

# 不同填充块对内侧开放楔形胫骨高位截骨应力分布的影响

于成双, 马剑雄, 卢斌, 王颖, 柏豪豪, 靳洪震, 马信龙  
(天津大学天津医院 骨科研究所,天津市骨科生物力学与医学工程重点实验室,天津 300050)

**摘要:**目的 分析填充块材料和尺寸对胫骨截骨模型应力分布的影响。方法 建立3种不同材料(髂骨、松质骨和聚醚醚酮)、5种不同尺寸填充块,分别植入胫骨截骨模型,对模型进行力学加载,分析模型的应力分布和边缘位移。结果 就3种材料而言,植入髂骨材料的填充块模型在胫骨近端、钢板的应力和边缘位移低于松质骨和聚醚醚酮材料,但髂骨材料的填充块应力最高;在不同尺寸填充块植入截骨间隙时,胫骨截骨各部分应力分布和边缘位移存在差异,特别是填充块宽度从30 mm减小到10 mm,胫骨近端、钢板和填充块应力峰值平均分别增加了49.3%、92.7%、54.4%。结论 不同的填充块参数会影响胫骨截骨不同部位的应力分布。研究结果为临床胫骨截骨填充块参数的选择提供理论依据。

**关键词:** 内侧开放楔形胫骨高位截骨术; 填充块; 应力; 边缘位移

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.012

## Stress Distributions Affected by Different Filling Blocks in Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy

YU Chengshuang, MA Jianxiong, LU Bin, WANG Ying, BAI Haohao, JIN Hongzhen, MA Xinlong

(Tianjin Key Laboratory of Orthopaedic Biomechanics and Medical Engineering, Institute of Orthopedics, Tianjin Hospital, Tianjin University, Tianjin 300050, China)

**Abstract: Objective** To analyze the influence from material and size of the filling block on stress distributions of the tibial osteotomy model. **Methods** The filling blocks with three different materials (iliac bone, cancellous bone and polyetheretherketone (PEEK)) and five different sizes were established and implanted to the tibial osteotomy models, respectively. The mechanical loads were applied on the model, the stress distribution and edge displacement of the model were analyzed. **Results** For three kinds of materials, the stress at proximal end of the tibia and the plate, as well as edge displacement in the model implanted with filling block by iliac bone material were lower than those of the cancellous bone and PEEK, but the filling block by iliac bone material had the highest stress. When the filling blocks with different sizes were implanted in osteotomy space, the stress distribution on each part of the tibial osteotomy and edge displacement were different. Especially when the width of the filling block was reduced from 30 mm to 10 mm, the peak stress of the proximal tibia, steel plate and filling block was increased by 49.3%, 92.7% and 54.4% on average. **Conclusions** Different filling block parameters will affect the stress distribution in different parts of the tibial osteotomy. The research results provide the theoretical basis for parameter selection of the tibial osteotomy filling block in clinic.

**Key words:** medial opening wedge high tibial osteotomy (MOWHTO); filling block; stress; edge displacement

内侧开放楔形胫骨高位截骨术 (medial opening wedge high tibial osteotomy, MOWHTO) 是膝关节内翻对线的早期和轻度内侧单间室骨关节炎的一种成熟治疗方法,该手术一直被认为对年轻和活跃患者有效<sup>[1-4]</sup>。然而,MOWHTO 在截骨部位形成 1 个开口间隙,截骨间隙骨的延迟愈合、不愈合成为 MOWHTO 主要并发症<sup>[5-8]</sup>。因此,各种骨空洞填充块被用作植骨材料,如自体骨移植、同种异体骨移植或人工骨替代物<sup>[9]</sup>。研究证实,填充块的加入限制了钢板和外侧皮质的张拉应变,保护这些区域在长时间负荷下不会发生骨折<sup>[10]</sup>。目前研究主要集中于填充块的植入问题,而填充块尺寸对胫骨截骨稳定性影响的研究还鲜有报道。本文利用有限元方法研究植入不同材料和尺寸填充块的胫骨截骨模型的受力分布以及边缘位移变化,从而通过建立明确的填充块材料和尺寸,为临床 MOWHTO 中填充块的选择提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 有限元模型建立

