

·运动人体科学·

不同着地方式跑步的神经肌肉调谐规律

——基于地面反作用力的时频分析

杨蕾, 李萌, 刘晔, 侍书琼

(北京体育大学 运动与体质健康教育部重点实验室, 北京 100084)

摘要: 采用连续小波变换分析跑步支撑相地面反作用力的时频分布特点, 结合下肢刚度和下肢肌肉激活水平, 探讨不同着地方式跑步时着地缓冲的神经肌肉调谐。分别采集前足(FFS)、全足(MFS)和后足(RFS)3种着地方式跑步时地面反作用力和下肢肌肉表面肌电信号。结果显示, FFS支撑相的最大小波功率和小波功率总和明显高于MFS和RFS($P<0.05$)。支撑相前20%阶段, FFS表现出明显较小的最大伪频率(PF_{max}), 且 PF_{max} 出现时间也明显较晚。此外, MFS的下肢刚度明显较高($P<0.05$), FFS的下肢肌肉激活水平均较高。研究表明, 跑者通过改变着地方式可调整着地时的冲击频率, 与MFS和RFS相比FFS的冲击频率和下肢刚度均较小, 不利于下肢弹性能的储存和利用, 加上较高的下肢肌肉激活水平, 易引起机体疲劳。

关键词: 运动生物力学; 跑步; 小波变换; 神经肌肉调谐规律

中图分类号: G804.6 文献标志码: A 文章编号: 1006-7116(2022)03-0132-07

The neuromuscular tuning law under different foot strike landing of running

——A time frequency analysis of ground reaction force

IEONG Loi, LI Meng, LIU Ye, SHI Shuqiong

(Key Laboratory of Ministry of Education, Beijing Sport University, Beijing 100084, China)

Abstract: A continuous wavelet transform analysis was used for characterizing and manipulating the ground reaction whose statistics vary in time during the running stance phases and to investigate the neuromuscular tuning law by considering the lower limb stiffness and the activation degree of lower extremity muscles. 17 healthy males ran at forefoot (FFS), mid-foot (MFS) and rearfoot strikes using natural stride speed, and ground reaction forces and lower extremity muscle surface EMG were assessed during stance. The results showed that the maximum signal power (P_{max}) and the sum of signal power are significantly higher in the stance of FFS than in MFS and RFS ($P<0.05$). In the early 20% of stance, the FFS exhibited a significantly less maximum pseudo-frequency (PF_{max}), and the PF_{max} also appeared significantly later. In addition, MFS exhibited significantly stiffer lower limb stiffness ($P<0.05$), while FFS had higher levels of lower extremity muscle activation in both. In conclusion, it is possible for runners to adjust the impact frequency by changing footstrike landing, FFS has a lower impact frequency and lower limb stiffness compared with MFS and RFS, which is not conducive to storage and utilization of lower limb elastic energy, and the higher level of lower extremity muscle activation easily led to fatigue.

Keywords: sports biomechanics; running; wavelet transform; neuromuscular tuning law

跑步是大众健身中最常见的减脂、减压和促进心肺健康的运动之一, 但也易于发生损伤。据统计, 跑

步健身爱好者和专项运动员发生损伤的概率分别为37%~56%和85%^[1]。根据跑步者足与地面接触瞬间时

收稿日期: 2021-10-02

基金项目: 中央高校基本科研业务费专项资金资助课题(2017YB023); 教育部“运动与体质健康”重点实验室支持项目。

作者简介: 杨蕾(1988-), 女, 博士, 研究方向: 运动人体科学。E-mail: loi_326@hotmail.com 通信作者: 刘晔

位置可将跑步着地方式分为前足(FFS, forefoot strike)、全足(MFS, mid-foot strike)和后足(RFS, rearfoot strike)3种方式,目前关于3种着地方式与损伤间的关系仍存在争议。跑步时所受冲击力被认为是评价损伤风险的一个重要指标。然而,相关流行病学及系统性分析研究中并未发现着地方式与损伤发生率间存在相关^[2]。因此,采用传统的对地面反作用力(GRF, ground reaction force)进行时域分析来研究冲击力对人体跑步时的影响可能存在缺陷^[3]。傅立叶变换(Fourier Transform, FT)可将垂直地面作用力(VGRF, vertical ground reaction force)的时域表达转换为频域表达。跑步支撑相的力-时曲线(即时域)一般会出现2个峰,一为着地冲击力(系下肢与地面的碰撞力),二为主动动力(系肢体主动运动产生的力)。Gruber^[4]发现采用FFS和MFS跑步的力-时曲线中没有观察到明显的着地冲击力,但将VGRF时域表达转换为频域表达时发现,人体也受到10~20 Hz的冲击频率,同时其振幅较RFS小且认为是其冲击力和冲击力的负载率较低所致。Shorten^[5]也表示,FFS仅表现出一个峰值力可能是由于肢体的最大减速发生较晚,冲击力叠加在主动动力上导致的。由此可见,不同着地姿势可能会表现出不同的冲击频率特征,而目前国内外关于此视角下的研究较为少见。

