

文章编号:1004-7220(2015)01-0050-06

抗剪切力镍钛记忆合金髌骨爪力学性能的有限元分析

杜东鹏¹, 吴哲², 邢娟¹, 龚晓燕², 缪祥文³, 袁成龙³(1. 中国人民解放军第一医院 骨科, 兰州军区骨科中心, 兰州 730030; 2. 西安科技大学 机械工程学院, 西安 710054;
3. 兰州西脉记忆合金股份有限公司, 兰州 730000)

摘要: **目的** 建立髌骨骨折内固定抗剪切力镍钛记忆合金髌骨爪的三维有限元模型,并对所建模型进行力学性能分析。**方法** 运用 Pro/E 5.0 建立髌骨横型骨折髌骨爪的内固定结构模型,导入 ABAQUS 10.1 中进行有限元力学性能分析。分别对人体屈膝 30°、60°、90° 时不同髌骨关节作用力 F_0 下髌骨爪力学性能及变形情况进行分析。**结果** 在相同边界条件下,当 F_0 分别为 367.5 和 3 675 N 时,不同屈膝角度下最大位移变形量的位置不同。与张力带固定分析相比,髌骨爪固定稳定性更佳,抗张力更强,且抗剪切力。**结论** 髌骨爪的变形和位移符合临床所需的生物力学研究结果,其稳定性能够满足临床尽早进行功能锻炼的要求。

关键词: 抗剪切力; 髌骨爪; 髌骨骨折; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.01.050

Finite element analysis on mechanical properties of anti-shearing force Ni-Ti shape memory alloy patella claw

DU Dong-peng¹, WU Zhe², XING Juan¹, GONG Xiao-yan², MIAO Xiang-wen³,
YUAN Cheng-long³ (1. Department of Orthopaedics, the First Hospital of PLA, Orthopaedic Center of Lanzhou Military Command, Lanzhou 730030, China; 2. School of Mechanical Engineering, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710000, China; 3. Lanzhou Seemine SMA Co., Ltd., Lanzhou 730030, China)

Abstract: **Objective** To establish a 3D finite element model of an anti-shearing force Ni-Ti memory shape alloy patella claw for fixing patellar fracture, and analyze its mechanical performance. **Methods** The internal fixation model of transverse patellar fracture by patella claw was established by Pro/E 5.0, and then imported it into ABAQUS 10.1 for finite element analysis on its mechanical properties. The mechanical performance and deformation of the patella claw under two different patella-femoral joint forces F_0 at the knee flexion angle of 30°, 60°, 90° were analyzed, respectively. **Results** Under the same boundary condition, with the respective F_0 as 367.5 N and 3 675 N, the maximum displacements of deformation were different at different flexion angles. As compared to fixation by tension band, using patella claw was preferable, with stronger resistance to tension and more stable anti-shearing force. **Conclusions** Deformation and displacement of the patella claw are in accordance with the biomechanical results needed in clinic, and its stability can satisfy clinical requirements for functional exercise as early as possible.

Key words: Anti-shearing force; Patella claw; Patellar fracture; Finite element analysis

髌骨是人体最大的籽骨,在膝关节运动中至关重要,兼有杠杆和滑车作用^[1]。人体在运动过程中,难免会受到直接或间接暴力而造成髌骨骨折^[2],髌骨骨

折发生率占全身骨折的 1%~2%^[3]。目前,治疗髌骨骨折内固定方法较多,常见的有金属张力带、螺钉、钢丝环扎、聚髌器和丝线荷包缝合等^[4-7]。徐洪璋

收稿日期:2014-04-17; 修回日期:2014-07-08

通信作者:龚晓燕,教授, E-mail: gongxymail@163.com。

等^[8-9]采用张力带内固定髌骨骨折,并建立有限元模型,分析张力带对治疗骨折髌骨的效果。临床实践证明,镍钛(Ni-Ti)记忆合金髌骨爪具有独特的记忆功能,外形设计比较合理,Ni-Ti合金具有超弹性和良好的生物相容性^[10-12],手术操作简单,临床效果良好;但由于无抗剪力作用,在临床上会出现骨折端上下移位,引发骨性关节炎。因此,本课题组设计了一款能够防止骨折端上下移位的抗剪力髌骨爪(中国实用新型专利号:ZL 2010 2 0689536.6),应用相关软件建立髌骨爪固定髌骨骨折有限元模型,并开展相应的力学性能分析。

