

文章编号:1004-7220(2021)01-0055-07

# 两点固定和三点固定治疗跟骨 SandersⅢ型骨折的生物力学比较

章浩伟<sup>1</sup>, 吕琳<sup>1,2</sup>, 刘颖<sup>1</sup>, 孙万驹<sup>2</sup>, 牛文鑫<sup>3</sup>, 倪明<sup>2</sup>

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 上海市浦东新区人民医院 骨科, 上海 201299;  
3. 同济大学医学院 康复治疗系, 上海 200092)

**摘要:**目的 分析桡骨远端钢板两点固定治疗跟骨 SandersⅢ型骨折的生物力学可行性。方法 基于 CT 和 MRI 图像建立足踝部骨骼-肌肉的三维有限元模型。在验证其有效性的基础上,建立 SandersⅢ型跟骨骨折模型,并通过桡骨远端钢板和跟骨钢板模拟两点固定和三点固定,比较两种固定方式的生物力学差异。结果 负重站立时,两点固定和三点固定模型的最大应力分别为 324.70、407.90 MPa;两点固定和三点固定模型的最大位移分别为 2.498、2.541 mm,前者在前后和垂直方向位移较大,但内外侧位移较小。两种模型的后关节面位移无显著性差异,Bohler's 角和 Gissane's 角也在正常范围内。结论 桡骨远端钢板两点固定可以满足跟骨骨折治疗的稳定性需要,与传统钢板相比具有手术创伤小、整体应力分布更均匀、可以早期开展康复训练等优点,是一种值得推荐的治疗新方法。

**关键词:**跟骨骨折; 两点固定; 负重站立; 桡骨远端钢板

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.009

## Biomechanical Comparison of Two-Point and Three-Point Fixation for Treating SandersⅢ Calcaneal Fracture

ZHANG Haowei<sup>1</sup>, LÜ Lin<sup>1</sup>, LIU Ying<sup>1</sup>, SUN Wanju<sup>2</sup>, NIU Wenxin<sup>3</sup>, NI Ming<sup>2</sup>

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopaedics, Shanghai Peoples' Hospital of Pudong New Area, Shanghai 201299, China; 3. Department of Rehabilitation, Tongji University School of Medicine, Shanghai 200092, China)

**Abstract: Objective** To analyze the biomechanical feasibility of two-point fixation by distal radius plate for the treatment of SandersⅢ calcaneal fractures. **Methods** The three-dimensional (3D) finite element musculoskeletal foot model was established based on CT and MRI images, which comprised bones, muscles, plantar fascia, ligaments and soft tissues. After validation, the SandersⅢ calcaneal fracture models fixed by distal radial plate (two-point fixation) and calcaneal plate (three-point fixation) were established, so as to compare the biomechanical characteristics of two calcaneal models. **Results** The maximum stress of the two-point fixation and three-point fixation model was 324.70 and 407.90 MPa, respectively. The maximum displacements of the two models were 2.498 and 2.541 mm, respectively. There was no significant difference in the posterior articular surface displacement between the two models. In both models, the Bohler's angle and

收稿日期:2020-02-14; 修回日期:2020-03-13

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)

通信作者:倪明,副主任医师,硕士生导师,E-mail:gendianqing@163.com

Gissane's angle were within the normal range. **Conclusions** The two-point fixation by distal radial plate can satisfy the biomechanical stability of calcaneal fracture treatment. Compared with traditional steel plate, the two-point fixation shows the advantage of smaller surgical trauma, more uniform overall stress distribution, early weight-bearing rehabilitation after surgery, which is a novel treatment recommended for treating calcaneal fractures.