FT的基(是指张成空间里的一个线性无关向量集,而该空间的任意向量都能表达为基向量的线性组合)由一组不同频率且正交的单频弦波信号所构成,属周期性,使其可无限大的延长范围,这将导致FT缺失每个基在相应信号出现的时间点,即通过FT仅能获得跑步过程中的频率范围。但是,连续小波变换(continuous wavelet transform, CWT)的基则是由一组既代表频率又代表位置的基所构成,这样既可保持时间,也可保持频率的分辨率。故本研究将通过VGRF进行CWT,旨在从时频域角度下分析比较3种着地方式跑步的频率与其对应的时间特征。

当人体受到冲击时,下肢刚度和肌肉激活情况被认为是可反映神经肌肉调谐的重要参考指标。下肢刚度指把下肢的骨骼、关节和肌肉等看作一个弹簧-质量系统时,身体所受的VGRF与下肢形变量的比值。跑步时采用不同着地方式,其相应的下肢动作策略会引起肌肉、肌腱和关节囊中肌梭和腱梭本体感受器激发的神经肌肉调节反射作用,进而表现出不同下肢刚度以调整运动时所受的冲击及其影响^[6]。在拉长-缩短循环的动作过程中,适宜的下肢刚度意味着下肢具有较好弹性储能和再利用能力^[7],即较高的下肢刚度会表现出较佳的爆发力。然而,下肢刚度也不是越高越好,过高的下肢刚度可能会增加下肢骨骼和关节损伤

的风险;相反,下肢刚度过小也可能会造成关节运动幅度过大,并增加软组织受伤的风险^[7]。

此外,不同着地方式跑步会表现出VGRF不同的时域特征,加之不同程度着地冲击力和主动动力,也必然会引起下肢肌肉激活程度的不同。有研究指出,习惯于RFS的跑者在采用FFS跑步时,胫骨前肌在触地前和支撑相的肌肉激活程度明显较其采用RFS时小,腓肠肌激活程度则较RFS大^[8]。Jennifer等^[9]研究也发现,习惯于FFS跑者的胫骨前肌在触地前的肌肉激活程度较习惯于RFS的跑者小,腓肠肌激活程度则较习惯于RFS的跑者大,而在触地初期习惯于FFS与RFS跑步的胫骨前肌和腓肠肌的激活程度无明显差异。然而,关于采用不同着地姿势跑步时产生的时频特征是否与肌肉调谐存在某种关系,则未见报道。

综上所述,本研究旨在通过CWT分析FFS、MFS和RFS 3种着地方式跑步过程中垂直地面反作用力的时频特征,并结合下肢刚度和下肢肌肉激活水平,进一步探讨不同着地方式跑步着地缓冲时神经肌肉调谐规律,为广大跑步者采用适合的着地姿势提供参考依据,并为预防可能因着地方式而导致的运动损伤提供理论和实践依据。

1 研究对象与方法

1.1 实验对象

选取某高校健康男大学生17名,无专项运动训练经历,下肢关节肌肉在3个月内没有发生运动损伤,各个关节活动度正常,近期无大负荷运动,测试前一天休息良好,自愿参与本实验并保证完成。筛选后最终受试者为16名,年龄(21.33 ± 0.91)岁、身高(176.87 ± 6.34)cm、体重(76.15 ± 13.46)kg。

1.2 实验方法

实验对象热身完毕后,采用自然步频在指定跑道上分别进行FFS、MFS和RFS 3种着地方式跑步,采用测速仪(Smartspeed, Fusion Sport)进行跑速监测,使跑步速度控制在1.4~1.6 m/s之间。

