

文章编号: 1004-7220(2022)03-0479-06

利用有限元分析爱惜邦线缝合固定与带线锚钉固定髌骨下极骨折的稳定性差异

张 伟¹, 马晓孟², 程安源¹, 夏 平¹, 许福生¹

(1.武汉市第一医院 骨科, 武汉 430030; 2.武汉嘉一三维技术应用有限公司, 武汉 430062)

摘要:目的 利用有限元方法对比分析爱惜邦线缝合固定与带线锚钉缝合固定髌骨下极骨折的生物力学稳定性。**方法** 选取1名健康成年志愿者的膝关节CT图像,建立髌骨下极骨折模型,并在此基础上建立5#爱惜邦线、带线锚钉骨折固定三维模型。其中,模型1采用5#爱惜邦线独立间断垂直缝合技术固定髌骨下极骨折,模型2在模型1基础上将两端爱惜邦尾线从髌腱下方连续锁边缝合至对侧骨折近端并收紧打结,模型3采用锚钉技术固定。分析在不同屈膝角度下各骨折固定模型的应力和位移分布。**结果** 在0°~90°范围内,随着屈膝角度增加,最大应力和最大位移也随之增大。在同一屈膝角度下,带线锚钉固定方式的应力水平最高,爱惜邦线固定联合锁边缝合方式的应力水平最低且应力分布最均匀;单纯爱惜邦线缝合的位移形变量最大,带线锚钉固定方式的位移形变量最小。**结论** 爱惜邦线缝合后加以髌腱周围的锁边缝合最大位移相对适中,且最大应力也相对较小,是临床中固定髌骨下极骨折的可靠方法。

关键词: 髌骨下极骨折; 爱惜邦线; 带线锚钉; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.03.015

Stability Difference Between Ethibond Thread Suture Fixation and Threaded Anchor Fixation for Inferior Pole Fracture of the Patella Using Finite Element Analysis

ZHANG Wei¹, MA Xiaomeng², CHENG Anyuan¹, XIA Ping¹, XU Fusheng¹

(1. Department of Orthopedics, Wuhan No.1 Hospital, Wuhan 430030, China; 2. Wuhan Jiayi 3D Technology Application Co.Ltd., Wuhan 430062, China)

Abstract: Objective To compare and analyze biomechanical stability of Ethibond thread suture and threaded anchor for fixing inferior pole fracture of the patella using the finite element method. **Methods** CT images of the knee joint from a healthy adult volunteer were selected and the inferior patella fracture model was established, then the three-dimensional (3D) models of fracture fixation with Ethibond thread suture and threaded anchor were established. Stress and displacement distributions of each fixation model at different knee flexion angles were analyzed. **Results** In the range of 0°-90°, as knee flexion angle increased, the maximum stress and maximum displacement also increased. At the same knee flexion angle, threaded anchor fixation had the highest stress level, and Ethibond thread suture had the lowest stress level and the most uniform stress distributions. The displacement deformation of Ethibond thread suture was the largest, and the displacement deformation of

收稿日期: 2021-07-20; 修回日期: 2021-09-02

基金项目: 武汉市卫生计生委科研计划项目(WX20A10)

通信作者: 许福生, 副主任医师, E-mail: xfsjs2000@163.com

threaded anchor fixation was the smallest. **Conclusions** The maximum displacement of the seam suture around patellar tendon with Ethibond suture is relatively moderate, and its maximum stress is relatively small, which is a reliable method for fixing inferior pole fracture of the patella in clinic.

Key words: inferior pole fracture of the patella; Ethibond thread; threaded anchor; finite element analysis

髌骨是人体内最大的籽骨,髌骨下极为髌腱的附着点,其参与股四头肌力量的传导,是伸膝装置的重要组成部分。因此,髌骨的完整性对膝关节功能至关重要。髌骨下极骨折大多数需要手术治疗,手术治疗的目的是恢复伸膝装置的连续性,在稳定可靠的基础上早期进行功能锻炼,最大程度恢复膝关节功能^[1]。目前主要的内固定治疗方式有克氏针张力带技术、髌骨下极切除、聚髌器、缝线以及带线锚钉固定等方法^[2]。目前较多文献报道了克氏针张力带以及聚髌器固定髌骨下极骨折,效果良好,骨折愈合率高,但较多需要二次取出且内植物对周围软组织有刺激,患者术后存在膝关节周围不适感^[3-4]。髌骨下极切除髌韧带重建术因破坏髌骨的完整性,缩短股四头肌肌腱的力臂,在膝关节活动时股四头肌的负荷增加,引起髌骨整体下移,出现髌股关节紊乱,后期发生股四头肌乏力、伸膝受限和创伤性关节炎的概率增加^[5]。本课题组在前期临床工作中探索了两种简单牢靠的内固定方式,即通过使用爱惜邦线以及带线锚钉固定的方法治疗髌骨下极骨折,初步取得了较好的临床效果。为进一步验证其稳定性,本文通过有限元分析法进一步对其进行生物力学评价。

