

文章编号:1004-7220(2017)05-0436-06

基于三维膝-踝-足有限元模型的足跟痛 足底压力生物力学分析

章浩伟, 孙洋洋, 刘颖, 李磊

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘要: **目的** 通过有限元方法研究鞋垫参数变化对足跟痛患足生物力学机制的影响。**方法** 基于 CT 图像数据建立足跟痛患者足部、小腿骨骼、腓肠肌及膝关节三维有限元模型,通过改变鞋垫形状、厚度及硬度仿真计算足底压力分布及应力峰值。**结果** 有限元模型足底压力分布与压力测量板的足底压力分布部位大体一致,数值非常接近。与裸足站立相比,穿着平板式、半接触式和全接触式鞋垫时足跟区压力峰值分别下降 20.5%、59.2% 和 38.4%, 跖骨头区压力峰值分别下降 9.9%、18.1% 和 46.7%。足跟痛患者足底表面足跟区和跖骨头区压力峰值均随鞋垫常规厚度的增加而减小,并随硬度的减小而减小。**结论** 鞋垫参数的改变对足底压力产生显著的变化。有限元分析有助于足跟痛病因病理的了解,为临床治疗提供理论基础。

关键词: 足跟痛; 鞋垫; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.05.007

Biomechanical analysis of plantar pressure of heel pain based on 3D knee-ankle-foot finite element model

ZHANG Hao-wei, SUN Yang-yang, LIU Ying, LI Lei (*College of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of insole parameter changes on biomechanical mechanism of heel pain by finite element methods. **Methods** The 3D finite element model of foot, crus bones, gastrocnemius muscle and knee joint was reconstructed based on CT images. The plantar pressure distribution and peak pressure were calculated by changing the shape, thickness and hardness of the insole. **Results** The distribution of plantar pressure calculated by the finite element model was generally consistent with that measured by the pressure plate, and the values were very close. Compared with the barefoot standing, the peak pressure of the heel was decreased by 20.5%, 59.2% and 38.4%, and that of the metatarsal head was decreased by 9.9%, 18.1% and 46.7%, with flat insole, half-contact insole and full-contact insole, respectively. For patients with heel pain, the pressure peak of the heel and the metatarsal head at plantar surface decreased with the conventional thickness of insole increasing and the hardness of insole decreasing. **Conclusions** The changes in insole parameters have a significant influence on the plantar pressure distribution. Finite element analysis can contribute to discovering the etiology and pathology of heel pain, so as to provide the theoretical basis for clinical treatment.

Key words: Heel pain; Insole; Finite element analysis; Biomechanics

收稿日期:2016-12-05; 修回日期:2016-12-31

基金项目:上海市科委医学引导项目(12401907700),上海市卫计委基金(201540297),微创励志创新基金(YS30808107)。

通信作者:章浩伟,副教授,E-mail:howiezh@sina.com。

足跟痛又称跟痛症或跟骨痛,是一系列病因导致的足跟痛疼痛症候群。足跟痛病因复杂,病理机制不明,机械性因素为主,最常见病因为足底筋膜炎。治疗方式多采用物理治疗,如足部矫形器、矫形鞋垫以及体外冲击波等。合适的鞋垫不仅可以为足跟痛患足提供健康的环境,还可以改善足底压力分布,从而起到预防、辅助治疗和矫正足部疾病的作用。同时,已有相关实验验证了个性化鞋垫对患足在物理治疗方面的有效性^[1]。

国内外研究学者多采用等距且对称的舒适感标尺衡量定制鞋垫对足部的舒适度。针对足跟痛患者足底压力改善情况的理论研究,目前鲜有报道。张明等^[2]对健康人足部模型添加个人定制鞋垫,并与常规鞋垫作对比,仿真两种硬度鞋垫对足底压力的改善情况。有限元法能为研究足跟痛病理状态下的生物力学分析提供有用的工具,使研究人员直观了解足应力改变以及鞋垫对足底压力分布的影响^[3-4]。目前,在足部静力学分析研究中,已经开始了一些小腿肌肉对足部骨骼的载荷作用及对足底压力分布的尝试性试验研究。然而鉴于实验的复杂性,有关肌肉、筋膜、韧带的载荷作用还鲜有相关理论研究的报道。Dai 等^[1]在足部有限元力学模型的相应骨骼上添加肌肉力载荷,进行有限元数值模拟。Cheung 等^[5]则在足部的跟骨后部结节处施加跟腱作用力,研究足底压力分布情况。钱志辉^[6]选用 Slipring 连接单元模拟足部外在肌肉,缺少真实的肌肉模型。

