

文章编号: 1004-7220(2023)04-0777-07

# 即刻改变触地方式对着鞋跑时内侧纵弓在体运动学的影响

孙晓乐<sup>ab</sup>, 苏婉妍<sup>ab</sup>, 叶东强<sup>a</sup>, 张希妮<sup>a</sup>, 张 燊<sup>b\*</sup>, 傅维杰<sup>a\*</sup>

(上海体育大学 a. 运动健康学院; b. 竞技运动学院, 上海 200438)

**摘要:**目的 探究即刻转换触地方式对着鞋跑步时内侧纵弓在体运动学的影响。方法 采用高速双平面荧光透视成像系统采集 15 名健康男性跑者即刻改变触地方式前后右足在跑步支撑阶段[跑速:  $(3 \pm 0.15)$  m/s]的荧光图像。根据 CT 图像重建第 1 跖骨和跟骨三维骨骼模型及其局部坐标系, 并通过 3D-2D 配准获取内侧纵弓在跑步支撑期的 6 自由度(six degree of freedom, 6 DOF)数据(简化为第 1 跖骨相对跟骨的运动)。采用一维统计参数映射(statistical parametric mapping, SPM)比较即刻改变触地方式前后内侧纵弓的 6 DOF 运动趋势, 并对其特征值进行配对样本 *t* 检验。结果 相比后跟跑, 即刻前掌跑时, 在支撑期的 15%~21% 第 1 跖骨相对跟骨的外移、支撑期 17%~45% 第 1 跖骨的前移和支撑期的 18%~39% 第 1 跖骨的背屈均显著增加( $P < 0.05$ )。即刻前掌跑时, 第 1 跖骨相对跟骨的前移最大值、背屈最大值、前后平移活动范围及内侧纵弓压缩变化量均显著增加( $P < 0.05$ )。结论 由习惯后跟跑即刻转换为前掌跑后, 内侧纵弓矢状面的形变显著增加, 尤其是内侧纵弓的压缩变化量增加约 10%, 可能有助于其弹性能量的储存与释放。

**关键词:** 高速双平面荧光透视成像系统; 6 自由度; 前掌跑; 后跟跑; 内侧纵弓

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.021

## Acute Effects of Changing Foot Strike Patterns on *in vivo* Kinematics of Medial Longitudinal Arch During Shod Running

SUN Xiaole<sup>ab</sup>, SU Wanyan<sup>ab</sup>, YE Dongqiang<sup>a</sup>, ZHANG Xini<sup>a</sup>, ZHANG Shen<sup>b\*</sup>, FU Weijie<sup>a\*</sup>

(a. School of Kinesiology; b. School of Elite Sport, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China)

**Abstract: Objective** To investigate the acute effect of changing foot strike patterns on *in vivo* kinematics of the medial longitudinal arch during shod running. **Methods** The high-speed dual fluoroscopic imaging system (DFIS) was used to acquire fluoroscopic images of the right foot during stance phase before and after changing foot strike patterns [running speed:  $(3 \pm 0.15)$  m/s] in 15 healthy male runners. The three-dimensional (3D) model of the first metatarsal bone and calcaneus and the local coordinate system were reconstructed from CT images, and the six degrees of freedom (6 DOF) data of the medial longitudinal arch (simplified as motion of the first metatarsal bone relative to the calcaneus) during stance phase were obtained by 3D-2D registration. Statistical parametric mapping (SPM) was used to compare the 6 DOF data of the medial longitudinal arch before and after changing foot strike patterns, and paired sample *t*-tests were used to compare the specific values. **Results** Compared with rearfoot strike, the lateral translation during 15%-21% of stance phase, anterior translation during 17%-45% of stance phase and dorsiflexion during 18%-39% of stance phase for motion of the first metatarsal bone relative to

收稿日期: 2022-08-09; 修回日期: 2022-09-21

基金项目: 国家重点研发计划项目(2019YFF0302100), 国家自然科学基金项目(12272238, 11772201), 上海市“曙光学者”计划(19SG47), 上海市青年拔尖人才开发计划

通信作者: 傅维杰, 教授, E-mail: fuweijie@sus.edu.cn; 张燊, 副教授, E-mail: zhangshen0708@163.com

# 为共同第一作者, \* 为共同通信作者

the calcaneus were significantly increased during forefoot strike running ( $P < 0.05$ ). The maximum anterior translation, the maximum dorsiflexion, the anterior-posterior translation, and the compression of the medial longitudinal arch for motion of the first metatarsal bone relative to the calcaneus were significantly increased during forefoot strike running ( $P < 0.05$ ). **Conclusions** Transitioning from habitual rearfoot strike to immediate forefoot strike resulted in greater deformation of the medial longitudinal arch in sagittal plane, especially the variation of arch compression increased by approximately 10%, which might contribute to the storage and release of elastic energy in the medial longitudinal arch.

