

人下坡行走时对滑移扰动引起的步态失稳的自适应平衡反应^①

李 洋^②* * * 张峻霞^③* * * 王新亭 * * * *

(^{*}天津科技大学机械工程学院 天津 300222)

(^{**}天津理工大学艺术学院 天津 300384)

(^{***}天津科技大学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 针对人在下坡行走时常因滑移造成后向跌倒的现象,研究了下坡过程中滑移扰动引发的步态失稳,并利用足底压力分析与步态分析手段,探究了人体下肢潜在的自适应平衡反应。选择了 10 名健康男性受试者在坡度为 0、1:12、1:10 的干燥介质坡面和油介质坡面上进行了下坡行走对比试验,并采集分析了时-空步态参数和足底压力参数的变化规律。结果表明,不同坡度下坡行走遇滑移扰动后的自适应平衡反应存在明显差异。就整体参数而言,坡度为 1:12、1:10 时的调节反应具有一致性;对于个别参数,坡度为 0 时的调节反应与坡度为 1:12、1:10 时不同。足跟触地、承重期与预摆期均存在明显调节反应,这些时期是进行自适应平衡调节的重要时期。此项研究可为避免滑跌提供技术指导,为双足机器人下坡时步态规划提供参考数据。

关键词 生物医学工程, 下坡, 失稳, 步态分析, 自适应平衡

0 引言

人在正常行走过程中常受环境因素导致步态失稳,造成步态失稳的最常见外部因素是地面湿滑^[1]。目前滑跌损伤事故日益增多^[2],其中多数因地面湿滑造成^[3]。75 岁以上的老年人因滑跌致死者占意外死亡的比例最高,而 45-75 岁的人群,滑跌是导致意外死亡的第二大因素^[4]。因而,研究滑动引发步态失稳现象和人体下肢潜在的自适应平衡,寻找避免滑跌的技术,具有重要实际意义。

针对滑跌失稳问题国内外学者已从诸多角度开展了研究^[3-10]。2006 年,Bhatt 等^[5]对反向滑动导致身体失稳的自适应平衡方法进行了研究,分析了人体质心变化对支撑基础域扰动的影响;Pai 等^[6]的研究认为,迈步前膝、髋关节伸展不足是诱发跌倒的

主要因素。2008 年,Fong 等^[7]研究了湿滑条件下水平行走时人体足底压力分布的变化特征,研究结果表明,大脚趾抓紧和更轻的足跟触地是适应湿滑地面的常态反应。2010 年,Oates 等^[8]研究了在湿滑地面步态周期结束时刻的动态稳定性控制方法,提出了更加稳妥的湿滑地面行走策略。由于滑跌现象的复杂性,目前国内外针对滑跌失稳现象的研究均在水平地面上开展,尚未探究个体坡道行走遇滑移扰动后激发的自适应平衡反应。众所周知,坡道行走较水平地面行走人体更难保持或恢复人体平衡,且坡道有上坡与下坡两种形式,现有的研究表明,日常生活中发生的滑移通常会造成后向跌倒事故^[9,10],这与下坡过程中滑移引发的后果一致。故与上坡相较,针对下坡过程中遇滑后失稳平衡恢复开展研究,对于防止跌倒具有更大的现实指导意义。所以,针对坡道下坡行走的滑跌失稳自适应平衡反

① 高等学校博士学科点专项科研基金(20131208110005)资助项目。

② 女,1986 年生,博士;研究方向:应用人机工程学;E-mail: popsylee@163.com

③ 通讯作者,E-mail: jzx@tust.edu.cn

(收稿日期:2015-07-07)

应的研究显得尤为重要。

足底压力分析作为生物力学分析的新兴手段之一,已证实可用于描述人体平衡调节过程。已有的研究^[3-10]以步态时空参数、动力学参数和运动学参数的分析为主,忽略了足底压力的分析。因此,本研究针对下坡过程中滑移扰动引发的步态失稳现象,利用足底压力分析与步态分析手段,探究人体下肢潜在的自适应平衡反应。研究假设不同坡度下行走遇滑移扰动的自适应平衡反应趋势存在差异,即针对不同的坡度环境行走存在与之相适应的自适应平衡反应。本研究不仅可为避免滑跌提供科学指导,同时可为双足机器人、智能假肢、下肢外骨骼等拟人

