



# 两种习惯性着地方式对跑步支撑期下肢动力学特征的影响

马渊源, 雷园园\*

**摘要:**目的: 探究习惯后足着地者和习惯前足着地者在跑步支撑期下肢动力学的不同。方法: 采用 Kistler 三维测力台(采集力学指标, 1 000 Hz)采集受试者跑步支撑期(测试足从足着地到足离地)的动力学数据。结果: 习惯后足着地组(RFS)在支撑时间上比习惯前足着地组(FFS)的时间微长, 但二者不具有显著差异 ( $P>0.05$ ); RFS 组在支撑期内外方向的最小值和最大值均小于 FFS 组, 且呈显著差异 ( $P<0.05$ ); RFS 组在支撑期前后方向的最小值(即制动力峰值)和最大值(即加速力峰值)均要高于 FFS 组, 且呈显著差异 ( $P<0.05$ ); FFS 组在支撑期垂直方向的最大峰值力和第一载荷率均高于 RFS 组, 但不具有显著差异, 且出现峰值时间无显著差异 ( $P>0.05$ )。结论: 跑步时不同的着地方式影响了下肢的生物力学特征, 习惯后足着地者跑步支撑期下肢动力学特征与习惯前足着地者主要在内外方向和前后方向上具有一定的差异。

**关键词:** 着地方式; 跑步; 动力学特征; 损伤

中图分类号: G804.6 文献标志码: A 文章编号: 1006-1207(2018)05-0100-04

DOI: 10.12064/ssr.20180514

## Effects of two habitual landing modes on the dynamic characteristics of lower limbs during the running supporting period

MA Yuanyuan, LEI Yuanyuan

(School of Physical Education and Sports, Soochow University, Suzhou Jiangsu 215021, China)

**Abstract:** Objective: To study the differences between RFS group and FFS group in lower limbs dynamics during the running supporting period. Method: Collecting subject's kinetic data during running supporting period (testing feet's process from landing the ground to leaving the ground) using a Kistler three-dimensional force table (mechanical index, 1 000 Hz). Result: RFS group's supporting time was slightly longer than that of FFS group, but there was no significant difference ( $P>0.05$ ). The minimum and maximum values in terms of internal and external directions of RFS group during the supporting period were both lower than those of FFS group, and there was a significant difference ( $P<0.05$ ); the minimum (i.e., the peak value of the braking force) and maximum (i.e., the peak value of the acceleration force) value in terms of forward and backwards directions of RFS group were both higher than those of FFS group, and there was a significant difference ( $P<0.05$ ); the maximum peak force and the first loading rate in vertical direction of FFS group were both higher than those of RFS group, but there was no significant difference, and there was also no significant difference in terms of peak time ( $P>0.05$ ). Conclusion: Different landing modes affect the biomechanical characteristics of the lower limbs during running. The dynamic characteristics of the lower limbs in the running supporting period of RFS group and FFS group are mainly different in internal and external directions as well as forward and backward directions.

