

# 三种内固定方式治疗髌骨下极骨折生物力学特征的有限元分析

王磊<sup>1</sup>, 李铖嵩<sup>2</sup>, 张申申<sup>2</sup>, 王清<sup>2</sup>

<https://doi.org/10.12307/2025.852>

投稿日期: 2024-07-22

采用日期: 2024-10-11

修回日期: 2024-11-21

在线日期: 2024-11-26

中图分类号:

R459.9; R318; R687.3

文章编号:

2095-4344(2025)33-07048-07

文献标识码: A

## 文章快速阅读: 三种内固定方式治疗髌骨下极骨折的生物力学稳定性比较

收集1名女性志愿者膝关节的CT扫描数据, 扫描区域为小腿上段至大腿下段。

构建髌骨下极骨折模型

按照不同内固定方式进行模型装配及分组

评估指标:

(1) 内固定物的最大位移变化;  
(2) 髌骨及内固定物的 Von Mises 应力分布及最大等效应力值。

将构建好的模型导入 ANSYS Workbench 2019 软件中, 在相同的固定支撑和约束条件下, 评估3组内固定模型生物力学稳定性。

A组: 克氏针张力带;  
B组: 克氏针张力带结合环抱;  
C组: 克氏针张力带结合纵向捆绑。

## 文题释义:

**有限元分析:** 主要是运用有限元软件将连续的弹性几何体细分为由节点连接的数量有限的单元, 然后构建各种几何形状的求解区域, 并对这些区域进行综合分析, 其核心思想主要为“化整为零, 集零为整”。可借助有限元分析方法, 来设计出与人体反应近似的实验环境, 进而模拟各种生理状态下的应力和位移分布情况。

## 摘要

**背景:** 髌骨下极对伸膝装置完整性和稳定性以及保持良好的膝关节功能非常重要。目前临床治疗髌骨下极骨折尚没有统一的手术方法, 但有效的内固定应该具备对抗股四头肌和髌韧带的拉应力与股骨髁的屈曲应力以及骨折断端分离移位的能力。

**目的:** 通过有限元法建立髌骨下极骨折三维模型, 对比克氏针张力带、克氏针张力带结合环抱、克氏针张力带结合纵向捆绑3种固定方式的生物力学稳定性, 进而为髌骨下极骨折的治疗提供一种可靠的术式选择。

**方法:** 选择一名健康的女性志愿者进行膝关节CT扫描, 利用有限元软件构建髌骨下极骨折模型。根据不同内固定方式设定为A、B、C组: A组为克氏针张力带固定, B组为克氏针张力带结合环抱固定, C组为克氏针张力带结合纵向捆绑固定。在相同的支撑和约束条件下, 运用有限元分析软件评估3种内固定模型生物力学特性。

**结果与结论:** 有限元分析结果表明, 在45°合力方向上施加不同大小载荷的条件下, C组相比于A、B两组整体模型、髌骨骨折端及内固定物的位移最小, 模型及内固定物的应力最小。提示相较于克氏针张力带和克氏针张力带结合环抱这两种内固定方式, 克氏针张力带结合纵向捆绑技术呈现出更小的位移和应力, 具备更出色的生物力学强度及更为可靠的内固定强度, 从理论上讲可以很好地满足患者术后早期进行功能锻炼的需求。

**关键词:** 髌骨下极; 骨折; 骨折内固定; 克氏针张力带结合纵向捆绑; 有限元分析; 生物力学; 骨科植入物

## Finite element analysis of biomechanical characteristics of three internal fixation methods in treatment of inferior patellar fracture

Wang Lei<sup>1</sup>, Li Chengsong<sup>2</sup>, Zhang Shenshen<sup>2</sup>, Wang Qing<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Fujian Medical University, Fuzhou 350108, Fujian Province, China; <sup>2</sup>Mindong Hospital Affiliated to Fujian Medical University, Fuan 355000, Fujian Province, China

Wang Lei, MS, Associate chief physician, Fujian Medical University, Fuzhou 350108, Fujian Province, China

Li Chengsong, Master candidate, Mindong Hospital Affiliated to Fujian Medical University, Fuan 355000, Fujian Province, China

Wang Lei and Li Chengsong contributed equally to this article.

**Corresponding author:** Zhang Shenshen, MS, Chief physician, Mindong Hospital Affiliated to Fujian Medical University, Fuan 355000, Fujian Province, China

## Abstract

**BACKGROUND:** The inferior pole of the patella is very important for the integrity and stability of the knee extensor mechanism and maintaining good knee joint function. Currently, there is no unified surgical method for the clinical treatment of inferior pole patella fractures, but effective internal fixation should have the ability to counteract the tensile stress of the quadriceps and patellar ligament, the flexion stress of the femoral condyle, and the separation and displacement of the fracture ends.

