

文章编号: 1004-7220(2023)06-1226-09

# 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

刘林<sup>1</sup>, 彭骞<sup>1</sup>, 贾孟尧<sup>1</sup>, 马勇<sup>1</sup>, 蔺世杰<sup>2</sup>, 熊俊<sup>3</sup>, 郑伟涛<sup>1</sup>

(1. 武汉体育学院 湖北省运动装备工程技术研究中心, 国家体育总局体育工程重点实验室, 武汉 430079;

2. 西北工业大学 体育部, 西安 710072; 3. 武汉体育学院 竞技体育学院, 武汉 430079)

**摘要:**目的 探索竞技跆拳道运动员在使用电子护具时双飞踢动作的下肢运动生物力学特征。方法 利用电子护具计分系统、表面肌电测试设备、三维运动捕捉设备和三维力台,采集14名竞技跆拳道运动员双飞踢动作有效得分时下肢关节运动学、动力学和表面肌电数据,使用Visual 3D软件计算动作时间、重心位移、下肢关节活动范围和速度、地面反作用力等参数。结果 两次击打总用时为0.583 s,优势侧和非优势侧的进攻时长一致。重心偏移较小,优势侧和非优势侧均具有较好的击打平衡控制能力。两侧下肢关节运动角度和角速度变化的趋势一致;在击打前膝关节屈曲阶段,进攻腿膝关节屈曲角度的不足可以在伸展阶段加大伸展角速度而获得有效击打;在击打前膝关节屈曲和伸展阶段,下肢两侧腓肠肌内侧头募集程度最大。结论 双飞踢技术具有较好的连续性和左右对称性,在第2次击打时减小进攻时间有助于得分。在双飞踢动作的训练中应加强踝关节灵活性以及腓肠肌、臀大肌的力量训练,避免不必要的运动损伤,以适应穿戴电子护具的比赛模式。

**关键词:**跆拳道; 双飞踢; 电子护具; 运动学; 动力学; 表面肌电

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.06.026

## Analysis on Biomechanical Characteristics of Lower Extremities for Athletes under Effective Striking During Double Roundhouse Kick in Competitive Taekwondo

LIU Lin<sup>1</sup>, PENG Qian<sup>1</sup>, JIA Mengyao<sup>1</sup>, MA Yong<sup>1</sup>, LIN Shijie<sup>2</sup>, XIONG Jun<sup>3</sup>, ZHENG Weitao<sup>1</sup>

(1. Research Center of Sports Equipment Engineering Technology of Hubei Province, Key Laboratory of Sports Engineering of General Administration of Sport of China, Wuhan Sports University, Wuhan 430079, China;

2. Department of Physical Education, Northwest Polytechnical University, Xi'an 710072, China; 3. School of Competitive Sports, Wuhan Sports University, Wuhan 430079, China)

**Abstract: Objective** To investigate the biomechanical characteristics of lower extremities of competitive taekwondo athletes during double roundhouse kick (DRK) with the use of electronic body protector (EBP).

**Methods** Fourteen competitive taekwondo athletes were recruited, and their kinematic, kinetic and surface

收稿日期: 2023-01-13; 修回日期: 2023-01-31

基金项目: 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), 武汉体育学院东湖学者计划

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

electromyogram (sEMG) data of lower limb joints during DRK with effective scoring were collected by electronic guard scoring system, sEMG testing equipment, three-dimensional (3D) motion capture equipment and 3D force plate. The motion time, center of gravity (COG) displacement, range of motion (ROM) and velocity of lower limb joints, ground reaction force (GRF) and other parameters were calculated by Visual 3D software. **Results** The total time for two strikes of DRK was 0.583 s and the attacking period of both dominant and non-dominant sides was the same. The shift of COG was smaller during the kick, and both dominant and non-dominant sides had good balance control ability. The trends of changes in hip, knee, and ankle joint motion angles and angular velocities of the two limb sides were consistent. In knee flexion phase before striking, the deficiency of knee flexion angle of the attacking leg could be achieved by increasing the extension angular velocity in extension phase. In knee flexion and extension phases before striking, the medial head of the lower extremities gastrocnemius muscle generated the most power on two limb sides. **Conclusions** The DRK technique has good continuity and left-right symmetry, and it can contribute to scoring by reducing the time of attack during the second striking. Athletes should strengthen the ankle joint flexibility, as well as gastrocnemius and gluteus maximus in training process of DRK movement, so as to avoid unnecessary sports injuries and be more adaptable to game mode with the use of EBP.

**Key words:** taekwondo; double roundhouse kick (DRK); electronic body protector (EBP); kinematics; kinetics; surface electromyogram (sEMG)

跆拳道是一项对抗激烈且具有直接身体接触的格斗性竞技运动,在比赛中常以腿法为主导<sup>[1]</sup>。其动作速度快、战术配合多、进攻时间短、接触频繁<sup>[2]</sup>。如果人工评判比赛,往往会出现视野盲区,有效击打判断存在一定的主观误差<sup>[2]</sup>。为了克服在比赛中误判的发生,大型竞技跆拳道比赛中运动员必须穿戴的自动判别的电子护具<sup>[2]</sup>。其中,DaeDo 电子护具是目前世界跆拳道联合会公认的竞技跆拳道比赛用具,广泛应用于奥运会、世锦赛等大型赛事中<sup>[2]</sup>。

