

# 不同速度正向单摇双脚跳绳支撑期下肢及 下肢各关节运动生物力学特征分析

井兰香, 段 炼

(燕山大学 体育学院, 河北 秦皇岛 066044)

**摘要:** 目的: 测试不同速度正向单摇双脚跳绳运动支撑期动力学及运动学参数, 分析下肢及下肢各关节生物力学特征变化规律。方法: 选取12名男性专业跳绳运动员分别完成慢、中、快三种速度正向单摇双脚连续跳绳运动, 同步采集跳绳过程地面反作用力和运动学数据, 计算支撑期下肢及下肢各关节动力学参数。结果: 中速跳绳峰值地面反作用力、爆发力等明显大于慢、快速跳绳 ( $P < 0.05$ ), 随着跳绳速度升高关节活动范围明显减小 ( $P < 0.05$ ), 快速跳绳时腿刚度 ( $P < 0.01$ ) 和髌、膝、踝关节刚度值最大 ( $P < 0.01$ ), 踝关节能量吸收贡献度%最大 ( $P < 0.01$ )。结论: 慢速、中速双脚连续跳绳可锻炼髌、膝、踝关节周围肌肉的超等长收缩能力, 快速跳绳主要锻炼踝关节快速超等长收缩能力及髌、膝关节稳定性; 跳绳锻炼时应注意下肢尤其是踝关节拉伸热身, 提高柔韧性以降低损伤风险。

**关键词:** 跳绳; 刚度; 力矩; 能量吸收; 髌; 膝; 踝

**中图分类号:** G804.6

**文献标志码:** A

**文章编号:** 1008-3596 (2019) 05-0083-07

跳绳运动的普及性较高, 作为竞技体育运动员的日常训练项目, 可以提高动态平衡能力和运动协调性<sup>[1]</sup>, 作为能量系统发展板块可用以评价专项运动员的基础耐力水平<sup>[2]</sup>。甚至在少年儿童体质水平测试中发现, 跳绳对于学业成绩最具有预测力<sup>[3]</sup>, 同时还能改善少年儿童的脑功能<sup>[4]</sup>。然而, 在下肢各关节周围肌肉力量不平衡, 或者对基础动作技巧把握不严谨的情况下, 则可能存在着一定程度的连续跳跃类损伤风险<sup>[5]</sup>。大众跳绳通常以计时计数法进行等级评价, 主要考察正向单摇跳绳运动的速度及速度耐力。因此将跳绳运动作为大众健身项目时, 须考虑下肢连续跳跃时所应遵循的生物力学特征, 以既能有效健身还不发生运动损伤为宜。

一些连续跳跃的研究证明, 相比低频双脚跳跃, 高频率双脚跳跃时产生地面反作用力 (ground reaction force, GRF) 低, 腿刚度高<sup>[6]</sup>。随着跳跃频率的升高, 下肢各关节明显伸展, 高频跳跃时腿刚度随着髌、膝关节刚度的升高而升高<sup>[7]</sup>。如果连续跳跃以最佳高度为目标, 膝关节是腿刚度的主要调节者; 如以速度为目标, 踝关节则是腿刚度的主要调节者<sup>[8]</sup>。有关正三摇跳绳生物力学特征的研究, 仅就基本动力学和运动学进行了近似于描述性的分析<sup>[9]</sup>, 并未就腿刚度和关节刚度等下肢运动控制特征进行比较, 而且正向多摇跳绳属于中高级水平的花样跳绳动作, 以最大跳跃高度为必要动作, 会对膝关节造成较大的压力, 对以速度及速度耐力为目标的大众跳绳

收稿日期: 2019-06-01

基金项目: 河北省社会科学基金项目 (HB16HY022)

作者简介: 井兰香 (1972—), 女, 河北沧州人, 副教授, 博士, 研究方向为运动生物力学。

文本信息: 井兰香, 段炼. 不同速度正向单摇双脚跳绳支撑期下肢及下肢各关节运动生物力学特征分析[J]. 河北体育学院学报, 2019, 33 (5): 83-89.

