

## 短跑运动员单腿跳跃时下肢偏侧性研究

张星辰<sup>1</sup>, 高原<sup>1,2</sup>, 孙阳<sup>1</sup>, 焦培豪<sup>1</sup>, 李宇航<sup>1</sup>, 高润航<sup>1</sup>, 王晓轩<sup>1</sup>

(1.燕山大学体育学院, 河北秦皇岛 066004; 2.燕山大学 河北省智能康复及神经调控重点实验室, 河北秦皇岛 066004)

**摘要:** **目的** 探讨短跑运动员单腿跳跃通过不同高度障碍物时下肢差异。**方法** 采用三维动作捕捉系统和测力台, 同步采集分析 20 名短跑运动员优势腿和非优势腿在跳跃 3 种高度障碍物落地缓冲阶段时的下肢运动学和动力学等参数。**结果** 1) 触地时刻, 下肢两侧踝关节和髋关节角度呈显著性差异( $p<0.05$ )。2) 落地缓冲阶段, 下肢两侧髋关节内/外活动范围、内—外侧、前—后侧位移、踝关节背屈力矩峰值和踝关节功率峰值呈显著性差异( $p<0.05$ ); 15 cm 与 45 cm 高度相比, 踝关节屈/伸活动范围、COP 前后侧位移、髋关节屈肌力矩峰值和 vGRF 存在显著性差异( $p<0.05$ )。3) GRF 与平均负载率对称指数大于 10%。**结论** 单腿跳跃时, 优势腿采取主动缓冲的落地策略, 非优势腿则表现为被动对抗落地冲击; 下肢两侧存在偏侧性, 建议通过单侧训练, 提高非优势腿稳定性和运动表现, 减少不对称性的影响。

**关键词:** 短跑运动员; 单腿落地; 运动损伤; 偏侧性

中图分类号: G822.1 文献标识码: A 文章编号: 11003-983X(2024)05-0108-06

DOI: 10.20185/j.cnki.1003-983X.2024.05.019

### A Study on Lateralization of Lower Limbs in Sprinters During Single-leg Jump

ZHANG Xingchen<sup>1</sup>, GAO Yuan<sup>1,2</sup>, SUN Yang<sup>1</sup>, JIAO Peihao<sup>1</sup>, LI Yuhang<sup>1</sup>, GAO Runhang<sup>1</sup>, WANG Xiaoxuan<sup>1</sup>

(1.School of Physical Education, Yanshan University, Qinhuangdao Hebei, 066004; 2. Key Lab of Intelligent Rehabilitation and Neuroregulation in Hebei Province, Yanshan University, Qinhuangdao Hebei, 066004)

**Abstract:** **Objective** To investigate the difference of lower limbs of sprinters when jumping through obstacles of different heights. **Methods** Using a three-dimensional motion capture system and force platform, synchronized data collection and analysis of the kinematics and dynamics of the lower limbs during the landing buffering phase of jumping over three different heights of obstacles were performed for the dominant and non-dominant legs of 20 sprinters. **Results** 1) The Angle of ankle joint and hip joint on both sides of lower limbs were significantly different at the moment of touchdown ( $p<0.05$ ). 2) During the landing phase, significant differences ( $p<0.05$ ) were found in the range of motion of the hip joints on both sides, internal/external displacement, medial-lateral and anterior-posterior displacement, as well as peak dorsiflexion torque and peak power of the ankle joint. Compared to a height of 45 cm, significant differences ( $p<0.05$ ) were observed in ankle joint dorsiflexion/plantarflexion range of motion, COP anterior-posterior displacement, peak hip flexor torque, and vGRF at 15 cm height. 3) The symmetry index of ground reaction force and average loading rate exceeded 10%. **Conclusion** When jumping with one leg, the dominant leg adopts the landing strategy of active cushioning, while the non-dominant leg is passive against the landing impact. There is laterality on both sides of lower limbs, so it is suggested to improve the stability and performance of non-dominant legs through unilateral training, and reduce the influence of asymmetry.

