

运动性疲劳对收腹起跳阶段下肢肌肉协同特征的影响

董文慧, 王瑶, 孙媛, 马运超

(北京师范大学 体育与运动学院, 北京 100875)

摘要:目的 量化运动性疲劳(exercise-induced fatigue, EIF)前后运动员进行收腹起跳阶段中的下肢肌肉协同特征, 揭示 EIF 对运动员收腹起跳阶段下肢肌肉协同特征的影响。**方法** 比较 10 名田径专项班二级男性运动员 EIF 干预前后收腹起跳阶段的下肢表面肌电数据, 分析 EIF 前后肌肉协同结构, 采用配对样本 *t* 检验方法比较 EIF 前后协同参数的差异。**结果** EIF 前后均提取出 2 个协同元, 且存在肌肉协同结构的交替激活。EIF 后, 协同元 2 的激活程度显著下降, 从 53.21 ± 7.90 降至 43.44 ± 10.23 , 协同元 1 无显著变化。EIF 后协同元 1 的股直肌贡献度显著增加, 从 0.37 ± 0.04 增至 0.44 ± 0.07 , 半腱肌贡献度显著降低, 从 0.13 ± 0.05 降至 0.08 ± 0.05 。**结论** 在收腹起跳中, 随 EIF 增加, 下肢各肌肉协同元的激活程度降低, 协同元 1 中吸收地面反作用力的股直肌贡献程度增加, 提示股直肌存在拉伤风险, 应加强预防股直肌损伤。

关键词: 跳跃; 肌肉协同; 运动控制; 运动性疲劳; 非负矩阵分解

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.05.024

Effects of Exercise-Induced Fatigue on Lower Limb Muscle Synergy Characteristics During Take-Off Phase of Jumping

DONG Wenhui, WANG Yao, SUN Yuan, MA Yunchao

(School of Physical Education and Sports, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)

Abstract: **Objective** To quantify the lower limb muscle synergy characteristics of athletes during the abdominal take-off phase before and after exercise-induced fatigue (EIF) and reveal the impact of EIF on the lower limb muscle synergy characteristics of athletes during the abdominal take-off phase. **Methods** The surface electromyographic data of the lower limbs during the abdominal take-off phase of 10 second-level male athletes in track and field special classes before and after EIF intervention were compared. Muscle synergy structures were analyzed before and after EIF. The paired sample *t*-test was used to compare the differences in synergy parameters before and after EIF. **Results** Two synergistic elements were extracted before and after EIF, and alternate activation of the muscle synergy structures was observed. After EIF, the degree of activation of synergy element 2 decreased significantly from 53.21 ± 7.90 to 43.44 ± 10.23 . However, there was no significant change in synergy element 1. After EIF, the contribution of the rectus femoris muscle of synergy element 1 significantly increased from 0.37 ± 0.04 to 0.44 ± 0.07 , and the contribution of the semitendinosus muscle decreased significantly from 0.13 ± 0.05 to 0.08 ± 0.05 . **Conclusions** During abdominal take-off, as fatigue increases, the activation degree of the synergistic elements of each lower limb muscle decreases, and the contribution of the rectus femoris muscle in the synergy element to absorb the ground reaction force increases. This indicates that the rectus femoris muscle is at risk of sprain, and prevention of rectus femoris muscle injury should be strengthened.

Key words: jumping; muscle synergy; motor control; exercise-induced fatigue; nonnegative matrix factorization

中枢神经系统如何控制肌肉活动以实现特定的运动,是运动神经科学中研究人体运动控制的核心^[1]。一些研究人员认为,中枢神经系统(central nervous system, CNS)激活一小组称为“肌肉协同”的模块来简化运动控制。肌肉协同可以被视为肌肉群的共同激活模式,这些肌群可以结合起来产生各种运动行为^[1]。当前研究表明,实验中可以通过使用线性分解算法,例如主成分分析和非负矩阵分解算法(nonnegative matrix factorization, NMF),从表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)中识别和提取这些肌肉协同作用^[2]。

