

文章编号:1004-7220(2010)03-0200-06

## 建立全腰椎有限元接触模型

苏晋<sup>1</sup>, 赵文志<sup>1</sup>, 陈秉智<sup>2</sup>, 李斌<sup>1</sup>, 何盛为<sup>1</sup>, 方旭<sup>1</sup>

(1. 大连医科大学 附属二院 骨科, 大连 116023; 2. 大连交通大学 交通运输工程学院, 大连 116023)

**摘要:** **目的** 应用自编软件和 HyperMesh 软件并结合接触理论建立全腰椎有限元模型。**方法** 以正常自愿者全腰椎节段螺旋 CT 扫描图像为基础, 利用自编软件和 HyperMesh 软件, 生成全椎体的骨性有限元模型, 补充建立终板、关节突软骨、椎间盘及韧带等结构, 建立全腰椎有限元分析模型。引入接触理论处理上下关节突之间的面-面接触问题。**结果** 所建模型几何外型较真实, 组织结构更完整, 外观表现更细腻。生理载荷下的模拟结果与体外生物力学实验结果更加吻合。**结论** 利用自编软件和 HyperMesh 软件可以提高有限元模型建立的速度和准确度, 引入接触理论可提高有限元模型的可靠性和真实性。

**关键词:** 有限元分析; 接触; 生物建模; 腰椎

**中图分类号:** R318.01 **文献标志码:** A

## Establishing finite element contact model of human L1 ~ L5 lumbar segments

SU Jin<sup>1</sup>, ZHAO Wen-zhi<sup>1</sup>, CHEN Bing-zhi<sup>2</sup>, LI Bin<sup>1</sup>, HE Sheng-wei<sup>1</sup>, FAN Xu<sup>1</sup> (1. *The Second Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Department of Orthopedics, Dalian 116023, China;* 2. *Traffic & Transportation School, Dalian Jiaotong University, Dalian 116028, China*)

**Abstract:** **Objective** To establish the finite element model of L1 ~ L5 lumbar motion segments with contact theory by self - compiled software and HyperMesh. **Method** Based on the spine CT continuous images of L1 ~ L5 segments from the healthy volunteer, the three dimensional finite elements model of L1 ~ L5 vertebrae structure was constructed applying self compiled software and HyperMesh, and added with simulating the endplates, joint cartilage intervertebral disc as well as ligament structure. The contact theory was adopted to solve the process between the high and low articular surface surface contacting. **Results** The three dimensional finite element model with more structure integrity and good geometric similarity was obtained. The simulating results of the physical loading are matched better with the results of the vitro experiment of biomechanics. **Conclusions** Self-compiled software and HyperMesh improved the speed and accuracy for building finite element model of lumbar motion segment, while the introduction of contact theory could enhance its reliability and authenticity.

**Key words :** Finite element analysis; Contact; Biological modeling; Lumbar spine

Belytschko 等<sup>[1]</sup>于 1973 年将有限元分析法首次应用于脊柱生物力学研究。由于腰椎有限元方法模型不仅能较好地模拟脊柱复杂的力学系统, 而且还

可以获得全域性的信息, 因此具有其他实验方法无法比拟的优势。有限元法 (finite element method, FEM) 是数值计算中的一种离散化方法, 是矩阵方法

收稿日期: 2009-12-11; 修回日期: 2010-03-03

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (30970708)

作者简介: 苏晋 (1979-), 男, 硕士, 研究方向: 生物医学工程。

通讯作者: 赵文志, 教授, 主任医生, 硕士生导师, E-mail: drzwz@163.com。

在结构力学和弹性力学等领域中的发展和应用。其基本原理是将一个由无限个质点构成并且有有限个自由度的连续体划分成有限个小单元体所组成的集合体。单元之间以节点相连,相互作用力通过节点传递;每个单元的物质特性及节点载荷、边界条件明确后,通过节点位移和节点力之间的关系式计算出每个单元的刚度矩阵。若干个单元的刚度矩阵集成构件的总刚度矩阵,并通过数学形式表达出来。

