

高足弓青年女性运动性疲劳状态下行走稳定性特征分析

陈晓光¹, 卢俊阳¹, 刘佳菲¹, 张航源¹, 王明辉¹, William Watt Peter², 李玉周¹

(1.河南师范大学 体育学院,河南 新乡 453007;2.英国布莱顿大学 体育教育与健康学院,英国 布莱顿 BN1 9PH)

摘要: [目的]探讨高足弓与正常足弓青年女性在运动性疲劳状态下的行走稳定性差异,为制定高足弓青年女性预防跌倒的训练方案提供理论依据.[方法]受试者在运动性疲劳干预前与干预后即刻,运用 Vicon 运动捕捉系统、AMTI 三维测力台和 Footscan 足底压力系统采集步行期间动态稳定、足底压力及下肢关节力矩参数.[结果]高足弓与正常足弓青年女性运动性疲劳状态下行走期间右足触地时刻的左右方向质心位移具有显著性差异;高足弓青年女性在运动性疲劳状态下足底中部压力冲量明显小于正常足弓青年女性;高足弓与正常足弓青年女性在下肢关节力矩方面无显著性差异.[结论]高足弓青年女性在运动性疲劳状态下的行走稳定性特征与正常足弓青年女性存在显著差异.

关键词: 高足弓;运动性疲劳;行走稳定性

中图分类号: G804.6

文献标志码: A

文章编号: 1000-2367(2025)06-0130-06

足弓在行走过程中具有缓冲地面冲击力和刚性杠杆的作用,体现着足的动态功能,其弓形高度与下肢功能障碍的多种指标具有高度相关性^[1].高足弓作为一种常见的足部解剖结构特征,在人群中的发生率高达 14.6%~25.8%^[2],主要表现为足部缩短,整体呈中部向上抬起状态^[3].研究指出,高足弓人群的足部畸形结构不仅会对运动期间的运动学和动力学参数产生显著影响^[4],还会改变下肢在运动过程中的负荷模式,使其相较于正常足弓人群更易出现运动性疲劳现象^[5].

行走稳定性作为评估人体步行期间跌倒风险的重要标准,是指人体在步行过程中保持、达到或恢复特定平衡状态的能力,可通过步行期间的运动生物力学参数进行评估^[6].一般认为,运动性疲劳会改变步行期间的下肢运动生物力学特征,影响人体行走稳定性^[7].然而,高足弓青年女性作为更易出现运动性疲劳现象的特殊群体,足部弓形结构异常是否会使其行走稳定性有别于正常足弓青年女性,从而加大运动性疲劳状态下的跌倒风险,目前相关研究鲜有报道.鉴于此,本研究通过分析步行期间的下肢运动生物力学参数,探讨高足弓青年女性在运动性疲劳状态下的行走稳定性特征,以期明晰高足弓与正常足弓青年女性之间的跌倒风险差异.

1 研究对象与方法

研究对象为 26 名青年女性.根据足弓系数分配至实验组(高足弓组,13 人,(21.2±1.9)岁,身高为(160.2±3.3) cm,体质量为(52.7±7.8) kg)与对照组(正常足弓组,13 人,(22.0±2.3)岁,身高为(160.3±3.6) cm,体

收稿日期:2024-11-14;修回日期:2025-03-13.

基金项目:国家社会科学基金(25BTY111);河南省科技攻关计划项目(232102320301);河南省哲学社会科学规划项目(2024BTY009);中国高等教育学会 2023 年度高等教育科学研究规划项目(23SYS0216).

作者简介:陈晓光(1975—),男,甘肃天水人,河南师范大学副教授,博士,研究方向为运动健康促进,E-mail:chenxiaoguang@htu.edu.cn.

作者简介(通信作者):李玉周,E-mail: yuzhouli2003@163.com.

引用本文:陈晓光,卢俊阳,刘佳菲,等.高足弓青年女性运动性疲劳状态下行走稳定性特征分析[J].河南师范大学学报(自然科学版),2025,53(6):130-135.(Chen Xiaoguang, Lu Junyang, Liu Jiafei, et al. Analysis of walking stability characteristics in young female individuals with high arches under exercise fatigue[J]. Journal of Henan Normal University(Natural Science Edition), 2025, 53(6): 130-135. DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2024.11.14.0001.)