1 对象与方法

1.1 对象及相关材料

成年男性志愿者1名,25岁,身高175 cm,体重75 kg,身体健康,无髌骨发育异常,无髌骨骨折病史,无膝部手术史,经X射线检查排除髌骨疾病,对试验方案知情同意,且得到医院伦理道德委员会批准。设备包括:16层螺旋CT(Simens Sensation,德国);Mimics 10.01、Geomagic Studio 12.0、Pro/E 5.0、ABAQUS 10.1软件;Windows 7操作系统。

1.2 方法

1.2.1 建立髌骨模型 志愿者仰卧在CT扫描台上,使用16层螺旋CT扫描机对其膝关节进行薄层扫描,间距1.0 mm,共获得20层断层扫描图像。将图像以DICOM格式存入可读写光盘保存,并将其合并中心层后导入Mimics 10.01,调节阈值,通过Region Growing对髌骨进行选取,通过Calculate 3D生成三维髌骨模型,以STL格式导入Geomagic Studio 12.0进行流形、去噪、松弛、删除钉状物、精确曲面、探测轮廓线、手动划分轮廓线、构造轮曲面片、拟合曲面,最后生成髌骨的三维几何模型。

1.2.2 建立髌骨骨折镍钛记忆合金髌骨爪内固定模型 将Geomagic Studio 12.0建立的髌骨几何模型[见图1(a)]以IGES格式导出后,导入Pro/E 5.0中生成几何体,模拟髌骨横型骨折,将髌骨分成上下两骨块,距离为0.67 mm。根据所建髌骨模型的大小,由作者设计、兰州西脉记忆合金有限公司生产D38规格镍钛形状记忆合金髌骨爪几何模型[见图1(b)]。将建成的两块髌骨骨折块进行装配后打孔,再将髌骨爪与其装配,生成内固定结构模型[见图1(c)]。

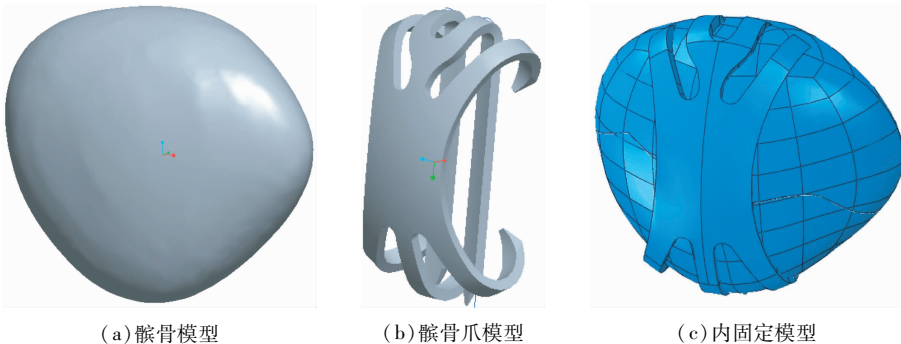


图1 髌骨骨折髌骨爪内固定结构模型

Fig.1 Structure model of patella fracture fixed by the patella claw

(a) Model of the patella, (b) Model of the patella claw, (c) Internal fixation model of patella fracture

1.3 有限元模型的建立

在ABAQUS中对髌骨骨折内固定几何模型各实体进行材料参数设定^[13](见表1),采用四节点线性四面体单元自由划分网格(不规则形状的实体默认单元类型为C3D4),其中髌骨骨折内固定镍钛髌骨爪有限元模型的总节点数为29 476,总单元数为146 776,对骨折髌骨和髌骨爪所有的接触面设定相互作用。