本文建立足跟痛患者足部、小腿骨骼、腓肠肌及膝关节三维有限元模型,探讨足跟痛的生物力学机制,并通过改变针对足跟痛病症的鞋垫参数(形状、硬度、厚度)进行仿真计算,以改善足底压力分布,从而分析鞋垫对足部生物力学性能的影响。

1 材料和方法

1.1 有限元模型建立

图像数据采集自上海市复旦大学附属医院华东医院,设备采用 GE 公司高清能谱计算机断层扫描(computed tomography, CT)。扫描时足跟痛患者踝关节处于中立位,扫描部位为足部及小腿,层厚 0.5 mm,层距 1 mm,采集 512 × 512 像素 CT 图像 409 张,以 DICOM 格式输出并存储。患者为女性,

年龄 63 岁,身高 156 cm,体重 64 kg。足部无畸形,无足部外伤和手术史。

采用 Mimics 10.0 软件对足部及小腿图像进行分割和轮廓线提取处理,重建出骨骼、软组织及肌肉轮廓曲线的矢量数据。点云文件以 STL 格式导入到 Geomagic 12.0 软件中进行曲面优化和重构,构建的几何模型以 IGES 格式存储并输出。几何模型包括足部软组织、腓肠肌、半月板、30 块骨骼(胫骨、腓骨、髌骨、股骨下端、距骨、足舟骨、跟骨、骰骨、3 块楔骨、5 块跗骨及 14 块趾骨)。地面支撑物和个性化鞋垫通过 SoliWorks 2014 进行几何构建。把几何模型输入 HyperMesh 13.0,进行网格划分,获得足跟痛患者膝-踝-足三维有限元模型[见图 1(a)]。采用 2 节点 Truss 单元模拟足底筋膜、足部韧带以及膝关节韧带。采用 8 节点缩减积分六面体单元(C3D8R)对地面支撑物和鞋垫进行网格划分。其余几何模型采用 4 节点三维应力四面体单元(C3D4)进行网格划分。最后将 inp 格式的文件导入 ABAQUS 6.13 软件进行数值模拟计算。

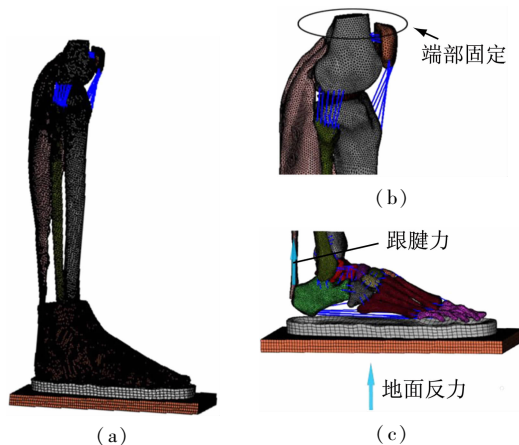


图1 足跟痛患者膝踝足的三维有限元模型 (a)膝踝足的整体有限元模型,(b)膝关节有限元模型,(c)足踝、鞋垫及地面支撑物的有限元模型

Fig.1 3D FE model of the knee-ankle-foot of the patient with heel pain (a) Intact FE model of the knee-ankle-foot, (b) FE model of the knee joint, (c) FE model of the ankle joint, foot, insole and ground