但是,电子护具全套设备价格昂贵,且配套的软硬件更新与维护成本较高,故各运动队日常训练还是以传统护具为主。这样时常会有如下一种情况发生:在平时穿戴传统护具训练时被认为有效的击打动作,在使用电子护具的比赛中却无法得分。因此,教练员和运动员都急需了解能够引起电子护具得分的击打动作的相关运动生物力学参数,以改进平时的训练方法,提高比赛时的得分率。

电子护具的有效得分与击打力度是否超过运动员对应公斤级别的阈值,以及是否击打到有效部位有关<sup>[3]</sup>。击打电子护具时感应到的力度值与击打的力量直接相关,而击打力量与动作的击打速度具有一定的相关性<sup>[4]</sup>。为了获得足够的击打速度,运动员需要在短时间内协调肌肉的发力,利用地面

反作用力(ground reaction force, GRF)使肢体的空间位置发生改变,快速完成击打动作。

双飞踢是跆拳道中唯一具有两次击打的技术动作,其得分值从2015年的1分到2016年增加为2分。该技术动作是主要的得分手段之一,在比赛中使用次数仅次于横踢技术,成功率超过横踢,尤其在轻量级比赛中双飞踢是得分率最高的技术动作,是中国男子跆拳道运动员赵帅的主要得分技术之一<sup>[5]</sup>。因此,对双飞踢动作的击打速度、运动姿态控制、肌肉的发力情况进行生物力学特征分析,能够帮助教练员、运动员对动作原理有更加深入了解,有助于运动员高效掌握技术要领。另外,平常训练中运动员经常用惯用腿作为主攻腿,会导致运动员下肢两侧髋、膝、踝等关节活动的不对称性增加,从而形成优势侧和非优势侧之分<sup>[6-7]</sup>。双飞踢动作技术为连续两次交替击打,对优势侧和非优势侧的运动生物力学特征研究有助于进一步了解动作的技术特点。

目前,双飞踢研究主要集中在历届奥运会、全运会、跆拳道世界锦标赛等赛事中的双飞踢的使用率和成功率方面,有关双飞踢动作的运动学、动力学以及肌肉用力情况研究鲜有报道,对双飞踢动作在电子护具判定为得分下的运动生物力学特征的研究处于空白阶段。因此,本文探究触发电子护具

得分时双飞踢技术动作的下肢生物力学特征,研究双飞踢动作的技术特点,使教练员和运动员科学认识电子护具系统,避免不必要的运动损伤,促进跆拳道双飞踢技术训练效果的提升和比赛中增加得分机会。本研究假设如下:双飞踢动作的双侧下肢运动生物力学特征具有差异性。

## 1 材料与方法

### 1.1 研究对象与工具

采用非参数配对样本 Wilcoxon 符号秩检验,对优势侧和非优势侧的运动学和动力学进行了差异性分析。使用 GPower 3.1.9.7 预测样本量时,在较大效应值  $d=0.65$ 、显著性水平  $\alpha=0.05$ 、统计功效 80% 的情况下<sup>[8]</sup>,最少样本量为 13 人。招募 14 名武汉体育学院跆拳道专训队男性运动员,年龄  $(17.8 \pm 2.2)$  岁、身高  $(181.9 \pm 8.3)$  cm、体质量  $(69.4 \pm 14.4)$  kg、训练年限  $(3.4 \pm 1.7)$  年,身体状况及运动能力均为正常状态,6 个月内无下肢关节运动损伤、平均每周进行 5 次跆拳道训练,每次至少 3 h。优势腿或主攻腿通常为优势侧的腿。14 名受试者中,3 名优势腿为左腿,11 名优势腿为右腿。本文通过武汉体育学院伦理审查,研究开始前受试者已经熟悉测试方案并签署知情同意书。

采用 9 台 Vicon 三维运动捕捉系统(200 Hz,型号 T40, Vicon 公司,英国)、4 块 Kistler 三维测力台(1 kHz,型号 9260AA6, Kistler 公司,瑞士)、1 套 Noraxon 表面肌电测试系统(1.5 kHz, Noraxon 公司,美国)和 DaeDo 电子护具(DaeDo 公司,西班牙)采集运动学、动力学、肌电以及得分数据。

在实验开始前,所有受试者被要求进行速度 6.5 km/h 的 5 min 跑步机热身和拉伸活动<sup>[9]</sup>。实验人员检查电子护具信号,把电子记分系统调至调整受试者对应的比赛公斤(kg)级别,利用数字信号转换器使 Vicon 系统与 Kistler 系统同步、利用同步线和端口指令将 Vicon 与肌电设备同步。在双飞踢动作参数正式采集前,要求受试者左右两侧脚分别站立在两块独立力台板上,进行 Vicon 静态标定后,受试者分别以优势侧和非优势侧启动对佩戴 DaeDo 电子护具的假人进行击打。由 1 名跆拳道教练对受试者的技术动作进行评判,每名运动员采集不少于 10 次双飞踢动作,直到采集到

3 次有效得分。

### 1.2 数据处理、坐标定义

以 C3D 格式导出 Vicon 数据后导入 Visual 3D (C-Motion 公司,美国)建立骨骼模型;运动学和动力学数据计算采用右手法则和 Cardan 顺序(X-Y-Z)进行,实验室坐标系为测力台的 XYZ 坐标系。计算时关节角度的定义和关节动坐标分别如图 1(a)、(b)所示,关节动坐标与每个关节处的坐标系一致,X、Y、Z 轴分别为冠状轴(屈曲/伸展)、矢状轴(内收/外展)、垂直轴(旋内/旋外)。质心位移与足线速度选取实验室坐标系[见图 1(c)]。

