

骨质疏松症患者腰椎有限元模型的建立与骨强度分析

仰嘉轩¹ 郭海玲² 毛敦¹ 赵咏芳^{2△}

[摘要] 目的:基于骨质疏松症患者 CT 图像个体化精准建立单个腰椎(L₂)的有限元模型,并对模型进行骨强度分析。方法:采用交互式医学图像控制系统 MIMICS 软件对患者的 CT 图片进行预处理后,导入大型通用有限元软件 ANSYS 中个体化精准建立 L₂ 有限元模型。通过模拟正常站立、一般活动和突然跌倒时,分别在上终板施加 0.3,1.0,4.0 MPa 轴向载荷,计算最大应变数值以及 von Mises 应变值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 骨体积占总体积比率。结果:随着载荷逐步加大,位移、应力和应变也分别变大,具有骨折风险的骨体积也明显增加,分别增加 0.08%,38.39%,57.80%。结论:本研究建立的有限元模型符合骨质疏松性单个腰椎的临床特点,模拟了其生物力学特性。

[关键词] 有限元分析;骨质疏松症;腰椎;骨强度;生物力学

[中图分类号] R68 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1005-0205(2017)05-0013-05

Establishment of Finite Element Model of Lumbar Spine in Patients with Osteoporosis and Analysis of Bone Strength

YANG Jiaxuan¹ GUO Hailing² MAO Dun¹ ZHAO Yongfang^{2△}

¹ Suzhou New District People's Hospital, Suzhou 215129, Jiangsu China;

² Shuguang Hospital, Affiliated to Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China.

Abstract Objective: To establish a finite element model of individual lumbar spine(L₂) based on individualized precision CT images of osteoporosis patients, and to analyze the bone strength of the model. **Methods:** The CT images of the patients were pretreated by the MIMICS software of the interactive medical image control system and then introduced into the large-scale general finite element software ANSYS to establish the L₂ finite element model accurately. By simulating normal standing, general activity and sudden falling, the axial load of 0.3, 1.0, 4.0 MPa was applied to the upper endplate respectively, and the ratios of the maximum strain values and the von Mises strain higher than bone volume to total volume of 5 000 $\mu\epsilon$ were calculated. **Results:** As the load gradually increased, the displacement, stress and strain were also increased, and the bone volume with fracture risk increased significantly, with 0.08%, 38.39% and 57.80% respectively.

Conclusion: The finite element model established in this study is consistent with the clinical characteristics of osteoporotic single lumbar spine, and it simulates the biomechanical properties.

Keywords: finite element analysis; osteoporosis; lumbar; bone strength; biomechanics

基金项目:“中医骨伤科学”国家重点学科(100508)

上海市中医药领军人才建设项目(2012-63-15)

上海领军人才项目(041)

“海派中医流派传承研究基地”(ZYSNXXD-CC-HPGC-JD-001)

国家自然科学基金项目(81173621, 81473703, 81403415)

上海市科委中医引导项目(14401933700)

重大新药创制科技重大专项项目(2015ZX09101021)

上海市中医药事业发展三年行动计划(ZY3-CCCX-3-2008)

上海浦东新区卫生系统重点学科群建设项目

上海市申康慢性病综合防治项目(SHDC12015316)

¹ 江苏苏州市苏州高新区人民医院(江苏 苏州, 215129)

² 上海中医药大学附属曙光医院

[△]通信作者 E-mail:zhao_dingding@126.com

降低骨折发生率,改善骨强度是防治骨质疏松症的最终目标,但是由于骨强度不仅取决于目前骨量,而且包括骨转换、骨矿化、骨微结构以及组成骨材料的本质特性等^[1],目前尚缺乏直接测量骨强度的无创性手段。随着交叉学科的兴起,借鉴工程学上研究不规则物体应力分布及结构强度的方法对骨进行三维有限元

