

文章编号:1004-7220(2023)01-0110-06

空心螺钉不同固定方式治疗后踝骨折的生物力学研究

孙丹丹¹, 石更强¹, 杜科伟^{1,2}

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海理工大学附属市东医院 骨科, 上海 200438)

摘要:目的 基于有限元方法研究空心螺钉不同角度固定对后踝骨折的生物力学影响, 确定空心螺钉的最佳固定方式。方法 采用 CT 图像重建包含胫骨、腓骨、距骨以及相应软骨和韧带的踝关节有限元模型, 在验证其有效性基础上建立 1/2 后踝骨折模型, 分析空心螺钉不同固定方式对后踝骨折固定模型的生物力学影响。结果 与螺钉 0°、5°、10°、20° 固定相比, 螺钉 15° 固定时模型位移最小。螺钉 15° 固定时, 螺钉应力比螺钉 5°、10°、20° 固定模型小, 比螺钉 0° 固定模型大。但螺钉 0° 固定时, 踝关节接触应力峰值比正常踝关节接触应力峰值大得多, 易造成创伤性关节炎。结论 空心螺钉治疗累及关节面不超过 1/2 的后踝骨折安全有效; 螺钉以不同角度固定时, 模型的位移和应力不同。螺钉固定角度为 15° 时生物力学稳定性最好, 可用于指导临床手术。

关键词: 后踝骨折; 空心螺钉; 固定角度; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.016

Biomechanical Study on Different fixation Methods of Cannulated Screws for Posterior Malleolus Fracture

SUN Dandan¹, SHI Gengqiang¹, DU Kewei^{1,2}

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopaedics, Shidong Hospital Affiliated to University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200438, China)

Abstract: Objective To study biomechanical effects of cannulated screws at different fixation angles on posterior malleolus fracture based on finite element method, so as to determine the best fixation method of cannulated screw. **Methods** The finite element model of ankle joint, including tibia, fibula, astragalus, corresponding cartilage and ligaments was reconstructed using CT images, and 1/2 posterior malleolus fracture model was established on the basis of verifying its validity. The biomechanical effects of cannulated screw fixation on posterior malleolus fracture fixation model were analyzed. **Results** Compared with 0°, 5°, 10°, 20° fixation model, the 15° fixation model had the smallest displacement. The screw stress of 15° fixation model was lower than that of 5°, 10°, 20° fixation model, and higher than that of 0° fixation model. But when the screw fixation angle was 0°, the peak contact pressure of ankle joint was much larger than that of normal ankle joint, which was easy to cause traumatic osteoarthritis. **Conclusions** Cannulated screw is safe and effective for treating posterior malleolus fracture which is less than 1/2 fragment size. The displacement and stress of the model are different at different fixation angles of screws. When the fixation angle of screw is 15°, the biomechanical stability is the best, which can be used to guide clinical operation.

Key words: posterior malleolus fracture; cannulated screw; fixation angle; biomechanics

收稿日期:2022-02-25; 修回日期:2022-03-21

基金项目:上海市杨浦区科学技术委员会资助项目(YP18M04)

通信作者:杜科伟,副主任医师,硕士生导师,E-mail:dkw2012@sina.com

累及后踝的骨折是踝关节骨折中常见类型之一, 占所有踝关节骨折 14% ~ 44%^[1]。后踝骨折解剖位置复杂, 骨折后导致踝关节不稳定, 易使关节软骨局部区域产生应力集中, 从而发生退行性改变, 最终引发创伤性骨关节炎。目前, 后踝骨折块大小被用来指导骨折治疗, 多数外科医生认为累及关节表面 25% ~ 30% 的后踝骨折应进行手术固定^[2]。Stephen 等^[3] 研究认为, 后踝骨折块大小累及关节表面超过 10% 就应进行内固定治疗。

临床治疗后踝移位型骨折最常用的方法是切开复位内固定, 主要包括拉力螺钉固定和后方支撑钢板固定两种方式。研究显示, 支撑钢板固定具有更强的生物力学稳定性, 但钢板体积较大, 手术过程中形成的切口较大, 易造成周围软组织损伤以及术后感染; 相比之下, 螺钉不仅具有较好的生物力学强度, 且体积小, 操作简单, 术中造成的创伤较小, 是临床上固定后踝骨折比较常用的一种植入物^[4-5]。虽然螺钉固定后踝骨折具有较好的生物力学稳定性以及较低的术后感染风险, 但临床上依然存在诸如如何确定螺钉在后踝骨折固定时的固定角度和方向等问题。适当的固定方向和固定角度能够产生较好的固定强度, 从而降低内固定失效、骨折复位后再次移位以及创伤性骨关节炎的发生率。

