

文章编号:1004-7220(2016)06-0506-07

背向行走足底压力分布特征对平衡能力的影响

王新亭^{1,2}, 任静^{1,2}, 苏海龙^{1,2}, 张峻霞^{1,2}, 张琰^{1,2}

(1. 天津科技大学机械工程学院,天津 300222; 2. 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室,天津 300222)

摘要: **目的** 研究背向行走过程中足底压力的变化,从而探究其对人体步态平衡能力的影响。**方法** 使用足底压力测量系统(Pedar-X 压力鞋垫)采集 10 名受试者在正向和背向两种行走模式下的足底压力数据。试验在跑步机上进行,以正向行走作为对照试验组。依据试验条件及预试验时受试者的直观感受,选取 4 个速度(2.0、2.5、3.0、3.5 km/h)分别进行两种行走模式下的试验,分析不同速度下足底压力中心轨迹、足底压力、足-地接触时间等参数的变化情况。**结果** 不同速度的两种行走模式下,人在行走过程中的足底压力有所不同。背向行走过程中,足底压力中心从足前部向足跟过渡,从内侧向外侧过渡。相比正向行走,背向行走时的足底压力显著减小,行走过程中的足-地接触时间有所增加。**结论** 研究背向行走的压力分布有助于更全面地理解人的动态平衡机制,并为行走稳定性的相关研究提供新视角。

关键词: 背向行走; 足底参数; 平衡能力; 压力测量

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.506

The impact of plantar pressure distribution characteristics on balance ability during backward walking

WANG Xin-ting^{1,2}, REN Jing^{1,2}, SU Hai-long^{1,2}, ZHANG Jun-xia^{1,2}, ZHANG Yan^{1,2}(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China;
2. Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, Tianjin 300222, China)

Abstract: Objective To study the changes of plantar pressure during backward walking, so as to explore its effects on balance ability of human gait. **Methods** Plantar pressure measurement system (Pedar-X pressure in-soles) was used to collect the plantar pressure data from 10 subjects during forward walking and backward walking, respectively. The experiment was conducted on the treadmill, and the forward walking was set as the control group. According to the test conditions and intuitive feeling of test participants, 4 speed values (2.0, 2.5, 3.0, 3.5 km/h) were selected to carry out the experiment under two walking modes, respectively. The changes in parameters such as plantar pressure center trajectory, plantar pressure and foot-ground contact time under different speed were analyzed. **Results** Under two walking modes at different walking speed, subjects showed different plantar pressure during walking. During backward walking, the plantar pressure center transferred from the front foot to the heel and from inside to outside. Compared with forward walking, the plantar pressure during backward walking decreased significantly while the foot-ground contact time increased. **Conclusions** The study on pressure distribution during backward walking contributes to comprehensively understanding the mechanism of dynamic balance and provides a new perspective for related study on walking stability.

Key words: Backward walking; Plantar parameters; Balance ability; Pressure measurement

收稿日期:2016-07-29; 修回日期:2016-08-18

基金项目:天津市自然科学基金项目(14ZCDSY00010,15JCYBJC19300,16JCZDJC35900),国家自然科学基金项目(51405341),高等学校博士学科点专项科研基金(20131208110005)。

