

文章编号: 1004-7220(2010)01-0045-06

# 腰椎椎弓峡部裂三维有限元模型的建立与验证

顾晓民<sup>1</sup>, 贾连顺<sup>2</sup>, 陈雄生<sup>2</sup>, 鲁成林<sup>3</sup>, 刘洋<sup>2</sup>, 张东升<sup>3</sup>

(1. 杭州师范大学附属医院 骨科, 杭州 310015; 2 第二军医大学附属长征医院 骨科, 上海 200003 3. 上海大学 力学系, 上海 200444)

**摘要:** 目的 建立腰椎椎弓峡部裂三维有限元模型, 通过生物力学实验进行有效性验证。方法 利用临床 1 例腰椎椎弓峡部裂病例影像学资料, 采用 Simpleware 建模软件分别模拟下腰椎骨性结构、椎间盘组织, 并在 Ansys 软件附加腰椎相关韧带和关节囊, 建立 L5 双侧椎弓峡部裂三维有限元模型, 并通过体外力学实验结果验证模型有效性。结果 重建模型构建了椎体皮质骨、松质骨、腰椎关节突关节、椎弓根、椎板、横突、棘突等骨性结构, 还构建了纤维环、髓核、上下终板组织, 并成功附加了前纵、后纵韧带、黄韧带、棘上、棘间韧带以及关节突的关节囊。模型共计有 281 261 个节点和 661 150 个单元。腰椎椎弓峡部裂重建成功。通过与体外生物力学在不同工况下 L4 下关节突、L5 上、下关节突、S1 上关节突应力 应变趋势以及 L4 下关节突内外侧力学应力 应变趋势比较, 验证了模型的有效性。结论 建立了下腰椎椎弓峡部裂的三维有限元模型, 此模型可以用来进一步实施有关峡部裂治疗的力学研究。

**关键词:** 腰椎; 椎弓峡部裂; 生物力学; 有限元分析

**中图分类号:** R318.01 **文献标志码:** A

## Biomechanics of lumbar spondylosis Finite element modeling and validation

GU Xiao-min<sup>1</sup>, JIA Lian-shun<sup>2</sup>, CHEN Xiong-sheng<sup>2</sup>, LU Cheng-lin<sup>2</sup>, LU Yang<sup>3</sup>,

ZHANG Dong-sheng<sup>3</sup> (1. Department of Orthopedics, Affiliated Hospital of Hangzhou Normal University, Hangzhou 310015, China; 2 Department of Orthopaedics, Changzheng Hospital of Shanghai Shanghai 200003 China; 3. Department of Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

**Abstract** Objective To construct three-dimensional finite element model of lumbar spondylosis then to verify its validity by comparison of biomechanics in vitro Method According to the radiological data of a patient with lumbar spondylosis the bone and intervertebral disc of L4-S1 were reconstructed by Simpleware software The lumbar attaching ligaments and articular capsule were added into simulating model by Ansys software The three-dimensional finite element model of lumbar spondylosis was finally simulated successfully, and validated by lumbar spondylosis biomechanical experiment in vitro Results The reconstruction of digital model contained the bones of lumbar spine which include vertebral cortical bone, cancellous bone, facet joint, pedicle, lamina, transverse process and spinous process as well as the annulus fibrosus, nucleus pulposus, superior and inferior end-plates Besides, anterior and posterior longitudinal ligaments, flavum ligament, supraspinal and interspinal ligaments and articular capsule of facet joint are also attached The model consisted of 281, 261 nodes and 661, 150 elements

收稿日期: 2009-10-16 修回日期: 2009-11-27

基金项目: 浙江省杭州市科技发展项目 (20080333B11)。

作者简介: 顾晓民 (1971-), 男, 医学博士, 研究方向: 脊柱外科。

通信作者: 顾晓民, 副主任医师, Tel 13750843115 E-mail xmg1971@163.com。

Imitation of spondylosis is well done in this model. The validity of the model was verified by comparison of the results of biomechanics in vitro which involved in the trends under loading of stress/strain of L4 inferior facet process, L5 superior and inferior facet process, S1 superior facet process and the trends of stress/strain of lateral and medial L4 inferior facet process. Conclusions: Three-dimensional model of lumbar spondylosis is reconstructed using finite element analysis and can be further used in the research in biomechanics of lumbar spondylosis. Key words: Lumbar, Spondylosis, Biomechanics, Finite element analysis