跳跃作为体育项目中的一项基本运动能力,在篮球、排球、田径等项目中占有十分重要的地位。起跳阶段的成功是实现跳跃的基础,这一阶段涉及的肌肉协同和力量爆发直接决定了跳跃的高度和效率,同时也影响着动作的稳定性和安全性。

而肌肉拉伤是一种在跳跃中常见的运动损伤^[3-4]。运动性疲劳(exercise-induced fatigue, EIF)被认为是影响肌肉拉伤的关键因素之一。研究显示,EIF可导致骨盆控制、膝关节稳定性出现功能障碍^[5]。这些功能依赖于相关肌群的协同工作。例如,骨盆前倾依赖于竖脊肌、髂腰肌和缝匠肌的协同,骨盆后倾依赖于腹直肌、腹外斜肌、臀大肌和腘绳肌的协同^[6]。此外,膝关节稳定性依赖于大腿周围的肌肉的协同^[7]。因此,理解EIF如何影响这些肌肉群的协同工作对预防损伤至关重要。

同时,目前研究已经揭示了EIF状态下前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)承受的负荷增加^[8-10]。这些结论主要是基于运动学数据的分析得出。然而,EIF对下肢肌肉的协同激活模式的影响

机制,仍需通过有效方法进行深入研究。理解这一机制对于运动员训练效果的提升、运动损伤的预防以及康复训练计划的改善,具有至关重要的理论和实际应用价值。

本文通过NMF探究多次收腹起跳阶段的下肢肌肉协同的变化规律,并做出以下预测:虽然运动目的不变,但是随着EIF程度的加深,不同协同的激活强度以及各肌肉的贡献度可能会出现差异。

1 材料与方法

1.1 实验对象

采用G*Power 3.1.9.7^[11](德国Heinrich-Heine大学)确定参考样本量为8($\alpha=0.05$,功效为80%,效应量为1.133,受试者EIF前后变化具有较大的效应^[12])。本实验共招募10名田径专项班的二级男性运动员,年龄(23.7 ± 1.25)岁,身高(182.2 ± 6.43)cm,体质量(76.5 ± 8.29)kg,所有受试者均要求半年内无神经肌肉、肌骨损伤以及头部或脊髓损伤,优势侧足为右足(通过踢球惯用足确定^[13])。在测试之前,向受试者简要介绍本实验,并要求他们在理解研究内容后签署知情同意书。

1.2 实验仪器

1.2.1 三维测力台 两块采用嵌入地面的Kistler 9286AA三维测力台(1 kHz, 100.0 cm×30.0 cm×0.5 cm, Kistler公司,瑞士)捕捉第1次起跳首次触地时的地面反作用力(ground reaction force, GRF)特征,用于划分收腹跳的不同阶段(见图1)。

1.2.2 无线表面肌电采集设备 采用10通道Trigno无线表面肌电采集系统(2 kHz, Delsys公司,美国)采集受试者优势侧下肢10块肌肉的sEMG信

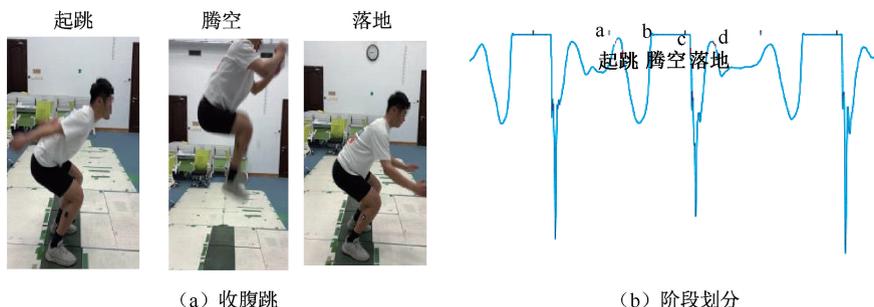


图1 收腹跳示意图与 Matlab 提取力台数据

Fig.1 Schematic diagram of abdominal jump and force platform data extracted by Matlab