通信作者:王新亭,副教授,E-mail: wangxinting@tust.edu.cn。

相比常规的正向行走,背向行走是一种更加费力的步态模式,已被医学专家倡导为一种健身的锻炼方式^[1]。背向行走对锻炼机体的平衡能力具有显著效用,并被大众所公认。足底作为一个可经受多种受力方式反复承重的结构支撑平面,其所承受的力相当大,对其受力情况进行分析,可以反映出人体步态的行为特性^[2]。步态平衡反应能力是指人体在步行过程中受到外部扰动时通过自我调整维持原有身体位姿的一种能力,是身体对来自前庭器官、躯体感受以及视觉等各方面刺激的综合协调能力,对人类的生活具有重要意义^[3]。人体向中枢传送的信息在大脑皮层整合后,最终仍需要通过机体的运动才能保持平衡,而平衡能力是较复杂的生理综合能力。因此,在探究人体行走平衡能力时,进行步态分析及对足底各物理参数的研究非常必要,它能提供更科学的评定平衡能力的依据。国内外对正常人群足底压力的研究已开展多年,但对于背向行走的研究相对较少。研究显示,足底压力与体重无明显相关^[4-5]。Gross 等^[6]针对 8 名跑步者的研究发现,当跑步速度增大时,足底各部分的平均峰值应力也会有显著增大。鉴于目前有关背向行走中足底行走平衡能力的研究成果较少,为了更全面探究人体在背向行走时的平衡机制,本研究通过对比分析正向与背向行走时人体足底压力的分布特征,综合讨论影响背向行走平衡的因素。

1 对象和方法

1.1 试验样本

试验对象为 10 名健康青年大学生,年龄(24 ± 0.87)岁,身高(174 ± 4.77)cm,体重(71.73 ± 8.63)kg。所有受试者在过去 6 个月无下肢外伤史,未进行过任何类型的下肢手术,无背部或骨盆疾病,无神经肌肉疾病或平衡问题。研究方案、试验设计符合伦理学要求,且在受试者知情同意下实施本研究。

1.2 试验过程

采用 Pedar-X 鞋垫式足底压力测量系统采集数据。基于本试验用鞋的要求,查阅相关研究后得知,帆布鞋的缓冲和维持横向稳定性功能与赤足近似^[7]。因而,选用帆布鞋为试验用鞋并内置 Pedar-X 压力鞋垫,且所有受试者均需脱去袜子、穿试验鞋垫进行测试。

(1) 事先向受试者试说明试验内容,以确保受试者正确理解试验过程并进行熟悉性练习。试验开始前,需对足底压力试验系统进行调试,以确定各设备能够正常工作。

(2) 采集并记录受试者年龄、身高、体重、足长、足宽、下肢长等基本信息。

(3) 穿鞋及鞋垫,让受试者在跑步机上以 4 个速度档(2.0、2.5、3.0、3.5 km/h)重复完成正向及背向行走。每组试验采集 5 个数据值。为使受试者适应试验条件,在正式测试之前需进行 2 次预试验,不做记录。正式采集数据时,每组试验结束后休息 5 min,以使肌肉放松。

1.3 划分足底区域

对足底进行区域划分的目的是细化足底功能区,便于明确单个足部结构在整个足底平面中所起的作用。

依据已有研究报道^[8],将足底分为 8 个区域,分别是:第 1 趾(great toe, GT),第 2~5 趾(lateral toes, LT),第 1 跖骨(medial metatarsal, MM),第 2、3 跖骨(central metatarsal, CM),第 4、5 跖骨(lateral metatarsal, LM),内侧足弓(medial arch, MA),外侧足弓(lateral arch, LA)与足跟(heel, HE)区。此外,依据上述 8 个区域在足部前后方向上的所属范围,可将其归纳为前、中、后三大足区。其中,前足区包括第 1 趾区、第 2~5 趾区、第 1 跖骨区、第 2、3 跖骨区与第 4、5 跖骨区;中足区包括内侧足弓区及外侧足弓区;后足区即为足跟区(见图 1)。