1.2 材料属性

未细分各骨骼模型的皮质骨和松质骨,整体定义弹性模量为 7.3 GPa,泊松比为 0.3^[7]。模型中各部分均视为各向同性、均质的线弹性材料,弹性模

量、泊松比及密度等参数取自文献[8-12]中的研究数据。足底筋膜、足部韧带以及膝关节韧带的材料密度视为与足部软组织相同,腓肠肌的材料参数视为与足部软组织相同^[6]。鞋垫采用EVA材料。模型中各组成部分的具体参数见表1。

表1 材料参数

Tab. 1 Material parameters

名称	弹性模量/ MPa	泊松比	密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	横截面积/ mm^2
骨骼	7 300	0.30	1 500	—
足部软组织	1.15	0.49	937	—
足底筋膜	350	—	937	58.6
韧带	260	—	937	18.4
腓肠肌	1.15	0.49	937	—
半月板	59	0.49	2 000	—
地面支撑物	17 000	0.10	5 000	—
鞋垫	2	0.35	2 000	—

1.3 加载与边界条件

模拟一个体重64 kg患者双足平衡站立,仅考虑腓肠肌作用于跟腱的力,忽略其他内外在肌肉力的影响。320 N集中力向上通过地面支撑物作用于压力中心处。腓肠肌作用力约为足部承受载荷的75%^[13],故在跟骨和跟腱连接处施加向上方向240 N集中力[见图1(c)]。髌骨视为离散刚体,股骨上表面远端被完全固定[见图1(b)]。胫骨、股骨、半月板接触部分都采用无摩擦的接触方式^[14]。地面支撑物与足底表面定义为摩擦接触,摩擦系数为0.6。

1.4 足底压力测试

采用韩国BIOMECHA公司的TPScan足底压力分布动态测量系统,对足跟痛患者进行测试。足底表面被分为4个区域,分别为足跟区、足弓区、跖骨头区和足趾区(见图2)。采用测量系统在静态下测试患者足底受力情况,观察足底跖骨头区和足跟区的静态压力。

2 结果

从建立的三维膝-踝-足有限元模型计算出来的足底应力云图可见,足跟区是应力最高的部位,其次

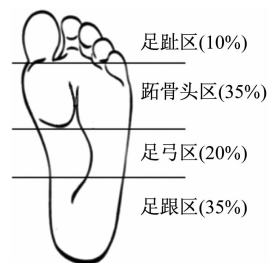


图2 足底区域划分图

Fig. 2 Partition of the plantar area

是跖骨头区;与TPScan足底压力图相比较,两者的压力峰值部位基本一致。足跟区的压力板测试值为0.25 MPa,有限元模拟值为0.24 MPa,略低于测量值2.6%。跖骨头区的压力板测试值为0.17 MPa,有限元模拟值为0.18 MPa,略高于测量值5.4%。通过足底压力测试数据和有限元模拟数值比较发现,误差较小,有限元分析结果非常接近真实情况(见图3)。

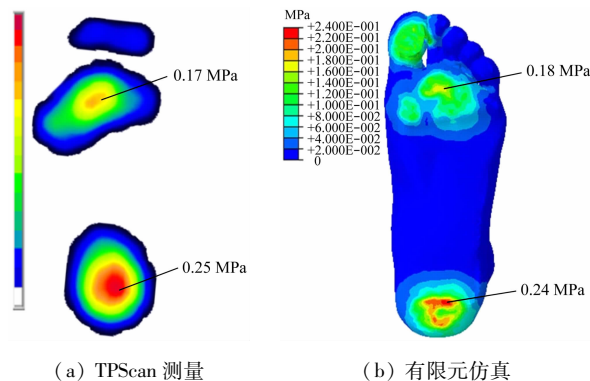
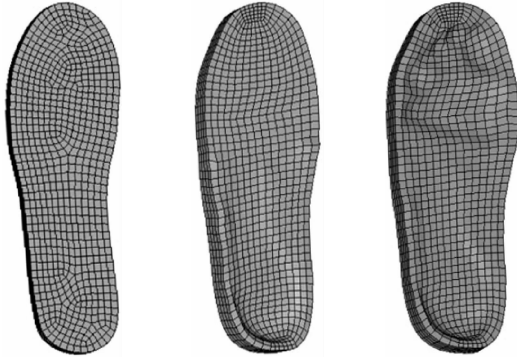