**Key Words:** landing mode; running; dynamic characteristics; damages

收稿日期: 2018-03-31

基金项目: 江苏省研究生科研创新计划(KYCX17\_1963)。

第一作者简介: 马渊源, 男, 硕士, 主要研究方向: 运动人体科学。E-mail: 18734892029@163.com。

\* 通讯作者简介: 雷园园, 女, 博士, 主要研究方向: 运动康复。E-mail: leiyuanyuan\_2017@163.com。

作者单位: 苏州大学, 江苏苏州 215021。

跑步是大众认可度很高的一项健身项目, 据统计, 我国拥有超过 2 亿的体育人口, 是最经济也是参与人数最多的项目。但是, 每年跑步导致的损伤发生率却高达 30%~75%<sup>[1,2]</sup>。跑步造成的损伤显然是多种因素综合的结果, 通常认为与生物力学、损伤史、性别和身体质量指数 (Body Mass Index, BMI) 等内因有关, 也与柔韧性、核心力量、运动装备、运动强度等外因有关<sup>[3]</sup>。跑步形式不同可能会影响身体内部和外部力量的产生, 也会影响身体的承受能力, 从而影响跑步损伤率。虽然跑步形式由很多部分组成, 但这里只探讨跑步时足着地方式这一个方面。跑步时足着地方式分为 3 类: (1) 后足着地 (Rear-Foot Strike, RFS), 即足跟先着地; (2) 中足着地 (Mid-foot Strike, MFS), 足跟和跖骨头同时着地; (3) 前足着地 (Fore-foot Strike, FFS), 跖骨头先于足跟着地。短跑运动员通常为 FFS, 但 75%~80% 的长跑运动员为 RFS<sup>[4]</sup>。Daoud 等通过对 52 名中长跑运动员的着地方式和损伤情况进行调查研究, 发现习惯后足着地者发生重复应力损伤的比例几乎为习惯前足着地者的 2 倍, 并认为这可能与前足着地者没有产生显著的冲击峰值有关<sup>[5]</sup>。足落地时产生的高冲击力会快速传至下肢动力链, 跑步时产生复杂、动态的重复应力可能是引起损伤的关键因素。损伤的发生是冲击力包括频率、大小、方向以及速率和受力组织的形态与性质等相互作用的结果。因此本文主要针对习惯后足着地和习惯前足着地的正常青年男性跑步支撑期的动力学特征进行对比分析, 探索两种不同着地方式是否存在下肢生物力学差异, 为广大跑步爱好者和专业运动员以及运动训练研究者提供一定的参考。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 实验对象

本实验随机选取 16 名男性普通大学生为受试者, 习惯后足着地者和习惯前足着地者各 8 名。所有受试者身体状况良好, 近半年均无下肢损伤史, 优势腿均为右腿。测试前告知受试者流程, 签署知情书并采集受试者的基本信息, 受试者分为习惯后足着地组 (RFS) 和习惯前足着地组 (FFS)。受试者基本信息如表 1 所示。

表 1 受试者基本情况

Table I Basic conditions of the subjects

组别	人数	年龄/岁	身高/m	体重/kg	BMI
RFS	8	20.38±0.92	1.72±0.05	62.40±4.88	20.90±1.26
FFS	8	21.13±0.64	1.72±0.04	62.28±8.98	20.83±2.08
P	/	0.079	0.972	0.976	0.938

### 1.2 实验仪器

本实验采用 Kistler 三维测力台 (采集力学指标, 1 000 Hz) 采集受试者跑步支撑期 (测试足从足着地到足离地) 动力学数据。测速仪器采用苏大自主研发的光电感应计时系统, 包括起、终点采集设备和控制终端。计时系统的起、终点采集设备间隔 6 m, 置于三维测力台两侧。同时在正对力台位置放置摄像机, 记录实验过程, 用于检测受试者是否按要求完成测试。测试仪器摆放如图 1 所示。

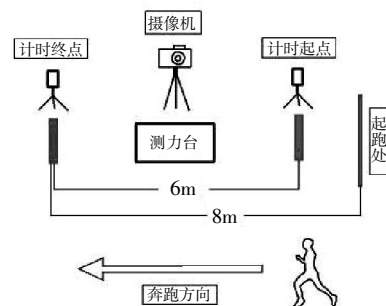


图 1 测试仪器位置图

Figure 1 Location plan of test instruments

### 1.3 实验步骤及数据采集

#### 1.3.1 测试方法

实验前受试者在跑步机上进行速度为 10 km/h、持续时间为 5 min 的全身性热身活动。实验开始前, 受试者按实验要求在实验区进行试跑, 要求测试足能够完全落在测力台上面, 且避免出现低头、跨步、踏步、忽快忽慢等现象。同时使受试者足底适应硬地面, 尽量减少测试要求对受试者跑步动作的影响, 直至受试者自己感觉可以正常测试为止。本实验要求受试者赤足完成测试, 并按照穿鞋时习惯的着地方式进行。通过文献收集, 大部分健身跑的速度为 2~4 m/s<sup>[6]</sup>, 故本实验将跑速控制在 (3.0±3%) m/s, 每名受试者采集 3 次有效数据。

