

## 不同屈曲角度时内侧髌股韧带重建的有限元分析

李超杰<sup>1</sup>, 居来提·买提肉孜<sup>1</sup>, 艾尔西丁·阿不来提<sup>2</sup>, 郑辉<sup>2</sup>, 涂浒第<sup>1</sup><https://doi.org/10.12307/2024.001>

投稿日期: 2023-01-16

采用日期: 2023-02-20

修回日期: 2023-03-10

在线日期: 2023-03-20

中图分类号:

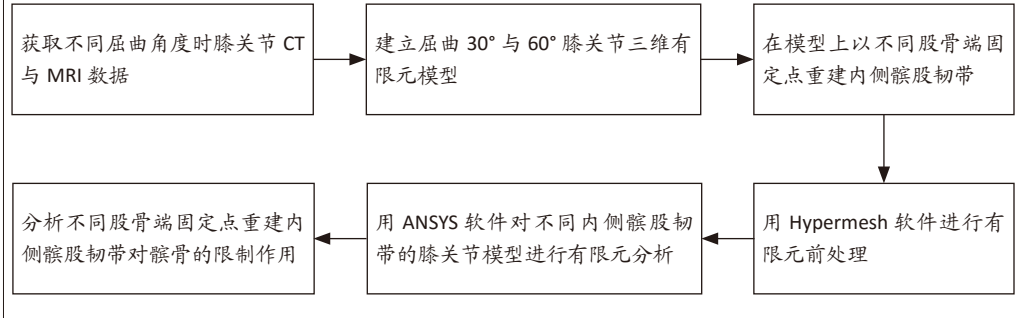
R459.9; R318; O242.21

文章编号:

2095-4344(2024)09-01359-06

文献标识码: A

## 文章快速阅读: 膝关节不同屈曲角度下重建内侧髌股韧带的有限元分析



## 文题释义:

**内侧髌股韧带重建:** 复发性髌骨脱位多发于青年人群。内侧髌股韧带是髌骨内侧限制髌骨外脱的重要软组织结构, 目前内侧髌股韧带重建术是治疗复发性髌骨脱位常用的治疗手段。

**有限元分析:** 利用属性近似的方法对真实物理系统进行模拟。将复杂问题分解为简单而又互相作用的因素, 就可以用有限数量的未知量去逼近无限未知量的真实系统。

## 摘要

**背景:** 内侧髌股韧带重建是目前治疗髌骨外侧脱位最常用的方法, 最终目的是将髌骨调整到正常的解剖位置, 恢复髌骨轨迹, 目前内侧髌股韧带重建的主要核心问题在于其股骨端固定点的选取上。

**目的:** 运用有限元方法分析膝关节不同屈曲角度时重建内侧髌股韧带对髌骨的限制作用, 模拟不同股骨端固定点重建内侧髌股韧带对髌骨的限制作用, 为内侧髌股韧带重建时股骨端固定点的选取提供帮助。

**方法:** 依据提取的膝关节CT与MRI数据建立包含骨骼及软组织的膝关节有限元模型, 在模拟膝关节30°与60°屈曲角度时, 选取不同的股骨端固定点构建内侧髌股韧带, 比较不同点位时髌股关节间接触应力与接触面积, 以及对髌骨横向约束力的大小。对不同屈曲角度时相同股骨端固定点所构建的内侧髌股韧带等长性进行验证, 以研究各种内侧髌股韧带重建位置的效果。

**结果与结论:** ①建立了30°与60°屈曲角度时膝关节的三维有限元模型, 构建了不同股骨端固定点的内侧髌股韧带, 不同屈曲角度时相同股骨端位置构建的内侧髌股韧带具有可用的等长性; ②对髌骨向外侧施加位移后, 在横向方向上, 不同股骨端固定点构建的内侧髌股韧带对髌骨产生了不同的横向约束力, 在前端10 mm处时横向约束力最大, 近端5 mm时横向约束力最小; 而在纵向方向上, 髌骨软骨上应力集中点位置与大小大致相同, 且接触压力变化不大, 但髌骨软骨与股骨软骨的接触面积相差较为明显, 在前端10 mm时接触面积最大, 近端5 mm时接触面积最小; ③马鞍区中心点构建的内侧髌股韧带对髌骨的横向限制良好, 而在纵向限制上不会对髌骨造成过度约束, 可以达到对髌骨良好的限制作用。

**关键词:** 内侧髌股韧带重建术; 内侧髌股韧带; 膝关节; 有限元; 股骨端固定点; 马鞍区

## Finite element analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction at different flexion angles

Li Chaojie<sup>1</sup>, Gulati·Maitrouzi<sup>1</sup>, Aierxiding·Abulaiti<sup>2</sup>, Zheng Hui<sup>2</sup>, Tu Hudi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>College of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China; <sup>2</sup>Sixth Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830092, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

Li Chaojie, Master candidate, College of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

**Corresponding author:** Gulati·Maitrouzi, Associate professor, College of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830017, Xinjiang Uygur Autonomous Region, China

## Abstract

**BACKGROUND:** The medial patellofemoral ligament reconstruction is the most commonly used method for the treatment of lateral dislocation of patella at present. The ultimate goal is to adjust the patella to the normal anatomical position and restore the patella track. Currently, the main core problem of medial patellofemoral ligament reconstruction is the selection of its femoral end fixation point.