将第 4 代 Sawbone #3401 人工骨的计算机断层 (computed tomography, CT) 扫描图像 (CT 层厚 0.625 mm; 图像分辨率 512 × 512 像素; 管电流 90 mA; 管电压 60 kV) 导入 Mimics 21.0 (Materialize 公司,比利时)中,经过阈值分割、擦除、区域生长等命令操作,重建完整的左侧胫骨三维模型。利用逆向工程软件 Geomagic Studio 19.0 (Geomagic 公司,美国)对胫骨三维模型进行表面优化和曲面拟合,构建 NURBS 曲面,将所得模型通过 SolidWorks 20.0 (SolidWorks 公司,美国)进一步将胫骨近端的表面模型转换为具有光滑和无缝表面的实体模型。在矢状面上,胫骨骨干与地面垂直。在内侧截骨部位进行约 10 mm 扩张,作为 MOWHTO 中指定的矫正<sup>[6,11-12]</sup> (见图 1)。

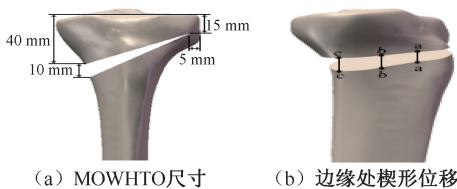


图 1 胫骨有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the tibia (a) Dimensions of the MOWHTO, (b) Wedge displacement at the edge

根据发布的 TomoFix 钢板参数重建骨板,并在有经验的外科医生的指导下,钢板被放置在胫骨近端前内侧区域。为了简化,将 8 枚直径 5 mm 锁定螺钉上的螺纹去掉。然后,建立 5 种不同尺寸填充块 (见表 1),并将其植入到胫骨模型的截骨间隙中,构建植入 5 种不同尺寸填充块的胫骨截骨模型 (见图 2)。所有模型都导入 HyperMesh 19.0 (Altair 公司,美国),并用 C3D4 四面体单元划分网格。

表 1 填充块参数

Tab. 1 Parameters of fill blocks

填充块	长度/mm	宽度/mm	高度/mm
1	63	30	10
2	42	30	10
3	21	30	10
4	63	20	10
5	63	10	10

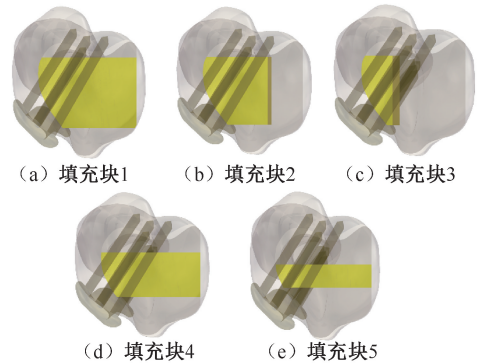


图 2 植入不同尺寸填充块胫骨截骨模型

Fig. 2 Tibial osteotomy models implanted with filling blocks by different sizes (a) Filling block 1, (b) Filling block 2, (c) Filling block 3, (d) Filling block 4, (e) Filling block 5

### 1.2 材料属性和接触设置

所有模型均在 ABAQUS 2020 (Simulia 公司,法国)中的相同条件下设置。将均质、各向同性、线弹性材料特性分配给模型的不同部分<sup>[13-15]</sup>。填充块定义为髌骨、松质骨和聚醚醚酮 (polyetheretherketon, PEEK) 3 种不同材料,材料属性见表 2。此外,设置胫骨-螺丝钉和钢板-螺丝钉界面粘结,以模拟牢固的固定和没有界面松动。设置胫骨-填充块界面为面对面接触单元,允许分离和滑动,接触面摩擦因数为 0.3<sup>[16]</sup>。