**Key words:** high-speed dual fluoroscopic imaging system (DFIS); six degrees of freedom (6 DOF); forefoot strike running; rearfoot strike running; medial longitudinal arch

跑步是目前最受欢迎的运动项目之一,而足部的内侧纵弓在其支撑期扮演重要的角色:在缓冲阶段,内侧纵弓的弹性组织吸收并储存弹性能;在蹬伸阶段,内侧纵弓回弹缩短可释放近 17% 的机械能,内侧纵弓的功能出现从缓冲作用向杠杆功能的过渡<sup>[1-2]</sup>。然而,研究发现,不同触地方式下内侧纵弓的形变不同。在前掌触地模式下,内侧纵弓从触地瞬间开始被拉长,随后回弹起到类弹簧作用;而后跟触地模式下,在全掌着地前纵弓形变很小,影响了其弹性能量储存和释放的程度<sup>[3-4]</sup>。已有研究表明,后跟触地引起的高冲击和高负载率可能是造成髌股关节炎、足底筋膜炎等肌肉骨骼损伤的风险因素<sup>[5]</sup>;而前掌触地通过增加触地时的膝和踝关节的屈曲角度,能够减少部分冲击<sup>[6-7]</sup>。因此,有研究提出由后跟触地转换为前掌触地可减少跑步相关损伤,并尝试探讨后跟触地跑者即刻转换为前掌触地跑姿时下肢生物力学特征的改变<sup>[5-8]</sup>。但跑姿转换如何影响内侧纵弓在体生物力学表现的探索尚不充分,而这也正是深入理解不同跑步触地方式下内侧纵弓运动表现的重要依据。

研究认为,内侧纵弓的运动表现与跑步损伤相关。较大的足弓形变导致了胫骨后肌等肌肉的内旋力矩以及骨膜拉力增加,进而可能增加患胫骨内侧应力综合征的风险<sup>[9-11]</sup>。但较大的足弓形变会增加足底筋膜的应力和应变,可能有利于强化足底筋膜的力学特性,降低筋膜炎的发生率<sup>[12-13]</sup>。以往研究大多采用传统的运动捕捉系统,由于内侧纵弓骨骼结构较为复杂,且着鞋跑时鞋与足部之间存在相对运动,传统的生物力学测量方法难以精准捕捉内侧纵弓的真实运动<sup>[14]</sup>。因此,精准测量内侧纵弓的形态变化能为探究其相关的下肢损伤原因和降低

损伤风险提供更准确的数据支撑。高速双平面荧光透视成像系统(dual fluoroscopic imaging system, DFIS)结合了透视成像、医学成像和 3D-2D 模型配准技术,能够动态捕捉骨骼的真实在体运动,且具有无创、兼容性强等优点,可弥补传统运动捕捉方法无法观察鞋内骨骼运动的缺陷,目前已被用于量化足踝运动的研究中<sup>[15-20]</sup>。

本文通过高速 DFIS 观察着鞋条件下习惯后跟跑者即刻改变触地方式前后内侧纵弓 6 自由度(six degree of freedom, 6 DOF)在体运动学表现,直观阐明内侧纵弓在鞋内的真实形变情况,并分析和总结内侧纵弓对跑姿转换的运动学响应规律,为深入揭示足部在跑步任务中的功能表现提供更可靠的证据。

## 1 研究方法

### 1.1 研究对象

招募 15 名健康男性志愿者,年龄( $32.7 \pm 7.7$ )岁,身高( $172.9 \pm 3.9$ ) cm,体质量( $72.9 \pm 7.0$ ) kg,周跑量( $39.1 \pm 17.0$ ) km,均为着鞋后跟跑者。要求受试者近 3 个月内无下肢损伤,近 4 周的周跑量大于 20 km,优势腿均为右腿,且在实验前 24 h 内未进行剧烈运动。本研究已通过上海体育学院伦理委员会批准,所有受试者均签署知情同意书。

### 1.2 实验仪器

**1.2.1 电子计算机断层(CT)扫描仪** 采用 64 排 128 层螺旋 CT(SOMATOM, Siemens 公司,德国)拍摄受试者右足中立位的断层扫描图像。扫描层厚、层距均为 0.6 mm,电压 120 kV,电流 140 mA,体素的长、宽、高分别设置为 0.488、0.488、0.625 mm,图像分辨率为 512×512 dpi。