根据 Wolff 的关于“骨的形成取决于对所承受的应力的反应”定律,了解人体脊柱内部的应力情况,是临床工作者和研究人员所共同关注的。有限元模型可进行脊柱动力学(载荷下的脊柱运动)、运动学(椎体间运动)和脊椎及椎间盘内部的应力应变等各种研究。以往建立的有限元模型由于软件功能比较单一,网格划分不够充分,需要对组织结构进行适当的简化和假设,在精度方面略显粗糙。尤其是目前用于分析脊柱结构的三维有限元模型多是短节段模型<sup>[2-3]</sup>,在脊柱复杂的生理活动中,单节段运动的变化不能完全反映出全部腰椎节段力学全貌,如脊柱运动范围的重新分布及相邻椎间盘应力的变化等。本实验通过 CT 断层扫描、图像数字化处理、计算机辅助设计,重建全腰椎运动节段,探讨不规则结构有限元模型的生成。

## 1 材料与方 法

### 1.1 研究对象

选取一名正常自愿者(男,年龄 30 岁,体重 70 kg,身高 175 cm)的 L1 ~ L5 节段为研究对象,先行 X 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 机对自愿者 L1 ~ L5 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,扫描范围从 T12 下部至骶骨上部,所得到的 219 张 CT 图片的空间分辨率为 0.262 mm × 0.262 mm × 0.75 mm,各断层图像以 512 × 512 像素的 DICOM 格式保存图像数据,以 JPC 格式输出其断面图像并转入微机保存。

采用基于数字图像处理技术的自编软件对 CT

图像进行预处理,图像分割,边缘检测和跟踪等操作,获得了轮廓数据,并将其输出为 CAD 软件使用的格式文件。采用通用的 CAD 造型软件 Solid-Works 2003 作为实体建模平台。将自编软件提取的轮廓数据导入其中,利用放样特征得到椎体的三维实体模型。并以 IGS(线条)格式输出至专业有限元网格制作软件 HyperMesh 中。

利用 HyperMesh 软件首先将所对应的椎体轮廓线 IGS 线条连接形成面,再由表面形成体,即通过对线、面和体的相关操作,获得腰椎的三维几何模型,然后按照 1.5 mm 间距用三角形壳单元自由划分成四面体网格。

在此基础上补充建立终板、髓核、纤维环基质、纤维环纤维、关节突软骨、前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、关节囊韧带等结构,获得全腰椎椎体三维有限元模型。

### 1.3 材料属性

综合前人实验测量及有限元模型验证结果,总结了正常完整 L1 ~ L5 椎体有限元模型各组分的相关结构的材料力学参数(见表 1、2)。

表 1 有限元模型的单元类型  
 Tab.1 Finite element model of the unit type

组成	solid45 单元	link10 单元	合计
皮质骨	37 026		37 026
松质骨	163 201		163 201
后部结构	132 514		132 514
终板	31 742		31 742
髓核	15 315		15 315
关节软骨	2 106		2 106
纤维环基质	24 668		24 668
纤维环纤维		358	358
前纵韧带		32	32
后纵韧带		24	24
黄韧带		32	32
棘间韧带		32	32
棘上韧带		12	12
横突间韧带		16	16
关节囊韧带		65	65
合计	406 572	571	407 143

表2 模型的材料属性

Tab.2 Material properties used in the model

组成	$E_z/\text{MPa}$	$\sigma$	$S/\text{mm}^2$	文献
皮质骨	12 000	0.3		[4]
松质骨	100	0.2		[4]
后部结构	3 500	0.25		[4]
终板	500	0.25		[4]
纤维环基质	4.2	0.45		[7]
纤维环纤维				[8-9]
最外层	550	0.3	0.76	
第2层	495	0.3	0.592 8	
第3层	412.5	0.3	0.471 2	
最内层	357.5	0.3	0.357 2	
髓核	1.0	0.499 9		[7]
关节软骨	10	0.3		[5]
前纵韧带	20	0.3	38	[5-6]
后纵韧带	70	0.3	20	[5-6]
黄韧带	50	0.3	60	[5-6]
棘上韧带	28	0.3	35.5	[5-6]
棘间韧带	28	0.3	35.5	[5-6]
横突间韧带	50	0.3	10	[5-6]
关节囊韧带	20	0.3	40	[5-6]

#### 1.4 小关节突接触问题

(1) 建立模型,并划分网格。建立代表接触体几何形状的实体模型。与其他分析过程一样,设置单元类型、实常数、材料特性,用恰当的单元类型给接触体划分网格。

(2) 识别接触对。通过目标单元和接触单元来定义模型在变形期间可能发生接触的区域。接触区域可以任意定义,然而为了更有效地进行计算,应尽量定义更小的局部化接触区域,但要保证它足以描述所需要的接触行为,不同的接触对必须通过不同的实常数号来定义。

