

文章编号: 1004-7220(2024)02-0272-06

拇外翻足三维有限元模型构建及其第1、2跖列生物力学分析

耿艳利^{1,2}, 苑智文¹, 宣伯凯^{1,2}, 徐敏³

(1. 河北工业大学 人工智能与数据科学学院, 天津 300401; 2. 智能康复装置与检测技术教育部工程研究中心, 天津 300401;

3. 天津医科大学朱宪彝纪念医院, 天津 300134)

摘要:目的 建立拇外翻足有限元模型,研究不同拉力下第1、2跖列的应力及位移变化情况。方法 将采集的拇外翻病人足部CT图像导入Mimics软件,重建足部三维骨骼模型;利用3-matic软件对重建模型进行网格划分与体网格生成;将优化处理过的模型导入ANSYS中进行有限元分析,通过改变拉力大小、方向验证拉力与第1、2跖列的应力、位移之间的关系。结果 对第1近节趾骨施加不同大小、方向的拉力,当力小于12 N时,随着拉力的增加,第1趾骨位移变化较为明显,拉力每增大2 N,位移约增加1 mm;当力大于12 N时,随着拉力的增加,第1趾骨应力不断增加,而位移只发生微小变化;而当力保持12 N不变,以15°间隔改变力的方向时,第1、2跖列的应力大小及其分布随方向的变化而改变,同时位移也会产生相应的变化,且当力的方向与第2趾骨方向越趋于垂直时,第1趾骨产生的位移越大。结论 有限元分析技术可以形象、准确地分析第1、2跖列在不同拉力下的应力及位移变化情况,为拇外翻矫形器的设计奠定基础。

关键词: 拇外翻; 拉力; 应力; 位移; 矫形器

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.012

Construction of Three-Dimensional Finite Element Model of Hallux Valgus Foot and its Biomechanical Analysis of the First and Second Rays

GENG Yanli^{1,2}, YUAN Zhiwen¹, XUAN Bokai^{1,2}, XU Min³

(1. School of Artificial Intelligence, Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China; 2. Engineering Research Center of Intelligent Rehabilitation Device Detection Technology, Ministry of Education, Tianjin 300401, China; 3. Tianjin Medical University Chu Hsien-I Memorial Hospital, Tianjin 300134, China)

Abstract: Objective To establish a finite element model of the hallux valgus foot and study the stress and displacement changes in the first and second rays of the hallux valgus under different tensile forces. **Methods** Foot CT images of a patient with hallux valgus were imported into Mimics to reconstruct a three-dimensional (3D) skeletal model of the foot. The 3-matic software was used to mesh the reconstructed model and generate the volume mesh. The optimized model was imported into ANSYS for finite element analysis. The relationship between the tensile forces and the stress/displacement of the first and second rays of the hallux valgus was

收稿日期: 2023-08-01; 修回日期: 2023-09-22

基金项目: 国家重点研发计划项目(2022YFC2009500), 国家留学基金委资助项目(202006705017)

通信作者: 耿艳利, 副教授, E-mail: gengyl@hebut.edu.cn

verified by changing the size and direction of the tensile forces. **Results** Tensile forces of different magnitudes and directions were applied to the first proximal phalanx. When the force was less than 12 N, with an increase in tension, the displacement of the first phalange changed more significantly. For every 2 N increase in tension, the displacement increased by approximately 1 mm. When the force was greater than 12 N, with an increase in tension, the stress on the first phalange increased, whereas the displacement only changed slightly. In addition, when the magnitude of the force remained unchanged at 12 N and the direction of the force changed at intervals of 15°, the stress and stress distributions of the first and second rays changed with direction, and the displacement also changed accordingly. When the direction of the force was perpendicular to that of the second phalanx, the displacement of the first phalanx increased. **Conclusions** Finite element analysis technology can vividly and accurately analyze the stress and displacement changes of the first and second rays of hallux valgus under different tensile forces, and it lays a foundation for the design of hallux valgus orthoses.

