

# 不同加速方式执行侧移动作对膝关节负荷的影响 ——基于一维统计参数映射分析

陈 豪,马 锐

(南充文化旅游职业学院,四川 南充 637400)

**摘 要:** **目的** 探讨以自由落地为加速方式执行侧移动作时对膝关节负荷的影响,为降低和预防前交叉韧带损伤提供生物力学依据。**方法** 右 90° 方向的助跑侧移(RLS)和落地侧移(LLS),应用一维统计参数映射分析不同加速方式执行侧移动作对触地期膝关节负荷的影响。**结果** 除身体重心垂直运动外,其余一维连续参数的显著性差异时段均出现在触地期的前 21.38%;LLS 的身体重心在触地时刻处于压力中心(COP)前方,未出现重心起伏增大现象;LLS 的屈膝力矩、关节垂直受力、三维 GRF 及垂直负荷加载率均显著高于 RLS;LLS 表现出显著更高的膝外展和内旋力矩。**结论** 落地侧移动作的膝关节损伤信号出现时段更早,膝关节承受更高的垂直负荷;在均受到胫骨近端前向剪切力情况下,落地侧移更高的膝关节外展与内旋力矩致使 ACL 张力负荷更大,这些因素均预示 ACL 损伤风险提高。

**关键词:** 统计参数映射;侧移;膝关节负荷;运动生物力学

中图分类号: G804.66 文献标识码: A 文章编号: 1003-983X(2025)01-0084-07

DOI: 10.20185/j.cnki.1003-983X.2025.01.014

## Effects of Various Acceleration Methods on Knee Joint Loading During the Execution of Lateral Sidestep Movements: Based One-dimensional Statistical Parametric Mapping was Employed to Analyze

CHEN Hao, MA Rui

(Nanchong Vocational College of Culture and Tourism, Nanchong Sichuan, 637400)

**Abstract: Objective** This study aims to investigate the impact of different acceleration methods on knee joint load during lateral sidestep movements initiated by a free fall, providing biomechanical evidence for the reduction and prevention of anterior cruciate ligament (ACL) injuries. **Methods** Running lateral sidestep (RLS) and landing lateral sidestep (LLS) were analyzed. The study applied statistical parametric mapping (SPM) to examine the effects of different acceleration methods on knee joint load during the ground contact phase of lateral sidestep movements in the right 90° direction. **Results** Except for the vertical movement of the body's center of mass, significant differences in one-dimensional continuous parameters were observed in the first 21.38% of the ground contact phase. At the moment of ground contact, the body's center of mass in LLS was located anterior to the center of pressure (COP), and no significant fluctuations in the center of mass were observed. LLS exhibited significantly higher knee flexion torque, vertical joint force, three-dimensional ground reaction force (GRF), and vertical load rate compared to RLS. LLS also demonstrated significantly higher knee valgus and internal rotation torque. **Conclusion** Signals of knee joint injury in LLS appear earlier, and the knee joint bears higher vertical loads. Under the condition of proximal tibial anterior shear force, the higher knee valgus and internal rotation torque in LLS result in greater ACL tension load, indicating an increased risk of ACL injury.

**Keywords:** statistical parametric mapping; lateral sidestep; knee joint loading; sports biomechanics

运动生物力学数据大多是与时间序列相关的一维连续参数,呈较大的一维特征<sup>[1]</sup>,但传统统计分析多聚焦于某个时刻的生物力学特征,例如峰值状态、角度(活动度)、最大地面反作

用力等<sup>[2-16]</sup>。若一维连续数值的研究假设却使用特征参数的统计分析方法,会产生一定程度的随机数据偏差<sup>[17-18]</sup>,对运动技术的各个阶段特征进行研究分析能够良好评估损伤的风险和指导科学训练。基于此,结合统计参数映射(statistical parameter mapping, SPM)的基于时空平滑及标准化后的检验方法,对一维连续数值进行随机假设<sup>[19-20]</sup>,采用连续性数据模型检验,能够避免数据提取时的偏差。此外,与传统统计方法相似,针对数据分布的正态性,也可将数据分为参数性与非参数性,即一维统

