

文章编号:1004-7220(2018)01-0030-07

# 个性化足跟痛缓冲鞋垫的生物力学研究

章浩伟, 李磊, 刘颖, 任筱倩

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

**摘要:**目的 研究带有不同结构后跟垫的个性化鞋垫对足跟痛患者足部应力集中的作用效果。方法 结合统计学和有限元分析方法,建立足跟痛患者足部及个性化鞋垫有限元模型,仿真模拟不同鞋垫对足跟痛患者足部软组织内外及足底筋膜应力的作用效果。结果 足部软组织内部所受应力高于足底表面,足底筋膜应力在第3根筋膜上的应力最高。裸足站立时足跟区软组织内部应力峰值是表面峰值的1.34倍,足底第3根筋膜的应力为1.50 MPa。通过正交试验得到的优化鞋垫模型能够降低足跟区软组织内部应力峰值51.0%,同时缓解足底第3根筋膜应力11.3%。结论 带有竖轴椭圆形、蜂窝状孔槽结构后跟垫的个性化缓冲鞋垫方案较优,后跟垫能辅助跟骨脂肪垫吸收或缓冲震荡,较好地减轻足底应力分布集中的同时具有缓解足底筋膜张力的作用。结果有助于认识足跟痛足部的应力分布情况,对研究足跟痛的病理和治疗具有重要的意义。

**关键词:**个性化鞋垫;足跟痛;正交试验设计;有限元方法;生物力学

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:**10.16156/j.1004-7220.2018.01.006

## Biomechanical Study of Personalized Buffer Insoles for Heel Pain

ZHANG Haowei, LI Lei, LIU Ying, REN Xiaoqian

(College of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** **Objective** To study the effect from personalized insoles with different structural heel pads on plantar stress concentration of patients with heel pain. **Methods** Base on statistics and finite element analysis method, the finite element model of foot and personalized insoles for patient with heel pain were established. The effects from different insoles on stress of soft tissues and plantar fascia were simulated. **Results** The internal stress of plantar soft tissues was higher than that of plantar epidermis, and the stress of the third plantar fascia was the highest. During barefoot standing, the internal peak stress of plantar soft tissues was 1.34 times of plantar epidermis, and the stress of the third plantar fascia was 1.50 MPa. The result of orthogonal experiment showed that the optimized insole model could reduce the internal peak stress of plantar soft tissues by 51%, meanwhile relieve the stress of the third plantar fascia by 11.3%. **Conclusions** The optimum scheme of personalized buffer insole is the design of vertical ellipse and honeycomb groove. Such structure can assist the absorption or buffering of concussion from calcaneal fat pad, and relieve the plantar stress concentration and tension of the plantar fascia. This study is helpful to understand plantar stress distributions of patients with heel pain, which is of great significance to the study of pathology and prevention of heel pain.

**Key words:** personalized insoles; heel pain; orthogonal experimental design; finite element method; biomechanics

收稿日期:2017-04-05; 修回日期:2017-06-24

基金项目:上海市科委医学引导项目(12401907700), 微创励志创新基金(YS30809132)

通信作者:章浩伟,副教授, E-mail:howiezh@aliyun.com

足跟痛是足跟部周围疼痛性疾病的总称,好发于运动员、肥胖者和中老年人群,人群发病率约为10%<sup>[1-2]</sup>。目前该病的病理机制尚未明确,常与足底跟垫、跟骨、跖腱膜及神经等多种结构的病变有关<sup>[3]</sup>。临床治疗方法通常采用中药熏泡<sup>[4]</sup>、矫形鞋垫<sup>[5]</sup>、脉冲射频<sup>[6]</sup>等物理疗法,病症严重且反复发作时需采用针灸刀或手术治疗。

