

文章编号:1004-7220(2018)01-0037-05

## 基于有限元法的跟骨生物力学分析

林娟颖<sup>1</sup>, 刘晓颖<sup>1</sup>, 邢立杰<sup>1</sup>, 郝艳华<sup>1</sup>, 黄贤伟<sup>2</sup>

(1. 华侨大学 机电及自动化学院, 厦门 361021; 2. 厦门大学附属第一医院 急诊科, 厦门 361003)

**摘要:**目的 基于有限元方法分析跟骨的生物力学特性。方法 通过 CT 扫描,利用 Mimics、Geomagic 等软件,建立跟骨有限元模型,并分析在正常站立和外力冲击下跟骨的应力分布和位移趋势。结果 在正常站立情况下,跟骨应力、应变整体分布均匀,应力、应变均较小;在受到外力冲击作用下,跟骨的整体应力、应变有明显的上升,其跟骰关节面的应力、应变明显增大。结论 通过有限元方法分析跟骨中立位时在不同加载情况下跟骨的应力、应变情况,进一步探讨跟骨的生物力学特性以及跟骨骨折发生机制,为临床跟骨骨折治疗提供一定的理论依据。

**关键词:**跟骨;生物力学;有限元分析;应力;骨折

中图分类号: R 318. 01 文献标志码: A

DOI:10. 16156/j. 1004-7220. 2018. 01. 007

## Biomechanical Analysis of Calcaneus Based on Finite Element Method

LIN Juanying<sup>1</sup>, LIU Xiaoying<sup>1</sup>, XING Lijie<sup>1</sup>, HAO Yanhua<sup>1</sup>, HUANG Xianwei<sup>2</sup>

(1. College of Mechanical Engineering and Automation, Huaqiao University, Xiamen 361021, Fujian, China;

2. Emergency Department, the First Affiliated Hospital of Xiamen University, Xiamen 361003, Fujian, China)

**Abstract: Objective** To investigate the biomechanical properties of human calcaneus by finite element method.

**Methods** Through CT scanning, Mimics, Geomagic and other software, the finite element model of calcaneus was established. The stress distribution and displacement tendency of calcaneus under normal standing and external force were analyzed. **Results** Under normal standing, the calcaneal stress was uniformly distributed and small. Under external force, the entire calcaneus stress increased significantly, and the stress on calcaneocuboid articular surface also obviously increased. **Conclusions** The analysis of the stress and strain distribution on calcaneus in neutral position under different loading, and the investigation on biomechanical properties of calcaneus and mechanism of calcaneal fracture will provide theoretical basis for clinical treatment of calcaneal fractures.

**Key words:** calcaneus; biomechanics; finite element analysis; stress; fracture

足部是人体重要的运动器官及负重器官。足部由 26 块骨骼、33 个关节、多条韧带及软组织构成,复杂的组织结构充分体现了其特有的生物力学特性<sup>[1]</sup>。探讨足部及局部结构的生物力学特性对足部疾病的研究、预防以及治疗具有重要的作用。

跟骨是足部中最大的一块跗骨,由一层薄皮质

骨包裹着松质骨组成,其结构为一不规则的长方形。在人体活动过程中,跟骨是主要的负重骨<sup>[2]</sup>。人体中立位时,跟骨能承受约为 50% 体重的重量;在行走时,其承重可达到人体体重的 4 倍。因此,跟骨成为足踝部最易受骨折的部位之一。而针对跟骨骨折的治疗,众多研究仍然存在争议<sup>[3]</sup>;国内

收稿日期:2017-05-11; 修回日期:2017-06-05

基金项目:国家自然科学基金项目(51375180),福建省青年基金项目(2017J05006),福建省引导性项目(2016H0020),华侨大学科研启动基金项目(11BS412),华侨大学研究生科研创新能力培育计划资助项目(1511303044)

