

· 骨科专栏 ·

# 辅助固定系统治疗内侧开放胫骨高位截骨 Takeuchi II 型合页骨折的有限元研究

李兵<sup>1</sup>, 张巧娜<sup>2</sup>, 刘国彬<sup>3</sup>, 陈蛟<sup>1\*</sup>, 赵丰年<sup>1</sup>, 王冉东<sup>1</sup>

(1.航空总医院骨关节科,北京朝阳 100012;2.厦门医疗器械研发检测中心,福建 厦门 361000;  
3.河北医科大学第一医院骨科,河北 石家庄 050031)

**[摘要]** 目的 内侧开放胫骨高位截骨(medial open wedge high tibial osteotomy, MOWHTO) Takeuchi II 型合页骨折后截骨端力学稳定性显著下降,可能影响预后,研究在原有内固定基础上加用辅助固定系统(auxiliary fixation system, AFS),对截骨端力学稳定性的影响,为 II 型合页骨折的治疗及康复提供参考。方法 采用 CT 扫描的人体下肢骨骼数据和 TomoFix 钢板、螺钉建立完整合页和 Takeuchi II 型合页骨折的 MOWHTO 有限元模型 A、B,在模型 B 基础上加用 AFS 构建模型 C。分别在模型胫骨平台上方加载不同轴向压缩载荷,模拟由坐到起立、行走状态,另外加载扭转载荷,模拟扭转状态。分别测量不同状态下内固定物最大应力和内侧截骨端和外侧合页部位最大移位置,以判断截骨端力学稳定性的变化情况。结果 由坐到起立状态下,相较模型 A,模型 B、C 钢板最大应力分别增加了 178.3%、95.9%;内侧截骨端最大移位置分别增加了 33.2%、29.7%;外侧合页部位最大移位置分别增加了 51.0%、43.7%。行走状态下钢板最大应力分别增加了 113.1%、91.9%;内侧截骨端最大移位置分别增加了 17.2%、13.8%;外侧合页部位最大移位置分别增加了 389.4%、385.1%。扭转载荷下钢板最大应力分别增加了 261.4%、122.0%;内侧截骨端最大移位置分别增加了 362.6%、242.1%;外侧合页部位最大移位置分别增加了 338.8%、204.7%。相较于模型 A,模型 B、C 在各种状态下钢板的最大应力均有增加,其中模型 B 增幅更为明显;相较由坐到起和行走状态,在扭转载荷状态下,模型 B、C 间的钢板最大应力增幅的差异最大,达到 139.4%。结论 II 型合页骨折会导致 MOWHTO 截骨端稳定性下降,特别是在由坐到起立和扭转状态下,术中需要加强合页周围的稳定性,术后在保护条件下做相应动作;加用 AFS 可以提高截骨端稳定性,分散内固定物的应力,理论上可减少内固定物失效、术后力线丢失、截骨端不愈合的发生率,相较单纯原有内固定可以更早部分负重,有利于快速康复,减少并发症,可考虑用于合页骨折的治疗,但仍需进一步的生物力学研究来证实。

**[关键词]** 胫骨;膝关节;截骨;有限元 doi:10.3969/j.issn.1007-3205.2025.08.007

**[中图分类号]** R684.3 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1007-3205(2025)08-0906-10

## Finite element study on the treatment of Takeuchi type II hinge fractures after medial open wedge high tibial osteotomy by auxiliary fixation system

LI Bing<sup>1</sup>, ZHANG Qiao-na<sup>2</sup>, LIU Guo-bin<sup>3</sup>, CHEN Jiao<sup>1\*</sup>,  
ZHAO Feng-nian<sup>1</sup>, WANG Ran-dong<sup>1</sup>

(1.Department of Orthopedics, Aviation General Hospital, Beijing 100012, China; 2.Xiamen Medical Device Research and Testing Center, Xiamen 361000, China; 3.Department of Orthopedic Surgery, the First Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang 050031, China)

**[Abstract]** **Objective** The mechanical stability of the osteotomy site significantly decreases in patients with Takeuchi type II hinge fractures after medial open wedge high tibial osteotomy

[收稿日期]2025-05-29

[基金项目]河北省政府资助临床医学优秀人才培养项目  
(ZF2024132)

[作者简介]李兵(1974-),男,辽宁调兵山人,航空总医院副主任医师,医学硕士,从事骨科疾病诊治研究。

\* 通信作者。E-mail:chenjiao\_majic@163.com

(MOWHTO), which may affect prognosis. The purpose of this study is to explore the effect of auxiliary fixation system (AFS) supplemented on the basis of the original internal fixation on the mechanical stability of the osteotomy site, and to provide a reference for the treatment and rehabilitation of type II hinge fractures. **Methods** The MOWHTO finite element models A and B, representing intact hinges and Takeuchi II hinge fractures, were established using bone data from CT scans of the human lower extremities and incorporating TomoFix plates and screws. On the basis of model B, AFS was supplemented to construct model C. Different axial compressive loads were applied above the tibial plateau of the models, replicating states ranging from sitting to standing and walking. Additionally, torsional loads were applied to mimic rotational state. The maximum stress on the internal fixator, as well as the maximum displacement at the medial osteotomy site and the lateral hinge position under these conditions, was measured to evaluate the changes in mechanical stability at the osteotomy site. **Results** From the sitting to the standing state, compared with model A, the maximum stresses of the plates in models B and C increased by 178.3% and 95.9% respectively, the maximum displacement at the medial osteotomy site increased by 33.2% and 29.7% respectively, and the maximum displacement at the lateral hinge position increased by 51.0% and 43.7% respectively. The maximum stresses of the plate in the walking state increased by 113.1% and 91.9% respectively, and the maximum displacement at the medial osteotomy site increased by 17.2% and 13.8% respectively. The maximum displacement at the lateral hinge position increased by 389.4% and 385.1% respectively, and the maximum stresses of the plate under torsional load increased by 261.4% and 122.0% respectively. The maximum displacement at the medial osteotomy site increased by 362.6% and 242.1% respectively, and the maximum displacement at the lateral hinge position increased by 338.8% and 204.7% respectively. Compared with model A, the maximum stress of the plate in models B and C increased under various states, and the increase of model B was more obvious. Compared with the sitting to standing and walking states, the difference of the maximum stress increase of the plate between models B and C was the largest (139.4%) under the torsional load state. **Conclusion** This study demonstrates that type II hinge fractures may result in a reduction of stability at the osteotomy site after MOWHTO, particularly during transitions from sitting to standing and twisting states. During the operation, the stability around the hinges needs to be strengthened, and corresponding actions should be performed under protective conditions after the operation. The supplemented AFS can enhance the stability of the osteotomy site and distribute the stress on the internal fixator. Theoretically, this approach could decrease the incidence of internal fixator failure, postoperative alignment deviation, and nonunion at the osteotomy site. Compared with the original internal fixation alone, it allows for earlier partial weight-bearing, which facilitates rapid recovery and minimizes complications. While AFS appears promising for the treatment of hinge fractures, further biomechanical investigations are warranted to confirm its efficacy.