近年来,有限元方法广泛应用于足部生物力学研究。足部模型通常采用对足部CT或MRI图像三维重建的方法获取<sup>[7-8]</sup>。Luximon等<sup>[9]</sup>建立足部有限元模型,仿真足跟抬高对足底应力载荷发生转移的影响。Yu等<sup>[10]</sup>建立足部-鞋面复合模型,研究足部在不同步态下高跟鞋的生物力学响应情况。Liu等<sup>[11]</sup>研究横轴楔形鞋垫对膝内侧关节的受力干预作用。与足底应力采集系统相比,足部有限元建模仿真不仅能够获取足底表面应力数据,而且能够对足内部应力、应变及其他生物力学参数进行分析。

目前,鞋垫治疗足部疾病的有效性被大量实验证实<sup>[12]</sup>。临床上,足底应力峰值过高(高于0.6 MPa)引起足底溃疡的概率为65%<sup>[13]</sup>。足底表面应力峰值不能完全代表足内部的受力情况<sup>[14]</sup>。采用定制鞋垫对降低糖尿病(2型)足患者足底应力峰值具有显著的影响<sup>[15]</sup>。Actis等<sup>[16]</sup>采用加设圆柱插头的鞋垫来降低糖尿病足患者足底跖骨头区域的应力峰值。Cheung等<sup>[17]</sup>研究5种矫形鞋垫设计因素对降低足底应力峰值的影响。鞋垫对于足底应力峰值降低作用的研究,主要集中在糖尿病足的跖骨头区域,而足跟痛病症的足跟区域研究较为少见。

本文建立足跟痛患者足部有限元模型,创建不同结构的后跟垫模型,结合统计学和有限元方法,分析个性化缓冲鞋垫对患者足部生物力学的影响,以期更好地理解足跟痛的治疗与康复。

## 1 材料和方法

### 1.1 足部有限元模型的建立

使用美国GE公司宝石高清能谱计算机断层扫描(computed tomography, CT)采集1名63岁女性足跟痛患者站立中相位时左足图像。患者身高156 cm,体重64 kg,足部无畸形、外伤及手术史,共采集409张DICOM格式二维断层扫描图像,图像分辨率512×512,层厚0.5 mm,层距1 mm。图像采集

自上海市复旦大学附属医院华东医院,病人在扫描医学影像前签署知情同意书。

利用图像处理软件Mimics 10.0对CT图像进行分割、重建,得到足部整体的初步三维模型。随后通过逆向工程软件Geomagic 12.0对初级模型进行曲面优化和重构,得到足部骨骼和软组织几何模型[见图1(b)],并以IGES格式存储。然后,将几何模型导入HyperMesh 13.0软件进行有限元网格划分,得到足部整体有限元模型[见图1(c)]。该有限元模型包括足部软组织、28块骨骼(距骨、跟骨、足舟骨、骰骨、3块楔骨、14块趾骨、5块跗骨及胫骨和腓骨的下端)、足部韧带及足底筋膜。足底筋膜和韧带均采用2节点Truss单元模拟。

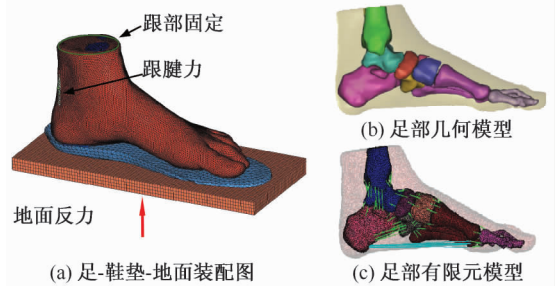


图1 足部模型

Fig.1 Foot model (a) Diagram of foot-insole-ground assembly, (b) Geometrical model of foot, (c) FE model of foot

在材料属性方面,足部有限元模型的各个组成部分均视为各向同性、均质的线弹性材料,材料的相关属性均参考相关学者的研究报道<sup>[8,18-20]</sup>。其中,鞋垫采用EVA材料,弹性模量为2 MPa,泊松比为0.35。同时为了模拟较硬的地面,支撑物弹性模量为17 GPa,泊松比为0.1。