### 1.3 边界和载荷条件

在实验中,使用分布式耦合约束来施加载荷。

表 2 模型材料属性

Tab. 2 Materials and properties of the model

材料	弹性模量/GPa	泊松比
皮质骨	170.0	0.33
松质骨	5.0	0.33
锁定钢板和螺钉	110.0	0.30
PEEK	3.6	0.38

在胫骨平台上方 2 mm 处建立两个参照点,并与相应的内、外侧平台参考面相连<sup>[17]</sup>。在参照点施加 2 kN 生理载荷,其中 60% 转移到内侧间隙,40% 转移到外侧间隙,模拟成人单肢站立时膝关节的轴向压缩载荷<sup>[18]</sup>。在所有测试中,设置胫骨截骨模型的远端为完全约束<sup>[12,18-19]</sup>。

## 2 结果

### 2.1 有限元模型验证

在 2 kN 轴向载荷下,将计算结果与有限元实验结果<sup>[18,20]</sup>进行比较。结果显示,没有填充块模型的最

大应力为 251.1 MPa,胫骨最大应力为 114.4 MPa,最大位移为 1.483 mm,楔形刚度为 1 349 N/mm。楔形刚度与 Luo 等<sup>[18]</sup> [(1 696 ± 205) N/mm] 和 Ji 等<sup>[20]</sup> (985.1 N/mm) 相似,表明所建有限元模型具有较好的有效性,并可用于进一步的分析。

### 2.2 胫骨近端应力分析

所有胫骨截骨模型的胫骨近端应力峰值均出现在外侧铰链的后部[见图 3(a)]。在 3 种材料中,植入髌骨材料填充块的模型胫骨近端应力最低,植入 PEEK 材料填充块的模型胫骨近端应力最高。此外,与植入填充块 1 的模型相比,植入填充块 2~5 模型在髌骨材料下胫骨近端最大应力分别增加了 1.8%、11.8%、17.5% 和 63.0%,植入填充块 2~5 模型在松质骨材料下胫骨近端最大应力分别增加了 2.2%、13.5%、20.6%、71.0%,植入填充块 2~5 模型在 PEEK 材料下胫骨近端最大应力分别增加了 2.4%、15.8%、22.4%、75.1% [见图 4(a)]。

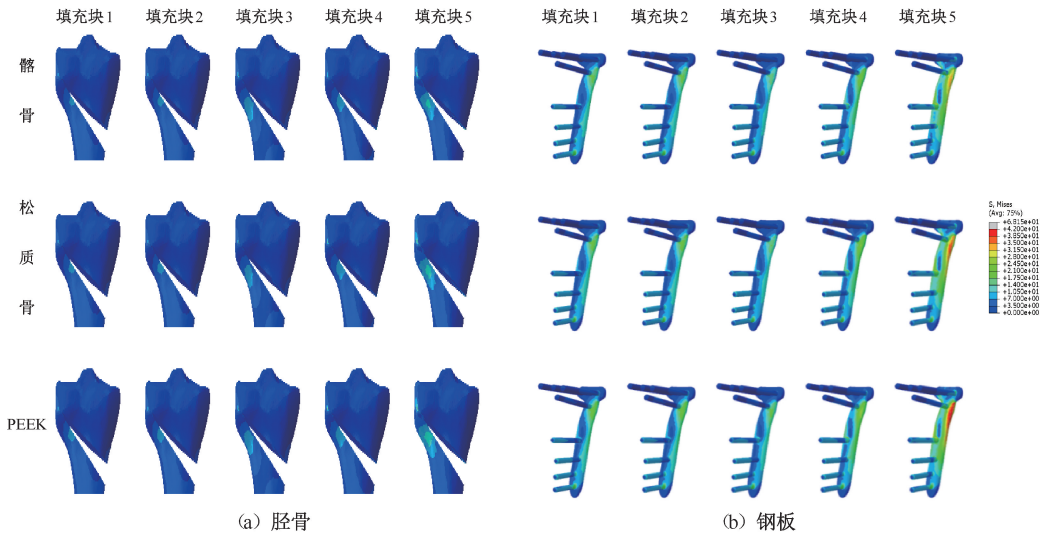


图 3 植入不同材料和尺寸填充块胫骨截骨模型不同部位应力分布

Fig. 3 Stress distributions on different parts of tibial osteotomy models implanted with filling blocks by different materials and sizes (a) Proximal tibia, (b) Steel plate

