

# 胸腰段血管瘤有限元模型建立及生物力学分析

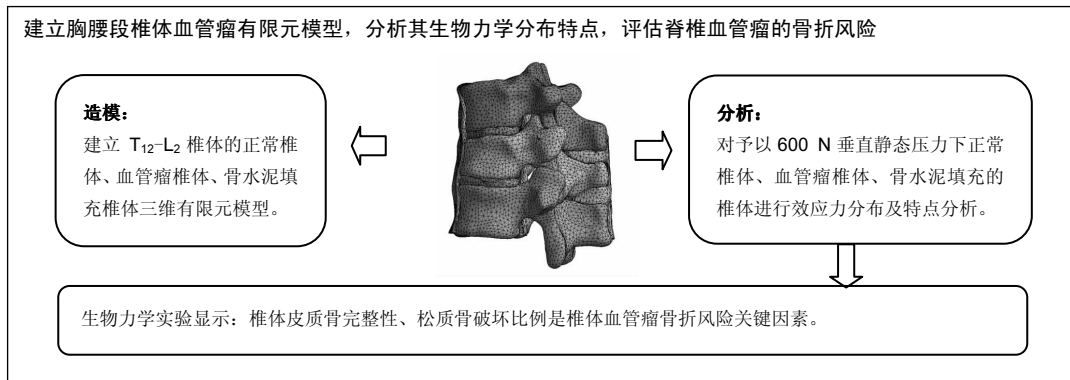
江仁兵, 董磊, 刘启震, 武峻申, 白靖平(新疆医科大学附属肿瘤医院骨与软组织病区, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市新市区 830000)

引用本文: 江仁兵, 董磊, 刘启震, 武峻申, 白靖平. 胸腰段血管瘤有限元模型建立及生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(11):1753-1757.

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2017.11.020

ORCID: 0000-0003-1069-693X(江仁兵)

文章快速阅读:



江仁兵, 男, 1968 年生, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市新市区人, 汉族, 2014 年新疆医科大学毕业, 博士, 主任医师, 副教授, 主要从事骨与软组织肿瘤的研究。

通讯作者: 白靖平, 博士, 教授, 新疆医科大学附属肿瘤医院骨与软组织病区, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市新市区 830000

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2017)11-01753-05

稿件接受: 2017-01-17

文题释义:

**有限元分析:** 有限元法是根据变分法原理求解数学上可描述的物理问题的一种数值计算方法。它的主要优点是能够解决结构、材料性质和载荷情况比较复杂的问题。但有限元方法结果受诸多因素的影响, 研究的基础和前提是建立精确的模型。

**等效应力:** 等效应力是弹塑性力学里的 VonMises 应力, 主要考察的是材料在各个方向上的应力差值, 因为在实验室里获得的材料强度都是单向载荷作用下的强度, 所以有时候材料所受的单向载荷可能很大, 但并没有造成破坏, 这就是看其等效应力。

摘要

**背景:** 关于胸椎段肿瘤生物力学方面的研究比较多, 但是有关有限元分析胸腰段椎体血管瘤骨折风险的研究不多。

**目的:** 建立胸腰段椎体血管瘤有限元模型, 分析其生物力学分布特点, 评估脊椎血管瘤的骨折风险。

**方法:** 建立 T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> 椎体的正常椎体、血管瘤椎体(血管瘤占椎体松质骨比例分别为 20%, 40%, 60%, 80%)、骨水泥填充椎体三维有限元模型, 并进行力学分析。分别予以 600 N 垂直静态压力下正常椎体、血管瘤椎体、骨水泥填充的椎体等效应力分布及特点。

**结果与结论:** ①建立了有效的 T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> 椎体有限元模型。在静态压力作用下 3 组模型 L<sub>1</sub> 椎体皮质骨应力传导无明显差异, 应力最大部均出现在椎弓根基底部、关节突关节及峡部; ②在骨皮质完整情况下, 椎体血管瘤占椎体松质骨 20%-40% 时病变椎体与正常椎体应力分布无统计学差异; 当比例为 60%-80% 时, 病变椎体与正常椎体应力分布有统计学差异; ③建立的胸腰段三维有限元模型具有可用性; 生物力学实验显示, 椎体皮质骨完整性、松质骨破坏比例是椎体血管瘤骨折风险关键因素。