### 1.2 个性化足跟痛鞋垫的设计

对患者脚型特征(基础性的足部长度、围度等)数据进行采集,其中关键尺寸包括脚全长、拇趾、小趾、第1、第5跖骨头及腰窝等的部位点和段宽、踵心位置等数据,不同部位点和段宽尺寸以线段长度标识。随后,依据《鞋类 衬里和内垫试验方法 静摩擦力》GB/T 3903.37-2008标准<sup>[21]</sup>,初步确定鞋垫的基本轮廓[见图2(a)]。

人体正常静止站立时,双足共同分担自身体重产生的垂直重力,故体重为64 kg人体每只足大约

承受 320 N 垂直重力。在静止站立条件下,足部所受外力主要来自于腓肠肌作用力,约为足部承受载荷的 75%<sup>[8]</sup>。为模拟足部平衡站立状态,载荷条件设置为在地面支撑物应力中心处施加 320 N 垂直向上地面反力,在跟骨和跟腱连接处施加向上方向 240 N 集中力[见图 1(a)]。边界条件设置为胫骨和腓骨上表面远端被完全固定。地面支撑物、鞋垫及足底软组织之间均定义为摩擦接触,摩擦系数为 0.6<sup>[12]</sup>。对患足在裸足站立于硬质地面条件下进行仿真模拟,得到足底应力分布云图。

通过足底应力分布云图发现,足底应力主要集中在足跟区和跖骨头区,其中足跟区红色区域应力分布较为集中,出现不舒服甚至疼痛的可能性往往大于其他部位。为研究带有不同结构后跟垫的个性化鞋垫对足跟痛患者足部生物力学的影响,采用正交试验方法<sup>[22]</sup>。目前市场上后跟垫的形状常见有圆形、扇形和椭圆形等,且日常生活中常常通过对鞋垫足跟区进行挖孔的方法来缓解足跟疼痛,故相应选取后跟垫的自身形状、厚度和垫上孔槽形状 3 个因素,每个因素各选取 3 个水平(见表 1)。使用 SolidWorks 2014 软件创建出 9 种不同后跟垫模型[见图 2(b)]。个性化鞋垫分为两种类型, I 类为普通鞋垫在足跟区域直接挖空,挖空形状为直径 35 mm 的圆形; II 类是在普通鞋垫的基础上,足跟区域具有 1 mm 凹槽,内嵌 2、3、4 mm 的后跟垫,高出鞋垫表面 1、2、3 mm,后跟垫表面的挖槽深度均为 1 mm。挖空位置与凹槽位置相同[见图 2(c)]。

表 1 后跟垫因素水平表

Tab. 1 Table of heel pad factors and levels

水平	后跟垫形状(A)	挖槽形状(B)	厚度/mm(C)
1	圆形	圆孔状	2
2	横轴椭圆	蜂窝状	3
3	竖轴椭圆	沟槽状	4

### 1.3 正交试验设计

正交试验设计是研究多因素水平的一种设计方法,根据正交性从全面试验中挑选出部分具备“均匀分散,齐整可比”特点的有代表性的点进行试验。日本著名的统计学家田口玄一将正交试验选择的水平组合列成表格,称为正交表<sup>[23]</sup>。针对后跟垫的结构选取 3 个因素 3 水平进行试验,若按全面试验要求,须进行 27 次试验,且尚未考虑每一组合

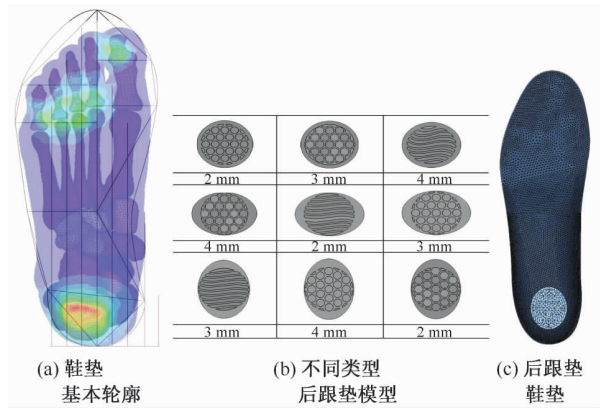


图 2 鞋垫个性化设计示意图

Fig. 2 Schematic design of personalized insole (a) Insole outline, (b) Heel pad insole with different types, (c) Heel pad model