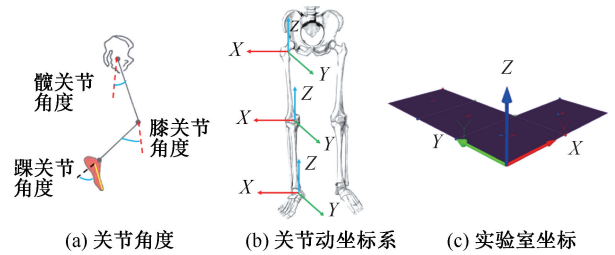


图 1 关节与坐标系示意图

Fig. 1 Schematic diagram of joint and coordinate system

- (a) Joint angles, (b) Coordinate system of joint motion, (c) Laboratory coordinate system

运动学(动力学)数据采用低通 10 Hz(25 Hz)滤波处理<sup>[10]</sup>,对时间特征采用归一化处理,把完成动作的总时长归一为 100%。表面肌电数据通过 Noraxon 软件进行整流、平滑过滤、滤波、幅度归一化处理,计算击打过程中膝关节屈曲和伸展阶段的积分肌电(integral electromyogram, IEMG)。把优势侧为右腿和优势侧为左腿数据进行统计学汇总作为优势侧数据、将非优势侧为右腿和非优势侧为左腿数据进行统计学汇总作为非优势侧数据。

### 1.3 评价指标

为了清楚分析双飞踢技术动作的运动生物力学特征,将双飞踢整个击打过程分为 4 个时刻<sup>[11]</sup>。准备时刻(E1)为第 1 次击打腿离地瞬间,第 1 次击打时刻(E2)为第 1 次击打到电子护具的瞬间,第 2 次击打时刻(E3)为第 2 次击打到电子护具的瞬间,回收时刻(E4)为第 2 次击打腿完成击打后的触地瞬间。第 1 次击打阶段(P1)为 E1~E2 时间段,第 2 次击打阶段(P2)为 E2~E3 时间段。

双飞踢是优势侧和非优势侧交替的两次击打

动作,考虑本研究主要为运动训练实践服务,故主要分析教练员和运动员能够直接感受和理解、能够代表双飞踢运动技术特点的下肢生物力学指标进行分析,选取参数为两次击打的动作完成时间、击打过程中身体重心位移(center of gravity, COG)、下肢关节活动范围和速度、GRF、IEMG等<sup>[9,11]</sup>。垂直地面反作用力(vertical ground reaction force, vGRF)经标准化后的单位为BW(body weight)。考虑肌肉的表面IEMG与肌力之间存在高度相关关系,参照前人研究结果<sup>[15-16]</sup>选取肌肉进行预实验,通过预实验结果,结合双飞踢运动技术特点,选取击打过程中膝关节屈曲和伸展阶段下肢两侧股直肌(rectus femoris, RF)、阔筋膜张肌(tensor fascia latae, TF)、腓肠肌内侧头(medial head of the gastrocnemius, MG)、股二头肌长头(biceps femoris long head, BF)、臀大肌(gluteus maximus, GM)、胫骨前肌(tibialis anterior, TA)的IEMG。

## 2 结果

### 2.1 动作完成时间、COG 移动特征

结果表明,优势侧和非优势侧启动完成击打总用时都是0.583 s,但第1次击打时长和第2次击打时长有差异,说明优势侧和非优势侧在使用电子护具时完成双飞踢动作的时间长度一致,但两次击打的时间分布比例不一致[见图2(a)]。X、Y、Z轴分别表示进攻过程中受试者左右两侧、前后方向、上下方向的偏移。在完整的双飞踢动作上,以优势侧启动完成动作重心X、Y、Z轴偏移量峰值分别为0.101、0.389、0.293 m;以非优势侧启动完成动作重心X、Y、Z轴偏移量峰值分别为0.103、0.369、0.308 m[见图2(b)]。

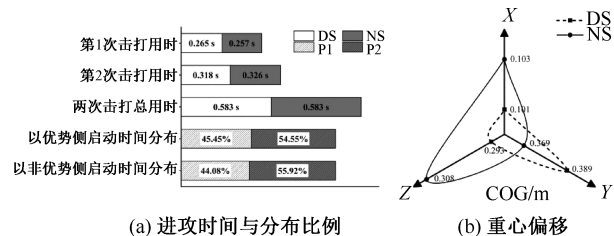


图2 进攻时间与重心偏移图

Fig. 2 Attack time and COG movement diagram (a) Attack time and distribution ratios, (b) COG movement

注:DS、NS分别为优势侧和非优势侧;P1、P2分别为第1次击打阶段和第2次击打阶段。

### 2.2 踝关节特征

正常解剖位定义踝关节角度为 $90^\circ$ ,跖屈角度越大,在X轴度数越小;背屈角度变大,那么X轴度数相应变大。结果表明,P1阶段,进攻腿优势侧在25%时长处达到最大跖屈角 $54.79^\circ$ ,非优势侧在20%时长处达到最大跖屈角 $63.46^\circ$ ;P2阶段,进攻腿优势侧在53%时长处达到最大跖屈角 $59.87^\circ$ ,非优势侧在58%时长处达到最大跖屈角 $61.92^\circ$ [见图3(a)]。