腰椎弓峡部裂多发生于青少年, 病椎逐渐发展可以产生腰椎滑脱, 出现腰痛、下肢麻木或伴疼痛。因此, 对于下腰椎发生峡部裂后生物力学研究越来越受到国内外学者的重视。由于腰椎在结构形状、生物材料特殊性和负荷承重等方面都比较复杂, 以往的体外生物力学研究方法难以获得较全面的信息。有限元可将这一复杂的整体划分为有限个单元所组成的集合体, 并用数学形式表达出来, 对腰椎这样复杂的结构有较好的适应性, 现已成为解剖学、生物力学和临床医学工作者在该领域中的一种重要研究手段<sup>[1-2]</sup>。本实验旨在通过有限元方法重建腰椎椎弓峡部裂的实验模型, 为进一步研究打下基础。

## 1 材料与方法

### 1.1 模型建立的资料准备

#### 1.1.1 影像学资料获得

取 1 例临床典型青少年腰椎弓峡部裂病例, 男性, 17 岁, 身高 1.63 m, 体重 56.5 kg, 既往否认遗传病史。因慢性腰痛十月余入院, 摄片发现“L5 双侧椎弓峡部裂”, 而且腰痛症状未消失, 在活动时症状有加重, 来院要求进一步治疗, 门诊收治入院。

1.1.2 腰椎弓峡部裂有限元模型建立所用设备及软件

分析所用计算机及 Simpleware, Ansys 软件由上海大学力学实验中心提供。

### 1.2 实验步骤

#### 1.2.1 腰椎骨性结构模型的建立

将薄层 CT 扫描所得全部 DICOM 图像导入 Simpleware ScanIP 模块中, 在 ScanIP 模块中打开 DICOM 序列图像, 自动生成的腰椎冠状位、矢状位二维图像。常规骨骼模型的表面应该是粗糙的, 这样更接近于实际情况, 但是立体模型表面粗糙不连续会影响后期的有限元网格划分, 因此需要通过高斯

滤波和形态滤波来光滑立体模型表面。依次选中不同的 Mask 重复以上操作构建出腰椎不同部分的立体模型。

#### 1.2.2 腰椎间盘组织模型的建立

实验中把腰椎间盘分为终板、纤维环和髓核三部分。首先选中终板 Mask, 通过图像分割中的色彩操作沿腰椎椎体下面描绘出纤维环的边界, 然后通过填充操作填充纤维环的内部, 先生成髓核组织模型, 再生成上、下终板模型。

将建好的整体模型以\*.stl 导入 ScanIP 中, 再以\*.stl 格式导入 ScanFE 中进行网格划分。ScanFE 用四面体 Solid45 单元把立体模型自动快速地划分出网格并显示出单元数和节点数。由于该模块是快速的划分网格导致立体模型比较粗糙, 故立体模型需要进一步光滑。通过相关操作调整曲率和网格大小, 立体网格模型光滑度才能满足要求。

#### 1.2.3 添加相关韧带以及材料赋值

将立体模块以 Ansys 文件导出, 在导出文件的过程中设置模型各部分的材料属性, 可以根据一定关系由 CT 的灰度值赋材料属性, 本实验根据其他学者的研究假设所有材料为各向同性、均匀连续的线弹性材料, 直接赋弹性模量  $E$  和泊松比  $\nu$ <sup>[2,3]</sup>, 具体见表 1, 其中皮质骨和松质骨的单元数软件统计计算。

表 1 腰椎组织有限元材料单位属性

Tab 1 The assignment of FEA unit of lumbar tissue

材料	$E$ / MPa	$\nu$	单元数	节点数
皮质骨	12 000	0.3	514 492	230 851
松质骨	100	0.2		
终板	2 000	0.2	45 353	15 273
髓核	1.0	0.49	22 117	8 372
纤维环	920	0.45	79 098	26 545