**关键词:**

骨科植入物; 脊柱植入物; 有限元; 椎体血管瘤; 等效应力; 国家自然科学基金

**主题词:**

有限元分析; 脊柱; 血管瘤; 应力, 物理; 组织工程

**基金资助:**

国家自然科学基金项目(81360282)

Jiang Ren-bing, M.D., Chief physician, Associate professor, Ward of Bone and Soft Tissue, Tumor Hospital Affiliated to Xinjiang Medical University, Urumqi 830000, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Corresponding author:

Bai Jing-ping, M.D., Professor, Ward of Bone and Soft Tissue, Tumor Hospital Affiliated to Xinjiang Medical University, Urumqi 830000, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

## Finite element model establishment of thoracolumbar hemangioma and biomechanical analysis

Jiang Ren-bing, Dong Lei, Liu Qi-zhen, Wu Jun-shen, Bai Jing-ping (Ward of Bone and Soft Tissue, Tumor Hospital Affiliated to Xinjiang Medical University, Urumqi 830000, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China)

**Abstract**

**BACKGROUND:** Most of studies focus on the biomechanical characteristics of thoracic spine neoplasm, but there is little report on the fracture risk in the patients with vertebral hemangioma through finite element analysis.

**OBJECTIVE:** To establish a finite element model of vertebral hemangioma, and to analyze its biomechanical characteristics, and assess the risk of vertebral fracture.

**METHODS:** Three-dimensional finite element models of T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> vertebrae from normal individuals, the patients with vertebral hemangioma (hemangioma accounting for 20%, 40%, 60%, 80% of the vertebral cancellous bone) and bone cement filling were established, respectively, and then the mechanical characteristics were analyzed. The stress distribution and characters of each model were determined under a vertical static pressure of 600 N.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) Three-dimensional finite element models of T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub> vertebrae were established successfully. Under static pressure, the stress distribution of L<sub>1</sub> cortical bone showed no significant difference among models, and the maximum stress all occurred at the base of pedicle, zygapophysial joint and isthmus. (2) The stress distribution did not differ significantly between vertebral hemangioma accounting for 20%-40% of vertebral cancellous bone with complete cortical bone and normal ones, but which differed significantly in hemangioma accounting for 60%-80%. (3) To conclude, the established thoracolumbar three-dimensional model is available. Additionally, biomechanical tests manifest that the completeness of cortical bone and destruction ratio of cancellous bone destruction are key factors for the fracture risk of vertebral hemangioma.

**Subject headings:** Finite Element Analysis; Spine; Hemangioma; Stress, Mechanical; Tissue Engineering

**Funding:** the National Natural Science Foundation of China, No. 81360282

**Cite this article:** Jiang RB, Dong L, Liu QZ, Wu JS, Bai JP. Finite element model establishment of thoracolumbar hemangioma and biomechanical analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2017;21(11):1753-1757.

## 0 引言 Introduction

椎体血管异常在临床上是一种常见的疾病, 多为孤立性病变<sup>[1]</sup>, 但是对于其发病原因了解的并不多。有研究发现椎体血管异常的发病率约为10%, 通常无明显症状, 并可多年无症状或终生无发展, 女性患者的发病率明显高于男性, 而其中真正有症状的患者仅有0.9%~1.2%<sup>[2]</sup>。发病部位以胸椎最多, 其余依次为腰椎、颈椎和骶椎<sup>[3]</sup>。患者多表现为神经根受压所导致的伴随症状, 如慢性背痛或肌无力、尿便失禁等。一般情况下病情进展较缓慢, 急性恶化的情况仅出现在少数病例。有相关学者把生物力学与有限元法运用了骨骼肌肉系统的重建研究中<sup>[4]</sup>。通过查找发现, 目前尚无针对椎体血管异常有限元研究文献, 作者希望通过研究能够回答, 什么情况的血管瘤病变可致使椎体骨折, 怎样的填充材质或固定方式可以带来更加好的预后。

有限元分析法(finite element method, FEM)是一种工程学的数值分析方法, 其基本原理是把一个由无数个质点组成的并有无数个自由度的连续体近似为由的有限个单元所组成的集合体<sup>[5]</sup>。实验采用Dicom数据直接建模法对胸腰段椎体血管瘤进行有限元建模, 同时依此模型进行生物力学实验, 获得椎体血管瘤椎体应力分布情况, 评估椎体血管瘤患者的骨折风险, 探索胸腰段椎体血管瘤三维有限元模型的建模方法和有限元方法在胸腰段椎体血管瘤临床治疗中的应用前景。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 有限元模型建立。