**Key words:** calcaneal fracture; two-point fixation; weight-bearing standing; distal radius plate

跟骨骨折是常见的足部损伤,约占附骨骨折60%,移位明显的骨折通常需要手术治疗。跟骨骨折目前遵循“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3个关键点,实现可靠固定,但其手术切口大,并发症高<sup>[1]</sup>。随着跟骨骨折微创治疗尤其是髓内固定的开展,临床发现固定两个关键点(跟骨结节和后距下关节)即可以取得满意疗效<sup>[2]</sup>。“两点固定”也可以通过其他固定材料(如桡骨远端钢板)来实现,但目前尚缺乏直接的生物力学证据。本文通过有限元方法建立跟骨骨折的下肢骨骼-肌肉数字模型,包括肌肉、筋膜、韧带,模拟桡骨远端钢板(两点固定)和跟骨锁定钢板(三点固定)治疗跟骨骨折,分析骨折模型在人体静态站立时的生物力学特征,为新型两点固定治疗跟骨骨折提供理论证据。

## 1 材料和方法

### 1.1 足部有限元模型建立

受试者(年龄63岁,身高156 cm,体质量64 kg)的足踝部计算机断层(computed tomography, CT)及磁共振成像(magnetic resonance imaging,

MRI)图像信息采集自上海市浦东新区人民医院,设备为CT750 HD(GE公司,美国)和Skyra 3.0(Siemens公司,德国)。扫描部位自左腿胫腓骨至足底,层厚0.5 mm、层距1 mm的CT图像409张;沿矢状面层厚1.25 mm、层距0.68 mm的MRI图像192张。受试者足部无畸形、外伤及手术史。扫描前已告知相关信息,并签订知情同意书。

将图像输入Mimics 11.0软件建立下肢肌肉-骨骼模型[见图1(a)],再导入Geomagic 2015中进行曲面优化,在HyperMesh 13.0中进行网格划分。模型中的骨骼、肌肉和软组织采用四节点三维应力四面体单元(C3D4),足底筋膜和韧带采用二节点Truss单元(T3D2)。地面支撑物采用八节点缩减积分六面体单元(C3D8R)进行划分网格。最终得到包含完整跟骨的下肢有限元模型,共计80 311个节点、455 104个实体单元和137个桁架单元[见图1(b)]。

将跟骨进行切割,建立两组Sanders III型骨折模型,骨折间隙0.1 mm。对骨折进行模拟固定,按照标准的手术程序,将锁定钢板(Synthes公司,美国)弯曲成形,使其与跟骨外侧面形态一致。其中,

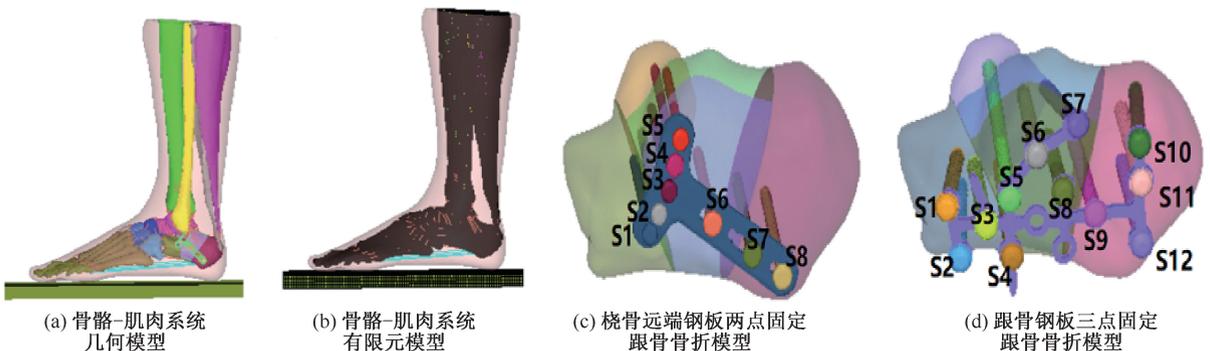


图1 跟骨骨折模型及内固定装配

**Fig.1 Calcaneal fracture model with internal fixation** (a) Geometric model of musculoskeletal foot, (b) Finite element model of musculoskeletal foot, (c) Model of calcaneal fractures treated with distal radius plate internal fixation, (d) Model of calcaneal fractures treated with calcaneal plate internal fixation

