

# 基于CT图像和逆向工程方法建立正常人体腰椎三维有限元模型★

郝剑<sup>1</sup>, 朴哲<sup>1</sup>, 李继海<sup>1</sup>, 李瓦里<sup>1</sup>, 牟广韬<sup>1</sup>, 蒿俊行<sup>1</sup>, 沈忆新<sup>2</sup>, 牛文鑫<sup>3</sup>

## Establishment of a normal human lumbar three-dimensional finite element model based on CT image and reverse engineering methods

Hao Jian<sup>1</sup>, Piao Zhe<sup>1</sup>, Li Ji-hai<sup>1</sup>, Li Wa-li<sup>1</sup>, Mu Guang-tao<sup>1</sup>, Hao Jun-hang<sup>1</sup>, Shen Yi-xin<sup>2</sup>, Niu Wen-xin<sup>3</sup>

### Abstract

**BACKGROUND:** Finite element method can analyze biomechanics of normal human spinal under stationary and activity, and also can predict risk of stress.

**OBJECTIVE:** To establish a three-dimensional finite element model of normal human L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> motion segment.

**METHODS:** In this study, a detailed L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> level three-dimensional finite element model of a normal aged 30 men was established with the aid of two softwares, Geomagic and Ansys, which can derive a three-dimensional finite element model from CT images. Then border conditions and load were set. Angular displacement and stress concentration sites were recorded. Average model stiffness was calculated.

**RESULTS AND CONCLUSION:** A finite element model of the spinal segments (L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub>) was developed, including vertebrae, ligament, disc, fibrous ring and the facet joints. The model had 51 905 units. The model was validated by quantitative and qualitative. Three-dimensional finite element model of L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> motion segment is approximate to the natural biomechanical of spine and it can be used for further study.

Hao J, Piao Z, Li JH, Li WL, Mu GT, Hao JH, Shen YX, Niu WX. Establishment of a normal human lumbar three-dimensional finite element model based on CT image and reverse engineering methods. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(4): 593-596. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

### 摘要

**背景:** 利用有限元法可以分析静止及活动时正常脊柱的生物力学, 并预测应力时的风险。

**目的:** 建立腰椎L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>三维有限元模型。

**方法:** 选取一名健康30岁男性志愿者L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>薄层CT扫描图像, 使用工具软件Geomagic和Ansys, 应用逆向工程原理构建三维有限元模型, 设定边界条件进行加载, 记录角位移及应力集中部位, 计算模型的平均刚度。

**结果与结论:** 建立L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体三维有限元模型, 包括椎体、韧带、椎间盘、纤维环和小关节, 模型总单元数51 905个, 通过定量和定性两方面验证模型有效。说明所建立的L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体三维有限元模型符合脊柱生物力学特征, 可用于进一步脊柱生物力学研究。

**关键词:** 逆向工程; 腰椎; CT; 三维有限元; 数字化骨科

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2012.04.005

郝剑, 朴哲, 李继海, 李瓦里, 牟广韬, 蒿俊行, 沈忆新, 牛文鑫. 基于CT图像和逆向工程方法建立正常人体腰椎三维有限元模型[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(4):593-596. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

<sup>1</sup>Department of Orthopedics, Tianjin Nankai Hospital, Tianjin 300100, China; <sup>2</sup>Department of Orthopedics, Second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu Province, China; <sup>3</sup>Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China

Hao Jian★, Master, Attending physician, Department of Orthopedics, Tianjin Nankai Hospital, Tianjin 300100, China  
laser19770912@163.com

Correspondence to: Shen Yi-xin, Chief physician, Professor, Department of Orthopedics, Second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215004, Jiangsu Province, China  
laser1977@163.com

Received: 2011-09-01  
Accepted: 2011-11-08

## 0 引言

1943年, Courant首创了有限元法, 而后在航空航天、交通运输、化学化工、建筑工程中广泛应用。有限元方法应用于脊柱生物力学研究最早是由Belyt等<sup>[1]</sup>提出的, 近年来随着计算机和软件技术的进步发展非常迅速, 在骨科生物力学研究中取得了许多重要成果, 具有广阔的发展前景。由于新鲜尸体标本获得困难, 以及实验动物非直立动物和人体脊柱生物力学的不同, 增加了研究脊柱生物力学的难度。本实验基于CT图像使用逆向工程的方法建立了腰椎L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>三维有限元模型, 并验证其有效性。