质量为 (51.5 ± 6.0) kg).纳入标准如下:1)双脚都是正常足弓或高足弓,足弓系数(arch index, A_I)标准:正常足 $21\% < A_I < 28\%$ 、高足弓 $A_I < 21\%$;2)半年内无跌倒扭伤史;3)无肌肉疲劳症状;4)无行走稳定性相关的训练经历;5)优势腿为右腿;6)无肌骨系统疾病.实验开始前,所有受试者已知晓测试流程和潜在风险,并签署知情同意书.本研究获得河南师范大学伦理委员会许可(伦理审查批号: HNSD-2024BS-0619).

实验器材如下.1) Vicon 三维运动捕捉系统(Vicon,英国,采样频率 100 Hz),用于运动学参数采集;2) AMTI 三维测力台(AMTI,美国,采样频率为 1 000 Hz),用于动力学参数采集;3)Footscan 足底压力测试系统(RSscan International,比利时,采样频率为 200 Hz),用于足底压力参数采集;4)便携式肌力测试仪(GT-310,日本),用于下肢肌肉力量参数采集.

1.1 运动性疲劳诱导与评估方案

采用台阶踏步的运动方式对所有受试者进行运动性疲劳诱导,上下台阶频率为 22 次/min,台阶高度为 35 cm.受试者在登上台阶时两脚均需踏在台阶中央,下台阶时双脚掌需完全着地,站立阶段身体和膝关节应充分伸直,干预过程中不能出现跳跃和故意蹬踩的情况.单次干预结束标准为受试者连续 20 s 不能达到实验要求或主观疲劳感觉大于 17 级.为使受试者身体出现疲劳量累加的现象,台阶踏步运动干预将连续重复 3 次,每次间隔休息 5 min.研究表明,台阶踏步运动干预,是诱发运动性疲劳的有效方式^[8].实验组与对照组干预时的房间、环境要求及流程设置相同.

运动性疲劳状态的判定标准为主观疲劳程度(rating of perceived exertion, RPE)升高至 17 级(及以上等级)和下肢髋、膝、踝关节肌力明显下降.肌力测试具体操作方法见附录表 S1.

1.2 运动生物力学参数测试方案

受试者步行期间的运动生物力学测试在运动性疲劳干预前以及干预结束后即刻进行采集,为保证疲劳干预的有效性,干预后的所有测试将在 15 min 内完成.具体测试方案如下.

1)足底压力测试:测试前,受试者赤足在足底压力测试板上进行适应性步行.熟悉测试程序后,受试者以常速行走模式进行测试.受试者出发位置距离测力板 5 步,行进过程中以右-左脚步顺序依次通过足底压力测试板.

2)下肢运动学及动力学测试:测试开始前,实验人员进行系统标定、形态学参数测量和粘贴红外反光点等准备工作,红外反光点粘贴位置见附录图 S1 所示.测试过程中,受试者以常速行走模式进行测试.受试者出发位置距离三维测力台 5 步,在行进过程中以右-左-右脚步顺序依次通过 3 块三维测力台.

1.3 足底压力数据

足底压力数据由 Footscan 软件采集,具体包括第 1 趾骨(T1)、第 2~5 趾骨(T2~5)、第 1 跖骨(M1)、第 2 跖骨(M2)、第 3 跖骨(M3)、第 4 跖骨(M4)、第 5 跖骨(M5)、足中部(MF)、内侧足跟(HM)、外侧足跟(HL)共计 10 个区域的参数,数据采集后导入至 Excel 2021 软件进行预处理.

1.4 运动学和动力学数据

运动学和动力学数据由 Vicon Nexus 2.12 软件采集并进行建模、截取以及删补点等处理,完成后将 C3D 文件导入 Visual 3D 数据处理软件.运动学和动力学参数分别进行截止频率为 6 Hz 和 10 Hz 的 Butterworth 四阶数字低通滤波器滤波^[9].各指标具体处理方法如下.

动态稳度为外推质心位置到支撑面最远边界的距离.本研究选取右腿触地时刻的动态稳度进行分析,触地时刻定义为测力台垂直方向的地面反作用力连续第 8 帧大于 20 N 的时刻.左右方向的动态稳度^[10] $X_{MOS} = B_{max,X} - X_{CM}$,其中, $B_{max,X}$ 为支撑面外侧边界位置,通过足底压力中心的位置表示;外推质心位置 $X_{CM} = X_{COM} + V_{COM,X} / \omega_0$, X_{COM} 为质心位置, V_{COM} 为质心速度,人体倒置钟摆模型的固有角频率 $\omega_0 = \sqrt{g/l}$, g 是重力加速度, l 是人体质心高度.类似可算前后方向的动态稳度 Y_{MOS} .