两点固定采用桡骨远端钢板模拟,使用 5 枚 2.4 mm 锁定螺钉 (S1 ~ S5) 将钢板固定于后关节面,3 枚 2.7 mm 螺钉 (S6 ~ S8) 固定于跟骨结节 [见图 1(c)]。三点固定采用跟骨钢板模拟,通过 4 枚直径 3.5 mm 锁定螺钉 (S1 ~ S4) 固定于跟骨前凸,4 枚 3.5 mm 锁定钉 (S5 ~ S8) 固定于后关节面,4 枚 3.5 mm 锁定钉 (S9 ~ S12) 固定于跟骨结节 [见图 1(d)]。

将钢板通过 C3D8R 单元进行网格划分,桡骨远端钢板共计 157 672 个节点、762 929 个实体单元和 137 个桁架单元;跟骨钢板共计 161 137 个节点、773 437 个实体单元和 137 个桁架单元。

### 1.2 材料属性

采用 Mooney-Rivlin 模型规定超弹性材料,软组织和肌肉的应力、应变数据分别参考文献 [3-4] 的实验结果。模型中材料参数设定见表 1。

表 1 材料参数 [5-7]

Tab.1 Material parameters [5-7]

材料	$E/\text{MPa}$	$\nu$	$\rho/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	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	—
超弹性(多项式形式)				
肌肉	$C_{10}=0.085\ 56, C_{01}=-0.058\ 41, C_{20}=-0.039,$ $C_{11}=-0.023\ 19, C_{02}=0.008\ 51, D_1=3.652\ 73$			
软组织	$C_{10}=8.57, C_{01}=12.1, C_{20}=936,$ $C_{11}=718, C_{02}=480, D_1=0.004\ 13$			

### 1.3 加载与边界条件

体质量 64 kg 受试者平衡站立时,根据力的等效互换性原理,单足将受到 320 N 地面反作用力,方向垂直于支撑物向上。跟腱力为 240 N,是足部承受载荷的 75% [3]。将跟腱和跟骨结节后上缘连接处的共用面绑定,通过跟腱作用的拉力作用于共用面上。小腿软组织、胫腓骨以及小腿三头肌的上端面被完全约束。足底软组织与地面支撑物之间定义为带有摩擦的硬接触,摩擦系数为 0.6 [4]。骨折块与螺钉以及不同骨块间也设为带有摩擦的硬接触,摩擦系数为 0.2 [5]。钢板与螺钉之间设为绑定。边界载荷条件的具体设定及有限元模型坐标系如图 2(a) 所示。

## 2 结果

### 2.1 模型验证

通过 TPScan 足底压力系统 (Biomecha 公司,韩国) 测量受试者静态站立时的足底压力,并与有限元分析结果对比,验证模型的准确性。结果发现,两种方法所测得的足底压力分布大致相同,均集中在足跟、第 2 跖骨头和拇趾等处 [见图 2(b)、(c)]。有限元分析和 TPScan 所测得的足底压力峰值分别为 0.240、0.253 MPa,两者相差 5.1%。前足接触面积分别为 20.17、20.97  $\text{cm}^2$ ,略低于测量值 3.8%;后足接触面积分别为 39.83、38.63  $\text{cm}^2$ ,略高于测量值 3.1%。另外,有限元计算得出的内侧楔骨下降高度为 8.1 mm,与既往文献 [11] 报道的 7.3~9.0 mm 范围一致。据此可以认为足部骨骼-肌肉有限元模型