**OBJECTIVE:** Finite element method was used to analyze the limiting effect of the reconstructed medial patellofemoral ligament on the patella at different flexion angles of the knee joint, and to simulate the limiting effect of medial patellofemoral ligament reconstruction at different fixation points of the femoral end on the patellofemoral end, so as to provide help for the selection of fixation points of the femoral end during the reconstruction of the medial patellofemoral ligament.

<sup>1</sup>新疆大学机械工程学院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830017; <sup>2</sup>新疆医科大学第六附属医院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830092

第一作者: 李超杰, 男, 1997年生, 浙江省海宁市人, 汉族, 新疆大学在读硕士, 主要从事机械设计及理论研究。

通讯作者: 居来提·买提肉孜, 副教授, 新疆大学机械工程学院, 新疆维吾尔自治区乌鲁木齐市 830017

<https://orcid.org/0000-0002-5537-3619> (李超杰)

基金资助: 新疆维吾尔自治区自然科学基金项目(2019D01C245), 项目负责人: 郑辉

引用本文: 李超杰, 居来提·买提肉孜, 艾尔西丁·阿不来提, 郑辉, 涂浒第. 不同屈曲角度时内侧髌股韧带重建的有限元分析

[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(9):1359-1364.



**METHODS:** A finite element model of knee including bone and soft tissue was established according to the extracted CT and MRI data of knee joint. When the knee flexion angle of 30° and 60° was simulated, the medial patellofemoral ligament was constructed by selecting different fixation points of femur end. The contact stress and contact area between patellofemoral joints at different points were compared, as well as the transverse binding force on patella. The equilibrium length of the medial patellofemoral ligament constructed from the same fixation point of the femoral end at different flexion angles was verified to study the effect of various reconstruction positions of the medial patellofemoral ligament.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) A three-dimensional finite element model of the knee joint at 30° and 60° flexion angles was established to construct the medial patellofemoral ligament at different fixation points of the femur end. The medial patellofemoral ligament constructed at the same position of the femur end had usable isometric length at different flexion angles. (2) After the lateral displacement of the patella, in the transverse direction, the medial patellofemoral ligament constructed at different fixed points of the femur end produced different transverse binding force on the patella, and the transverse binding force was maximum at the anterior 10 mm and minimum at the proximal 5 mm. In the longitudinal direction, the location and size of stress concentration points on the patella cartilage were roughly the same, and the contact pressure did not change much. However, the contact area between the patella cartilage and the femoral cartilage was significantly different, with the maximum contact area at 10 mm at the front end and the minimum contact area at 5 mm at the proximal end. (3) The medial patellofemoral ligament constructed at the center of the saddle region has a good lateral restriction on the patella, but does not cause excessive restriction on the patella in the longitudinal restriction, and can achieve a good restriction on the patella.

**Key words:** medial patellofemoral ligament reconstruction; medial patellofemoral ligament; knee joint; finite element; fixation point of femur end; saddle area

**Funding:** Natural Science Foundation of Xinjiang Uygur Autonomous Region, No. 2019D01C245 (To ZH)

**How to cite this article:** LI CJ, MAITIROUZI G, ABULAITI A, ZHENG H, TU HD. Finite element analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction at different flexion angles. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2024;28(9):1359-1364.

## 0 引言 Introduction

髌骨外侧脱位是一种常见的创伤性疾病<sup>[1]</sup>, 内侧髌股韧带 (medial patellofemoral ligament, MPFL) 是限制髌骨外侧半脱位的重要静力性软组织结构, 多项生物力学试验表明 MPFL 对限制髌骨外移起重要作用, 多种病因导致 MPFL 损伤是引起髌股关节不稳的重要因素<sup>[2]</sup>, 它的生物力学作用是使髌骨能正确地与股骨滑车结合。MPFL 重建是目前治疗髌骨外侧脱位比较常用的治疗方法之一, 正在成为世界范围内越来越流行的外科手术<sup>[3]</sup>。

目前国内外学者对于 MPFL 髌骨侧固定点的选择观点较一致, 且有较高的容错, 其核心问题在于股骨端固定点的选取<sup>[4]</sup>。研究表明, MPFL 股骨端的固定点通常在马鞍区的区域内, 马鞍区为内收肌结节、内上髌、腓肠肌结节这 3 个股骨内侧骨性标志围成的三角区<sup>[5-6]</sup>。但由于个体的差异, 有些 MPFL 的股骨端固定点也可能在马鞍区周围的区域<sup>[7]</sup>, 而研究者发现 MPFL 股骨端固定点位置变化仅 5 mm, 就会导致 MPFL 对髌骨的横向约束力及纵向限制产生不同的影响<sup>[8]</sup>。目前应用透视定位法得到的股骨端固定点与其人体原有 MPFL 的股骨端固定点的覆盖率较低<sup>[9-10]</sup>, 因此得到的股骨端固定点可能无法代表其原有股骨端固定点, 可见如此复杂的解剖定位无疑对缺乏经验的外科医生提出了很大的挑战。在解剖学中, 30°-90° 间 MPFL 具有一定的等长性, MPFL 在屈曲 30° 时最为紧张, 此时 MPFL 最长, 而后 MPFL 长度趋于稳定。而髌骨外脱位通常发生于膝关节屈曲 0°-30° 时, 此时髌骨未完全进入股骨滑车中, 较易导致髌骨外脱位, 而 60° 时髌骨已完全进入股骨滑车中, 此时髌骨不仅受到内侧各韧带对其的限制, 还会受到股骨滑车的限制作用。因此该研究选用了 MPFL 长度最长且未完全进入滑车的屈曲 30° 膝关节模型, 以及 MPFL 长度趋于稳定且已完全进入滑车的屈曲 60° 膝关节模型。

