

文章编号: 1004-7220(2021)01-0102-08

具有梯度模量的3D打印糖尿病鞋垫设计

朱思尧¹, 李涤尘¹, 汤磊¹, 孙畅宁¹, 康建峰², 赵宏谋³, 张言³, 王玲¹(1. 西安交通大学 机械制造系统工程国家重点实验室, 西安 710054; 2. 季华实验室, 广东 佛山 528200;
3. 西安交通大学附属红会医院 足踝外科诊疗中心, 西安 710056)

摘要:目的 以精准降低足底压力为目标,提出一种快捷、低成本的个性化糖尿病足部建模及鞋垫的设计方案。方法 通过对标准足骨模型进行缩放的方法,构建患者足部有限元模型,分析足部生物力学,并根据鞋垫模量和足底压力数学映射模型,建立具有梯度模量的个性化鞋垫三维模型。利用3D打印技术进行鞋垫制造,并开展实验验证。结果 采用缩放建模方法所建足部模型的有限元预测的相关力学指标与CT重建模型的结果基本接近,最大误差控制在15%以内。与穿戴普通鞋垫相比,使用个性化鞋垫后足底峰值压力有效降低约20%。该简化设计方案的时间和经济成本降低约90%。结论 该糖尿病鞋垫设计方案缩短设计周期,其中制备的个性化鞋垫有效精准降低足底压力,降低足部溃疡的风险,为个性化糖尿病鞋垫的推广提供技术基础。

关键词:糖尿病足; 缩放建模; 数学映射模型; 梯度模量设计

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.017

Design of Three-Dimensional Printed Diabetic Insoles with Gradient Modulus

ZHU Siyao¹, LI Dichen¹, TANG Lei¹, SUN Changning¹, KANG Jianfeng²,
ZHAO Hongmou³, ZHANG Yan³, WANG Ling¹

(1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China; 2. Jiahua Laboratory, Foshan 528200, Guangdong, China; 3. The Clinical Center of Foot and Ankle Surgery, Honghui Hospital Affiliated to Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710056, China)

Abstract: Objective To propose a quick and low-cost personalized diabetic foot modeling and insole design scheme, so as to reduce the plantar pressure accurately. **Methods** The foot model of the patient was constructed by scaling the model with foot feature parameters, to make biomechanical analysis on plantar pressure. By means of numerical mapping model of insole elasticity and plantar pressure, the three-dimensional (3D) personalized insole model with gradient modulus was constructed. The insole was then manufactured via 3D printing technology and used for experimental validation. **Results** The related mechanical parameters from finite element prediction of the foot model constructed by the scaling modeling method were close to those of the CT reconstructed model, and the maximum error was controlled within 15%. Compared with wearing the normal insole, the peak pressure of the personalized insole was effectively reduced by 20%. The time and economic cost of this simplified design was reduced by approximately 90%. **Conclusions** The design scheme of the diabetes

收稿日期: 2019-11-19; 修回日期: 2020-01-07

基金项目: 国家重点研发计划(2018YFB1107000), 国家重点研发计划(2018YFE0207900), 广东省重点研发计划(2018B090906001), 中央大学基础研究基金项目

通信作者: 王玲, 教授, 博士生导师, E-mail: menlwang@mail.xjtu.edu.cn

insole shortens the design cycle, and the personalized insole can effectively and accurately reduce the sole pressure, and reduce the risk of foot ulcer, which provides a technical basis for the promotion of the personalized diabetes insole.

Key words: diabetic foot; scaling model; numerical mapping model; gradient modulus design

糖尿病足是 2 型糖尿病最常见的并发症之一,主要是由于周围神经病变、周围血管病变、足部结构异常及足底高压引起,并最终导致坏疽和截肢^[1-2]。研究表明,降低足底压力可有助于预防糖尿病足^[3]。当前的个性化糖尿病鞋垫制备基于计算机断层(computed tomography, CT)扫描图像构建足部有限元模型,针对不同患者的足底受力状态,优化鞋垫几何轮廓、材料刚度等设计因素,但设计周期较长^[4-7]。

本文开发一种高效率、低成本的个性化糖尿病鞋垫设计方案,从足部建模方法和鞋垫材料性能设计方法两方面进行简化,并采用 3D 打印技术制备个性化鞋垫,从而实现个性化糖尿病足鞋垫的快速设计与制造。