Key words: hallux valgus; tensile force; stress; displacement; orthosis

拇外翻是一种常见的足部畸形,多见于中老年女性,常发生在有遗传倾向及长期穿用高跟鞋和尖头鞋的人群,主要表现为第 1、2 跖骨间角增大而第 1 跖骨向外侧偏移^[1-2]。随着计算机技术的飞速发展,利用有限元方法进行医学仿真的技术得到了广泛的应用和发展^[3-4]。在生物力学分析方面,建立准确、完善的拇外翻足有限元模型是进行足部生物力学分析的基础,有限元分析可通过对实验条件的精准控制,更加准确地模拟受力情况^[5-7]。Balaji 等^[8]通过 CT 扫描创建足部骨骼和软组织的 3D 模型,对不同姿势足表面的应力分布进行有限元分析。Zhang 等^[9]建立了正常足和重度拇外翻足的有限元模型,研究平衡站立时重度拇外翻畸形对跖骨应力和跖趾关节负荷的影响。结果表明,与正常足相比,拇外翻足在跖骨处 von Mises 应力增加,跖趾关节负荷降低。

目前,拇外翻的治疗可分为手术治疗与保守治疗两种方案^[10-15]。对于重度拇外翻,常采取手术方案治疗;而对于轻、中度拇外翻,常采用拇外翻矫形器进行保守治疗。陈大伟等^[16]提出了一种不截骨矫正拇外翻的方案,通过弹性固定来矫正,并且划分不同的手术点,将三维建模与有限元分析相结合,分别对每种手术点的应力情况进行分析,以获得最佳方案。张芳兰等^[17]基于足部数字化模型定制设计出一款拇外翻矫形器,并制定了匹配度评价以及矫形器设计具体方法的流程,提高了矫形器快速定制的精确定性与匹配性。张明等^[18]陈列了多种拇外翻矫形器,并对不同矫形器的材料、舒适度、满意度等开展详细调查分析,最后对主要肌肉进行疲

劳测试,得到一系列生理参数,从而对矫形器的舒适程度、矫形器对平衡性的影响以及矫正效果进行客观分析。

针对拇外翻矫形器的相关研究及设计方案,本文建立足部有限元模型,对足部骨骼模型第 1 近节趾骨施加不同大小、方向的拉力,模拟拇外翻矫形器对第 1 跖列的受力,为拇外翻矫形器的设计提供理论支撑。

1 足部三维骨骼及有限元模型构建

1.1 三维骨骼模型构建及优化

1.1.1 模型构建 选取复旦大学附属华山医院 1 例女性中度拇外翻患者作为建模对象,将该对象左足 CT 图像导入 Mimics 软件中,重建足部骨骼模型。本试验方案获得复旦大学附属华山医院伦理委员会批准通过,所有患者同意并签署知情同意书。首先,选取外轮廓较为清晰且噪点将要出现的点作为灰度值划分标准,并通过区域增长命令 (Region Grow) 剔除与主体不相连的噪点,形成新的蒙版;然后,进行骨骼分离,骨骼之间均有软骨连接,在新蒙版中各个骨骼之间间隔不明显,故利用分离面板命令 (Split Mask) 将要提取的那块骨骼与其余骨骼相分离,之后通过画笔填补 (Edit Masks)、像素填充 (Morphology Operations)、注水命令 (Cavity Fill) 或智能填充命令 (Smart Fill) 将每个骨骼蒙版的边缘补充完整,并填充其内部孔洞;最后,对填充后的骨骼模型进行光滑处理,将所要优化骨骼轮廓可视化 (Contours Visible),并结合三维视图编辑轮廓线 (Edit Contours) 对其进行光滑处理。将光滑处

