

# Development and Validation of a Finite Element Model of the Lumbar Segment with Detailed Facet Joint

Libo Cao, Binhui Jiang, Guanjun Zhang, Long Zhang

State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacture for Vehicle Body, Hunan University, Changsha, China, 410082

**Abstract:** Traffic accidents and sports injuries can cause low-back pain, and it is also impossible to cause low-back pain because of increasing ages and degeneration of disc. The reasons for low-back pain are still not very clear up to now as the extremely complex structure of joints and nervous system of spine. Many studies show that the facet joint may be one of the various reasons for low-back pain. In this paper, the finite element model of the lumbar spine L4-L5 of the detailed facet joint is established by the use of finite element software Hypermesh and the point cloud data of scanning lumbar spine. The results show that the finite element model is accurate and efficient and can provide a detailed and accurate analysis tools for the study of spinal injuries, particularly the injuries of the facet joint.

**Keywords:** low-back pain; facet joint; experiments of biomechanics; simulation verification

## 具有详细小关节的运动段腰椎建模和验证

曹立波, 蒋彬辉, 张冠军, 章龙

湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 长沙, 410082

**摘要:** 交通事故、运动损伤均可引起下背部疼痛, 随着年龄的增长和椎间盘的退变, 也有可能引起下背痛。由于人体脊柱极其复杂的关节结构和神经系统, 到目前为止引起下背痛的原因仍不十分清晰。许多研究表明小关节可能是引起下背痛的多种原因之一。本文针对这一观点, 利用从两具尸体上获得的腰椎扫描点云数据, 运用HyperMesh有限元软件建立了具有详细小关节L4-L5腰椎有限元模型。研究表明: 该有限元模型精确有效, 为研究脊柱的损伤, 特别是小关节处的损伤提供了详细和精确的分析手段。

**关键词:** 下背痛; 小关节; 生物力学实验; 仿真验证

### 1 前言

毫无疑问, 安全带的使用对于减少出现严重损伤和死亡的交通事故数量起到了明显的作用。但是, 腹带将碰撞力较为集中地作用在人体盆骨和躯体的下部, 极易造成这些部位的损伤<sup>[1]</sup>, 我们称之为安全带综合症。腰椎损伤即为安全带综合症中较为常见的一种, 通常的腰椎损伤可造成患者长期的疼痛, 严重的可导致半身不遂及四肢瘫痪。目前, 对于半身不遂及四肢瘫痪, 科研人员发现这往往与脊髓的损伤有关, 而造成下背痛的原因到目前仍不是十分清楚。70、80年前, Ghormley创造了一个新的词“小平面综合症”, 并暗示小平面关节可能是引起下背痛的位置<sup>[2]</sup>。后来很多研究人员研究了小平面关节的承载情况, 证实了小平面关节可传递沿脊柱方向的轴向压缩载荷<sup>[3,4,5,6]</sup>。到1984年, King H. Yang在总结了前人研究的基础上, 开展了针对小平面关节的生物力学实验, 并提出了过

大的小平面关节载荷导致关节囊拉伸而引起下背痛这一个损伤假设<sup>[7]</sup>。第一次明确地将小平面关节受损与下背痛归结在一起。随着计算机技术的发展, 出现了很多用于研究脊柱的有限元模型, 但是这些模型中并未有涉及到对小关节建模的详细描述和验证<sup>[8,9,10]</sup>。

针对此, 本文采用CT扫描技术, 获得具有中国人体型特征的腰椎几何点云数据。建立了包括详细的小平面关节L4-L5腰椎有限元模型, 并对该模型有效性进行了验证。

### 2 有限元模型建立

有限元模型建立的步骤包括: 点云数据的获取、点云数据的预处理、几何模型的建立和有限元模型的建立。本文的作者利用该方法步骤已经成功的建立了适合中国人体型特征的全颈椎有限元模型<sup>[11]</sup>。根据上次建模的成功经验, 将已处理好的点云数据导入

CATIA软件的逆向模块建立腰椎L4、L5几何模型,几何曲面与腰椎点云模型误差精度控制在1%之内,从而保证较好的腰椎几何形态。有限元模型采用映射网格划分法,网格划分采用八节点六面体单元和四边形壳单元,不同结构采用不同的单元类型进行模拟。