[**Key words**] tibia; knee joint; osteotomy; finite element

内侧开放胫骨高位截骨 (medial open wedge high tibial osteotomy, MOWHTO) 通过矫正胫骨近端内翻畸形, 将下肢负重力线适度向外侧间室转移, 使退变磨损的内侧间室减压<sup>[1-2]</sup>, 从而达到缓解疼痛、改善功能、提高运动能力、推迟或避免人工关节置换的目的<sup>[3-5]</sup>。合页骨折是常见的术中并发

症, 文献报道 X 线诊断发生率在 3%~30%<sup>[6]</sup>, CT 诊断发生率可达 50%<sup>[7]</sup>。按照 Takeuchi 分型<sup>[8]</sup> 共分为 3 型。I 型是截骨线过长, 延伸至外侧皮质; II 型是合页骨折线向上胫腓关节下方延伸; III 型是骨折线向外侧胫骨平台延伸, 造成外侧胫骨平台骨折。其中 II 型合页骨折容易导致骨折不愈合、力线丢失、

内固定失效,临床处理较为棘手<sup>[9]</sup>,本研究通过分析Ⅱ型合页骨折模型使用辅助固定系统(auxiliary fixation system, AFS)前后的内固定物应力变化和截骨端稳定性的改变,希望为临床治疗方案选择和术后康复计划制定提供理论参考。

## 1 资料与方法

**1.1 一般资料** 膝关节影像资料来自1例男性膝关节骨关节炎患者(已签知情同意书),50岁,身高175 cm,体重75 kg, Kellgren-Lawrence 分级Ⅱ级,既往无膝关节外伤史及手术史。

此次研究已获得航空总医院医学伦理委员会核准批准(伦理号:HK2025-39)。

**1.2 影像资料数据获取** 64层螺旋CT(Philips, 美国)行右下肢CT平扫,扫描范围为膝关节至踝关节,扫描条件:120 kV, 125 mA, 层厚1 mm, 将数据以DICOM格式保存。

**1.3 有限元建模** 将CT数据导入Mimics 21.0(Materialise, 比利时)中,分离骨骼数据并初步建立胫骨模型,计算3D并导入3-matic软件完成三维重建,并将数据导入Geomagic Studio 2020(Raindrop, 美国)逆向建模软件对胫骨扫描数据进行优化与调整,转入Creo 7.0软件(PTC, 美国)构造出MOWHTO模型,最后使用ABAQUS 2020有限

元分析软件(Dassault, 法国)进行组装、配准与计算。使胫骨干在矢状位与地面垂直,冠状位胫骨平台与地面成3°夹角<sup>[10]</sup>, MOWHTO内侧水平截骨端位于胫骨内侧平台下方约3.5 cm处,合页位于腓骨头尖,距离外侧平台约1.5 cm,合页宽约1 cm,上行截骨线与水平截骨线呈约110°夹角,距离胫骨结节前方皮质约1.5 cm<sup>[11]</sup>,本研究中截骨端撑开10 mm(图1A)。以截骨端为中心, TomoFix钢板(DePuy, 美国)放在胫骨内侧,8枚直径5 mm锁定螺钉固定截骨端,形成标准的具有完整合页MOWHTO模型A(图1B);使合页端骨折线向上胫腓关节下方延伸,形成Ⅱ型骨折MOWHTO模型B(图1C);在模型B的TomoFix钢板C孔处,放置与其形态匹配的AFS钢板(大博, 中国),并以直径5 mm、尾端长螺纹锁定螺钉,将其与TomoFix钢板固定为一个整体,AFS钢板远端螺钉孔通过直径5 mm斜向锁定螺钉由截骨近侧后内侧穿过截骨远端前外侧皮质固定,形成模型C(图1D)。考虑膝关节在屈伸运动过程中,踝关节需要背伸、跖屈、内翻等姿态进行配合,上胫腓关节也需随踝关节改变而不断改变腓骨头前后、内外、上下、水平旋转位置及其压力<sup>[12-13]</sup>,为简化分析,本研究中将股骨、髌骨、腓骨、踝关节去除。

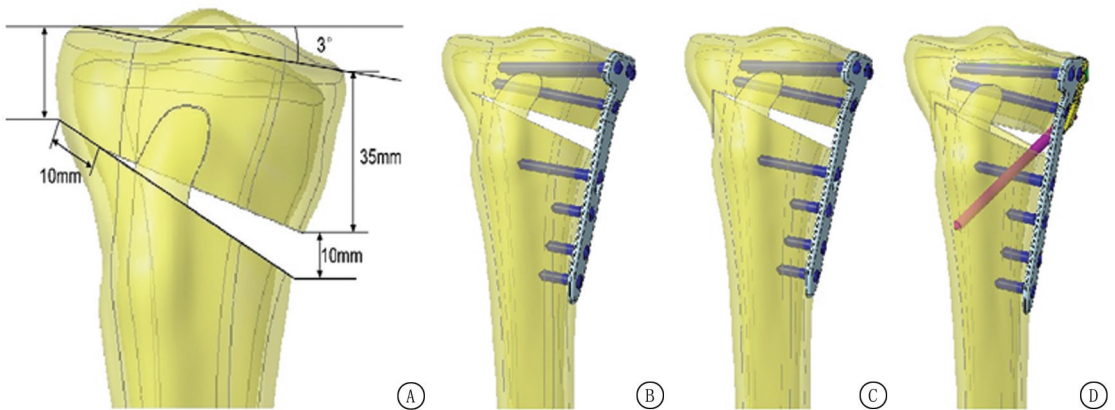


图1 有限元模型示意图

A.有限元模型,胫骨近端内侧撑开10 mm;B.完整合页的MOWHTO模型 A;C.Ⅱ型合页骨折的MOWHTO模型 B;D.加用AFS固定的Ⅱ型合页骨折的MOWHTO模型 C

