

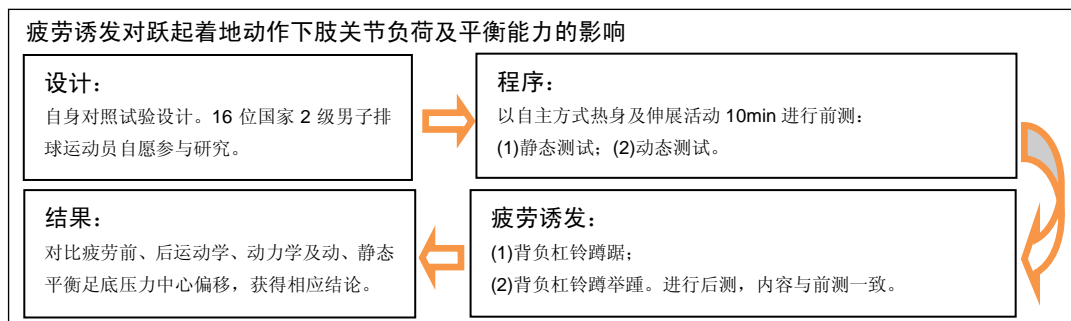
# 疲劳诱发如何影响跃起着地动作时下肢关节负荷及平衡能力?

桂 柱, 袁艺文, 沙 滢(西南医科大学体育学院, 四川省泸州市 646000)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0283

ORCID: 0000-0001-8654-4751(石柱)

文章快速阅读:



石柱, 男, 1988 年生, 重庆市人, 汉族, 2016 年西华师范大学毕业, 硕士, 助教, 主要从事体育教育训练学研究。

中图分类号:R318

文献标识码:A

稿件接受: 2018-03-15



## 文题释义:

**运动疲劳:** 机体生理过程不能持续其机能在一特定水平或者不能维持预定的运动强度而产生的身体不适性。对运动员来说, 参加训练或比赛是常有的事, 当训练和比赛负荷超过机体承受的能力, 而产生的暂时的生理功能减退现象, 是运动员为了提高运动成绩而进行大运动量、大强度训练所引起的机体机能的变化, 这就是经常所说的运动性疲劳。产生疲劳是训练的正常反应。疲劳大体分肌肉疲劳、内脏疲劳、神经疲劳。疲劳的程度一般可以通过运动者的自我感觉和某些外部表现来判断。

**人体平衡:** 人体平衡是指身体对空间的知觉, 是运动中维持稳定的机制, 可分为静平衡与动平衡两种。静态平衡是指身体对于重力的方向定位, 动态平衡是指为因应诸如旋转、加速及减速等突然运动而产生维持身体位置的反应。

## 摘要

**背景:** 人体处于疲劳状态下, 其控制肌肉的能力便会下降, 但目前对疲劳后跃起着地下肢关节负荷及平衡能力的改变情况尚不明确。

**目的:** 探讨疲劳诱发对运动员着地下肢关节运动学、动力学及动、静态平衡的影响, 从而为预防运动损伤提供重要参考依据。

**方法:** 采用闭锁式动力链动作对 16 名优秀男子排球选手先诱发肌肉疲劳, 再利用 Vicon 红外线运动图像采集系统及三维力测力台同步收集受试者跃起着地动作的运动学、动力学及足底压力中心参数。

**结果与结论:** ①疲劳后着地所测得的髋关节最大屈曲角度、活动范围和膝关节的活动范围显著小于疲劳前 ( $P < 0.05$ ); ②疲劳后着地膝关节达到最大屈曲角度的时间显著下降, 而地面反作用力最大值呈显著增加 ( $P < 0.05$ ); ③疲劳后着地, 动、静态平衡在足底压力中心的偏移半径、移动速度及移动所复盖面积呈显著增加 ( $P < 0.05$ ); ④结果提示, 疲劳后跃起着地受试者往往采取较为僵硬的着地动作, 以尽快维持姿势稳定; 疲劳后着地受试者身体平衡能力显著下降, 造成着地后的冲击力无法有效地减少, 从而增加了运动伤害发生的风险。

## 关键词:

疲劳诱发; 跃起着地; 关节运动学; 关节动力学; 足底压力中心; 运动损伤

## 主题词:

姿势平衡; 运动损伤; 活动范围, 关节; 组织工程

## How fatigue affects loads and balance ability of lower extremity joints from leaping to ground?

Gui Zhu, Yuan Yi-wen, Sha Yan (School of Physical Education, Southwest Medical University, Luzhou 646000, Sichuan Province, China)

## Abstract

**BACKGROUND:** Ability of muscle control will be decreased when human body is in fatigue. However, the loads and balance ability of lower extremity joints from leaping to ground after fatigue are unclear.

