

DOI: 10.20098/j.cnki.1001-5132.2023.0408

不同跳绳方式对青少年下肢生物力学特征的影响研究

邵诗蕊

(宁波大学 体育学院, 浙江 宁波 315211)

摘要: 本研究旨在比较青少年并腿跳和交替跳的下肢生物力学差异, 以提高对于青少年跳绳运动生物力学适应规律的认识. 选取 20 名具备至少一年跳绳训练经验, 同时能够熟练掌握并腿跳和交替跳技巧的男性青少年作为受试者(年龄 (12.50 ± 0.81) 岁, 身高 (169.30 ± 2.49) cm, 体重 (49.70 ± 2.72) kg), 并采用 Vicon 三维红外运动捕捉系统记录运动轨迹和地面反作用力, 使用 Delsys EMG 测试系统采集肌电信号, 受试者进行两种跳绳动作的顺序是随机的. 使用配对样本 t 检验, 对并腿跳和交替跳的下肢运动生物力学差异进行了分析(包括关节角度、关节力矩、地面反作用力以及肌肉信号). 结果表明, 在并腿跳和交替跳过程中, 所选指标都服从正态分布且存在显著差异. 具体而言, 进行交替跳的受试者踝关节背屈角度($P<0.05$)、膝关节屈曲角度和内收角度显著大于并腿跳($P<0.05$), 而并腿跳的髌关节外展角度显著大于交替跳($P<0.05$). 此外, 交替跳的下肢力矩和峰值反作用力显著高于并腿跳($P<0.05$), 并腿跳的胫骨前肌和腓肠肌外侧头的肌肉活动度显著高于交替跳($P<0.05$), 而髂腰肌和半腱肌的肌肉活动度显著低于交替跳($P<0.05$). 相较于交替跳, 并腿跳表现出更好的下肢缓冲策略, 因此对于关节稳定能力较弱的青少年而言, 使用并腿跳可能有助于降低下肢着地负荷和冲击损伤风险. 此外, 研究显示并腿跳主要调动小腿三头肌, 而交替跳则主要调动膝关节屈伸肌群和屈髋肌群, 这一发现为青少年跳绳训练提供了量化的指导依据.

关键词: 青少年; 跳绳; 运动控制; 下肢生物力学; 运动捕捉

中图分类号: G804.66

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2023) 04-0089-08

作为一种方便、低成本且极具益处的运动方式, 跳绳受到全球各年龄层人群的青睐. 尤其在新冠肺炎流行期间^[1], 因为能在狭小空间内进行, 跳绳已经成为了很多人有氧运动的习惯性选择^[2-4]. 许多研究表明, 跳绳运动对于提高心肺功能^[5]、肌肉力量、协调性、耐力^[6]、灵活性^[7]、骨骼健康^[8-9]以及平衡能力^[10]具有积极影响. 尤其是对于青少年而言, 跳绳是备受欢迎的运动方式^[11]. 许多学校将跳绳纳入学生体育活动的一部分, 在亚洲, 每年有数百万的学生参与其中^[12]. 考虑到青少年正处于身体发育的关键时期, 应该关注并促进他们的健康成长^[13]. 多项研究表明, 跳绳对于青少年的身

体和心理发展都有积极的影响^[14-15]. 然而, 如果跳绳动作不正确或者内容安排不合理, 也可能对身体造成伤害. 因此, 需要进一步研究跳绳对于青少年的影响, 提高运动训练的科学性^[16], 并提供更为全面的指导和建议以确保他们获得最大的健康益处.

跳绳有多种不同类型, 其中最常见的方式就是并腿跳和交替跳. 并腿跳是双脚同时起跳落地, 而交替跳则是双脚交替起跳和落地, 它们的共同特点都是进行连续的低高度垂直跳跃. 虽然跳绳对青少年的身体素质和形态发育有益, 但不同的跳绳方式也会对身体产生不同的影响. 因为周期

收稿日期: 2023-04-11.

宁波大学学报(理工版)网址: <http://journalg.nbu.edu.cn/>

基金项目: 安踏(中国)有限公司资助项目.

第一作者: 邵诗蕊(1992-), 女, 山东滨州人, 讲师, 主要研究方向: 运动人体科学. E-mail: shaoshirui@nbu.edu.cn

性跳跃带来的冲击力会对下肢关节造成负荷^[17-18], 增加肌腱病、胫骨内侧应力综合征和应力性骨折的风险^[18-20], 因此, 人体在落地时通常会通过髋关节、膝关节和踝关节的屈曲, 缓解落地时对身体的冲击力, 并在落地和起跳瞬间处于主动提踵状态以发挥足纵弓的缓冲功能^[21], 使下肢关节做功由近端关节向远端关节分散^[22].