通信作者:刘晓颖,讲师,硕士研究生导师,E-mail: yinglx@hqu.edu.cn

外有关跟骨骨折的生物力学研究还尚在起步阶段。

自1943年有限元的概念被提出以来,随着科技的不断发展,有限元法被逐渐应用在各个领域。1972年,有限元法首次被应用于股骨的生物力学研究<sup>[4-5]</sup>,从此三维有限元研究方法被应用于骨科生物力学领域。陶凯等<sup>[6]</sup>通过三维CT层切数据,建立足部三维有限元模型,并模拟人体站立时足部的受力情况,研究站立状态下人体足部生物力学特征。Wong等<sup>[7]</sup>通过有限元分析,模拟不同速度冲击下跟骨与距骨的损伤模式和骨折模式,为跟骨、距骨骨折的预防提供理论依据。王旭等<sup>[8]</sup>为进一步研究足踝部的生物力学特性,在正常足部经螺旋CT扫描图像的基础上,通过Matlab、Surfacer、ANSYS等软件,建立足部有限元模型,模拟人体站立时足部的受力情况,分析不同状态下第1跖列关节的应力、应变,为临床疾患的病理提供理论基础。黄诸侯等<sup>[9]</sup>为剖析跟骨骨折与跟骨所受应力的关系,通过Sap93计算软件运算建立跟骨三维有限元模型,分析和探讨跟骨骨折的发生机制。倪明等<sup>[10]</sup>建立交叉螺钉和钢板两种内植物固定跟骨骨折的三维有限元模型,通过分析跟骨的应力、应变以及位移,对两种治疗方式进行比较。张勇等<sup>[11]</sup>建立跟骨及内固定复合三维有限元模型,分析两种不同方式内固定后跟骨的应力分布,从生物力学角度对跟骨骨折进行研究。Aljabran等<sup>[12]</sup>通过对跟骨施加骨折时的临界载荷,对跟骨进行有限元分析,认为跟骨应力骨折可能是受到肌肉力量的影响。周嘉骏等<sup>[13]</sup>建立足-踝-高跟鞋有限元模型,分析不同高跟鞋下足部的应力分布情况;结果表明,穿高跟鞋时,跖间组织的应力明显增加,3、4跖间组织受力最大,容易导致跖间神经瘤的发生。Wang等<sup>[14]</sup>建立不同高度跟骨三维有限元模型,通过对不同高度跟骨的应力分析发现,跟骨骨折时,跟骨高度减少后出现应力集中现象明显。近年来,国内外许多研究学者利用Mimics软件对CT图像进行处理后导入有限元软件的方法对跟骨骨折进行有限元分析,但许多重要的问题会被忽略,例如:较少人运用逆向工程软件Geomagic Studio对跟骨表面进行进一步光滑处理,使得跟骨表面较为粗糙,影响有限元分析的结果;由于跟骨具有高度的不规则性,使得真实的跟骨受力无论从大小还是方向上都难以得到准确的模拟,进而影响仿真结果。因此,本文从生物力学角度出发,通过

Mimics、Geomagic Studio、UG等软件建立真实的足部跟骨模型,并采用有限元方法,模拟人体中立位正常站立以及受到外力冲击时跟骨的受力情况,在HyperMesh中进行跟骨的前处理,后导入ANSYS求解,观察人体跟骨受力后Von Mises应力的分布情况以及位移趋势,分析跟骨受力后的生物力学特征,为临床骨科治疗提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 数据收集

选取志愿者1名,体重56 kg,经X线检查证实踝部无骨折、畸形、肿瘤等骨质破坏,采用Philips/Brilliance 64排螺旋CT行足踝部扫描,数据以DICOM格式输出保存。

### 1.2 建立跟骨三维有限元模型

将CT扫描的数据导入医学图像处理软件Mimics 16.0中,通过设定阈值来提取相应组织,形成蒙版,对CT图中扫描不完整的地方进行补充操作,建立人体足部跟骨单独的几何模型,输出为STL文件并导入逆向工程软件Geomagic Studio 12.0,整个过程包括点阶段、多边形阶段以及最后模型成形阶段;通过对模型进行去噪、平滑等操作,最后拟合为NURBS曲面,输出为IGES格式;再导入三维建模软件UG 10.0中进行片体缝合,生成实体;最后,在HyperMesh 14.0中对跟骨进行前处理。所建的人体跟骨三维有限元模型如图1所示。