表1 髌骨骨折内固定髌骨爪的材料特性

Tab.1 Element type and material feature for model of patella fracture fixed with patella claw

材料特性	髌骨	髌骨爪
单元类型	C3D4	C3D4
弹性模量/GPa	54.60	12.00
泊松比	0.33	0.30

1.4 边界条件和载荷

人体膝关节在屈膝过程中,髌骨受力主要来自股四头肌轴向拉力 F_1 、髌韧带反向作用力 F_2 、以及髌股关节作用力 F_Q ,该力向髌骨的四周扩散分布^[14]。在平地步行时, F_Q 约为人体体重 G 的 0.5 倍,但在某些活动中 F_Q 可达人体体重 G 的 4~5 倍^[3,15]。由于人体在膝关节屈伸中,髌股关节的接触部位和接触区域是动态变化的,并且髌骨所承受力的大小取决于髌股关节所处的位置^[3],故本文对正常屈伸活动时 ($F_{Q1} = 0.5 G$) 和某些剧烈活动时 ($F_{Q2} = 5 G$) 两种情况下,人体屈膝 30°、60°、90° 对髌骨骨折内固定镍钛髌骨爪模型的力学性能和变形进行有限元分析。

对髌骨上下端髌韧带区域进行全约束,在髌股关节接触区域施加正向压力 p ,计算公式为:

$$p = F/S$$

$$F = K \cdot (F_Q - F_{\text{合}})$$

$$F_{\text{合}} = F_1^2 + F_2^2 + 2F_1 F_2 \cos a$$

式中: K 为系数, S 为受压面积, a 为屈膝角度。髌骨在不同屈膝角度下的受力相关参数见表 2。模拟

髌股关节的作用力 F_Q 分别为 0.5 G 和 5 G 时,镍钛髌骨爪内固定手术受力后的位移情况^[16]。

表 2 髌骨在不同屈膝角度的受力参数^[15]

Tab. 2 Mechanical parameters of the patella at different knee flexion angel

受力参数	屈膝角度/(°)		
	30	60	90
股四头肌拉力 F_1 /N	120.36	116.16	135.09
髌韧带拉力 F_2 /N	129.77	93.19	54.03
髌骨关节作用力 F_Q /N	$F_{Q1} = 0.5 G = 367.5$ $F_{Q2} = 5 G = 3\ 675.0$		
髌股关节接触面积 S /mm ²	450.50	596.26	701.06
髌骨关节作用力占人体体重比例 K	0.086	0.145	0.204

2 结果

在相同边界条件下,当人体在正常步行状态时 ($F_{Q1} = 0.5 G$),人体屈膝 30°、60°、90° 施加的压力 p_1 分别为 24、45、65 kPa 时髌骨爪和内固定模型的位移分布如图 2 所示;当人体在某种剧烈活动时 ($F_{Q2} = 5 G$),人体屈膝 30°、60°、90° 施加的压力 p_2 分别为 660、850、1 030 kPa 时髌骨爪和内固定模型

