

## 高弓足跑步支撑阶段的动力学特征

毛晓锬<sup>1</sup>, 张秋霞<sup>1</sup>, 陆阿明<sup>1</sup>, 王国栋<sup>1</sup>, 杨倩倩<sup>2</sup>

(1.苏州大学 体育学院, 江苏 苏州 215021; 2.苏州外国语学校 体育组, 江苏 苏州 215011)

**摘 要:** 根据足弓高度指数选取9名高弓足学生为实验组和9名正常足学生为对照组, 采用KISTLER三维测力台对两组受试者跑步时支撑阶段的力学控制特征进行分析。研究发现: 1) 垂直方向上, 高弓足者着地时的冲击力峰值和第1载荷率显著高于正常足者( $P < 0.05$ ); 推动力峰值和第2载荷率以及到达峰值的时间两组间差异无统计学意义( $P > 0.05$ )。2) 前后方向上, 高弓足者加速力峰值高于正常足者( $P < 0.05$ ), 其它指标在两组间的差异无统计学意义( $P > 0.05$ )。3) 内外方向上, 高弓足者跑步时内外方向上力的最大值、最小值以及力值波动范围均高于正常足者( $P < 0.05$ ), 其它指标两组间无统计学意义( $P > 0.05$ )。结果说明: 1) 高弓足者受到较高的冲击力(峰值)和载荷率, 以及僵硬的足弓可能暗示了高弓足者着地时足弓缓冲震荡的能力降低, 是造成高弓足损伤的重要原因之一; 2) 高弓足者与正常足者前后和内外方向上的差异性可能是造成高弓足损伤的潜在因素之一, 这些差异性可能与足弓僵硬、下肢肌肉活性较差以及肌肉做功的差异有关。总之, 高弓足者在跑步支撑阶段对动力学控制能力较差, 反映了高弓足与正常足者跑步时力学控制机制的不同。

**关 键 词:** 运动生物力学; 高弓足; 支撑阶段; 载荷率

**中图分类号:** G804.6 **文献标志码:** A **文章编号:** 1006-7116(2017)02-0122-06

### Kinetic characteristics of high arch foot running at the supporting stage

MAO Xiao-kun<sup>1</sup>, ZHANG Qiu-xia<sup>1</sup>, LU A-ming<sup>1</sup>, WANG Guo-dong<sup>1</sup>, YANG Qian-qian<sup>2</sup>

(1.School of Physical Education, Soochow University, Suzhou 215021, China;

2.Group of Physical Education, Suzhou Foreign Language School, Suzhou 215011, China)

**Abstract:** Based on foot arch height index, the authors selected 9 high arch foot students as the experiment group and 9 normal foot students as the control group, and used a KISTLER 3D force measuring platform to analyze the mechanical control characteristics of running of the two groups of testees at the supporting stage. Research results: 1) in the vertical direction, at landing, the peak vertical force and the first loading rate produced by the high arch foot testees are significantly greater than those produced by the normal foot testees ( $P < 0.05$ ); the differences in the peak driving force and the second loading rate as well as the time to peak between the two groups have no statistical significance ( $P > 0.05$ ); 2) in the anteroposterior direction, the peak accelerating force produced by the high arch foot testees is greater than that produced by the normal foot testees ( $P < 0.05$ ), the differences in other indexes between the two groups have no statistical significance ( $P > 0.05$ ); 3) in the medial-lateral direction, the maximum value, minimum value and fluctuation range of the force produced by the high arch foot testees during running are greater than those produced by the normal foot testees ( $P < 0.05$ ), the differences in other indexes between the two groups have no statistical significance ( $P > 0.05$ ). The results indicate the following: 1) the high arch foot testees suffered a greater (peak) impact force and loading rate, and their stiff foot arch may hint that the decrease of their foot

收稿日期: 2016-04-18

基金项目: 江苏省品牌专业建设工程资助项目; 2013 江苏省高校自然科学基金(13KJB310020)。2013 年高校哲学社会科学基金资助项目(2013SJB890016)。

作者简介: 毛晓锬(1991-), 男, 实验技术员, 硕士研究生, 研究方向: 运动生物力学。E-mail: 635194428@qq.com 通讯作者: 张秋霞教授

arch's ability to absorb shocks at landing is one of the important causes for high arch foot injury; 2) the differences in the anteroposterior and medial-lateral directions between the high arch foot testees and the normal foot testees are probably one of the potential factors for causing high arch foot injury, these differences are probably related to foot arch stiffness, poor lower limb muscle activity and muscle work difference. In conclusion, high arch foot people's ability to maintain kinetic control at the supporting stage during running is relatively poor, which reflects the differences in the mechanical control mechanism between high arch foot people and normal foot people during running.

