

糖尿病鞋功能性研究进展

王占星¹, Michael Roland², 陈钊钰³, 庞晓燕^{1*}, Stefan Diebels²

(1. 中国皮革制鞋研究院有限公司, 北京 100015; 2. Saarland University, Applied Mechanics, Campus A4 2 D—66123 Saarbrücken, Germany; 3. Technische Universitaet Dresden, Carl Gustav Carus Faculty of Medicine, Fetscherstraße 74, 01307 Dresden, Germany)

摘 要: 糖尿病鞋的研究从最早的适脚性设计开始, 随着足底减压材料的进步其功能不断丰富。综述了鞋类有限元分析、步态分析、肌肉调谐理论、神经震动理论、智能化步态监控体系等技术在糖尿病鞋设计中的应用, 展望了糖尿病鞋多学科融合的发展趋势。

关 键 词: 糖尿病鞋; 足底压力; 适脚性; 有限元; 肌肉调谐; 神经震动

中图分类号 TS 94 文献标识码 A DOI: 10. 13536/j. cnki. issn1001-6813. 2021-001-001

Research progress on function of diabetic shoes

WANG Zhanxing¹, MICHAEL Roland², CHEN Zhaoyu³,
PANG Xiaoyan¹, STEFAN Diebels²

(1. China Leather & Footwear Research Institute Co. Ltd. , Beijing 100015, China;
2. Saarland University, Applied Mechanics, Campus A4 2 D—66123 Saarbrücken, Germany;
3. Technische Universitaet Dresden, Carl Gustav Carus Faculty of Medicine, Fetscherstraße
74, 01307 Dresden, Germany)

Abstract: The research of diabetic shoes started from the earliest foot fitness design, and with the progress of plantar decompression materials, its functions are constantly enriched. The application of shoes finite element analysis, gait analysis, muscle tuning theory, nerve vibration theory, intelligent gait monitoring system and other technologies in the design of diabetic shoes were reviewed. The development trend of multidisciplinary integration of diabetic shoes was prospected.

Key words: diabetic shoes; plantar pressure; foot fitness; finite element; muscle tuning; nerve vibration

引 言

糖尿病鞋的应用最早起源于 19 世纪的英国格拉斯哥皇家医院, 1887 年该院的足病科首先将糖尿病足列入到该院一级急诊范畴^[1]。糖尿病足可导致足部畸形、神经病变和外周动脉疾病, 并伴有骨痂、足部

溃疡、感染和截肢风险。糖尿病鞋可以预防多种糖尿病足并发症, 它能为患者降低足部截肢风险提供有效保证。据美国疾控中心估算, 在美国有超过四分之一的糖尿病患者最常见及最迫切的入院原因是足部病变。糖尿病患者中有 68% 会出现足部问题, 但大部分

收稿日期: 2020-10-27; 修订日期: 2020-12-14

第一作者简介: 王占星(1975-), 男, 硕士研究生, 高级工程师, wxingxing@263.net, 主要从事鞋类生物力学及医疗鞋类研究

* 通讯联系人: 庞晓燕(1980-), 女, 正高级工程师, pang_xiaoyan@126.com, 主要从事功能皮革及鞋材的研究工作

病变都比较轻微,如局部骨赘形成(51%)及锤状趾形成(31%)。另外,一些感觉(34%)和自主神经病变(25%)则与足部的外伤、溃疡及感染病变等密切相关。在下肢截肢统计中,超过60%的非创伤性下肢截肢者皆为糖尿病足患者^[2]。糖尿病鞋在预防足部溃疡引起的截肢中起到了不可替代的作用。1973年国际糖尿病足协会发布的糖尿病足预防指南将糖尿病鞋纳入专用辅具,并在欧美发达国家进入医保范畴^[3]。糖尿病鞋的主要功能在于足底压力的缓解并消除异常剪切力。另外,消除鞋子帮面压力过大引起的磨伤也是其主要目标。近50年来,欧美国家的糖尿病鞋研究和应用一直围绕上述范畴展开。但是,近20年来糖尿病鞋研究出现了一些新的方法和技术,其中,发展最快的是三维有限元的研究。此外,步态分析、肌肉调谐理论、神经震动理论、智能化步态监控体系均取得了巨大进展。一些研究成果已经开始在临床之中展开应用。未来糖尿病鞋的研究将进入一个多学科协同发展的创新格局。