### 2.3 钢板应力分析

在所有模型中,钢板的应力分布规律相似,应力集中在钢板的后部和由钢板支撑开口楔形的整体区域,峰值位于钢板组件的第 5 和 8 个螺钉处 [见图 3(b)]。填充块长度从 63 mm 减小到 42 mm 或 21 mm 时,填充块材料和尺寸对于钢板应力的影响很小。相比之下,宽度减小不仅对钢板的应力分

布产生影响,使应力峰值从第 8 个螺钉处转移到第 5 个螺钉处,而且显著增加了最大应力。特别是宽度从 30 mm 减小到 10 mm,在 3 种材料填充块植入下钢板应力分别增加了 85.4%、96.3% 和 96.2% [见图 4(b)]。

### 2.4 填充块应力分析

填充块应力集中于填充块内侧的后部区域。

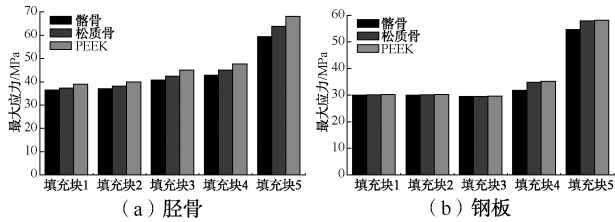


图4 植入不同材料和尺寸填充块胫骨截骨模型不同部位最大应力

Fig. 4 Peak stresses on different parts of tibial osteotomy models implanted with filling blocks by different materials and sizes (a) Proximal tibia, (b) Steel plates

其中,髌骨材料的填充块应力最高,填充块1~5应力分别为19.2、15.9、34.0、28.9、55.5 MPa; PEEK材料的填充块应力最低,填充块1~5分别为5.7、6.0、10.9、9.7、15.6 MPa。就3种材料的填充块平均应力而言,填充块1~4应力分别比填充块5应力低64.7%、67.8%、35.2%和43.6%(见图5)。

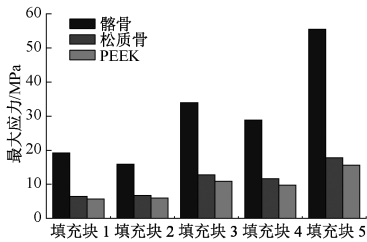


图5 不同材料和尺寸填充块最大应力

Fig. 5 Peak stresses of filling blocks by different materials and sizes

## 2.5 边缘位移

对于所有模型,边缘aa的开口楔形始终受到拉伸,但在边缘bb和cc的开口楔形始终受到压缩。所有模型中,边缘cc处的位移最大,其次是边缘aa,而边缘bb处的位移最小。在3种填充材料中,植入PEEK材料填充块的模型边缘位移最大,植入髌骨材料填充块的模型边缘位移均最小。与植入填充块5的模型相比,植入填充块3的模型在髌骨材料下边缘aa、bb和cc的位移分别减少了81.1%、4.0%、79.6%,植入填充块3的模型在松质骨材料下边缘aa、bb和cc的位移分别减少了78.5%、38.7%、76.4%,植入填充块3的模型在PEEK材料下边缘aa、bb和cc的位移分别减少了75.6%、48.8%和74.3%。就3种材料模型平均位移而言,从内侧前