该研究使用有限元分析软件, 对不同屈曲角度时的膝关节模型及相应以不同股骨端固定点重建的 MPFL 进行有限元分析计算, 以此对不同屈曲角度的 MPFL 长度, 以及不同股骨端固定点时的髌骨横向约束力、髌股间应力、接触压力及接触面积进行对比分析, 找到能构建具有等长性且对髌骨约束最优的 MPFL 股骨端固定点。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 建立屈曲角度为 30° 与 60° 的膝关节有限元模型并进行有限元分析。

1.2 时间及地点 2022 年 6-9 月在新疆大学博达校区完成。

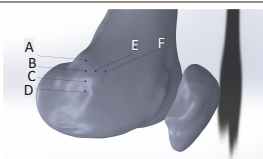
1.3 对象 选取患髌骨外侧脱位的患者 1 例, 男性, 24 岁, 身高 175 cm, 体质量 65 kg。利用 SIEMENS(德国) 双源 64 排螺旋 CT 机以及西门子 Avanto 1.5T 超导磁共振仪获取膝关节 CT 及 MRI 图像数据, 并以 DICOM 格式保存。患者为自愿参加试验, 在充分了解试验方案的前提下签署了“知情同意书”。研究已通过新疆医科大学第六附属医院伦理委员会批准, 审批号为 LFYLLSC20210309-01。

1.4 所需仿真平台 Solidworks 2020(美国达索系统公司), ANSYS 2020(美国 ANSYS 公司), Mimics 19.0(比利时 Materialise 公司), Geomagic Wrap(美国 Geomagic 公司), Hypermesh 14.0(美国 Altair 公司)。

1.5 方法

1.5.1 生成膝关节三维模型 将 DICOM 格式的二维 CT 数据及 MRI 数据分别导入 Mimics 软件中, 根据 CT 图像灰度提取出膝关节相关骨骼(胫骨、股骨、髌骨), 根据 MRI 图像提取出相关软组织结构(股四头肌、髌韧带、髌骨软骨、股骨软骨内外侧半月板及内外侧胫骨软骨), 生成并修缮膝关节三维模型, 构造出可用的仿真模型, 以 STL 格式导出, 随后导入逆向工程软件 Geomagic Wrap 中对模型进行进一步处理, 以此将模型转换为所需的 NURBS 曲面, 最后将处理好的模型在 Solidworks 2020 中进行组装。

1.5.2 构建内侧髌股韧带 该研究选用了稳定性较好的 2 根肌腱对折穿线的固定方法<sup>[11]</sup>, 在 Solidworks 中使用扫描命令, 创建不同股骨端固定点所重建的 MPFL 移植体。MPFL 的股骨端固定点通常分布在股骨内侧的马鞍区位置。因此, 在 MPFL 重建过程中, 以马鞍区中心点为起始的插入点进行 MPFL 移植体建模, 然后在其解剖学位置的前端、远端 5 mm 和 10 mm 以及近端 5 mm 处对 MPFL 移植体进行建模<sup>[12]</sup>, 股骨端固定点位置见图 1, 髌骨端固定点保持不变。MPFL 移植体通常使用自体半腱肌腱, 直径为 5 mm<sup>[13]</sup>。重建的 MPFL 见图 2, 最终建立的屈曲 30° 与 60° 的膝关节模型见图 3。



图注: A-F 分别为近端 5 mm, 马鞍区中心, 前缘 5 mm, 前缘 10 mm, 远端 5 mm, 远端 10 mm 所对应的股骨端固定点位置

图 1 | 股骨端固定点

Figure 1 | Fixation point of the femur end

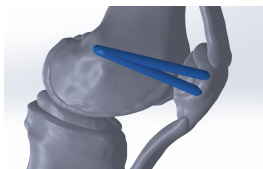
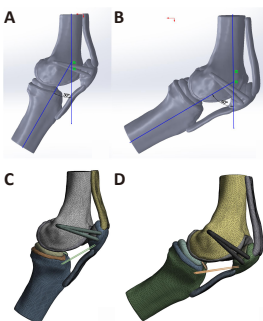


图 2 | 以马鞍区中心点重建的内侧髌股韧带

Figure 2 | Medial patellofemoral ligament reconstructed from the central point of the saddle region



图注: 图 A 为屈曲 30° 膝关节模型; B 为屈曲 60° 膝关节模型; C 为网格划分后的屈曲 30° 膝关节模型; D 为网格划分后的屈曲 60° 膝关节模型

