文章编号:1000-5404(2012)18-1897-04

论著

复杂性腰椎管狭窄症的有限元建模与分析

郑 琦[1],应小樟[1],石仕元[1],汪翼凡[1],刘耀生[3],廖胜辉[2] (310003 杭州,杭州市红十字会医院骨科[1],410000 长沙,中南大学信息科学与工程学院计算机科学系[2],100039 北京,军事医学科学院附属307医院骨科[3])

[摘要] **目的** 精确建立复杂性腰椎管狭窄症(lumbar spinal stenosis , LSS)的退变腰椎全节段有限元模型,与正常模型进行对比。**方法** 选取复杂性LSS患者采集CT数据,采用专用生物力学软件建立退变腰椎全节段模型,同时构建正常材质和几何形态的腰椎模型,用相同边界条件进行对比分析。**结果** 复杂性LSS腰椎的刚度增加、活动度范围比正常模型要小,特别是后伸工况减少了25.4%。总体上,退变腰椎的应力有增大趋势,退变节段椎间盘$L_4 \sim L_5$和邻近上位椎间盘$L_3 \sim L_4$的终板、髓核和和维环基质应力分布趋向四周边缘集中,特别是基质应力最大增加129%。**结论** 复杂性腰椎管狭窄症的腰椎有限元模型的活动度减少、刚度增加,退变椎间盘四周出现应力集中,促进邻近椎间盘退变。

[关键词] 腰椎;腰椎管狭窄症;有限元方法;生物力学
[中图法分类号] R318.01;R319;R681.57 [文献标志码] A

Finite element modeling and analysis of complicated lumbar spinal stenosis

Zheng Qi[1], Ying Xiaozhang[1], Shi Shiyuan[1], Wang Yifan[1], Liu Yaosheng[3], Liao Shenghui[2] ([1]Department of Orthopaedics, Red Cross Hospital of Hangzhou, Hangzhou, Zhejiang Province, 310003; [2]Faculty of Compute Science, College of Information Science and Engineering, Central South University, Changsha, Hunan Province, 410083; [3]Department of Orthopaedics, No. 307 Hospital of PLA, Academy of Military Medical Sciences, Beijing, 100039, China)

[**Abstract**] **Objective** To establish an accurate finite element (FE) model of complete lumbar spine with complicated lumbar spinal stenosis (LSS), then compare and analyze with normal model. **Methods** A woman with diagnosed complicated LSS was enrolled in this study after her agreement of informed consent. Her CT scan data were collected. By using specially designed modeling system, a complete FE model of the lumbar with complicated LSS was generated, as well as comparing lumbar model with normal material and geometry. Then, same boundary conditions were applied to do comparison. **Results** The results demonstrated that the complicated LSS model was stiffer, and its active movement range decreased by 25.4% compared to normal model. Generally, the stress in the complicated LSS model intended to increase. There were stress concentration around the endplate and disk at the degenerative intervertebral disc L_4-L_5 and adjacent disc L_3-L_4. And the maximum Mises stress of the anulus fibrosus was increased by 129%. **Conclusion** The lumbar spine with complicated LSS has less range of motion and is stiffer compared to normal model, and there are stress concentration at the degenerative intervertebral disc and adjacent intervertebral disc. The analysis result is useful to practical clinical diagnosis of lumbar spine with LSS.

[**Key words**] lumbar spine; lumbar spinal stenosis; finite element method; biomechanics

Supported by the Project of Science and Technology Development Plan of Hangzhou (20091233Q22). Corresponding author: Liao Shenghui, E-mail: shliao@zju.edu.cn

腰椎管狭窄症(lumbar spinal stenosis, LSS)是指由各种原因引起骨质增生或纤维组织增生肥厚,导致腰椎管或神经根管矢状径狭窄而出现的一系列临床综合征[1]。近年来,随着我国人口老龄化程度加重,LSS的发病率明显增高,有必要对腰椎管狭窄症进行相关的仿真实验及临床研究[2]。

