

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.04.020

生物力学与材料

## 桡骨远端钢板联合拉力钉固定治疗 Sander III 型跟骨骨折的生物力学分析

章浩伟<sup>1</sup>, 吕琳<sup>1,2</sup>, 裴潇侗<sup>1</sup>, 黄鹏杰<sup>1</sup>, 孙万驹<sup>2</sup>, 倪明<sup>1,2</sup>, 祝晓忠<sup>3</sup>

1. 上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 上海市健康医学院附属浦东新区人民医院骨科, 上海 201299; 3. 同济大学附属同济医院骨科, 上海 200136

**【摘要】**提出并分析桡骨远端钢板(两点支撑)联合拉力钉固定治疗跟骨骨折的生物力学稳定性。在完整下肢骨骼-肌肉有限元模型的基础上,建立 Sanders III 型跟骨骨折模型并模拟固定,用桡骨远端钢板(两点支撑)联合拉力钉固定治疗骨折。评估该模型在静态站立和行走状态(足跟着地期、站立中期和推离期)的应力分布和位移情况。跟骨的应力集中于骨折端、跟骨与跟腱连接处,峰值为 96.92 MPa。内固定的应力集中于钢板螺钉与载距突和跟骨结节接触位置,峰值为 883.20 MPa。后关节面位移、Bohler 角和 Gissane's 角均维持较好。桡骨远端钢板联合拉力钉固定治疗跟骨骨折具有良好的生物力学稳定性,体现微创原则,操作简单,术后可以早期康复训练,值得临床推广应用。

**【关键词】**跟骨骨折;两点固定;拉力钉;负重行走;康复训练

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)04-0505-06

## Biomechanical analysis of combining distal radius plate with transfixation screw for Sanders III calcaneal fracture

ZHANG Haowei<sup>1</sup>, LÜ Lin<sup>1,2</sup>, PEI Xiaoti<sup>1</sup>, HUANG Pengjie<sup>1</sup>, SUN Wanju<sup>2</sup>, NI Ming<sup>1,2</sup>, ZHU Xiaozhong<sup>3</sup>

1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopaedics, Pudong New Area People's Hospital, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201299, China; 3. Department of Orthopaedics, Tongji Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai 200136, China

**Abstract:** A combination of distal radius plate (two-point fixation mechanism) and transfixation screw for the treatment of Sanders III calcaneal fractures is proposed, and its biomechanical stability is evaluated. Based on the skeleton-muscle finite element model of the lower extremity, a model of Sanders III calcaneal fracture is established, and then fixed by distal radius plate (two-point fixation mechanism) combined with transfixation screw. The biomechanical performances of the fracture model during static standing and 3 gait phases (heel-strike, mid-stance and push-off) are analyzed in terms of stress distribution and fracture displacement. The stress of the calcaneus under load condition concentrates on the junction of fracture end, calcaneus and Achilles tendon, with a peak value of 96.92 MPa, while the stress of the internal implant concentrates on the position where plate screw is in contact with sustentaculum tail and calcaneal tubercle, with a peak value of 883.20 MPa. The posterior articular displacement, Bohler's Angle and Gissane's Angle all maintain at a good condition. The combination of distal radius plate and transfixation screw for the treatment of calcaneal fracture has the advantages of sufficient biomechanical stability, minimal invasion and simple operation, and it can further facilitate early postoperative rehabilitation training. The proposed approach can serve as a new recommended fixation modality for the treatment of Sanders III calcaneal fracture, worthy of clinical application.