## 2.1 有限元模型结构及其模拟办法

1、椎体,包括皮质骨和松质骨,皮质骨从其CT影像的测量及相关文献中得到其厚度为1.0~1.5mm左右,本文中采用四边形壳单元来模拟,壳体平均厚度设置为1.2mm,松质骨则采用六面体实体单元模拟。

2、椎间盘,由终板、髓核和纤维环组成。终板构成了椎体上、下面外层,中央较薄,边缘增厚隆起,胸腰椎终板较为平坦<sup>[12]</sup>,本文中采用壳单元进行模拟,边缘厚度为0.5mm,中央部位的厚度为0.8mm。髓核和纤维环则采用六面体实体单元模拟,纤维环由分为外、中、内三层呈同心圆排列的纤维构成,因此模型中的纤维环也是由3~4层实体单元组成,各层之间采用共节点连接。环纤维与髓环、软骨终板的连接非常坚固,故纤维环与这些部位的连接同样采用共节点的方式。中间的髓核由于其特殊的物理性质,将其与周围组织的连接均采用共节点的方式。

3、韧带组织。由于韧带是纤维组织,在载荷条件下只能承受张力载荷。因此,对腰椎的韧带如前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横韧带、翼状韧带和囊韧带均采用只具有张力性质的线性膜单元模拟,膜单元的厚度设置为2mm。由于各韧带都附着在椎骨上,因此,韧带与椎体的连接采用共节点的方式。

4、小关节,属于滑膜关节,由滑膜液、关节软骨、滑膜和关节囊组成,由上下相邻关节突构成。关节面覆以透明软骨,关节囊甚松,借薄弱的纤维而加强<sup>[13]</sup>。滑膜液采用实体六面体液体单元模拟,关节软骨、滑膜和关节囊采用四边形壳单元。

## 2.2 模型的材料参数

1、椎骨。椎骨的主要成分是羟基磷灰石和胶原纤维,羟基磷灰石非常坚硬,胶原纤维不严格服从胡克定律。骨的力学性能比这两者中的任何一个都好,因为柔软胶原纤维可以提高硬材料的柔性,而坚硬的硬材料又可以提高软材料的屈服。同时,骨骼在不同的位置有不同的密度和杨氏弹性模量,本模型中均采用线性弹性材料模拟皮质骨和松质骨。皮质骨的密度设为

1.83g/cm<sup>3</sup>,杨氏弹性模量设为1.2GPa,泊松比设为0.29;松质骨的密度设为1g/cm<sup>3</sup>,杨氏弹性模量设为450MPa,泊松比设为0.29<sup>[14]</sup>。

2、椎间盘。髓核的水含量达到70%~90%,在外界载荷情况下,难以被压缩。椎间盘主要承受压力,使得椎间盘具有负重和轴承作用。且前、后方向比侧向的承受载荷强度高。故采用粘弹性材料特性模拟髓核,其参数为:短效剪切模量92MPa、长效剪切模量1.4MPa、体积模量为2.2GPa。纤维环是层状的结构。James C. Iatridis等人<sup>[15]</sup>的研究表明:纤维环各层内的纤维平行排列,层间纤维相互交叉,相邻纤维层与椎间盘平面成±30°夹角,同时,各层之间有粘合物物质粘合。

表1. 各韧带杨氏弹性模量

| 韧带名    | 前纵韧带 | 后纵韧带 | 黄韧带  | 棘间韧带 |
|--------|------|------|------|------|
| 杨氏弹性模量 | 11.4 | 9.12 | 5.7  | 4.56 |
| 韧带名    | 棘上韧带 | 横韧带  | 翼状韧带 | 囊韧带  |
| 杨氏弹性模量 | 8.55 | 17.1 | 11.4 | 22.8 |

3、韧带。韧带是连接两块或两块以上椎骨的组织,它主要的功能是限制椎关节在正常生理许可范围内运动。本模型中采用线性材料来进行模拟描述韧带在张力载荷作用下的生物力学特性。所有韧带的密度设为1.1g/cm<sup>3</sup>,泊松比设为0.4。各韧带的材料特性如表1所示<sup>[16]</sup>