**Key words:** sports biomechanics; high arch foot; supporting stage; loading rate

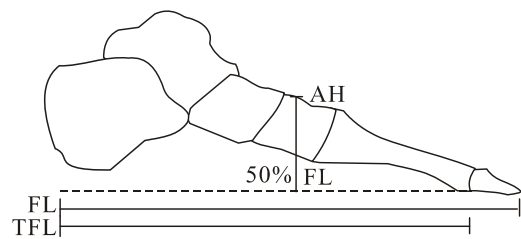
跑步是一项适宜于不同人群的健身运动项目, 长期坚持可以有效地预防疾病, 提高身体素质。但是损伤是人们在跑步过程中不可避免的, 足又是跑步中人体与地面接触的唯一支点, 承受着人体的大部分重量, 其中足弓结构异常是造成足部损伤几率增加的一个重要因素<sup>[1]</sup>。有统计显示普通人群中大约有 10%~15% 为高弓足<sup>[2]</sup>, 所谓高弓足, 从结构上看, 它包括内侧纵弓过高、与地面接触面积减少等特点, 足部的损伤概率(60%)远高于正常足(23%)<sup>[3]</sup>。Williams 等<sup>[1]</sup>对高弓足易损伤的部位进行调查, 结果发现高弓足跑步时易造成踝关节、骨以及外侧部位损伤。目前学者多对足弓结构与下肢运动的关系进行了研究<sup>[4-7]</sup>, 但是关于足弓结构与力学控制特征方面的关系研究较少, 有研究指出, 足弓高度与垂直方向的冲击力没有相关性<sup>[8]</sup>, 这可能是因为在跑步时采用前脚着地。地面反作用力作为研究跑步时下肢动力学的重要因素<sup>[9]</sup>, 此外跑步时除了垂直方向的力, 还会受到前后和内外方向上分力的作用, 跑步时存在的力学差异与下肢损伤有着直接的关联。为此本研究对高弓足者跑步时支撑阶段 3 个方向的分力以及垂直方向的载荷率进行分析, 全面了解高弓足与正常足跑步支撑期 3 个方向动力学特征, 分析高弓足易损伤的原因, 以期防治高弓足损伤提供理论和实验依据。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

本研究根据足弓高度指数或比率(Arch Height In-

dex, AHI)来判定高弓足, 不分性别选取 9 名双侧患有高弓足的受试者为实验组, 9 名双侧正常足为对照组(本研究选取受试者的右足为例)。足弓高度指数即足背高度(在足长的 50% 处量取足背的垂直高度)除以截断足长(足跟最远端到第一跖趾关节的距离)( $AHI=AH/TFL$ )(如图 1)<sup>[6]</sup>。AHI $\geq 0.356$  为高弓足, AHI $\leq 0.275$  为扁平足<sup>[10]</sup>, 介于两者之间的为正常足, 为了更好地区分高弓足和正常足, 本研究将 AHI $\geq 0.365$  划分为高弓足,  $0.315 \leq AHI \leq 0.350$  为正常足。这种快速便捷的足形判别方法已被国外多位学者所采用, 并被认定为是一种有效可靠的判定方法<sup>[11]</sup>。



(足长-FL; 截断足长-TFL; AH-足背高度)

图 1 计算足弓高度指数所需指标

受试者在实验时没有参加过高强度的体育活动、没有下肢损伤, 且在过去 1 年里没有下肢韧带损伤、下肢进行过手术。采用足长测量仪对足部所需参数进行测量, 考虑到受试者的个体差异, 本研究将受试者的足宽、足背高度以及截断足长分别与足长进行标准化处理为相对值。受试者的基本情况(见表 1)。

表 1 受试者基本情况( $\bar{x} \pm s$ )

