

腰椎椎间植骨融合有限元分析¹⁾

王 宇 彭雄奇²⁾

(西北工业大学机电学院, 西安 710072)

摘要 为了评估植骨融合术对腰椎运动和应力分布的影响, 利用影像诊断技术 (CT 扫描) 和 CAD 三维重建技术获得人体腰椎三维模型, 椎间盘纤维环采用各向异性纤维加强超弹性本构模型, 建立了包括椎体、椎间盘和韧带的正常有限元模型以及 L3-L4 融合的腰椎 L2-L4 节段有限元模型, 并通过对比模拟和实验结果验证其有效性. 利用商业有限元软件 ABAQUS/Standard 进行前屈、后伸和轴向旋转载荷情况下的模拟分析, 对比两种模型在不同状态下的运动范围及应力分布情况. 模拟结果显示: 在相同的载荷情况下, 融合模型的运动范围和正常模型相比明显偏小; 相邻椎体的应力分布与正常模型明显不同, 但植骨融合对相邻椎间盘的影响相对较小. 此外, 小关节对维持脊椎正常生理功能起着重要作用, 小关节功能丧失会使相应节段的椎间盘髓核压力增大.

关键词 腰椎, 融合, 生物力学, 本构模型, 有限元分析

中图分类号: O343.8 **文献标识码:** A **文章编号:** 0459-1879(2011)02-0381-09

引 言

椎间盘切除植骨融合术是治疗脊椎退变性疾病的一种重要方法, 这种方法在解除患者症状的同时也改变了脊椎原本的生理结构, 可能对椎体的正常功能造成一定的影响. 刘耀升和陈其昕^[1]对腰椎退变及腰椎融合模型的建立研究进展进行了论述, 研究表明腰椎融合会引起椎体应力的变化.

为了比较准确、系统性地评估腰椎植骨融合术对椎体的影响, 对人体腰椎进行生物力学数值分析与模拟是非常必要的. 有限元法作为一种研究脊椎生物力学的重要方法已经得到广泛应用, 许多学者用这种方法对脊椎的生物力学性能做了研究. 郭立新^[2]建立了人体腰骶关节 L5-S1 的三维有限元模型, 并对模型的有效性进行了验证, 为人体腰骶关节的生物力学分析提供了比较详尽的计算模型. 鲁成林等^[3]通过 CT 扫描的方法建立了脊椎 L4-S1 节段三维有限元分析模型, 采用数值模拟和实验测试技术对模型进行了应力和变形分析, 得到了椎间盘在不同载荷下的应力分布情况. 上述有限元分析模型中材料属性是直接给定的 (包括韧带和椎间盘纤维环), 部分学者发展了能够更加真实地反映软组

织材料特性的本构模型. del Palomar 等^[4]利用实验结果推导出纤维环各向异性的性质, 对纤维环的结构进行了比较真实的模拟, 编写了用户子程序, 并载入有限元分析软件用于颈椎有限元模型的建立与分析. Schmidt 等^[5]给出了一种建立并校准三维腰椎纤维环有限元分析模型的方法. 他们将纤维环由内到外分为 8 层, 通过调整模型的参数使分析结果与实验结果相吻合, 从而得出准确的结果. Eberlein 等^[6]研究了建立多节段包含各向异性特性纤维环的人体腰椎有限元分析模型的方法, 并推导了韧带和纤维环的本构方程. Yin 和 Elliott^[7]提出并推导了人体椎间盘纤维环均质化本构模型. Peng 等^[8]基于 Spencer 的纤维加强复合材料理论, 发展了一个适用于人体纤维环的各向异性的超弹性纤维加强材料本构模型. 此模型已经应用在颈椎有限元建模分析中, 并得到了较好的分析结果.

也有许多学者将有限元法用于治疗腰椎退变性疾病的研究中. 倪伟峰和徐建广^[9]总结了有限元法在腰椎融合生物力学分析中的研究成果, 认为有限元法有助于深刻理解脊椎结构, 可以为融合手术提供参考. 徐义春等^[10]建立了人工腰椎间盘有限元模型, 并对其进行了应力分析. Chen 等^[11]建立

2009-11-18 收到第 1 稿, 2010-04-14 收到修改稿.

1) 西北工业大学基础研究基金资助项目 (G9KY1003).

2) E-mail: xqpeng@nwpu.edu.cn

了 L1-L5 完整的腰椎有限元模型, 并修改用于前路植骨融合术的模拟分析. Goto 等^[12]建立了完整腰椎及对 L4-L5 节段实施两种不同融合手术的有限元分析模型, 对比了 3 种模型在压缩、弯曲等情况下的分析结果. Denozière 等^[13]建立了正常的、融合的以及植入人工椎间盘的 3 种腰椎有限元分析模型, 对比分析了 3 种模型在相同载荷条件下的运动及应力情况. 刘红欣和王以进^[14]建立了腰椎椎间植骨三维有限元模型, 分析了融合椎体内部的生物力学响应, 认为前路椎间盘切除椎间植骨融合术有植骨充分、融合率高的优点.

本文将建立腰椎 L2-L4 运动节段正常的和椎间植骨融合的有限元分析模型 (L3-L4 节段植骨融合), 其中椎间盘纤维环模型采用作者提出的各向异性的超弹性纤维加强材料本构模型^[8]. 通过模拟分析, 得出不同状态下椎体的运动范围及应力分布情况, 以此评估植骨融合术对腰椎运动和应力分布的影响.

