

文章编号:1004-7220(2013)03-0321-05

全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证

秦计生¹, 王昱², 彭雄奇¹, 蒋钰钢¹

(1. 上海交通大学材料学院, 上海 200030; 2. 第三军医大学西南医院 儿科, 重庆 400038)

摘要: 目的 建立全腰椎及骶椎的有限元模型, 为分析 L4~5 之间纤维环易破裂的病理提供可靠的模型。方法 利用健康成人椎骨的 CT 影像, 采用 Mimics 医学图像处理软件和 Geomagic 逆向工程软件建立 L1~S1 椎骨和椎间盘三维模型, 再导入有限元软件 Hypermesh 中划分网格, 并附加腰椎相关韧带, 赋予材料属性, 建立边界条件, 构建腰椎加骶椎有限元模型; 模拟腰椎受轴向压力、前弯、侧弯和后伸 4 种载荷下的生物力学反应。结果 模型在受到 10 N·m 载荷作用分别发生前屈、侧弯和后伸运动下的整体刚度分别为 0.61、0.7 和 0.75 N·m/(°), 与实验结果较为吻合; 轴向施加力和弯矩时 L4~5 之间的纤维环应变较大; 纤维环在各种载荷下均出现较明显的应力集中。结论 L4~5 之间纤维环局部应力集中和应变较大是导致其易破裂的原因之一; 所建立的 L1~S1 椎体三维有限元模型符合脊柱生物力学特性, 可用于脊柱生物力学的进一步研究。

关键词: 腰椎; 力学特性; 有限元分析; 载荷; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis

QIN Ji-sheng¹, WANG Yu², PENG Xiong-qi¹, JIANG Yu-gang¹ (1. School of Materials Science and Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China; 2. Pediatric Department, Southwest Hospital of the Third Military Medical University, Chongqing 400038, China)

Abstract: **Objective** To develop an accurate finite element (FE) model of human L1-S1 spine segment for investigating the pathology of annulus fibrosus rupture of L4-5. **Methods** Based on CT images of a healthy adult, three-dimensional (3D) model of vertebrae and intervertebral discs of lumbar L1 and sacral S1 segment was reconstructed by Mimics 10.01 and Geomagic 10.0 software. The 3D model was then imported into Hypermesh for meshing. With adding various ligaments and assigning material properties of all components, the FE model of L1-S1 segment was established to investigate its biomechanical responses under various loading conditions including axial compression, flexion, lateral bending and extension. **Results** The global stiffness of the model under flexion, lateral bending, extension with 10 N·m load was 0.61, 0.7 and 0.75 N·m/(°), respectively, which was in good agreement with the experimental results. The strain of annulus fibrosus between L4 and L5 was higher under axial compressive force and bending moment; annulus fibrosus showed obviously stress concentration under any of the different loads. **Conclusions** The stress concentration and higher strain in annulus fibrosus between L4 and L5 could be one of the reasons leading to rupture. The developed 3D FE model of L1~S1 motion segment demonstrated to be effective in reflecting the biomechanical response of spine and could be used for further spine biomechanics study.

Key words: Lumbar spine; Mechanical properties; Finite element analysis; Load; Biomechanics

收稿日期:2012-07-15; 修回日期:2012-08-28

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50975236,11172171), 重庆市科技攻关项目(CSTC2012gg-yyjs10011)。

通信作者:彭雄奇, 教授, 博士研究生导师, E-mail: xqpeng@sjtu.edu.cn。

腰椎作为连系躯干和盆骨的中间结构,其在负荷体量、产生生理弯曲、连接韧带和肌肉方面起着举足轻重的作用^[1]。由于腰椎载荷较大,活动性较大,导致其易产生多种疾病,临床资料显示脊椎疾病也多见于该处。脊柱的结构为适应其功能,既具有较强的刚度又有一定的柔韧性,故其外形复杂且组成物质亦不均匀;分析其复杂的生物力学特性,一直是生物力学和临床医学的研究方向之一。随着有限元技术的兴起,大量学者将有限元分析应用于研究人体脊椎的生物力学性能。Guo等^[2]将建立的腰椎模型做模态分析,探讨人体背疼的原因;Zander等^[3]等通过有限元分析,比较几种不同的人工椎间盘对脊柱生物力学性能的影响;Peng等^[4]通过建立复合材料超弹性本构模拟纤维环的生物力学特性。但以往建立的腰椎有限元模型椎骨数目不全,网格数目较少,网格尺寸较大,与实际椎骨尺寸偏差较大,且大部分采用4面体单元,有限元精度不高^[2,5]。