1 材料与方法

通过缩放标准足模型,快速建立足部的三维简化有限元模型。根据接触压力计算结果,提出鞋垫模量与足底压力的数学模型。通过具有功能梯度特性的多孔结构优化鞋垫材料力学性能分布降低足部接触压力,使用 3D 打印技术制造鞋垫并测试验证。

1.1 足部快速建模

根据人体几何学的商业数据库(<http://www.3dcadbrowser.com>)确定标准足模型,其具有 26 块骨骼和足部软组织,无关节软骨和韧带结构^[8]。将 26 块骨头合并为一个整体,并将残留的软组织整体合并^[9]。

选取 9 个与足部溃疡发病率较高区域密切相关的足部特征点,分别为:第 1 脚趾前端、第 3 脚趾前端、第 1 跖骨顶、第 1 跖骨侧向突出点、第 5 跖骨侧向突出点、距胫骨交点、脚跟中部内侧最突出点、脚跟中部外侧最突出点、脚跟端^[10]。借助特征点建立参考面和参考系并划分区域,分别测得足部关键部位的尺寸。

选取来自西京医院的 1 名男性和 1 名女性糖尿

病患者,足部均为非畸形足,并对其足部特征数据进行测量。缩放比例由测量标准足和患者足部特征尺寸后计算获得,在 SolidWorks 2016 中进行全局非等比、局部等比例缩放。通过手持式三维扫描仪直接扫描建立整足模型,再去掉足骨部分得到软组织部分。将足骨和软组织的参考面依次重合,将缩放后的足骨模型与软组织模型装配,并且将足底部与底板平面相切,建立包含骨骼、软组织和底板的完整装配模型(见图 1)。

1.2 有限元模型构建与快速建模验证

利用 HyperMesh 14.0 软件设置单元类型并划分网格,通过网格敏感性分析以确保有限元模型中使用的网格密度足以达到收敛的数值结果^[11]。

假设骨和软组织是连续、线性弹性材料^[12]。由于上述假设,需要调整骨骼和软组织的材料特性,以更好地表示真实情况。设置骨骼的弹性模量为 7.3 GPa,泊松比为 0.3,正常软组织弹性模量为 0.45 MPa,泊松比为 0.49。为了量化局部硬化对足部力学的影响,将脚趾、跟骨和跖骨头下方的硬化软组织[见图 2(a)]分离出来,并将其弹性模量扩大 1.6 倍^[13-15],为 0.7 MPa。底板的弹性模量为 9.4 MPa,泊松比为 0.1。

图 2(b)所示为有限元模型的载荷和边界条件。地面反作用力为在水平板下方施加垂直向上的力。跟腱力作用于跟骨上,方向向上,约为单个足部受力 75%^[16]。距骨的上表面完全约束^[12]。足骨外表面和软组织内表面绑定,在足底与底板的摩擦系数为 0.6^[17]。

为了验证足部快速建模的方法的可行性,将两名糖尿病患者足部 CT 扫描数据导入 Mimics 16.0 中进行足部三维模型重建。通过有限元分析方法,对比快速建模方法以及 CT 数据重建所得足部模型在相同条件下的足底压力,验证足部快速建模方法的可行性。

