

矫形鞋垫对青壮年女性足部疾病患者足底压力的即时调整效应

许轶 韩秀兰 王楚怀 黄东锋

【摘要】 目的 探讨矫形鞋垫对青壮年女性足部疾病患者足底压力的即时调整效应。**方法** 采用自身配对设计,运用 Platform FreeMed 足底压力分布测量装置,评估 20 例接受矫形鞋垫矫治的青壮年女性足病患者分别在赤足(BF)、配穿普通运动鞋(SH)、配穿普通运动鞋+矫形鞋垫(SI)三种状态下于静态站立、动态最适速度(CWS)匀速步行时的足底压力分布;并采用疼痛目测类比法(VAS)评分、主观舒适度量表评估患者在上述状态下主观体验。**结果** ①静态站立时,患者在 SH 和 SI 状态下合共最大压力[(0.71±0.14)和(0.70±0.14)kg/cm²]、平均压力[(0.30±0.04)和(0.28±0.04)kg/cm²]均较 BF[(0.95±0.18)和(0.43±0.07)kg/cm²]显著减少,合共接触面积、前-后足接触面积均较 BF 状态下明显增大($P<0.01$);SI 状态下,前-后足冲量百分比差值[(13.70±11.58)%]较 SH 状态下[(21.00±11.14)%]、BF[(25.10±16.44)%]显著减少($P<0.05$);②CWS 匀速步行时,SH 和 SI 状态下的合共最大压力和平均压力均较 BF 状态时显著减少($P<0.01$),合共接触面积均较 BF 状态时显著增大($P<0.01$);而 SI 状态下,中足触地面积[(23.31±9.91)cm²]及冲量百分比[(15.68±6.19)%]均较 BF 状态下[(12.16±5.56)cm²和(10.77±6.96)%]、SH 状态下[(17.95±10.02)cm²和(12.51±6.15)%]显著增大,而中足与前、后足的冲量百分比差值则较其它两组显著减少($P<0.05$);③3 种状态下的即时 VAS 比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),但在 SI 状态下的即时单腿站立舒适度(1.87±0.55)、足弓部舒适度(1.53±0.60)较其它两种状态时明显改善($P<0.05$)。**结论** 矫形鞋垫可即时改善青壮年女性足病患者足底压力分布,提高患者主观舒适度。

【关键词】 矫形鞋垫; 足部疾病; 足底压力; 下肢生物力学

足部疾病(简称足病)泛指各类原因导致足部结构或生物力学异常,伴或者不伴疼痛及不适的一类疾病^[1]。其中,单纯因下肢生物力学渐进性异常所致的足病占比很高,却常因患者无临床主诉而被忽视。女性由于腿长占比低、足跟部狭窄易外翻和常穿着高跟鞋等原因,较男性更易罹患足病^[2-3]。

足病的康复治疗既往主要依靠步行指导和手术矫正等方法,效果常不理想。定制型下肢生物力学矫形鞋垫是近年发展起来的新技术,有调整下肢生物力学和改善足底受力的作用^[4]。目前,国内关于定制型下肢生物力学矫形鞋垫的应用研究较少,矫形鞋垫对青壮年女性足病患者的即时治疗效应亦尚未见报道。本研究初步观察定制型下肢生物力学矫形鞋垫应用于治疗青壮年女性足病患者即时效应,现报道如下。

对象与方法

一、研究对象

入选标准:①符合美国足部疾病医学会(American Podiatric Medical Association, APMA)制订的足部疾病标准^[5],即患者存在包括扁平足、高弓足、拇外翻、足底筋膜炎等多种足部病症;②主因是下肢生物力学渐进性异常所致足病患者;③女性,年龄18~45岁,体重指数(body mass index, BMI)在正常范围内(18.5~23.9 kg/m²);④除存在足病外,健康状况良好;

⑤签署知情同意书。本研究已获中山大学附属第一医院伦理委员会批准。

排除标准:①合并严重足部外伤或感染、足部骨折或脱位、足部活动性溃疡或异物、糖尿病足、踝足部人工关节、肿瘤、截肢、风湿性关节炎、下肢动静脉血栓等感染源性、骨源性、内分泌源性、风湿免疫源性等因素引起的足部病变;②合并中枢或周围神经系统病变等因素引起的足部异常。