1 足底和足面压力研究

传统的足底压力研究主要集中于足底和足面压力的减压,足底减压主要是通过鞋底和鞋垫的功能设计来实现,而足面减压主要是通过鞋帮的适脚性来解决。

1.1 足底压力研究

对于糖尿病足的压力研究主要集中于鞋底和鞋垫的性能改进,降低足底压力仍是当今糖尿病鞋研究的主要方向^[4]。目前国际公认的糖尿病鞋减压标准为降低足底表面压力的30%以上,其中鞋垫的减压作用占60%,鞋底的减压作用占40%^[3]。糖尿病鞋垫的减压机理是通过材料缓冲和结构分压设计来达到降低足底与地面之间的垂直压力,足底压力值通过使用鞋垫式足底压力测试系统获得。对于足底压力的分散调节作用是通过穿糖尿病鞋前后3个月的裸足足底压力数据获取,该数据通过使用平板式足底压力测试系统获取。与鞋垫式足底压力测试系统相比,平板式足底压力系统在患者足部复查时具有重要意义,它是鞋垫式测试系统所不可替代的。二者的区别在于所测试的目标不同,一个是评估足底和鞋垫的相互作用效果,一个是评估足部溃疡的整体预防效果(含鞋

垫和鞋底共同对足底的作用)。

鞋垫减压一般通过优化减压材料和自身的结构设计来实现。减压材料从最初的软质皮革到软质橡胶、硅胶,再到EVA发泡材料,整体向着轻量化、慢回弹的方向发展。它们的最终目的都是降低足底肌肉的冲量损伤。近10年来,英国ZOTEFOAM公司的Plastazote Foams材料逐渐得到广泛应用。该材料具有慢回弹和不含化学发泡剂两个特点。慢回弹材料是降低足底肌肉动量的一个有效手段。当足底肌肉动量对鞋垫造成同等的冲量时(动量 $p=m \times v$;冲量 $I=F \times t$),鞋垫材料的缓压时间越长其对足底肌肉的反作用力越小,可以有效缓解足底剪切力对肌肉造成的损伤。该材料的另外一个特点是不含化学发泡剂,它使用的是纯物理氮气发泡。这种密闭发泡结构可以实现安全、无毒、无刺激的亲肤效果。这对于皮肤溃疡的糖尿病足患者来说极为重要。目前市场上采用的氮气发泡材料一般是Plastazote LD45。该材料还具有耐高温、防静电、表面均匀细腻的特点。它不会因为材质粗糙而对患者的脚部造成伤害,并且其触感很好。此外,它还具有持久形变率低、易于清洗、热塑性佳、无腐蚀性等特点,是当前国际上通用的一种糖尿病足鞋垫表面材料。但是,该材料也有一个缺点,那就是透气性和透湿性差。尤其是对于湿性糖尿病足导致的溃疡,在使用该材料时要慎重。

糖尿病足鞋垫减压的另外一个方式是结构减压,结构减压设计主要是通过鞋垫形态设计实现。鞋垫曲面形态设计的调整部位主要集中于鞋垫的内外侧纵弓、横弓、后跟杯部位,针对每位患者的足底压力数据,在鞋垫相应部位进行形态调整进而达到分压目的。鞋垫分压使用的是患者的动态压力数据,测试者需要对患者的一个完整步态周期的压力数据进行采集分析,之后再行个性化设计。从图1可以看出糖尿病鞋垫足底压力的减轻效果^[5]。该图是一位夏克氏(Charcot)糖尿病足患者,左脚第一跖骨基底部位压力由原来的598 kPa下降到127 kPa,右脚的足跟压力由773 kPa下降到236 kPa,减压效果显著。