注:图1(b)中ab段为起跳阶段,bc段为腾空阶段,cd段为落地阶段。

号,分别为股直肌、股外侧肌、股内侧肌、股二头肌、半腱肌、臀大肌、胫骨前肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头、比目鱼肌。

1.3 实验流程

1.3.1 受试者热身 受试者进行开合跳、弓步跳、后踢腿、弹踢腿4个动作,每个动作8个八拍。

1.3.2 无线肌电的放置 热身结束后在受试者右侧下肢肌肉贴上10块表面电极。

1.3.3 跳跃范式、EIF前测试、EIF干预、EIF后测试

(1) 跳跃范式。在进行收腹跳和原地纵跳摸高测试中,受试者的基本起跳姿势相似,站立时脚与肩同宽,双臂自然下垂。起跳动作开始于下蹲并后摆双臂。在收腹跳中,起跳时受试者迅速前摆双臂至头顶,并尽力抬高双腿至胸部,双臂超过头顶;落地时,双臂快速摆回前方以维持平衡。而在原地纵跳中,起跳后受试者伸直双腿并向上摆臂至头顶,努力触摸最高点,并保持身体直线;落地时,双腿微弯吸收冲击,双臂摆回帮助平衡。

(2) EIF前测试。受试者双腿分别站立在两块力台上,进行5次(组内相关系数 $ICC > 0.77^{[14]}$,实验结果具有可靠性)最大用力程度的收腹跳跃,如果受试者用两条腿着地,每只脚都落在1个单独的力板内并保持2s以上,则收腹跳就被认为成功,反之则重新测量,并以5次跳跃的平均值作为研究结果。在测试过程中,当受试者开始从力台起跳时,记为跳跃的开始;当受试者完成跳跃再次触地时,记为跳跃的结束。

(3) EIF干预。热身结束后,受试者进行最大用力的原地纵跳,以确定非EIF状态下的最高跳跃高度。随后,进行EIF干预:受试者双脚跳绳2组,每组150次,中间休息1min。在EIF干预后,受试者再次进行最大用力的原地纵跳,同时测量主观疲劳程度(rating of perceived exertion, RPE)。判断EIF的标准包括以下3个条件:原地纵跳高度减少到EIF前最大值的80%(见图2);RPE达到8;心率达到170次/min^[15]。若未达到EIF标准,受试者需再进行额外的跳绳,并重新进行最大用力原地纵跳,直至达到EIF标准。

(4) EIF后测试。在达到EIF标准后,受试者再次进行5次最大用力程度的收腹跳跃。



(a) 疲劳前

(b) 疲劳后

图2 原地纵跳示意图

Fig. 2 Diagram of vertical jump on the spot

(a) Before fatigue, (b) After fatigue

注:图2(a)EIF前进行原地纵跳测试高度为90 cm,图2(b)EIF干预后进行原地纵跳测试高度为70 cm,判定达到EIF标准。

1.4 数据处理

1.4.1 肌电信号预处理 将所获取的原始肌电信号进行30~350 Hz带通滤波处理,将滤波完成的信号进行全波整流;采用4阶截止频率为20 Hz低通Butterworth滤波对所选信号进行包络线提取将所提取的包络线横轴和纵轴进行归一化处理,纵轴归一化通过EIF前、后所测各通道的振幅最大值进行标准化^[16],横轴归一化通过线性插值使时间轴介于0%~100%区间^[17]。

1.4.2 肌肉协同元提取 使用Matlab 2023b,运用NMF对预处理的肌电数据进行分析。NMF算法旨在将1个非负的矩阵 Y 分解为两个非负的矩阵 A 和 B ,使得 A 和 B 的乘积近似等于矩阵 Y 的值。该过程可以用数学公式表示:

$$Y_{(m \times n)} \approx A_{(m \times k)} \times B_{(k \times n)}$$

在肌肉协同理论相关研究中,原始肌电矩阵 $Y_{(m \times n)}$ 通常表示从 m 个肌电通道采集的 n 个采样点的肌电激活数值。矩阵 $A_{(m \times k)}$ 被称为协同结构矩阵,表示 m 个肌肉形成的 k 个肌肉协同。而矩阵 $B_{(k \times n)}$ 被称为激活系数矩阵,表示 k 个肌肉协同在 n 个采样点上的激活水平。将肌肉排列为 10×100 的特征矩阵 $Y_{10 \times 100}$ 。其重构矩阵可表达为: $Y' = A \times B$,并以差值 $Y - Y'$ 的最小化为目标函数^[12,18-20]。