**Keywords:** sprinter; single-leg landing; sports injury; laterality

近年来, 科学化的运动训练方法推动了国际田径竞技水平的不断提高<sup>[1]</sup>, 但其运动损伤的发病率也在不断攀升。其中, 短跑项目在训练和竞技过程中需要具备出色的爆发力、灵活

性和协调性, 对其下肢关节提出了较高的要求<sup>[1-2]</sup>。有报告指出, 短跑项目中下肢运动损伤率可达 45%~82%<sup>[3]</sup>, 且踝关节和膝关节损伤位居前列<sup>[3-7]</sup>。

单腿跳跃作为田径短跑运动员常用的训练方法, 可以有效提高运动员的爆发力及推进能力。有研究表明, 单腿跳跃与人体平衡稳定机制密切相关, 这一动作需要中枢神经系统调节人体各个器官协同完成<sup>[8]</sup>。Hewett 的研究指出, 短跑项目训练中单腿跳跃动作涉及频繁的落地支撑和起跳, 关节、肌肉和韧带需要承受较大的负荷<sup>[9]</sup>, 其中膝关节作为首要缓冲关节, 承受负荷最大, 且极易产生损伤风险。偏侧性或非对称性指的

收稿日期: 2024-04-22

第一作者简介: 张星辰(2001~), 男, 河北石家庄人, 在读硕士, 研究方向: 运动生物力学。

通讯作者简介: 高原(1978~), 男, 河北秦皇岛人, 博士, 副教授, 研究方向: 运动生物力学, E-mail: gaoyuan1107@163.com。

是人体在运动中的身体姿态对称程度,或者自主神经活动中对一侧肢体的倾向性表现<sup>[10-11]</sup>。下肢偏侧性是导致短跑运动项目中下肢损伤的重要原因<sup>[12-13]</sup>。此外,下肢结构和功能的不对称性还会限制运动表现<sup>[14-15]</sup>,前人研究已证实,在田径运动项目中运动员的偏侧性与其运动成绩成正相关<sup>[16]</sup>。因此,研究单腿跳跃落地动作的下肢偏侧性与力学特征对于指导短跑训练和预防运动损伤具有重要意义。

基于此,本研究选择单腿跳跃障碍物作为测试动作,贴合实际运动情况。设置 3 种不同高度进行测试,旨在探究两侧下肢不同高度落地缓冲策略、偏侧性和损伤风险。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

通过 G\*power3.1 软件对本实验的样本量进行先验计算,在统计学测试中选择双因素方差分析(ANOVA:Fixed effects, special,main effects and interactions),将效应量(Effect size)设置为 0.8,统计显著性水平设定为 0.05(一类误差概率),检验效能(Statistics Power,1-β)设置为 0.8,计算出所需最小样本量为 19,为避免数据流失,因此本研究选取 20 名男性短跑运动员作为受试者(身高 182.02±4.35 cm、体重 70.69±7.85 kg、年龄 18.68±0.86 岁)。纳入标准:1)身体健康,运动功能正常;2)实验测试前 24 h 内未从事剧烈运动,无肌肉疲劳感。3)半年内无明显下肢损伤。4)运动专项为田径 110 m 栏、100 m、200 m 或 400 m 的男子运动员。5)优势腿均为右腿优势腿均为右腿。受试者在测试前被告知研究目的和注意事项,并填写知情同意书,自愿按照要求进行测试。

### 1.2 研究方法

#### 1.2.1 数据采集

使用 4 块 Kistler 三维测力台(采集频率为 2 000 Hz),8 台 Qualisys 红外高速摄像机(采集频率为 200 Hz),通过数模转换盒与三维运动捕捉系统连接,同步采集受试者测试过程中下肢运动学及动力学数据。

#### 1.2.2 实验流程

在进行测试前,对测试范围进行三维空间标定。在受试者的骨盆(左右髂前上棘、髂后上棘)、左右膝关节(左右股骨内上髁、外上髁)以及左右足踝(左右内侧踝和外侧踝、左右第一跖骨、第二跖骨和第五跖骨远端、左右足后跟)部位各粘贴了 20 个 Marker 点,在受试者的左右侧大腿和小腿外侧中段位置上,固定了 4 块由 4 个反光球组成的跟踪板(16 个 Marker 球),以匹配 Visual3D 的模型。之后进行静态模型的采集,随后取下各个关节处的 Marker 球(踝、膝关节共计 8 个),进行测试动作的采集。

测试动作及要求:在测试时,受试者双脚站立在原地,双手自然放置于身体两侧。当听到“开始”指令后,向后弯曲非支撑腿,之后单腿跳跃通过不同高度的障碍物。落地时,脚掌应先着地,随后单腿屈曲自然缓冲,并缓慢地回到站立姿势。在测试过程中,不会记录身体发生前倾、支撑脚二次移动或躯体剧烈晃动的动作。每个高度采集 3 次有效动作,每个动作之间有 3 min 的间歇时间。测试现场设置如图 1 所示。



图 1 实验现场设置

#### 1.2.3 指标选取和数据处理

选取测试时落地缓冲阶段进行分析,落地缓冲阶段定义为从支撑腿触地时刻开始至膝关节最大屈曲角度结束。地面反作用力首次超过 10 N 时定义为触地时刻。数据处理采用 Visual3D 计算优势侧和非优势侧下肢运动学和动力学参数。踝关节背屈、外翻,膝关节伸展、外翻,髌关节伸展和内翻的角度和力矩定义为负值,踝关节跖屈、内翻,膝关节屈曲、内翻,髌关节屈曲和外翻定义为正值。