根据既往足部疾病及足底压力分布参数研究资料,推算样本量约为 20 例^[6]。选取 2015 年 7 月至 2016 年 7 月本院门诊就诊且符合上述标准的足部疾病患者 20 例作为研究对象,平均年龄(30.47±12.75)岁,平均体重(54.37±8.47)kg,平均身高(160.26±4.85)cm,平均 BMI(21.05±2.13)kg/m²;其中 15 例存在足弓异常,5 例存在拇外翻。生物力学测量显示所有患者均存在前足外翻,17 例存在胫骨过度扭转,15 例存在双下肢不等长,而存在髌关节内、外旋异常的患者比率分别为 65% 和 55%。

二、研究方法

(一)下肢生物力学评估

在矫形鞋垫技术支持人员指导下,参见 Valmassy 等^[7]方法对受试对象下肢生物力学指标进行测量,包括双下肢长度差、前足内或外翻角度、髌关节活动度、立姿跟骨休息位及立姿跟骨中立位^[8]。

(二)矫形鞋垫矫治

据 Lewinson 等^[9]研究建议,患者自选常用普通运动鞋(要求达到硬底、硬帮、宽头基本要求)基础上配穿定制型下肢生物力学矫形鞋垫,所用技术包括:①增加足跟垫或调整定制型专用附件高度以改善功能性或结构性下肢不等长;②依据患者足部不同生物力学变化配置相应定制型专用附件使距下关

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2018.04.013

作者单位:510080 广州,中山大学附属第一医院康复医学科(许轶、韩秀兰、王楚怀);中山大学附属第一医院康复医学科及中山大学新华学院(黄东锋)

通信作者:黄东锋,Email:huangdf_sysu@163.com

节重回中立位、纠正胫骨异常扭转;③通过切割或下压鞋垫异常受压位置、增加拇趾支持等手段改善跖骨受力不均的状况。

(三) 足底压力分布参数测量

采用平板式足底压力分布测量装置(Platform FreeMed[®] Dynamic120×50 型,意大利)对患者的足底压力大小、受力面积、分布范围等指标进行检测。采用自身配对设计方法,检测患者分别于赤足(barefoot, BF)、配穿普通运动鞋(shoe, SH)、配穿加有定制型矫形鞋垫的普通运动鞋(shoe and insoles, SI)三种状况下静态站立、动态自我舒适步行速度(comfort walking speed, CWS)匀速步行时的各项足底压力测量指标:①双足合共最大压力及平均压力(kg/cm²);②合共及前/后足接触面积(cm²);③合共冲量百分比(%);④足部不同部位所占冲量百分比(%),即整个足及前足或后足与地面接触阶段的冲量百分比;⑤足部不同部位所占冲量百分比的差值(反映前足或后足冲量百分比分布状况,差值越小冲量分布越均匀)^[10]。

3 种状况测试顺序通过抽签方式随机产生。静态站立时,患者被要求面向视觉干扰少方向,目视前方 1 m 处目标物,双足与肩等宽,双手自然垂放于身体两侧,自然呼吸,挺胸抬头静止站立于足压测量仪保持身体稳定约 1 min,之后读取压力传感器读数。

既往研究发现,步行速度不同会对测试结果造成影响,且个体以 CWS 前行时通过最大程度地减少步行过程中身体重心的位移可将能耗效率发挥至最大^[11];故本研究中采取 CWS 方案进行测试,并调整步行速度差异,在检测前确认患者 3 种状况下 CWS 步行参数差异无统计学意义($P>0.05$),要求患者以 CWS 速度自然放松、平视前方、匀速在长约 5 m 检测力台上反复步行,并采集至少 3 个来回的足底压力分布参数数据。

(四) 患者的 VAS 和主观舒适度调查问卷评估

分别于患者 BF、SH 和 SI 三种状况下,采用疼痛目测类比法(visual analogue scale, VAS)评分^[12]评估患者的主观疼痛感受程度,即在纸面画一直线,标记 0~10,其中 0 表示无痛,10

表示剧痛,让患者标出自己疼痛的程度。

采用主观舒适度调查问卷^[13]对患者 BF、SH、SI 三种状况下的各种姿势及位置(包括静态站立、CWS 匀速步行、单腿站立、足弓区)的足部舒适度主观感受进行测评,用五分法评价舒适度,即 0 很舒适,1 舒适,2 比较舒适,3 不舒适,4 很不舒适;此 5 点为连续均分数列,每点之间又均分为四小点,每两小点间距 0.2,亦让患者标出当前疼痛的程度。