1.2 适脚性研究

适脚性是糖尿病鞋的一个基础要求。糖尿病鞋的鞋腔尺寸要求与日常鞋不同,糖尿病鞋鞋腔容积比普通鞋要大出半个型差(3.5 mm)左右。在足部易摩

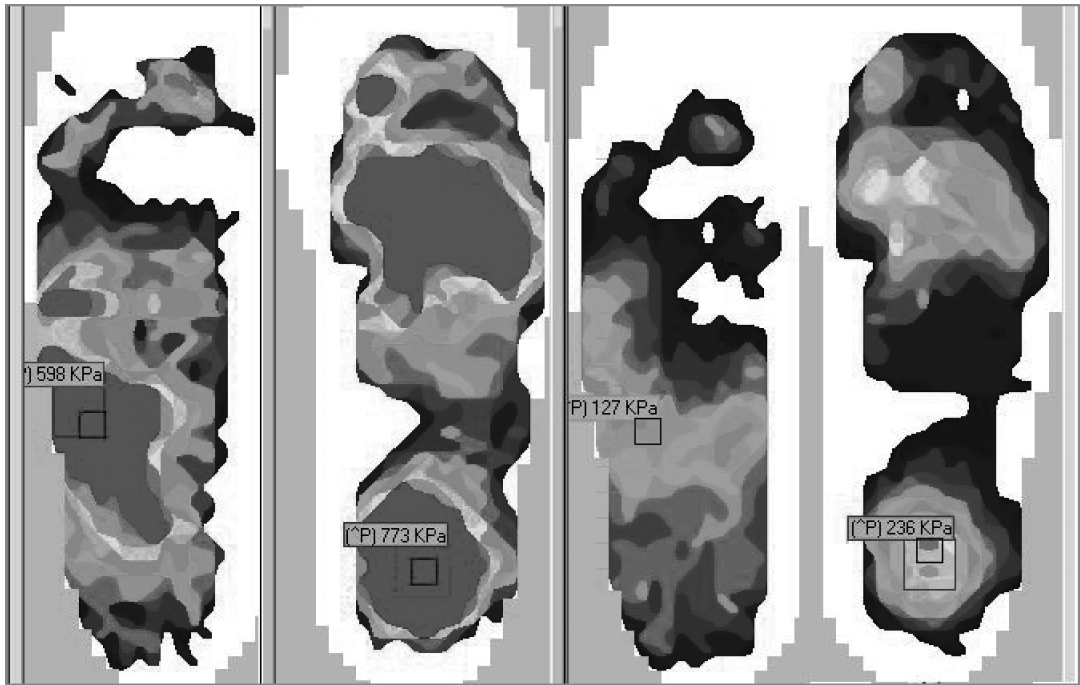


图 1 使用糖尿病足鞋垫前后足底压力对比

Fig. 1 Comparison of plantar pressure before and after using diabetic foot insole

擦部位(第一、五跖骨,拇趾外侧,小趾外侧,足跟内侧,跗骨上缘点)鞋子通常要留出 2.5 mm 左右的公差放余量,否则便容易产生磨脚或鞋不跟脚的现象(大于或小于该放余量均不行)。随着近年来鞋面飞织技术的发展,鞋面的透气性和延伸性得到极大提高,鞋子的合脚性也有了一个质的进步。但是飞织帮面也存在一个缺点,那就是帮面的控制功能减弱,一些过度旋前(或旋后)对糖尿病足造成的损伤几率增大。未来糖尿病鞋的帮面防控功能研究会进一步深化。

2 抗菌性研究

抗菌性是糖尿病鞋的一个重要指标。因为糖尿病足患者的神经末梢感觉消失,足部溃疡产生后一般不易察觉,再加上糖尿病患者凝血因子的机制丧失,伤口不易愈合^[6],会导致细菌的迅速感染。糖尿病足细菌感染的速度一般是普通足部感染速度的 6 倍,足部针尖状的伤口如果处理不及时,一天之后便有可能导致局部截肢。当前糖尿病鞋抗菌一般采用两种方式,一种是抗菌材料抑菌、一种是物理抗菌。抗菌材

料以前使用比较多的是金属纳米银粒子,但是随着美国卫生部 2012 年出台的卫生法案将银离子抗菌移出了人体接触抗菌剂目录^[7],最新一代的抗菌材料开始倾向于纳米铜离子。因为银离子容易在人体中产生累积效应,不易循环代谢出体外,所以新一代抗菌剂正在朝着安全、环保的方向发展。此外,除了纳米银等无机抗菌剂以外,有机抗菌剂以及天然抗菌剂在近些年发展迅速。但是有机抗菌剂和天然抗菌剂目前都存在着抗菌时间短这一弊端,未来糖尿病鞋材抗菌在短期内还会是三者并存的局面。糖尿病鞋的物理抗菌主要应用在鞋垫材料上。英国 Plastazote Foams 材料就是通过采用一种密闭发泡方式,防止细菌交叉串联感染。该类鞋垫材料还具有疏水性,水分子在其表面很难附着。未来的糖尿病鞋垫(包含鞋里)仍会朝着易清洗、疏水的方向发展。

3 三维有限元研究

糖尿病足部三维有限元研究近年来开始出现。有限元法是一种类似求解连续域问题的工程力学研究方法,其基本思想是将复杂问题转变成简单问题来

求解,具体是指将一系列由节点相互连接用于表示实际连续域的离散单元,通过对每个单元内选定的函数关系赋值,集成成总体,从而得到整个求解域上的近似解,实现对真实物理系统(几何及载荷工况)的仿真模拟计算。它通过建立模型进行各种试验条件的模拟分析,最终将所有内部反应的力学信息以方程计算的方式呈现出来。它的优点是计算精度相对较高,对于结构复杂的分析能够实现较为准确的模拟^[8]。人类的足部是一个由26块骨骼、33个关节、59块肌肉、126根韧带、109条神经组成的复杂运动系统^[2],用传统手工来计算足部力学特性其难度、强度以及效率太低。而有限元具有计算复杂形状以及重建模拟复杂边界条件的能力,所以它是研究足部受力很好的一个实用工具。根据 Telfe Scott 等人^[9]的研究成果,普通患者足部肌肉、韧带、骨骼的有限元模型都已经建立起来,但是对于足部溃疡和坏疽的糖尿病足有限元模型未见报道。Gladius Lewis 等人^[10]将鞋底和足部对应的有限元模型进行比较发现,鞋底硬度、弹性对足底的反作用力与实测数值高度吻合。但是其对于鞋帮(皮革帮面)与足部有限元的模型关系未见描述,这与鞋楦与脚型的认知脱节有一定关系。脚与楦之间的关系需要经验丰富的矫形鞋专家、鞋楦技师、有限元研究专家通力合作,方能有进一步突破。