如图 1 所示,对某一支撑面边界而言,当动态稳度为正值时,表明外推质心在支撑边界以内,即身体是相对稳定的,其数值增大意味着外推质心进一步位于支撑边界内,而降低则意味着外推质心更接近支撑边界的极限;动态稳度为负值则说明外推质心已离开支撑边界,即身体是不稳定的,其绝对值增大代表外推质心远离支撑边界,身体稳定性下降^[6].

基于逆动力学方法,通过选择关节与环节及对应的参考坐标系,计算受试者行走过程中的踝、膝、髋关节

净力矩,力矩值均以身体质量做标准化处理.选取右腿在一个步态周期内的力矩峰值进行分析.步态周期划分方式见附录图 S2.

1.5 统计学分析

使用 SPSS 27.0 软件对测试数据进行统计学分析.经 Shapiro-Wilk 方法和直方图检验,所有数据符合正态或近似正态分布.采用配对样本 t 检验分析下肢肌力参数在运动性疲劳干预前与干预后的差异;动态稳定、足底压力及下肢关节力矩参数采用双因素重复测量方差方法进行分析,方差分析的事后两两比较采用 Bonferroni 方法.以 $P<0.05$ 表示差异具有统计学意义.

2 结果

2.1 运动性疲劳诱导情况

实验组与对照组受试者在完成干预任务后,髋关节、膝关节和踝关节的肌力明显下降(图 2),RPE 均由 6 级提升至 17 级以上(含 17 级).

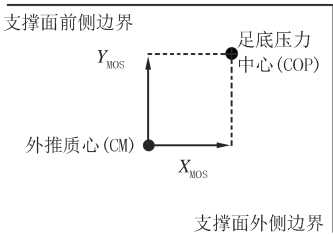
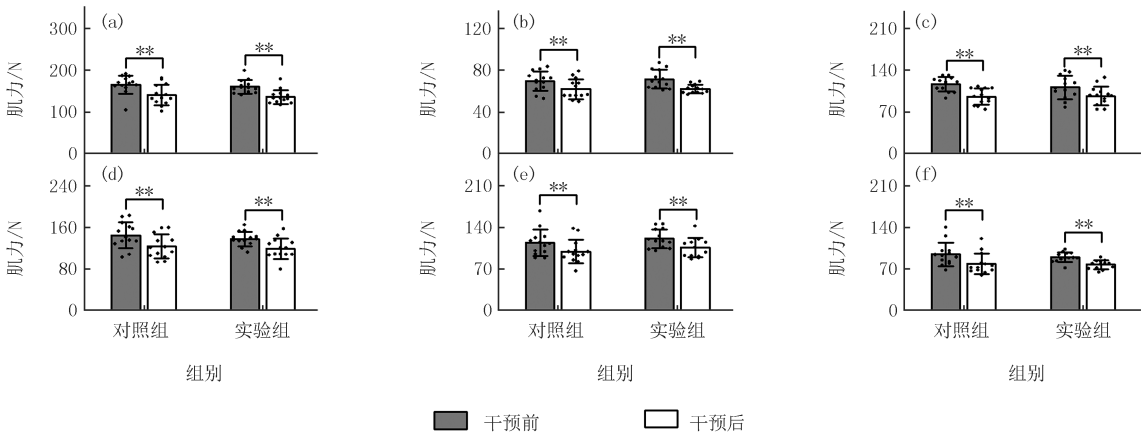


图1 动态稳定示意图
Fig.1 Diagram of dynamic stability



(a) 屈髋肌力; (b) 屈膝肌力; (c) 跖屈肌力; (d) 伸髋肌力; (e) 伸膝肌力; (f) 背屈肌力; **表示 $P<0.01$.

图2 下肢肌力测试结果

Fig.2 Lower extremity muscle strength test results

2.2 动态稳定

在动态稳定参数方面,足弓类型与运动性疲劳对 X_{COM} 存在显著交互作用($F=12.093, P=0.001$);简单效应分析显示,运动性疲劳干预前,实验组 X_{COM} 显著高于对照组($P<0.001$). 详见附录表 S2.