[基金项目] 杭州市科技发展计划项目(20091233Q22)
[通信作者] 廖胜辉,E-mail: shliao@zju.edu.cn

有限元分析在骨科生物力学中的实用性和科学性被广泛认同,能较好地模拟复杂力学环境,提供其他实验方法不能直接测量的内部力学反应。目前在脊柱外科,腰椎有限元分析已有较多使用[3],但国内外很少有相关文献专门进行关于腰椎管狭窄症的力学仿真分析,特别对复杂性腰椎管狭窄症的仿真尚无报道。为此,本研究将构建复杂性腰椎管狭窄症的腰椎 $L_1 \sim L_5$ 全节段有限元模型,进行验证、分析和对比。

1 资料与方法

1.1 计算机硬件配置和建模软件系统

硬件使用普通台式个人计算机,英特尔处理器 Pentium Core 2 Duo 2×2.83 GHz,内存为 4 G,硬盘为 500 G,NVIDIA GeForce GTX 465 显示卡。

有限元建模软件采用 E-feature Biomedical Modeler(上海辉擎信息科技有限公司)[4],该系统专用于医学有限元仿真的前处理,能从 DICOM 格式的 CT 扫描数据准确重建三维实体模型,然后自适应进行有限元网格划分,同时方便交互设置椎间盘、韧带、肌肉、关节软骨等各种复杂的解剖结构和组织。有限元分析软件采用 ANSYS 12.0 (ANSYS 公司,美国),该软件主要包括 3 个部分:前处理模块,分析计算模块和后处理模块。Biomedical Modeler 软件中有 ANSYS 的 APDL 指令接口,可以将构建好的有限元模型直接导出到 ANSYS 软件进行分析。

1.2 构建复杂性 LSS 退变腰椎有限元模型

根据腰椎管狭窄症的 Hansraj 分型,选取 1 名复杂性 LSS 退变性脊柱的患者(女性,55 岁,对试验知情同意,并签署知情同意书)采集数据,检查患者腰椎扫描片,发现其冠状面上发生 S 型侧弯、冠状面 Cobb 角 11°,L_4 椎体向前Ⅰ°滑移、腰椎前凸角 25°,L_4/L_5 腰椎活动节段有较严重退变,椎间盘突出、椎管明显狭窄。采用 SOMATOM SENSATION 16 螺旋 CT 机对腰椎 $L_1 \sim L_5$ 段脊柱进行扫描,层厚 0.75 mm。将 CT 导入 E-feature Biomedical Modeler 中进行图像分割与模型重建,生成各节段椎体的三维实体模型。

根据文献[5]中的基本建模步骤,首先使用 Biomedical Modeler 中的自适应有限元网格划分功能生成各节段松质骨和皮质骨网格,然后使用交互建模工具生成关节突软骨层,其表面接触选用面面接触单元模拟,将上下关节突软骨的初始间距设置 0.6 mm。椎间盘由终板、髓核和纤维环组成,纤维环纤维由多层只承受张应力的索单元构建,各层纤维的横截面积自外向内逐渐减小。最后采用索单元生成腰椎的主要韧带组织,包含前纵韧带、后纵韧带、棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、小关节突和钩椎关节的关节囊韧带。各韧带单元的数目、位置、长度及横截面积根据当前实际模型结合解剖知识进行设置,韧带组织采用非线性的材质参数[5-6]。

腰椎 $L_1 \sim L_5$ 全节段三维有限元模型包含了几何非线性、材料非线性、接触非线性 3 种结构非线性类型。有限元模型主要部分的材料特性见表 1[6-8]。由于对比试验的需要,三维有限元模型可以设置正常的腰椎材质参数,也可以赋予退化腰椎的骨质疏松及退变椎间盘物理参数。特别地,对重点分析 LSS 退变的 $L_4 \sim L_5$ 进行重度椎间盘退变模拟[7],将髓核及纤维环基质弹性模量增加至正常纤维环基质弹性模量的 2 倍,去除最内层纤维环纤维并将纤维弹性模量减少 25%,同时将 $L_4 \sim L_5$ 椎间关节软骨接触单元的初始间距设置为 0.3 mm。