**Keywords:** calcaneal fracture; two-point fixation; transfixation screw; weight-bearing walking; rehabilitation training

**【收稿日期】**2020-12-11

**【基金项目】**上海市浦东新区卫生系统优秀学科带头人项目(PWRd2019-05);上海健康医学院师资百人库项目(B3-0200-311008)

**【作者简介】**章浩伟,副教授,研究方向:生物力学,E-mail: howiezhang@aliyun.com

**【通信作者】**倪明,副主任医师,研究生导师,研究方向:生物力学,E-mail: gendianqing@163.com;祝晓忠,副主任医师,研究方向:创伤骨科,E-mail: 805725811@qq.com

### 前言

跟骨是人类行走站立的主要支撑结构之一。跟骨骨折是常见的跗骨骨折,通常由高能创伤(如高处坠落、机动车祸等)引起<sup>[1]</sup>。切开复位内固定是跟骨骨折治疗的标准方案,通常遵循“三点固定”的原则,即通过固定跟骰关节、距下关节和跟骨结节实现稳定<sup>[2]</sup>。但切开复位内固定常易产生切口感染等并发

症,为降低手术并发症,微创复位内固定逐渐被用于治疗跟骨骨折<sup>[3]</sup>。2011年,法国FH公司开发了跟骨专用髓内钉Cailcanail,通过“两点固定”(后距下关节和跟骨结节)来治疗跟骨关节内骨折,该手术具有结构简单、创伤小、操作方便等优势。髓内两点固定在临床上取得较好效果,但在国内及亚太地区尚无类似的固定材料。课题组在前期提出将桡骨远端钢板用于治疗跟骨骨折,填补了国内两点固定的空白<sup>[4]</sup>。但桡骨远端钢板非跟骨骨折专用材料,仅通过3枚2.7 mm螺钉固定跟骨结节骨折块,稳定性相对较弱。为此,我们拟在桡骨远端钢板固定的同时,辅以拉力螺钉增强固定。本研究拟通过有限元分析法对其生物力学特征进行评估,为跟骨骨折临床治疗和术后康复提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 足部有限元模型建立

健康成年女性体质量64 kg,身高156 cm,无足部畸形和手术史。应用CT750 HD(GE公司,美国)沿人体横断面以层厚0.5 mm、层距1 mm自上而下螺旋扫描,得到CT图像409张。扫面范围自左腿胫腓骨至足底。应用磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)沿矢状面以层厚1.25 mm、层距0.68 mm扫描得到MRI图像192张。

采用医学图像分割软件Mimics 19.0对CT和MRI图像进行图像分割,并重建下肢骨骼-肌肉三维数字模型,存储为STL格式。再将重建的三维数字模型导入到Geomagic 2015中,对模型进行去噪、光顺和构建NURBS曲面等优化操作,得到表面光滑且几何特征清晰的三维模型,并以IGES格式进行存储。

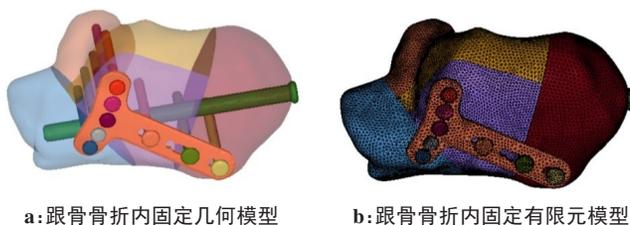
通过Solidworks 2014软件以0.1 mm间隙将跟骨切割成5块骨折块,建立Sanders III型骨折模型。按照标准的手术程序,将桡骨远端锁定钢板(Synthes公司,美国)弯曲成形与骨面进行装配,见图1a。其中,5枚直径2.4 mm锁定螺钉经钢板短臂固定后关节面,3枚直径2.7 mm螺钉经长臂固定跟骨结节,并将一枚直径6.5 mm中空螺钉从跟骨结节固定至跟骰关节。最后将装配好的跟骨骨折模型和IGES格式的下肢模型导入Hypermesh 13.0,并进行3D网格划分,其中骨折有限元模型见图1b。最终得到下肢有限元模型共计174 720个节点、849 362个实体单元和137个桁架单元。