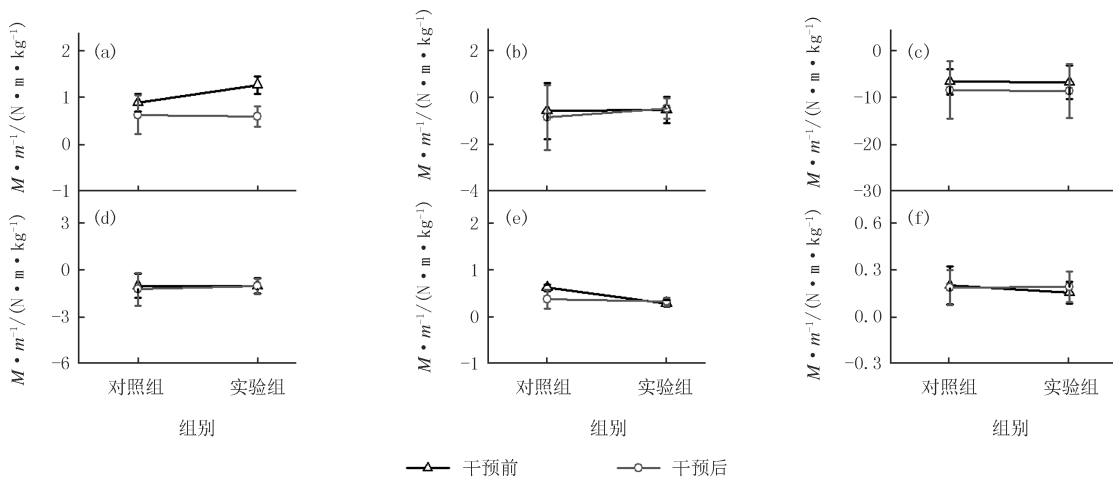
2.3 足底压力

足底峰值压力测量结果显示,足弓类型对于 T1、M1、M2、M3、M4、HM、HL 的主效应显著($F=17.394, P<0.001; F=5.972, P=0.024; F=8.093, P=0.009; F=16.073, P<0.001; F=7.289, P=0.013; F=18.496, P<0.001; F=7.763, P=0.010; F=27.795, P<0.001$). 详见附录表 S3.

足底冲量测试结果显示,足弓类型对于 T1、M1、M2、M3、M4、HM、HL 的主效应显著($F=4.976, P=0.035; F=11.818, P=0.002; F=12.211, P=0.002; F=10.265, P=0.004; F=8.403, P=0.008; F=13.770, P=0.001; F=7.985, P=0.009$);足弓类型与运动性疲劳的交互作用对于 MF 区域的影响具有统计学意义($F=62.550, P<0.001$);简单效应分析显示,运动性疲劳干预前后条件下,实验组 MF 区域的冲量均显著低于对照组($P=0.021; P<0.001$). 详见附录表 S4.

2.4 下肢关节力矩

如图 3 所示,足弓类型与运动性疲劳的交互作用对于屈髋力矩峰值、伸髋力矩峰值、屈膝力矩峰值、伸膝力矩峰值、踝关节背屈力矩峰值和踝关节外翻力矩峰值等参数无明显影响($P>0.05$);足弓类型对上述指标均无显著主效应($P>0.05$).



(a) 屈髋力矩峰值; (b) 屈膝力矩峰值; (c) 踝关节外翻力矩峰值; (d) 伸髋力矩峰值; (e) 伸膝力矩峰值; (f) 背屈力矩峰值; M 为肌力矩峰值; m 为体质量.

图3 下肢关节力矩峰值测试结果

Fig.3 Lower limb joint torque test results

3 讨 论

本研究采用台阶踏步运动任务的干预方式,使所有受试者出现了 RPE 升高至 17 级以上(含 17 级)以及下肢肌力明显下降的生物学现象.当机体出现该现象时,可判定为受试者进入运动性疲劳状态^[11-12].本研究采用台阶踏步的方式进行实验干预,成功诱发了受试者的运动性疲劳,为展开高足弓青年女性在运动性疲劳状态下的行走稳定性特征分析奠定了前提条件.