选取指标:触地时刻下肢关节角度,落地阶段关节活动范围、COP 位移距离、关节力矩峰值、关节功率峰值、GRF。至 GRF 峰值时间、对称指数和平均负载率。

平均负载率计算公式如下:

$$\text{Loading Rate} = \text{GRF}_{\max} \div \text{Time to GRF}_{\max} \quad (1)$$

其中  $\text{GRF}_{\max}$  代表落地阶段地面反作用力峰值,Time to  $\text{GRF}_{\max}$  代表落地时刻至地面反作用力峰值时间。

对称指数(Absolute Symmetry Index, ASI)计算公式如下:

$$\text{ASI} = \left| \frac{(D-N)}{0.5 \times (D+N)} \right| \times 100 \quad (2)$$

其中, D 代表优势侧, N 代表非优势侧。ASI 为 0 时,表示两侧对称。ASI 较为对称时,可接受范围通常定义为 ≤10%。

#### 1.2.4 统计学

选取单腿落地时 3 次有效动作的平均值,计算受试者两侧运动学和动力学指标的平均值和标准差。采用双因素重复测量方差对结果进行统计分析,自变量为下肢侧别(优势腿、非优势腿)和高度(15 cm、30 cm、45 cm),因变量为下肢各生物力学指标,若与高度存在交互作用,则采用 LSD 法事后检验进行后续两两比较,若无交互作用则分析其主效应,显著性水平  $p < 0.05$ ,所有统计学处理采用 SPSS26.0 软件完成。

## 2 研究结果

### 2.1 下肢关节角度和关节活动范围

由表 1 可知,单脚跳跃通过不同高度障碍物时的触地时刻,优势腿与非优势腿的踝关节内/外翻角、髌关节屈曲角和髌关节外翻角呈显著性差异( $p < 0.05$ )。

由图 2 可知,单脚跳跃通过不同高度障碍物时的落地缓冲阶段,优势腿与非优势腿的髌关节内/外活动范围呈显著性

表 1 跳跃通过不同高度障碍物时触地时刻下肢关节角度

| 指标                   | 侧别   | 15 cm                     | 30 cm                     | 45 cm                     |
|----------------------|------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| 踝关节背屈角/ $^{\circ}$   | 优势腿  | $-8.49 \pm 7.25$          | $-10.41 \pm 4.72$         | $-13.53 \pm 8.37$         |
|                      | 非优势腿 | $-4.15 \pm 3.39$          | $-5.23 \pm 4.10$          | $-10.18 \pm 6.74$         |
| 踝关节内/外翻角/ $^{\circ}$ | 优势腿  | $-4.72 \pm 3.97$          | $-1.27 \pm 2.33$          | $-4.33 \pm 1.70$          |
|                      | 非优势腿 | $-3.29 \pm 2.63^{\circ}$  | $-2.16 \pm 1.08^{\circ}$  | $-1.32 \pm 2.08^{\circ}$  |
| 膝关节屈曲角/ $^{\circ}$   | 优势腿  | $16.56 \pm 13.59$         | $19.54 \pm 13.24$         | $21.89 \pm 11.09$         |
|                      | 非优势腿 | $16.40 \pm 10.23$         | $17.85 \pm 12.47$         | $19.44 \pm 12.98$         |
| 膝关节内翻角/ $^{\circ}$   | 优势腿  | $4.00 \pm 3.59$           | $5.17 \pm 4.34$           | $4.35 \pm 3.98$           |
|                      | 非优势腿 | $5.77 \pm 4.16$           | $6.71 \pm 5.14$           | $6.55 \pm 5.72$           |
| 髌关节屈曲角/ $^{\circ}$   | 优势腿  | $39.25 \pm 8.90$          | $39.41 \pm 8.12$          | $40.05 \pm 9.12$          |
|                      | 非优势腿 | $39.01 \pm 8.34^{\circ}$  | $38.12 \pm 10.63^{\circ}$ | $36.14 \pm 10.01^{\circ}$ |
| 髌关节外翻角/ $^{\circ}$   | 优势腿  | $-13.86 \pm 9.01$         | $-15.65 \pm 7.81$         | $-14.81 \pm 7.03$         |
|                      | 非优势腿 | $-13.72 \pm 7.44^{\circ}$ | $-15.69 \pm 6.54^{\circ}$ | $-17.68 \pm 8.09^{\circ}$ |

