



基于实时超声探究跑姿对内侧腓肠肌-肌腱复合体形态学和力学特性的即刻影响

邓力勤, 张希妮, 肖松林, 王宝峰, 武楷承, 张胜年, 傅维杰

Acute Effect of Foot Strike Pattern on the Morphological and Mechanical Properties of Medial Gastrocnemius-Tendon Unit Based on Real Time Ultrasound

引用本文:

邓力勤, 张希妮, 肖松林, 等. 基于实时超声探究跑姿对内侧腓肠肌-肌腱复合体形态学和力学特性的即刻影响[J]. 上海体育大学学报, 2023, 47(9): 75-84.

DENG Liqin, ZHANG Xini, XIAO Songlin, et al. Acute Effect of Foot Strike Pattern on the Morphological and Mechanical Properties of Medial Gastrocnemius-Tendon Unit Based on Real Time Ultrasound[J]. *Journal of Shanghai University of Sport*, 2023, 47(9): 75-84.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.16099/j.sus.2022.08.30.0005>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

不同触地模式慢跑的足踝有限元分析

Finite Element Analysis of Ankle-Foot Complex During Different Strike Patterns of Jogging

上海体育大学学报. 2020, 44(12): 53-59

骨骼肌挫伤修复过程中巨噬细胞的趋化机制

The Mechanism of Macrophage Chemotaxis during the Repair Process Following Contusion of Skeletal Muscle

上海体育大学学报. 2019, 43(4): 92-98

肌肉力量的神经生物力学基础及诊断

Neuromechanical Basis of Muscular Strength and Its Diagnosis

上海体育大学学报. 2019, 43(3): 113-120, 126

基于肌肉-骨骼建模的途中跑大腿后肌损伤时相探讨

The Study on the Injury Phase of Strained Hamstring during Sprint Running Based on Muscle-Skeletal Modeling

上海体育大学学报. 2017, 41(1): 43-49

等速测试条件下摔跤滚桥技术的动力学、运动学及表面肌电特征

Dynamics, Kinematics and sEMG Characteristics of Wrestling's Side-rolling Technique under the Isokinetic Test

上海体育大学学报. 2021, 45(4): 77-84, 96

不同力学刺激对T2DM小鼠骨中TGF- β /Smad途径及骨形成的影响

Effect of Different Mechanical Stimulation on the TGF- β /Smad Pathway and Bone Formation in Type 2 Diabetes Mellitic Mice

上海体育大学学报. 2018, 42(3): 95-102



关注微信公众号, 获得更多资讯信息

原创成果

基于实时超声探究跑姿对内侧腓肠肌-肌腱复合体形态学和力学特性的即刻影响

邓力勤, 张希妮, 肖松林, 王宝峰, 武楷承, 张胜年, 傅维杰

(上海体育大学 运动健身科技省部共建教育部重点实验室, 上海 200438)

摘要: 目的 探究前掌着地跑 (forefoot strike pattern, FFS) 和后跟着地跑 (rearfoot strike pattern, RFS) 时内侧腓肠肌-肌腱复合体 (medial gastrocnemius-tendon unit, MTU) 形态学及力学特性的差异。方法 招募 15 名习惯 RFS 男性跑者, 着统一跑鞋以 9 km/h 的速度完成 RFS 或 FFS 下的跑步测试。采用超声、运动捕捉系统和测力跑台实时采集跑步内侧腓肠肌 (medial gastrocnemius, MG) 影像和地面反作用力等, 并计算触地角度, 分析 MG/MTU 形态学和力学特性。结果 与 RFS 相比, FFS 时: ①地面反作用力蹬伸峰值显著更大; ②MG 支撑期收缩量/率和蹬伸期收缩率显著更小; ③峰值 MG 收缩速度显著更小, 峰值肌力显著更大; ④MTU 收缩速度和功率、拉伸量、拉伸速度和功率显著更大。结论 在同跑速下习惯 RFS 跑者转换成 FFS 后即刻局部优化了 MTU 特性, 即 MG 以更少的收缩量产生更大力量且 MTU 能储存和释放更多能量, 提高了肌肉收缩和蹬伸效率。

关键词: 内侧腓肠肌; 肌腱; 跑姿; 形态学; 力学特性; 肌肉收缩; 蹬伸效率

中图分类号: G804.6 **文献标志码:** A **文章编号:** 1000-5498(2023)09-0075-10 **DOI:** 10.16099/j.sus.2022.08.30.0005

跑步具有促进身心健康等诸多益处。近年来, 国内兴起了一股跑步热潮。《全民健身活动状况调查公报》数据显示, 跑步在成年人参与运动项目中的占比达 19.8%, 位列第 2 位, 且参与人数大幅度提升^[1-2]。尽管跑步技术看似简单, 但跑步时的动作技术决定了其运动成绩。

小腿三头肌-肌腱复合体是影响跑步蹬伸效率和成绩的重要结构。研究显示, 跑步时小腿三头肌能量消耗量约占全身能量消耗量的 22%~32%^[3], 其肌腱在支撑早期时吸收能量, 在蹬伸时释放能量^[4]。既往研究^[5]通常将内侧腓肠肌 (medial gastrocnemius, MG) 作为目标肌肉, 反映小腿三头肌形态学和力学特性。有研究^[6-7]初步显示, 优秀长跑者或经济性较高跑者的 MG 具有肌束长度较短、羽状角较大以及力量大等特点,

这说明内侧腓肠肌-肌腱复合体 (medial gastrocnemius-tendon unit, MTU) 形态学和力学特性与跑步蹬伸效率和跑步经济性息息相关。

近年来, 前掌着地跑 (forefoot strike pattern, FFS) 得到众多跑者和学者的关注。现有研究^[8-9]表明: 相比于后跟着地跑 (rearfoot strike pattern, RFS), 采用 FFS 时地面反作用力 (ground reaction force, GRF) 负载率和伸膝力矩更小, 踝关节跖屈力矩更大, 经济性更佳等。据此, 众多 RFS 跑者开始尝试 FFS 以提高跑步成绩并减少冲击相关的损伤。从 FFS 动作出发, 支撑前期 MG 在踝关节做离心收缩, 在蹬伸期向心收缩^[10], 其肌腱充分利用伸长-缩短周期, 储存更多能量并返回, 而以上论述仅停留在理论层面。现阶段, 少有研究从肌肉和肌腱形态学及力学出发揭示转换跑姿后肌肉收缩