当前,鞋类有限元研究成果集中于日常鞋类有限元的建立与分析,关于足部疾病和损伤的研究成果较少。吴成亮等人^[11]将足踝疾病和损伤发生机制的有限元建模进行了系统性分析,并对足部肌肉和韧带多刚体有限元建模的技术难点做了剖析。其认为未来足部损伤的研究重点在于局部损伤的专门化研究。但是,该文献未涉及糖尿病足部坏疽的有限元力学分析。糖尿病足部压力异常判断的难点在于剪切力的不确定性。该力受神经损伤程度的影响巨大,不同患者的足底神经传导灵敏度会对有限元的准确度产生巨大影响。宋影等人^[12]对鞋底与地面的摩擦力进行了有限元模拟分析,发现有限元分析结果和实际试验结果存在一定的误差,但基本趋势还是较为吻合。该试验虽然是模拟的鞋底与地面之间的摩擦力,但是它与足底和鞋底之间的摩擦力计算方式相近,唯一的区别在于足底肌肉属于柔性弹性体材料,其弹性模量和泊松比与橡胶不同。该研究对于足底剪切力的模拟具有一定的参考价值。P Papagiannis 等人^[13]通过使

用有限元分析来研究不同硬度鞋底对舒适性的影响,将步态参数融入有限元模型之中,结果取得了很好的预期结果。他们将足部分成了26个关键控制点并通过B样条曲线来建立足部模型。动态鞋底弯折点使用的是楦底样长的74%,拇趾的背屈角度使用的是55°。这与人体足部正常运动的角度相符。该研究将鞋底的曲挠度作为舒适度的评估标准,越柔软(容易弯折)的鞋底舒适度等级越高。这种评价方法具有一定的科学性。但是他们未结合试穿者的主观评价,其结论的说服力稍显单薄。

Lewis Gladius 等人^[14]通过改变不同鞋底的结构硬度来进行有限元差异模拟。他们将摇底鞋(rock-bottom outsole)的鞋底结构改为两层,靠近足底的为上层,靠近地面的为下层,上层材料使用高密度的聚乙烯材料 HDPE (high-density polyethylene),硬度为邵 A65。下层采用聚氨酯材料(PU)硬度为邵 A40。对比鞋采用相反的材料组合方式。在两双鞋腔内放入鞋垫式足底压力测试系统进行压力测试。有限元分析结果显示当高密度聚乙烯材料位于鞋底上层时,足底压力对比组(位于下层)高出62%。这与实际测试结果(61.6%)相差不大,吻合度相当高。Cheng H Y K 等人^[15]通过CT扫描方法建立了一个三维鞋底模型,之后使用有限元进行不同弧度鞋底对足底筋膜的受力影响。结果发现当鞋底(外底)最凸点位于鞋子长度的1/2时,足底的筋膜所受整体压力最小。该结果对于糖尿病足患者足底压力的缓解具有一定的借鉴价值。糖尿病足底压力分散的效果与鞋底的弧度设计有直接的关系,这一点也被Malikova I N 等人^[16]进行过多次验证。李云婷^[17]利用螺旋核磁(MRI)扫描了58位糖尿病足志愿者的足部数据,使用ANSYS V810建立了包含软组织囊、关节软骨、足底腱膜和主要韧带的三维有限元仿真模型,并将足底腱膜和韧带分别采用5条和84条线单元进行模拟。由于模型使用的是年轻受试者,其足部整体软组织囊的弹性模量由0.45 MPa提高到0.7 MPa,以接近实际年龄的II型糖尿病患者(中老年)数值。最终,该模型的第3跖骨峰值压力预测结果与实际测量结论基本一致。该研究使用的有限元模型材料属性均为匀质,其线弹性和向同性进行了一致性处理,对于软组织的剪切力损伤未做局部细分模拟,深层肌肉的损伤机理还需进一步探索。

当前糖尿病鞋有限元的模型建立有两种方法。一种是三维模型法,它利用 Proe 或犀牛软件输入相关参数来建立模型。另外一种是利用 CT、超声(USG)或核磁(MRI)扫描方法。后一种方法根据足和鞋的扫描数据使用计算机三维成像技术进行三维有限元建模^[18-20]。为了得到可靠结果,还需结合下肢肌电(EMG)和足底压力技术来进行生物力学分析。其最终目的都是将鞋子与足部的关系数据化,为糖尿病鞋(含鞋垫)和相关辅具设计服务^[21-22]。