## 1 材料和方法

**设计:** 建立L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体运动节段的三维有限

元模型。

**时间及地点:** 于2010-06/12在同济大学生物医学工程研究所完成。

**材料:**

**腰椎CT图像:** 来源于正常男性志愿者, 30岁, 身高175 cm, 体质量65 kg, 无腰部外伤史, X射线检查无异常。对实验知情同意, 并签署实验知情同意书。

**实验方法:**

**有限元模型的建立:**

**获得原始图像:** 应用GE公司LightSpeed 16排螺旋CT沿人体横断面以层厚0.625 mm从L<sub>3</sub>椎体上缘至L<sub>5</sub>椎体下缘。扫描图片共300张, 实际建模采用中间有效部位211张。

**点云采集:** 在处理原始图片前, 将不同骨组织区域和整体轮廓在图像处理软件Photoshop中进行分割并分别保存为JPG格式。运用同济大学生物医学研究所编写的数字图像处理程序

<sup>1</sup>天津市南开医院骨科, 天津市300100; <sup>2</sup>苏州大学附属第二医院骨科, 江苏省苏州市215004; <sup>3</sup>北京航空航天大学工程生物力学教育部重点实验室, 北京市100191

郝剑★, 男, 1977年生, 山东省德州市人, 汉族, 主治医师, 2008年苏州大学毕业, 硕士, 主要从事脊柱外科, 创伤骨科研究。  
laser19770912@163.com

通讯作者: 沈忆新, 主任医师, 教授, 苏州大学附属第二医院骨科, 江苏省苏州市215004  
laser1977@163.com

中图分类号: R318  
文献标识码: A  
文章编号: 1673-8225 (2012)04-00593-04

收稿日期: 2011-09-01  
修回日期: 2011-11-08  
(20110115006/GW·G)

对分割后的图像进行边缘检测, 提取边界坐标。边界提取所得二维坐标为JPG图像中的象素质值, 位于0~256之间的整数。由原始图像的DICOM格式可读取图像中每象素质代表的实际距离值。用自编C程序对采集的象素质乘以相应系数, 就得到相对应实体的二维真实坐标。然后, 根据CT扫描的层厚, 对每幅图像在三维上进行定标。经过C语言程序处理, 将每块骨头的外轮廓三维坐标分别存储为单独的点云文件。

**实体模型构建:** 将采集的点云文件输入逆向工程软件 Geomagic, 在其中模型经历点阶段、多边形阶段、成形阶段等3个处理阶段。在点阶段, 对输入的点云数据进行清理, 清除由于图片处理失误造成的杂乱数据。干净的点云自动形成三角面片进入多边形阶段。在多边形阶段, 运用基于曲率的孔填充、光顺等操作对三角面片进行编辑, 并根据软件强大的视觉效果, 构建实体外形。

**有限元模型形成:** 见表1。

Site	Element type	Unit number
Cortical bones	10-node solid	31 899
Cancellous bones	10-node solid	13 010
End plate, anulus fibrosus	10-node solid	4 546
Nucleus pulposus	10-node solid	2 352
ALL	Cable elements	20
ALL	Cable elements	16
LFL	Cable elements	16
Capsular ligament	Cable elements	24
Supraspinal ligament	Cable elements	6
Interspinal ligaments	Cable elements	12
Intertrans verse ligaments	Cable elements	4

Site	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio ( $\mu$ )	Section area (mm <sup>2</sup> )
Cortical bones	12 000	0.3	
Cancellous bones	100	0.2	
End plate, anulus fibrosus	175	0.45	
Nucleus pulposus	1	0.499	
ALL	7.8 ( $\epsilon < 0.12$ ), 20 ( $\epsilon > 0.12$ )	0.45	63.7
ALL	10 ( $\epsilon < 0.11$ ), 20 ( $\epsilon > 0.11$ )	0.45	20.0
LFL	15 ( $\epsilon < 0.062$ ), 19.5 ( $\epsilon > 0.062$ )	0.45	40.0
Capsular ligament	7.5 ( $\epsilon < 0.25$ ), 32.9 ( $\epsilon > 0.25$ )	0.45	30.0
Supraspinal ligament	8 ( $\epsilon < 0.20$ ), 15 ( $\epsilon > 0.20$ )	0.45	30
Interspinal ligaments	10 ( $\epsilon < 0.14$ ), 11.6 ( $\epsilon > 0.14$ )	0.45	40
Intertrans verse ligaments	10 ( $\epsilon < 0.18$ ), 58.7 ( $\epsilon > 0.18$ )	0.45	18