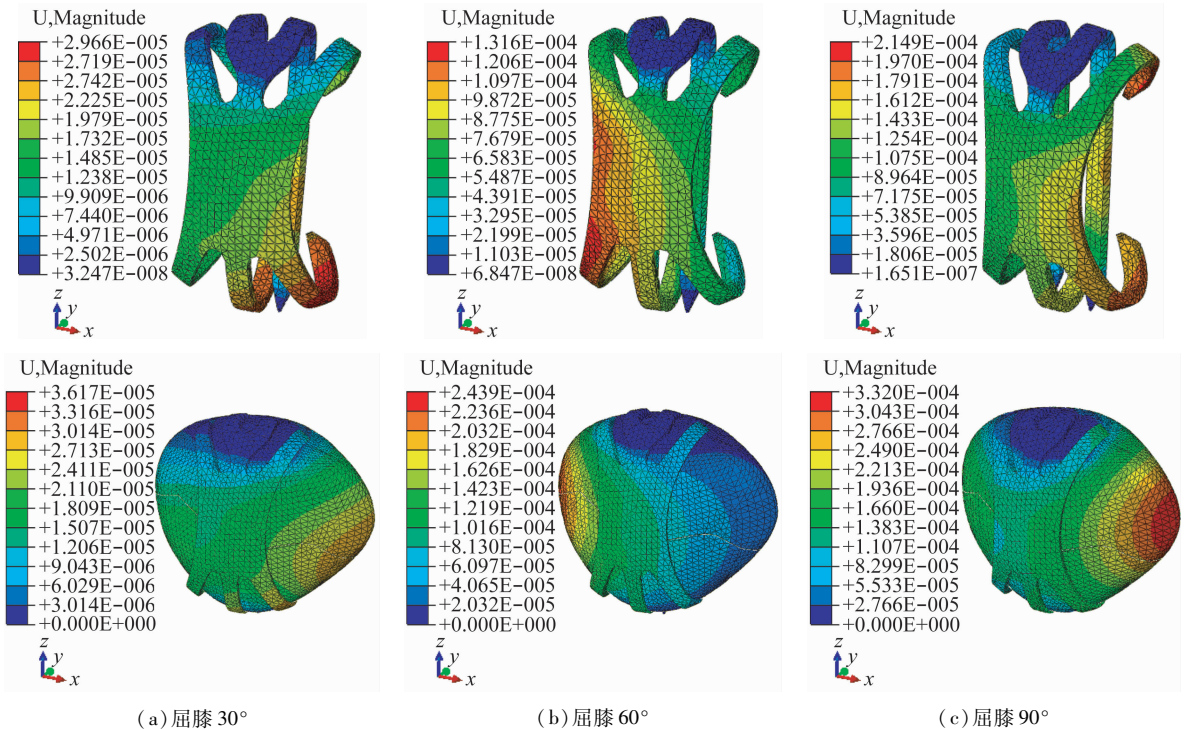


图 2 $F_{Q1} = 0.5 G$ 时,不同屈膝角度下内固定模型的位移云图

Fig. 2 Contour plot of displacement of the internal fixation model when $F_{Q1} = 0.5 G$

(a) At knee flexion angle of 30°, (b) At knee flexion angle of 60°, (c) At knee flexion angle of 90°

的位移分布如图 3 所示。从图 2、3 中可以很清楚看出髌骨爪位移变形量最大的区域, 不同屈膝角度下, 位移变形量最大的位置不同; 但是不同压力下, 髌骨爪位移变形量最大的位置相同。

由图 2、3 可见, 当屈膝 30° 时, 髌骨爪下面右侧两个爪钩位置的最大位移变形量分别为 29.66 和 815.70 nm; 当屈膝 60° 时, 髌骨爪左下侧腰部位置的最大位移变形量分别为 131.6 和 2 486.0 nm; 当屈膝 90° 时, 髌骨爪上面右侧爪钩位置的最大位移

变形量分别为 214.9 和 3 406.0 nm。与文献[8-9]研究相比, 当人体在正常行走和剧烈运动状态下, 屈膝不同的角度, 髌骨爪变形要比张力带变形小很多, 故髌骨爪的力学性能要优于张力带。

当 $F_{Q2} = 5 G$, 人体屈膝 90° 时, 髌骨爪的变形量最大, 故测量髌骨的横断面前后和髌骨上下位移。图 4(a) 所示为近端骨折横断面前后位移云图, y 轴正向为向后, 最大移位距离为 779.6 nm; 图 4(b) 所示为远端骨折横断面左右位移云图, 最大移位距离