本文基于CT数据,以较小的网格尺寸、较多的6面体单元精确建立人体L1~5及S1节段的三维有限元模型,通过几种常见的脊椎受力分析,得出L4~5之间纤维环易破裂的原因,进一步验证有限元模型的准确性。

1 材料与方法

1.1 研究对象

选取1名正常志愿者(男,年龄30岁,体重70 kg,身高175 cm)的L1~5及S1节段为研究对象,先进行X射线及临床检查以排除可见的脊椎病变及损害。

1.2 步骤方法

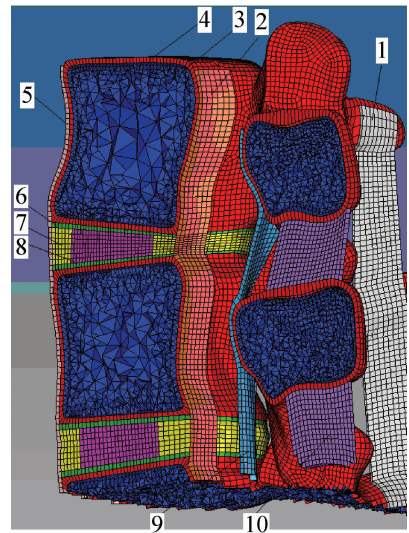
通过西门子公司16层24排螺旋CT机对志愿者L1~5及S1沿断层0.75 mm层厚扫描,获取腰椎各层的二维CT图像,在CT成像过程中,要求志愿者腰椎位于扫描视野中心,保持纵轴方向不动^[6]。通过Mimics和Geomagic软件获得人体腰椎骨骼的几何IGS格式文件,再导入Hypermesh进行网格划分,材料赋予及边界属性的加载等,最后通过Abaqus/Standard进行计算及结果查看。

1.3 模型的建立

在有限元分析中,单元划分是否合理及其类型

的选择直接影响计算的精度。在同样精度的要求下,所需的6面体网格密度要比4面体网格的密度小;在隐式求解的情况下,6面体网格要比4面体网格容易收敛。4面体一般是协调单元,单元内应力应变假定为常数;而6面体大部分可为非协调元,应力应变在单元内为非常数。本有限元模型主要采用6面体单元,对结构影响不重要的部分采用4面体单元^[7],且网格模型最大程度上做到与实际贴合。

椎骨可分为皮质骨和松质骨,其中皮质骨是支撑人体重量的主要结构,需用6面体单元对其划分以观察其内部的应力分布。本模型的皮质骨厚度均匀,与实际较为贴合;松质骨采用5面体和4面体单元划分(见图1)。椎间盘模型全部为6面体单元(见图2),纤维环占体积为50%~60%^[8],其6面体单元呈环状,便于后续纤维增强复合材料本构子程序的开发。



1-横突侧韧带,2-后纵韧带,3-松质骨,4-皮质骨,5-前纵韧带,6-终板,7-纤维环,8-髓核,9-黄韧带,10-棘间韧带

图1 腰椎各部分网格模型

Fig. 1 FE model of the lumbar components

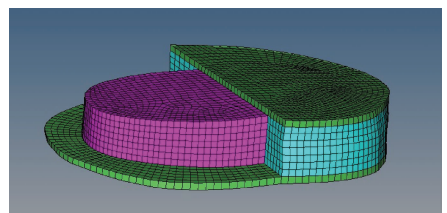


图2 椎间盘网格模型

Fig. 2 FE model of the intervertebral disc

终板的厚度为 1 mm。椎体与纤维环之间、韧带与椎体之间均为共节点连接。椎体间的前纵韧带、后纵韧带、棘间韧带、横突侧韧带、黄韧带均采用 6 面体单元,也是为便于后续纤维增强材料本构子程序的开发。骶椎采用 Shell 单元画其表面网格,将其赋予刚体属性,不考虑其应力及变形。全腰椎网格模型见图 3。