收稿日期: 2024-07-22

第一作者简介: 陈 豪(1996~),男,四川开江人,硕士,讲师,研究方向: 运动生物力学, E-mail: clhter@163.com。

计参数映射(SPM1d)与一维统计非参数映射(SnPM1d),此分析方法现已逐渐运用到多种生物力学分析中<sup>[21-23]</sup>。

侧切侧移(lateral sidestep)相关研究大多以平地助跑的水平加速方式执行,但纵向的加速方式,即自由落地,却极少与侧切侧移相结合进行研究。该类技术动作频繁出现在足球的头顶球争顶后落地再加速、篮球的篮板球争夺后加速摆脱、排球的扣球后迅速再调整站位等情景和项目,而在比赛的后段随着对落地技术控制的减弱,膝关节相关的损伤随时可能发生<sup>[9, 24-28]</sup>。侧切侧移常以关节角度、活动度、两次地面反作用力峰值及表面肌电(sEMG)数据特征进行分析,然而明确一维连续性参数的非特征值数据差异也具有重要意义。因此,基于 S(n)PM 在一维变量(1 d)的应用,对落地侧移(landing lateral sidestep, LLS)与助跑侧移(running lateral sidestep, RLS)触地全阶段的身体重心(COM)、膝关节力矩、膝关节力及地面反作用力(GRF)进行对比检验,同时结合特殊时刻参数的检验结果,进一步揭示侧切侧移的减加速动作对膝关节造成潜在损伤风险的具体时段或时刻,对频繁使用落地侧切侧移技术的项目在训练和比赛中提供启示和参考。

## 1 研究方法

### 1.1 实验对象

招募男性足球和篮球运动员共 18 名,训练年限 5 年及以上,年龄(23.4±1.1)岁,身高(178.0±2.3)cm,体质量(67.9±4.8)kg,均拥有一次及以上的校级比赛经历;所有受试者半年内均无下肢关节损伤史,并在测试前 48 h 内无下肢关节肌肉疼痛和运动障碍;在测试前,所有参与者都已获悉研究目的、要求和程序,并签署知情同意书,所有实验都在每天的同一时间进行。

### 1.2 实验仪器及流程

VICON 运动捕捉系统(Oxford metric Ltd, Oxford, UK)应用 8 红外摄像机捕捉侧移期间的运动轨迹,采样频率 200 Hz;三维测力板(AMTI, Watertown, MA, United States)获取地面反作用力数据,采样频率 1 000 Hz;Vicon Nexus 1.8.6 软件做同步采集;两对红外光闸感应器获得助跑通过距离的时间控制跑速。

首先采集初始坐标数据,利用解剖中立位静态实验数据获得;助跑侧移(RLS):助跑 6~7 m 到达测力板,板前放置红外光闸计时器结束端,控制通过速度与自由下落速度匹配( $SD = \pm 0.2$  m/s),左脚接触测力板后迅速向右侧移;组间休息结束后采集落地侧移(LLS):自然站立于测力板前的台阶上(高 30 cm)前沿<sup>[29]</sup>,下落后左脚接触测力板紧接迅速向右侧移。接地方式均采用前脚掌模式,侧移角度均为原路线的右 90°方向(动作截取时段见图 1)。

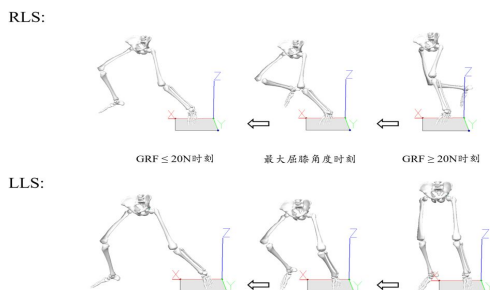


图 1 RLS(上)和 LLS(下)触地期间动作分解

注:红色(X)、绿色(Y)和蓝色(Z)分别代表冠状轴、矢状轴和垂直轴。

### 1.3 数据处理

截取 VGRF 阈值 20N 为触地和离地节点时段,初始数据由 Vicon Nexus 1.8.6 软件导出至 Visual3D (version 3.26, C-Motion Inc., Germantown, MD, USA)进行识别、建模;匹配每位受试者身体参数,通过逆动力学方法计算获得地面反作用力(GRF)、身体重心(COM)、关节力矩和关节力;关节刚度计算方法采用关节力矩变化量与角度变化量之比<sup>[5]</sup>:

$$K_{joint} = \Delta M / \Delta \theta$$

采用 Butterworth 零滞后四阶低通滤波;将所有一维连续数据导出到 MATLAB R2019a (The MathWorks, MA, United States)中,用自编 MATLAB 脚本将数据标准化为 101 个,代表触地期的 0%~100%的时间序列曲线。

### 1.4 统计学分析

首先检验数据残差值是否符合正态性,若符合正态分布则采用 SPM 进行检验,若不符合正态分布则采用非参数 SnPM 检验,SnPM 是基于非参数随机化方法,通过随机化重新生成零分布,从而直接对每组数据进行假设检验,均采用 MATLAB R2019a 运行开源 S(n)PM1d 配对样本  $t$  检验脚本(www.spm1d.org)<sup>[30]</sup>;对特征值采用配对样本  $t$  检验(SPSS24.0 Inc, Chicago, IL, USA)进行统计学分析;使用自编 MATLAB 脚本对水平面 COM 位移轨迹进行成对样本  $t$  检验和绘图(段末);显著性水平设定在 0.05。