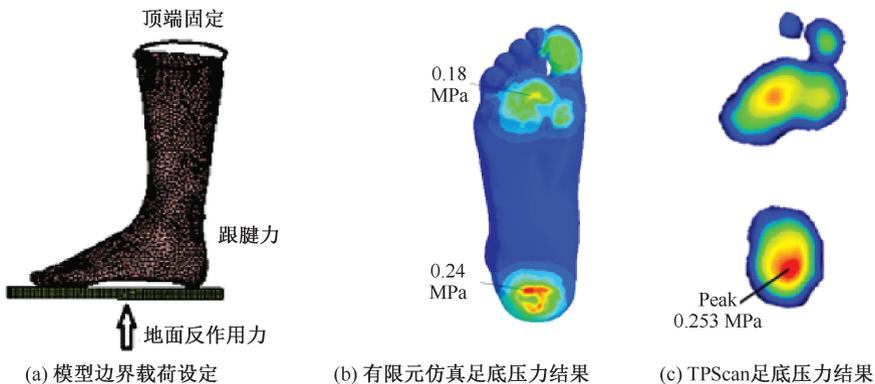


图 2 模型验证

Fig.2 Model validation (a) Loading and boundary conditions of the model, (b) Plantar pressure obtained from finite element simulation, (c) Plantar pressure obtained from TPScan

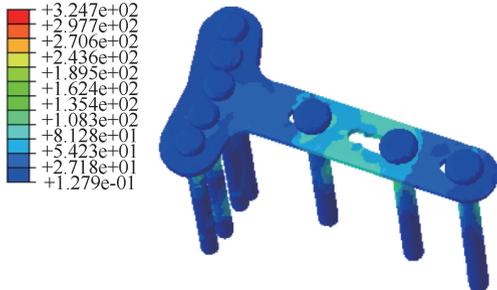
准确度较高,且可以用于跟骨骨折治疗的仿真分析。

### 2.2 应力分布分析

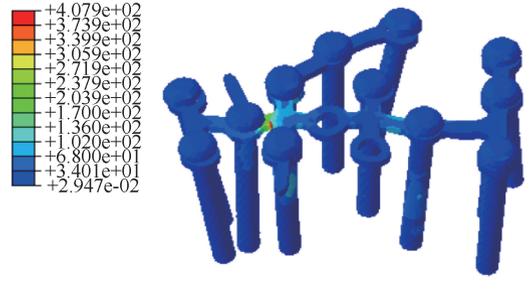
**2.2.1 内固定模型的应力特征** 桡骨远端钢板的应力集中于钢板后端与跟骨结节相邻的部位,最大应力为 324.70 MPa;螺钉应力主要集中在固定跟骨结节的 S6、S7 和固定距下关节的 S2 上,分别为 312.60、228.60、222.00 MPa;后关节面处 S4 应力较

小,为 90.61 MPa[见图 3(a)]。

跟骨钢板的应力集中于钢板与 Gissane 角顶点的连接处,最大应力(407.90 MPa)超过桡骨远端钢板;螺钉应力集中在固定跟骨前凸的 S3、S4 和跟骨结节的 S9 上,分别为 180.20、126.20、118.00 MPa;跟骨结节螺钉(S11)应力较小,仅为 8.75 MPa[见图 3(b)]。



(a) 桡骨远端钢板内固定系统



(b) 跟骨钢板内固定系统

图3 内固定系统应力分布

Fig.3 Stress distributions of internal fixation system plate internal fixation system

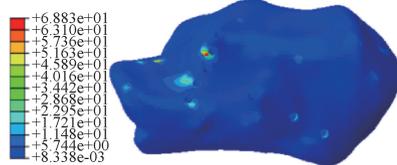
(a) Distal radius plate internal fixation system, (b) Calcaneal