为进一步量化上述两种模型足底压力分布的差异,本文构建了一个足底压力分布模型,考察足

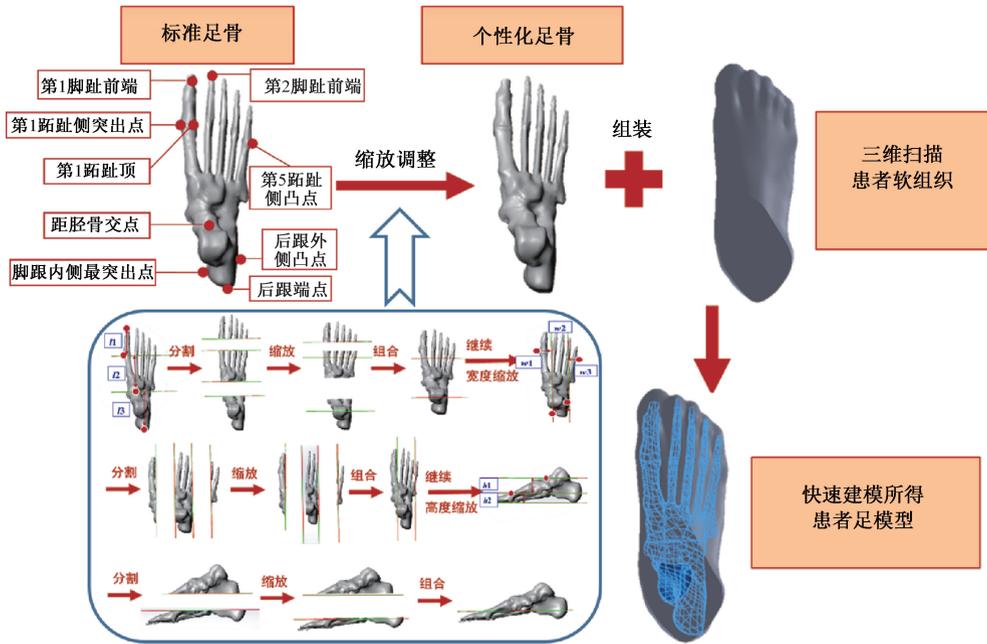


图1 足部缩放建模方案
Fig.1 Scheme of foot scaling modeling

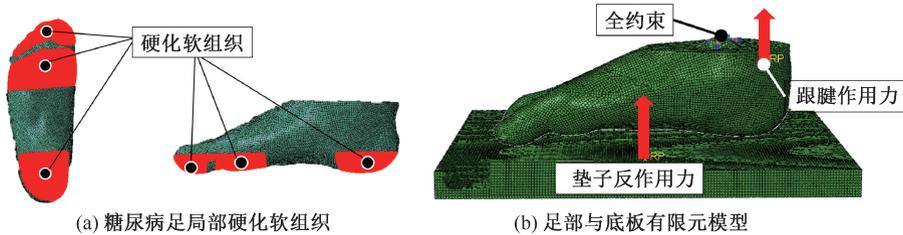


图2 有限元模型构建

Fig.2 Construction of finite element model (a) Local sclerotic soft tissues of diabetic foot, (b) Finite element model of foot and floor

底各个区域的压力均值以及该区域的面积。将足底分为脚趾、前掌、中足和后跟4个区域,将压力较高和足溃疡发病率较高的区域赋予高权重,则上述4个区域被赋予的权重依次为5、5、1、3^[10]。

构建模型的压力分布公式为:

$$Q = \sum_{i=1}^5 k \cdot A \cdot p \quad (1)$$

式中:Q为压力分布系数;k为权重;A为面积百分比;p为区域压力均值。

1.3 梯度模量鞋垫设计

为降低足底接触压力,通过对鞋垫进行功能梯度结构设计,优化足部和鞋垫接触面的压力分布。Tang等^[9]通过模量-压力迭代算法优化了鞋垫的弹性模量分布。本文对该设计方案得出的计算结果

进行分析,由ABAQUS/CAE软件导出坐标-压力和坐标-模量数据,将接触压力和对应的模量划分为6个离散区间,分析并建立压力-模量的分区对应关系模型(见表1)。通过足底压力与鞋垫模量分区数值关系,对鞋垫的材料力学属性进行设计。

表1 足底压力与鞋垫模量的数学映射模型

Tab.1 Mathematical mapping model of plantar pressure and insole modulus

接触压力区间	E/kPa	对应压力节点与周围节点的绑定半径/mm
0.8 $p_{max} < p < 1.0 p_{max}$	$p \times 0.808\ 0$	5.0
0.6 $p_{max} < p < 0.8 p_{max}$	$p \times 1.026\ 0$	4.5
0.4 $p_{max} < p < 0.6 p_{max}$	$p \times 2.663\ 1$	4.0
0.2 $p_{max} < p < 0.4 p_{max}$	$p \times 8.308\ 9$	2.0
$0 < p < 0.2 p_{max}$	2.872 7	1.5
$p = 0$	1.999 0	0