测试前将测力台(KISTLER-3D, 采样频率为1 000 Hz)平放于地板上,并在测力台的两端铺上延长步道,以记录跑步时支撑相的GRF情况。同时,采用Trigno[™]无线肌肉运动信息采集系统(DELSYS Trigno Wireless EMG System, 采样频率为2 000 Hz),采集实验对象右足(实验对象的优势侧均为右侧)的股外侧肌(VL, vastus lateralis)、股内侧肌(VM, vastus medialis)、股直肌(RF, rectus femoris)、胫骨前肌(TA, tibialis anterior)、腓肠肌外侧头(GL, gastrocnemius lateralis)和腓肠肌内侧头(GM, gastrocnemius medialis)的肌电活动情况,并通过

同步触发盒与测力台同时进行采集。

测试前, 实验对象需要换上统一运动鞋袜和运动短裤, 并进行去脂贴肌电传感器, 随后分别采用 FFS、MFS 和 RFS 进行跑步练习, 最终能以最自然的方式在跑道上跑步。根据测力台位置与每位实验对象步幅调整起跑位置, 使实验对象在相对自然状态下跑过测力台时, 其右足刚好踩到测力台上, 避免出现刻意踩上测力台的情况, 如出现则重新调整起跑位置并再次测量。同时用摄像机(采样频率为 60 Hz)记录跑步时足着地过程。每位实验对象在进行测试时, 3 种着地方式顺序随机进行, 避免由于测试顺序对实验数据造成影响, 每个跑步方式均进行 3 次有效测试。

1.3 数据分析

1)地面反作用力的频域分析。

使用 MATLAB(Mathworks, Inc., Natick, MA)对垂直地面反作用力进行连续小波变换(CWT)。CWT 是对输入信号与母小波进行内积, 而母小波长度有限且有特定周期和频率特性。母小波可通过调整缩放因子大小来改变其频率。当缩放因子取值较大时频率解像度高, 对应低频, 但时间的解像度则较低; 相反, 当缩放因子取值较小时频率解像度低, 对应高频, 而时间的解像度则较高。然而, 每一个缩放因子代表的不是一个频率区域, 而不是某一特定频率^[4]。由于两者间存在一个不精确的线性关系, 因此用伪频率来表示 CWT 缩放因子对应的频率。经过 CWT 计算后可获得每个时刻下所对应缩放因子的小波系数(信号功率), 小波系数较高意味着原始信号与特定缩放因子的小波相似程度越高。

本研究采用墨西哥小帽母小波对 VGRF 进行 CWT, 缩放因子为 1-256(即伪频率为 0.97~250 Hz)^[4]。因小波系数为正表示缩放因子与原始信号间呈正相关关系, 故只考虑系数为正值并忽略小于 200 的小波系数。同时, 对 CWT 后的 VGRF 进行时间标准化处理。本研究将分析比较 3 种着地方式跑步时整个触地期的最大信号功率(P_{\max})和信号功率总和(P_{sum})。此外, 还比较支撑相前 20%和 25%阶段的 8~50 Hz 的 P_{\max} 、

P_{sum} 、最大信号功率对应的伪频率(PF_{\max})和支撑相时刻(S_{\max})。最近研究指出跑步冲击阶段的最大频率可达 35 Hz 以上^[10], 且采用 FFS 跑步时冲击频率可低至 8 Hz^[11], 因此将冲击阶段的频率范围设定为 8~50 Hz。

2)下肢刚度。

在实验对象的髌前上棘贴上标志点, 以记录在跑步过程中下肢运动链在垂直地面方向上的位移情况。根据下肢垂直刚度计算公式: $K=F_{\max} \div \Delta y$ (K 为下肢垂直刚度, F_{\max} 为最大垂直地面反作用力, Δy 为下肢链的最大垂直位移), 来计算跑步时整个支撑相的下肢垂直刚度, 然后取平均值。

3)生物电数据(EMG)。

所有肌电数据均在 Delsys 的 EMG 分析软件下处理, 采用带通滤波(Band-Pass filter)对非肌电信号进行过滤, 滤波频率为 10~450 Hz, 再将肌电信号进行全波整流翻正。随后, 对 EMG 信号进行均方根振幅(RMS)处理, 窗口宽度为 50 ms。所选取的肌肉在整个支撑相的 EMG 幅值均根据该肌肉在支撑相的最大 EMG 值进行标准化处理, 同时整个支撑相 EMG 变化状态对应时间根据从足触地至足离地的时间进行标准化处理。此外, 分别记录 3 种着地跑步方式下 VL、VM、RF、TA、GL 和 GM 整个支撑相的平均 RMS, 同时取平均值。