的重复数。然而,采用  $L_9(3^4)$  正交表安排实验,一共仅需进行 9 次,显然大大提高了实验效率(见表 2)。

表 2  $L_9$  正交表和相应的有限元数值模拟足跟区应力峰值表

Tab. 2 Table of orthogonal test plan and the peak stress in heel region by finite element simulation

试验号	A	空列	B	C	试验方案	足跟区应力峰值/MPa	
						表面	内部
1	1	1	1	1	$A_1B_1C_1$	0.190	0.204
2	1	2	2	2	$A_1B_2C_2$	0.184	0.214
3	1	3	3	3	$A_1B_3C_3$	0.192	0.204
4	2	1	2	3	$A_2B_2C_3$	0.183	0.181
5	2	2	3	1	$A_2B_3C_1$	0.180	0.198
6	2	3	1	2	$A_2B_1C_2$	0.194	0.203
7	3	1	3	2	$A_3B_3C_2$	0.180	0.197
8	3	2	1	3	$A_3B_1C_3$	0.190	0.191
9	3	3	2	1	$A_3B_2C_1$	0.165	0.191

## 2 结果

为研究个性化鞋垫对患者足跟区应力的作用效果,首先对裸足和穿着普通鞋垫两种情况进行仿真模拟。普通鞋垫不具有挖空和后跟垫结构,厚度 5 mm,材料弹性模量 1 MPa。足底应力主要分布在足跟区,次之为跖骨头区(见图 3)。在裸足条件下,足跟区表面峰值应力为 270 kPa;而穿着普通鞋垫条件下,足底表面峰值应力为 236 kPa,与裸足情况相比,峰值下降 12.6%。同时,采用韩国 BIOMECHA 公司 TPScan 足底压力板测得同一名足跟痛患者的足底压力峰值为 253 kPa [见图 2(e)],略低于模拟值

6%。Luximon 等<sup>[9]</sup>通过有限元模拟得到足跟区应力峰值为 230 kPa。总体来说,所建足部模型有限元仿真结果接近于真实情况,误差相对较小。进一步研究足底皮下软组织内部应力分布情况,在足跟区应力集中明显的区域[见图 3(a)、(b)中虚线所示

位置]附近进行横向剖切,得到足跟区软组织剖面图[见图 3(c)、(d)]。通过足底软组织内部应力分布云图发现,在裸足条件下,足跟区内部应力峰值为 363 kPa;而穿着普通鞋垫条件下为 266 kPa,与足底表面应力峰值相比分别上升 34.4% 和 12.7%。

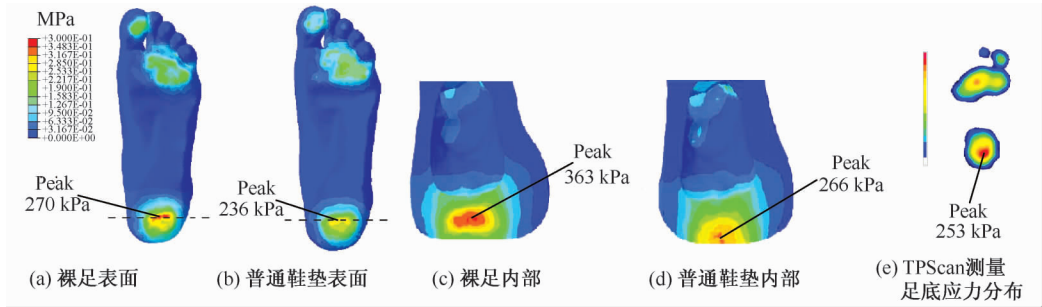


图 3 足底应力分布云图

Fig. 3 Plantar stress distributions (a) Surface of bare foot, (b) Surface of general insole, (c) Interior of bare foot, (d) Interior of general insole, (e) Plantar stress distribution by TPScan measurement

