机软件和影像技术的不断发展, 计算机生物力学研究最具代表性的是有限元法。有限元法是一种最初在工程研究中获取近似解的数字模拟技术。最早由Belytschko等^[2]将有限元法作为脊柱的生物力学实验方法, 这标志着有限元法在骨科生物力学应用开端。

有限元分析是计算力学中的一种重要的方法, 它起源于20世纪40年代航空工程中的矩阵分析, 是应用数学、现代力学及计算机科学相互渗透、综合利用的产物。基本思想就是将复杂问题简单化。一个由无限个质点组成的连续体离散为有限个单元组成的集合体, 在各单元内假定具有一定的理想化的位移相应力分布模式, 各单元间通过节点相连接, 并借以实现应力的传递, 各单元之间的交截面要求位移协调, 通过力的平衡条件, 建立一套线性方程组, 求解这些方程组, 便可得到各单元和结点的位移及应力。因此, 有限元法可避免脊柱侧凸活体或尸体实验的困难, 又兼顾了试验的准确性和可重复性, 为脊柱侧凸的手术治疗提供了一种有效的评价和优化方法。

文章基于青少年特发性脊柱侧凸志愿者个体化CT断层图像, 应用计算机辅助工程软件建立了包括胸廓结构完整的PUMC II d1型青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型, 为进一步的脊柱侧凸生物力学分析提供了可靠的数字化模型。

1 对象和方法 Subjects and methods

设计: 单一样本观察。

时间及地点: 于2013年6至12月在内蒙古医科大学第二附属医院脊柱外科完成。

对象: 选取1例女性青少年特发性脊柱侧凸志愿者, 14岁, 身高142 cm, 质量32.5 kg, 拍摄脊柱全长正侧位片和磁共振扫描, 排除脊柱及脊髓其他异常, 结合病史确诊为青少年特发性脊柱侧凸, 进一步拍摄仰卧左右侧屈位(bending相)X射线片, 诊断为PUMC II d1型^[3]。

主要仪器和软件: 16排螺旋CT机(GE16层螺旋CT, 美国); Mimics 16.0医学三维重建软件; Geomagic studio 11.0逆向工程软件; ANSYS 14.0有限元分析软件。

方法:

数据采集: 采用16排螺旋CT机从志愿者T₁上缘至骶尾骨进行连续性扫描, 扫描条件为: 120 kV, 125 mV, 层厚1.25 mm, 共计345层, 并将CT断层图像以标准Dicom格式进行刻盘储存。

三维有限元模型的建立:

骨性模型的建立: 将所有CT断层图片导入Mimics 16.0软件中, 通过调整阈值可确定该组织较优的阈值范围在1 171-1 712 Hounsfield单位, 并使用区域增长来提取骨组织的轮廓信息, 此时需要将骨组织周围无关的软组织进行清理处理。再对每张CT断层图片进行编辑和清理后生成骨性三维模型(图1)。所生成的三维几何模型比较粗糙, 故对生成的原始模型进行包裹、光顺和减少三角片等处理。经过清理和优化后的模型几何形态相似性较高(图2)。

椎间盘、肋软骨等模型的建立: ①椎间盘: 由于CT图像上难以显示椎间盘组织, 并且根据椎间盘是位于椎体终板之间的一个软组织解剖学知识, 故可提取椎体上下终板的轮廓来重建相应的圆柱体, 再利用布尔减运算可得到整个椎间盘的模型。再按照6:4的比例将髓核和纤维环划分开。②肋软骨: 根据各肋软骨在胸骨切迹和相应肋骨的位置关系解剖学知识, 利用椎间盘重建方法的自动填充功能来重建出肋软骨模型。最后, 生成包括胸廓在内的T₁至骶骨的脊柱侧凸三维几何模型(图3)。

实体模型的建立: 由于青少年特发性脊柱侧凸模型的结构极其复杂, 不仅曲面构成数量较多, 且曲率变化明显, 故将模型以点云格式导入逆向工程软件Geomagic Studio 11.0中, 进行特发性脊柱侧凸模型成体处理。