根据已经发表的研究数据^[2,23-24], 不同的跳绳方式会表现出不同的落地模式, 因此, 在跳绳过程中应该选择适合的动作, 以便有效降低受伤风险. 赵庆蓉等^[25]总结了多种跳绳运动在运动学和动力学方面的差异, 结果表明快速并脚跳可以锻炼踝关节的快速收缩能力以及髋关节和膝关节的稳定性, 慢速并脚跳表现出了较低的地面反作用力, 因而运动损伤风险较小, 可作为大众健身的首选. 而在进行交替跳时^[25], 会表现出较大的关节活动度和重心位移^[26], 并且似乎会表现出更高的受伤风险^[27]. Pittenger 等^[28]比较了儿童在并腿跳和交替跳期间的垂直地反作用, 结果显示交替跳的最大垂直地面反作用力(Vertical Ground Reaction Force, VGRF)平均值高于并腿跳. 而 Chow 等^[23]则发现, 与并腿跳相比, 交替跳的膝关节屈曲角度更大, 但是峰值 VGRF 较低, 因此交替跳可能具有更低的受伤风险. 目前的结果仍存在争议, 并且研究主要都集中于分析峰值地面反作用力, 这导致跳绳时下肢的关节角度或其他情况可能无法得到充分反映.

青少年的肌肉骨骼发育尚不完善, 运动控制能力也有待提高^[29]. 分析不同跳绳方式(并腿跳和交替跳)的下肢生物力学差异可能有助于提高训练效果或降低受伤风险. 因此, 本研究使用 OpenSim 肌肉骨骼建模技术分析了两跳方式在矢状面和额状面上髋、膝、踝关节的运动学和动力学的特征差异, 旨在为提高训练效果或降低受伤风险提供依据.

1 方法

1.1 受试者

本研究共招募了 20 名男性青少年受试者, 年龄为 (12.50 ± 0.81) 岁, 身高为 (169.30 ± 2.49) cm, 体重为 (49.70 ± 2.72) kg. 招募的受试者要求具备至少

一年的跳绳训练经验, 并能熟练掌握并腿跳和交替跳. 该研究得到宁波大学体育学院伦理委员会批准(编号: TYXY202208260005). 所有受试者在参与测试前 6 个月内未曾遭受下肢运动损伤, 测试时身体状况均良好, 且没有任何肌肉骨骼系统及相关疾病史. 实验前, 受试者的父母或监护人已被完全告知研究目的、实验要求和过程, 并为实验对象签署了知情同意书.

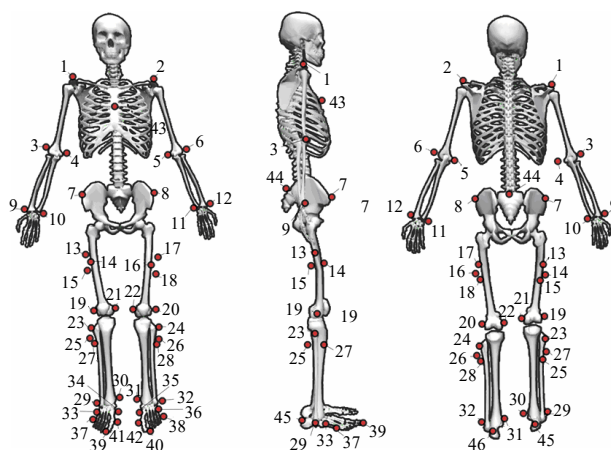
1.2 实验设备

Vicon 三维运动捕捉系统(Vicon Motion System, UK)用于捕获受试者的跳绳运动数据, 该系统由 8 台采集频率为 200 Hz 的 MX-T 系列摄像机和 1 个采集频率为 1 000 Hz 的 AMTI 三维测力台(AMTI, USA)组成. 测试过程中, 8 台摄像机用于捕捉受试者身上标记点在运动过程中的空间位置信息, AMTI 测力台用于同步采集地面反作用力数据.

使用无线 Delsys EMG 测试系统(Delsys, US)以 1 000 Hz 的频率同步采集腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头、胫骨前肌、股直肌、半腱肌和髂腰肌的 EMG 信号, 且部分用于模型验证.

1.3 测试流程

为捕获受试者的跳绳运动数据, 需根据所使用的 OpenSim 2392 肌肉骨骼模型标记点位置在受试者身上粘贴标记点(图 1).



1,2: 肩峰; 3,6: 肱骨外上髁; 4,5: 肱骨内上髁; 7,8: 髂前上棘; 9,12: 桡骨指状突; 10,11: 尺骨指状突; 13,17: 大腿外侧上部; 14,16: 大腿前中部; 15,18: 大腿下部外侧; 19,20: 股骨外上髁; 21,22: 股骨内上髁; 23,24: 腓骨头; 25,26: 小腿外侧上部; 27,28: 小腿前侧上部; 29,32: 腓骨上髁; 30,31: 胫骨内侧髁; 33,36: 中足外侧; 34,35: 中足内侧; 37,38: 第五跖趾关节; 39,40: 脚趾; 41,42: 第一跖趾关节; 43: 胸骨; 44: 双侧髂后上棘中部; 45,46: 脚跟.