从宏观来看,糖尿病鞋有限元分析是未来糖尿病鞋研究的一个有力工具,它具有传统试验测试无法取代的优势。一个合理精确的有限元“足-鞋”耦合模型不仅能够省却鞋子多次试制、修改造成的人力和材料的浪费,而且还能提高测试效率^[23-25]。在熟练掌握有限元分析技术的情况下,技术人员通过输入鞋底、鞋帮以及鞋垫不同的参数指标可以最大程度地模拟鞋子的极限载荷,这是传统糖尿病鞋人工测试都不容易做到的。但是,糖尿病鞋有限元分析也存在一定的局限性,它并没有达到实际测试所具有的精确结果^[26-28]。这里面的原因有很多,最主要的有4点:一是目前糖尿病足以及鞋的模型都是来自于静态数据,个别动态数据都是虚拟数据。它并不能完全准确地反映出运动状态下“足-鞋”运动的真实关系。第2点是在建模时对鞋子各部件均视为均质的线弹性材料,并且没有考虑鞋底结构以及鞋帮与鞋底之间的工效学影响^[29-32]。第3点是,糖尿病足的溃疡机理复杂,造成肌肉坏死的因素除了生物力学因素以外还有本体感觉、神经反馈、肌肉调谐等其他因素^[33-38]。这些制约足部运动状态的综合因素都对有限元分析的精确度产生了影响。第4点是,足部模型的建立基本上是简化的以骨骼为主,肌肉韧带的因素很少考虑,这对于复杂的不规则足部曲面来说存在很大误差,这也会导致结果的精准性出现失真。

4 多维步态分析理论

多维步态分析是糖尿病鞋领域新兴的一种基础研究方法,它来自于运动鞋研究领域。传统糖尿病鞋设计一般很少用到步态分析方法,其鞋楦和鞋的设计都是按照静态足部尺寸来展开设计^[39-42]。传统方法的弊端是无法观察到动态足部运动损伤^[43-44]。步态分析是将糖尿病患者完整步态周期的运动角度进行

实时监控,分析足部在支撑期和摆动期各个关节运动角度的安全范围,通过 ANYBODY 等软件进行异常剪切力的损伤评价^[45-46]。目前使用最多的设备是动作捕捉系统、足底压力平台(三维)、足底压力板或压力鞋垫(垂直力)、多通道无线表面肌电系统^[47-48]。上述设备同步进行数据采集会得到一个全面的多维步态参数,根据该系列参数,矫形鞋技师需要对患者的鞋底、鞋垫、鞋帮、鞋楦进行四位一体设计,从而实现个性化定制。

5 肌肉调谐理论

肌肉调谐(Muscle tuning)理论是一个新兴理论,它对于足部损伤原理是一个颠覆性阐释。传统生物力学理论认为,足部力线的异常是导致足部损伤的根本原因,但是通过 Boyer、Nigg 等人^[49-52]研究发现,足部损伤的主要原因并非如此,其根本原因是足部肌肉频率共振所产生。通过测量 30 位足跟外翻角度超过 20°(超过了传统的足跟外翻临界值)的运动员发现,力线的异常并未导致足部的受伤与不适。该理论目前还存在许多争议,但是从整体来看其肌肉神经调节机制原理是正确的。糖尿病足的损伤主要集中在足部肌肉,该理论也适用于糖尿病鞋研究。目前该领域在国际上还是一个空白。

6 神经震动理论

神经震动理论多年前被英国格拉斯哥卡利多尼亚大学的 Scott Telfer、James Woodburn 等人提出^[53]。该理论的依据是通过震动改善糖尿病足部神经病变,使用合理的震动频率来唤醒并恢复足底已经发生病变的神经,目的是使患者的足部恢复感觉。该方法是将糖尿病鞋底放入一个震动装置,其频率稍大于人体的足部神经的正常反射频率。通过适当地加强刺激使足底神经纤维水肿消除,但是该方法目前对于神经滋养管病变导致的通路障碍效果不佳。此外,相关研究显示足部周围神经病变与姿势和步态稳定性有很大相关性,上述因素的影响使足底震动理论显得扑朔迷离,单纯的足底震动刺激对于足底神经的恢复还略显不足,它需要综合生物力学多维测试才能实现进一步突破。

7 智能化步态监控体系

未来的糖尿病鞋发展的一个方向是智能化监控

管理。患者通过穿戴智能化的糖尿病鞋可以实现 24 h 的足部实时健康数据监测,数据通过 5G 网络传输到矫形鞋公司的中心平台,之后经过算法处理将结果反馈给患者。刘泽源等人^[54]开发的糖尿病足底压力专家诊断系统可以对患者的足部三维形态、足底压力实现自动分级评估,对于高风险患者可以提前进行干预预警。张学志等人^[55-56]研发的糖尿病足监控鞋已经实现了对患者穿着状态下足底压力的实时监控,该系统能够与患者家属手机联网,对于足部出现的压力异常状况及时反馈。近期,美国有科学家研发出一种根据足底温度变化实时监测的糖尿病鞋垫^[57],其产品未见销售,一些技术问题可能还有待于完善。