1 方法和材料

1.1 有限分析模型的建立

通过螺旋 CT 机对脊椎标本进行连续断层扫描得到腰椎 L2-L4 节段二维图像数据. 将经过处理的腰椎二维轮廓图导入到 Pro/E 软件中, 生成三维轮廓图, 再采用 ANSYS 有限元软件对三维轮廓图进行生成实体操作和网格划分, 从而建立三维有限元模型. 最后导入 ABAQUS/Standard, 利用其强大的非线性分析功能, 进行 L2-L4 运动节段的生物力学模拟与分析.

本文建立的正常腰椎模型包括 L2, L3 和 L4 三节椎骨及其之间的椎间盘和一些韧带 (前纵韧带、后纵韧带、黄韧带和棘间韧带). 椎体采用 ABAQUS/Standard 的三维 8 节点实体单元 (C3D8) 和三维 4 节点四面体单元 (C3D4) 模拟; 椎间盘纤维环与终板由三维 8 节点实体单元 (C3D8) 模拟; 椎间盘髓核由三维静水力学流体单元 (F3D4) 模拟; 韧带由三维膜单元 (M3D4R) 模拟. 用弹簧单元 (SPRINGA) 模拟小关节囊, 根据文献^[10]中小关节囊的弹性模量计算出弹簧的等效刚度. 图 1 所示为三节段腰椎有限元分析模型. 整个模型包括 20327 个节点和 42223 个各种类型的单元.

融合模型模拟的是 L3-L4 运动节段进行融合手术的情形. 将上述正常模型的 L3-L4 椎间盘用一均质化的结构代替, 并且保持 L2-3 椎间盘与正常模型的相同, 得到融合有限元模型. 假设融合部分的几何

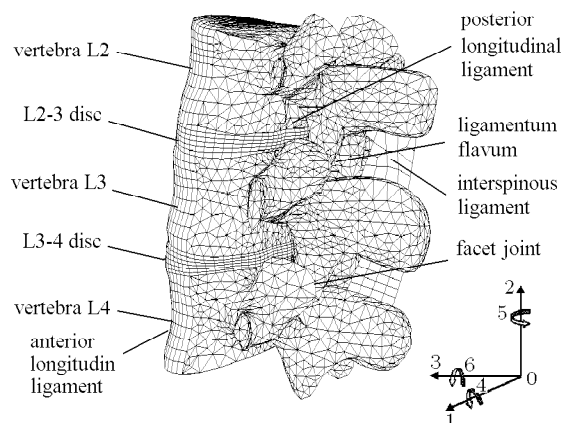


图 1 腰椎 L2-L4 节段有限元模型

Fig.1 FE model of lumbar L2-L4 motion segment

尺寸与未受外载荷作用时正常 L3-4 椎间盘的一样, 并且其力学属性与相邻椎骨相同. 为了更好地模拟真实植骨融合手术, 在融合模型中剔除了 L3 和 L4 椎体间的前、后纵韧带, 其余部分的软组织结构保持不变. 植骨融合模型的融合部分采用三维 8 节点实体单元 (C3D8) 模拟. 其余部分采用的单元类型和材料属性与正常模型保持一致.

1.2 材料属性

椎间盘纤维环采用作者提出的各向异性超弹性纤维加强材料本构模型^[8], 其余材料模型均来自文献. 椎体由皮质骨和松质骨两部分组成, 两部分的参数是不同的, 为了便于计算, 将椎体看成均质化的整体, 根据二者的体积比例关系, 计算出椎体的弹性模量. 植骨融合手术采用的植入骨为患者自身其他部位的骨, 或者是与真骨性能相似的人造骨, 可以认为植入骨的材料属性与椎骨相同. 椎间盘由上下终板、髓核和纤维环组成 (图 2), 上下终板位于纤维环底部和顶部, 为软骨结构, 可以认为是弹性体. 髓核位于纤维环中间, 为不可压缩的流体结构, 可以承受较大的压力. 腰椎小关节由上位椎体的下关节突与下位椎体的上关节突组成. 徐义春等^[10]认为小关节囊仅保持张力而无压力特征, 因此将这部分结构用非线性弹簧单元模拟. 受压时弹簧只有非常小的刚度, 而受拉时的弹簧刚度则根据文献^[10]中的材料参数计算得到. 同时参考文献^[10], 将椎骨分为椎体、后部结构和小关节 3 个部分分别指定材料属性.

纤维环围绕在髓核周围, 通过上下终板连接相邻椎体. 纤维环是一种由同心薄层结构组成的坚硬物质, 主要由非纤维基质和分布其中排列整齐的胶

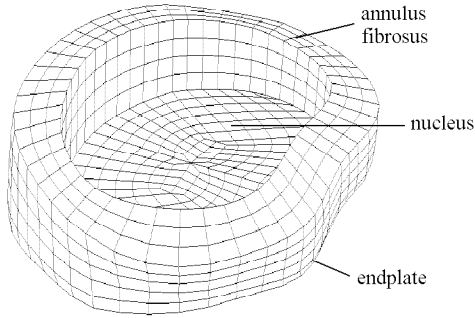


图 2 椎间盘有限元模型

Fig.2 FE model of intervertebral disc

原纤维束构成, 纤维束在与椎体横截面呈 30° 和 150° 方向分布^[15]. 纤维环可以看作是由多层基质组织组成的复合材料, 每层基质组织中分别嵌入了一束平行排列的纤维, 并且不同层上的纤维排列方向不同. 纤维束的交叉重叠分布结构使纤维环能够承受较大的弯曲和扭转载荷.