1.4 数据统计

实验数据均采用 SPSS 18.0 进行统计学处理, 实验结果均用平均数 \pm 标准差表示。采用单因素重复测量方差分析和事后多重比较法检验不同着地方式下 P_{\max} 、 P_{sum} 、 PF_{\max} 、 S_{\max} 、下肢刚度和 EMG 的差异性, 统计结果均表示为 $P < 0.05$ 具有统计学显著差异。

2 结果

支撑相 FFS 的最大小波功率和小波功率总和明显高于 MFS 和 RFS ($P < 0.05$), MFS 与 RFS 间无明显差异; FFS 的最大垂直地面峰值力明显高于 MFS 和 RFS ($P < 0.05$), MFS 与 RFS 间无明显差异(见表 1)。

表 1 3 种不同着地姿势下跑步支撑相的 VGRF 的 P_{\max} 、 P_{sum} 和 $VGRF_{\max}$ ($\bar{x} \pm s$)

着地方式	P_{\max}	P_{sum}	$VGRF_{\max}/N$
FFS	$1.54 \times 10^4 \pm 2.58 \times 10^3$ ¹⁾²⁾	$3.72 \times 10^8 \pm 6.81 \times 10^7$ ¹⁾²⁾	$1.70 \times 10^3 \pm 2.57 \times 10^2$ ¹⁾²⁾
MFS	$1.49 \times 10^4 \pm 2.77 \times 10^3$	$3.60 \times 10^8 \pm 7.11 \times 10^7$	$1.61 \times 10^3 \pm 2.98 \times 10^2$
RFS	$1.45 \times 10^4 \pm 1.92 \times 10^3$	$3.51 \times 10^8 \pm 4.66 \times 10^7$	$1.61 \times 10^3 \pm 2.90 \times 10^2$

1)表示 FFS 与 MFS 间的差异, $P < 0.05$; 2)表示 FFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$

在支撑相前 20%阶段(见表 2), 3 种不同着地姿势下跑步的 P_{max} 未表现出明显差异, FFS 的 P_{sum} 明显低于 RFS; FFS 的 PF_{max} 也明显较小, MFS 明显小于 RFS; PF_{max} 出现的时间(即 S_{max}), 表现为 FFS 明显较 MFS 和

RFS 晚。在支撑相前 25%阶段(见表 3), 3 种不同着地姿势下跑步的 P_{max} 和 P_{sum} 未表现出明显差异; FFS 的 PF_{max} 明显较 RFS 小, 其 S_{max} 也明显较 RFS 晚出现。

表 2 3 种不同着地姿势下跑步支撑相前 20%阶段的垂直地面反作用力 P_{max} 、 P_{sum} 、 PF_{max} 、 S_{max} ($\bar{x} \pm s$)

着地方式	P_{max}	P_{sum}	PF_{max}/Hz	$S_{max}/\%$
FFS	$1.26 \times 10^3 \pm 8.57 \times 10^2$	$3.09 \times 10^5 \pm 4.84 \times 10^5$ ²⁾	7.81 ± 0.00 ²⁾ (8~22.72)	18.29 ± 3.60 ¹⁾²⁾ (9.25%~20.00%)
MFS	$1.66 \times 10^3 \pm 6.45 \times 10^2$	$5.00 \times 10^5 \pm 3.48 \times 10^5$	10.03 ± 5.26 (8~25)	12.62 ± 6.77 (5.57%~20.00%)
RFS	$1.66 \times 10^3 \pm 5.66 \times 10^2$	$4.93 \times 10^5 \pm 3.31 \times 10^5$	13.01 ± 7.23 (8~25)	8.72 ± 6.81 ³⁾ (3.54%~20.00%)

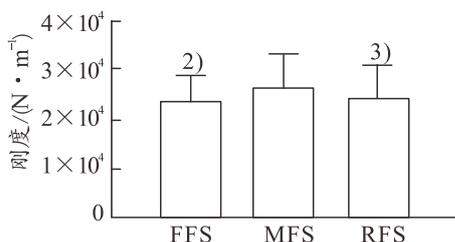
1)表示 FFS 与 MFS 间的差异, $P < 0.05$; 2)表示 FFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$; 3)表示 MFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$ 。

