

文章编号:1004-7220(2017)05-0427-09

两种疲劳方案对落地时下肢运动学和冲击力时频特征的影响

夏 锐, 张希妮, 傅维杰

(上海体育学院 运动健身科技省部共建教育部重点实验室, 上海 200438)

摘要: **目的** 比较两种疲劳方案对人体落地动作下肢关节运动学及冲击力时/频域特征的影响。**方法** 选取 15 名优秀跑、跳类专项男性运动员, 利用 Vicon 运动捕捉系统和 Kistler 三维测力台比较两种疲劳方案(恒速跑、折返跑 + 垂直纵跳)前后落地时矢、额状面运动学和地面反作用力(ground reaction force, GRF)时/频域特征。**结果** (1)两种疲劳方案均会造成髋、膝关节在矢状面上的角度减小、屈曲活动度增加,且采用跑 + 跳方案时踝关节屈曲活动度、膝关节最大屈曲角速度增加($P < 0.05$),髋关节外展活动度以及髋、膝关节最大外展角速度增加($P < 0.05$);(2)两种疲劳方案前后,冲击力时域特征均无显著差异;采用跑和跑 + 跳方案,分别在 3.51、8.20 Hz 及 1.17、3.51、7.03 Hz 下表现出 GRF 频谱振幅减小($P < 0.05$)。**结论** 两种疲劳方案均会导致下肢在受到落地冲击时更多采用屈曲着地方式,但跑 + 跳方案表现更明显且干预时间更短,从实验方法学角度更具优势。研究结果可为研究疲劳后的力特征提供进一步参考。

关键词: 落地; 疲劳; 运动学; 地面反作用力; 时/频域

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.05.006

Effects of two fatigue protocols on lower extremity kinematics and time/frequency-domain characteristics of impact forces during drop landing

XIA Rui, ZHANG Xi-ni, FU Wei-jie (Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China)

Abstract: Objective To compare the influence of two fatigue protocols on kinematics of lower extremities as well as time/frequency-domain characteristics of impact force during human landing. **Methods** A total of 15 trained male athletes (sprint/jumping events) were selected and their kinematics in sagittal/frontal plane and time/frequency-domain characteristics of ground reaction force (GRF) under pre- and post-fatigue conditions with two fatigue protocols (constant speed running, shuttle running + vertical jumping) were collected by the Vicon motion capture system and Kistler 3D force plates. **Results** (1) Both fatigue protocols showed a significant decrease in the angle of hip and knee joints on the sagittal plane, and an increase in the flexion range of motion (ROM). The running + jumping fatigue protocol showed a significant increase in the flexion ROM of ankle joint, the maximum flexion angular velocity of knee joint ($P < 0.05$), the abduction ROM of hip joint and the maximum abduction angular velocity of hip and knee joints ($P < 0.05$). (2) No significant differences were found in time/frequency-domain characteristics of impact force between pre- and post-tests for both fatigue protocols. The running and run-

收稿日期:2016-07-08; 修回日期:2016-09-01

基金项目:国家自然科学基金项目(11772201, 11302131),上海市教育委员会科研创新项目(14YZ125),教育部博士点基金项目(20123156120003)。

通信作者:傅维杰,副教授,硕士研究生导师,E-mail: fuweijie@sus.edu.cn。

ning + jumping fatigue protocols showed lower amplitude spectra of the GRF in the frequency domain at 3.51, 8.20 Hz and 1.17, 3.51, 7.03 Hz, respectively ($P < 0.05$). **Conclusions** Both fatigue protocols can induce a more flexed landing posture of lower extremities under the impact of landing, and the running + jumping fatigue protocol shows a better effect with shorter intervention time, which indicates such fatigue protocol has more advantages from the perspective of experimental methodology. The research findings can provide further references for studying force characteristics after fatigue.

Key words: Landing; Fatigue; Kinematics; Ground reaction force (GRF); Time/frequency domain

落地是体育活动中的常见动作,尤其是在以跑、跳等运动能力为主的项目中,能良好地反映神经及肌-骨系统的控制能力和功能水平^[1-2]。落地时,冲击力峰值可达2~10倍体重^[3],人体下肢需要积极控制以减少可能产生的不利影响甚至损伤^[4]。然而,随着运动的进程,人体会产生运动能力暂时降低的现象——运动性疲劳,表现为机体不能保持在特定水平或维持预定运动强度的生理现象^[5],而由此导致的下肢肌-骨系统控制能力下降被认为是引发运动损伤的重要诱因^[6]。

已有研究证实,运动性疲劳会降低肌肉力量,同时影响本体感觉及动作策略^[7-9]。最近的研究发现,落地时髌关节外展峰值力矩只有疲劳前的43%,并认为髌关节外展肌群力量不足会导致下肢运动模式改变,从而会诱发如前交叉韧带等相应的运动损伤^[10]。由此可见,疲劳所导致的这种肌肉活动水平下降,其起因是中枢/外周系统疲劳所致的包括兴奋性降低、本体感觉下降、肌-骨反应延迟等在内的一系列反馈,并引起生物力学特征改变,进而增加运动损伤风险^[11]。

