

文章编号: 1004-7220(2024)05-0969-09

跆拳道后横踢动作运动员膝关节肌肉用力特征

贾孟尧^{1a,1b,1c}, 马勇^{1a,1b,1c}, 熊俊^{1d}, 刘林^{1a,1b,1c}, 彭骞^{1a,1b,1c}, 简世杰², 郑伟涛^{1a,1b,1c}

(1. 武汉体育学院 a. 运动健康智能装备湖北省工程研究中心; b. 国家体育总局体育工程重点实验室; c. 湖北省运动装备工程技术研究中心; d. 竞技体育学院, 武汉 430079; 2. 西北工业大学 体育部, 智能体育工程研究中心, 西安 710072)

摘要:目的 探索跆拳道后横踢动作膝关节的肌肉发力特征。方法 通过 DaeDo 电子打分系统并配合 Vicon 光学动作捕捉系统、Kistler 三维测力台, 采集 12 名高水平竞技跆拳道运动员后横踢动作运动学和动力学数据, 通过 OpenSim 软件进行模拟, 计算膝关节的肌肉力、关节力矩、关节刚度及肌肉协同工作模式。结果 进攻腿在提膝和击打时刻膝关节冠状轴力矩较大, 矢状轴力矩在击打时刻达到峰值; 支撑腿在提膝时刻膝关节冠状轴力矩最高, 矢状轴力矩在击打时刻达峰值。进攻腿半膜肌和股二头肌长头在击打时段力量较大, 支撑腿半膜肌和腓肠肌内侧头则在回收时段力更大。跆拳道后横踢动作中存在 5 种肌肉协同模式。结论 后横踢动作运动员执行后横踢动作时, 进攻腿、支撑腿的膝关节肌群肌肉力、关节力矩等存在较大差异, 肌肉之间存在复杂的协同关系。

关键词: 跆拳道; 后横踢动作; 关节力矩; 关节刚度; 肌肉协同; 肌肉力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.05.025

Muscle Force Characteristics of Knee Joints in Taekwondo Roundhouse Kick

JIA Mengyao^{1a,1b,1c}, MA Yong^{1a,1b,1c}, XIONG Jun^{1d}, LIU Lin^{1a,1b,1c}, PENG Qian^{1a,1b,1c}, LIN Shijie², ZHENG Weitao^{1a,1b,1c}

(1a. Engineering Research Center of Sports Health Intelligent Equipment of Hubei Province; 1b. Key Laboratory of Sports Engineering of General Administration of Sports of China; 1c. Research Center of Sports Equipment Engineering Technology of Hubei Province; 1d. School of Competitive Sports, Wuhan Sports University, Wuhan 430079, China; 2. Department of Physical Education, Intelligent Sports Engineering Research Center, Northwest Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

Abstract: Objective To explore the muscle force characteristics of the knee joint during a Taekwondo roundhouse kick in Korea. **Methods** Kinematic and dynamic data from twelve elite Taekwondo athletes were collected using the DaeDo electronic scoring system, Vicon optical motion capture system, Kistler three-dimensional force plates. The OpenSim software was used to simulate these movements and calculate the muscle forces, joint torques, joint stiffness, and muscle coordination patterns of the knee. **Results** During the knee-lifting and striking phases, the coronal torque of the knee joint in the attacking leg was significant, and the sagittal torque peaked during the strike. For the supporting leg, the highest coronal torque of the knee joint

收稿日期: 2024-04-16; 修回日期: 2024-05-22

基金项目: 武汉体育学院东湖学者计划, 湖北省教育厅科学研究计划重点项目 (D20194101), 陕西省自然科学基金基础研究计划 (2022JQ-051), 武汉体育学院校级科研团队 (21KT02), 武汉体育学院“十四五”湖北省优势特色学科(群) [鄂教研(2021)5号]

通信作者: 马勇, 教授, E-mail: mayong@whsu.edu.cn

occurred during knee lifting, with the sagittal torque reaching its peak during strike. In terms of muscle activity, the semimembranosus and long head of the biceps femoris in the attacking leg exerted greater force during the striking phase, whereas the semimembranosus and medial head of the gastrocnemius in the supporting leg were more active during the recovery phase. Five muscle synergy patterns were observed during the Taekwondo roundhouse kick. **Conclusions** Significant differences were found in the muscle forces and knee joint torques of the attacking and supporting legs when athletes performed the roundhouse kick, and there was a complex muscle synergy.

Key words: Taekwondo roundhouse kick; joint torque; joint stiffness; muscle synergy; muscle force

竞技跆拳道作为全接触、激烈和充满活力的格斗性项目,运动员常常采用高频率的下肢踢打对手的躯干和头部^[1]。里约奥运会之后,跆拳道比赛规则经过大幅度修订,运动员通过及时调整技术动作来适应比赛规则。后横踢属于鞭打类动作,以其简洁性、直接性、优良的隐蔽性、强大的爆发力、快速的攻防转换而成为得分的关键动作之一。此动作踢腿速度是运动员追求的主要动力素质,而速度取决于肌肉产生的力,执行此动作需运动员迅速且协调地激活肌肉^[2]。

人体的主动运动是在中枢神经系统的支配下通过相关肌肉、关节和骨骼的协调运动产生,高水平运动员技术动作变化或差异很难只通过运动学和外在动力学观察来捕捉,使得研究人员开始更关注神经控制的肌肉协同模式^[3]。然而,复杂的神经肌肉协调、大关节角速度以及体内发生的冲击负荷的组合无法通过尸体标本来复制,肌肉骨骼模型为研究人体运动和预测各种干预措施对不同任务的影响提供了一种非侵入性研究方法^[4]。可以利用模型计算难以直接测量的人体生物力学参数(如肌肉力),进而分析各种动作对肌肉关节协调性,这有助于分析人体在姿态转换时的肌力补偿机制^[5]。目前,关于跆拳道动作的相关研究,主要是新规则下的技术和战术调整^[6]、特定技术的生物力学特征^[7],以及训练对踢腿技术的影响^[8-9]。有关膝关节肌肉的激活及其协调模式的研究,还相对不足。