目前临床上对于空心螺钉固定后踝骨折的最佳固定方向和角度并没有参考标准, 且患者个体之间存在一定差异。因此, 本文以螺钉的固定角度和方向为切入点, 建立踝关节 1/2 后踝骨折有限元模型, 通过有限元方法研究不同螺钉固定方式对后踝骨折固定模型的生物力学影响, 寻找螺钉固定后踝骨折的最佳方式, 为临床治疗后踝骨折提供一定理论依据。

1 材料和方法

1.1 踝关节有限元模型建立

根据 1 名男性志愿者(年龄 64 岁, 体重 60 kg) 正常右部足踝 CT 图像建立踝关节三维模型。志愿者经临床检查无足部外伤史, 无畸形、骨质疏松和其他足踝部相关疾病。CT 图像采自上海市杨浦区市东医院, 层厚 0.6 mm, 层距 0.4 mm, 共包含 413 帧 DICOM 格式 CT 扫描数据。

将采集的 CT 数据导入 Mimics 21.0 软件, 通过阈值分割和区域增长等操作生成包含胫骨、腓骨和距骨的踝关节三维模型; 再将模型导入 3-matic 软件中, 在关节表面生成 1 层厚度为 1~2 mm 实体作为软骨, 利用布尔操作使软骨接触面之间相互贴合; 然后在 3-matic 软件中生成体网格, 设置网格尺寸为 2 mm, 单元采用 4 节点四面体单元(C3D4); 最后, 在 Mimics 21.0 软件中对骨骼和软骨赋予材质, 将体网格模型以 INP 文件格式导入 ABAQUS 2016 中建立韧带。所建 1/2 后踝骨折模型严格按照文献^[6]的后踝造模方法给予造模, 将胫骨远端腓切迹的中点与内踝后内侧缘拐点连接起来, 作为 1/2 后踝骨折线对胫骨进行切割, 骨折断端之间没有间隙。在 SolidWorks 2021 软件中建立两根长 40 mm 的 3.5 mm 半螺纹空心螺钉对后踝骨折进行固定。以踝关节关节面为基准面, 将两根螺钉在同一水平面上由后向前分别以 5 种固定角度(0°、5°、10°、15°、20°) 平行置入固定后踝, 螺纹完全通过骨折线[见图 1(a)~(c)]。

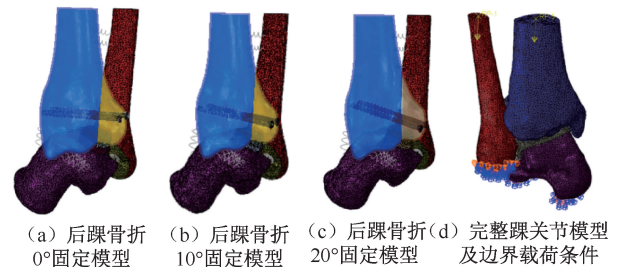


图 1 后踝骨折有限元模型及其内固定

Fig. 1 Finite element model and internal fixation of posterior malleolus fracture (a) 0° fixation model for posterior malleolus fracture, (b) 10° fixation model for posterior malleolus fracture, (c) 20° fixation model for posterior malleolus fracture, (d) Finite element model and boundary load condition of intact ankle joint

1.2 材料属性

设置骨骼、软骨、韧带和螺钉为均匀、各向同性的线弹性材料。骨骼区分为皮质骨和松质骨, 将骨骼最外层 1 mm 厚度设定为皮质骨, 内部设定为松质骨。皮质骨、松质骨弹性模量分别为 7.3、1.1 GPa, 泊松比分别为 0.3 和 0.26^[4]。软骨弹性模量和泊松比分别为 12 MPa 和 0.4^[7]。螺钉弹性模量和泊松比分别为 110 GPa 和 0.3^[4]。