另一方面,从实验学角度出发,不同的疲劳方案导致疲劳后落地时的运动学、冲击力特征等不一致。既往研究仅关注于某几种疲劳方案^[12],但就不同疲劳方案的干预效果仍未形成统一意见。因此,本文探讨恒速跑疲劳方案(简称跑方案)和折返跑+垂直纵跳疲劳方案(简称跑+跳方案)对落地动作下肢髌、膝、踝关节运动学和冲击力时/频域特征的影响,分析上述特征与损伤之间可能存在的关系,为实验室人体疲劳方案的选择提供参考。

1 方法

1.1 受试者

选取15名上海体育学院国家2级跑、跳类专项男性运动员作为研究对象[年龄:(20.9 ± 0.8)岁;

身高:(175.5 ± 4.2)cm;体重:(68.9 ± 5.5)kg;训练年限:(4.2 ± 1.1)a]。所有受试者于实验前确认24 h内未从事剧烈运动,下肢和足部半年内无明显损伤,解剖结构及机能正常,运动能力良好,并均已在练习中熟练掌握落地动作,清楚实验目的和流程,并签署知情同意书。

1.2 实验流程

受试者先在跑步机上进行6 min速度为8 km/h的慢跑热身,并进行3 min静力性拉伸。随后,实验人员为受试者贴放36个红外反光球,用以定义骨盆、大腿、小腿和足等环节。采用16台Vicon红外高速红外摄像头(T40, Vicon公司,英国,采样频率240 Hz)和Kistler三维测力台(9287B,瑞士,采样频率1.2 kHz)同步采集疲劳前落地动作运动学和动力学原始信号,需成功采集5次。根据随机表选取疲劳干预方案,并使用心率表(Suunto公司,日本)监控受试者在完成疲劳方案过程中的即时心率。干预结束后,记录受试者的主观疲劳程度(rating of perceived exertion, RPE)。成功采集疲劳后落地动作5次。根据陆阿明等^[1]的研究,1周后继续完成另一组疲劳方案诱导,以确保两种疲劳方案不会互相影响。

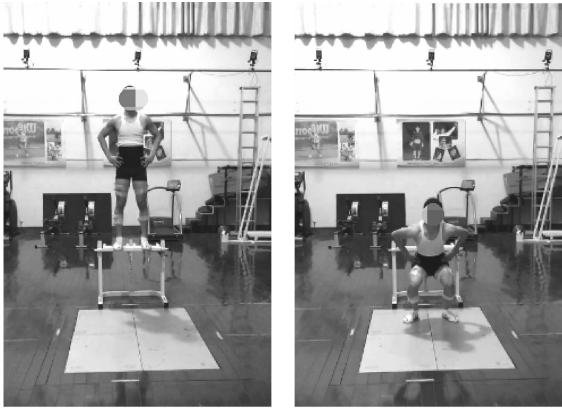
1.3 落地动作

受试者站立于高度为60 cm跳台水平面上,双脚与肩同宽,双手叉腰。待同步信号开始后,两脚缓慢由跳深台边缘滑落,注意确保尽量无初速垂直下落且双脚分别落在对应的测力台上,着地后自然屈膝,回复到站立位(见图1),需要成功采集5次有效数据^[13]。

1.4 疲劳方案

1.4.1 跑方案 基于Quammen等^[12]和Friesenbichler等^[14]的方案。要求受试者在跑台上进行4 m/s的恒速跑,直到受试者疲劳为止。之后将跑台调至步行速度,受试者需继续行走1 min。当受试者

同时满足心率达到其当下年龄最高心率的 90% 和无法继续奔跑两个条件时,认为受试者达到疲劳状态。



(a) 落地前

(b) 落地后

图1 落地过程图示

Fig.1 Picture of landing process

(a) Before landing, (b) After landing

1.4.2 跑+跳方案 基于 Tsai 等^[15]的方案。在干预开始前,采用 Quattor Jump 纵跳台(9290BD, Kistler公司,瑞士)测定受试者最高垂直纵跳高度(测3次,取最高值)。本方案由两部分组成:首先让受试者完成 10 m × 6 的全力折返跑一组,接着让其连续垂直纵跳 5 次(平均高度需达到最高高度的 70%)。受试者需反复上述过程,直到竭尽全力也无法完成 5 次纵跳平均高度超过其最高高度的 70% 为止。

1.5 参数选取

所有数据均采用均值 ± 标准差表示。根据 Quammen 等^[12]的研究,只选用优势侧数据进行分析,本文将优势侧定义为踢球时的惯用脚。

1.5.1 疲劳干预参数 两种疲劳方案的干预时间、疲劳诱导过程中的最大心率、疲劳后即刻的 RPE 值。

1.5.2 运动学参数 运动学数据采用截止频率为 7 Hz 的二阶双向低通滤波,并通过 V3D 3.21.0 软件中的模型数据进行计算。落地过程中髋、膝、踝关节在矢状面和额状面的运动学特征包括:触地角度(θ_0)、触地角速度(ω_0)、最小(θ_{\min})/最大角度(θ_{\max})、最小(ω_{\min})/最大角速度(ω_{\max})、关节活动度($\Delta\theta$)及各特征值出现时间(t)。其中,对髋(θ_h)、膝

(θ_k)、踝(θ_a)关节矢状面角度定义如图 2 所示。在额状面方向,正值代表髋/膝关节内收和踝关节外翻;负值代表髋/膝关节外展和踝关节内翻。角速度定义为单位时间内角度的变化量,其表达式为 $\omega = \Delta\theta/\Delta t$ 。