将下腰椎有限元模型导入 Ansys10.0, 然后在 Ansys 软件界面内添加腰椎相关韧带, 包括前、后纵韧带、黄韧带、棘上、棘间韧带以及关节突关节囊。实验采用 LNK 10 索单元仅受拉特性来模拟韧带, 在关节囊处采用 LNK 10 索单元仅受压特性来模拟关节囊韧带。实验中韧带材料属性如表 2 所示<sup>[3]</sup>。

表 2 下腰椎韧带属性表

Tab 2 The assignment of FEA unit of lumbar ligaments

材料	$E/MPa$	$\nu$	截面面积 /mm <sup>2</sup>	单元数	节点数
前纵韧带	20	0.3	63.7	20	40
后纵韧带	20	0.3	20	20	40
黄韧带	19.5	0.3	40	20	40
棘上韧带	11.6	0.3	40	2	4
棘间韧带	15	0.3	30	8	16
关节囊韧带	32.9	0.3	60	20	40

### 1.2.5 边界条件及加载情况

没有约束的悬空结构是不能承受载荷的, 因此, 在骶骨下表面所有节点施加位移约束, 限制骶骨下表面节点所有方向的运动, 施加载荷于腰椎模型 L4 的椎体上表面。

腰椎活动为  $x, y, z$  轴的立体运动, 生物力学加载一般以轴向加压、前屈、后伸、侧屈、旋转 5 种工况来模拟腰椎运动。轴向加压加载方法为在 L4 椎体上表面节点施加平均载荷 1.2 kN; 前屈加载方法为将 L4 椎体上表面节点坐标系向前旋转 30°, 同时施加沿 30°方向的倾斜载荷 1.2 kN; 后伸加载方法为

将 L4 椎体上表面节点坐标系向后旋转 30°, 同时施加沿 30°方向的倾斜载荷 1.2 kN; 侧屈加载时将 L4 椎体上表面节点坐标系向右旋转 30°, 施加沿 30°方向的倾斜平均载荷 1.2 kN; 旋转加载方法为在 L4 椎体表面节点上施加 600 N 轴向压缩载荷, 同时给予 10 N·m 扭矩。

## 2 结果

### 2.1 腰椎弓峡部裂有限元模型建立结果

2.1.1 Simpleware 软件包以及 Ansys 有限元软件重建腰椎峡部裂模型结果

实验重建模型按照下腰椎解剖结构模拟构建了椎体皮质骨、松质骨、腰椎关节突关节、椎弓根、椎板、横突、棘突等骨性结构, 还确定椎间盘边界构建了纤维环、髓核、上下终板组织, 另外在 Ansys 中附加了前纵、后纵韧带、黄韧带、棘上、棘间韧带以及关节突的关节囊。全部有限元模型共计有 281 261 个节点和 661 150 个单元 (包括韧带组织)。建模及网格化后效果见图 1。

### 2.1.2 施加载荷条件下应力云图 (见图 2~4)

前屈时由于骶骨限制, 模型在加载后逐渐出现前屈运动, 应力云图变化在上脊椎的峡部及峡部裂椎体后壁出现高值及次高值; 后伸运动时关节突关节应力随加载而增, 峰值出现在椎体后壁; 侧屈加载后模型随之进行侧屈运动, 在压力侧应力明显大于张力侧。在所有运动及加载中, 峡部裂部位均未出现过应力集中或最高值情况, 符合峡部裂生理状态。