**2.2.2 跟骨应力分析** 完整跟骨的应力主要集中在载距突处,最大应力为 9.13 MPa[见图 4(a)]。两点固定模型的应力主要集中在距下关节,最大应力为 68.83 MPa。跟骰关节和跟骨结节也存在应力

集中,其峰值分别为 60.21、55.91 MPa[见图 4(b)]。三点固定模型的最大应力为 84.70 MPa,位于跟骨结节与足底筋膜连接处。跟骰关节和距下关节的应力分别为 79.97、45.55 MPa[见图 4(c)]。



(a) 完整跟骨模型



(b) 两点固定模型



(c) 三点固定模型

图4 不同跟骨模型应力分布

Fig.4 Stress distributions of different calcaneus models (a) Intact calcaneus model, (b) Two-point fixation model, (c) Three-point fixation model

(a) Intact calcaneus model, (b) Two-point fixation model, (c) Three-point

两种固定模型中骨折断面的接触应力主要集中在钉道和骨折端连接处。两点、三点固定模型中钉道的最大接触应力分别为 147.1、252.4 MPa。两点、三点固定模型中骨折块间的接触应力峰值分别为 56.8、72.2 MPa(见图 5)。

### 2.3 位移结果分析

**2.3.1 跟骨整体位移** 骨折模型的整体位移超过完整模型,两种骨折模型的最大位移均发生在跟骨结节(见图 6)。其中,两点、三点固定模型的最大位

移分别为 2.498、2.541 mm。将位移沿坐标系进行分解,X、Y 轴分别代表前后和内外方向移位,Z 轴代表垂直方向。结果显示,两点固定模型在 X、Z 轴位移超过三点固定模型,Y 轴略低于后者(见表 2)。

**2.3.2 后关节面位移和跟骨角度变化** 在跟骨后关节面骨折端等距确定 10 对标志点,测量加载前后标志点的距离变化,用以评估后关节面骨折的位移情况<sup>[16]</sup>。结果发现,两点、三点固定模型的后关节面位移分别为(0.059±0.005)、(0.03±0.006) mm,

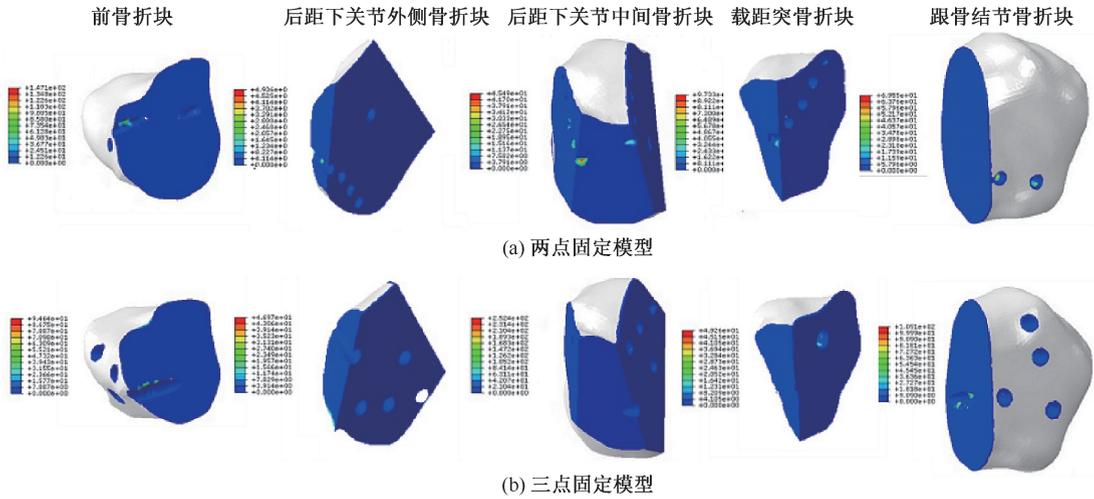


图 5 骨折断面接触应力分布

Fig.5 Contact stress distributions of fracture surface (a) Two-point fixation model, (b) Three-point fixation model