三、统计学方法

使用 SPSS 19.0 版统计软件对数据进行统计学分析处理,计量资料满足正态分布以($\bar{x}\pm s$)表示,多组间比较采用单因素方差分析(ANOVA)。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

一、静态站立时足底压力分布参数测试

静态站立位,患者在 SH 和 SI 状况下平均合共最大压力、平均压力均较 BF 状态明显减少,差异均有统计学意义($P<0.01$);平均合共接触面积及前后足接触面积均较 BF 状况下明显增多($P<0.01$)。前后足冲量百分比比较发现,SH 状况下与 BF 状况时比较,前足冲量百分比增加而后足冲量百分比减少,且差异均有统计学意义($P<0.05$);而在 SI 状况下这种变化趋势更显著,且与 SH 状况下比较,差异亦有统计学意义($P<0.05$)。前后足冲量百分比差值比较可见,SI 状况下这一差值较 SH 和 BF 状况下明显减少($P<0.05$)。详见表 1 和图 1。

二、动态 CWS 匀速步行时足底压力分布参数测试

CWS 匀速步行时,患者 SH 和 SI 状况下的平均合共最大压力和平均压力均较 BF 状态明显减少,合共接触面积较 BF 状况下均明显增多,且差异均有统计学意义($P<0.01$);其中,SI 状况下的中足接触面积及冲量百分比均较 BF 和 SH 状况下的明显增多($P<0.05$),但其与前-中足、后-中足冲量百分比差值则较这二者减少,差异有统计学意义($P<0.05$)。详见表 2 和图 2。

表 1 患者静态站立时三种状况下的各项检测指标比较($\bar{x}\pm s$)

三种状况	足底压力(kg/cm ²)		接触面积(cm ²)			冲量百分比(%)			
	最大压力	平均压力	合共面积	前足面积	后足面积	合共冲量	前足冲量	后足冲量	前-后足差
BF	0.95±0.18	0.43±0.07	65.85±12.11	31.53±9.01	34.13±4.81	99.81±2.04	39.01±10.39	60.80±10.56	25.10±16.44
SH	0.71±0.14 ^a	0.30±0.04 ^a	94.95±18.65 ^a	49.78±14.18 ^a	45.13±8.25 ^a	99.93±2.18	44.06±11.44 ^b	55.86±11.10 ^b	21.00±11.14
SI	0.70±0.14 ^a	0.28±0.04 ^a	98.30±15.02 ^a	55.60±12.45 ^a	43.55±7.86 ^a	100.02±1.78	50.66±10.46 ^{ac}	49.36±10.64 ^{ac}	13.70±11.58 ^{ac}

注:与 BF 组比较,^a $P<0.01$,^b $P<0.05$;与 SH 组比较,^c $P<0.05$

表 2 患者 CWS 匀速步行时三种状况下的各项检测指标比较($\bar{x}\pm s$)

三种状况	足底压力(kg/cm ²)		接触面积(cm ²)			
	最大压力	平均压力	合共	前足	中足	后足
BF	1.82±0.29	0.87±0.16	88.39±10.65	51.62±7.54	12.16±5.56	24.61±5.37
SH	1.43±0.27 ^a	0.67±0.08 ^a	123.16±24.47 ^a	69.27±12.93 ^a	17.95±10.02	35.94±7.41 ^a
SI	1.40±0.25 ^a	0.65±0.09 ^a	134.36±20.50 ^a	73.90±9.83 ^a	23.31±9.91 ^a	37.14±9.27 ^a
三种状况	冲量百分比(%)				冲量百分比差(%)	
	合共	前足	中足	后足	前-中足	后-中足
BF	100.51±2.54	57.09±7.19	10.77±6.96	32.66±5.57	46.32±12.84	23.18±7.57
SH	99.79±3.42	56.20±7.20	12.51±6.15	31.08±4.91	43.69±11.90	18.93±8.66
SI	99.67±0.76	54.95±7.94	15.68±6.19 ^b	29.04±7.25	39.29±12.12 ^b	14.49±9.54 ^a