注: $^{\circ}$ 表示优势腿与非优势腿存在显著性差异, $p<0.05$ 。下表同。

差异( $p<0.05$ );跳跃通过 15 cm 与 45 cm 高度障碍物时的落地缓冲阶段相比,优势腿和非优势腿的踝关节屈/伸活动范围存在显著性差异( $p<0.05$ )。

## 2.2 COP 位移距离

由图 3 可知,跳跃通过不同高度障碍物的落地缓冲阶段,优势腿与非优势腿的内—外侧位移距离和前—后侧位移距离存在显著性差异( $p<0.05$ );跳跃通过 15 cm 与 45 cm 高度障碍物时的落地缓冲阶段相比,优势腿和非优势腿的 COP 前后

侧位移存在显著性差异( $p<0.05$ )。

## 2.3 关节力矩峰值和功率峰值

由表 2 可知,跳跃通过不同高度障碍物的落地缓冲阶段,优势腿与非优势腿的踝关节背屈力矩峰值和踝关节功率峰值存在显著性差异( $p<0.05$ );跳跃通过 15 cm 与 45 cm 高度障碍物时的落地缓冲阶段相比,优势腿和非优势腿的髌关节屈肌力矩峰值存在显著性差异( $p<0.05$ )。

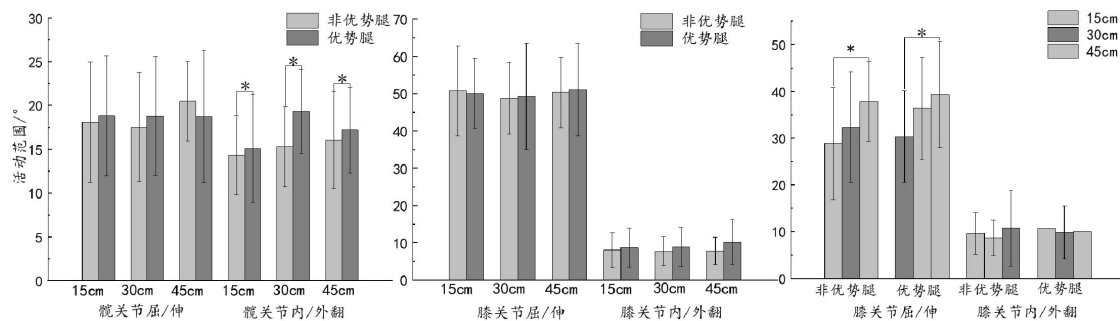


图 2 跳跃通过不同高度障碍物时落地缓冲阶段下肢关节活动范围

注:\*表示  $p<0.05$ 。下图同。

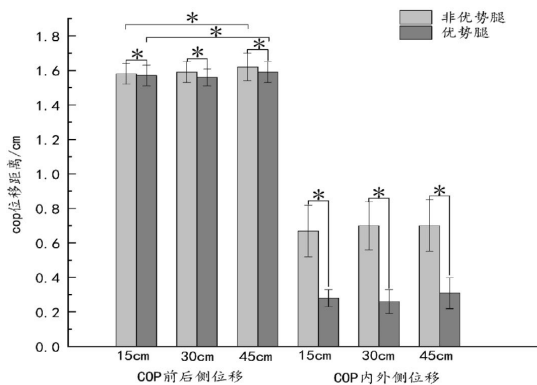


图 3 跳跃通过不同高度障碍物时落地缓冲阶段 COP 位移距离

## 2.4 GRF 至 GRF 峰值时间、对称指数和平均负载率

由表 3 可知,优势腿与非优势腿的 GRF 对称指数与平均负载率对称指数大于 10%;至峰值时间存在显著性差异( $p<$

0.05)。由图 4 可知,跳跃通过 15 cm 高度障碍物与 45 cm 高度障碍物时的落地缓冲阶段相比,优势腿和非优势腿的 vGRF 存在显著性差异( $p<0.05$ )。由图 5 可知,非优势腿与优势腿平均负载率无显著性差异。