1.4 数据处理与分析

采用美国加州 Rancho Los Amigos(RLA)医学

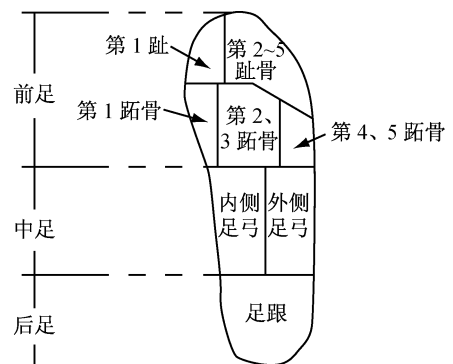


图 1 8 个足底区域示意图

Fig. 1 Schematic diagram of 8 plantar areas

中心步态分析方法^[9]。本文结合试验所用设备,将步态周期划分为5个时刻点4个阶段。对于正向行走来说,以右脚足跟着地为起始点,周期划分为右脚足跟着地→左脚脚尖离地→左脚足跟着地→右脚脚尖离地→右脚足跟再次着地。对于背向行走来说,以右脚足跟离地为起始点,周期划分为右脚足跟离地→右脚脚尖着地→左脚足跟离地→左脚脚尖着地→右脚足跟再次离地。图2所示为在足底压力系统下进行的步态划分示意图。

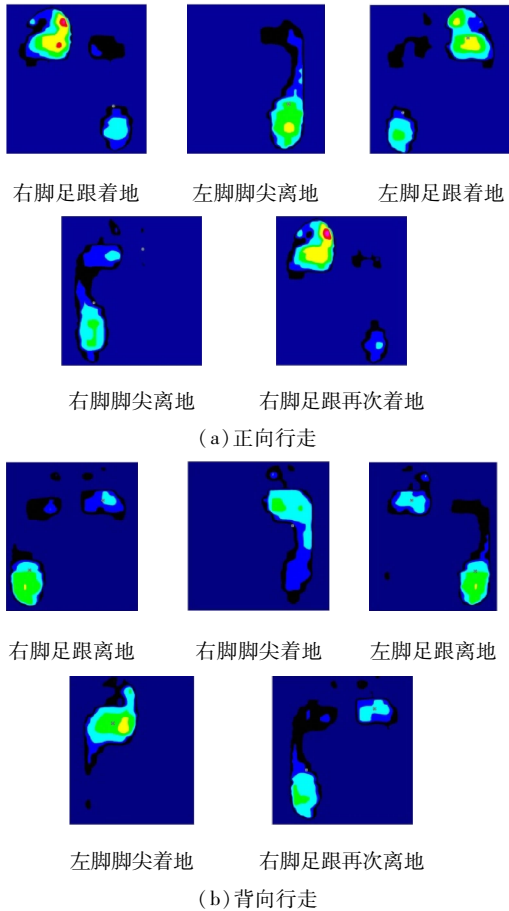


图2 两种行走模式的步态周期划分

Fig. 2 Phase division of a gait cycle for two kinds of walking modes

(a) Forward walking, (b) Backward walking

在进行统计分析前,为综合不同受试者、不同组别试验的数据,需对各次试验的各项数据进行时间标准化处理,以排除个体差异性的影响。将行走的过程设为100%时段,根据步态周期,使0%时刻对应支撑腿首次触地,100%时刻对应同侧足再次触地,站立相约占整个步态周期的60%^[10]。

使用MATLAB软件绘制图像,直观表现不同参数的变化情况。使用SPSS 20.0对两种行走模式下各足底物理参数进行单因素方差分析,显著性检验标准为 $P < 0.05$ 。在进行单因素方差分析时,需要满足方差齐次性检验。如果不满足方差齐次性,则选择非参数检验中的独立样本检验。

2 实验结果分析

2.1 足底压力中心轨迹分析

压力中心(center of pressure, COP)轨迹又称为步态线^[11],COP的坐标系是以行走时足部位置为基准, y 轴方向指从足跟指向前足脚趾, x 轴同 y 轴垂直,指足内侧指向足外侧。为排除足部大小对COP数据结果影响, X -COP对足宽进行标准化, Y -COP对足长进行标准化^[12]。

图3所示为正向、背向行走时的 Y -COP均值曲线。可以看出,4个不同速度下正向、背向行走的 Y -COP均值曲线趋势相同,且随着不同的速度,均值曲线的变化趋势呈现一定的规律。