根据统计学正交设计试验方法对表 2 中足底应力峰值数据进行处理,得到在不同后跟垫影响因素和水平作用下的足底应力峰值均值(见图 4)。通过观察发现,后跟垫的形状对足底表面应力及内部应力峰值降低作用一致,均为竖轴椭圆形、蜂窝状开孔效果最好。在 9 种个性化鞋垫模型中,具有竖轴椭圆形、蜂窝状形状的鞋垫分别降低足底表面应力峰值和内部应力峰值 38.9% 和 47.4%。但后跟垫厚度对足底表面应力峰值和内部应力峰值的降低作用不同,对于足底表面应力来说,厚度为 2 mm 效果最佳,为 38.9%;对于足底内部应力来说,厚度为 4 mm 鞋垫效果最佳,为 47.2%。综合考虑后跟垫的 3 个影响因素,以足底内部应力降低程度为指标,具有竖轴椭圆形、蜂窝状挖槽且厚度为 4 mm 后跟垫的个性化鞋垫效果最优。

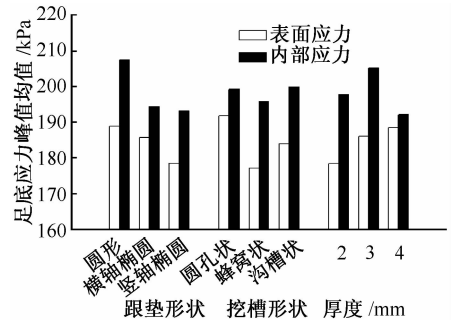


图 4 不同因素和水平条件下足底应力峰值均值比较

Fig. 4 Comparison of mean peak plantar stress under different factors and levels

的缓冲降压效果更加显著。通过观察图 5 发现,对于足底表面应力峰值来说,穿着普通鞋垫和类型 II 鞋垫,足底应力峰值分别降低了 12.6% 和 39.6%,而穿着类型 I 鞋垫足底应力峰值升高了 16.3%;对于足底内部应力峰值来说,穿着普通鞋垫、类型 I 和类型 II 鞋垫,足底应力峰值分别降低了 26.7%、9.5% 和 51.0%。

正交试验结果分析所得最优方案并不存在已进行的实验中,需要进一步验证。按照之前的方法步骤,创建类型 II 中的优方案和类型 I 鞋垫模型并进行仿真模拟,得到足底应力分布云图(见图 5)。类型 I 鞋垫作用下,足跟区表面应力峰值为 314 kPa,足底内部应力峰值为 333 kPa;类型 II 鞋垫作用下,足跟区表面应力峰值为 163 kPa,足底内部应力峰值为 178 kPa。与正交试验中 9 种不同个性化鞋垫模型相比,类型 II 优方案中的鞋垫模型产生

人体足底筋膜呈三角形,后端较狭细附于跟骨结节,前端呈扇形分开至各趾,具有支持足弓、保护肌肉和软组织等结构的作用。人体正常静止站立时,足弓下沉,足部处平放状态,足底筋膜受到由足弓高度下降产生的拉伸作用。穿着不同类型鞋垫作用下不同足底筋膜的应力(筋膜在拉伸方向上所