分析(Finite Element Analysis, FEA)能够计算出模型内部的力学情况^[2];通过计算最大应变值分析骨强度,成为预测骨折风险和部位以及疗效评价的新型工具^[3]。有限元方法(Finite Element Method, FEM)是一种将连续体离散为若干个有限大小的单元体的集合,求解复杂连续体物理问题的数值方法。与传统的腰椎生物力学研究方法不同,以椎体为例,既往对椎体应力分布分析基本都是通过骨表面的应变来实现的,无法得到椎体内部的生物力学信息,且创伤大,测量条件难以控制^[4]。FEM分析具有无创测量、精准定量、条件可控、动态监测、可重复性等特点,在一定程度上弥补了骨生物力学机械测试的不足。本实验拟采用骨质疏松症患者CT图像个体化精准建立单个腰椎(L₂)的有限元模型,并通过模拟正常站立、一般活动和突然跌倒时,分别在上终板施加不同轴向载荷,探索分析骨强度。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

选取骨质疏松症女性患者1名,58岁,身高160 cm,体质量67 kg。DXA(Lunar, ADVANCE, GE公司,美国)检测骨密度 $T < -2.5$,诊断为骨质疏松症。X射线检查排除病变、畸形和损伤情况,64排高分辨率螺旋CT(Light

speed, VCT, GE公司,美国)对腰段脊柱沿横断面连续扫描,扫描条件:选择骨组织窗,电压120 kV,电流200 mA,像素大小0.351 6 mm,层距0.625 mm,层厚0.625 mm,共386层,扫描数据以Dicom3.0标准存储。

1.2 建模环境

电脑配置: Intel Core 2 Duo E6750 双核处理器, 2 GB内存, 22寸液晶显示器, 768 MB显存 NVIDIA GeForce 8800GTX 显卡, 300 GB硬盘。Windows XP/ Professional 操作系统, 软件用交互式医学图像控制系统 MIMICS 13.0 (Materialise's Interactive Mederical Image Control System, 缩写 MIMICS, Materialise公司, 比利时), 有限元分析软件 ANSYS10.0 (ANSYS公司, 美国)。

1.3 建立几何模型

MIMICS软件直接读取DICOM格式的CT图像, 导入时注意选择无损模式。界定阈值在226~1 522 Hounsfield单位为骨组织, 软件自动形成各层面骨组织窗轮廓曲线(图1)。经定位L₂图像, 多层编辑擦除上下脊椎和周围软组织, 区域增长分割出L₂椎体骨组织, 每层图像经边缘分割、选择性编辑及补洞处理, 去除冗余数据, 经3D计算, 建立L₂三维几何模型(图2)。

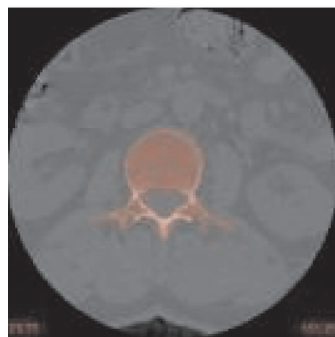


图1 骨组织窗轮廓曲线

1.4 网格划分

MIMICS中进行面网格划分(Remesh)后, 优化减少三角片, 三角形自交测试无相交三角形, 将三维模型以ANSYS element文件格式输出至ANSYS, 进行体网格划分, 划分为四面体10节点(solid92)单元, 单元(Elements)数为19 155, 节点(Nodes)数目为30 941, 体积为48 478.3 mm³。

1.5 赋材料属性

体网格划分后将三维模型的lis, nodes, elements三种文件从ANSYS输出至MIMICS中, 经MIMICS计算灰度值, 每个单元都有自己的灰度值, 采用均分法将体网格灰度值均分为10种材料属性。














图2 L₂三维几何模型

据已有经验公式验证Hounsfield units(H_u)和骨密度 D 之间关系^[5], 骨密度与弹性模量的相关性已有实验验证^[6]。可根据密度公式, $D = A \times H_u + B$, 按照经验公式: $D = 47 + 1.122 \times H_u$ 进行密度赋值, 赋予弹性模量 $E = -170 + 1.92 \times D$, 泊松比设定为0.3^[7]。根据CT值计算出材料1的密度为负值, 非骨组织, 为了方便计算将其设置为1 mg/mm³, 弹性模量设置为1 MPa。