理后的每块骨一一保存,得到完整的足部骨骼三维点云模型[见图1(a)]。

1.1.2 模型优化 将 Mimics 光滑处理后的骨骼模型全部导入 3-matic 软件,并在 3-matic 中完成软骨构建、网格划分与体网格生成操作。首先,在两个骨骼之间新建草图平面上绘制软骨外轮廓,再结合挤出(Extrude)、布尔命令(Boolean)使其延伸至骨骼表面,软骨厚度即为骨骼之间的间隔大小,将骨骼之间的软骨一一添加完整[见图1(b)];然后,通过高和底比的要求来控制网格质量,对添加软骨后的骨骼模型进行网格划分;最后,采用 10 节点四面体单元将面网格转化为体网格,并通过分析网格质量命令(Analyze Mesh Quality)检查面网格、体网格是否都符合要求。

1.2 有限元模型构建

1.2.1 韧带添加 足部骨骼有限元分析时,为了更准确地模拟韧带的力学特性,利用线性弹簧模型对韧带刚度、变形情况进行模拟,为足部骨骼有限元分析和矫形器设计提供有力支撑。该模型利用二节点线性单元(Spring)模拟韧带,主要包含内踝韧带、距跟韧带、楔舟背侧韧带、跗跖背侧韧带。韧带弹性模量为 260 MPa,弹簧接触面积约为 1 cm^2 ,长度约为 1 cm,从而获得弹簧弹性刚度为 0.3 N/mm 。

1.2.2 材料属性 ANSYS 具有强大的材料库,可直接对足部骨骼、软骨、韧带进行材料赋值。本文设定足部骨骼、软骨、韧带的弹性模量分别为

7 300、10、260 MPa,泊松比分别为 0.3、0.4、0.4^[19]。另外,将足部骨骼、软骨均设为各向同性的线弹性材料,韧带为线性材料。将材料参数赋值到足部模型相应部位后进行仿真模拟,提高仿真准确性。

1.2.3 约束条件与载荷 首先,通过位移约束命令(Displacement)对跟骨、第 2~5 趾骨以及第 1~5 跖骨远端底层表面施加 x 、 y 、 z 轴 3 个方向的位移约束,对第 1 远节趾骨底层表面施加 z 轴方向的位移约束;然后,通过力命令(Force)对足部骨骼施加预设载荷,如自身重力、局部拉力等,模拟足部骨骼负重状态下受力情况,受试者自身体重 60 kg 且胫骨与腓骨承受重力比例为 1:1,则需在胫骨和腓骨的上表面分别施加 300 N 竖直向下的力模拟自身重力;最后,为更清楚观察第 1 跖列的应力分布及位移变化情况,将第 1、2 跖列局部骨骼分离[见图1(c)]。通过不断调整舟骨上侧施加力的大小、方向,使得第 1、2 跖列局部模型与拇外翻足整体模型中的第 1、2 跖列应力大小与应力分布情况基本保持一致。对舟骨上表面施加 -16、-15、-30 N 等效压力时,整体与局部骨骼模型第 1、2 跖骨上的应力均为 2 MPa,且应力都集中在跖骨中部区域,最大程度还原第 1、2 跖列受力。因此,可在局部骨骼模型中对第 1 近节趾骨施加拉力,通过改变拉力的大小、方向,验证拉力与第 1、2 跖列的应力、位移之间的关系。第 1、2 跖列骨骼模型载荷与约束条件如图 1(d)所示。