1 材料和方法

1.1 有限元模型建立

1.1.1 建立髌骨实体模型 选择1名26岁健康男性成年志愿者,身高176 cm,体重75 kg,自诉体健,膝关节无外伤、手术等病史,查体膝关节髌骨无异

常,经膝关节X线检查髌骨未见异常。通过武汉市第一医院64排螺旋CT(SIEMENS公司,德国)对志愿者膝关节进行轴向连续断层扫描,扫描时双下肢固定平放,髌骨朝上,踝关节处于踝穴位,自股骨远端扫描至胫骨近端,扫描条件:电压120 kV、电流300 mA、骨组织窗扫描,层厚1.0 mm,一共获取356层DICOM格式原始数据。将DICOM格式数据导入Mimics 20.0建模软件中,经过阈值分割、区域增长、蒙版编辑等处理得到髌骨皮质骨和松质骨,并保存成STL格式的三维点云数据。再将STL格式的数据导入Geomagic Studio 12.0逆向建模软件中,进行构造曲面、构造格栅、拟合曲面等操作得到IGS格式的三维曲面片数据,然后导入SolidWorks 2017三维建模软件中,进行曲面缝合和封闭曲面的处理。并根据人体直立的解剖位置,建立新的参考坐标系,设置上视基准面为髌骨正中横断面,前视基准面为髌骨正中冠状面,右视基准面为髌骨正中矢状面,并将重建完成的模型保存成XT格式。

1.1.2 建立髌骨骨折固定模型 在SolidWorks 2017软件中对髌骨三维实体模型进行骨折处理得到髌骨下极骨折实体模型,再建立5#爱惜邦线、带线锚钉三维模型,分别与髌骨下极骨折实体模型进行装配,形成3种固定方式的髌骨下极骨折模型。其中,模型1采用5#爱惜邦线独立间断垂直缝合技术固定髌骨下极骨折,模型2在模型1的基础上将两端爱惜邦尾线从髌腱下方连续锁边缝合至对侧骨折近端并收紧打结,模型3采用锚钉技术固定(见图1)。

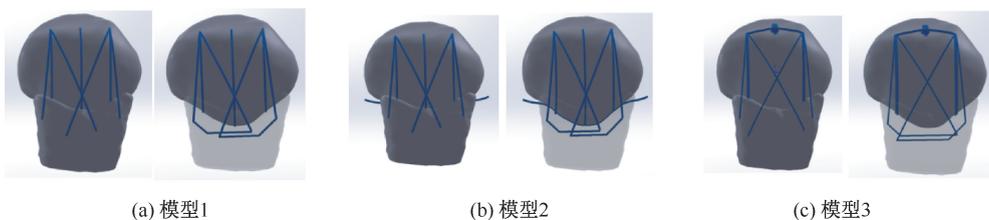


图1 3种不同方式固定髌骨下极骨折模型

Fig.1 Inferior patella fracture models by 3 different fixation methods (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3

1.2 有限元模型分析

将3种骨折固定模型导入ABAQUS 6.14软件中,建立有限元分析模型并进行分析。

1.2.1 材料属性赋值 在ABAQUS中对髌骨下极骨折固定模型各实体进行材料属性赋值(见表1)。

表1 髌骨下极骨折模型材料属性

Tab.1 Material properties of inferior patella fracture models

实体	弹性模量/MPa	泊松比
髌骨皮质骨	170 000	0.30
髌骨松质骨	350	0.25
5#爱惜邦线	3 952.56	0.25
锚钉	110 000	0.30
锚钉线	11 095.2	0.26
肌腱	215.3	0.40