在动态稳定性方面,本研究结果显示,足部弓形过高使 X_{COM} 发生显著变化,但并未对 MOS 产生明显影响.高足弓作为一种临床上常见的足部畸形,其结构性特点虽然会改变行走期间足底负荷模式,影响人体步行期间的踝关节力学特征^[13],但动态稳定性作为抵抗外部干扰、保持身体稳定不倒的能力,需要下肢多关节间的协调配合,足弓过高产生的局部影响可能会在下肢各关节间代偿作用下得到调节^[14],从而不会明显改变人体行走期间的动态稳定特征.然而,MUN 等发现,外侧纵弓高度与足底压力中心在前后方向的位移相关,认为足弓高度会影响人体在矢状面动态稳定性^[15].该研究通过测量足底压力中心位移对人体动态稳定性进行判定,这种评估方式仅能反映人体在某一阶段内的动态稳定性变化情况,却不能对每一个瞬时时刻的动态稳定水平进行评价.本研究则以 X_{MOS} 相关参数作为评价行走期间动态稳定性的指标,对于动态稳定的评估更具科学性.

足底压力是指行走过程中足底所承受的力量分布情况,不同分区的压力特征能够反映人体行走稳定性变化情况^[16].本研究发现,运动性疲劳干预并不会导致足底峰值压力特征发生显著性变化,但足部弓形过高对于步行期间足底峰值压力特征具有显著影响.足底峰值压力作为足底与支撑面接触时产生的最大瞬时压力值,呈现了各解剖分区的压力动态传递特征,而高足弓人群的特殊弓形结构特征会影响足底负荷加载模式,使不同足底区域间的受力状态发生变化,从而导致足底峰值压力特征有别于正常人群.BULDT 等研究结果^[17]与本研究近似.此外,本研究发现,高足弓与正常足弓青年女性在运动性疲劳状态下足中部区域的压力冲量存在显著性差异,而且足部弓形过高会使足底压力冲量特征出现明显变化.研究表明,高足弓人群的穹窿型足底结构使步态任务中足底与地面接触面积减小,影响足部缓冲能力,导致足底与地面接触力之间的

时空分布发生变化,从而改变了足底压力冲量特征^[18].

关节力矩是评估行走稳定性的生物力学参数之一^[19].运动性疲劳是一种可逆性神经肌肉功能衰减状态,会降低大脑对“神经-肌肉”的控制水平^[20],表明在此状态下关节力矩特征更易受到扰动因素的影响.然而,本研究结果显示,高足弓青年女性的足弓异常形态对步行期间下肢关节力矩无显著影响.产生这种现象可能是因为下肢在行走时进行周期节律性运动,动作任务相对简单,执行时无需进行较为复杂的神经肌肉控制转换过程^[21],加之下肢关节间协同配合的运动模式有效缓解了足弓结构异常带来的力学扰动,使高足弓结构并未对运动性疲劳状态下步行期间的下肢关节力矩特征产生显著影响.

4 结 论

高足弓青年女性在运动性疲劳状态下的行走稳定性特征有别于正常足弓青年女性,具体表现如下,足底力学参数之间具有显著差异,而动态稳定和下肢关节力矩特征不存在显著差异.鉴于上述,建议高足弓青年女性通过穿戴定制矫形鞋垫或进行足部肌肉强化训练等方式调控足底生物力学特征,从而优化步态模式;同时,在完成长时间高强度身体活动后,应特别注意行走稳定性变化,以降低意外跌倒事件的发生概率.

附录见电子版(DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2024.11.14.0001).

参 考 文 献

[1] 王新亭,王琪,徐聃弟,等.基于 BP 神经网络的高足弓异常程度评价模型的构建[J].中国生物医学工程学报,2021,40(2):252-256.
WANG X T,WANG Q,XU D D,et al.Construction of an evaluation model for high arch anomaly based on BP neural network[J].Chinese Journal of Biomedical Engineering,2021,40(2):252-256.

[2] WOZNICKA R,BAC A,MATUSIK S,et al.Body weight and the medial longitudinal foot arch:high-arched foot,a hidden problem?[J].European Journal of Pediatrics,2013,172(5):683-691.

[3] 赵晓光.不同足弓高度对踝关节肌力和运动能力的影响[J].体育科学,2018,38(4):61-66.
ZHAO X G.The impacts of different arch height on ankle strength and physical performance[J].China Sport Science,2018,38(4):61-66.