组别	身高/m	体质量/kg	足长/cm	相对足宽	相对足背高度	相对截断足长	足弓高度指数
高弓足	1.74 $\pm$ 0.05	69.17 $\pm$ 5.98	25.33 $\pm$ 0.67	0.4 $\pm$ 0.01	0.28 $\pm$ 0.02	0.72 $\pm$ 0.01	0.38 $\pm$ 0.02
正常足	1.74 $\pm$ 0.03	64.98 $\pm$ 4.70	25.41 $\pm$ 0.77	0.4 $\pm$ 0.02	0.25 $\pm$ 0.01	0.74 $\pm$ 0.01	0.34 $\pm$ 0.01
T 值	0.515	1.592	-0.223	0.851	3.988	-3.305	4.893
P 值	0.615	0.132	0.827	0.410	0.002 <sup>1)</sup>	0.006 <sup>1)</sup>	0.000 <sup>1)</sup>

1)高弓足和正常足两两相比  $P < 0.05$

### 1.2 实验仪器

本研究采用 KISTLER 三维测力台(40 cm $\times$ 60 cm)采集受试者跑步过程中支撑期(测试足从足跟着地到足趾离地)的力学指标, 包括前后、内外以及垂直方向

的力值, 采样频率为 1 000 Hz。

### 1.3 测试方法

实验前要求受试者身着紧身短裤, 两脚赤脚站立, 与肩同宽, 将体重均匀分配在两侧肢体, 此时对受试

者的身高、体重、腿长、膝宽、踝宽、足长、足宽、截断足长等形态学指标进行测量。正式测试前,要求受试者赤足在长约 8 m 的木质地板上(测力台安放于上面)试跑几次,调整起始步位置使测试足完全踏在测力台上面,使受试者足底适应接触的测力台,减少测试仪器对受试者跑步动作的影响,直至受试者感觉自己可以正常测试为止。要求受试者在跑步过程中“无视”测力台的存在,避免出现跨步、踮脚、忽快忽慢等现象,要求受试者的跑速控制在 $(3 \pm 0.3)$  m/s,跑速的测试仪器采用苏州大学自主研发的光电感应计时系统,主要包括:起点触发设备、终点采集设备、电脑控制端。将起点触发设备放于 8 m 距离的起点,终点采集设备放于 8 m 距离的终点。受试者从两采集器中间穿过,仪器结束采集并自动计算受试者穿越起点和终点设备的时间,算出跑速。正式测试时,每个受试者按要求做 3 次动作。

#### 1.4 数据处理

本研究只对跑步过程中受试者支撑阶段的力学数据进行处理,所测试指标见表 2。将测试到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,旨在消除体重差异对实验结果的影响,将到达峰值的时间除以支撑期总时间进行标准化处理,采用百分比表达,同时将支撑期的总时间换算为 100%。采用 SPSS17.0 统计学软件包对实验数据进行处理,数据以  $\bar{x} \pm s$  表示。各指标两组间的差异进行独立样本  $t$  检验,检验水准选  $\alpha=0.05$ 。

表 2 测试指标名称及定义<sup>1)</sup>

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趾离开的时间
$F_{x1}$	制动力峰值	前后方向的最小值(负值)
$F_{x2}$	加速力峰值	前后方向的最大值(正值)
$F_{y1}$	内外方向的最小力值	支撑期内外方向上的最小力值(负值)
$F_{y2}$	内外方向的最大力值	支撑期内外方向上的最大力值(正值)
$F_{z1}$	第 1 峰值	垂直方向的第 1 峰值力
$F_{z2}$	第 2 峰值	垂直方向的第 2 峰值力
$F_{z3}$	垂直两峰值之间的最小值	垂直方向第 1 和第 2 峰值之间的最小力值
$G_{z1}$	垂直方向的第 1 载荷率	$F_{z1}$ 除以到达该峰值的时间
$G_{z2}$	垂直方向的第 2 载荷率	$F_{z2}$ 与 $F_{z1}$ 的差值再除以 $F_{z1}$ 、 $F_{z2}$ 两力值之间的时刻差 <sup>[12]</sup>