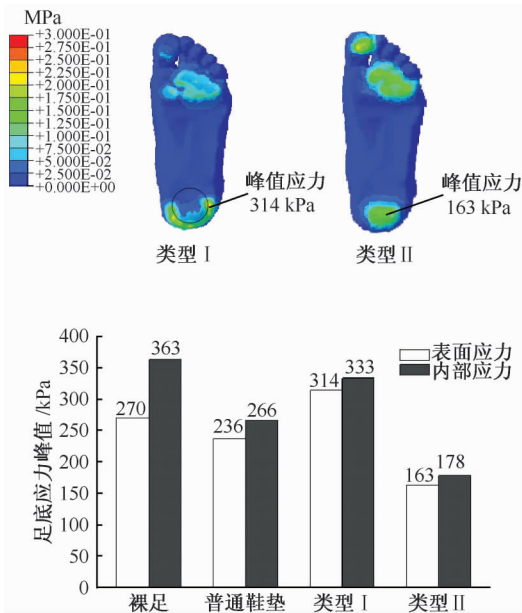


图5 不同类型鞋垫作用下足底应力峰值比较

Fig. 5 Comparison of peak plantar stress wearing different insoles

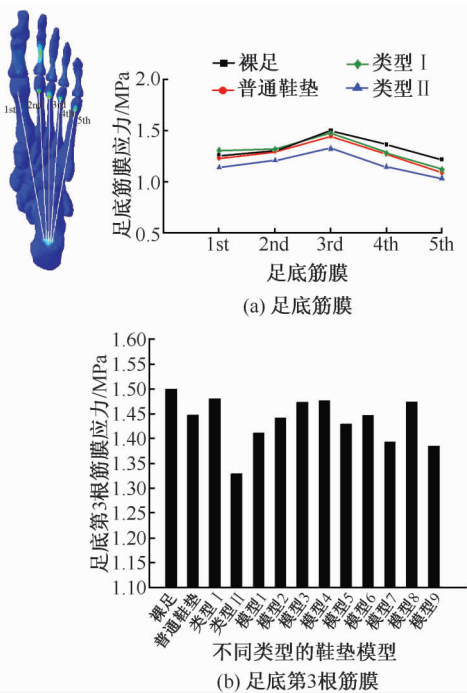


图6 不同类型鞋垫作用下的足底筋膜应力(拉伸方向)

Fig. 6 Stress on plantar fascia wearing different insoles

(a) Fascia, (b) The 3rd fascia

受力的大小)分布情况如图6所示。观察发现,足底筋膜应力集中分布在第2、3、4根筋膜上,且第3根筋膜所受应力最大。对比不同鞋垫作用下第3

根筋膜所受应力发现,裸足情况下应力最高,为1.50 MPa。穿着不同鞋垫模型有不同的作用效果,但总体上能够降低筋膜应力,其中普通鞋垫应力为1.45 MPa,类型 I 鞋垫应力为1.48 MPa,类型 II 应力为1.33 MPa,分别降低第3根筋膜应力3.3%、2.1%和11.3%。

### 3 讨论

足底应力主要集中在足跟区和跖骨头区,这是因为人体的足弓结构使得足成为具有弹性的“三脚架”,正常站立时人体所受重力从踝关节经距骨向前、后传递到跖骨头和跟骨结节,使得足中部几乎不承担载荷。对比裸足与穿着普通鞋垫足底应力分布结果发现,穿着鞋垫能够使足底应力峰值下降。与硬质的地面相比,鞋垫使得足部下陷,增大足部与鞋垫间的接触面积,对应力起到一定程度的缓冲作用。

采用有限元法能够研究足内部的受力情况。足底皮下软组织产生的应力集中会导致自身结构特性发生改变,最终可能引起足跟痛<sup>[24-25]</sup>。在足底应力集中区域对足部进行剖切,以查看足底皮下软组织内部的受力情况(见图3)。在裸足站立情况下,足跟区足底皮下软组织内部应力峰值是表面应力峰值的1.34倍。Fernandez等<sup>[26]</sup>研究发现,足底皮下软组织内部应力要高于足底表面应力,最高可达1.6倍,本文的研究结果与该结论相似。软组织内的应力集中主要出现在与软组织相接触的几何不规则的骨性结构周边及交界面<sup>[7,27]</sup>。应力集中出现在跟骨下端的软组织中,推测与施加跟腱力在跟骨上使跟骨受到上提作用有关。

足部软组织包覆于足部骨骼外侧,在真皮深层下为特殊的弹性脂肪组织结构,其中跟骨下方为跟骨脂肪垫。跟骨脂肪垫内有弹性纤维组织形成的致密的间隔将脂肪组织分隔,形成一个个密闭的小房,受压后小房的形状可以改变,但其内容积不变,起到一定程度的足底应力缓冲作用。脂肪垫的整体完整并不意味着免除损伤,只不过是损伤与修复的速度保持平衡,因而疼痛症状不发生<sup>[28]</sup>。日常生活或医疗康复中常常在足跟区域垫上柔软材质的后跟垫来起到防护作用。通过对几种常见形状的后跟垫建模与仿真发现,后跟垫有辅助跟骨脂肪垫吸收或缓冲震荡的作