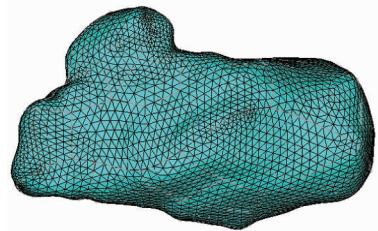


图1 人体跟骨三维实体模型

Fig. 1 Three-dimensional solid model of human calcaneus

### 1.3 跟骨有限元分析

**1.3.1 选取材料本构关系** 跟骨受力时,由于跟骨关节面及接触面对跟骨的约束作用,跟骨的力学性能会发生相应的变化,从而使跟骨的受力更加复杂。本文重点研究跟骨受力时压应力、应变的关系。一般情况下,物体的应力与应变呈函数关系,

可表示为:

$$\sigma_{ij} = f(\varepsilon_{ij}) \quad (1)$$

应力与应变张量均为 6 个独立分量,则:

$$\sigma_x = f_1(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}) \quad (2)$$

$$\sigma_y = f_2(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}) \quad (3)$$

$$\sigma_z = f_3(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}) \quad (4)$$

$$\tau_{xy} = f_4(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}) \quad (5)$$

$$\tau_{yz} = f_5(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}) \quad (6)$$

$$\tau_{zx} = f_6(\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}) \quad (7)$$

在单向拉伸试验时,材料在弹性阶段的应力与应变呈线性关系(胡克定律),线弹性材料在复杂应力状态下的应力与应变张量亦呈线性关系。广义胡克定律的一般形式为:

$$\sigma_x = c_{11}\varepsilon_x + c_{12}\varepsilon_y + c_{13}\varepsilon_z + c_{14}\gamma_{xy} + c_{15}\gamma_{yz} + c_{16}\gamma_{zx} \quad (8)$$

$$\sigma_y = c_{21}\varepsilon_x + c_{22}\varepsilon_y + c_{23}\varepsilon_z + c_{24}\gamma_{xy} + c_{25}\gamma_{yz} + c_{26}\gamma_{zx} \quad (9)$$

$$\sigma_z = c_{31}\varepsilon_x + c_{32}\varepsilon_y + c_{33}\varepsilon_z + c_{34}\gamma_{xy} + c_{35}\gamma_{yz} + c_{36}\gamma_{zx} \quad (10)$$

$$\tau_{xy} = c_{41}\varepsilon_x + c_{42}\varepsilon_y + c_{43}\varepsilon_z + c_{44}\gamma_{xy} + c_{45}\gamma_{yz} + c_{46}\gamma_{zx} \quad (11)$$

$$\tau_{yz} = c_{51}\varepsilon_x + c_{52}\varepsilon_y + c_{53}\varepsilon_z + c_{54}\gamma_{xy} + c_{55}\gamma_{yz} + c_{56}\gamma_{zx} \quad (12)$$

$$\tau_{zx} = c_{61}\varepsilon_x + c_{62}\varepsilon_y + c_{63}\varepsilon_z + c_{64}\gamma_{xy} + c_{65}\gamma_{yz} + c_{66}\gamma_{zx} \quad (13)$$

矩阵表现形式:  $\{\sigma\} = [C]\{\varepsilon\}$

跟骨在变形过程中处于等温绝热过程,则其势函数  $U_0(\varepsilon_{ij})$  为物体单位体积的应变能,即:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial U_0}{\partial \varepsilon_{ij}} \quad (14)$$

$$c_{12} = \frac{\partial \sigma_x}{\partial \varepsilon_y} = \frac{\partial U_0}{\partial \varepsilon_x \partial \varepsilon_y} \quad (15)$$

$$c_{21} = \frac{\partial \sigma_y}{\partial \varepsilon_x} = \frac{\partial U_0}{\partial \varepsilon_x \partial \varepsilon_y} \quad (16)$$

