文章编号:1004-7220(2022)05-0812-06

足部跖趾关节约束对人体步态稳定性的影响

杨天骏, 熊 慧

(天津工业大学 控制科学与工程学院, 天津 300387)

摘要:目的 研究足部跖趾关节约束对人体步态稳定性的影响。方法 在水平湿滑试验台上进行足部跖趾关节 有、无约束两种状态下的步态实验,分析时空步态参数、运动学参数、动力学参数以及利用摩擦因数(utilization coefficient of friction, UCOF)差异。结果 跖趾关节有约束状态下,人体行走平均步速减小 50 mm/s,跨步长度缩小 0.22 m,双支撑相时间缩短 70 ms;跖趾关节约束会使髋、膝关节在矢状面内的活动范围显著增大,而踝关节活动范围减小。同时,跖趾关节约束状态 UCOF 幅值是无约束状态的 1.15 倍,表明人体滑跌的概率增大以及行走不稳定性增加。结论 足部跖趾关节约束会降低行走稳定性。研究结果为足部趾屈运动康复设备的研发提供数据和理论支持。

关键词: 跖趾关节约束: 步态: 利用摩擦系因数: 行走稳定性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A **DOI**: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.007

Effects of Metatarsophalangeal Joint Constraints on Human Gait Stability

YANG Tianjun, XIONG Hui

(School of Control Science and Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: Objective To investigate the effect of foot metatarsophalangeal (MTP) joint constraint on human gait stability. Methods Gait experiment under two states was conducted on a horizontal wet-slip test bench, namely, with and without constraint of the MTP joints. The differences in time-space gait parameters, kinematic parameters, kinetic parameters, and utilization coefficient of friction (UCOF) were analyzed. Results Under the state of MTP joint constraint, the average human walking speed was reduced by 50 mm/s, the stride length was reduced by 0. 22 m, and the double support phase time was shortened by 70 ms. MTP joint constraint resulted in a significant increase in the range of motion (ROM) of the hip and knee in sagittal plane and a decrease in the ROM of the ankle. Meanwhile, the UCOF amplitude with MTP joint constraint was 1.15 times higher than that without MTP joint constraint, indicating an increased probability of human slip and fall as well as an increased walking instability. Conclusions MTP joint constraint in the foot can reduce walking stability. The results of this study provide data and theoretical support for the development of toe flexion rehabilitation device.

Key words: metatarsophalangeal joint constraint; gait; utilization coefficient of friction (UCOP); walking stability

当前,助行器研制在结构方面主要着重于髋、膝、踝关节的自由度设置及整体结构设计。对于足部结构,多数被设计为单被动自由度的简单机构^[1-3]。而足部结构的过分简化,将有可能对助行器的稳定性产生很大影响^[4-5]。此外,现有助行器的足部结构设计及步态规划多基于正常人的行走步态,对于足部运动障碍患者,如常见的跖趾关节运动受限的步态分析研究不深入,以致所设计的助行器无法满足患者的切实需求。

跖趾关节由各趾的第1节趾骨底和各跖骨小 头构成,形状为椭圆,可完成屈伸及小幅度的收展 运动[6]。跖趾关节在运动中发挥关键作用,尤其是 背屈动作在协助足踝复合结构承受人体重量和产 生向前行走所需推进力方面具有至关重要的作 用[8-9]。针对跖趾关节对人体行为的影响,学者们 开展了研究^[7-10]。Liu 等^[7]研究发现,与正常步行相 比,跖趾关节功能受限会导致步行速度降低,但是 该研究缺少对步态稳定性的影响分析。Abraham 等[8]研究表明,跖趾关节在舞蹈动作中作用明显, 但是跖趾关节在大负荷条件下频繁伸展可能增大 脚和脚踝受伤率。Mager等[9]在跖趾关节僵直条件 下进行步行和慢跑的步态实验,分析两种情况下步 态特征的差异性。结果表明,与慢跑相比,步行时 平均踝关节刚度显著降低,但是该研究并未讨论跖 趾关节运动受限对步态稳定性的影响。

本文以医用拇外翻矫正带限制受试者跖趾关节运动为研究对象。为了加强跖趾关节约束前后的影响效果,在湿滑步道平台上进行步态试验。通过对比跖趾关节约束前后各项步态参数的变化,量化得出跖趾关节约束对行走步态稳定性的影响,进而为动力式助行器足部结构设计提供理论基础。