利用 ABAQUS 软件中的弹性 (spring) 单元模拟韧带, 弹性单元属性设置为仅拉伸无压缩, 然后根据 3D-body 平台中 3D 解剖以及踝关节解剖图谱确定韧带的位置以及走向, 在相应位置通过两点连接方式建立韧带。本文建立的韧带包含骨间膜、下胫腓前韧带、下胫腓后韧带、胫距前韧带、胫距后韧带、距腓前韧带和距腓后韧带。其中, 骨间膜、下胫腓前韧带、下胫腓后韧带和距腓后韧带通过 3 个弹性单元建立, 刚度分别为 400、78、101、82 N/mm。胫距前韧带通过 1 个弹性单元建立, 刚度为 122.6 N/mm。胫距后韧带通过 4 个弹性单元建立, 刚度为 60 N/mm。距腓前韧带通过两个弹性单元建立, 刚度为 141.8 N/mm^[8]。

1.3 接触设置和边界条件

所有骨骼皮质骨和松质骨、螺钉和骨之间进行绑定接触, 胫距关节软骨以及距骨软骨和腓骨软骨之间的摩擦因数均为 0.01, 骨折断端摩擦因数为 0.3^[9]。固定距骨前后下表面和腓骨远端, 限制距骨产生相对移动, 在胫骨和腓骨近端表面以 5:1 比例施加 600 N 竖直向下载荷, 模拟人体中立位时单腿站立的状态 [见图 1(d)]^[10]。

2 结果

2.1 模型验证

通过比较正常踝关节在相同载荷和约束条件下的胫距关节接触应力峰值和胫距关节接触面积, 验证模型的有效性。本模型施加的载荷相当于体重 60 kg 受试者单腿站立时踝关节所受负荷。本文结果表明, 胫距关节应力峰值为 2.82 MPa, 与 Anderson 等^[11]、Genfen 等^[12] 的研究结果大致相同;

胫距关节接触面积 (345 mm²) 也符合 Anderson 等^[11] 的研究结论。另外, 本文发现, 胫距关节应力主要集中在关节面的前外侧, 与 Anderson 等^[11] 的研究结果一致, 由于后者是对两个尸体左踝关节分别使用高分辨率压力传感器 Tekscan 及相应的有限元模型进行点对点接触应力的对比分析, 该结果具有一定的参考意义 (见图 2)。

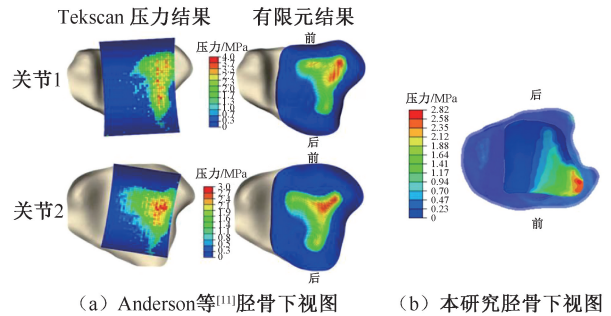


图 2 模型验证

Fig. 2 Model validation (a) Inferior view of the tibia from Anderson, et al^[11], (b) Inferior view of the tibia in this study

2.2 应力分析

2.2.1 植入物应力分析 螺钉应力主要集中在骨折线附近 (见图 3)。所有后踝骨折固定模型中, 螺钉 5° 固定时应力最大, 为 151.3 MPa。螺钉在平行踝关节关节面固定时所受应力最小, 只有 78.99 MPa, 但此时胫距关节接触应力峰值达到 5.31 MPa, 远大于正常踝关节的接触应力峰值。螺钉 15° 固定时应力为 95.01 MPa, 且该固定角度下胫距关节接触应力峰值 (2.94 MPa) 和正常踝关节胫距关节接触应力峰值 (2.82 MPa) 最为接近。螺钉 10° 和 20° 固定时应力分别为 106、118.1 MPa。

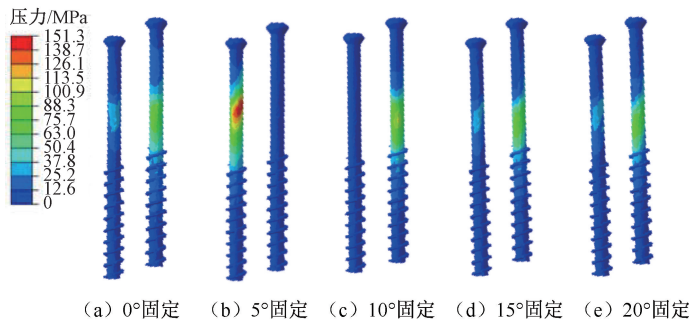


图 3 不同固定方式下植入物应力分布

Fig. 3 Stress distributions of the implant under different fixation methods (a) Fixed at 0°, (b) Fixed at 5°, (c) Fixed at 10°, (d) Fixed at 15°, (e) Fixed at 20°