<sup>1</sup>福建医科大学, 福建省福州市 350108; <sup>2</sup>福建医科大学附属闽东医院, 福建省福安市 355000

第一作者: 王磊, 男, 1978年生, 吉林省吉林市人, 汉族, 硕士, 副主任医师, 主要从事骨创伤、手显微外科方面的研究。

并列第一作者: 李铖嵩, 男, 1998年生, 福建省连江县人, 汉族, 福建医科大学在读硕士, 主要从事骨创伤、手显微外科方面的研究。

通讯作者: 张申申, 硕士, 主任医师, 福建医科大学附属闽东医院, 福建省福安市 355000

<https://orcid.org/0009-0003-8916-6866> (王磊); <https://orcid.org/0009-0000-3644-7638> (李铖嵩)

引用本文: 王磊, 李铖嵩, 张申申, 王清. 三种内固定方式治疗髌骨下极骨折生物力学特征的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(33):7048-7054.



**OBJECTIVE:** A three-dimensional model of patellar inferior pole fracture was established by finite element method to compare the fixation effect and biomechanical stability of Kirschner-tension band, Kirschner-tension band combined with encircling, Kirschner-tension band combined with longitudinal binding, so as to provide a reliable surgical choice for clinical treatment of patellar inferior pole fracture.

**METHODS:** A healthy female volunteer was selected to undergo CT scan of the knee joint, and a model of the fracture of the inferior pole of the patella was constructed using finite element software. According to different internal fixation methods, they were divided into three groups: A, B and C. Group A received tension-band wiring; group B received tension-band wiring combined with cerclage wiring, and group C received tension-band wiring combined with separate vertical wiring. Under the same support and constraint conditions, the biomechanical properties of the three internal fixation models were evaluated by finite element analysis software.

**RESULTS AND CONCLUSION:** The results of finite element analysis showed that group C had the smallest displacement of the whole model, the patella and the internal fixator, and the smallest stress of the model and the internal fixator compared with group A and group B when different loads were applied in the direction of 45°. It is indicated that compared with Kirschner-tension band wiring and Kirschner-tension band wiring combined with cerclage wiring, Kirschner-tension band wiring combined with separate vertical wiring exhibits smaller displacement and stress, with superior biomechanical strength, providing a more reliable internal fixation. Theoretically, it is sufficient to meet the needs of patients to perform functional exercises after surgery in the early postoperative period.

**Key words:** inferior pole of the patella; fracture; fracture internal fixation; Kirschner-tension band wiring combined with separate vertical wiring; finite element analysis; biomechanics; orthopedic implants

**How to cite this article:** WANG L, LI CS, ZHANG SS, WANG Q. Finite element analysis of biomechanical characteristics of three internal fixation methods in treatment of inferior patellar fracture. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2025;29(33):7048-7054.

## 0 引言 Introduction

髌骨下极指的是髌骨远端的 1/4 部分, 该部位无关节软骨覆盖<sup>[1-2]</sup>, 也不参与髌股关节的构成。髌骨下极骨折多由间接暴力导致, 常表现为横形或粉碎性骨折, 是一种特殊的关节内骨折, 占髌骨骨折的 9.3%–22.3%<sup>[2-3]</sup>。

手术成功的关键在于实现良好的复位和稳定的固定。髌骨下极骨折块通常较小, 作为髌韧带的起点, 内固定应具备有效对抗股四头肌肌腱和髌韧带的拉力以及膝关节屈曲时股骨髁产生的压力的能力<sup>[4-6]</sup>。

髌骨下极骨折保留骨折块的内固定手术方式包括但不限于张力带钢丝固定术、纵向钢丝捆绑结合克氏针张力带、克氏针张力带结合环抱髌骨板或聚髌器、带线锚钉固定术、篮状钢板固定术以及中空螺钉 8 字钢丝固定术等<sup>[1, 7-14]</sup>, 最理想的手术方式应具备创伤小、操作简便、内固定坚强、复位稳定、并发症少等特点, 但目前临床对于内固定方式的选择尚未统一<sup>[15-16]</sup>。克氏针张力带用于治疗髌骨下极骨折时会引发诸多并发症, 例如内固定松动、断裂、复位丢失、骨不愈、低位髌骨、股四头肌萎缩、力量减弱、内固定对软组织产生刺激、膝关节前方疼痛等, 这些并发症最终会对膝关节功能产生影响<sup>[17-18]</sup>。此外, 髌骨下极粉碎性骨折由于骨折块较小, 克氏针张力带技术难以实现有效复位和坚固固定, 术后需要较长时间的石膏或支具固定, 无法满足术后早期膝关节屈伸活动锻炼和早期完全负重的要求<sup>[19]</sup>。因此, 有学者采用克氏针张力带基础上结合钛揽环抱技术治疗髌骨下极骨折, 取得了满意的疗效<sup>[20-21]</sup>。回顾国内外文献, 克氏针张力带结合纵向捆绑相比于其他手术方式有更好的临床效果及生物力学性能, 也是近年来髌骨下极骨折研究和报道较多的手术方式<sup>[8]</sup>。但鲜有上述 3 种内固定方式有限元分析的对比研究。因而, 此次研究借助先进的计算机辅助三维重建模拟技术, 运用软件针对成人正常髌骨、髌骨下极骨折以及 3 种不同固定方式(克氏针张力带、克氏针张力带结合环抱、克