图 1 球形标记点粘贴位置示意

实验前, 每位受试者穿着由测试人员统一提供的紧身衣和同款运动鞋, 并使用统一指定的考试用跳绳进行 5 min 的自由跳绳热身活动(包括上肢、下肢和核心的动态拉伸和小负荷锻炼)以适应实验环境、跳绳、衣服和鞋子。热身结束后, 由经验丰富的测试人员用双层胶带将球形标记点(直径 12 mm)贴在受试者的紧身衣和身体的特定部位上。

静态动作捕捉实验结束后, 受试者选择舒适的频率开始进行跳绳测试, 测试时受试者进行并腿跳和交替跳的顺序是随机的。收到开始信号后, 受试者连续进行 10 次以上的跳绳动作作为一组, 随后休息 2 min 以确保完全恢复。每种跳绳动作都采集 10 组成功的数据, 每一组都截取连续跳绳中的一次落地阶段作为分析对象。这 10 组跳绳数据中所获得的所有变量在测试后会被进行平均处理。成功的数据定义为, 受试者以自认为稳定的状态完成跳绳动作, 同时由测试人员观察并判断没有出现动作变形或脚部踏出测力台的情况。并且采集过程中, 测试人员需要保证至少有两个摄像头可以在整个动作过程中捕捉反光标记, 从而确保准确性。

1.4 数据收集和处理

从跳绳触地时刻到起跳结束, 对髌、膝和踝关节三维运动学数据和动力学数据进行处理分析。使用 Vicon Nexus 对采集到的数据进行初步处理。通过自编的 MATLAB 2017a (The MathWorks Inc., USA)程序使用 12 和 60 Hz^[30]对标记点轨迹和地面反作用力的数据进行滤波, 随后将轨迹和地面反作用力数据进行转换和处理(将 c3d 格式文件转换为可用于 OpenSim 输入的 trc 和 mot 格式)。

如图 2 所示, OpenSim 工作流程按照公布的方案进行^[31], 首先运行 OpenSim 的缩放工具以匹配标记点的轨迹和地面反作用力数据, 最终缩放结果需要使标记的实验点和虚拟标记点之间的均方根误差小于 0.02 m, 最大误差小于 0.04 m^[32-34]。使用逆向运动学算法计算关节角度, 通过残差缩减算法减少运动学和地面反作用力之间的不一致。然后, 使用逆向动力学算法计算关节力矩, 运行静态优化计算肌肉激活程度和肌肉力。此外, 通过除以体重, 将获得的地面反作用力关节力矩数据进行标准化处理。

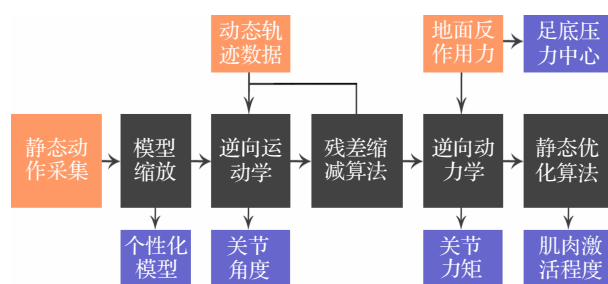


图 2 OpenSim 肌骨模型数据计算流程

使用 EMG works 分析软件(Delsys, USA)对收集到的肌电数据进行过滤和平滑, 并计算均方根振幅(RMS)。具体步骤如下: (1)对 EMG 数据应用去均值操作; (2)使用滤波工具对小于 10 Hz 和大于 500 Hz 的信号进行带通滤波; (3)对肌电信号进行全波整流处理; (4)以 0.1 s 的时间窗口计算触地阶段 EMG 信号的 RMS; (5)以目标肌肉在最大等长收缩时的表面肌电信号为分母, 对肌电信号进行标准化处理。

1.5 统计分析

计算髌膝踝关节矢状面和冠状面角度和活动度、足底压力中心(COP)活动轨迹和活动范围、髌膝踝关节矢状面和冠状面力矩、肌肉激活程度的平均值(±标准差)和中位数(±最小值、最大值)。在进行数据的统计分析前, 使用 Shapiro-Wilk 检验对各指标数据是否符合高斯正态分布进行检验。如满足正态分布, 在统计分析软件 IBM SPSS Statistics 26 (SPSS AG, Switzerland)中采用配对样本 *t* 检验分析并腿跳和交替跳的各个指标均值之间的差异, 不满足正态分布的数据则使用中位数。显著性水平设置为 $P < 0.05$ 。