表 3 3 种不同着地姿势下跑步支撑相前 25%阶段的垂直地面反作用力 P_{max} 、 P_{sum} 、 PF_{max} 、 S_{max} ($\bar{x} \pm s$)

着地方式	P_{max}	P_{sum}	PF_{max}/Hz	$S_{max}/\%$
FFS	$2.15 \times 10^3 \pm 8.39 \times 10^2$	$6.00 \times 10^5 \pm 5.94 \times 10^5$	7.81 ± 0.00 ²⁾ (8)	24.37 ± 2.26 ²⁾ (16.03%~25.00%)
MFS	$2.12 \times 10^3 \pm 6.49 \times 10^2$	$7.29 \times 10^5 \pm 4.39 \times 10^5$	10.03 ± 5.26 (8~25)	21.53 ± 6.75 (6.14%~25.00%)
RFS	$2.07 \times 10^3 \pm 5.43 \times 10^2$	$7.16 \times 10^5 \pm 4.17 \times 10^5$	13.01 ± 7.23 (8~25)	17.60 ± 9.99 (4.01%~25.00%)

2)表示 FFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$

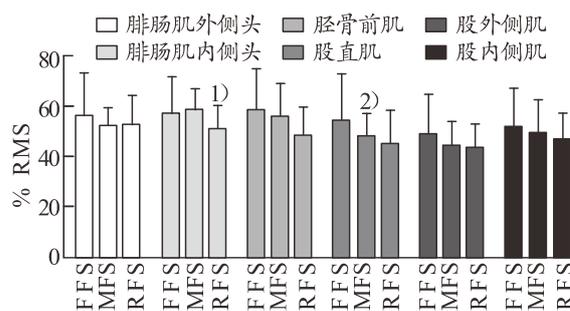
在下肢刚度方面, MFS 明显较 FFS 和 RFS 高 ($P < 0.05$), FFS 与 RFS 间无明显差异(如图 1 所示)。



2)表示 FFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$;
3)表示 MFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$

图 1 3 种不同着地姿势下跑步支撑相的下肢刚度

从下肢肌肉激活情况看(见图 2), GL、TA、VL 和 VM 的平均 RMS 在 3 种不同着地方式下均未表现出明显差异, 但从趋势上发现 FFS 下肢肌肉的 RMS 均较高。MFS 的 GM 平均 RMS 明显较 RFS 高 ($P < 0.05$), FFS 的 VL 平均 RMS 明显较 MFS 高 ($P < 0.05$)。



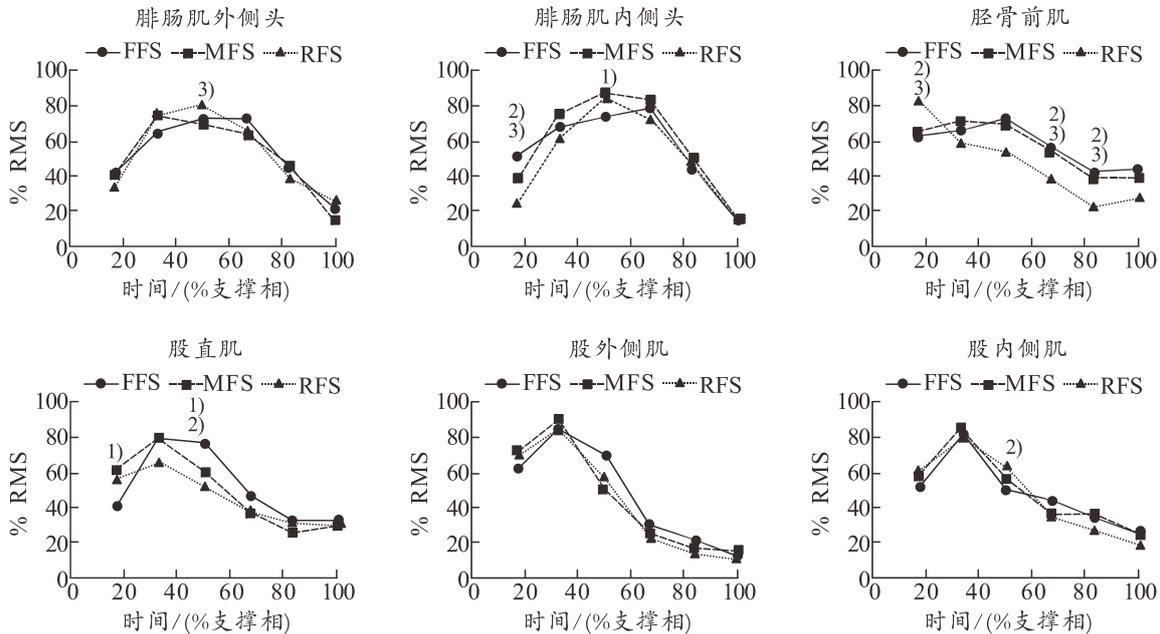
1)表示 MFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$;
2)表示 FFS 与 MFS 间的差异, $P < 0.05$

