

脊柱 L3~L4 段的一体化三维光学模型构建及其生物力学分析

惠宇¹, 武君胜², 鱼滨³, 李孟鸽³, 杜静⁴

¹西北工业大学计算机学院, 陕西 西安 710072;

²西北工业大学软件与微电子学院, 陕西 西安 710072;

³西安电子科技大学计算机学院, 陕西 西安 710072;

⁴西北工业大学管理学院, 陕西 西安 710072

摘要 采用三维重建方法——面绘制立方体算法(MC)体绘制构建人体腰椎 L3~L4 腰骶段的有限元模型,并模拟添加前韧带、后韧带、黄韧带、纤维环等主要脊椎附着软组织,精确构建了脊柱一体化三维有限元模型,然后进行有限元模型网格化划分并设置各部分相应的材料属性。定义不同方向的载荷和边界条件以模拟正常模型和椎间盘膨出退化模型在不同工况下所承受的应力和形变情况,通过分析其生物力学特性,可以为临床上椎间盘膨出和椎间盘突出等的诊治提供生物力学依据。

关键词 医用光学; 三维光学模型; 生物力学; 椎间盘膨出

中图分类号 TP391.4

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201744.0707001

Construction and Biomechanical Analysis of Integrated Three-Dimensional Optical Model of L3-L4 Segment of Spine

Hui Yu¹, Wu Junsheng², Yu Bin³, Li Mengge³, Du Jing⁴

¹College of Computer Science, Northwestern Polytechnical University, Xi'an, Shaanxi 710072, China;

²College of Software and Microelectronics, Northwestern Polytechnical University, Xi'an, Shaanxi 710072, China;

³College of Computer Science, Xidian University, Xi'an, Shaanxi 710072, China;

⁴School of Management, Northwestern Polytechnical University, Xi'an, Shaanxi 710072, China

Abstract The finite element model for human lumbar spinal L3-L4 is described by three-dimensional reconstruction method—marching cubes (MC). With some vital soft tissues on spine, such as anterior ligament, opisthodontic ligament, yellow ligament and fiber ring added, the complete three-dimensional finite element model of spine is rebuilt precisely. Then the finite element model is divided into mesh and the corresponding material properties of all parts are set. Finally, load and boundary conditions with different directions are defined to simulate the stress and displacement of normal model and intervertebral disc swelling degeneration model under different conditions. Which can provide biomechanical basis on the clinical diagnosis and treatment of intervertebral disc bulge and intervertebral disc protrusion by analyzing its biomechanical properties.

Key words medical optics; three-dimensional optical model; biomechanics; intervertebral disc bulge

OCIS codes 170.1420; 170.0180

收稿日期: 2017-01-22; **收到修改稿日期:** 2017-03-08

基金项目: 国家自然科学基金(61172147)

作者简介: 惠宇(1984—),男,博士研究生,主要从事医学影像处理、软件工程、有限元计算方面的研究。

E-mail: 289178013@qq.com

导师简介: 武君胜(1962—),男,教授,博士生导师,主要从事计算方法、科学计算可视化、软件工程方面的研究。

E-mail: wujunsheng@nwpu.edu.cn

1 引 言

随着计算机医学影像技术的快速发展,三维影像模型处理化技术已经被广泛应用于人体脊椎的临床研究,借以实现病灶的定量诊断、骨科手术的完全模拟等。然而现有的医疗技术手段仍然有一定的局限性,尚不能很好地满足脊椎治疗的临床需要,解决该问题的关键是对脊柱腰骶段建立高精度的一体化模型并对手术导航过程进行高准确度的模拟评价,通过生物力学建模与三维几何统计模型相结合,从而使疾病的诊疗过程计量化。

利用有限元法(FEM)^[1]可以模拟获得脊柱各部分构件在不同工况条件(如退变、劳损、正常或健康状态)下的应力应变以及力学位移等情况,从而获得一定的科学参数,为医学诊断与手术过程提供参考依据。目前,采用有限元法对人体骨骼的分析和研究已经成为了骨科生物力学研究的重要方法之一。基于此,众多学者提出了一系列脊椎三维有限元模型,Roberts等^[2]建立了骨T1~S1节段有限元模型,用可变性单元替代了第一骨节,并模拟了遭受撞击时的力学条件,计算了作用外力对脊柱产生的破坏影响;Yang等^[3]建立了一段椎体有限元模型,在此基础上分析研究了关节突在轴向载荷作用下传递力的作用;Rohlmann等^[4]利用有限元分析法建立了人体脊椎L1~L3段有限元模型,并模拟计算了人体在前屈和后伸两种运动状态下的应力应变分布,并与医学实验进行数据比较;王宇等^[5-6]利用影响诊断技术和计算机辅助设计(CAD)三维重建技术获得了包括椎体、椎间盘和韧带的正常人体腰椎三维模型,分析了脊柱前屈、后伸和轴向旋转载荷情况下的内部应力变化情况;王方等^[7-8]建立了人体骨折模型,并模拟在多种冲击载荷条件下人体肋骨的生物力学分析;付诚等^[9]利用有限元软件Hypermesh建立了腰椎L4~L5节段正常有限元模型以及植入融合器的椎弓根融合模型。在上述研究中,构建的模型均不是包含软组织在内的一体化模型,存在一定的精度误差,特别是缺少对于模型的细节特征描述,准确性略差。

本文采用三维重建方法——面绘制立方体算法(MC)体绘制构建人体腰椎L3~L4腰骶段的有限元模型,模拟添加主要脊椎附着软组织,构建脊柱一体化三维有限元模型,并依据力学模型参数和评价体系,分析其生物力学特性,以获取脊椎各个部分所能承受的运动力度以及不同脊椎个体之间存在的差异。这样可以在手术之前模拟手术过程,帮助医生制定合理的手术方案;在手术之后,也可以分析手术效果,并且给病人适当的医学建议。