从Geomagic里生成的实体模型IGES文

件, 可以导入到有限元分析软件Ansys 9.0中去。对所有椎体包括终板、纤维环和髓核均用三维十节点四面体结构实体单元SOLID92进行网格划分。参照文献[2-6]设置材料参数和韧带等解剖数据, 见表1。

**加载运算:** 应用有限元分析软件Ansys 9.0设置边界条件: L<sub>5</sub>椎体下表面各节点完全固定。采用10 N·m的面载荷均匀分布在L<sub>3</sub>椎体上表面各节点上, 分别在前屈、后伸、侧屈、轴向旋转四种情况加载。分别记录在各个运动方向的角位移, 然后计算平均刚度。并且记录在各状态应力集中大小和位置。

## 2 结果

建立了L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体三维有限元模型, 包括椎体、韧带、椎间盘、纤维环和小关节, 模型总单元数51 905, 见图1。

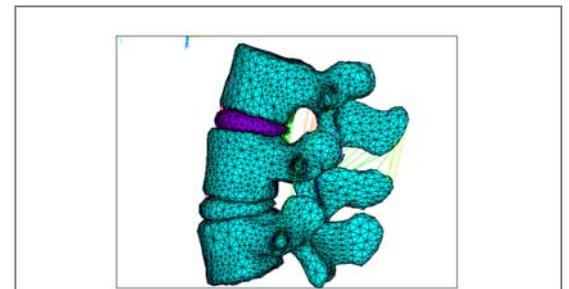


Figure 1 Three-dimensional finite element model of L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>  
图1 建立的L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体三维有限元模型

将本实验所测得模型的平均刚度和文献报道尸体解剖试验平均刚度进行对比<sup>[7-9]</sup>, 通过对模型加载观测到: 在前屈、后伸, 侧弯和轴向旋转时最大应力出现在腰椎峡部和椎弓根, 较大应力也出现在椎管周围, 见图2。

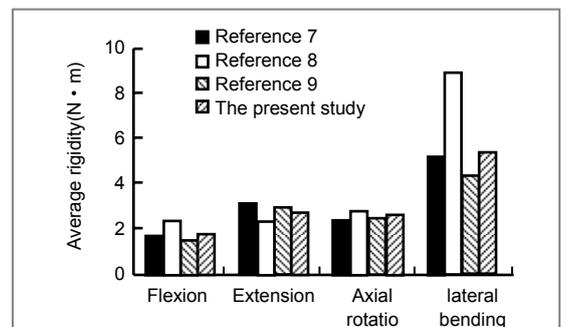


Figure 2 Comparison of average rigidity between the present study model and previous models  
图2 实验建立的模型和以往文献模型平均刚度的比较

### 3 讨论

有限元法在脊柱外科方面应用可以研究正常脊柱静止及活动时脊柱的生物力学,并可预测应力时的风险<sup>[10-12]</sup>。

脊柱生物力学的异常改变可引起某些脊柱疾病的发生,其发病机制也可用有限元法进行研究<sup>[13-15]</sup>。此外,利用有限元分析方法还可分析各种脊柱手术后,脊柱的稳定性及失稳的因素,并为预后提供指导<sup>[16-17]</sup>。临床医生在工作中经常使用外固定或内固定器械,它们的结构是否安全、稳定、有效显得极为重要。如何避免医疗器械使用后对骨造成的不适当的应力、应变,都需生物力学分析。利用有限元等进行模拟实验和有限元软件的优化设计,可更好地对医疗器械进行设计、改进和开发,以获得满意临床力学效能<sup>[18]</sup>。