Figure 1 Schematic diagram of the finite element model

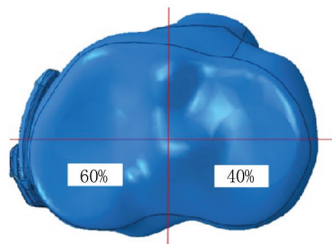
### 1.4 分析步骤

**1.4.1 材料属性设置** 本研究胫骨皮质骨弹性模量为180 000 MPa,泊松比为0.3;松质骨材料弹性模量为500 MPa,泊松比为0.2;内固定材料均为TC4钛合金,弹性模量为110 000 MPa,泊松比为0.3<sup>[14]</sup>。

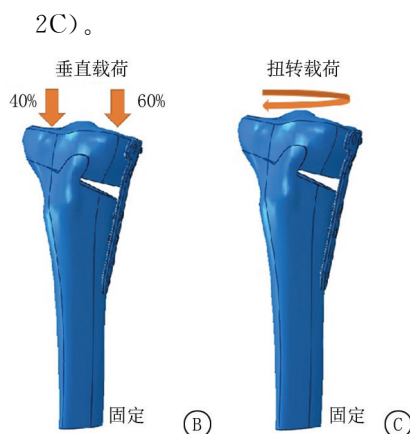
**1.4.2 边界载荷及观察指标测量** 胫骨以正常站

立位放置,膝关节面平行3°倾斜于地面。以上载荷下均固定胫骨远端6个自由度,模拟坐一起受力状态,内后侧关节面承受60%载荷,外后侧关节承受40%载荷,总载荷为600 N垂直压缩载荷<sup>[10]</sup>(图2A);模拟缓步行走状态,在胫骨平台上端施加1 000 N垂直压缩载荷,其中60%分布于膝关节内侧间室,40%分布于外侧间室(图2B);模拟膝扭转

状态,于胫骨上端施加  $10\text{ N}\cdot\text{m}$  扭转载荷<sup>[15-16]</sup>(图



A



B

C

图2 应力加载示意图

A.坐起状态应力加载示意图;B.行走状态应力加载示意图;C.扭转载荷加载示意图

Figure 2 Schematic diagram of stress loading

1.4.3 接触条件设置 骨折断端之间设置为摩擦关系,摩擦系数为  $0.4$ <sup>[14]</sup>;皮质骨与松质骨之间、内固定螺钉与胫骨之间、锁定钉与钢板之间设置为绑定关系;钛合金板与骨面之间设置为摩擦关系,摩擦系数为  $0.3$ <sup>[10,14,17]</sup>。

1.4.4 网格划分 本研究的模型中内固定与胫骨钉孔位置为应力值重点关注部位且尺寸较小,划分相同网格进行网格收敛性验证,初始网格尺寸设置为  $3.0\text{ mm}$ ,然后以  $0.5\text{ mm}$  的尺寸差降低网格大小,直至内固定应力差异在  $5\%$  以内,结果达到收敛,在该过程中,胫骨的非钉孔部位尺寸较大且非应力值重点关注部位,故将该部位网格尺寸划分为  $3.0\text{ mm}$ <sup>[18]</sup>(网格质量优)。采用行走状态的模型 A 进行网格收敛性验证,网格单元类型均设置为 C3D10(10 节点四面体)的高精度二次单元,内固定物在  $3.0\text{ mm}$ 、 $2.5\text{ mm}$ 、 $2.0\text{ mm}$ 、 $1.5\text{ mm}$  网格尺寸下,应力值差异性  $<5\%$ (表 1),选择较小的网格尺寸  $1.5\text{ mm}$  进行之后的计算分析。最终胫骨整体网格划分为  $3.0\text{ mm}$  的四面体,内固定物及胫骨钉孔位置的网格为  $1.5\text{ mm}$  的四面体(图 3,表 2),网格类型均为 C3D10,网格质量优,分析警告  $<1\%$ (analysis warnings),且在非重点关注位置。

表 1 有限元分析网格收敛性验证数据

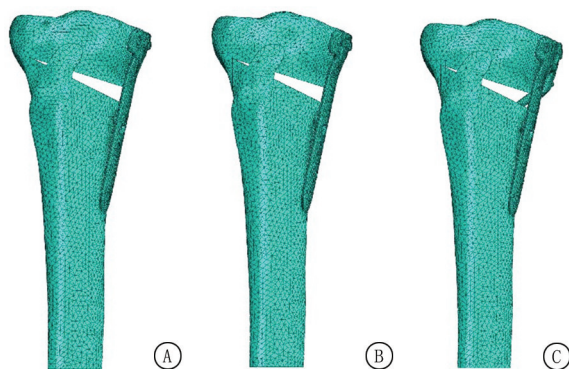
Table 1 Data for verification of mesh convergence in finite element analysis

内固定物与胫骨 钉孔网格尺寸 (mm)	内固定物 单元数量 (个)	内固定物节 点数量 (个)	内固定物 应力值(MPa)	应力值 差异性 (%)
3.0	20 095	35 691	32.9	
2.5	22 450	39 679	33.2	$<5$
2.0	30 332	52 127	32.9	
1.5	60 608	98 819	32.0	

表 2 有限元模型各组件网格数量及节点数量

Table 2 Number of meshes and nodes for each component of the finite element model