2 L3~L4段一体化三维模型的构建

2.1 L3~L4段腰椎有限元模型

基于真实的计算机断层扫描(CT)脊椎图像数据,采用MC完成腰椎L3~L4段有限元模型的三维构建^[10]。图像显示及增强采用可视化软件开发包(VTK),VTK采用流水线模式进行迭代开发,实现面绘制的流程如图1所示。

人体脊椎三维重建后的模型正面如图2所示,其最下面4块椎骨分别为L1~L4腰椎节段。

2.2 L3~L4段一体化模型构建方法

人体脊椎L3~L4段一体化模型构建方法的主要步骤为:

1) CT图像的采集

选取正常椎间盘和患有椎间盘膨出的医学数字影像和通讯(DICOM)格式的CT数据进行建模,CT数据用GE公司Light Speed 16排螺旋扫描采取,每张图像的厚度为0.625 mm,断层扫描得到模型样本的横截面图像。

2) CT图像的三维重建

蒙板生成。将DICOM格式的CT数据导入三维建模软件Simpleware 7.0中,根据人体不同组织的灰度值,设定阈值来区分骨骼和和软组织,一般情况下骨骼的阈值范围为226~1000,设定Simpleware软件的窗宽为305(GV),创建新的蒙版,使得灰度值在226~1000之间的像素点均处在蒙版中。

编辑蒙板。在进行图像的三维重建时,由于外界环境或者数据本身的影响,难免会产生一些噪声,需要对专业解剖有所了解,利用医学常识,对人体组织的CT图像进行蒙版编辑。

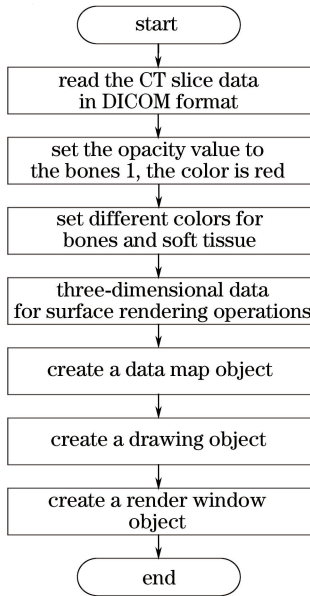


图 1 面绘制流程

Fig. 1 Surface drawing process

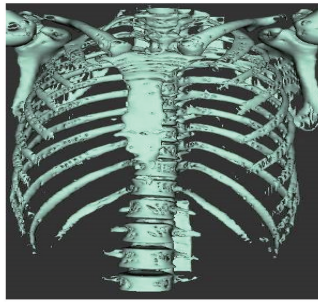


图 2 人体脊椎三维重建后的模型示意图

Fig. 2 Schematic of the human spine model after 3D reconstruction

3) 生成 3D 模型

将每层数据进行如上的处理,经过区域生长算法^[11]生成三维一体化模型,添加腰椎周围起拉伸牵引作用的韧带软组织,包括前纵韧带、后纵韧带和黄韧带。重建的一体化模型是腰椎 L3~L4 节段,区分每个椎骨的皮质骨和松质骨,并手工添加纤维环、髓核和韧带等软组织。采用原始 CT 数据,借助 Simpleware 软件进行建模之后,得到了腰椎 L3~L4 段的一体化模型,并对模型依次进行平滑处理、网格划分、材料属性设置等,重建的模型基本符合原实际病理形态,生成的正常腰椎 L3~L4 段模型以及椎间盘膨出的模型如图 3 和图 4 所示。

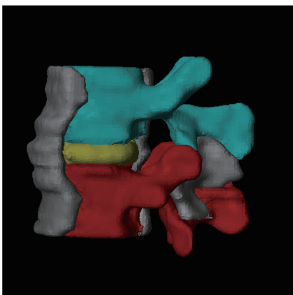


图 3 正常腰椎 L3~L4 段模型图

Fig. 3 Normal lumbar L3-L4 segment model

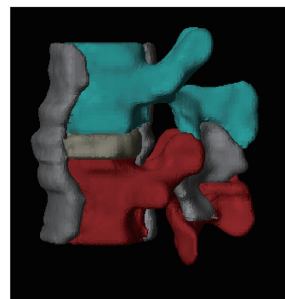


图 4 椎间盘膨出的腰椎 L3~L4 段模型图

Fig. 4 Lumbar spine L3-L4 segment model of intervertebral disc bulge

模型包含 L3、L4 椎体(浅蓝色区域),前纵韧带、后纵韧带、黄韧带等韧带软组织(灰色区域),以及椎间盘(黄色区域)。其中根据生理参数将椎间盘分割为纤维环和核髓两部分,纤维环占体积的 52%,将椎骨分为皮质骨和松质骨两部分,椎体采用 SOLID45 实体单元来模拟,椎间盘纤维环与核髓以及上下终板均由 C3D8R 实体单元模拟,所有韧带采用壳单元。整个模型包括 97684 个节点和 316649 个不同类型的单元。

4) 创建有限元力学模型

在 Simpleware 的 ScanFE 模块中,将正常腰椎 L3~L4 模型通过一系列网格处理并设置属性之后生成有限元网格模型,借助于有限元分析软件 ANSYS 进行生物力学模拟。图 5 是将重建的有限元模型导入 ANSYS 的 Element 形式。

