

L₁~L₅段腰椎简化模型的建立及其有效性验证

蔡芳芳¹, 孙东明^{1*}, 解京明², 赵智²

1. 昆明理工大学机电工程学院, 昆明 650093

2. 昆明医学院第二附属医院骨科, 昆明 650101

[关键词] 有限元分析; 生物力学; 腰椎; 机械建模

[中图分类号] R 681.57

[文献标志码] B

[文章编号] 0258-879X(2013)12-1384-03

Construction and validation of simplified model of L₁-L₅ section lumbar

CAI Fang-fang¹, SUN Dong-ming^{1*}, XIE Jing-ming², ZHAO Zhi²

1. Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650093, Yunnan, China

2. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Kunming Medical College, Kunming 650101, Yunnan, China

[Key words] finite element analysis; biomechanics; lumbar vertebrae; mechanical molding

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2013, 34(12):1384-1386]

青少年特发性脊柱侧凸是一种原因不明的脊柱某一节段发生侧向弯曲并同时伴随着椎体旋转的三维脊柱畸形,严重危害着青少年的身心健康。其发病机制及矫正治疗方案的优化一直是医工界专家学者关注和研究的热点问题之一。三维有限元分析是研究脊柱生物力学的一种有效手段^[1]。目前,学者们多利用CT扫描图像进行三维重建,但该方法建模周期长、数据量大,且模型一旦建立修改相当不便。此外,脊柱是一个由椎体、椎间盘、关节囊等组成的组合体,研究组合体的受力、变形、运动配合、协调等关系时,采用机械学方法更为直接有效。本研究利用机械零部件仿真的技术和思想构建了L₁~L₅段腰椎简化模型,为探索青少年特发性脊柱侧凸的病因和治疗方案提供便利。

1 方法和结果

1.1 简化模型的建立 将脊柱的“工况”视为垂直状态,将垂直方向定义为Z方向,脊柱自身的对称面定义为X-Z平面,垂直于对称面的方向定义为Y方向。根据文献^[2]描述,从昆明医学院第二附属医院获得一青少年男性脊柱胸腰椎段椎骨、椎间盘外形结构数据:椎骨横径、矢径30~50 mm,椎骨厚度18~25 mm,椎间盘横径、矢径30~50 mm,椎间盘厚度5~15 mm,生理

弯曲前凸40°~50°。将脊柱中的每个椎体、椎间盘和小关节等看作是一个个机械零件,建立好零件模型之后,按照人体脊柱的连接关系将其装配在一起组成人体的整个脊柱。图1所示为在Solid Edge软件中建立的脊柱的三维模型,模型主要对椎体后部的小关节处进行了简化处理,关节囊则由小垫片代替,关节囊分别与上、下两块椎体后部的小关节固定约束。如此处理之后,力的传递效果与真实模型相符合。

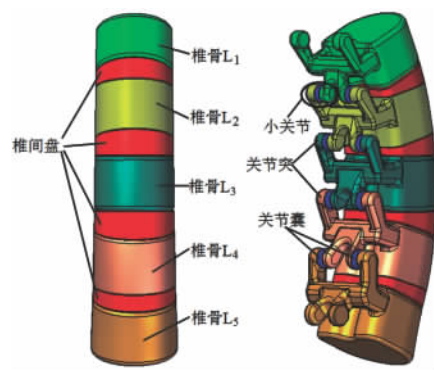


图1 L₁~L₅三维简化模型

1.2 有限元模型的建立 将Solid Edge建立的模型导入到ANSYS中,对脊柱模型进行四面体单元划分,选择单元类型为SOLID 187号单元。经过计算和分析,

[收稿日期] 2013-03-15

[接受日期] 2013-07-04

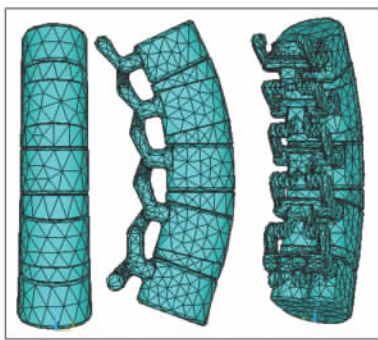
[作者简介] 蔡芳芳, 硕士. E-mail: caifang19870513@163.com