1.2 时间及地点 2013年10月至2014年4月 在新疆医科大学实验室完成。

1.3 对象 身体健康的成年女性志愿者, 40岁, 身高165 cm, 体质量60 kg, 无脊椎疾病及脊椎外伤, 无骨质疏松及其他慢性病史。对实验方案了解同意并签署知情同意书。详细查体及影像检查未见其他病变, 其L<sub>1</sub>椎体血管瘤。

## 1.4 实验方法

1.4.1 有限元模型建立 采用的是64排螺旋CT平行扫描, 床进速度 0.707 mm/s, 扫描层厚0.625 mm, 螺旋扫描参数为: 120 kV, 36 mA。

将CT扫描的DICOM文件导入Mimics15.01软件中, 形成蒙皮, 通过光滑处理模块进行光滑处理, 通过调整阈值, 提取椎间盘轮廓, 研究者手绘椎间盘大体模型。导入光滑处理软件中进行光滑处理, 最终得到光滑后的椎间盘三维模型。前纵韧带、后纵韧带、棘上韧带的3D模型的建立依照上面方法生成。使用布尔操作命令生成1 mm厚的皮质骨和内部松质骨的椎体结构, 同样得到包含纤维环和髓核的椎间盘结构, 最后完成实体模型的建立。

分别建立T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段正常、病变、骨水泥填充3种情况下的有限元模型, 利用 Meshing Tools中的volume划分工具对骨骼模型进行自动网格划分, 局部实施网格细化, 最后得到可以进行试验的有限元模型, 其中每节段脊椎中的上下2个椎体设定为正常椎体, 中间为病变椎体。有限元法可以有效地模拟临床手术行为和术后影响<sup>[6]</sup>。

1.4.2 各种结构不同的属性材料参数 分别赋予各种结构不同的属性材料参数(见表1)。

表1 骨、韧带及骨水泥等材料属性

Table 1 Properties of bones, ligaments and bone cement

材料属性	杨氏模量 E(MPa)	泊松比 $\nu$
皮质骨	12 000	0.3
松质骨	100	0.2
骨水泥	2 160	0.3
血管瘤	$4.2 \times 10^{-4}$	0.5
髓核	1	0.495
纤维环基质	3.4	0.45
前纵韧带	11.4	0.4
后纵韧带	9.12	0.4
棘间韧带	4.56	0.4
黄韧带	5.7	0.4
棘上韧带	8.55	0.4

1.4.3 静态生物力学实验 病变椎体下方、双侧下关节面以及棘突下方予以固定。在已建立的T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>节段有限元模型椎体上表面放有密度均匀的3 mm厚的刚体, 覆盖范围包括椎体及后部结构, 在椎体及附件定义16个应力测量点(详见图1)。

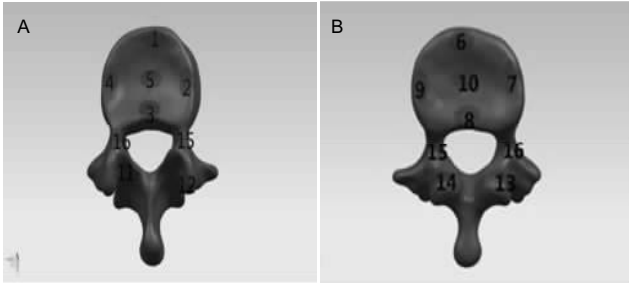


图1 椎体受力分析点分布

Figure 1 Distribution of vertebral stress points

图注: A 为上面观; B 为下面观。

1.5 主要观察指标 ①检测给予600 N的垂直静态压力下病变椎体、正常椎体及经过骨水泥填充的椎体的等效应力分布及特点; ②测量600 N垂直静态压力下病变椎体血管瘤占据椎体松质骨20%, 40%, 60%, 80%时等效应力分布及特点。