1.3 腰椎有限元模型验证

在应用腰椎有限元模型之前,必须对模型的有效性进行验证,常用的方法是与实际的腰椎生物力学实验的结果进行对比。本研究选取国内外的典型实验结果进行对比[9-10]。在 265 N 轴向压缩预载、10 N·m 的加载力矩载荷下,Yamamoto 等对正常腰椎在前屈、后伸、侧弯、旋转工况的平均活动度范围分别为 38.7°、25.9°、8.9°、28.8°;而陈更新等[10]对正常腰椎在前屈、后伸、侧弯、旋转工况的活动度范围分别为(44.95 ± 8.34)°、(23.74 ± 4.63)°、(30.14 ± 5.04)°、(23.27 ± 4.1)°。但是本研究构建的是包含侧弯的复杂性 LSS 退变模型,为了更有效地进行对比,本研究采用文献[5]中的椎体位置变形方法将 LSS 退变腰椎修改为正常形态的腰椎,然后设置正常的腰椎材质,加载边界条件进行有限元分析。

表 1 正常和退变的腰椎有限元模型的材料特性

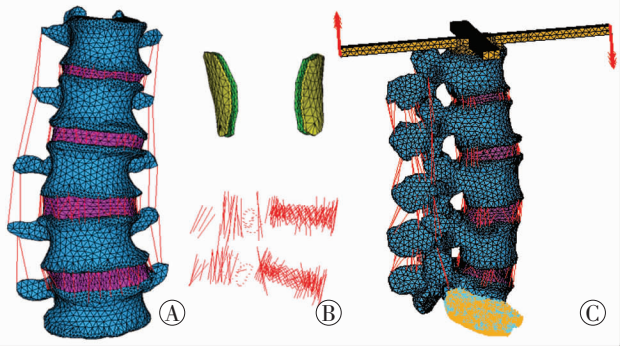
区域和材料	正常弹性模量(MPa)/泊松比	退变弹性模量(MPa)/泊松比
皮质骨	12 000/0.3	8 000/0.3
松质骨	450/0.3	100/0.3
终板	500/0.4	300/0.4
纤维环基质	4.2/0.4	8/0.3
髓核	1.4/0.48	3/0.35
关节软骨	1 000/0.3	1 000/0.3

1.4 边界条件和加载模拟设置

对于复杂性 LSS 退变腰椎和正常腰椎模型,施加相同的边界固定条件和力加载条件:约束 L_5 椎体和棘突底面上所有节点平移和转动共 6 个自由度,将各方向完全约束固定。在 L_1 椎体上面连接一个钛质十字架,以方便进行力矩形式的工况加载,分前屈、后伸、侧弯、旋转 4 种工况分别以节点载荷的形式分 10 个子步加载力矩载荷 10 N·m。边界加载条件、以及有限元求解参数和指令都在 Biomedical Modeler 软件中交互设置好,然后与有限元模型一同通过 APDL 指令接口输出到 ANSYS,自动运行 ANSYS 软件进行受力分析。

2 结果

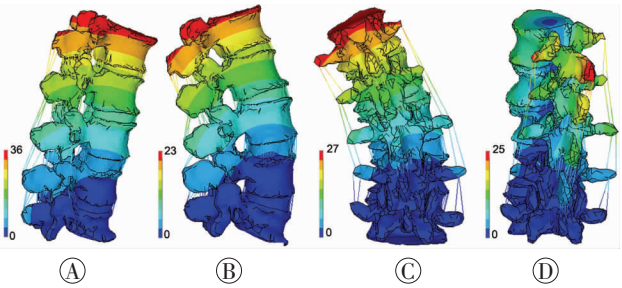
整个复杂性 LSS 退变腰椎三维有限元模型如图 1 所示,包括 98 409 个实体单元,696 个索单元,20 548 个壳单元,4 165 个目标单元,4 172 个接触单元,总计共 127 294 个单元,143824 个节点。可以看到构建的腰椎有限元模型结构完整,包括精细重建的各种韧带、椎间盘、关节突软骨等组织结构,同时划分的网格单元形状非常规则,并且网格密度自适应的过渡,在力学重点分析区域划分细致。