1.4.3 肌肉协同参数计算

(1) 肌肉协同元参与数量。当前确定肌肉协同元数目主要是基于 Y' 与 Y 的变异度,即VAF曲

线,对每个受试者,将其重构矩阵 Y' 和原始矩阵 Y 之间的差异通过计算 VAF 曲线来衡量, VAF 介于 0~1 之间,该值越大,则表明矩阵重构质量越高^[18-20]。VAF 计算公式为:

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (Y_{ij} - Y'_{ij})^2}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (Y_{ij})^2} \quad (1)$$

式中: Y_{ij} 为 Y 中第 i 行 j 列对应元素; Y'_{ij} 为 Y' 中第 i 行、 j 列对应元素^[16]。评价标准为: VAF > 95%^[21-22]; VAF 变化率 < 1%^[22]。

(2) 肌肉贡献度。肌肉贡献度能够反映各肌肉募集程度的基矩阵 A 由原始矩阵 Y 所分解得到,可以用来比较 EIF 前后同一协同元内各肌肉贡献度的差异^[23]。

(3) 肌肉协同元激活峰值用时。原始矩阵 Y 所分解的系数矩阵 B 可反映各协同元的激活强度,记录每个肌肉协同元的激活强度达到峰值的时间^[23-24]。

(4) 肌肉协同元激活程度和整体激活程度。系数矩阵 B 也可评价每个协同元的肌肉激活程度和整体协同结构的激活程度,定义每个肌肉协同元的激活程度为^[19,25-27]:

$$C_{Hi} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N H_{in} \quad (2)$$

对于整体协同结构的激活程度,通过各肌肉协同元激活强度的平均值计算,定义 C_H 为^[19,28-30]:

$$C_H = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k C_{Hi} \quad (3)$$

式中: i 为肌肉协同的数目; n 为采样点的个数。

(5) 肌肉协同元明显激活时长与共激活。当某一肌肉协同元激活程度高于该协同元激活程度的 50% 时,则可认为该协同元明显激活,计算该肌肉协同元明显激活时长占起跳阶段的相对时长为^[19,25-27]:

$$C_{Ai} = (T_{Ai}/T) \times 100\% \quad (4)$$

当两个或两个以上的肌肉协同元在同一时段均明显激活,则认为这几个肌肉协同元处于共激活状态,定义共激活时间为^[19,25-27]:

$$C_{Coi} = (T_{Coi}/T) \times 100\% \quad (5)$$

式中: T_{Ai} 为肌肉系统明显激活时长; T_{Coi} 为共激活时长; T 为起跳阶段时长^[26]。

1.5 数据统计

通过 SPSS 26.0 对数据进行统计分析,如若符

合正态分布,则采用配对样本 t 检验,对比两组间各指标的差异。若样本数据不符合正态分布,则采用非参数检验对比两组间各指标差异。本次统计显著检验水平采用 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义^[28]。

2 结果

2.1 肌肉协同元提取结果

2.1.1 EIF 前肌肉协同结构特征 两个协同元之间在主要激活时间上的存在差异,表现为一种交替激活的模式。在肌肉贡献度方面,除胫骨前肌和半腱肌之外,协同元 1 的其他 8 块肌肉贡献度相对较高,且差异不显著;协同元 2 的胫骨前肌和股二头肌的贡献度较为突出,而腓肠肌内侧头和腓肠肌外侧头的贡献度则相对较低[见图 3(a)]。

2.1.2 EIF 后肌肉协同结构特征 在 EIF 后,两个协同元仍表现出交替激活的特性。与 EIF 前相比,协同元 2 中各肌肉的贡献度变化不显著($P > 0.05$)。协同元一中,股直肌的激活水平在 EIF 后显著增加($P < 0.05$),半腱肌的激活程度显著减少($P < 0.05$), [见图 3(b)]。