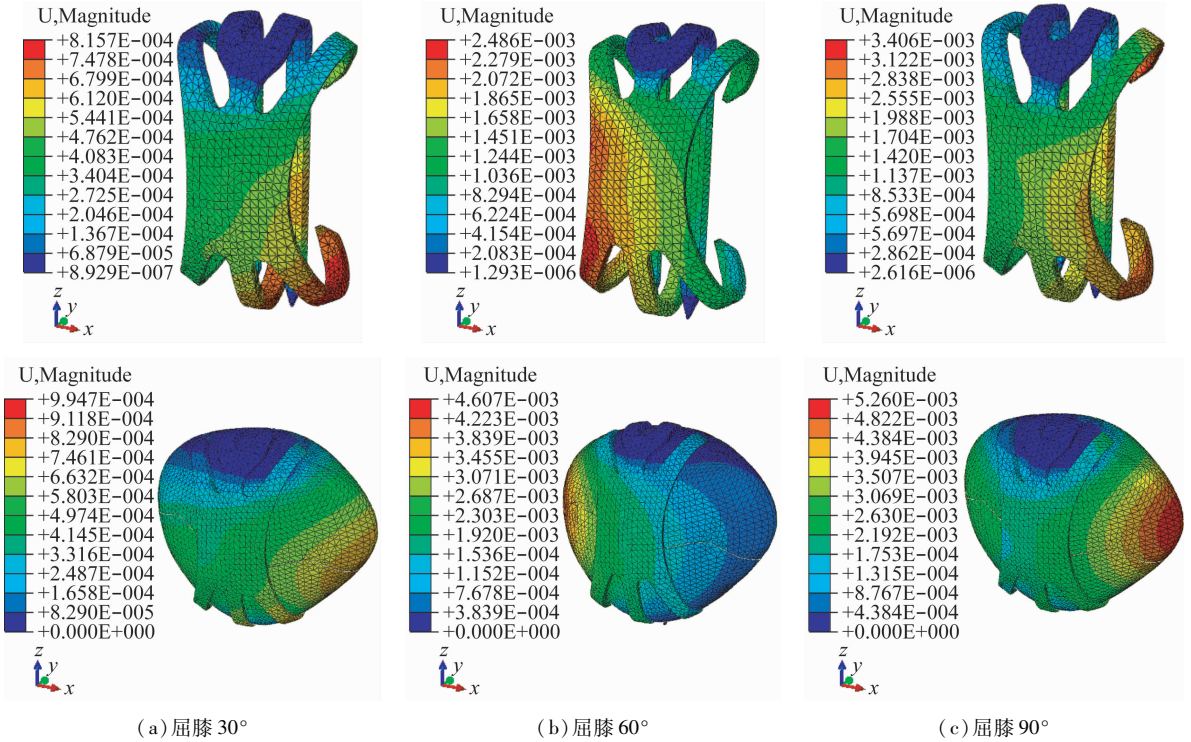


图 3 $F_{Q2} = 5 G$ 时, 不同屈膝角度下内固定模型的位移云图

Fig. 3 Contour plot of displacement for the internal fixation model when $F_{Q2} = 5 G$

(a) At knee flexion angle of 30°, (b) At knee flexion angle of 60°, (c) At knee flexion angle of 90°

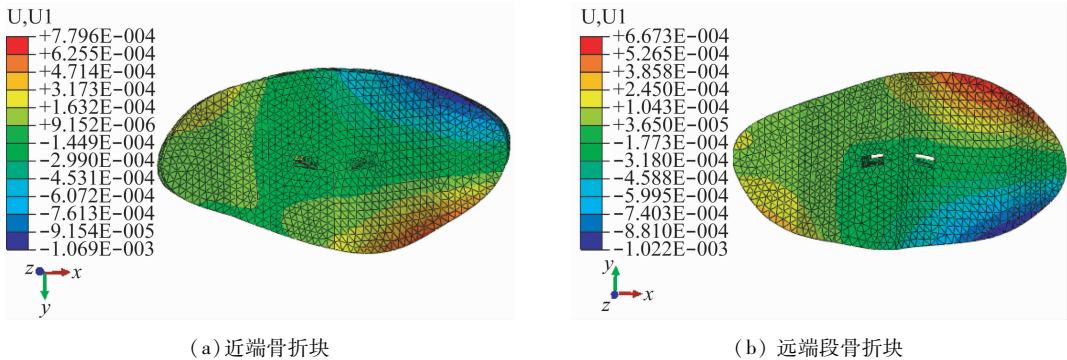


图 4 屈膝 90° 时, 骨折块横断面 y 轴(前后)位移云图 ($F_{Q2} = 5 G$)