Peng 等^[8]认为纤维环各向异性弹性变形的应变能函数由 3 个部分组成: (1) 基体的应变能, (2) 纤维的拉伸应变能, (3) 纤维和基体的相互剪切作用产生的应变能, 由此发展出一个适用于人体纤维环的各向异性超弹性纤维加强材料本构模型. 此模型忽略了层与层之间的纤维间的相互作用, 简化了模型, 可以方便地求得材料参数.

基于 Spencer 的纤维加强复合材料理论, 纤维环的应变能函数 W 定义如下^[8,16]

$$W = W(C, \mathbf{a}_0) = W^M + W^F + W^{FM} \quad (1)$$

其中, $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ 为右柯西-格林变形张量, $\mathbf{F}$ 为变形梯度张量, $\mathbf{a}_0$ 为纤维的初始方向向量, W^M 为基体应变能, W^F 为纤维拉伸应变能, W^{FM} 为纤维和基体相互剪切作用产生的应变能.

软组织中的基体通常被模拟成超弹性材料, 因此可以采用 Neo-Hookean 超弹性模型

$$W^M = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (2)$$

其中, $J = I_3^{1/2}$ 为总的体积变化, $I_1 = J^{-2/3} \bar{I}_1$ 为第一偏量不变量. 对于不可压缩的组织, 只需知道 C_{10} 就可算出其应变能 W^M .

纤维的应变能源于纤维的伸长. 由此, 一个简单的非线性应变能函数 W^F 定义如下

$$W^F = \begin{cases} C_2(I_4 - 1)^2 + C_3(I_4 - 1)^4, & I_4 > 1 \\ 0, & I_4 \leq 1 \end{cases} \quad (3)$$

其中, $I_4 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{a}_0 = \lambda_F^2$, λ_F 为纤维的拉伸率. 材料参数 C_{10} , C_2 和 C_3 的单位为 MPa, D_1 的单位为 MPa^{-1} . 胶原纤维受到很小的压力就会失稳, 于是纤维收缩时可以忽略其压缩刚度, 因而可以假设当纤维收缩时 ($\lambda_F < 1$) 不产生应变能.

假设纤维和基体是完全结合在一起的, 那么由纤维和基质相互作用产生的应变能源于纤维和基质的剪切作用. 对于具有初始纤维方向向量 $\mathbf{a}_0$ 的纤维, 选择一法向向量为 $\mathbf{a}_0$ 的微小面元 $d\Gamma_0$, 如图 3 所示. 则变形后微小面元 $d\Gamma$ 的法向向量 $\mathbf{n}$ 与纤维方向向量 $\mathbf{a}$ 之间的夹角可以代表纤维和基质之间的剪切变形. 通过 Nanson 关系式和 Cayley-Hamilton 理论, 求得 (详细推导参见文献 [8])

$$\tan^2 \varphi = \frac{1}{\cos^2 \varphi} - 1 = \frac{I_4}{I_3}(I_5 - I_1 I_4 + I_2) - 1 \quad (4)$$

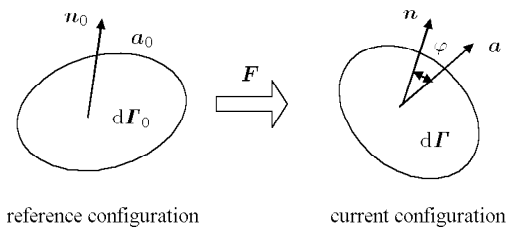


图 3 纤维-基质组织相互作用的精确几何描述

Fig.3 Exact geometric description of the fiber-matrix interaction

定义一个新的不变量 $\chi = \tan^2 \varphi$ 来表示纤维-基体相互作用的应变能函数 W^{FM}

$$W^{FM} = W^{FM}(I_4, \varphi) = f(I_4)\chi^2 = f(I_4) \left[\frac{I_4}{I_3}(I_5 - I_1 I_4 + I_2) - 1 \right]^2 \quad (5)$$

其中 $I_i (i = 1, 2, 3, 4, 5)$ 为主不变量, φ 为基体和纤维的夹角, $f(I_4)$ 为纤维-基体剪切相互作用因子^[8]

$$f(I_4) = \frac{\gamma}{1 + \exp[-\beta(\lambda_F - \lambda_F^*)]} \quad (6)$$

将式 (2), (3), (5) 代入式 (1) 得到总的应变能函数 W

$$W = W^M + W^F + W^{FM} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 2)^2 + C_2(I_4 - 1)^2 + C_3(I_4 - 1)^4 + f(I_4)\chi^2 \quad (7)$$

从式 (7) 中可以看出, 确定应变能函数需要知道 C_{10} , D_1 , C_2 , C_3 , γ , β 和 λ_F^* 7 个材料参数, 这些

材料参数可以通过实验获得^[8]. 现将获得这些参数的步骤复述如下:

(1) 采用单层纤维环样本, 垂直于纤维方向进行单轴拉伸, 拟合实验数据, 获得基体的材料参数 C_{10} 和 D_1 ;

(2) 采用单层纤维环样本, 平行于纤维方向进行单轴拉伸, 利用已求得的基质材料参数 C_{10} 和 D_1 , 拟合实验数据, 获得纤维的材料参数 C_2 和 C_3 ;

(3) 采用单层纤维环样本, 偏向于纤维方向一定角度进行单轴拉伸, 利用已求得的 C_{10} , D_1 , C_2 和 C_3 , 拟合实验数据, 获得纤维 - 基质剪切作用因子 $f(I_4)$ 中的 γ , β 和 λ_F^* .