1.2.2 相互作用和载荷 设置骨折断面间为表面与表面接触,接触属性为粗糙,其他各实体部件根据实际情况设置相互作用,并对髌骨上端髌韧带区域和肌腱远端进行全约束。

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)。在平地步行时, F_Q 约为人体体重(G)的50%。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。在髌股关节接触区域施加正向压力 p ,计算公式为:

$$F_{\text{合}} = \sqrt{F_1^2 + F_2^2 + 2F_1F_2\cos\alpha}$$

$$F = K(F_Q - F_{\text{合}})$$

$$p = \frac{F}{S}$$

式中: K 为系数; S 为受压面积; α 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。

表2 髌骨在不同屈膝角度下受力参数

Tab.2 Force parameters of the patella at different knee flexion angles

参数	$\alpha/(^\circ)$		
	30	60	90
F_1/N	120	116	135
F_2/N	130	90	54
K	0.086	0.145	0.204
F_Q/N	0.5 G		
S/mm^2	326	429	594
p/MPa	0.029	0.057	0.070

1.2.3 网格划分 髌骨和肌腱的外形不规则,5#爱惜邦线的直径为0.7 mm,锚钉线的直径为0.5 mm,为了保证计算质量,选用四面体网格分别对各个实体部件进行致密的网格划分,网格类型为C3D4。

1.3 评价指标

分别将髌骨下极骨折固定模型导入有限元分析软件中进行分析,在膝关节不同屈膝角度上得到模型所受应力和位移云图,最后通过数据对比分析。

2 结果

通过对不同骨折固定模型进行力学加载分析,得到各模型在屈膝30°、60°、90°时的最大应力和最大位移,并将得到数据进行汇总比对(见图2~3和表3)。

2.1 模型1有限元分析结果

屈膝30°、60°、90°时,模型1的最大应力分别为6.501、7.293、8.130 MPa,最大位移分别为6.423、7.223、8.088 μm 。在整个模型中,最大应力和最大位移区域都在5#爱惜邦线上,且集中在5#爱惜邦线与髌骨远端骨折块的接触部位,髌骨远端骨折块和肌腱近端的位移形变量次之。

2.2 模型2有限元分析结果

屈膝30°、60°、90°时,模型2的最大应力分别为2.945、6.881、8.072 MPa,最大位移分别为1.722、1.988、2.973 μm 。在整个模型中,最大应力和最大位移区域都在5#爱惜邦线上,且集中在5#爱惜邦线与髌骨远端骨折块的接触部位,髌骨远端骨折块和肌腱近端的位移形变量次之。

2.3 模型3有限元分析结果

屈膝30°、60°、90°时,模型3的最大应力分别为8.662、12.56、23.63 MPa,最大位移分别为0.338 5、0.341 7、0.660 8 μm ,在整个模型中,最大应力和最大位移区域都在锚钉线上,且集中在锚钉线与髌骨远端骨折块的接触部位,髌骨远端骨折块和肌腱近端的位移形变量次之。