[4] BULDT A K,LEVINGER P,MURLEY G S,et al.Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait:a comparison of normal,planus and cavus feet[J].Gait & Posture,2015,42(1):42-48.

[5] CARSON D W,MYER G D,HEWETT T E,et al.Increased plantar force and impulse in American football players with high arch compared to normal arch[J].Foot,2012,22(4):310-314.

[6] 曹传宝,吴耀宇,马刚,等.老龄化对下楼梯动态稳定性及髌股关节力学特征的影响[J].中国运动医学杂志,2020,39(3):194-202.
CAO C B,WU Y Y,MA G,et al.The influence of aging on dynamic stability and mechanical characteristics of patellofemoral joint when walking downstairs[J].Chinese Journal of Sports Medicine,2020,39(3):194-202.

[7] HAMACHER D,TÖRPEL A,HAMACHER D,et al.The effect of physical exhaustion on gait stability in young and older individuals[J].Gait & Posture,2016,48:137-139.

[8] ORISHIMO K F,KREMENIC I J.Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics[J].Journal of Applied Biomechanics,2006,22(4):245-254.

[9] POWELL D W,ANDREWS S,STICKLEY C,et al.High-compared to low-arched athletes exhibit smaller knee abduction moments in walking and running[J].Human Movement Science,2016,50:47-53.

[10] HOF A L,GAZENDAM M G J,SINKE W E.The condition for dynamic stability[J].Journal of Biomechanics,2005,38(1):1-8.

[11] KIM H,SON S,SEELEY M K,et al.Functional fatigue alters lower-extremity neuromechanics during a forward-side jump[J].International Journal of Sports Medicine,2015,36(14):1192-1200.

[12] RIAZATI S,CAPLAN N,MATABUENA M,et al.Fatigue induced changes in muscle strength and gait following two different intensity,energy expenditure matched runs[J].Frontiers in Bioengineering and Biotechnology,2020,8:360.

[13] BRISBANE J M,MCCULLOUGH M B A,BAKER C,et al.Impact of Race,gait speed and arch height on plantar loading[J].Journal of Biomechanics,2023,155:111648.

[14] MORENO-BARRIGA O S,ROMERO-MORALES C,BECERRO-DE-BENGOA-VALLEJO R,et al.Effects of foot structure type on core stability in university athletes[J].Life,2023,13(7):1487.

[15] MUN K R,CHUN S,HONG J,et al.The relationship between foot feature parameters and postural stability in healthy subjects[J].Human Factors,2019,61(7):1077-1085.

[16] DE BLASIIS P,CARAVAGGI P,FULLIN A,et al.Postural stability and plantar pressure parameters in healthy subjects:variability,correlation analysis and differences under open and closed eye conditions[J].Frontiers in Bioengineering and Biotechnology,2023,11:1198120.

[17] BULDT A K,FORGHANY S,LANDORF K B,et al.Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait;a comparison of normal,planus and cavus feet[J].Gait & Posture,2018,62:235-240.

[18] FERNÁNDEZ-SEGUÍN L M,DIAZ MANCHA J A,SÁNCHEZ RODRÍGUEZ R,et al.Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot[J].Gait & Posture,2014,39(2):789-792.

[19] 方晨玮,谢红.鞋底对老年人负重行走稳定性的影响[J].皮革科学与工程,2023,33(4):72-78.
FANG C W,XIE H.Influence of shoe sole on the stability of the elderly walking with load[J].Leather Science and Engineering,2023,33(4):72-78.

[20] 谢明正,雷涛,孙健,等.空间运动维度下运动性疲劳对跆拳道横踢技术运动学特征的影响研究[J].西安体育学院学报,2023,40(5):607-614.
XIE M Z,LEI T,SUN J,et al.Effect of exercise fatigue on movement speed of taekwondo turning-kick with leg based on kinematics characteristic[J].Journal of Xi'an Physical Education University,2023,40(5):607-614.

[21] LAMONT E V,PAUL ZEHR E.Task-specific modulation of cutaneous reflexes expressed at functionally relevant gait cycle phases during level and incline walking and stair climbing[J].Experimental Brain Research,2006,173(1):185-192.