* 通信作者(Corresponding author). Tel: 0871-65186388, E-mail: kmustsdm@126.com

将单元尺寸设置为 0.002 m, 划分方式为自由网格划分。假设所有材料都为均质、各向同性的线弹性材料, 具体参数采用文献报道的体外生物力学实验结果(表 1)^[3]。本研究中, 采取将弹性模量和泊松比简化处理的方式, 设定椎体的弹性模量为 1.2×10^{10} MPa, 泊松比为 0.3; 椎间盘和关节囊的弹性模量均为 4.2×10^6 MPa, 泊松比为 0.45。模型中的主要接触面包括椎体与椎间盘、椎体后部关节突之间的接触。由于在人体脊柱结构中, 椎体与椎间盘、关节突是长在一起、不分离的, 因此可以假设其接触的部分只有一个接触面, 即在两者接触部分的关键点、节点的自由度以及约束等始终保持一致。在对模型进行处理时, 采用“线切割面”的方式, 将两个接触面划分为一个面。在 ANSYS 中划分完网格的 L₁~L₅ 段的腰椎模型见图 2, 共计 149 927 个单元, 219 298 个节点。

表 1 脊柱不同部位的材料参数^[3]

部位	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	12 000	0.3
松质骨	450	0.3
椎间盘纤维环	3.4	0.4
椎间盘髓核	1.0	0.49
椎体终板	500	0.4
椎体后部结构	3 500	0.3

图 2 L₁~L₅ 段腰椎简化有限元模型

1.3 模型有效性验证

1.3.1 仿真模拟 将 L₁~L₅ 节段模型中的 L₅ 下表面固定, 在 L₁ 上表面的冠状面、矢状面和水平面(也称为轴向面)分别施加 $3.75 \text{ N} \cdot \text{m}$ 的扭矩模拟脊柱的前屈、后伸、侧弯及轴向扭转。由于模型最下面的一块椎体下表面被完全约束, 只在最上面一块椎体的上表面上施加载荷, 由变形的叠加可知, 旋转角度最大的位置应该是最上面一块椎体的上表面, 即 L₁ 上表面。那么只需测量 L₁ 上表面的旋转角度即可。

在经典 ANSYS 中对 L₁~L₅ 节段模型施加约束和载荷并求解之后, 通过节点集 L₁ UP 选中 L₁ 上表面上的所有节点, 从这些节点中选出一些可以勾勒出 L₁ 上表面轮廓的节点——所有节点中最外圈的节点。通过 List 菜单命令, 列表显示出这些节点的原始空间坐标值和位移变化量, 将这些数值复制到 Excel 表格中进行数据处理后, 得到这些节点的原始空间坐标值和变形后的空间坐标值。在 Solid Edge 三维软件中, 分别导入原始空间坐标值和变形后的空间坐标值就可以得到模型在变形前后的曲面。

由于扭矩是加载在不同的方向上(X 轴、Y 轴、Z 轴), 所以对最大旋转角度的测量要由所加载的方向确定。前屈和后伸的最大旋转角度绕 Y 轴, 通过变形前后 L₁ 上表面在 X-Z 平面的夹角得到; 侧弯的最大旋转角度绕 X 轴, 通过变形前后模型的轴心轴线在 Y-Z 平面的夹角得到; 轴向扭转的最大旋转角度绕 Z 轴, 通过变形前后 L₁ 上表面在 X-Y 平面的夹角得到。由于椎体的表面形状比较复杂, 在轴向扭转时得到其旋转中心较难, 因此这里采用一种几何方法求得其旋转中心。在变形前后的椎体 L₁ 上表面上选取两组对应点, 各自连接后得到两条线段, 分别作出这两条线段的中垂线, 中垂线的交点即为该表面的旋转中心点 O。L₁~L₅ 腰椎节段在前屈、后伸、侧弯和轴向扭转时的最大旋转角度如图 3 所示。

1.3.2 对比分析 将所得到的 4 种载荷下的旋转角度与 Zander 等^[4] 的有限元分析结果以及 Rohlmann 等^[5] 的实验值进行对比, 结果如图 4 所示。从柱形图中可以看出: 轴向扭转时的最大角度与 Zander 等^[4] 的有限元分析结果及 Rohlmann 等^[5] 的实验值均比较接近, 三者的结果比较一致; 而在前屈、后伸和侧弯的模拟中, 最大旋转角度略大于 Zander 等^[4] 的有限元分析结果, 但仍处于 Rohlmann 等^[5] 的实验数据范围内。

由此, 可以说明本研究所建立的人体脊柱三维简化几何模型是有效的, 可以利用它来模拟脊柱的生物力学分析, 得到脊柱受力时的变形趋势。

2 讨论

本研究通过机械建模的方式运用 Solid Edge 软件建立了人体脊柱 L₁~L₅ 节段的三维简化几何模型, 并将其导入经典 ANSYS 中建立了脊柱 L₁~L₅ 段的有限元模型。该模型比较精确地模拟了人体脊柱形态结构, 在材料属性、相互连接关系、运动关系方面都得到了较准确的设置。通过对 L₁~L₅ 节段的模型进行仿真