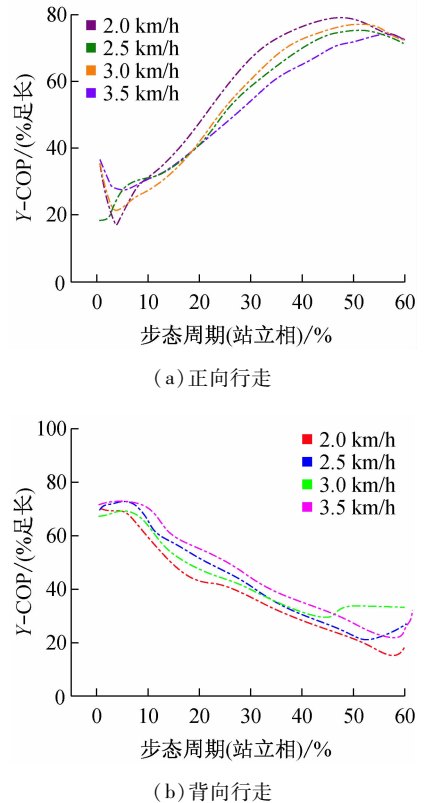


图3 两种行走模式下 Y -COP均值曲线图

Fig. 3 Y -COP average curve for two kinds of walking modes

(a) Forward walking, (b) Backward walking

正向行走时的起始时刻即站立相初始着地时刻,步态处于调整期,身体重心处于最低位置,人体正在适应在跑步机上行走的步态。足底 COP 以靠近足跟处为起始点开始向脚掌部位过渡,从承重期(步态周期的 0% ~ 10%)开始,身体重量转移至支撑腿之间。随着行走的进行,进入站立相的支撑中期(占步态周期的 10% ~ 30%)、支撑末期(占步态周期的 30% ~ 50%),身体重心从足后部和足底中部转移到足底前部。在这两个阶段中,足底 COP 逐渐向前脚掌、足趾部位靠近,且速度越大,越靠近足前部,说明正向行走时足前部在保持行走步态的稳定性上承受了更多的身体重量。在预摆期时(占步态周期的 50% ~ 60%),右脚离开地面、站立相结束,重心转移到对侧腿为摆动做准备;从曲线也可以看出,此阶段的 COP 有回归趋势,开始向足跟部位偏移。此外,随着速度的增加,COP 的偏移量也随之增大,说明速度的快慢会影响人体行走的步态稳定性。从整体背向行走时的 Y-COP 均值曲线来看,承重期时,足底 COP 以靠近足前部的位置为起始点逐渐向足跟处过渡;支撑中期及支撑末期阶段(占步态周期的 10% ~ 50%),COP 从足前部向足跟部偏移;当处于预摆期时,足底 COP 有向前移动的趋势,即向足前部转移。

不同速度下,正向行走时的 X-COP 均值曲线变化大致相同且较为集中,足底 COP 从足外侧向足内侧偏移,表明人体压力重心移向身体外侧。具体来看,支撑中期到支撑末期阶段(占步态周期的 15% ~ 45%),COP 呈持续向足内偏移的趋势,且在不同速度下,偏移量有所接近。预摆期,COP 位置出现小幅波动,但总体来讲,COP 处于足弓部周边区域。背向行走时,足底 COP 从足底内侧向外侧过渡,与正向行走恰好相反(见图 4)。

2.2 足底压力峰值分析

足底压力是指地面对脚的垂直作用力^[13]。图 5 所示为正向与背向行走时足底各区域所承受的最大压力值曲线变化趋势。

整体来看,正向行走时 GT、HE、LT 等足底区域峰值压力大于背向行走,尤其是 GT 区,背向行走时的压力明显较小,差距约达到 50 N,且具有显著性差异;背向行走时 LM、CM、MM、MA、LA 等足底区域峰值压力大于正向行走。不难发现,背向行走时跖区