锻炼而言参考意义不大。跳绳运动的速度和速度耐力均以跳跃次数(频率)作为评价指标,在连续跳跃动作落地缓冲时地面对下肢及各关节产生的GRF大小及方向,影响着人体下肢及其关节运动学、动力学特征,究竟采用怎样的下肢生物力学策略才能更加合理、安全,缓冲过程中下肢各关节能量吸收怎样分配,还不十分清楚。故本研究比较不同速度双脚正向单摇跳绳时下肢及下肢各关节生物力学特征的差异,探究不同速度跳绳运动时的运动规律,以期能够对大众健身跳绳运动提供客观的数据参考。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

某高校12名健康青年男性高级花样跳绳专业运动员(三年内均具有花样跳绳表演或竞赛史)自愿参与并保证完成本实验全部过程。年龄 $21.46 \pm 12.2$ 岁,身高 $177.82 \pm 41.1$ cm,体重 $72.14 \pm 16.27$ kg。所有受试者1年内均未经历过身体任何关节、肌肉损伤。于实验开始前告知受试者注意事项。

### 1.2 实验仪器

Kistler三维测力台2块( $90\text{ cm} \times 60\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ )(瑞士产9287C),外置信号放大器。对本研究中跳绳落地支撑阶段的GRF进行采集,采样频率为1000 Hz。

高速摄影装置,用于采集本研究中跳绳落地支撑阶段下肢运动学数据,采用频率为200 Hz。

节拍器、跳绳训练用可调长度竹节绳、电脑等其他辅助设备。

### 1.3 测试动作

在实验室对每一位受试者进行各项指标测试。首先于实验开始前设定跳绳速度。告知受试者双手正向双足落地试跳,以能够将双手间所持绳的中点抡至最高,且产生的离心力稍大于绳的重力(即绳在整个过程中的运行轨迹能够成为完整的圆弧)条件下的跳跃速度确定为本研究中的慢速,经过试跳将慢速统一为60次/min,在此基础上确定中速80次/min和快速120次/min,跳绳速度以机械节拍器发出的声音节奏控制。

正式实验前进行10 min自行车热身运动,后完成10次原地垂直纵跳和10次蹲起跳动作。实验开始后要求受试者穿着无束身效果的短裤,

熟悉节拍器节奏后,双脚自然站立于三维测力台中央,听到测试者“开始”口令后,每位受试者均须以每种速度完成一次10 s连续正向单摇双脚落地一起跳跳绳动作。

将高速摄影装置置于受试者右侧,与下肢动作运动方向相垂直,与测力台系统同步采集跳绳动作下肢动态视频影像。

### 1.4 数据处理与分析

将跳绳动作所产生的三维GRF及足底压力中心等数据,经BioWare Version 5.3.0.7 Export软件采集并输出文本文档,导入excel表格进行后期处理获得跳绳动作动力学数据。将 $VGRF \geq 5\text{ N}$ 范围内连续平滑的数据计为跳绳着地支撑期。根据测力台所采集的动力学数据,人体质量中心瞬时加速度计算方法为: $a = \frac{F}{m} - g$ ,其中F(N)表示瞬时力,m(kg)表示受试者身体质量, $g$ ( $\text{m/s}^2$ )表示重力加速度。人体质量中心瞬时速度计算方法为: $V_n = V_{n-0.001} + a_n \cdot 0.001$ ,其中 $V_n$ 表示第n(s)时刻人体质量中心的瞬时速度( $\text{m/s}$ ), $V_{n-0.001}$ 表示第 $n-0.001$ (s)时刻人体质量中心的瞬时速度,每相邻两个数据之间相隔0.001 s。瞬时位置(position)计算方法为: $P_n = P_{n-0.001} + V_n \cdot t + 0.5 \cdot a_n \cdot t_n^2$ ,以落地前时刻为0位置,低于0位置的位置计为“-”值。