### 1.2 材料属性

材料特性取自以往的文献,模型中所有材料参数设定参数见表1<sup>[2,5]</sup>。

### 1.3 加载与边界条件

体质量64 kg的受试者平衡站立时,单足受到



a:跟骨骨折内固定几何模型 b:跟骨骨折内固定有限元模型

图1 跟骨骨折内固定几何模型和有限元模型

Fig.1 Geometry model of calcaneal fracture and internal fixation and its finite element model

表1 材料参数

Tab.1 Material parameters

材料	E/MPa	$\nu$	$\rho/\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	横截面积/ $\text{mm}^2$
骨骼	7 300	0.3	1 500	-
足底筋膜	350	-	937	58.6
韧带	260	-	937	18.4
钛合金	110 000	0.3	4 540	-
地面支撑物	17 000	0.1	5 000	-
软组织	$C_{10}=0.085\ 56\ \text{N}\cdot\text{mm}^{-2}$ , $C_{01}=-0.058\ 41\ \text{N}\cdot\text{mm}^{-2}$ , $C_{20}=-0.03900\ \text{N}\cdot\text{mm}^{-2}$ , $C_{11}=-0.023\ 19\ \text{N}\cdot\text{mm}^{-2}$ , $C_{02}=0.008\ 51\ \text{N}\cdot\text{mm}^{-2}$ , $D_1=3.652\ 73\ \text{mm}^2\cdot\text{N}^{-1}$			

320 N的地面反作用力,方向垂直于支撑物向上。跟腱力大小为足部所承受载荷的75%,大小240 N<sup>[6]</sup>。负重行走时,受试者在足跟着地期时受到704 N(110%重力)地面反作用力和480 N跟腱力,站立中期时受到608 N(95%重力)地面反作用力和550 N跟腱力,推离期时受到736 N(115%重力)地面反作用力和1 100 N跟腱力<sup>[7-8]</sup>。

跟腱力作用于小腿三头肌和跟骨结节后上缘连接处,通过将二者连接处的共同面进行绑定,并将跟腱力作用于该接触面上,以此模拟肌肉力。下肢软组织上端和胫腓骨上端被完全约束,见图2。足底软组织与地面支撑物间设置为摩擦系数0.6的硬接触<sup>[9]</sup>。骨折块与螺钉之间设置为摩擦系数0.2的硬接触<sup>[10]</sup>。锁定钢板与螺钉之间设定绑定。

## 2 结果

### 2.1 模型验证

本文所用的人体足踝部骨骼-肌肉有限元模型在以往的文献中已验证其生物力学有效性<sup>[4]</sup>。

### 2.2 应力分布

2.2.1 内固定模型的应力特征 不同时期下内固定物的应力分布如图3所示。静态站立和足跟着地期,桡骨远端钢板应力集中于螺钉与载距突接触部位;站立中期和推离期应力集中于钢板后缘和螺钉与跟骨结节相邻部位。中空螺钉应力主要集中于其