机械下坡时的步态规划提供信息,扩大其应用范围,更可为其平衡调节控制程序的编写提供基础,从而提高它们在坡道环境下的行走稳定性。

1 试验

1.1 试验对象

受试者为 10 名无上下肢神经及肌肉骨骼病史的健康男性,且行走步态无异常。受试者了解试验目的及整个试验过程,试验在征得受试者同意后进行。试验采集并记录测量了受试者的年龄、身高、体重、下肢长等基本信息,结果如表 1 所示。

表 1 受试者基本信息

$N = 10$	年龄(岁)	身高(cm)	体重(kg)	下肢长度(mm)	膝宽(mm)	踝宽(mm)	足长(mm)	足宽(mm)
平均值	24.70	175.3	67.50	900.30	112.49	71.99	258.50	95.00
标准差	1.42	4.55	8.59	34.96	5.72	4.15	10.44	7.07

1.2 试验环境与设备

本文针对试验环境下的失稳现象开展研究。试验选用介质扰动方式引发失稳现象,扰动介质定为植物油。《民用建筑设计通则》和《方便残疾人使用的城市道路和建筑物设计规范》规定:坡度不宜大于 1:10(高度:长度),供残疾人使用的坡道坡度不应大于 1:12^[11,12]。因此,试验选择具有典型代表性的 1:12 和 1:10 两种坡度作为坡道的界限值。水平行走是生活中不可或缺的一种行走模式,可被视为坡度为 0 的下坡行走。故本试验选择下坡坡度分别为 $i_1 = 0$, $i_2 = 1:12$ 和 $i_3 = 1:10$ 。

试验设备主要包括数据采集系统、行走试验台以及随行保护装置。数据采集系统主要有:频率 50 Hz 的 Pedar-X 鞋垫足底压力测量系统 (Pedar-X, Novel, DE), 频率 100Hz 的配有 10 个 MX 红外摄像机的 Vicon 三维光学运动捕捉系统 (VICON Motion Systems, Oxford, UK)。如图 1 所示,试验采用可模拟下坡环境的室内步态行走试验台,坡度比例可调节,台面尺寸为 5m × 1m。试验台上方设有人工控制的随行安全保护装置,在不干涉受试人员行走速度的同时,随受试人员同行,随时保护受试人员,避免滑跌造成伤害。



图 1 模拟坡道行走试验台示意图

1.3 足底区域的划分

足底区域中脚跟和中足的分界线位于脚长(从

脚趾向脚跟测量)的 73% 处,中足和前足的边界位于脚长的 45%^[13]。如图 2 所示,根据文献[14-16],

试验将足底分为 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。按前足区、中足区和后跟区分,前足区包括 GT、L、MM、CM、LM 5 个区域,其中 GT、LT 区域合称足趾区,MM、CM、LM 区域合称跖骨区;中足区包括 MA、LA 区域;后足区即为 HE 区域。

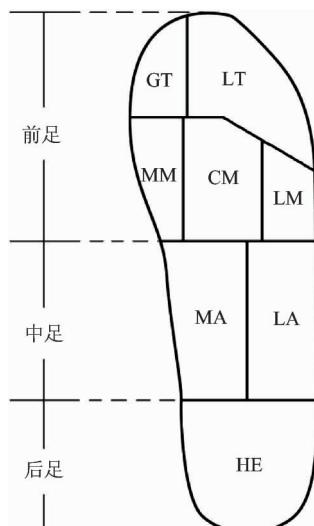


图 2 用于足底压力分析的八个自定义区域

1.4 试验过程

试验中,受试者身穿试验专用服装和系安全带,下肢贴 16 个标志点,其中骨盆部位 4 个,包括左右髂前上棘,左右髂后上棘;下肢部位 12 个,包括左右膝关节、大腿、小腿、踝关节、脚趾和足跟^[17]。左侧大小腿上的点低于右侧,以便后期分析时能清楚区分左右腿。