图 3 | 膝关节三维重建模型

Figure 3 | Three-dimensional reconstruction model of the knee joint

**1.5.3 模型网格单元化** 将模型导入 Hypermesh 14.0 中进行网格划分, 构建可用的三维模型。模型使用 10 节点四面体网格单元, 其最大尺寸: 股骨、胫骨、髌骨骨体网格为 2 mm, 内外侧半月板及内外侧胫骨软骨单元网格为 1.5 mm, 股四头肌、髌韧带、髌骨软骨及股骨软骨为 1 mm, MPFL 网格为 0.5 mm。由于通过 MRI 图像较难对内侧髌胫韧带进行识别提取, 因此利用 hypermesh 1D rods 命令添加线单元模拟内侧髌胫韧带, 根据韧带的特性, 设置为只可承受拉力, 不承受压力和剪切力<sup>[14]</sup>, 为创建的线单元赋予其相应的截面积数值, 以达到模拟韧带的作用, 其截面积为 34 mm<sup>2</sup><sup>[15]</sup>, 见图 3。

**1.5.4 网格单元属性、边界条件及材料属性赋予** 在 Hypermesh 14.0 中赋予相应的网格单元属性。除线单元使用 link180, 其余结构皆使用 solid185。通过 Hypermesh 创建的膝关节三维模型, 股骨上端面在所有方向上固定, 胫骨下端面可以自由地围绕以胫骨中心轴线转动, 也可以轴线上上下下移动。髌骨各个方向上自由。在 ANSYS Workbench 中添加材料属性, 将股四头肌、髌韧带、MPFL 设置为超弹性材料<sup>[16-18]</sup>, 定义为 Neo-Hookean 模型, 见表 1, 其余材料均为各项同性的线性材料<sup>[15, 19-20]</sup>, 材料属性见表 2。

表 1 | 主要韧带及肌腱超弹性材料参数

Table 1 | Hyperelastic material parameters of major ligaments and tendons

材料	初始剪切模量 (MPa)	材料不可压缩参数
股四头肌	2.75	0
髌韧带	2.83	0
内侧髌股韧带	8.27	0

**1.5.5 载荷、位移及接触条件** 在 ANSYS Workbench 中, 分步对载荷与位移进行施加, 第一步在股四头肌上端面向上施加一个拉力载荷, 模拟股四头肌收缩。该研究通过对股四头肌上端施加向上的不同位移, 对不同位移时髌股间软骨接触的位置区域进行判断, 当软骨接触区域符合正常膝关节髌股

表 2 | 膝关节模型组件材料属性

Table 2 | Material properties of knee joint model components

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
骨骼	17 000	0.3
内侧髌胫韧带	35	0.3
半月板	59	0.49
软骨	12	0.45

间软骨接触区域, 通过施加位移转换得到力的数值, 30° 时为 180 N, 60° 为 250 N<sup>[21-22]</sup>。第二步对髌骨向外侧施加一个 10 mm 的位移<sup>[23]</sup>。随后对接触区进行定义, 模型中韧带止点设置为绑定, 内外侧胫骨软骨与股骨为绑定接触, 内外侧半月板与内外侧胫骨软骨为绑定接触, 股四头肌与髌骨接触区域为绑定接触, 其余接触区: 半月板上表面与股骨软骨内外侧, MPFL 与股骨间一处, 股骨软骨与髌骨软骨间一处, 由于该模型主要研究 MPFL 对髌骨的限制作用, 可以忽略髌股间摩擦的因素, 而其他接触皆不是主要的研究对象, 因此接触属性设置为无摩擦接触。

**1.5.6 收敛准则与收敛精度** 该计算模型包括了接触非线性求解, 且使用了力与位移的加载, 因此采用力收敛和位移收敛准则, 收敛容差皆为 0.05。设置完成, 对模型进行分步计算。

**1.6 主要观察指标** ① MPFL 对髌骨位移所产生的横向约束力; ② 髌骨软骨与股骨软骨的应力大小及分布情况; ③ 髌股间接触应力; ④ 髌股间软骨的接触面积。

## 2 结果 Results

**2.1 模型验证** 首先是对不同屈曲角度时 MPFL 的长度进行验证, 根据 MPFL 的等长性, 膝关节不同屈曲角度时 MPFL 长度一般相差小于 5 mm<sup>[24-25]</sup>, 即可视为具有等长性。MPFL 长度见表 3。数据显示, 构建的 MPFL 除远端固定点有一定差异外, 其他位置长度相差不大, 而远端各固定点构建的 MPFL 长度相差也小于 5 mm, 因此可以将膝关节不同屈曲角度构建的 MPFL 视作具有等长性。其次是对髌股间应力位置的验证, 对第一步只施加了股四头肌向上载荷的髌股间应力位置进行验证, 膝关节屈曲 30° 与 60° 时, 其髌股间应力接触位置见图 4, 屈曲 30° 时, 此时髌骨未完全进入股骨滑车, 因此髌骨软骨应力主要集中于中下部分, 而股骨软骨应力主要集中在其最上部分; 屈曲 60° 时, 此时髌骨已基本进入股骨滑车中, 此时髌骨软骨上的应力主要集中在中间区域, 而股骨软骨上的应力主要集中在滑车中间靠内侧, 结果符合正常髌股间的应力接触位置<sup>[26-27]</sup>。