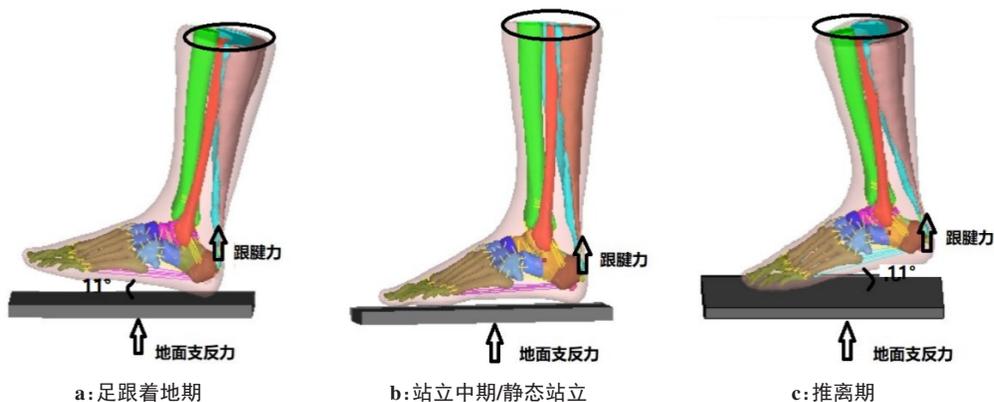


图2 足部骨骼-肌肉几何模型

Fig.2 Skeleton-muscle geometry model of lower extremity

与骨折端接触部位。静态站立时内固定应力峰值为210.5 MPa,步态周期下应力峰值逐渐增加,足跟着地

期370.5 MPa,并在推离器达到最大,最大应力为883.2 MPa。

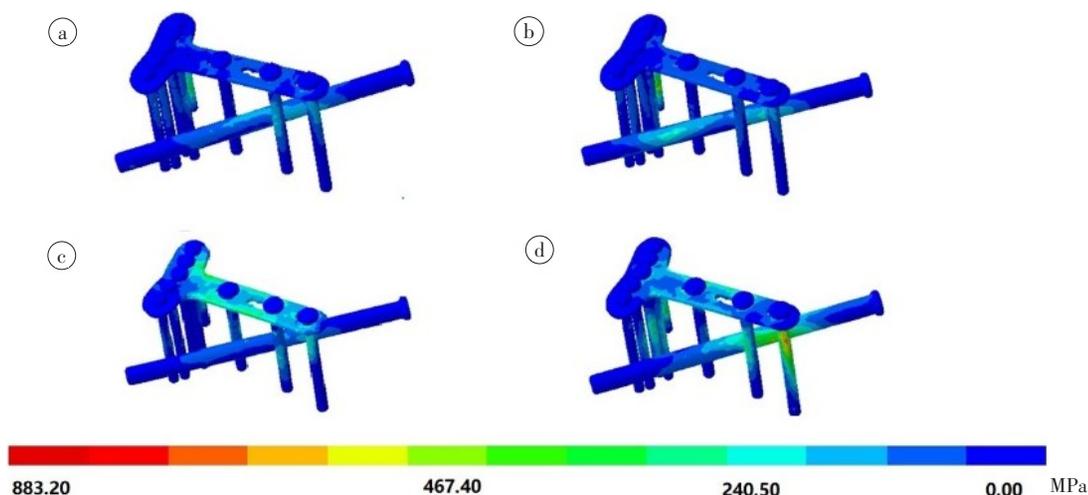


图3 内固定系统应力分布

Fig.3 Stress distribution of internal fixation

a: 静态站立; b: 足跟着地期; c: 站立中期; d: 推离期

**2.2.2 跟骨应力分析** 静态站立和步态3个时相下的跟骨应力分布相似,主要集中在骨折端、螺孔以及跟骨结节和跟腱连接处,见图4。4个时期下跟骨应力峰值分别为75.6、65.9、89.9、96.9 MPa。

**2.3 位移结果分析**

**2.3.1 跟骨整体位移** 静态站立时位移峰值在载距突处,大小为1.15 mm,步态3个时期最大位移均发生在跟骨结节,见图5。其中,3个时期的最大位移分别为1.35、2.05和2.79 mm。

**2.3.2 后关节面位移和跟骨角度变化** 跟骨后关节面位移的测量根据以往的文献[11]。测量结果显示,后关节面位移分别为(0.030±0.005)、(0.069±0.006)、(0.041±0.005)、(0.089±0.004) mm。完整跟骨的Bohler's角和Gissane's角分别为31.9°、121.5°,骨折模型静态站立时的Bohler's角和Gissane's角为31.9°、

120.5°。负重行走时,模型的Bohler's角分别为31.5°、31.3°和31.0°;Gissane's角分别为123.5°、123.6°和123.9°,详见表2。