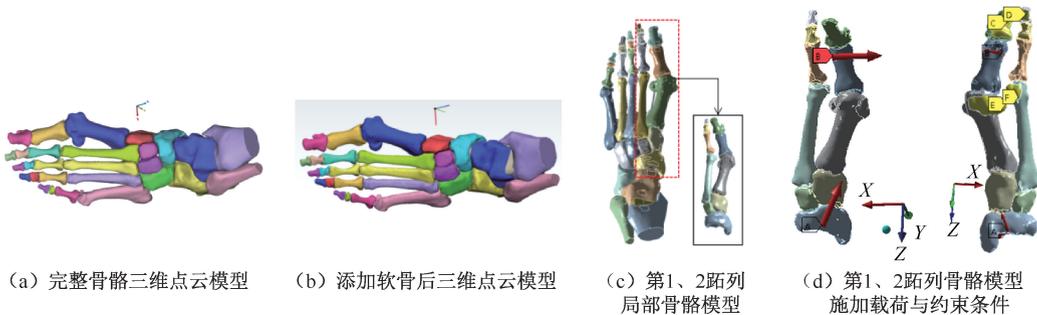


图1 拇外翻型足部骨骼模型

Fig. 1 Bone model of hallux valgus foot (a) 3D point cloud model of complete skeleton, (b) 3D point cloud model after adding cartilage, (c) Partial skeleton model of the first and second rays of hallux valgus, (d) Application of load and constraint conditions to the first and second rays of hallux valgus

注:图1(d)中A、B处分别施加载荷 37.162、10 N,C、D、E、F 分别为第 1、2 远节趾骨以及第 1、2 跖骨远端底层表面的位移约束。

2 有限元仿真结果

2.1 有限元模型验证

对足部骨骼模型进行仿真前需验证模型准确性。使用最小称重 50 g、最大称重 50 kg 弹簧秤, 以大拇指外侧关节以下 2~5 mm 位置为受力点, 向内侧牵拉大拇指趾, 验证拇趾受力产生的位移与骨骼模型在相同力下第 1 趾骨产生的位移是否相符。对拇趾以 2 N 为间隔分别施加 0~18 N 拉力, 并记录拇趾与第 2 脚趾脚尖距离及发生的位移(见图 2)。结果显示, 拉力为 2~12 N 时, 拉力每增加 2 N, 位移也相应增加约 1 mm, 与本文仿真结果基本保持一致。另外, 施加拉力时, 第 1 近节趾骨近端外侧区域痛感较为明显, 与仿真时最大应力所属区域相符, 故该模型的构建及仿真具有有效性。

2.2 有限元仿真结果

为更清楚观察到第 1、2 跖列应力、位移变化情况, 在局部骨骼中进行如下仿真操作。首先, 需控制单一变量来确保实验准确性、有效性, 即需要对局部骨骼模型施加等效压力且约束条件保持不变,

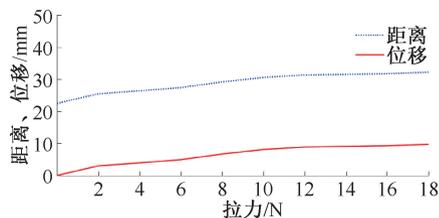


图 2 不同拉力下大拇指与第 2 脚趾间距离及位移变化

Fig. 2 Change of distance and displacement between the big toe and the second toe under different tensile forces

注: 距离表示大拇指与第 2 脚趾顶端中间点之间距离, 位移为趾间距离相较于初始未施加拉力时的趾间距离变化。

模型角度也需保持不变, 避免测量角度不同而产生不必要误差; 然后, 对第 1 近节趾骨远端外侧施加不同大小、方向的拉力; 最后, 观察并记录第 1、2 跖列应力及位移(见图 3)。仿真结果表明, 当拉力逐渐增加时, 第 1 趾骨的应力呈不断增加的趋势, 同时伴随着拉力的增加, 位移也逐渐增大, 最终趋于一个相对稳定状态。当拉力方向改变时, 第 1 趾骨的位移和应力值随着拉力方向的变化而不断变化, 呈现出先增大后减小的趋势。