2.2 EIF 前后肌肉协同参数对比

协同元 1 在 EIF 后激活程度的降低并不显著($P > 0.05$),而协同元 2 激活程度显著降低($P < 0.05$);但整体协同结构的激活程度变化没有统计学意义($P > 0.05$)。EIF 前后协同元 1 和协同元 2 的明显激活时间、共激活时间,以及肌肉协同峰值、肌肉协同结构协同激活峰值用时均无显著性差异($P > 0.05$),见图 4。

3 讨论

3.1 起跳阶段下肢肌肉协同结构特征分析

在起跳动作中,有两个主要的肌肉协同元,分别在缓冲阶段和蹬伸阶段发挥作用。在缓冲阶段,协同元 2 主导激活,包括胫骨前肌和股二头肌,为身体提供初步的稳定性,并为后续的能量积累做准备。而在蹬伸阶段,协同元 1 主导激活,包括股直肌和腓肠肌内外侧头,将积累的能量快速转化为向上的推力,实现膝关节的快速伸展和身体的离地。两个协同元的交替激活模式,突出了起跳动作中能量积累与释放的协同策略。本文结果进一步证实

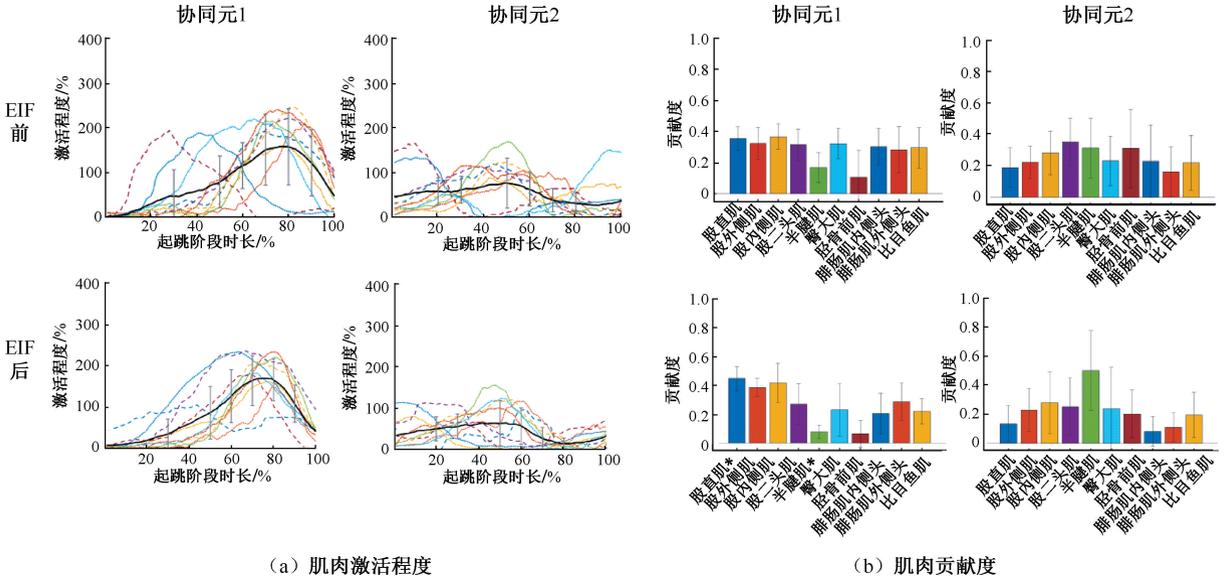


图3 EIF前、后肌肉协同结构特征

Fig. 3 Characteristics of muscle synergy structure before and after EIF (a) Muscle activation, (b) Muscle contribution

注:图3(a)中虚线代表了不同个体的肌肉协同元在起跳阶段不同时刻的激活程度,黑色加粗实线代表激活程度的平均值,灰色误差线代表了标准差;图3(b)中柱状条代表了不同肌肉的平均贡献度,黑色误差线代表标准差。* $P < 0.05$,与EIF前相比。