Fig. 4 Contour plot of displacements in y -axis of fractured cross section at knee flexion angle of 90°

(a) Proximal fracture segment, (b) Distal fracture segment

为667.3 nm。总体可看出,骨折横断面从前到后位移绝对值逐渐增大,即 y 向有加压作用。图5(a)所示为髌骨正面上下位移云图, z 轴正向为向上,骨折线以上,髌骨正面位移绝对值从下到上逐渐增大,即 z 正向为髌骨移动趋势,最大移位距离为311.9 nm;

图5(b)所示为髌骨背面上下位移云图,骨折线以下,髌骨背面位移绝对值从上到下逐渐增大,即 z 负向为髌骨移动趋势,最大移位距离为311.9 nm。髌骨在受力时,上下骨折块会分别有向上和向下的移动趋势,与文献[8-9]相比,移动趋势相同。

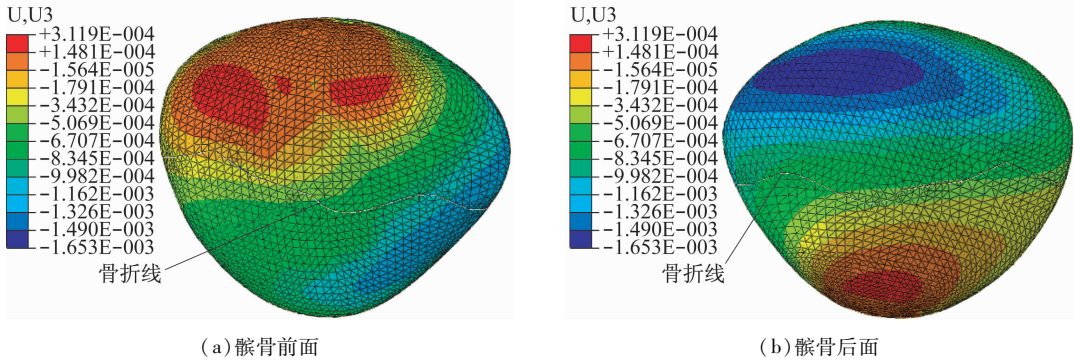


图5 屈膝90°时,髌骨 z 轴(上下)位移云图($F_{Q2} = 5 G$)

Fig.5 Contour plot of displacement in z -axis of the patella at knee flexion angle of 90°

(a) The front of the patella, (b) The back of the patella

综上所述,当人体在屈膝的过程中,骨折髌骨受自股四头肌的轴向拉力和髌韧带的反向作用力而产生张力,使骨折上端分开;同时也会产生剪切力,使骨折端上下移位。当骨折块发生上下移位时,抗剪切力髌骨爪充分发挥优势,不仅控制骨折端面的左右位移,还控制骨折块的上下移位,并且它的变形量也比较小,充分说明此髌骨爪固定性能良好,优于张力带的固定效果。

3 讨论

目前,有限元分析方法已经广泛用于生物医学领域。本研究采用的有限元分析方法作为一种结构分析的数值计算方法,能够将现实复杂的问题简单化,可以将结构的几何形状、材料性能、边界条件和载荷等用数学形式进行概括,并建立有限元模型^[16-18]。有限元模型是研究内固定器械应力应变分布的工具,尤其是在研究临床手术技术因素对器械应力应变分布影响的方面,具有其独特的优势^[17]。