经simi motion二维运动图像解析系统对视频影像数据进行后期处理获得跳绳动作下肢矢状面内的运动学数据。将髌前上棘—大转子—股骨外上髁、大转子—股骨外上髁—外踝、股骨外上髁—外踝—第五跖趾关节分别定义为髌、膝、踝关节角。通过计算支撑期下肢各关节最大角度与最小角度之差得到髌、膝、踝关节矢状面的关节活动范围(range of motion, ROM,°)。

采用excel数据库自编程序,计算关节角对时间求微分得到关节角速度: $\omega_j(t) = \frac{d\theta(t)}{dt}$ 。经标准逆动力学方法计算下肢关节力矩(net joint moment, NJM, Nm/kg),以关节力矩乘以关节角速度之积为关节功率(W/kg): $P_j(t) = M_j(t) \cdot \omega_j(t)$ ,以关节功率对时间求积分计算关节做功(J/kg): $W = \int_{t_0}^{t_1} P_j(t) \cdot dt$ ,离心期各关节在矢状面内所做负功作为关节能量吸收<sup>[10-11]</sup>。

根据弹簧—质量模型(图1)计算下肢刚度:  $stiffness_{leg} = F_z / \Delta z$ 。其中  $F_z$  指着地缓冲期峰值 VGRF,  $\Delta z$  指人体质量中心在支撑缓冲期内的最大垂直位移。关节刚度 ( $stiffness_j$ ) 按下式计算:  $stiffness_j = NJM / \Delta\theta$ , 其中, NJM 表示支撑期峰值净关节力矩,  $\Delta\theta$  表示离心期最大关节角位移。

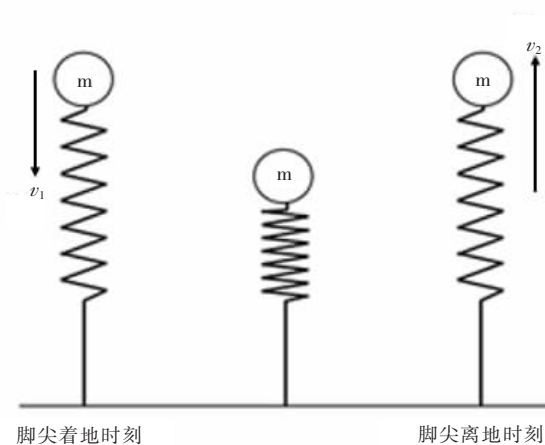


图1 跳绳支撑期人体弹簧—质量模型示意图

## 2 数据统计

同步处理每一位受试者在每一种速度条件下跳绳触地时刻,用 SPSS24.0 统计软件对实验结果数据进行单因素重复测量方差分析速度因素对下肢及下肢各关节动力学、运动学等的影响,进一步经 post-hoc least significant difference 过程重复比较三种不同速度跳绳受试者各参数间的差异性。下肢动力学、运动数据统计结果以均数±标准差表示,显著性水平为 0.05。

## 3 实验结果

图2表示慢速、中速、快速跳绳支撑期 VGRF、人体质量中心垂直位移、爆发力、速度随动作周期 Time% 变化规律曲线。各特征参数数据统计结果见表1。

三种速度跳绳支撑期4个基本动力学参数曲线特征明显不同:

(1) VGRF-Time% 曲线:慢速跳绳支撑期中段产生向上加速度,时间占比 58% 时刻后开始产生向下加速度,中速和快速跳绳支撑期 VGRF 数据没有明显的向上加速过程。慢速、中速、快速跳绳运动 VGRF (N/kg) 峰值分别为

37.90 ± 21.77、43.39 ± 11.66、36.21 ± 14.91, VGRF 大小顺序依次为:中速 > 慢速 > 快速。经统计学分析,中速跳绳支撑期产生的 VGRF 峰值显著大于慢速和快速跳绳支撑期产生的 VGRF 峰值 ( $P < 0.05$ ),慢速和快速跳绳支撑期 VGRF 峰值间差异不具有统计学意义 ( $P > 0.05$ )。