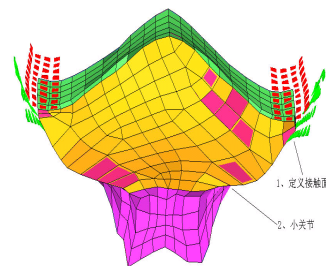


图1. 小关节和定义接触面

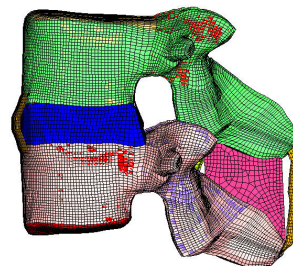


图2 腰椎L4-L5有限元模型

4、小关节。在腰椎与腰椎之间发生相对运动时在关节突部位起到润滑、传力作用。滑膜液、关节软骨、滑膜密度均设为 $1.0\text{g/cm}^3$ ，滑膜液、关节软骨、滑膜泊松比设为0.4，关节囊的泊松比设为0.25，关节软骨、滑膜和关节囊的杨氏弹性模量分别为 $10.4\text{Ma}$ 、 $10\text{Ma}$ 和 $3500\text{Ma}$ <sup>[17]</sup>，上一节腰椎的下关节突与下一节腰椎的上关节突在施加载荷时会发生接触，故在腰椎的关节突附近定义接触单元来描述小关节的2个接触面，如图1所示。

至此完成L4-L5腰椎节段三维有限元网格划分。单元大小为 $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1\text{mm}$ ，模型包含25035个壳单元、140966个三维实体单元和140966个节点，如图2所示。

### 3 有限元模型的验证

#### 3.1 边界和加载条件

根据King H. Yang的小平面关节的生物力学实验<sup>[7]</sup>，为了保证试验中腰椎标本受力状况与实际受力情况尽可能一致，要求标本保持自然弯曲状态。由于试验压力机上下受压表面平行，试验前在L4椎体上部和L5部分椎体下部先后放两个开口铁盒，将熔点铝( $47^\circ$ )灌入盒内，自然冷却，得到两个上下表面分别与腰椎矢状面垂直的“铝盒”。运用HyperMesh软件建立的有限元模型中，用壳单元模拟“铝盒”，并将其与L4椎体上部和L5椎体下部定义关键字CONstrained\_EXTRA\_NODES\_NODE模拟“铝盒”的装载情况。为了模拟腰椎样本在试验机安装工况，分别在“铝盒”上下放置刚性材料圆形块，并与“铝盒”定义刚性连接，底部圆形块六个方向自由度约束，顶部圆形块除力加载方向的平动自由度外，其他自由度都给予约束。在顶部圆形块上开圆弧槽，放置带半圆弧刚性长方体压块，并与顶部圆形块定义铰链连接，如图3所示。

试验仿真加载条件为：在带半圆弧刚性长方体压块上施加速率为 $93\text{N/S}$ 准静态载荷，当力值达到 $1112\text{N}$ 时，以相同的速率卸载，卸载完后试验结束。分别在腰椎有限元模型椎体中心、椎体中心向前 $10\text{mm}$ 和椎体中心向后 $10\text{mm}$ 处施加载荷做三次试验。

#### 3.2 仿真结果与实验结果对比验证

在建立好的有限元模型分别在椎体中心向前 $10\text{mm}$ 、椎体中心和椎体中心向后 $10\text{mm}$ 处施加载荷，仿真得到如图4小关节平面传递力值—时间的曲线，曲线2、3和4分别为在椎体中心向前 $10\text{mm}$ 、椎体中心和

椎体中心向后 $10\text{mm}$ 处施加载荷小关节平面传递的力值，在约12秒之前，三条曲线近似线性随时间增长，12秒以后到加载结束，三条曲线近似线性随时间减少。将三条曲线得到的力值与相对应的加载力值相除，得到小关节平面传递力值所占施加载荷比例曲线，截取曲线有效部分，得到如图5所示曲线。曲线1、2和3分别为在椎体中心向前 $10\text{mm}$ 、椎体中心和椎体中心向后 $10\text{mm}$ 处施加载荷小关节平面传递的力值比例。分析曲线1、2和3不难发现，小平面关节传递的力值比例随着加载力的增大而增大，到达峰值后又不断的减少，导出曲线1、2和3数据，处理数据后可得到三种加载状态下小关节平面传递的力比例最小值、最大值和平均值。具体数据见表2所示，曲线1、2和3平均值分别为20.9%、24.5%和32.9%。