脚本如下:

```
x1 = xlsread('1.xlsx', 'Sheet1');
y1 = xlsread('1.xlsx', 'Sheet2');
x2 = xlsread('2.xlsx', 'Sheet1');
y2 = xlsread('2.xlsx', 'Sheet2');
[~, p_value] = ttest2(y1, y2);
figure;
plot(x1, y1, '-ok');
```

```
hold on;
plot(x2, y2, '-or');
xlabel('X 轴');
ylabel('Y 轴');
title('题目');
grid on;
legend('数据命名 1', '数据命名 2', 'Location', 'North-West');
```

```
text(0.5, max([max(y1), max(y2)]), ['p-value = ', num2str(p_value)], 'HorizontalAlignment', 'center', 'VerticalAlignment', 'top', 'FontSize', 12, 'Color', 'red');
end.
```

## 2 结果

### 2.1 对特征值的检验

表 1 为助跑侧移(RLS)和落地侧移(LLS)的膝关节负荷

及地面反作用力特征值配对样本  $t$  检验结果。发现 LLS 的膝关节屈曲力矩、外展力矩及内旋力矩均显著大于 RLS ( $p < 0.05$ ); 关节力检验结果发现 RLS 的膝关节横向(左)受力显著高于 LLS ( $p < 0.05$ ), 但前后向(后)和垂直向受力显著低于 LLS ( $p < 0.05$ ), 在触地早期的前后向(前)受力(胫骨近端前向剪切力)并无显著差异; 地面反作用力检验结果发现垂直向(Z)冲

击力峰值(第一峰)RLS 显著高于 LLS ( $p < 0.05$ ), 而主动蹬地峰值(第二峰)和垂直负荷加载率 LLS 显著更高 ( $p < 0.05$ ), RLS 向右(X)的地面反作用力显著更高 ( $p < 0.05$ ), 而向后(Y)的地面反作用力 LLS 显著高于 RLS ( $p < 0.05$ ); LLS 表现出更高的膝关节刚度但两组无显著性差异。

表 1 膝关节负荷和地面反作用力特征值检验

| 峰值参数/方向                | 关节力矩(Nm/kg)        |                    | 关节力(N/kg)           |                     | GRF(BW)            |                    |
|------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|---------------------|--------------------|--------------------|
|                        | RLS                | LLS                | RLS                 | LLS                 | RLS                | LLS                |
| 屈膝(力矩)/左右向             | $1.59 \pm 0.38^*$  | $2.31 \pm 0.69^*$  | $-3.79 \pm 0.71^*$  | $-3.27 \pm 0.51^*$  | $0.69 \pm 0.14^*$  | $0.58 \pm 0.11^*$  |
| 外展(力矩)/前后向             | $-0.38 \pm 0.23^*$ | $-1.22 \pm 0.53^*$ | $-5.83 \pm 1.32^*$  | $-10.32 \pm 1.29^*$ | $-0.55 \pm 0.11^*$ | $-0.65 \pm 0.08^*$ |
| 内旋(力矩)/垂直向             | $0.21 \pm 0.07^*$  | $0.89 \pm 0.19^*$  | $-10.53 \pm 2.66^*$ | $-17.48 \pm 1.64^*$ | $0.99 \pm 0.18^*$  | $2.28 \pm 0.21^*$  |
| VGRF 冲击力峰值(BW)         |                    |                    | $0.84 \pm 0.23^*$   |                     |                    | $0.58 \pm 0.29^*$  |
| 垂直负荷加载率(BW/s)          |                    |                    | $26.42 \pm 4.91^*$  |                     |                    | $35.09 \pm 3.31^*$ |
| 膝关节刚度(Nm/kg $^\circ$ ) | RLS                |                    | $0.056 \pm 0.016$   | LLS                 |                    | $0.072 \pm 0.021$  |
| 胫骨近端前向剪切力(N/kg)        |                    |                    | $0.78 \pm 0.45$     |                     |                    | $0.72 \pm 0.29$    |

注: \* 表示 RLS 与 LLS 的检验结果呈显著性差异, 显著性水平设定在  $p < 0.05$ 。

## 2.2 SPM1d/SnPM1d 配对样本 $t$ 检验

对 RLS(黑色)和 LLS(红色)身体重心(COM)水平(X-Y)方向的运动轨迹进行成对样本  $t$  检验(见图 2), 结果显示 18 对样本均呈显著性差异 ( $p=2.5916e-16, 1.2447e-14, 1.7887e-22, 6.7867e-18, 2.0726e-50, 2.9435e-40, 9.1478e-73, 1.2275e-54, 1.0052e-67, 1.1863e-72, 1.535e-74, 4.9409e-87, 1.0654e-47, 5.5128e-77, 6.6963e-40, 8.3897e-30, 2.5522e-39, 1.1215e-42$ )。