2 结果

2.1 关节角度

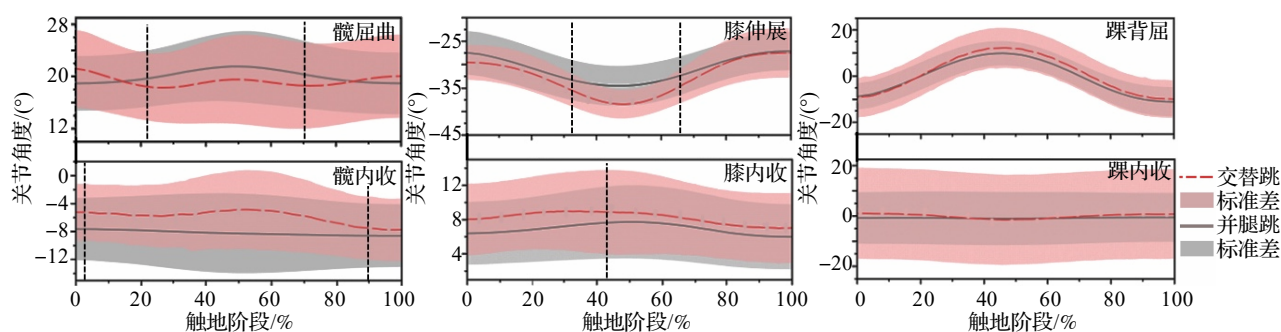
并腿跳和交替跳两种跳绳方式在触地和起跳阶段的髌关节、膝关节和踝关节的峰值角度和关节活动度(ROM)数据见表 1, 跳绳触地和起跳过程中足底压力中心偏移如图 3 所示。结果表明, 受试者进行交替跳时的膝关节峰值屈曲角度($P < 0.01$)、膝关节峰值内收角度($P < 0.01$)、踝关节峰值背屈角度($P < 0.01$)显著大于并腿跳, 受试者进行并腿跳时的髌关节峰值外展角显著大于交替跳($P < 0.05$)。受试者的髌关节($P < 0.01$)、膝关节($P < 0.01$)和踝关节($P < 0.01$)。

0.01)的 ROM 在进行交替跳时显著大于并腿跳. 此外, 两种跳绳方式在足底压力中心偏移趋势上较为相似, 并且前后和横向偏移距离并无统计学意义上的显著差异($P>0.05$).

表 1 触地阶段髋、膝、踝关节的角度和活动度 ($^{\circ}$)

关节	状态	取值类型	并腿跳	交替跳
髋关节	屈曲	最大值	22.25±4.50**	23.95±6.53
		最小值	19.01±3.55**	16.05±5.36
		ROM	4.25±1.65**	7.85±4.28
	内收	最大值	-7.18±3.57**	-4.01±3.62
		最小值	-9.20±5.20*	-7.86±3.65
		ROM	2.05±1.05**	4.10±2.80
膝关节	伸展	最大值	-26.25±4.25	-27.74±4.93
		最小值	-35.90±4.15**	-39.20±3.28
		ROM	8.56±3.64**	11.85±4.32
	内收	最大值	8.00±4.15**	11.05±5.08
		最小值	4.76±3.62	6.45±3.85
		ROM	2.30±1.25**	3.45±1.65
踝关节	背屈	最大值	10.10±5.35**	12.62±7.62
		最小值	-10.78±6.00	-10.90±7.14
		ROM	22.00±6.35**	24.53±7.14
	内收	最大值	0.57±9.35	1.55±12.00
		最小值	-2.25±9.85	-2.25±15.54
		ROM	2.83±1.67**	4.85±3.26

注: *表示并腿跳和交替跳在该指标上存在统计学意义上的显著差异($P<0.05$); **表示存在统计学意义上的显著差异($P<0.01$). 下同.



竖直虚线间范围表示并腿跳和交替跳之间存在统计学意义上的显著差异, 即 $P<0.05$. 下同.

图 4 两种跳绳动作的关节角度随时间变化的曲线

表 2 触地阶段髋、膝、踝关节角度的峰值力矩与反作用力

跳绳方式	髋关节峰值力矩/(Nm·kg ⁻¹)		膝关节峰值力矩/(Nm·kg ⁻¹)		踝关节峰值力矩/(Nm·kg ⁻¹)		垂直地面反作用力/(N·kg ⁻¹)
	屈曲	内收	伸展	内收	背屈	内收	
并腿跳	0.54±0.22**	-0.25±0.15**	0.68±0.53**	-0.21±0.13**	-1.68±0.44**	0.19±0.08	17.36±2.28*
交替跳	0.78±0.23	-1.02±0.22	1.20±0.76	-0.85±0.17	-2.36±0.42	0.18±0.09	22.52±2.38

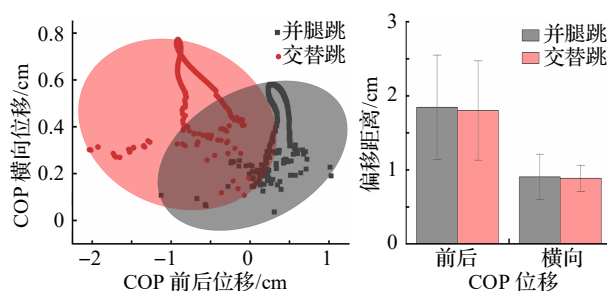


图 3 足底压力中心偏移轨迹及前后和横向偏移距离

两种跳绳动作的关节角度随时间变化的曲线如图 4 所示. 并腿跳期间髋关节的屈曲角度在跳绳触地阶段的 21%~71%显著大于交替跳期间($P<0.05$), 并且几乎整个触地过程中(0~90%)并腿跳的髋关节外展角度始终大于交替跳($P<0.05$). 交替跳的膝关节伸展角度在触地 33%~67%阶段显著大于并腿跳($P<0.05$), 内收角度在触地阶段的 0~42%也显著大于并腿跳($P<0.05$).