**3 讨论**

本次研究通过有限元分析法对桡骨远端钢板(两点支撑)联合拉力钉内固定治疗跟骨骨折的生物力学特征进行分析。有限元仿真软件是一种转化医学信息的研究工具,可以精准快速地计算人体内部的生物力学特征,包括应力、位移等[12]。本次建立的Sanders III型跟骨骨折有限元模型,具有诸多优越性:首先,模型构建时考虑了骨骼、肌肉和包裹软组织之间的牵拉作用,而以往的研究常会简化这些结构,仅建立单块跟骨模型[13-14];其次,模型经过验证,具有极高的精准度。在此基础上,我们提出桡骨远

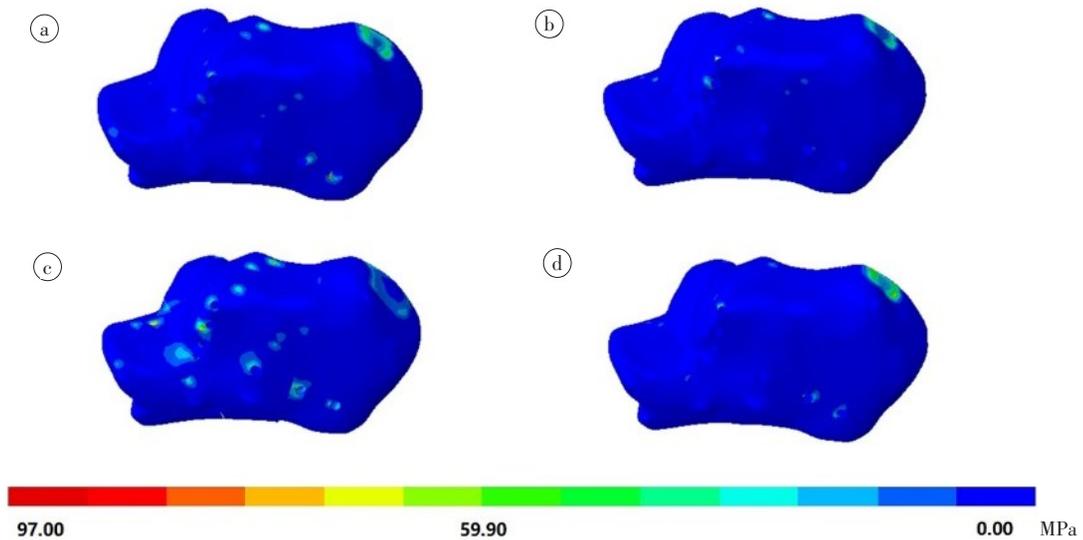


图4 跟骨应力分布

Fig.4 Stress distribution of calcaneus

a: 静态站立; b: 足跟着地期; c: 站立中期; d: 推离期

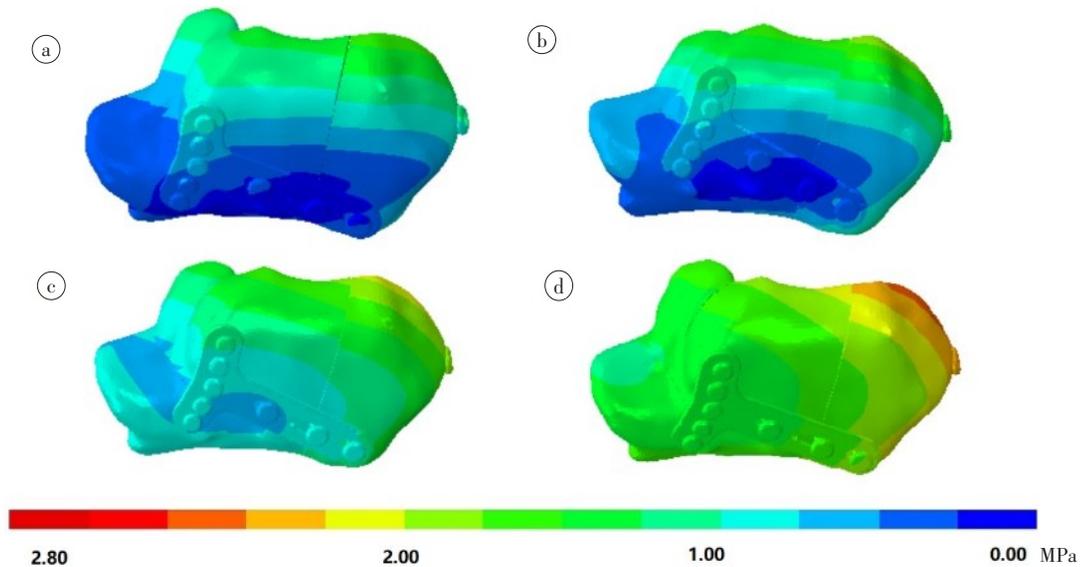


图5 骨折模型位移分布

Fig.5 Displacement distribution of calcaneal fracture model

a: 静态站立; b: 足跟着地期; c: 站立中期; d: 推离期

表2 跟骨的位移和角度变化情况

Tab.2 Displacements, Bohler's angles and Gissane's angles of calcaneus

参数	静态站立	足跟着地期	站立中期	推离期
整体位移/mm	1.15	1.35	2.05	2.79
后关节面间隙/mm	0.030±0.005	0.069±0.006	0.041±0.005	0.089±0.004
Bohler's角/°	31.9	31.5	31.3	31.0