(3) 定义刚性目标面和柔性体的接触面。

(4) 设置实常数和单元关键字,给变形体单元加必要的边界条件,定义求解和载荷步选项,求解过程与一般的非线性问题求解过程相同。

(5) 关节突软骨用 Solid45 单元模拟,层厚为 0.3 mm,相对应的小关节面之间的间隙约为 0.4 mm,软骨层表面接触采用面-面接触单元模拟,关

节接触单元的初始间距设定为 0.4 mm(见图 1),摩擦因数为 0.19(见图 2)。

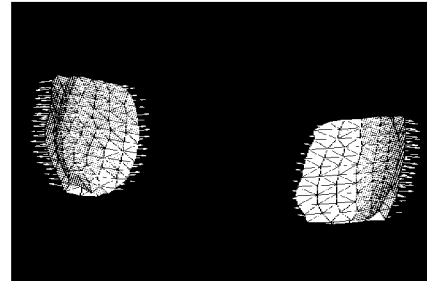


图1 左右关节突接触示意图

Fig.1 Schematic diagram of articular process contact

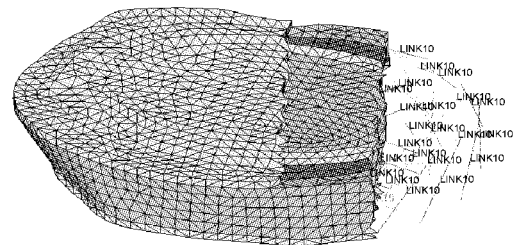


图2 椎间盘示意图

Fig.2 Disc diagram

#### 1.5 边界条件和载荷分布

通过对模型施加约束和生理载荷,约束 L5 椎体下表面所有节点的 3 个方向运动的自由度,在 L1 椎体上表面施加 10 N 的纯力矩,该载荷使腰椎发生生理范围内运动,但不破坏腰椎组织结构<sup>[10-11]</sup>。模拟腰椎前屈、后伸、左、右侧弯和左、右旋转共 6 个工况,得到腰椎的运动范围和应力(图 3、4)。



图3 关节突关节示意图

Fig.3 Schematic diagram of facet joints

上述数据经 SPSS 统计软件进行 t 检验,所得 P 值均大于 0.05,即在统计学上无显著差异。模型有效性得以验证,所建全腰椎有限元模型可以应用于腰椎生物力学分析。

## 2 结果

将所建模型导入 Ansys11.0 进行计算及后处

理,得到各节段椎体的运动范围,与前人所做的离体试验结果<sup>[11]</sup>相比较,并做统计学分析(见表3)。

表3 本模型与体外实验所得各腰椎节段运动范围( $\bar{x} \pm sd$ )°

Tab.3 The model and in vitro derived from the lumbar spine range of motion segment ( $\bar{x} \pm sd$ )°

节段	L1 ~ L2		L2 ~ L3		L3 ~ L4		L4 ~ L5	
	A	B	A	B	A	B	A	B
前屈	6.2 ± 2.3	6.64 ± 0.7	8.6 ± 2.0	7.85 ± 0.6	8.1 ± 2.7	6.88 ± 0.5	10.9 ± 4.1	8.96 ± 0.2
后伸	4.5 ± 1.3	6.5 ± 0.8	2.3 ± 0.8	4.35 ± 1.9	3.3 ± 0.7	4.75 ± 0.5	3.8 ± 0.9	4.58 ± 1.1
左弯	4.3 ± 1.7	5.05 ± 1.9	6.8 ± 2.0	5.96 ± 1.5	8.0 ± 2.3	7.11 ± 0.9	7.4 ± 1.2	5.15 ± 0.7
右弯	4.5 ± 1.8	4.77 ± 1.8	7.9 ± 2.3	5.93 ± 1.5	8.4 ± 2.1	7.32 ± 0.8	8.0 ± 1.2	6.11 ± 1.5
左旋	1.3 ± 0.5	1.66 ± 0.28	1.2 ± 0.5	1.28 ± 0.26	1.7 ± 0.6	1.8 ± 0.17	2.6 ± 0.8	3.69 ± 1.9
右旋	1.3 ± 0.5	1.69 ± 0.31	1.2 ± 0.5	1.18 ± 0.20	2.6 ± 0.8	1.78 ± 0.20	2.3 ± 0.7	3.73 ± 1.7