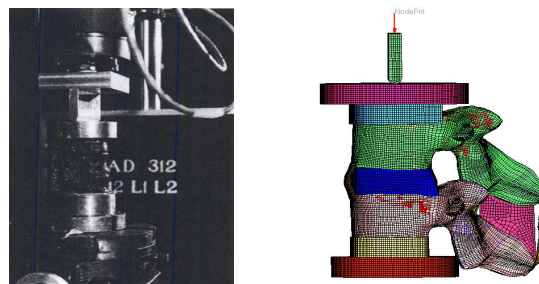


图3. 实验和仿真加载图

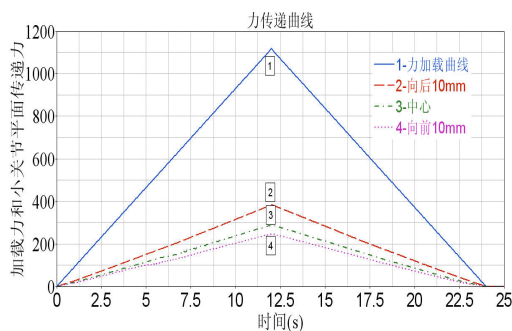


图4. 小关节平面传递力值—时间的曲线

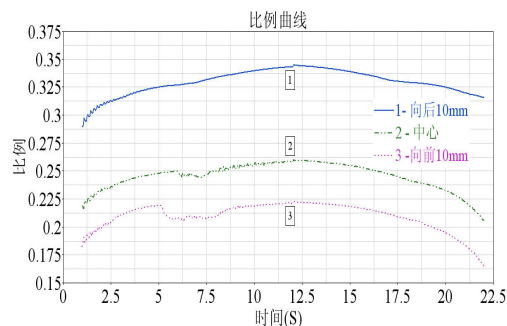


图5. 小关节平面传递力值比例曲线

King H. Yang<sup>[7]</sup>分别在椎体中心向前10mm、椎体中心和椎体中心向后10mm处对标记编号6、7和8标本施加载荷,分别得到各标本小平面传递力与施加力比例平均值,推算出在椎体中心向前10mm、椎体中心和椎体中心向后10mm处各个标本传递力比例平均值分别为22.16%、26.01%和34.22%。如表3所示。对比仿真数据和实验数据,不难发现,仿真得到的数据不仅与表3中标本6、7和8中各个相对应的数值接近,也与三个标本的相对应的平均值接近,所建立的腰椎L4-L5段腰椎有限元模型精确有效。

表2. 小平面传递力与施加力比例平均值仿真结果

|     | Eccentricity  |        |                 |
|-----|---------------|--------|-----------------|
|     | Anterior 10mm | Center | Posterior 10 mm |
| max | 22.3%         | 26%    | 34.5%           |
| min | 16.5%         | 20.6%  | 28.9%           |
| avg | 20.9%         | 24.5%  | 32.9%           |

表3. 各标本小平面传递力与施加力比例平均值

| no.  | Joint | Eccentricity  |        |                 |
|------|-------|---------------|--------|-----------------|
|      |       | Anterior 10mm | Center | Posterior 10 mm |
| 6    | L4-L5 | 20.14%        | 23.38% | 32.37%          |
| 7    | L4-L5 | 21.67%        | 29.45% | 40.47%          |
| 8    | L4-L5 | 24.67%        | 25.19% | 29.84%          |
| Mean |       | 22.16%        | 26.01% | 34.22%          |