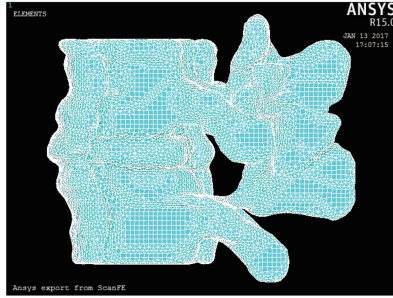


图 5 正常腰椎 L3~L4 段的表示图

Fig. 5 Normal lumbar L3-L4 segment representation

3 L3~L4 段一体化模型的有限元力学分析

3.1 ANSYS 载荷及单元的选择

利用有限元分析软件 ANSYS 进行模型的有限元力学分析,包括前处理阶段、加载及求解以及后处理阶段三个步骤,其中前处理阶段需要实现有限元模型的建立。对重建模型进行计算分析前需要完成对模型单元的定义以及载荷的定量添加。

采用结构性静力分析准则来模拟施加载荷触发的结构位移与应力应变。定义模型的各组件为各向同性的线弹性材料,脊椎的髓核为不可压缩的弹性固体材料。由于八节点六面体单元比四节点四面体单元的模拟精度高、应变能力大,因此采用 SOLID45 实体单元来模拟椎体。

分析计算过程中,需要对模型施加相应的自由度约束作为边界激励条件。

3.2 材料特性

椎间盘纤维环采用各向异性超弹性材料模拟建立,根据文献[12-13]可得椎骨各个部分的材料属性,包括密度、杨氏模量和泊松比,如表 1 所示。

表 1 韧带的材料属性

Table 1 Material properties of ligaments

Material	Density / ($10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3}$)	Young's modulus /MPa	Poisson's ratio
Posterior longitudinal ligament	1.0	9.12	0.4
Anterior longitudinal ligament	1.0	11.4	0.4
Yellow ligament	1.0	5.7	0.4
Nuclear marrow	1.0	1.0	0.495
Fiber ring	1.2	1	0.45
Cancellous bone	0.17	291	0.25
Dense bone	1.83	14000	0.3

3.3 完全润滑问题的等效应力建模

建立完有限元网格模型后,需要对椎体和椎间盘之间的接触关系进行设置,如果在从 Simpleware 导出时将模型设置为面接触关系,在 ANSYS 中进行计算时,腰椎模型本身的复杂性使得结果不容易收敛,硬件条件限制导致不能在一定的时间内计算出结果。为达到等效结果,在 ANSYS 中连接两个物体之间的自由

度使得接触面刚度等效, ANSYS 中联系自由度的方法有耦合和约束方程两种, 如果需要使自由度值相同的多个物体不发生相对位移, 可以将其耦合在一起; 约束方程是更通用的联系自由度的方式, 可完成润滑问题的等效建模, 对其生成约束方程, 如图 6 所示。

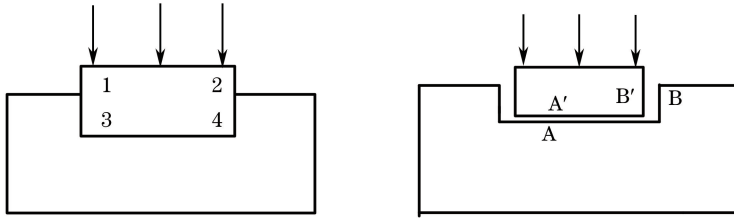


图 6 完全润滑问题的等效建模

Fig. 6 Equivalent modeling of complete lubrication problems

就模具和工件独立进行几何建模和单元划分, 采用约束方程面上的所有对应节点: (y 方向位移), 面上的所有对应节点: (x 方向位移), 其中 v 代表 Y 方向上位移, u 代表 X 方向上位移。在建立的模型上, 采用约束方程对接触关系进行处理, 可以更好地模拟耦合关系, 得到较好的模拟结果, 并且可以进行快速的计算。

4 结果及讨论

4.1 正常 L3~L4 节有限元模型的受力分析

为了获取腰椎 L3~L4 节段模型在正常情况的不同运动状态下的应力应变数据, 固定椎体 L4 的下终板, 将 L4 的自由度约束设为 0, 并对 L3 椎体上终板施加 500 N 的集中力载荷以模拟人体受到的重力影响, 固定边界条件并施加不同的载荷模拟人体的不同的工况状态(图 7 为 XYZ 轴示意图): 1) $F_x = 300$ N 表示沿 X 轴正方向施加大小为 300 N 的作用力, 模拟人体的前屈运动; 2) $F_x = -300$ N 表示沿 X 轴负方向施加大小为 300 N 的作用力, 模拟人体的后伸运动; 3) $F_z = 300$ N 表示沿 Z 轴正方向施加大小为 300 N 的作用力, 模拟人体的左侧弯运动; 4) $F_z = -300$ N 表示沿 Z 轴正方向施加大小为 300 N 的作用力, 模拟人体的右侧弯运动, 获得的相应的位移云图与应力云图如图 8~11 所示。

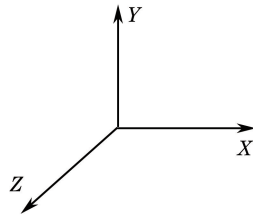


图 7 XYZ 轴向示意图

Fig. 7 XYZ axial schematic

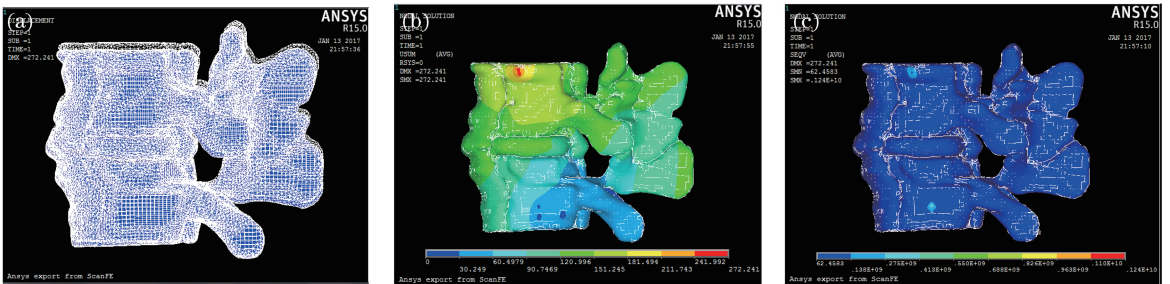


图 8 L3~L4 节前屈运动模拟图。(a)形变云图; (b)位移云图; (c)应力云图

Fig. 8 Simulation diagram of the flexion movement of L3-L4 section. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