图3 足底压力分布图

Fig. 3 Plantar pressure distributions (a) By TPScan measurement, (b) By FE simulation

为了探讨不同形状、不同厚度及硬度的个性化鞋垫对足跟痛足底压力改善状况,在验证的有限元模型基础上,在足底加上鞋垫有限元模型。鞋垫上表面与足底表面定义为摩擦接触,摩擦系数为0.6。鞋垫下表面与地面支撑物上表面定义为绑定约束^[1]。

采用布尔运算的方法获得与足底曲面形状贴合的全接触式鞋垫几何模型。半接触式鞋垫是在全接触式鞋垫几何模型的基础上将鞋垫前端上表面改为平面而形成(见图4)。

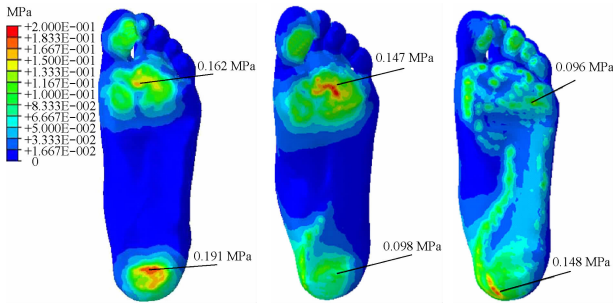


(a) 平板式鞋垫 (b) 半接触式鞋垫 (c) 全接触式鞋垫

图4 不同形状鞋垫有限元模型

Fig.4 FE models of insoles with different shapes (a) Flat insole, (b) Half-contact insole, (c) Full-contact insole

图5所示为穿着不同形状鞋垫时的足底压力分布云图。与裸足站立相比,穿着平板式、半接触式和全接触式鞋垫足底不同区域压力峰值变化:足跟区分别下降20.5%、59.2%和38.4%;跖骨头区分别下降9.9%、18.1%和46.7%。穿着半接触式鞋垫可有效降低足跟区的压力,穿着全接触式鞋垫可有效降低跖骨头区的压力。当足跟痛患者在足部前后某一分区承受过大的负重时,穿着个性化鞋垫可有效改善足底压力分布状况,降低过度的使用伤害。



(a) 平板式鞋垫 (b) 半接触式鞋垫 (c) 全接触式鞋垫

图5 穿着不同形状鞋垫时足底压力分布

Fig.5 Plantar pressure distributions on insoles with different shapes (a) Flat insole, (b) Half-contact insole, (c) Full-contact insole

选取4种常规厚度(4、5、6、7 mm)鞋垫进行有限元仿真分析,探讨鞋垫厚度对足跟痛患者足底压力改善效果。随着鞋垫厚度的增加,足底跖骨头区和足跟区的压力峰值都有所减小,趾骨头区的压力峰值变化明显。与4 mm鞋垫相比较,穿着厚度

7 mm鞋垫时跖骨头区的压力峰值降低了16% [见图6(a)]。

鞋垫材料选用为PU材料和EVA材料。PU材料采用硬度较软的材料,弹性模量为0.5 MPa;EVA材料采用硬度较硬的材料,弹性模量为2 MPa。选用4种弹性模量(0.5、1.0、1.5、2.0 MPa)鞋垫进行有限元仿真分析。随着鞋垫硬度的减小,足底跖骨头区和足跟区的压力峰值都有所减小,足跟区的压力峰值变化明显。与弹性模量2.0 MPa鞋垫相比较,穿着弹性模量0.5 MPa鞋垫时足跟区的压力峰值降低29.3% [见图6(b)]。