在临床上L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>是腰椎疾病常见的发病节段,本实验研究了生理情况下,L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体的受力情况及各部之间的应力关系。相比于之前的腰椎有限元分析,本文加载了前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带及棘上韧带等腰椎周围软组织存在情况下腰椎小关节接触面及椎间盘的受力分析。了解脊柱生理应力情况下的生物功能特性及明确独立加载应力情况下,关节面的摩擦和椎间盘所受的应力情况,最终可为明确脊柱疾病的发展过程打下基础。

当然,在构建模型的材料特性、几何分析方式、加载应力方式不同的情况下,有限元的分析结果会有很大不同,本实验所采取的模型是在脊柱应力对称的情况下,分析了腰椎各部分的受力情况,希望能为以后有关学者利用有限元分析脊柱疾病提供指导意义。因为目前没有相关的几何力学尺度定量标准,当在有限元分析中加载不同应力和应力界限及关节面不同的屈曲率时,本实验结果可能和其他学者的实验结果间会有很大差异。因此有必要建立几何力学尺度定量标准,方便不同学者利用有限元加载力学矢量。

对于有限元模型的验证,工程学上多采用刚度和强度。其中强度是指材料在外力作用下抵抗永久变形和断裂的能力。这不符合研究脊柱生物力学原则,多用于金属材料强度验证。刚度是指受外力作用的材料、构件或结构抵抗变形的能力。材料的刚度由使其产生单位变形所需的外力值来度量。根据胡克定律各向同性材料的刚度取决于它的弹性模量和剪切模量。

本实验边界加载为L<sub>5</sub>椎体下表面各节点完全固定,10 N·m纯力矩作用于L<sub>3</sub>椎体,记载在前屈、后伸、侧弯及轴向旋转的角位移,然后采用力矩除以角位移得到脊柱功能单位的平均刚度,在与前人文献报道尸体试验及验证的有限元模型的平均刚度进行比较发现,本模型平

均刚度与Heth等<sup>[8]</sup>采用10 N·m纯力矩加载尸体标本比较相符,同时和张德胜等<sup>[7]</sup>建立L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>椎体有限元模型脊柱功能单位的平均刚度也基本相符,从而定量验证模型的有效性。

从模型整体应力来看:前屈时最大应力出现在椎体峡部,同时椎弓根、椎管周围和椎间盘前部也有较大应力分布;后伸时最大应力仍然出现在椎体峡部,椎弓根应力也较大;侧弯时最大应力出现在压缩侧椎体峡部、椎弓根、椎间盘以及椎管周围;轴向旋转时仍以峡部为最大,椎弓根次之,椎管周围也有较大应力分布。由此发现无论实在前屈、后伸、侧弯和轴向旋转椎体峡部和椎弓根都承受较大应力集中,同时椎间盘和椎管周围也有较大应力分布,这和临床相吻合。这就说明正是由于脊柱在活动时最大应力集中在峡部,使其产生退化、崩裂。同时也因较大应力也出现在椎间盘、椎管周围,临床可见这些部位容易出现退变。因此,这也从定性方面验证了模型的有效性。

通过定量和定性两方面分析,得出结论:建立的L<sub>3</sub>~L<sub>5</sub>三维有限元模型符合脊柱的生物力学特征,可用于进一步脊柱生物力学研究。