1.6 三维模型各材料属性的体单元体积

将MIMICS中已赋材料属性的三维模型输出至ANSYS, 可以查看腰椎有限元模型每一材料属性的体单元数目及相应体积, 见表1。

表 1 材料属性、每种材料体积及占总体积百分比

材料编号	单元图	体积(mm ³)	体积百分比(%)	平均密度(mg/mm ³)	弹性模量(MPa)	泊松比
1		500.479	1.032	1.000	1.000	0.3
2		23 064.900	47.578	145.09	108.58	0.3
3		14 477.700	29.864	310.29	425.76	0.3
4		5 566.000	11.481	475.49	742.95	0.3
5		2 263.660	4.669	640.69	1 060.1	0.3
6		1 035.300	2.136	805.89	1 377.3	0.3
7		763.085	1.574	971.09	1 694.5	0.3
8		472.031	0.974	1 136.3	2 011.7	0.3
9		263.705	0.544	1 301.5	2 328.9	0.3
10		71.448	0.147	1 466.7	2 646.1	0.3
合计		48 478.300				

1.7 边界条件及载荷

模拟骨生物力学机械测试,假定 L₂ 腰椎固定,设 L₂ 椎体底部节点各向自由度为 0. 设人体在正常情况下直立时相当于对椎体垂直向下施加 0.3 MPa 的轴向压力,模拟正常站立、一般活动和突然跌倒时,分别在上终板施加 0.3,1.0,4.0 MPa 轴向压力^[8],在 AN-SYS 通用后处理器中查看生物力学情况。

2 结果

2.1 几何特性

图 2 显示的是腰椎几何模型。该腰椎几何模型的总体积为 48 478.3 mm³。

2.2 网格

该腰椎几何模型的单元(Elements)数为 19 155 个,节点(Nodes)数目为 30 941 个。

2.3 材料分布

材料 2 占体积最大(为总体积的 47.578%),而材料 10 占体积最小(为总体积的 0.147%)。每种材料占总体积百分比分布如图 3 所示。材料 1~3 为主的松质骨材料大约占 80% 体积,且弹性模量较低。材料 4~10 为皮质骨材料。具体来说,材料 1~3 多数占腰

椎松质骨的核心。终板有两个区域有不同的弹性模量,中央由材料 4 组成,弹性模量为 742.95 MPa;边缘由材料 5 组成,弹性模量为 1 060.1 MPa. 椎弓由材料 5~6 组成,棘突由材料 7~10 组成。

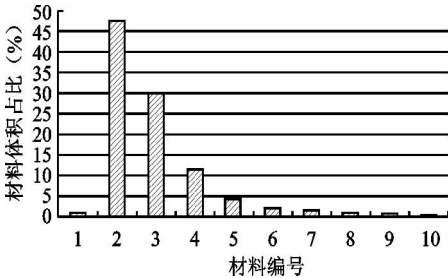


图 3 每种材料占总体积百分比

2.4 生物力学分析

2.4.1 0.3 MPa 下正常腰椎的力学分析 通过计算腰椎上终板轴向位移的最大值来观察腰椎形状改变。骨质疏松患者腰椎其峰值 0.048 mm 位于上终板中前部。von Mises 应力最大值为 2.538 MPa,位于腰椎椎体中央,von Mises 应变最大值为 7 545.30 με (0.75%),位于上终板的中前部,见图 4. von Mises 应变值高于 5 000 με 骨体积占总体积比例为 0.08%。

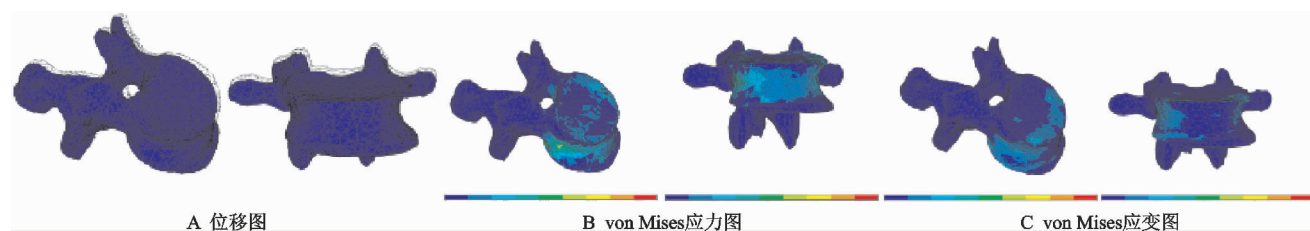


图 4 0.3 MPa 下正常腰椎力学分析

2.4.2 1 MPa 下正常腰椎的力学分析 腰椎上终板轴向位移的最大值 0.159 mm 位于上终板中前部。von Mises 应力最大值为 8.106 MPa, 位于腰椎椎体中央,

von Mises 应变最大值为 $23\,109\ \mu\epsilon$ (2.3%), 位于上终板的中前部, 见图 5. von Mises 应变值高于 $5\,000\ \mu\epsilon$ 骨体积占总体积比例为 38.39%.