图 2 3 种不同着地姿势下跑步足支撑相的肌肉平均激活情况

支撑相 0~17%阶段, RFS 的 GM 激活水平明显低于 FFS 和 MFS ($P < 0.05$), 而 RFS 的 TA 激活水平则明显高于 FFS 和 MFS ($P < 0.05$)。此外, FFS 的 RF 激活水平明显低于 MFS ($P < 0.05$)。支撑相 33%~50%阶段, RFS 的 GL 激活水平明显高于 MFS ($P < 0.05$), GM 的激活水平 MFS 明显高于 FFS ($P < 0.05$); FFS 的 VL 激活水平明

显高于 MFS 和 RFS ($P < 0.05$); VM 激活水平 RFS 明显高于 FFS ($P < 0.05$)。支撑相 50%~83% 阶段, RFS 的 TA

激活水平明显低于 FFS 和 MFS ($P < 0.05$) (见图 3)。



1) 表示 FFS 与 MFS 间的差异, $P < 0.05$; 2) 表示 FFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$; 3) 表示 MFS 与 RFS 间的差异, $P < 0.05$

图 3 3 种不同着地姿势下跑步足支撑相的肌肉激活程度变化情况

3 结果分析

3.1 3 种着地方式下跑步的频域特征

本研究通过对 VGRF 进行 CWT 后的时频分析发现, 3 种着地姿势下跑步支撑相的前 20% 和 25% 阶段 P_{\max} 无明显差异, 其对应的 PF_{\max} 和 S_{\max} 则表现出明显差异。

通过时域分析发现 FFS 表现出明显较大的 VGRF, 而 RFS 的 VGRF 则较小且呈现出双峰现象^[12-13], 其第一峰值力(着地冲击力)均比 FFS 和 MFS 的要大^[12]。通过频域分析则发现 3 种着地姿势在冲击阶段均存在 8~20 Hz 的冲击频率, 在 8~50 Hz 的伪频率下, FFS 在支撑相前 20% 阶段的 PF_{\max} 明显较 MFS 和 RFS 小, 在支撑相前 25% 阶段也明显较 RFS 小。此外, 支撑相前 20% 阶段 FFS 的 S_{\max} 明显较 MFS 和 RFS 晚, 支撑相前 25% 阶段也较 RFS 晚^[4]。提示, 通过改变跑步着地方式可改变冲击力水平和冲击频率。此外, FFS 在支撑相初期也受到 8~20 Hz 的冲击频率, 但其 PF_{\max} 则明显较 MFS 和 RFS 小且出现晚, 使得采用 FFS 跑步时冲击力的小波与主动力的小波发生叠加几率较高, 可能导致 FFS 在时域上仅出现一个峰值力, 以上结果支持前人的研究结论^[4-5]。因此, 本研究认为如仅对跑步的 VGRF 作时域分析来评价某一跑步姿势所受的损伤风险程度具有一定的局限性, 提示研究者在今后需进一步考虑跑步的 VGRF 时频综合特征。

FFS 支撑相的 P_{\max} 和 P_{\min} 均明显较 MFS 和 RFS 高, 其支撑相前 20% 阶段的 P_{\min} 也明显较 RFS 高。然而这些小波功率特征是否会对应不同的损伤风险, 有待进一步研究。此外, 值得注意的是使用 CWT 所对应的伪频率指的是一个频率范围, 非某一特定频率, 使采用 CWT 计算出的功率和伪频率也会存在一定的冲击力和主动力重叠现象。