组件名称	单元类型	单元数量(个)	节点数量(个)
胫骨皮质骨	C3D10	75 124	121 530
胫骨松质骨	C3D10	155 160	225 357
钢板螺钉	C3D10	60 608	98 819
辅助固定系统	C3D10	76 353	125 339



A

B

C

图3 各模型网格划分图示

A.模型 A;B.模型 B;C.模型 C

Figure 3 Diagram of mesh division of each model

1.4.5 主要观察指标 分别测量不同载荷状态下内固定物最大应力值、内侧截骨端和外侧合页周围的最大移位置及部位,评价截骨端的稳定性及钢板的应力。相较于完整合页模型,合页骨折模型的钢板最大应力增幅 = 合页骨折模型钢板最大应力 - 完整合页模型钢板最大应力 / 完整合页模型钢板最大应力  $\times 100\%$ 。内侧截骨端及外侧合页周围移位置增幅 = 合页骨折模型移位置 - 完整合页模型移位置 / 完整合页模型移位置  $\times 100\%$ ,通过计算增幅的变化,评价各模型稳定性及钢板应力的变化情况。

## 2 结 果

在由坐到起立状态下,模型 A 外侧移位最大部

位接近紧固平台中心偏后部位,模型 B、C 外侧移位最大部位接近于骨折端偏后部位;在行走和扭转状态下,模型 A 外侧移位最大部位接近于合页端,模

型 B、C 外侧移位最大部位接近于合页骨折线向远端延伸部位;相较于内侧最大移位置,各模型均存在更大的外侧最大移位置(图 4)。

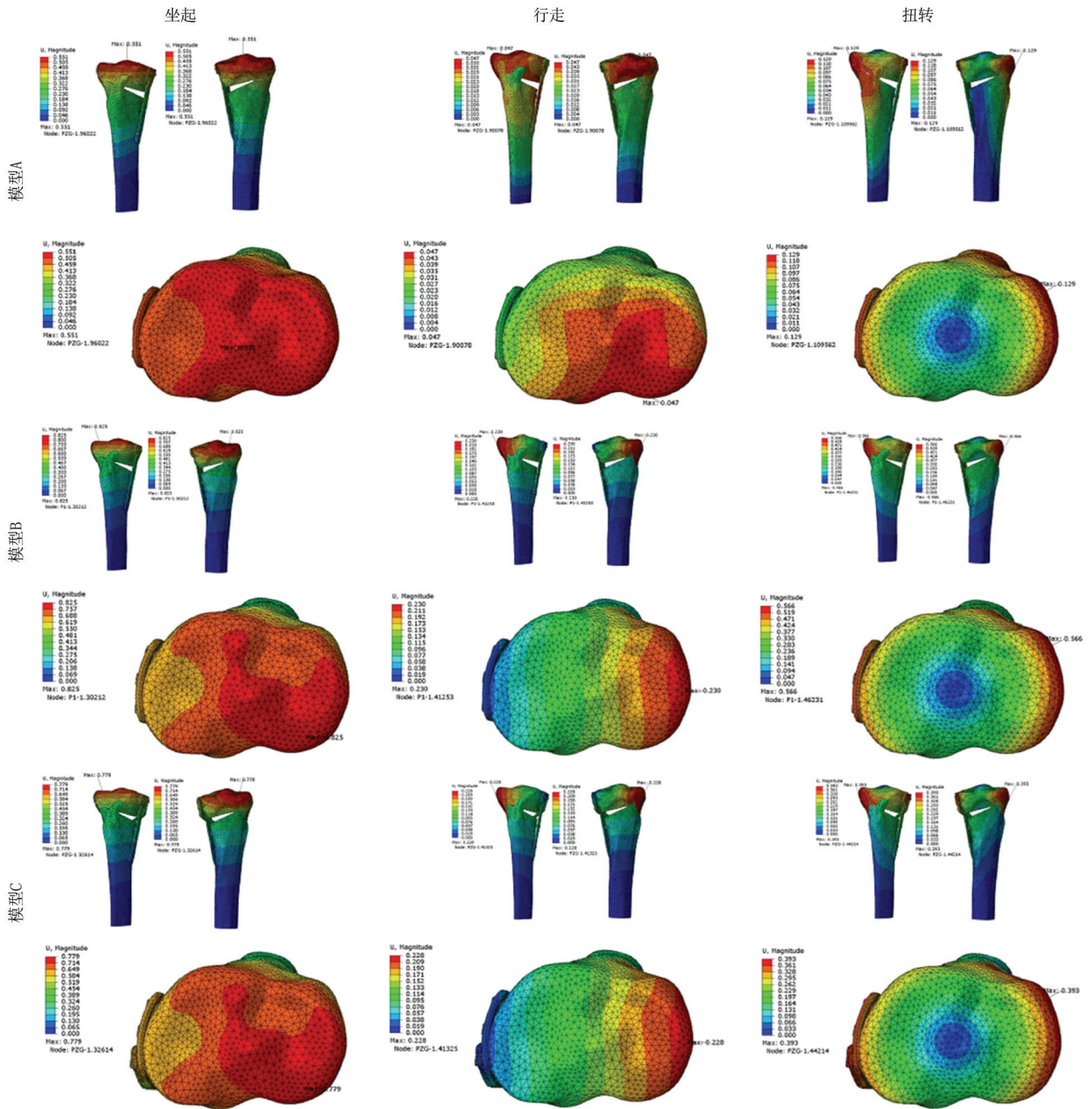


图 4 各载荷状态下,三种模型内侧截骨端及外侧合页部位的前、后、俯视图的位移云图

Figure 4 Displacement cloud diagrams of the front, rear and top views of the medial osteotomy site and the lateral hinge of the three models under each load state

由坐到起立状态下,模型 A、B、C 钢板的最大应力分别为 55.7 MPa、155.0 MPa、109.1 MPa,内侧截骨端最大移位置分别为 0.482 mm、0.642 mm、0.625 mm,外侧合页部位最大移位置分别为 0.520 mm、0.785 mm、0.747 mm,AFS 的最大应力