### 4 参考文献

- [1] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *J Biomech.* 1974; 7:277-285.
- [2] Patil KM, Braak LH, Huson A. Analysis of stress in two-dimensional models of normal and neuropathic feet. *Med Biol Eng Comput.* 1996; 34:280-284.
- [3] Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, et al. Interlaminar shear stress and laminae separation in a disc. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995; 20(6):689-698.
- [4] Goel VK, Kin YE, Lim TH, et al. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976).* 1998; 13(9):1003-1011.
- [5] Goto K, Tajima N, Chosa E, et al. Effect of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis). *J Orthop Sci.* 2005; 8(4):577-584.
- [6] Chen CS, Chen CK, Liu CL. A biomechanical comparison of posterolateral fusion and posterior fusion in the lumbar spine. *J Spinal Disorders Tech.* 2002; 15(1):53-63.
- [7] Zhang DS, Song YM. *Shengwu Yixue Gongchengxue Zazhi.* 2006; 23(6):1250-1252.  
张德胜, 宋岳明. L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub>三维非线性有限元模型的建立及临床意义[J]. *生物医学工程学杂志*, 2006, 23(6):1250-1252.
- [8] Heth JA, Hitchon PW, Goel VK, et al. A biomechanical comparison between anterior and transverse interbody fusion cage. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001; 26(12):E261-267.
- [9] Dong F, Dai KR, Hou XK. *Zhonghua Guke Zazhi.* 1993; 13(7):417-420.  
董凡, 戴冠戎, 侯筱魁. 小关节在腰椎结构刚度中的应用[J]. *中华骨科杂志*, 1993, 13(7):417-420.
- [10] Eichenseer PH, Sybert DR, Cotton JR. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions. *Spine (Phila Pa 1976).* 2011; 36(22):E1446-452.
- [11] Guo LX, Zhang YM, Zhang M. Finite element modeling and modal analysis of the human spine vibration configuration. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011; 58(10):2987-2990.
- [12] Kim K, Kim YH, Lee S. Investigation of optimal follower load path generated by trunk muscle coordination. *J Biomech.* 2011; 44(8):1614-1517.
- [13] Schnackenburg KE, Macdonald HM, Ferber R, et al. Bone Quality and Muscle Strength in Female Athletes with Lower Limb Stress Fractures. *Med Sci Sports Exerc.* 2011. [Epub ahead of print]
- [14] Zhang MC, Lü SZ, Cheng YW, et al. Study on the effect of vertebrae semi-dislocation on the stress distribution in facet joint and intervertebral disc of patients with cervical syndrome based on the three dimensional finite element model. *Zhongguo Gu Shang.* 2011; 24(2):128-131.

[15] Vanderroost J, Jaecques SV, Van der Perre G, et al. Fast and accurate specimen-specific simulation of trabecular bone elastic modulus using novel beam-shell finite element models. *J Biomech.* 2011;44(8):1566-1572.

[16] Tang S, Rebolz BJ. Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study. *J Orthop Sci.* 2011;16(2):221-228.

[17] Yan JZ, Qiu GX, Wu ZH, et al. Finite element analysis in adjacent segment degeneration after lumbar fusion. *Int J Med Robot.* 2011;7(1):96-100.

[18] Kim H, Lim DH, Oh HJ, et al. Effects of nonlinearity in the materials used for the semi-rigid pedicle screw systems on biomechanical behaviors of the lumbar spine after surgery. *Biomed Mater.* 2011;6(5):055005.

来自本文课题的更多信息—

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**本文创新性:** 基于 CT 图像和逆向工程方法建立了正常人体 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 腰椎三维有限元模型, 通过定量和定性两方面验证模型有效, 说明所建立的 L<sub>3</sub>-L<sub>5</sub> 椎体三维有限元模型符合脊柱生物力学特征。

本期专题: 髌关节置换的三维有限元分析

- 1 人工股骨头置换治疗骨质疏松股骨转子间不稳定骨折的有限元应力分析, 2011年15卷35期6496页。
- 2 骨折髌支撑关节治疗股骨颈骨折的有限元力学分析, 2010年14卷13期2462页。
- 3 骨质疏松股骨三维有限元模型的建立, 2010年14卷9期1545页。
- 4 不同骨质密度下生物型及骨水泥型股骨假体置入后的三维有限元分析, 2009年13卷9期1785页。
- 5 成人髌臼发育不良髌臼内壁内移截骨的有限元分析, 2010年14卷48期9104页。
- 6 金属对金属髌关节表面置换后的有限元分析, 2009年13卷17期3217页。
- 7 表面髌关节置换三维有限元模型的建立及意义, 2010年14卷43期7987页。

1 人工股骨头置换治疗骨质疏松股骨转子间不稳定骨折的有限元应力分析  
张绍伟(重庆市璧山县人民医院骨科, 重庆市 402760)