4.2 腰椎 L3~L4 节膨出退变模型的有限元分析

为了对椎间盘的病变情况进行分析研究, 模拟了腰椎 L3~L4 节椎间盘膨出的受力情况, 并与正常的腰

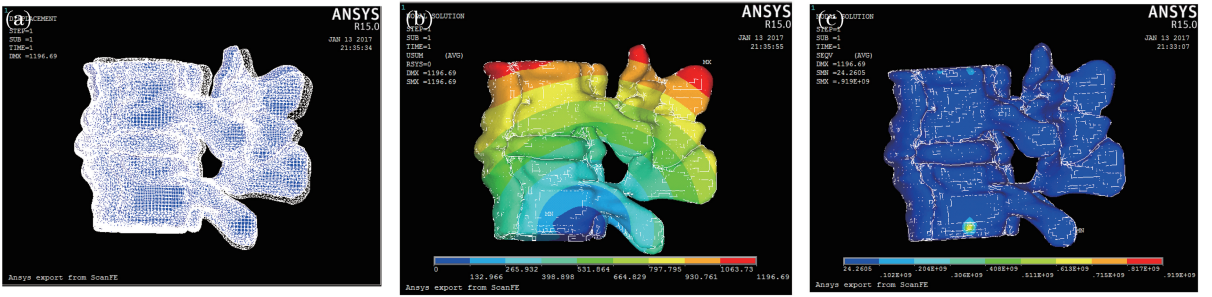


图 9 L3~L4 节后伸运动模拟图。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 9 Simulation diagram of the extension movement of L3-L4 section. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

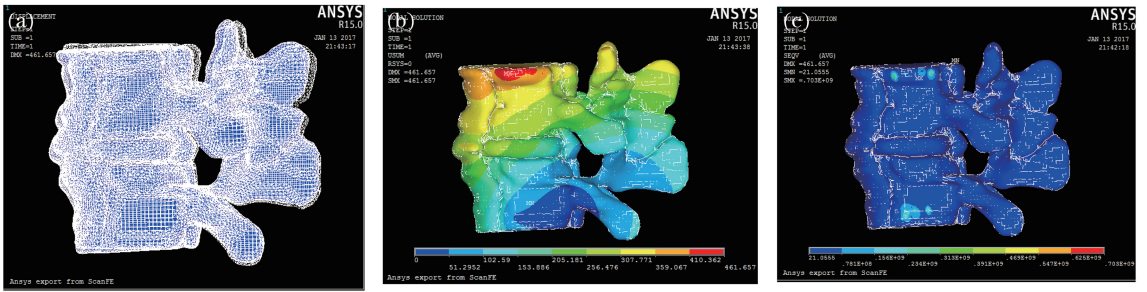


图 10 L3~L4 节左侧弯运动模拟图。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 10 Simulation diagram of the left flexion movement of L3-L4 section. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

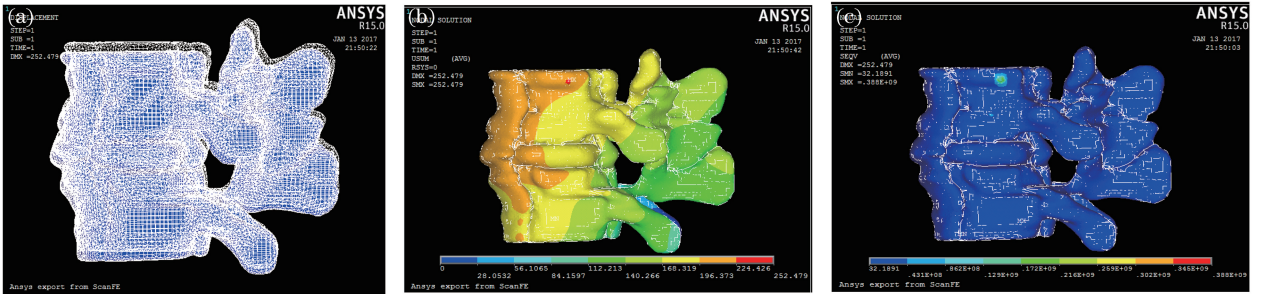


图 11 L3~L4 节右侧弯运动模拟图。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 11 Simulation diagram of the right flexion movement of L3-L4 section. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

椎 L3~L4 节段进行对比,比较在前屈、后伸、侧弯情况下椎间盘膨出模型和正常模型的位移和应力应变情况,从而验证有限元分析结果的有效性和可靠性,图 12 为椎间盘膨大的有限元模型。

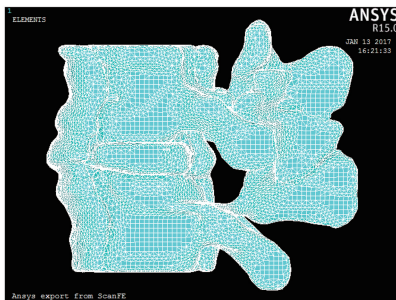


图 12 椎间盘膨出的腰椎 L3~L4 节的有限元模型

Fig. 12 Finite element model of the lumbar L3-L4 section of intervertebral disc bulge