OpenSim 肌骨模型仿真用作预测肌肉力、肌肉激活以及关节负载,能满足高风险动作的生物力学分析需求。本文基于 OpenSim 下肢肌肉骨骼模型,结合膝关节主要肌群肌肉力、关节力矩、关节刚度、肌肉协同模式等多项指标,深入分析后横踢动作中

膝关节的生物力学特性,揭示运动员在执行后横踢时下肢膝关节的肌肉发力情况,为优化训练方法提供科学依据。

1 材料与方法

1.1 研究对象

研究采用 G*Power 3.1.9.2 软件预测样本量,基于大效应值(0.8)进行功效分析,确保在 $\alpha=0.08$ 的显著性水平和 80% 的统计功效下,最少需要 12 名受试者^[10]。招募 12 名来自武汉体育学院的优秀男性跆拳道运动员,年龄(17.79±2.26)岁,身高(181.93±8.32)cm,体质量(69.36±14.44)kg,平均训练时间为(3.8±2.0)年。参与运动员平均每周进行 5 次跆拳道训练,每次训练至少 3 h。所有受试者在测试前 24 h 内未进行任何高强度训练,且在过去 6 个月内没有任何下肢关节运动损伤。本研究获得武汉体育学院伦理委员会批准(2022048)。

1.2 实验方法

1.2.1 实验设备与测试 9 台 T40 红外高速摄像头(采样频率 200 Hz, Vicon 公司,英国)采集运动学数据。骨性标记点粘贴方案参考 Vicon 自带的 Plug-In Gait 39 个点的全身模型的贴点方案,在此基础上根据跆拳道后横踢技术动作主要靠下肢进行击打的特点,取消了上肢的标志点,在髌、大腿、小腿以及足原有骨性标志点基础上增添追踪点^[8]。三维测力台(采样频率 1 kHz, 4 块 60 cm×40 cm 独立测力板, 9260AA6, Kistler 公司,瑞士)采集动力学数据, Noraxon 表面肌电设备采集左右侧腿臀大肌、腓肠肌外侧头、股二头肌、股外侧肌、腓肠肌内侧头、半腱肌的肌电数据;奥运会专用 DaeDo 电子护具(包括躯干护具、电子头盔、电子脚套)系统用来判别动作是否得分。

1.2.2 后横踢动作划分 根据后横踢动作“快打快收,收比打快”的特点,结合相关文献[6]以及对教练员、运动员的访谈,将后横踢动作划分为4个时刻和3个时段。准备时刻(E1):击打腿离开测力台面,测力台为零瞬间;提膝时刻(E2):击打腿提膝时膝关节最大屈曲瞬间;击打时刻(E3):击打腿击打时膝关节最大伸展瞬间;回收时刻(E4):进攻腿回收触及测力台面,测力台出现数值瞬间。提膝时段(P1):E1结束到E2开始;击打时段(P2):E2结束到E3开始;回收时段(P3):E3结束到E4开始。

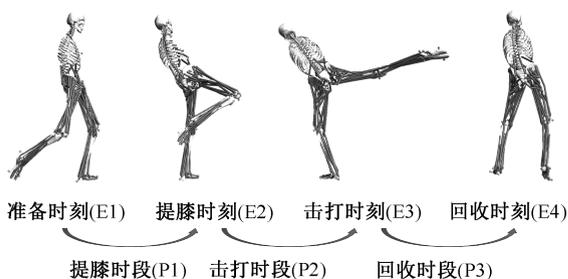


图1 后横踢动作划分示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the roundhouse kick

1.2.3 数据处理 选用 OpenSim 模型库中的 Gait2392_Simbody 模型,其具有 23 个自由度和 92 块肌肉。其中,膝关节只包含屈曲/伸展 2 个自由度。参考文献[11]建立更适合于本研究的膝关节 6 自由度(degrees of freedom, DOF)肌肉骨骼模型。

使用 Noraxon 软件自带软件(MR3.6)对表面肌电数据进行带通滤波(截断频率为 10~400 Hz)、全波整流、最大自愿收缩力(maximum voluntary contraction, MVC)标准化处理,数据用于 OpenSim 仿真结果的有效性验证。在 Vicon 软件中完成标点和补点操作后,将数据导出后使用 Matlab R 2022a 进行坐标系转换和格式转化。同时,使用四阶 Butterworth 低通滤波器对运动学和动力学以及地面反作用力数据进行处理,设定的截断频率分别为 15、55 Hz^[12]。在 OpenSim 中进行模型缩放、逆向运动学、逆向动力学、残差缩减、静态优化计算,得到关节角度、关节力矩、肌肉力及肌肉激活。使用关节力矩和关节角度的变化量,计算得到 3 个时段支撑腿和击打腿的关节刚度:

$$K_{knee} = \Delta M / \Delta \theta \quad (1)$$

式中: ΔM 、 $\Delta \theta$ 分别为关节力矩、关节角度变化量。

使用 Matlab R2022a 编写脚本对 24 块肌肉的激活数据进行预处理,使用去均值和带通滤波(Butterworth 滤波器,20~400 Hz 范围)处理肌肉激活数据以消除运动造成的干扰,随后对信号进行 20 Hz 低通滤波以获取肌肉激活信号的包络线。此外,使用通道中的最大振幅值对信号进行标准化,并将肌肉激活的时间长度归一化到动作周期的 100%。然后,对所有周期的肌肉激活包络线取平均,形成每个肌肉的标准化激活包络线。将所有受试者预处理后的肌肉激活信号汇总成原始矩阵 M ,使用 Matlab R2022a 中的非负矩阵分解(non-negative matrix factorization, NMF)工具包对原始矩阵 M 进行激活权重和激活曲线的提取。具体公式为:

$$M = \sum_{i=1}^N W_i C_i + e W_i \geq 0, \quad C_i \geq 0 \quad (2)$$

$$M' = \sum_{i=1}^N W_i C_i W_i \geq 0, \quad C_i \geq 0 \quad (3)$$

式中: M 为尺寸 $m \times n$ 的原始表面肌电信号包络矩阵; m 为被测肌肉数目; n 为样本的时间序列长度(即采样点数); N 为肌肉协同数目; W_i 为尺寸 $m \times N$ 的肌肉协同结构矩阵; C_i 为尺寸 $N \times n$ 的肌肉协同激活系数矩阵; e 为残差, M' 为重构肌电矩阵。不同的肌肉协同数目 N 对于重构的肌电矩阵 M' 精度不同,重构精度通过变异度(variability accounted for, VAF)来衡量:

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (M(i,j) - M'(i,j))^2}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (M(i,j))^2} \quad (4)$$

VAF 的取值范围为 0~1, VAF 值越大,对应的重构精度越高。采用 VAF 阈值法确定肌肉协同数目,将 N 从 1 开始选取并依次增加进行矩阵分解,若当前肌肉协同数目的平均 VAF 大于固定值(一般选择 0.8~0.9),则停止计算,并选定肌肉协同数目为 N 。

将所有受试者已完成分解的所有协同模式 W 合并到同一矩阵下,然后通过 k -means 聚类分析将所有受试者的全部协同模式进行分类。聚类簇 k 依次取值 1~10,计算每一个 k 取值下的总误差平方和(sumD),通过参考文献[13]以及图像拐点法,当 $k=n$ 时, sumD 下降不再明显,确定最终聚类簇

$k=n$ 。对每类聚类簇中心包含的肌肉协同 W 进行归类,与其配对的时间激活曲线 C 自动分为同一类别,将归类后的个协同模式命名为 SYN 1- n 。

1.2.4 模型验证 将实验采集的 sEMG 信号经过均方根(root mean square, RMS)处理转化为激活度 0-1(0:无激活,1:完全激活),与 OpenSim 计算获得的激活度进行对比,并结合官方推荐的结果判定阈值综合分析。评价标准:0~0.25 无相似度,0.25~0.5 低相似度,0.5~0.75 中相似度,0.75~1 高相似度。采用复相关系数对实验测得的数据,同模拟得到的数据进行相关性分析^[14](见表 1 和图 2)。结果表明,OpenSim 中支撑腿的臀大肌、腓肠肌外侧头、股二头肌长头、股内侧肌、腓肠肌内侧头、半腱肌的肌肉激活与表面肌电测试结果具有高度相关性和相似性,验证了本研究采用的仿真方法具有较好的可靠性。

表 1 OpenSim 静态优化与 EMG 肌肉激活相关性

Tab. 1 Correlation between OpenSim static optimization and EMG muscle activation

| 肌肉 | r | P |
|--------|---------|-------|
| 臀大肌 | 0.743** | 0.000 |
| 腓肠肌外侧头 | 0.777** | 0.000 |
| 股二头肌长头 | 0.851** | 0.000 |
| 股内侧肌 | 0.961** | 0.000 |
| 腓肠肌内侧头 | 0.977** | 0.000 |
| 半腱肌 | 0.899** | 0.000 |

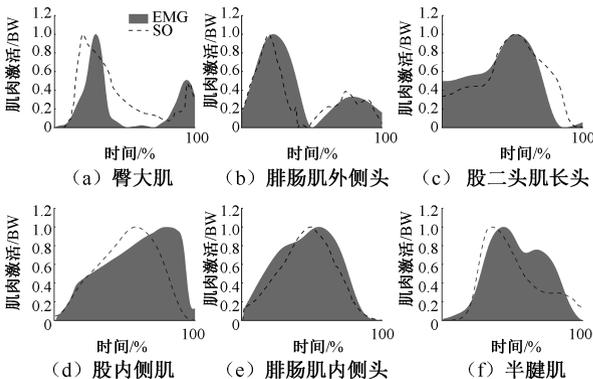


图 2 OpenSim 静态优化与 EMG 肌肉激活对比

Fig. 2 Comparison between OpenSim static optimization and EMG muscle activation (a) Gluteus maximus, (b) Lateral head of the gastrocnemius, (c) Long head of the biceps femoris, (d) Vastus medialis, (e) Medial head of the gastrocnemius, (f) Semitendinosus

2 结果

2.1 关节力矩

进攻腿膝关节冠状轴和垂直轴力矩呈现先增大后减小再增大的趋势,其峰值均出现在 E2;矢状轴力矩呈现先增大后减小的趋势,在 E3 达到峰值,整体变化较为平缓[见图 3(a)]。如支撑腿膝关节冠状轴力矩呈现先增加后减小再增加的趋势,整体波动较小;矢状轴力矩呈现先增大后减小的趋势,在 E3 达到峰值;垂直轴力矩呈现先减小后增大的趋势,在 E1 达到峰值[见图 3(b)]。