Gissane's角/°	120.5	123.5	123.6	123.9

端钢板联合拉力钉的微创内固定系统治疗跟骨骨折,并考虑了术后康复训练的需要,模拟了骨折模型在站立和步态周期的生物力学特征,为跟骨骨折治疗提供了新思路 and 生物力学依据。

### 3.1 拉力钉固定治疗跟骨骨折的技术要点

拉力钉是一种常用的骨折固定方式,可以单独或联合其他固定物使用。在跟骨骨折治疗中,拉力钉技术也常被采用,螺钉经跟骨结节后侧跟腱止点

下缘置入,沿跟骨长轴朝向跟骰关节方向固定。在本次研究中,我们发现6.5 mm空心钉是一种较合适的固定材料。这是因为桡骨远端钢板斜向放置,钢板长臂与跟骨长轴组成的置钉通道较为狭小,约8 mm左右,螺钉需调整才能置于理想位置。在临床操作中,术中需借助术前规划、跟骨解剖结构和术中透视,才能完成这一操作。关于螺钉的指向,建议朝向跟骰关节中间位置。这是因为该部位松质骨密度最大,可提供最佳的螺钉把持力。

### 3.2 拉力钉固定治疗跟骨骨折的生物力学意义

生物力学研究证明,拉力钉可以有效增加跟骨骨折治疗的生物力学稳定性。Wang等<sup>[15]</sup>通过标本实验分析纵向拉力钉治疗跟骨骨折内的生物力学稳定性,发现钢板联合拉力钉治疗的破坏载荷约为单纯钢板固定的3.5倍。Ni等<sup>[12]</sup>比较了使用锁定钢板、髓内钉以及髓内钉联合拉力钉(改进后的髓内钉固定系统)固定移位关节内跟骨骨折的稳定性,并发现拉力钉可以有效增强固定稳定性,降低应力集中。本次研究拟采用桡骨远端钢板联合拉力钉治疗跟骨骨折,旨在增加原有内固定系统的稳定性,改善跟骨应力和微创内固定系统应力的分配。同时,该方法手术创口小,对组织干扰较小,避免剥离大范围软组织而造成的局部血液循环,也能一定程度上有效减少术后伤口感染和并发症。