1 材料和方法

1.1 试验对象

招募 10 名健康青年男性,年龄 25 岁,身高(175±3.75) cm,体重(65±7.48) kg,身体质量指数(body mass index, BMI)为(21.22±1.59) kg/m²。在步态实验开始前,所有受试者被告知实验的详细内容,并签署自愿参与实验的同意书。受试者在过去半年内未进行过手术,无下肢外伤史,无平衡问题或神经肌肉疾病。

1.2 试验设备

试验环境为长度 5.5 m、宽度为 1 m 的直线步 道。使用 VICON 采集系统 (Oxford Metrics 公司,英 国)获取运动学和动力学参数,频率为1kHz。使用 3 块三维测力台(Advanced Mechanical Technology 公司,美国)获取足底压力,频率为1kHz,测力台嵌 入行走步道内部,并保证两者之间平齐。为了保证 受试者安全,在步道上方架设人为控制的随动安全 保护机构,在不影响受试者行走速度的同时,与受 试者同步运动,避免滑倒造成人身伤害。使用高强 度医用拇外翻矫正带对足部跖趾运动进行约束,拇 外翻矫正带主要是针对拇趾外翻、拇趾稳定性骨 折、手术后保持脚趾不弯曲等情况使用。为更好约 束跖趾运动同时保证不影响正常行走,将1块与前 脚掌大小相近且具有一定强度的木板(长 7.5 cm× 宽8.0 cm×高0.5 cm)放置于前脚掌下[见图1 (a)]。通过木板、拇外翻矫正带和束紧绷带,加强 对足部跖趾关节活动自由度的限制[见图 1(b)]。





(b) 穿戴位置

图 1 足部跖趾关节约束方式

Fig. 1 Restraint mode of foot metatarsophalangeal joint

(a) Limit device, (b) Wearing diagram

1.3 试验过程

10 位受试者分别在足部跖趾关节有、无约束两种状态下,分别完成 20 次行走试验。由于湿滑路面发生失稳或滑跌的概率更大,为了能更好体现人体的自适应平衡调节机制,探讨足部跖趾关节在步态稳定性中的作用,本研究选择在介质为植物油的湿滑水平台面上进行试验。

试验过程中,受试者身着同款专用试验服和鞋,下肢粘贴 16 个反光标记点,分别位于:骨盆4个,左、右髂前上棘和髂后上棘各1个;下肢12个,包括左右膝关节、大腿中部、小腿中部、踝关节、脚趾和足跟各1个(见图2)。此外,为了便于后期数据分析时能准确区分左右腿,右侧肢体的贴点

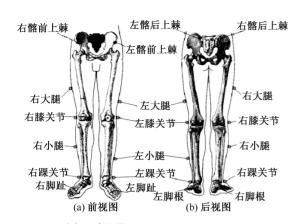


图 2 反光标记点位置

Fig. 2 Position of reflective markers (a) Front view,

(b) Back view

高度略低于左侧。

试验开始前,为了帮助受试者熟悉步道环境,要求受试者以正常行走速度在试验台上行走数次。试验开始,受试者以自然步速行走。为了避免起步或终止阶段步态数据对结果的影响,要求受试者进入数据采集区域起点和终点各行走两步以上,以保证采集的步态数据为正常步行的中段数据。为了防止肌肉疲劳,每进行1次行走试验,受试者休息15 s。

1.4 数据分析

时空步态参数主要包括步速、跨步长以及单、双支撑期,运动学参数包括髋、膝、踝关节的关节角度。步态周期的起始点为足跟着地,当同侧足的足跟再次着地为止,对应步态周期 0%~100% 时刻。动力学参数主要分析地面反作用力(ground reaction force, GRF) 的变化规律,以受试者体重(body weight, BW) 为参考对 GRF 进行标准化,采用巴特沃斯滤波方法进行滤波处理。对受试者数据进行检验确定符合正态分布,采用配对样本 t 检验对跖趾关节两种状态的步态数据进行分析。显著性水平 α =0.05。通过 SPSS 20.0 软件对步态数据进行处理。

2 结果

2.1 时空参数分析

对比跖趾关节有、无约束两种状态下的时空步态参数可知,在湿滑水平地面行走时,跖趾关节在有约束状态下的步速(P<0.05)和跨步长(P<0.05)明显减小,双支撑期(P<0.05)明显减小(见表 1)。

该结果说明,跖趾关节约束后,受试者在行走中主动缩短了双足同时与地面接触的时间,以适应跖趾关节运动受束缚带来的步态变化。

表 1 时空步态参数

Tab. 1 Time-space gait parameters

束缚	步速/	止症/	单支撑期/s	双支撑期/s
方式	(m·s ⁻¹)	步幅/m		
无	1. 18±0. 06	1. 29±0. 1	0. 43±0. 09	0. 23±0. 04
有	1.13±0.08	1.07±0.06	0.47±0.05	0.16±0.07