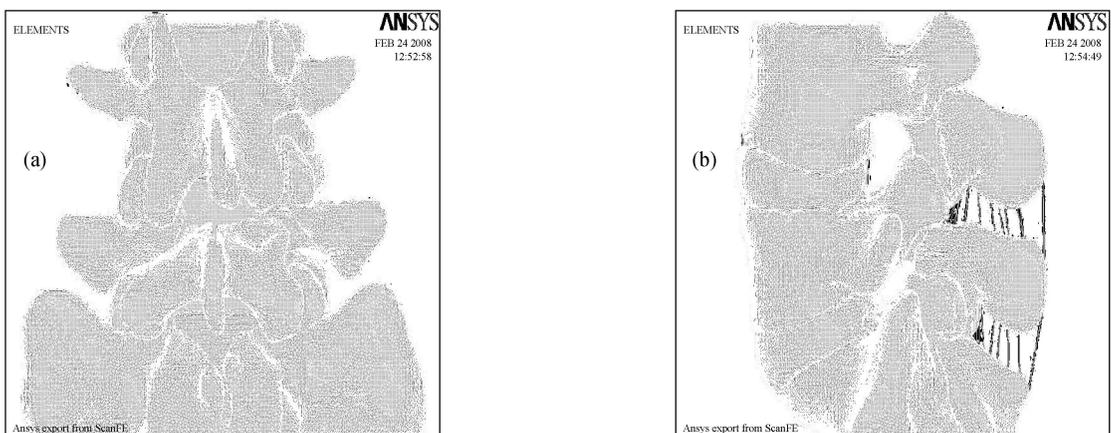


图 1 腰椎弓峡部裂有限元模型网格化效果图 ((a)后面观, (b)侧面观)

Fig 1 The delineation diagram of spondylolysis FEA model with meshing ((a) posterior view, (b) lateral view)

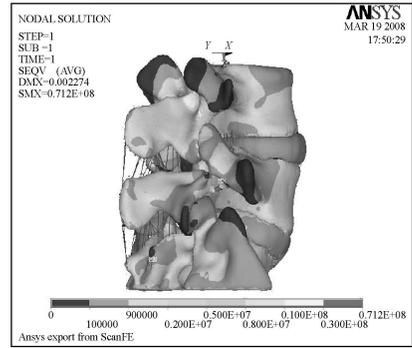
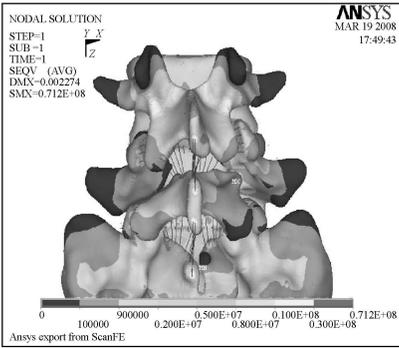


图 2 前屈工况应力云图

Fig 2 The distribution of stress under flexion loading

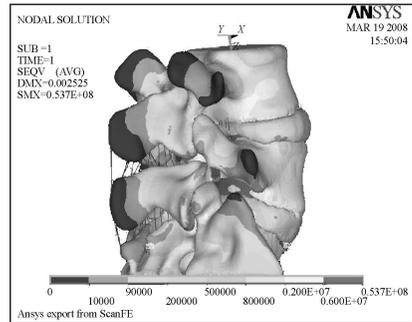
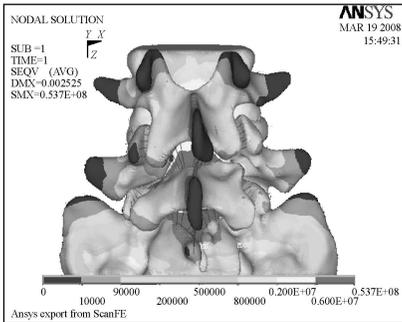


图 3 后伸工况应力云图

Fig 3 The distribution of stress under extension loading

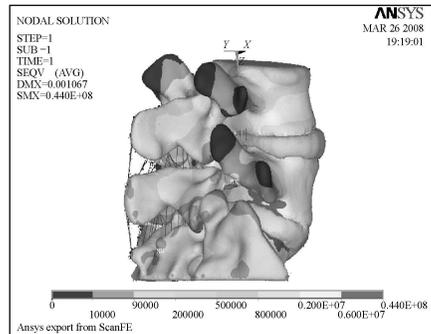
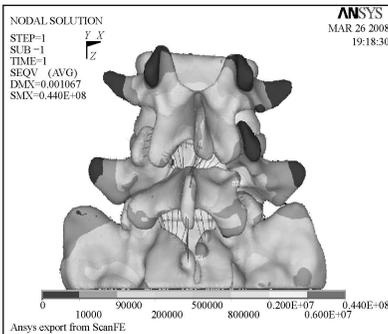