**OBJECTIVE:** To investigate the effect of fatigue on the kinematics, dynamics and dynamic and static balance of the lower extremity joints in athletes, so as to provide an important reference for preventing sports injuries.

**METHODS:** Sixteen elite male volleyball players were induced to suffer from muscle fatigue using the closed kinetic chain action. Corresponding motion parameters of leaping dynamics, kinematics and plantar pressure center measured by Vicon infrared image acquisition system and three-dimensional force were collected.

Gui Zhu, Master, Teaching assistant, School of Physical Education, Southwest Medical University, Luzhou 646000, Sichuan Province, China

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) The maximal hip flexion angle, the movement range and the range of motion of knee joint after fatigue were significantly lower than those before fatigue ( $P < 0.05$ ). (2) The time to maximum knee flexion was decreased significantly after fatigue than that before fatigue, and the maximum ground reaction force was significantly increased after fatigue ( $P < 0.05$ ). (3) The dynamic and static balance in the center of pressure offset radius, velocity and the cover area were significantly increased after fatigue ( $P < 0.05$ ). (4) These results indicate that the subjects tend to take a relatively stiff action for leaping after fatigue, in order to maintain a stable posture as soon as possible. The balance ability is significantly reduced after fatigue. As a result, the impact force from leaping to ground cannot be effectively reduced, thereby increasing the risk of sports injuries.

**Subject headings:** Postural Balance; Athletic Injuries; Range of Motion, Articular; Tissue Engineering

## 0 引言 Introduction

人体处于疲劳状态时, 控制肌肉的能力会下降, 从而影响最大肌力、爆发力和动作速度<sup>[1-4]</sup>。下肢运动伤害最易发生的部位是膝、踝关节, 其中篮、排及足球运动项目中约有63%的肌肉骨骼损伤来自于跳跃或落地动作<sup>[5-7]</sup>。Wikstrom等<sup>[8]</sup>研究认为, 成功的着地动作需要足够肌力、关节稳定和姿势平衡等人体特有的保护机制来预防。而伤害发生往往倾向于比赛后期, 这暗示肌肉疲劳与伤害风险息息相关<sup>[9]</sup>。从生物力学方面的研究认为, 疲劳后肌肉收缩特征、刚度变化及下肢关节运动学和动力学参数的改变等均可用来评估肌肉疲劳所造成的影响<sup>[10-13]</sup>。流行病学研究也指出, 肌肉疲劳与最大负荷同时发生可能会导致伤害, 地面反作用力可作为肌肉骨骼系统在疲劳后负载程度的重要指标。下肢肌群疲劳后进行单脚着地动作, 其垂直地面反作用力的下降, 说明受试者着地后可能会通过其他代偿性机制来缓解冲击力<sup>[14]</sup>。除地面反作用力指标外, 疲劳着地后下肢刚度及下肢最大伸展力矩的改变也潜藏着髌、膝和踝关节应对策略的丰富信息。

Luke等<sup>[15]</sup>指出, 连续跳跃60 s后肌力会明显下降, 从而将显著提升运动伤害的发生率。Batatinha等<sup>[16]</sup>研究报道, 排球运动员跳跃着地动作是造成下肢关节运动伤害的主要原因。Brown等<sup>[17]</sup>认为, 在任何运动下产生的外在负荷, 除了软骨、韧带等组织具有吸收这些负荷的功能外, 最主要的外在负荷是由肌肉所产生的收缩来承担, 若个体无法产生足够的肌力来吸收这些负荷, 那就会造成这些组织的破坏。僵硬的着地动作, 踝关节跖屈肌群会吸收较多的冲击力, 而髌关节和膝关节的伸肌肌群, 在柔软的着地则会吸收较多的冲击力<sup>[18]</sup>。总之, 无论普通人群还是运动员, 在日常生活或运动训练(含比赛)过程中, 由于肌肉长期处于高强度动态冲击状况下, 极易引发肌肉疲劳, 肌肉疲劳后会使人着地后的冲击力受到下肢关节运动学、动力学及地面反作用力的影响, 并最终改变人体着地时的动、静态平衡能力, 最后导致伤害发生率猛增。而目前国内外学者就此方面的研究有限, 特别缺乏对三大球运动员疲劳后跃起着地的生物力学机制探索。