部边缘cc到内侧后部边缘aa的情况下,植入填充块1~5模型位移分别减少49.0%、50.4%、53.9%、37.1%、50.3%(见图6)。

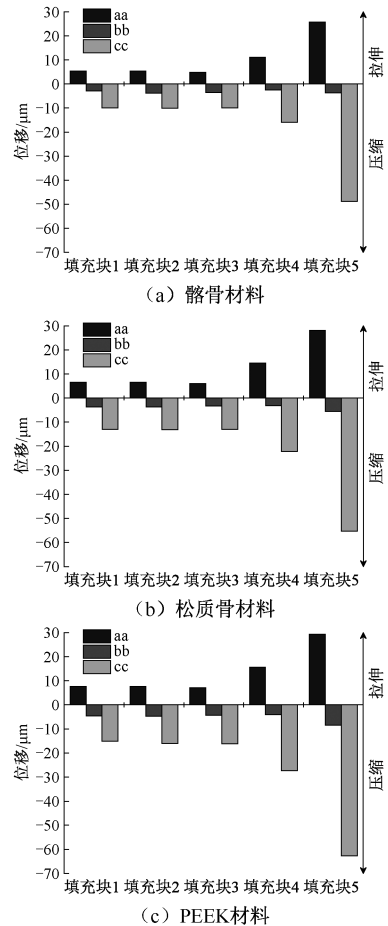


图6 不同材料和尺寸填充块植入模型边缘位移

Fig. 6 Edge displacement of models implanted with filling blocks by different materials and sizes (a) Iliac bone material, (b) Cancellous bone material, (c) PEEK material

## 3 讨论

MOWHTO被认为是治疗膝关节内翻畸形合并骨关节炎和内侧室局灶性骨坏死的一种替代方法,然而,MOWHTO不可避免产生的缺口只能缓慢地用各种骨空洞填充块进行填充<sup>[9,16]</sup>。目前有多种骨空隙填充材料可供选择,自体骨是骨移植的“黄金标准”,但供骨部位的发病率是患者和外科医生主要关注的问题。同种异体移植具有各种尺寸和形状的可用性,以及无供体部位发病率。随着脊柱融

合、关节置换翻修、关节融合等需求的增加,异体骨供体相对不足<sup>[21-22]</sup>。然而合成骨移植物价格昂贵,导致截骨的植入成功往往受植骨材料不足的限制<sup>[23]</sup>。但截骨间隙植骨已被证明在降低种植失败、侧铰断裂风险和保证结构稳定方面具有明显的生物力学优势<sup>[12,17]</sup>。因此,选择合适的填充块植入胫骨截骨间隙,对提高术后稳定性非常重要。本文建立了在髌骨、松质骨和 PEEK 材料下植入 5 种不同尺寸填充块的胫骨截骨三维有限元模型,并模拟单肢站立期间膝盖的压缩负荷进行加载,观察植入填充块模型的应力分布和边缘位移,以寻找理想的填充块尺寸。

本文发现,在植入不同材料和尺寸填充块时,不同的填充块参数会影响胫骨截骨不同部位的应力分布。所有模型的胫骨近端应力主要分布在外侧铰链区,钢板应力集中分布在钢板后部和由钢板支撑开口楔形的整体区域,填充块应力集中于填充块内侧的后部区域。Zhao 等<sup>[17]</sup>针对胫骨近端和钢板应力分布的结果与本文类似,但该研究没有详细阐述填充块的应力分布情况。此外,胫骨近端所受应力最大,钢板和填充块应力较小,这与 Yang 等<sup>[12]</sup>在站立条件下进行截骨填充的研究结果不一致,可能与填充块-骨界面的接触设置不同有关。

在相同材料和力学加载状况条件下,减小填充块的尺寸,特别是宽度,导致胫骨近端、钢板和填充块的应力明显变得越来越大。除了产生的应力增加外,填充块宽度的减小还对钢板的应力峰值位置产生影响,使应力峰值从第 8 个螺钉处转移到第 5 个螺钉处。但 Zhao 等<sup>[17]</sup>使用 50 mm×15 mm×10 mm 填充块填充时的钢板应力峰值位于钢板近端组件的第 4 个螺钉处,与本文加载载荷大小和钢板轮廓不同有关。

在无填充块模型中边缘 aa 位移为拉伸状态下 42 μm,边缘 bb 和 cc 位移分别为压缩状态下 82、258 μm,在 3 个边缘中,边缘 cc 位于更靠后的区域,这是生理活动期间负载最大的区域。此外,与内侧钢板区相比,外侧铰链区是截骨后结构缺陷最薄弱的区域。因此,为外侧铰链创造 1 个完整的支点对稳定截骨部位至关重要<sup>[17]</sup>。