图 4 右侧屈工况应力云图

Fig 4 The distribution of stress under lateral bending

## 2.2 模型有效性验证

实验数字模型验证将采用与体外生物力学实验结果对照, 由于体外生物力学测量结果为应变值, 而有限元节点读取是应力值, 两者无法直接按计量资料进行比较, 所以根据大多数有限元模型建立文献, 按应力或应变 (位移) 的趋势进行有效性验证<sup>[4,5]</sup>。实验建立有限元模型与先期体外生物力学应变实验结果进行验证<sup>[6]</sup>。

### 2.2.1 不同工况下 L4 下关节突、L5 上、下关节突、S1 上关节突有效性验证 (见图 5)

在模型显示节点模式下, 分别放大 L4 下关节突 (L4 izj)、L5 上关节突 (L5 szj)、L5 下关节突 (L5 izj)、S1 上关节突 (S1 szj), 在关节突内侧同一 Y 轴上按顺序读取应力值, 计算机显示单位 MPa, 为方便与生物力学趋势对照, 以 KPa 为读取单位。由于存在两种单位仅以趋势线为参考, 故图 5 纵轴无单位。从图 5 可见, 在轴向加压、前屈、后伸、侧屈工况下, 体外生物力学实验结果与有限元建模分析结果的趋势线十分接近。

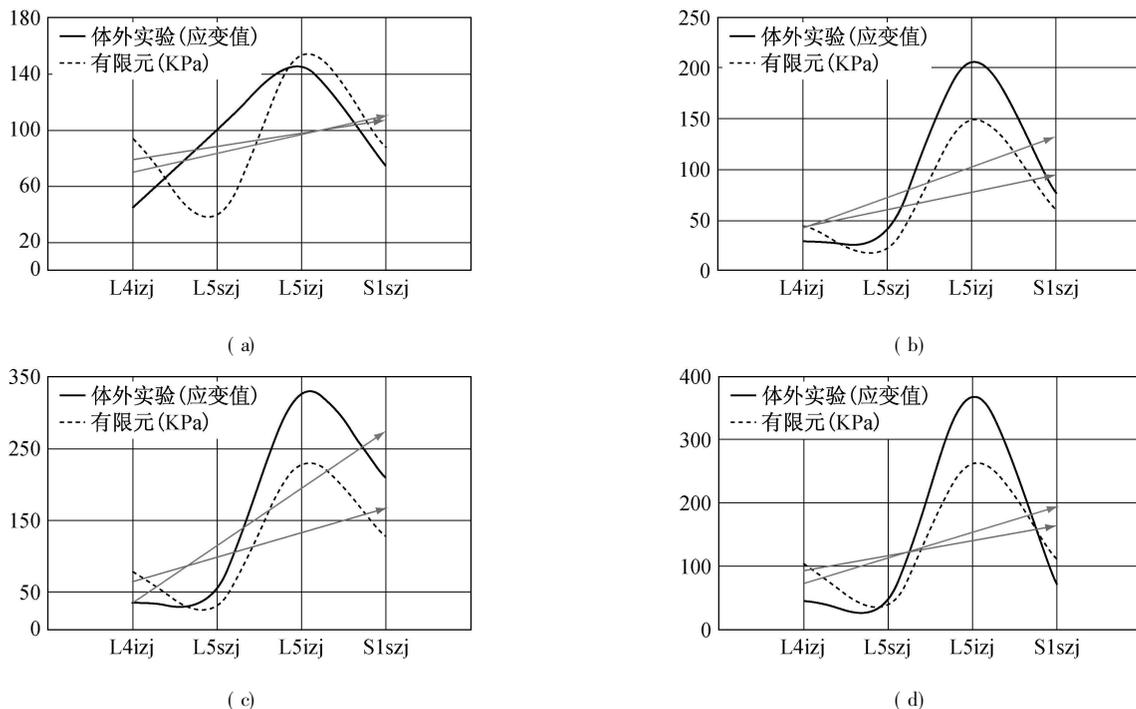


图 5 轴向加压 (a)、前屈 (b)、后伸 (c)、侧屈 (d) 工况验证 (带箭头线为趋势线)