4.2.1 腰椎 L3~L4 节退变模型的构建

椎间盘膨出在椎间盘病变中比较常见,导致病变发生的根本原因是^[14]:椎间盘退变松弛,外周纤维环超出椎体终板边缘,纤维环向外挤压但尚未破裂,与椎间盘突出不同的是,膨出时髓核还停留在纤维环以内,纤维环并没有破裂,只是发生了膨胀。由于椎间盘膨出模型和正常模型的物理结构有所差异,因而退变模型是根据真实的腰椎间盘膨出数据所建立的模型,与正常模型相比,其年龄、性别、身高大致一致,这样既能保证病变模型的准确性,也能保证与正常模型对比的可信度。椎间盘膨出的纤维环和髓核的材料属性与正常的模型有所差异。椎间盘膨出模型纤维环的杨氏模量为 3.0 MPa,泊松比为 0.42^[15],模型其他部分的材料属性和正常椎体属性一样。

4.2.2 腰椎 L3~L4 节膨出退变模型的受力分析

为了方便对比,对椎间盘膨出模型与正常模型在同一位置施加相同的载荷和边界条件,以模拟退变后人体运动的四种状态:前屈、后伸、左侧弯和右侧弯,并获得相应的位移和应力云图,如图 13~16 所示。

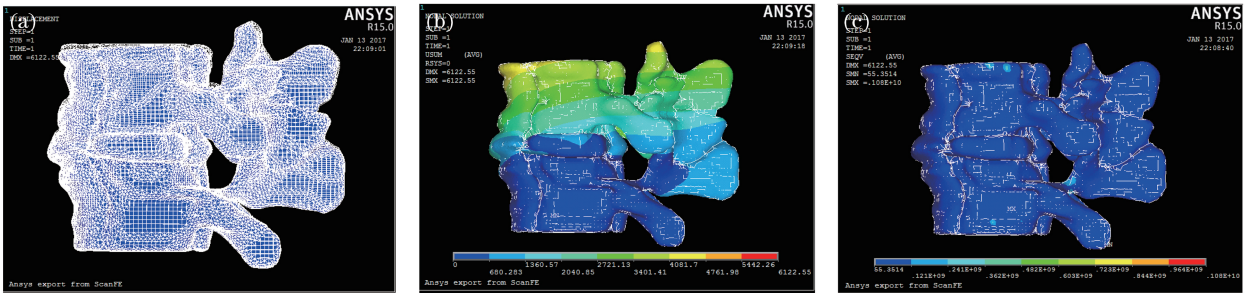


图 13 椎间盘膨出模型前屈运动模拟结果。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 13 Simulation results of the flexion movement of intervertebral disc bulge model. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

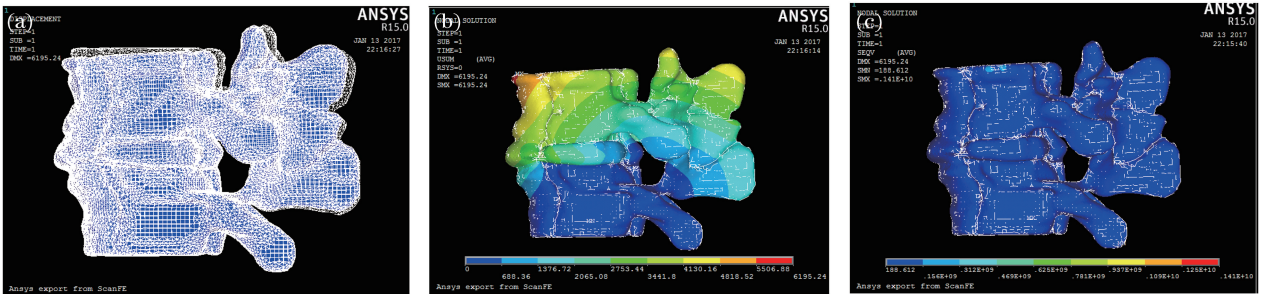


图 14 椎间盘膨出模型后伸运动模拟结果。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 14 Simulation results of the extension movement of intervertebral disc bulge model. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

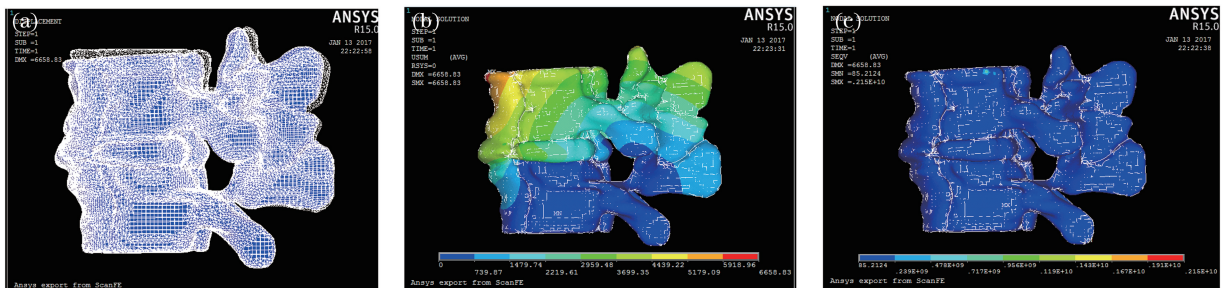


图 15 椎间盘膨出模型左侧弯运动模拟结果。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 15 Simulation results of the left flexion movement of intervertebral disc bulge model. (a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

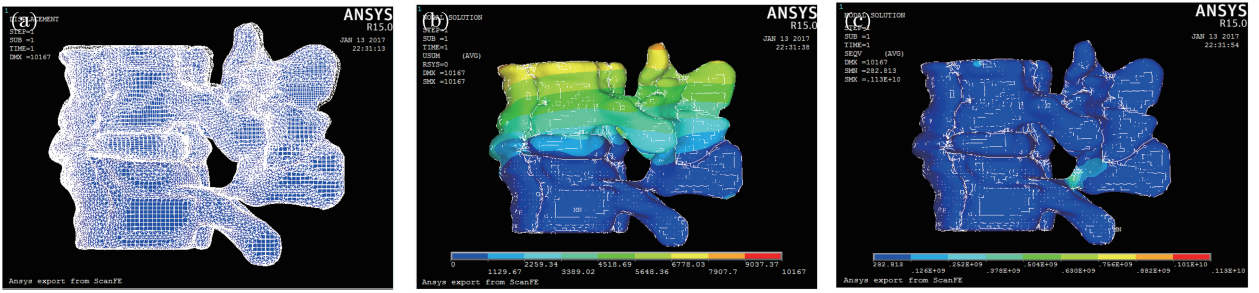


图 16 椎间盘膨出模型右侧弯运动模拟结果。(a)形变云图;(b)位移云图;(c)应力云图

Fig. 16 Simulation results of the right flexion movement of intervertebral disc bulge model.