(2) 位移-Time% 曲线:以落地时刻质心位置为 0,落地向下运动的位移为“—”值。中速跳绳落地后人体质心向下位移较大,支撑期内的前 50% 时间质心下降速度较快(曲线斜率大),后逐渐平稳;慢速和快速跳绳运动支撑期人体质心位置变化较小,人体垂直方向运动较稳定。慢速跳绳支撑期内的 70% 时间后出现质心降低现象。慢速、中速、快速跳绳运动支撑期最大垂直位移 (cm) 分别为  $-8.22 \pm 2.26$ 、 $-18.13 \pm 7.19$ 、 $-3.67 \pm 0.19$ , 顺序依次为:中速 > 慢速 > 快速。经统计学分析,中速跳绳最大垂直位移显著大于其他两种速度的最大垂直位移 ( $P < 0.05$ ),慢速和快速跳绳支撑期位移间差异不具有统计学意义 ( $P > 0.05$ )。

(3) 爆发力-Time% 曲线:支撑期人体质心爆发力等于人体质心所受合外力乘以运动速度,慢、中、快三种跳绳支撑期人体质心爆发力 (W/kg) 峰值分别为:  $-33.04 \pm 12.82$ 、 $-40.45 \pm 20.91$ 、 $-17.10 \pm 11.62$ 。由大到小依次为:中速 > 慢速 > 快速。经统计学分析,三种速跳绳支撑期爆发力两两相比均具有显著差异 ( $P < 0.05$ )。

(4) 速度-Time% 曲线:比较三种速度跳绳支撑期身体质心垂直速度随时间变化曲线特征,慢速跳绳身体质心速度变化起伏较大,落地时刻及离地时刻质心速度 (m/s) 分别为  $-1.41 \pm 0.14$  和  $0.98 \pm 0.01$ ;其余两种速度跳绳支撑期身体质心变化则较为平稳,中速跳绳落地时刻及离地时刻质心速度 (m/s) 分别为  $-1.29 \pm 1.01$  和  $-0.13 \pm 0.01$ ;快速跳绳落地时刻及离地时刻质心速度 (m/s) 分别为  $-0.65 \pm 0.11$  和  $0.18 \pm 0.02$ 。

比较三种跳绳支撑期落地、离地时刻人体质心运动速度发现,快速跳绳落地时刻人体质心向下的运动速度最小,慢速和中速落地时刻速度接近(落地时刻质心速度快速显著低于中、慢速)。三种跳绳离地时刻质心速度由大到小依次为:慢速 > 快速 > 中速。

表1 三种速度跳绳支撑期动力学参数

速度	峰值 VGRF/ (N/kg)	最大垂直位移/cm	爆发力/ (W/kg)	质心垂直速度/ (m/s)	
				落地时刻	离地时刻
慢速	37.90±21.77	-8.22±2.26	-33.04±12.82	-1.41±0.14	0.98±0.01*
中速	43.39±11.66*	-18.13±7.19*	-40.45±20.91*	-1.29±1.01	-0.13±0.01
快速	36.21±14.91	-3.67±0.19	-17.10±11.62	-0.65±0.11*	0.18±0.02

注：\*表示与其他两种速度相比， $P<0.05$

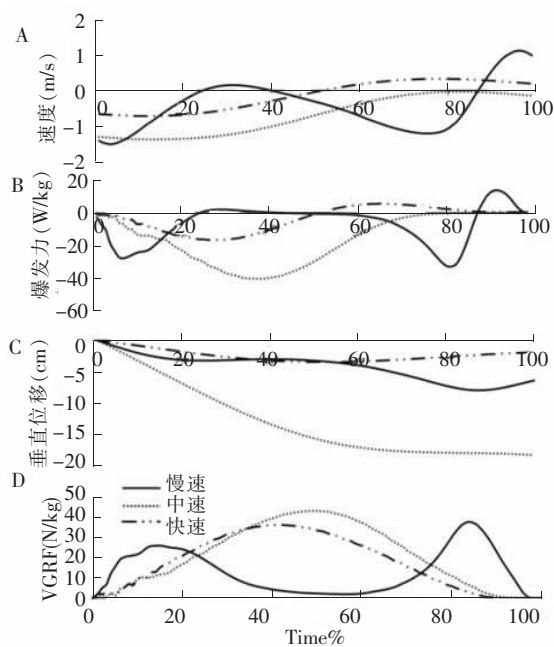


图2 三种速度跳绳支撑期动力学参数-Time%曲线特征  
表2显示的是速度因素对下肢各关节ROM、峰值NJM、stiffness的影响P值及F值，速度

因素对关节ROM、stiffness<sub>j</sub>均产生了显著影响( $P<0.05$ ),但对各关节峰值NJM的影响不显著( $P>0.05$ )