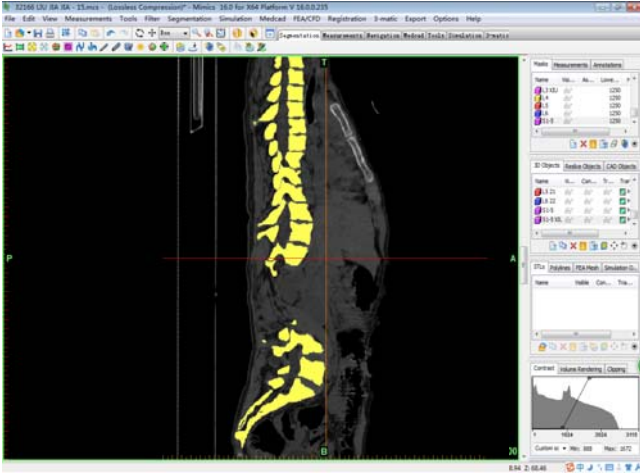


图 1 Mimics 中编辑处理后的 14 岁女性青少年特发性脊柱侧凸志愿者 CT 图片

Figure 1 CT images of a 14-year-old female volunteer with adolescent idiopathic scoliosis edited by Mimics software

图注: 图中为对 CT 断层图像进行编辑和清理后的骨组织轮廓。

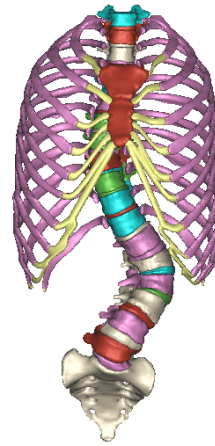


图 3 女性 14 岁青少年特发性脊柱侧凸三维几何模型

Figure 3 Three-dimensional geometric model of a 14-year-old female patient with adolescent idiopathic scoliosis

图注: 可见包括脊柱椎体、骶尾骨、椎间盘、肋骨、肋软骨和胸骨结构的三维有限元模型。

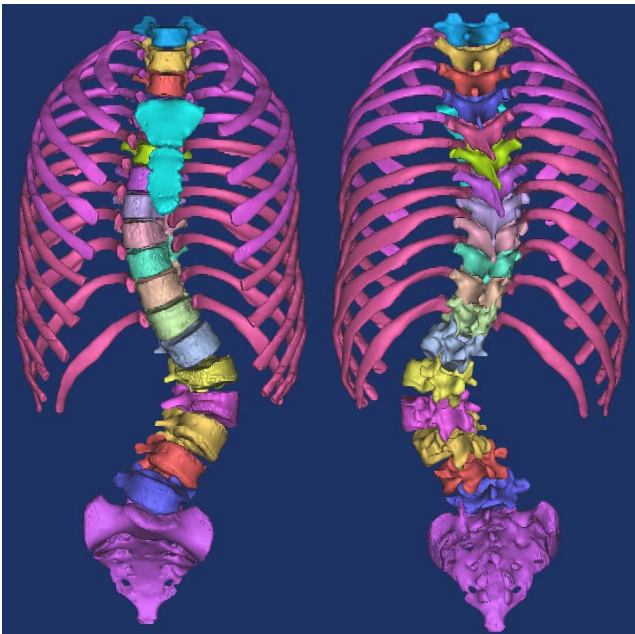


图 2 优化后的 14 岁女性青少年特发性脊柱侧凸骨性模型

Figure 2 Optimized skeleton models of adolescent idiopathic scoliosis in a 14-year-old female patient

图注: 图中为经过包裹、光滑等优化后的三维骨性模型。

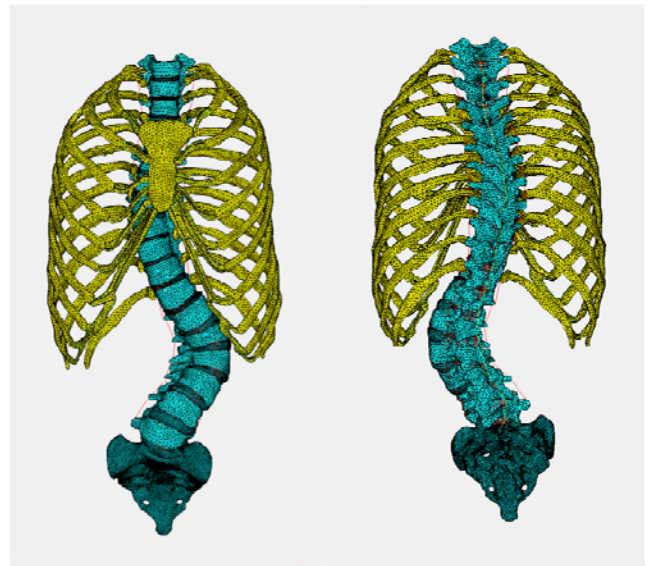


图 4 完整的 14 岁女性青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型

Figure 4 Complete three-dimensional finite element model of a 14-year-old female patient with adolescent idiopathic scoliosis