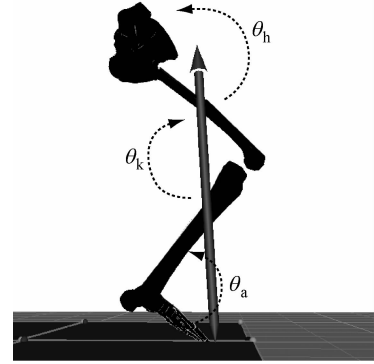


图2 受试者着地时矢状面髋、膝、踝关节角度定义示意图

Fig.2 Schematic diagram for definition of hip, knee and ankle joint angles in sagittal plane during landing of the subject

1.5.3 地面反作用力 对三维测力台采集的地面反作用力(ground reaction force, GRF)数据进行滤波,截止频率为 100 Hz。选取着地阶段冲击力峰值($F_{z_{\max}}$)、 $F_{z_{\max}}$ 出现时间(t_f)、最大负载率(G_{\max})、 G_{\max} 出现时间(t_G)及垂直 GRF (vertical ground reaction force, vGRF)的频域特征(f_{vGRF}) (见图 3)。其中,负载率的表达式为:

$$G = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} (\Delta F / \Delta t)$$

最大负载率为触地瞬间到冲击力峰值出现过程中负载率的最大值。针对 f_{vGRF} ,本文参考 Gruber 等^[16]的数据处理方法,利用 MATLAB 7.0 软件对所获取的 vGRF 时域数据转化为频域数据,即利用快速傅里

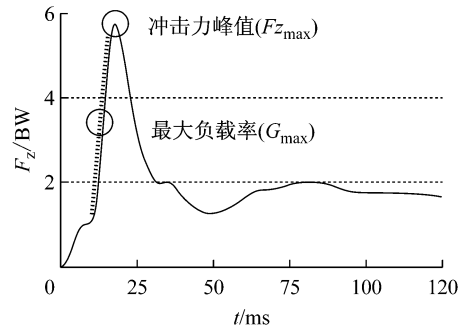


图3 落地时冲击力峰值及最大负载率示意图

Fig.3 Schematic diagram of peak impact ($F_{z_{\max}}$) and peak loading rate (G_{\max}) during landing

叶转换(fast Fourier transform, FFT)将vGRF时域数据转换为频域数据,并对数据进行补零的方式增至1 024个点,频率增益(Δf)为1.171 9 Hz。

1.6 统计学

利用SPSS 19.0软件,采用重复测量双因素方差分析(two-way ANOVA),比较两种疲劳方案诱导前后各参数特征,并利用配对样本 t 检验观察同一疲劳方案前后疲劳对于各因变参数的影响,显著性水平 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

双因素方差分析结果表明,两个因素(疲劳方案和疲劳前后)之间并没有交互作用。因此,结果中主要考虑单一因素(即某一疲劳方案下),疲劳前后配对效果对于各因变量的影响。

2.1 疲劳干预参数特征

与跑方案相比,跑+跳方案的干预时间减少($P<0.05$);但在最大心率和RPE上,两种疲劳方案之间没有显著性差异(见表1)。

表1 不同疲劳方案干预效果比较(* $P<0.05$)

Tab.1 Comparison of intervention effects for different fatigue protocols

疲劳干预参数	跑方案	跑+跳方案
运动时间/s	1 126.5 ± 344.6	257.8 ± 59.3*
最大心率/ min^{-1}	189.4 ± 6.9	184.7 ± 6.3
RPE	16.3 ± 1.3	16.7 ± 1.4

2.2 下肢关节矢状面角度特征

图4所示为1位受试者在不同疲劳方案诱导前后落地时髋、膝、踝关节矢状面角度的代表性曲线(横坐标的起始时刻为足触地瞬间;结束时刻为膝关节屈曲到最大时)。可以看出:两种方案均可使髋/膝关节角度减小,表现为在疲劳后呈现更加屈曲的着地模式。而对于踝关节,仅在跑+跳方案下表现出关节角度减小。表2表明,无论采用跑或跑+跳方案,疲劳后髋/膝关节最小角度均减小,且到达关节最小角度时间($t_{\theta_{\min}}$)及关节活动度均增加($P<0.05$)。同时,采用跑方案后髋关节触地角度增加($P<0.05$);而在跑+跳方案后踝关节活动度增加($P<0.05$)。

2.3 下肢关节矢状面角速度特征

采用不同疲劳方案会对下肢髋、膝、踝关节的最大角速度产生不同影响,具体表现为:采用跑方案,踝关节最大角速度在疲劳后减小($P<0.05$);而采用跑+跳方案,疲劳后膝关节最大角速度增加($P<0.05$),即刚触地时,膝关节在矢状面上的压缩速度增加(见表3、图5)。此外,两种方案均不能对最大角速度出现时间($t_{\omega_{\max}}$)产生影响。