检验 RLS(黑色)和 LLS(红色)COM 垂直运动轨迹的正态性, 结果符合正态分布(图 3)。对 COM 垂直方向(Z)的运动轨迹进行 SPM1d 配对样本  $t$  检验, 发现在触地期的 80.87%~100%阶

段超过阈值( $\alpha=0.05, t^*=2.464$ )呈现显著性差异( $p=0.036$ )。

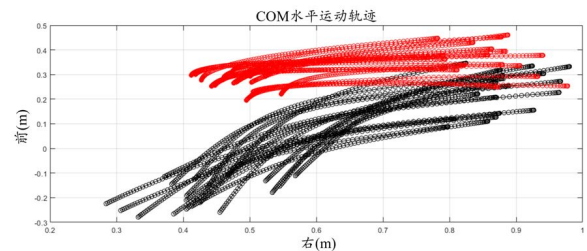


图 2 RLS(黑)与 LLS(红)身体重心(COM)水平运动轨迹

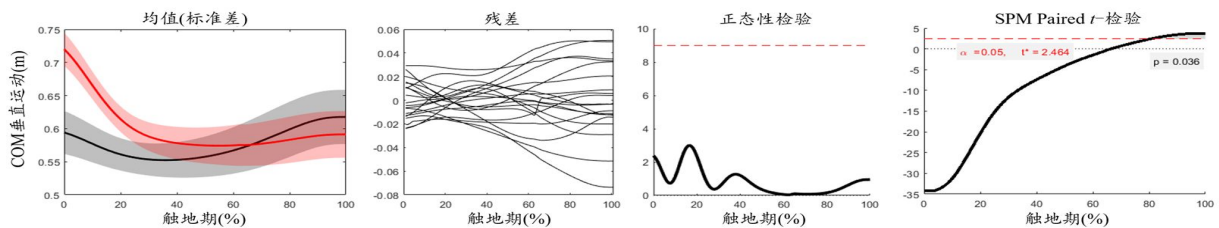


图 3 RLS(黑)与 LLS(红)身体重心(COM)垂直运动的正态性及 SPM 检验

检验 RLS(黑色)和 LLS(红色)膝关节力矩的正态性, 发现关节内外旋力矩(水平面)符合正态性, 而屈伸力矩(矢状面)和内收外展力矩(冠状面)不符合正态分布(见图 4)。

基于正态性检验结果, 对膝关节内外旋力矩采用 SPM1d 配对样本  $t$  检验, 发现在触地期的 91.51%~92.80%阶段超过阈值( $\alpha=0.05, t^*=4.278$ ), 呈显著性差异( $p=0.05$ ); 对膝关节屈伸和收展力矩采用 SnPM1d 配对样本  $t$  检验, 结果发现屈伸力矩在触地期的 4.84%~5.08%阶段超过阈值( $\alpha=0.05, t^*=3.952$ ), 呈显著性差异( $p=0.043$ ); 收展力矩在触地期的 11.09%~19.42%阶段超过阈值( $\alpha=0.05, t^*=3.680$ ), 呈显著性差异( $p=0.001$ )。

检验 RLS(黑色)和 LLS(红色)膝关节力的正态性, 发现膝关节垂直向(Z)受力符合正态性, 左右向(X)和前后向(Y)

关节受力不符合正态分布(见图 5)。

基于正态性特征, 对膝关节垂直受力采用 SPM1d 配对样本  $t$  检验, 发现在触地期的 9.55%~21.38%阶段超过阈值( $\alpha=0.05, t^*=3.610$ ), 呈显著性差异( $p < 0.001$ ); 对膝关节左右向和前后向受力采用 SnPM1d 配对样本  $t$  检验, 结果发现前后向受力在触地期的 0%~0.040 7%和 11.10%~19.81%阶段超过阈值( $\alpha=0.05, t^*=3.545$ ), 呈显著性差异( $p=0.046, p < 0.001$ ); 左右向受力无显著性差异阶段。

检验 RLS(黑色)和 LLS(红色)三维地面反作用力(GRF)的正态性, 发现左右向 GRF(X)和前后向 GRF(Y)符合正态性, 垂直向 GRF(Z)不符合正态分布(见图 6)。