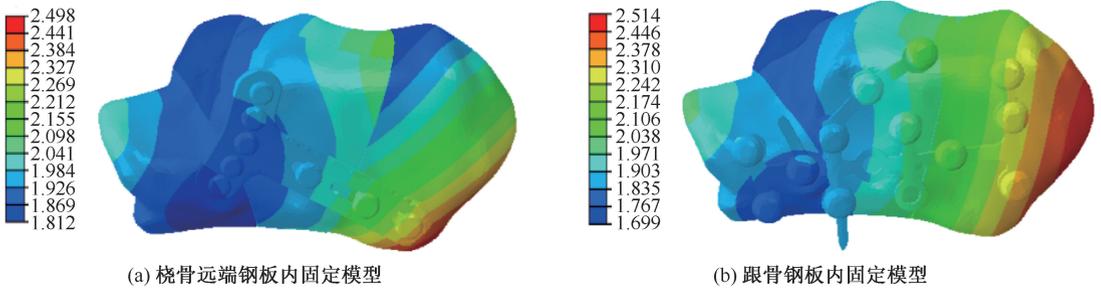


图 6 跟骨整体位移分布

Fig.6 Total displacement distributions of the calcaneus (a) Distal radius plate internal fixation model, (b) Calcaneus plate internal fixation model

差异无统计学意义 ( $P>0.05$ )。

完整跟骨的 Bohler's 角和 Gissane's 角分别为  $31.9^\circ$ 、 $121.5^\circ$ ，两点固定模型分别为  $31.7^\circ$  和  $120.6^\circ$ ，三点固定模型分别为  $34.4^\circ$  和  $124.2^\circ$ 。与三点固定相比，两点固定的角度变化更小，但两种固定模型的角度均在可接受范围内<sup>[6]</sup>（见表 2）。

表 2 跟骨位移和角度变化情况

Tab.2 Displacement and angle of the calcaneus

参数	两点固定模型	三点固定模型	完整跟骨模型
整体位移/mm	2.498	2.541	1.167
X 方向位移/mm	-1.649	-1.548	0.576
Y 方向位移/mm	0.702	0.773	-0.064
Z 方向位移/mm	1.075	0.999	0.171
后关节面位移/ $\mu\text{m}$	$59\pm 5$	$30\pm 6$	—
Bohler's 角/ $^\circ$	31.7	34.4	31.9
Gissane's 角/ $^\circ$	120.6	124.2	121.5

### 3 讨论

微创手术是跟骨骨折的最新治疗趋势。本文分析了桡骨远端钢板两点固定治疗跟骨 Sanders III 型骨折的生物力学特征。通过采集下肢影像学资料，构建包括跟腱、韧带、骨骼等的全足模型，并与足底压力测试对比，证明所建模型精准可靠。在既往足部有限元分析中，为了减少计算成本，通常将足部骨骼设定为线弹性、各向同性材料<sup>[7]</sup>。Huiskes 等<sup>[8]</sup>研究认为，在准静态载荷状态下，将皮质骨与松质骨均视为具有线弹性、各向同性的特性，对结果不产生较大影响。因此，本文也将足部骨骼作为整体进行分析。另外，在模型中还考虑了肌肉、韧带、筋膜等对骨折块的牵拉作用，这与既往单跟骨的生物力学研究相比更精准<sup>[9]</sup>。在完整模型基础上，建立 Sanders III 型跟骨骨折模型，模拟两点和三