**推荐理由:** 运用计算机三维技术, 建立骨质疏松股骨、人工关节假体的三维数字模型, 模拟股骨转子间骨折的人工关节置换; 然后利用计算机三维有限元分析技术对数字模型进行模拟力学加载; 分析内植物植入前后股骨总体应力的改变并对股骨应力分布及改变进行量化研究, 分析金属内植物上的应力分布, 以期评估置入后的假体的初始稳定性。结果表明, 人工关节置换改变了股骨的受力方式, 股骨转子间骨折关节置换后的假体稳定性较好, 在正常载荷下人工关节稳定。

2 骨折髌支撑关节治疗股骨颈骨折的有限元力学分析  
史振满(解放军兰州军区乌鲁木齐总医院全军骨科中心, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市

830000)

**推荐理由:** 股骨颈骨折除关节置换以外, 其他治疗方法均存在股骨颈骨折愈合缓慢, 预后差, 并发症多, 长时间不能负重的问题。课题组研制的骨折髌支撑关节是一种新型、非限制型髌关节支撑器, 集骨折固定与关节支撑于一体, 以期攻克年轻人股骨颈骨折并发症防治的难题。

3 骨质疏松股骨三维有限元模型的建立  
彭李华(重庆医科大学, 重庆市 400010)

**推荐理由:** 实验通过螺旋 CT 扫描获得骨质疏松股骨图像数据, 将图像数据导入图像处理软件 Mimics11.1 进行图像处理, 生成股骨骨皮质内、外表面的轮廓曲线; 再将轮廓曲线数据导入建模软件 Unigraphics NX4.0 进行实体建模, 得到具有骨皮质、骨松质、骨髓腔的股骨三维模型; 将三维模型数据导入有限元分析软件 Ansys11.0 进行赋值、网格划分、定义接触等操作建立骨质疏松股骨三维有限元模型, 能较好的反映骨质疏松股骨的特征。

4 不同骨质密度下生物型及骨水泥型股骨假体置入后的三维有限元分析  
李叔强(吉林大学第一医院骨关节二科, 吉林省长春市 130021)

**推荐理由:** 患者自身骨质情况往往决定髌关节置换手术中假体的选择, 目前对假体的选择尚无金标准, 而通过计算机三维有限元分析、模拟对比力学实验, 对不同骨密度下股骨假体类型进行选择, 将更具科学性。文章通过计算机三维有限元分析, 选择不同骨密度下的股骨假体类型, 并行模拟对比力学实验, 从而确定临床全髌关节置换选择股骨假体的年龄标准。

5 成人髌臼发育不良髌臼内壁内移截骨的有限元分析

李冬松(吉林大学白求恩第一医院骨关节外科, 吉林省长春市 130021)

**推荐理由:** 由于不同患者髌臼病变的严重程度有很大差别, 导致重建髌臼时难度明显增加, 而髌臼内壁内移截骨能良好解决对白杯假体的包容, 但对截骨后髌臼内壁的内移范围仍存有争议。文章通过计算机辅助设计有限元分析, 寻找髌臼内壁截骨的合适内移范围。

6 金属对金属髌关节表面置换后的有限元分析  
韦葛董(南方医科大学珠江医院骨科, 广东省广州市 510282)

**推荐理由:** 实验采用当前先进的 64 排 CT 薄层扫描, 采集的国人髌关节数据, 利用 MIMICS 软件进行高仿真的三维重建, 建立了髌关节表面置换后髌关节的三维模型, 并通过 Abaqus6.5 软件对髌关节整体、股骨侧和假体进行有限元分析, 观察股骨侧以及假体的生物力学变化, 以期为今后相关的研究提供多方位的思路。

7 表面髌关节置换三维有限元模型的建立及意义  
王宇(吉林医药学院附属医院骨一科, 吉林省吉林市 132013)

**推荐理由:** 实验将 CT 扫描所得图像数据导入 Mimics11.11 软件进行处理, 从而建立表面髌关节置换术后的三维立体几何模型, 再将此几何模型导入 simpleware2.1 软件, 进行有限元模型的建立, 最后导入 Abaqus6.51 进行分析。本模型单元和节点都要比当前国内外所报道的有限元模型的单元和节点更为丰富, 与实体组织具有更好的几何相似性。

详见: [http://www.crter.org/Html/2012\\_01\\_14/2\\_64028\\_2012\\_01\\_14\\_188884.html](http://www.crter.org/Html/2012_01_14/2_64028_2012_01_14_188884.html)