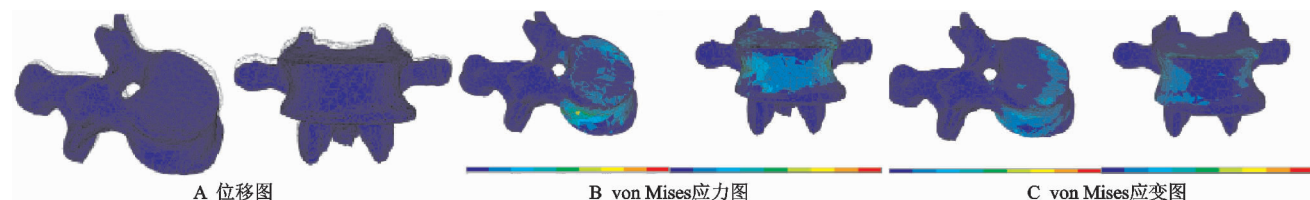


图 5 1 MPa 下正常腰椎力学分析

2.4.3 4 MPa 下正常腰椎的力学分析 腰椎上终板轴向位移的最大值 0.637 mm 位于上终板中前部。von Mises 应力最大值为 32.309 MPa, 位于腰椎椎体中央,

von Mises 应变最大值为 $91\,096\ \mu\epsilon$ (9.1%), 位于上终板的中前部, 见图 6. von Mises 应变值高于 $5\,000\ \mu\epsilon$ 骨体积占总体积比例为 58.70%.

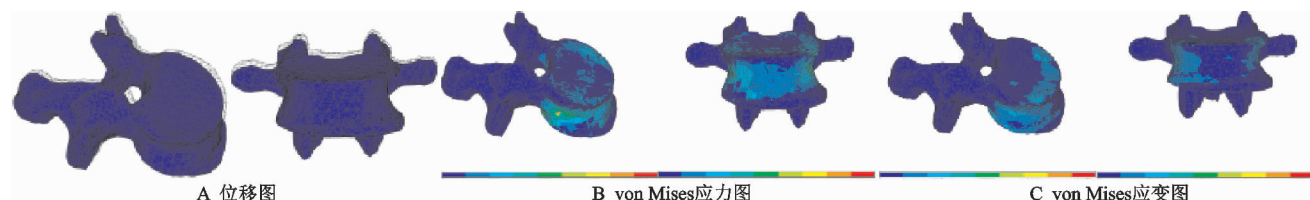


图 6 4 MPa 下正常腰椎力学分析

3 讨论

2001 年美国国立卫生研究院 NIH 定义骨质疏松症为以骨强度降低导致骨折危险性增高为特征的骨骼系统疾病。骨强度的影响因素包括骨密度和骨质量, 骨质量又包括其他因素, 如骨转换、骨微结构、骨矿化和几何形态。基于 CT 影像的有限元分析方法分析骨强度能够综合密度、结构、材料等影响骨强度的因素整体个性化评估骨强度, 是一种具有无创性、定量分析、早期综合评估骨强度, 预测骨折风险和部位的方法^[9]。一些研究显示^[10,11], 基于 CT 的有限元分析预测骨强度与骨生物力学机械测试结果具有较高的相关性 ($R^2 = 0.73 \sim 0.81$)。一些研究^[12,13]采用定义生理载荷条件下大于 $5\,000\ \mu\epsilon$ 的松质骨具有骨折风险, 计算具有骨折风险的松质骨体积占松质骨总体积的比例, 来评估骨折风险。Homminga 等^[13]按照上述定义发现, 正常脊椎具有骨折风险的松质骨体积为 1.2%, 低骨量脊椎为 2.6%, 骨质疏松脊椎为 16.1%, 骨质疏松症增加了具有骨折风险的松质骨体积。吴胜勇等^[14]建立骨质疏松老年妇女腰椎 L_1 椎体有限元模型, 设椎体内应变 $\geq 5\,000\ \mu\epsilon$ 的骨小梁具有骨折危险性, 正常生理载荷条件下, 骨质疏松性椎体骨折模型中部前缘以及同水平左、右侧部应变平均值相对于无骨折模型有增高的趋势, 5 例骨质疏松性椎体骨折妇女椎体内具有