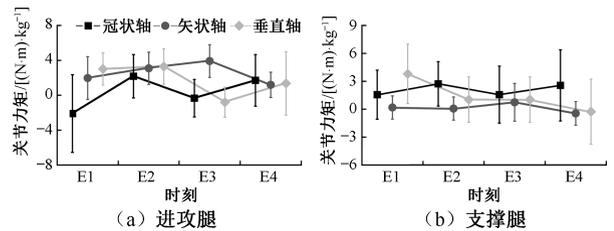


图 3 膝关节力矩比较

Fig. 3 Comparison of the knee joint torque (a) Attacking leg, (b) Supporting leg

2.2 关节刚度

进攻腿膝关节冠状轴关节刚度在 P1 接近零、P2 有小幅降低、P3 显著增加,表明膝关节在冠状轴上的稳定性需求增加;矢状轴关节刚度在 P1 和 P2 较低、P3 显著增加;垂直轴关节刚度在 P1 较其他两个阶段低、P2 快速增加、P3 保持在较高水平[见图 4(a)]。

支撑腿膝关节冠状轴关节刚度在 P1 较低、P2 和 P3 快速增加;矢状轴关节刚度在 P1 相对较低、P2 有所增加、P3 继续提升,表明在支撑阶段膝关节在这个轴向上的稳定性需求增大;垂直轴关节刚度在 P1 时段较高,在 P2 和 P3 持续降低[见图 4(b)]。

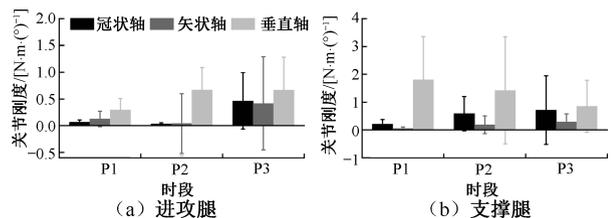


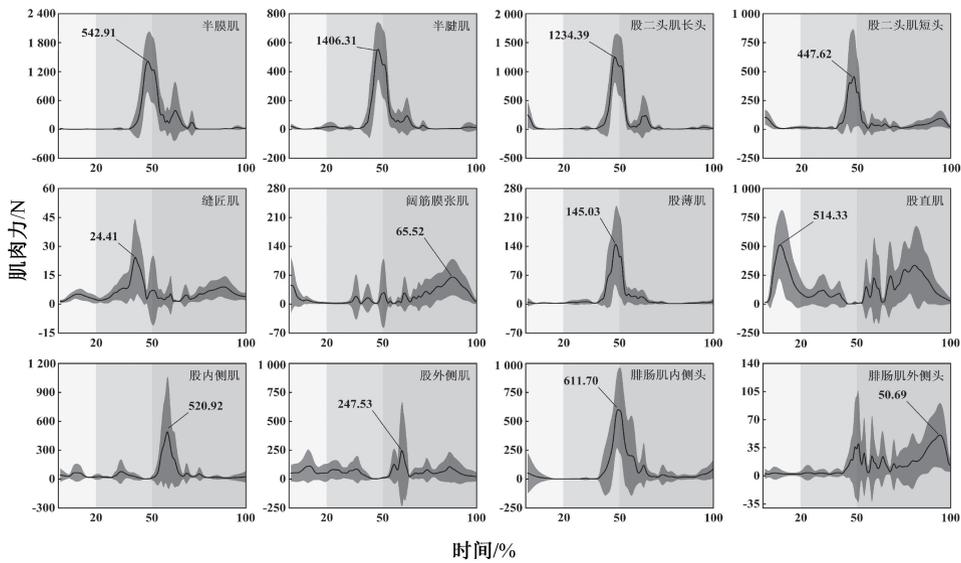
图 4 膝关节刚度比较

Fig. 4 Comparison of knee joint stiffness (a) Attacking leg, (b) Supporting leg

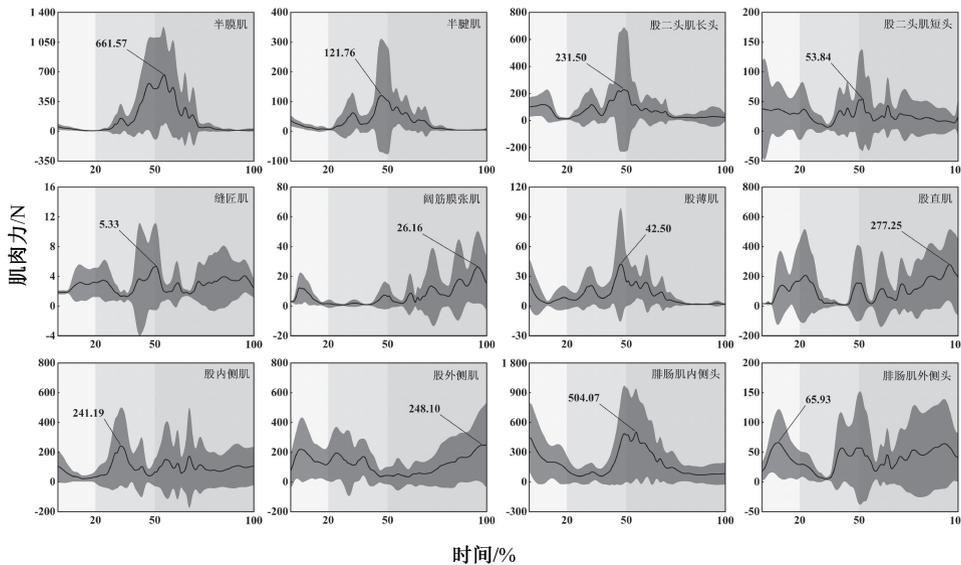
2.3 进攻腿膝关节肌群肌肉力

进攻腿半膜肌肌力在 E1 较低, P1 快速增加, E3 达到峰值(1 406.31 N), 随后在 P3 逐渐降低。半腱肌肌力曲线在 P1 至 P2 肌力迅速达到峰值(542.91 N), 然后在 P3 逐步降低。股二头肌长头肌力在 P1 开始攀升, P2 迅速上升, 并保持高水平肌力(1 234.39 N), 随后在 P3 略微下降。股二头肌短头肌力在 P1 增加, 并在 E3 到达峰值(447.62 N), P3 逐渐下降。缝匠肌肌力在 P1 稍微上升, E3 达到峰值(24.41 N), 然后在 P3 下降。阔筋膜张肌肌力在 P1