注: p_{max} 为足底接触压力峰值,p为接触压力,E为弹性模量。

1.4 鞋垫三维模型构建和制备

采用热塑性聚氨酯(thermoplastic polyurethanes, TPU)作为鞋垫材料,弹性模量为 11.7 MPa,泊松比为 0.45。通过构造具有各种特征参数的多孔结构来调节力学性能,构建多孔结构单元的数据库^[9]。

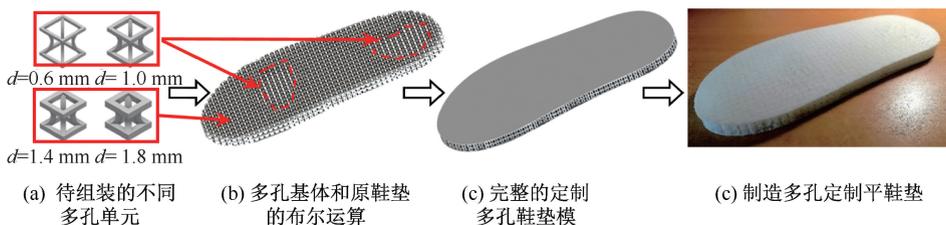


图3 个性化多孔鞋垫构建与制备

Fig.3 Assembly and manufacturing process of the personalized porous insole (a) Different porous units to be assembled, (b) Boolean intersection of the porous substrate and the original insole, (c) Complete personalized porous insole model, (d) Manufactured porous personalized flat insole

1.5 梯度模量鞋垫实验验证

采用德国 Novel 公司的 PEDAR-X 鞋垫压力测量系统,采集脚和鞋垫之间接触压力。该系统采样频率可达 100 Hz,鞋垫包含 99 个压力传感器,测量范围为 15 ~ 600 kPa,精度为 ± 1 kPa。采用缩放建模方法快速构建 4 名健康男性志愿者[平均年龄为 23 岁,身体质量指数(body mass index, BMI)为 (22.05 ± 1.16) kg/m²]足部模型。通过有限元建模计算每名志愿者足底压力分布,并根据鞋垫模量-足底压力数学模型,计算针对不同患者的鞋垫弹性模量分布数据,采用多孔结构打印制备模量优化的鞋垫。测试鞋垫有常规均质模量 ($E = 1$ GPa)^[18]和梯度模量两种类型,志愿者在测量过程中双臂叉腰站立不动。受试者足底接触压力用均值 \pm 标准差表示,使用单因素方差分析(ANOVA)比较均质模量鞋垫和梯度模量鞋垫的足底接触压力差异。

2 结果

2.1 足部快速建模验证

为了验证足部快速建模的有效性,本文选取足底接触压力、足底接触面积、软组织垂直压缩量和软组织等效应力作为足部力学特征指标。

验证结果表明,在相同的边界条件下,与由 CT 图像重建方法相比,采用缩放建模方法构建的足部模型的有限元预测的足底压力分布模式相似[见

在 ABAQUS 软件中对鞋垫进行梯度多孔设计,通过组装相应弹性模量的多孔结构单元,构建多孔定制鞋垫模型,其随后使用熔丝制造(fused filament fabrication, FFF)技术(见图 3)。打印速度 25 mm/s,打印温度 235 °C,层高 0.2 mm。

图 4(a)]。相对较高的应力位于前掌和后跟区域,简化模型预测的相关力学指标最大值与 CT 重建模型的结果基本一致。其中,采用缩放建模方法计算的接触压力峰值相比 CT 重建模型较低,误差在 15% 以内。以 1 位女性患者为例,该缩放模型的前足和后足最大接触压力峰值分别为 280.3、186.9 kPa,与 CT 重建方法基本吻合,误差约为 4.5% [见图 4(c)]。与 CT 重建模型相比,该建模方法对于男性和女性患者跖趾关节和后跟部位的软组织,最大等效应力误差均在 10% 以内,最大垂直压缩变形量在 5% 左右[见图 4(b)、(d)]。与 CT 重建模型相比,该模型预测的男性和女性前掌和后跟接触面积均较大,误差分别为 7.51%、6.20%,整体接触面积没有显著增加,误差分别为 4.91%、4.23% [见图 4(e)]。综合考虑不同区域接触压力 p 、接触面积 A 与权重系数 K ,比较两种建模方法的压力分布系数 Q ,相对误差均小于 15% (见表 2)。