基于正态性检验, 对左右向和前后向 GRF 采用 SPM1d 配

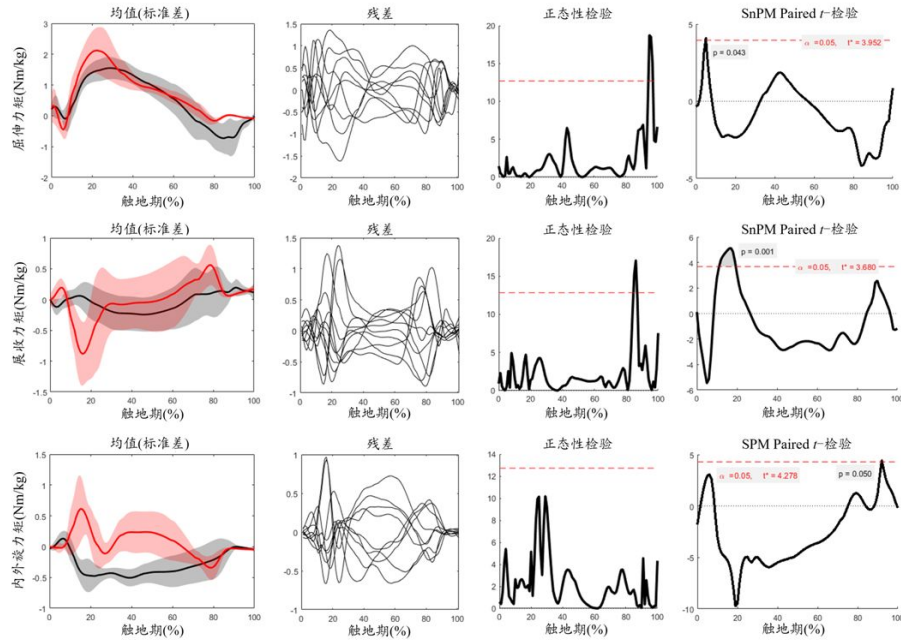


图 4 RLS(黑)与 LLS(红)膝关节屈伸、收展及内外旋力矩的正态性及 SPM/SnPM 检验

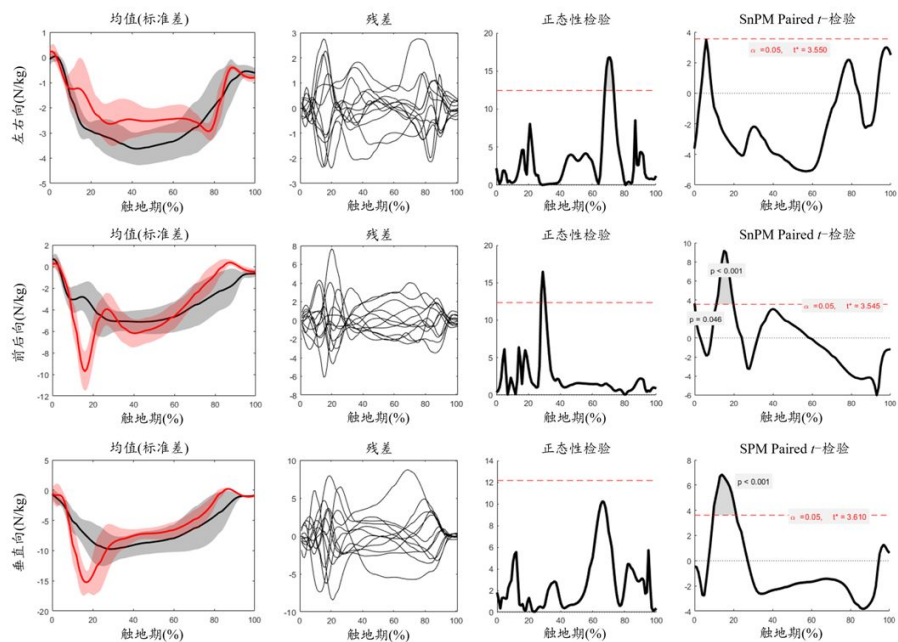


图 5 RLS(黑)与 LLS(红)膝关节左右(X)、前后(Y)及垂直(Z)受力的正态性及 SPM/SnPM 检验

对样本  $t$  检验,发现左右向 GRF 在触地期的 4.88%~8.23% 阶段超过阈值 ( $\alpha=0.05$ ,  $t^*=4.146$ ),呈显著性差异 ( $p<0.001$ );前后向 GRF 在触地期的 0%~1.73% 阶段超过阈值 ( $\alpha=0.05$ ,  $t^*=3.631$ ),呈显著性差异 ( $p=0.037$ );对垂直向 GRF 采用 SnPM1d 配对样本  $t$  检验,发现在触地期的 2.23%~7.47% 阶段超过阈值 ( $\alpha=0.05$ ,  $t^*=3.121$ ) 呈显著性差异 ( $p=0.003$ )。