氏针张力带结合纵向捆绑) 构建有限元模型, 剖析相同负荷边界条件下髌骨骨折块与内固定物的位移变化特征, 探究髌骨压应力以及不同载荷对 3 种髌骨骨折内固定稳定性的影响, 为临床提供力学参考<sup>[16, 22]</sup>。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

### 1.1 设计 有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于 2024 年 1–6 月在福建医科大学附属闽东医院完成。

1.3 对象 选择一位健康的成年女性志愿者, 年龄 35 岁, 身高 165 cm, 体质量 60 kg, 膝关节无畸形发育, 无骨折及骨病史。志愿者对实验方案知晓并同意, 且签署知情同意书。此次研究已获得福建医科大学附属闽东医院医学伦理委员会核准批准(伦理号: K2024062401)。

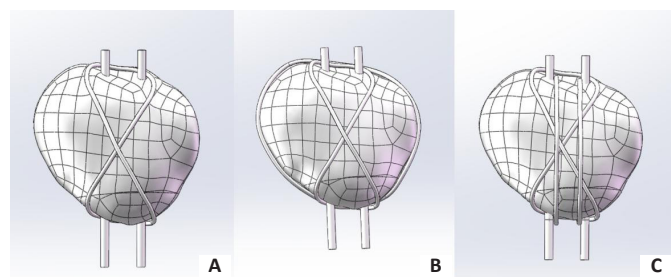
1.4 实验设备及软件 Philips 64 层螺旋 CT 扫描仪(飞利浦公司, 荷兰); 电脑运行系统: Window 11; 医学影像处理软件: Mimics 21.0(Materialise 公司, 比利时); 逆向工程软件 Geomagic Wrap 2017(Geomagic, 美国); 三维结构优化软件 Solidworks 2017 (Dassult Systems, 美国); 力学分析软件 ANSYS Workbench 2019 (ANSYS 公司, 美国)。

### 1.5 方法

1.5.1 图像获取 成年女性志愿者仰卧于 CT 扫描台上, 膝关节中立位, 保持静止状态。扫描区域为小腿上段至大腿下段, 将获得的 CT 数据以 DICOM 格式进行保存。

1.5.2 建立模型 将所获取的膝关节 CT 扫描数据以 DICOM 格式录入医学影像处理软件 Mimics 21.0 内, 选取髌骨区域, 获取髌骨的大致轮廓, 经过编辑修复及腔隙逐层填补后得到完整的实心髌骨三维模型 STL 格式。将三维髌骨模型引入逆向工程软件 Geomagic Wrap 2017 中, 实施平滑封装去噪等处理, 凭借软件曲面建模程序划分网格及探测轮廓线等功能获取光滑的髌骨三维模型。通过软件向内削减, 得到髌骨松质骨模型, 将髌骨模型及髌骨松质骨模

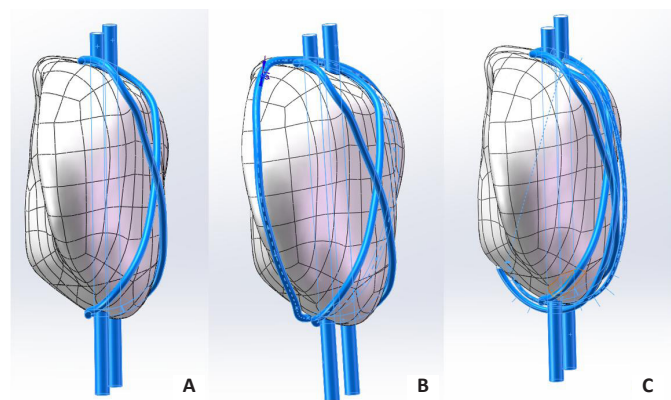
式以 STP 格式导入三维结构优化软件 Solidworks 2017 中, 进行原点装配, 运用布尔运算得到髌骨皮质骨和髌骨松质骨, 二者再次导入软件中, 选择装配体, 获得完整的髌骨模型。在髌骨纵轴下 1/4 处, 垂直于髌骨纵轴进行分割, 得到髌骨下极横行骨折模型。垂直于髌骨横轴构建基于屏幕的基准面, 于髌骨内外侧约 1/4 处、中 1/3-1/2 处绘制圆, 模拟克氏针入钉点, 直径为 2 mm, 利用拉伸功能绘制克氏针; 在髌骨冠状面绘制等距曲面, 距离髌骨面 0.4 mm, 利用扫描功能绘制钢丝, 直径为 1.0 mm, 利用等距曲面完成“8”字、环抱、纵向捆绑钢丝与骨皮质的接触组合。建立 3 种内固定方式模型, 具体见图 1, 2。



图注: 图 A-C 分别为克氏针张力带固定、克氏针张力带结合环抱固定、克氏针张力带结合纵向捆绑固定。

图 1 | 各组髌骨下极骨折内固定模型正面观

Figure 1 | Frontal view of the internal fixation model of the patellar inferior pole fracture in each group



图注: 图 A-C 分别为克氏针张力带固定、克氏针张力带结合环抱固定、克氏针张力带结合纵向捆绑固定。

图 2 | 各组髌骨下极骨折内固定模型侧面观

Figure 2 | Lateral view of the internal fixation model of the patellar inferior pole fracture in each group