**1.2.2 高速双平面荧光透视成像(DFIS)系统** 高速 DFIS 包含两组荧光透视成像系统,每组系统分别由产生 X 射线的荧光发射器和接受 X 射线并成像的图像接收器组成。本研究中,两个荧光发射器与图像接收器间的距离分别为 132.2、128.6 cm,图像接收器间夹角为 119.6°。设置电压为 60 kV,电流为 63 mA,曝光速度为 1/1 000 s,图像分辨率为 1 024×1 024 dpi,采样频率为 100 Hz。

**1.2.3 光栅计时系统** 采用 Witty Manual 光栅计时系统(Microgate 公司,意大利)记录跑者的速度。

**1.2.4 光栅传感器** 采用 GJ-2004 光栅传感器用于同步触发高速 DFIS 系统,进行荧光图像的采集。

### 1.3 实验用鞋

选取市面上 1 款常见的普通跑鞋作为实验用鞋,该跑鞋前后跟差为 6 mm,单只 42 码鞋质量为 290 g,其中底材料由热塑性聚氨酯橡胶(thermoplastic polyurethanes,TPU)与乙烯-醋酸乙烯共聚(ethylene vinyl acetate copolymer,EVA)构成,无足弓支撑结构。

### 1.4 测试流程

**1.4.1 足部 CT 扫描** 受试者仰卧位,利用外部硬质支具将踝关节固定在中立位,扫描范围从踝关节上方 10 cm 处沿小腿横断面向下,至离开支具结束。将扫描的图像保存为 DICOM 格式,用于建立足部三维模型。

**1.4.2 高速 DFIS 调试** 调整发射器与接收器的位置使两者中心对齐。使用立方体标定架对图像采集区域进行空间标定,并利用 XMLab 1.5.4 计算荧光发射器与图像接收器的相对位置<sup>[21]</sup>。采集两个孔阵钢盘的图像,利用 XMLab 中的矫正模块对每张足部荧光图像进行畸变矫正<sup>[22]</sup>。

**1.4.3 跑步测试** 测试前,受试者更换统一的运动服装和跑鞋,在跑步机上以 3 m/s 速度热身 5 min。热身后,实验人员讲解动作要求并引导受试者在跑道上进行练习确保受试者足部自然落于图像采集区域内。测试时,要求受试者分别采用习惯的后跟触地和即刻前掌触地以(3±0.15) m/s 速度通过特制跑道,利用 DFIS 系统采集受试者右足支撑期阶段的荧光图像。以采集到受试者在完整跑步支撑期内的足部图像视为有效数据,后跟触地和前掌触地条件下各选取 1 次有效数据进行分析<sup>[23]</sup>。

### 1.5 数据处理

采用 Mimics 21.0(Materialise 公司,比利时)处理足踝 CT 扫描图像,通过阈值提取、多层操作与动态区域增长指令建立第 1 跖骨与跟骨的 3D 模型。

将由 XMLab 生成的环境标定文件导入 Rhinoceros 6.0(Robert McNeel 公司,美国),在虚拟空间内还原两对荧光发射器与图像接收器的相对位置,同时导入畸变校准后的足部荧光图像和第 1 跖骨与跟骨 3D 模型。第 1 跖骨和跟骨的坐标系原点位于骨的质心,X-Y-Z 轴与惯性矩张量的主轴对齐,坐标系的内外、前后以及上下方向分别对应 X、Y 和 Z 轴<sup>[24]</sup>。随后进行 3D-2D 配准,通过旋转、平移骨骼模型,直到每帧的骨骼模型的投影轮廓与荧光成像中的骨骼轮廓互相对应。

采用 MATLAB 软件对第 1 跖骨相对于跟骨的 6 DOF 数据进行标准化和滤波处理,运动学截止频率为 20Hz<sup>[24]</sup>。数据采集与处理流程如图 1 所示。

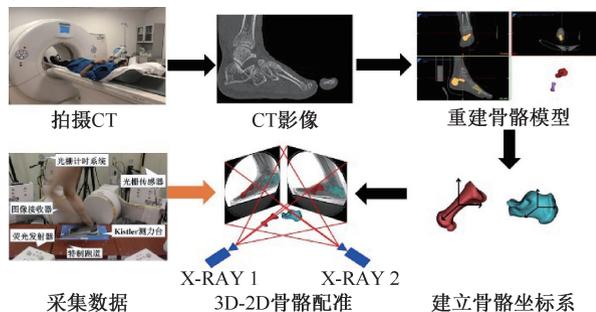


图 1 数据采集和处理过程

Fig. 1 Data collecting and processing

### 1.6 实验参数

使用 Rhinoceros 软件中的插件计算第 1 跖骨相对于跟骨的 6 DOF 数据,包括在 3 个方向的平动(内外、前后、上下)以及 3 个方向的转动(跖/背屈、内/外翻、内/外旋)(见图 2)。参照 Welte 等<sup>[24]</sup>对