P1阶段,进攻腿优势侧在启动时刻达到最大跖屈角速度 $-742.28^\circ/\text{s}$ ,非优势侧在启动时刻达到最大跖屈角速度 $-315.47^\circ/\text{s}$ ;P2阶段,进攻腿优势侧在54%时长处达到最大跖屈角速度 $-359.81^\circ/\text{s}$ ,非优势侧在52%时长处达到最大跖屈角速度 $-396.14^\circ/\text{s}$ [见图3(b)]。

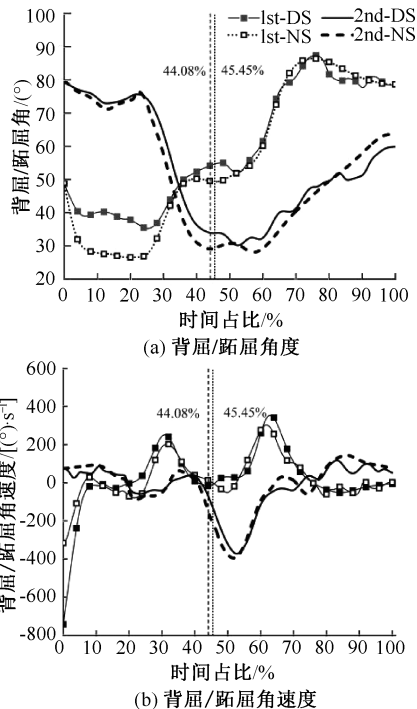


图3 进攻腿踝关节角度和角速度

Fig. 3 Ankle joint angle and angular velocity of attacking leg

(a) Dorsiflexion/plantar flexion angle, (b) Dorsiflexion/plantar flexion angular velocity

注:1st-DS、1st-NS分别表示优势侧、非优势侧第1击打;2nd-DS、2nd-NS分别表示优势侧、非优势侧第2击打。

### 2.3 膝关节特征

P1阶段,优势侧膝关节在15%时长处达到最大屈曲角度 $-112.22^\circ$ ,非优势侧在14%时长处达到最大屈曲角度 $-104.42^\circ$ ;P2阶段,优势侧在51%时长

处达到最大屈曲角度 $-92.18^\circ$ ,非优势侧在50%时长处达到最大屈曲角度 $-94.99^\circ$ 。在击打过程中进攻腿膝关节先屈曲,当屈曲到最大角度时膝关节快速伸展来获得最大的击打速度[见图4(a)]。

在伸展过程中,P1阶段优势侧在24%时长处达到最大伸展角速度 $491.37^\circ/s$ ,非优势侧在22%时长处达到最大伸展角速度 $714.50^\circ/s$ ;在P2阶段,优势侧在58%时长处达到最大伸展角速度 $468.76^\circ/s$ ,非优势侧在59%时长处达到最大伸展角速度 $519.58^\circ/s$ [见图4(b)]。

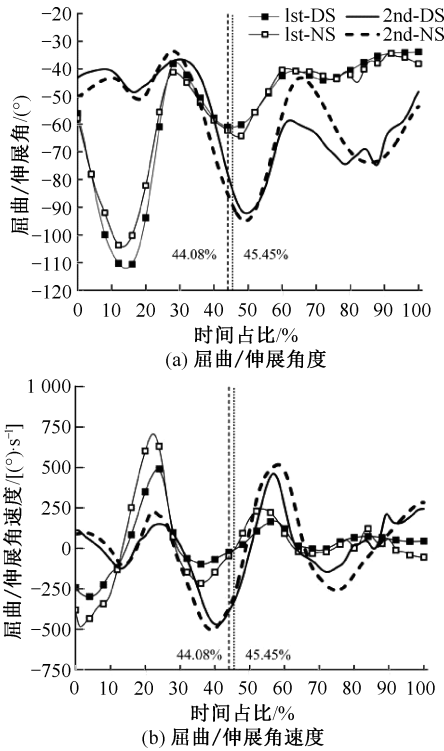


图4 进攻腿膝关节角度和角速度图  
Fig. 4 Knee joint angle and angular velocity of attacking leg (a) Flexion/extension angle, (b) Flexion/extension angular velocity

注:1st-DS、1st-NS 分别表示优势侧、非优势侧第1击打; 2nd-DS、2nd-NS 分别表示优势侧、非优势侧第2击打。

### 2.4 髌关节特征

P1阶段,优势侧在32%时长处达到最大屈曲角度 $68.92^\circ$ ,非优势侧在33%时长处达到最大屈曲角度 $63.84^\circ$ ;在P2阶段,优势侧在73%时长处达到最大屈曲角度 $44.66^\circ$ ,非优势侧在68%时长处达到最大屈曲角度 $56.86^\circ$ [见图5(a)]。

P1阶段,优势侧进攻腿髌关节在9%时长处达

到最大屈曲角速度 $260.23^\circ/s$ ,非优势侧也在9%时长处达到最大屈曲角速度 $262.50^\circ/s$ ;在P2阶段,优势侧在47%时长处达到最大屈曲角速度 $241.69^\circ/s$ ,非优势侧在45.45%时长处达到最大屈曲角速度 $227.74^\circ/s$ [见图5(b)]。