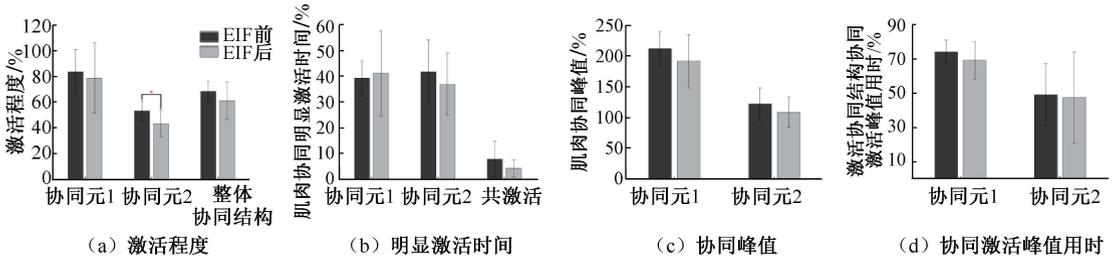


图4 EIF前后肌肉协同参数对比($n=10$)

Fig. 4 Comparison of muscle synergy parameters before and after EIF (a) Activation level, (b) Apparent activation

time, (c) Synergy peak, (d) Peak co-activation time

注: * $P < 0.05$,与EIF前相比。

了起跳动作对于精确的肌肉时序和协调性的高度需求,中枢神经系统在这一过程中扮演着关键角色,负责向不同肌肉群发送信号,确保它们的时序与协同作用能够顺利进行^[1]。

3.2 EIF发展时起跳阶段肌肉协同参数变化特征分析

EIF是一种源于人类活动,并导致运动表现下降的生理现象^[29]。sEMG信号是骨骼肌活动最直观的生理信号,也是检测骨骼肌EIF的最佳手段^[30-31]。Bizzi等^[30]研究认为,肌肉协同作用是人类运动的基石。本文通过将肌肉协同和EIF结合

研究,比较EIF前后起跳阶段肌肉协同参数的变化。结果显示,协同元2的激活程度在EIF后明显减小,而EIF后协同元1的股直肌的贡献度显著增加,股直肌是跳跃运动中重要的推动力量来源,负责将积累的能量转化为向上的推力,帮助完成膝关节的快速伸展和身体的离地动作。EIF后股直肌贡献度的增加,可能是对其他肌肉激活度减少的一种补偿,确保起跳动作的执行。但这也增加了股直肌的负担,从而提高了其受伤的风险,需针对此现象对该肌群进行针对性训练以降低运动损伤的可能性。

本文同时也揭示了运动控制系统在面对 EIF 时尝试维持起跳动作基本模式不变的倾向。尽管 EIF 导致了肌肉贡献度和激活程度的某些变化,但是从整体而言,这种变化并不改变下肢肌肉在缓冲、蹬伸阶段的基本作用,因为下肢各肌肉在起跳的缓冲和蹬伸两个阶段的基本功能仍保持不变。本文发现强调了运动执行中存在的一个基础架构,即使在面临 EIF 等干扰时,这些基本的协同元也依然被激活,以保持动作的基本结构和效率^[30]。这种对基本运动模式的维持,反映了运动控制系统的高度适应性和灵活性。这可能是运动控制系统在长期运动训练和经验积累中形成的一种优化策略,通过在 EIF 状态下仍保持核心协同模式不变,来尽可能减少动作性能的损失^[32]。此外,肌肉协同作用的一致性揭示了动作执行的一个重要基础架构,即核心协同元的稳定激活模式。这种模式的存在,不仅是运动技能学习的结果,也是运动效率和动作优化的基石。它为运动控制提供了一个可靠的参照,确保即使在外部条件变化或内部状态波动的情况下,也能保持动作的连贯性和目标导向性。