受试者穿统一的帆布鞋完成行走试验,穿鞋前需将与受试者鞋码相对应的压力鞋垫置于鞋中,并保证压力鞋垫放置平整。每位受试者需分别在干燥介质、油介质两种介质下完成三种不同坡度(i_1 、 i_2 、 i_3)下坡行走试验,每种坡度干燥条件下行走 10 次,油介质扰动条件下行走 5 次。试验要求受试者调整合适的出发点,从而行走中使两侧足分别踏在两块力板上,以便分析单侧腿的动力学参数。此外,要求

受试者在行走过程中目视前方、步态自然放松,并在受到扰动后继续向前行走直至收到采集者的口令。试验开始前,要求受试者在行走试验台上以自然步速自由行走数次,以便熟悉行走环境。每次行走之间进行适当休息,以避免疲劳对步态的影响。

1.5 数据采集与分析

本试验拟分别采集三种不同坡度(i_1 、 i_2 、 i_3)下,人体正常下坡行走过程中受滑移扰动前(干燥介质)、后(油介质)的时·空步态参数和足底压力参数。时·空步态参数,包括步速、跨步长、跨步时间、站立相,由 Vicon 系统获取。分析时将跨步时间标准化为步态周期,即 0% 对应一侧足首次足跟触地,100% 对应同侧足再次足跟触地。同时,对站立相时间进行标准化,0% 代表足跟着地,60% 代表足趾离地。另外,研究还针对站立相占步态周期的比例进行数据分析,记作“站立相时间比例”。足底压力参数包括峰值压力和压力中心 (center of pressure, COP) 轨迹,由 Pedar-X 鞋垫足底压力测量系统记录。其中 COP 包括沿足宽方向 X 的数据 X-COP 和沿足长方向 Y 的数据 Y-COP,同样也由 Pedar-X 鞋垫足底压力测量系统记录。分析时 X-COP 和 Y-COP 分别根据受试者足宽和足长分别进行标准化,如图 3 所示。另外,理论上足底压力数据等于地面



图 3 X-COP 和 Y-COP 分别根据足宽和足长进行标准化的坐标

反作用力与接触面积的商,但由于体重较重者足的尺寸以及足与支撑面的接触面积也较大,从而缓解了体重对足底压力的影响,故足底压力无需根据受试者体重进行标准化^[18,19]。

试验首先采用单因素方差分析法对同一坡度下坡行走时,滑移扰动前后的数据进行对照分析,而后对比分析不同坡度下坡行走滑移扰动前后的变化趋势。开展单因素方差分析的前提之一是变量满足方差齐性。如数据中存在奇点,本文采用非参数检验法对不满足方差齐性的参数进行分析,并以非参检验的结果为准。在验后多重比较法的选择方面,Tukey 法适用于满足方差齐性的情况,不满足方差齐性时使用 Tamhane's T2 法。选取显著性水平 $\alpha = 0.05$, 数据处理过程借助 SPSS 20.0 完成。分析数值采用均值 \pm 标准差的表示方法。

2 试验结果

2.1 时-空步态参数

研究对三种不同坡度下坡行走遇滑移扰动前后的人体的时-空步态参数分别进行单因素方差分析,结果如表 2 所示。从结果可知,不同坡度下坡行走遇滑移扰动后的时-空步态参数变化趋势并非完全统一。遇滑移扰动后,坡度为 0 下坡时,步速和步长显著减小($P < 0.05$),站立相时间比例显著增大($P < 0.05$);坡度为 1:12 下坡时,步速和站立相时间比例有所增大,其中站立相时间比例增大显著($P < 0.01$),跨步长和跨步时间显著减小($P < 0.01$);坡度为 1:10 下坡时,步速显著增大($P < 0.01$),跨步时间显著减小($P < 0.01$)。