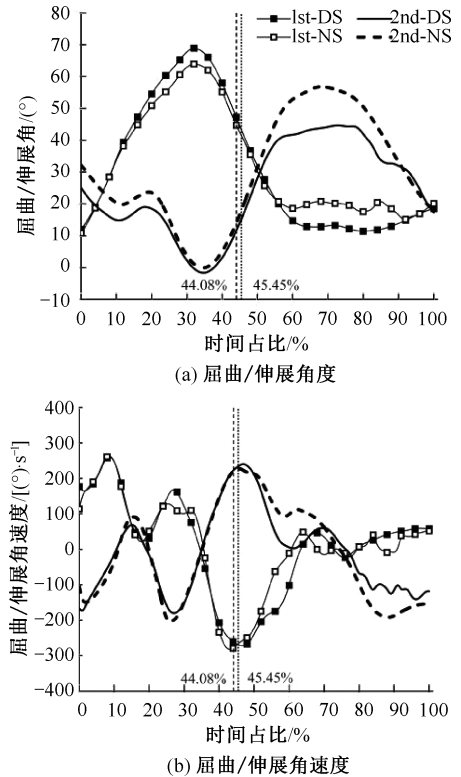


图5 进攻腿髌关节角度和角速度图  
Fig. 5 Hip joint angle and angular velocity of attacking leg (a) Flexion/extension angle, (b) Flexion/extension angular velocity

注:1st-DS、1st-NS 分别表示优势侧、非优势侧第1击打; 2nd-DS、2nd-NS 分别表示优势侧、非优势侧第2击打。

### 2.5 vGRF、线速度特征

P1阶段,优势侧进攻腿在X、Y、Z轴方向GRF峰值分别为0.8、1.2、6.3 BW;非优势侧X、Y、Z轴方向GRF峰值分别为0.7、1.8、6.4 BW;P2阶段,优势侧X、Y、Z轴方向GRF峰值分别为0.8、1.1、5.8 BW;非优势侧X、Y、Z轴方向GRF峰值分别为1.0、1.4、6.7 BW[见图6(a)]。

P1阶段,进攻腿在X、Y、Z轴方向,优势侧足部进攻线速度分别为5.8、 $-9.2$ 、 $6.5$  m/s,非优势侧分别为4.6、 $-8.0$ 、 $6.7$  m/s。在P2阶段,进攻腿在X、Y、Z轴方向,优势侧足部进攻线速度分别为3.6、

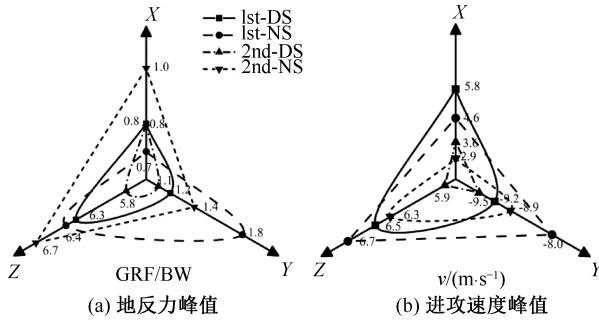


图6 支撑腿垂直地反力峰值和进攻腿足部线速度峰值

Fig. 6 Peak vertical ground reaction force of the supporting leg and peak linear velocity of the foot of the attacking leg (a) Peak vertical ground reaction force, (b) Peak offensive speed

注: 1st-DS、1st-NS 分别表示优势侧、非优势侧第 1 击打; 2nd-DS、2nd-NS 分别表示优势侧、非优势侧第 2 击打。

-9.5、5.9 m/s, 非优势侧分别为 2.9、-8.9、6.3 m/s [见图 6(b)]。

表 1 下肢肌肉 IEGM 统计

Tab. 1 Statistics of the integral EMG for lower limb muscles

单位: %

肌肉	膝关节屈曲阶段				膝关节伸展阶段			
	第 1 次击打		第 2 次击打		第 1 次击打		第 2 次击打	
	DS	NS	DS	NS	DS	NS	DS	NS
RF	10.60	5.30	20.30	14.90	6.80	4.70	13.50	7.10
TF	6.70	6.90	11.70	13.60	23.70	20.50	10.70	8.60
TA	8.90	8.40	10.30	11.50	5.90	9.90	5.20	8.40
BF	17.20	18.60	8.60	12.80	15.70	21.50	17.20	25.00
MG	34.40	37.10	27.00	26.40	36.80	35.10	35.10	30.60
GM	22.30	23.80	22.30	20.70	11.10	8.40	18.30	20.20