可得  $c_{12} = c_{21}$ , 由此可推出  $c_{mn} = c_{nm}$ , 所以:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} & c_{15} & c_{16} \\ & c_{22} & c_{23} & c_{24} & c_{25} & c_{26} \\ & & c_{33} & c_{34} & c_{35} & c_{36} \\ & & & c_{44} & c_{45} & c_{46} \\ & & & & c_{55} & c_{56} \\ & & & & & c_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} \quad (17)$$

将建立的跟骨实体模型导入有限元分析软件 ANSYS 18.0 中,选用 Solid 187 空间实体单元进行有限元计算分析。设定足部骨骼模型材料的弹性模量为 7.3 GPa,泊松比为 0.3<sup>[15]</sup>。

**1.3.2 确定边界条件及载荷** 由于压强是标量,只有大小不考虑其方向,跟骨表面自身具有不规则

性,用力无法真实反映其受力情况,故采用压强计算。根据压强公式  $p = F/S$ , 计算跟骨各点所受的压强。志愿者体重为 56 kg,故每个足部所承受的压力为 280 N,参考人体标本实物形态<sup>[16]</sup>并结合郭宗慧等<sup>[17]</sup>实验结果,确定跟骨的边界条件如下:在跟腱与跟骨接触面以及跟骨关节面定义全约束(见图 2)。两种情况下,跟骨受到的压强分别为:①在中立位正常站立情况下,跟骨前距、中距和后距关节面及跟骨与地面接触面受到的压强分别为 30、20、70、100 kPa。②中立时跟骨受到外力情况,如从高空坠落时,跟骨前距、中距、后距关节面及跟骨与地面接触面受到的压强分别为 150、100、1 000、500 kPa。

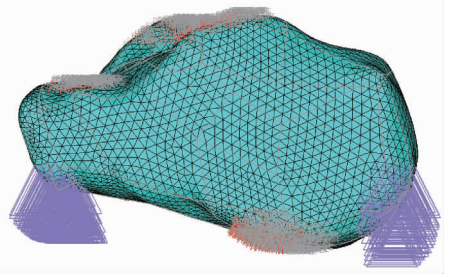


图 2 跟骨边界条件示意图

Fig.2 Sketch for boundary condition of calcaneus

## 2 有限元结果分析

### 2.1 中立位正常站立情况

模拟人体正常站立下的受力情况,对跟骨进行应力、应变分析(见图 3)。正常站立情况下,跟骨应力整体分布均匀,应力较小,最大应力主要分布在跟骨底部,最大位移出现在后距关节面,这与后距关节面的面积最大并承受大部分体重的事实相符<sup>[18]</sup>。

### 2.2 跟骨有限元模型的验证

为了对上述跟骨有限元模型以及模型边界条件进行验证,建立正常站立情况下足部整体骨骼有限元模型(见图 4)。

在胫骨上端定义质量点,施加 280 N 载荷,并根据人体正常站立下的实际约束情况,在跟骨与地面接触面以及跖骨远端定义约束<sup>[19]</sup>。在有限元分析软件 ANSYS 18.0 中对完整的足部模型进行有限元分析,提取骨骼的应力云图。由图 5 骨骼的受力情况可知,其最大应力与应力分布均符合跟骨单独模拟的结果,证明了所建跟骨有限元模型真实可靠。