3 讨论

一种新的骨折内固定方式是否能够应用临床,需进行力学性能测试,但在活体上进行各种苛刻的生物力学模拟几乎无法实现。有限元方法已广泛

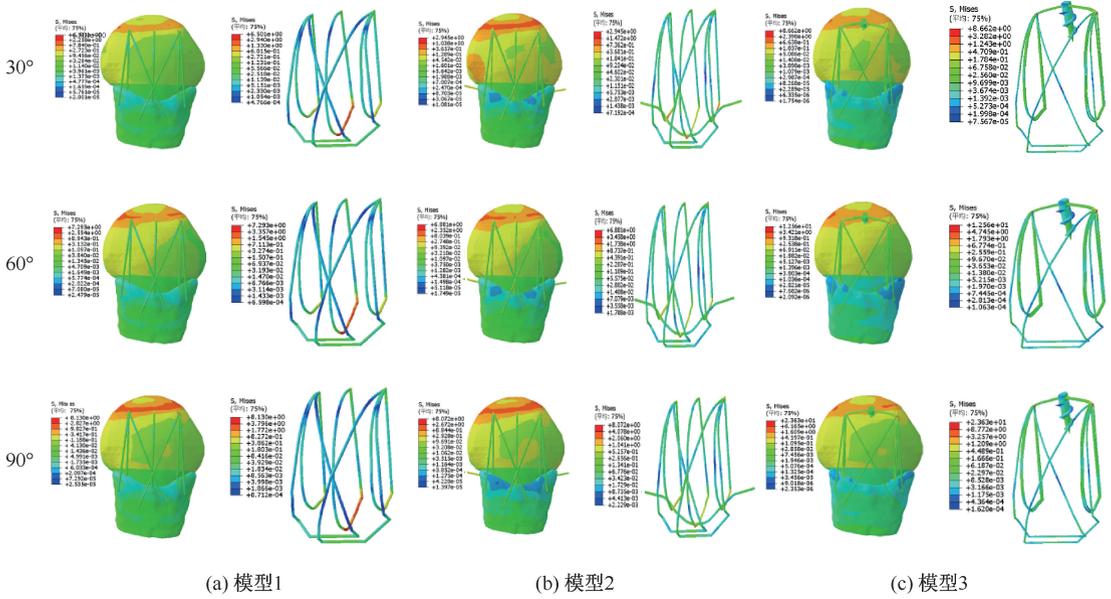


图2 不同屈膝角度下3种模型应力分布云图

Fig.2 Stress distributions of three models at different knee flexion angles (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3

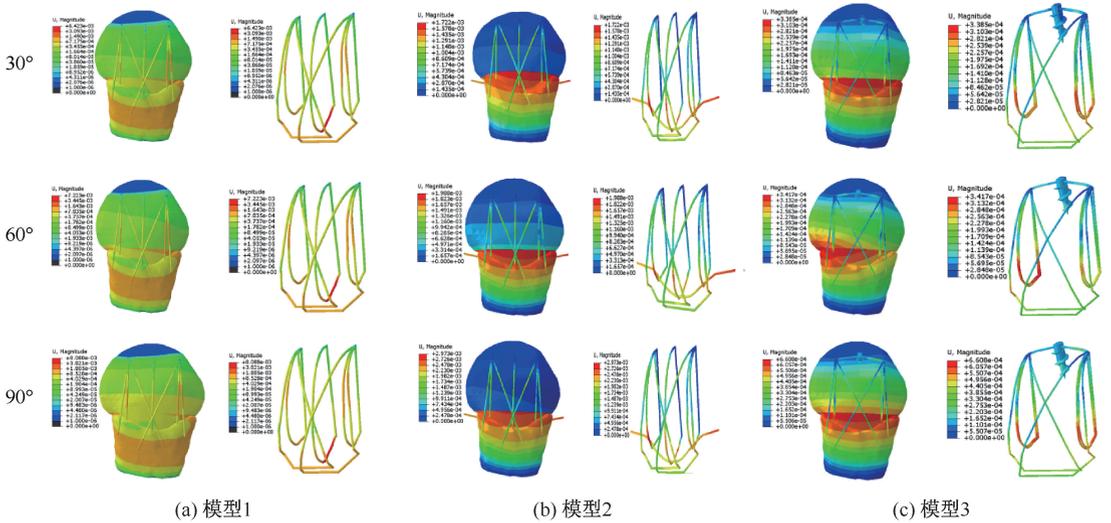


图3 不同屈膝角度下3种模型位移分布

Fig.3 Displacement distributions of three models at different knee flexion angles (a) Model 1, (b) Model 2, (c) Model 3

表3 不同屈膝角度下髌骨下极骨折模型最大应力、位移对比

Tab.3 Comparison of the maximum stress and displacement for lower patella fracture models at different knee flexion angles

模型	最大应力/MPa						最大位移/ μm					
	30°		60°		90°		30°		60°		90°	
	整体	5#爱惜邦线	整体	5#爱惜邦线	整体	5#爱惜邦线	整体	5#爱惜邦线	整体	5#爱惜邦线	整体	5#爱惜邦线
1	6.501	6.501	7.293	7.293	8.130	8.130	6.423	6.423	7.223	7.223	8.088	8.088
2	2.945	2.945	6.881	5.193	8.072	3.458	1.722	1.722	1.988	1.988	2.973	2.973
3	8.662	8.662	12.56	12.56	23.63	23.63	0.338 5	0.338 5	0.341 7	0.341 7	0.660 8	0.660 8

运用于生物力学的各研究领域,较动物模型等传统力学实验具有时间短、可重复、成本低的优点^[6-10]。在髌骨骨折三维有限元分析方面,徐洪璋等^[11-12]通过建立髌骨骨折 AO 张力带内固定有限元模型,克服了既往建模钢丝与髌骨表面不匹配的难题,验证了 AO 张力带固定下屈膝时横形骨折块间存在加压等经典理论。而后不断有利用有限元方法分析髌骨不同内固定方式生物力学特性的研究,均得到较满意的研究成果,对临床工作具有很好的指导意义^[13]。