为 79.0 MPa;相较模型 A,模型 B、C 钢板最大应力增幅分别为 178.3%、95.9%,内侧截骨端最大移位置增幅分别为 33.2%、29.7%,外侧合页部位最大移位置增幅分别为 51.0%、43.7%,见表 3。

表3 由坐到起立状态下,各模型钢板最大应力及增幅、内侧截骨端和外侧合页部位最大移位置及增幅

Table 3 The maximum stress and increase of the plate, the maximum displacement and increase of the medial osteotomy site and the lateral hinge of each model from sitting to standing state

模型类型	钢板最大	最大应力	AFS最大	内侧截骨端最大	内侧截骨端最大	外侧合页部位	外侧合页部位
	应力值(MPa)	力增幅(%)	应力值(MPa)	移位置(mm)	移位增幅(%)	最大移位置(mm)	最大移位增幅(%)
模型 A	55.7	—	—	0.482	—	0.520	—
模型 B	155.0	178.3	—	0.642	33.2	0.785	51.0
模型 C	109.1	95.9	79.0	0.625	29.7	0.747	43.7

AFS: 辅助固定系统 (auxiliary fixation system)。模型 A: 完整合页 MOWHTO (medial open wedge high tibial osteotomy) 有限元模型。模型 B: Takeuchi II 合页骨折的 MOWHTO 有限元模型。模型 C: 模型 B 基础上加用 AFS。

行走状态下, 模型 A、B、C 钢板的最大应力分别为 32.0 MPa、68.2 MPa、61.4 MPa, 内侧截骨端最大

移位置分别为 0.029 mm、0.034 mm、0.033 mm, 外侧合页部位最大移位置分别为 0.047 mm、0.230 mm、0.228 mm, AFS 的最大应力为 63.1 MPa; 相较模型 A, 模型 B、C 钢板最大应力增幅分别为 113.1%、91.9%, 内侧截骨端最大移位增幅分别为 17.2%、13.8%, 外侧合页部位最大移位增幅分别为 389.4%、385.1%, 见表 4。

表4 行走状态下,各模型钢板最大应力及增幅、内侧截骨端和外侧合页部位最大移位置及增幅

Table 4 The maximum stress and increase of the plate, the maximum displacement and increase of the medial osteotomy site and the lateral hinge of each model under walking state

模型类型	钢板最大	最大应力	AFS最大	内侧截骨端最大	内侧截骨端最大	外侧合页部位	外侧合页部位
	应力值(MPa)	增幅(%)	应力值(MPa)	移位置(mm)	移位增幅(%)	最大移位置(mm)	最大移位增幅(%)
模型 A	32.0	—	—	0.029	—	0.047	—
模型 B	68.2	113.1	—	0.034	17.2	0.230	389.4
模型 C	61.4	91.9	63.1	0.033	13.8	0.228	385.1

扭转载荷状态下, 模型 A、B、C 钢板的最大应力分别为 37.3 MPa、134.8 MPa、82.8 MPa, 内侧截骨端最大移位置分别为 0.107 mm、0.495 mm、0.366 mm, 外侧合页部位最大移位置分别为 0.129 mm、0.566 mm、0.393 mm, AFS 的最大应力

为 84.9 MPa; 相较模型 A, 模型 B、C 钢板最大应力增幅分别为 261.4%、122.0%, 内侧截骨端最大移位增幅分别为 362.6%、242.1%, 外侧合页部位最大移位增幅分别为 338.8%、204.7%, 见表 5。

表5 扭转载荷状态下,各模型钢板最大应力及增幅、内侧截骨端和外侧合页部位最大移位置及增幅

Table 5 The maximum stress and increase of the plate, the maximum displacement and increase of the medial osteotomy site and the lateral hinge of each model under torsional load

模型类型	钢板最大	最大应力	AFS最大	内侧截骨端最大	内侧截骨端最大	外侧合页部位	外侧合页部位
	应力值(MPa)	增幅(%)	应力值(MPa)	移位置(mm)	移位增幅(%)	最大移位置(mm)	最大移位增幅(%)
模型 A	37.3	—	—	0.107	—	0.129	—
模型 B	134.8	261.4	—	0.495	362.6	0.566	338.8
模型 C	82.8	122.0	84.9	0.366	242.1	0.393	204.7

各模型在不同载荷状态下, 钢板的最大应力部位均集中于截骨端的无钉孔区, 模型 C 中的 AFS 斜向螺钉近端承担了较大的应力, 随着向远端延伸, 应力逐渐减小 (图 5); 各模型均在由坐到起立状态下钢板承受最大应力 (图 6); 相较于模型 A, 模型 B、C

在各种状态下钢板的最大应力均有增加, 其中模型 B 增幅更为明显; 相较坐起和行走状态, 扭转载荷状态下, 模型 B、C 的钢板最大应力增幅差异最大, 达到 139.4%。