表 2 三种不同下坡坡度的时-空步态参数

时-空步态参数	$i_1 = 0$		$i_2 = 1:12$		$i_3 = 1:10$		P 值		
	干燥 均值(标准差)	油 均值(标准差)	P 值	干燥 均值(标准差)	油 均值(标准差)	P 值			
步速/(m/s)	1.03 (0.04)	0.94 (0.05)	0.038 *	1.09 (0.03)	1.14 (0.03)	0.155	1.10 (0.03)	1.22 (0.04)	0.002 **
跨步长(m)	1.29 (0.06)	1.17 (0.04)	0.033 *	1.24 (0.01)	1.16 (0.00)	0.000 **	1.22 (0.03)	1.21 (0.01)	0.641
跨步时间(s)	1.26 (0.08)	1.25 (0.05)	0.942	1.14 (0.03)	1.02 (0.03)	0.003 **	1.11 (0.01)	1.00 (0.02)	0.000 **
站立相时间比例	61.05 (0.68)	65.13 (2.30)	0.018 *	61.35 (1.51)	68.12 (1.58)	0.003 **	62.16 (1.16)	62.78 (0.82)	0.451

注:显著性水平 $\alpha = 0.05$; * 表示 $P < 0.05$; ** 表示 $P < 0.01$ 。

2.2 足底压力参数

2.2.1 峰值压力

由于步速与峰值压力正相关^[14,18],为排除步速的影响将步速作为协变量,对 8 个区域的峰值压力进行多因素协方差分析,结果如表 3 所示。

坡度为 0 时,与干燥介质相比,油介质下站立相内峰值压力变化主要表现如下:前足区内,足趾部分 GT、LT 区域增大,其中 LT 区域变化显著($P < 0.05$),跖骨部分 MM、CM、LM 区域均减小,其中 CM 区域减小显著($P < 0.05$),这表明站立相内前足区内的峰值压力向足趾外侧转移;中足区内,MA 区域

的峰值压力有所增大,而 LA 区域减小,表明站立相内中足区内的峰值压力向内侧足弓转移;后足区内,HE 区域显著减小($P < 0.05$)。

坡度为 1:12 时,与干燥介质相比,油介质下站立相内峰值压力变化主要表现如下:前足区内所有 5 个区域均减小,其中 CM 区域减小显著($P < 0.05$);中足区内 MA 区域显著增加($P < 0.01$),LA 区域有所减小;足跟区内 HE 区域减小。

坡度为 1:10 时,与干燥介质相比,油介质下站立相内峰值压力变化与坡度为 1:12 时类似,主要表现如下:前足区内所有 5 个分区域均减小,其中 LT

区域减小显著($P < 0.05$) ; 中足区内 MA 区域显著

增加($P < 0.05$) , LA 区域有所减小; 后足区内 HE

区域减小。

表3 三种不同坡度下坡时的足底8个区域的峰值压力

峰值压力/kPa	$i_1 = 0$		$i_2 = 1:12$		$i_3 = 1:10$		P 值			
	干燥 均值(标准差)	油 均值(标准差)	干燥 均值(标准差)	油 均值(标准差)	干燥 均值(标准差)	油 均值(标准差)				
前足	GT	264.38 (59.49)	312.50 (4.33)	0.230	268.50 (71.82)	238.75 (5.30)	0.604	298.75 (62.53)	273.33 (72.90)	0.640
	LT	83.13 (8.26)	105.00 (13.23)	0.042 *	93.00 (3.26)	83.75 (12.37)	0.381	88.75 (3.23)	62.50 (4.33)	0.017 *
	MM	218.75 (25.70)	206.67 (51.26)	0.695	176.00 (14.21)	156.25 (5.30)	0.127	174.38 (10.87)	159.17 (44.88)	0.629
	CM	206.25 (15.61)	170.83 (12.33)	0.023 *	183.50 (13.99)	145.00 (3.54)	0.015 *	172.50 (18.60)	155.00 (15.21)	0.243
	LM	188.75 (30.99)	147.50 (19.53)	0.102	180.50 (20.19)	148.75 (8.84)	0.095	161.25 (19.42)	152.50 (38.81)	0.707
	MA	27.50 (3.53)	58.33 (14.65)	0.083	29.50 (2.09)	57.50 (0.00)	0.000 **	25.63 (3.75)	45.00 (2.50)	0.028 *
中足	LA	72.50 (16.71)	60.00 (6.61)	0.229	73.00 (11.51)	71.25 (15.91)	0.874	78.13 (11.97)	77.50 (25.98)	0.967
	HE	219.38 (14.05)	180.83 (15.88)	0.019 *	275.50 (9.75)	260.00 (49.50)	1.000	263.13 (9.44)	250.00 (49.94)	0.629