2.4 下肢关节额状面角度特征

两种疲劳方案前后,下肢髋、膝、踝关节额状面的角度特征均无显著差异,主要在采用跑+跳疲劳方案后,髋关节的关节活动度显著增加($P<0.05$,见表4)。

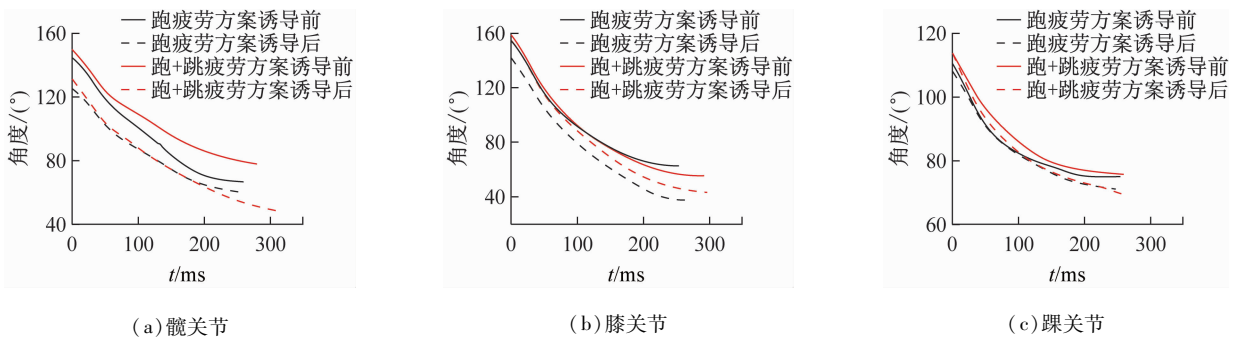


图4 不同疲劳方案前后落地动作下肢关节矢状面角度比较

Fig.4 Comparison of the joint angles of lower extremities in sagittal plane between pre- and post-fatigue test in different fatigue protocols during landing (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Ankle joint

表2 不同疲劳方案对落地动作疲劳前后下肢关节矢状面角度比较(* $P < 0.05$)

Tab.2 Comparison of the joint angle of lower extremities in saggital plane between pre- and post- fatigue test in different fatigue protocols during landing

关节	参数	跑方案		跑+跳方案	
		疲劳前	疲劳后	疲劳前	疲劳后
髋	$\theta_{\min}/(^{\circ})$	93.9 ± 26.0	85.0 ± 28.0 *	87.8 ± 20.5	80.4 ± 21.5 *
	$t_{\theta\min}/\text{ms}$	221.1 ± 75.2	246.0 ± 73.4 *	228.1 ± 57.6	251.3 ± 58.6 *
	$\theta_0/(^{\circ})$	142.4 ± 10.2	138.7 ± 11.9 *	139.2 ± 10.7	139.0 ± 10.0
	$\Delta\theta/(^{\circ})$	48.5 ± 17.9	53.7 ± 17.5 *	50.4 ± 14.2	58.6 ± 15.8 *
膝	$\theta_{\min}/(^{\circ})$	85.6 ± 19.8	80.4 ± 22.0 *	83.3 ± 16.9	75.5 ± 17.6 *
	$t_{\theta\min}/\text{ms}$	226.4 ± 74.0	253.9 ± 67.7 *	231.6 ± 60.6	253.8 ± 58.4 *
	$\theta_0/(^{\circ})$	159.4 ± 7.7	158.1 ± 8.0	156.8 ± 6.6	159.2 ± 6.8
	$\Delta\theta/(^{\circ})$	73.8 ± 14.9	78.9 ± 15.9 *	73.6 ± 13.4	83.7 ± 13.5 *
踝	$\theta_{\min}/(^{\circ})$	79.1 ± 4.4	80.6 ± 4.5	82.1 ± 4.6	81.1 ± 5.5
	$t_{\theta\min}/\text{ms}$	212.8 ± 72.1	242.2 ± 62.0 *	218.9 ± 51.1	226.9 ± 52.5
	$\theta_0/(^{\circ})$	123.3 ± 10.2	120.8 ± 10.2	119.9 ± 10.8	121.5 ± 9.6
	$\Delta\theta/(^{\circ})$	44.2 ± 9.0	40.2 ± 9.5	37.9 ± 9.8	40.4 ± 9.6 *

表3 不同疲劳方案对落地动作疲劳前后髋、膝、踝关节矢状面角速度比较(* $P < 0.05$)

Tab.3 Comparison of the joint angle of lower extremities in saggital plane between pre- and post- fatigue test in different fatigue protocols during landing

关节	参数	跑方案		跑+跳方案	
		疲劳前	疲劳后	疲劳前	疲劳后
髋	$\omega_{\max}/[(^{\circ}) \cdot \text{s}^{-1}]$	449.2 ± 95.1	469.6 ± 74.1	468.7 ± 79.4	490.0 ± 77.1
	$t_{\omega\max}/\text{ms}$	39.4 ± 9.9	35.3 ± 13.3	35.0 ± 12.6	37.4 ± 11.0
膝	$\omega_{\max}/[(^{\circ}) \cdot \text{s}^{-1}]$	769.4 ± 72.6	750.2 ± 75.1	767.1 ± 63.7	809.1 ± 56.5 *
	$t_{\omega\max}/\text{ms}$	36.8 ± 8.0	33.3 ± 10.9	34.8 ± 7.9	35.8 ± 8.0
踝	$\omega_{\max}/[(^{\circ}) \cdot \text{s}^{-1}]$	596.9 ± 165.7	515.8 ± 197.0 *	503.9 ± 205.8	530.1 ± 181.1
	$t_{\omega\max}/\text{ms}$	22.0 ± 4.0	21.3 ± 5.2	24.9 ± 8.8	26.4 ± 11.1