1.5.3 髌骨下极骨折 3 种内固定模型的建立及评估 将髌骨下极骨折的三维模型以 X-T 的格式输入力学分析软件 ANSYS Workbench 2019 中, 定义 3D 模型中骨质、钢丝及克氏针的弹性模量、泊松比等各种参数, 详见表 1。设置 3 种类型的摩擦接触: 克氏针与髌骨间、钢丝与髌骨间采用“摩擦”, 定义摩擦系数为 0.2; 钢丝穿过髌骨的部分设置为“绑定”; 皮质骨与松质骨之间设置为“绑定”; 骨折断端之间设置为“摩擦”, 定义摩擦系数为 0.45<sup>[23-25]</sup>。

划分网格, 尺寸大小为 1.5 mm, 3 种模式的有限元单元数详见表 2。

表 1 | 髌骨及内固定物的弹性模量及泊松比

Table 1 | Elastic modulus and Poisson's ratio of the patella and internal fixation

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
髌骨皮质骨	10 000	0.30
髌骨松质骨	840	0.29
克氏针	200 000	0.29
钢丝	100 000	0.30

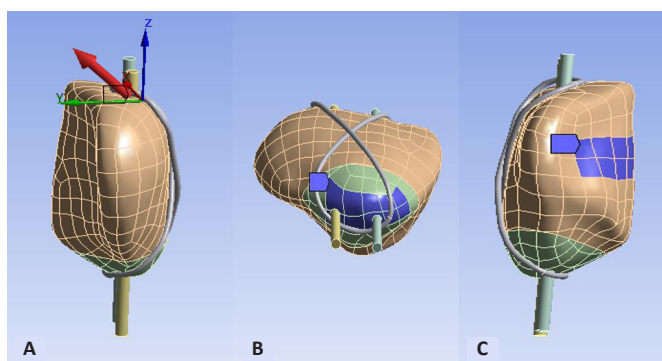
表 2 | 各组内固定模型的节点数及单元数

Table 2 | Number of nodes and number of units in internal fixation model of each group

组别	节点数	单元数
A 组	70 631	42 459
B 组	75 029	44 082
C 组	79 940	47 154

表注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

实验中约束髌骨下极, 并在髌骨后方使用软件“Compression Only Support”(仅压缩支持)功能来模拟股骨髁的支撑, 同时应用“Components”在髌骨上极 45°合力方向分别施加 300, 400, 500 N 载荷<sup>[26-27]</sup>, 具体见图 3。



图注: 髌骨上极施加载荷(A)、约束髌骨下极(B)、髌骨后方使用“Compression Only Support”来模拟股骨内外侧髁的支撑(C)。

图 3 | 在髌骨模型上分别施加载荷、约束和仅压缩支持

Figure 3 | Loads, constraints, and compression-only support were applied to the patella model separately

1.6 主要观察指标 使用 ANSYS Workbench 2019 软件计算方案模块, 分析与髌骨长轴呈 45°角方向上分别施加 300, 400, 500 N 载荷下整体模型、髌骨及内固定物的应力和位移分布。

## 2 结果 Results

2.1 45°合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的应力分布及应力值 45°合力方向分别施加 300, 400, 500 N 载荷下 3 种模型总应力分布: 3 组模型的结果呈现一个清晰的趋

势, A组 > B组 > C组; 完整髌骨应力分布: C组 > A组 > B组; 内固定物应力分布: A组 > B组 > C组。在有限元分析结构中钢丝最大应力达到 1 234 MPa(材料屈服强度)时, 内固定物可能发生不可逆的形变<sup>[26-28]</sup>。在此组数据结果中, 3种内固定模型的内固定应力均小于 1 234 MPa, 表示 3组内固定方式均不会发生内固定物不可逆的形变; 从应力分布情况上看, 当施加载荷增大的情况下, 髌骨模型和内固定物的应力也随之增加, 300 N 载荷应力最小, 500 N 载荷应力最大; 3种模型总的等效应力及内固定物等效应力最大为 A组, 最小为 C组; 完整髌骨等效应力最大为 C组, 最小为 B组, A组与 B组的髌骨等效应力无显著差异。有限元分析结果表明, C组在 45° 角 300, 400, 500 N 载荷条件下整体模型及内固定物的等效应力最低。见表 3-5 及图 4。

表 3 | 在 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的总应力值 (MPa)  
Table 3 | Stress values of three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

组别	300 N	400 N	500 N
A 组	671.49	926.66	1 152.5
B 组	400.43	559.81	773.74
C 组	298.57	413.70	545.64

图注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

表 4 | 在 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的髌骨应力值 (MPa)  
Table 4 | Stress values of three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

组别	300 N	400 N	500 N
A 组	166.52	166.24	166.09
B 组	158.63	159.53	160.55
C 组	219.03	322.57	437.82