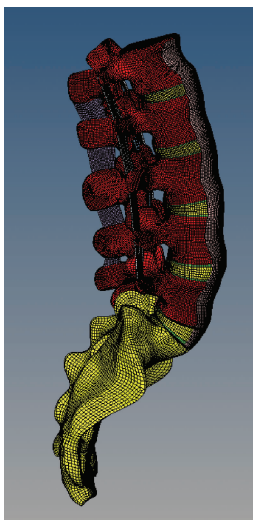


图 3 全腰椎网格模型

Fig. 3 FE model of the whole lumbar segments

所有材料均简化为各向同性材料,用弹性模量和泊松比两个参数描述。髓核的泊松比定义为 0.499 9,接近 0.5,不可压缩^[9]。腰椎所承载荷较小,纤维环的变形较小,纤维环中的纤维作用也较小,故采用基体的弹性模量。各个部分的材料网格数目及材料参数见表 1,材料参数引自文献[10-12]。

表 2 3 种工况下椎间盘的角度变化

Tab. 2 Angle change of intervertebral disc under three conditions

	前屈/(°)			后伸/(°)			侧弯/(°)		
	本模型	文献[13]	文献[14]	本模型	文献[13]	文献[14]	本模型	文献[13]	文献[14]
L1-12	3.2	3.05	4.2	2.8	2.64	2.8	3.5	2.85	3.3
L2-13	4	3.28	5.4	3.6	2.32	3.3	3.3	3.31	5
L3-14	3.9	3.58	6.1	3.7	1.18	2.3	3.7	3.33	4.3
L4-15	5.3	4.49	7.1	3.3	3.89	4	3.7	2.08	3.8
刚度[(N·m)·(°) ⁻¹]	0.61	0.69	0.44	0.75	0.99	0.8	0.7	0.86	0.61

表 1 有限元模型的单元数目及材料参数^[10-12]

Tab. 1 Element numbers and material parameters of finite element model

	6 面体 单元/个	4 面体 单元/个	壳单元/ 个	弹性模量, E/MPa	泊松比
皮质骨	70 470			12 000	0.3
纤维环	21 124			4.2	0.45
松质骨		1 164 555		100	0.2
髓核	26 582			1	0.499 9
终板	17 016			500	0.25
前纵韧带	6 578			7.8	0.3
后纵韧带	2 304			10	0.3
黄韧带	1 734			15	0.3
棘间韧带	1 502			10	0.3
横突侧韧带	2 520			10	0.3
骶椎			11 836	12 000	0.3

1.4 边界与负载条件

约束骶椎下部几个节点的所有自由度,则刚体骶椎的所有自由度均被约束,骶椎与其上部的终板底部采用刚性连接。对 L1 上部的所有节点与其上部的一个特定节点也用刚性连接,使其具有相同的自由度,但与节点相连的单元之间可以具有不同的应力分布。分别对特定节点施加沿着 Z 轴、X 轴、-X 轴 10 N·m 的力矩,模拟椎骨的侧弯、前屈和后伸受载;加载 150 N 的压力与 10 N·m 的力矩,模拟腰椎受正常负载时的弯曲。

2 结果分析

2.1 正常腰椎活动节段有限元模型的验证

施加与文献[13-14]中同样的载荷于腰椎,所得的运动学参数结果如表 2 所示。

其中:总的运动变化角度在前屈为 16.4° ,后伸为 13.4° ,侧弯为 14.2° ,总的刚度接近于实验数据;且各个关节之间的角度变化也与实验结果较为吻合,从定量角度说明了模型的准确性。由表2可知,在前屈过程中,低的关节具有较大的运动变化角度,且其他工况中L4~5的变化角度均较大。