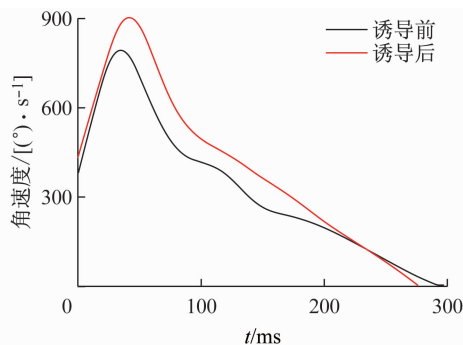


图5 跑+跳疲劳方案对落地动作疲劳前后膝关节矢状面角速度的影响

Fig.5 Effects of run + jump fatigue protocol on the angular velocity of knee joint in saggital plane during landing

2.5 下肢关节额状面角速度特征

采用跑疲劳方案,未对髋、膝及踝关节额状面的触地角速度、最大角速度及最小角速度产生显著性影响;但采用跑+跳疲劳方案进行诱导,疲劳后下肢髋/膝关节的外展角速度显著增加($P < 0.05$),而其余各指标无显著差别(见表5)。

2.6 冲击力和负载率

在GRF的时域特征上,就冲击力峰值、最大负载率及其出现时间而言,两种方案在疲劳前后均无显著性差异(见表6)。

2.7 vGRF 频域特征

疲劳后GRF在部分低频段的振幅显著降低,具

表4 不同疲劳方案对落地动作疲劳前后下肢关节额状面角度比较 (* $P < 0.05$)

Tab. 4 Comparison of the joint angle of lower extremities in frontal plane between pre- and post- fatigue test in different fatigue protocols during landing

关节	角度/ (°)	跑方案		跑+跳方案	
		疲劳前	疲劳后	疲劳前	疲劳后
髌	θ_0	-9.1 ± 3.6	-8.9 ± 3.7	-10.7 ± 4.1	-9.1 ± 3.5
	θ_{\max}	-7.6 ± 4.6	-7.5 ± 4.3	-9.4 ± 4.8	-8.1 ± 3.7
	θ_{\min}	-13.6 ± 7.9	-15.0 ± 8.1	-15.6 ± 6.1	-17.7 ± 8.4
	$\Delta\theta$	6.1 ± 4.2	7.5 ± 5.3	6.5 ± 3.4	$9.6 \pm 7.1^*$
膝	θ_0	0.1 ± 3.6	0.5 ± 3.8	0.0 ± 2.8	0.0 ± 3.3
	θ_{\max}	0.9 ± 3.8	$2.4 \pm 4.1^*$	1.7 ± 4.1	2.0 ± 4.1
	θ_{\min}	-6.7 ± 6.1	-4.0 ± 5.1	-6.6 ± 5.8	-7.2 ± 6.5
	$\Delta\theta$	8.1 ± 2.8	7.4 ± 3.7	8.2 ± 3.7	9.1 ± 4.7
踝	θ_0	-13.6 ± 5.0	-12.6 ± 5.5	-15.3 ± 4.3	-14.9 ± 9.6
	θ_{\max}	-8.9 ± 4.2	-7.2 ± 5.6	-11.6 ± 3.5	-10.5 ± 9.3
	θ_{\min}	-15.7 ± 4.5	-15.1 ± 3.5	-17.2 ± 3.6	-18.4 ± 7.4
	$\Delta\theta$	6.9 ± 3.3	7.9 ± 3.9	5.9 ± 3.8	7.8 ± 5.1

表5 不同疲劳方案对落地动作疲劳前后下肢关节额状面角速度比较 (* $P < 0.05$)

Tab. 5 Comparison of the joint angular velocity of lower extremities in frontal plane between pre- and post- fatigue test in different fatigue protocols during landing

关节	角速度/ [(°) · s ⁻¹]	跑方案		跑+跳方案	
		疲劳前	疲劳后	疲劳前	疲劳后
髌	ω_0	-21.3 ± 29.4	-23.2 ± 45.5	-26.6 ± 34.5	-26.1 ± 37.6
	ω_{\max}	62.7 ± 46.3	68.1 ± 58.1	69.5 ± 47.9	73.1 ± 42.9
	ω_{\min}	-99.6 ± 52.5	-115.3 ± 49.8	-99.9 ± 51.3	$-129.0 \pm 54.7^*$
膝	ω_0	59.4 ± 75.4	73.6 ± 89.7	84.0 ± 64.5	62.5 ± 60.3
	ω_{\max}	149.6 ± 72.5	169.5 ± 79.5	156.9 ± 66.7	173.9 ± 86.1
	ω_{\min}	-59.4 ± 56.8	-72.7 ± 66.9	-69.5 ± 71.2	$-93.3 \pm 68.9^*$
踝	ω_0	-93.9 ± 46.9	-80.4 ± 48.0	-77.7 ± 49.8	-92.0 ± 37.3
	ω_{\max}	48.0 ± 30.1	47.0 ± 33.6	42.1 ± 34.1	51.1 ± 36.5
	ω_{\min}	-172.6 ± 69.5	-162.0 ± 63.0	-154.9 ± 59.2	-165.7 ± 43.7

表6 不同疲劳方案对落地动作疲劳前后冲击力峰值($F_{Z_{\max}}$)、最大负载率(G_{\max})及其出现时间(t_F 、 t_G)的影响Tab. 6 Comparison of the maximum impact force ($F_{Z_{\max}}$), loading rate (G_{\max}), appearance timing of $F_{Z_{\max}}/G_{\max}$ between pre- and post- fatigue test in different fatigue protocols during landing