图注: 三维有限元模型包括了 T₁ 至骶骨的所有椎体、椎间盘、韧带、胸骨、肋骨以及肋软骨, 完整的还原了青少年特发性脊柱侧凸患者的解剖结构特点。

在进入多边形阶段中, 主要对初步拟合的三维模型进行精修和细化, 即修复模型在提取及转化过程中产生的孔洞、毛刺、棱角等明显缺陷。再进入曲面化阶段, 对模型进行曲面化处理, 经曲面拟合使模型表面格构建的网面拟合成Nurbs曲面。最后生成的青少年特发性脊柱侧凸三维实体模型。

有限元模型的建立: 再将Geomagic Studio软件里生成的实体模型IGES文件导入到ANSYS 14.0软件中, 首先根据解剖学知识在模型的相应解剖位置上添加韧带, 故手工

添加前纵韧带和后纵韧带、黄韧带、横突间韧带、棘间韧带和棘上韧带以及关节囊韧带等结构。再对模型赋予材料属性并划分网格。本文将椎骨分为皮质骨和松质骨两部分, 其中皮质骨的厚度设置为1 mm。脊柱椎体、皮质骨、松质骨、椎间盘、肋软骨、胸骨等均采用solid187四面体单元, 而韧带均采用link10杆单元。参考相关文献^[4-7], 赋材料属性(表1), 建立完整的三维有限元模型。

主要观察指标: 所建立有限元模型的单元模拟类型、单元模拟数目和模型节点数。

表 1 特发性脊柱侧凸三维有限元模型的材料常数

Table 1 Constant of materials of three-dimensional finite element model of adolescent idiopathic scoliosis

脊柱结构	弹性模量(MPa)	泊松比	横截面积(mm ²)
椎体皮质骨	12 000	0.3	-
椎体松质骨	100	0.2	-
髓核	1.0	0.499	-
纤维环	4.2	0.45	-
胸骨	10 000	0.2	-
肋骨	5 000	0.1	-
肋软骨	480	0.1	-
前纵韧带	20	-	63.7
后纵韧带	20	-	20.0
黄韧带	19.5	-	40.0
横突间韧带	58.7	-	1.8
棘间韧带	11.6	-	40.0
棘上韧带	15	-	30.0
关节囊韧带	32.9	-	30.0

2 结果 Results

成功建立了包括胸廓、胸椎、腰椎、骶尾骨、椎间盘及脊柱所有韧带等结构的PUMC II d1型特发性脊柱侧凸有限元模型。其中椎间盘包括髓核和纤维环；骨组织包括皮质骨、松质骨、肋骨、肋软骨、胸骨和骶尾骨等；韧带包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、横突间韧带、棘上韧带以及关节囊韧带。除了韧带采用link10杆单元，其余结构均采用solid187四面体实体单元。另外，椎体皮质骨的厚度为1 mm。整个有限元模型共包括522 887个四面体实体单元和730个杆单元，共计523 617个单元，159 008个节点(图4)。

3 讨论 Discussion

由于较难建立有意义的动物模型以及体外实验标本取材不易^[8]，传统的实验生物力学难以满足青少年特发性脊柱侧凸的生物力学研究需要。因此，有限元法是一种新的生物力学研究方法^[9]，是对传统生物力学研究的突破和有益补充。

越来越多的学者在脊柱侧凸中应用有限元方法来研究脊柱的生物力学。1974年Belytschko^[2]首先将有限元分析方法应用于脊柱力学研究，建立二维椎间盘模型，标志着有限元法在骨科生物力学分析中应用的开端。1986年Viviani等^[10]最早将有限元方法应用在脊柱侧凸手术模拟领域，在模型处理上，把脊柱结构完全简化为理想的二维线性单元，忽略了脊柱所有的解剖形态。虽然建立的有限元模型相对简单，却开拓了脊柱侧凸生物力学研究的新思路。其后许多学者相继建立了简化的脊柱侧凸三维线性有限元模型^[11-12]，并模拟Harrington矫形以及CD矫形技术。

1998年Azegami等^[13]根据一名6岁男孩的影像学资料，建立了全脊柱包括胸廓的几何模型，并采用八面体网格对模型进行划分生成有限元模型，这个模型是真正的三维有限元非线性模型。并且用有限元法按压缩屈曲学说模

拟T₄-T₁₀青少年特发性脊柱侧弯畸形，模拟的胸椎侧凸形成过程与临床观察完全一致。2000年Gignac等^[14]建立了包括胸廓的脊柱侧凸三维有限元模型，并模拟了Boston支具矫形特点，优化了的支具的矫形效果。Goto等^[15]在2003年时用同样方法成功模拟脊柱侧凸畸形，研究发现骨形成过程可减轻畸形，骨吸收过程则加重畸形。但上述研究均对建立的模型作一定的简化，且未建立完整的人体胸腰段脊柱。因此这与实际的脊柱侧凸形态和生物力学特征相差较大。