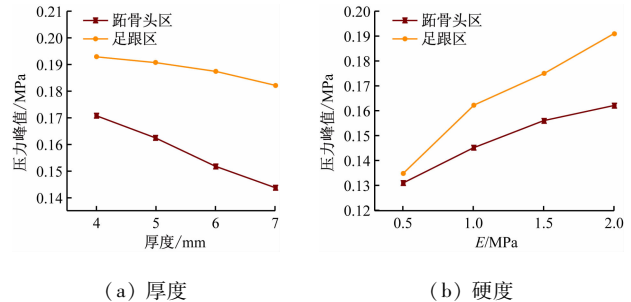


图6 穿着不同厚度或硬度鞋垫时足底不同区域压力峰值图

Fig.6 Pressure peak of plantar region in insoles with different thickness or hardness (a) Thickness, (b) Hardness

3 讨论

与跟腱连接的腓肠肌作用力是足踝关节处最重要的外在跖屈作用力。研究表明,腓肠肌收缩可增加跟腱力,导致足底压力前后应力发生改变,从而加重足跟痛的病情。Chen等^[15]研究发现,腓肠肌对跟腱作用力的改变使足底跖骨头区的应力分布发生改变。本文根据CT图像三维重建的腓肠肌,其上端附着于股骨一侧,其下端与跟骨连接。跟腱的拉力施加于腓肠肌与跟腱的附着点上,忽略其他内外在的肌肉相互作用力。余嘉等^[16]研究发现,跟腱力大小为半体重的75%时,有限元预测的压力中心与压力测量设备获得的测量值最相近。对模型的地面支撑压力中心施加半体重的地面反力和75%半体重的跟腱力,结果表明,足跟痛患者患足有限元模型的足底压力分布与压力测量板的足底压力分布部位大体一致,数值非常接近,说明建立的模型是基本准确和有效的。

目前治疗足跟痛的方法多采用保守治疗,主要

包括康复鞋垫、足部矫形器、内服固醇类激素药物、中药熏洗、体外冲击波等。大量临床研究证实了鞋垫治疗患足的有效性和安全性,但治疗效果多依赖于病人的主观感受,缺乏相关量化的实验验证。Bus 等^[17]研究探讨了定制鞋垫对糖尿病患者的足底压力分布影响,发现定制鞋垫可以使前脚掌的压力明显减少,足跟区的压力也得到了较大幅度的降低。Chen 等^[18]利用有限元法分析全接触式鞋垫对足底压力分布的影响,发现足底足跟区和跖骨头区的压力降低,中足的足底压力会上升。本研究建立足跟痛患足建立有限元模型,根据患足几何模型采用布尔算法建立个性化鞋垫模型,初步探索个性化鞋垫相关参数对足底压力分布的影响。人体平衡站立时,由于足纵弓的结构,足中部几乎不承担载荷,压力主要集中在足底跖骨头区和足跟区。鞋垫对足底压力分布的改善效果与形状、厚度以及硬度均有关。一般情况下,穿着平板式鞋垫与裸足相比,鞋垫的硬度比地面支撑物小,足底的接触面积变大,足底压力减小,但足底压力分布的部位没有发生变化。全接触式鞋垫的上表面轮廓尽可能与足底贴合,增大了接触面积,足底压力分布均匀,从仿真结果来看对足底跖骨头区的压力峰值改善较大,可有效缓解足跟痛患者前脚掌的疼痛。半接触式鞋垫使足底接触区域向前脚掌移动,从仿真结果来看对足跟区的压力峰值的改善较大,可有效缓解足跟痛患者足跟部的疼痛。鞋垫材料的选择上,市场上大多采用 EVA 材料和 PU 材料,而厚度、硬度这两个参数变化多样,鞋垫种类繁杂,针对特定疾病量身定做的个性化鞋垫的需求日益增强。汤运启等^[19]运用生物力学方法研究鞋垫厚度和硬度对女大学生足底压力舒适度的影响,分析了足底压力峰值的下降百分数,确定了鞋垫的舒适度参数。本文选用4种常规厚度和硬度的鞋垫进行有限元分析,研究患足足底跖骨头区和足跟区压力峰值的变化,对比鞋垫对足底压力的优化效果。结果表明,随着鞋垫厚度的增加,跖骨头区的压力峰值明显减小,跟骨区压力峰值也相应减小。在个性化鞋垫的制作时,可适当加大足底分区对应鞋垫区域的厚度,从而改善足跟痛患者足底某一部位的疼痛。随着鞋垫弹性模量的减小,足跟区的压力峰值明显减小,跖骨头区的压力峰值也相应减小。在个性化鞋垫的制作中,可在足底足跟区对应鞋垫