### 3 讨论

基于 SPM 在一维变量(1d)中的应用,采取 S(n)PM1d 检验方法分析自由落地与平地助跑为加速方式的侧移动作的身体重心(COM)、膝关节力矩、膝关节力及地面反作用力(GRF)差异,并结合特征时刻参数检验,结果发现:除 COM 垂直运动外,关节力矩、关节力及 GRF 相关的一维连续参数的显著性差异时段均出现在触地早期时段;LLS 的 COM 在触地时刻处于压力中心(COP)前方,但并未出现假设中的重心回升现象,且两种方式侧切的 COM 水平轨迹呈显著性差异;受垂直方向

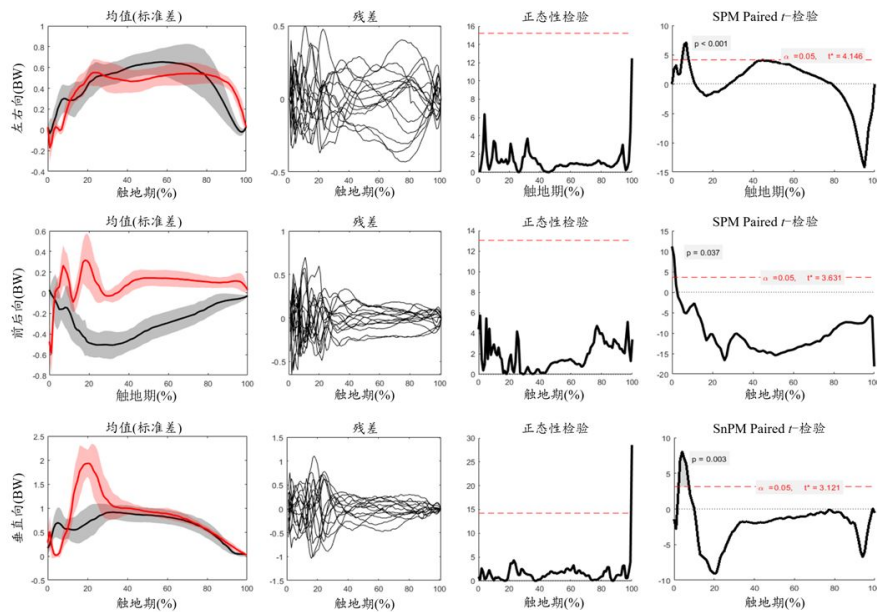


图 6 RLS(黑)与 LLS(红)左右(X)、前后(Y)及垂直(Z)方向地面反作用力的正态性及 SPM/SnPM 检验

的加速方式影响,LLS 的垂直负荷均显著高于 RLS。

S(n)PM1d 配对样本 t 检验结果显示,RLS 与 LLS 的膝关节外旋力矩和 COM 垂直运动的差异时段出现在触地期的 80.87% 之后阶段,而膝关节屈伸力矩和内收外展力矩、在 X、Y 及 Z 3 个方向的关节力及三维 GRF 的显著性差异时段均出现在触地期的前 21.38% 阶段 ( $21.38\% \approx 6.62 \text{ ms}$ ), 这比 Krosshaug 等<sup>[31]</sup>报道的接地后 17~50 ms 之间易引发 ACL 损伤的结论更早;但由于实际助跑与侧移速度控制会在各实验中存在较大差异,因此许多研究对接地至离地进行了阶段划分,但研究结果同样比 Besier 等<sup>[32]</sup>得出的前 25% 更早。因此通过 S(n)PM1d 检验发现:落地后衔接的侧移动作,膝关节各项生物力学风险因素均比助跑侧移更早出现;而在触地期末段出现的膝关节外旋力矩,并不能被确定为前交叉韧带损伤的危险因素<sup>[33-34]</sup>。这提示运动员要更加注重落地前和触地早期对下肢关节活动幅度的控制和调整。

因加速方式不同,自然导致 LLS 在触地早期垂直向 COM 位置更高,虽然存在差异但不呈显著性,相反在加速蹬地到离地阶段,LLS 的身体重心垂直起伏显著更小,这可能与 COM 水平位置更早的位于压力中心(x:0, y:0, z:0)前方,踝关节参与了更大的做功朝着预定方向驱动身体有关<sup>[35-36]</sup>。

矢状面的应力一致被认为是动作减速阶段造成交叉韧带损伤的重要危险因素<sup>[1]</sup>,通过 S(n)PM1d 检验发现 LLS 的矢状面屈膝力矩、垂直关节力和 V-GRF 均显著高于 RLS 且均发生在触地期的前 21.38% 阶段,结合特征值检验中垂直负荷加载率显著高于 RLS,所以显然以自由落地为加速方式完成侧移时膝关节矢状面所受负荷会显著高于助跑侧切。膝关节垂直负荷可以通过增大关节屈曲角度而降低,但负荷过大或超过肌力承受能力时膝关节会出现内旋和外展状态,这些反应都是膝关节在超载的外力作用下产生的动作技术变形,而一定程度的关节刚度表现既能减小关节间的震荡,还能防止出现过大的关节角度导致软组织拉伤<sup>[5-6]</sup>。研究结果发现 RLS 和