1.6 统计学分析 将数据入SPSS 20.0统计软件, 进行配对样本的 $t$ 检验, 检验标准 $P < 0.05$ 。

## 2 结果 Results

2.1 建立胸腰椎的线性有限元模型 建立了椎体线性有限元模型, 包括T<sub>12</sub>, L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>三节脊椎及二个椎间盘, 以及棘上韧带、前纵韧带、后纵韧带。T<sub>12</sub>-L<sub>2</sub>段包含433 204个节点和257 892个单元模型, 分别赋予骨性结构、椎间盘、韧带弹性材料属性(图2)。经静态加载的椎间盘载荷实验得到的数据结果和文献一致<sup>[3]</sup>, 证实模型的力学相似性较好。

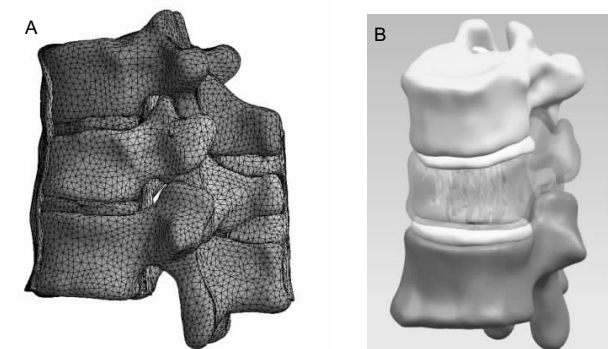


图2 建立胸腰椎有限元模型及网格划分

Figure 2 Thoracolumbar finite element model establishment and meshing

图注: 图A 为网格划分; B 为有限元模型建立。

2.2 在600 N垂直应力下各部位应力分析结果 结果发现在椎弓根及上下关节突处, 压力明显升高(图3)。三组椎体

表2 在600 N垂直应力下3种椎体间应力分布配对检验结果

Table 2 Paired test results of the stress distribution of three models under a vertical static pressure of 600 N

配对	均数	标准差	自由度	$t$	$P$
N-H	-0.070	0.53	15	-0.52	0.612
N-B	-0.019	0.51	15	-0.15	0.886
H-B	0.05	0.08	15	2.45	0.027

表注: N 为正常椎体, H 为血管瘤椎体, B 为骨水泥填充椎体。

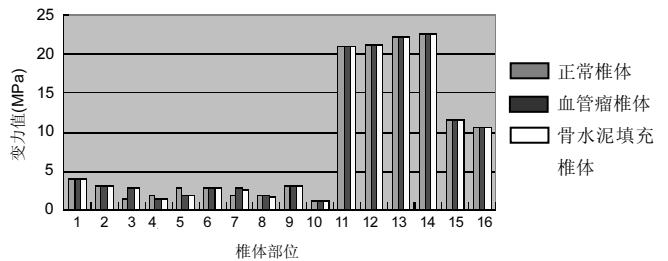


图3 垂直应力下椎体不同部位应力分析

Figure 3 Stress analysis at different parts of the vertebra under vertical static pressure

图注: 1-16 为在椎体及附件定义的16个应力测量点。正常椎体与病变椎体及骨水泥填充的3种椎体皮质骨的应力分布无明显异常。

应力配对检验结果(见表2): 正常椎体与血管瘤椎体受力及正常椎体与骨水泥填充椎体均无统计学差异( $P > 0.05$ ), 而骨水泥填充的椎体与血管瘤椎体之间的受力差异有显著性意义( $P < 0.05$ )。可见在血管瘤占松质骨比例较小时15%时, 在皮质骨完整情况时, 3种椎体皮质骨的应力分布无明显异常。

2.3 椎体血管瘤占椎体松质骨不同比例应力分析 由表3可以看出, 20%、40%松质骨缺损椎体与正常椎体间应力分布差异无显著性意义( $P > 0.05$ ), 而60%、80%松质骨缺损椎体与正常椎体间应力分布差异有显著性意义( $P < 0.05$ )。

表3 椎体不同比例松质骨缺损应力分布配对分析结果

Table 3 Paired test results of the stress distribution of different destruction ratios of cancellous bone

配对	均数	标准差	自由度	$t$	$P$
N-P <sub>20</sub>	-0.031	0.06	15	-2.09	0.054
N-P <sub>40</sub>	-0.075	0.14	15	-1.84	0.085
N-P <sub>60</sub>	-1.06	0.99	15	-4.20	0.001
N-P <sub>80</sub>	-1.35	1.16	15	-4.60	< 0.001