A:整体模型正面视图; B:小关节软骨、韧带和纤维环的局部视图; C:前屈加载边界条件

图 1 腰椎三维有限元模型

图 2 显示了复杂性 LSS 退变腰椎在各种加载工况下的活动位移图。在前屈、后伸、侧弯、旋转工况下,退变性脊柱模型活动度范围为 35.4°、22.6°、26.3°、24.2°。而正常的腰椎模型在前屈、后伸、侧弯、旋转工况下的活动度范围分别为 40.8°、30.3°、29.6°、28.9°。这表明正常腰椎模型的三维活动度范围与 1.3 节中引用的实际生物力学实验的统计结果相类似,证明了所建腰椎有限元模型的有效性。同时,复杂性 LSS 退变腰椎模型的活动度范围比正常腰椎模型的要小,特别是后伸工况的活动度范围减少了 25.4%,说明复杂性 LSS 退变腰椎的整体刚度是增加的。



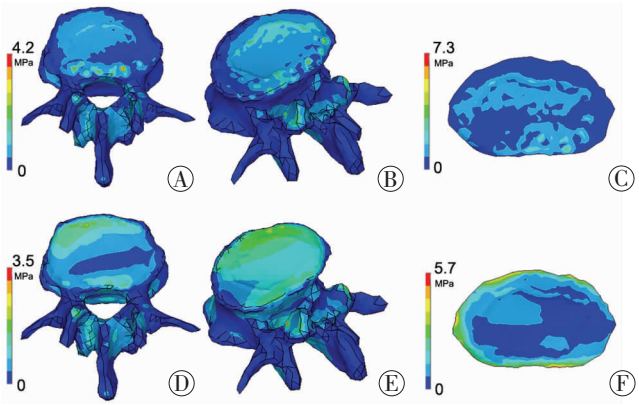
A:前屈; B:后伸; C:侧弯; D:旋转

图 2 复杂性 LSS 退变腰椎在各种加载工况下的活动度范围

使用 ANSYS 软件后处理模块分析等效应力。图 3 和表 2 显示正常腰椎和退变腰椎的松质骨和终板的等效应力分布图和最大等效应力数据,可以看到退变活动节段 $L_4 \sim L_5$ 椎间盘下终板和 L_4 椎体松质骨的最大等效应力值有降低趋势,但是应力分布趋向四周边缘集中,特别是终板周围出现较大的应力集中。退变腰椎的邻近上位椎间盘 $L_3 \sim L_4$ 的终板应力增高,最大值增加 47%,同时其终板周围也出现明显的应力集中,说明退变腰椎的邻近节段的应力异常,这可能导致进一步的退变。

表 2 不同节段椎间盘下终板各工况的最大等效应力(MPa)

	模型	前屈	后伸	侧弯	旋转
$L_3 \sim L_4$ 下终板	正常模型	8.26	9.34	9.35	8.88
	退变模型	9.81	10.31	9.98	9.20
$L_4 \sim L_5$ 下终板	正常模型	7.31	8.36	7.70	7.03
	退变模型	5.71	5.76	5.44	3.87



A – B:正常腰椎 L_4 椎体的松质骨; C: 正常腰椎 L_4 椎体下终板; D – E: 复杂性 LSS 退变腰椎 L_4 椎体的松质骨; F: 复杂性 LSS 退变腰椎 L_4 椎体下终板

图 3 前屈工况下松质骨和终板的等效应力分布图

表 3 显示了椎间盘的髓核和纤维环基质最大等效应力数据。可以看到退变节段椎间盘 $L_4 \sim L_5$ 的髓核内压有减小的趋势,但是其纤维环基质应力大幅增加,特别是侧弯工况下增加了 129%。在应力分布规律上,纤维环基质最大应力逐级增大,明显呈现向外周扩散的趋势。而退变腰椎的邻近上位椎间盘 $L_3 \sim L_4$ 的髓核内压有小幅增加趋势(侧弯工况除外);同时其纤维环基质应力也大幅增加,后伸工况下增加了 107%。在应力分布规律上,$L_3 \sim L_4$ 椎间盘应力分布也趋向椎间盘的四周边缘集中。