LLS 的膝关节刚度并无显著性差异,但 LLS 显著更高的垂直负荷需要股四头肌和腓伸肌群更大的肌力以提升关节和整体下肢刚度表现,否则就会因膝关节外展和内旋力矩增加导致软组织受损风险提高,而危险的是 LLS 正好在前 21.38% 阶段表现出更高的膝外展力矩和内旋力矩。Markolf 等<sup>[33]</sup>研究表示膝关节外展和内旋力矩只有在胫骨近端受到前向剪切力时,才能使前交叉韧带受到较大负荷。于是本研究通过膝关节力的转化,解构出垂直胫骨长轴的关节反作用力分量,结果发现 RLS 和 LLS 均受到一定程度的胫骨近端前向剪切力但无显著性差异。显然,LLS 虽未出现更高的前向剪切力,但在一定的剪切力作用下表现出更高的外展和内旋力矩同样使得 ACL 张力负荷增大。值得一提的是,后向剪切力和垂直 GRF 影响下,膝关节也会承受较大胫骨近端后移和股骨远端前移趋势,这同样会对后交叉韧带较大压力<sup>[37]</sup>。显然,要达到降低上述非矢状面的膝关节活动度,就必然会将所受负荷更多的转化到矢状面来,因此在训练中通过加强股四头肌在离心阶段的控制能力和大腿后侧肌群的支持能力是主动降低损伤风险的方法,同时对上述肌群的松解也有助于降低膝关节内的压力和疲劳恢复。

但仍有几点需要在后续研究加以考虑:首先 RLS 与 LLS 的检验仅能对比出非接触条件下垂直加速方式与水平助跑方式完成侧移时的生物力学损伤风险时段或时刻差异,而个体对神经肌肉的控制水平却不尽相同<sup>[25]</sup>,表面肌电技术应在以后的研究加以结合;其次不论是垂直方向还是水平方向加速的侧移动作均较多的出现在足球篮球等同场对抗类项目中,所以进一步的研究应对动作设计施加干扰条件以获取更真实的生物力学数据。

## 4 结论

基于一维统计参数映射分析落地加速与助跑加速方式的侧移动作对左下肢膝关节力矩、关节力及 GRF 的影响,对一

维连续数据进行正态性及SPM1d/S(n)PM1d配对样本t检验。发现执行落地侧移动作时膝关节会承受更高的垂直负荷,与前交叉韧带损伤相关的生物力学参数会比助跑侧移在更早的阶段(前21.38%)出现;不仅如此,在受到近似程度的胫骨近端前向剪切力时,落地侧移显著更高的膝关节外展与内旋力矩使前交叉韧带受到更大的张力负荷,进而增加前交叉韧带损伤风险。