8 结论

回顾糖尿病鞋的功能进化史笔者发现,糖尿病鞋从最初的单纯防止摩擦再到足底减压思路持续了大概半个世纪。21 世纪以来,糖尿病鞋分别从减压材料、抗菌材料、结构设计等多个方面实现升级换代,在基础理论研究方面,适脚性设计、有限元分析、步态分析、肌肉调谐、神经震动、智能化步态监控等多个方向均实现了突破。当前的糖尿病鞋研究处于一个功能突破的临界区,新的糖尿病鞋功能研究在不远的将来会出现一个爆发期。

参考文献

- [1] 过邦辅.实用矫形外科学[M].北京:人民卫生出版社,1956:29-30.
Guo B F.Practical Orthopedics [M].Beijing: People's Health Publishing House, 1956:29-30
- [2] 宋雅伟,王占星.矫形鞋原理与应用[M].北京:中国纺织出版社,2019:343-371.
Song Y W, Wang Z X.Principle and Application of Orthopedic Shoes [M].Beijing: China Textile Press, 2019: 343-371
- [3] 高磊,王江宁,尹叶锋.2019《国际糖尿病足工作组糖尿病足预防和治疗指南》解读[J].中国修复重建外科杂志,2020,34(1):16-20.
Gao L, Wang J N, Yin Y F.Interpretation of 2019 international working group on diabetic foot guidelines on the prevention and management of diabetic foot disease [J].Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2020,34 (1): 16-20
- [4] Jennifer Woody.Overview of diabetic foot care for the nurse practitioner[J].2020, 16(1):28-33.
- [5] Gustav Jarl, John Alnemo, Roy Tranberg, et al.Gender differences in attitudes and attributes of people using therapeutic shoes for diabetic foot complications[J].2019, 12(1):21.
- [6] Banafshe Ghomian, Roozbeh Naemi, Sina Mehdizadeh, et al. Gait stability of diabetic patients is altered with the rigid rocker shoes[J].2019, 69:197-204.
- [7] 胡晓昀,钱培芬.糖尿病鞋和鞋垫研制的进展[J].解放军护理杂志,2009,26(1):30-31.
Hu X Y, Qian P F.Development of diabetic shoes and insoles [J].Chinese PLA Journal of Nursing, 2009, 26 (1): 30-31
- [8] Ricardo L A, Liliana B V, Donovan J L, et al.Multi-plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking[J].2008, 46(4):363-371.
- [9] Telfer S, Erdemir A, Woodburn J, et al.What have studies using finite element analysis taught us about the diabetic foot? A systematic review [J]. Journal of Foot and Ankle Research, 2014, 7(Suppl 1):A82.
- [10] Lewis G.Finite element analysis of a model of a therapeutic shoe: Effect of material selection for the outsole [J]. Bio Medical Materials & Engineering, 2003, 13(1):75-81.
- [11] 吴成亮,郝卫亚,李旭鸿,等.人体足踝多刚体和有限元建模及应用[A].中国体育科学学会运动生物力学分会第十九届全国运动生物力学学术交流大会论文摘要汇编[C].中国体育科学学会运动生物力学分会:中国体育科学学会运动生物力学分会,2017:1.
Wu C L, Hao W Y, Li X H, et al.Multi rigid body and finite element modeling and application of human foot and ankle [A]. Abstract collection of the 19th national sports biomechanics academic exchange conference of sports biomechanics branch of Chinese Sports Science Association [C]. Sports biomechanics branch of Chinese Sports Science Association: Sports biomechanics branch of Chinese Sports Science Association, 2017:1
- [12] 宋影,沈妮,史舒婷.有限元方法在鞋底防滑安全性中的应用研究[J].西部皮革,2016,38(13):64-68.
Song Y, Shen N, Shi S T.Application of finite element model in outsole evaluation [J].West Leather, 2016, 38 (13): 64-68
- [13] Papagiannis P, Azariadis P, Papanikos P.Evaluation and optimization of footwear comfort parameters using finite element analysis and a discrete optimization algorithm [J]. IOP Conference Series: Materials Ence and Engineering, 2017, 254:162010.
- [14] Lewis G.Finite element analysis of a model of a therapeutic shoe: Effect of material selection for the outsole [J]. Bio Medical Materials & Engineering, 2003, 13(1):75-81.
- [15] Cheng H Y K, Lin C L, Chou S W, et al.Nonlinear finite element analysis of the plantar fascia due to the windlass mecha-