2.2 关节力矩和地面反作用力

并腿跳和交替跳两种跳绳方式在落地和起跳阶段的髋关节、膝关节和踝关节力矩见表 2. 结果表明, 受试者在进行交替跳时髋关节峰值屈曲力矩($P<0.01$)、髋关节峰值外展力矩($P<0.01$)、膝关节峰值伸展力矩($P<0.01$)、膝关节峰值外展力矩($P<0.01$)和踝关节的峰值伸展力矩($P<0.01$)显著高于并腿跳. 此外, 受试者进行交替跳时表现出了更大的峰值垂直地面反作用力($P<0.05$).

图 5 显示了两种跳绳动作的关节力矩随时间变化的曲线。如图所示, 受试者进行交替跳期间的髋关节屈曲力矩(38%~61%)、髋关节伸展力矩(70%~94%)和髋关节外展力矩(7%~92%)在触地阶段显著大于并腿跳($P<0.05$)。受试者进行交替跳期间, 膝关节伸展力矩(9%~19%, 41%~57%, 75%~100%)和膝关节外展力矩(18%~83%)在跳跃过程中显著高于并腿跳。此外, 受试者进行交替跳期间踝关节趾屈力矩(21%~79%)显著大于并腿跳($P<0.05$), 并且踝关节内收力矩在 72%~81%期间显著小于并腿跳($P<0.05$)。

2.3 表面肌电

受试者跳绳时, 触地和起跳阶段下肢各肌肉的归一化均方根振幅和标准差见表 3。结果表明, 受试者在进行并腿跳时, 胫骨前肌($P<0.01$)和腓肠肌外侧头($P<0.01$)的归一化均方根振幅显著高于交替跳。但受试者进行并腿跳期间髂腰肌($P<0.01$)和半腱肌($P<0.05$)的归一化均方根振幅显著低于交替跳。受试者在进行并腿跳和交替跳时其他两块肌肉的归一化均方根振幅没有表现出统计学意义上的显著差异($P>0.05$)。

3 讨论

跳绳要求连续垂直纵跳^[35], 而青少年的骨骼富含有机物, 具有良好弹性和较低硬度, 更易发生弯曲^[36]。因此, 在科学合理地安排运动负荷并使用

运动辅助器材的前提下, 本研究旨在比较分析青少年并腿跳和交替跳下肢生物力学差异, 以增进对于跳绳运动生物力学适应规律的认识, 并为相关训练提供指导。

良好的着地姿势是提高运动成绩和预防运动损伤的有效手段^[37]。研究表明, 运动时髋关节和膝关节过于僵硬不仅会减少能量的吸收, 还会增加膝关节与伸肌的力矩比和膝关节与伸肌的能量吸收比, 减弱对冲击力的缓冲效果, 从而增加青少年运动受伤的风险^[38]。而落地过程中髋、膝、踝关节适当的屈曲是减轻地面反作用力对身体影响的一种常见方法^[39], 因此并腿跳过程中较大的髋关节屈曲角度可能有助于降低受伤风险。研究还发现, 在整个触地阶段, 交替跳的膝关节和踝关节活动度明显大于并腿跳。交替跳的这种运动模式可以通过延长着陆时的缓冲距离和降低地面反应载荷的速率来减少膝关节和踝关节的受伤风险^[40]。

高冲击着地会给下肢带来更大的负荷, 增加受伤的可能性。良好的落地姿势不仅是良好运动技能的体现, 也是预防下肢损伤的有效手段。本研究的关节力矩和地面反作用力结果显示, 跳绳时, 交替跳的峰值垂直地面反作用力显著大于并腿跳, 并且受试者进行交替跳时表现出了更大的膝关节伸展力矩。有证据表明, 较高的膝关节伸展力矩可能会带来更大的髌股间接触力, 进而加剧髌股平面长期暴露于过度重复应力的风险^[41]。此外还发