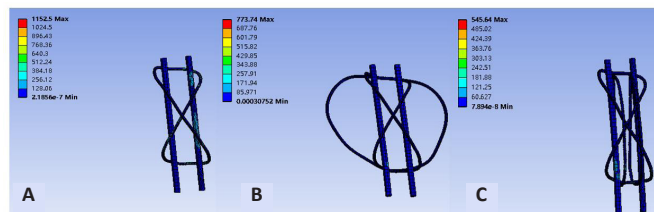
图注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

表 5 | 在 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的内固定物应力值 (MPa)  
Table 5 | Stress values of three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

组别	300 N	400 N	500 N
A 组	671.49	926.66	1 152.5
B 组	400.43	559.81	773.74
C 组	298.57	413.70	545.64

图注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

2.2 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的位移分布  
45° 合力方向 300, 400, 500 N 载荷下 3 种模型总位移为: A组 > B组 > C组; 完整髌骨位移: A组 > B组 > C组; 内固定物位移: A组 > B组 > C组。3 种模型总位移、髌骨及内固定物位移上最大均为 A组, 最小均为 C组, C组与 A、B 组相比, 在 300 N 载荷下最大位移分别减低了 58%



图注: 图 A-C 分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

图 4 | 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型内固定物的应力值  
Figure 4 | Stress values of the internal fixators of the three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

(0.158 mm; 0.066 mm) 和 39%(0.109 mm; 0.066 mm); 在 400 N 载荷下最大位移分别减低了 47%(0.274 mm; 0.154 mm) 和 27%(0.158 mm; 0.115 mm); 在 500 N 载荷下最大位移分别减低了 47%(0.219 mm; 0.115 mm) 和 25%(0.204 mm; 0.154 mm)。有限元分析结果表明, 当施加载荷增大的情况下, 髌骨模型和内固定物位移也随之增加, 300 N 载荷位移最小, 500 N 载荷位移最大; C组在 45° 合力方向 300, 400, 500 N 载荷条件下整体模型、髌骨及内固定物的位移最小。见表 6-8 及图 5, 6。

表 6 | 在 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的总位移值 (mm)  
Table 6 | Displacement values of three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

组别	300 N	400 N	500 N
A 组	0.158	0.219	0.274
B 组	0.109	0.158	0.204
C 组	0.066	0.115	0.154

图注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

表 7 | 在 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的髌骨位移值 (mm)  
Table 7 | Displacement values of three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

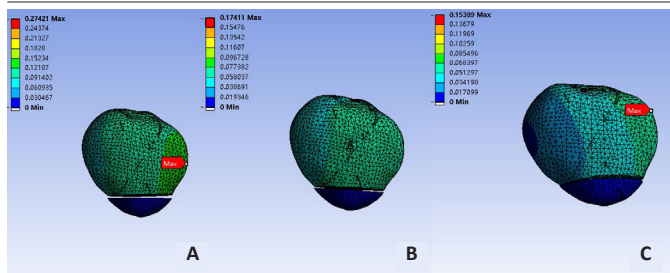
组别	300 N	400 N	500 N
A 组	0.158	0.219	0.274
B 组	0.093	0.135	0.174
C 组	0.052	0.115	0.154

图注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

表 8 | 在 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的内固定物位移值 (mm)  
Table 8 | Displacement values of three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

组别	300 N	400 N	500 N
A 组	0.154	0.209	0.260
B 组	0.109	0.158	0.205
C 组	0.066	0.115	0.150

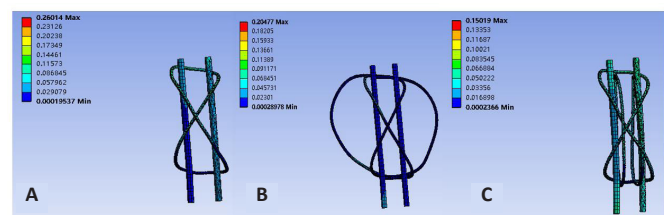
图注: A-C 组分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。



图注：图 A-C 分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

图 5 | 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的髌骨位移值

Figure 5 | Displacement values of the patella for three models under different loading conditions in the 45° combined force direction



图注：图 A-C 分别为克氏针张力带模型、克氏针张力带结合环抱模型、克氏针张力带结合纵向捆绑模型。

图 6 | 45° 合力方向上不同载荷条件下 3 种模型的内固定物位移值

Figure 6 | Displacement values of the internal fixings of the three models under different load conditions in the direction of 45° resultant force

### 3 讨论 Discussion

髌骨下极骨折最理想的手术方式应具备创伤小、操作简便、内固定坚强、复位稳定、并发症少等特点，但目前常规固定方法多存在把持力不够、难以维持有效复位和坚强固定的缺点，所以临床仍无统一的手术方法<sup>[29]</sup>。

2 根纵向钢丝捆绑方式最早是由 YAN 等<sup>[30]</sup>提出，实验在尸体骨上制作髌骨下极骨折模型，对比双纵向钢丝捆绑与经骨减张缝合的方式两种固定方式的生物力学特性，将纵向钢丝穿刺点放置在股四头肌肌腱附近，结果显示纵向钢丝的内固定强度明显高于经骨减张缝合。SONG 等<sup>[31]</sup>使用纵向钢丝结合环形捆绑的方法，证实其固定强度高于单独使用纵向捆绑。张健等<sup>[8]</sup>将纵向捆绑技术进行改进，应用纵向钢丝捆绑结合克氏针张力带技术治疗髌骨下极骨折，临床效果满意。目前尚无相应的生物力学对比研究。基于此，此次研究应用有限元分析的方式建立髌骨下极横形骨折模型，探讨运用克氏针张力带、克氏针张力带结合环抱、克氏针张力带结合纵向捆绑的生物力学特性。