收稿日期: 2022-08-30; 修回日期: 2023-06-03

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (12272238); 第六批上海市青年拔尖人才开发计划

第一作者简介: 邓力勤 (ORCID: 0000-0002-9063-6824), 女, 湖南湘潭人, 上海体育大学博士研究生; 研究方向: 运动生物力学, E-mail: 18873286059@163.com

通信作者简介: 傅维杰 (ORCID: 0000-0002-7552-0452), 男, 浙江嘉善人, 上海体育大学教授, 博士, 博士生导师; 研究方向: 运动生物力学, E-mail: fuweijie@sus.edu.cn

和蹬伸效率的即刻变化。同时,不同跑姿下支撑期各阶段动作特征不一致,但较少研究对支撑期做进一步分期分析。

目前,获取运动中肌肉形态的方法包括超声、肌肉骨骼建模(如 OpenSim、运动学数据计算肌肉起止点间距离^[11-12]),后者不能真实反映肌肉在体运动^[13],而超声可采集在体肌肉实时影像,且被验证具有较高效率和信度^[14]。然而,鲜有研究基于超声技术探究跑姿间肌肉形态学和力学特性的差异。

因此,本文基于超声同步运动捕捉系统实时采集技术,探究习惯 RFS 跑者转换成 FFS 后 MTU 在体形态学及力学特性的即刻变化,以期揭示为跑姿对肌肉收缩和蹬伸效率的影响提供肌肉形态学和力学层面的依据。笔者推测相比于 RFS,FFS 时:①GRF 蹬伸峰值显著更大;②触地和离地时刻肌束长度,支撑期及其各

阶段肌束长度变化量、收缩量及速度显著更小,峰值肌肉力量和功率显著更大;③MTU 收缩量及功率、拉伸量、拉伸速度和拉伸功率显著更大。

1 方法

1.1 研究对象

采用 G*Power 软件对样本量进行事前估算(a priori power analysis),计算得到样本量最少为 13 人($\alpha = 0.05$, $1-\beta = 0.95$, 效应量为 1.114^[15])。共招募 15 名健康男性受试者,基本信息见表 1。纳入标准:习惯穿缓冲鞋并采用 RFS;近 3 个月周跑量大于 20 km;无神经系统疾病、小腿三头肌和跟腱疼痛和损伤,近 3 个月内无下肢损伤。所有受试者签署知情同意书,本研究通过上海体育学院伦理委员会批准(编号:102772021RT085)。

表 1 受试者基本信息

Table 1 Basic information of participants

人数	年龄/岁	身高/cm	体重/kg	小腿长/cm	MG肌束长度/cm	周跑量/km
15	32.27±8.45	175.15±5.14	67.32±9.74	34.73±3.10	6.74±1.00	40.30±19.68

注:MG为内侧腓肠肌。

1.2 实验仪器

(1) uSmart 3300 超声影像仪。采用美国 Terason 公司生产的 uSmart 3300 超声影像仪(Terason, United States, 采样频率为 22 Hz),配备 12L5A 线性探头(探头频率为 7.5 ~ 12 MHz)采集 MG 影像。其通过外接自行改装的脚踏与运动捕捉系统连接以同步触发。

(2) Vicon 运动捕捉系统。采用英国生产的 8 台 Vicon 三维红外摄像头及运动捕捉系统(型号: T40)采集红外反光球(直径 14 mm)的运动轨迹,采样频率为 200 Hz。

(3) Bertec 三维测力跑台。采用美国 Bertec 公司生产的三维测力跑台,由两块(长 175 cm,宽 50 cm)独立的测力跑台组成,采集跑步时 GRF,采样频率为 1 000 Hz。

(4) 缓冲跑鞋。受试者需穿着统一的某运动品牌缓冲慢跑鞋进行跑步实验,该鞋跟差为 10 mm,中底的缓冲材料使用模压 EVA 泡沫,前掌和后跟均有气垫。

1.3 实验流程

在实验人员记录受试者基本信息后,要求受试者先更换统一的服饰。随后,要求受试者在跑台上采用

习惯跑姿进行 5 min 的热身跑,实验人员用手机慢动作拍摄,初步排除习惯 FFS 跑者。

(1) 静态测试。要求受试者俯卧于治疗床上,使踝关节成中立位(小腿和足之间夹角成 90°),将探头垂直放置于肌腹以获取优势腿 MG 影像^[16]。随后要求受试者坐于治疗床边,膝关节成 90°屈曲,踝关节处于中立位,使用软尺测量小腿长度。

(2) 跑步时在体超声以及生物力学测试。实验人员为受试者贴上反光球,36 个反光球的贴放位置如图 1^[10]所示,将探头使用自制泡沫模型以及弹力绷带固定于优势腿 MG 肌腹位置。

在受试者在跑台进行适应性练习后采集静态模型。随后,进行正式的跑步测试,跑者首先采用 RFS 跑姿以 9 km/h 的速度进行测试^[17],测试速度在测力跑台的速度控制界面进行设置。完成采集后,以同样速度要求受试者采用 FFS(触地时足跖球部先触地,允许后跟随后落地)。跑姿稳定后同步采集 GRF、反光球轨迹、MG 超声影像,每次采集 10 s。

1.4 实验参数

(1) 触地角度和 GRF。采用美国 C-Motion 公司开

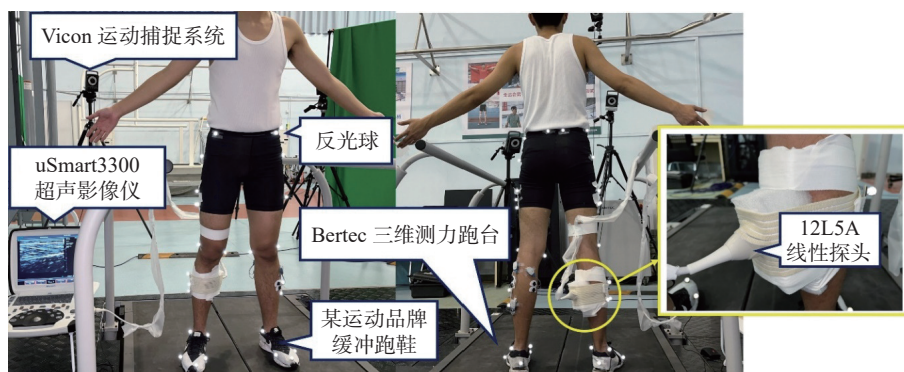


图1 反光球贴放位置、实验设置以及探头固定示意

Figure 1 The diagram of placement of the markers and experimental set-up and the fixing of the ultrasound probe