(a) Deformation cloud map; (b) displacement cloud map; (c) stress cloud map

4.3 膨出退变模型与正常模型的分析比较

4.3.1 不同工况下骨小关节的有限元受力分析

腰椎骨小关节是腰椎结构中非常重要的一个部位,人体脊椎的运动都离不开小关节的参与。椎间盘与骨小关节在人体结构力学以及生物运动上有着千丝万缕的联系,椎间盘的生物退变也往往会引发骨小关节部位的紊乱和病变^[16-17],故首先研究不同运动状态下骨小关节的受力情况。

正常模型与椎间盘膨出模型的小关节在不同运动状态下的受力情况对比如图 17~20 所示。

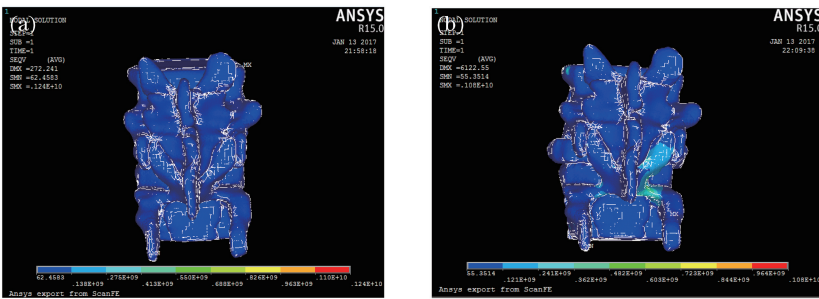


图 17 小关节前屈运动的应力云图。(a)正常模型;(b)椎间盘膨出模型

Fig. 17 Stress cloud map of the flexion movement of small joint. (a) Normal model; (b) intervertebral disc bulge model

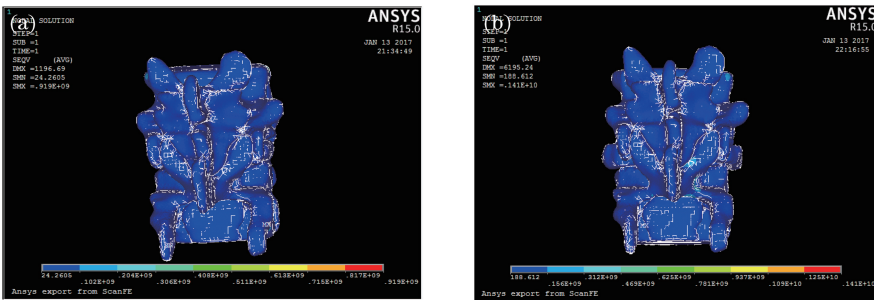


图 18 小关节后伸运动的应力云图。(a)正常模型;(b)椎间盘膨出模型

Fig. 18 Stress cloud map of the extension movement of small joint. (a) Normal model;

(b) intervertebral disc bulge model

通过观察正常模型的应力云图的对比可以发现,在模型模拟人体的 4 种运动状态中,当椎体模拟侧弯运动时,骨小关节所受到的应力值相对前屈和后伸运动的应力值较大。当脊柱发生侧弯时对侧的骨小关节应力会相应增加,这与临床医学上的表现一致。在前屈和后伸两种运动状态下的应力比较中,前屈状态下的应力明显大于后伸状态,从临床的角度可以解释为:人体在进行前屈运动时,椎体受到来自后纵韧带、黄韧带等主要韧带的牵拉作用,而做后伸运动时椎体只受前纵韧带的牵拉作用,因此前屈时的应力大于后伸时的应力。

对比正常椎体模型的骨小关节应力,膨出退变模型在前屈和后伸状态下的骨小关节应力情况与正常椎体基本类似,但在侧弯尤其是右侧弯时则会出现异常。当椎体发生膨出退变后,骨小关节的负载压力会大大

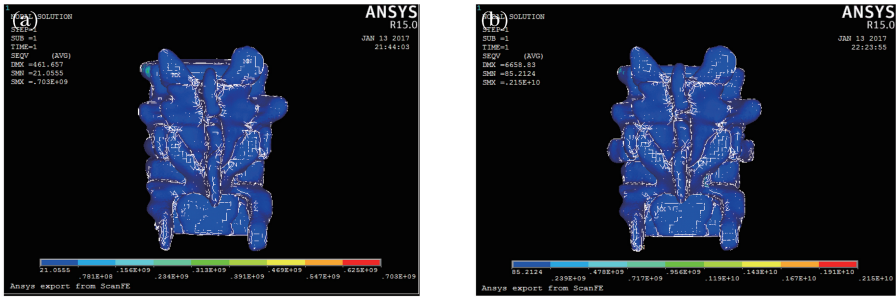


图 19 小关节左侧弯运动的应力云图。(a) 正常模型;(b) 椎间盘膨出模型

Fig. 19 Stress cloud map of the left flexion movement of small joint. (a) Normal model; (b) intervertebral disc bulge model