具体的纤维环材料参数如下

$$C_{10} = 0.034 \text{ MPa}, \quad D_1 = 0.197 \text{ MPa}^{-1}$$
$$C_2 = 0.45 \text{ MPa}, \quad C_3 = 82.6 \text{ MPa}$$
$$\gamma = 12.0 \text{ MPa}, \quad \beta = 125, \quad \lambda_F^* = 1.02$$

由应变能函数 (7) 可以求得第二 Piola-Kirchhoff 应力张量 $\boldsymbol{S} = 2\partial W/\partial \boldsymbol{C}$, 而柯西 (Cauchy) 应力张量 $\boldsymbol{\sigma} = J^{-1}\boldsymbol{F}\boldsymbol{S}\boldsymbol{F}^T$, 于是

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J}\boldsymbol{F}\frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{C}}\boldsymbol{F}^T = \frac{2}{J}[(I_2W_2 + I_3W_3)\boldsymbol{I} +$$
$$W_1\boldsymbol{B} - I_3W_2\boldsymbol{B}^{-1} + I_4W_4\boldsymbol{a} \otimes \boldsymbol{a} +$$
$$I_4W_5(\boldsymbol{a} \otimes \boldsymbol{B}\boldsymbol{a} + \boldsymbol{a}\boldsymbol{B} \otimes \boldsymbol{a})]$$

(8)

其中, $\boldsymbol{I}$ 为二阶单位张量, $\boldsymbol{B} = \boldsymbol{F}\boldsymbol{F}^T$ 为左柯西 - 格林应变张量, W_i 代表 $\partial W/\partial I_i$. 至此获得了椎间盘纤维环各向异性超弹性纤维加强材料本构模型表达式. 将上述方程转换为用户材料子程序载入有限元软件 ABAQUS/Standard 以描述椎间盘纤维环在大变形下的材料属性. 本次研究将纤维环分为 8 部分, 每一部分由方向不同的两束纤维构成. 采用的有限元模型材料参数如表 1 所示.

表 1 有限元模型单元类型和材料参数
Table 1 The element types and material properties specified in FE models

Component	Element type	Young's modulus/ MPa	Poisson's ratio	References
vertebra	solid	2 500	0.30	current study
fusion part	solid	2 500	0.30	current study
anterior longitudinal ligament	membrane	20	0.30	Ref.[17]
posterior longitudinal ligament	membrane	20	0.30	Ref.[17]
ligamentum flavum	membrane	19.5	0.30	Ref.[17]
interspinous ligament	membrane	12	0.30	Ref.[17]
endplate	solid	600	0.30	Ref.[18]
posterior element	solid	3 500	0.25	Ref.[10]
facet joint	solid	3 500	0.25	Ref.[10]
annulus fibrosus	solid	—	—	Ref.[8]
nucleus	hydrostatic fluid	1 666.7*	—	Ref.[18]

* 体积模量.
* Bulk modulus.

1.3 边界载荷条件

采用图 1 中的坐标系添加边界载荷条件. 在 L2 椎体的上表面和 L4 椎体的下表面各建立一刚性面, 每个刚性面有对应的参考点, 参考点用来添加边界载荷条件. 在所有的模拟中固定 L4 椎体的刚性面. 首先向正常模型的 L3-L4 节段施加 2 kN 压缩载荷, 得到椎体位移 - 载荷曲线, 并和实验数据对比, 用以验证有限元模型的有效性. 然后向 L2 节椎体的 4 自由度方向施加 $\pm 7.5 \text{ N}\cdot\text{m}$ 弯矩模拟前屈和后伸; 向 L2 节椎体的 5 自由度方向施加 $6 \text{ N}\cdot\text{m}$ 扭矩模拟轴向旋转.

2 结 果

L3-L4 节段位移 - 载荷曲线如图 4 所示, 带三角形的曲线是模拟结果, 其他两条是实验数据. 可以看出模拟结果和 Virgin^[19] 的实验结果有良好的一致性, 它们都在 Markolf 和 Morris^[20] 的实验结果误差范围内.

各种载荷条件下正常模型和融合模型的转角如图 5 所示. 正常模型的运动范围在前屈、后伸和轴向旋转时分别为 5.1° , 4.1° 和 2.7° , 而融合模型在对应载荷情况下的运动范围只有正常模型的 57.9%, 84.8% 和 55.4%.