2.2 鞋垫模量优化结果

为验证鞋垫模量优化后的降压效果,构建志愿者足部有限元模型,计算鞋垫模量优化前后的接触压力和足底软组织内部应力。优化后鞋垫的材料力学特性可有效降低足模型约 20% 的峰值压力。足底软组织内部应力集中在足跟位置,穿戴梯度模量鞋垫后,预测内部应力峰值由 133 kPa 降低为 105 kPa,降低 21%。通过插值平滑的优化弹性模量,后足、前掌等高压区材料模量已降至 800 kPa,

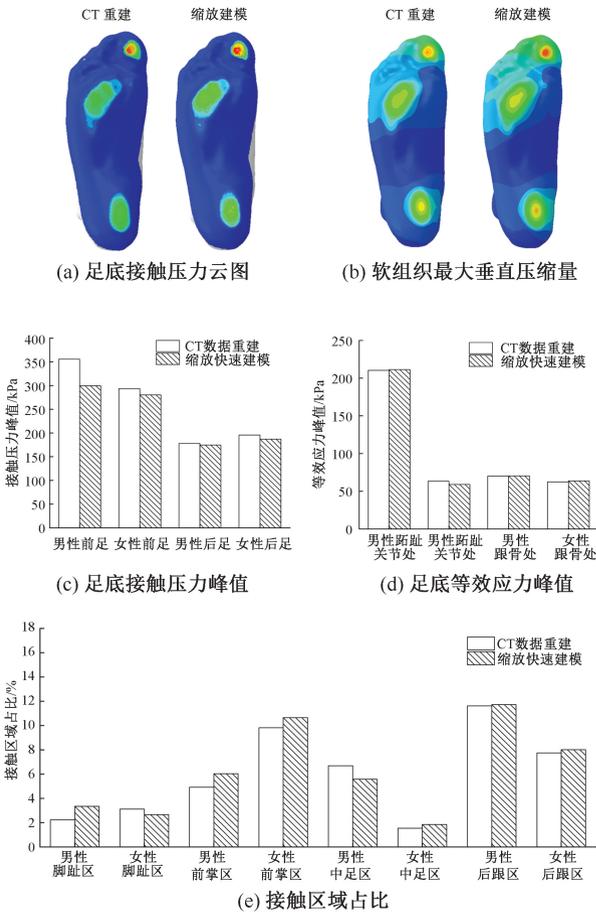


图4 快速缩放建模与CT重建方法的模型仿真结果比较

Fig. 4 Comparison of simulation results between fast zoom modeling and CT reconstruction (a) Foot contact pressure, (b) Maximum soft tissue compression, (c) Foot contact pressure peak, (d) Equivalent plantar stress peak, (e) Proportion of contact area

表2 患者足底压力分布系数及误差

Tab.2 Plantar pressure distribution coefficient and error of patients

项目	男性		女性	
	CT建模	快速建模	CT建模	快速建模
Q	15.36	17.63	17.79	18.77
相对误差/%	14.78		5.51	

最后生成由 6 mm×6 mm×6 mm 大小多孔结构单元填充组成的模量分布平面图(见图5)。

2.3 定制多孔鞋垫制备与应用

由不同志愿者使用均质模量鞋垫和梯度模量鞋垫时的足底接触压力分布可见,两种不同鞋垫的足底压力均集中在足跟部位。均质模量鞋垫的峰值接触压力最高为 100 kPa,而梯度模量鞋垫的