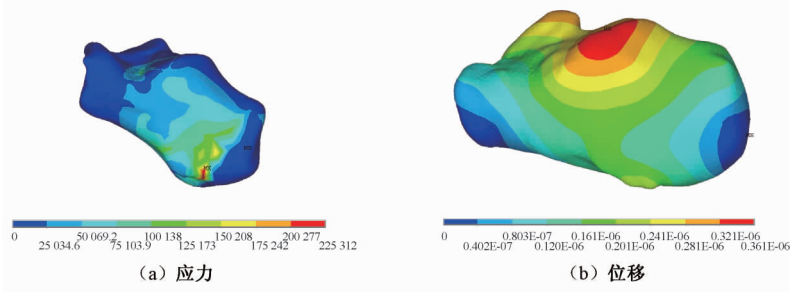


图3 正常站立情况下跟骨应力、位移云图

Fig. 3 Stress and displacement distributions on calcaneus under normal standing

(a) Von Mises stress, (b) Displacement



图4 完整足部有限元模型

Fig. 4 Finite element model of the complete foot

### 2.3 承受外力载荷情况

模拟人体跟骨受到外力冲击,如从高处坠落下的受力情况,对跟骨进行应力、应变分析(见图6)。在受到外力冲击作用下,跟骨应力较正常站立情况下有明显升高,最大应力为1.82 MPa,应力分布与正常站立情况下大致相同,主要集中在后关节面的后内方、前内方以及跟骰关节面。跟骨的整体应力有明显上升,其跟骰关节面的应力明

显增大,这与跟骨骨折并未波及跟骰关节面,但跟骰关节炎发生率却相当高的临床情况<sup>[20]</sup>相符合;最大应力出现在跟骨与地面接触面,说明从高空落下时,跟骨受到地面极大的反作用力。从位移云图上看,当跟骨受到外力冲击时,跟骨的最大位移亦明显增加,最大位移为3.05  $\mu\text{m}$ ,最大位移发生在跟骨中距、后距关节面以及跟骨与地面接触点上,容易发生骨折。

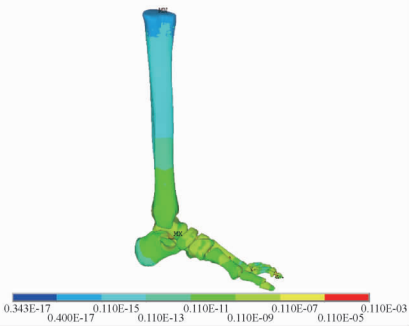


图5 正常站立情况下骨骼应力云图

Fig. 5 Stress nephogram of skeleton under normal standing

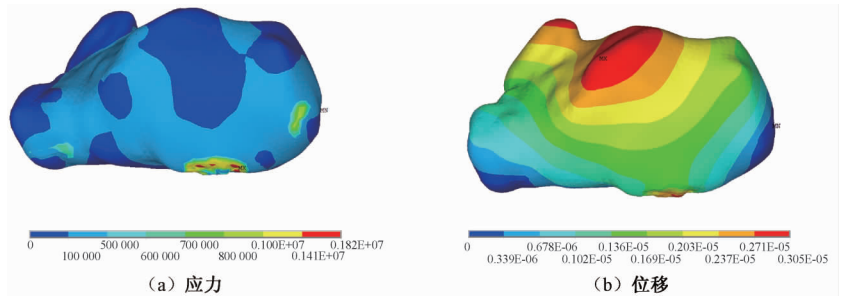


图6 承受外力载荷情况下跟骨应力、位移云图

Fig. 6 Stress and displacement distributions on calcaneus under external loading

(a) Von Mises stress, (b) Displacement

### 3 讨论

跟骨骨折在临床较为常见,且发生机制复杂。当人从高处坠落时,跟骨先着地,跟骨又是足部主要的承重骨之一,垂直向下的巨大压力以及地面的强反作用力作用于跟骨结节,产生一种破坏力很强的剪切力,造成跟骨骨折。

通过 Mimics、Geomagic、UG 等软件建立的跟骨模型能够为跟骨的生物力学特性分析提供一种较

为精确的力学模型;利用有限元分析软件 ANSYS 18.0 可以较好地模拟跟骨在受到竖向以及冲击载荷情况下的应力、应变情况。本文建立了人体足部跟骨的三维有限元模型,并综合考虑人体中立位正常站立以及受到外力冲击两种情况,基于有限元分析理论,对跟骨进行荷载、位移的全过程数值模拟。仿真结果与 Bavod 等<sup>[21]</sup>关于跟骨机械应力分布的研究结果相吻合,验证了所建有限元模型的准确性。