脊柱侧凸是极其复杂的三维脊柱畸形，其中特发性脊柱侧凸是最常见的类型，但对于脊柱侧凸的病因仍未十分明确。近年来，大多数学者对于脊柱侧凸有限元分析研究多集中在支具治疗和手术治疗方面的研究。2004年，Perie等^[16]应用有限元分析法建立了3例包括肋骨、骨盆在内的青少年特发性脊柱侧凸有限元模型，发现躯干受力具体的分布情况。研究表明测试个体化支具治疗的生物力学效应，使得设计更为有效的个体化支具成为可能。2007年Liao等^[17]应用有限元方法首次进行改良设计Boston支具，改良支具的质量较传统支具减少了12.4%-18%，实现了不影响矫形效果也能减轻支具质量，显著增加了患者佩戴舒适性。2010年Lafon等^[18]建立了10例重度特发性侧凸侧凸患者的个体化有限元模型，发现原位弯棒技术与CD旋棒技术的矫形效果相似，并且发现双侧棒的弯曲对融合区内或以外的脊柱产生互补的作用。2013年Zhang等^[19]建立了lenke5型特发性脊柱侧凸患者有限元模型，并模拟了4种不同手术方案的去旋转和压缩序贯矫形操作，结果显示4种不同手术策略矫形后的腰椎侧凸Cobb角和顶椎旋转矫正角度的改变，为特发性脊柱侧凸患者矫形手术方案的设计和效果的评价提供理论依据。同年，Little等^[20]建立了8例包括韧带、肋骨和脊柱的特发性脊柱侧凸患者个体化有限元模型，并且模拟了钉棒内固定矫形，研究指出术中矫形力与脊柱侧凸畸形矫正程度存在直接关系。大多数的脊柱侧凸畸形可能发生在顶椎的相邻的椎体，而且椎间盘空间对于脊柱畸形冠状面的矫正影响较大。因此，基于CT或MRI图像的有限元建模方法是目前建模的新进展，应用医学三维重建软件和逆向工程软件可以从影像学资料中提取所需组织，重建逼真的几何模型，在根据不同的单元类型来划分网格而生成有限元模型。所建立的有限元模型可以保留脊柱的解剖结构，使模拟的结果更加准确。

本文青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型具有以下特点：①影像学数据直接来源于特发性脊柱侧凸志愿者从T₁至骶尾骨的CT扫描的连续断面图像，并运用Mimics 16.0、Geomagic Studio 11.0和ANSYS 14.0 软件进行建模，模型包括椎体、皮质骨、松质骨、纤维环、髓核、椎弓根、椎板、横突、棘突、胸骨、肋骨、肋软骨、黄韧带、前纵韧带、后终韧带、棘间韧带、棘上韧带和横突间韧带等三维有限元结构。研究所建立的青少年特发性脊柱侧凸

有限元模型外观逼真, 几何相似性较高。②有限元模型的网格划分为523 617个单元, 159 008个节点, 比以往文献报道的模型相比较, 其模型简化程度较低、精确度较高以及几何相似性高, 故计算模拟结果的精确度更高。③将关节突关节定义为面-面接触, 由于关节被关节囊韧带包裹且关节面之间的摩擦很小, 因此将模型中关节的面-面接触定义为无摩擦特性。使得小关节受力更加接近人体的临床实际状态。④可进一步通过对模型进行约束加载来模拟不同的临床状态, 实现在正常人体或尸体标本难以实现的动力学仿真。

本文的不足之处: ①由于脊柱侧凸患者个体差异大, 畸形结构十分复杂, 其生物力学属性难以准确模拟, 并且材料属性的各向异性和不均匀性特点, 故建模工作量较大。②因为缺乏同期、同节段脊柱的生物力学实验数据, 参考文献中材料参数均来自于国内外相关文献的报道, 模型的几何外形和材料属性难免存在不一致性。③有限元分析软件对脊柱畸形的描述仍存在一定困难, 各种韧带、肌肉、肌腱等的非线性特性难以完全模拟。因此, 研究在建模过程中也对有限元模拟作了一定线性简化处理, 虽然这些简化均属于合理范围之内, 但是不可避免地影响了模型的计算模拟结果。