发的 V3D 三维步态分析软件对采集的数据进行滤波和逆向动力学分析。其中,运动学和 GRF 的截止频率分别为 7 Hz 和 50 Hz^[18]。

每条数据选取五步进行分析。触地角度用于判断跑步时的跑姿,定义为第一跖趾关节与后跟点连线与地面的夹角,其中,触地角度大于 8° 为 RFS,触地角度小于 -1.6° 为 FFS^[19]。垂直 GRF 包括冲击峰值(仅 RFS 有该峰值)和蹬伸峰值(RFS 和 FFS 均有该峰值)。通过 GRF 判断触地($\text{GRF} > 30 \text{ N}$)和离地帧(触地后 $\text{GRF} < 30 \text{ N}$ 的前一帧),并将支撑期(即触地至离地时段)划分为支撑早期、支撑中期和蹬伸期(分别为支撑期的 0~20%、21%~55%、56%~85%)^[20]。GRF 进行体重标准化。

(2)形态学。肌束长度是浅筋膜和深筋膜之间的分支路径长度(图2)。静态肌束长度测量使用 Image J 软件对超声图像进行解析^[16]。取3条肌束,取平均值。若无法完整采集到1条肌束,可根据浅筋膜和肌束做延长线以判断肌束的缺失部分(图2)^[21]。

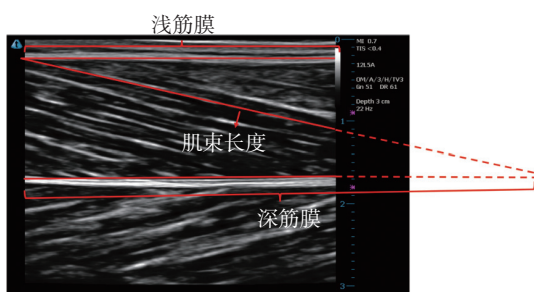


图2 肌束长度超声影像示意

Figure 2 The diagram of ultrasound image of fascicle length (FL)

获取跑步时的肌束长度,对跑步时采集的超声视频进行处理,使用 Ultratrack(版本:4.1)对同一条肌束

在深筋膜和浅筋膜上交点进行逐帧手动追踪^[22],其信效率已得到前人研究^[14]验证。随后进行线性插值,触地和离地帧的肌束长度为触地和离地时刻肌束长度(图3)。

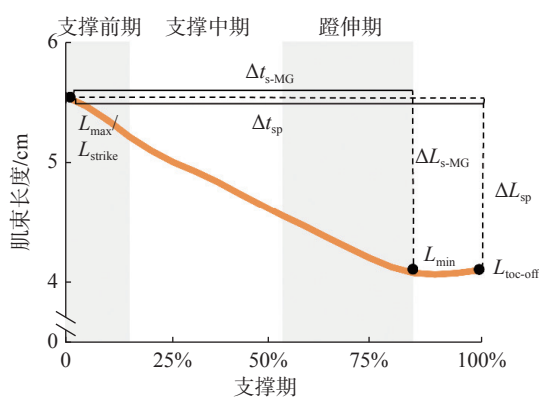


图3 内侧腓肠肌肌束长度、变化量、收缩量、变化和收缩速度定义示意

Figure 3 Definition of length, Δ length, shortening length, change and shortening speed of medial gastrocnemius muscle fascicle

注: L_{strike} 、 $L_{\text{toe-off}}$ 、 L_{max} 分别表示触地、离地时肌束长度和肌束长度峰值; ΔL_{sp} 和 $\Delta L_{\text{s-MG}}$ 分别表示支撑期肌束变化量和肌束收缩量; Δt_{sp} 和 Δt_{s} 分别表示支撑期和收缩时间。

跑步时支撑期肌束长度变化量(图3, ΔL_{sp})为支撑期触地(L_{strike})与离地时刻肌束长度差值($L_{\text{toe-off}}$),即 $\Delta L_{\text{sp}} = L_{\text{strike}} - L_{\text{toe-off}}$ 。此外,支撑早期、中期和蹬伸期的变化量(图3)为对应分期的开始与结束帧肌束长度差值,变化率为变化量与静态肌束长度的比值^[23]。

跑步时肌束长度收缩量(图3, $\Delta L_{\text{s-MG}}$)为支撑期肌束长度最大值(L_{max})与最小值(L_{min})的差值,即 $\Delta L_{\text{s-MG}} = L_{\text{max}} - L_{\text{min}}$,收缩率为收缩量与静态肌束长度的比值。

跑步时 MTU 长度根据 Hawkins 等^[24]拟合方程计算,取跑步支撑期触地时刻、离地时刻以及最大

MTU 长度(图 4), 计算公式为:

$$L = C_0 + C_1\alpha + C_2\beta + C_3\beta^2 + C_4\varphi \quad (1)$$

其中, L 是 MTU 长度, C_0 至 C_4 是回归系数, α 、 β 和 φ 是髁、膝、踝关节的屈曲角度, 使用小腿长度进行标准化。

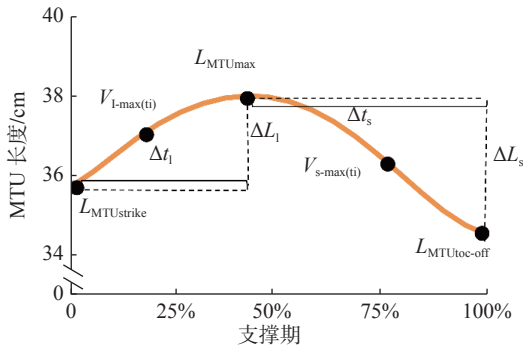


图 4 内侧腓肠肌-肌腱复合体触地、离地长度和长度最大值、收缩量、拉伸量、峰值收缩和拉伸速度定义示意
Figure 4 Definition of length at touchdown and toe-off moment and maximum length, shortening and lengthening amount and velocity of medial gastrocnemius-tendon unit