研究表明,胫骨倾斜度增加将在胫骨平台上重新分配胫股接触压力,使截骨术向前打开,增加胫

骨前移和半脱位<sup>[24]</sup>。本文发现,植入 3 种材料的填充块 1~3 模型在边缘 aa 和 cc 的平均位移约为 6、13 μm,植入填充块 4 模型在边缘 aa 和 cc 的平均位移约为 14、22 μm,植入填充块 5 模型在边缘 aa 和 cc 的平均位移约为 28、56 μm。在边缘 aa 处,植入填充块 2~5 结构的楔形位移分别是植入填充块 1 结构的 1.00、0.93、2.12、4.27 倍;在边缘 cc 处,植入填充块 2~5 结构的楔形位移分别是植入填充块 1 结构的 1.03、1.03、1.72、4.38 倍。其中,植入填充块 4、5 模型具有较高的边缘位移,可能会产生杠杆效应导致骨分离的发生,不利于愈伤组织的形成。本文认为,填充块有足够的轮廓宽度,才能为外侧铰链提供 1 个完整的支点,在垂直方向上有效承担负荷和减小骨结构的过度位移。然而,少量的运动可能有助于骨愈合<sup>[18]</sup>。本文所有模型的边缘位移均未超过骨愈合允许的最大移动量(>100 μm)<sup>[25]</sup>。

本研究的局限性如下:① 便于模型的收敛,忽略了膝关节周围韧带和肌群的受力;② 有限元模型中所有构件的材料特性设置为均质、各向同性和线弹性,没有模拟实际情况中各部分的复杂材料属性;③ 只模拟了静态的加载条件,没有考虑运动状态下的影响;④ 用一般接触条件下的摩擦因数来确定实际情况下的接触条件,真实的临床情况与计算机模拟的情况不同;⑤ 只在开口高度为 10 mm 下植入 5 种尺寸填充块进行分析,实际开口高度和填充块参数可能会有多种选择。

## 4 结论

本文对 MOWHTO 在 3 种材料下不同填充块尺寸植入方案进行生物力学评估。结果表明,不同的填充块参数会影响胫骨截骨不同部位的应力分布。研究结果为临床胫骨截骨填充块参数的选择提供理论依据。然而,由于研究的局限性,还需要进一步开展体外生物力学测试和临床试验,以选择合适的填充块尺寸。

## 参考文献:

- [1] CARRANZA VA, REEVES J, GETGOOD A, et al. Development and validation of a finite element model to simulate the opening of a medial opening wedge high tibial osteotomy [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019, 22(4): 442-449.