注: 显著性水平 $\alpha = 0.05$; * 表示 $p < 0.05$; ** 表示 $p < 0.01$; 以步速为协变量。

2.2.2 压力中心轨迹

一个标准的步态周期分为站立相与摆动相两个阶段, 站立相约占整个步态周期的 60%。站立相包括初始着地时刻(0%)、承重期(0% ~ 10%)、支撑中期(10% ~ 30%)、支撑末期(30% ~ 50%)及预摆期(50% ~ 60%)^[17]。

如图4所示, 三种坡度下坡行走, 遇滑移扰动前后足底压力中心轨迹X-COP(第一行)和Y-COP(第二行)的均值曲线, 实线代表干燥介质地面压力中心轨迹, 虚线代表油介质地面压力中心轨迹。

由图4(a1)、图4(a2)可知, 坡度为0时, 与干燥介质相比, 油介质下站立相内, COP均值曲线变化主要包括: 初始着地时刻(0%步态周期)的Y-COP略向足趾方向偏移; 承重期内(0% ~ 10%步态周期), X-COP和Y-COP数值出现明显波动; 支撑中期后段至支撑末期的前段内(大约15% ~ 40%步态周期)X-COP数值增大, Y-COP数值减小, 表明此时COP较干燥介质时更靠近足中部外侧; 支撑末期后段及预摆期(45% ~ 60%步态周期), X-COP和Y-COP均值曲线均出现数值大幅波动, 且总体呈向足中部移动的趋势。

末期后段及预摆期(45% ~ 60%步态周期), COP在X和Y方向出现多次往复波动, 波动幅度显著, 且COP的位置总体呈向足中部外侧移动的趋势。

由图4(b1)、(b2)和图(c1)、(c2)可知, 与干燥介质相比, 油介质下站立相内, 坡度为1:12和1:10下坡行走时COP均值曲线变化趋势相近, 均呈现: 初始着地时刻(0%步态周期)Y-COP明显向足趾方向偏移; 承重期(0% ~ 10%步态周期)X-COP和Y-COP数值出现多次明显波动; 支撑中期后段至支撑末期的前段内(大约15% ~ 40%步态周期)X-COP数值增大, Y-COP数值减小, 表明此时COP较干燥介质时更靠近足中部外侧; 支撑末期后段及预摆期(45% ~ 60%步态周期), X-COP和Y-COP均值曲线均出现数值大幅波动, 且总体呈向足中部移动的趋势。