表2 速度因素对下肢各关节动力学相关参数影响

指标	P	F
ROM	0.000	74.782
峰值NJM	0.602	0.025
stiffness <sub>j</sub>	0.000	80.32

经post-hoc过程分析三种速度跳绳支撑期髌、膝、踝关节ROM、峰值NJM、stiffness<sub>j</sub>参数变化,结果显示(表3),随着跳绳速度的增加,髌、膝、踝关节ROM显著减小,两两比较均具有显著差异( $P<0.05$ );除踝关节峰值NJM在快速跳绳时显著升高(与慢速、中速相比 $P<0.05$ )外,髌、膝关节峰值NJM均不随着跳绳速度增加而发生明显变化( $P>0.05$ );快速跳绳支撑期各关节刚度均明显高于慢、中速跳绳( $P<0.05$ ),慢、中速跳绳支撑期各关节刚度之间不具有显著差异( $P>0.05$ )。

表3 三种速度跳绳支撑期下肢各关节动力学相关参数

指标		慢速	中速	快速
髌	ROM/ (°)	11.43±1.90#	5.67±6.22#	1.65±0.9#
	峰值NJM/ (Nm/kg)	1.64±1.30	1.84±1.68	1.86±1.06
	stiffness <sub>j</sub> / [N·m/ (kg·d)]	0.143±0.00	0.324±0.11	1.127±0.03*
膝	ROM (°)	45.44±3.91#	28.40±2.04#	2.61±1.57#
	峰值NJM/ (Nm/kg)	1.30±2.40	1.44±0.05	1.38±1.75
	stiffness <sub>j</sub> / [N·m/ (kg·d)]	0.029±0.01	0.051±0.02	0.528±0.02*
踝	ROM/ (°)	56.11±6.41#	42.70±5.71#	20.70±3.44#
	峰值NJM/ (Nm/kg)	1.25±0.60	1.24±0.17	1.99±0.19*
	stiffness <sub>j</sub> / [N·m/ (kg·d)]	0.022±0.01	0.029±0.00	0.096±0.02*

注：#表示三种速度之间两两比较具有显著差异 $P<0.05$ , \*表示与慢、中速相比具有显著差异 $P<0.05$

慢、中、快三种速度跳绳支撑期下肢刚度(N/m·kg)分别为:473.75±128.18、241.06±76.91、905.25±120.02。快速跳绳下肢刚度明显大于慢、中速跳绳( $P<0.01$ )。三种速度跳绳下肢刚度由大到小依次为:快速>慢速>中

速(图3)。

三种速度跳绳缓冲期下肢关节做功贡献度如图4所示,慢速跳绳以髌、膝关节作为能量吸收的主要关节,髌、膝、踝关节做功的贡献度(%)分别为45.21、42.52、12.28;中速跳绳

髌、膝、踝关节贡献度(%)分别为46.43、22.87、30.70;快速跳绳髌、膝、踝关节贡献度(%)分别为24.25、10.43、65.32。经统计分析,三关节做功贡献度明显受速度影响,主要统计结果为慢速时膝关节做功贡献度显著高于其他两种速度( $P<0.01$ ),快速时髌关节贡献度显著低于其他两种速度,而踝关节贡献度显著高于其他两种速度( $P<0.01$ )。