用,从而减轻跟骨下方软组织内部的应力集中;而且竖轴椭圆形的后跟垫效果较佳,适合应用于由足底脂肪垫萎缩病因引起的足跟痛病症。

在负荷增长的区域,骨和肌肉产生增生是生理适应的一种表现。足部跟骨部位在过度承载的情况下,易产生骨质增生引发足部跟痛<sup>[29]</sup>。鞋垫在足跟区域的挖槽设计能够减少足跟与鞋垫间的接触面积,降低跟骨下方软组织内部的应力集中。后跟部挖空的鞋垫使人体重心向足跟区偏移,同时足后跟部位悬空,将应力集中峰值点扩散到挖空周边区域,对足前掌和足跟特定区域具有降低应力集中的作用,但挖空部位周边则会产生较大的应力集中。Luo 等<sup>[30]</sup>基于足部 MRI 图像对足跟部和后跟垫进行有限元建模和仿真,发现带有圆柱形和圆锥形挖槽的平板鞋垫可以有效降低足底表面应力峰值。本研究分析了圆孔状、蜂窝状和沟槽状 3 种挖槽形式对减少足底内部软组织应力集中的效果,结果表明,蜂窝状挖槽形式效果最佳。足底筋膜炎是导致足跟痛最主要的病因,长时间的张力载荷容易导致足底筋膜应力增高。第 3 根筋膜所受应力最高,裸足静止站立条件下为 1.50 MPa。Guo 等<sup>[31]</sup>通过对无病变尸体标本足底筋膜进行材料拉伸试验发现,第 3 根筋膜的峰值伸长率为 0.138,大于其他 4 根筋膜的伸长率,同时所受应力最高。类型 I 鞋垫使足跟骨位置下降,足部处于背屈位,足底筋膜张紧。而类型 II 鞋垫使跟骨高度稍微提高,可以对筋膜应力起到缓解作用,但作用效果不是十分显著;并且提升高度过大时,会增大筋膜张力。矫形鞋垫对足弓的支撑作用可以明显减轻足底筋膜的张力及足底压力。因此,同时具有对足弓支撑、后跟和前掌缓冲等复合作用功能的个性化鞋垫设计将是下一步的研究方向。

## 参考文献:

[ 1 ] ROMPE JD, FURIA J, WEIL L, *et al.* Shock wave therapy for chronic plantar fasciopathy [ J ]. *Br Med Bull*, 2007, 81-82(1): 183-208.

[ 2 ] BINA E, ARASH BG, VAHIDEH Z. Dry needling in patients with chronic heel pain due to plantar fasciitis: A single-blinded randomized clinical trial [ J ]. *Med J Islam Repub Iran*, 2016, 30: 401.

[ 3 ] THOMAS JL, CHRISTENSEN JC, KRAVITZ SR, *et al.*

The diagnosis and treatment of heel pain: A clinical practice guideline-revision 2010 [ J ]. *J Foot Ankle Surg*, 2010, 49(3): S1-S19.