相关研究显示，在膝关节伸展过程中，股四头肌肌腱可施加的平均最大拉伸力为 316 N，修复后髌腱失效的最大负荷为 433 N<sup>[32]</sup>。当髌骨受到以 45° 角向上倾斜的力时，髌骨关节上的压力达到最大值<sup>[33-34]</sup>。基于此，此次研究设计合力与髌骨长轴呈 45° 角方向上分别施加 300，

400，500 N 的载荷。合力与髌骨长轴呈 45° 方向的载荷为模拟髌骨所受最大合力方向上设置的最大载荷条件，并不等同于膝关节屈曲 45° 时受力载荷，即该角度为合力方向而非膝关节体位角度。该最大合力方向的载荷足以覆盖膝关节活动时股四头肌产生的最大载荷，以及膝关节屈曲活动中对髌骨产生的最大应力。

在有限元分析领域中，骨折端的位移能够直接表明整个模型系统的稳定性。因此 3 组模型分别比较模型的总位移、完整髌骨及内固定物的位移，结果显示：C 组模型在 45° 角最大合力方向分别施加 300，400，500 N 的载荷下均拥有更佳稳定性，这显示出克氏针张力带结合纵向捆绑在最大合力方向不同载荷情况下，具备更强的稳定性。这一结果证明，克氏针张力带结合纵向捆绑的内固定强度足以应对膝关节屈伸活动时髌骨所承受的载荷，从理论上讲，它完全可以满足患者术后早期进行功能锻炼的需求。

此外，在有限元分析中，最大等效应力值愈小表示应力分布愈为分散，反映出该内固定系统拥有卓越的抗变形能力<sup>[35]</sup>。医用钢丝屈服强度的国家标准为 1 227.3 MPa，在此次研究中，内固定物的最大应力达 1 152.5 MPa(A 组 45° 角 500 N 载荷)，低于国家标准，说明此次研究中内固定物皆不会发生不可逆性形变。结果表明，C 组在相同条件下总应力及内固定应力均为最小，这说明 C 组(克氏针张力带结合纵向捆绑)在整体结构上具备更强的刚度。

研究结果显示，3 组模型内固定应力均大于髌骨应力。此“应力屏蔽”现象在骨植入物相互作用的研究里已被广泛记载<sup>[36]</sup>。当不同弹性模量的元件并联承受载荷时，弹性模量较高的元件承载的载荷较多，为弹性模量较低的元件提供应力与应变屏蔽<sup>[37-38]</sup>。这就导致内固定物在相同位置的应力高于髌骨，从理论上讲，应力屏蔽现象无法避免，最终临床中可能出现应力屏蔽性骨质疏松症及内固定断裂等并发症<sup>[39-40]</sup>。但在相同载荷条件情况下，C 组的完整髌骨相比其他两组承担更大的应力，理论上能够降低内固定物的载荷，从而降低并发症的发生率。此外，从有限元建模上可以看出，克氏针张力带结合纵向捆绑内固定方式为双平面，而其他两种内固定方式为单平面。双平面内固定物给予髌骨的压应力更高，这也解释了数据中 C 组髌骨应力高的原因。

相较于克氏针张力带，克氏针张力带结合捆绑二者相比，纵向捆绑结合克氏针张力带在克氏针张力带技术基础上增加了额外的骨隧道钢丝，提供了更强的生物力学稳定性，可有效降低早期功能锻炼时因内固定物失效而引发骨折端移位。尤为重要的是，纵向捆绑结合克氏针张力带技术达成了真正意义上的内固定，使应力集中于髌骨下极，这与骨折本身的生物力学机制相契合<sup>[26-27]</sup>，

达成了真正意义上的内固定。这是该项技术具备卓越生物力学特性最为关键的因素。

鉴于有限元分析的限制,在研究中不可避免地做出了一些理想化设计:其一,膝关节及其内固定的建模涉及复杂的细节与约束,模型难以精确模拟膝关节的运动进程<sup>[41]</sup>。其二,有限元模型未考量材料的各向异性,暂无对不同角度和类型裂缝的解析<sup>[42]</sup>。未顾及髌韧带牵引的作用以及骨折愈合过程中可能出现的生物力学变动<sup>[22, 43]</sup>。出于确保结果不受多种因素影响的目的,研究中假设内固定的材料是均匀的、各向同性且具有线性弹性,然而,实际情况是不同厂家生产的内固定物存在差异,而且松质骨和皮质骨的分布也有所不同<sup>[44]</sup>。最后,此次研究项目局限于髌骨下极横形骨折,对于粉碎、纵形、撕脱形骨折未进行描述。