Fig. 5 The validation of FEA model under axial compression (a), flexion (b), extension (c), lateral bending (d). (The arrow line was tendency of the curve)

### 2.2.2 关节突关节应力或应变趋势验证 (见图 6)

实验在 L4 下关节突取一点做应力/应变观测, 结果显示在 4 种工况下, 体外实验和有限元应力/应变结果均显示同样的变化, 如在关节突内侧后伸工况应力/应变结果大于前屈工况; 侧屈和旋转工况中两者结果又相接近。

变结果均显示同样的变化, 如在关节突内侧后伸工况应力/应变结果大于前屈工况; 侧屈和旋转工况中两者结果又相接近。

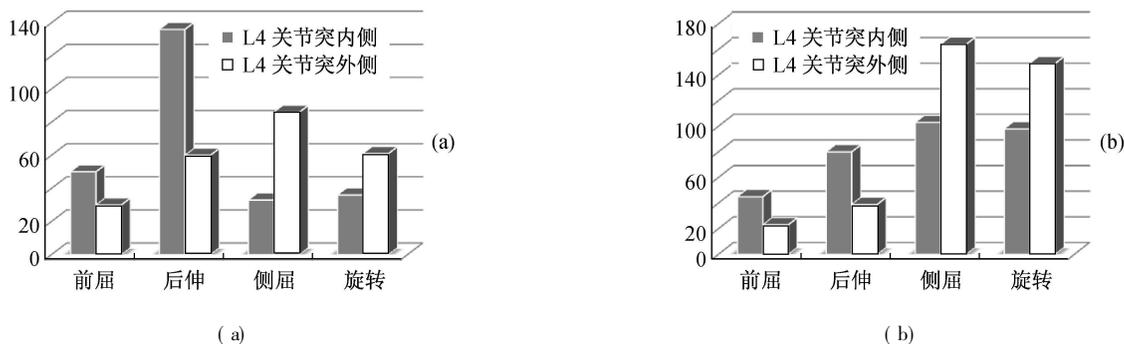


图 6 L4 下关节突内外侧力学趋势验证 ((a) 体外实验, (b) 有限元模型)

Fig. 6 The validation of FEA model by comparison of the biomechanical tendency at the medial and lateral facet mass of L4 ((a) experiment in vitro (b) FEA)

## 3 讨论

### 3.1 腰椎弓峡部裂有限元模型的特点和意义

腰椎弓峡部裂的模型与正常腰椎模型不同, 因此, 针对峡部裂手术内固定的相关研究不能在以正

常腰椎为模板建立的模型上实施, 本实验采用 1 例青少年腰椎弓峡部裂病例的 CT 资料, 在此基础上重建出三维有限元模型, 包含了峡部崩裂的病理状态, 使相关内固定或融合研究有了更好的临床指导意义。

目前关于峡部裂的有限元研究多集中于病因学和椎体滑脱的探讨。Saiyo等<sup>[7]</sup>建立了三维有限元儿童腰椎模型,重建脊椎生长层及骨骺骨环,腰椎峡部裂在实验中模拟形成。实验测量生长板、骨骺骨环在各种载荷下的最大应力。有限元分析结果表明有持续的应力集中于生长板层,导致的椎弓应力骨折将使儿童产生峡部裂和椎体滑脱。Chosa等<sup>[8]</sup>研究了腰椎峡部裂三维有限元模型在各种载荷下的峡部应力分布情况。笔者同样应用CT数据建立了腰椎峡部裂三维有限元模型,实验结果显示:峡部在轴向加压是应力最低的,在轴向加压同时侧屈、屈曲、旋转、后伸时应力明显增强。每一种加载应力集中区域与临床状态下腰椎峡部裂情况相似。由于在后伸和旋转时峡部的应力集中十分明显,这两种运动状态是导致腰椎弓峡部裂和椎体滑脱的危险因素之一。另外,椎体滑脱的发生和发展是临床医生关心的重点。El-Rich<sup>[9]</sup>采用个体化有限元模型分析了L5/S1峡部裂低度滑脱的生物力学研究。笔者认为反复的过重活动和脊柱-骨盆形态改变导致了躯干不平衡,使腰椎神经弓机械应力增加,这是腰椎峡部裂产生滑脱的原因。