点固定,并分析站立状态下两种模型的稳定性差异。结果发现,两点固定模型具有较好的生物力学稳定性,可以作为治疗 Sanders III型跟骨骨折的新方案。

### 3.1 两点固定治疗跟骨骨折的解剖学机制

两点固定是随着跟骨骨折髓内固定的开展而出现的最新治疗理念,并与跟骨的解剖特征和受力方式一致<sup>[19]</sup>。从解剖上看,跟骨结节后上缘为跟腱附着点,前下缘是跖筋膜止点。人体站立或运动时,跟腱和跖筋膜通过协同收缩,维持足部平衡。跟腱收缩的拉力向上,跖筋膜的拉力沿水平方向向前,两者的合力经跟骨结节后下缘,斜向后关节面方向,这与跟骨内部的压力骨小梁方向一致<sup>[7]</sup>。俞光荣等<sup>[10]</sup>通过分析骨切片对跟骨内在形态的影响发现,跟骨骨小梁按所承受压力和张力方向排列为固定的两组,即压力骨小梁和张力骨小梁,压力骨小梁在跟骨结节和后关节面下方致密,是跟骨的主要承重结构。因此,将固定材料沿压力骨小梁方向放置,并固定后关节面和跟骨结节两个关键点,理论上具有较好的稳定性,可以满足跟骨骨折的治疗需要。

由于跟骨骨折髓内固定尚未在国内使用,选择合适的替代固定材料便成为必然。本文将桡骨远端钢板作为理想的两点固定器材,原因如下:①钢板长度48 mm,与跟骨结节基本一致;②钢板为薄壁设计,术后皮肤缝合方便;③钢板短臂可以固定后关节面和载距突,长臂可以固定跟骨结节。

### 3.2 两点固定治疗跟骨骨折的生物力学可行性

从有限元结果来看,桡骨远端钢板两点固定可以满足跟骨骨折治疗所需的稳定性。站立状态下,两点固定模型的后关节面骨折位移为 $(59\pm 5)\mu\text{m}$ ,与三点固定模型无显著性差异。后关节面骨折间隙位移小于1 mm,不会影响骨折愈合后的应力分布<sup>[11]</sup>。从跟骨形态看,两点固定模型的 Bohler's 角和 Gissane's 角分别为 $31.7^\circ$ 、 $120.6^\circ$ ,与完整跟骨和三点固定模型也较为接近。这说明两点固定模型具有较好的稳定性,可以早期承重,不会发生后关节面塌陷和骨折二次移位。另外,两种固定模式下跟骨的最大应力均低于松质骨的应力极限(130 MPa)<sup>[12]</sup>,不会出现应力性骨折。因此,两种固定方式术后患者均可以早期站立。

### 3.3 两点与三点固定的生物力学差异

两点与三点固定钢板的应力分布存在较大差异。前者应力集中于钢板后端与跟骨结节骨折块相邻的部位,最大应力为324.7 MPa;而后者应力主要集中于钢板与 Gissane 角顶点连接处,其应力也超过桡骨远端钢板,为407.9 MPa。造成这种差异的原因可能与钢板形态和应力遮挡有关。桡骨远端钢板固定时,跟骨结节仅有3枚螺钉固定,骨折端微动会导致应力集中。局部高应力是金属疲劳的主要因素。因此,在后续的微创钢板研发中,可以将钢板应力集中部位适当加宽加厚,以便更好地分担应力,增加强度。

从跟骨的应力分布看,两种模型的应力均集中于距下关节、跟骰关节和跟骨结节3个关键点,但两点固定模型的最大应力位于距下关节与距跟骨间韧带起点处,三点固定模型的最大应力位于跟骨结节与足底筋膜连接处,且峰值应力略超过两点固定模型。引起该差异的原因主要在于两点固定仅对距下关节和跟骨结节进行固定,在受到垂直向下的生理载荷时,后关节面骨折块会产生位移,牵拉距跟骨间韧带,产生应力集中现象。三点固定由于对跟骨整体进行固定,在受到生理载荷时,跟骨作为一个整体产生移动,导致跖筋膜收缩,从而在跟骨与跖筋膜连接处出现高应力。