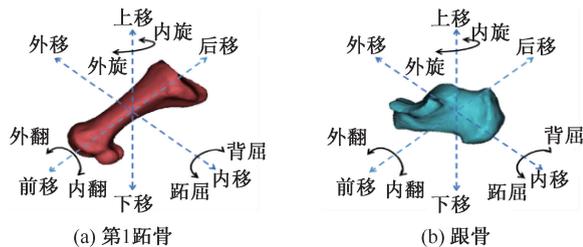


图 2 6 DOF 定义示意图

Fig. 2 Schematic diagram of 6 DOF definition

(a) The first metatarsal, (b) Calcaneus

内侧纵弓运动的简化,以第1跖骨坐标系相对于跟骨坐标系的运动代表内侧纵弓的运动。选取的参数包括第1跖骨相对于跟骨的6 DOF数据,具体为触地时刻值、最大值和最小值、支撑期6 DOF活动范围、内侧纵弓的压缩变化量(背屈最大值与触地角度的差值);正值代表第1跖骨相对于跟骨向外、向前、向上平移以及背屈、内翻和内旋;负值代表向内、向后、向下平移以及跖屈、外翻与外旋。

### 1.7 统计方法

所有的参数采用 Shapiro-Wilk 检验正态分布。使用一维统计参数映射 (statistical parametric mapping, SPM) 进行分析,将插值后的6 DOF数据绘制成时间序列曲线,随后使用配对样本  $t$  检验的开源 SPM1d 脚本进行统计,设定显著性阈值  $\alpha = 0.05$ <sup>[25-26]</sup>。对于特征值,均使用均值 $\pm$ 标准差表示,并使用 SPSS 23.0 对数据进行统计学分析,采用配对样本  $t$  检验比较不同触地方式对内侧纵弓6 DOF

数据的影响,设定显著性水平  $\alpha = 0.05$ 。

## 2 结果

### 2.1 内侧纵弓6 DOF运动的变化

习惯后跟触地和即刻前掌触地两种模式下内侧纵弓的6 DOF运动特征表现为:在支撑期前50%第1跖骨相对跟骨均向外、向上、向前平移,同时背屈、内翻和外旋;在支撑期约50%达到最大值后第1跖骨相对跟骨向内、向下、向后平移并跖屈、外翻和内旋。使用 SPM 对内侧纵弓6 DOF运动曲线进行分析发现:相比后跟触地,在即刻前掌触地条件下支撑期15%~21%第1跖骨相对跟骨的向外平移更大( $P = 0.030$ ),在支撑期17%~45%第1跖骨向前平移显著增加( $P < 0.001$ );在即刻前掌触地条件下,支撑期18%~39%第1跖骨相对跟骨的背屈显著增加( $P = 0.010$ ),而在支撑期83%~92%第1跖骨相对跟骨的内翻显著减少( $P = 0.035$ ),见图3。