- nism[J].Foot & Ankle International, 2008, 29(8):845-851.
- [16] Malikova I N, Strakhovenko V D, Ustinov M T. Uranium and thorium contents in soils and bottom sediments of lake Bolshoye Yarovoye, western Siberia[J]. Journal of Environmental Radioactivity, 2019, 211:106048.
- [17] 李云婷.中国力学虚拟人足部有限元建模及其在糖尿病鞋研究上的临床应用[D].上海:上海交通大学, 2009.
Li Y T. Finite element modeling of Chinese virtual human foot and its clinical application in the research of diabetic shoes [D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2009.
- [18] Chen W M, Lee S J, Lee P V S. Plantar pressure relief under the metatarsal heads - Therapeutic insole design using three-dimensional finite element model of the foot[J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(4):659-665.
- [19] Holzer G, Kotz R. Provision with orthopaedic shoes in patients with diabetes mellitus [J]. Acta Chirurgica Austriaca, 2010, 33(3):125-126.
- [20] 杨川,陈黎红,严励,等.糖尿病护足鞋对足底压力的影响[J].中国糖尿病杂志,2007(11):651-653.
Yang C, Chen L H, Yan L, et al. Effect of diabetic foot care shoes on plantar pressure [J]. Chinese Journal of Diabetes, 2007(11):651-653.
- [21] 王玉珍,王爱红,刘彧,等.糖尿病足治疗鞋减轻了足底压力[J].中华糖尿病杂志,2005(6):406-408.
Wang Y Z, Wang A H, Liu Y, et al. Diabetic foot treatment shoes reduce plantar pressure [J]. Chinese Journal of diabetes, 2005(6):406-408.
- [22] 范丽凤,张小群,郝建玲,等.530例糖尿病患者对选择、穿着合适鞋袜知识了解状况的调查分析[J].中国实用护理杂志,2005(9):10-12.
Fan L F, Zhang X Q, Hao J L, et al. Investigation and analysis of 530 diabetic patients' knowledge about choosing and wearing suitable shoes and socks [J]. Chinese Journal of Practical Nursing, 2005(9):10-12.
- [23] Drougkas D, Karatsis E, Papagiannaki M, et al. Gait-specific optimization of composite footwear midsole systems, facilitated through dynamic finite element modelling[J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2018:1-9.
- [24] 刘姣姣,朱晓兰,刘卉.有限元法在足底筋膜炎生物力学研究中的应用[J].中国组织工程研究,2018,22(24):3900-3906.
Liu J J, Zhu X L, Liu H. Application of finite element method in biomechanical study of plantar fasciitis [J]. Chinese Tissue Engineering Research, 2018, 22(24):3900-3906.
- [25] Naghavi B, Maghrebi M F. Experimental study of sediment flow discharge in new system of bottom intakes with porous media [J]. Transport in Porous Media, 2010, 85(3):867-884.
- [26] Luximon Y, Luximonx A, Yu J, et al. Biomechanical evaluation of heel elevation on load transfer - experimental measurement and finite element analysis [J]. Acta Mechanica Sinica, 2012, 28(1):232-240.
- [27] Cheng H Y K, Lin C L, Chou S W, et al. Nonlinear finite element analysis of the plantar fascia due to the windlass mechanism[J]. Foot & Ankle International, 2008, 29(8):845-851.
- [28] 何晓宇,王朝强,周之平,等.三维有限元方法构建足部健康骨骼与常见疾病模型及生物力学分析[J].中国组织工程研究,2020,24(9):1410-1415.
He X Y, Wang C Q, Zhou Z P, et al. Establishment of foot healthy bone and common diseases model and biomechanical analysis by three-dimensional finite element method [J]. China Tissue Engineering Research, 2020, 24(9):1410-1415.
- [29] Kido M, Ikoma K, Imai K, et al. Load response of the tarsal bones in patients with flatfoot deformity: In vivo 3D study[J]. Foot & ankle international. American Orthopaedic Foot and Ankle Society and Swiss Foot and Ankle Society, 2011, 32(11):1017-1022.
- [30] Oka K, Murase T, Moritomo H, et al. Accuracy of corrective osteotomy using a custom-designed device based on a novel computer simulation system[J]. Journal of Orthopaedic Science Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association, 2011, 16(1):85-92.
- [31] Cheung T M, Zhang M, Leung K L, et al. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing - a material sensitivity study[J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(5):1045-1054.
- [32] Sowmianarayanan S, Chandrasekaran A, Kumar R K. Finite element analysis of a subtrochanteric fractured femur with dynamic hip screw, dynamic condylar screw, and proximal femur nail implants - A comparative study [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine, 2008, 222(1):117.
- [33] 柯思成,谢红,李杰聪.有限元建模技术在预测鞋底减震性能中的应用研究[J].皮革科学与工程,2020,30(1):68-73.
Ke S C, Xie H, Li J C. Application of finite element modeling technology in prediction of sole shock absorption performance [J]. Leather Science and Engineering, 2020, 30(1):68-73.
- [34] Goske S, Erdemir A, Petre M, et al. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis [J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(13):2363-2370.
- [35] Cheung T M, Zhang M. A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design [J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2005, 86(2):353-358.