“两点支撑”是基于跟骨压力骨小梁结构提出的治疗理念。前期研究证明,桡骨远端钢板“两点支撑”可以满足骨折抗压缩的强度需要,但负重行走时,跟骨结节骨折端的剪切作用会在钢板上形成应力过度集中,可能诱发金属疲劳或断裂。本次有限元仿真结果显示拉力钉可以改善桡骨远端钢板的应力分配。拉力钉固定后,钢板的一部分应力被拉力钉承担,因此钢板的应力分布较为均匀,集中于固定距下关节以及跟骨结节附近,一定程度上减小了桡骨板靠近跟骨结节部位的应力,避免了局部应力过大而导致金属断裂的可能性。本次仿真结果显示在负重行走3个阶段下内固定系统的应力峰值低于金属断裂时的应力峰值(883 MPa vs 900 MPa)<sup>[16]</sup>。其次,跟骨静态站立时的应力峰值增加了6.8 MPa,有利于促进骨质愈合。

与单纯桡骨远端钢板固定相比,本次仿真结果显示,桡骨远端钢板联合纵向拉力钉治疗后,Bohler's角以及Gissane角的变化影响较小,后关节面位移从0.059 mm减小到了0.030 mm<sup>[4]</sup>,这与Schaaf等<sup>[17]</sup>发现使用拉力钉治疗后有明显改善骨折间隙高度一致。骨折模型整体位移从前期仅桡骨钢板固定时的2.50 mm减小到1.15 mm<sup>[4]</sup>。表明联合拉力螺钉治疗后在一定程度上对距下关节面和跟骨整体形态起到

了更好的维持作用。前期的研究显示在静态站立时整体模型的位移峰值发生在跟骨结节,且跟骰关节位移远大于载距突<sup>[4]</sup>。而本次位移云图显示跟骰关节的位移最小。这也进一步证实了联合拉力螺钉治疗可以有效改善仅桡骨远端钢板对于跟骰关节固定的缺失。

### 3.3 早期康复训练开展的可行性分析

根据有限元结果,两点支撑联合拉力钉固定治疗跟骨骨折具有足够的生物力学稳定性。首先,Bohler's角和Gissane角在站立以及3个行走瞬间的变化都很小,且均在以往报道的可接受范围内<sup>[18]</sup>。其次后关节面最大位移为0.089 mm,表明关节面不太可能发生塌陷<sup>[19]</sup>。最后,跟骨在负重行走时的应力峰值为96.9 MPa,低于骨屈服强度<sup>[20]</sup>。有限元结果进一步证明了桡骨远端钢板联合拉力螺钉可以治疗跟骨骨折,并且支持早期康复运动的可行性以及低风险应力性骨折。另一方面,桡骨远端钢板联合拉力螺钉有以下优点,第一,手术创口较传统钢板小,对软组织破坏较小,减少了术后皮肤坏死以及并发症感染率;第二,大多数骨科医师熟悉桡骨远端钢板和拉力钉的结构以及手术程序,因此操作简单、不需要额外培训。

这项研究具有以下几个局限性。首先,本次模型并未建立实体的筋膜和韧带,而是将其看成一维的桁架单元,仅考虑了拉伸作用。其次,肌肉力是一个较复杂的行为,我们在仿真过程中也进行了简化。此外,骨折线的建立是基于前人的研究以及标准分型,实际的断裂形式会更多样,无法模拟病患真实的状态。然而,本次研究相较于以往单个跟骨的模型,能更为准确地模拟出站立和行走的生物力学特征。

## 4 结论

桡骨远端钢板联合拉力钉治疗跟骨骨折是一种符合跟骨解剖学和生理学特性,满足康复训练所需稳定性,更好维持跟骨形态的新型手术方法。与传统切开复位钢板内固定相比,该手术治疗模式的稳定性好,整体应力分布均匀,治疗操作简单且手术创口小,不易造成术后感染和并发症,可以作为治疗跟骨Sanders III型骨折的首选方案。