逐渐增加, 在 E3 达到峰值(65.52 N), P3 下降。股薄肌肌力在 P1 略有上升, E3 达到峰值(145.03 N), 在 P3 减少。股直肌肌力在 P1 上升, E3 达到最高峰(514.33 N), P3 逐渐降低。股内侧肌力在 P1 增加, E3 达到峰值(520.92 N), 在 P3 略有减少。股外侧肌肌力在 P1 缓慢上升, E3 达到峰值(247.53 N), P3 略有下降。腓肠肌内侧头肌力在 P1 缓慢上升, E3 达到峰值(611.70 N), P3 逐渐减少。腓肠肌外侧头肌力在 P1 慢慢增加, E3 迅速上升至峰值(378.25 N), P3 逐渐减少[见图 5(a)]。



(a) 进攻腿



(b) 支撑腿

图 5 膝关节肌群肌肉力比较

Fig. 5 Comparison of knee joint muscle force (a) Attacking leg, (b) Supporting leg

2.4 支撑腿膝关节肌群肌肉力

支撑腿半膜肌的肌力在 P1 略有上升, E3 显著增加并达到峰值(661.57 N), 然后在 P3 逐渐降低。半腱肌肌力在 P1 缓慢增加, E3 达到峰值(121.76 N), P3 逐步下降。股二头肌长头肌力在 P1 小幅上升, E3 迅速增加并形成峰值(231.50 N), 然后在 P3 下降。股二头肌短头肌力波动较小, 在 P1 和 P2 稍微增加, E3 达到峰值(53.84 N)。缝匠肌肌力在 P1 轻微增加, E3 达到峰值(5.33 N)。阔筋膜张肌力在 P1 逐步增加, E3 达到峰值(26.16 N), P3 逐渐减少。股薄肌肌力 E3 之前上升, E3 达到峰值(42.50 N), 在 P3 下降。股直肌肌力在 P1 上升, E3 达到峰值(277.25 N), 在 P3 下降。股内侧肌肌力在 P1 上升, E3 达到高峰(241.19 N), 然后在 P3 减少。股外侧肌肌力在 P1 小幅增加, E3 达到峰值(248.10 N), P3 下降。腓肠肌内侧头肌力在 P1 缓

慢上升, E3 迅速增加并达到峰值(504.07 N), 随后在 P3 下降。腓肠肌外侧头肌力在 P2 显著上升, E3 达到峰值(65.93 N), P3 肌力逐渐减少 [见图 5(b)]。

2.5 肌肉协同模式

当聚类簇 $k=5$ 时, sumD 下降不再明显, 故确定本聚类后协同模式为 SYN1 ~ SYN5 [见图 6(a)]。SYN1 模式下, 主要激活肌肉包括右半膜肌、右半腱肌和左半膜肌, 以进攻腿和支撑腿的屈膝肌群为主要发力肌群, 激活时间集中在后横踢动作的中期, 对应后横踢动作的提膝时段。SYN2 模式下, 主要激活肌肉为右半膜肌、右股二头肌长头、右股直肌、左半腱肌、左腓肠肌内侧头和左半膜肌, 以进攻腿的屈膝、伸膝肌群以及支撑腿的屈膝肌群为主要发力肌肉, 中期和后期激活程度较高, 对应后横踢动作的击打和回收时段。SYN3 模式下, 主要激活的

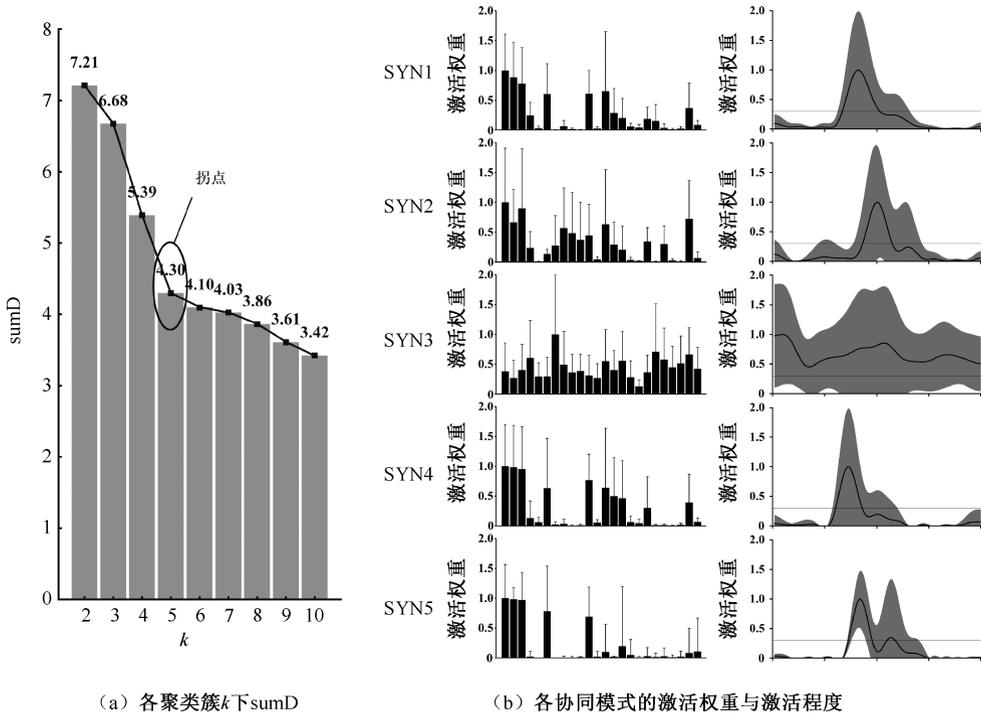


图 6 肌肉协同数量判断及协同模式下的激活权重与激活程度

Fig. 6 Determination of the number of muscle synergies and the activation weights and levels within the synergistic patterns (a) SumD Under each clustering cluster (k), (b) Activation weights and activation levels of each synergy pattern