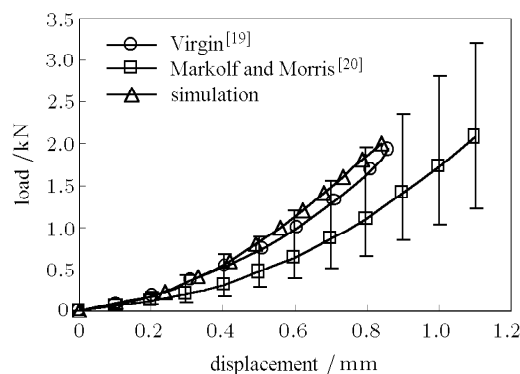


图 4 L3-L4 运动单元载荷 - 位移曲线

Fig.4 Load-displacement relationship of L3-L4 motion unit

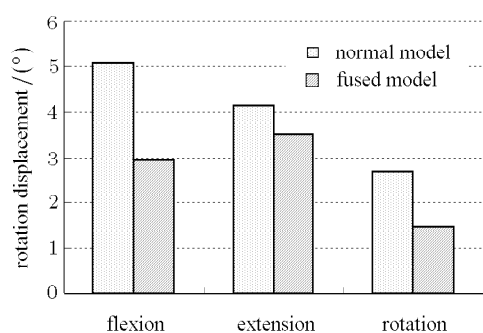


图 5 不同载荷情况下转角预测

Fig.5 Predicted rotation displacement under different loading conditions

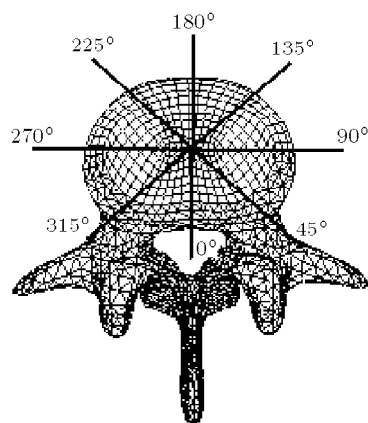


图 6 椎体位置示意图

Fig.6 Schematic drawing of vertebral body position

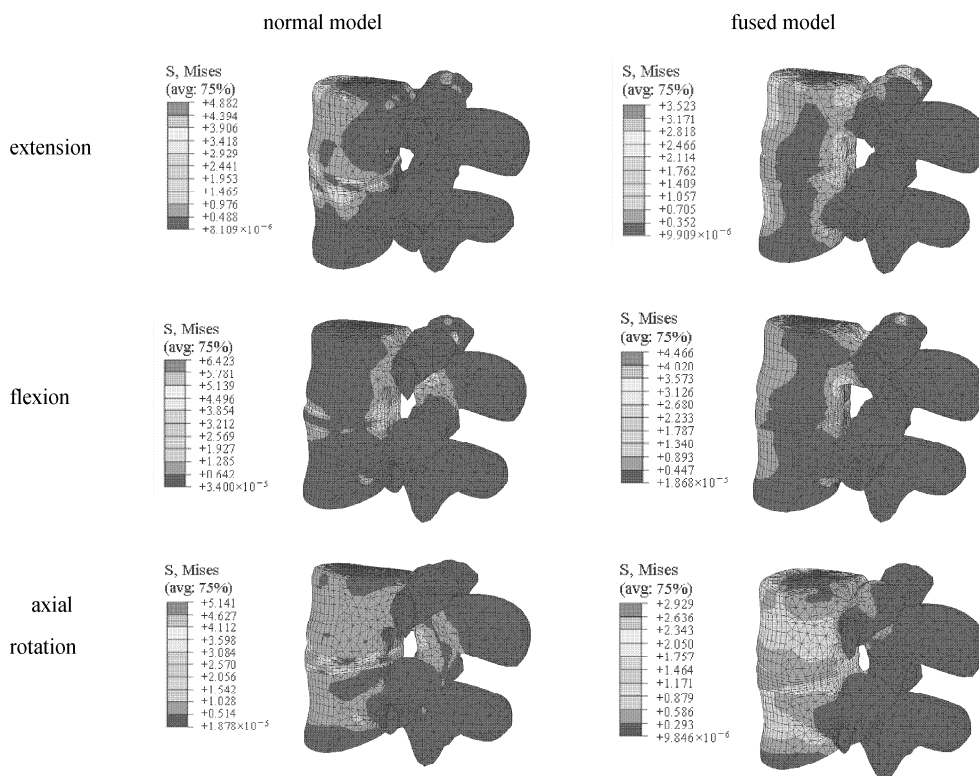


图 7 L3-L4 运动单元 von Mises 应力分布云图 (MPa)

Fig.7 von Mises stress contour of L3-L4 motion segment (MPa)

为方便阐述椎体的应力分布, 引入图 6 来描述椎体的不同位置. 图 7 为不同载荷情况下 L3-L4 节段的应力分布, 表 2 为两种模型 L3-L4 节段和 L2-L3 椎间盘纤维环应力分布对比. 表中的 S 和 I 分别指同一椎体的上表面和下表面. 从图和表中可以看出 L3 节段正常模型在 3 种载荷条件下最大 von Mises 应力值都出现在 L3 椎体的下部, 也就是与 L3-L4 椎间盘相邻的那一面, 而融合模型的最大 von Mises 应力值却分布在椎体的上表面. L4 节段正常模型的最大 von Mises 应力出现在 L4 椎体的上表面, 同样

是与 L3-L4 椎间盘相邻的那面. 融合模型的 L4 节椎体中最大 von Mises 应力出现在底部内圈, 其分布轮廓尺寸与 L3-L4 椎间盘髓核外轮廓大小相似. 从应力云图中还可以看出融合模型的 L2-L3 节段间的小关节最大 von Mises 应力比正常模型的大.