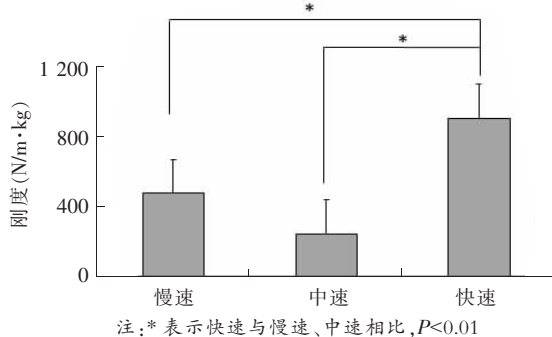


图3 三种速度跳绳下肢刚度

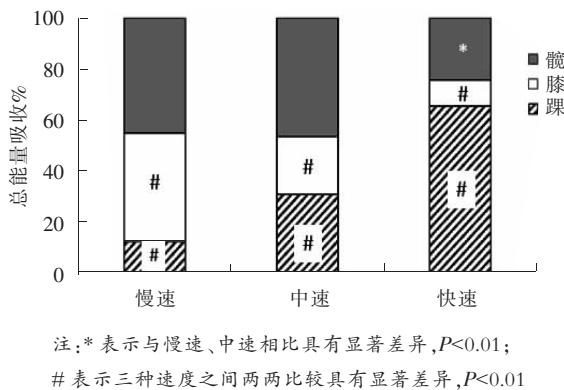


图4 三种速度跳绳离心期各关节能量吸收贡献度

#### 4 讨论

采用跳绳项目作为大众健身手段,需要考虑增进健康和预防损伤两方面的问题。

本研究实验结果表明,三种速度跳绳落地支撑期人体质量中心、下肢、下肢各关节的运动学及动力学特征明显不同。将人体看做刚体,从整体动力学规律观察,慢速跳绳时VGRF出现了两个较明显的峰值特征,主要原因是支撑期时间较长,落地支撑期离心缓冲结束后各关节处于明显的屈曲状态,各关节周围肌肉被拉长持续的时间较长,这种情况下肌丝间横桥结合数量减少,储存的弹性能无法及时转化成使人体质量中心上升的动能,必须在脚尖离地前再次缓冲后才能快

速离地跳起。中、快速跳绳支撑期时间短,不出现明显的双峰值VGRF现象。

中速跳绳时峰值VGRF、爆发力、质心垂直位移均处于较高的状态,这样的结果可能会被认为中速跳绳产生较高的冲击力,对下肢最为不利。进一步观察发现,中速跳绳时髌、膝、踝关节刚度和腿刚度均较小,只有在高速跳绳时腿部及三个关节才出现明显的高刚度现象。这样看来又可能产生新的疑问:高刚度与损伤之间是否相关?已有的研究证明,在腿刚度测量信度方面,速度接近120次/min的垂直跳跃测量最为可靠<sup>[12]</sup>,而且专业运动员与业余爱好者垂直跳跃时腿刚度间没有明显差别,引起损伤的原因并不是腿刚度本身,而在于小腿后肌群及跟腱静刚度过高<sup>[13]</sup>。又因为肌肉、肌腱刚度与关节刚度是两个相对独立的因素,并无相关性<sup>[14]</sup>,人体在跳跃时不能通过控制肌肉、肌腱刚度达到控制关节刚度的效果,但可以通过调节前馈控制和神经反射活性提高快速连续跳跃时的腿刚度<sup>[15]</sup>。据此,快速跳绳时较高的腿刚度和关节刚度是必然的共性现象,无论何种人群快速跳绳都会遵循这一规律。而为了防止连续跳跃时下肢和三个关节高刚度引起的损伤,首先应该注意的是避免跳绳运动疲劳,因为疲劳会减弱对关节的控制<sup>[16]</sup>,再者就是可以通过运动前静态拉伸等热身活动降低黏性特征以控制肌肉、肌腱本身刚度不过高<sup>[17]</sup>。