表 3 | 重建的内侧髌股韧带长度

Table 3 | Reconstructed medial patellofemoral ligament length (mm)

股骨端固定点	屈曲角度	
	30°	60°
马鞍区中心	54.01	53.66
近端 5 mm	53.8	55.01
前缘 5 mm	48.14	47.6
前缘 10 mm	44.29	44.18
远端 5 mm	52.28	50.04
远端 10 mm	51.34	47.94

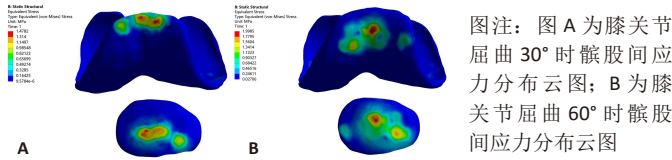


图 4 | 第一步时 (仅施加股四头肌向上载荷) 的髌股间软骨应力分布云图  
Figure 4 | Nephogram of interpatellofemoral cartilage stress distribution in the first step (only applying upward load of quadriceps femoris)

通过以上验证该模型的构建与模拟是有效的。

2.2 横向约束力 对髌骨向外侧施加位移后, 可得到 MPFL 对髌骨位移所产生的横向约束力, 见表 4。膝关节屈曲 30° 时, 各点构建的 MPFL 对髌骨的横向约束力数值在 115.22–178.24 N 之间, 其中股骨端固定点在前端 10 mm 处最大, 而近端 5 mm 处最小。股骨端固定点由马鞍区向前端与远端移动时, 横向约束力皆有增大; 而股骨端固定点向近端移动时, 横向约束力是减小的。

表 4 | 不同膝关节屈曲角度时各内侧髌股韧带产生的横向约束力 (N)  
Table 4 | Transverse binding force of medial patellofemoral ligaments at different knee flexion angles

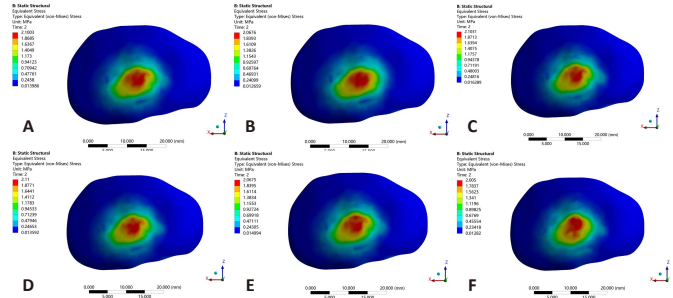
股骨端固定点	屈曲角度	
	30°	60°
马鞍区中心	146.39	234.38
近端 5 mm	115.22	210.50
前端 5 mm	165.10	256.40
前端 10 mm	178.34	270.30
远端 5 mm	151.90	243.73
远端 10 mm	156.20	246.70

当膝关节屈曲 60° 时, 各点构建的 MPFL 对髌骨的横向约束力数值在 210.5–270.3 N 之间, 其最大值与最小值所在位置与 30° 时相同, 且横向约束力的增加与减小趋势也与 30° 时相似。

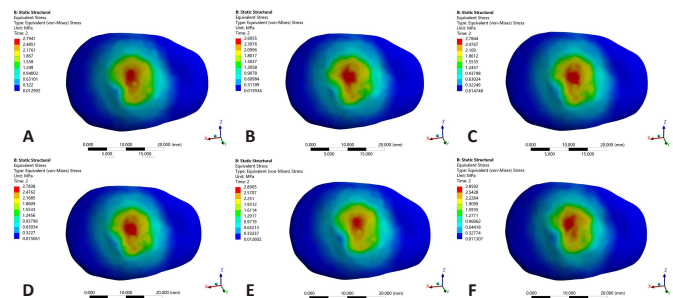
2.3 位移后的髌股间应力及接触压力与接触面积 在对股四头肌上端面施加载荷后, 将髌骨向膝关节外侧施加一个 10 mm 的位移, 由 ANSYS 软件计算得出髌骨软骨内侧的最大应力数值, 见表 5。屈曲 30°, 60° 的髌骨软骨内侧应力分布云图, 见图 5, 6。屈曲 30° 时, 应力分布主要集中在髌骨软骨的中下部, 数值在 2.005–2.103 1 MPa 之间, 而屈曲 60° 时, 其应力分布主要集中在髌骨软骨的中间部分, 数值在 2.695 5–2.890 5 MPa 之间。

表 5 | 髌骨位移后髌骨软骨内侧最大应力数值 (MPa)  
Table 5 | The maximum stress on the medial side of the patellar cartilage after patellar displacement

股骨端固定点	屈曲角度	
	30°	60°
马鞍区中心	2.100 3	2.794 1
近端 5 mm	2.067 3	2.695 5
前端 5 mm	2.103 1	2.784 4
前端 10 mm	2.110 0	2.783 8
远端 5 mm	2.067 5	2.890 5
远端 10 mm	2.005 0	2.859 2



图注: A–F 分别为马鞍区中心, 近端 5 mm, 前端 5 mm, 前端 10 mm, 远端 5 mm, 远端 10 mm 所对应的髌骨软骨内侧应力分布云图  
Figure 5 | Stress distribution of the medial patella cartilage after flexion displacement at 30°