表注: N 代表正常椎体, P<sub>20-80</sub> 代表椎体 20%, 40%, 60%, 80%松质骨缺损。

## 3 讨论 Discussion

三维有限元分析方法因为其克服了传统生物力学的缺点, 所以在脊柱生物力学的研究中广泛应用<sup>[7]</sup>。其通过离散化的有限单元代替原有物体, 结点连接单元, 而力则通过结点传递, 从而成为了椎体生物力学研究的常用工具之一。应用骨是一种人体中的结缔组织, 有着支撑身体、保

护内脏器官及维持姿势等作用, 并且可以在肌肉的牵拉下完成各种活动<sup>[8]</sup>。Zauei 等<sup>[9]</sup>首次利用有限元分析法, 分析了单轴向压力作用对人体松质骨小梁所产生的形变情况。椎体血管瘤是临床上常见的椎体病变, 有研究发现尸检率约为10%, 较多发生于胸椎, 但大多数胸椎血管瘤患者无症状, 无需处理<sup>[10]</sup>。而其中0.9%–1.2%的血管瘤会出现膨胀生长, 导致压迫神经组织, 最终出现神经症状, 需要手术治疗。随着近年来内固定技术的发展, 后路植骨融合在临床应用中更为普遍<sup>[11]</sup>。病椎在MRI中T<sub>1</sub>上表现为中等或低信号而T<sub>2</sub>上则为高信号, 在CT中则表现为骨小梁紊乱增粗, 骨质稀疏<sup>[12]</sup>。MRI表现为椎体内T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>高信号, 类似脂肪的改变, 一般提示血管瘤不活跃<sup>[13]</sup>。无症状的患者随访观察即可, 而对于严重的椎体血管瘤如果不及时的治疗则可能出现严重的后果<sup>[14]</sup>。大量文献报道, 对于椎体血管瘤应行经皮椎体成形术用以稳定椎体, 因为很多专家认为椎体血管瘤骨折风险远高于此<sup>[15]</sup>, 是考虑到椎体血管瘤可能造成的椎体压缩性骨折所带来的风险。而椎体血管瘤是否真的会导致骨折风险增加及哪种类型的血管瘤会增加骨折风险至今尚无明确定论。

1975年, Liu首次报告了腰椎的三维有限元模型。Hakim和King模拟了腰椎后部结构特别是小关节的作用, 进行了静力学和动力学分析。有专家通过建立胸腰段的有限元模型发现, 髓核中心及后偏移是上下终板高应力的部位。Fei等<sup>[16]</sup>经过有限元建模并行生物力学实验证实: 椎体皮质骨、终板、椎间盘分别承受43%、10%、13%的垂直应力。Su等<sup>[17]</sup>提出当强度在3 kN与5 kN之间时会存在不同的骨折风险, 而当强度高于5 kN时是没有骨折风险的, 在强度低于3 kN的时候骨折风险为100%。而本研究中在给予600 N的正常压力下, 正常的椎体及病椎的应力值均低于此数值, 而实验结果显示, 此时椎体血管瘤仅占椎体松质骨的15%。椎间盘所受应力分布是不均的, 各个椎体的前部所受的应力最大, 而后部结构所受应力较小, 椎体局部出现受力较大情况, 尤以椎体相邻部位更为明显。

在椎体应力分布上, Yan等<sup>[18]</sup>在椎体应力分布上采用挖空骨松质仅以外壳测量椎体轴向符合的办法已证实椎体骨密质可提供75%的椎体强度。相反, Erbulut等<sup>[19]</sup>则在胸腰椎标本中去掉骨皮质后检测松质骨的轴向负荷抗力, 实验结果表明男性中皮质的负荷抵抗力为43.8%(29%–54%), 而女性中则为35.2%(22%–44%)。Cao等<sup>[20]</sup>建立了有限元分析模型, 分析结果标明34%的椎体压缩骨折发生在上终板或下终板附近, 而63%的椎体压缩骨折发生在上下终板之间。王宇等<sup>[21]</sup>研究发现椎弓根螺钉各部分所承受的垂直应力远小于其他屈伸时所承受的应力。Crawford等<sup>[22]</sup>研究认为椎体屈曲强度对椎体骨折有之间影响, 而椎体的前后径有对椎体的屈曲强度有影响。鲍春雨等<sup>[23]</sup>研究发现椎间盘内的应力不仅在前屈位大于后伸位并