2.2.2 胫骨断端应力分析 根据胫骨断端的应力分布可知,骨折断端的应力主要集中在螺钉与骨骼的连接处(见图4)。螺钉0°固定时骨折断端的应

力最小,为6.05 MPa,其次是15°固定,骨折断端应力为6.97 MPa。螺钉5°、10°和20°固定时,骨折断端应力分别为13.08、9.79、12.18 MPa。

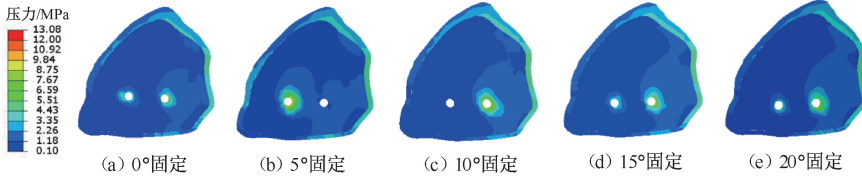


图4 不同固定方式下骨折断端应力分

Fig. 4 Stress distribution of fracture surface under different fixation methods (a) Fixed at 0°, (b) Fixed at 5°, (c) Fixed at 10°, (d) Fixed at 15°, (e) Fixed at 20°

2.3 位移分析

2.3.1 踝关节及骨折断端位移分析 所有固定模型的位移分布情况大致相同,位移主要集中在胫骨近端(见图5)。螺钉15°固定时,模型整体位移以及骨折断端的位移最小,分别为2.069、1.151 mm,表明螺钉在15°固定时最稳定。螺钉10°、20°固定

时,整体位移均为2.138 mm,骨折断端位移分别为1.191、1.192 mm。螺钉0°固定时,模型位移较大,整体位移和骨折断端位移分别为2.135、1.197 mm。螺钉5°固定时,模型位移最大,整体位移和骨折断端位移分别为2.262、1.282 mm,此时模型的生物力学稳定性最差。

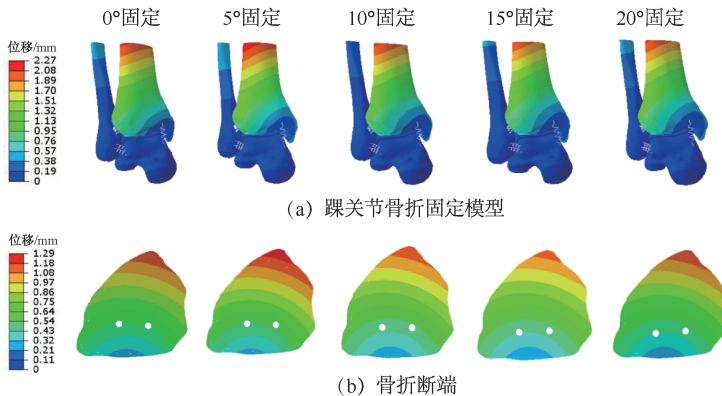


图5 不同固定方式下踝关节和骨折断端位移分布

Fig. 5 Displacement distributions of the ankle and fracture surface under different fixation methods (a) Ankle fracture fixation model, (b) Fracture surface

2.3.2 植入物位移分析 当螺钉固定角度为0°、5°和20°时,螺钉的位移相对较大,分别为0.643、0.691、0.647 mm,且位移主要集中在螺钉的头部和

尾部。当螺钉以10°、15°固定后踝骨折时,螺钉的位移较小且分布相对均匀,分别为0.589、0.594 mm(见图6)。

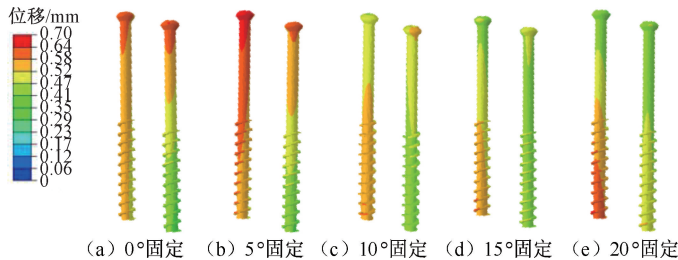


图6 不同固定方式下植入物位移分布

Fig. 6 Displacement distributions of the implant under different fixation methods (a) Fixed at 0°, (b) Fixed at 5°, (c) Fixed at 10°, (d) Fixed at 15°, (e) Fixed at 20°