Analysis of walking stability characteristics in young female individuals with high arches under exercise fatigue

Chen Xiaoguang¹, Lu Junyang¹, Liu Jiafei¹, Zhang Hangyuan¹,
Wang Minghui¹, William Watt Peter², Li Yuzhou¹

(1. College of Physical Education, Henan Normal University, Xinxiang 453007, China; 2. School of Education, Sport and Health Sciences, University of Brighton, Brighton BN1 9PH, Britain)

Abstract: [Objective]To investigate the differences in walking stability between young female individuals with high arches and those with normal arches under exercise fatigue, which providing a theoretical basis for developing fall prevention training programs for individuals with high arches. [Methods]Young female participants were conducted under pre-fatigue and post-fatigue conditions. Parameters such as dynamic stability, plantar pressure, and lower limb joint moments during walking were collected using the Vicon motion capture system, AMTI three-dimensional force platform, and Footscan plantar pressure testing system. [Results]There was a significant difference in the mediolateral displacement of the center of mass at the moment of right foot contact during walking under exercise fatigue between the high arch group and the normal arch group. The high arch group showed a significantly reduced midfoot pressure impulse under exercise fatigue compared with the normal arch group. No significant differences were found in joint moments between the two groups. [Conclusion]There are differences in walking stability under exercise fatigue between young female individuals with high arch group and normal arch group.

Keywords: high arch; exercise fatigue; walking stability

[责任编辑 杨浦 刘洋]

附 录

表 S1 肌力测试操作方法
Tab. S1 Operation method of muscle strength test

肌群	操作方法
髋伸肌	受试者采取俯卧位,膝关节弯曲呈 90°,测试仪放置在股骨远端后侧,令受试者伸髋发力.
髋屈肌	受试者采取坐位,双足悬空,小腿自然下垂,测试仪放置在股骨远端前侧,令受试者屈髋发力.
膝伸肌	受试者采取坐位,两脚悬空小腿自然下垂,测试仪放置在胫骨远端前侧,令受试者伸膝发力.
膝屈肌	受试者采取俯卧位,膝关节屈曲呈 90°,测试仪放置在胫骨远端后侧,令受试者屈膝发力.
踝跖屈	受试者采取仰卧位,膝关节保持伸展不能弯曲,足部自然中立,测试仪放置在足底跖骨处,令受试者跖屈发力.
踝背屈	受试者采取仰卧位,膝关节保持伸展不能弯曲,足部自然中立,测试仪放置在足背跖骨处,令受试者背屈发力.

表 S2 右足触地时刻动态稳定参数测试结果
Tab. S2 Dynamic stability when right foot touches the ground test results

指 标	实验组		对照组	
	干预前	干预后	干预前	干预后
Y_{MOS}	0.111 ± 0.075	0.128 ± 0.063	0.091 ± 0.142	0.112 ± 0.105
$V_{COM,Y}$	1.159 ± 0.232	1.187 ± 0.155	1.097 ± 0.225	1.092 ± 0.251
Y_{CM}	0.281 ± 0.071	0.283 ± 0.078	0.273 ± 0.164	0.314 ± 0.097
Y_{COM}	-0.069 ± 0.094	-0.065 ± 0.083	-0.042 ± 0.174	0.003 ± 0.112
X_{MOS}	-0.431 ± 0.053	-0.425 ± 0.042	-0.438 ± 0.062	-0.465 ± 0.073
$V_{COM,X}$	0.091 ± 0.046	0.106 ± 0.036	0.072 ± 0.063	0.082 ± 0.052
X_{CM}	0.203 ± 0.025	0.201 ± 0.022	0.202 ± 0.031	0.221 ± 0.033
X_{COM}	$0.026\pm0.032^{\#}$	-0.065 ± 0.083	-0.042 ± 0.174	-0.003 ± 0.117

注: # 代表组间具有显著差异($P<0.05$).