**结论:**综上所述,针对髌骨下极骨折的治疗而言,相较于克氏针张力带和克氏针张力带结合环抱这两种内固定方式,克氏针张力带结合纵向捆绑技术呈现出更小的位移和应力,具备更出色的生物力学强度,可为髌骨下极骨折提供更好的稳定性及更为可靠的内固定强度,在临床实践中具有广泛的适用性,特别适合那些需要快速康复和恢复正常活动水平的患者,并为未来的髌骨下极骨折手术方式选择提供了新的思路。

**致谢:**在此由衷感谢导师王磊对文章的贡献及指导和帮助。

**作者贡献:**第一作者和通讯作者负责进行实验设计,第一作者负责实验实施、数据收集及文章撰写,通讯作者主审校。

**利益冲突:**文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

**开放获取声明:**这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”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。

**版权转让:**文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

**出版规范:**该文章撰写遵守了国际期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次文字和图表查重,文章经小同行外审专家双盲审稿,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

#### 4 参考文献 References

- [1] HEUSINKVELD MH, DEN HAMER A, TRAA WA, et al. Treatment of transverse patellar fractures: a comparison between metallic and non-metallic implants. *Br Med Bull.* 2013;107:69-85.
- [2] PU S, CHEN Y, LIANG J, et al. Treatment of inferior pole fracture of the patella with tension-free external immobilization. *BMC Surg.* 2022; 22(1):337.
- [3] ZHU W, XU L, XIE K, et al. Design and Validation of a Smile-Necklace Plate for Treating Inferior Patellar Pole Avulsion Fractures: A Review and Hypothesis. *Orthop Surg.* 2022;14(11):2799-2808.
- [4] ALLEN C, JIN LM. Fracture of the inferior pole of the patella. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(7):658.
- [5] FAN W, XIAO Y, XIANG F, et al. Research progress of inferior-pole patellar fracture: A systematic review. *Asian J Surg.* 2023;46(6):2450-2451.
- [6] WATANABE H, MURASE K, KIM D, et al. A posterior tibial slope angle over 12 degrees is critical to epiphyseal fracture of the proximal tibia: Three-dimensional finite element analysis. *Heliyon.* 2023;9(8):e18854.
- [7] MELVIN JS, MEHTA S. Patellar fractures in adults. *J Am Acad Orthop Surg.* 2011; 19(4): 198-207.
- [8] 张健, 蒋协远, 黄晓文. 纵向钢丝捆绑结合克氏针张力带治疗髌骨下极粉碎骨折 [J]. *北京大学学报 (医学版)*, 2016, 48(3):534-538.
- [9] ZHAO QM, YANG HL, WANG L, et al. Treatment of comminuted patellar fracture with the nitinol patellar concentrator. *Minim Invasive Ther Allied Technol.* 2016;25(3):171-175.
- [10] LIU F, WANG S, ZHU Y, et al. Patella rings for treatment of patellar fracture. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2014;24(1):105-109.
- [11] GU H, ZHU S, LI T, et al. Combination of Cable Cerclage and Hook Plate for the Fixation of Comminuted Fractures of Inferior Patellar Pole: A Review of 16 Consecutive Patients Followed Up for a Minimum of 1 Year. *Orthop Surg.* 2022;14(11):3111-3118.
- [12] LI M, QI H, MA T, et al. Outcomes for a custom-made anchor-like plate combined with cerclage in the treatment of inferior pole patellar fracture. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):452.
- [13] CHEN R, CAO H, SUN Z, et al. The clinical outcome of the reduction of the patellar inferior pole fracture with wire cerclage through a generated bone hole, in combination with patellar concentrator: a retrospective comparative study. *J Orthop Surg Res.* 2022;17(1):117.
- [14] LIU Y. Mechanical Analysis and Clinical Application of Butterfly-Shaped Patellar Claw. *Comput Math Methods Med.* 2022;2022:2008668.
- [15] 李广磊, 刘平. 髌骨骨折手术治疗方式的研究进展 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2021, 35(8):1057-1062.
- [16] 李志帅, 张红倩, 李丽, 等. 膝关节有限元分析的研究热点及趋势 [J]. *中国组织工程研究*, 2022, 26(15):2412-2418.
- [17] 肖琦科, 张力鹏, 张永峰. 髌韧带编织缝合联合克氏针钢丝张力带内固定治疗髌骨下极骨折疗效观察 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2021, 36(6):605-607.
- [18] 尼玛平措, 唐剑飞, 李坛珠, 等. 髌骨骨折钢板内固定研究进展 [J]. *国际骨科学杂志*, 2022, 43(1):22-26.
- [19] LI G, LIU P. Progress in the surgical treatment of the patellar fracture. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2021;35(8):1057-1062.
- [20] 白晓东, 芦重尧, 张英泽, 等. 髌骨骨折的内固定治疗进展 [J]. *河北医科大学学报*, 2020, 41(7):865-868.
- [21] MONACO E, BRUNI G, DAGGETT M, et al. Patellar Fracture Fixation Using Suture Tape Cerclage. *Arthrosc Tech.* 2020;9(6):e783-e789.
- [22] 杨匡洋, 王昌兵. MRI 评价自体骨-髌韧带-骨与股四头肌腱行前交叉韧带重建后移植成熟度及膝关节的功能 [J]. *中国组织工程研究*, 2022, 26(6):963-968.
- [23] 何双建. 改良 SVW 技术治疗髌骨下极骨折的有限元分析及临床研究 [D]. 南京: 南京医科大学, 2018.
- [24] DEMIRTAŞ Y, KATI YA. A novel patella fracture fixation technique: finite element analysis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2023;143(8):5105-5115.
- [25] GAO Y, CHENG Y, ZHU H, et al. A modified separate vertical fixation by wires and titanium cables for comminuted inferior patella fracture: A technique note and finite element analysis. *Injury.* 2023;S0020-1383(23)00178-X.