2.2 运动学参数分析

图 3 所示为 1 个完整步态周期内 10 位受试者 在平地-油路面行走时足部跖趾关节约束及足部正 常行走时无约束侧的髋、膝、踝三关节平均关节角 度对比曲线。表 2 列出了矢状面内髋、膝、踝三关 节在特定步态周期时刻的角度值。

表 2 下肢关节矢状面内运动学参数

Tab. 2 Kinematics parameters of lower limb joints in sagittal plane 单位:(°)

	piune			一座.()
关节	时刻点	无约束	有约束	变化量
髋	足跟着地	33. 59±5. 3	34. 17±4. 2	0. 58
	足趾蹬离阶段	-4. 25±0. 5	-9. 21±0. 3	4. 96
	摆动相最大弯曲	38. 70 ± 3.7	37. 51±4. 5	-1. 18
	角度范围	42. 38±4. 2	47. 57±5. 5	5. 19
膝	足跟着地	13.89±0.8	12. 58±0. 6	-1.31
	足趾蹬离阶段	19.06±1.1	17. 16±0. 9	-1.90
	摆动相最大弯曲	66.86±4.2	66. 39±5. 8	-0.47
	角度范围	57. 28±3. 8	60. 21±4. 5	2. 93
踝	足跟着地	-3.52 ± 0.3	-3.30 ± 0.4	-0. 22
	足趾蹬离阶段	22.75±2.6	22. 40±1. 5	-0.35
	摆动相最大弯曲	14. 38±1. 1	16. 92±1. 5	2. 55
	角度范围	27. 61±3. 1	25. 78±2. 2	-1.83

2.3 动力学参数分析

图 4 所示为 GRF 在 3 个步态周期内垂直方向 分力 F_z 均值的变化情况。为了全面分析足部跖趾 关节约束对 GRF 产生的影响,不仅对跖趾关节有约 束状态下约束足一侧(右脚)的 GRF 进行分析,也 探讨两种状态下正常侧(左脚)的 GRF 变化情况。 结果显示,整个步态周期内,跖趾关节有、无约束状态 下变化趋势都是先增大再减小再增大,符合人体行走 规律,两者之间的差异性不大。跖趾关节有约束状态 下正常侧 GRF 增大,而约束侧 GRF 减小。该结果提 示,在跖趾关节约束状态下,正常侧通过增大足底压 力的代偿方式实现人体平衡行走的目标。

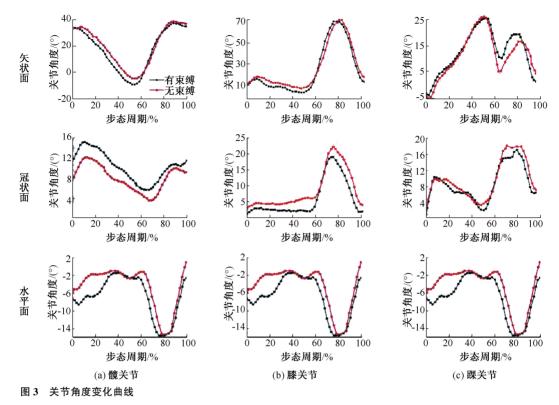


Fig. 3 Joint angle change curves (a) Hip joint, (b) Knee joit, (c) Ankle joint

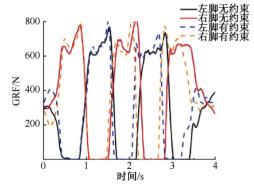


图 4 GRF 均值曲线

Fig. 4 GRF mean curves

2.4 摩擦因数分析

在运动过程中,地面对人体所产生 GRF 是防止发生滑倒的最关键的生物力学因素。可得摩擦因数(available coefficient of friction, ACOF)是常用于分析干燥地面上是否发生滑跌的判别指标,用鞋与地面间的水平力与垂直力的比值表示[11]。利用摩擦因数(utilization coefficient of friction, UCOF)是保证在有污染介质地面上安全行走的摩擦力因数,是GRF 水平合力与垂直力的最大比值[12]。UCOF 越大,表明滑倒的可能性越高。根据受试者每次试验