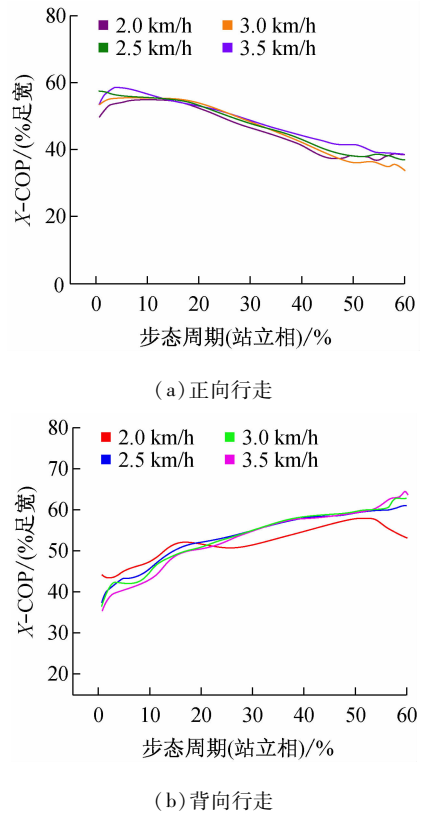


图 4 两种行走模式下 X-COP 均值曲线图
 Fig. 4 X-COP average curve for two kinds of walking modes
 (a) Forward walking, (b) Backward walking

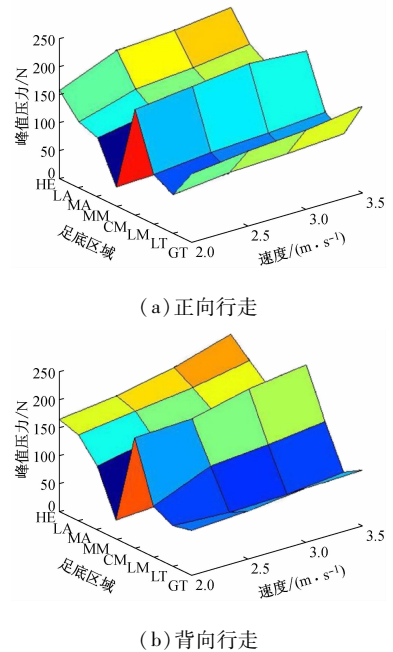


图 5 两种行走模式下足底压力峰值三维图
 Fig. 5 3D figure of plantar pressure peak values for two kinds of walking modes (a) Forward walking, (b) Backward walking

及足弓部承担了大部分的行走压力。不论是正向或背向行走,随着速度的逐渐增加,峰值压力也随之增加。正向行走时,HE 的峰值压力最大,最大可达 239 N,其次是 CM、GT、LA、MA 等区域,LT、LM、MM

等区域的峰值压力相对较小。背向行走时,CM 的峰值压力呈现较大值,约为 241 N,其次为 HE、MA、LA、LM 等足底区域,GT、LT、MM 等区域的峰值压力相对较小(见表 1)。

表 1 不同速度下正向与背向行走足底 8 个分区峰值压力对比 (* $P < 0.05$)

Tab. 1 Comparison of the plantar pressure peak values during forward and backward walking at different speed