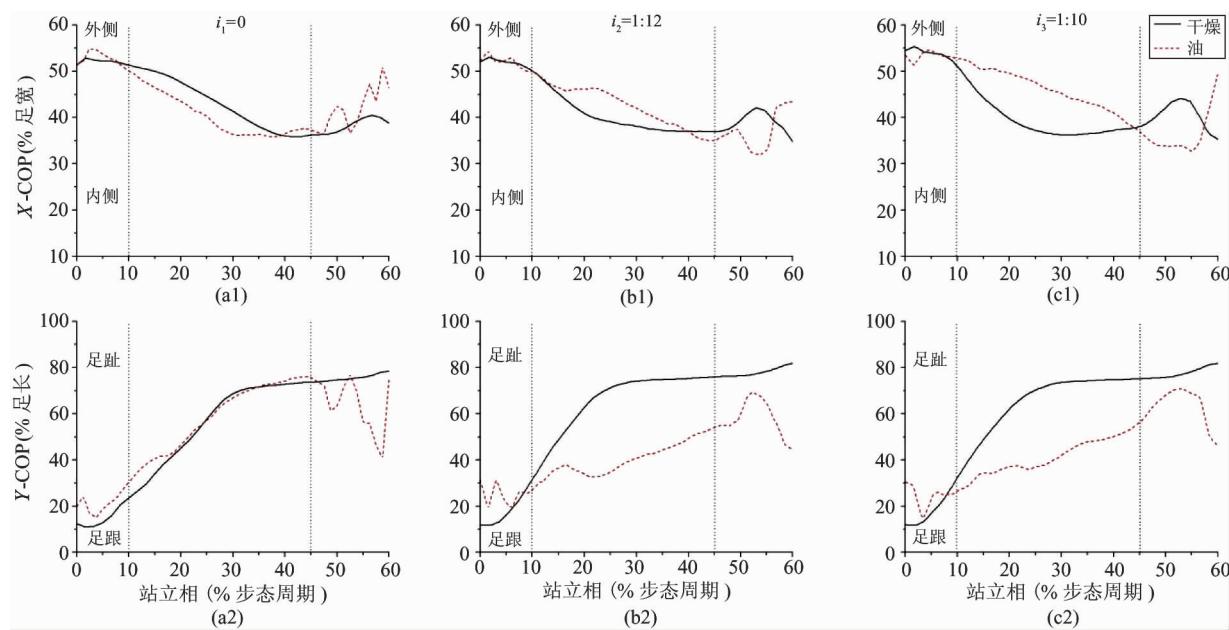


图 4 三种不同坡度下坡行走的 COP 均值曲线

3 讨论

如表 2 所示,与干燥介质相比,油介质下行走,三种坡度下时-空步态参数变化趋势基本一致,均呈现:跨步时间、跨步长缩短,站立相时间比例增加的变化。发生这些变化的原因可能是因为站立相是步态周期中最稳定的时期,人体遇滑移扰动后,自主地加大了站立相在步态周期中的时间比例,以维持或恢复步态稳定,相应的跨步时间和跨步长缩短。但是,滑移扰动后,坡度为 0 时步速显著减小($P < 0.05$),相对的坡度为 1:12 和 1:10 时步速均增加。England 等^[20]的研究指出,水平路面行走时谨慎步态的特征主要包括步速降低和步幅缩小,这与本研究坡度为 0 时的步态参数变化一致。坡度为 1:12 和 1:10 时出现步速增加的变化可能是因为坡度的增加,以及地面油介质降低了地面的摩擦系数,导致行走过程中出现一定程度的下滑,因而出现步速增加的现象。因此可认为,与干燥介质相比,油介质下行走,地面摩擦系数减小、滑跌风险增大,为恢复或保持步态稳定,人体采用了更为谨慎的步态,缩短跨步时间和跨步长,增大站立相比例。

由步态分析可知,站立相时,足部由足跟至足尖依次与地面接触后离开,足跟与足趾的最大压力分

别出现于足跟触地与足趾离地(预摆期)阶段^[17]。由表 3 可知,与干燥介质相比,油介质下行走,三种坡度下的足底 8 个分区的峰值压力变化趋势并不相同。坡度为 0 时,GT、LT 区域峰值压力显著增大,及 HE 区峰值压力显著减小,表明平地行走时人体遇滑移扰动后激发自适应平衡反应,足跟触地时着地更轻、足趾离地时抓地更紧,这与 Fong 等^[7]的研究结论相符。与此不同,坡度为 1:12 和 1:10 下坡遇滑移扰动后,前足区内 5 个区域峰值压力均不同程度下降,后足区内 HE 区域峰值压力也有所下降,中足区内 MA 区域峰值压力显著增加。这说明下坡坡度为 1:12 和 1:10 时遇滑移扰动后人体对最大压力的施加做出调整,使得足跟触地时着地更轻、足趾离地时蹬地减弱。同时,作为前、后足的连接部分,中足区在前、后足区峰值压力均减弱的情况下承受了更大的峰值压力。此外,Zhang 等^[21]和 Cavanagh 等^[22]的研究均表明,前足的受力中心位于第二跖骨下方,本文研究中前足区域中 CM 区域数据变化也较为明显($P < 0.05$)。

如图 4 所示,在三种不同坡度下下坡行走,初始着地时刻(0% 步态周期)的 Y-COP 均不同程度向足中部偏移,说明油介质下地面摩擦系数下降,为增强身体的稳定性,人体自动调整了落足的位置,主动采取接触面积更大的足触地位置,将触地位置从足跟