3.2 3 种着地方式下跑步的神经肌肉调谐

人类下肢软组织的固有频率范围约为 10~50 Hz^[14], 因此在跑步时有引起软组织共振的潜在风险。然而, 人体通过增加肌肉激活程度可增加阻力以避免软组织发生共振, 此现象称为“肌肉调谐”。本研究结果显示, RFS 具有明显较 FFS 高输入频率的同时, TA 和 RF 在支撑相前 17% 阶段也表现出明显较 FFS 高的肌肉激活程度(见图 3), 结果支持肌肉激活程度会随输入频率的增加而增加, 通过调谐来降低软组织的损伤风险。随后, TA 和 RF 在 FFS 的 RMS 水平开始增加并高于 RFS, 这可能是 FFS 的 PF_{\max} 出现时刻相对较晚而导致, 同时可能也增加了 FFS 的冲击力与主动力发生重叠的几率。GM 的 RMS 情况则相反, 即支撑初期的 RMS 表现为 FFS 明显较 RFS 高, 至支撑中期则表现为 RFS 明显较 FFS 高的现象, 这与前人研究结果相同^[15-16]。该研究认为, 这是由于 FFS 跑步主要通过跖屈肌的离

心收缩来缓冲冲击力所导致的。这提示,足与地面碰撞后是由骨、关节和肌肉共同作用来缓冲的,面对不同的冲击力和频率,下肢肌肉在应对较高频率冲击时,会通过增加肌肉激活程度来进行缓冲。

此外,软组织出现共振也许对人类的拉长-缩短周期式运动是有利的。Robertson等^[17]的一项离体研究发现,当输入频率接近软组织的固有频率时,共振作用会使肌肉-肌腱复合体(MTU, muscle-tendon unit)表现出较高的弹性能储存和利用能力,因此提出MTU的“共振调谐”效应。这项研究指出,当输入频率接近固有频率时MTU可产生较大的力,而输入频率过大和过小时均表现出较小的力。本研究的时频分析结果显示,FFS支撑前相20%和25%阶段的冲击频率均是最小的。下肢刚度指的是身体所受的垂直地面反作用力和下肢形变的比值,人体的下肢刚度会受到许多因素的影响,如骨骼、肌肉、肌腱和韧带等。人体的肌肉和关节囊中分布了丰富的本体感受器(肌梭和腱梭),当人体姿势发生变化时会刺激肌梭和腱梭,通过神经肌肉系统的调节后即会表现出相应的下肢刚度,可反映下肢肌肉的弹性能量储存和利用。以往研究表明,下肢刚度会根据运动需要而发生相应变化,如频率、速度、运动经济性等^[18]。本研究结果也发现,采用FFS跑步表现出较小的下肢刚度,二者结果同时指向采用FFS跑步可能具有较弱的下肢肌肉弹性能储存和利用能力。人体软组织的固有频率虽在一定范围内是可调控的,但输入频率并不是越大越好。Robertson等^[17]指出当输入频率大于固有频率时,MTU的弹性能在转换时会损失一部分能量,导致输出力的下降。虽然本研究选取的缩放因子较大,导致在高频率上的分辨率较小,但仍然可观察到RFS在支撑前20%阶段的 PF_{max} 较大,较容易产生大于软组织固有频率的输入频率,可能导致RFS的弹性能储存和利用能力较小。今后研究可针对不同着地方式下跑步的能量转换情况作深入探讨。除此之外,MFS和RFS产生的较大着地冲击力对人体骨骼健康可能是有利的。有研究指出,骨组织在受到适当刺激时对骨骼是具有促进作用的,然而其适宜刺激范围至今未有相关报道,也有待进一步研究^[19]。

对于长跑运动员来说,较好的下肢肌肉弹性能储存和利用能力,有利于把身体或肢体的能量储存至肌腱并随后作用于身体或肢体,以节省其运动时的能量消耗。Gruber等^[20]分别比较FFS和RFS在跑步机上进行跑速为3.0、3.5和4.0 m/s时的能量消耗和耗氧量发现,采用RFS跑步具有较好的经济性。本研究对不同着地方式跑步时下肢肌肉激活情况的结果也显示,采

用RFS时支撑相的GM、GL、TA、RF、VL和VM均表现出较小的平均肌肉激活水平,RFS的GM平均激活水平明显较MFS小,FFS的RF平均激活水平明显较MFS大。较高的肌肉激活程度,意味着能产生较大的肌肉收缩力并较容易引起肌肉疲劳^[9]。结合下肢肌肉激活情况,也进一步支持Robertson等提出的“共振调谐”效应,即适当频率的共振可促进弹性能的储存和利用并获得能量节省效益。本研究选用的跑速慢于前人研究,所以关于不同跑速是否会导致不同着地姿势与能量消耗间的差异关系,也需进一步研究来加以证实。