任何腾空后落地支撑期缓冲阶段,下肢肌肉均会产生离心收缩,此过程所做的负功为能量吸收过程。如果在此时期双脚前跳膝关节能量吸收不完全且关节刚度较高,易造成膝关节前交叉韧带损伤<sup>[18]</sup>。但本研究在垂直跳跃基础上研究三种速度跳绳基本动力学规律,结果为髌、膝、踝关节活动范围ROM随跳绳速度升高而减小,关节峰值NJM变化不明显,下肢各关节刚度随跳绳速度升高而升高,尤其是快速跳绳时关节刚度升高明显。慢速跳绳支撑期产生的VGRF与快速跳绳接近,腿刚度介于中、快速度水平之间,缓冲时髌、膝关节是能量吸收的主要关节;中速跳绳支撑期产生的VGRF较大,腿刚度最低,缓冲时下肢各关节能量吸收较均衡;高速跳绳时下肢及下肢各关节具有明显的高刚度,踝关节是缓冲期能量吸收的主关节。可以看出,连续跳跃时频率越高,踝关节作用就越突出,这就要求快

速跳绳时踝关节在较小的 ROM 范围内具有快速背屈—跖屈活动能力。从生物力学原理上讲,是要求踝关节周围肌肉—肌腱复合体本身在高刚度状态下快速完成拉长—缩短周期运动,缓冲时快速吸收动能并拉长肌肉—肌腱复合体储存弹性能,在向心期快速释放。

综合上述结果,三种速度双脚跳绳支撑期下肢缓冲模式不同,慢、中速跳绳下肢三关节屈伸幅度大,缓冲期各关节参与能量吸收能较平均,能够锻炼各关节周围肌肉拉长—缩短周期运动的超等长收缩能力;高速跳绳时髌、膝关节屈伸幅度明显减小,下肢较为伸展,缓冲期能量吸收贡献度减小,主要以踝关节快速屈伸完成跳绳动作,能够更多地锻炼踝关节周围肌肉快速超等长收缩能力以及髌、膝关节等长收缩控制关节稳定的能力。在运动实践中可调整跳绳速度,以达到不同的锻炼目的。

单脚交替连续跳跃跳绳下肢生物力学特征与双脚连续跳跃有何不同,下肢各关节受力是否会对关节造成损伤,跳绳疲劳后下肢及各关节动力学特征发生怎样的改变,上肢采取怎样的控制才能与下肢协同完成跳绳任务等问题,还需进一步实验研究。

## 5 结论

慢速、中速双脚连续跳绳可锻炼髌、膝、踝关节周围肌肉的超等长收缩能力,快速跳绳时主要锻炼踝关节快速超等长收缩能力以及髌、膝关节等长收缩控制关节稳定的能力。在实际锻炼时,跳绳动作尽量控制在垂直方向连续跳跃,不宜向前跳跃,并且应在跳绳锻炼前进行一定量的下肢拉伸活动,尤其是踝关节背屈—跖屈肌,提高柔韧性以减小肌肉—肌腱复合体被动刚度,从而降低损伤风险。