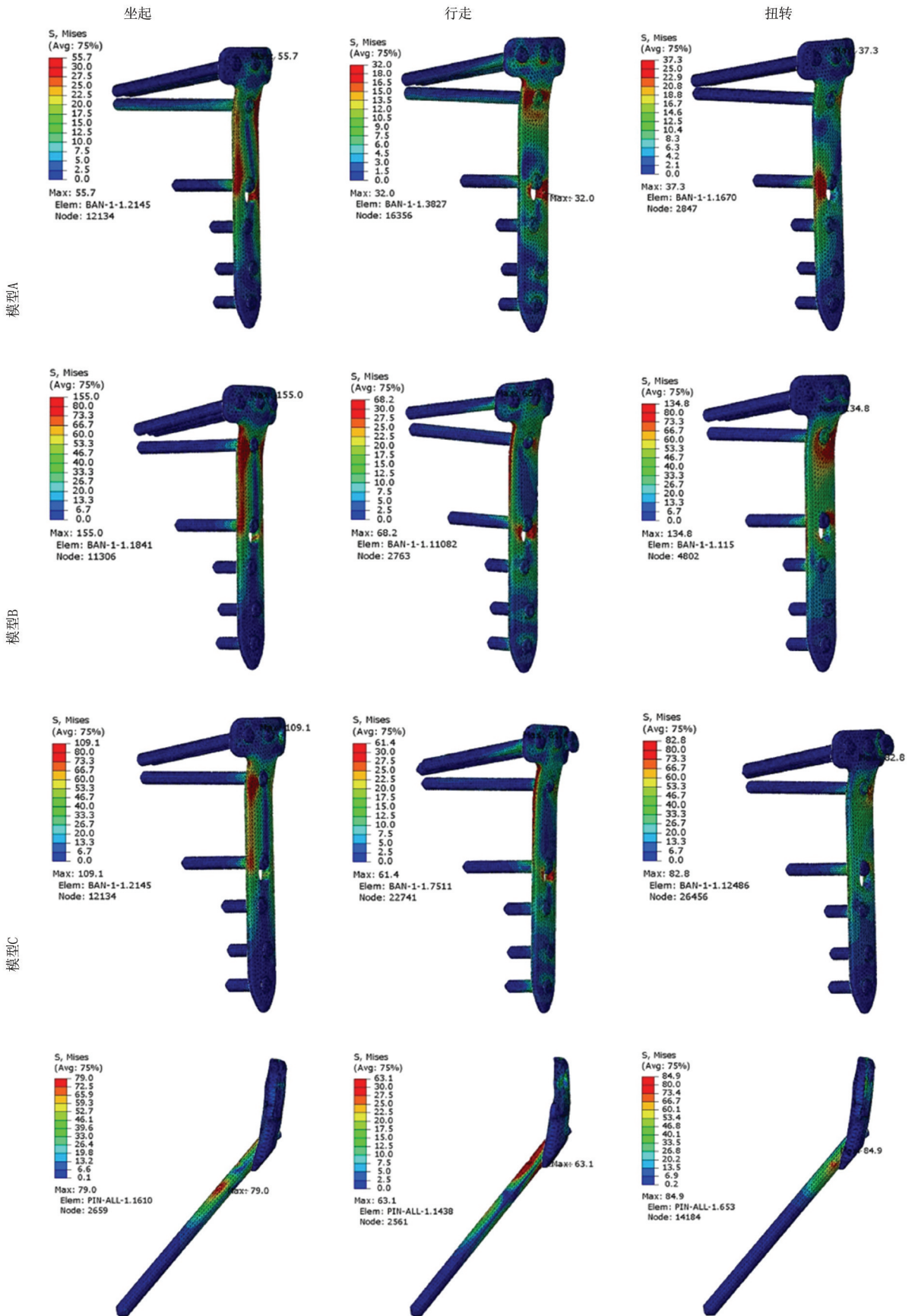


图5 各模型在不同应力状态下钢板及AFS的应力云图

Figure 5 Stress cloud diagrams of plates and AFS of each model under different stress states

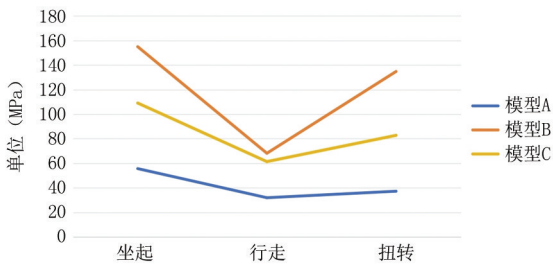


图6 不同状态下,各模型钢板的最大应力图

Figure 6 The maximum stress diagrams of each model plate under different states

各模型均在由坐到起立状态下内侧截骨端表现出最大移位量(图7),相较坐起和行走状态,扭转载荷状态下,模型B、C的内侧截骨端最大移位增幅差异最大,达到140.5%。

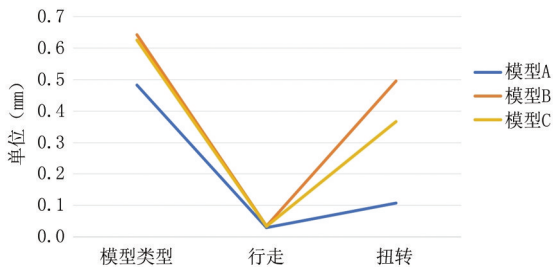


图7 不同状态下,各模型内侧截骨端最大移位量图

Figure 7 The maximum displacement of the medial osteotomy site of each model under different states

各模型均在由坐到起立状态下外侧合页部位表现出最大移位量(图8),相较坐起和行走状态,扭转载荷状态下,模型B、C的外侧合页部位最大移位增幅差异最大,达到134.1%。

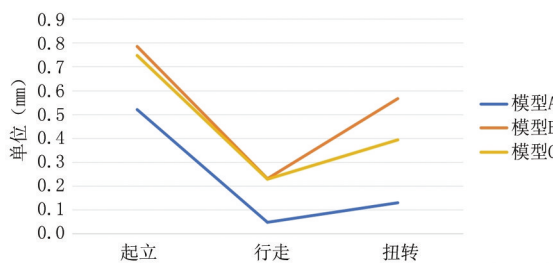


图8 不同状态下,各模型外侧合页部位最大移位量图

Figure 8 The maximum displacement of the lateral hinge of each model under different states

### 3 讨论

MOWHTO在膝关节骨关节炎治疗上显示出满意的效果<sup>[19-20]</sup>,合页骨折作为一种常见的并发症,根据Takeuchi分型,可分为三型,其中II型骨折如果处理不当,常会导致骨折不愈合、力线丢失、内固定失效以及康复延迟等严重后果<sup>[6]</sup>,因此正确认识II型合页骨折对内固定和稳定性的影响以及加用AFS的可行性,将会为临床治疗提供有益参考。