与完整跟骨模型相比,两种固定模型位移均增大,说明其稳定性低于完整模型。两点固定模型在前后和垂直方向的位移大于三点固定模型,而内外方向位移略小于后者。这种差异与跟骨的受力特征和固定方式有关。两点固定只对跟骨结节和后关节面进行固定,在跟骨长度维持上,主要依靠跟腱和跖筋膜的牵拉来实现。在人体站立时,软组织的牵拉作用弱于跟骨钢板的固定,故跟骨的高度下降和长度增加更为明显。但在跟骨宽度维持方面,桡骨远端钢板通过5枚螺钉横向贯穿后关节面,较跟骨钢板的两枚螺钉更为可靠,故宽度增加相对较小。

### 3.4 跟骨结节的治疗意义

传统观点认为,载距突和后关节面是跟骨的主要承重结构,在骨折复位和固定过程中具有非常重要的意义<sup>[13]</sup>。本文发现,完整跟骨的应力主要集中在载距突,应力峰值为9.13 MPa,与传统观点一致。而骨折模型的应力主要集中于骨折端与螺钉相邻

部位,以及跟骨结节和周围软组织(跟腱和足底筋膜)的连接处,且最大应力远远高于完整模型,表明跟骨骨折后稳定性丧失,即使通过手术治疗,也无法作为一个整体受力,故出现局部应力集中。跟骨结节是负重站立时跟骨应力集中和位移最大的部位,对跟骨结节进行有效复位是跟骨骨折手术治疗的重要目的。当采用桡骨远端钢板治疗跟骨骨折时,由于内固定的设计限制,只有3枚螺钉固定跟骨结节,且螺钉直径较小。为了有效固定跟骨结节,可以在借鉴桡骨远端钢板整体设计的前提下,将长臂宽度适当增加,以容纳更大直径的螺钉;同时,更改钉孔的位置和方向,通过多个不同方向的交叉固定,以实现跟骨结节的有效复位。

## 4 结论

本文提出并分析两点固定桡骨远端钢板治疗跟骨骨折的可行性。通过建立全足和跟骨骨折有限元模型,比较站立状态下两点和三点固定治疗的生物力学特征。研究表明,两点固定是一种符合跟骨解剖与力学机理的新型固定方式,可以满足骨折固定和术后早期功能锻炼强度需要。与传统固定方式相比,两点固定水平稳定性好,整体应力分布更为均匀,治疗操作简单且创口小,可作为治疗跟骨 Sanders III 型骨折的首选方案。

## 参考文献:

[ 1 ] NI M, NIU W, WONG DW, 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.

[ 2 ] SIMON P. Locked nailing for the treatment of displaced articular fractures of the calcaneus: Description of a new procedure with Calcanail. Answer to Xin Wang, Jia-qian Zhou, Guang-rong Yu [J]. *Eur J Orthop Surg Traum*, 22(7): 623.

[ 3 ] CHEUNG JT, ZHANG M, AN KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot [J].

*Clin Biomech*, 2006, 21(2): 194-203.

[ 4 ] DAI XQ, LI Y, ZHANG M, et al. Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(3): 314-321.

[ 5 ] BULAQI HA, MASHHADI MM, 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.

[ 6 ] 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.

[ 7 ] CHEN CH, HUNG C, HSU YC, 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.

[ 8 ] HUISKES R, WEINANS H, RIETBERGEN B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1992, 274: 124-134.

[ 9 ] 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.

[ 10 ] 俞光荣, 梅炯, 朱辉, 等. 跟骨的解剖分部及其临床意义 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2001, 19(4): 299-301.

[ 11 ] POTTER MQ, NUNLEY JA. 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.

[ 12 ] FROST HM. On our age-related bone loss: Insights from a new paradigm [J]. *J Bone Miner Res*, 1997, 12(10): 1539-1546.

[ 13 ] 林娟颖, 刘晓颖, 邢立杰, 等. 基于有限元法的跟骨生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(1): 37-41.

LIN JY, LIU XY, XING LJ, et al. Biomechanical analysis of calcaneus based on finite element method [J]. *J Med Biomech*, 33(1): 37-41.