注: MTU 表示内侧腓肠肌-肌腱复合体; $L_{MTUstrike}$ 、 $L_{MTUtoe-off}$ 、 L_{MTUmax} 分别表示触地和离地时内侧腓肠肌-肌腱复合体长度和长度最大值; ΔL_s 、 ΔL_l 分别表示收缩量和拉伸量; $V_{s-max(ti)}$ 、 $V_{l-max(ti)}$ 分别表示峰值收缩和拉伸速度。

MTU 的收缩量(图 4, ΔL_s)为离地时 MTU 长度($L_{MTUtoe-off}$)及其长度最大值(L_{MTUmax})的差值, 即 $\Delta L_s = L_{MTUmax} - L_{MTUtoe-off}$ 。拉伸量(图 4, ΔL_l)为触地时刻 MTU 长度与其长度最大值($L_{MTUstrike}$)的差值^[23], 即 $\Delta L_l = L_{MTUmax} - L_{MTUstrike}$ 。

(3) 力学特性。跑步时支撑期的平均肌束变化速度(图 3, V_{sp})由支撑期肌束长度变化量(ΔL_{sp})除以支撑期时间(t_{sp})获得, 即 $V_{sp} = \Delta L_{sp} / t_{sp}$ 。跑步时支撑期肌束收缩速度(图 3)由支撑期肌束长度进行一次求导, 求导后峰值为峰值肌束收缩速度($V_{s-max(ti)}$), 即 $V_{s-max(ti)} = \text{Max}(V_{(ti+1)} - V_{(ti)}) / (t_{(ti+1)} - t_{(ti)})$, 平均束收缩速度(图 4, V_s)由支撑期肌束长度收缩量(ΔL_s)除以收缩时间(t_s)获得, 即 $V_s = \Delta L_s / t_s$ 。

MTU 峰值收缩($V_{s-max(ti)}$)和拉伸速度($V_{l-max(ti)}$)分别为支撑期 MTU 长度一次求导最大值和最小值, 即 $V_{s-max(ti)} = \text{Max}((L_{(ti+1)} - L_{(ti)}) / (t_{(ti+1)} - t_{(ti)}))$ 和 $V_{l-max(ti)} = \text{Min}((L_{(ti+1)} - L_{(ti)}) / (t_{(ti+1)} - t_{(ti)}))$ 。

MG 力量公式为:

$$F_{MG} = k(M/L_{AT}) \quad (2)$$

其中: 常数 $k=0.16$, 是 MG 占小腿三头肌横截面积的比例^[25-26]; M 为跑步跖屈力矩; L_{AT} 是跟腱力臂。跑步时跟腱力臂通过踝关节角度与其的拟合曲线求得^[27-28], 公式为:

$$Y = -0.00591 + 0.0475X - 0.00855X^2 \quad (3)$$

其中: Y 为小腿三头肌力臂; X 为踝关节角度, rad。

肌肉功率为支撑期 MG 力量与其对应肌束收缩速度的乘积, 取其峰值作为 MG 峰值功率^[19]。MTU 收缩和拉伸功率为 MG 力量与其对应 MTU 收缩和拉伸速度的乘积, 取峰值作为收缩和拉伸峰值功率^[19]。

1.5 统计方法

所有结果均以平均值±标准差表示。采用 Shapiro-Wilk 测试检验数据分布的正态性。对于符合正态分布的指标, 使用配对 t 检验量化 2 种跑姿下触地角度、GRF、MG 和 MTU 的形态学和力学特性间是否存在显著性差异。对于不符合正态分布的指标, 使用非参数检验中的 Wilcoxon 符号秩和检验。显著性水平设为 0.05。

2 结果

2.1 触地角度和 GRF

FFS 和 RFS 均符合本文定义的其对应的触地角度标准, 且具有显著性差异($P < 0.05$, 图 5)。FFS 时无 GRF 冲击峰值, FFS 的 GRF 蹬伸峰值显著大于 RFS(图 5 ~ 图 6, $P < 0.05$)。

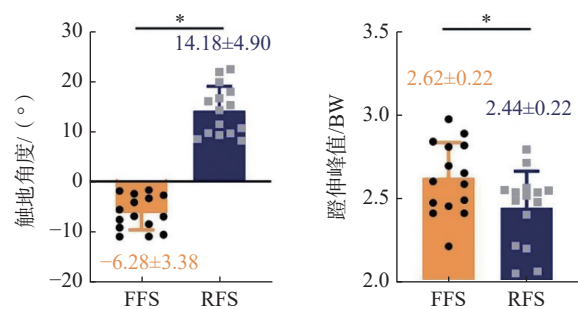


图 5 前掌着地跑 (FFS) 和后跟着地跑 (RFS) 触地角度和地面反作用力蹬伸峰值差异

Figure 5 The foot strike ankle and peak propulsion force between forefoot strike pattern (FFS) and rearfoot strike pattern (RFS)

注: *表示 $P < 0.05$ 。

2.2 MG 形态学和力学特性

FFS 时的触地和离地时刻肌束长度显著小于 RFS(图 7 ~ 图 8, $P < 0.05$); 相比于 RFS 时, FFS 支撑期肌束

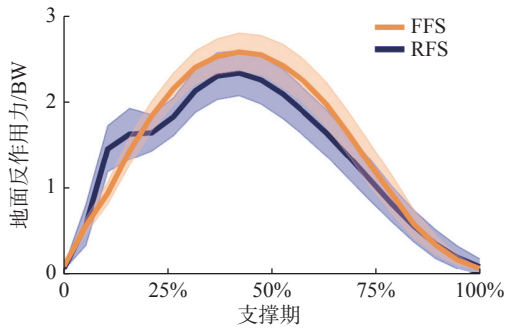


图6 支撑期前掌 (FFS) 和后跟着地跑 (RFS) 地面反作用力曲线

Figure 6 The curve of the ground reaction force of forefoot strike pattern (FFS) and rearfoot strike pattern (RFS)