MOWHTO在截骨内侧端有TomoFix钢板固定,相较外侧合页部位,更为稳定,因此在各种载荷状态下,移位量均较外侧合页部位少。在完整合页状态下,外侧不仅有稳定的骨性结构,而且周围还有上胫腓关节、外侧关节囊、髂胫束、股二头肌腱、外侧副韧带等软组织稳定结构,因此在载荷状态下,应力会通过合页端向远端传递。本研究中完整合页模型A外侧移位最大部位在合页点,而II型骨折的模型,外侧最大移位部位却存在于合页骨折端,考虑II型合页骨折时,骨折线向上胫腓关节远端延长,骨性稳定性缺失,因此在载荷状态下,应力集中于骨折端,导致移位量增加,表现出明显的不稳定,而且钢板上的最大应力明显增加,故临床上可能增加内固定失效和骨折不愈合的风险。根据本研究结果,起立、扭转状态对截骨端稳定性影响更大,建议对II型骨折的治疗,应考虑增加合页周围稳定性,比如植骨、增加内固定等方法,减少对预后的影响。

MOWHTO术后早期功能锻炼会提升患者的满意度,减少并发症的发生<sup>[21]</sup>。除了非负重的膝关节活动度及肌力锻炼外,起立、行走、转身等负重状态下锻炼是非常重要的,直接关系到患者的预后<sup>[22]</sup>。虽然TomoFix钢板的使用,让早期负重锻炼成为可能<sup>[23]</sup>,但有关II型合页骨折状态下的负重锻炼证据较少,多来自临床医生的经验和推荐<sup>[24]</sup>。本研究显示,相较于行走状态,起立状态下,外侧合页部位移位增幅最大,钢板的最大应力增幅最高。特别是在II型合页骨折状态下,外侧骨折端移位量增幅可达51.0%,且位置偏后,钢板的最大应力增幅达178.3%。考虑主要由于在起立状态下,全身的压力更多的集中在胫骨平台的后侧部分,产生较大的压强,导致外后侧合页骨折端明显不稳定,钢板的应力也相应增加,由此可能带来冠状位力线及平台后倾角的改变,内固定物失效的风险也会增加。同样由于缺乏完整合页的保护,单纯的内侧钢板难以在扭转状态下保持骨折端的稳定性,导致外侧骨折端移位量和钢板的最大应力均大大增加。所以建议II型合页骨折患者术中需要重视外后侧骨折端结构性植骨,增加及时稳定性;术后早期康复过程中,做起立、坐下、上下楼梯、站立转身动作时,要特别注意使用拐杖或助行器保护,使健侧肢体主要承重,减少患肢负重。

近来有文献报到了通过截骨远端前外侧向近端后内侧打入斜向加压螺钉来稳定截骨端的研究<sup>[10]</sup>,临床上也取得了一定的效果<sup>[25]</sup>,但是该方法有一定的局限性。首先需要外侧切口,增加了损伤;其次需

要特定的角度,以避免与近端原有螺钉相互干扰;另外螺钉需要特定的长度,过长可能损伤内侧平台软骨,过浅则无法有效增强稳定性;最后,螺钉的把持强度受截骨端骨密度的影响。对于骨质疏松患者,螺钉近端的松质骨内固定强度将会下降,可能影响稳定性。本研究采用 AFS,操作简便,直接在手术视野内操作,不需要另外切口;由近端后内 AFS 的斜向锁定孔向截骨远端前外侧骨皮质固定,受骨质疏松的影响较小,而且由于锁定方向恒定,避免与钢板上原有螺钉干扰,使固定角度、螺钉长度和固定强度均得到保证;此外由于斜向螺钉远端远离腓总神经分支部位<sup>[26]</sup>和后侧的血管,因此操作较为安全。

MOWHTO 内侧 TomoFix 钢板上的螺钉由前内侧向后外侧固定,近端 4 颗螺钉形成相对稳定的三角形结构,而远端 4 颗螺钉的工作长度足以满足截骨端稳定性的要求,但当出现 II 型合页骨折时,外侧稳定性下降导致钢板的无钉孔区应力集中,最大应力增加,易导致内固定失效。有学者建议通过增加外侧钢板来增强稳定性<sup>[27]</sup>,但外侧钢板可能会与原有内侧钢板形成截骨端的过度稳定,减弱截骨端微动所带来的弹性成骨效应<sup>[28]</sup>。本研究中 AFS 螺钉由近端后内侧向远端前外侧锁定,与原有的钢板、螺钉在截骨端周围形成交叉的空间结构,不仅增加了抵抗轴向载荷的能力,而且对扭转应力的抵抗能力也明显增强,可显著减少钢板最大应力;随着螺钉向远端延伸,应力逐渐减小,在增强稳定性的同时,仍然保留截骨端内侧和合页周围一定的微动,理论上有利于骨愈合,对于 II 型合页骨折的术中治疗及术后骨折不愈合的翻修可能会有帮助。

本研究的局限性在于病例数较少,为简化研究,去除了股骨、腓骨和踝关节和膝关节周围的软组织,因此得到的结果与实际可能存在差异,而且样本数据少,无法对胫骨形态和骨密度间存在个体差异,进行统计学分析,下一步需要增加样本量,并通过大体标本力学试验和临床结果来验证。

综上所述,本研究显示,II 型合页骨折会导致 MOWHTO 截骨端稳定性下降,特别是在由坐到起立和扭转状态,术中应考虑通过后外侧结构植骨、增加内固定物等方法加强合页周围稳定性,术后尽量在保护条件下做相应动作;加用 AFS 固定,微创且操作简便,能分散原内固定物的应力,有显著的抗扭转效果,可提高截骨端稳定性。基于有限元模型推测,AFS 理论上能降低 II 型合页骨折后内固定物失效、术后力线丢失、截骨端不愈合的发生率,较单纯钢板内固定可更早部分负重,有利于快速康复,改善