从表 2 中可以看出在相同载荷条件下两种模型纤维环 von Mises 应力最大值的分布位置是相同的,

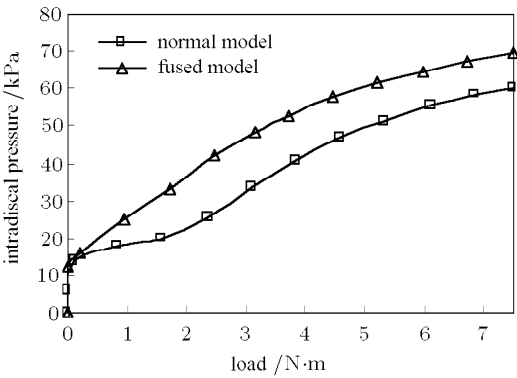
应力最大值相差最大为 2.905 MPa, 出现在后伸载荷状态下, 其他两种载荷状态下的两模型最大应力差值都在 0.44 MPa 以下.

图 8 为相同载荷条件下两模型的 L2-L3 椎间盘髓核压力对比图. 在 7.5 N·m 转矩作用下, 模型在前屈条件下髓核的最大压力比后伸条件下大得多. 两种模型的髓核压力在载荷的初始阶段迅速增长到 10 kPa

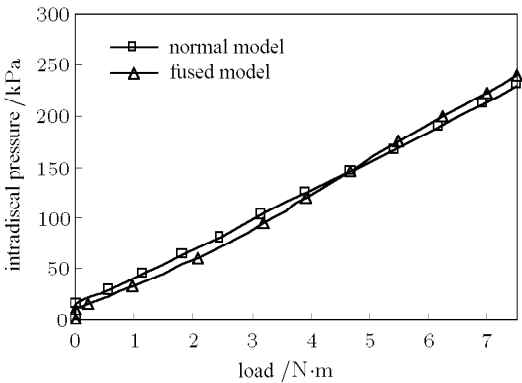
表 2 不同载荷条件下椎体和纤维环应力分布

Table 2 Stress distribution in vertebral bodies and annulus fibrosus under different loading cases

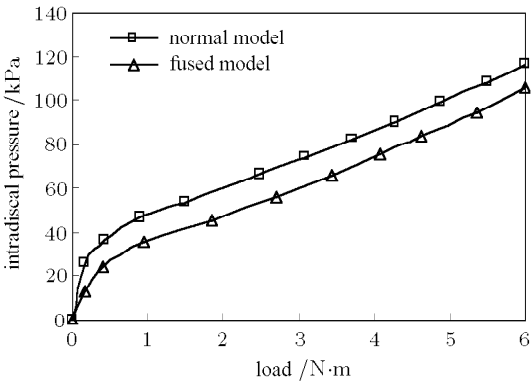
Load type	Model type	Maximum stress value and position in L3 vertebral body/MPa		Maximum stress value and position in L4 vertebral body/MPa		Maximum stress value and position in L2-L3 annulus fibrosus/MPa	
extension	normal	2.64	S: 135°, I: 215°	2.10	S: 275°	9.39	I: 135°
	fused	3.52	S: 135°	1.89	inferior region	12.29	I: 135°
flexion	normal	4.48	I: 45°	2.94	S: 45°	7.75	S: 315°
	fused	3.57	S: 45°	1.59	inferior region	7.31	S: 315°
axial rotation	normal	2.55	I: 135°, I: 215°	2.35	S: 135°	7.35	I: 45°, S: 90°
	fused	2.34	S: 135°	1.51	Inferior region	7.45	I: 45°, S: 90°



(a) 后伸
(a) Extension



(b) 前屈
(b) Flexion



(c) 轴向旋转
(c) Axial rotation

图 8 载荷条件下两模型 L2-L3 椎间盘髓核压力对比

Fig.8 Comparison of L2-L3 intradiscal pressure between two models

以上, 然后压力随着载荷的增长呈非线性增长, 增长趋势变平缓. 两种模型在前屈载荷下的载荷-压力曲线基本相同, 在另外两种载荷情况下两模型髓核压力增长趋势相同, 但数值有些差异, 差异在 0.01 MPa 以内.

3 讨 论

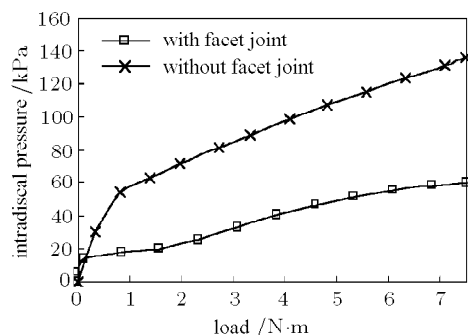
在相同载荷条件下融合模型的运动范围较正常模型大大降低, 在前屈、后伸和轴向旋转时分别降低了 42.1%, 15.2% 和 44.6%(图 5). 可见椎间盘植骨融合大大降低了椎体的运动范围. 正常的腰椎在受外载荷时各节段椎间盘纤维环都会发生变形, 而融合后的腰椎由于融合部分的材料属性决定了这节关节不会发生大的变形, 融合腰椎的运动范围由未融合的腰椎间盘纤维环决定. 文中融合模型的 L3-L4 节段被融合, 模型的运动只能来自于 L2-L3 椎间盘的变形, 而正常模型的运动则来自于两节椎间盘的变形, 因此融合模型的运动范围在相同条件下较正常模型大大降低. 此外, 由于 L3-L4 节段被融合, 融合模型的韧带变形主要出现在 L2-L3 节段之间, 而正常模型的两段韧带都有变形. 这使得融合后的腰椎非融合段的韧带比融合段的要承受更多的张力. 因此腰椎融合在限制椎体运动范围的同时对非融合段的韧带也会造成一定的影响.