基于此, 当前研究以优秀大学生排球运动员为对象, 通过诱发疲劳探讨其运动前后的跃起着地生物力学特征及对动、静态平衡能力的影响, 从而为全民健身运动处方制定及预防运动损伤提供重要参考。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 自身对照试验。

1.2 时间及地点 于2016年10月至2017年5月在成都体育学院中心实验大楼完成。

1.3 对象 选取16名国家二级男子排球选手(成都体育学院运动训练系排球专业), 身高(184.65±12.25) cm, 体质量(74.15±8.77) kg, 年龄(20.85±1.74)岁, 球龄(8.5±2.3)年。每位受试者于试验前知晓测试流程与目的, 并自愿签署知情同意书。

**纳入标准:** ①自愿参与研究; ②排球专项, 且从事训练年限6年以上; ③有国家2级运动员证书(专项排球); ④近1年内无骨骼、肌肉系统发生过重大伤害等疾病; ⑤经校医院体验无心血管疾病、关节稳定、头部无伤害及前庭器官正常者。

**排除标准:** ①非排球专项及排球专项但训练年限不足6年者; ②近1年内发生过骨骼、肌肉严重拉伤、撕裂等重大伤病者排除; ③无法配合试验测试者。

1.4 试验器材 使用6台红外线摄影机(Vicon, Oxford, UK, 拍摄频率200 Hz)用来采集粘贴于受试者身上特定关节处的反光球信号, 以获得人体各肢段在空间中的位置, 反光球粘贴部位为头部, 双侧上臂、前臂(含手掌)、躯干、骨盆、大腿、小腿以及足部; 采用Kistler测力台(瑞典; 采样频率: 1 000 Hz)作为动力学参数及动、静态平衡能力检测仪器; 运动学与动力学参数收集透过Vicon Nexus1.5.2套装分析软件进行同步处理。

1.5 方法

1.5.1 测试前 让受试者以自主方式热身及伸展(时间约10 min), 然后测量受试者的站立摸高。摆臂让肩膀屈曲180°腾起摸高以获得每位受试者最大触摸高度。接着让受试者预习向前跃起后落地平衡练习(图1), 熟悉动作要领以降低受测者在试验过程中产生的动作学习效应的影响, 然后进行正式的动、静态平衡能力的前测试验。

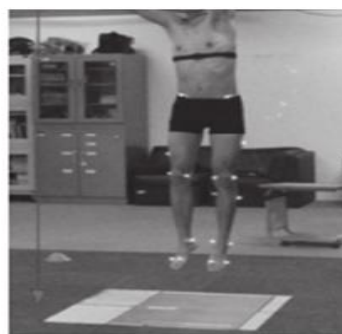


图1 受试者向前跃起后落地平衡练习示意图

Figure 1 Schematic diagram of the subjects undergoing balance training from leaping to ground

图注: 执行双脚起跳动作, 腾空时以双手触摸目标物, 着地时采用脚趾-足跟策略, 双手则置于髌部两侧, 并尽快维持稳定。

**1.5.2 动态测试** 在固定姿势下,开眼双脚站立于测力板上30 s。接着动态测试,要求受试者向前方向跃起着地。执行该动作前,受试者起始位置距离测力板中心70 cm,听到口令后,进行双脚起跳动作,并以支撑足单脚着地,在腾空时需以双手触摸目标物(高度为各受试者最大垂直摸高的50%),着地时采用脚趾-足跟策略,双手则置于髌部两侧,并尽快维持稳定,眼睛向前直视并保持平衡30 s。若发生着地时失去平衡、用对侧脚着地、多出额外的小跳步,或是在着地时上半身或对侧脚摆动过大皆算失败,若上述情形发生皆须重做跃起着地的动作,直到成功3次即算完成。试验全程以赤脚方式进行。