#### 1.3.2 指标选取

本研究只对受试者跑步过程中支撑期的动力学数据进行处理分析, 测试指标见表 2。人体在跑步过程中, 足着地时地面会对人体产生一个反作用力, 这种支撑力不但能使身体产生加速运动, 还能把力传递到身体的其他环节。通常情况下, 将地面反作用力分为垂直分量、前后分量和内外分量<sup>[7]</sup>。将测得的力值除以受试者体重进行标准化处理, 标准化后的数据为体重 (Body Weight, BW) 的倍数 [体重倍数 = 地面反作用力 (N)/9.8 (N/kg)/ 体重 (kg)], 旨在消除体重差异对实验结果的影响。将到达峰值时的时间除以支撑期总时间进行标准化处理, 用百分比表达, 同



时将支撑期的总时间换算为 100%。

表 2 测试指标名称及定义

Table II Test indicator name and definition

指标	指标名称	指标定义
T (s)	支撑时间	测试足接触力台到足离开的时间
BGRF	制动力峰值 (Peak Braking, GRF)	前后方向的最小值 (负值)
AGRF	加速力峰值 (Peak Acceleration, GRF)	前后方向的最大值 (正值)
MGRF	内外方向的最小力值	支撑期内外方向的最小力值 (负值)
LGRF	内外方向的最大力值	支撑期内外方向的最大力值 (正值)
GRF	第 1 峰值	垂直方向的最大峰值力
LR	垂直方向的第 1 载荷率	Fz <sub>1</sub> 除以到达该峰值的时间

注: 力值均为标准化处理后的相对值

### 1.4 数据处理

采用 SPSS17.0 统计学软件对实验数据进行处理分析, 数据以  $\bar{x} \pm s$  表示。对两组间各指标的差异进行独立样本 T 检验, 检验水准设为  $\alpha=0.05$ 。

## 2 研究结果及分析

研究结果显示 (表 3), RFS 组在支撑时间值上比 FFS 组的时间微长, 原因可能在于 RFS 者足跟着地时制动时间偏长, 但二者无显著差异 ( $P>0.05$ )。垂直方向的地面反作用力反映了受试者在垂直方向上地面反作用力的特征, 由图 2 发现 RFS 组呈现“两波一谷”的特征, 其中第一峰值出现在足着地前期, 为冲击力峰值 (impact peak); 第二峰值出现在蹬地时刻, 为推动力峰值 (propulsion peak)<sup>[8]</sup>。FFS 组的垂直地面反作用力高于 RFS 组, 但无显著差异, 且两组在垂直方向的第一载荷率和地面反作用力峰值时间没有差异 ( $P>0.05$ )。前后方向的地面反作用力反映了受试者在前后方向的受力情况, 其结果出现正、负两个阶段, 正好对应蹬地动作的前支撑和后支撑阶段。第一波峰为负值, 对人体运动产生阻力, 第二波峰为正值, 为跑步动力<sup>[9]</sup>, 本研究分别将其称为“制动力峰值”和“加速力峰值”。RFS 组在支撑期前后方向的最小值 (即制动力峰值) 和最大值 (即加速力峰值) 均要高于 FFS 组, 且呈显著差异 ( $P<0.05$ )。内外方向上的地面反作用力反映受试者在跑步过程中足底与地面接触时对内外方向的受力情况。RFS 组在支撑期内外方向的最小值和最大值均小于 FFS 组, 且呈显著差异 ( $P<0.05$ )。

表 3 支撑期地面反作用力特征

Table III Characteristics of ground reaction force during the supporting period

	FFS	RFS
T (s)	0.23±0.01	0.24±0.02
AGRF	0.25±0.04*	0.32±0.05*
BGRF	-0.40±0.02*	-0.45±0.04*
From <sub>1</sub>	0.66±0.04	0.77±0.05
LGRF	0.15±0.06*	0.09±0.02*
MGRF	-0.11±0.03*	-0.07±0.02*
From <sub>2</sub>	0.22±0.07	0.21±0.02
GRF	2.54±0.25	2.40±0.21
T	0.09±0.01	0.10±0.01
T%	0.41±0.03	0.40±0.04
LR	26.60±5.07	24.41±4.46