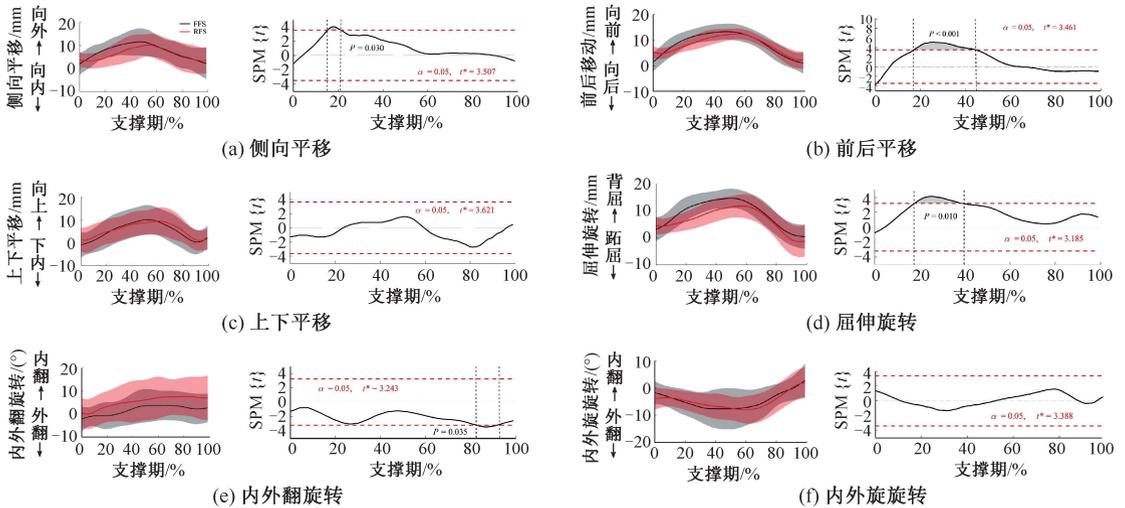


图3 不同触地方式下内侧纵弓6 DOF运动趋势及统计参数映射结果

Fig. 3 6 DOF motions of the medial longitudinal arch and statistical parametric mapping results under different foot strike patterns (a) Medial/lateral translation, (b) Anterior/posterior translation, (c) Superior/inferior translation, (d) Plantarflexion/dorsiflexion rotation, (e) Inversion/eversion rotation, (f) Adduction/abduction rotation

注:灰色阴影区域代表具有显著差异,红色虚线表示显著性阈值( $P = 0.05$ )。RFS:后跟跑;FFS:前掌跑;6 DOF:6自由度。下同。

### 2.2 不同触地方式下内侧纵弓6 DOF特征值差异

相比后跟触地,即刻前掌触地时,第1跖骨相对跟骨向前平移的最大值(+9%,  $P = 0.028$ )以及背屈最大角度(+24%,  $P = 0.017$ )均显著增加,而内翻最大角度显著减小( $P = 0.042$ ),见

图4。

即刻前掌触地条件下,触地时刻第1跖骨相对跟骨的前移减小( $P = 0.002$ ),而前后平移活动范围显著增加30%( $P = 0.010$ );内侧纵弓压缩变化量显著增加10%( $P = 0.006$ ),见图5。

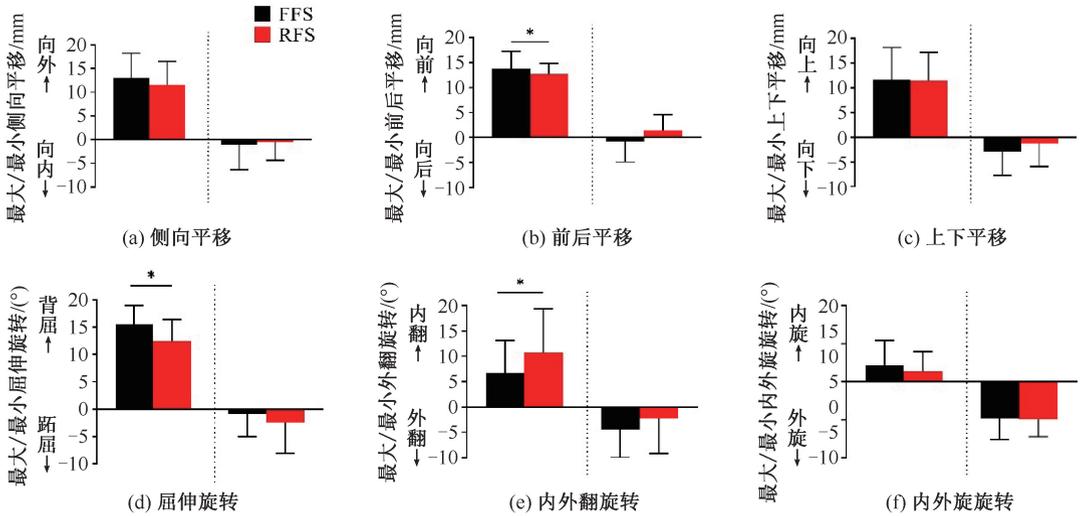


图 4 不同触地方式下内侧纵弓 6 DOF 最大和最小值 (\* $P < 0.05$ )

Fig. 4 The maximum and minimum 6 DOF values of the medial longitudinal arch under different foot strike patterns (a) Medial/lateral translation, (b) Anterior/posterior translation, (c) Superior/inferior translation, (d) Plantarflexion/dorsiflexion rotation, (e) Inversion/eversion rotation, (f) Adduction/abduction rotation