本文对 5[#]爱惜邦线独立间断垂直缝合技术和锚钉技术固定髌骨下极骨折模型在屈膝 30°、60°、90°时的受力和位移情况进行有限元分析,结果表明,在 0°~90°范围内,随着屈膝角度增大,最大应力和最大位移也随之增大。在同一屈膝角度下,模型 3 的应力水平最高,模型 2 的应力水平最低,应力分布最均匀;模型 1 的位移形变量最大,模型 3 的位移形变量最小。

应力影响骨细胞的代谢、分泌和分裂,从而影响骨折处的生物学环境。骨折端合适的应力对骨折的愈合具有一定的促进作用,但应力过大会对骨折的愈合造成不利影响,导致骨折愈合延迟或骨不连,严重的甚至会造成二次骨折。此外,骨折处的位移形变量越小,说明骨折固定效果越好,越有利于骨折的愈合。本文结果表明,所有模型的位移形变量都小于 10 μm,形变量均较小。从各模型的应力分布可见,通过不同方法固定后的骨折模型在屈曲活动时,应力主要集中在锚钉线或爱惜邦线与髌骨远端骨折块的接触部位,说明固定后的髌骨恢复了关节连续性,但在膝关节屈曲活动时,锚钉线或爱惜邦线均承受较大的应力。Yotsumoto 等^[14]研究表明,爱惜邦缝线张力强,5[#]爱惜邦能提供 245 N 最大张力,因其具有不可吸收的特性,还能在患者后期康复过程中提供持久强大的张力。爱惜邦线承受 750 N 以上的拉力时仅延长 2 mm,能够完全满足术中及术后对于骨折坚强固定的要求。因此,本文认为,在实际工作中只要术中骨折固定牢靠,术后 3 周即建议去除外固定行早期功能锻炼,膝关节均能获得良好愈合。生物力学试验测试表明,中国人髌韧带的最大抗拉强度为(57.3±20) MPa,锚钉缝线的抗拉力为 140~200 N,带线锚钉植入髌骨与髌

韧带双线缝合后的最大抗拉力为(314.7±100) N,抗拉强度远大于单纯髌韧带强度,故单枚带线锚钉进行双线有效缝合后能满足髌韧带的最大抗拉强度^[15-17]。带线锚钉亦被广泛用于肩关节 Bankart 损伤、肩袖损伤、踝关节韧带损伤、韧带止点撕脱骨折等领域,已在临床中取得了满意疗效^[18-22]。本文通过对比 3 组不同固定方式的位移分布发现,带线锚钉固定组较其他两组具有更牢固的稳定性,稳定性更佳,但其最大应力在不同屈膝角度上均远大于爱惜邦线组。因此,在稳定牢固的基础上,相同屈膝角度下带线锚钉需要承受更大的应力。另外,通过对比 3 组固定方式不同屈膝角度下的最大应力和最大位移发现,爱惜邦线缝合后加以髌腱周围的锁边缝合的最大位移相对适中,且最大应力也相对较小,是临床中固定髌骨下极骨折的可靠方法。

本研究中,模型 3 维构建和有限元设置均比较复杂,总节点和总单元数大,进行有限元分析计算时间较长。但本文根据 CT 图像灰度值,分别重建髌骨皮质骨和松质骨,且严格按照 5[#]爱惜邦线独立间断垂直缝合技术和锚钉技术的绕线固定方式对 5[#]爱惜邦线和锚钉线进行三维重建,保证了三维模型的精确性;在建立有限元分析模型时,充分联系临床实际,保证所建有限元模型准确可靠;并针对部件不规则且尺寸小的特点,在进行网格划分时,选择四面体网格分别对每个部件进行致密划分,从而保证得出的有限元分析结果相对较精确。因此,本研究所建立的 3 种髌骨下极骨折固定有限元模型可靠,可为髌骨下极骨折治疗提供理论依据,为临床治疗提供借鉴。

单纯通过有限元生物力学方法验证上述内固定方式固定髌骨下极骨折的疗效并不够,还需要在实际临床工作中进一步进行佐证。虽然在前期临床病例中,术后患者功能恢复好且不用二次手术,取得较好的临床效果,但是否能够广泛应用于临床,还需要更长期的随访以及更高等级的循证医学来支持。

参考文献:

- [1] KASTELEC M, VESELKO M. Inferior patellar pole avulsion fractures; Osteosynthesis compared with pole resection [J]. J Bone Joint Surg Am, 2004, 86(4): 696-701.