- [26] FAN W, LIU J, TAN X, et al. Candy box technique for the fixation of inferior pole patellar fractures: finite element analysis and biomechanical experiments. *BMC Musculoskelet Disord.* 2023;24(1): 835.
- [27] FAN W, DANG S, TAN X, et al. Computational evaluation of wire position using separate vertical wire technique and candy box technique for the fixation of inferior pole patellar fractures: a finite element analysis. *Front Bioeng Biotechnol.* 2024;12:1353901.
- [28] AMIROUCHE F, CHOI KW, GOLDSTEIN WM, et al. Finite element analysis of resurfacing depth and obliquity on patella stress and stability in TKA. *J Arthroplasty.* 2013;28(6):978-984.
- [29] WHITTAKER JL, LOSCIALE JM, JUHL CB, et al. Risk factors for knee osteoarthritis after traumatic knee injury: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials and cohort studies for the OPTIKNEE Consensus. *Br J Sports Med.* 2022;56(24):1406-1421.
- [30] YAN SG, LI D, CUI Y, et al. Management of comminuted inferior patellar pole fractures with cerclage-wire-augmented separate vertical wiring: a retrospective clinical study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2023;143(1): 247-254.
- [31] SONG HK, YOO JH, BYUN YS, et al. Separate vertical wiring for the fixation of comminuted fractures of the inferior pole of the patella. *Yonsei Med J.* 2014;55(3):785-791.
- [32] MASSEY PA, MYERS M, MCCLARY K, et al. Biomechanical Analysis of Patellar Tendon Repair With Knotless Suture Anchor Tape Versus Transosseous Suture. *Orthop J Sports Med.* 2020;8(10): 2325967120954808.
- [33] AMIS AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2007;15(2):48-56.
- [34] DARGEL J, GICK S, MADER K, et al. Biomechanical comparison of tension band- and interfragmentary screw fixation with a new implant in transverse patella fractures. *Injury.* 2010;41(2):156-160.
- [35] DU B, MA T, BAI H, et al. Efficacy comparison of Kirschner-wire tension band combined with patellar cerclage and anchor-loop plate in treatment of inferior patellar pole fracture. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022;10:1010508.
- [36] AMIROUCHE F, SOLITRO GF, WALIA A, et al. Segmental acetabular rim defects, bone loss, oversizing, and press fit cup in total hip arthroplasty evaluated with a probabilistic finite element analysis. *Int Orthop.* 2017; 41(8):1527-1533.
- [37] PETTERSEN SH, WIK TS, SKALLERUD B. Subject specific finite element analysis of stress shielding around a cementless femoral stem. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(2):196-202.
- [38] GARABANO G, RODRIGUEZ J, PEREZ ALAMINO L, et al. Stress shielding in total knee replacements: Comparative analysis between titanium and all-polyethylene bases at 10 years follow-up. *J Orthop.* 2022;34: 276-281.
- [39] 姜亚琼, 路坦, 徐彪, 等. 内侧副韧带不同程度损伤时膝关节的应力变化 [J]. *中国组织工程研究*, 2024,28(33):5270-5275.
- [40] FERRER MA, LOBO MO, ALMEIDA LMP, et al. Patellar fracture in anterior cruciate ligament reconstruction: in vitro analysis. *Acta Ortop Bras.* 2023;31(2):e259557.
- [41] TRAVASCIO F, BULLER LT, MILNE E, et al. Mechanical performance and implications on bone healing of different screw configurations for plate fixation of diaphyseal tibia fractures: a computational study. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2021;31(1):121-130.
- [42] WIERER G, WINKLER PW, POMWENGER W, et al. Transpatellar bone tunnels perforating the lateral or anterior cortex increase the risk of patellar fracture in MPFL reconstruction: a finite element analysis and survey of the International Patellofemoral Study Group. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2022;30(5):1620-1628.
- [43] KERNS J, PIPONOV H, HELDER C, et al. Mechanical Properties of the Human Tibial and Peroneal Nerves Following Stretch With Histological Correlations. *Anat Rec (Hoboken).* 2019;302(11):2030-2039.
- [44] LIU S, LIU S, GU F, et al. Novel screw-cable integrated system(SCIS) for minimally invasive treatment of patella transverse fractures: a finite element analysis. *J Orthop Surg Res.* 2023;18(1):818.

(责任编辑: LJY, GD, ZN, QY)