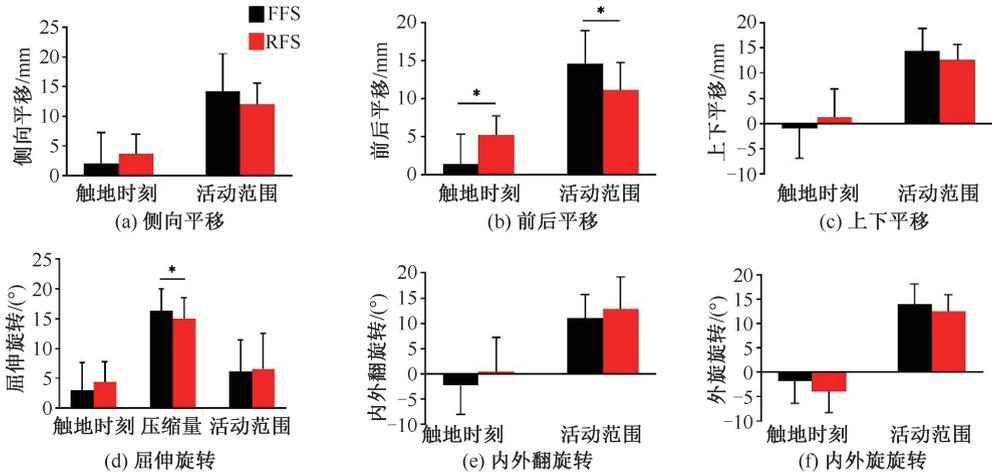


图 5 不同触地方式下内侧纵弓 6 DOF 触地时刻值和活动范围

Fig. 5 Initial values and the range of motion of the 6 DOF of the medial longitudinal arch in RFS and FFS conditions (a) Medial/lateral translation, (b) Anterior/posterior translation, (c) Superior/inferior translation, (d) Plantarflexion/dorsiflexion rotation, (e) Inversion/eversion rotation, (f) Adduction/abduction rotation

### 3 讨论

本文采用高速 DFIS 探究习惯后跟触地跑者即刻转换为前掌触地跑对支撑期在体内侧纵弓的 6 DOF 运动学的影响。研究发现相比习惯后跟触地跑,即刻前掌触地跑时在支撑期 15%~21% 第 1 跖骨的外移、在支撑期 17%~45% 第 1 跖骨的前移、支

撑期 18%~39% 第 1 跖骨的后屈均显著增加。此外,第 1 跖骨相对于跟骨的前移最大值、后屈最大角度、前后活动范围和压缩变化量均显著增加。

研究结果显示,相比后跟触地,即刻前掌触地时第 1 跖骨相对跟骨的前移最大值、前后活动范围、后屈最大角度和压缩变化量均显著增加,表明即刻前掌触地增加了内侧纵弓矢状面的形变。该

结果与 Perl 等<sup>[3]</sup>的研究结果类似。Perl 等<sup>[3]</sup>采用红外运动捕捉系统发现,相比后跟触地,前掌触地跑者内侧纵弓的形变显著增加。不同触地方式下的内侧纵弓形变特点,可能源于足部受力不同。前掌触地模式在触地瞬间,地面反作用力作用于跖趾关节处,身体重力作用于踝关节,而跟腱向上提拉足后跟并抵抗踝关节背屈,此时在足部形成了三点受力的情况,促使内侧纵弓形变增加<sup>[8]</sup>。而后跟触地模式下,在冲击阶段,地面反作用力作用于踝关节下方,与身体重力方向相反,胫骨前肌肌力作用于内侧楔骨,内侧纵弓几乎未受到压力,故形变很小<sup>[3-4,8]</sup>。前掌触地跑时,内侧纵弓的形变更大,增加了足底筋膜的应力和应变,可能有利于强化足底筋膜的力学特性,减少足底筋膜炎的发生率<sup>[12-13]</sup>。研究发现,后跟跑者足底筋膜炎的发生率约是前掌跑者的 2.7 倍,较大的应力和应变或许是其损伤发生率较低的一个重要原因<sup>[27]</sup>。但有研究发现,较大的足弓形变增加了第 1 跖骨的位移以及胫骨后肌等肌肉的内旋力矩,从而增加了胫骨筋膜的拉力<sup>[9]</sup>。Bouché 等<sup>[28]</sup>提出的胫骨-筋膜牵拉理论认为,胫骨内侧应力综合征是由胫骨内侧交界处的筋膜拉力所致。因此,胫骨骨膜拉力增加,可能增加患胫骨内侧应力综合征的风险<sup>[10-11]</sup>。目前鲜有研究证实足弓的形态变化直接导致下肢损伤,故需进一步探究其与跑步损伤间的关系。此外,内侧纵弓的形变与弹性能量的储存与释放相关。有研究认为,约 17% 的跑步机械能可通过内侧纵弓的压缩与回弹在支撑期进行储存与释放,从而节省了激活肌肉组织所需的机械功,减少跑步的代谢成本<sup>[1,29]</sup>。类似地,Stearne 等<sup>[29]</sup>发现,通过使用定制鞋垫将内侧纵弓的压缩限制在原压缩量的 80% 和 60% 时,代谢成本分别增加了 1% 和 2.5%。因此,本文推测,前掌触地模式下内侧纵弓的形变增加有助于能量的储存与释放,并潜在减少跑步时的代谢成本。