### 3.2 实验模型的有效性验证

有限元模型的验证方法较多,主要有:有限元模型自身检验、模型加载后力学参数与以往相同模型比较以及实验模型与体外生物力学实验结果比较等。有限元自身检验以及与其他模型比较应用较多,自身检验可以通过模型的几何外形,载荷后的物理形态变化等均可作为检验一个方面。至于参照文献报道的腰椎各结构的属性参数,因为已经经过实验验证,所以没有必要再对材料的弹性模量进行测算<sup>[1-3]</sup>。此外通过载荷下的压缩-位移曲线、压缩-椎间盘后膨出曲线可以验证模型的相对刚度情况<sup>[5]</sup>。

本实验建立的模型采用了与体外生物力学实验结果<sup>[6]</sup>比较方法来进行验证,对标本在轴向加压、前屈、后伸、侧屈、旋转工况下测量了关节突的应变情况,通过应变可以间接反映出应力的变化。在此基础上对不同工况下的关节突应力-应变趋势做了比较研究。从图5、6结果可以看出,在不同工况下L4下关节突、L5上下关节突、S1上关节突应力-应变曲线拟合率良好,两者虽然计量单位不同但从趋

势线的斜率和方向来看非常相似,证明重建的下腰椎关节突应力在不同工况载荷下变化与实际情况相符。另外从峡部的应力分布看,L4内侧应力/应变在前屈、后伸工况中明显大于外侧应力/应变,而在侧屈和旋转工况中的内外侧应力/应变分布也与体外实验相符,这都验证了本实验建立的下腰椎弓峡部裂有限元模型良好的有效性,可以在此基础上进行相关力学分析。

### 参考文献:

- [1] Zhong ZQ, Wei SH, Wang JP, et al. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2006, 28: 90-98.
- [2] Voo LM, Kumaresan S, Yoganandan N, et al. Finite element analysis of cervical facetectomy [J]. *Spine*, 1997, 22 (9): 964-969.
- [3] Denoziere G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc [J]. *J of Biomechanics*, 2006, 39: 766-775.
- [4] Wong C, Gehrchen PM, Darvann T, et al. Nonlinear finite element analysis and biomechanical evaluation of the lumbar spine [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22 (6): 742-746.
- [5] 唐小君, 刘耀升, 陈昕昕, 等. 基于CAD技术的个体化退变腰椎有限元模型库的建立 [J]. *国际生物医学工程杂志*, 2007, 30(2): 65-69.
- [6] 顾晓民, 贾连顺, 陈雄生, 等. 腰椎椎弓峡部裂单椎节神经根钉棒固定体外生物力学研究 [J]. *中华实验外科杂志*, 2009, 26(6): 718-720.
- [7] Saiyo K, Goel VK, Masuda A, et al. Three dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part II: biomechanical change as the initiating factor for pediatric isthmus spondylolysis at the growth plate [J]. *Eur Spine*, 2006, 15(6): 930-935.
- [8] Chosa E, Tōbrige K, Tajima N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method [J]. *J Orthopaedic Research*, 2004, 22: 158-163.
- [9] El-Rich M, Aubin CE, Vilmure J, et al. A biomechanical study of L5-S1 low-grade isthmus spondylolysis using a personalized finite element model [J]. *Stud Health Technol Inform*, 2006, 123: 431-434.