1)  $F$  值均为标准化处理后的相对值

## 2 研究结果及分析

### 2.1 高弓足与正常足跑步时垂直方向地面反作用力和载荷率的特征

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,高弓足与正常足跑步时支撑期的垂直地面反作用力和载荷率如表 3 和图 2 所示,由图 2 可知,高弓足与正常足垂直地面反作用力呈现“两波一谷”的特征,其中第 1 峰值  $F_{z1}$  出现在足着地期为冲击力峰值 (impact peak),第 2 峰值  $F_{z2}$  出现在蹬地时刻为推动力峰值 (propulsion peak)<sup>[13]</sup>,也有学者将第 2 峰值称之为活跃峰值 (active peak)<sup>[14]</sup>。结合表 3 可以看出冲击力出现在支撑期的 7% 左右,加速力峰值出现在支撑期的 40% 左右,高弓足者的冲击力峰值  $F_{z1}$  均值大于正常足 ( $P=0.006 < 0.05$ ),第 1 载荷率  $G_{z1}$  高于正常足 ( $P=0.006 < 0.05$ ),其它指标两组间差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。

表 3 高弓足与正常足跑步时垂直方向的地面反作用力和载荷率 ( $\bar{x} \pm s$ ) 特征

组别	第 1 峰值 $F_{z1}$	$T_{z1}/\%^{2)}$	第 2 峰值 $F_{z2}$	$T_{z2}/\%^{3)}$	第 1 载荷率 $G_{z1}$	第 2 载荷率 $G_{z2}$
高弓足	1.48 $\pm$ 0.33	6.32 $\pm$ 1.33	2.23 $\pm$ 0.35	39.93 $\pm$ 5.44	98.36 $\pm$ 22.09	18.06 $\pm$ 4.87
正常足	1.08 $\pm$ 0.13	5.96 $\pm$ 2.97	2.10 $\pm$ 0.21	39.32 $\pm$ 3.98	71.75 $\pm$ 8.52	15.32 $\pm$ 3.02
$T$ 值	3.193	0.337	0.876	0.253	3.193	1.370
$P$ 值	0.006 <sup>1)</sup>	0.741	0.395	0.8	0.006 <sup>1)</sup>	0.191

1) 高弓足和正常足两两相比  $P < 0.05$ ; 2) 到达第 1 峰值时间占支撑期的百分比; 3) 到达第 2 峰值时间占支撑期的百分比

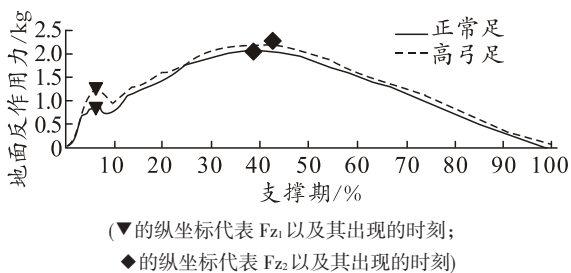


图 2 支撑期垂直方向地面反作用力特征

### 2.2 高弓足与正常足跑步时前后方向地面反作用力特征

前后方向的地面作用力反映了受试者在前后方向的受力情况,高弓足与正常足跑步时支撑期的前后方向地面反作用力如表 4 和图 3 所示,由图 4 可以看出,其曲线分为负、正两个阶段,正好对应蹬地动作的前支撑和后支撑阶段,前支撑阶段会出现两个波峰,本研究只针对最大波峰进行研究,第 1 波峰  $F_{x1}$  为负值,对人体运动产生阻力,第 2 波峰  $F_{x2}$  为正值,出现在前脚蹬地时刻,为跑步的动力<sup>[15]</sup>,本研究分别将其称

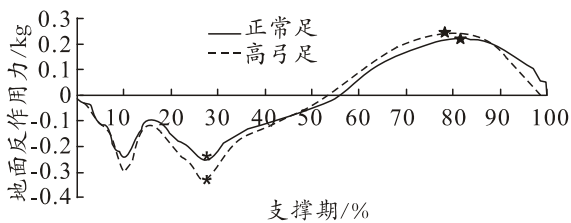
为“制动力峰值”和“加速力峰值”。在支撑期 55% 的时间处于制动阶段，45% 的时间处于加速阶段，其中制动力方向与加速力方向相反。通过表 4 可知，高