此外,本文发现,即刻前掌触地与后跟触地条件下,触地时刻第 1 跖骨相对于跟骨的背屈角度无显著差异;而 Kelly 等<sup>[30]</sup>认为,前掌触地模式下触地时刻足中部跖屈增加,并引起内侧纵弓高度增加。上述研究结果存在差异的原因可能是 Kelly 等<sup>[30]</sup>测试时为裸足跑,而本文测试条件为穿鞋跑,鞋面包裹可能限制了足前掌的运动,导致跖骨的活动受

限<sup>[31]</sup>。此外,Kelly 等<sup>[30]</sup>还认为,内侧纵弓的最大压缩值并不受触地方式的影响;而本文发现,即刻前掌触地后内侧纵弓压缩最大值更大。本文推测,造成研究结果不一致的原因是传统的运动捕捉方法存在技术手段限制,如反光标记物大小、粘贴位置、软组织伪影等都会造成测量误差,无法真实反映包裹于鞋内骨骼的运动<sup>[15-16]</sup>。

综上所述,本文使用高速 DFIS 为分析内侧纵弓的在体运动提供了新的测量方法<sup>[32]</sup>。同时,使用 SPM 对习惯后跟触地和即刻前掌触地两种模式下内侧纵弓在体 6 DOF 真实运动规律进行分析,可以提供更多关于不同触地模式支撑阶段内侧纵弓在体运动表现的信息,同时也为探究与内侧纵弓相关的下肢损伤(如足底筋膜炎、胫骨内侧应力综合征等)的原因和降低损伤风险提供应用参考。然而,本研究仍存在一定局限性,如主要关注内侧纵弓的在体运动学参数,未对相关动力学数据进行分析。后续研究可基于高速 DFIS 结合动力学数据,深入理解不同触地方式对内侧纵弓的力学影响。

## 4 结论

本研究创新性地采用高速双平面荧光透视成像系统获取习惯后跟跑者即刻转换为前掌跑时,支撑期内侧纵弓在鞋内的真实形变(第 1 跖骨相对于跟骨的 6 DOF 运动)。结果表明,前掌触地增加了内侧纵弓的形变,尤其是矢状面内第 1 跖骨相对于跟骨的最大背屈角度(+24%)、最大向前平移(+9%)和内侧纵弓压缩变化量(+10%),提示前掌跑可能有助于内侧纵弓弹性能量的储存与释放,从而节省跑步时的代谢成本。研究结果为进一步理解足弓在不同触地模式任务中的力学表现提供了真实的在体运动学依据。

## 参考文献:

- [1] KER RF, BENNETT MB, BIBBY SR, *et al.* The spring in the arch of the human foot [J]. *Nature*, 1987, 325(7000): 147-149.
- [2] 张燊, 张希妮, 崔科东, 等. 足弓的运动功能进展及其在人体运动中的生物力学贡献[J]. *体育科学*, 2018, 38(5): 73-79.
- [3] PERL DP, DAOUD AI, LIEBERMAN DE. Effects of footwear and strike type on running economy [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2012, 44(7): 1335-1343.
- [4] LIEBERMAN DE, VENKADESAN M, WERBEL WA,