图注: A–F 分别为马鞍区中心, 近端 5 mm, 前端 5 mm, 前端 10 mm, 远端 5 mm, 远端 10 mm 所对应的髌骨软骨内侧应力分布云图  
Figure 6 | Stress distribution of medial patella cartilage after flexion displacement at 60°

位移后髌股间最大接触压力数值见表 6。屈曲 30° 时, 髌股间软骨最大接触压力数值在 5.333 3–5.722 5 MPa 之间, 而屈曲 60° 时, 最大接触压力数值在 6.451 6–7.210 3 MPa 之间, 分别在近端 5 mm 时数值达到最大, 而在远端 10 mm 时最值最小。

表 6 | 髌骨位移后髌股间最大接触压力数值 (MPa)  
Table 6 | Maximum contact pressure between patellofemoral joint after patellar displacement

股骨端固定点	屈曲角度	
	30°	60°
马鞍区中心	5.694 2	6.938 8
近端 5 mm	5.722 5	7.210 3
前端 5 mm	5.648 6	6.691 1
前端 10 mm	5.597 4	6.689 1
远端 5 mm	5.681 4	6.824 2
远端 10 mm	5.333 3	6.451 6

位移后髌股间软骨的接触面积, 见表 7。屈曲 30° 时, 选点为马鞍区中心时, 髌股间接触面积为 81.6 mm<sup>2</sup>。相对于马鞍区中心, 固定点向近端移动时, 接触面积变化最大, 在远端 10 mm 处面积增长了 18.9 mm<sup>2</sup>; 而固定点向远端移动时, 接触面积也有一定的增加, 最大增加了 13.12 mm<sup>2</sup>; 固定点向近端移动时, 面积减小了 2.9 mm<sup>2</sup>。膝关节屈曲 60° 时, 以马鞍区中心点构建 MPFL 的膝关节模型, 其髌股间接触面积为 105.15 mm<sup>2</sup>, 相较于马鞍区中心, 股骨端固定点向近端

移动时减少了 4.3 mm<sup>2</sup>，向前端移动时增加了 15.93 mm<sup>2</sup>，向远端移动时增加了 12.19 mm<sup>2</sup>。

表 7 | 髌骨位移后髌股间软骨接触面积 (mm<sup>2</sup>)  
Table 7 | Cartilage contact area between patellofemoral joint after patellar displacement

股骨端固定点	屈曲角度	
	30°	60°
马鞍区中心	81.6	105.15
近端 5 mm	78.7	100.85
前端 5 mm	92.99	116.04
前端 10 mm	100.5	121.08
远端 5 mm	91.26	114.31
远端 10 mm	94.72	117.34

### 3 讨论 Discussion

复发性髌骨脱位以髌骨外侧脱位多见，反复髌骨脱位会造成髌股关节受损、膝关节不稳，最终发展为髌骨关节炎<sup>[28-29]</sup>。而 MPFL 重建是目前治疗髌骨外侧脱位最常用的方法，手术的最终目的是将髌骨调整到正常的解剖位置，恢复髌骨轨迹，目前 MPFL 重建术的主要核心问题在于其股骨端固定点的选取上。此次研究采用有限元方法，建立了包含骨骼、韧带及软组织的膝关节模型，着重研究膝关节相同屈曲角度时，不同股骨端固定点重建 MPFL 对髌骨的限制作用；以及膝关节不同屈曲角度时，相同股骨固定点重建 MPFL 的等长性。对于该模型，初始移植张力不随插入部位而变化，移植植物没有预张紧，具有相同的材料特性。

初始施加在股四头肌上方的载荷，一定程度上帮助髌骨完成了该屈曲角度时的复位，也起到了对髌韧带及股四头肌的预紧作用。对髌骨向外侧施加一个 10 mm 的位移后，膝关节屈曲 30° 时，以马鞍区中心点构建的 MPFL 与其他各点构建的 MPFL 进行比较。当股骨端固定点前置时，其构建的 MPFL 对髌骨横向约束力的增加最大，前端 10 mm 处增加了 31.95 N，髌骨软骨与股骨软骨的接触面积增加了 22.54%，而髌骨软骨上的应力几乎没有变化，髌股间接触压力也只相对减少了 1.7%。而股骨端固定点在近端 5 mm 时，其横向约束力减少了 31.17 N，而此时的髌股间应力及接触面积也有较小的减少，接触压力有了少量的增加。当股骨端固定点向远端移动时，其横向约束力也有增加，远端 10 mm 处增加了 9.81 N，髌股间接触面积增加了 16.1%，其髌股间应力虽有减小，但数值不大，而髌股间的接触压力减少了 6.3%。

相对于膝关节屈曲 30°，当膝关节屈曲 60° 时，各计算结果在数值上有了一定程度上的增加，但整体趋势与屈曲 30° 时基本相似。不同屈曲角度时，相同点位构建的 MPFL 长度虽皆在 5 mm 之内，但该测量为施加载荷计算之前，会具有一定的差异变化，而远端位置的长度差异相对其他位置变化较大，也可以说明股骨端固定点向远端移动时，MPFL 的等长性相对较差，这也是需要避免的。而不同屈曲角度时，相同点位构建的 MPFL 所提供的横向约束力差值在