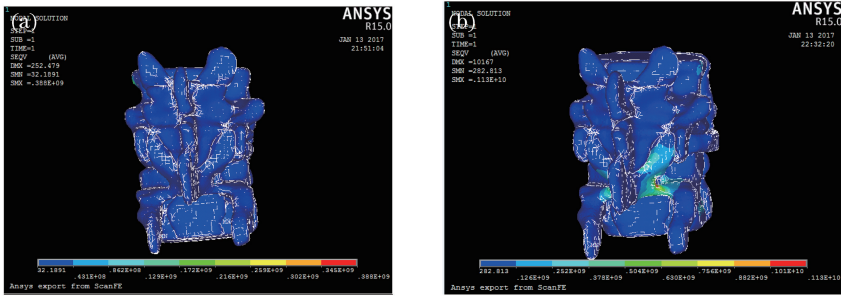


图 20 小关节右侧弯运动的应力云图。(a) 正常模型;(b) 椎间盘膨出模型

Fig. 20 Stress cloud map of the right flexion movement of small joint. (a) Normal model; (b) intervertebral disc bulge model

增加,特别是在椎体侧弯状态下,骨小关节的负载压力更是增长较快,在实际情况下,椎间盘膨出后所承受的压力较大,破坏了椎间盘的生物运动能力,从而容易造成骨小关节的损伤和紊乱,并进一步引发腰椎的各种疾病,膨出严重时,甚至会导致纤维环直接破裂易形成椎间盘突出等,从而压迫神经。

4.3.2 各种工况下模型的有限元力学分析

分别模拟了正常椎体模型和椎间盘膨出病变模型在外部载荷的作用下前屈、后弯、左侧弯、右侧弯运动状态下的受力情况,得到对应的位移和应力云图。通过观察不同状态下的位移与应力云图,得到不同模型的应力值和位移形变值对比,如表 2 和表 3 所示。表 4 比较了两个模型在后伸情况下各个部位关键点的位移变化,很明显在椎间盘膨出的情况下各个部位关键点的位移变化更大。

表 2 正常模型与椎间盘膨出模型的应力值对比

Table 2 Comparison of stress values between normal model and intervertebral disc bulge model

Movement state	SMX	
	Normal model /10 ⁸	Intervertebral disc bulge model /10 ⁹
Flexion	12.4	1.08
Extension	9.19	1.41
Left flexion	7.03	2.15
Right flexion	2.88	1.13

表 3 正常模型与椎间盘膨出模型的位移形变值对比

Table 3 Comparison of displacement deformation values between normal model and intervertebral disc bulge model

Movement state	DMX	
	Normal model	Intervertebral disc bulge model
Flexion	270	6122
Extension	1196	6195
Left flexion	461	6658
Right flexion	252	1106

表 4 后伸位移变化对比

Table 4 Comparison of extension displacement changes

Part	Normal displacement range	Exceptional displacement range
L4 anterior vertebral body	[0,398,898]	[0,2065,08]
L4 rear structure	[132,966,531,864]	[688,36,2753,44]
Intervertebral disc	[132,966,664,829]	[688,36,3441,8]
L3 vertebral body	[265,932,797,795]	[1376,72,4130,16]
L3 middle of the vertebral body	[398,898,930,761]	[2065,08,4818,52]
L3 top of the vertebral body	[797,795,1063,73]	[4130,16,5506,88]
L3 rear structure	[930,761,1196,69]	[4818,52,6195,24]

图 21 和 22 是根据表 2 和 3 所绘制的折线关系图。从图 21 可以看出,在对两种模型施加相同的载荷条件模拟不同运动时,膨出病变椎体的位移都大于正常椎体的位移,在右侧弯运动状态下尤其明显。所以,椎间盘膨出病人在做侧弯运动时一定要注意脊椎的安全,避免过大的运动量压迫到骨小关节以及周边的软组织、神经等,从而引发椎体的疼痛感和不适感。如果平时运动中侧弯的运动量过大,严重的可能会导致纤维环破裂,造成椎间盘突出。

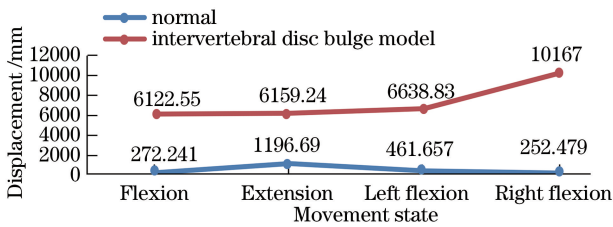


图 21 正常脊椎和椎间盘膨出模型位移比较

Fig. 21 Comparison of displacement between normal spine and intervertebral disc bulge model

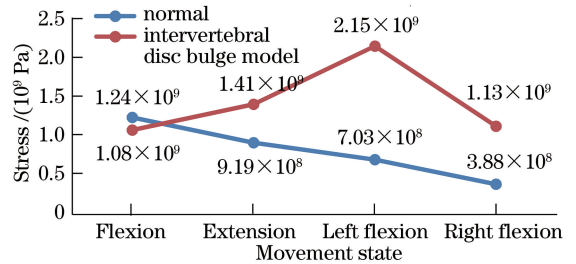


图 22 正常脊椎和椎间盘膨出模型应力比较

Fig. 22 Comparison of stress between normal spine and intervertebral disc bulge model

从图 22 可以得出,在对两种模型施加相同的载荷条件模拟前屈和后伸运动时,膨出病变椎体比正常椎体所受的应力要大很多,尤其是左侧弯运动,所以膨出病人在做侧弯运动时应避免劳损,以免造成进一步的伤害,导致纤维环直接破裂。但在前屈状态下,正常椎体只是比膨出病变椎体所受的应力稍微大些,这说明椎间盘膨出病人可以适当做些前屈运动,这样不会伤到椎体。以上的力学分析结论和实际临床情况基本一致^[18],从而证明了实验所建立的一体化生物力学模型的准确性和有效性。