弓足者加速力峰值高于正常足( $P=0.045<0.05$ )，其它指标两组间差异无统计学意义( $P>0.05$ )。

表 4 高弓足与正常足跑步时前后方向地面反作用力 ( $\bar{x} \pm s$ ) 特征

组别	制动力峰值 $F_{X_1}$	$T_{X_1}/\%^{2)}$	加速力峰值 $F_{X_2}$	$T_{X_2}/\%^{3)}$	$F_{Rom}^{4)}$
高弓足	-0.27±0.05	23.34±2.46	0.23±0.03	75.14±3.96	0.50±0.07
正常足	-0.25±0.04	17.86±7.50	0.19±0.03	71.51±4.88	0.44±0.03
<i>T</i> 值	0.871	2.076	2.184	1.69	2.009
<i>P</i> 值	0.398	0.055	0.045 <sup>1)</sup>	0.112	0.063

1)高弓足和正常足两两相比  $P<0.05$ ; 2)到达最小力值的时间占支撑期的百分比; 3)到达最大力值时间占支撑期的百分比; 4)前后方向力值的波动范围



(※的纵坐标代表  $F_{X_1}$  以及其出现的时刻;  
★的纵坐标代表  $F_{X_2}$  以及其出现的时刻)

图 3 支撑期前后方向地面反作用力特征

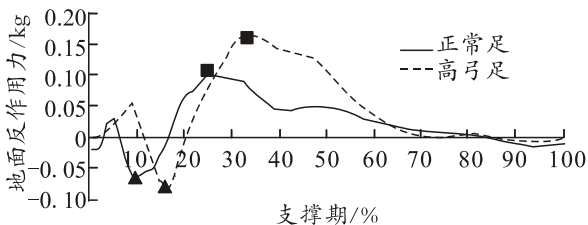
### 2.3 高弓足与正常足跑步时内外方向力的地面反作用力特征

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，高弓足与正常足跑步时内外方向上的地面反作用力如表 5 和图 4 所示。从图 4 可以看出高弓足与正常足跑步过程中内外方向上的力呈现出两大波峰，但是整个波形不规则。由表 5 可知，高弓足者在跑步过程中在内外方向上的最小力值  $F_{Y_1}$ ( $P=0.046<0.05$ )、最大力值  $F_{Y_2}$ ( $P=0.037<0.05$ ) 以及力值波动范围均高于正常足( $P=0.002<0.05$ )，其它指标两组间差异无统计学意义( $P>0.05$ )。

表 5 高弓足与正常足跑步时内外方向作用力 ( $\bar{x} \pm s$ ) 特征

组别	最小力值 $F_{Y_1}$	$T_{Y_1}/\%^{2)}$	最大力值 $F_{Y_2}$	$T_{Y_2}/\%^{3)}$	$F_{Rom}^{4)}$
高弓足	-0.08±0.02	10.40±3.26	0.11±0.02	34.20±10.52	0.19±0.02
正常足	-0.06±0.01	7.85±2.58	0.09±0.02	33.14±13.46	0.15±0.02
<i>T</i> 值	2.177	1.771	2.294	0.181	3.853
<i>P</i> 值	0.046 <sup>1)</sup>	0.097	0.037 <sup>1)</sup>	0.859	0.002 <sup>1)</sup>

1)高弓足和正常足两两相比  $P<0.05$ ; 2)到达最小力值的时间占支撑期的百分比; 3)到达最大峰值时间占支撑期的百分比; 4)内外方向力值的波动范围



(▲的纵坐标代表  $F_{Y_1}$  以及其出现的时刻;  
■的纵坐标代表  $F_{Y_2}$  以及其出现的时刻)

图 4 支撑期内外方向地面反作用力特征

### 3 讨论

本研究将高弓足与正常足跑步时支撑阶段的受力形式根据研究要求分为垂直、前后和内外 5 个方向，

结合表 3、表 4、表 5 可以看出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。在垂直方向上，高弓足跑步支撑阶段的冲击力峰值和第 1 载荷率明显高于正常足。由图 3 可以看到冲击力峰值出现在中后足，此时的地面反作用力主要是通过足跟垫、跟骨、距骨然后传送到腿部<sup>[16]</sup>，这可能代表了骨的载荷<sup>[9]</sup>，所谓载荷率是指在运动过程中身体吸收地面反作用力的快慢，单位时间内吸收的能量越多，造成损伤的风险越高，本研究中高弓足的冲击力峰值大于正常足，较高的冲击力峰值和载荷率增加了过度使用(overuse)损伤的风险<sup>[17]</sup>，这也就解释了为什么高弓足者容易造成骨损伤。造成第 1 载荷率较高的原因主要是因为高弓足在单位时间内所受的冲击力较高，反映了