参数	跑方案		跑+跳方案	
	疲劳前	疲劳后	疲劳前	疲劳后
$F_{Z_{\max}}/BW$	5.8 ± 0.9	5.8 ± 1.0	6.0 ± 0.8	5.9 ± 0.9
t_F/ms	29.0 ± 9.4	26.3 ± 11.0	24.4 ± 11.5	25.5 ± 10.2
$(G_{\max}/BW)/s$	$1\ 037.6 \pm 225.7$	$1\ 053.7 \pm 209.0$	$1\ 086.4 \pm 253.4$	$1\ 076.7 \pm 200.1$
t_G/ms	25.8 ± 9.6	23.2 ± 11.0	21.4 ± 11.7	22.6 ± 10.4

体表现为:采用跑方案,在3.51、8.20 Hz下,疲劳后幅值减小($P < 0.05$);采用跑+跳方案,分别在1.17、3.51、7.03 Hz下幅值减小($P < 0.05$,见图6)。

3 讨论

3.1 疲劳对下肢运动学的影响

本研究的疲劳方案为恒速跑和跑+跳方案,同时采用心率、RPE值和运动时间来监控疲劳。结果发现:两种方案下,最大心率和运动后即刻RPE值并无显著性差异。而心率和RPE值作为反映运动强度的指标,说明本研究中所采用的两种方案运动强度相似,且均可造成运动性疲劳^[17];但在持续时间上,跑+跳方案明显少于跑方案。因此,从实验方法学的角度,前者更具优势。同样,运动学结果表明:虽然两种方案均会造成疲劳后髌和膝关节矢状面最小角度减小、关节活动度增加;但与跑方案相比,跑+跳方案会增加踝关节在疲劳后的屈伸关节活动度和膝关节最大屈曲角速度。

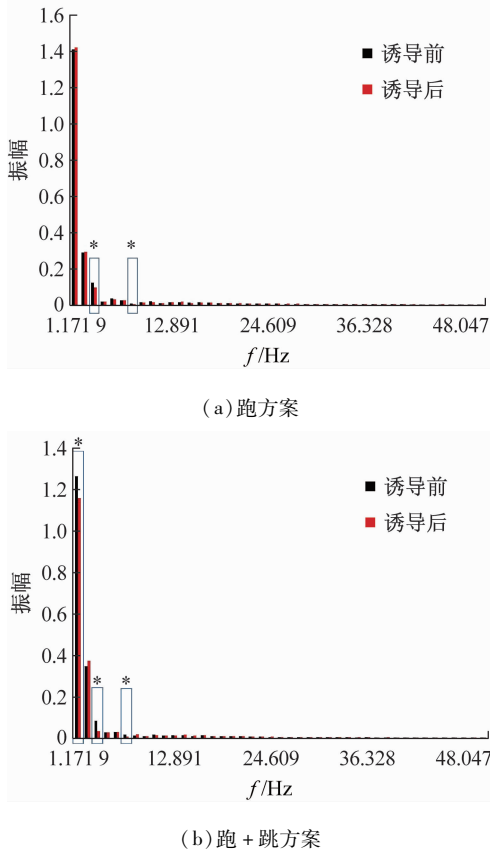


图6 不同疲劳方案对落地动作疲劳前后vGRF频域特征的影响
 Fig.6 Influence of different fatigue protocols on amplitude spectra of the vGRF in the frequency domain between pre- and post- fatigue test (a) Running protocol, (b) Running + jumping protocol

根据现有的研究,针对疲劳后落地时下肢关节屈曲角度的问题,并没有形成统一定论。Kernozek等^[8]和Coventry等^[18]的研究表明,疲劳后膝关节屈曲角度峰值增加;Chappell等^[31]研究发现,疲劳后膝关节屈曲角度峰值减小;Patrek等^[10]研究发现,疲劳后膝关节屈曲角度峰值没有显著性变化。本文研究发现,两种疲劳方案下,落地时髌和膝关节屈曲角度峰值均增加。此外,张强等^[19]发现,当疲劳进展到中度水平时,落地时下肢关节屈曲角度峰值增加;而达到重度疲劳时,屈曲角度峰值较中度疲劳减小。以上结果提示,当机体有适度疲劳时,由于自身所具有的适应/调节能力,可通过改变下肢运动学特征(屈曲角度增加),从一定程度上减小如前交叉韧带损伤风险^[20-21]。但随着疲劳程度加深(如达到力竭),落地时下肢关节屈曲角度减小,导致前交叉韧

带损伤风险增加。此外,针对下肢额状面运动,本研究发现用跑+跳方案,落地时髌关节外展活动度和最小角速度绝对值均增加;但跑方案并无额状面运动学变化。Quammen等^[12]同样发现,短时间功能性疲劳方案(Functional Agility Short-Term Fatigue Protocol)下,疲劳后髌关节及膝关节在额状面上发生的角度变化,即短时间功能性疲劳方案诱导为多种方向上的运动,会招募更多的肌肉群(屈伸、内收外展);而恒速跑疲劳方案诱导主要影响的是屈伸肌群。与恒速跑疲劳方案诱导相比,功能性疲劳方案诱导会导致髌关节和膝关节在额状面方向发生生物力学变化,表现为功能性疲劳方案使附着在髌关节上的肌肉组织产生更多的疲劳,导致落地时髌关节外展角度增加,并提示疲劳后在额状面人体控制身体姿态的能力下降从而影响落地动作的稳定性。