表 2 和图 7 中的对比结果显示融合模型和正常模型的应力分布截然不同. L3 和 L4 节段正常模型在 3 种载荷条件下, 最大应力值都出现在与它们之间椎间盘相邻的那面; 而融合模型在同样的载荷条件下, 最大应力值却出现在椎体与相邻椎间盘接触的那面. 两模型的应力分布之所以不同, 其原因在于融合模型的融合部位的材料属性和生物力学特性与正常模型对应部位的完全不同. 本文融合模型模拟的是腰椎融合手术中融合情况比较理想的情形, 融合部分的材料属性与相邻椎体的相同, 为均质体, 融合的两椎体过度较为平缓. 而对应的正常模型的椎间盘纤维环具有明显的非线性各向异性特性, 于是融合模型的椎体应力最大值没有出现在融合部分. 应力云图中融合模型的 L2-L3 节段间的小关节应力比正常模型的大, 这说明小关节在脊椎受到外部载荷时起到了分担载荷的作用. 腰椎融合节段变形很小使得同一位置的小关节的变形量很小, 增加了相邻的小关节的变形量, 使其应力增大. 分析比较可知植骨融合术改变了相邻椎骨的应力分布.

纤维环的结构使其能够承受较大的弯曲和扭转

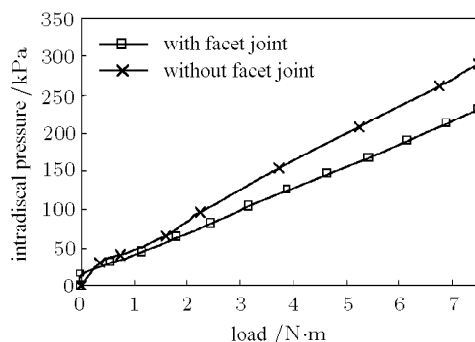
载荷, 是维持脊椎正常生理功能的主要结构. 表 2 显示在相同载荷条件下, 两种模型 L2-L3 椎间盘纤维环的最大应力分布位置相同, 在前屈和轴向旋转时数值差异很小, 在后伸状态下差异较大. 可以看出植骨融合对相邻椎间盘纤维环的应力分布的影响较小. 髓核在承受外部载荷时压力会增大, 过大的髓核压力会对椎间盘造成损害. 图 8 中两种模型在前屈载荷条件下的髓核压力曲线基本相同, 在后伸和轴向旋转载荷下两者的髓核压力增长趋势相同, 但数值略有差异, 后伸时融合模型的髓核压力稍大, 而轴向旋转时正常模型的稍大. 模拟中没有发现融合会明显增加相邻椎间盘髓核压力的迹象. 可见植骨融合术对相邻椎间盘髓核压力的影响较小.

腰椎小关节主要的生理功能是引导脊椎运动^[21]. 为了研究小关节的作用, 对比了正常模型中考虑小关节和忽略小关节作用两种情况下的 L2-L3 椎间盘髓核载荷-压力曲线, 如图 9 所示. 可以看出在相同的载荷条件下忽略小关节作用的模型髓



(a) 后伸

(a) Extension



(b) 前屈

(b) Flexion

图 9 载荷条件下考虑和忽略小关节作用的正常模型 L2-L3 椎间盘髓核压力对比

Fig.9 Comparison of L2-L3 intradiscal pressure between the model with and without considering facet joint

核压力明显比考虑小关节作用的大. 这说明在腰椎承受外载荷时小关节承担了一定的载荷, 和椎间盘共同维持脊椎的正常生理功能. 小关节功能的丧失会使相应节段的椎间盘髓核压力增大, 压迫纤维环, 这有可能加速椎间盘的退化.

4 结 论

(1) 椎间植骨融合会显著降低腰椎的运动范围, 影响椎体及小关节的应力分布, 但对相邻椎间盘的影响相对较小.

(2) 小关节对维持脊椎正常生理功能的作用不可忽视, 其功能丧失会使相应节段的椎间盘髓核压力增大.

(3) 有限元分析结果为评估植骨融合术的影响提供了生物力学依据, 具有一定的生物医学参考价值. 由于没有考虑到韧带的各向异性特性以及肌肉等软组织的影响, 模型还可以在这些方面进行完善.