本研究采用 Mimics 10.01 和 Geomagic Studio 12.0 对髌骨几何体进行三维重建,重建的髌骨三维几何模型能够客观、形象、真实反映髌骨的几何结构;然后将髌骨切成两部分,模拟髌骨的横型骨折;最难的就是

将髌骨爪与两块骨折骨块装配在一起,形成内固定结构模型。由于有限元软件进行计算时对导入的装配体几何模型的公差要求较高,故运用 Pro/E 5.0 在骨折髌骨块上打与髌骨爪两叉形固定支完全吻合的方孔,并运用 Geomagic Studio 12.0 调整髌骨前表面的曲率,将髌骨爪腰部内表面尽量和髌骨前表面贴合(间隙不应超过 2~3 mm^[3]),使其内固定模型能够在有限元软件模拟时和实际情况相符。

将内固定几何模型导入 ABAQUS 10.01。由于髌骨和髌骨爪形状不规则,故选用软件默认的四节点线性四面体单元 C3D4,设定种子密度为 0.5 mm 进行自由网格划分,髌骨爪总节点数为 3 663,总单元数为 11 968。虽然建立的髌骨骨折内固定镍钛髌骨爪的有限元模型体积不大,但外形很不规则,需要设置的接触对较多,除两直爪的所有面与孔的所有接触、5 个爪支与髌骨表面接触,还有髌骨爪腰部的内表面与两块骨折的髌骨前表面接触,将这些接触面先分别建成面集,再设定为相互作用中的 Tie 命令,这样有利于有限元的数值模拟计算。本研究并未将髌骨分为皮质骨和松质骨来进行建模,因为髌骨的皮质骨分布不均匀,即使要划分,建立的模型也和实际情况有差距,而单一材料在有限元模型建立时节约了时间,降低了难度。在相同边界条件下,当

髌股关节作用力 F_Q 为 $0.5 G$ 和 $5 G$ 时分别对人体屈膝 30° 、 60° 、 90° 时施加载荷,分析髌骨骨折内固定镍钛髌骨爪应力,从位移云图清楚、直观了解髌骨爪和骨块的位移变化。与传统的生物力学研究^[8-9]相比,有限元法分析有如下优势:①可以形象逼真地模拟物体结构,高度模拟材料的特性;②既可以进行精确的数字分析,又可以形象直观地进行定性研究;③能够完成实际中无法研究的一些问题,为临床实践提供一定的参考,例如:髌骨骨折端面的位移变形情况、髌骨爪内固定骨折髌骨后,自身在抗剪切力和张力时的变形情况等;④既可以完整反映全模型的信息,也可以精确反映每个部件某一个节点的信息;⑤应用范围广,适用性强,可以反复使用,经济成本也比较小。

通过本研究建立的髌骨骨折内固定镍钛髌骨爪的有限元模型,能够形象直观了解髌骨骨折内固定髌骨爪术后髌骨爪的变形情况。结果显示,髌骨爪的位移量很小,并且从 ABAQUS 软件动画结果可以明显看出,当骨折髌骨受到压力时,髌骨爪的 5 个爪子都向中心聚合,既可以保证髌骨骨折复位能够良好地对位,又能抵抗股四头肌和髌韧带产生的轴向拉力^[4]。同时,由于髌骨爪带有两个叉形固定支,限制了两骨折端的左右和上下位移,两骨折块的上下位移和骨折端面的左右位移很小,由此证明此髌骨爪可抗拒膝关节屈曲时产生的剪切力。与张力带内固定的分析结果^[8-9]相比较,该髌骨爪稳定性更佳,使用该髌骨爪固定骨折髌骨具有良好的力学性能,有助于骨折愈合与功能锻炼。

总之,虽然本文中三维几何模型构建和有限元模型边界条件与约束设置都比较复杂,但能充分体现临床手术的特点。模型在建立时充分考虑临床髌骨爪内固定骨折髌骨过程中的各个特点,模型网格划分较细,能够体现有限元分析的准确性,并且结果符合生物力学的研究。因此,建立的髌骨骨折内固定镍钛髌骨爪有限元模型是可靠的,不仅证明髌骨爪内固定术治疗骨折髌骨的优势,也可为临床治疗提供参考。