足底区域	峰值压力/Pa							
	2.0 km/h		2.5 km/h		3.0 km/h		3.5 km/h	
	正向行走	背向行走	正向行走	背向行走	正向行走	背向行走	正向行走	背向行走
GT	122.43 ± 22.53	81.21 ± 21.45 *	134.23 ± 33.56	86.67 ± 24.61 *	122.43 ± 22.53	81.21 ± 21.45 *	134.23 ± 33.56	86.67 ± 24.61 *
LT	70.04 ± 18.41	72.64 ± 12.63	79.78 ± 22.45	67.45 ± 34.22	70.04 ± 18.41	72.64 ± 12.63	79.78 ± 22.45	67.45 ± 34.22
LM	89.43 ± 10.34	91.72 ± 30.34 *	79.78 ± 22.45	133.67 ± 30.01	89.43 ± 10.34	91.72 ± 30.34 *	79.78 ± 22.45	133.67 ± 30.01
CM	189.34 ± 17.63	196.92 ± 27.65	200.58 ± 13.22	202.12 ± 29.16 *	189.34 ± 17.63	196.92 ± 27.65	200.58 ± 13.22	202.12 ± 29.16 *
MM	34.46 ± 11.56	34.49 ± 14.98 *	38.75 ± 30.45	40.76 ± 24.23	34.46 ± 11.56	34.49 ± 14.98 *	38.75 ± 30.45	40.76 ± 24.23
MA	105.67 ± 20.33	113.91 ± 35.41	123.45 ± 12.82	134.67 ± 16.73	105.67 ± 20.33	113.91 ± 35.41	123.45 ± 12.82	134.67 ± 16.73
LA	117.82 ± 19.92	153.92 ± 33.08 *	146.89 ± 29.41	166.45 ± 27.55 *	117.82 ± 19.92	153.92 ± 33.08 *	146.89 ± 29.41	166.45 ± 27.55 *
HE	157.28 ± 20.52	164.49 ± 27.74 *	198.75 ± 23.52	176.95 ± 18.53 *	157.28 ± 20.52	164.49 ± 27.74 *	198.75 ± 23.52	176.95 ± 18.53 *

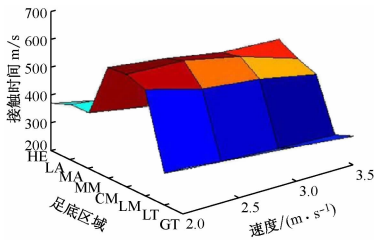
2.3 足-地接触时间分析

图 6、表 2 为不同速度下正向与背向行走足-地接触时间的对比情况。同等速度下,背向行走时足底与地面的接触时间普遍高于正向行走。其中 LT、MA、HE 等区域的触地时间增加较为明显。通过比

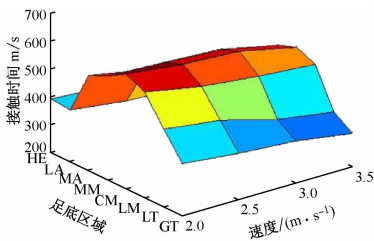
较速度对两种行走模式下接触时间的影响可以发现,随着速度的增快,足底与地面的接触时间均有所减少,例如:背向行走从速度为 2.0 km/h 的 479、542、392 ms 减小到速度为 3.5 km/h 时的 367、317、285 ms。此外,正向行走时,CM、LM 等区域足-地接触时间显著减小;背向行走时,LT、MA、LA 等区域足-地接触时间显著减小 ($P < 0.05$)。

3 讨论

行走是身体躯干和四肢都不断参与运动的过程,这个过程需要运动器官和神经中枢的密切配合与调节。足在行走中具有 3 个重要的生物力学作用,即适应行走环境并且保持人体平衡、支撑身体重量并且缓冲行走时地面冲击、实现不同方向的运动。本文在不同行走速度下就足底压力特征值对背向行走平衡能力的影响展开研究。从足底 COP 曲线的变化趋势可以看出,背向行走几乎是正向行走的逆转。这一点从解剖学来看,可能是由于正向与背向行走时的转动轴心不一样,即正向行走时脚在由足后跟到足前部的过程中足跟是转动的轴心,而背向行走时转动的轴心则是在跖区。此外,足底与地面接触时对地面施加的力越大,足底所受的反作用力



(a) 正向行走



(b) 背向行走

图 6 两种行走模式下足-地接触时间三维图

Fig. 6 3D figure of foot-contact time for two kinds of walking modes (a) Forward walking, (b) Backward walking

表2 不同速度下正向与背向行走足底8个分区足-地接触时间对比 (* $P < 0.05$)