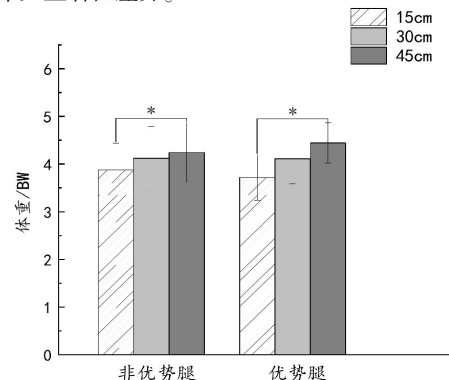


图 4 跳跃通过不同高度障碍物时落地阶段 vGRF

表 2 跳跃通过不同高度障碍物落地阶段力矩和功率峰值

| 指标                                        | 侧别   | 15 cm                      | 30 cm                    | 45 cm                    |
|-------------------------------------------|------|----------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 踝关节背屈力矩峰值/ $\text{Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$ | 优势腿  | $1.46 \pm 0.52$            | $1.58 \pm 0.61$          | $1.61 \pm 0.51$          |
|                                           | 非优势腿 | $1.25 \pm 0.63^{\circ}$    | $5.86 \pm 1.31^{\circ}$  | $1.34 \pm 0.81^{\circ}$  |
| 膝关节伸肌力矩峰值/ $\text{Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$ | 优势腿  | $3.55 \pm 1.02$            | $3.70 \pm 0.91$          | $3.76 \pm 0.90$          |
|                                           | 非优势腿 | $3.34 \pm 0.89$            | $3.62 \pm 0.95$          | $3.64 \pm 0.63$          |
| 髋关节屈肌力矩峰值/ $\text{Nm}\cdot\text{kg}^{-1}$ | 优势腿  | $5.00 \pm 1.31^{\text{a}}$ | $5.48 \pm 1.43$          | $6.13 \pm 1.35$          |
|                                           | 非优势腿 | $5.33 \pm 1.07^{\text{a}}$ | $1.20 \pm 0.70$          | $6.34 \pm 1.49$          |
| 踝关节功率峰值/ $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$    | 优势腿  | $-7.68 \pm 4.14$           | $-8.76 \pm 4.06$         | $-9.27 \pm 3.90$         |
|                                           | 非优势腿 | $-5.56 \pm 3.68^{\circ}$   | $-6.64 \pm 3.24^{\circ}$ | $-8.17 \pm 5.61^{\circ}$ |
| 膝关节功率峰值/ $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$    | 优势腿  | $-26.09 \pm 8.64$          | $-29.63 \pm 8.22$        | $-29.85 \pm 9.42$        |
|                                           | 非优势腿 | $-23.92 \pm 9.16$          | $-26.87 \pm 8.99$        | $-25.67 \pm 8.24$        |
| 髋关节功率峰值/ $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$    | 优势腿  | $-13.36 \pm 6.26$          | $-14.01 \pm 5.32$        | $-12.81 \pm 5.15$        |
|                                           | 非优势腿 | $-12.91 \pm 7.09$          | $-12.23 \pm 6.95$        | $-14.24 \pm 6.69$        |

注:<sup>a</sup>表示与45cm相比存在显著性差异。下表同。

表 3 至 GRF 峰值时间和对称指数

| 指标         | 侧别   | 15 cm                     | 30 cm                     | 45 cm                     |
|------------|------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| 至GRF峰值时间/s | 优势腿  | $0.042 \pm 0.010$         | $0.044 \pm 0.008$         | $0.043 \pm 0.010$         |
|            | 非优势腿 | $0.038 \pm 0.010^{\circ}$ | $0.039 \pm 0.007^{\circ}$ | $0.043 \pm 0.011^{\circ}$ |
| GRF 对称指数/% | 优势腿  | $13.49 \pm 9.07$          | $12.83 \pm 6.97$          | $13.02 \pm 8.38$          |
|            | 非优势腿 |                           |                           |                           |
| 负载率对称指数/%  | 优势腿  | $28.83 \pm 24.2$          | $22.74 \pm 12.85$         | $26.329 \pm 21.719$       |
|            | 非优势腿 |                           |                           |                           |

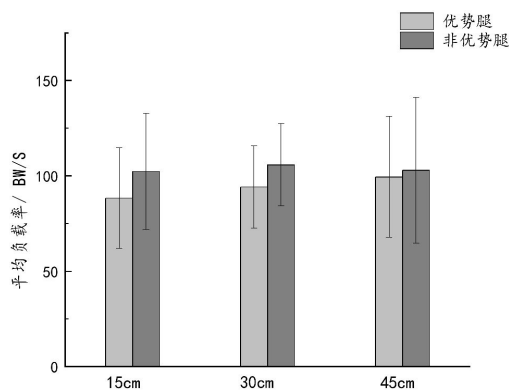


图 5 跳跃通过不同高度障碍物时落地阶段平均负载率

### 3 分析与讨论

#### 3.1 下肢关节角度及关节活动范围

结果显示,跳跃通过不同高度障碍物,非优势腿髋关节屈曲、踝关节内外翻角度和髋关节内外翻活动范围显著小于优势腿,且随着高度的增加,下肢各关节角度和活动范围呈上升趋势,表明在落地缓冲阶段触地时刻下肢关节角度增加可能与高度相关<sup>[17-20]</sup>。进一步分析发现,在落地缓冲阶段,相较于非优势腿,优势腿采取积极主动的缓冲落地策略,主动调整姿势以保持身体稳定。其较大的膝关节屈曲角能更充分地激活股后肌群,对抗股四头肌对胫骨的前向剪切力,从而强化下肢稳定性,降低膝关节承受负荷和损伤风险<sup>[21]</sup>。相反,非优势腿