参 考 文 献

- 刘耀升, 陈其昕. 腰椎间盘退变及腰椎融合的有限元研究进展. 国际生物医学工程杂志, 2007, 30(1): 14-17 (Liu Yaosheng, Chen Qixin. Recent advance in finite element research of disc degeneration and lumbar intervertebral fusion. *International Journal of Biomedical Engineering*, 2007, 30(1): 14-17(in Chinese))
- 郭立新. 脊椎腰骶关节的有限元模型及其有效性验证. 中国生物医学工程学报, 2006, 25(4): 426-429 (Guo Lixin. Finite element model of spine lumbosacral joint and its validation. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2006, 25(4): 426-429(in Chinese))
- 鲁成林, 王丰, 胡瑜辉等. 腰椎力学分析的数值模拟与实验研究. 实验力学, 2008, 23(4): 427-432 (Lu Chenglin, Wang Feng, Hu Yuhui, et al. Numerical simulation and experimental study on the lumbar vertebrae mechanics. *Journal of Experimental Mechanics*, 2008, 23(4): 427-432(in Chinese))
- del Palomar AP, Calvo B, Doblaré M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41(3): 523-531
- Schmidt H, Heuer F, Simon U, et al. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*, 2006, 21(4): 337-344
- Eberlein R, Holzapfel GA, Fröhlich M. Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus. *Computational Mechanics*, 2004, 34: 147-163
- Yin LZ, Elliott DM. A homogenization model of the annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(7): 1674-1684
- Peng XQ, Guo ZY, Moran B. An anisotropic hyperelastic constitutive model with fiber-matrix shear interaction for the human annulus fibrosus. *Journal of Applied Mechanics*, 2006, 73: 815-824
- 倪伟峰, 徐建广. 有限元法在脊柱结构和腰椎融合生物力学评价中的应用. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(30): 5949-5952 (Ni Weifeng, Xu Jianguang. Application of finite element analysis in the biomechanical evaluation of spine structure and lumbar fusion. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 2008, 12(30): 5949-5952(in Chinese))
- 徐义春, 刘尚礼, 张美超等. 人工腰椎间盘三维有限元模型的建立及其应力分析. 中华骨科杂志, 2003, 23(3): 173-176 (Xu Yichun, Liu Shangli, Zhang Meichao, et al. Establishment of artificial lumbar intervertebral disc three-dimensional finite element and its stress analysis. *Chinese Journal of Orthopaedics*, 2003, 23(3): 173-176(in Chinese))
- Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical Engineering & Physics*, 2001, 23(6): 483-491
- Goto K, Tajima N, Chosa E, et al. Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis). *Journal of Orthopaedic Science*, 2003, 8: 577-584
- Denozière G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(4): 766-775
- 刘红欣, 王以进. 腰椎椎间植骨融合的三维有限元分析. 医用生物力学, 2001, 16(3): 169-173 (Liu Hongxin, Wang Yijin. Three dimensional finite element analysis of lumbar inter-body fusion. *Journal of Medical Biomechanics*, 2001, 16(3): 169-173(in Chinese))
- Holzapfel GA, Schulze-Bauer CAJ, Feigl G, et al. Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2005, 3: 125-140
- Spencer AJM. Continuum Theory of the Mechanics of Fiber-Reinforced Composites, New York: Springer, 1984
- Tsuang YH, Chiang YF, Hung CY, et al. Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation-a finite element study. *Medical Engineering & Physics*, 2009, 31(4): 565-570
- Kumaresan S, Yoganandan N, Frank A, et al. Finite element modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads. *Medical Engineering & Physics*, 1999, 21: 689-700
- Virgin WJ. Experimental investigations into the physical properties of intervertebral disc. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1951, B33: 607-611
- Markolf KL, Morris JM. The structural components of the intervertebral disc: a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1974, 56: 675-687

- 21 迟增德, 刘尚礼, 李春海等. 腰椎髓核摘除后小关节应力分析. 中国矫形外科杂志, 2009, 17(4): 377-380 (Chi Zengde, Liu Shangli, Li Chunhai, et al. Stresses analysis of the facet

joints of a lumbar motion segment after discectomy. *Orthopedic Journal of China*, 2009, 17(4): 377-380(in Chinese))

(责任编辑: 周冬冬)

FINITE ELEMENT ANALYSIS ON LUMBAR INTERBODY FUSION¹⁾

Wang Yu Peng Xiongqi²⁾

(School of Mechatronics, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

Abstract The aim of this paper is to evaluate the effect of interbody fusion on lumbar spine via finite element (FE) method. Based on CT scanning images and CAD three-dimensional reconstruction technique, detailed and anatomically accurate normal and fused human lumbar spine FE models for the L2-L4 motion segment with or without L3-L4 fusion are built. The lumbar spine models include vertebrae, intervertebral disc and various ligaments. A previously developed hyperelastic fiber reinforced constitutive model is used to characterize the nonlinear anisotropic material property of intervertebral disc annulus fibrosus. The proposed FE model is validated by comparing numerical results of axial compressive load-displacement with experimental data available in literature. Commercial FE analysis software package ABAQUS/Standard is used to simulate the normal and fused lumbar spine segment under flexion, extension and axial rotation. The lumbar spine motion range and stress distribution of two models under different loading conditions are obtained and compared. Numerical simulation results show that under the same loading condition, the fused model has a much smaller body motion range compared the normal one. Interbody fusion brings out obviously different stress distribution in adjacent vertebral bodies, but has minor impact on adjacent intervertebral disc. The results also suggest that facet joints play an important role in maintaining normal physiological function of spine. The analysis results can provide references and guidelines for human lumbar fusion neurosurgical operation in clinic.

Key words lumbar, fusion, biomechanics, constitutive model, FE analysis

Received 18 November 2009, revised 14 April 2010.

1) The project supported by the Fundamental Research Foundation of Northwestern Polytechnical University (G9KY1003).

2) E-mail: xqpeng@nwpu.edu.cn