注: RF、TF、TA、BF、MG、GM 分别为股直肌、阔筋膜张肌、胫骨前肌、股二头肌长头、腓肠肌内侧头、臀大肌。

表 2 下肢关节生物力学参数比较

Tab. 2 Comparison of biomechanical parameters for lower limb joints

参数(峰值)	第 1 次击打阶段			第 2 次击打阶段		
	优势侧	非优势侧	P	优势侧	非优势侧	P
踝关节跖屈角度/(°)	90.18±5.33	89.76±7.66	0.154	90.67±6.23	85.17±8.42	0.314
跖屈角速度/(°)	-703.04±220.45	-630.44±211.08	0.203	-701.63±48.23	-588.72±44.96	0.082
膝关节屈曲角度/(°)	-115.16±11.13	-115.16±6.06	<0.01	-127.13±4.10	-120.45±7.78	0.886
膝关节屈曲角速度/[ (°)·s <sup>-1</sup> ]	-510.52±90.62	-603.05±137.04	0.414	-856.46±82.12	-844.16±111.08	0.890
膝关节伸展角速度/[ (°)·s <sup>-1</sup> ]	931.53±230.26	943.48±110.77	<0.01	1147.85±138.37	1225.58±141.48	0.969
髋关节屈曲角度/[ (°)·s <sup>-1</sup> ]	73.96±17.84	75.51±11.69	<0.01	64.02±18.52	62.49±11.57	0.219
髋关节屈曲角速度/[ (°)·s <sup>-1</sup> ]	353.89±55.16	369.91±82.33	0.214	402.65±75.00	461.1±84.02	<0.01
X 轴 GRF/BW	0.80±0.11	0.70±0.07	0.255	0.80±0.03	1.00±0.02	0.923
Y 轴 GRF/BW	1.20±0.01	1.80±0.01	0.271	1.10±0.14	1.40±0.11	0.450
Z 轴 GRF/BW	6.30±0.51	6.40±0.52	0.492	5.80±0.45	6.70±0.3	0.476
X 轴线速度/(m·s <sup>-1</sup> )	5.83±0.58	4.60±1.03	<0.01	3.58±0.81	2.88±1.14	<0.01
Y 轴线速度/(m·s <sup>-1</sup> )	-9.20±1.61	-8.03±2.50	<0.01	-9.52±1.14	-8.88±1.63	<0.05
Z 轴线速度/(m·s <sup>-1</sup> )	6.45±1.07	6.83±1.18	0.344	5.89±1.39	6.34±0.79	0.903

## 2.6 IEGM 特征

针对膝关节屈曲和伸展阶段肌肉 IEGM 的数据计算可知,无论是屈曲还是伸展阶段,两次击打过程中优势侧和非优势侧都是腓肠肌内侧头的肌肉募集程度最大。在屈曲阶段,两次击打过程中臀大肌的肌肉募集程度次之,阔筋膜张肌的肌肉募集程度最低。在伸展阶段,股二头肌长头的肌肉募集程度次之,胫骨前肌的肌肉募集程度最小(见表 1)。

## 2.7 运动学、动力学对比

采用非参数配对样本 Wilcoxon 符号秩检验发现,两侧生物力学参数存在差异性的指标较少,仅 P1 阶段屈膝角度峰值、伸膝和伸髋角速度峰值、X 和 Y 轴足部击打线速度峰值, P2 阶段屈髋角速度峰值、X 和 Y 轴足部击打线速度峰值具有显著性差异(见表 2)。

### 3 讨论

#### 3.1 运动学与动力学特征

身体的不对称性在功能性上表现为使用频率的差异,在动力学上表现为身体两侧肌肉力量的差异<sup>[12]</sup>。双飞踢动作作为跆拳道反击战术之一,以左右腿横踢动作为基础,进行快速、连续的击打,常常运用步伐移动来躲闪,进攻腿利用最大限度的摆动提高脚在冲击时的速度和力量<sup>[13]</sup>。本研究的结果与 Wsik 等<sup>[14]</sup>研究得到的单次横踢的击打时间为 0.25 s 左右相近,双飞踢击打时进攻时间越快,越有益于突破对手的防守,在比赛中,双飞踢技术主要是在第 2 次击打时得分,第 1 次击打以突破对手防守为主,第 2 次击打需要以最快的速度衔接上,优势侧和非优势侧,第 2 次击打用时都大于第 1 次。因此,运动员需要加强第 2 次击打的速度练习,降低进攻时长。

左右方向重心的偏移代表运动过程中身体的稳定性<sup>[15]</sup>,重心在相对击打目标的左右方向位移越小,身体的稳定性就越好,其进攻腿击打效果会越好。本文发现,优势侧和非优势侧在完成双飞踢击打动作过程中重心偏移的距离都较小,且两侧差距差异性也较小,表明使电子护具判定有效时的双飞踢动作双侧技术动作的稳定性差异较小。

为了产生足够的击打动能在电子保护器上得分,击打腿需要较高的线速度<sup>[17]</sup>。本文结果表明, X、Y 轴方向,无论在 P1 还是 P2 阶段,足部进攻线速度非优势侧小于优势侧, X、Y 轴方向速度峰值有较大差异性,但是其速度都还是能够使得电子护具有效得分;在 Z 轴方向,两次击打阶段都是非优势侧大于优势侧,而且两侧速度峰值不具有差异性。本文认为,优势侧进攻腿在垂直击打、水平靠近击打目标上具有较好的进攻速度,非优势侧进攻腿则在提高击打高度上具有较好的进攻速度。

在击打瞬间,踝关节的跖屈角度越大,击打面受到的力的垂直分量越大,有效接触面积也越大,较大的有效接触面积有利于被电子护具感应到<sup>[18]</sup>。本文发现,在击打瞬间,非优势侧踝关节具有更好的跖屈表现,在控制击打效果上更出色。跆拳道击打速度与膝关节伸展过程中股四头肌所产生的肌肉力直接相关,肌肉力大小与膝关节屈曲伸展角度

有关<sup>[19]</sup>。膝关节屈曲的角度和伸展的角速度直接影响双飞踢动作中击打速度,伸展角速度越快和屈曲角度越大,其击打瞬间线速度就越大。本研究通过比较优势侧和非优势侧进攻腿击打效果发现, P1 阶段非优势侧进攻腿膝关节屈曲角度小于优势侧,但伸展角速度远大于优势侧, P2 阶段优势侧进攻腿膝关节屈曲角度和伸展角速度都小于非优势侧,但差值较小。该结果说明,在使用电子护具的情况下,进攻腿膝关节屈曲角度的不充分,可以通过提高伸展角速度进行补偿。对于髌关节而言,在 P1 阶段优势侧和非优势侧动作结构特征较为一致,在 P2 阶段优势侧进攻腿屈曲角度较小时,通过提高击打时屈曲角速度可以获得同样的击打效果。因此,在进攻过程中,进攻腿踝关节需要灵活地调节角度,使足部与电子护具有较大的接触面积;在双飞踢动作的训练过程中,应加强踝关节灵活性。