注:与 BF 组比较,^a $P<0.01$,^b $P<0.05$;与 SH 组比较,^b $P<0.05$

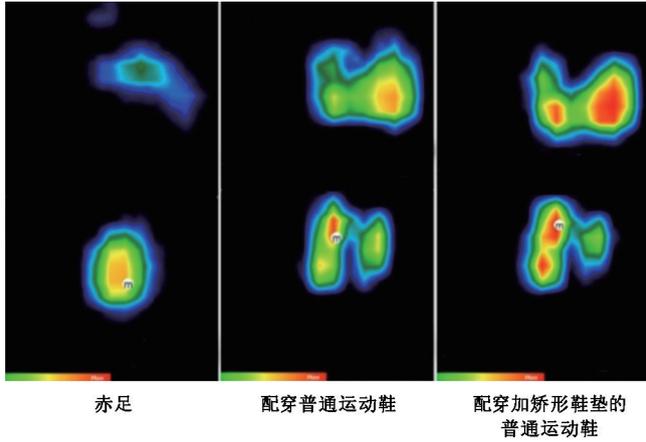


图 1 三种状况下静态站立时的足底压力分布情况

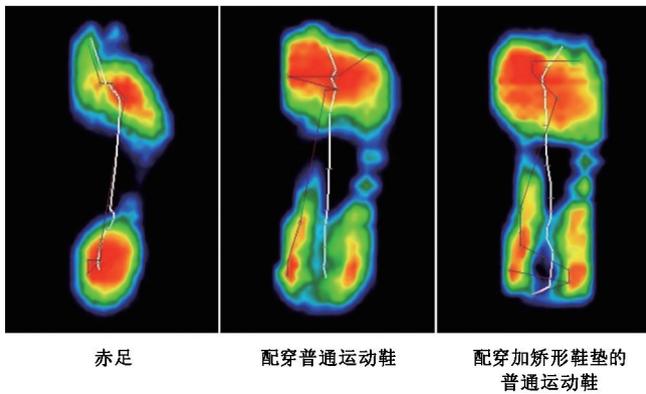


图 2 三种状况下 CWS 匀速步行时的足底压力分布情况

三、患者三种状况下的 VAS 和主观舒适度评分比较

患者在 BF、SH、SI 三种状况下的 VAS 差别无显著统计学意义。患者在三种状况下的静态站立、CWS 匀速步行时即时主观舒适度比较,差异也无显著统计学意义 ($P>0.05$);但 SI 状况下的单腿站立舒适度、足弓部舒适度均较 BF 和 SH 状况下显著改善 ($P<0.05$)。详见表 3。

讨 论

单纯因下肢生物力学异常所致的足病占比高,既往研究提示,18 岁以上健康女性中约 76% 均存在各类足病问题^[3]。足部位于人体下端,在人体站立和行走等活动中对人体起支撑作用,其生物力学状态最终决定了人的整体姿势形态。下肢尤其足部结构与局部受力变化互为因果,下肢生物力学异常可导致足部结构异常,表现为发生扁平足、高弓足、前足或后足内翻或足外翻、胫骨过度扭转等距下关节失中位变化等^[14-15];这些结构异常反过来进一步加重下肢生物力学异常^[16-17],比如在足部

发生旋前、外翻时,个体体重倾移至内侧纵弓、横弓而致足弓向下塌陷,支撑相就会出现足内侧触地而严重影响负重。而扁平足时表现足弓位偏低、下陷、距下关节不稳,步行触地后跟骨过量外翻,易导致足/腿/腰背部持续疼痛。又如,足部不同程度旋后、内翻时可致距下关节不稳,进而影响全身平衡并伴承重部疼痛等。但此类问题常因患者无明确内分泌源性、风湿免疫源性、神经源性等显性疾病因而被视为“健康”状态,其病症却困扰、甚至严重影响患者生活。本研究进一步证实这一类“健康”的青壮年女性足部疾病患者其实均不同程度存在双下肢不等长、前足内外翻、髋关节活动异常、胫骨扭转异常等下肢生物力学异常改变,而且表现多样,提示进行个体化评估和矫治的必要性与迫切性。

目前矫形鞋垫制作技术,有使用泡沫塑形、不使用泡沫塑形两种主要流派。恢复距下关节中立位的方法属于后者,虽因其提出的年代久远而一度受到质疑,但 Guldmond 等^[18]对比 4 种主要的定制鞋垫制作方法后发现,采用此技术在生物力学调整效果上与其它三种并无显著区别,却操作简便,仅需使用重力/普通量角器、加热塑形风筒、各种配置附件即可。同时,又因距下关节可直接影响足、踝、膝、髋关节力学稳定性,该方法被众多临床中心广泛使用^[19-20]。本研究中采取的 NAS 下肢生物力学矫形鞋垫技术也是一种基于恢复距下关节中立位的理论发展而来的技术,近年来受国际生物力学界认可^[7-8]。采用该技术,我科已在治疗慢性非特异性下腰痛、青少年脊柱侧弯症等疾患取得良好效果^[8]。