## 参考文献:

- [1] 徐飞,谢浩,徐玉明. 跳绳训练对少年足球运动员动态平衡能力和协调性的影响[J]. 中国体育科技, 2017, 53(3): 71.
- [2] 刘兰财,肖杰. 青少年男子羽毛球运动员专项运动能力评价指标研究[J]. 首都体育学院学报, 2019, 31(2): 182.
- [3] 樊启学,阳家鹏. 学生体质水平与学业成绩关系的实证研究[J]. 广州体育学院学报, 2018, 38(3): 120.
- [4] 殷恒婵,崔蕾,潘家礼,等. 改善不同类型学习困难小学生脑执行功能的运动干预方案开发与实证研究[J]. 武汉体育学院学报, 2018, 52(6): 78.
- [5] 江大雷. 连续跳跃条件下兔髌骨髌腱结合部组织形态学及相关生长因子表达特征[J]. 天津体育学院学报, 2016, 31(6): 141.
- [6] OTSUKA M, KURIHARA T, ISAKA T. Bilateral deficit of spring-like behaviour during hopping in sprinters[J]. Eur J Appl Physiol. 2018, 118(2): 475.
- [7] HOBARA H, INOUE K, MURAOKA T, et al. Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans[J]. J Biomech. 2010, 43(3): 506.
- [8] HOBARA H, MURAOKA T, OMURO K, et al. Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping[J]. J Biomech. 2009, 42(11): 1768.
- [9] 姚琼,段全伟,李辉. 正三摇与单摇跳绳技术的生物力学分析[J]. 体育学刊, 2017, 24(5): 140.
- [10] 孙晓乐,夏锐,张希妮,等. 疲劳干预对拉长—缩短周期动作中下肢生物力学的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2018, 37(1): 19.
- [11] STAFILIDIS S, TILP M. Effects of short duration static stretching on jump performance, maximum voluntary contraction, and various mechanical and morphological parameters of the muscle-tendon unit of the lower extremities[J]. Eur J Appl Physiol, 2015, 115(3): 607.
- [12] JOSEPH C W, BRADSHAW E J, KEMP J, et al. The interday reliability of ankle, knee, leg, and vertical musculoskeletal stiffness during hopping and overground running[J]. J Appl Biomech. 2013, 29(4): 386.
- [13] PICKERING RODRIGUEZ E C, WATSFORD M L, BOWER R G, et al. The relationship between lower body stiffness and injury incidence in female netballers[J]. Sports Biomech, 2017, 16(3): 361.
- [14] CHINO K, TAKAHASHI H. Association of gastrocnemius muscle stiffness with passive ankle joint stiffness and sex-related difference in the joint stiffness[J]. J Appl Biomech. 2018, 34(3): 169.
- [15] OLIVER J L, SMITH P M. Neural control of leg stiffness during hopping in boys and men[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2010, 20(5): 973.
- [16] MALMIR K, OLYAEI G R, TALEBIAN S, et al. Comparing the effects of peroneal muscle fatigue and cyclic loading on ankle neuromuscular

- control during lateral-hop landing[J]. *J Sport Rehabil*, 2015, 24(3): 293.
- [17] 井兰香,尹兆友,朱青,等. 间歇静态拉伸训练对跖屈肌神经—生物力学特征的急性和慢性影响[J]. *天津体育学院学报*, 2018, 33(6): 508.
- [18] HARDESTY K, HEGEDUS E J, FORD K R, et al. Determination of clinically relevant differences in frontal plane hop tests in women's collegiate basketball and soccer players [J]. *Int J Sports Phys Ther*. 2017, 12 (2): 182.

## Biomechanical Characteristics of Lower Limb and its Joints in the Support Period of Forward Single-Roll Two-foot Rope Skipping with Different Speed

JING Lan-xiang, DUAN Lian

(School of Physical Education, Yanshan University, Qinhuangdao 066044, China)

**Abstract:** *Objective:* To test the dynamics and kinematics parameters of forward single-roll rope skipping with different speed during the support period, and to analyze the biomechanical characteristics of lower limbs and its joints. *Methods:* Twelve male professional rope skippers were selected to complete the continuous rope skipping with slow, medium and fast speed, and the ground reaction force and kinematics data were collected synchronously during the process. The dynamic parameters of lower limbs and its joints during the support period were calculated. *Results:* The peak ground reaction force and explosive force of medium-speed rope skipping were significantly greater than those of slow and fast skipping ( $P < 0.05$ ). With the increase of speed, the range of joint motion decreased significantly ( $P < 0.05$ ). The stiffness of leg ( $P < 0.01$ ) and hip, knee and ankle joints were the largest ( $P < 0.01$ ), and the contribution degree of energy absorption of ankle joints was the largest ( $P < 0.01$ ). *Conclusion:* Continuous rope skipping with slow and medium speed can exercise the super-isometric contraction ability of muscles around hip, knee and ankle joints. Fast rope skipping mainly exercises the super-isometric contraction ability of ankle joints and the stability of hip and knee joints. Lower extremities, especially ankle joints, should be stretched and warmed up to improve flexibility so as to reduce the injury risks.

**Key words:** rope skipping; stiffness; moment; energy absorption; hip; knee; ankle