本文深化了对 EIF 如何影响起跳阶段中肌肉协同模式的理解,凸显了在动作效率和结构维持方面基础架构的关键作用,为预防运动损伤和设计有效康复程序提供重要指导。进一步的研究将探索运动控制系统在不同环境和身体状态下如何调整这些核心协同元,以优化运动性能、促进技能学习,并最小化受伤风险。此外,了解运动控制系统如何应对肌肉疲劳、环境变化等干扰,并调整运动模式,对于制定更有效的预防伤害策略和康复方案至关重要,有助于运动员保持最佳体能,减少受伤风险,并提供更个性化、精确的康复支持。

3.3 研究的局限性与不足

(1) 本研究中,EIF 程度相对较低,该程度可能不足以触发更显著的协同模式变化。在未来研究中,建议增加 EIF 强度,并探索在更高程度下起跳阶段肌肉协同结构和动作模式是否发生明显变化。

(2) 主要关注起跳阶段的肌肉协同结构,其他与起跳相关的因素,如关节运动范围、肌肉力量和肌肉耐力等,未被深入探讨。

(3) 受试者样本相对较小,未来研究可以扩大样本规模,以提高结果的普适性和统计显著性,有

助于进一步验证 EIF 前后肌肉协同结构的变化趋势。

4 结论

在收腹跳任务期间,EIF 干预前后均提取了两种协同结构。随着 EIF 的干预,协同元数量并没有改变,但是各肌肉协同元的激活程度下降,且各协同结构内肌肉贡献度发生变化,起到吸收 GRF 作用的股直肌贡献增加。本文认为,股直肌存在拉伤风险,应加强预防股直肌损伤。同时,尽管 EIF 引起了协同结构的变化,但中枢神经系统控制下的肌肉协同工作的基本模式仍然会保持。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:董文慧负责提出选题、拟定撰写框架、收集梳理文献、撰写与修改论文;王瑶负责梳理和分类文献资料;孙媛负责格式修改;马运超负责提供研究思路、指导论文撰写与修改润色。

参考文献:

- [1] 盛译萱,常辉,王志永,等. 肌肉协同理论在脑卒中上肢康复中的研究进展[J]. 机器人, 2024, 46(3): 370-384.
- [2] ABD AT, SINGH RE, IQBAL K, et al. A perspective on muscle synergies and different theories related to their adaptation [J]. Biomechanics, 2021, 1(2): 253-263.
- [3] CROSS KM, GURKA KK, CONAWAY M, et al. Hamstring strain incidence between genders and sports in NCAA athletics [J]. Athl Train Sport Health Care, 2010, 2(3): 124-130.
- [4] BROOKS JHM, FULLER CW, KEMP SPT, et al. Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union [J]. Am J Sports Med, 2006, 34(8): 1297-1306.
- [5] HUYGAERTS S, COS F, COHEN DD, et al. Mechanisms of hamstring strain injury: Interactions between fatigue, muscle activation and function [J]. Sports, 2020, 8(5): 65.
- [6] NEUMANN DA. Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions [J]. J Orthop Sports Phys Ther, 2010, 40(2): 82-94.
- [7] HUYGAERTS S, COS F, COHEN DD, et al. Mechanisms of hamstring strain injury: Interactions between fatigue, muscle activation and function [J]. Sports, 2020, 8(5): 65.
- [8] DE STE CROIX MBA, PRIESTLEY AM, LLOYD RS, et al. ACL injury risk in elite female youth soccer:

- Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2015, 25(5): e531-e538.
- [9] 薛博士, 杨晓巍, 赵建斌, 等. 不同落地方向及运动疲劳对侧切动作中前交叉韧带损伤风险的影响[J]. 首都体育学院学报, 2023, 35(6): 653-662.
- [10] 吴菁, 杨辰, 栾天峰, 等. 不同方向落地侧切及运动疲劳对踝关节扭伤风险的影响[J]. 山东体育科技, 2024(1): 58-63.
- [11] FAUL F, ERDFELDER E, BUCHNER A, *et al.* Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses [J]. *Behav Res Methods*, 2009, 41(4): 1149-1160.
- [12] AARTS S, VAN DEN AKKER M, WINKENS B. The importance of effect sizes [J]. *Eur J Gen Pract*, 2014, 20(1): 61-64.
- [13] BALLAL MS, WALKER CR, MOLLOY AP. The anatomical footprint of the Achilles tendon: A cadaveric study [J]. *Bone Joint J*, 2014, 96B(10): 1344-1348.
- [14] ORTIZ A, OLSON S, LIBBY CL, *et al.* Kinematic and kinetic reliability of two jumping and landing physical performance tasks in young adult women [J]. *N Am J Sports Phys Ther*, 2007, 2(2): 104.
- [15] 杨圣韬, 尹晓峰, 高炳宏. 应用主观疲劳量表量化运动负荷的研究进展[J]. 体育科研, 2019, 40(5): 85-94.
- [16] 杨洋. 紧身装备对跑步疲劳前后下肢生物力学特征及肌肉协同控制模式的影响[D]. 上海: 上海体育学院, 2022.
- [17] MARTINO G, IVANENKO YP, D'AVELLA A, *et al.* Neuromuscular adjustments of gait associated with unstable conditions [J]. *J Neurophysiol*, 2015, 114(5): 2867-2882.
- [18] 孙雯雯. 人体下肢肌肉协同的仿真与实验研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2019.
- [19] RABBI MF, PIZZOLATO C, LLOYD DG, *et al.* Non-negative matrix factorisation is the most appropriate method for extraction of muscle synergies in walking and running [J]. *Sci Rep*, 2020, 10(1): 8266.
- [20] CLARK DJ, TING LH, ZAJAC FE, *et al.* Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke [J]. *J Neurophysiol*, 2010, 103(2): 844-857.
- [21] ROH J, RYMER WZ, BEER RF. Robustness of muscle synergies underlying three-dimensional force generation at the hand in healthy humans [J]. *J Neurophysiol*, 2012, 107(8): 2123-2142.
- [22] BANKS CL, PAI MM, MCGUIRK TE, *et al.* Methodological choices in muscle synergy analysis impact differentiation of physiological characteristics following stroke [J]. *Front Comput Neurosci*, 2017(11): 78.
- [23] KIM M, KIM Y, KIM H, *et al.* Specific muscle synergies in national elite female ice hockey players in response to unexpected external perturbation [J]. *J Sports Sci*, 2018, 36(3): 319-325.
- [24] 魏梦力, 钟亚平, 周易文, 等. 单侧前交叉韧带重建患者步行双侧下肢肌肉协同模式差异 [J]. 中国康复理论与实践, 2024, 30(1): 95-104.
- [25] LI Z, ZHAO X, WANG Z, *et al.* A hierarchical classification of gestures under two force levels based on muscle synergy [J]. *Biomed Signal Process Control*, 2022(77): 103695.
- [26] NISHIDA K, HAGIO S, KIBUSHI B, *et al.* Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns [J]. *PLoS One*, 2017, 12(2): e0171535.
- [27] CAPPELLINI G, IVANENKO YP, POPPELE RE, *et al.* Motor patterns in human walking and running [J]. *J Neurophysiol*, 2006, 95(6): 3426-3437.
- [28] 白啸天, 朱瑶佳, 霍洪峰. 运动性疲劳对跑步足踝肌肉协同特征的影响 [J]. 中国运动医学杂志, 2023, 42(3): 191-200.
- [29] 冯玉柱, 刘思宁, 田东, 等. 400米跑下肢主要肌群表面肌电的变化研究 [J]. 体育科技文献通报, 2024, 32(1): 102-105.
- [30] HOWARD RM, CONWAY R, HARRISON AJ. Muscle activity in sprinting: A review [J]. *Sports Biomech*, 2018, 17(1): 1-17.
- [31] SUN J, LIU G, SUN Y, *et al.* Application of surface electromyography in exercise fatigue: A review [J]. *Front Syst Neurosci*, 2022(16): 893275.
- [32] BIZZI E, CHEUNG VCK, D'AVELLA A, *et al.* Combining modules for movement [J]. *Brain Res Rev*, 2008, 57(1): 125-133.