高弓足着地后对冲击力的控制性较差,这可能与腿部刚度有关,跑步者在跑步时可以通过改变腿部刚度而使身体在不同地面上保持相似的地面冲击力峰值<sup>[18]</sup>,但已有研究指出高弓足者具有较高的腿部刚度<sup>[19]</sup>,使之不能很好地调节冲击力,如果进行长时间的跑步,高弓足会重复性受到高冲击力,这不仅会造成足部的不舒适,而且是造成易损伤的重要原因之一。除了上述所说的腿部刚度的影响因素外,也有学者指出影响冲击力值的因素包括着地时的足、质心速度、身体的有效质量、接触面积以及软组织、鞋和接触的地面情况等<sup>[17]</sup>。Nigg等<sup>[19]</sup>指出足跟处的脂肪垫是影响跑步过程中冲击力和载荷率的内在因素。因此为了有针对性地降低高弓足者着地时的冲击力值,未来应该考虑从影响冲击力值着手,通过改变高弓足跑步时所穿着的鞋来降低着地时的冲击力值是最简便易行的方法。本研究的受试者多采用中后足着地,有研究指出习惯性采用后足着地的跑步者与大多数前足着地者相比具有更高的重复性压力损伤几率<sup>[20]</sup>,建议高弓足跑步者尝试着采用前足着地。

有研究者指出高弓足跑步者的第 2 峰值大约为体质量的 2.3 倍<sup>[2]</sup>,此数据与本研究的结果基本相似。第 2 载荷率,两组受试者没有差异性,此时主要是膝关节在缓冲震荡,而膝关节的改变可能对第 2 载荷率具有很大的影响<sup>[12]</sup>,这说明了高弓足与正常足相比,膝关节活动并没有因为足弓的改变而受到影响,可以积极地控制推动力。但已有研究指出高弓足与扁平足相比,具有较高的第 2 峰值载荷<sup>[10]</sup>,从中可以看出高弓足、扁平足和正常足呈现出不同的动力学和载荷率特征,同时可能隐含它们损伤的机制不同的可能,因此易损伤的部位也会有所差异。Zifchock 等<sup>[21]</sup>研究指出足弓高度指数与足弓僵硬程度具有相关性,足弓高度指数越高其对应的足弓僵硬程度就越高。由表 1 可以看出,高弓足者的足弓高度指数大于正常足( $P < 0.05$ ),可以推断出高弓足者的足弓与正常足相比更加僵硬,僵硬的足弓降低了高弓足跑步过程中缓冲震荡的能力,也是造成高弓足损伤的重要原因之一。

前后方向上,高弓足在跑步支撑期的加速力峰值高于正常足,由图 4 可知加速力峰值出现在支撑期的后期,此时处于前脚蹬地时刻,加速力值的改变可能反映了蹬地时刻肌肉活性的改变,从而影响了高弓足前脚蹬地对加速力的控制。内外方向上,高弓足者的最大力值、最小力值以及力值波动范围均高于正常足。高弓足峰值波动范围增大主要是由于内外方向上的峰值较大。由于本研究首次对高弓足跑步时内外方向地面反作用力进行研究,造成高弓足与正常足内外方向

上的最大力值和最小力值差异性的具体原因并不明确。有研究指出,随着跑步速度的增大,内外方向力的峰值也增大,且力值的波动范围也相应增大<sup>[22]</sup>,而本研究对速度进行了严格控制。但是高弓足足底接触面积较小<sup>[23]</sup>和足弓僵硬都可能是造成上述现象的原因。另外内外方向上峰值的差异性可能是造成高弓足内外翻畸形的潜在因素。虽然前后方向和内外方向所受的力值与垂直方向上的地面反作用力值相比较小,但是高弓足与正常足跑步支撑阶段在这两个方向上的地面反作用力所产生的差异性不容忽视,在跑步过程中对内外和前后方向力学差异可能是造成高弓足者易损伤的潜在因素,在临床诊断、治疗和康复等方面应该引起重视。另外考虑到足弓结构的复杂性以及下肢关节耦合,应进一步对高弓足者跑步支撑阶段的下肢肌肉活性和做功情况进行探索,深入探讨其损伤的机制。