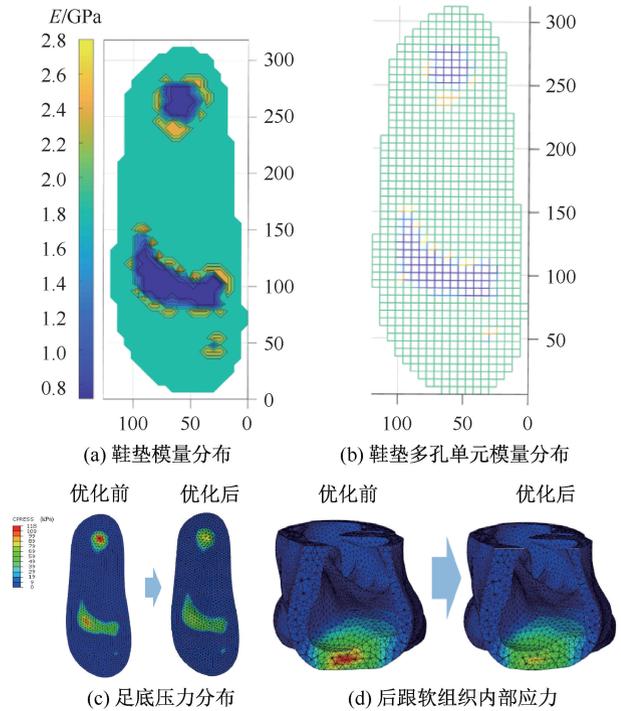


图5 模量优化结果比较

Fig.5 Comparison of modulus optimization results

(a) Modulus distribution on the insole, (b) Modulus distribution on porous unit of the insole, (c) Plantar pressure distribution, (d) Internal stress of soft tissue in heel region

峰值接触压力比普通鞋垫降低(19.79±5.41)%,具有显著性差异(P<0.05);优化后鞋垫穿戴中前足接触压力峰值降低(28.45±21.05)%,显著性差异不明显(见图6)。

相比鞋垫传统优化设计方案,采用该简化设计方案降低了超过90%的时间成本和经济成本。简化设计方案采用缩放建模方法和模量-压力的数学关系,完成一次鞋垫设计仅需2h。在足部影像数据获取方面,该方案仅需使用手持式三维扫描仪,单次测量成本相比CT扫描费用降低75%(见表3)。

表3 传统优化设计方案与简化设计方案的成本对比

Tab.3 Cost comparison between traditional optimized design and simplified design

项目	成本	传统优化方案	简化设计方案	节省比例/%
足部模型重建	时间成本/h	8	1.5	93
鞋垫模量优化		21	0.5	
足部数据获取	经济成本/元	900	50	94

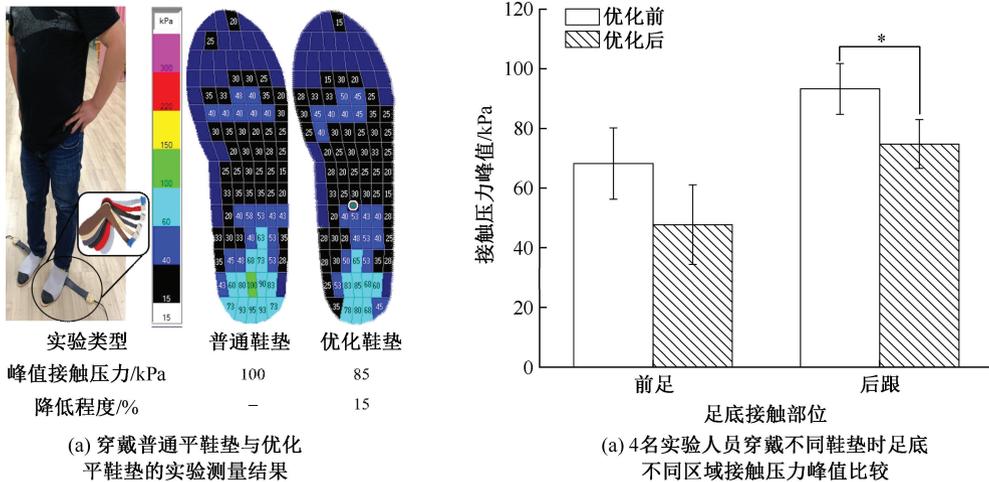


图6 不同鞋垫条件下足底接触压力比较

Fig.6 Comparison of sole contact pressure under different insoles (a) Experimental measurement results of ordinary flat insole optimized flat insole, (b) Comparison of contact pressure in different areas of the foot when four experimenters wear different insoles

3 讨论与结论

本文建立了一套个性化糖尿病鞋垫的制备方法,包括个性化足部缩放建模和基于足底压力数据进行鞋垫区域模量设计,实现对糖尿病鞋垫的高效、低成本的优化设计,并采用柔性材料和多孔结构,通过熔丝制造加工方式制备材料梯度结构的糖尿病鞋垫。最终通过实验验证的方法,证明了该方法的有效性和可靠性。