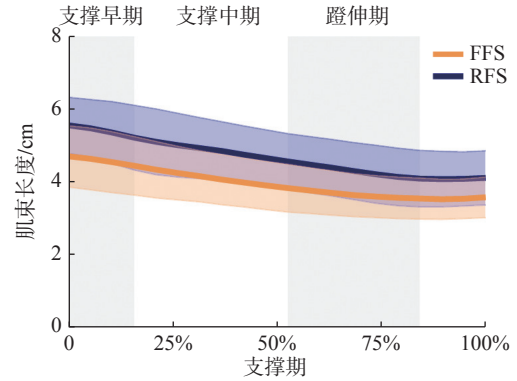


图7 前掌 (FFS) 和后跟着地跑 (RFS) 支撑期内侧腓肠肌肌束长度变化

Figure 7 The curve of the fascicle length of the medial gastrocnemius of forefoot strike pattern (FFS) and rearfoot strike pattern (RFS)

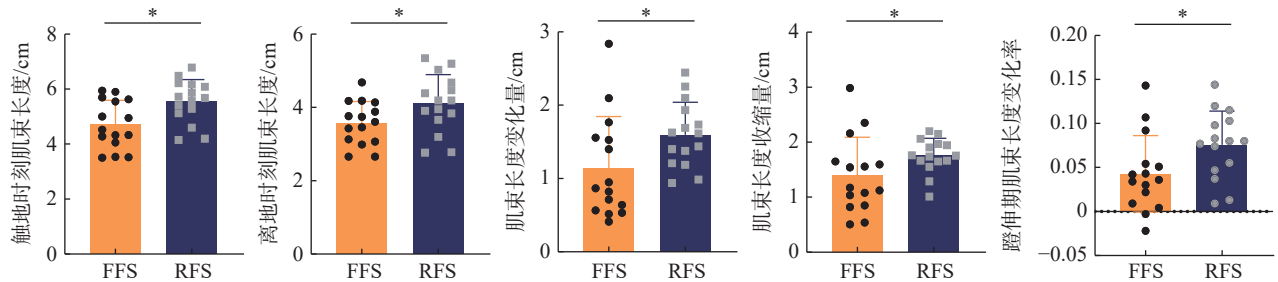


图8 不同跑姿对支撑期内侧腓肠肌形态学特性的影响

Figure 8 The effect of foot strike patterns on the morphological properties of the medial gastrocnemius during stance phase

注: FFS 表示前掌着地跑; RFS 表示后跟着地跑; *表示 $P < 0.05$ 。

收缩量/率、肌束变化量/率、蹬伸期肌束变化率显著更小(图8, $P < 0.05$), 但支撑早期和中期肌束变化量/率以及蹬伸期肌束变化量无显著性差异(表2)。

表2 不同跑姿对跑步支撑期内侧腓肠肌形态学的影响

Table 2 The effect of footstrike patterns on morphological properties of medial gastrocnemius

类别	前掌着地跑	后跟着地跑	P
触地时刻肌束长度/cm	4.72±0.88	5.56±0.79	<0.001
离地时刻肌束长度/cm	3.57±0.60	4.11±0.80	<0.001
肌束长度变化量/cm	1.15±0.70	1.60±0.45	0.047
肌束收缩量/cm	1.40±0.69	1.75±0.32	0.042
肌束长度变化率	0.17±0.09	0.25±0.08	0.026
肌束收缩率	0.21±0.09	0.28±0.06	0.034
支撑早期肌束长度变化量/cm	0.26±0.16	0.34±0.40	0.484
支撑中期肌束长度变化量/cm	0.61±0.36	0.65±0.24	0.690
蹬伸期肌束长度变化量/cm	0.29±0.34	0.48±0.24	0.072
支撑早期肌束长度变化率	0.04±0.03	0.05±0.06	0.625
支撑中期肌束长度变化率	0.09±0.05	0.10±0.04	0.548
蹬伸期肌束长度变化率	0.04±0.04	0.07±0.03	0.045

注: 加粗的P值表示有显著性差异。

对于MG力学特性, 仅有肌束平均变化速度不符合正态分布。FFS时, 其支撑期MG峰值收缩速度显著小于RFS时($P < 0.05$), 峰值MG力量大于RFS时($P < 0.05$, 图9)。FFS时的支撑期平均收缩速度有显著大于RFS的趋势($P = 0.069$)。支撑期MG功率在不同跑姿模式下无显著性差异(表3)。

2.3 MTU 形态学和力学特性

MTU的形态学和力学特性中仅有触地和离地时刻MTU长度及其拉伸速度不符合正态分布。相比于RFS, FFS触地时刻和峰值MTU长度显著更小($P < 0.05$), 支撑期拉伸量、拉伸和收缩速度、拉伸和收缩功率均显著更大(图10~图11, $P < 0.05$)。离地时MTU长度、收缩量无显著性跑姿差异(表4)。

3 讨论

本文基于超声同步运动捕捉系统的实时采集技术, 旨在探究习惯RFS跑者转换成FFS后MTU在体

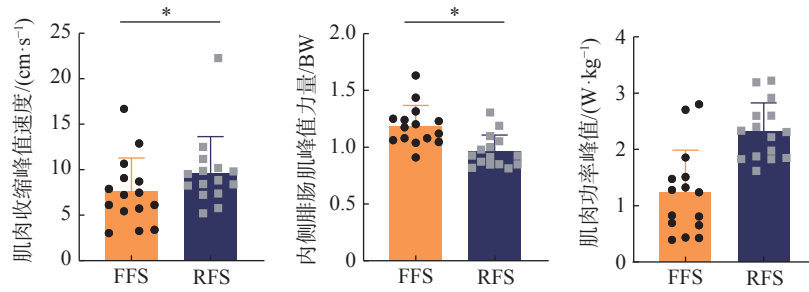


图9 不同跑姿对支撑期内侧腓肠肌力学特性的影响

Figure 9 The effect of foot strike patterns on the mechanical properties of the medial gastrocnemius during stance phase

注: FFS 表示前掌着地跑; RFS 表示后跟着地跑; *表示 $P < 0.05$ 。

表3 不同跑姿对支撑期内侧腓肠肌力学特性的影响

Table 3 The effect of foot strike pattern on the mechanical properties of the medial gastrocnemius during stance phase

类别	前掌着地跑	后跟着地跑	<i>P</i>
肌束平均变化速度/(cm·s ⁻¹)	4.66±2.63	5.82±1.49	0.113
肌束峰值收缩速度/(cm·s ⁻¹)	15.01±7.26	19.65±7.97	0.029
肌束平均收缩速度/(cm·s ⁻¹)	7.59±3.71	9.67±3.98	0.069
肌肉功率/(W·kg ⁻¹)	1.19±0.68	0.95±0.62	0.527
肌肉力量/BW	1.06±0.15	0.86±0.13	<0.001