第 1 次击打蹬地过程中,进攻腿相对击打目标后方的 GRF 越大,其击打电子护具的力度就越大。因为增大相对击打目标的左方向 GRF,为协同躯干旋转提供动力矩,加快身体的旋转带动下肢完成鞭打动作;在第 2 次击打时进攻腿由腾空快速落地转换为支撑腿,其前后方向产生的 GRF 越大,为优势侧摆动腿提供向前伸腿的击打速度越大。本文结果表明,在前后方向,两次击打时段, GRF 峰值非优势侧都大于优势侧,说明非优势侧进攻腿在蹬地瞬间付出更多的力量来获得同样有效的击打效果。

两侧运动学、动力学参数峰值对比结果显示,仅 P1 阶段屈膝角度峰值、伸膝和伸髌角速度峰值、 X、Y 轴足部击打线速度峰值, P2 阶段屈髌角速度峰值、 X、Y 轴足部击打线速度峰值具有显著性差异,其他指标都不存在较大差异性。该结果说明,要使得电子护具能够有效得分,其运动学、动力学等参数具有类似特征。本文推测,双飞踢属于鞭打动作,击打过程中,关节之间的运动是以近端到远端的顺序进行<sup>[17]</sup>。优秀运动员调节髌、膝、踝关节主要是通过增加近端关节的速度,较大的支撑腿膝关节伸展角速度可以为进攻腿髌关节提供更大势能<sup>[20]</sup>。运动员的支撑腿 GRF 变大,导致在进攻腿产生更强大的踢击<sup>[21]</sup>,从而增加进攻腿末端速度,更易触发电子护具得分阈值。在 P1 和 P2 阶段,尽管部分指标具有显著性差异,但是这些参数都是在电子护具

得分情况下得到,差异性与运动员为了超过对应公斤级的阈值而加大击打幅度及力度有关。

### 3.2 肌电特征

双飞踢动作具有进攻速度快、击打频率高的特点,其运动结构对运动员大多数肌肉群都有很高要求<sup>[12]</sup>。肌肉力是人体活动的内在动力,各肌肉或协同或拮抗共同影响动作的完成,每块参与动作的肌肉,其肌肉募集产生放电形成的肌电图是目前观察肌肉活动的主要途径<sup>[19,22-23]</sup>。本文 IEGM 数据表明,屈曲阶段和伸展阶段腓肠肌内侧头的募集程度最大,说明双飞踢动作时腓肠肌内侧头肌肉总的募集程度都较高,与李世明等<sup>[24]</sup>研究结果一致。腓肠肌作为跨两个关节(膝、踝)的肌肉,同时具有屈膝和足背屈的作用,募集程度大,有助于膝关节的快速屈曲和踝关节快速伸展。同时,本文通过与文献<sup>[25]</sup>有关后横踢下肢肌肉的肌电特征进行比较发现,结果较为一致,证实了双飞踢的基础是横踢的观点。本文还发现,在进攻腿膝关节屈曲(伴随外展)阶段,臀大肌的募集程度也较大。因此,运动员在日常训练中可以尝试加强腓肠肌内侧头、臀大肌的力量训练来提高击打力度<sup>[26]</sup>。

## 4 结论

在使用电子护具时,跆拳道双飞踢动作以优势侧启动和非优势侧启动完成时间都为 0.583 s;在击打过程中重心的偏移较小,两侧都具有较好的平衡控制能力;两侧下肢髌、膝、踝关节运动角度和角速度变化规律较为一致,在击打过程中,膝关节通过提供更大的角速度可以弥补在运动角度上的不足;在击打前膝关节屈曲和伸展阶段,无论是优势侧还是非优势侧,下肢腓肠肌内侧头肌肉募集程度最高,同时股二头肌长头和臀大肌的募集程度也较高。在双飞踢动作的训练过程中应加强踝关节灵活性和下肢腓肠肌、臀大肌和股二头肌的力量训练,以适应穿戴电子护具的比赛模式。

### 参考文献:

[1] 林大参,高志红. 新规则下女子跆拳道比赛制胜得分技术应用特征分析[J]. 武汉体育学院学报, 2020, 54(12): 89-94.  
[2] JANOWSKI M, ZIELINSKI J, KUSY K. Exercise response to real combat in elite taekwondo athletes before and after competition rule changes [J]. J Strength Cond Res,

2021, 35(8): 2222-2229.