测得的 GRF,利用式(1)计算 UCOF。在脚跟着地 初期,GRF 的 F_2 较小,会导致 UCOF 不正常的极大 值出现,应予以舍弃。

$$UCOF_{R/U} = = \left(\frac{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}}{F_z}\right)_{max}$$
 (1)

结果表明,跖趾关节有、无约束状态下 UCOF 平均值分别为 0.194±0.03、0.168±0.06,前者是后者的 1.15 倍,提示跖趾关节有约束时跌倒的风险显著增大(见图 5)。

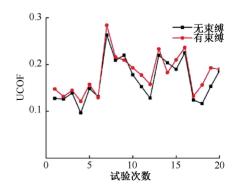


图 5 不同约束状态下 UCOF 均值对比

Fig. 5 Comparison of UCOF mean values under different constraint conditions

3 讨论

在走路过程中,跖趾关节不可避免地会产生运 动。正常情况下, 跖趾关节活动范围 (range of motion, ROM) 变大;然而在患者接受跖趾关节融合 术等情况下,跖趾关节 ROM 会受到限制。当人体 跖趾关节运动受限时,行走时脚离地时支点向前移 动,缩短了前足与地面接触的时间,从而减少了行 走周期的支撑相时间。当支撑阶段百分比下降时, 受试者可以减小步长或步频,或同时调整两者以保 持行走稳定。在人体步态周期中,双支撑期是最稳 定的1个阶段,它的缩短代表跖趾关节约束状态可 能会加大步态的不稳定性。Xu 等[11]研究了第1跖 趾关节受到约束时步态参数的变化,其时空参数分 析结果与本文结果一致。在1个完整步态周期内, 足部跖趾关节约束前后,髋、膝、踝关节角度的变化 趋势基本相同,但是角度幅值存在差异。本文主要 分析无约束一侧的关节角度变化,并对人体重建平 衡行走的代偿行为进行探究。跖趾关节约束后,支 撑相内髋关节屈曲角度相较干无约束状态会减小. 伸展角度的幅值增大,在足趾蹬离阶段,髋关节最 大伸展角度明显增大(P<0.05),与无约束状态相比 增大了 4.96°, 屈伸 ROM 增加了 5.19°, 说明当跖趾 关节被约束时,人体会通过增大无约束侧的髋关节 屈伸动作维持稳定行走。在1个步态周期中,冠状 面内髋内收角度均大干无约束状态行走时的运动 角度。冠状面的角度幅值变大,说明人体摆动动作 明显,行走平衡性能降低;髋关节运动角度在足趾 蹬离阶段和摆动相内均小于无约束状态。跖趾关 节约束后,膝关节在矢状面内的屈曲、伸展角度幅 值和变化规律与约束前基本相近,而膝关节在冠状 面内的运动角度变小,但是 ROM 并未发生显著性 变化,支撑相内膝关节内旋角度有明显的增大。Xu 等[11]研究表明,第1跖趾关节约束会引起踝关节最 大背屈角显著增加。而本研究发现,踝关节矢状面 内的屈曲角度在跖趾关节约束状态的摆动相内明 显减小,与无约束状态相比,摆动相最大屈曲角度 超前达到:支撑前期踝关节内收角度的幅值增大。 该结果表明,跖趾关节的不同约束条件会对踝关节 运动产生显著影响。

通过比较足部约束与正常情况下受试者在平

地-油地面行走时的足-地接触力发现,在跖趾关节约束状态下,足部跖趾关节活动受限,在支撑相末期无法实现完美的蹬离动作,也造成了足部离地时的不稳定现象。为了缓解这种情况,受试者会加快足部离地的速度,进而减小双支撑相的时间,同时减小足底压力的幅值。此外,增加正常侧 GRF 的幅值以缓解约束侧的压力。

研究表明,当 ACOF<UCOF<3.414 ACOF 时,人体会发生滑移;当 UCOF \geqslant 3.414 ACOF 时,滑移会持续发生并滑跌^[13]。Iraqi 等^[14] 研究认为,ACOF 的幅值仅受到地面介质和鞋底材质的影响。本研究中,受试者穿戴相同鞋底材质的鞋在同一步道测试台上行走,故 ACOF 都一致。当 ACOF 一定时,UCOF 越大,人体滑倒的概率则越大。本文结果显示,跖趾关节约束状态下,UCOF 平均值是无约束状态下的1.15 倍,说明在足部约束条件下,人体发生滑跌的概率明显增大(P<0.05)。该结果与双支撑相时间缩短可能会引起步态失稳的结果相呼应。