3 讨论

目前,临床上对于后踝骨折的治疗仍然存在很大争议,外科医生对于后踝骨折的最佳内固定方案尚无统一的定论。对于后踝骨折内固定的研究,主要集中于比较不同内固定方式的生物力学性能。Anwar 等^[13]比较3种不同固定方式(AP 拉力螺钉、PA 拉力螺钉和支撑钢板)在累及关节面30%、40%、50%这3种不同骨折块的后踝骨折模型中的生物力学效率,结果显示,支撑钢板固定的强度最大。而 Mansur 等^[14]研究显示,PA 拉力螺钉可以提供比钢板更大的生物力学强度。本文以螺钉固定角度和方式为切入点,研究螺钉固定1/2后踝骨折的最佳固定角度,探讨螺钉的最佳固定强度以及踝关节的最佳生物力学稳定性,从而减少内固定失效等问题的发生。

本文模拟了1/2后踝骨折模型,使用两根3.5 mm半螺纹空心螺钉对同一模型进行5种不同角度的平行置入,以模型 von Mises 应力和位移作为判断标准,确定模型的固定强度以及生物力学稳定性。本文结果显示,踝关节固定模型的最大应力均集中在螺钉的骨折线附近,推测原因是螺钉在骨折断端形成应力遮挡效应^[15]。而局部高应力正是金属疲劳的主要因素^[16]。螺钉应力越大,就越容易随着时间推移产生松动和断裂的情况,从而影响后踝骨折术后的恢复。胫骨远端断端应力主要集中在螺纹孔处,而在后踝骨折手术固定早期,应该使尽量小的力传导到骨折断端;若骨折断端应力过大并持续作用,会导致骨折出现相对微动,骨折断端微动可能有利于骨折的愈合^[17]。但过量的相对微动可能会造成骨折复位后再次移位,影响骨折的愈合^[18]。本文发现,固定角度为0°时,螺钉和骨折断端应力最小,但此时踝距关节接触应力异常增加,会使关节软骨遭受超出其自身承受范围的压力。在长期受压的情况下,关节软骨很可能损伤甚至退化,最终引发创伤性骨关节炎。因此,螺钉平行踝关节关节面固定虽然具有较好的固定效果,但形成创伤性骨关节炎的风险相对较高,故不建议采用该种角度进行固定。固定角度为15°时,螺钉和骨折断端不仅具有较小的应力,且踝距关节接触应力峰值(2.94 MPa)和正常踝关节踝距关节接触应力峰值

(2.82 MPa)基本一致,此时模型更符合正常踝关节的生物力学特征;且植入物不容易发生应力集中的现象,有利于减小内固定失效和二次手术的风险。

位移分析能够反映模型的生物力学稳定性。胫骨和螺钉的位移越大,表明模型的生物力学稳定性越弱。临床上,固定结构的稳定性较差且相对位移较大,可能会导致植入物松动,影响复位的稳定性,而骨折复位的丧失会导致局部区域的接触应力持续增加,最终引发退行性骨关节炎^[19]。本文结果显示,固定角度为15°时,模型整体位移和骨折面位移均为最小,植入物位移虽然不是最小,但和10°固定时螺钉最小位移仅相差5 μm。因此,本文认为,螺钉固定角度为15°时模型的生物力学稳定性最强。

综上所述,空心螺钉治疗累及关节面不超过1/2的后踝骨折安全有效。螺钉以不同角度固定时模型的位移和应力不同,螺钉固定角度为15°时,生物力学稳定性最好,可用于指导临床手术。但是本研究仍存在一些局限性:①没有考虑肌肉、肌腱等软组织对踝关节稳定性的影响。②本文是一项静力学研究,还有待对循环加载条件开展进一步研究。③本文结果还未得到临床试验的验证,后期可采用体外生物力学开展进一步研究。④只测定5种角度(0°、5°、10°、15°、20°)。后续研究可以根据本次结果,在10°~20°范围设置更多的实验组,确定更加精确的固定角度。