在验证的过程中,本文作者发现如下两点:1、小关节平面传递的力值随时间呈准线性增长;2、在腰椎承受力范围内,小平面关节传递的力值比例随着加载力的增大而增大。

有限元分析结果是由腰椎的几何形态、实体单元类型和边界条件等因素共同决定的。为保证有限元分析结果的准确性,有限元模型要求能够精确描述腰椎的几何形态。由于CT数据精确描述骨骼几何形态,因此基于CT数据能够精确建立腰椎三维几何模型,本文的作者花费大量时间用八节点等参六面体单元建立腰椎L4-L5有限元模型。与现有国内相关文献中查到的腰椎段有限元模型相比,本文所建立的有限元模型不仅网格划分的小(1mm x 1mm x 1mm),采用六面体实体单元,而且具有详细的小平面关节,更能真实的反应腰椎段生物力学特性和生理功能,为研究脊柱的损伤,特别是小关节处的损伤提供了更为详细和精确的分析手段,为今后在L4-L5段有限元模型的基础上建立整个具有详细小平面对应的腰椎三维有限元模

型,进一步研究腰椎的生物力学问题打下结实的基础。

## References (参考文献)

- [1] William S. Smith, Herbert Kaufer, Arbor Michigan. Patterns and Mechanisms of Lumbar Injuries Associated with Lap Seat Belts. J Bone Joint Surg Am. 1969;51:239-254
- [2] Ghormley RK. Low back pain with special reference to the articular facets with presentation of an operative procedure. JAMA CI:1773, 1933
- [3] Hakim NS, King A.I. Static and dynamic articular facet loads. Proceedings of the 20<sup>th</sup> Stapp conference, Dearborn, Michigan, October 1976, pp 607-640
- [4] Lorenz M, Patwardhan A, Vanderby R Jr. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. Spine 8:122-130,1983
- [5] Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop Scand(Suppl) 43:1-104,1960
- [6] Markolf KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads. J Bone Joint Surg 55A: 511-533, 1972
- [7] King H. Yang, A.I. King. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. Spine, Vol. 9, No. 6: 557-565,1984
- [8] Matthew B. Panzer, Duane S. Cronin. C4~C5 segment finite element model development, validation and load-sharing investigation. Journal of Biomechanics 42(2009):480-490.
- [9] John A. Wheelodon, Frank A. Pintar, Stephanie Knowles, Narayan Yoganandan. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. Journal of Biomechanics 39(2006):375-380741
- [10] Chen-Sheng Chen, Cheng-Kung Cheng, Chien-lin Liu, Wai-Hee Lo. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. Medical Engineering & Physics 23(2001):384-491
- [11] CAO LiBo DIAN Bo LU Chang. Development and Validation of a Finite Element Model of the Human Neck Based on CT Images.Changsha, Hunan: JOURNAL OF HUNAN UNIVERSITY(NATURAL SCIENCES), 2009, 36(1)  
曹立波, 莫波, 卢畅. 基于 CT 图像颈椎有限元模型的建立及验证. 湖南长沙: 湖南大学学报(自然科学版), 2009 年第 36 卷第一期
- [12] Ren Xianjun, Mei Fangrui, Zhou Haijun. Test research on the anatomy and biomechanical properties of the cervical endplates. Chinese Journal of Clinical Anatomy. 1999, 17(2)  
任先军, 梅芳瑞, 周军海. 颈椎终板的解剖及其生物力学特征的研究. 中国临床解剖学杂志, 1999 年第 17 卷第二期
- [13] GUO Shifu, Orthopedics dissection clinical medicine. Jinan: Shandong Science & Technology Press, 2000. 242  
郭世级, 骨科解剖临床医学. 济南: 山东科学技术出版社, 2000. 242
- [14] Diane R. Wagner, Jeffrey C. Lotz. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus. Journal of Orthopaedic Research 22(2004) 901-909
- [15] James C. Iatridis, Lori A. Setton, Robert J. Foster, Bernard A. Rawlins, Mark Weidenbaum, Van C. Mow. Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human annulus fibrosus in compression. Journal of Biomechanics 31(1998) 535-544
- [16] WAN Xin-ming. The Virtual Test Research on Airbag Protection Efficiency in Vehicle Frontal Crash: Changsha:HUN College of Mechanical and Vehicle Engineering, 2005, 69-70  
万鑫铭. 基于虚拟试验的汽车前碰撞安全气囊防护效率的研究: [湖南大学博士学位论文].长沙: 湖南大学机械与汽车工程学院, 2005, 69-70
- [17] Srirangam Kumaresan, Narayan Yoganandan, Frank A. Pintar. Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule: Journal of Biomechanics 31 (1998) 371-376