A: 体外实验数据; B: 本模型数据

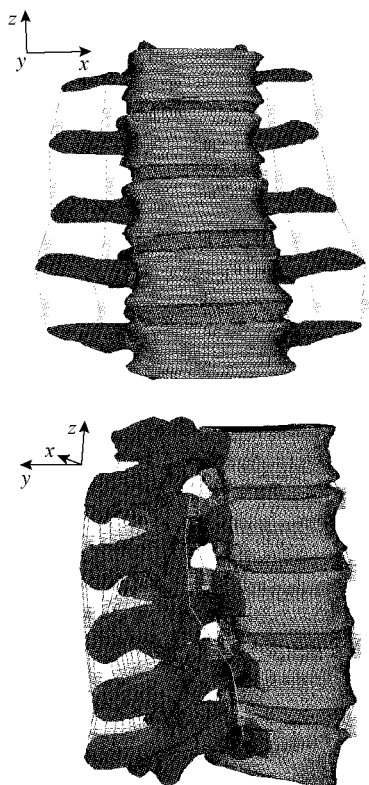


图4 全腰椎有限元模型图

Fig.4 The whole lumbar spine finite element model diagram

通过 CT 扫描、图像数字化处理及计算机辅助设计系统,成功地建立了全腰椎节段的有限元模型,包括密质骨、松质骨、终板、纤维环基质、髓核、纤维

环纤维、小关节软骨和韧带(棘间、棘上韧带、黄韧带、横韧带、前纵韧带、后纵韧带、关节囊韧带)的三维模型。模型总单元数为 407 143 个,节点数为 100 682 个。椎体模型由皮质骨、松质骨和后部结构组成,处理为松质骨为核心外面包裹着厚约 1 mm 的皮质骨壳层,以 Solid45 单元模拟,简化为连续、均匀和各向同性的线性材料。椎间盘由纤维环(胶原纤维和基质)和髓核组成。髓核被模拟为不可压缩的黏弹性液体,髓核体积约占椎间盘体积 38% 左右。椎间盘纤维环由基质与埋其中的胶原纤维所构成的混合体表示,胶原纤维在环状体中呈十字交叉的方式排列 4 层,并与椎间盘平面成平均 ± 30° 的夹角。胶原纤维用 link10 非线性单元模拟,其弹性模量随载荷大小的改变而改变;纤维环基质用 Solid45 单元模拟为接近于流体的连续、均匀和各向同性的线性材料。椎间盘上下表面由 1.0 mm 厚的软骨终板构成,考虑为椎间盘的上下表面(见图 5)。有限元模型包含的前纵、后纵、棘上、棘间、横突间韧带以及黄韧带和关节囊韧带均采用 link10 非线性单元模拟。单元的位置、横截面积及长度决定于各组韧带的实际解剖结构(见图 6)<sup>[5-6]</sup>。

本模型几何外形逼真,具有较佳的视觉效果,可以多色彩、透明及任意组合显示。通过不同平面可以观察各组件的内部结构关系,能够任意的旋转角度及缩放大小。与体外生物力学测试实验结构结果

比较,本模型的实验结果与体外实验结果基本一致。

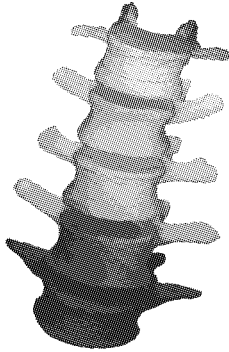


图5 位移图

Fig.5 Displacement



图6 小关节突应力图

Fig.6 Facet stress diagram

### 3 讨论

(1) 有限元分析结果的准确性和有效性的基础是研究对象的几何模型的精细程度和准确程度。以往建立的医学有限元模型由于软件功能单一,网格划分少,人体组织结构形状不规则等原因,需要进行适当的简化和假设,在精度方面有一定的缺陷,而且模型创建过程环节多、成本高、周期长,进一步限制其应用。本研究采用基于数字图像处理技术的自编软件对CT图像进行预处理,所用的自编软件通过在点云数据上提取特征点和特征线,将其转换成点和线,然后通过拉伸、扫掠和放样等方法建立几何模型,改善了以往通过轮廓线方法完整描述复杂外形的缺点,同时可以直接生成实体模型,简化了建模中

轮廓线提取的过程,缩短了建模时间。HyperMesh是高性能的前处理软件,大大缩短CAE(计算机辅助工程)的时间及成本,能够快速自动地生成高质量的网格,并提供网格质量跟踪检查的功能,具有修改模型的功能,提高了复杂模型单元划分的合理性。在整个重建过程中最大限度地排除了人为的干扰,体现便捷、高效、准确、高度、自动化的建模优势。所建成的有限元模型结构完善,几何外型逼真,划分的单元和节点数较国内以往模型多、大大提高了建模速度及模型的精确度,可为后续研究之用。