- [2] 张兴琳, 陈旭, 姜俊杰, 等. 髌骨下极骨折的手术治疗现状 [J]. 中国修复重建外科杂志, 2010, 24(4): 492-495.
- [3] 张方林, 王卫, 王敏, 等. 髌骨下极骨折4种常用手术方法疗效分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2014, 29(2): 182-183.
- [4] 何双建, 赵建宁. 髌骨下极骨折手术治疗进展[J]. 实用骨科杂志, 2018, 24(1): 49-51.
- [5] GWINNER C, MARDIAN S, SCHWABE P, *et al.* Current concepts review: Fractures of the patella [J]. GMS Interdiscip Plast Reconstr Surg DGPW, 2016, DOI: 10.3205/iprs000080.
- [6] 邵建康, 王以进, 李强一, 等. 镍钛抓髌器治疗髌骨骨折的生物力学评价与临床[J]. 医用生物力学, 2002, 17(1): 39-42.
SHAO JK, WANG YJ, LI QY, *et al.* An evaluation of biomechanical characteristics of niti-patellar concentrator in the treatment of patellar fracture [J]. J Med Biomech, 2002, 17(1): 39-42.
- [7] SILVA MET, BRANDÃO S, PARENTE MPL, *et al.* Biomechanical properties of the pelvic floor muscles of continent and incontinent women using an inverse finite element analysis [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2017, 20(8): 842-852.
- [8] MOON SY, LIM YJ, KIM MJ, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant [J]. J Adv Prosthodont, 2017, 9(1): 31-37.
- [9] MACEDO JP, PEREIRA J, FARIA J, *et al.* Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, 71: 441-447.
- [10] LIU JM, ZHANG Y, ZHOU Y, *et al.* The effect of screw tunnels on the biomechanical stability of vertebral body after pedicle screws removal: A finite element analysis [J]. Int Orthop, 2017, 41(6): 1183-1187.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] 杜东鹏, 吴哲, 邢娟, 等. 抗剪切力镍钛记忆合金髌骨爪力学性能的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2015, 30(1): 50-55.
DU DP, WU Z, XING J, *et al.* Finite element analysis on mechanical properties of anti-shearing force Ni-Ti shape memory alloy patella claw [J]. J Med Biomech, 2015, 30(1): 50-55.
- [14] YOTSUMOTO T, NISHIKAWA U, RYOKE K, *et al.* Tension band fixation for treatment of patellar fracture: novel technique using a braided polyblend sutures and ring pins [J]. Injury, 2009, 40(7): 713-717.
- [15] 石柱芳, 王冬梅, 王建平, 等. 人体髌韧带的力学性能测试: 中国人同西方人的比较 [J]. 中国生物医学报工程学报, 2010, 29(2): 314-320.
- [16] KOMATSU F, MORI R, UCHIO Y. Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: Problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent [J]. J Orthop Sci, 2006, 11(1): 70-74.
- [17] 杨玉明, 刘玉杰, 汪媛媛, 等. 腓绳肌腱移植重建内侧髌骨韧带的生物力学研究 [J]. 军医进修学院学报, 2009, 30(3): 360-362.
- [18] 王佳时, 贺明, 王广斌, 等. 关节镜下应用带线锚钉修复肩关节 Bankart 损伤 [J]. 山西医药杂志, 2012, 41(9): 925-926.
- [19] ARRIGONI P, BRADY PC, BURKHART SS. The double-pulley technique for double-row rotator cuff repair [J]. Arthroscopy, 2007, 23(6): 675. e1-e4.
- [20] 包毅敏. 带线锚钉内固定治疗踝关节骨折合并三角韧带损伤临床研究 [J]. 实用骨科杂志, 2017, 23(4): 371-374.
- [21] KAN J, VOGELIUS E, ORTH R, *et al.* Inferior patellar pole fragmentation in children: Just a normal variant [J]. Pediatr Radiol, 2015, 45(6): 882-887.
- [22] 张如意, 唐佩福. 锚钉技术治疗髌骨下极撕脱骨折 11 例近期疗效分析 [J]. 中国矫形外科杂志, 2013, 21(10): 1043-1046.