- et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners [J]. *Nature*, 2010, 463(7280): 531-535.
- [5] DAOU D 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] KULMALA JP, AVELA J, PASANEN K, *et al.* Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2013, 45(12): 2306-2313.
- [7] ALMEIDA MO, DAVIS IS, LOPES AD. Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: A systematic review with meta-analysis [J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2015, 45(10): 738-755.
- [8] LIEBERMAN DE. What we can learn about running from barefoot running: An evolutionary medical perspective [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2012, 40(2): 63-72.
- [9] NOH B, MASUNARI A, AKIYAMA K, *et al.* Structural deformation of longitudinal arches during running in soccer players with medial tibial stress syndrome [J]. *Eur J Sport Sci*, 2015, 15(2): 173-181.
- [10] BANDHOLM T, BOYSEN L, HAUGAARD S, *et al.* Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome [J]. *J Foot Ankle Surg*, 2008, 47(2): 89-95.
- [11] YATES B, WHITE S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits [J]. *Am J Sports Med*, 2004, 32(3): 772-780.
- [12] CHEN TL, WONG DW, WANG Y, *et al.* Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2019, 83: 260-272.
- [13] ALTMAN AR, DAVIS IS. Barefoot running: Biomechanics and implications for running injuries [J]. *Curr Sports Med Rep*, 2012, 11(5): 244-250.
- [14] SHULTZ R, KEDGLEY AE, JENKYN TR. Quantifying skin motion artifact error of the hindfoot and forefoot marker clusters with the optical tracking of a multi-segment foot model using single-plane fluoroscopy [J]. *Gait Posture*, 2011, 34(1): 44-48.
- [15] 叶东强, 孙晓乐, 张翠, 等. 基于双平面荧光透视成像技术的足踝在体生物力学研究进展 [J]. *生物医学工程杂志*, 2021, 38(3): 602-608.
- [16] 张翠, 汤运启, 王少白, 等. 双平面正交荧光透视成像系统在运动医学领域中的应用研究进展 [J]. *中国运动医学杂志*, 2019, 38(8): 717-725.
- [17] PHAN CB, SHIN G, LEE KM, *et al.* Skeletal kinematics of the midtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited [J]. *J Biomech*, 2019, 95(2019): 109287.
- [18] PHAN C B, NGUYEN DP, LEE KM, *et al.* Relative movement on the articular surfaces of the tibiotalar and subtalar joints during walking [J]. *Bone Joint Res*, 2018, 7(8): 501-507.
- [19] YE D, SUN X, ZHANG C, *et al.* *In vivo* foot and ankle kinematics during activities measured by using a dual fluoroscopic imaging system: A narrative review [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 693806.
- [20] BALSDON M, DOMBROSKI C, BUSHEY K, *et al.* Hard, soft and off-the-shelf foot orthoses and their effect on the angle of the medial longitudinal arch: A biplane fluoroscopy study [J]. *Prosthet Orthotics Int*, 2019, 43(3): 331-338.
- [21] KESSLER SE, RAINBOW MJ, LICHTWARK G A, *et al.* A direct comparison of biplanar videoradiography and optical motion capture for foot and ankle kinematics [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2019, 7: 1-10.
- [22] FANTOZZI S, CAPPELLO A, LEARDINI A. A global method based on thin-plate splines for correction of geometric distortion: An application to fluoroscopic images [J]. *Med Phys*, 2003, 30(2): 124-131.
- [23] CAMPBELL KJ, WILSON KJ, LAPRADE RF, *et al.* Normative rearfoot motion during barefoot and shod walking using biplane fluoroscopy [J]. *Knee Surg Sport Tr A*, 2016, 24(4): 1402-1408.
- [24] WELTE L, KELLY LA, KESSLER SE, *et al.* The extensibility of the plantar fascia influences the windlass mechanism during human running [J]. *Proc Biol Sci*, 2021, 288(1943): 20202095.
- [25] PATAKY TC, ROBINSON MA, VANRENTERGHEN J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories [J]. *J Biomech*, 2013, 46(14): 2394-2401.
- [26] 梅齐昌, 相亮亮, 李建设, 等. 基于一维统计参数映射分析跑者跑步地面反作用力差异 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 684-691.
- [27] MEI QC, XIANG LL, LI JS, *et al.* Analysis of ground reaction forces during running based on one-dimensional statistical parametric mapping [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 684-691.
- [28] ALTMAN AR, DAVIS IS. Barefoot running: Biomechanics and implications for running injuries [J]. *Curr Sports Med Rep*, 2012, 11(5): 244-250.
- [29] BOUCHÉ RT, JOHNSON CH. Medial tibial stress syndrome (tibial fasciitis): A proposed pathomechanical model involving fascial traction [J]. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2007, 97(1): 31-36.
- [30] STEARNE SM, MCDONALD KA, ALDERSON JA, *et al.* The foot's arch and the energetics of human locomotion [J]. *Sci Rep*, 2016, 6: 1-10.
- [31] KELLY LA, FARRIS DJ, LICHTWARK GA, *et al.* The influence of foot-strike technique on the neuromechanical function of the foot [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2018, 50(1): 98-108.
- [32] LIN SC, CHEN CP, TANG SF, *et al.* Changes in windlass effect in response to different shoe and insole designs during walking [J]. *Gait Posture*, 2013, 37(2): 235-241.
- [33] GONCALVES DHM, DE OLIVEIRA AS, FREIRE LC, *et al.* Three-dimensional kinematic analysis of upper limb movements between individuals with and without subacromial shoulder pain exploring the statistical parametric mapping [J]. *J Biomech*, 2021, 129: 110806.