## 参考文献:

- [1] CORTES N, MORRISON S, VAN LUNEN B L, et al. Landing technique affects knee loading and position during athletic tasks [J]. Journal of science and medicine in sport, 2012, 15(2): 175-181.
- [2] THORLUND J B, CREAMY M W, SIMIC M, et al. Clinically assessed mediolateral knee motion: Impact on gait [J]. Clinical Journal of Sport Medicine, 2011, 21(6): 515-520.
- [3] SMITH J P, KERNOZEK T W, KLINE D E, et al. Kinematic and kinetic variations among three depth jump conditions in male NCAA division III athletes [J]. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2011, 25(1): 94-102.
- [4] HENNIG E M, LAFORTUNE M A. Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters [J]. Journal of Applied Biomechanics, 1991, 7(3): 303-309.
- [5] 刘宇,魏勇.运动科学领域的下肢刚度研究[J].上海体育学院学报,2008,32(5): 31-35+82.
- [6] 魏勇,刘宇.运动中下肢刚度变化及其机制研究进展[J].中国运动医学杂志,2009,28(2): 222-225.
- [7] HAVENS K L, SIGWARD S M. Cutting mechanics: relation to performance and anterior cruciate ligament injury risk [J]. Medicine and science in sports and exercise, 2015, 47(4): 818-824.
- [8] LANDRY S C, MCKEAN K A, HUBLEY-KOZEY C L, et al. Neuromuscular and Lower Limb Biomechanical Differences Exist between Male and Female Elite Adolescent Soccer Players during an Unanticipated Side-cut Maneuver [J]. The American Journal of Sports Medicine, 2007, 35(11): 1888-1900.
- [9] 刘卉,张美珍,李翰君,等.足球运动员在急停起跳和侧切动作中前交叉韧带损伤的生物力学特征研究[J].体育科学,2011,31(12): 38-43.
- [10] FOX A S. Change-of-Direction Biomechanics: Is What's Best for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Also Best for Performance? [J]. Sports medicine, 2018, 48(3): 1799-1807.
- [11] DAVID S, MUNDT M, KOMNIK I, et al. Understanding cutting maneuvers -The mechanical consequence of preparatory strategies and foot strike pattern [J]. Human movement science, 2018, 62(10): 202-210.
- [12] KIM J H, LEE K K, KONG S J, et al. Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players [J]. Am J Sports Med, 2014, 42(8): 1985-1992.
- [13] ARAUJO S, COHEN D, HAYES L. Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: a pilot study [J]. Journal of human kinetics, 2015, 45(1): 27-37.
- [14] SPITERI T, COCHRANE J L, HART N H, et al. Effect of strength on plant foot kinetics and kinematics during a change of direction task [J]. European journal of sport science, 2013, 13(6): 646-652.
- [15] RICHTER C, MARSHALL B, MORAN K. Comparison of discrete-point vs. dimensionality-reduction techniques for describing performance-related aspects of maximal vertical jumping [J]. Journal of biomechanics, 2014, 47(12): 3012-3017.
- [16] 梅齐昌,顾耀东,李建设.基于足部形态特征的跑步生物力学分析[J].体育科学,2015,35(6): 34-40.
- [17] PATAKY T C, VANRENTERGHEM J, ROBINSON M A. Zero-vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis [J]. Journal of biomechanics, 2015, 48(7): 1277-1285.
- [18] PATAKY T C, VANRENTERGHEM J, ROBINSON M A. The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories [J]. Journal of biomechanics, 2016, 49(9): 1468-1476.
- [19] PENNY W D, FRISTON K J, ASHBURNER J T, et al. Statistical parametric mapping: the analysis of functional brain images [M]. Amsterdam: Elsevier, 2011.
- [20] 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.
- [21] PATAKY T C. One-dimensional statistical parametric mapping in Python [J]. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2012, 15(3): 295-301.
- [22] PATAKY T C, ROBINSON M A, VANRENTERGHEM J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories [J]. Journal of biomechanics, 2013, 46(14): 2394-2401.
- [23] 张马森,周兴龙,刘卉.基于统计参数映射分析跑鞋掌跟落差对膝、踝关节负荷的影响 [J].医用生物力学,2021,36(S1): 131.
- [24] 沙川华,张涛,李龙.人体膝关节交叉韧带生物材料力学特征实验研究 [J].体育科学,2013,33(1): 72-77+83.
- [25] 李翰君,刘卉,张新,等.膝关节肌肉力分布模拟研究 [J].体育科学,2012,32(11): 57-63+69.
- [26] 李翰君,刘卉,张美珍,等.确定前交叉韧带损伤概率及危险因素的随机生物力学模型与模拟 [J].体育科学,2014,34(12): 37-43.
- [27] 郑荣强,周静怡.非接触性前交叉韧带损伤的生物力学风险评估及预防 [J].中国组织工程研究,2014,18(24): 3919-3924.
- [28] 解海鑫,高原,赵猛,等.佩戴膝关节护具对羽毛球运动员蹬跨步动作时髌股关节力学特征的影响 [J].湖北体育科技,2023,42(2): 101-105+123.
- [29] WIKSTROM E A, TILLMAN M D, SCHENKER S M, et al. Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores [J]. Journal of Science and Medicine in Sport, 2008, 11(2): 106-111.
- [30] PATAKY T C. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping [J]. Journal of biomechanics, 2010, 43(10): 1976-1982.
- [31] KROSSHAUG T, NAKAMAE A, BODEN B P, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases [J]. The American journal of sports medicine, 2007, 35(3): 359-367.
- [32] BESIER T F, LLOYD D G, COCHRANE J L, et al. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers [J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2001, 33 (7): 1168-1175.
- [33] MARKOLF K L, BURCHFIELD D M, SHAPIRO M M, et al. Com-

- bined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces[J]. Journal of orthopaedic research, 1995, 13(6): 930–935.
- [34] 刘卉, 苏玉林, 于冰. 非接触性前交叉韧带损伤特点及机制的研究进展[J]. 医用生物力学, 2008(3): 240–247.
- [35] DEBAERE S, DELECLUSE C, AERENHOUTS D, et al. From block clearance to sprint running: Characteristics underlying an effective transition[J]. Journal of sports sciences, 2013, 31(2): 137–149.
- [36] RICHMOND S B, FLING B W, LEE H, et al. The assessment of center of mass and center of pressure during quiet stance: Current applications and future directions[J]. Journal of Biomechanics, 2021, 123: 110485. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110485.
- [37] FLEMING B C, RENSTROM P A, BEYNNON B D, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain[J]. Journal of biomechanics, 2001, 34(2): 163–170.