注: 加粗的*P*值表示有显著性差异。

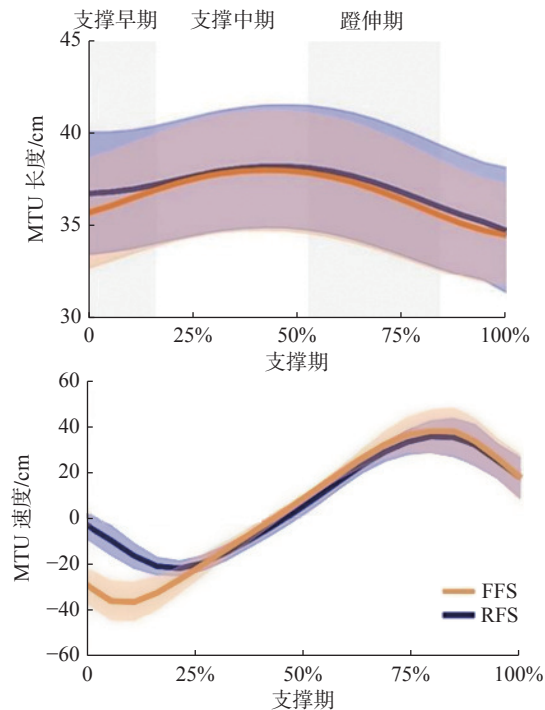


图10 前掌(FFS)和后跟着地跑(RFS)支撑期小腿肌肉-肌腱复合体(MTU)长度和速度曲线

Figure 10 The curve of the morphological and mechanical properties of the shank muscle-tendon unit (MTU) of forefoot strike pattern (FFS) and rearfoot strike pattern (RFS)

形态学及力学特性的即刻变化, 以期揭示不同跑姿对肌肉收缩和蹬伸效率的影响提供在体肌肉形态学和力学层面的依据。除支撑早期和中期的MG变化量/率、肌束平均变化/收缩速度、MG功率、MTU收缩量无显著跑姿差异外, 其余结果均符合研究假设。

结果显示, 跑步测试中的FFS和RFS均符合定义跑姿的触地角度标准。相比于RFS, FFS的GRF蹬伸峰值显著更大。相似地, Valenzuela等^[29]也发现FFS时蹬伸峰值显著大于RFS, 说明即刻转换FFS后蹬伸力量更大。

本文发现, RFS跑者即刻转换成FFS后触地和离地时刻MG肌束长度显著减小。类似地, Takeshita等^[15]的研究也发现FFS触地时MG肌束长度显著小于RFS时, 这可能是由于采用FFS触地时踝关节处于更跖屈的状态。同时, 结果显示, 相比于RFS, FFS时MG力量峰值显著更大, 肌束峰值收缩速度显著更小。Swinnen等^[19]也发现相比于习惯RFS跑者, 习惯FFS跑者具有更小的MG收缩速度。根据希尔方程力-速度关系, 收缩速度越低, 肌肉力量越大^[19], 因此, 本研究即刻转换FFS后较低的收缩速度是产生较高MG力量的原因之一。然而, 采用FFS跑步时MG力量更大, 这一方面提示更大的力学刺激有利于与MG相连的足踝软组织的适应性变化, 另一方面提示负荷的突然增加可能使跑者损伤的风险增加, 因此对于负荷的控制至关重要。

本文发现, FFS时肌束长度和收缩速度显著小于RFS。前人研究^[30]表明, 具有较短肌束的肌肉意味着肌肉募集量减少, 即消耗更少的三磷酸腺苷。同时, 由于每个横桥产生的力与收缩速度成反比, 需要激活更多并联横桥以维持收缩时产生的力^[31]。因此, 前人^[30]

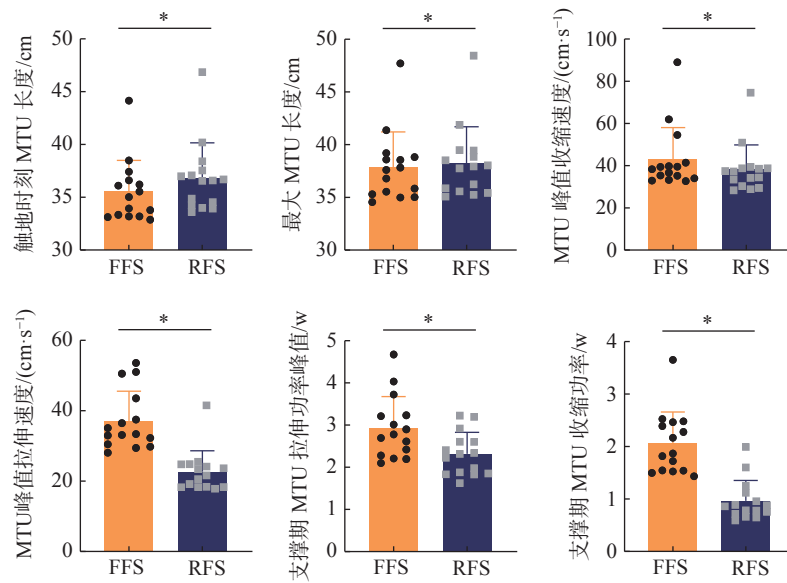


图 11 不同跑姿对支撑期小腿肌肉肌腱复合体 (MTU) 形态学和力学特性的影响

Figure 11 The effect of footstrike patterns on the morphological and mechanical properties of the medial gastrocnemius-tendon unit (MTU)

注: FFS 表示前掌着地跑; RFS 表示后跟着地跑; *表示 $P < 0.05$ 。

表 4 不同跑姿对跑步支撑期小腿肌肉-肌腱复合体(MTU)形态学和力学特性的影响

Table 4 The effect of footstrike pattern on mechanical properties of the medial gastrocnemius - tendon unit