### 【参考文献】

- [1] DHILLON M S, PRABHAKAR S. Treatment of displaced intra-articular calcaneus fractures: a current concepts review[J]. SICOT J, 2017, 3: 59.
- [2] CHEN C H, HUNG C, HSU Y C, et al. Biomechanical evaluation of reconstruction plates with locking, nonlocking, and hybrid screws configurations in calcaneal fracture: a finite element model study[J]. Med Biol Eng Comput, 2017, 55(10): 1799-1807.
- [3] ZHANG H W, LÜ M L, LIU Y, et al. Biomechanical analysis of

- minimally invasive crossing screw fixation for calcaneal fractures: implications to early weight-bearing rehabilitation[J]. *Clin Biomech*, 2020, 80: 105143.
- [4] 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 H W, LÜ L, LIU Y, et al. Biomechanical comparison of two-point fixation and three-point fixation in the treatment of Sanders III calcaneal fracture[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2021, 36(1): 55-61.
- [5] LEMMON D, SHIANG T Y, HASHMI A, et al. The effect of insoles in therapeutic footwear-a finite element approach[J]. *J Biomech*, 1997, 30(6): 615-620.
- [6] CHEUNG J T, ZHANG M, AN K N. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot[J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(2): 194-203.
- [7] YU J, WONG D W, ZHANG H, et al. The influence of high-heeled shoes on strain and tension force of the anterior talofibular ligament and plantar fascia during balanced standing and walking[J]. *Med Eng Phys*, 2016, 38(10): 1152-1156.
- [8] CHEN Y N, CHANG C W, LI C T, et al. Finite element analysis of plantar fascia during walking: a quasi-static simulation[J]. *Foot Ankle Int*, 2015, 36(1): 90-97.
- [9] DAI X Q, LI Y, ZHANG M, et al. Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking[J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(3): 314-321.
- [10] BULAQI H A, MOUSAVI MASHHADI M, SAFARI H, et al. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect[J]. *J Prosthet Dent*, 2015, 113(5): 412-419.
- [11] NI M, WONG D W, NIU W, et al. Biomechanical comparison of modified Calcanail system with plating fixation in intra-articular calcaneal fracture: a finite element analysis[J]. *Med Eng Phys*, 2019, 70: 55-61.
- [12] NI M, NIU W, WONG D W, et al. Finite element analysis of locking plate and two types of intramedullary nails for treating mid-shaft clavicle fractures[J]. *Injury*, 2016, 47(8): 1618-1623.
- [13] OUYANG H, DENG Y, XIE P, et al. Biomechanical comparison of conventional and optimised locking plates for the fixation of intraarticular calcaneal fractures: a finite element analysis[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(12): 1339-1349.
- [14] GU Z Q, PANG Q J, XIAO Y, et al. Sustentaculum tali screw fixation for the treatment of sanders type II and III calcaneal fractures[J]. *China Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2015, 28(1): 31-35.
- [15] WANG C L, CHANG G L, TSENG W C, et al. Strength of internal fixation for calcaneal fractures[J]. *Clin Biomech*, 1998, 13(3): 230-233.
- [16] SITTHISERIPRATIP K, VAN OOSTERWYCK H, VANDER SLOTEN J, et al. Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture[J]. *Med Eng Phys*, 2003, 25(2): 99-106.
- [17] SCHAAF H, KAUBRUEGGE S, STRECKBEIN P, et al. Comparison of miniplate versus lag-screw osteosynthesis for fractures of the mandibular angle[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2011, 111(1): 1-40.
- [18] SU Y, CHEN W, ZHANG T, et al. Bohler's angle's role in assessing the injury severity and functional outcome of internal fixation for displaced intra-articular calcaneal fractures: a retrospective study[J]. *BMC Surg*, 2013, 13(1): 40.
- [19] POTTER M Q, NUNLEY J A. Long-term functional outcomes after operative treatment for intra-articular fractures of the calcaneus[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(8): 1854-1860.
- [20] FROST H M. On our age-related bone loss: insights from a new paradigm[J]. *J Bone Miner Res*, 1997, 12(10): 1539-1546.

(编辑:陈丽霞)