注: (1)From<sub>1</sub> 为前后方向力值的波动范围; (2)From<sub>2</sub> 为内外方向力值的波动范围

本研究将跑步时支撑阶段的受力分量分为垂直、前后和内外 5 个方向, 实验结果表明无论何种着地方式, 垂直方向的分力值最大, 其次是前后方向的分力, 内外方向上的分力最小。

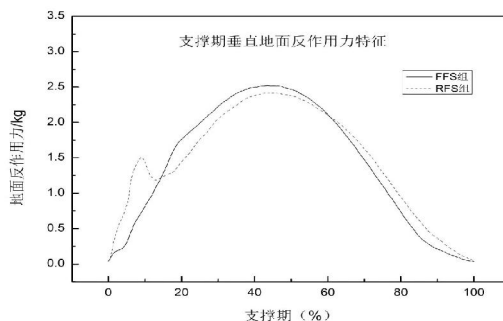


图 2 支撑期 (%) 垂直地面反作用力特征

Figure 2 Characteristics of ground reaction force in vertical direction during the supporting period (%)

在垂直方向上, 由图 2 可以看出 RFS 组在触地之后会出现一个比较短暂的峰值, 随后又出现另一个大的峰值。RFS 者在足跟触地的瞬间, 出现一个比较小的峰值, 随后足跟逐渐过渡到全脚掌, 脚与地面的接触面积增大, 足底所受的地面反作用力值比较均匀, 此时的曲线趋于平滑, 但处于蹬伸阶段时, 为了获得更大的向前的力, 前脚掌用力蹬地, 使身体向前运动, 此时就会出现第二个峰值。因此, RFS 组所受的地面反作用力呈双峰曲线。有些研究认为, RFS 组出现的这个短暂的峰值所造成的冲击力会在很短的时间内传到胫骨, 再经过几微秒之后传到头部<sup>[10]</sup>。而 FFS 组只有一个峰值, FFS 者前脚掌着地时, 足跟部位不与地面发生接触, 且支撑时间比较短, 同样为了获得更大向前的力量, 前脚掌用力蹬伸, 出现一个峰值。因此, FFS 组所受的垂直地面反作用力只有一个峰值。



到目前为止,关于这两种不同着地方式所受到的垂直地面反作用力峰值差异性的文献中,还没有一个统一的结论。有的研究认为这两种着地方式所受到的垂直地面反作用力峰值没有差异<sup>[11-13]</sup>,有的研究认为RFS组所受到的垂直地面反作用力比较大<sup>[14-16]</sup>,而有的研究则认为FFS组受到较大的垂直地面反作用力<sup>[17,18]</sup>。本文实验结果表明FFS组所受到的垂直地面反作用力较大,并且其垂直地面反作用力加载率也高于RFS组。本研究结果中FFS组所受到的垂直地面反作用力较大这一结论与马云茹<sup>[9]</sup>相似,而关于加载率的研究结果却是相反的。出现这一差异的原因有很多种,其中主要原因可能是本研究在测试过程中是裸足,而马云茹的实验中是穿跑鞋进行测试,跑鞋对其地面反作用力起到了缓冲的作用。

在前后方向上,如图3所示,受力结果出现正、负两个阶段,正好对应蹬地动作的前支撑期和后支撑期。从足着地到身体重心通过支撑面之前为前支撑阶段(制动阶段),当身体通过垂直支撑面后为后支撑阶段(加速阶段)。实验结果显示,RFS组的制动力峰值高于FFS组,这可能提示髌骨面和胫骨面将承受更多的压力,从而使膝关节损伤风险增大<sup>[20,21]</sup>。在支撑期RFS者后足先着地时,膝关节伸展而踝关节背屈;在后支撑期,踝关节转变为跖屈,膝关节屈曲,伸膝的肌肉做离心收缩来克服地面反作用力。此时RFS者需要膝关节转动而做更多的功。相比之下,FFS者踝关节在短暂的支撑期同时发生翻转和背屈,踝关节和膝关节有更好的顺应性<sup>[22]</sup>。有研究指出,FFS者与RFS者相比,步频快且步幅小,足落地点在前后方向上更接近身体重心,所以地面反作用力作用于膝关节和髌关节的力臂较小,力矩也就相对较短<sup>[23]</sup>。因此,无论哪种着地方式,步幅变小都会使膝关节和髌关节受到的冲击力降低。