预后,可考虑用于 II 型合页骨折的治疗,但仍需进一步增加样本量以及大体标本生物力学和临床研究来证实。

#### [参考文献]

- [1] Jeong HW, Song YS, Kim JS, et al. Serial quantitative assessment of load redistribution after medial open-wedge high tibial osteotomy[J]. *Orthop J Sports Med*, 2023, 11(4): 23259671231156188.
- [2] Cho JW, Song YS, Park SJ, et al. Serial quantitative evaluation of load redistribution and osteotomy gap after medial open-wedge high tibial osteotomy[J]. *J Orthop Res*, 2025, 43(4): 780-789.
- [3] Schröter S, Klink J, Ihle C, et al. Long-term outcomes after medial open wedge high tibial osteotomy-A retrospective study of 69 patients[J]. *Z Orthop Unfall*, 2024, 162(5): 465-473.
- [4] Gkekas NK, Komnos GA, Mylonas T, et al. Medial open wedge high tibial osteotomy is a viable option in young patients with advanced arthritis in a long-term follow-up[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2025, 33(3): 1025-1032.
- [5] Nakashima M, Takahashi T, Matsumura T, et al. Postoperative improvement in patient-reported outcomes after neutral alignment medial open wedge high tibial osteotomy for medial compartment knee osteoarthritis in patients aged  $\geq 70$  years versus younger patients[J]. *J Exp Orthop*, 2024, 11(3): e12035.
- [6] Valcarengi J, Vittone G, Mouton C, et al. A systematic approach to managing complications after proximal tibial osteotomies of the knee[J]. *J Exp Orthop*, 2023, 10(1): 131.
- [7] Lee SS, Celik H, Lee DH. Predictive factors for and detection of lateral hinge fractures following open wedge high tibial osteotomy: Plain radiography versus computed tomography [J]. *Arthroscopy*, 2018, 34(11): 3073-3079.
- [8] Takeuchi R, Ishikawa H, Kumagai K, et al. Fractures around the lateral cortical hinge after a medial opening-wedge high tibial osteotomy: A new classification of lateral hinge fracture [J]. *Arthroscopy*, 2012, 28(1): 85-94.
- [9] Schröter S, Gonser CE, Konstantinidis L, et al. High complication rate after biplanar open wedge high tibial osteotomy stabilized with a new spacer plate (Position HTO plate) without bone substitute[J]. *Arthroscopy*, 2011, 27(5): 644-652.
- [10] Chieh-Szu Yang J, Chen CF, Lee OK. Benefits of opposite screw insertion technique in medial open-wedge high tibial osteotomy: A virtual biomechanical study [J]. *J Orthop Translat*, 2020, 20: 31-36.
- [11] Palmer J, Getgood A, Lobenhoffer P, et al. Medial opening wedge high tibial osteotomy for the treatment of medial unicompartmental knee osteoarthritis: A state-of-the-art review[J]. *J ISAKOS*, 2024, 9(1): 39-52.

- [12] 程建文,李志军,韦庆军. 腓骨对踝、膝关节稳定性影响的研究[J]. 广西医科大学学报, 2020, 37(5): 956-961.
- [13] Alves-da-Silva T, Guerra-Pinto F, Matias R, et al. Kinematics of the proximal tibiofibular joint is influenced by ligament integrity, knee and ankle mobility: An exploratory cadaver study[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019, 27(2): 405-411.
- [14] 梁钟帅,王仁崇,张璐,等. 过伸内翻型胫骨平台骨折新型钢板的设计及有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(33): 5283-5288.
- [15] Luo CA, Hwa SY, Lin SC, et al. Placement-induced effects on high tibial osteotomized construct-biomechanical tests and finite-element analyses[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2015, 16: 235.
- [16] Wei G, Niu X, Li Y, et al. Biomechanical analysis of internal fixation system stability for tibial plateau fractures[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2023, 11: 1199944.
- [17] Shao Q, Zhang Y, Sun GX, et al. Positive or negative anteromedial cortical support of unstable peritrochanteric femoral fractures: A finite element analysis study[J]. *Biomed Pharmacother*, 2021, 138(1): 111473.
- [18] 贾军锋,唐承杰,乐劲涛,等. 胫骨远端骨折 3 种不同固定方式的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(32): 5188-5194.
- [19] Mabrouk A, Risebury M, Yasen S. High survivorship and low complication rate in a single-centre series of 651 medial opening wedge high tibial osteotomy cases with a mean follow-up of 13 years [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2024, 32(3): 736-749.
- [20] Yabuuchi K, Kondo E, Onodera J, et al. Clinical outcomes and complications during and after medial open-wedge high tibial osteotomy using a locking plate: A 3- to 7-year follow-up study [J]. *Orthop J Sports Med*, 2020, 8(6): 2325967120922535.
- [21] Gupta R, Dudeja V, Bansal H, et al. Accelerated postoperative rehabilitation protocol for Medial Open Wedge High Tibial Osteotomy enhances early return to routine activities[J]. *J Clin Orthop Trauma*, 2024, 57: 102563.
- [22] Schröter S, Ateschrang A, Löwe W, et al. Early full weight-bearing versus 6-week partial weight-bearing after open wedge high tibial osteotomy leads to earlier improvement of the clinical results: A prospective, randomised evaluation[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2017, 25(1): 325-332.
- [23] Brosset T, Pasquier G, Migaud H, et al. Opening wedge high tibial osteotomy performed without filling the defect but with locking plate fixation (TomoFix™) and early weight-bearing: Prospective evaluation of bone union, precision and maintenance of correction in 51 cases[J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2011, 97(7): 705-711.
- [24] Franulic N, Muñoz JT, Figueroa F, et al. Lateral hinge fracture in medial opening wedge high tibial osteotomy: A narrative review[J]. *EFORT Open Rev*, 2023, 8(7): 572-580.
- [25] Ma HH, Lobenhoffer P, Yang JC. The benefits of a percutaneous supplemental screw to reinforce the hinge of a medial open wedge tibial osteotomy[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2023, 143(7): 3707-3713.
- [26] Grechenig P, Hohenberger G, Maier M, et al. The articular branch of the peroneal nerve to the proximal tibiofibular joint descends at a mean height of approximately 18 mm distal to the postero-lateral tip of the fibular head[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2021, 29(4): 1232-1237.
- [27] Chen YN, Chuang CH, Yang TH, et al. Computational comparison of different plating strategies in medial open-wedge high tibial osteotomy with lateral hinge fractures[J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1): 409.
- [28] Jagodzinski M, Krettek C. Effect of mechanical stability on fracture healing—An update[J]. *Injury*, 2007, 38 Suppl 1: S3-10.

(本文编辑:刘斯静)