注: 图 6(b) 肌肉排序从左至右分别为右侧的半膜肌、半腱肌、股二头肌长头、股二头肌短头、缝匠肌、阔筋膜张肌、股薄肌、股直肌、股内侧肌、股外侧肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头和左侧的半膜肌、半腱肌、股二头肌长头、股二头肌短头、缝匠肌、阔筋膜张肌、股薄肌、股直肌、股内侧肌、股外侧肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头。

右股薄肌、右股二头肌短头、左半膜肌、左股二头肌长头、左股薄肌、左股直肌和左腓肠肌内侧头为主要激活肌肉,负责支撑腿的蹬伸和进攻腿的旋转,激活时间持续整个动作期间。SYN4 模式下,右半膜肌、右半腱肌、右股二头肌长头、右阔筋膜张肌、右腓肠肌内侧头、左半膜肌、左半腱肌、左股二头肌长头、左阔筋膜张肌和左腓肠肌内侧头是主要激活肌肉,激活时间在前期和中期,对应后横踢动作的提膝和击打时段。SYN5 模式下,主要激活肌肉包括右阔筋膜张肌、右半膜肌、右半腱肌和右股二头肌长头,负责进攻腿膝关节的旋转和屈曲,激活时间集中在中期和后期[见图 6(b)]。

3 讨论

自 2016 年世界跆拳道(World Taekwondo)修改了比赛打分规则,提高了比赛的对抗性,改变了技术动作、比赛策略和训练方法,导致运动员损伤的位置、类型、机制和发生率发生改变。流行病学研究表明,膝关节是最常见的损伤部位,损伤类型为因接触或非接触而发生韧带断裂、扭伤或肌肉断裂、拉伤^[15]。其中,膝关节的韧带断裂或扭伤和肌腱损伤(断裂、撕裂、劳损或肌腱病)较常见^[16]。

从后横踢动作技术特点来看,在 P1 运动员需要快速完成支撑腿膝关节伸展,垂直轴上的高活动度会导致膝关节的过度外旋运动,可能增加前十字韧带断裂的风险。本文发现,后横踢动作的支撑腿在垂直轴上发生旋转,故十字韧带损伤概率会增加^[17]。当伸膝力矩增加时,引起胫骨向前滑动的剪切力也增加^[17]。最大限度地减少剪切力十分重要,因为胫骨剪切力增加了十字韧带损伤的可能性,膝关节伸展力矩增加了十字韧带的张力,从而增加了损伤的风险。因此,冠状轴和垂直轴力矩较大的时刻(进攻腿为 E2,支撑腿为 E1 和 E2)是易造成十字韧带损伤的时刻,进攻腿和支撑腿膝关节在 E2 更易造成十字韧带损伤。

关节刚度是关节维持稳定性的保证。本文发现,进攻腿冠状轴、矢状轴关节刚度在 P3 显著增大,垂直轴刚度则在 P2 产生了较大变化,在 P2 以及 P3 击打腿膝关节较为不稳定,可能造成十字韧带以及内外侧副韧带损伤。支撑腿膝关节冠状轴刚度在 P2 有较大变化,矢状轴刚度没有很大变化,

垂直轴刚度则维持在较高水平,在 P1 为最大。因此,在 P1 和 P2 支撑腿膝关节较为不稳定,结合支撑腿膝关节力矩的变化,支撑腿膝关节在 P1 和 P2 更易造成十字韧带损伤。当传递引起胫骨推力的剪切力并对膝关节施加侧向旋转时,十字韧带损伤的风险进一步增加。当脚和膝盖固定在地面上时,垂直轴的旋转运动造成十字韧带发生相当大的扭转^[18]。因此,膝关节中产生的侧向旋转力矩与前十字韧带损伤高度相关。

由于后横踢动作“快打快收,收比打快”的技术特点,支撑腿关节角度变化会造成支撑腿拥有不稳定的关节刚度。因此,支撑腿更多表现的是非接触损伤,进攻腿则由于接触性质造成急性韧带损伤。由于运动员的过度训练、比赛以及赛前损伤和比赛期间的自动反应,十字韧带更有可能发生非冲击性损伤^[19]。本文认为,由于慢性损伤没有得到适当的治疗,同时运动员缺乏足够的恢复时间,长时间损伤的累积加之剧烈的比赛氛围,往往是急性损伤发生的原因。

根据 Ruether 等^[20]的统计结果,股直肌、腓绳肌、半膜肌、半腱肌、腓肠肌的损伤率分别为 32.3%、48.4%、25.8%、12.9%、9.6%,股直肌和腓绳肌损伤最常见。本文得到了相似的研究结果。本文发现,进攻腿膝关节的半膜肌、半腱肌、股二头肌长头、股二头肌短头、腓肠肌内侧头和腓肠肌外侧头在进攻时段爆发较大的肌肉力,说明这些肌肉存在损伤的风险。在具有爆发性、偏心性肌肉收缩的运动中,双关节肌肉面临的受伤风险最高^[21],这一观察也可以在本研究中得到证实,腓肠肌内外侧头均产生较大肌肉力。