目前,在个性化糖尿病足鞋垫的设计过程中,需要建立患者足部解剖学精确的有限元模型,再利用有限元优化法进行患者足底压力分布的计算和鞋垫梯度模量的设计,但是逆向建模和有限元优化计算仍然是一个耗时、高成本的过程^[19]。本文通过个性化足部缩放建模和基于足底压力数据进行鞋垫区域模量设计,以简化设计方案,降低鞋垫设计制造的时间和经济投入超过90%,极大程度地提高了设计效率。

本文采用的缩放建模方法仅需手持式扫描仪获取足部数据,平均建模时间为1.5 h,与基于CT数据重建方法相比,速度提高约5倍。缩放后的足骨所有的特征尺寸与CT重建的模型在外形方面接近程度提高,并进一步开展有限元力学验证,有限元预测的相关力学指标与CT重建模型的结果基本接近,最大误差控制在15%以内,该缩放建模方法

可以替代传统建模方法。本文构建了压力分布模型,计算结果表明,快速建模所得模型的压力分布特征与患者CT重建足部存在差异,误差在10%左右,主要是由于患者进行CT扫描时足部的摆放姿势与标准足有不同程度的差异,导致足底不同区域的接触面积和接触压力与真实情况有所不同,使得模型力学特征的差异性被放大。

在静止站立状态下,软组织内部应力和表面接触压力集中在溃疡高发区的足跟位置,通过足底压力实验来验证所设计的个性化鞋垫的穿戴对足底最大接触压力的降压效果,实验结果与有限元分析预测结果吻合较好。相比均质模量的普通鞋垫,个性化梯度模量鞋垫的穿戴可使足底峰值接触压力降低至85 kPa以内,更接近正常足部的峰值压力水平^[20],并且其峰值降低20%左右的降压效果与Tang等^[9]设计方案的结果接近一致。由于该优化方法的鞋垫设计时间低于1 h,通过简化复杂的迭代计算过程,优化速度提高了42倍,有效降低时间成本,可替代有限元迭代优化方案。而足跟软组织内部应力峰值高于表面接触压力峰值,并且足底软组织内部应力增大是诱发溃烂的重要因素^[21]。而本文通过梯度模量改变设计的鞋垫预计降低内部应力峰值21%,可作为糖尿病足发病的有效预防手段。Bus等^[22]报道了糖尿病鞋垫的治疗效果,发现穿戴定制鞋垫可降低足跟区域峰值压力15.6%。

这些不同研究结果的差异可能源于鞋垫制备方法或受试者以及实验程序的不同。

本研究的局限性如下:①研究对象是2名男、女性正常足形糖尿病患者,分析所用的原始数据较少,验证快速建模方案所得结论的参考价值有限。②所设计的快速建模方案针对的对象是正常足形糖尿病患者,将足部软组织作为线弹性特征,并进行一定程度的硬化处理,这些简化和假设需要在以后的有限元模型中不断改进。③由于鞋垫处在初步临床应用阶段,本文只选取健康志愿者进行实验验证,对于糖尿病患者足部降压的有效性,还需要进一步研究。

综上所述,本文提出了一种基于足底压力需求的优化设计方案,通过缩放建模方式构建通用糖尿病足部有限元模型,并简化鞋垫的功能梯度结构特性设计方法,优化足部和鞋垫之间的接触应力分布,旨在降低足底压力峰值并防止足部溃疡。3D打印制造技术降低了定制鞋垫的成本,有利于定制鞋垫的进一步推广和应用。实验结果表明,优化的鞋垫可使峰值压力降低19.79%,并且有效降低了时间和经济成本。本研究中的开发方法同样适用于其他鞋类,不仅对糖尿病患者而且对具有类似需求的其他人具有巨大的市场潜力。

参考文献:

- [1] Boulton A. The diabetic foot: A global view [J]. *Diabetes Metab Res Rev*, 2015, 16(S1): S2-S5.
- [2] SKOPLJAK A, SUKALO A, BATIC-MUJANOVIC O, *et al.* Assessment of diabetic polyneuropathy and plantar pressure in patients with diabetes mellitus in prevention of diabetic foot [J]. *Med Arch*, 2014, 68(6): 389-393.
- [3] LEDOUX WR, SHOFER JB, COWLEY MS, *et al.* Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location [J]. *J Diabetes Complicat*, 2013, 27(6): 621-626.
- [4] SCOTT T, AHMET E, JAMES W, *et al.* What have studies using finite element analysis taught us about the diabetic foot? A systematic review [J]. *J Foot Ankle Res*, 2014, 9(10): e109994.
- [5] HSU YC, GUNG YW, SHIH SL, *et al.* Using an optimization approach to design an insole for lowering plantar fascia stress: A finite element study [J]. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36(8): 1345-1352.
- [6] FAULI AC, ANDRES CL, ROSAS NP, *et al.* Physical evaluation of insole materials used to treat the diabetic foot [J]. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2008, 98(3): 229-238.
- [7] 李鸣, 刘安民, 汪方, 等. 不同硬度楔形鞋垫对膝关节内翻力矩的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(6): 41-45.
- [8] LI M, LIU AM, WANG F, *et al.* The effect of lateral wedge insoles with different stiffness on knee adduction moment [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(6): 41-45.
- [9] 张发惠, 郑和平. 足外科临床解剖学[M]. 合肥: 安徽科学技术出版社, 2003.
- [10] TANG L, WANG L, BAO W, *et al.* Functional gradient structural design of personalized diabetic insoles [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2019, 94: 279-287.
- [11] 王峥, 白姣姣, 孙皎, 等. 社区2型糖尿病患者足底溃疡高风险区域分布的调查[J]. *老年医学与保健*, 2014, 20(2): 114-116.
- [12] FRALDI M, ESPOSITO L, PERRELLA G, *et al.* Topological optimization in hip prosthesis design [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2010, 9(4): 389-402.
- [13] CHEUNG JT, ZHANG M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design [J]. *Arch Phys Med Rehab*, 2005, 86(2): 353-358.
- [14] CHARANYA G, PATIL KM, THOMAS VJ, *et al.* Standing foot pressure image analysis for variations in foot sole soft tissue properties and levels of diabetic neuropathy [J]. *IRBM*, 2004, 25(1): 23-33.
- [15] ZHENG Y, CHOI YKC, WONG K, *et al.* Biomechanical assessment of plantar foot tissue in diabetic patients using an ultrasound indentation system [J]. *J Ultras Med*, 2000, 26(3): 451-456.
- [16] 李云婷, 陶凯, 王冬梅, 等. 足底软组织硬化对足部生物力学性能影响的三维有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(3): 169-173.
- [17] LI YT, TAO K, WANG DM, *et al.* Effects of stiffness of plantar soft tissue on foot biomechanical behavior: A 3D finite element analysis [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(3): 169-173.
- [18] 章浩伟, 孙洋洋, 刘颖, 等. 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[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 47-52.
- [19] ZHANG HW, SUN YY, LIU Y, *et al.* Biomechanical analysis of plantar pressure of heel pain based on 3D knee-ankle-foot finite element model [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 47-52.
- [20] ZHANG M, MAK AF. *In vivo* friction properties of human skin [J]. *Prosthet Orthot Int*, 1999, 23(2): 135-141.
- [21] FAULÍ AC, ANDRÉS CL, ROSAS NP, *et al.* Physical evaluation of insole materials used to treat the diabetic foot [J]. *J Am Podiat Med Assn*, 2008, 98(3): 229-238.
- [22] CHEN WM, LEE SJ, LEE PVS. Strategies towards rapid generation of forefoot model incorporating realistic

- geometry of metatarsals encapsulated into lumped soft tissues for personalized finite element analysis [J]. *Comput Method Biomec*, 2017, 20(13-16): 1421-1430.
- [20] GURNEY JK, KERSTING UG, ROSENBAUM D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population [J]. *Gait Posture*, 2008, 27(4): 706-709.
- [21] PHYSICS GA. Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot [J]. *Med Eng Phys*, 2003, 25(6): 491-499.
- [22] 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.

· 致读者 ·

论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体质量、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 P 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。

本刊编辑部