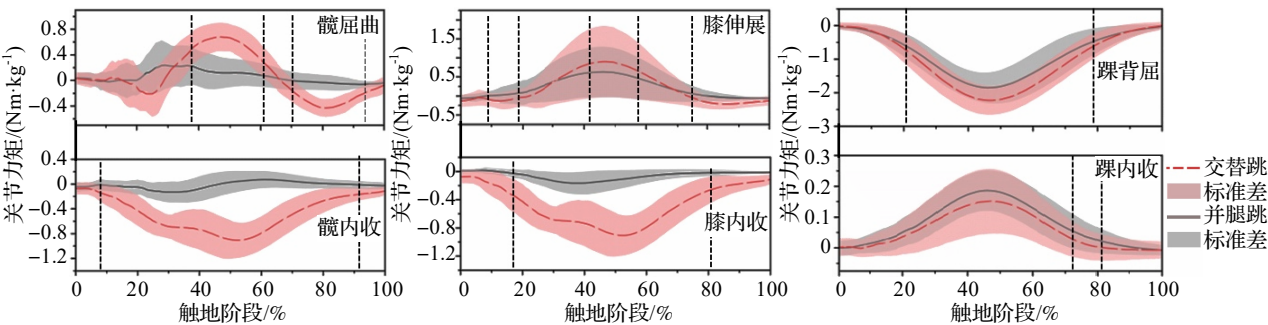


图 5 两种跳绳动作的关节力矩随时间变化的曲线

表 3 触地阶段下肢肌肉的平均 RMS %

跳绳方式	平均 RMS					
	胫骨前肌	腓肠肌内侧头	腓肠肌外侧头	髂腰肌	股直肌	半腱肌
并腿跳	14.35±5.54**	41.60±8.46	34.29±7.80**	25.00±8.97**	5.68±6.60	37.45±8.55*
交替跳	5.58±3.16	40.03±9.86	23.50±5.24	54.40±11.26	9.75±5.53	53.58±7.63

现,交替跳期间的膝关节外展力矩显著较大,这可能会导致膝关节内侧副韧带、内侧髌骨韧带和膝关节前交叉韧带被动拉伸以限制膝关节过度外展。随着膝关节外展力矩逐渐增大,内侧副韧带和ACL 牵拉应变也逐渐增大。由于跳绳需要在较短时间内进行连续垂直跳跃,体重较大或膝关节稳定性较差的人群在长时间的交替跳活动中可能会积累膝关节负荷,从而增加潜在的受伤风险。

在落地过程中,人体通常通过主动激活部分肌肉来减缓地面反作用力对身体的冲击,以减轻下肢的负荷^[39,42]。例如,在落地阶段双脚着地前,主动对跖屈肌进行预激活可能会增加对冲击的吸收能力^[40]。本研究中,受试者在进行并腿跳时,小腿肌群肌电激活水平高于交替跳。而在进行交替跳时,膝关节屈伸肌群、髂腰肌和半腱肌的肌电激活水平则显著高于并腿跳。因此,推测在交替跳动作触地后期的蹬伸阶段,主要是利用髌关节和膝关节的伸展将下肢抬离地面,而并腿跳动作可能会更多地调用小腿三头肌。

总体而言,相较于交替跳,青少年在进行并腿跳时采用矢状面的髌、膝、踝关节屈曲缓冲策略能够更有效地吸收能量,并且交替跳在冠状面上还表现出了更大的膝关节外翻角度。因此推测青少年使用交替跳时下肢损伤风险可能高于并腿跳。这与Chow等^[23]的研究结果不一致,这种差异可能与受试者的年龄有关。在Chow等的研究中,受试者年龄平均为23.5岁,而本研究对象是平均年龄为12.5岁的青少年。通常来说,成人的体重更大,落地时会产生更大的地面反作用力,并且成人下肢肌肉更为发达,对动作和关节角度的控制能力比青少年更为突出^[43]。此外,本研究发现,并腿跳倾向于使用小腿肌肉,而交替跳更倾向于使用大腿肌群。

然而,本研究仍存在一些局限性,在后续研究中需要关注。首先,研究样本未涵盖女性青少年,因此未来的研究需要纳入女性受试者以更好地评估跳绳的生物力学效应。其次,本实验仅限于研究跳绳时下肢的缓冲策略,未考虑上肢运动对下肢生物力学的影响。根据Shimokochi等^[44]及其团队的研究,跳绳过程中身体前倾可以减少因为膝关节接触力和股四头肌力引起的前向剪切力。因此,

未来的研究还应该进一步分析跳绳过程中上肢躯干的生物力学效应,以弥补本研究的不足。

4 结论

本研究对青少年进行不同方式跳绳(并腿跳和交替跳)触地阶段的下肢运动生物力学特征进行了比较。研究表明,并腿跳在下肢缓冲策略方面表现得更好,因此对于关节稳定能力较弱的青少年,使用并腿跳可能可以有效减少下肢着地负荷并降低潜在的受伤风险。此外,并腿跳时更倾向于调动小腿三头肌,而交替跳则更偏向于调动膝关节屈伸肌群和屈髌肌群的肌肉,这也可以为跳绳训练提供一定的理论依据。

参考文献:

- [1] Cen X Z, Sun D, Rong M, et al. The online education mode and reopening plans for Chinese schools during the COVID-19 pandemic: A mini review[J]. *Frontiers in Public Health*, 2020, 8:566316.
- [2] Bruce O L, Ramsay M, Kennedy G, et al. Lower-limb joint kinetics in jump rope skills performed by competitive athletes[J/OL]. *Sports Biomechanics*, [2020-01-11]. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1801823>.
- [3] Hamid A, Jalali-Fard A, Abdinejad H. A comparison of two aerobic training methods (running vs rope jumping) on health-related physical fitness in 10 to 12 years old boys[J]. *Physical Activity Review*, 2016, 4:9-17.
- [4] Albers J, Lewis B. Afterschool jump rope program: Time and intensity of physical activity[J]. *Journal of Physical Education and Sport*, 2020, 20(2):877-882.
- [5] Partavi S. Effects of 7 weeks of rope-jump training on cardiovascular endurance, speed, and agility in middle school student boys[J]. *Sport Science*, 2013, 6(2):40-43.
- [6] Buyze M T, Foster C, Pollock M L, et al. Comparative training responses to rope skipping and jogging[J]. *The Physician and Sportsmedicine*, 1986, 14(11):65-69.
- [7] Eler N, Acar H. The effects of the rope jump training program in physical education lessons on strength, speed and VO_2 max in children[J]. *Universal Journal of Educational Research*, 2018, 6(2):340-345.
- [8] Ha A S, Ng J Y Y. Rope skipping increases bone mineral density at calcanei of pubertal girls in Hong Kong: A quasi-experimental investigation[J]. *PLoS One*, 2017, 12(12):e0189085.
- [9] Bellver M, Drobnic F, Jovell E, et al. Jumping rope and

- whole-body vibration program effects on bone values in Olympic artistic swimmers[J]. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 2021, 39(5):858-867.
- [10] Trecroci A, Cavaggioni L, Caccia R, et al. Jump rope training: Balance and motor coordination in preadolescent soccer players[J]. *Journal of Sports Science & Medicine*, 2015, 14(4):792-798.
- [11] Hill G M, Hannon J. An analysis of middle school students physical education physical activity preferences [J]. *The Physical Educator*, 2008, 65:180-194.
- [12] Ha A S, Burnett A, Sum R, et al. Outcomes of the rope skipping 'STAR' programme for schoolchildren[J]. *Journal of Human Kinetics*, 2015, 45:233-240.
- [13] Kumar B, Robinson R, Till S. Physical activity and health in adolescence[J]. *Clinical Medicine*, 2015, 15(3):267-272.
- [14] García-Pinillos F, Lago-Fuentes C, Latorre-Román P A, et al. Jump-rope training: Improved 3-km time-trial performance in endurance runners via enhanced lower-limb reactivity and foot-arch stiffness[J]. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2020, 15(7):927-933.
- [15] Irem D, Gul B, Filiz C, et al. The effects of jump-rope training on shoulder isokinetic strength in adolescent volleyball players[J]. *Journal of Sport Rehabilitation*, 2010, 19(2):184-199.
- [16] 黎涌明, 韩甲, 张青山, 等. 我国运动训练学亟待科学化——青年体育学者共识[J]. *上海体育学院学报*, 2020, 44(2):39-52.
- [17] Annino G, Federici L, Gabrieli M, et al. Concurrent validity of a new contact mat for estimating vertical jump height[J]. *Materials Science Forum*, 2016, 879:2342-2347.
- [18] Lin Y, Lu Z H, Cen X Z, et al. The influence of different rope jumping methods on adolescents' lower limb biomechanics during the ground-contact phase[J]. *Children*, 2022, 9(5):721.
- [19] Wren T A L, Lindsey D P, Beaupré G S, et al. Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2003, 31(6):710-717.
- [20] 宋杨, 孙冬, 岑炫震, 等. 个体化足-鞋耦合有限元建模及在跖骨应力研究中的应用[J/OL]. *应用力学学报*, [2023-01-11]. <https://kns.cnki.net/kcms2/article/abstract?v=3uoqlhG8C45S0n9fL2suRadTyEVl2pW9UrhTDCdPD66eYqZwZrKZ0VV1HnSOcWgOeL54VMWK6aVzqcjkszmXL1swNaVSEFN&uniplatform=NZKPT>.
- [21] 顾耀东, 李建设, 陆毅琛, 等. 提踵状态下足纵弓应力分布有限元分析[J]. *体育科学*, 2005, 25(11):85-87.
- [22] 孙冬, 宋杨, 全文静, 等. 跑鞋抗弯刚度调整对下肢生物力学表现及跑步经济性的影响研究[J]. *中国体育科技*, 2022, 58(7):68-75.
- [23] Chow R, Salleh A F, Salim M S, et al. Effect of rope skipping techniques on kinematics and dynamics of motion[J]. *International Review of Mechanical Engineering (IREME)*, 2014, 8(6):1037-1042.
- [24] Tian Y R. Biomechanical properties of multi-swing and single-swing rope skipping actions[J]. *Molecular & Cellular Biomechanics*, 2021, 18(1):41-49.
- [25] 赵庆蓉, 亢建国, 范志龙, 等. 关于跳绳运动的生物力学研究进展[J]. *体育研究与教育*, 2022, 37(2):81-85.
- [26] Gowitzke B A, Brown L. Kinetic components of rope skipping: A pilot study[C]//*Proceedings of the ISBS-Conference*, Archive F, 1989.
- [27] 扈诗兴. 跳绳研究[J]. *体育文化导刊*, 2012(10):129-132.
- [28] Pittenger V M, McCaw S T, Thomas D O. Vertical ground reaction forces of children during one- and two-leg rope jumping[J]. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 2002, 73(4):445-449.
- [29] 叶靖怡, 陈海荣, 宋杨, 等. 跑鞋纵向抗弯刚度调整对青少年下肢生物力学影响的研究[J]. *应用力学学报*, 2022, 39(2):209-217.
- [30] Tong J, Lu Z, Cen X, et al. The effects of ankle dorsiflexor fatigue on lower limb biomechanics during badminton forward forehand and backhand lunge[J]. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023, 11: 1013100.
- [31] Delp S L, Anderson F C, Arnold A S, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, 54(11):1940-1950.
- [32] Lu Z H, Li X, Rong M, et al. Effect of rearfoot valgus on biomechanics during barbell squatting: A study based on OpenSim musculoskeletal modeling[J]. *Frontiers in Neurorobotics*, 2022, 16:832005.
- [33] Lu Z H, Li X, Xuan R R, et al. Effect of heel lift insoles on lower extremity muscle activation and joint work during barbell squats[J]. *Bioengineering*, 2022, 9(7):301.
- [34] Gao L D, Lu Z H, Liang M J, et al. Influence of different load conditions on lower extremity biomechanics during the lunge squat in novice men[J]. *Bioengineering*, 2022, 9(7):272.
- [35] Bosco C, Luhtanen P, Komi P V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping[J]. *European Journal of Applied Physiology and Occupational*