**1.5.3 疲劳诱发试验** 跃起着地过程生物力学指标前测完毕后,采用闭锁式动力链动作来诱发肌肉疲劳。由于闭锁式动力链动作简单,且动作是连续进行的,不会有时间中断,故能有较好控制和维持疲劳的状态。方法如下:让受试者身上背负杠铃(肩部后方),负重为受试者体质量的1/3,反复进行蹲踞和举踵动作。每组动作均含下蹲到膝关节屈曲90°,再恢复至站立姿势后,紧接着做举踵动作(最大跖屈),此一系列动作在于诱发大腿与小腿肌群的疲劳,动作频率由受试者主观自行确定。利用博格运动自觉量表来检测受试者自觉疲劳程度<sup>[19]</sup>。研究界定受试者至少需达到17级(非常辛苦)以上才算达到有效疲劳。此时受试者已感到无法再进行练习,诱发疲劳训练中止。

**1.5.4 诱发性疲劳后** 先进行静态测试,让受试者开眼双脚站立于测力板上30 s。接着立刻进行后测跃起着地动态测验(方法同前测),完成2次成功的试验即算成功。受试者在进行诱发疲劳运动测验时,为避免受试者因无法负荷或杠铃滑落而造成伤害,在杠铃两侧会各站1人以保护受试者。而在诱发疲劳运动测验后,执行跃起着地的动作时,为避免受试者着地后产生不稳定动作或滑倒而受伤,在测力板外围铺有海绵垫,附近同样有相关人员随时准备保护。

#### 1.5.5 参数获取

**运动学参数:**反光球轨迹原始数据经低通滤波(截断频率6 Hz)处理后,关节角度定义为自然站立时,其下肢各关节角度为0°,从而获取髌、膝、踝关节在矢状面的运动学参数(着地期间各关节最大屈曲角度、着地瞬间角度、活动范围等)。

**动力学参数:**测力板原始数据同样经过低通滤波处理,获得着地后膝关节达到最大屈曲角度期间所产生的最大垂直地面反作用力及着地瞬间垂直地面反作用力,再将其除以体质量以进行标准化处理;膝关节受力和各关节内力矩则是利用逆动力学来进行计算<sup>[20]</sup>;膝关节受力和小腿的坐标系为参考坐标系,将其向前方向定为胫前剪力,再以身体质量进行标准化<sup>[21]</sup>;关节力矩则是分析髌、膝关节的最大伸展力矩及踝关节的最大跖屈力矩,再使用身体质量和身高来进行标准化;下肢刚度则是利用着地后的最大垂直地面反作用力(Fmax)除以着地瞬间的身体质心至着地后

身体质心最低点时的垂直距离变化量( $\Delta L$ )<sup>[22]</sup>。

**动、静态模式下维持30 s的平衡能力指标:**将收集到的疲劳前、后,动态与静态平衡30 s原始数据同样经低通滤波(6 Hz)处理后,计算出受测者在动、静态平衡时压力中心偏移半径、压力中心移动速度及压力中心移动所涵盖的面积。方法如下:压力中心(COP)移动速度:  $|COP_{i+1} - COP_i| / (1/1000)$ ; COP偏移半径:  $COP_{i+1} - COP_i$ ; 面积计算先以线性回归模式定义椭圆长轴,再采用最小平方法,求得截距b0与回归系数b1,然后再以垂直长轴的方向定义出短轴,最后以95%的压力中心分布定义出长、短轴的长度,即可得面积<sup>[23]</sup>。

**1.6 主要观察指标** ①着地过程髌、膝、踝关节运动学特征;②着地过程髌、膝、踝关节动力学特征;③着地过程人体压力中心变化特征。

**1.7 统计学分析** 运用SPSS 17.0统计软件进行分析,对获取的相关指标进行配对样本t 检及双因素方差分析,显著水平设定为 $\alpha=0.05$ 。

## 2 结果 Results

**2.1 着地过程髌、膝、踝关节运动学特征** 着地瞬间髌、膝、踝关节状况均一致表现为屈曲,且关节角大小在疲劳前后均无显著性差异( $P > 0.05$ );着地过程中,髌关节最大屈曲角度在疲劳后显著小于疲劳前( $P < 0.05$ ),而膝、踝两关节最大屈曲角不受疲劳的影响( $P > 0.05$ );整个着地过程中,髌、膝关节的活动范围明显受疲劳因素的影响,表现为疲劳后髌、膝关节活动范围显著小于疲劳前( $P < 0.05$ ),而踝关节活动范围虽有所增加,但无显著性意义,故可认为其活动范围不受疲劳因素的影响( $P > 0.05$ ),见表1。