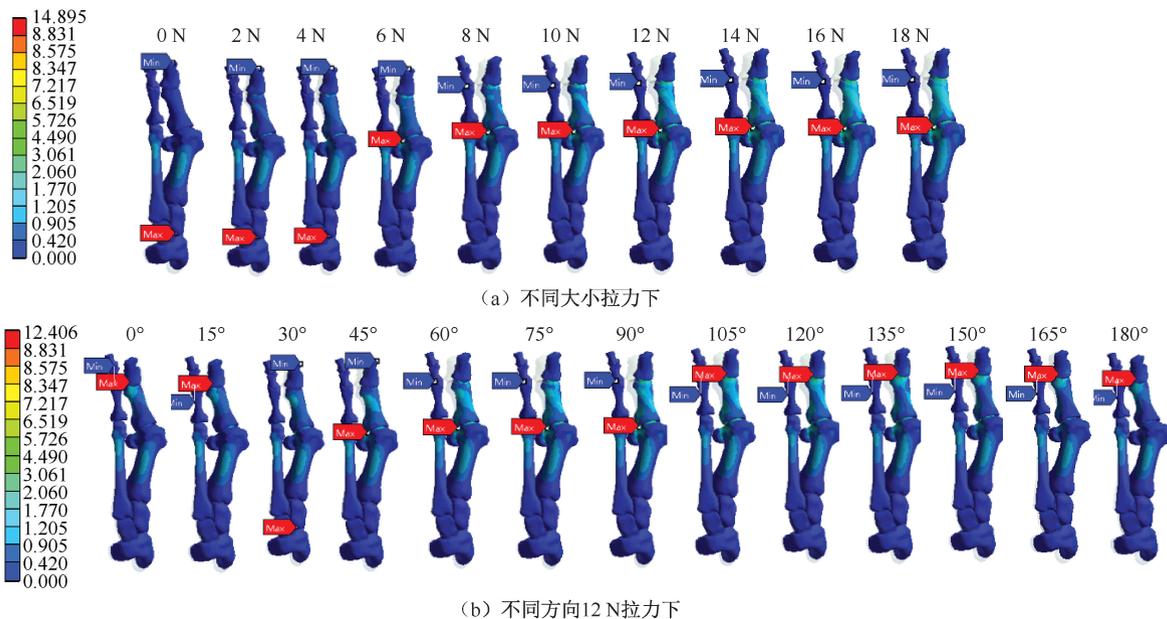


图 3 不同拉力下第 1、2 跖列位移及应力分布

Fig. 3 Displacement and stress distributions of the first and second rays of hallux valgus under different tensile forces

(a) Under tensile forces at different magnitudes, (b) Under 12 N tensile force in different directions

3 讨论

第 1 趾骨施力的大小及方向是影响拇外翻治

疗的重要因素。目前, 轻度拇外翻患者大多会选择保守治疗, 如在第 1、2 足趾间夹分趾垫、穿舒适宽松的鞋以及佩戴具有矫正效果的拇外翻矫形器^[20-21]。

此类保守治疗对于缓解拇外翻足局部疼痛、延缓拇外翻进程发挥了重要作用。为了更加准确地模拟仿真,研究者通常在构建骨骼模型时,添加软骨、韧带、边界约束及载荷,最大程度模拟足部正常站立时的骨骼状态。本文对0~18 N和180°范围方向的力进行仿真,结果显示,随着力的增加,位移不断增大。当力大于12 N时,最大应力明显增大,而位移只发生微小的变化,故设定12 N为最佳力。然后,以12 N力为基础,改变力的方向,以第1近节趾骨中轴远端指向近端为起点,逆时针旋转180°。当力的方向位于90°时,位移相对较大,故设定90°为最佳方向力。综上所述,分析矫正拇外翻需要施加的最佳力,即在保证舒适度的前提下能使大拇脚趾产生最大位移的最小力,需要了解拇外翻足患者1个步态周期内的受力特点及在不同受力下的形态变化,结合构建的足部骨骼模型对不同大小、方向力作用下拇指位移及应力的仿真结果进行对比分析,定制出更贴合患者足部的矫形器,以达到最佳矫正效果。