3.2 疲劳对冲击力峰值及最大负载率的影响

本文结果表明:两种方案下,疲劳前后落地冲击力峰值及最大负载率均无显著差异。冲击力及负载率是反映肌骨系统承受外界载荷能力的常用敏感指标^[4]。长时间的体力活动会导致肌肉疲劳,从而使控制碰撞的能力下降。一般假设认为,落地过程中的损伤是由于冲击控制能力不足所引起的。之前的研究在比较疲劳前后落地动作冲击力特征时,结果却并不统一^[22-24]。本文发现:两种方案对疲劳前后冲击力峰值及最大负载率均无显著差异,支持Augustsson等^[23]的研究结论。即随着肌肉疲劳,机体抗冲击能力降低,为了与疲劳前的落地模式保持一致,需要适当控制关节运动,并作为一种保护机制来维持冲击力和负载率从而来保护机体免受伤害^[25-26]。

另一方面,冲击力/负载率特征可能与疲劳方案有关。Kellis等^[25]发现,不同方案下,疲劳后的冲击力峰值不同,提示落地表现与相关肌群(主动肌/拮抗肌)疲劳有关。而在Wikstrom等^[27]和James等^[28]的研究中,两种方案都不能改变疲劳后的负载率,这与本文的结果相似。同时,冲击力峰值在疲劳后增加/降低与疲劳程度也有一定的相关。在McClean等^[29]的研究中,疲劳被定义为无疲劳和25%、50%、75%、100%疲劳5个等级,或根据纵跳高度衰减量定义为:无疲劳、中度疲劳、重度疲劳^[19],并发现随着疲劳进展到中度水平,冲击力峰

值减小;而在重度疲劳下,冲击力峰值较中度疲劳增加,提示人体下肢可能在不同疲劳程度下改变了落地策略。

综上所述,落地时冲击力峰值和最大负载率在疲劳后没有显著改变。本文认为:对于像落地这样可预见性的动作来说,机体可以提供一种预先设计的动作策略来给予中枢神经系统充足的时间,使其通过调控肌肉活动来应对/维持冲击,并且受不同疲劳程度影响。

3.3 疲劳对 GRF 频域特征的影响

本课题组前期研究已发现,冲击力作为一种输入人体下肢的力信号,除时域范围的振幅表现,也具有其相应的频域特征^[13,30]。本文希望从中找到判定运动性疲劳的敏感性力指标。结果发现:采用跑方案,在 3.51/8.20 Hz 下,疲劳后振幅减小;采用跑+跳方案,分别在 1.17/3.51/7.03 Hz 下振幅减小。

现阶段国内外针对落地冲击力频域特征分析并不多。本文利用 FFT 将 vGRF(F_z)的时域数据转换为频域数据,其处理方法参考 Gruber 等^[16]的研究,即通过将数据通过补零的方式(增至 1 024 个点),在扩大频率增益的同时,尽量减小对数据准确性的影响,使得频率增益 Δf (为采样率和数据长度的函数)趋向近于 1 Hz。同时,鉴于冲击力频率一般低于 50 Hz^[32]且 Δf 越小表明精确程度越高^[16],从而便于更加准确发现 1~50 Hz 频率范围内幅值上的差异。Gruber 等^[16]通过探讨不同跑步着地模式下落地阶段 GRF 在 1~50 Hz 的特征发现:GRF 在 13~39 Hz 范围内,采用足跟着地模式(跟-趾)会导致更大的振幅;GRF 在 5~7 Hz 范围内,足尖着地跑(趾-趾)会导致更大的振幅。该研究结果验证了本文的研究结果,并提示跟-趾跑过程中更多依靠被动机制(骨)衰减冲击;而趾-趾跑过程中更多需要依靠主动机制(肌肉)。

已有研究表明,GRF 中的被动冲击对应的是其高频部分,而主动成分则对应的是其低频部分^[4]。不同频率成分所对应的人体肌-骨系统的响应也不同,但究竟有何不同且怎样应用到预防运动损伤和提高运动表现,上述问题仍然值得深入细致的探讨。同时,在疲劳前后 GRF 时域特征并无显著差异的情况下,这种冲击频率上的改变是否可以反映出疲劳

前后的差异,以及不同疲劳方案诱导程度的差异能否作为运动性疲劳的评价手段/标准,还需进一步研究。

4 结论

本文所采用的两种疲劳方案均会导致疲劳后矢状面上髌、膝关节最小角度的显著减小和关节活动度的显著增加,即疲劳后人体下肢在受到落地冲击后更多采用屈曲的着地方式,且仅跑+跳方案诱导会使髌关节在额状面上的关节活动度与外展角速度增加。同时,由于跑+跳方案的干预时间较跑方案更短,因此,从实验方法学角度评价,前者更具优势。此外,两种疲劳方案前后的冲击力峰值均无显著差异,提示冲击力振幅本身可能并不一定是引起疲劳后冲击损伤的原因;而 vGRF 的频域特征,特别是跑+跳方案疲劳后低频成分振幅的下降,可为研究疲劳后的力特征提供进一步参考。

参考文献:

- [1] 陆阿明, 张秋霞. 运动性疲劳对纵跳动力学特征的影响 [J]. 体育科研, 2004, 25(5): 42-44.
- [2] 傅维杰, 何俊良, 王熙, 等. 鞋帮高度对跳跃动作踝关节矢状面运动学及动力学特征的影响 [J]. 医用生物力学, 2015, 30(6): 38-45.
FU WJ, HE J, WANG X, *et al.* Effects of shoe collar height on kinematics and kinetics of ankle joint in sagittal plane under different jumping maneuvers [J]. Med Biomech, 2015, 30(6): 38-45.
- [3] MCNITT-GRAY JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights [J]. Appl Biomech, 1991, 7(2): 201-224.
- [4] ZADPOOR AA, NIKOOYAN AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review [J]. Clin Biomech, 2011, 26(1): 23-28.
- [5] 岳文雨. 运动性疲劳特征的研究综述 [J]. 中国体育科技, 2003, 39(10): 51-54.
- [6] ENOKA RM. Muscle fatigue from motor units to clinical symptoms [J]. J Biomech, 2012, 45(3): 427-433.
- [7] THOMAS AC, MCLEAN SG, PALMIERI-SMITH RM. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics [J]. Appl Biomech, 2010, 26(2): 159-170.
- [8] KERNOSZEK TW, TORRY MR, IWASAKI M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neu-

- romuscular fatigue [J]. *Am J Sports Med*, 2008, 36(3): 554-565.
- [9] PARIJAT P, LOCKHART TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls [J]. *Ergonomics*, 2008, 51(12): 1873-1884.
- [10] PATREK MF, KERNOZEK TW, WILLSON JD, *et al.* Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes [J]. *Athl Training*, 2011, 46(1): 31-42.
- [11] BOROTIKAR BS, NEWCOMER R, KOPPES R, *et al.* Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(1): 81-92.
- [12] QUAMMEN D, CORTES N, VAN LUNEN BL, *et al.* Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task [J]. *Athl Training*, 2012, 47(1): 32-41.
- [13] FU WJ, LIU Y, ZHANG SN. Effects of footwear on impact forces and soft tissue vibrations during drop jumps and unanticipated drop landings [J]. *Int J Sports Med*, 2013, 34(6): 477-483.
- [14] FRIESENBIHLER B, STIRLING LM, FEDEROLF P, *et al.* Tissue vibration in prolonged running [J]. *J Biomech*, 2011, 44(1): 116-120.
- [15] TSAI LC, SIGWARD SM, POLLARD CD, *et al.* Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(10): 1952-1957.
- [16] GRUBER AH, DAVIS IS, HAMILL J, *et al.* Frequency content of the vertical ground reaction force component during rearfoot and forefoot running patterns [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2011, 43(5): 60.
- [17] 赵敬国, 李建文, 王茂叶, 等. 血液氧自由基、血乳酸、主观用力感觉、心率与运动强度相关性的研究 [J]. *沈阳体育学院学报*, 2004, 23(3): 360-362.
- [18] COVENTRY E, O'CONNOR KM, HART BA, *et al.* The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(10): 1090-1097.
- [19] 张强, 胡婧, 伍颢. 不同分级神经肌肉疲劳对冲击性落地动作下肢生物力学的非线性影响 [J]. *中国运动医学杂志*, 2014, 33(12): 1153-1160.
- [20] DAI B, HERMAN D, LIU H, *et al.* Prevention of ACL injury, part I: Injury characteristics, risk factors, and loading mechanism [J]. *Res Sports Med*, 2012, 20(3-4): 180-197.
- [21] DAI B, HERMAN D, LIU H, *et al.* Prevention of ACL injury, part II: Effects of ACL injury prevention programs on neuromuscular risk factors and injury rate [J]. *Res Sports Med*, 2012, 20(3-4): 198-222.
- [22] MADIGAN ML, PIDCOE PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity [J]. *Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13(5): 491-498.
- [23] AUGUSTSSON J, THOMEE R, LINDEN C, *et al.* Single-leg hop testing following fatiguing exercise: Reliability and biomechanical analysis [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2006, 16(2): 111-120.
- [24] BONNARD M, SIRIN AV, ODDSSON L, *et al.* Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans [J]. *Neurosci Lett*, 1994, 166(1): 101-105.
- [25] KELLIS E, KOUVELIOTI V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing [J]. *Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19(1): 55-64.
- [26] 傅维杰, 刘宇, 魏书涛. 篮球鞋对主动与被动落地时冲击力特征和肌肉活化的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(3): 317-323.
- FU WJ, LIU Y, WEI S. Influence of basketball shoes on impact force and muscle activation during active and passive landing [J]. *Med Biomech*, 2012, 27(3): 317-323.
- [27] WIKSTROM EA, POWERS ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue [J]. *Athl Training*, 2004, 39(3): 247-253.
- [28] JAMES CR, SCHEUERMANN BW, SMITH MP. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance [J]. *Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20(4): 667-675.
- [29] MCLEAN SG, SAMOREZOV JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(8): 1661-1672.
- [30] 傅维杰, 刘宇, 李路. 运动鞋对人体落地冲击和下肢软组织振动的影响 [J]. *体育科学*, 2013, 33(7): 45-52.
- [31] CHAPPELL JD, HERMAN DC, BING Y, *et al.* Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks [J]. *Am J Sports Med*, 2005, 33(7): 1022-1029.
- [32] BOYER KA, NIGG BM. Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running [J]. *J Biomech*, 2007, 40(8): 1877-1880.