综上所述, 本文通过螺旋CT连续扫描获得的影像学资料, 并应用逆向工程软件进行处理, 成功建立了PUMC II d1型青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型, 该模型包括了T₁至骶骨的所有椎体、椎间盘、韧带、胸骨、肋骨以及肋软骨, 高度仿真模拟了患者脊柱侧凸畸形的特点, 为进一步生物力学分析提供了有效的数字化平台。

致谢: 衷心感谢内蒙古医科大学第二附属医院脊柱外科霍洪军教授和杨学军教授对课题设计、资料收集、数据处理、论文撰写的指导和帮助, 以及脊柱外科各位老师对课题的支持。

作者贡献: 实验设计黄盛佳、霍洪军, 实验实施及评估由所有作者共同完成, 资料收集黄盛佳、杨学军, 黄盛佳成文, 霍洪军审核, 黄盛佳、霍洪军对文章负责。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 志愿者及其监护人同意接受脊柱CT检查并将检查资料供试验使用, 对试验过程完全知情同意, 且得到医院伦理委员会批准。

学术术语: 特发性脊柱侧凸-指脊柱侧凸在冠状面上 Cobb 角大于 10°, 并伴有明显的椎体旋转和矢状面前凸或后凸异常的三维脊柱畸形, 其病因尚不明确。由于患者的发病年龄各不相同, 可将其划分为婴儿型、儿童型和青少年型 3 种主要类型。

作者声明: 文章为原创作品, 无抄袭剽窃, 无泄密及署名和专利争议, 内容及数据真实, 文责自负。

4 参考文献 References

- [1] Lonstein JE. Scoliosis: surgical versus nonsurgical treatment. Clin Orthop Relat Res. 2006;443:248-259.
- [2] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. J Biomech. 1974; 7(3):277-285.
- [3] Qiu G, Zhang J, Wang Y, et al. A new operative classification of idiopathic scoliosis: a Peking Union Medical College method. Spine (Phila Pa 1976). 2005;30(12):1419-1426.
- [4] Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, et al. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. Spine (Phila Pa 1976). 1995;20(6):689-698.
- [5] Kim HJ, Chun HJ, Kang KT, et al. A validated finite element analysis of nerve root stress in degenerative lumbar scoliosis. Med Biol Eng Comput. 2009;47(6):599-605.
- [6] Nie WZ, Ye M, Liu ZD, et al. The patient-specific brace design and biomechanical analysis of adolescent idiopathic scoliosis. J Biomech Eng. 2009;131(4):041007.
- [7] Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. Med Eng Phys. 2001;23(7):483-491.
- [8] Braun JT, Ogilvie JW, Akyuz E, et al. Creation of an experimental idiopathic-type scoliosis in an immature goat model using a flexible posterior asymmetric tether. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31(13):1410-1414.
- [9] Van Rietbergen B, Odgaard A, Kabel J, et al. Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. J Biomech. 1996;29(12):1653-1657.
- [10] Viviani GR, Ghista DN, Lozada PJ, et al. Biomechanical analysis and simulation of scoliosis surgical correction. Clin Orthop Relat Res. 1986;(208):40-47.
- [11] Stokes IA, Gardner-Morse M. Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. Spine (Phila Pa 1976). 1993;18(16):2457-2464.
- [12] Gardner-Morse M, Stokes IA. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. J Biomech. 1994;27(2):177-181.
- [13] Azegami H, Murachi S, Kitoh J, et al. Etiology of idiopathic scoliosis. Computational study. Clin Orthop Relat Res. 1998; (357):229-236.
- [14] Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, et al. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. Eur Spine J. 2000;9(3):185-190.
- [15] Goto M, Kawakami N, Azegami H, et al. Buckling and bone modeling as factors in the development of idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976). 2003;28(4):364-370; discussion 371.
- [16] Perie D, Aubin CE, Petit Y, et al. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19(2):190-195.
- [17] Liao YC, Feng CK, Tsai MW, et al. Shape modification of the Boston brace using a finite-element method with topology optimization. Spine (Phila Pa 1976). 2007;32(26):3014-3019.
- [18] Lafon Y, Steib JP, Skalli W. Intraoperative three dimensional correction during in situ contouring surgery by using a numerical model. Spine (Phila Pa 1976). 2010;35(4):453-459.
- [19] Zhang H, Hu X, Wang Y, et al. Use of finite element analysis of a Lenke type 5 adolescent idiopathic scoliosis case to assess possible surgical outcomes. Comput Aided Surg. 2013;18(3-4): 84-92.
- [20] Little JP, Izatt MT, Labrom RD, et al. An FE investigation simulating intra-operative corrective forces applied to correct scoliosis deformity. Scoliosis. 2013;8(1):9.