- [ 2 ] GREIMEL F, MADERBACHER G, BAIER C, *et al.* Medial open wedge high tibial osteotomy (MOWHTO) does not relevantly alter patellar kinematics: A cadaveric study [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2022, 142(1): 13-21.
- [ 3 ] DENG X, CHEN W, ZHAO K, *et al.* Changes in patellar height and posterior tibial slope angle following uniplanar medial opening wedge high tibial osteotomy using a novel wedge-shaped spacer implanation concurrent with proximal partial fibulectomy [J]. *Int Orthop*, 2021, 45(1): 109-115.
- [ 4 ] RYU DJ, WANG JH. Editorial commentary: Posterolateral malposition of the cortical hinge during medial open-wedge high tibial osteotomy increases posterior tibial slope: incomplete posterior osteotomy may shift the hinge from lateral to posterolateral [J]. *Arthroscopy*, 2021, 37(7): 2202-2203.
- [ 5 ] 孙茂淋, 何锐, 郭林, 等. 开放楔形胫骨高位截骨术的临床应用及研究现状 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2019, 33(5): 640-643.
- [ 6 ] 刘军廷, 杨莉平, 吴家恒, 等. 开放楔形胫骨高位截骨术截骨间隙处理原则和临床观点 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2020, 34(7): 919-926.
- [ 7 ] SCHUBERT MF, SIDHU R, GETGOOD AM, *et al.* Failures of realignment osteotomy [J]. *Oper Tech Sport Med*, 2020, 28(1): 150714.
- [ 8 ] ROSTEIUS T, RAUSCH V, LOTZIEN S, *et al.* Treatment of aseptic nonunion after medial opening-wedge high tibial osteotomy [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2021, 31(4): 755-762.
- [ 9 ] LASH NJ, FELLER JA, BATTY LM, *et al.* Bone grafts and bone substitutes for opening-wedge osteotomies of the knee: A systematic review [J]. *Arthroscopy*, 2015, 31(4): 720-730.
- [ 10 ] MACDONALD R, HUEBNER K, FARR J, *et al.* A synthetic bone insert may protect the lateral cortex and fixation plate following a high tibial osteotomy by reducing the tensile strains [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2020, 28(6): 1814-1820.
- [ 11 ] ARYEE S, IMHOFF AB, ROSE T, *et al.* Do we need synthetic osteotomy augmentation materials for opening-wedge high tibial osteotomy [J]. *Biomaterials*, 2008, 29(26): 3497-3502.
- [ 12 ] YANG JC, LIN KY, LIN HH, *et al.* Biomechanical evaluation of high tibial osteotomy plate with internal support block using finite element analysis [J]. *PLoS One*, 2021, 16(2): e0247412.
- [ 13 ] DIFFO KAZE A, MAAS S, KEDZIORA S, *et al.* Numerical comparative study of five currently used implants for high tibial osteotomy: Realistic loading including muscle forces versus simplified experimental loading [J]. *J Exp Orthop*, 2018, 5(1): 28.
- [ 14 ] 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.
- [ 15 ] 马新硕, 姚杰, 王慧枝, 等. 单髁膝关节置换胫骨元件不同固定柱形状的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(2): 186-192.
- MA XS, YAO J, WANG HZ, *et al.* Finite element analysis on different geometric shapes of tibial component pegs in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(2): 186-192.
- [ 16 ] WENG PW, LIAW CK, CHEN CH, *et al.* Concentrated stress effects of contoured and non-contoured high tibial osteotomy plates: A finite-element study [J]. *Clin Biomech*, 2020, 78: 105089.
- [ 17 ] ZHAO XW, FAN ZR, MA JX, *et al.* Reinforcement strategy for medial open-wedge high tibial osteotomy: A finite element evaluation of the additional opposite screw technique and bone grafts [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2022, 213: 106523.
- [ 18 ] 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.
- [ 19 ] 井野, 吕林蔚, 宫赫, 等. 全髋关节置换术对股骨近端骨重建的影响 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 40-44.
- JING Y, LV LW, GONG H, *et al.* Effects of total hip arthroplasty on proximal femoral bone remodeling [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 40-44.
- [ 20 ] JI W, LUO C, ZHAN S, *et al.* Combined proximal tibial osteotomy for varus osteoarthritis of the knee: Biomechanical tests and finite-element analyses [J]. *Knee*, 2020, 27(3): 863-870.
- [ 21 ] SOHN HS, OH JK. Review of bone graft and bone substitutes with an emphasis on fracture surgeries [J]. *Biomater Res*, 2019, 23(1): 1-7.
- [ 22 ] SCHMIDT AH. Autologous bone graft: Is it still the gold standard? [J]. *Injury*, 2021, 52(S2): S18-S22.
- [ 23 ] NHA KW, OH SM, HA YW, *et al.* A Retrospective comparison of union rates after open wedge high tibial osteotomies with and without synthetic bone grafts (hydroxyapatite and beta-tricalciumphosphate) at 2 years [J]. *Arthroscopy*, 2018, 34(9): 2621-2630.
- [ 24 ] RODNER CM, ADAMS DJ, DIAZ-DORAN V, *et al.* Medial opening wedge tibial osteotomy and the sagittal plane: The effect of increasing tibial slope on tibiofemoral contact pressure [J]. *Am J Sports Med*, 2006, 34(9): 1431-1441.
- [ 25 ] PAUCHARD Y, IVANOV TG, MCERLAIN DD, *et al.* Assessing the local mechanical environment in medial opening wedge high tibial osteotomy using finite element analysis [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(3): 031005.