跟骨的有限元分析不仅可以为临床常见的跟骨关节损伤提供理论支持,还能从更深层次上揭示跟骨骨折的发生机制,帮助骨科医生深入了解跟骨的生物力学特性,对临床跟骨骨折治疗具有一定的指导意义。

### 参考文献:

- [ 1 ] 张晴晴. 足部三维复合模型的有限元分析及其应用[D]. 合肥: 合肥工业大学硕士学位论文, 2014.
- [ 2 ] 刘立峰. 跟骨骨折的生物力学研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(11): 786-789.
- [ 3 ] GOTHA HE, ZIDE JR. Current controversies in management of calcaneus fractures[J]. *Orthop Clin N Am*, 2016, 48(1): 91-103.
- [ 4 ] BREKELMANS WA, POORT HW, SLOOFF TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts [J]. *Acta Orthopaedica*, 1972, 43(5): 301-317.
- [ 5 ] RYBICKI EF, SIMONEN FA, WEIS EB. On the mathematical analysis of stress in the human femur [J]. *J Biomech*, 1972, 5(2): 203-215.
- [ 6 ] 陶凯, 王冬梅, 王成焘, 等. 基于三维有限元静态分析的人体足部生物力学研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(5): 763-766.
- [ 7 ] WONG WC, NIU W, YAN W, *et al.* Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture [J]. *PloS One*, 2016, 11(4): e0154435.
- [ 8 ] 王旭, 马昕, 陶凯, 等. 足踝有限元模型的建立与初步临床应用[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(2): 287-292.
- [ 9 ] 黄诸侯, 李俊, 陈日齐, 等. 跟骨三维有限元模型的建立及其骨折发生机制[J]. 中国骨伤, 2012, 25(2): 97-101.
- [ 10 ] 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.
- [ 11 ] 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.
- [ 12 ] 张勇, 阿良, 张乐, 等. 跟骨的三维有限元模型研究及临床应用[J]. 中国医科大学学报, 2016, 45(11): 1022-1025.
- [ 13 ] AIJABRAN MJ, PIOVESAN D, BORTOLETTO R. Calcaneus stress fractures: A finite element analysis [C]// *Proceedings of Northeast Bioengineering Conference*. Newark: [s. n.], 2015: 1-2.
- [ 14 ] 周嘉骏, 张洪涛, 罗宗平, 等. 高跟鞋与足部跖间应力关系的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2015, 30(6): 506-509.
- [ 15 ] ZHOU JJ, ZHANG HT, LUO ZP, *et al.* Finite element analysis on relationship between wearing high-heeled shoes and stresses in intermetatarsal region of foot [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 506-509.
- [ 16 ] WANG YM. Finite element analysis of calcaneus stress distributions with variant heights [J]. *Chin J Tissue Eng Res*, 2014, 18(42): 6742-6746
- [ 17 ] 饶敦亮, 王永东, 朱献忠, 等. 微创空心螺钉内固定治疗跟骨骨折[J]. 实用骨科杂志, 2007, 13(3): 180-182.
- [ 18 ] 张守信. 人体解剖学图谱[M]. 北京: 硕士学位论文科学技术文献出版社, 2000: 52-53.
- [ 19 ] 郭宗慧. 跟骨三维有限元模型的建立及生物力学分析[D]. 沈阳: 中国医科大学硕士学位论文, 2010.
- [ 20 ] 王一民. 跟骨骨折的有限元分析[D]. 广州: 南方医科大学博士学位论文, 2013.
- [ 21 ] RAMLEE MH, KADIR MR, MURALI MR, *et al.* Finite element analysis of three commonly used external fixation devices for treating type III pilon fractures [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(10): 1322-1330.
- [ 22 ] 刘立, 蔡锦方, 梁进. 骨折后后关节面压缩的跟骨与距骨在步态过程应力分布的三维有限元研究[J]. 解放军医学杂志, 2003, 28(11): 1011-1013.
- [ 23 ] BAVOD J, BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO R, LOSA-IGLESIAS ME, *et al.* Mechanical stress redistribution in the calcaneus after autologous bone harvesting [J]. *J Biomech*, 2012, 45(7): 1219-1226.