模拟,然后将仿真结果与 Zander 等^[4]的有限元分析结果以及 Rohlmann 等^[5]的实验值进行对比,验证了该模型的有效性。该模型与真实脊柱有较高的相似性,其关键尺寸、相互间的连接关系、运动关系等把握准确,建模周期短,方便修改。在以后的研究中可以采用这

一建模方法建立人体颈椎、胸椎、腰椎、骶椎的整体模型,并分析其变形趋势,以期能够为探索青少年特发性脊柱侧凸的病因、病理及矫形机制的优化提供理论和技术支持。

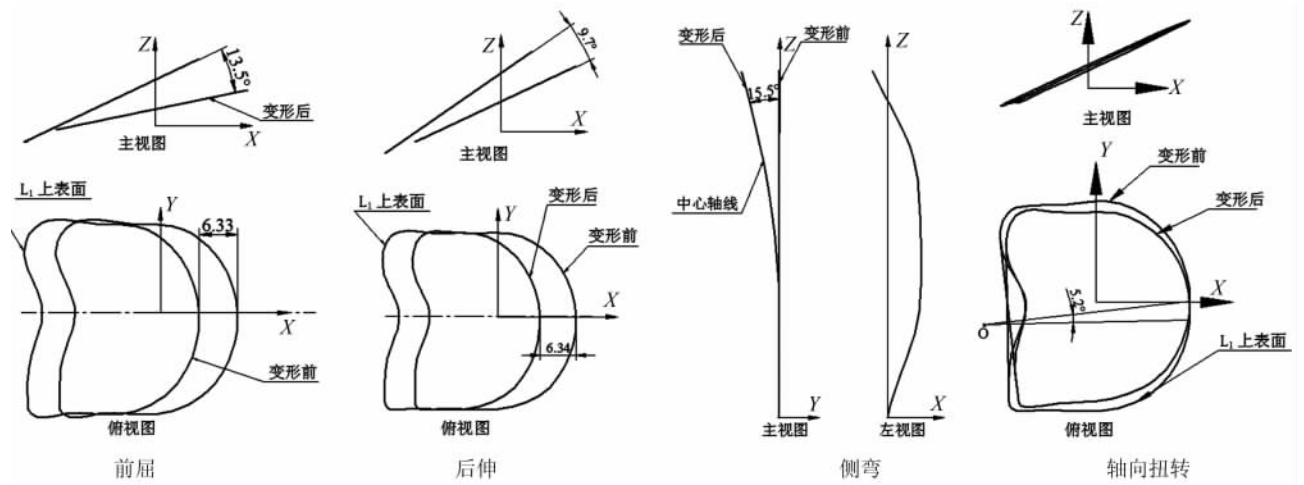


图3 L₁~L₅节段腰椎在前屈、后伸、侧弯和轴向扭转时的最大旋转角度

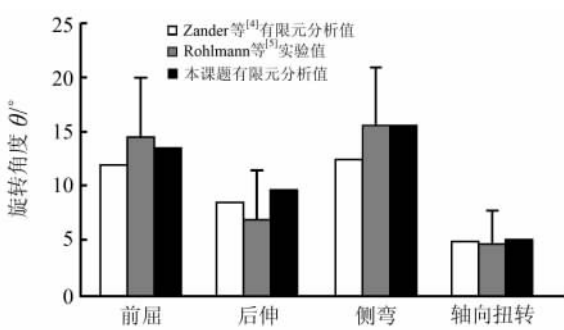


图4 施加 3.75 N·m 力矩后 L₁~L₅节段腰椎最大旋转角度对比图

由于肌肉和韧带的附着点较为复杂,对模型进行力学分析时,不得不先忽略肌肉和韧带对脊柱的拉力与支撑作用。因此,本研究所建立的有限元模型在结构上仍不完善,所得到的分析数据与真实情况还存在一定差异,仍需进一步改进。

3 利益冲突

所有作者声明本文不涉及任何利益冲突。

[参考文献]

- [1] 杜瑞卿,陈以国,张鹏,郑忻. 脊柱生物力学有限元分析法的概述[J]. 北京生物医学工程, 2004, 23: 78-80.
- [2] Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Transient analysis of trunk response in sudden release loading using kinematics-driven finite element model[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, 24: 341-347.
- [3] 汪学松. PUMC II D₁₁型青少年特发性脊柱侧凸仿真模型和有限元模型的建立和相关生物力学分析[D]. 北京:中国协和医科大学, 2008.
- [4] Zander T, Rohlmann A, Burra N K, Bergmann G. Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006, 21: 767-774.
- [5] Rohlmann A, Zander T, Schmidt H, Wilke H J, Bergmann G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method[J]. J Biomech, 2006, 39: 2484-2490.

[本文编辑] 孙岩