SYN2 模式表明,进攻腿的伸膝肌群、支撑腿的屈膝和伸膝肌群为主要激活肌群,进攻腿的股薄肌、股四头肌和支撑腿的腓绳肌、股薄肌、股四头肌、腓肠肌内、外侧头具有较高的激活权重。这是由于后横踢动作属于鞭打动作,其特点是动作速度由下肢近端传递至下肢远端,受动作速度大、小环节依次加速与制动的影 响^[22]。跆拳道后横踢动作模式需要考虑动力学连杆系统的特定特征,即系统由质量较大的一端(近端段)和质量较小的一端(远端段)所组成^[23]。上肢系统通过扭转带动下肢系统运动,在近端段(髋关节)施加力矩来启动下肢系

统,目的是将角动量传递至下肢系统^[24],进攻腿加速至足够大的末端速度。因此,在E3进攻腿快速、爆炸性伸膝,股四头肌发生突然募集,肌肉力实现爆发性增长,因此可能造成股四头肌拉伤/撕裂。

本文发现,支撑腿股四头肌和腘绳肌在4个时刻都表现出较大肌肉力,SYN2、SYN4模式均以支撑腿的伸膝肌群为主要发力肌肉。支撑腿股四头肌和腘绳肌的损伤可以通过单腿弯曲时快速、爆炸性的膝盖伸展来解释。在这种情况下,腘绳肌对骨盆的稳定具有特殊的意义,股四头肌对抗腘绳肌似乎也与这种损伤模式有关。比赛中,运动员需要保持支撑腿膝关节处于微曲状态,这会对膝关节伸膝肌群产生高度的预紧力。本文结果显示,半膜肌、半腱肌产生较大肌肉力,原因是在进攻时身体旋转产生的内收力矩会造成半膜肌和半腱肌损伤。膝关节肌肉拉伤或者撕裂是由于快速、爆炸性伸展所造成。落地时股四头肌和腘绳肌的活动比率也被报道为前交叉韧带损伤的危险因素^[25]。随着股四头肌活动比例的增加,腘绳肌减弱,前交叉韧带损伤的概率增加。当股四头肌和腘绳肌发生共收缩时,可以防止前交叉韧带损伤。腘绳肌的功能是控制胫骨的过度运动,由于腘绳肌是支撑前交叉韧带张力的唯一肌肉,故腘绳肌活动度越低,前交叉韧带受伤的风险越高。类似短跑运动常见的损伤是股骨二头肌的长头^[26],肌肉收缩到放松的快速转换的运动中几乎所有的运动员都受到近端半膜性游离肌腱的损伤^[27]。本文还发现,进攻腿或支撑腿在某一时刻都会出现突然发力,即爆发性肌肉收缩,故可能造成肌肉拉伤/撕裂。本文推测,这种损伤模式可能是该肌肉群的肌间连接处先前存在损伤,从而引起的肌腱拉伤或撕裂^[28]。因此,在跆拳道运动中,损伤主要是拉伸型损伤。由于后横踢动作“快打快收,收比打快”的技术特点,支撑腿多表现为非接触损伤,进攻腿则由于接触性质造成急性肌肉损伤。由于运动员的过度训练和跆拳道比赛期间的高度集中,更有可能发生非冲击性损伤^[29]。本文认为,由于慢性损伤没有得到适当的治疗,同时运动员没有给自己足够的恢复时间,长时间损伤的累积加之剧烈的比赛氛围,往往是急性损伤发生的原因。

4 结论

进攻腿在提膝时刻和击打时刻的膝关节冠状轴力矩较大,矢状轴力矩在击打时刻最大,表现出对冲击力的有效传递。支撑腿在提膝时刻的膝关节冠状轴力矩达到最大,矢状轴力矩在击打时刻达到峰值,显示出支持和传递力量的功能。在肌力表现上,进攻腿的肌肉(如半膜肌和半腱肌)在击打时段达到力峰值,支撑腿则在回收时段肌力峰值更显著。通过非负矩阵分解肌肉激活数据,确定了跆拳道后横踢动作中存在的5种肌肉协同模式。这些模式表明,在执行后横踢动作时,肌肉之间存在复杂的协同关系。本研究结果揭示了跆拳道运动员在执行后横踢时下肢膝关节的肌肉发力情况,能够为运动员进行专项力量和技术训练提高肌肉的适应能力和爆发力、减少不必要的肌肉疲劳和关节负担提供科学理论指导。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:贾孟尧负责论文构思和论文撰写;马勇负责项目管理、提供资源、审核与指导;熊俊提供资源和指导;刘林负责数据管理和验证;彭骞负责软件和项目管理;蔺世杰负责方法论、获取资助、审核与编辑;郑伟涛负责指导、审核与编辑。

参考文献:

- [1] GEBLEIN M, RÜTHER J, BAIL HJ, *et al.* Injury incidence rates and profiles in elite taekwondo during competition and training [J]. *Int J Sports Med*, 2020, 41(1): 54-58.
- [2] TRINLER U, SCHWAMEDER H, BAKER R, *et al.* Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim [J]. *J Biomech*, 2019(86): 55-63.
- [3] 张百发, 徐昌橙, 周兴龙, 等. 肌肉协同理论在专项技术分析中的应用——以射箭运动为例 [J]. *体育科学*, 2021, 41(8): 9.
- [4] DELP SL, LOAN JP, HOY MG, *et al.* An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990, 37(8): 757-767.
- [5] CARUTHERS EJ, THOMPSON JA, CHAUDHARI AMW, *et al.* Muscle forces and their contributions to vertical and horizontal acceleration of the center of mass during sit-to-stand transfer in young, healthy adults [J]. *J Appl Biomech*, 2016, 32(5): 487-503.
- [6] JIA M, LIU L, HUANG R, *et al.* Correlation analysis between biomechanical characteristics of taekwondo