既往研究进一步证实^[7,21-23],足部结构出现异常变化后个体体重主要压于内侧纵弓,导致足弓部最大/平均压力值相应增大,最终引起慢性疼痛和活动异常。本研究结果提示,静态站立位、动态 CWS 匀速步行时足底压力测定均能够敏感发现足病患者不同足部支撑条件下足底压力分布、接触面积、足底不同区域负荷间差异。通过矫形鞋垫技术恢复距下关节中立位、纠正下肢不等长、均衡足底压力等策略,SI 状态的前-后足冲量百分比差值相较 BF、SH 明显减小,而其前、后足触地面积则有较大幅度增加,提示矫形鞋垫可即时有效均衡足底压力分布、减小局部压强积聚,因其同时具备足底柔软保护、类似运动鞋足弓支撑、且个体化有效恢复距下关节中立位等优势,长期使用可能有利于预防足病发生、延缓足病进展并改善足病症状。在将来研究中,这些客观评定指标将使下肢尤其足部生物力学异常的调整治疗能够做到更个体化、精细化,从而进一步提高针对性诊疗效果。因此,足底压力检测技术有望成为评估足病患者下肢生物力学矫形鞋垫治疗方式有效与否及动态跟踪调整矫正方案的一项有效客观评定手段。

矫形鞋垫通过机械性局部支撑调整,使患者距下关节重回中立位,从而改善患者足弓部受力及冲量百分比,最终使患者

表 3 患者三种状况下的 VAS 和主观舒适度评分比较 (分, $\bar{x}\pm s$)

三种状况	例数	VAS 评分	舒适度评分			
			静态站立位	CWS 匀速步行	单腿站立位	足弓部
BF	20	5.05±2.26	2.31±0.85	2.40±0.87	2.78±0.67	2.65±0.75
SH	20	4.45±1.70	2.28±0.74	2.36±0.75	2.33±0.55	2.32±0.52
SI	20	4.40±1.60	2.01±0.73	2.08±0.71	1.87±0.55 ^{ab}	1.53±0.60 ^{ac}

注:与 BF 组比较, ^a $P<0.01$;与 SH 组比较, ^b $P<0.05$, ^c $P<0.01$ 。BF:赤足,SH:配穿普通运动鞋,SI:配穿普通运动鞋+矫形鞋垫

足弓区舒适度感受及单腿站立位舒适度均获得改善。结合我科既往成功经验^[8],提示矫形鞋垫对调整下肢生物力学异常、改善疼痛和提高舒适程度等方面有较高的临床应用价值。而在本研究中,患者即时 VAS 评分及全足静态站立位、CWS 匀速步行舒适度并无明显差异,可能与患者长期体位代偿,加用矫形鞋垫未能及时适应有关。

综上所述,矫形鞋垫可在静态站立位、CWS 匀速步行时即时降低足底压力、增加接触面积、均衡及改善青壮年女性足部疾病患者足底压力分布,提高单腿站立位及足弓部主观舒适度。本研究仍存在不足:①本研究属于探索性研究,病例数较少,尚缺乏用相同技术采集的大样本健康人群足底压力分布正常值数据,难于对本研究中患者足底压力分布异常进行进一步分析,尚有待于逐渐积累数据进一步研究;②本研究仅观察了生物力学矫形鞋垫对足底压力分布的即时效应,而其长期效应及其对下肢其它生物力学异常的远期影响仍需要随访观察明确。总之,必须重视个体整体生物力学链变化,对力学异常部分进行个体化力学调整。