表 3 不同节段椎间盘各工况的最大等效应力(MPa)

	模型	前屈	后伸	侧弯	旋转
$L_3 \sim L_4$ 髓核	正常模型	0.41	0.39	0.60	0.35
	退变模型	0.46	0.41	0.57	0.47
$L_4 \sim L_5$ 髓核	正常模型	0.69	0.60	0.65	0.65
	退变模型	0.63	0.50	0.61	0.48
$L_3 \sim L_4$ 纤维环基质	正常模型	1.41	1.01	1.95	1.75
	退变模型	2.42	2.09	3.32	1.85
$L_4 \sim L_5$ 纤维环基质	正常模型	1.04	1.01	1.27	1.49
	退变模型	1.97	2.17	2.92	1.74

3 讨论

在临床上,腰椎管狭窄症是引起腰痛或腰腿痛最常见的疾病之一[11]。近年来,随着我国人口老龄化程度的加重,LSS 的发病率明显增高,在 50 岁以上人群发病率达 0.5%。其主要临床特点是神经性间歇性跛行,以及臀部、大腿、小腿的无力和不适,在行走或后伸后加重,另一临床特点是鞍区(会阴部)感觉异常和大小便功能异常。腰椎管狭窄症的实质是腰椎管或神经根管狭窄造成椎内神经受压,一般由于黄韧带肥厚增生、小关节增生内聚、椎间盘膨隆突出、骨性退变导致的腰椎中央管、神经根管或侧隐窝狭窄引起其中内容物——马尾、神经根受压而出现相应的神经功能障碍。

临床统计表明,L_4、L_5 节段位于脊柱最下面,承受的压力最大,是全身应力最集中的部位,同时腰椎各方向活动频繁,骨性和纤维性结构更容易出现增生、肥厚从而导致获得性的椎管狭窄。

根据临床治疗的特点,Hansraj 等[12]将腰椎管狭窄症分为典型性和复杂性两类。复杂性腰椎管狭窄症具有下列特征之一:① 既往有腰椎手术史;② 影像学表现为腰椎不稳定;③ 退变性滑脱 >1°;④ 退变性侧凸 >20°。相对于典型性腰椎管狭窄而言,复杂性腰椎管狭窄手术方法和适应证选择争论较多。由于有限元方法对复杂结构分析有独特优势,近年来在脊柱生物力学研究中的应用日益受到重视[13-15]。但国内外少有相关文献专门进行关于腰椎管狭窄症的有限元分析,特别对复杂性腰椎管狭窄症的仿真尚无报道。

本研究从实际临床数据选取一例复杂性腰椎管狭窄症进行分析和建模。通过从 CT 数据直接构建有限元模型,保持三维实体的几何特征,具有较高的几何相似性。同时,对于腰椎力学分析重点区域,如、椎间盘和小关节软骨,提高其网格单元和结点分布密度,而椎体中间部分进行较粗的网格划分,这样既保证了有限元计算的精度,也减少不必要的计算量。另外,本研究中的腰椎有限元模型紧密结合复杂性 LSS 退变疾病本身的特点,不仅仅存在椎间盘、小关节等结构的退行性改变,还存在明显的退变性滑脱和退变性侧凸,同时材料属性的设定体现了骨质疏松特征,使所建腰椎退变有限元模型有较高真实度。