**2.2 着地过程髌、膝、踝关节动力学特征** 着地过程中,髌、膝、踝关节最大伸展力矩、下肢刚度及胫前剪力在疲劳前后均无显著差异( $P > 0.05$ );膝关节达到最大屈曲的时间明显受疲劳因素的影响,表现为疲劳后的时间显著短于疲劳前( $P < 0.05$ );着地瞬间地面反作用力大小不受疲劳因素的影响( $P > 0.05$ ),但着地过程中地面反作用力最大值受疲劳因素的影响,表现为疲劳后最大垂直力 $F_{max}$ 显著大于疲劳前( $P < 0.05$ ),见表2。

**2.3 着地过程人体压力中心变化特征** 动、静态平衡中的压力中心偏移半径均显著受疲劳因素的影响,表现为疲劳后偏移显著高于疲劳前,横向比较发现,疲劳后静态平衡偏移反而显著高于疲劳后动态偏移( $P < 0.05$ );动、静态平衡中的压力中心移动速度均显著受疲劳因素的影响,表现为疲劳后移动速度显著高于疲劳前( $P < 0.05$ ),横向比较发现,疲劳前静态压力中心移动速度显著小于动态压力中心移动速度( $P < 0.05$ );动、静态压力中心移动面积均显著受疲劳因素的影响,表现为疲劳后面积显著大于疲劳前( $P < 0.05$ ),横向比较看,静态平衡的压力中心移动面积均显著小于动态平衡( $P < 0.05$ ),见表3。

表 1 髌、膝、踝关节角度疲劳前、后的比较

( $\bar{x}\pm s$ )

Table 1 Angles of hip, knee and ankle joints before and after fatigue

时间	着地瞬间角度(°)			最大屈曲角度(°)			活动范围(°)		
	髌关节	膝关节	踝关节	髌关节	膝关节	踝关节	髌关节	膝关节	踝关节
疲劳前	29.56±6.68	-13.47±3.85	-33.68±12.47	56.58±12.64	-62.36±11.44	25.18±9.15	26.87±12.48	53.56±13.19	58.16±9.27
疲劳后	28.15±6.16	-13.12±4.69	-34.87±14.15	50.15±13.74	-60.19±8.56	24.66±14.25	22.63±10.56	46.58±12.15	59.29±11.32
P 值	0.50	0.80	0.19	0.02	0.07	0.37	0.05	0.04	0.51

表 2 最大伸力矩、地面支反力及关节刚度疲劳前、后的比较

( $\bar{x}\pm s$ )

Table 2 Maximum extension torque, reaction force and joint stiffness before and after fatigue

时间	最大伸展力矩(N·m/kg)			膝关节最大屈曲时间(s)	着地瞬间支反力(BW)	着地最大支反力(BW)	下肢刚度(kg/m)	膝前剪力(N/kg)
	髌关节	膝关节	踝关节					
疲劳前	0.82±0.41	1.83±0.36	1.29±0.35	0.22±0.09	0.93±0.25	2.62±0.27	10.89±2.15	12.69±1.36
疲劳后	0.79±0.34	1.81±0.42	1.31±0.38	0.19±0.07	0.91±0.19	2.91±0.32	11.32±1.85	12.24±1.44
P 值	0.22	0.74	0.41	0.02	0.12	0.02	0.08	0.55

表 3 疲劳运动前后动、静态平衡参数的比较

( $\bar{x}\pm s$ )

Table 3 Dynamic and static balance parameters before and after fatigue

时间	压力中心偏移半径(cm)			压力中心移动速度(cm/s)			压力中心面积(cm <sup>2</sup> )		
	静态平衡	动态平衡	P 值	静态平衡	动态平衡	P 值	静态平衡	动态平衡	P 值
疲劳前	1.17±0.29	1.36±0.45	0.08	2.59±0.87	3.17±1.25	0.04	5.36±1.88	10.45±3.54	0.01
疲劳后	3.69±1.47	2.89±0.98	0.04	5.77±2.36	5.84±1.69	0.27	20.57±6.59	25.42±9.77	0.03
P 值	0.00	0.04		0.00	0.00		0.00	0.00	