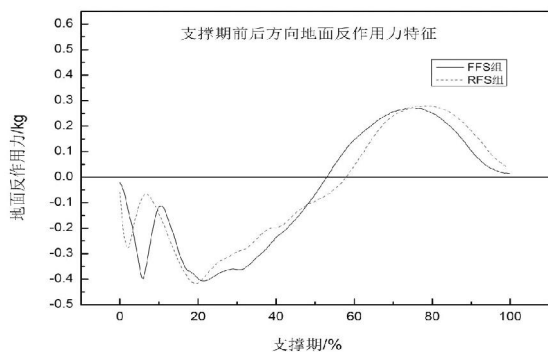


图3 支撑期前后方向地面反作用力特征  
Figure 3 Characteristics of ground reaction force in forward and backward directions during the supporting period

从图4可以看出,不同跑步着地方式支撑期内外方向的力学差异最大,FFS组最小力值、最大力值和力值波动范围均高于RFS组,且呈显著性差异。这可能与距骨关节的特殊结构有关。人体距骨关节面为前宽后窄,在背屈状态时,踝关节稳定性高,而在跖屈状态时,踝关节则稳定性稍差。所以RFS者在着地瞬间会比FFS者更稳定,实验结果也充分说明了这一点。在支撑期FFS者前足先着地时,如果未能合理用力,就会引发踝关节外侧副韧带牵拉,若超出关节最高承受力,就会发生损伤<sup>[24]</sup>。同时有文献指出,踝关节外侧韧带扭伤通常发生在运动员重心偏移到支撑腿之外、踝关节高速内翻时,如足底落在崎岖的地面上<sup>[25,26]</sup>。而RFS者则需要小腿三头肌收缩来克制踝关节背屈,使跟腱得到更大的拉伸,造成较大的跖屈力矩<sup>[27-29]</sup>。两种不同的着地方式产生的力矩不同,因此发生损伤的部位和程度也有所不同。FFS者会对踝关节造成较大负荷,而由于其膝关节和髌关节的力矩较小并不会承受太大压力,因此不会对膝关节和髌关节造成太大影响,RFS者则与之相反。

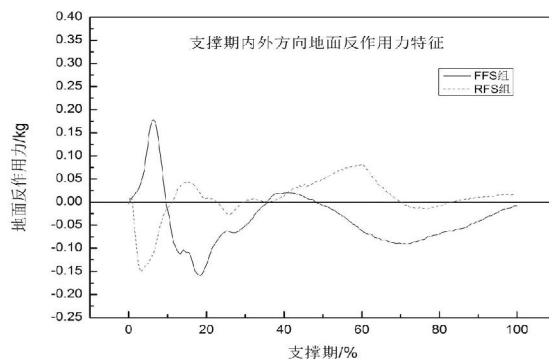


图4 支撑期内外方向地面反作用力特征  
Figure 4 Characteristics of ground reaction force in internal and external directions during the support period

### 3 结论

通过对RFS组和FFS组在跑步支撑期动力学特征的对比分析,发现跑步时不同的着地方式影响了下肢的生物力学特征,RFS者跑步时的地面反作用力与FFS者具有一定的差异,主要表现在内外方向和前后方向。

### 参考文献:

[1] Gent R. N. V., Siem D., Middelkoop M. V., et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review[J].