4 结论

本研究通过结合跑步时的冲击频率、下肢刚度和肌肉激活情况来比较不同着地方式的着地缓冲特征发现,跑者通过改变着地方式可调整着地时的冲击频率,在跑速为1.4~1.6 m/s时与MFS和RFS相比,FFS的冲击频率和下肢刚度均较小,不利于下肢弹性能的储存和利用,而且其较高的下肢肌肉激活水平易引起疲劳。因此,本研究不建议长跑爱好者采用FFS。此外,建议研究者在研究冲击力对人体影响时,可把冲击力的时频特征也考虑其中。

参考文献:

- [1] 汪敏加. 跑步的动作模式和损伤预防[C]//第五届中国体育博士高层论坛论文集. 北京:中国体育科学学会, 2014.
- [2] BURKE A, DILLON S, O'CONNOR S, et al. Risk factors for injuries in runners: A systematic review of foot strike technique and its classification at impact[J]. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2021, 9(9): 782-791.
- [3] MATIJEVICH E S, BRANSCOMBE L M, SCOTT L R, et al. Ground reaction force metrics are not strongly correlated with tibial bone load when running across speeds and slopes: Implications for science, sport and wearable tech[J]. *PLoS One*, 2019, 14(1): e0210000.
- [4] GRUBER A H, EDWARDS W B, HAMILL J, et al. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns[J]. *Gait Posture*, 2017, 56: 54-59.
- [5] SHORTEN M, MIENTJES M I V. The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects[J]. *Footwear Science*, 2011, 3(1): 41-58.
- [6] 解浩东, 罗炯. 着地动作中人体下肢的刚度作用[J].

中国组织工程研究, 2018, 22(8): 1306-1312.

[7] BRAZIER J, MALONEY S, BISHOP C, et al. Lower extremity stiffness: Considerations for testing, performance enhancement, and injury risk[J]. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2019, 33(4): 1156-1166.

[8] ERVILHA U F, MOCHIZUKI L, FIGUEIRA A, et al. Are muscle activation patterns altered during shod and barefoot running with a forefoot footfall pattern?[J]. *Journal of Sports Sciences*, 2017, 35(17): 1697-1703.

[9] YONG J R, SILDER A, DELP S L. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running[J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47(15): 3593-3597.

[10] EDWARDS W B, DERRICK T R, HAMILL J. Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2012, 28(5): 502-510.

[11] GRUBER A H, BOYER K A, DERRICK T R, et al. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running[J]. *Journal of Sport and Health Science*, 2014, 3(2): 113-121.

[12] KULMALA J P, AVELA J, PASANEN K, et al. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2013, 45(12): 2306-2313.

[13] BREINE B, MALCOLM P, VAN CAEKENBERGHE I, et al. Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running[J]. *Journal of Sports Sciences*, 2017, 35(15): 1556-1564.

[14] TRAMA R, HAUTIER C, BLACHE Y. Input and soft-tissue vibration characteristics during sport-specific tasks[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2020, 52(1): 112-119.

[15] SHIH Y, LIN K L, SHIANG T Y. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running?[J]. *Gait Posture*, 2013, 38(3): 490-494.

[16] OLIN E D, GUTIERREZ G M. EMG and tibial shock upon the first attempt at barefoot running[J]. *Human Movement Science*, 2013, 32(2): 343-352.

[17] ROBERTSON B D, SAWICKI G S. Unconstrained muscle-tendon workloops indicate resonance tuning as a mechanism for elastic limb behavior during terrestrial locomotion[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2015, 112(43): E5891-E5898.

[18] PEARSON S J, MCMAHON J. Lower limb mechanical properties : Determining factors and implications for performance[J]. *Sports Medicine*, 2012, 42(11): 929-940.

[19] HUTSON M J, O'DONNELLE, BROOKE-WAVELL K, et al. Effects of low energy availability on bone health in endurance athletes and high-impact exercise as a potential countermeasure: A narrative review[J]. *Sports Medicine*, 2021, 51(3): 391-403.

[20] GRUBER A H, UMBERGER B R, BRAUN B, et al. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns[J]. *Journal of applied physiology*, 2013, 115(2): 194-201.