表 S3 足底峰值压力测试结果
Tab. S3 Plantar peak pressure peak test results

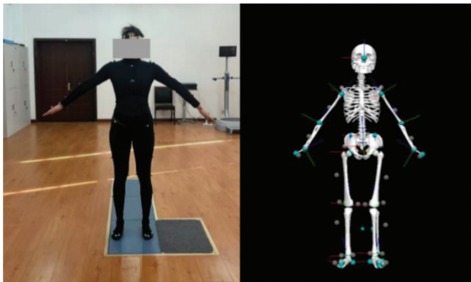
分 区	实验组		对照组	
	干预前	干预后	干预前	干预后
T1	$7.441\pm3.149^{\#}$	$5.933\pm1.881^{\#}$	11.477 ± 3.133	10.346 ± 3.260
T2~5	6.764 ± 3.086	6.336 ± 2.254	7.310 ± 3.118	6.508 ± 2.636
M1	7.854 ± 1.622	$7.518\pm1.847^{\#}$	9.364 ± 2.535	9.328 ± 2.276
M2	$11.215\pm1.719^{\#}$	$10.874\pm2.079^{\#}$	13.400 ± 2.473	12.967 ± 2.797
M3	$9.428\pm2.535^{\#}$	$9.151\pm1.937^{\#}$	12.628 ± 2.943	12.149 ± 2.471
M4	$6.826\pm2.476^{\#}$	$6.477\pm2.181^{\#}$	9.295 ± 2.851	8.562 ± 2.146
M5	5.469 ± 3.131	5.474 ± 3.209	7.515 ± 3.493	6.236 ± 2.641
MF	$2.944\pm1.749^{\#}$	$3.126\pm3.081^{\#}$	6.274 ± 1.572	6.013 ± 1.264
HM	$9.995\pm1.632^{\#}$	$9.818\pm1.610^{\#}$	11.764 ± 1.881	11.262 ± 1.319
HL	$7.587\pm2.232^{\#}$	$6.997\pm2.512^{\#}$	11.441 ± 1.854	11.151 ± 1.476

注: * 代表组内干预前、后具有显著差异($P<0.05$), # 代表组间具有显著差异($P<0.05$).

表 S4 足底压力冲量测试结果
Tab. S4 Plantar pressure impulse test results

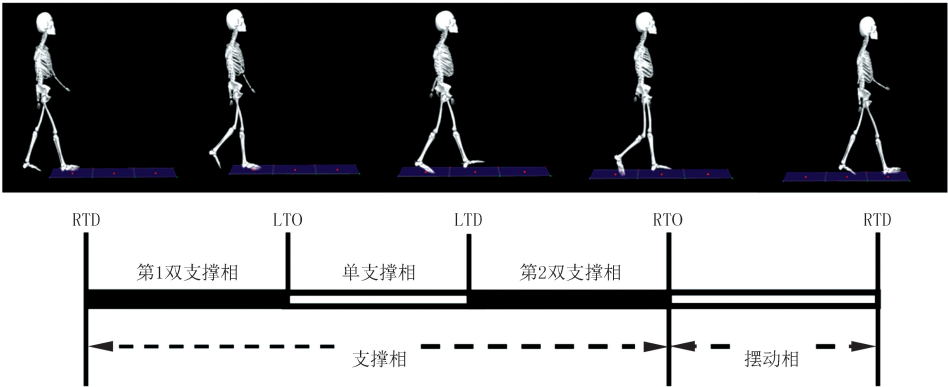
分 区	实验组		对照组	
	干预前	干预后	干预前	干预后
T1	1.149±0.407	1.013±0.440 [#]	0.864±0.445	0.705±0.243
T2~5	0.659±0.385 [#]	0.595±0.476	0.372±0.193	0.326±0.217
M1	1.610±0.528 [#]	1.464±0.507 [#]	1.074±0.341	1.021±0.228
M2	2.810±0.894 [#]	2.715±0.975 [#]	1.892±0.404	1.826±0.232
M3	2.630±0.671 [#]	2.679±0.952 [#]	1.908±0.506	1.895±0.421
M4	1.805±0.538	1.785±0.552 [#]	1.410±0.464	1.256±0.271
M5	1.262±0.803	1.221±0.791	0.828±0.392	0.687±0.349
MF	0.308±0.223 [#]	0.292±0.292 [#]	0.546±0.269	0.515±0.190
HM	2.121±0.809 [#]	1.979±0.917 [#]	1.241±0.259	1.195±0.184
HL	1.636±0.536 [#]	1.590±0.467 [#]	1.213±0.268	1.192±0.194

注：* 代表组内干预前、后具有显著差异($P<0.05$)，# 代表组间具有显著差异($P<0.05$)。



图S1 红外反光点粘贴位置示意图

Fig.S1 Infrared reflective marking point paste position diagram



注：RTD代表右脚跟触地时刻，LTO代表左脚尖离地时刻，LTD代表左脚跟触地时刻，RTO代表右脚尖离地时刻。

图S2 步态周期划分示意图

Fig.S2 Gait cycle division diagram