- [3] SANT'ANA J, FRANCHINI E, DA SILVA V, et al. Effect of fatigue on reaction time, response time, performance time, and kick impact in taekwondo roundhouse kick [J]. Sport Biomech, 2017, 16(2): 201-209.  
[4] RAZMAN R, CHONG RWL. Reliability and validity of a taekwondo electronic body protector [J]. P I Mech Eng, 2019, 233(2): 202-209.  
[5] 张楠,管健民. 2016年里约奥运会跆拳道男子 58kg 冠军赵帅技战术特征[J]. 北京体育大学学报, 2017, 40(2): 95-99.  
[6] GUAN Y. Inter-limb asymmetries in functional performance and non-contact lower-limb injury in pediatric-age athletes [D]. Vancouver: University of British Columbia, 2021.  
[7] 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.  
[8] 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.  
[9] 刘海瑞,傅维杰,伍颀,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.  
[10] 彭骞,刘林,马勇. 不同重量级别跆拳道运动员旋风踢动作的下肢各关节净力矩特征分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36(S1): 235.  
[11] 苏健蛟,张颖慧. 不同重量级别跆拳道运动员横踢技术动作的生物力学特征分析[J]. 西安体育学院学报, 2019, 36(2): 220-226.  
[12] ČULAR D, MILETIĆ D, MILETIĆ A. Influence of dominant and non-dominant body side on specific performance in taekwondo [J]. Kinesiology, 2010, 42(2): 184-193.  
[13] ERVILHAUF, FERNANDES FDM, SOUZACCD, et al. Reaction time and muscle activation patterns in elite and novice athletes performing a taekwondo kick [J]. Sport Biomech, 2020, 19(5): 665-677.  
[14] WSIK J. The structure and influence of different flying high front kick techniques on the achieved height on the example of taekwondo athletes [J]. Arch Budo, 2012, 8(1): 45-50.  
[15] 董德龙,郭海峰,王卫星. 我国国家男子跆拳道运动员后踢技术动作的表面肌电特征[J]. 北京体育大学学报, 2013, 36(4): 68-71.  
[16] 黄宝宏. 跆拳道高水平运动员后横踢技术动作的肌力特征[J]. 体育学刊, 2009, 16(9): 110-112.  
[17] ESTEVAN I, FALCO C. Mechanical analysis of the



- roundhouse kick according to height and distance in taekwondo [J]. *Biol Sport*, 2013, 30(4): 275-279.
- [18] 冯路. 跆拳道 DeaDo 电子护具感应性能的实证研究 [D]. 长沙: 湖南师范大学, 2015.
- [19] SHENOY S, MISHRA P, SANDHU JS. Peak torque and IEMG activity of quadriceps femoris muscle at three different knee angles in a collegiate population [J]. *J Exerc Sci Fit*, 2011, 9(1): 40-45.
- [20] MOREIRA P, PAULA L. Kinesiologic description of the round house kick: A brief review [J/OL]. *J Athl Enhanc*, 2017, DOI: 10.4172/2324-9080.1000250.
- [21] CHANG WG, LIN KY, CHU MY, *et al.* Differences in pivot leg kinematics and electromyography activation in various round house kicking heights [J]. *J Sport Sci Med*, 2021, 20(3): 457.
- [22] 赵盼超, 纪仲秋, 文蕊香, 等. 基于 AnyBody 仿真的瑜伽动作下肢生物力学特征 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(6): 698-704.
- ZHAO PC, JI ZQ, WEN LX, *et al.* Biomechanical characteristics of lower limbs of yoga posture based on Anybody simulation [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(6): 698-704.
- [23] 张瑞轩, 张绪树, 郭媛, 等. 基于表面肌电信号的手势识别与分析 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(5): 818-825.
- ZHANG RX, ZHANG XS, GUO Y, *et al.* [J]. *J Med Biomech*, Recognition and analysis of hand gesture based on sEMG signals [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(5): 818-825.
- [24] 李世明, 部义峰, 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] 徐春杰, 刘卫军, 刘德皓, 等. 跆拳道后横踢四种战术动作击打速度效果特点及对运动训练的启示 [J]. *成都体育学院学报*, 2020, 46(1): 114-120.
- [26] 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.

(上接第 1197 页)

- [14] BUMGARNER JM, LAMBERT CT, HUSSEIN AA, *et al.* Smartwatch algorithm for automated detection of atrial fibrillation [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2018, 71(21): 2381-2388.
- [15] LI C, LIN J, XIAO Y. Robust overnight monitoring of human vital signs by a non-contact respiration and heartbeat detector [C]// *Proceedings of 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. New York: IEEE, 2006: 2235-2238.
- [16] DORSCHKY E, NISCHKE M, SEIFER AK, *et al.* Estimation of gait kinematics and kinetics from inertial sensor data using optimal control of musculoskeletal models [J]. *J Biomech*, 2019, 95: 109278.
- [17] ESPI-LOPEZ GV, SERRA-ANO P, VICENT-FERRANDO J, *et al.* Effectiveness of inclusion of dry needling in a multimodal therapy program for patellofemoral pain: A randomized parallel-group trial [J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2017, 47(6): 392-401.
- [18] FUKUOKA S, FUKUNAGA K, TANIURA K, *et al.* Medium-term clinical results of unicompartmental knee arthroplasty for the treatment for spontaneous osteonecrosis of the knee with four to 15 years of follow-up [J]. *Knee*, 2019, 26(5): 1111-1116.

(上接第 1210 页)

- [17] MUSUMECI L, JACQUES N, HEGO A, *et al.* Prosthetic aortic valves: Challenges and solutions [J]. *Front Cardiovasc Med*, 2018, 5: 1-5.
- [18] LOUREIRO-GA M, VEIGA C, FDEZ-MANIN G, *et al.* Predicting TAVI paravalvular regurgitation outcomes based on numerical simulation of the aortic annulus eccentricity and perivalvular areas [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2021, 24(14): 1629-1637.
- [19] MG A, WEI SB, MN A. An *in vitro* model quantifying the effect of calcification on the tissue-stent interaction in a stenosed aortic root [J]. *J Biomech*, 2019, 82: 109-115.
- [20] DWYER HA, MATTHEWS PB, AZADANI A, *et al.* Migration forces of transcatheter aortic valves in patients with noncalcific aortic insufficiency [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2009, 138(5): 1227-1233.