且有着自上而下增大的规律。Dall Ara等<sup>[24]</sup>通过非线性解剖特异的定量CT数据位依据建立的有限元分析模型, 预测了体内椎体的力量。Oktenoglu等<sup>[25]</sup>的研究发现完整的的脊柱与加装稳定系统的脊柱在位移上没有差别。作者研究发现脊柱应力主要集中在终板中央, 终板中央又是其结构的薄弱部位, 如果持续的增加应力可能导致骨折的可能性增加, 而临床上出现终板骨折的情况较多, 并与上述文献相符。

为了进一步研究椎体血管瘤造成骨松质破坏对椎体应力所造成的影响, 作者实验中把有限元模型设置松质骨缺损, 采用同心圆的形式设计了缺损分别为20%, 40%, 60%, 80%, 同时将缺损赋值后采用弹性模量及泊松比模拟出了病变占椎体松质骨20%, 40%, 60%, 80%的情况, 在不同比例的情况下完成静态加压600 N, 检测其中16个点的应力变化, 结果与正常椎体在相同压力下做比较分析后证实, 病椎与正常椎体终板应力均未超越3.6 MPa, 椎体血管瘤在骨皮质完情况下, 椎体血管瘤占椎体松质骨20%–40%的时候, 正常椎体与病椎承受应力大小是一致的。这与既往研究结果致<sup>[26]</sup>。椎体血管瘤在骨皮质完整情况下, 椎体血管瘤占椎体松质骨60%–80%的时候, 正常椎体与病椎所承受应力大小是不一致的, 结果有统计学意义, 这也进一步证明了在骨皮质完整时, 椎体病变与椎体松质骨的比例与椎体骨折风险相关, 同时也证实了当松质骨缺损大于60%以上时, 病椎的骨折风险较正常椎体大。而当上下终板有应力超越3.6 MPa, 骨折风险也会增加。

精确的诊断和正规的治疗计划对获得良好功能及较好远期疗效是很重要的<sup>[27]</sup>。胸腰段椎体血管瘤三维有限元模型能够较好的模拟胸腰椎血管瘤实际情况, 可用于临床对胸腰椎血管瘤患者的生物力学分析, 其结果可以指导制定胸腰椎血管瘤的治疗策略。有限元分析能够将复杂问题简单化, 减少血管瘤骨折及术后并发症的发生, 为胸椎血管瘤骨折的治疗提供新的科学依据。本研究结果显示: 血管瘤对椎体的松质骨破坏比例及皮质骨是否完整是导致骨折的危险因素, 由于椎体血管瘤很少发生在关节突及椎弓根, 这些部位尚未考虑。有限元分析法仍需要较多的临床观察及术后的长期随访才能对胸椎血管瘤的发生发展过程提供参考。