向足趾方向移动,使落足位置更倾向于足跟中部区域。同时,承重期内(0%~10%步态周期),COP均有明显的X和Y方向的往复式的数值波动,这说明即使选择了更加稳定的足触地位置,人体仍无法避免摩擦系数下降带来的足跟触地过程中的错动现象,在数据上表现为从足初始着地到承重期内COP的不稳定。

支撑中期至预摆期(10%~60%步态周期),不同坡度下遇滑移扰动的变化趋势明显不同。支撑中期和支撑末期前段内(10%~45%步态周期),遇滑移扰动后,坡度为0时X-COP数值减小,说明COP向身体内侧偏移;相对的,坡度为1:12和1:10时,X-COP和Y-COP在20%~40%左右步态周期内数值变化幅度减小。说明这一时期COP在足底变化范围缩小,减小的变异性有利于维持、恢复稳定性。支撑末期后段及预摆期内(45%~60%步态周期),遇滑移扰动后,坡度为0时,X-COP曲线出现多次波动,表明在该时期内受试者的压力中心在身体内外侧间来回移动。Y-COP曲线出现多次波动,表明在该时期内受试者的压力中心在前后方向来回移动,出现这一现象的原因可能是,与干燥地面相较,铺油

后的地面摩擦系数下降,可提供给人体助其前行的摩擦力减小,人体自主地多次执行足趾离地过程以弥补滑移引发的蹬地力不足。坡度为1:12和1:10时,Y-COP的数值变化表明,此时期压力中心主要在中足内移动,这可能是由于在湿滑介质下坡行走时,为避免前向跌倒人体自主地加大了身体后倾的程度。同时,这可能是造成中足峰值压力增加的原因。预摆期内(50%~60%步态周期),Y-COP出现数值减小的趋势,表明在足趾离地时压力中心由足趾向足跟方向发生了转移,压力消失点位于中足区。这表明,尽管整体上压力中心由足跟向足趾逐渐移动,但在足趾离地前压力中心的移动路径发生突变,向足跟方向发生移动,致使压力消失点移至中足,这一突变将造成前足蹬地力减弱,发生突变的目的可能是,为了减小由足趾蹬地产生的推进力,以对抗身体前向倾倒的趋势。

本研究完成了三种不同坡度下坡行走遇滑移扰动失稳自适应平衡的探究。如表4所示,结果表明研究假设成立,即不同坡度下坡行走遇滑移扰动失稳自适应平衡反应存在明显差异,存在针对特定坡度的失稳自适应平衡反应。

表5 三种坡度下滑移扰动后主要的自适应平衡反应

参数	$i_1 = 0$	$i_2 = 1:12$	$i_3 = 1:10$	统一性
时-空步态参数				
步速	显著减小	有所增大	显著增大	i_1 与 i_2, i_3 相反
跨步时间	有所减小	显著减小	显著减小	统一
跨步长	显著减小	显著减小	有所减小	统一
站立相	显著增大	显著增大	有所增大	统一
足底压力参数(峰值压力)				
足跟触地	更轻	更轻	更轻	统一
预摆期	足趾抓地更紧	前足蹬地减弱	前足蹬地减弱	i_1 与 i_2, i_3 相反
压力中心轨迹				
足跟触地、预摆期	出现波动	出现波动	出现波动	统一
支撑中期	在前足区移动	在中足区移动	在中足区移动	i_1 与 i_2, i_3 相反

注: i_1, i_2, i_3 代表三种坡度

4 结 论

对三种坡度下主要的失稳自适应平衡反应进行归纳,就整体参数而言,坡度为1:12及1:10下坡时

的调节反应具有一致性;对于个别参数,坡度为0时的调节反应与坡度为1:12及1:10时不同。峰值压力、时间标准化后的压力-时间积分、压力中心轨迹、垂直地面的反作用力在足跟触地(0%步态周期)及