### 3 讨论 Discussion

**3.1 从诱发疲劳对跃起着地下肢关节运动学的影响** 人体肌肉骨骼系统在着地时扮演着多重角色, 通过吸收冲击时的力量、协助降低骨骼变形及维持关节稳定度等, 据此减弱着地过程中人体下肢关节所承受的冲击力。然而, 当所产生的外力超过身体所能承受的负荷时, 伤害就会产生<sup>[24-25]</sup>。Lafortune等<sup>[26]</sup>研究指出, 着地时的冲击力会受到身体姿势的影响, 特别是在冲击力转移时期, 主要通过下肢关节角度改变来调整肌肉骨骼系统的负荷。Derrick等<sup>[27]</sup>研究指出, 肌肉疲劳后, 增加膝关节着地瞬间时的屈曲角度, 能够减少着地后的冲击力。上述学者的研究成果显示: 疲劳发生后, 受试者从高处着地前期往往采取增加髌、膝的屈曲角度对于消耗或转移势能转换成的动能扮演着重要角色。当前研究发现, 疲劳后着地瞬间下肢各关节的角度和垂直地面反作用力无显著的改变, 这与上述学者的结果不一致。故可推测当前研究受试者疲劳后的着地初期地面支反力无法有效降低, 那通过其他机制来维持相同程度的负荷, 假设无法通过其它机制转换, 则很可能会增加损伤风险? 而在随后着地缓冲期间, 研究结果发现诱发疲劳后的髌、膝两关节的活动范围显著减少, 最大屈曲角度也有明显变小的趋势, 提示研究受试者着地时姿势比较僵硬, 从而使着地后膝关节达到最大屈曲角度的时间缩短, 因此

疲劳后着地所采用的僵硬姿势显然亦会增加损伤风险。研究结果之所以与上述学者的结果不一致, 原因可能有两方面, 一是也许本研究受试者诱发疲劳的力度不够(即下肢未真正疲劳); 二可能是研究受试者采用单双足起跳单足着地(上述学者是双足着地)。而据Coventry等<sup>[12]</sup>的研究发现, 单脚着地时, 若要维持身体姿势的稳定, 此时必须借由减少髌关节与膝关节的活动范围, 来达到减少躯干在前后方向的摆动, 但为了承受着地初期的反作用力, 踝关节反而必须有较大的活动范围, 这可以对研究结果的差异性做出解释。这种策略也获得许多学者的支持, 即增加踝关节跖屈和背屈的活动范围, 可以为踝关节提供更大的减震能力, 从而降低传递到膝关节或前十字韧带的地面反作用力<sup>[28]</sup>。

**3.2 从诱发疲劳对跃起着地下肢动力学的影响** McNair等<sup>[29]</sup>指出, 垂直方向地面反作用力的大小与胫骨向前位移呈高度相关, 这会影响到膝关节所产生的剪力并造成伤害, 但当前研究并没有发现膝前剪力有显著增加趋势。同样, 当前研究也没有发现疲劳后下肢刚度呈显著增加趋势(有增加趋势但未达显著水平)。故当前研究获得的动力学结果亦有部分与先前研究不一致, 推测可能是试验设计上的不同。研究采用闭锁式动力链动作来诱发肌肉疲劳, 而试验动作采用向前跃起着地方式; 先前研究中有采用功能性高的诱发性疲劳方式, 如连续进行冲刺和跳跃动作, 而功能



性诱发动作都存在动作转换时间,这往往造成其疲劳并不是一直累积的,纵使转换时间很短,亦会有短暂的休息时间,故通常较难控制和维持疲劳状态。当前研究向前跃起着地方式也与先前研究不一样,研究受试者只需腾起高度达到受试者最大摸高的50%,故当前研究受试者着地距离明显要长。着地距离增加,可能会增加姿势控制的难度,让受试者采取较为保守的着地姿势(僵硬而非柔性)。Wikstrom等<sup>[30]</sup>分别比较开放式动力链和功能性动作对疲劳所造成的影响,结果发现最大地面反作用力在疲劳后增加,但下肢关节最大屈曲角度则没有差异,故本文作者推论着地瞬间膝关节屈曲角度,在疲劳后可能会比较小(较僵硬的着地),但由于Wikstrom没有提出着地瞬间膝关节屈曲角度的资料,所以此推论是否正确有待于再次实证;而Coventry等<sup>[12]</sup>提出下肢肌群的疲劳会使着地瞬间的髌、膝关节屈曲角度变大,这显然证实了着地瞬间屈曲角度为一个主要的影响因素。