**作者贡献:** 第一作者江仁兵设计本次研究, 董磊、刘启震、武峻申参与实施, 通讯作者白靖平为评估者, 实验均为盲法评估。

**利益冲突:** 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

**伦理问题:** 志愿者队试验方案知情同意。

**文章查重:** 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

**文章外审:** 文章经国内小同行外审专家双盲外审, 符合本刊发稿宗旨。

**作者声明:** 文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

**文章版权:** 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

**开放获取声明:** 这是一篇开放获取文章, 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

#### 4 参考文献 References

- [1] 李健, 黄海, 张亮, 等. 经皮椎体成形术治疗症状性颈椎血管瘤1例[J]. 中国微创外科杂志, 2011, 11(12): 1143-1144.
- [2] 万宁军, 胡永成, 王晗. 椎板减压联合椎体成形术治疗合并脊髓功能损害的椎血管瘤[J]. 中华骨科杂志, 2012, 32(11): 1001-1004.
- [3] 姜万荣, 李兵, 朱锡旭. 射频刀治疗复发性椎体血管瘤1例报告及文献复习[J]. 现代肿瘤医学, 2012, 20(5): 1034-1036.
- [4] 林松青, 王彬, 张磊, 等. 有限元分析在骨科中的应用及研究进展[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2013, 21(4): 69-73.
- [5] 梁得华, 鲁世保. 有限元分析法在胸腰段脊柱骨折的应用进展[J]. 北京医学, 2016, 38(7): 706-708.
- [6] 张振军, 李阳, 廖振华, 等. 有限元法在腰椎生物力学应用中的研究进展和展望[J]. 生物医学工程杂志, 2016, 33(6): 1097-1202.
- [7] 王海羽, 王挺. 有限元法分析全膝关节置换对胫骨近端骨重建的影响[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(35): 5180-5186.
- [8] 张海峰, 尹爱华, 董毅, 等. 有限元法分析不同负荷下髌白区的应力分布[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(39): 5867-5872.
- [9] Zauel R, Yeni YN, Bay BK, et al. Comparison of the linear finite element prediction of deformation and strain of human cancellous bone to 3D digital volume correlation measurements. *J Biomech Eng.* 2006;128(1):1-6..
- [10] 李大森, 郭卫, 杨荣利, 等. 症状性椎体血管瘤的术式选择和疗效分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2015, 25(2): 97-102.
- [11] 杨保家, 杨开舜, 姚汝斌. 影像及生物力学测试尼古丁剂量与腰椎后外侧植骨融合率的相关性[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(48): 7251-7260.
- [12] 沈彬, 孟阳, 赵卫东, 等. 症状性椎体血管瘤影像学表现及手术治[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2013, 23(3): 251-256.
- [13] Cohen JE, Lylyk P, Ceratto R, et al. Vertebroplasty: technique and results in 192 procedures. *Neurol Res.* 2004;26(1): 41-49.
- [14] Peh WC G, Munk PL, Rashid F, et al. Percutaneous Vertebral Augmentation: Vertebroplasty, Kyphoplasty and Skyphoplasty. *Radiologic Clinics of North America*, 2008, 46(3): 611-35, vii.
- [15] 姜亮, 李杰, 刘忠军, 等. 脊柱血管瘤的诊断与治疗[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2011, 21(1): 38-54.
- [16] Fei Q, Zhao F, Yang Y, et al. [Effects of posterior lumbar spinal fusion on the stability of unstable lumbar segment and biomechanical properties of adjacent segments: a finite element study. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi.* 2015;95(45):3681.
- [17] Su Y, Ren D, Jiang M, et al. T1 finite element model of Kümmell's disease shows changes in the vertebral stress distribution. *Int J Clin Exp Med.* 2015;8(11):20046-20055.
- [18] Yan L, Chang Z, Xu Z, et al. Biomechanical effects of bone cement volume on the endplates of augmented vertebral body: a three-dimensional finite element analysis[J]. 中华医学杂志: 英文版, 2014, 127(1): 79-84.
- [19] Erbulut DU, Zafarparandeh I, Hassan C R, et al. Determination of the biomechanical effect of an interspinous process device on implanted and adjacent lumbar spinal segments using a hybrid testing protocol: a finite-element study. *J Neurosurg Spine.* 2015;23(2):200-208.
- [20] Cao KD, Grimm MJ, Yang KH. Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element method. *Spine.* 2001;26(12):253-260.
- [21] 王宇, 靳安民, 方国芳, 等. 腰椎椎弓根螺钉系统断裂的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2008, 12(48): 9439-9442.
- [22] Crawford RP, Keaveny TM. Relationship between axial and bending behaviors of the human thoracolumbar vertebra. *Spine.* 2004;29(20):2248-2255.
- [23] 鲍春雨, 刘晋浩. 人体脊柱腰椎节段三维有限元模型的研究与分析[J]. 机械设计, 2009, 26(9): 61-63.
- [24] Dall'Ara E, Schmidt R, Pahr D, et al. A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro. *J Biomech.* 2010;43(12): 2374-2380.
- [25] Oktenoglu T, Erbulut DU, Kiapour A, et al. Pedicle screw-based posterior dynamic stabilisation of the lumbar spine: in vitro cadaver investigation and a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015;18(11): 1252-1261.
- [26] 刘治华, 徐新伟, 管文浩, 等. 腰椎有限元模型的建立与不同角度牵引条件下的仿真研究[J]. 郑州大学学报医学版, 2014(1): 119-122.
- [27] Iselin L D, Wahl P, Studer P, et al. Associated lesions in posterior wall acetabular fractures: not a valid predictor of failure. *J Orthop Traumatol.* 2013;14(3):179-184.