参 考 文 献

- [1] Keegan TH, Kelsey JL, Sidney S, et al. Foot problems as risk factors of fractures[J]. *Am J Epidemiol*, 2002, 155 (10): 926-931.
- [2] Song J, Choe K, Neary M, et al. Comprehensive biomechanical characterization of feet in USMA cadets; comparison across race, gender, arch flexibility, and foot types[J]. *Gait Posture*, 2018, 60: 175-180. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.001.
- [3] 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. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.05.009.
- [4] Nunns MP, Dixon SJ, Clarke J, et al. Boot-insole effects on comfort and plantar loading at the heel and fifth metatarsal during running and turning in soccer[J]. *J Sports Sci*, 2016, 34 (8): 730-737. DOI: 10.1080/02640414.2015.1069378.
- [5] Levrio J. Podiatric medicine: a current assessment[J]. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2009, 99(1): 65-72.
- [6] Van der Zwaard BC, Swagerman WJ, Vanwanseele B, et al. Process evaluation of podiatric treatment of patients with forefoot pain[J]. *J Foot Ankle Res*, 2013, 6(1): 32. DOI: 10.1186/1757-1146-6-32.
- [7] Valmassy RL. Clinical biomechanics of the lower extremities[M]. Boston: Mosby, 1996: 131-147.
- [8] 韩秀兰,许轶,王楚怀,等. ICB 鞋垫矫治对慢性非特异性下背痛患者的治疗作用[J]. *中国康复医学杂志*, 2014, 29(11): 1066-1069. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2014.11.013.
- [9] Lewinson RT, Worobets JT, Stefanyshyn DJ. Control conditions for footwear insole and orthotic research[J]. *Gait Posture*, 2016, 48(1): 99-105. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.012.
- [10] 吴宝平,闫松华,张宽,等. 大学生不同运动方式下的足底压力分布研究[J]. *北京生物医学工程*, 2016, 35(2): 161-166. DOI: 10.3969/j.issn.1002-3208.2016.02.09.
- [11] Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners [J]. *Nature*, 2010, 463(7280): 531-535. DOI: 10.1038/nature08723.
- [12] Repo JP, Tukiainen EJ, Roine RP, et al. Reliability and validity of the finnish version of the visual analogue scale foot and ankle (VAS-FA) [J]. *Foot Ankle Surg*, 2017, Jun 7. pii: S1268-7731(17)30112-1. DOI: 10.1016/j.fas.2017.05.009.
- [13] 程磊. 老年人足底压力中心轨迹变化的生物力学分析[J]. *文体用品与科技*, 2012, 12(1): 67.
- [14] Hagen M, Asholt J, Lemke M, et al. The angle-torque-relationship of the subtalar pronators and supinators in male athletes: a comparative study of soccer and handball players[J]. *Technol Health Care*, 2016, 24(3): 391-399. DOI: 10.3233/THC-161138.
- [15] Albert S. The importance of biomechanics [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2015, 54(6): 1215. DOI: 10.1053/j.jfas.2015.08.004.
- [16] Wang Y, Wong DW, Zhang M. Computational models of the foot and ankle for pathomechanics and clinical applications: a review[J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(1): 213-221. DOI: 10.1007/s10439-015-1359-7.
- [17] 万祥林,曲峰,杨辰,等. 人体跖趾关节活动受限对行走时下肢生物力学特征的影响[J]. *中国运动医学杂志*, 2015, 34(6): 553-558. DOI: 10.16038/j.1000-6710.2015.06.007.
- [18] Guldmond NA, Leffers P, Sanders AP, et al. Casting methods and plantar pressure: effects of custom-made foot orthoses on dynamic plantar pressure distribution[J]. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2006, 96(1): 9-18.
- [19] Lee YC, Lin G, Wang ML. Evaluating insole design with joint motion, plantar pressure and rating of perceived exertion measures[J]. *Work*, 2012, 41 (Suppl 1): 1114-1117. DOI: 10.3233/WOR-2012-0290-1114.
- [20] Sartor CD, Hasue RH, Cacciari LP, et al. Effects of strengthening, stretching and functional training on foot function in patients with diabetic neuropathy: results of a randomized controlled trial [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2014, 15: 137. DOI: 10.1186/1471-2474-15-137.
- [21] Braun BJ, Bushuven E, Hell R, et al. A novel tool for continuous fracture aftercare: clinical feasibility and first results of a new telemetric gait analysis insole[J]. *Injury*, 2016, 47(2): 490-494. DOI: 10.1016/j.injury.2015.11.004
- [22] Sung PS, Zipple JT, Andraka JM, et al. The kinetic and kinematic stability measures in healthy adult subjects with and without flat foot[J]. *Foot*, 2017, 30: 21-26. DOI: 10.1016/j.foot.2017.01.010.
- [23] Prachgosin T, Chong DY, Leelasamran W, et al. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flat-foot[J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2015, 17(4): 121-130.

(修回日期:2018-03-16)

(本文编辑:汪 玲)