- double roundhouse kick and effective scoring of electronic body protector [J]. *Front Physiol*, 2024(14): 1269345.
- [7] LIU L, JIA M, MA Y, et al. Biomechanics research on laterality effect between dominant and non-dominant during double roundhouse kick in the competitive taekwondo[J]. *Heliyon*, 2023, 9(10): e20843.
- [8] 刘林, 马勇, 蒯世杰, 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偏侧性研究[J]. *武汉体育学院学报*, 2023, 57(1): 73-81.
- [9] 刘林, 彭骞, 贾孟尧, 等. 得分状态下竞技跆拳道运动员双飞踢动作下肢生物力学特征分析[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(6): 1226-1234.
- LIU L, PENG Q, JIA MY, et al. Analysis on biomechanical characteristics of lower extremities for athletes under effective striking during double roundhouse kick in competitive Taekwondo [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(6): 1226-1234.
- [10] 张希妮, 邓力勤, 肖松林, 等. 不同鞋条件对后跟着地跑者跟腱负荷特征的影响[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 797-804.
- ZHANG XN, DENG LQ, XIAO SL, et al. Effects of different shoe conditions on achilles tendon loading in runners with habitual rearfoot strike patterns [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 797-804.
- [11] XU H, BLOSWICK D, MERRYWEATHER A. An improved OpenSim gait model with multiple degrees of freedom knee joint and knee ligaments [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2015, 18(11): 1217-1224.
- [12] 周胜如, 盛慧媛, 黄招檬, 等. 老年人上下楼梯的步态特征以及下肢关节运动功能特点[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(5): 1017-1023.
- ZHOU SR, SHENG HY, HUANG ZM, et al. Gait characteristics and functional properties of lower extremity joint movement for older adults during stair ascent and descent [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(5): 1017-1023.
- [13] MILETI I, SERRA A, WOLF N, et al. Muscle activation patterns are more constrained and regular in treadmill than in overground human locomotion [J]. *Front Bioeng Biotech*, 2020(8): 1169.
- [14] 马晓宇, 任君, 周鑫, 等. 基于 OpenSim 的轻度青少年特发性脊柱侧凸个性化建模与分析[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(6): 1146-1153.
- MA XY, REN J, ZHOU X, et al. Personalized modeling and analysis of mild adolescent idiopathic scoliosis based on OpenSim [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(6): 1146-1153.
- [15] JEONG HS, HA S, JEONG DH, et al. Injury and illness in world taekwondo junior athletes; An epidemiological study [J]. *Int J Environ Res Public Health*, 2021, 18(4): 2134.
- [16] JEONG HS, O'SULLIVAN DM, JEONG DH, et al. Sports injuries and illnesses after implementation of the web-based surveillance system in world Taekwondo[J]. *J Athl Train*, 2021(56): 1232-1238.
- [17] YU B, LIN CF, GARRETT WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(3): 297-305.
- [18] MAGOSHI H, FUKUBAYASHI T. Biomechanical risk factors and prevention of anterior cruciate ligament injury [J/OL]. *Sports Inj Prev*, 2015, DOI:10.1007/978-4-431-55318-2_12.
- [19] PARK KJ, SONG BB. Injuries in female and male elite taekwondo athletes; A 10-year prospective, epidemiological study of 1466 injuries sustained during 250 000 training hours [J]. *Br J Sports Med*, 2018, 52(11): 735-740.
- [20] RUTHER J, WILLAUSCHUS M, HAMMER A, et al. Analysis and return-to-training in elite Taekwondo athletes; Results of a prospective cohort study over a period of five years [J]. *Sportverletz Sportschaden*, 2021(35): 52-57.
- [21] HIGASHIHARA A, NAGANO Y, ONO T, et al. Differences in hamstring activation characteristics between the acceleration and maximum-speed phases of sprinting [J]. *J Sports Sci*, 2018, 36(12): 1313-1318.
- [22] GÓRSKI M, LEKSZYCKI T, BU? KO K, et al. Modelling and analysis of lower limb joint loads during the naeryo chagi technique in taekwondo [J]. *Biomed Hum Kinet*, 2014, 17(1): 66-73.
- [23] HUANG TY, TANG WT, LIU TT, et al. Kinematic and kinetic demands on better roundhouse kick performances [J/OL]. *Sport Biomech*, 2022, doi: 10.1080/14763141.2022.2122862.
- [24] 李世明, 邵义峰, 秦玉鹏. 人体下肢鞭打动作技术原理的生物力学研究[J]. *中国体育科技*, 2012, 48(4): 101-107.
- [25] LIM BO, LEE YS, KIM JG, et al. Effects of sports injury prevention training on the biomechanical risk factors of anterior cruciate ligament injury in high school female basketball players [J]. *Am J Sports Med*, 2009, 37(9): 1728-1734.
- [26] BROWN TN, PALMIERI-SMITH RM, MCLEAN SG. Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings; Implications for anterior cruciate ligament injury [J]. *Br J Sports Med*, 2009, 43(13): 1049-1056.
- [27] ASKLING CM, TENGVAR M, SAARTOK T, et al. Acute first-time hamstring strains during slow-speed stretching; clinical, magnetic resonance imaging, and recovery characteristics [J]. *Am J Sports Med*, 2007, 35(10): 1716-1724.
- [28] MARKUS G, JOACHIM S, JULIAN M, et al. Hamstring injuries in Taekwondo; Injury patterns and performance following conservative therapy—A case series involving four elite athletes [J]. *Orthop Sports Med OA J*, 2018, 21(2): 500-509.
- [29] BROMLEY SJ, DREW MK, TALPEY S, et al. A systematic review of prospective epidemiological research into injury and illness in Olympic combat sport [J]. *Br J Sports Med*, 2018, 52(1): 8-16.