以较小的关节角度完成着地减速制动,限制了腓绳肌的激活水平,弱化伸髋屈膝肌群吸收落地冲击力的能力,导致非优势腿被动地去抵抗落地冲击<sup>[18]</sup>。此外,前人研究已证实,非优势腿肌肉力量通常小于优势腿,且神经肌肉控制水平较低<sup>[22-23]</sup>,在落地阶段表现出更小的关节活动范围以对抗落地冲击。这种硬式落地方式是导致下肢关节损伤和落地姿态不稳定的原因<sup>[19]</sup>。Lee 和 Mackay 的研究指出触地时刻增加踝关节角度,可以使踝关节承受更多落地冲击负荷,以此降低膝关节和髋部肌肉组织损伤的风险<sup>[24-25]</sup>,与本研究结果一致。提示,采取主动缓冲的落地策略可以减少落地冲击,股后肌群作为膝关节屈曲的主要肌肉,力量薄弱可能是非优势腿关节屈曲降低的原因<sup>[26]</sup>,加强非优势侧股后肌群的力量训练,提高该肌群肌肉神经运动单元募集水平,有利于改善姿势控制,并减少下肢关节损伤的风险。

#### 3.2 COP 位移距离

姿势控制是人体日常生活和体育活动中的一种重要能力。中枢系统不间断地集成来自视觉、前庭、躯体感觉系统的传入信号,以优化运动控制来保持和调整平衡<sup>[27]</sup>。COP 位移常用来评价人体维持姿态稳定的能力,姿态稳定性差常表现为 COP 位移距离的增加<sup>[28-29]</sup>。

结果显示,跳跃障碍物落地缓冲阶段,非优势腿内外侧位移显著大于优势侧位移,表明运动员非优势腿姿态稳定能力差,有较大的下肢损伤风险<sup>[30]</sup>。先前研究已表明,在维持自身稳定时,下肢肌肉力量越大,维持人体平衡的能力也就越强,

与本研究发现一致<sup>[31]</sup>。在落地缓冲时非优势腿由于神经传导速度较慢、本体感觉、关节屈曲和肌肉力量控制不足<sup>[32]</sup>导致其关节出现不稳定状态,难以控制冲击力对人体带来的震荡。因此,当人体以非优势腿缓冲落地时,髌关节和踝关节通过屈曲和旋转动作,稳定身体并减轻对其他关节的负荷,避免身体承受过大冲击力,这种不稳定姿态会影响下肢关节活动和对落地冲击的缓冲<sup>[33-34]</sup>。此外,结果显示,跳跃通过 45 cm 障碍物时,下肢两侧 COP 前后位移显著大于 15 cm,随着高度增加,非优势腿稳定性降低。其原因可能是因为高度增加时,人体重心位置相对地向上移动,影响 COP 位置,使其相对于脚底发生前后位移<sup>[27]</sup>。

### 3.3 动力学

结果显示,单腿跳跃落地缓冲阶段,优势腿踝关节力矩和功率显著大于非优势腿,在踝关节扭转时,优势腿下肢腓肠肌、胫骨前肌和股四头肌力量大,提供稳定支撑,且足踝关节处的肌肉和韧带吸收落地冲击的能力,可以减轻着陆时产生的冲击力<sup>[35]</sup>。与此同时,优势腿至峰值时间显著大于非优势腿,落地初期所受到的较高的、较快的冲击力是造成下肢损伤的重要原因<sup>[36]</sup>。分析发现,优势腿神经肌肉控制水平高,延迟了落地冲击峰值时间<sup>[35]</sup>,为肌肉和关节提供了更多反应和调整时间,以维持落地时身体平衡和稳定性。非优势腿踝关节背屈肌力量不足,导致关节间相对塌陷,这意味着机体需要通过其他部位肌肉来代偿该部位弹性能量不足,引起环节内部和环节之间负载分布不对称,增大膝关节胫骨平台塌陷风险<sup>[37]</sup>。

此外,结果显示,跳跃 3 种高度障碍物的落地缓冲阶段,GRF 对称指数和负载率对称指数均大于 10%,表示优势腿与非优势腿在参与单侧任务时动力学参数不对称,这进一步佐证了本研究的上述结果。在运动过程中出现不对称性时,会导致异侧运动补偿的情况,降低运动的稳定性,可以通过单侧训练来减少下肢不对称性的影响<sup>[38]</sup>。