2.2 不同载荷下椎间盘的应力应变分析

本文通过施加轴向压力、不同方向的弯矩模拟腰椎的常见运动,现用其中一种工况做分析。在L1上部施加沿着轴向的150 N压力,然后施加 $10 \text{ N} \cdot \text{m}$ 的侧弯弯矩,其应力应变峰值如表3所示。由表3可知,不同节段纤维环的应力峰值差别不大,但L4~5和L5~S1之间纤维环的应变峰值明显大于其他纤维环,这可能是L4~5和L5~S1之间纤维环易破裂的原因之一。

表3 腰椎各部分峰值应力和峰值应变分布

Tab. 3 Peak stress and peak strain distributions of lumbar segments

骨骼节段	应力峰值/MPa	应变峰值
L1	8	—
L1~2 纤维环	0.97	0.23
L2	11.19	—
L2~3 纤维环	0.9	0.2
L3	8.02	—
L3~4 纤维环	0.87	0.2
L4	8.45	—
L4~5 纤维环	0.67	0.35
L5	8.64	—
L5~S1 纤维环	1.38	0.32

由图4纤维环和髓核的应力分布可知,纤维环的端部两侧出现较明显的应力集中,导致其退化性

改变,与实际纤维环破裂部位也较吻合,说明纤维环应力集中是其易破裂的原因之一。

从模型整体应力分布来看,应力较大的部位均处于椎体上,前屈、后伸时最大应力出现在椎弓根,终板前后端部也有较大应力分布,侧弯时最大应力出现在椎弓根及终板的左右两侧(见图5);在前屈、后伸、侧弯时,椎弓根和终板都承受较大应力,且纤维环的前部两侧也有较大的应力集中,这和人体生理特点相吻合。从纤维环的模型整体应变分布来看,前屈、后伸及侧弯时,应变较大的部位均处于纤维环端部两侧(见图6),与实际腰椎间盘膨出部位相吻合,说明纤维环应变经常较大是人体L4~5节段纤维环易破裂的原因之一。这也从定性方面验证了模型的有效性。

3 讨论

本文利用CT扫描、Mimics、Geomagic软件重建了L1~S1运动节段的正常腰椎三维几何模型,保证了几何模型建立的准确性及几何表面曲率变化的连续性,为划分有限元模型奠定了良好的基础。

本模型考虑了以往有限元模型的不足之处,如部分有限元模型出现椎间盘与椎体不共节点,通过设置接触使力得以传递,降低了计算精度;有的有限元网格模型大部分用的是4面体单元,网格尺寸较大,外层网格与骨骼的贴合程度不高,使整体计算精度降低;大部分仅建立了较少数量骨骼的有限元模型。本文建立的整个椎骨有限元模型中皮质骨、韧带、纤维环等均用6面体单元,松质骨主要由4面体单元组成,用4面体单元实现其与皮质骨的过渡,既能保证有限元模型与生理模型的吻合性,又能提高有限元计算的精度。