骨折危险性小梁骨体积占骨小梁总体积的比例平均为 $19.2\% \pm 0.9\%$, 高于 5 例无骨折妇女椎体比例平均值 $16.1\% \pm 1.0\%$ ($P < 0.01$)。

本研究在以往有限元建模方法的基础上, 采用 64 排高分辨率螺旋 CT 扫描, DICOM 医学图像标准存储, 通过 MIMICS 软件辅助建模以及根据 CT 值按照经验公式进行材料赋值和 ANSYS 软件的前处理, 精准建立了外形逼真、材料属性个体化的骨质疏松性 L_2 有限元模型。模型的材料属性较为复杂, 一般参考从尸体上测得的材料性质参数, 如弹性模量、泊松比等。皮质骨的厚度仅为 $0.25 \sim 0.40\ \text{mm}$ ^[15,16], 由于临床 CT 的分辨率有限, 很难区分皮质骨和松质骨^[15], 且有研究发现椎体皮质骨、终板并不像长骨皮质骨那样, 而更像是松质骨被压缩为一薄层外壳^[16], 且皮质骨在腰椎生物力学分析中的作用较小^[17]。因此, 建立脊椎有限元模型时, 皮质骨材料属性可与松质骨相同^[15]。大多数模型中泊松比设置为 0.3, 一些研究^[18]发现, 泊松比在 0.2 和 0.4 之间改变, 对于预测刚度差异的影响不大 (小于 3%); Liebschner 等^[17]发现泊松比改变 10%, 对结果的影响仍小于 1%。骨密度与弹性模量的相关性已有实验验证^[6]。

正常站立、一般活动和突然跌倒时 von Mises 应变最大值分别为 $7\,545.30\ \mu\epsilon$ (0.75%), $23\,109\ \mu\epsilon$

(2.3%), 91 096 $\mu\epsilon$ (9.1%)。Homminga 等^[13]认为, von Mises 应变值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 的体积百分比反映腰椎的结构完整性遭到破坏, von Mises 应变值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 可作为骨折风险阈值。分别计算三种载荷下高于 5 000 $\mu\epsilon$ 的体积占总体积的比例发现, 在模拟正常站立时 0.3 MPa 载荷下 von Mises 应变最大值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 的体积占总体积的比例为 0.08%, 具有骨折风险的骨体积很少, 基本无骨折风险; 在模拟一般活动时 1 MPa 载荷下 von Mises 应变最大值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 的体积占总体积的比例为 38.39%, 大多位于椎体的中前部, 具有一定的骨折风险, 可能会引起椎体骨折; 在模拟突然跌倒时 4 MPa 载荷下 von Mises 应变最大值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 的体积占总体积的比例为 58.70%, 超过一半的骨体积具有骨折风险, 大多位于椎体的中前部, 骨折风险较高, 可能会引起椎体骨折。该有限元模型符合骨质疏松性椎体的临床特性。