随着数字医学的发展日益成熟,有限元分析被应用于生物力学及医学辅助器材应用方面,为临床诊疗提供参考依据,大大促进了精准医学的发展,不断提升卫生服务能力及水平。Yu等^[22]通过建立基于CT数据的拇外翻有限元模型,探索不同外力作用下跖趾关节区域应力分布情况及对应第1跖趾关节角度变化的关系。结果显示,跖趾关节角度的增加会加剧关节内侧的应力集中。该研究证实了跖趾关节与拇外翻病症的关系,为临床治疗及拇外翻矫形器的设计提供科学依据。本文通过有限元分析方法,对多个准确大小及方向的力进行求解仿真,得到对应的位移及应力分布(见图3)。本文发现,对第1趾骨施加的拉力并不是越大越好,拉力过大可能会对足部软组织造成损伤,应该综合患者拉伸疼痛感和位移变化情况,施加符合患者自身情况的最佳力,并根据矫正情况不断改变力的大小;另外,矫形器施加拉力的方向应尽量与脚趾垂直,避免施加竖直向上或向下的力。

4 展望与结论

本文通过拇外翻足CT图像构建出完整的足部骨骼模型,并对第1、2跖列骨骼模型进行有限元分

析,更形象、准确地观察到第1近节趾骨在不同拉力作用下骨骼模型的应力及位移变化情况,为拇外翻矫形器的设计提供理论和数据支撑并为智能拇外翻矫形器的设计奠定基础。

目前,市面上的矫形器主要分为3种类型:①绑带式矫形器,主要通过柔性材料的拉伸作用来矫正,此类矫形器舒适度较好但矫正力度较小;②硬性材质矫形器,矫正力度相对较大,通常使用硅胶材质,但这种材质的矫形器长时间佩戴会导致足部疼痛,且硅胶材质易产生损耗;③硬性材料与柔性材料相结合的矫形器,主要原理是在拇指内侧或外侧固定一个硬性夹板,再使用柔性材料加以固定以增强矫正效果,此类矫形器长时间佩戴也会产生疼痛感,且矫正力度不易把握,矫正力度过大可能会造成软组织损伤、畸形加重等负面影响。针对后面两种矫形器存在的弊端,设计一款可自由控制矫正时间的智能拇外翻矫形器,使用者可根据自己所能承受的强度合理调整矫正时间与放松时间,避免长时间高强度拉伸而造成软组织损伤的负面影响;该智能矫形器还可以增加模拟大拇指自由活动的功能,以锻炼足部肌肉,激活拇外展肌。

本文有限元仿真结果表明,施加力的大小和方向都会影响拇外翻的矫正,而且矫正效果也并非与施加力的大小成正相关,施加的力过大还可能导致畸形加重、软组织损伤等负面影响。综合各种拇外翻矫形器的特点可知,绑带式矫形器矫正力度适中且相对于其他硬质矫形器舒适度更好。因此,拇外翻患者可选择在白天佩戴柔性拇外翻矫形器或使用肌贴矫正,根据个人的拇外翻情况适当调整肌贴的位置,以在保证舒适度的同时尽可能实现最佳矫正效果。此外,由于柔性拇外翻矫形器的矫正效果有限,而硬性材质的矫形器长时间佩戴会导致足部疼痛,故可在夜间配合使用智能拇外翻矫形器,以增强矫正效果。这样搭配使用可以提高拇外翻矫正的效果,并在舒适度方面取得平衡。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:耿艳利负责论文研究内容设计,框架搭建,论文撰写与修改;苑智文负责实验设计,实验数据整理,论文撰写;宣伯凯负责实验数据分析与论文写作指导;徐敏负责临床数据收集与实验过程指导。

参考文献:

- [1] 唐智, 郎蕾, 王任远, 等. 拇外翻足有限元模型构建及其第 1 跖趾关节生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(27): 4283-4290.
- [2] YING JH, XU YN, ISTVÁN B, *et al.* Adjusted indirect and mixed comparisons of conservative treatments for hallux valgus: A systematic review and network meta-analysis [J]. *Int J Environ Res Public Health*, 2021, 18(7): 3841.
- [3] 王攀, 霍洪峰. 老年人坐立转换时股骨近端应力分布的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2022, 37(2): 312-316.
- WANG P, HUO HF. Finite element analysis on stress distributions of proximal femur in the elderly during sit-to-stand transition [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(2): 312-316.
- [4] CHEN TL, WONG DW, WANG Y, *et al.* Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2019(83): 260-272.
- [5] 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.
- 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.
- [6] 陈立翔, 娄博, 王焕. 基于有限元法的数字化建模在拇外翻研究中的应用[J]. 医用生物力学, 2022, 37(5): 972-977.
- CHEN LX, LOU B, WANG H, *et al.* Application of finite element method-based digital modeling in the study of hallux valgus [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(5): 972-977.
- [7] 郭俊超, 王丽珍, 常程, 等. 不同康复训练方法对术后拇外翻第 1 跖列的生物力学影响[J]. 医用生物力学, 2018, 33(5): 453-458.
- GUO JC, WANG LZ, CHANG C, *et al.* Effects of different rehabilitation training methods on the first ray of postoperative hallux valgus [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(5): 453-458.
- [8] BALAJI V, RAJESH D, MURUGU NN, *et al.* Finite element analysis of a human foot [J]. *Mater Today Proc*, 2021, 46(P9): 4265-4270.
- [9] ZHANG Y, AWREJCIEWICZ J, SZYMANOWSKA O, *et al.* Effects of severe hallux valgus on metatarsal stress and the metatarsophalangeal loading during balanced standing: A finite element analysis [J]. *Comput Biol Med*, 2018(97): 1-7.
- [10] 李桂军, 方晓辉, 孔维峰, 等. 微型钢板联合超强缝线弹性固定治疗拇外翻畸形的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(6): 938-942.
- [11] 申馨. 柔性支撑特性的拇外翻矫形器设计研究[D]. 上海: 东华大学, 2021.
- [12] 杜彦辉, 张汉阳, 钟专, 等. 足部有限元模型的发展及应用[J]. 足踝外科电子杂志, 2020, 7(4): 55-61.
- [13] 王瑞昌, 许平, 鲁宁, 等. 利用有限元方法对髁白弧形截骨术进行术前规划[J]. 医用生物力学, 2021, 36(3): 377-383.
- WANG RC, XU P, LU N, *et al.* Preoperative planning of acetabular arcosteotomy using finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 377-383.
- [14] 温建民, 孙卫东, 成永忠, 等. 基于 CT 图像外翻足有限元模型的建立与临床意义[J]. 中国矫形外科杂志, 2012, 20(11): 1026-1029.
- [15] TRABELSI N, MILGROM C, YOSIBASH Z. Patient-specific FE analyses of metatarsal bones with inhomogeneous isotropic material properties [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2014(29): 177-189.
- [16] 陈大伟, 李兵, 俞光荣. 第 1 跖趾关节相关生物力学研究进展[J]. 中国临床解剖学杂志, 2009, 27(3): 366-368.
- [17] 张芳兰, 陈瑞营. 基于足部数字化模型的拇外翻矫形器定制设计[J]. 图学学报, 2019, 40(5): 961-967.
- [18] 张明, 张德文, 余嘉, 等. 足部三维有限元建模方法及其生物力学应用[J]. 医用生物力学, 2007, 22(4): 339-344.
- ZHANG M, ZHANG DW, YU J, *et al.* Human foot three-dimensional finite element of modeling and its biomechanical application [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4): 339-344.
- [19] SIEGLER S, BLOCK J, SCHNECK CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint[J]. *Foot Ankle*, 1988(8): 234-242.
- [20] 杨佳平, 徐雯冰, 王艺菲. 拇外翻保守治疗的研究进展[J]. 百科知识, 2023(6): 36-38.
- [21] HIROSHI O, JOVERIENNE SC, CARLO AD, *et al.* Changes in calcaneal pitch and heel fat pad thickness in static weight bearing radiographs while wearing shoes with arch support and heel cup orthotics [J]. *Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol*, 2019, 31(17): 21-24.
- [22] YU GY, FAN YZ, FAN YX, *et al.* The role of footwear in the pathogenesis of hallux valgus: A proof-of-concept finite element analysis in recent humans and homo naledi [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020(8): 648.