参考文献:

[1] 许硕贵,张春才,王家林. 镍钛聚髌器治疗髌骨骨折的电测

- 分析[J]. 上海生物医学工程, 2001, 22(2): 14-16.
- [2] 金丽颖. 髌骨对膝关节运动影响的生物力学分析[J]. 山东体育学院学报, 2008, 24(2): 17.
- [3] 季湘玲,张世民. 髌骨下极骨折治疗进展[J]. 国际骨科学杂志, 2009, 30(1): 18-20.
- [4] 杜东鹏,孙剑平,姜文雄,等. 各式张力带治疗各型髌骨骨折 87 例报告[J]. 临床军医杂志, 2003, 31(5): 74-76.
- [5] 冯宏亮,陈婷婷,黄伟,等. 记忆合金髌骨爪结合克氏针张力带治疗髌骨骨折[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2011, 26(5): 34-35.
- [6] 单宇,将富贵,鞠文,等. 钛缆“8”字加“0”形环扎治疗髌骨骨折[J]. 生物骨科材料与临床研究, 2013, 10(6): 49-50.
- [7] Mounasamy V, Hickerson L, Fehring K, et al. Open bicondylar Hoffa fracture with patella fracture: A case report and literature review [J]. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2013, 23 (Suppl 2): 261-265.
- [8] 徐洪璋,余斌. 髌骨骨折不同张力带内固定的有限元模型的建立和分析[J]. 实用医学杂志, 2011, 27(6): 1000-1002.
- [9] 徐洪璋,余斌. 髌骨骨折 AO 张力带内固定的有限元模型的建立和分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(13): 2339-2344.
- [10] 杜东鹏,缪祥文,姜文雄,等. 伞状记忆合金股骨头支撑器及使用工具的设计[J]. 西北国防医学杂志, 2014, 28(4): 124-127.
- [11] Yu XW, Jiang WX, Pan Q, et al. Umbrella-shaped, memory alloy femoral head support device for treatment of avascular osteonecrosis of the femoral head [J]. Int Orthop, 2013, 37(7): 1225-1232.
- [12] 杜东鹏,邢娟,姜文雄,等. 应用伞状记忆合金股骨头支撑器微创治疗成人股骨头缺血性坏死[J]. 中国修复重建外科杂志, 2014, 28(4): 423-427.
- [13] 李海岩,翟广凤,赵玮,等. 基于有限元模型的下肢长骨动态试验的仿真研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 31-34.
- Li HY, Zhai GF, Zhao W, et al. Simulation of dynamic tests on long bones of lower limbs based on finite element model [J]. J Med Biomech, 2013, 28(1): 31-34.
- [14] Wilson JB, Wittstein JR, Moorman III CT. Patella fractures with bone-patella tendon-bone autografts for anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Oper Tech Sports Med, 2006, 14(1): 2-7.
- [15] 刘明. 全膝关节置换术后关节线变化对髌股关节生物力学影响的有限元分析[D]. 北京:中国人民解放军军医进修学院博士学位论文, 2009.
- [16] 孙培栋,陈春,吴长福,等. 有限元分析中软组织力学参数的设定及验证[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 27-31.
- Sun PD, Chen C, Wu CF, et al. Assignment and verification on mechanical parameters of soft tissue in finite element analysis [J]. J Med Biomech, 2012, 27(1): 27-31.
- [17] 林斌,陈昆,张美超. II 型齿状突骨折螺钉固定的三维有限元分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2008, 23(2): 92-94.
- [18] 许瑞杰,李尘,孙明林. 股骨颈骨折内固定方式的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2004, 19(2): 88-92.
- Xu RJ, Li C, Sun ML. FEA of different internal fixations for femoral neck fractures [J]. J Med Biomech, 2004, 19(2): 88-92.