参考文献:

- [1] HANS J, HELENA N, PER M. Epidemiology of Adult Ankle Fractures: 1756 cases identified in Norrbotten County during 2009-2013 and classified according to AO/OTA [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2018, 19(1): 441-441.
- [2] MCKINLEY TO, RUDERT MJ, TOCHIGI Y, et al. Incongruity-dependent changes of contact stress rates in human cadaveric ankles [J]. J Orthop Trauma, 2006, 20(10): 732-738.
- [3] STEPHEN MH, MARK W, THOMAS B. Retrospective cohort study of operatively treated ankle fractures involving the posterior malleolus [J]. Foot Ankle Surg, 2020, 26(2): 138-145.
- [4] ANWAR A, ZHANG Z, LV DC, et al. Biomechanical efficacy of AP, PA lag screws and posterior plating for fixation of posterior malleolar fractures: A three

- dimensional finite element study [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018, 19(1): 73-73.
- [5] ANWAR A, HU ZW, ADNAN A, *et al.* Comprehensive biomechanical analysis of three clinically used fixation constructs for posterior malleolar fractures using cadaveric and finite element analysis [J]. *Sci Rep*, 2020, 10(1): 18639-18639.
- [6] MACKO VW, MATTHEWS LS, ZWIRKOSKI P, *et al.* The joint-contact area of the ankle. The contribution of the posterior malleolus [J]. *J Bone Joint Surg*, 1991, 73(3): 347-351.
- [7] MIGUEL-ANDRES I, ALONSO-RASGADO T, WALMSLEY A, *et al.* Effect of anconeus muscle blocking on elbow kinematics: electromyographic, inertial sensors and finite element study [J]. *Ann Biomed Eng*, 2017, 45(3): 775-788.
- [8] 李瑜, 邓双城, 杜程, 等. 中立位踝关节生物力学有限元仿真[J]. *北京石油化工学院学报*, 2017, 25(4): 51-58.
- [9] CHEN WP, TAI CL, SHIH CH, *et al.* Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: Clinical complications and finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2004, 19(3): 255-262.
- [10] 苏日宝. 基于 CT 数据的后踝解剖型锁定钢板的研制与临床研究[D]. 苏州: 苏州大学, 2019.
- [11] ANDERSON DD, GOLDSWORTHY JK, LI W, *et al.* Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle [J]. *J Biomech*, 2007, 40(8): 1662-1669.
- [12] GEFEN A, MEGIDO-RAVID M, ITZCHAK Y, *et al.* Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications [J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(6): 630-639.
- [13] ANWAR A, LV DC, ZHAO Z, *et al.* Finite element analysis of the three different posterior malleolus fixation strategies in relation to different fracture sizes [J]. *Injury*, 2017, 48(4): 825-832.
- [14] MANSUR H, LUCAS PPA, VITORINO RC, *et al.* Biomechanical comparison of four different posterior malleolus fixation techniques: A finite element analysis [J]. *Foot Ankle Surg*, 2022, 28(5): 570-577.
- [15] 倪明, 牛文鑫, 梅炯. 交叉螺钉与钢板内固定治疗 Sander III 型跟骨骨折的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 501-505.
- NI M, NIU WX, MEI J. Finite element analysis on Sander III calcaneal fractures fixed by crossing screws or steel plate [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 501-505.
- [16] 章浩伟, 吕琳, 刘颖, 等. 两点固定和三点固定治疗跟骨 Sanders III 型骨折的生物力学比较[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 55-61.
- ZHANG HW, LV L, LIU Y, *et al.* Biomechanical comparison of two-point and three-point fixation for treating sanders iii calcaneal fracture [J]. *J Med Biomech*, 2016, 36(1): 55-61.
- [17] AUGAT P, BURGER J, SCHORLEMMER S, *et al.* Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model [J]. *J Orthop Res*, 2003, 21(6): 1011-1077.
- [18] CEMAL K, YAŞAR A, MUHITTINŞ, *et al.* Which is the best fixation method for lateral cortex disruption in the medial open wedge high tibial osteotomy? A biomechanical study [J]. *Knee*, 2008, 15(4): 305-308.
- [19] HARTFORD JM, GORCZYCA JT, MCNAMARA JL, *et al.* Tibiotalar contact area. Contribution of posterior malleolus and deltoid ligament [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1995, 320: 182-187.