承重期(0%~10%步态周期)与支撑末期后段与预摆期(45%~60%步态周期)内均存在调节反应,表明足跟触地、支撑末期后段与预摆期是进行调节的重要时期。

参考文献

- [1] Cham R, Redfern M S. Lower extremity corrective reactions to slip events. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34(11):1439-1445
- [2] Yamaguchi T, Yano M, Onodera H, et al. Effect of turning angle on falls caused by induced slips during turning. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(15):2624-2629
- [3] Beschorner K, Cham R. Impact of joint torques on heel acceleration at heel contact, a contributor to slips and falls. *Ergonomics*, 2008, 51(12):1799-1813
- [4] Lockhart T E, Smith J L, Woldstad J C. Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors*, 2005, 47(4):708-729
- [5] Bhatt T, Wening J D, Pai Y C. Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance. *Experimental Brain Research*, 2006, 170(1):61-73
- [6] Pai Y C, Yang F, Wening J D, et al. Mechanisms of limb collapse following a slip among young and older adults. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(12):2194-2204
- [7] Fong D T, Mao D W, Li J X, et al. Greater toe grip and gentler heel strike are the strategies to adapt to slippery surface. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41(4):838-844
- [8] Oates A R, Frank J S, Patla A E. Control of dynamic stability during adaptation to gait termination on a slippery surface. *Experimental Brain Research*, 2010, 201(1):47-57
- [9] Topper A K, Maki B E, Holliday P J. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall. *Journal of American Geriatric Society*, 1993, 41(5):479-487
- [10] Smeesters C, Hayes W C, McMahon T A. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34(3):309-317
- [11] 张华.《民用建筑设计通则》(JG J37-87)问答.建筑知识,1996,05(6):8-9
- [12] 张华.《方便残疾人使用的城市道路和建筑物设计规范》(JGJ50-88)问答.建筑知识,1997,02(18):29-30
- [13] Tanaka T, Noriyasu S, Ino S, et al. Objective method to determine the contribution of the great toe to standing balance and preliminary observations of age-related effects. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1996, 4(2):84-90
- [14] Burnfield J M, Few C D, Mohamed O S, et al. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19(1):78-84
- [15] Mao D W, Li J X, Hong Y L. Plantar pressure distribution during Tai Chi exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2006, 87(6):814-820
- [16] Gurney J K, Kersting U G, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait & Posture*, 2008, 27(4):706-709
- [17] Christopher L V, Brian L D, Jeremy C O. Dynamics of Human Gait. 2nd E. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers, 1999: 7-14, 23, 74
- [18] 王明鑫.正常人足底压力分析的研究进展.中国矫形外科杂志,2006,14(22):1722-1724
- [19] Jill P, Christopher N. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: Results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait & Posture*, 2012, 36(2):287-290
- [20] England S A, Granata K P. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 2007, 25(2):172-178
- [21] Zhang S Q, Li L. The differential effects of foot sole sensory on plantar pressure distribution between balance and gait. *Gait & Posture*, 2013, 37(4):532-535
- [22] Cavanagh P R, Rodgers M M, Iiboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*, 1987, 7(5):262-276

Human adaptive balance reaction to gait instability caused by slip disturbance during downhill walking

Li Yang^{* ***}, Zhang Junxia^{* ***}, Wang Xinting^{* ***}

(^{*}School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222)

(^{**}School of Fine Arts, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384)

(^{***}Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222)

Abstract

Aiming at the slip caused backward fall phenomena during people's downhill walking, this study explored the gait instability caused by slip disturbance, the potential adaptive balance reaction of human lower limbs by using the methods of plantar pressure analysis and gait analysis. Ten healthy male subjects were selected to downhill walk respectively on the dry road surface and the slippery road surface under three different slopes of 0, 1:12 and 1:10, and based on the data acquired from the experiment, the changing rules of spatiotemporal gait parameters, plantar pressure parameters and kinetic parameters were analyzed. The experimental results showed that the adaptive balance reactions to the slip disturbances under the different slopes were obviously different. In terms of the overall parameters, the adjustment reactions under the slopes of 1:12 and 1:10 were consistent. For a few parameters, the adjustment reaction under the slope of 0 was different from that under the slopes of 1:12 and 1:10. Obvious adjustment reactions existed in the initial contact time, loading response phase and preswing phase, which are the important adaptive adjustment periods. The study is of guiding significance for avoiding slips and can provide reference data for two-foot robots' downhill gait planning.

Key words: biomedical engineering, downhill, instability, gait analysis, adaptive balance