4 结论

本文基于运动生物力学测试试验,通过足部跖 趾关节约束限制人体足部正常运动,形成拟助行器 足部,进而将人看作一个具有完美运动调节机制的 助行器,通过比较受试者正常足部和拟助行器足部 的同步行走步态试验,研究足部功能对行走步态稳 定性的影响。结果表明,跖趾关节约束状态下,步 态速度、跨步长和双支撑期都明显减小;同时,跖趾 关节约束状态下, UCOF 平均值是无约束状态下的 1.15 倍,步态稳定性降低。为了保持平衡行走,人 体启动代偿机制,减小约束侧足底压力的幅值,以 正常侧为主要的支撑足进行行走运动。本研究的 局限性如下:① 实验还处于探索性阶段,通过拇外 翻矫正器约束趾屈运动,可能会造成过度限制中足-前足的运动,并对实验结果产生影响。② 只研究右 侧足趾屈关节被约束的情况,未对左、右脚分别佩 戴拇外翻矫正带和双脚同时约束的实验情况进行 讨论。本课题组计划下一步围绕上述研究内容继 续开展相关研究,丰富完善实验结果。

参考文献:

[1] NASERI A, MOGHADDAM MM, GRIMMER M, et al.

- Passive hydraulic prosthetic foot to improve the push-off during walking $[\ J\]$. Mech Mach Theory, 2022, 172: 104777.
- [2] 彭晨, 卢宗兴, 姚立纲, 等. 摆幅可调型足部康复机器人的 生物力学特性分析 [J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 692-697.
 - PENG C, LU ZX, YAO LG, *et al.* Analysis on biomechanical properties of foot rehabilitation robot with adjustable swing [J]. J Med Biomech, 2021, 36(5): 692-697.
- [3] 孟强, 关国平, 牛文鑫, 等. 踝关节内翻防护型半刚性踝护具的力学特征 [J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 483-489. MENG Q, GUAN GP, NIU WX, *et al.* Mechanical characteristics of a semi-rigid ankle brace for protecting ankle varus [J]. J Med Biomech, 2016, 31(6): 483-489.
- [4] 樊瑜波, 蒲放. 康复辅具与生物力学 [J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 476-477. FAN YB, PU F. Biomechanics and rehabilitation technical aids [J]. J Med Biomech, 2016, 31(6): 476-477.
- [5] BANGA HK, KALRA P, BELOKAR RM, et al. Effect of 3D-printed ankle foot orthosis during walking of foot deformities patients[M]//Recent Advances in Mechanical Engineering. Singapore: Springer, 2020: 275-288.
- [6] 张红艳,曾丽英,赖雪媛.人工跖趾关节置换术快速康复护理[J].按摩与康复医学,2019,10(14):77-78.
- [7] LIU Y, ZANG X, ZHANG N, et al. Design and evaluation of a wearable powered foot orthosis with metatarsophalangeal joint [J]. Appl Bionics Biomech, 2018, doi: 10.1155/2018/9289505. eCollection 2018.

- [8] ABRAHAM A, DUNSKY A, HACKNEY ME, et al. Kinematic and kinetic analysis of repeated and static elevé in adolescent female dance students [J]. J Dance Med Sci, 2018, 22(1): 33-43.
- [9] MAGER F, RICHARDS J, HENNIES M, et al. Determination of ankle and metatarsophalangeal stiffness during walking and jogging [J]. J Appl Biomech, 2018, 34 (6): 448-453.
- [10] 美国平, 孟强, 牛文鑫, 等. 踝关节扭伤防护及其康复研究进展 [J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 78-82. GUAN GP, MENG Q, NIU WX, *et al.* Research progress of ankle sprains, protection and rehabilitation [J]. J Med Biomech, 2016, 31(1): 78-82.
- [11] XU R, ZUO H, JI Y, et al. Effects of short-term limitation of movement of the first metatarsophalangeal joint on the biomechanics of the ipsilateral hip, knee, and ankle joints during walking [J]. Med Sci Monit, 2021, 27; e930081.
- [12] BRADY RA, PAVOL MJ, OWINGS TM, et al. Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking [J]. J Biomech, 2000, 33(7): 803-808.
- [13] ZHANG JX, SI Y, ZHANG Y, et al. The effects of restricting the flexion-extension motion of the first metatarsophalangeal joint on human walking gait [J]. Biomed Mater Eng, 2014, 24(6): 2577-2584.
- [14] IRAQI A, CHAM R, REDFERN MS, *et al.* Coefficient of friction testing parameters influence the prediction of human slips [J]. Appl Ergon, 2018, 70: 118-126.