类别	前掌着地跑	后跟着地跑	<i>P</i>
触地时刻MTU长度 /cm	35.54±2.97	36.81±3.36	0.001
离地时刻MTU长度 /cm	34.07±3.20	34.47±3.49	0.193
最大MTU长度 /cm	37.85±3.35	38.26±3.430	<0.001
MTU收缩量 /cm	3.78±1.00	3.79±0.29	0.986
MTU拉伸量/cm	2.32±0.60	1.45±0.25	<0.001
峰值MTU收缩速度/(cm·s ⁻¹)	42.96±15.14	38.33±11.55	0.008
峰值MTU拉伸速度/(cm·s ⁻¹)	37.15±8.45	22.69±5.94	0.001
峰值收缩功率 /W	2.61±0.65	1.83±0.53	0.001
峰值拉伸功率 /W	2.06±0.45	0.86±0.34	<0.001

注: 加粗的*P*值表示有显著性差异。

认为肌肉收缩的能量消耗与肌肉收缩速度成正比。以上说明了FFS时MG的收缩效率更高。此外,本研究成果显示,相比于RFS,转换成FFS后支撑期肌束收缩量/率、变化量/率和蹬伸期肌束收缩率显著减小。Takeshita等^[15]未发现支撑期MG肌束变化量有显著跑姿差异,与本文结果差异的可能原因是该研究同时招募了习惯FFS和RFS跑者进行即刻跑姿转换。Swinnen等^[19]发现习惯FFS跑者在跑步支撑期MG变化量显著小于习惯RFS跑者,支撑了本文结果。前人^[30]研究发现肌肉能量消耗与肌肉内肌节的收缩量成正比,本文发现FFS时支撑期和蹬伸期MG收缩量

显著小于RFS时。这提示MG收缩时能量消耗更低,尤其在蹬伸期。同时,Sano等^[17]关于相同跑姿下跑步成绩更优异的肯尼亚跑者在触地时刻肌束长度和支撑期肌肉收缩量显著小于日本跑者的研究发现也佐证了以上论述。

本文发现,FFS时MTU收缩速度和功率、拉伸量、拉伸速度及功率显著大于RFS。类似地,Takeshita等^[15]和Swinnen等^[19]的研究也发现,FFS/习惯FFS时MTU拉伸量大于RFS/习惯RFS,收缩量无显著跑姿差异。如图10所示,在触地时,FFS时的MTU长度显著更小,随后MTU拉伸,FFS时更大的拉伸量提示肌肉-肌腱复合体的“预先拉长”更充分,而本研究即刻转换FFS后对支撑早期肌束长度变化量无显著改变,这意味着FFS时MTU的拉伸量增加是由肌腱拉长导致的。这种MTU的改变使MG处于更有利的条件下以产生更大的力,并且随着MTU缩短回弹过程的增加,其功率由此增加^[32],这也解释了FFS时MG收缩效率更高的原因。综上,相比于RFS,FFS时由于MTU在前期更大的拉长以储存更多的弹性势能,肌腱在蹬伸期释放更多能量^[15]。但由于肌肉在支撑期持续收缩,即刻转换成FFS后肌肉-肌腱复合体拉伸量和拉伸速度都显著增加,过快地进行跑姿转换训练可能额外造成肌腱和其他软组织的损伤。因此,有向FFS跑姿转换需求的跑者需循序渐进地增加采用FFS的比例,使

肌肉-肌腱复合体逐渐产生适应性变化,并潜在地减少支撑早期因应变过大造成的肌肉-肌腱复合体损伤^[33]。

本文发现,习惯 RFS 跑者即刻转换成 FFS 后, MG 和 MTU 行为发生变化,且这种变化与前人^[19] 研究中习惯 FFS 和 RFS 跑者之间的差异相似,提示习惯 RFS 跑者采用 FFS 进行长期适应性练习后或存在适应性改变。本研究存在以下局限性:①FFS 和 RFS 时采用相同跑速条件进行测试,FFS 时 MG 产生较大的蹬伸力量被认为是耗能或仅为其他关节的代偿。尽管有研究证实 MTU 力学特性与 MG 能耗具有相关性,但肌肉能耗影响因素诸多,本研究仅能从 MTU 形态学和力学出发证实转换成 FFS 后具有局部优化作用。②仅考虑了转换跑姿对 MTU 形态学以及力学特性的即刻影响,后续研究可考虑探究跑姿再训练对其形态学和力学特性的影响。

4 结论

相比于后跟着地跑,前掌着地跑时产生蹬伸力量更大;内侧腓肠肌可在相同跑速下以更小的收缩量和速度产生更大的肌肉力量,潜在地提高肌肉收缩效率;前掌着地跑时其能更优地利用伸长-缩短周期以储存和释放更多能量。综上,习惯后跟着地跑者转换成前掌着地跑后局部优化了跑步过程中的内侧腓肠肌收缩效率以及肌腱弹性能量的利用能力,建议进行长期且循序渐进的跑姿转换训练以实现适应性变化。

作者贡献声明:

邓力勤: 提出论文选题,设计实验,拟定论文框架,收集、统计数据,撰写、修改论文;
张希妮、肖松林、王宝峰、武楷承: 收集、核实数据,修改论文;
张胜年: 审核、指导修改论文;
傅维杰: 指导选题、设计实验,审核、指导修改论文。