从当前研究可以看出高弓足跑步支撑阶段对内外方向的力学差异最大,最大力值、最小力值以及力值波动范围均高于正常足;在前后方向上,高弓足加速力峰值高于正常足,这些差异性可能与足弓僵硬和下肢肌肉活性较弱有关,这些是造成高弓足者损伤的潜在因素。垂直方向的冲击力峰值和载荷率高于正常足,以及高弓足者的足弓僵硬程度较高,这些可能反映了高弓足缓冲震荡的能力与正常足弓相比减弱了,是造成高弓足者损伤的重要原因之一。高弓足与正常足在跑步时支撑阶段的力学差异反映了高弓足者与正常足者跑步时力学控制机制不同。

## 参考文献:

- [1] WILLIAMS D S, MCCLAY I S, HAMILL J. Arch structure and injury patterns in runners[J]. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16(4): 341-347.
- [2] WALKER M, FAN H J. Relationship between foot pressure pattern and foot type[J]. *Foot & Ankle International*, 1998, 19(6): 379-383.
- [3] BURNS J, CROSBIE J, HUNT A, et al. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005, 20(9): 877-882.
- [4] BUTLER R J, DAVIS I S, HAMILL J. Interaction of arch type and footwear on running mechanics[J]. *Am J Sport Med*, 2006, 34(12): 1998-2005.
- [5] LEES A, LAKE M, KLENERMAN L. Shock absorption during forefoot running and its relationship to medial longitudinal arch height[J]. *Foot & Ankle International*, 2005, 26(12): 1081-1088.

- [6] BUTLER R J, HAMILL J, DAVIS I. Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run[J]. *Gait Posture*, 2007, 26(2): 219-225.
- [7] BARNES A, WHEAT J, MILNER C E. Fore-and rearfoot kinematics in high-and low-arched individuals during running[J]. *Foot & Ankle International*, 2011, 32(7): 710-716.
- [8] NACHBAUER W, NIGG B M. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1992, 24(11): 1264-1269.
- [9] ZADPOOR A A, NIKOOYAN A A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2011, 26(1): 23-28.
- [10] WILLIAMS D S, DAVIS I M, SCHOLZ J P, et al. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners[J]. *Gait & Posture*, 2004, 19(3): 263-269.
- [11] MCPOIL T G, CORNWALL M W, VICENZINO B, et al. Effect of using truncated versus total foot length to calculate the arch height ratio[J]. *Foot*, 2008, 18(4): 220-227.
- [12] WILLIAMS D S B, TIERNEY R N, BUTLER R J. Increased medial longitudinal arch mobility, lower extremity kinematics, and ground reaction forces in high-Arched runners[J]. *Journal of Athletic Training*, 2014, 49(3): 290-296.
- [13] 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]. *J Hum Movement Stud*, 2003, 44(5): 353-364.
- [14] NIGG B. External force measurements with sport shoes and playing surfaces[J]. *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces University of Calgary, Canada*, 1983, 11.
- [15] 陆爱云. 运动生物力学[M]. 北京: 人民体育出版社, 2010.
- [16] NAWOCZENSKI D A, COOK T M, SALTZMAN C L. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running[J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1995, 21(6): 317-327.
- [17] HRELJAC A. Impact and overuse injuries in runners[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2004, 36(5): 845-849.
- [18] FERRIS D P, LIANG K L, FARLEY C T. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface[J]. *J Biomech*, 1999, 32(8): 787-794.
- [19] NIGG B M, COLE G K, BRUGGEMANN G P. Impact forces during heel toe running[J]. *J Appl Biomech*, 1995, 11(4): 407-432.
- [20] LARSON P. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race[J]. *Journal of Sport and Health Science*, 2014, 3(2): 137-142.
- [21] ZIFCHOCK R A, DAVIS I, HILLSTROM H, et al. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness[J]. *Foot & Ankle International*, 2006, 27(5): 367-372.
- [22] 任占兵, 袁运平. 不同健身跑速度对人体支撑阶段地面反作用力的影响研究[J]. *广州体育学院学报*, 2010, 33(5): 73-76.
- [23] FERNANDEZ-SEGUIN L M, MANCHA J A D, RODRIGUEZ R S, et al. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot[J]. *Gait & Posture*, 2014, 39(2): 789-792.