87.99–95.28 N 之间，基本维持在 90 N 左右，这也与 60° 时滑车对髌骨的限制等因素有关，两屈曲角度之间差值基本相似，可以说明相同点位构建的 MPFL 起到的横向约束力在不同屈曲角度时是相似的，也一定程度上可以证明两屈曲角度间的联系。

通过对结果的分析，可以发现不同股骨端固定点构建的 MPFL 对髌骨的横向约束力大小差别明显，股骨端向前端移动时与远端移动时皆有增大，而向近端移动时其横向约束力减少明显，屈曲 30° 时各点构建的 MPFL 所提供的横向约束力与 DEVRIES WATSON 等<sup>[30]</sup>及 DUCHMAN 等<sup>[31]</sup>的实验研究进行比较，该模型得出了类似的结果，且马鞍区中心构建的 MPFL 横向约束力的大小较为符合其根据原有 MPFL 股骨端止点重建模型计算所得的力的大小。而近端 5 mm 所提供的横向约束力相对于马鞍区中心减少太多，可能无法实现髌骨的稳定。在能够提供足够横向约束力的前提下，前端位置以及远端位置相对于马鞍区中心，其髌股间应力几乎没有变化，而髌股间接触压力减少较少，但是髌股间的接触面积增加明显，而接触面积的增加可能导致髌股间软骨的过度磨损，可以视作 MPFL 对髌骨纵向的过度约束，应避免该问题的出现。

通过上述分析，MPFL 对髌骨的限制包括横向与纵向的限制，横向主要表现为 MPFL 对髌骨产生的横向约束力，起到横向约束髌骨的作用，使其能够在膝关节屈曲时能够正常进入股骨滑车。而 MPFL 对髌骨纵向的限制主要表现为髌股间的接触面积，过大的接触面积会导致髌股间软骨的过度磨损，这也是横向约束力过大引起的负面作用；而不同屈曲角度时 MPFL 的等长性也是需要考虑的重点。该模型以马鞍区中心构建的 MPFL 在保证足够的横向约束力前提下，相对于股骨端固定点前置与远置，其髌股间的接触面积更小，而髌股间应力及接触压力变化相对于接触面积的变化小得多，可以减小髌股间软骨的磨损，因此可以认为马鞍区中心位置是适合重建 MPFL 的股骨端固定点。此次有限元分析进一步验证了运用有限元分析软件对 MPFL 重建术中股骨端固定点取点的可行性。

此研究存在的局限性与不足之处：该模型目前只基于单个个体，由于滑车沟深度和髌骨解剖结构的高度可变性，将这项研究扩展到几个模型以解释解剖学差异是很有必要的，该研究主要运用有限元方法确定最优股骨端固定点的可行性，虽然由于个体不同，数值会有一定差异，但是 MPFL 对髌骨的横向纵向限制的数值大小对比是明显的；其次，目前模型的最优固定点是较为常规的马鞍区位置，由于个体差异，MPFL 重建也会存在非常规的位置<sup>[32-33]</sup>，未来可以对非常规位置的模型进行构建与仿真分析，验证有限元分析非常规位置选取的可行性。该研究由于条件所限，只是对研究的可行性进行了一定的探索，并未结合实际的尸体解剖实验，仅结合以往文献对横向约束力进行了验证，因此未来应将仿真与实际实验相结合，并探究横向约束力合理的区间范围。

**作者贡献:** 李超杰负责实验实施、数据分析处理、论文撰写, 居来提·买提肉孜负责指标检测, 艾尔西丁·阿不来提负责数据和文章的校对, 艾尔西丁·阿不来提负责实验设计。

**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:** 该文章撰写遵守国际医学期刊编辑委员会《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