- [ 4 ] 钱山海,陈雷. 温针灸配合中药薰洗治疗足底筋膜炎疗效观察[ J ]. *上海针灸杂志*, 2015, 34(4): 362-363.
- [ 5 ] 汤运启,王幽幽,秦蕾,等. 矫形鞋垫的设计与制作[ J ]. *中国皮革*, 2015, 44(16): 39-43.
- [ 6 ] 范后宝,郭松,郑昊,等. 脉冲射频联合注射治疗足跟痛的临床观察[ J ]. *中国继续医学教育*, 2016, 8(22): 105-107.
- [ 7 ] BAYOD 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.
- [ 8 ] CHEUNG JT, ZHANG M. Finite element modeling of the human foot and footwear [ C ]//*Proceedings of 2006 ABAQUS Users' Conference*. Cambridge: [ s. n. ], 2006: 145-159.
- [ 9 ] LUXIMON Y, LUXIMONAMEERSING, YU J, *et al.* Biomechanical evaluation of heel elevation on load transfer experimental measurement and finite element analysis [ J ]. *Acta Mech Sin*, 2012, 28(1): 232-240.
- [ 10 ] YU J, CHEUNG JT, WONG DW, *et al.* Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking [ J ]. *J Biomech*, 2013, 46(12): 2067-2074.
- [ 11 ] 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.
- [ 12 ] 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.
- [ 13 ] PHAM H, ARMSTRONG DG, HARVEY C, *et al.* Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration: A prospective multicenter trial [ J ]. *Diabetes Care*, 2000, 23(5): 606-611.
- [ 14 ] WAAIJMAN R, KEUKENKAMP R, DE HM, *et al.* Adherence to wearing prescription custom-made footwear in patients with diabetes at high risk for plantar foot ulceration [ J ]. *Diabetes Care*, 2013, 36(6): 1613-1619.
- [ 15 ] CHATZISTERGOS PE, NAEMI R, CHOCKALINGAM N. A method for subject-specific modelling and optimisation of the cushioning properties of insole materials used in diabetic footwear [ J ]. *Med Eng Phys*, 2015, 37(6): 531-538.
- [ 16 ] ACTIS RL, VENTURA LB, LOTT DJ, *et al.* Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking [ J ]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 46(4): 363-371.
- [ 17 ] CHEUNG JT, ZHANG M. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element

- method [J]. *Med Eng Phys*, 2008, 30(3): 269-277.
- [18] SIEGLER S, BLOCK J, SCHNECK CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint [J]. *Foot Ankle*, 1988, 8(5): 234-242.
- [19] 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.
- [20] MORALES-ORCAJO E, BAYOD J, CASAS EB. Computational foot modeling: Scope and applications [J]. *Arch Comput Method Eng*, 2016, 23(3): 389-416.
- [21] 中国国家标准化管理委员会. GB/T 3903.37-2008 鞋类 衬里和内垫试验方法 静摩擦力[S]. 北京: 中国标准出版社, 2009.
- [22] BARRETT JD. Taguchi's quality engineering handbook [J]. *Technometrics*, 2007, 49(2): 224-225.
- [23] 李云雁, 胡传荣. 试验设计与数据处理[M]. 2版. 北京: 化学工业出版社, 2016.
- [24] CHAO CYL, ZHENG YP, CHEING GLY. Epidermal thickness and biomechanical properties of plantar tissues in diabetic foot [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2011, 37(7): 1029-1038.
- [25] CHEN WM, LEE PV. Explicit finite element modelling of heel pad mechanics in running; Inclusion of body dynamics and application of physiological impact loads [J]. *Comput Method Biomech Biomed Eng*, 2015, 18(14): 1582-1595.
- [26] FERNANDEZ JW, UL HAQUE MZ, HUNTER PJ, *et al.* Mechanics of the foot. Part 1: A continuum framework for evaluating soft tissue stiffening in the pathologic foot [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2012, 28(10): 1056-1070.
- [27] CHEN WM, LEE T, LEE VS, *et al.* Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue: A preliminary three-dimensional finite element analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(4): 324-331.
- [28] WEARING SC, SMEATHERS JE, YATES B, *et al.* Bulk compressive properties of the heel fat pad during walking: A pilot investigation in plantar heel pain [J]. *Clin Biomech*, 2009, 24(4): 397-402.
- [29] JOHAL KS, MILNER SA. Plantar fasciitis and the calcaneal spur: Fact or fiction? [J]. *Foot Ankle Surg*, 2012, 18(1): 39-41.
- [30] LUO G, HOUSTON VL, GARBARINI MA, *et al.* Finite element analysis of heel pad with insoles [J]. *J Biomech*, 2011, 44(8): 1559-1565.
- [31] GUO JC, WANG LZ, MO ZJ, *et al.* Biomechanical analysis of suture locations of the distal plantar fascia in partial foot [J]. *Int Orthop*, 2015, 39(12): 2373-2380.