- [36] Turpin K M, Vincenzo A D, Apps A M, et al. Biomechanical and clinical outcomes with shock-absorbing insoles in patients with knee osteoarthritis: Immediate effects and changes after 1 month of wear[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2012, 93(3):503-508.
- [37] Chung W, Kim S H, Shin K H. A method for planar development of 3D surfaces in shoe pattern design[J]. *Journal of Mechanical Ence & Technology*, 2008, 22(8):1 510-1 519.
- [38] Antwi-Afari M F, Li H. Fall risk assessment of construction workers based on biomechanical gait stability parameters using wearable insole pressure system[J]. *Advanced Engineering Informatics*, 2018, 38(6):683-694.
- [39] Chung W, Kim S H, Shin K H. A method for planar development of 3D surfaces in shoe pattern design[J]. *Journal of Mechanical Ence & Technology*, 2008, 22(8):1 510-1 519.
- [40] Nirenberg M S, Ansert E, Krishan K, et al. Two-dimensional metric comparisons between dynamic bare footprints and insole foot impressions - forensic implications [J]. *Ence & Justice*, 2020, 60(2):145-150.
- [41] Miller D R, Enoch S, Blow M, et al. Effectiveness of a new brand of stock'diabetic'shoes to protect against diabetic foot ulcer relapse. A prospective cohort study [J]. *Diabetic Medicine*, 2010, 20(8):665-669.
- [42] Antwi-Afari M F, Li H, Yu Y, et al. Wearable insole pressure system for automated detection and classification of awkward working postures in construction workers [J]. *Automation in Construction*, 2018, 96(8):433-441.
- [43] Liang W, Bin H. Optimal flattening of freeform surfaces based on energy model[J]. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2004, 24(11-12):853-859.
- [44] Chatzistergos P E, Naemi R, Chockalingam N. A method for subject-specific modelling and optimisation of the cushioning properties of insole materials used in diabetic footwear [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2015, 37(6):531-538.
- [45] Park K O, Park J C, Choi J B, et al. Polyurethane foam with a negative poisson's ratio for diabetic shoes[J]. *Key Engineering Materials*, 2005, 288-289:677.
- [46] Laroche D P, Cook S B, Mackala K. Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women [J]. *Medicine & Ence in Sports & Exercise*, 2012, 44(11):2 172-2 181.
- [47] Saveko A, Rukavishnikov I, Brykov V, et al. Foot-ground reaction force during long-term space flight and after it; Walking in active treadmill mode[J]. *Gait & Posture*, 2020, 76(8):382-388.
- [48] A J G W, B L S, B N J S. Dual-task prioritization during over-ground and treadmill walking in healthy adults[J]. *Gait & Posture*, 2020, 75(6):109-114.
- [49] Boyer K A, Nigg B M. Muscle tuning during running; Implications of an un-tuned landing[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2006, 128(6):815-822.
- [50] Chu T M, Reddy N P, Padovan J. Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: Static analysis[J]. *Medical Engineering & Physics*, 1995, 17(5):372-379.
- [51] Bello, Olalla, Fernandez - Lago, et al. Gait pattern and cognitive performance during treadmill walking in parkinson disease[J]. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2015, 94(11):931-940.
- [52] Tadepalli S C, Erdemir A, Cavanagh P R. Comparison of hexahedral and tetrahedral elements in finite element analysis of the foot and footwear [J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, 44(12):2 337-2 343.
- [53] Telfer S, Woodburn J, Cavanagh P R. Footwear embedded ultrasonography to determine plantar soft tissue properties for finite element simulations[J]. *Footwear Ence*, 2015, 7(S1):S6-S7.
- [54] 刘泽原. 基于智能鞋垫的步态分析及其应用研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2019.
Liu Z Y. Gait analysis and application research based on intelligent insole [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2019.
- [55] 张学志. 基于智能手机的人体异常步态识别研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2019.
Zhang X Z. Research on human abnormal gait recognition based on smart phone [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2019.
- [56] 梁嘉欣. 可穿戴式智能足底压力视觉反馈技术对脑卒中患者步态与平衡功能的影响[D]. 广州: 南方医科大学, 2019.
Liang J X. Effect of wearable intelligent plantar pressure visual feedback technology on gait and balance function of stroke patients [D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2019.
- [57] Bus S A, Ulbrecht J S, Cavanagh P R. Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity [J]. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19(6):629-638.