本研究为初步研究, 仅选择了一例骨质疏松症患者, 需要增加样本量。通常与腰椎骨折有关的加载条件为压缩、前屈和侧屈。因为本研究为初步研究, 且轴向载荷为站立时最常见的载荷, 所以本研究只模拟骨生物力学机械测试进行轴向压缩加载。本研究仅对单个腰椎进行轴向加载, 而对多节段腰椎及之间的软骨、椎间盘、韧带、肌肉等对骨强度影响的评估有待深化。骨单元的材料性质(弹性模量和泊松比等)的选取大多引用国外相关椎体标本的生物力学研究数值和公式, 是否适合应用于国人的 FEA 以及是否适用于骨质疏松症患者的 FEA, 应该进一步探讨。通过计算 von Mises 应变最大值高于 5 000 $\mu\epsilon$ 的体积占总体积的比例可以分析骨强度, 预测骨折风险, 在骨质疏松症研究中有很大优势。随着人们对生物力学的认识加深, 计算机技术及软件的进一步发展, 相信今后骨质疏松症研究的前景会更加广阔, 通过有限元分析方法对骨质疏松性腰椎生物力学进行分析, 为疾病的发生、发展提供生物力学和形态学上的数据支持; 有限元分析还可以从生物力学的角度分析椎体成形术后生物力学变化的影响^[19], 能够对疾病的治疗提供准确的参考方向; 作为一种无创性定量分析骨强度、预测骨折风险和部位的新型工具^[20], 将会发挥更大的潜力。

参考文献

- [1] Rubin CD. Emerging concepts in osteoporosis and bone strength[J]. Curr Med Res Opin, 2005, 21(7): 1049-1056.
- [2] 张磊, 林松青, 杨曾静, 等. 脊柱胸腰段及其压缩骨折有限元模型的建立及意义[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2015, 23(2): 21-23.
- [3] 刘勇, 田青, 李国庆, 等. 骨质疏松腰椎三维有限元模型的建立[J]. 中华实验外科杂志, 2013, 30(1): 161-162.
- [4] 蔡康健, 王丽珍, 姚杰, 等. 腰椎椎体有限元建模的最优单元尺寸和材料属性分布及建模方法[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 135-141.

- [5] Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. Med Eng Phys, 1995, 17(5): 347-355.
- [6] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site[J]. J Biomech, 2003, 36(7): 897-904.
- [7] Mirzaei M, Zeinali A, Razmjoo A, et al. On prediction of the strength levels and failure patterns of human vertebrae using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method[J]. J Biomech, 2009, 42(11): 1584-1591.
- [8] 费琦, 李秋军, 杨雍, 等. 胸腰段骨质疏松性椎体压缩骨折三维有限元模型的建立和应力分析[J]. 中华医学杂志, 2010, 90(41): 2943-2946.
- [9] Bessho M, Ohnishi I, Kaneko M, et al. Prediction of bone strength using a quantitative computed tomography based finite element method[J]. Clin Calcium, 2011, 21(7): 1021-1027.
- [10] Buckley JM, Loo K, Motherway J. Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting compressive strength[J]. Bone, 2007, 40(3): 767-774.
- [11] Sidorenko I, Monetti R, Bauer J, et al. Assessing methods for characterising local and global structural and biomechanical properties of the trabecular bone network[J]. Curr Med Chem, 2011, 18(22): 3402-3409.
- [12] Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone[J]. J Biomech, 1998, 31(7): 601-608.
- [13] Homminga J, Weinans H, Gowin W, et al. Osteoporosis changes the amount of vertebral trabecular bone at risk of fracture but not the vertebral load distribution[J]. Spine, 2001, 26(14): 1555-1561.
- [14] 吴胜勇, 张美超, 李景学, 等. 骨质疏松老年妇女腰椎有限元分析对骨强度的评价[J]. 中国骨质疏松杂志, 2005, 11(3): 292-295.
- [15] Eswaran SK, Gupta A, Adams MF, et al. Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body[J]. J Bone Miner Res, 2006, 21(7): 307-314.
- [16] Roy ME, Rho JY, Tsui TY, et al. Mechanical and morphological variation of the human lumbar vertebral cortical and trabecular bone[J]. J Biomed Mater Res, 1999, 44(2): 191-197.
- [17] Liebschner MA, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, et al. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine[J]. Spine, 2003, 28(6): 559-565.
- [18] Jones AC, Wilcox RK. Assessment of factors influencing finite element vertebral model predictions[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2007, 129(6): 898-903.
- [19] 卢昌怀, 刘志军, 张宏波, 等. 骨水泥量及分布对椎体成形术后相邻椎体生物力学影响的三维有限元分析[J]. 中国骨质疏松杂志, 2015, 21(1): 29-33.
- [20] Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al. Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site[J]. Spine, 2006, 31(16): 1789-1794.

(收稿日期: 2016-10-07)