Tab.2 Comparison of foot-ground contact time during forward and backward walking at different speed

足底 区域	足-地接触时间/ms							
	2.0 km/h		2.5 km/h		3.0 km/h		3.5 km/h	
	正向行走	背向行走	正向行走	背向行走	正向行走	背向行走	正向行走	背向行走
GT	364 ± 34.56	388 ± 52.43	343 ± 62.34	367 ± 48.12	326.21 ± 45.81	353 ± 63.98	305 ± 34.67	321 ± 71.23
LT	315 ± 12.98	479 ± 40.76 *	297 ± 34.65	454 ± 35.51 *	285.54 ± 72.12	398 ± 23.54 *	276 ± 22.32	367 ± 37.85 *
LM	582 ± 26.91	580 ± 32.88 *	527 ± 25.67	454 ± 35.51	502 ± 23.45	521 ± 12.45	463 ± 56.78	503 ± 66.34 *
CM	604 ± 24.67	612 ± 62.21	597 ± 52.25	589 ± 80.15	551 ± 42.81	577 ± 34.23	487 ± 78.34	534 ± 38.53 *
MM	596 ± 43.56	573 ± 32.21 *	571 ± 53.98	562 ± 78.91	534 ± 72.13	552 ± 89.32 *	522 ± 23.45	508 ± 59.92 *
MA	402 ± 51.04	542 ± 41.66 *	365 ± 55.15	503 ± 35.65 *	353 ± 42.23	470 ± 23.12 *	342 ± 45.65	317 ± 71.63
LA	397 ± 33.56	385 ± 25.32 *	374 ± 70.42	360 ± 82.44 *	322 ± 77.22	349 ± 78.34 *	308 ± 78.34	278 ± 35.35 *
HE	369 ± 37.68	392 ± 36.07 *	325 ± 42.61	378 ± 38.95 *	301 ± 56.63	357 ± 34.66 *	289 ± 52.08	295 ± 40.34 *

也越大。背向行走时,LM、CM、MM、MA、LA等足底区域峰值压力大于正向行走,出现这种结果,一方面可能是因为在背向行走时产生了心理方面的不安全感,从而导致触地区域压力的增多;另一方面可能是由于机体为了适应在跑步机上背向行走的速度,下肢会通过调整步频、步长等因素来保持步态的稳定性。在外界条件的干扰下,增加与地面的接触,有助于保持步态的平衡。此外,国外两组研究通过试验研究证明步速与足底压力呈正相关^[11,14],这一结论在本文中也得到了验证,即速度越快,足底压力峰值越大。例如:当速度为2.0、2.5 km/h时,正向行走时GT的压力约为122.43、134.23 N,背向行走时约为81.21、86.67 N。分析足-地接触时间可以发现,当纵向比较同一速度下各足底区域足-地接触时间时,正向行走时的足-地接触时间大小顺序为:MM > CM > LM > MA > GT > LA > HE > LT;背向行走时的足-地接触时间大小顺序为:CM > MM > LM > MA > LT > GT > HE > LA,产生这种差异的原因可能是正向行走时足底是由足跟先着地再过渡到全足,而背向行走时足底是由足尖先着地再过渡到全足,这种不同的行走方式导致足底区域与地面接触时间的不同。此外,背向行走的站立相时间显著高于正向行走,这是因为正向行走时,人可以利用本体感觉和视觉共同协调维持运动,但是在背向行走的时候主要靠本体感觉来协调运动的平衡性,而由于不适应这种行走方向,会用更多的时间保持步态的稳定性。综上所述,背向行走与正向行走差异显著,

足底压力分布特征反映出人体在行走时的步态变化,为全方位的运动平衡能力锻炼、康复训练评估等提供了一定依据。

4 结语

本文研究结果如下:

(1) 正向行走时的足底COP从足跟处向脚掌过渡,从足外侧向足内侧过渡。背向行走时足底COP从足前部向足跟过渡,从内侧向外侧过渡。足底COP的改变对人体在行走过程中保持步态平衡的稳定性具有决定性作用。

(2) 增大足底压力及足-地接触时间对背向行走时保持步态稳定性有显著性作用。

(3) 从足底压力分布、足-地接触时间等角度研究背向行走步态特征,有助于全面理解人体动态平衡机制。

背向行走作为非常规的行走方式,本身存在不易保持身体平衡的特点。本文针对足底压力特征进行具体分析,探讨背向行走过程中足底压力变化及其对平衡的影响,但未将上肢的变化对背向行走平衡能力的影响考虑其中,故可在下一步研究中予以完善。

参考文献:

[1] SPANJAARD M, REEVES ND, VAN DIEËN JH, et al. Influence of step-height and body mass on gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair ascent [J]. J Biomech,

- 2008, 41(5): 937-944.
- [2] ALBENSI RJ, NYLAND J, CABORN DN. The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel force of forward and backward walking [J]. *J Athle Train*, 2011, 34(4): 328-333.
- [3] 孟昭莉, 元文学. 男性青年行走起代步态的实验研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(2): 124-128.
MENG ZL, YUAN WX. Investigation on gait initiation in young men [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 124-128.
- [4] 袁刚, 张木勋, 王中琴, 等. 正常人足底压力分布及其影响因素分析[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2008, 26(3): 156-159.
- [5] CAVANAGH PR, SIMS DS JR, SANDERS LJ. Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men [J]. *Diabetes Care*, 2013, 14(8): 750-755.
- [6] GROSS MA, HENNIG EM, LAKE MJ. Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness [J]. *J Biomech*, 2014, 29(10): 1523-1529.
- [7] LAUFER Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed [J]. *Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2015, 60(5): 627-632.
- [8] FONG DT, HONG Y, LI JX. Cushioning and lateral stability functions of cloth shoes [J]. *Sports Biomech*, 2007, 54(6): 407-417.
- [9] MAO DW, LI JX, HONG Y. Plantar pressure distribution during Tai Chi exercise [J]. *Arch Phy Med Rehab*, 2014, 87(9): 814-820.
- [10] 郑陈帆, 刘艳成, 闫松华, 等. 坐骨神经痛患者的步态特征[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(1): 73-77.
ZHENG CF, LIU YC, YAN SH, *et al*. Gait characteristics of patients with sciatica [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(1): 73-77.
- [11] GURNEY JK, KERSTING UG, ROSENBAUM D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population [J]. *Gait Posture*, 2012, 27(5): 706-709.
- [12] CHEN Y. Biomechanical characteristics of backward walking of boys and its effect on equilibrium [D]. Beijing: China Institute of Sport Science, 2013.
- [13] WREN T, WOOLF K, KAY RM, *et al*. How closely do surgeons follow gait analysis recommendations and why? [J]. *J Pediatr Orthop*, 2005, 14(3): 202-205.
- [14] GRASSO R, BIANCHI L, LACQUANITI F. Motor patterns for human gait: Backward versus forward locomotion [J]. *Neurophysiol*, 2012, 80(4): 1868-1885.
- (上接第 505 页)
- [21] RESENDE RA, KIRKWOOD RN, DELUZIO K, *et al*. Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait [J]. *Gait Posture*, 2016, 46: 147-153.
- [22] WINTER DA. Biomechanics and motor control of human movement [M]. USA: University of Waterloo Press, 1987.
- [23] KONRAD P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography [M]. USA: Naraxon INC., 2005.
- [24] FRIBERG O. Biomechanical significance of the correct length of lower limb prostheses: A clinical and radiological study [J]. *Prosthet Orthot Int*, 1984, 8(3): 124-129.
- [25] MORGENROTH DC, SEGAL AD, ZELIK KE, *et al*. The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees [J]. *Gait Posture*, 2011, 34(4): 502-507.