上述分析发现在椎间盘发生膨出后,退变模型的应力和位移变化区间比正常模型的值要高,这种应力应变的变化,使得椎间盘更容易出问题,较大的外力会使得椎体本身承受更大的应力和应变,更容易导致纤维环发生破裂、髓核突出向外,进而造成椎间盘突出,压迫周围软组织、椎体神经等,对人体造成更大的伤害。

5 结 论

在掌握 CT 数据和人体腰椎结构特点的基础上,实现了腰椎 L3~L4 节段的三维重建,并构建了有限元网格模型,借助于有限元分析软件 ANSYS 分别模拟正常腰椎 L3~L4 节段和椎间盘膨出的腰椎 L3~L4 节段模型在不同的运动状态下相应的位移和应力情况,并对此结果进行分析,验证了模型的有效性。研究结果可对腰椎疾病的诊断治疗和预防提供参考。

参 考 文 献

[1] Zeng Pan. Basic analysis of finite element analysis[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2008.
曾 攀. 有限元分析基本教程[M]. 北京: 清华大学出版社, 2008.

[2] Roberts S B, Chen P H, Wu C, et al. Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 13 (6): 527-545.

- [3] Yang K H , King A L. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain[J]. Spine, 2012, 9(6): 557-565.
- [4] Rohlmann A, Bauer L T, Bergmann G, *et al.* Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validate finite element model of the lunbar spine and measure in vivo data[J]. Journal of Biomechanics, 2014, 39(6): 981-989.
- [5] Wang Yu, Peng Xiongqi. Lumbar intervertebral fusion fusion finite element analysis[J]. Journal of Mechanics, 2013, 43 (2): 381-388.
王 宇, 彭雄奇. 腰椎椎间植骨融合有限元分析[J]. 力学学报, 2013, 43(2): 381-388.
- [6] Yu Qi, Zhang Wenjie, Hu Jun. Study on microfabrication and biocompatibility of picosecond laser on medical titanium alloy implant[J]. Chinese J Lasers, 2017, 44 (1): 0102014.
虞 宙, 张文杰, 胡 俊. 皮秒激光对医用钛合金植入物表面微加工及生物相容性的研究[J]. 中国激光, 2017, 44 (1): 0102014.
- [7] Wang Fang, Yang Jikuang, Li Guibing. Finite element analysis of human rib fractures under various impact loads[J]. Journal of Mechanics, 2014, 46(2): 300-306.
王 方, 杨济匡, 李桂兵. 多种冲击载荷条件下的人体肋骨骨折有限元分析[J]. 力学学报, 2014, 46(2): 300-306.
- [8] Lü Shasha, Wang Chun, Shen Hui, *et al.* Finite element analysis of acceleration sensitivity of optical resonator with soft material support[J]. Chinese J Lasers, 2015, 42(1): 0102001.
吕莎莎, 王 春, 沈 辉, 等. 采用软性材料支撑时光学谐振腔加速度敏感度的有限元分析[J]. 中国激光, 2015, 42 (1): 0102001.
- [9] Fu Cheng, Peng Xiongqi, Zhang Kai, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of lumbar interbody fusion with intervertebral foramen[J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2015, 49(12): 300-306.
付 诚, 彭雄奇, 张 凯, 等. 经椎间孔腰椎间融合三维有限元分析[J]. 上海交通大学学报, 2015, 49(12): 300-306.
- [10] Lorensen W E, Harvey E C. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm[J]. ACM Siggraph Computer Graphics, 1987, 21(4): 163-169.
- [11] Wang Zhengyu. The application and development of finite element method in spine biomechanics [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2007, 27(9): 1156-1159.
汪正宇. 脊柱生物力学中有限元方法的应用与进展[J]. 上海交通大学学报, 2007, 27(9): 1156-1159.
- [13] Guo Lixin, Chen Wei, Liu Xuoyong. Dynamic characteristics analysis of human injury spine based on finite element model[J]. Northeastern University Reported, 2005, 26(9): 836-839.
郭立新, 陈 威, 刘学勇. 基于有限元模型的人体损伤脊柱的动态特性分析[J]. 东北大学学报, 2005, 26(9): 836-839.
- [14] Zhang Meichao. Finite element method in the application of orthopedic biomechanics [D]. Guangzhou: First Military Medical University, 2002
张美超. 有限单元法在骨科生物力学中的应用[D]. 广州: 第一军医大学, 2002.
- [15] Song Xiao, Cheng Ming, Wang Boliang, *et al.* Automatic liver segmentation method based on confidence link [J]. Journal of Computer Aided Design & Graphics, 2012, 24(9): 1188-1192.
宋 晓, 程 明, 王博亮, 等. 置信连结的自动肝脏分割方法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2012, 24(9): 1188-1192.
- [16] Zeng Xiaoli, Peng Liang, Bai Jing. Three-dimensional finite element modeling and analysis of L4-L5 lumbar segment of human body based on CT data[J]. Beijing Biomedical Engineering. 2007, 26(3): 266-269.
曾小丽, 彭 亮, 白 净. 基于 CT 数据的人体 L4-L5 节腰椎节段的三维有限元建模和分析[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(3): 266-269.
- [17] Xu Qingqing. Spine L3-L4 segment of the integrated three-dimensional optical model construction and biomechanical analysis[D]. Xi'an: Xidian University, 2014.
徐庆庆. 脊柱 L3-L4 段的一体化三维光学模型构建及生物力学分析[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2014.
- [18] Renner S M, Natarajan R N, Patwardhan A G, *et al.* Novel model to analyze the effect of a large compressive follower preload on range of motions in a lumbar spine[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 22(9): 988-998.
- [19] Qin Chunyu. Three-dimensional model construction and finite element mechanics analysis of human lumbar spine[D]. Xi'an: Xidian University, 2014.
覃春钰. 人体脊椎腰段的三维模型构建及有限元力学分析[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2014.