- CLARK D, METCALFE A, WOGAN C, et al. Adolescent patellar instability: current concepts review. *Bone Joint J.* 2017;99-B(2):159-170.
- 王娟娟, 那玉岩, 任逸众, 等. 磁共振成像评估初次髌骨脱位导致内侧髌股韧带不同部位损伤与脱位复发风险关联的 Meta 分析 [J]. *中国骨与关节杂志*, 2021,10(11):828-833.
- 刘丽思, 袁慧书. MRI 对复发性髌骨脱位内侧髌股韧带重建术疗效的评估价值 [J]. *临床放射学杂志*, 2020,39(8):1592-1596.
- SANCHIS-ALFONSO V, GINOVART G, ALASTRUEY-LÓPEZ D, et al. Evaluation of Patellar Contact Pressure Changes after Static versus Dynamic Medial Patellofemoral Ligament Reconstructions Using a Finite Element Model. *J Clin Med.* 2019;8(12):2093.
- AFRAMIAN A, SMITH TO, TENNENT TD, et al. Origin and insertion of the medial patellofemoral ligament: a systematic review of anatomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(12):3755-3772.
- ZHANG X, XIE G, ZHANG C, et al. Comparison and evaluation of the accuracy of the sulcus localization method to establish the medial patellofemoral ligament femoral tunnel: a cadaveric and clinical study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):53.
- CHEN J, HAN K, JIANG J, et al. Radiographic Reference Points Do Not Ensure Anatomic Femoral Fixation Sites in Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: A Quantified Anatomic Localization Method Based on the Saddle Sulcus. *Am J Sports Med.* 2021;49(2):435-441.
- HOUDEK CG, ESQUIVEL AO, CRACCHIOLO AM, et al. A Biomechanical Comparison of Isometric and Anatomic Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *J Knee Surg.* 2016;29(6):522-526.
- SANCHIS-ALFONSO V, RAMIREZ-FUENTES C, MONTESINOS-BERRY E, et al. Femoral insertion site of the graft used to replace the medial patellofemoral ligament influences the ligament dynamic changes during knee flexion and the clinical outcome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(8):2433-2441.
- DE ABREU-E-SILVA GM, BUARQUE FAR, DIAS TS, et al. Anatomical femoral tunnel positioning in the medial patellofemoral ligament reconstruction: is the free-hand technique accurate? *Ann Transl Med.* 2020;8(15):924.
- 林潮盛, 刘雨微, 朱伟民, 等. 内侧髌股韧带重建: 移植单双束选择、髌骨及股骨插入点的固定技术 [J]. *中国组织工程研究*, 2021, 25(26):4217-4222.
- 张艳, 李彦林, 刘德健, 等. 内侧髌股韧带重建术中股骨隧道定位点研究进展 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2021,35(2):258-264.
- 韩明展. 自体腓骨长肌腱与半腱肌腱重建内侧髌股韧带的疗效分析 [D]. 乌鲁木齐: 新疆医科大学, 2022.
- HINCKEL BB, GOBBI RG, DEMANGE MK, et al. Medial Patellofemoral Ligament, Medial Patellofemoral Ligament, and Medial Patellofemoral Ligament: Anatomic, Histologic, Radiographic, and Biomechanical Study. *Arthroscopy.* 2017;33(10):1862-1873.
- LAPRADE MD, KALLENBACH SL, AMAN ZS, et al. Biomechanical Evaluation of the Medial Stabilizers of the Patella. *Am J Sports Med.* 2018;46(7):1575-1582.
- MESFAR W, SHIRAZI-ADL A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee.* 2005;12(6):424-434.
- STÄUBLI HU, SCHATZMANN L, BRUNNER P, et al. Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults. *Am J Sports Med.* 1999;27(1):27-34.
- HAUT DONAHUE TL, HOWELL SM, HULL ML, et al. A biomechanical evaluation of anterior and posterior tibialis tendons as suitable single-loop anterior cruciate ligament grafts. *Arthroscopy.* 2002;18(6):589-597.
- 葛永军, 宣勇, 穆帅, 等. 膝关节盘状半月板有限元模型的构建及生物力学分析 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2019,27(22):2071-2075.
- 张吉超, 董万鹏, 董跃福, 等. 膝关节有限元模型参数设置 [J]. *中国组织工程研究*, 2021,25(30):4781-4786.
- BLACK SR, MEYERS KN, NGUYEN JT, et al. Comparison of Ligament Isometry and Patellofemoral Contact Pressures for Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Techniques in Skeletally Immature Patients. *Am J Sports Med.* 2020;48(14):3557-3565.
- FITZPATRICK CK, BALDWIN MA, RULLKOETTER PJ. Computationally efficient finite element evaluation of natural patellofemoral mechanics. *J Biomech Eng.* 2010;132(12):121013.
- SMITH MK, WERNER BC, DIDUCH DR. Avoiding Complications with MPFL Reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018;11(2):241-252.
- PÉREZ-PRÍETO D, CAPURRO B, GELBER PE, et al. The anatomy and isometry of a quasi-anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017; 25(8):2420-2423.
- 刘敏, 蔡春元, 杨国敬, 等. MPFL 重建术中股骨隧道定位对移植骨等距特性的影响 [J]. *医用生物力学*, 2010,25(5):385-388.
- 白玉龙, 范振华, 陈世益. 髌股关节接触面及应力分布的研究 [J]. *中国运动医学杂志*, 1992(4):222-225.
- 辛雨佳. 髌下脂肪垫切除对股关节压力影响的有限元分析 [D]. 呼和浩特: 内蒙古医科大学, 2020.
- 郑雷, 都基权, 朱玲玲, 等. 分析比较急性髌骨外侧脱位与膝关节多发韧带损伤后内侧髌股韧带损伤的特点 [J]. *武警医学*, 2021,32(7):568-572.
- 胡俊娇, 林琦婷, 汪飞, 等. 髌骨一过性外侧脱位 MRI 表现 [J]. *中国医学影像技术*, 2020,36(6):945-947.
- DEVRIES WATSON NA, DUCHMAN KR, et al. A Finite Element Analysis of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Iowa Orthop J.* 2015;35:13-19.
- DUCHMAN KR, DEVRIES NA, MCCARTHY MA, et al. Biomechanical evaluation of medial patellofemoral ligament reconstruction. *Iowa Orthop J.* 2013;33:64-69.
- TANAKA MJ, CHAHLA J, FARR J 2ND, et al. Recognition of evolving medial patellofemoral anatomy provides insight for reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019;27(8):2537-2550.
- PATEL NK, DE SA D, VASWANI R, et al. Knee Flexion Angle During Graft Fixation for Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Outcomes and Complications. *Arthroscopy.* 2019;35(6):1893-1904.

(责任编辑: MZH, ZN, QY, LJY)