区域减小材料硬度,从而较大程度减小足跟痛患者足跟部的疼痛。

在足部生物力学研究方面,有限元法可探讨实验无法测量的足部内部力学特性,进而与足底压力分析试验及临床医学结合,呈现出生物力学研究的全面性与多元化。根据患者的病痛类型、站立特点、足底压力测量数据,对患者进行生物力学结果预测,制定个性化方案,是足踝部有限元分析的主要研究方向^[20]。本文基于 CT 图像建立足部、小腿腓肠肌及膝关节部位的有限元模型,并进行测试验证,为深入研究足跟痛患足生物力学变化和腓肠肌手术的评价与设计提供了可视化数字平台。通过研究鞋垫参数对足部的生物力学的改变,有助于为足跟痛患者设计个性化鞋垫,并为临床治疗方法提供理论基础。

参考文献:

- [1] DAI XQ, YI L, MING Z, *et al.* Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(3): 314-21.
- [2] CHEUNG JTM, ZHANG M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86(2): 353-358.
- [3] 徐翔燕, 王冬梅, 尹建文, 等. 个性化踝关节假体的设计及三维有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 404-409.
XU XY, WANG DM, YIN JW, *et al.* Design and 3D finite element analysis of personalized ankle prosthesis [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 404-409.
- [4] 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.
- [5] CHEUNG JTM, ZHANG M, LEUNG AKL, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing: A material sensitivity study [J]. *J Biomech*, 2005, 38(5): 1045-1054.
- [6] 钱志辉. 人体足部运动的有限元建模及其生物力学功能耦合分析 [D]. 吉林: 吉林大学博士研究生学位论文, 2010.
- [7] 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

- applications [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4): 339-344.
- [8] CHEN WP, TANG FT, JU CW. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: A 3-D finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(7): 614-620.
- [9] MORALES-ORCAJO E, BAYOD J, DE LAS CASAS EB. Computational foot modeling: Scope and applications [J]. *Arch Comput Method E*, 2016, 188(3): 1-28.
- [10] LIU X, ZHANG M. Redistribution of knee stress using laterally wedged insole intervention: Finite element analysis of knee-ankle-foot complex [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28(1): 61-67.
- [11] 陈文栋, 杨光. 膝关节半月板三维有限元模型的动态仿真生物力学分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2016, 20(31): 4658-64.
- [12] FONTANELLA CG, CARNIEL EL, FORESTIERO A, et al. Investigation of the mechanical behavior of the foot skin [J]. *Skin Res Technol*, 2014, 20(4): 445-452.
- [13] 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.
- [14] 姜华亮, 华锦明, 许新忠, 等. 正常人膝关节三维有限元模型的建立 [J]. *苏州大学学报(医学版)*, 2008, 28(3): 421-422.
- [15] CHEN WM, PARK J, PARK SB. Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise: A 3D finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2012, 45(10): 1783-1789.
- [16] 余嘉, 黄志伟, 张明. 基于 ABAUQS 的足踝生物力学分析 [C]. 成都: SIMULIA 中国区用户大会, 2012.
- [17] BUS SA, ULBRECHT JS, CAVANAGH PR. Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity [J]. *Clin Biomech*, 2004, 19(6): 629-638.
- [18] CHEN WP, JU CW, TANG FT. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: A finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2003, 18(6): S17-S24.
- [19] 汤运启, 秦蕾, 万蓬勃, 等. 运动鞋鞋垫厚度硬度对青年女性足底压力舒适性的影响 [J]. *皮革科学与工程*, 2012, 22(4): 37-40.
- [20] 王智, 张建中. 足踝部有限元分析的临床应用综述 [J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2): 148-151.
- WANG Z, ZHANG JZ. Clinical application of finite element analysis in foot and ankle [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 148-151.