研究[7]表明关于退变腰椎的有限元模拟分析,较多结果显示退变腰椎的活动度范围比正常腰椎的要大,退变腰椎的刚度变小、失稳。但是,本研究的仿真结果表明复杂性 LSS 退变腰椎模型的活动度范围比正常腰椎模型的要小,活动度范围减少幅度可能达到 1/4,这表明复杂性 LSS 退变腰椎的整体刚度增加,而不是减少。课题组分析这可能是由于本研究模拟的是更复杂和重度退化情况。也就是说,腰椎退化的不同病理阶段的情况也是不相同的。在应力方面,退变腰椎活动节段 $L_4 \sim L_5$ 的髓核内压有减小趋势(减少幅度不大),而其纤维环基质应力出现明显增大的情况,这表明退变椎间盘承载模式发生变化,由髓核向纤维环分散。同样的,$L_4 \sim L_5$ 节段椎间盘终板、松质骨的应力虽然小幅减少,但椎体和终板边缘的应力增大,中部应力减小,应力分布有明显呈现向外周扩散的趋势。而对于邻近上位活动节段 $L_3 \sim L_4$,其髓核内压、终板应力基本上都有增大趋势;侧弯工况下髓核内压有小幅减少,这可能与所建的复杂性 LSS 退变腰椎模型包含有明显的侧弯有关。$L_3 \sim L_4$ 纤维环基质应力大幅增高,同时应力分布上也有向外周扩散的趋势,应力分布出现异常。这表明椎间盘退变可促进上位邻近椎间盘退变,这与以往的研究[15]结果是一致的。本研究对进一步进行复杂性 LSS 退变腰椎各种减压手术的模拟与仿真提供了很好的基础。

参考文献:

[1] 张晔, 孙明举, 李垂启, 等. 椎间盘镜治疗老年腰椎管狭窄症53例分析[J]. 人民军医, 2012, (S1): 35-37.

[2] 饶根云, 陈大勇, 周友良, 等. 后路减压、固定、融合治疗骨质疏松症合并腰椎管狭窄症[J]. 中国骨质疏松杂志, 2011, 17(10): 903-905, 898.

[3] 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.

[4] Liao S H. E-feature biomedical modeler manual[J/OL]. 2011. http://www. e-feature. net/content/fea.

[5] 魏威, 廖胜辉, 赖震, 等. 生理曲度变直与正常的颈椎有限元建模与分析[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(6): 885-891.

[6] Kim H, Lim D H, Oh H J, *et al*. Effects of nonlinearity in the materials used for the semi-rigid pedicle screw systems on biomechanical behaviors of the lumbar spine after surgery[J]. Biomed Mater, 2011, 6(5): 055005.

[7] 卢和柏. 腰椎间盘退行性变的分级[J]. 赣南医学院学报, 2012, 32(1): 152-154.

[8] 王加谋, 陈超, 李前龙, 等. 退变椎间盘在骨质疏松椎体应力分布中作用的有限元方法研究[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2007, 15(7): 41-44, 48.

[9] 姜永立, 邹远文, 黄学进, 等. 人体脊柱三维运动测量及力学加载进展[J]. 医用生物力学, 2009, 24(4): 311-316.

[10] 陈更新, 于柏龙, 杜劲松, 等. 青老年腰椎三维运动范围的实验研究[J]. 生物医学工程学杂志, 1999, 16(4): 438-440.

[11] 董健, 姜晓幸. 细说腰椎退变性疾病[M]. 上海: 上海科学技术文献出版社, 2011.

[12] Hansraj K K, O'Leary P F, Cammisa F P Jr, *et al*. Decompression, fusion, and instrumentation surgery for complex lumbar spinal stenosis[J]. Clin Orthop Relat Res, 2001, (384): 18-25.

[13] 贺翎, 米萍, 金捷, 等. 退行性腰椎侧凸性椎管狭窄症的手术治疗[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2011, 19(11): 38-40.

[14] Guo L X, Zhang Y M, Zhang M. Finite element modeling and modal analysis of the human spine vibration configuration[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 58(10): 2987-2990.

[15] Yan J Z, Qiu G X, Wu Z H, *et al*. Finite element analysis in adjacent segment degeneration after lumbar fusion[J]. Int J Med Robot, 2011, 7(1): 96-100.

(**收稿**:2012-03-20;**修回**:2012-06-07)

(编辑 黄 超)