本研究对单腿跳跃不同高度障碍物的动作进行了探究,但所有受试者均为男性短跑运动员,性别对于下肢两侧侧性的影响尚未做进一步的探究。

## 4 结论

在相同高度下的单腿跳跃动作中,运动员优势腿采取主动缓冲的落地策略,降低膝关节承受负荷;非优势腿在落地时则表现为被动对抗落地冲击,承受了更高的冲击负荷。运动员在单腿跳跃不同高度障碍物动作中,下肢两侧存在侧性。提示:通过单侧训练,加强非优势腿的肌肉力量和神经控制水平、优化姿势稳定性、提高下肢双侧稳定性和运动表现,减少不对称性影响,降低下肢关节损伤风险。

## 参考文献:

- [1] 刘嘉伟,苑廷刚,谢丽,等.东京奥运会苏炳添 100 m 跑的研究和启示[J].体育科学,2022,42(2):59-64.
- [2] 苏炳添,程志理,周维方.苏炳添东京奥运会突破“常理”的训练学反思:苏炳添与程志理的训练学对话录之二[J].体育与科学,2021,42(5):1-7+26.
- [3] 郑亮亮,钟亚平.田径运动损伤病因预警动态链模型建立的初步

研究[J].山东体育学院学报,2013,29(2):64-71.

- [4] 李萍,朱学强,李秀红,等.运动损伤预防训练对短跑运动员下肢生物力学和共激活特征的影响[J].中国体育科技,2021,57(11):30-37.
- [5] 解勇.青少年短跑运动员膝踝部损伤与安全防范对策[J].成都体育学院学报,2004(2):73-75.
- [6] 杨德军.高校田径运动中踝关节损伤机理与预防探究[J].吉林体育学院学报,2004(1):62-63.
- [7] 梁永生,李方祥,解强,等.备战第 28 届奥运会中国优秀运动员运动损伤调查分析[J].中国运动医学杂志,2007(6):744-745.
- [8] 潘正晔,马勇,郑伟涛.有限元分析立定跳远状态时不同摆臂动作和触地姿势的膝关节损伤[J].中国组织工程研究,2023,27(36):5778-5783.
- [9] HEWETT T E, MYER G D, FORD K R, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study[J]. American journal of sports medicine, 2005, 33(4): 492-501.
- [10] WANG I L, GU C Y, LEI T H, et al. The effect of transcranial direct current stimulation on bilateral asymmetry and joint angles of the lower limb for females when crossing obstacles [J]. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation, 2023, 15(1): 176.
- [11] SADEGHI H, ALLARD P, PRINCE F, et al. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review[J]. Gait & posture, 2000, 12(1): 34-45.
- [12] RUEDL G, WEBHOFER M, HELLE K, et al. Leg dominance is a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament injuries in female recreational skiers[J]. American journal of sports medicine, 2012, 40(6): 1269-1273.
- [13] WANG Y, LIU H, WEI H, et al. The effect of a knee brace on muscle forces during single-leg landings at two heights[J]. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2023, 20(5): 4652.
- [14] 刘林,马勇,简世杰,等.跆拳道运动员前横踢动作优势侧和非优势侧的生物力学侧性研究[J].武汉体育学院学报,2023,57(1):73-81.
- [15] FORT-VANMEERHAEGHE A, BISHOP C, BUSCÀ B, et al. Inter-limb asymmetries are associated with decrements in physical performance in youth elite team sports athletes[J]. PLoS One, 2020, 15(3): e0229440. DOI: 10.1371/journal.pone.0229440.
- [16] TRIVERS R, FINK B, RUSSELL M, et al. Lower body symmetry and running performance in elite Jamaican track and field athletes [J]. PLoS one, 2014, 9 (11): e113106. DOI: 10.1371/journal.pone.0113106.
- [17] PUDDLE D L, MAULDER P S. Ground reaction forces and loading rates associated with parkour and traditional drop landing techniques [J]. Journal of sports science & medicine, 2013, 12(1): 122.
- [18] 李杭家,蔡玉军.不同高度优势侧和非优势侧单腿落地动作生物力学侧性研究[J].医用生物力学,2021,36(S1):375.
- [19] ZHANG S N, BATES B T, DUFEK J S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings[J]. Medicine and science in sports and exercise, 2000, 32(4):812-819.
- [20] ALI N, ROBERTSON D G, ROUHI G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: implications for risk of non-