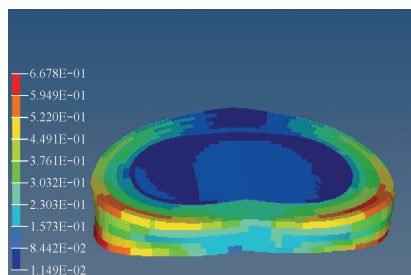


图4 纤维环和髓核应力分布
Fig. 4 Stress distributions on the annulus and nucleus

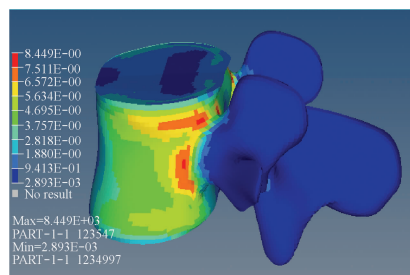


图5 皮质骨应力分布
Fig. 5 Stress distributions on the cortical bone

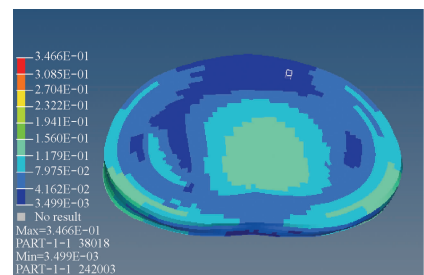


图6 纤维环和髓核应变分布
Fig. 6 Strain distributions on the annulus and nucleus

文献[13-14]中的结果是后续众多有限元模拟论文的比较标准。本文数值模拟用的各种材料的数据与文献[13]进行有限元模拟的参数基本相同,但网格模型比其更加优化。从数值模拟的结果来看,在前屈、后伸和侧弯变形时,各个关节之间的变形角度较文献[13]的模拟结果而言均更接近于文献[14],且整体的刚度也更接近于文献[14],除后伸变形过程中L1~2与L2~3中角度变化较大,总体刚度表现较小。研究结果表明,在不同的载荷情况下,椎弓根、终板前后端部有较大应力分布,纤维环端部两侧出现较明显的应力集中且应变较大,与实际的临床结果较为吻合。

人体的韧带、纤维环等软组织均由纤维和基体构成,多数关于其有限元分析均以各向同性弹性材料代替,但其真实的材料结构为纤维增强复合材料,力学性能呈现出各向异性。若用各向同性的弹性材料代替,变形后的纤维环其应力、应变、纤维环变形的角度均与真实情形有偏差。若不考虑纤维环的各向异性特性,在与纤维环相关的生物力学分析时,如纤维环相关植入物对腰椎生物力学性能的影响、纤维环病变对脊柱生物力学性能的影响等,会带来较大的理论误差。由于现有的CAE软件没有非常合适的软组织材料模型,故对韧带、纤维环等采用自编的纤维增强超弹性各向异性本构材料子程序很有必要,其需要质量较高的6面体网格;由本文的网格模型计算结果得出其符合正常人体的生理弯曲的数据且质量较高,故将其作为纤维增强本构子程序开发的网格基础是可信的。下一步可对纤维增强本构子程序进行开发,以便于更好地实现腰椎有限元的模拟。

参考文献:

[1] White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine [M]. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990: 107.
 [2] Guo LX, Zhang YM, Zhang M. Finite element modeling and modal analysis of the human spine vibration configuration [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 58(10): 2987-2990.

[3] Zander T, Rohlmann A, Bergmann G. Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics [J]. Clin Biomech, 2009, 24(2): 135-142.
 [4] Peng XQ, Guo ZY, Moran B. An anisotropic hyperelastic constitutive model with fiber-matrix shear interaction for the human annulus fibrosus [J]. J Appl Mech, 2006, 73(5): 815-824.
 [5] 胡勇, 谢辉, 杨述华. 三维有限元分析在脊柱生物力学中应用研究 [J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 246-250.
 Hu Y, Xie H, Yang SH. Utilization of three-dimensional finite element method in spinal biomechanics [J]. J Med Biomech, 2006, 21(3): 246-250.
 [6] 郝剑, 朴哲, 李继海, 等. 基于CT图像和逆向工程方法建立正常人体腰椎三维有限元模型 [J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(4): 593-596.
 [7] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型 [J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 200-205.
 Su J, Zhao WZ, Chen BZ, *et al.* Establishing finite element contact model of human L1~L5 lumbar segments [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 200-205.
 [8] Panagiotacopoulos ND, Pope MH, Krag MH, *et al.* Water content in human intervertebral discs. Part I. Measurement by magnetic resonance imaging [J]. Spine, 1987, 12(9): 912-917.
 [9] 黄菊英, 李海云, 吴浩. 腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法 [J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 96-101.
 Huang JY, Li HY, Wu H. Simulation calculation on biomechanical properties of lumbar disc herniation [J]. J Med Biomech, 2012, 27(1): 96-105.
 [10] Goel VK, Kim YE, Lim TH, *et al.* An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation [J]. Spine, 1988, 13(9): 1003-1011.
 [11] Wu HC, Yao RF. Mechanical behavior of the human annulus fibrosus [J]. J Biomech, 1976, 9(1): 1-7.
 [12] Spilker RL. Mechanical behavior of a simple model of an intervertebral disk under compressive loading [J]. J Biomech, 1980, 13(10): 895-901.
 [13] Shirazi-adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study [J]. Spine, 1984, 9(2): 120-134.
 [14] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, *et al.* Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. Spine, 1989, 14(11): 1256-1260.