(2) 有限元方法的不足在于有限元模型的精确度依赖于单元选取的个数。选取的个数越多,该模型的精确度就越高,反之亦然。因此,只有当单元网格的密度趋于无穷大时,所得的结果才是该模型的理想值。而本研究中所建立的模型总单元数为407 143个,节点数为100 682个,远远超过了以往模型单元,精确度得到了较大的提高。

(3) 本研究中应用了接触理论,采取了面-面接触单元模拟上下关节突软骨之间的接触滑动。面-面接触单元可用于任意形状的两个表面接触,不必事先知道接触的准确位置;两个面可以具有不同的网格;支持大的相对滑动、大应变和大转动。面-面接触具有20个可用实常数,2个材料属性和30个可用单元选项设置,能够模拟特殊的效果和处理困难的收敛情况。所有的单元选项和参数都可以通过接触向导来控制;也可以通过实常数和单元选项来指定,更加符合人体小关节之间的运动。

(4) 建模采用的是国人的腰椎CT数据,为避免种族差异的影响,验证时所采用的体外生物力学实验数据亦为国人的,进一步提高了本模型的准确性和有效性。能过满足人体腰椎生物力学分析的需要,为下一步人体腰椎有限元模型的分析提供了基础。

(5) 由于没有软组织切片数据的支持,韧带起止点、横截面积及长度的重建依据是根据各组韧带的实际解剖结构,无法进行精确的定位。亦没有考虑肌肉组织对脊柱运动的影响,这些有待于今后的进一步研究中加以改进、弥补。

### 参考文献:

- [1] Belytschko TB, Andriacchi TP, Schuhz AB, et al. Analog

- studies of forces in human spine: computational techniques [J]. *J Biomech*,1973,6(4):361-371.
- [2] Dooris AP, Goel VK, Grosland NM. Loading-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc[J]. *Spine*,2001,26:122-129.
- [3] Hendrik S, Annette K, Antonius R. *et al.* The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration-A finite element analysis[J]. *Clinical Biomechanics*,2007,22:988-998.
- [4] Li Kang-hua, Wang Hua, Huang Xiao-yuan, *et al.* Establishment of finite element model of lumbar motion segments and its biomechanical significance[J]. *Chinese Journal of Clinical Rehabilitation*,2005,14(9):198-199.
- [5] Sylvestre PL, Villemure I, Aubiu CF, *et al.* Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model[J]. *Med Bio Eng Comput*,2007,45:977-988.
- [6] Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis[J]. *Spine*,2003,28:991-996.
- [7] Ahmad F, Koichi S, Goel V, *et al.* Biomechanical rationale of ossification of the secondary ossification center on apophyseal bony ring fracture: A biomechanical study[J]. *Clinical Biomechanics*,2007,22:1063-1067.
- [8] Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, *et al.* Factors in influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis[J]. *Eur Spine J*,2003,12(4):13-20.
- [9] Shih-Hao Chen, Zheng-Cheng Zhong, Chen-Sheng Chen, *et al.* Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion[J]. *Medical Engineering & Physics*,2009,31:244-253.
- [10] Danjani MM, Abumi K, Duranceau J, *et al.* Biomechanical evaluation of spina fixation devices[J]. *Spine*,1988,13(10):11-35.
- [11] 张建设,刘南礼,朱表安,等. 腰椎三维运动范围的实验研究[J]. *深圳医学*,1997,10(3):1-2.

## 《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由上海交通大学主办,教育部主管,是国内唯一一本公开发行,积极反映医学生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、理、工各学科相互了解和合作为目的学术性刊物。报道内容主要包括医学生物力学领域中有关固体力学、流体力学、流变学、运动生物力学等方面的研究论文。本刊为美国工程索引(Ei Compendex)收录期刊(收录时间从2010年1月起)、“中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊)”。

本刊为双月刊,16开本,80页,国内统一刊号CN 31-1624/R,国际标准刊号ISSN 1004-7220;定价每期9.80元,全年58.8元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或拨打“11185”热线电话通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号 200011;

电话:(021)23271133; 传真:(021)63137020; 电子信箱:shengwulixue@gmail.com

网站:http://www.mechanobiology.cn