- contact ACL injury[J]. The Knee, 2014, 21(1): 38-46.
- [21] BRAZEN D M, TODD M K, AMBEGAONKAR J P, et al. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings [J]. Clinical Journal of Sport Medicine, 2010, 20(4): 286-292.
- [22] HUNTER S K, THOMPSON M W, ADAMS R D. Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women[J]. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 2000, 55(6): B264-B273.
- [23] ITHUIBURN M P, PATERNO M V, FORD K R, et al. Young Athletes With Quadriceps Femoris Strength Asymmetry at Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Demonstrate Asymmetric Single-Leg Drop-Landing Mechanics [J]. The American journal of sports medicine, 2015, 43(11): 2727-2737.
- [24] LEE J, SONG Y, SHIN C S. Effect of the sagittal ankle angle at initial contact on energy dissipation in the lower extremity joints during a single-leg landing[J]. Gait & posture, 2018, 62: 99-104.
- [25] MASON-MACKAY A R, WHATMAN C, REID D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review[J]. Journal of science and medicine in sport, 2017, 20(5): 451-458.
- [26] 刘海瑞,傅维杰,伍颢,等.单腿落地时优势腿与非优势腿的生物力学偏侧性研究[J].体育科学,2014,34(8):70-76.
- [27] 王国栋,毛晓锐,张秋霞,等.功能性踝关节不稳者静态姿势控制中压力中心时域频域特征分析[J].中国运动医学杂志,2021,40(9):691-697.
- [28] LEHMANN T, PASCHEN L, BAUMEISTER J. Single-Leg Assessment of Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review and Meta-Analysis Sports[J]. Sports medicine-open, 2017(3): 1-12.
- [29] 王雅,朱婷,林金鹏,等.髋外展肌疲劳对不同性别人群单腿侧跳落地时神经肌肉控制的影响[J].医用生物力学,2022,37(3):531-537.
- [30] DURALL C J, KERNOZEK T W, KERSTEN M, et al. Associations between single-leg postural control and drop-landing mechanics in healthy women[J]. Journal of sport rehabilitation, 2011, 20(4): 406-418.
- [31] 焦培豪,高原,付宇舒,等.不同体力活动水平大学生的身体姿势控制能力[J].湖北体育科技,2023,42(4):363-369.
- [32] 刘宇.生物力学在运动控制与协调研究中的应用[J].体育科学,2010,30(11):62-73.
- [33] YEOW C H, LEE P V, GOH J C. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics[J]. Human movement science, 2011, 30(3): 624-635.
- [34] PUDDLE D L, MAULDER P S. Ground reaction forces and loading rates associated with parkour and traditional drop landing techniques [J]. Journal of sports science & medicine, 2013, 12(1): 122.
- [35] 李旭鸿,范年春,韩斌,等.落地高度和性别对单脚落地下肢关节矢状面内运动学、动力学和能量耗散的影响[J].中国运动医学杂志,2016,35(4):327-332.
- [36] 胡宗祥.慢跑下肢技术动作的生物力学研究[D].北京体育大学,2009.
- [37] ORISHIMO K F, KREMENIC I J, MULLANEY M J, et al. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2010, 18(11): 1587-1593.
- [38] 董德龙.运动员体能训练中需持续关注的五个问题:基于基础保障视角[J].体育成人教育学报,2021,37(2):82-89+2.

(上接第36页)

- 都市金江小学,2023:4.
- [16] 肖坚,刘洋,程丽芬.“十四五”时期江西省群众体育高质量发展的内涵、基础与路径[J].体育科技文献通报,2023,31(8):120-123+142.
- [17] 殷子骏,刘东升,史曙生.运动项目产业创新发展的理论意涵、动力机制与推进策略[J].体育学研究,2023,37(2):96-106.
- [18] 董美,张霖.数字技术赋能马拉松赛事发展研究[J].体育文化导刊,2023(5):86-92.
- [19] 李国华,连虎虎.村BA激活乡村体育赛事发展的经验与启示[J].当代体育科技,2023,13(31):99-101.
- [20] 方琳,邹月辉.数字技术助力全民健身场馆智慧化:价值、现实审视与策略[J].湖北体育科技,2024,43(1):103-107.
- [21] 张金桥,李英杰.构建与增值:体育内容产业价值链研究[J].体育科学,2022,42(3):26-35.
- [22] 王晨曦,满江虹.组态视角下滑雪产业高质量发展的动力要素、理论框架与驱动模式:基于模糊集定性比较分析[J].上海体育学院学报,2022,46(8):65-76.
- [23] 黄谦,谭玉姣,荀阳,等.体育产业促进“双循环”新发展格局构建的理论逻辑与实现路径[J].体育科学,2022,42(3):14-25.