参考文献

[1] 国家国民体质监测中心. 2020年全民健身活动状况调查

公报 [EB/OL]. [2021-12-20]. <https://www.ciiss.cn/tzgg/info/2021/32029.html>

- [2] 中国田径协会. 《2019中国马拉松大数据分析报告》 [EB/OL]. [2020-05-01]. <http://www.athletics.org.cn/news/marathon/2020/0501/346438.html>
- [3] SWINNEN W, HOOBKAMER W, DE GROOTE F, et al. Habitual foot strike pattern does not affect simulated triceps surae muscle metabolic energy consumption during running[J]. *The Journal of Experimental Biology*, 2019, 222(Pt 23): jeb212449
- [4] YONG J R, DEMBIA C L, SILDER A, et al. Foot strike pattern during running alters muscle-tendon dynamics of the gastrocnemius and the soleus[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 1-11
- [5] CIBULKA M, WENTHE A, BOYLE Z, et al. Variation in medial and lateral gastrocnemius muscle activity with foot position[J]. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 2017, 12(2): 233-24
- [6] ARAMPATZIS A, DE MONTE G, KARAMANIDIS K, et al. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy[J]. *The Journal of Experimental Biology*, 2006, 209(Pt 17): 3345-3357
- [7] ABE T, KUMAGAI K, BRECHUE W F. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2000, 32(6): 1125-1129
- [8] 杨洋, 王熙, 傅维杰. 着鞋和触地方式对慢跑时足部受力特征的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2): 154-160
- [9] DAOU A I, GEISLER G J, WANG F, et al. Foot strike and injury rates in endurance runners: A retrospective study[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2012, 44(7): 1325-1334
- [10] 张希妮, 王俊清, 杨洋, 等. 基于跑姿控制训练模式下的跟腱生物力学研究[J]. *体育科学*, 2019, 39(4): 63-70
- [11] 钟运健, 刘冬梅, 裘艺. 基于肌肉-骨骼建模的途中跑大腿后肌损伤时相探讨[J]. *上海体育学院学报*, 2017, 41(1): 43-49
- [12] 万祥林, 刘卉, 李翰君, 等. 在体股后肌群最优长度的测算方法[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(4): 481-488
- [13] LICHTWARK G A, BOUGOULIAS K, WILSON A M. Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(1): 157-164
- [14] BARBER L, BARRETT R, LICHTWARK G. Validity and reliability of a simple ultrasound approach to measure medial gastrocnemius muscle length[J]. *Journal of*

- Anatomy*, 2011, 218(6): 637-642
- [15] TAKESHITA T, NORO H, HATA K, et al. Muscle-tendon behavior and kinetics in gastrocnemius medialis during forefoot and rearfoot strike running[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2021, 37(3): 240-247
- [16] GEREMIA J M, BARONI B M, BINI R R, et al. Triceps surae muscle architecture adaptations to eccentric training[J]. *Frontiers in Physiology*, 2019, 10: 1456
- [17] SANO K, NICOL C, AKIYAMA M, et al. Can measures of muscle-tendon interaction improve our understanding of the superiority of Kenyan endurance runners?[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2015, 115(4): 849-859
- [18] LUO Z, ZHANG X N, WANG J Q, et al. Changes in ground reaction forces, joint mechanics, and stiffness during treadmill running to fatigue[J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(24): 5493
- [19] SWINNEN W, HOOGKAMER W, DELABASTITA T, et al. Effect of habitual foot-strike pattern on the gastrocnemius medialis muscle-tendon interaction and muscle force production during running[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2019, 126(3): 708-716
- [20] WELTE L, KELLY L A, KESSLER S E, et al. The extensibility of the plantar fascia influences the windlass mechanism during human running[J]. *Proceedings: Biological Sciences*, 2021, 288(1943): 20202095
- [21] FRANCHI M V, RAITERI B J, LONGO S, et al. Muscle architecture assessment: Strengths, shortcomings and new frontiers of in vivo imaging techniques[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2018, 44(12): 2492-2504
- [22] SWINNEN W, MYLLE I, HOOGKAMER W, et al. Triceps surae muscle force potential and force demand shift with altering stride frequency in running[J]. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2022, 32(10): 1444-1455
- [23] MONTE A, BALZOPoulos V, MAGANARIS C N, et al. Gastrocnemius medialis and vastus lateralis in vivo muscle-tendon behavior during running at increasing speeds[J]. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2020, 30(7): 1163-1176
- [24] HAWKINS D, HULL M L. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements[J]. *Journal of Biomechanics*, 1990, 23(5): 487-494
- [25] FUKUNAGA T, ROY R R, SHELOCK F G, et al. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1996, 80(1): 158-165
- [26] KUBO K, IKEBUKURO T, YATA H. Mechanical properties of muscles and tendon structures in middle-aged and young men[J]. *Scientific Reports*, 2022, 12(1): 1-12
- [27] LYGH T M, NOCKERTS M, KERNOZEK T W, et al. Effects of foot strike and step frequency on Achilles tendon stress during running[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2016, 32(4): 365-372
- [28] RUGG S G, GREGOR R J, MANDELBAUM B R, et al. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI)[J]. *Journal of Biomechanics*, 1990, 23(5): 495-501
- [29] 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
- [30] FLETCHER J R, MACINTOSH B R. Running economy from a muscle energetics perspective[J]. *Frontiers in Physiology*, 2017, 8: 433
- [31] KATZ A, SAHLIN K, HENRIKSSON J. Muscle ATP turnover rate during isometric contraction in humans[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1986, 60(6): 1839-1842
- [32] SAKUMA J, KANEHISA H, YANAI T, et al. Fascicle-tendon behavior of the gastrocnemius and soleus muscles during ankle bending exercise at different movement frequencies[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2012, 112(3): 887-898
- [33] JOSEPH M F, HISTEN K, ARNTSEN J, et al. Achilles tendon adaptation during transition to a minimalist running style[J]. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2017, 26(2): 165-170

Acute Effect of Foot Strike Pattern on the Morphological and Mechanical Properties of Medial Gastrocnemius-Tendon Unit Based on Real Time Ultrasound

DENG Liqin, ZHANG Xini, XIAO Songlin, WANG Baofeng, WU Kaicheng, ZHANG Shengnian, FU Weijie

Abstract: **Objective** To explore the effects of foot strike pattern on the morphological and mechanical properties of medial gastrocnemius-tendon unit (MTU). **Methods** Fifteen healthy recreational runners with habitual rearfoot strike pattern (RFS) were recruited to run at 9 km/h wearing cushioned shoes with RFS and forefoot strike pattern (FFS). An ultrasound system, motion capture system and the instrumented treadmill were utilized to capture the ultrasound image of medial gastrocnemius (MG) in-real, and the ground reaction force (GRF) during running. The foot strike angle, and morphological and mechanical properties of the MG/MTU were calculated. **Results** Compared with RFS, FFS runners exhibited: ① greater second peak GRF; ② lower MG shortening length/rate during stance phase and shortening rate during toe-off phase; ③ lower peak shortening speed and higher MG force; ④ greater MTU shortening speed/rate, lengthening and shortening length, speed and power. **Conclusion** It was confirmed that habitual RFS runners had acute partial optimization effect of MTU. Specifically, the MG could produce more force with less muscle contraction, and the MTU could store and release greater energy at the same running speed, thereby improving the efficiency of MG contraction and propulsion efficiency after an acute switch to FFS.

Keywords: medial gastrocnemius; tendon; foot strike pattern; morphology; mechanical property; muscle contraction; propulsion efficiency

Authors' address: Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China