- Br. J. Sports Med., 2007, 41(8):469-480.
- [2] Van M. W. Running injuries: A review of the epidemiological literature.[J]. Sports Medicine, 1992, 14(5):320-335.
- [3] Buist I., Bredeweg S. W., Lemmink K. A., et al. Predictors of running-related injuries in novice runners enrolled in a systematic training program: a prospective cohort study[J]. American Journal of Sports Medicine, 2010, 38(2):273-280.
- [4] Hasegawa H., Yamauchi T., Kraemer W. J. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon[J]. Journal of Strength & Conditioning Research, 2007, 21(3):888-893.
- [5] Daoud A. I., Geissler G. J., Wang F., et al. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study.[J]. Med. Sci. Sports Exerc., 2012, 44(7):1325-1334.
- [6] 任占兵.影响耐力跑步经济性的动作研究[D].北京体育大学,2009.
- [7] Cavanagh P. R. E. Biomechanics of Distance Running [M].1990.
- [8] Wheat J. S., Bartlett R. M., Milner C. E., et al. The effect of different surfaces on ground reaction forces during running: A single-individual design approach[J]. Journal of Human Movement Studies, 2003, 44(5):353-364.
- [9] 陆爱云.运动生物力学[M].北京:人民体育出版社,2010.
- [10] Lieberman D. E. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective[J]. Exercise & Sport Sciences Reviews, 2012, 40(2):63-72.
- [11] Nunns M., House C., Fallowfield J., et al. Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities[J]. Journal of Biomechanics, 2013, 46(15):2603-10.
- [12] Cavanagh P. R., LaFortune M. A. Ground reaction forces in distance running[J]. Journal of Biomechanics, 1980, 13(5):397-406.
- [13] Goss D. L., Gross M. T. Relationships among self-reported shoe type, footstrike pattern, and injury incidence[J]. U. S. Army Medical Department Journal, 2012:25.
- [14] Iii D. S. W., McClay I. S., Manal K. T. Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike pattern[J]. Journal of Applied Biomechanics,2000,16(2): 210-218.
- [15] Lieberman D. E., Venkadesan M., Werbel W. A., et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners[J]. Nature, 2010, 463(7280): 531-5.
- [16] Lieberman D. E. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective[J]. Exercise & Sport Sciences Reviews, 2012, 40(2):63-72.
- [17] Valenzuela K. A., Lynn S. K., Mikelson L. R., et al. Effect of Acute Alterations in Foot Strike Patterns during Running on Sagittal Plane Lower Limb Kinematics and Kinetics[J]. Journal of Sports Science & Medicine, 2015, 14(1):225-232.
- [18] Kulmala J. P., Avela J., Pasanen K., et al. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rear-foot strikers.[J]. Med. Sci. Sports Exerc., 2013, 45(12): 2306-2313.
- [19] 马云茹.不同着地方式对跑步时下肢生物力学特征的影响[D].北京体育大学,2016.
- [20] Kerrigan D. C., Franz J. R., Keenan G. S., et al. The Effect of Running Shoes on Lower Extremity Joint Torques [J]. Pm. & R. the Journal of Injury Function & Rehabilitation, 2009, 1(12):1058.
- [21] Braunstein B., Arampatzis A., Eysel P., et al. Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running[J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(11):2120.
- [22] Arendse R. E., Noakes T. D., Azevedo L. B., et al. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2004, 36(2):272.
- [23] Altman A. R., Davis I. S. Barefoot Running: Biomechanics and Implications for Running Injuries[J]. Current Sports Medicine Reports, 2012, 11(5):244.
- [24] 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.
- [25] Andersen T. E., Floerenes T. W., Arnason A., et al. Video Analysis of the Mechanisms for Ankle Injuries in Football[J]. American Journal of Sports Medicine, 2004, 32(1 Suppl):69S.
- [26] Wilkerson G. B., Pinerola J. J., Caturano R. W. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury[J]. J Orthop. Sports Phys. Ther., 1997, 26(2):78-86.
- [27] Perl D. P., Daoud A. I., Lieberman D. E. Effects of footwear and strike type on running economy[J]. Med. Sci. Sports Exerc., 2012, 44(7):1335-1343.
- [28] Kulmala J. P., Avela J., Pasanen K., et al. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rear-foot strikers[J]. Med. Sci. Sports Exerc., 2013, 45(12): 2306-2313.
- [29] Perl D. P., Daoud A. I., Lieberman D. E. Effects of footwear and strike type on running economy[J]. Med. Sci. Sports Exerc., 2012, 44(7):1335-1343.

(责任编辑:刘畅)