- Physiology, 1983, 50(2):273-282.
- [36] Golden N H, Abrams S A, Daniels S R, et al. Optimizing bone health in children and adolescents[J]. *Pediatrics*, 2014, 134(4):e1229-e1243.
- [37] Wade M, Campbell A, Smith A, et al. Investigation of spinal posture signatures and ground reaction forces during landing in elite female gymnasts[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2012, 28(6):677-686.
- [38] Pollard C D, Sigward S M, Powers C M. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments[J]. *Clinical Biomechanics*, 2010, 25(2):142-146.
- [39] Funase K, Higashi T, Sakakibara A, et al. Patterns of muscle activation in human hopping[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2001, 84(6):503-509.
- [40] Decker M J, Torry M R, Wyland D J, et al. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing[J]. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18(7):662-669.
- [41] Stefanyshyn D J, Stergiou P, Lun V M, et al. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2006, 34(11):1844-1851.
- [42] Yin L, Sun D, Mei Q C, et al. The kinematics and kinetics analysis of the lower extremity in the landing phase of a stop-jump task[J]. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 2015, 9:103-107.
- [43] Austin G P, Garrett G E, Tiberio D. Effect of added mass on human unipedal hopping[J]. *Perceptual and Motor Skills*, 2002, 94(3):834-840.
- [44] Shimokochi Y, Ambegaonkar J P, Meyer E G, et al. Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury[J]. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2013, 21(4):888-897.

Effects of different rope skipping on the biomechanical characteristics of the adolescents' lower limbs

SHAO Shirui

(School of Physical Education, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: The aim of this study was to improve understanding of the biomechanical adaptation rules of rope skipping exercise in young people. The biomechanical differences were compared between lower limbs during Single Rope Skipping (SR) and Alternating Foot Rope Skipping (AR) in adolescents. Adolescents who had at least one year of rope skipping training experience and were proficient in both SR and AR techniques were recruited. The Vicon 3D infrared motion capture system was used to record the lower limb joint motion trajectories during different rope skipping techniques. Paired-sample t-tests were used to analyze the differences in lower limb biomechanical characteristics between SR and AR. The results show that there were significant differences in lower limb joint motion patterns between SR and AR. Specifically, the ankle dorsiflexion angle ($P<0.05$), knee flexion angle, and adduction angle were significantly greater in AR than those in SR ($P<0.05$). In contrast, the hip abduction angle was significantly greater in SR than that in AR ($P<0.05$). In addition, the lower limb moment and peak reaction force in AR were significantly higher than those in SR ($P<0.05$). The muscle activity of tibialis anterior and peroneus longus lateral head was significantly higher in SR than that in AR ($P<0.05$). The muscle activity of iliopsoas and semitendinosus was significantly lower in SR than that in AR ($P<0.05$). Compared with AR, SR showed better lower limb buffering strategies. The usage of SR may help reduce the risk of lower limb landing load and impact injury for adolescents with poor joint stability. In addition, the study showed that SR mainly activates the triceps surae muscle. AR mainly activates the knee extensor muscle group and the hip flexor muscle group, providing a quantitative basis for the training of adolescents in rope skipping exercise.

Key words: adolescents; rope skipping; motor control; lower limb biomechanics; motion capture

(责任编辑 韩 超)