**3.3 从诱发疲劳对跃起着地COP变化特征** 先前文献报道<sup>[31]</sup>:足底压力中心偏移半径与姿势稳定度有关;移动速度与姿势稳定策略及神经肌肉控制有关;涵盖面积则与本体感觉与视觉功能有关。该研究结果显示:受试者疲劳后的静态平衡参数皆显著的高于运动前,代表着疲劳对静态平衡的姿势度、姿势稳定策略及神经肌肉控制与本体感觉等造成负面的影响,造成对足底压力中心定位能力下降,此结果亦表明在疲劳状态下,使维持身体平衡的各项生理信息回馈组织所侦测的精准性、敏感度与传递速率都在下降,导致各系统间的协调性逐渐变差,对于肌肉感受器与本体感觉受器上的控制会产生不稳定的情形,进而导致静态平衡能力受到影响,此时排球运动选手要维持平衡能力将更受到限制,随着时间延长,累积负荷与身体能承受负荷能力间的差距达到一定程度就可能产生运动伤害<sup>[32]</sup>。

该研究结果显示:受试者疲劳后动态平衡能力呈显著下降趋势。Gibson<sup>[33]</sup>探讨了不同方式垂直跳诱发肌肉疲劳的研究表明,肌肉疲劳后关节本体感觉精确度下降,显然,这一结果左证了此次研究的发现。作为人体内部保护免于伤害的机制,神经肌肉控制在关节稳定上扮演着重要角色<sup>[34]</sup>。在比赛状况下,疲劳可能会改变神经肌肉的控制能力,并降低身体保持稳定平衡的能力,使得动态姿势控制能力明显下降<sup>[35]</sup>。该研究结果显示,疲劳对于动、静态平衡能力都有显著的负面影响,且可能使得肌梭失去原有的敏感度并影响中央神经系统的传导路径,进而提高伤害发生的机率<sup>[36]</sup>。正常情况下,肌肉收缩所招募的运动单元与运动强度是相吻合的,且在肌肉产生收缩后,仅需少数运动单元就可以保持收缩状态。而疲劳后肌肉收缩频率会下降且被刺激运动单元数目也下降,从而导致肌肉收缩能力降低<sup>[37]</sup>。故不论竞技运动还是全民健身,肌肉疲劳是限制运动表现的一个重要影响因素,肌肉疲劳产生的机制目前仍无统一说法,但疲劳是一个渐进发生的过程,而肌肉疲

劳对菜单现的直接影响就是肌力下降。因此,运动状况下,为预防疲劳对于肌肉产生的负面效应,除保持正确的姿势外,加强稳定身体平衡能力的训练非常重要。

**3.4 结论** 诱发疲劳运动前后,踝关节的活动范围呈现大于其他关节的趋势,这意旨踝关节活动度在着地时扮演着重要角色;诱导疲劳运动后,下肢关节动力学未有明显改变,但人体姿势控制却产生明显变化,采用较小的髌关节和膝关节活动范围及较为僵硬的下肢关节动作来避免身体产生过多摆动,达到减少最大膝关节屈曲时间,从而快速地维持姿势稳定。诱发疲劳运动后的动、静态平衡参数皆显著的高于运动前,意旨疲劳对动、静态平衡的姿势度、姿势稳定策略及神经肌肉控制与本体感觉等造成负面的影响,造成对足底压力中心定位能力下降,从而可能导致肌梭失去原有的敏感度并影响中央神经系统的传导路径,进而提高伤害发生的概率。

**作者贡献:** 桂柱负责研究的设计、试验现场布局及成文;袁艺文负责整个试验过程管理及协调工作;沙滢负责现场操作及数据收集。

**经费支持:** 该文章没有接受任何经费支持。

**利益冲突:** 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

**伦理问题:** 临床试验研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求。文章的撰写与编辑修改后文章遵守了《随机对照临床试验研究报告指南》(CONSORT指南)。参与实验的个体为自愿参加,在充分了解本试验方案的前提下签署“知情同意书”;研究结果将在同行评议期刊或以会议报告形式发表。

**文章查重:** 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

**文章外审:** 文章经小同行外审专家双盲外审,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

**作者声明:** 第一作者和通讯作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

**文章版权:** 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

**开放获取声明:** 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

## 4 参考文献 References

- [1] Chang et al. Acute Garcinia mangostana (mangosteen) supplementation does not alleviate physical fatigue during exercise: a randomized, double-blind, placebo-controlled, crossover trial. *J Int Soc Sports Nutr*.2016;25(6):13-20.
- [2] Liederbach M, Hagins M, Gamboa JM et al. Assessing and reporting dancer capacities, risk factors, and injuries: recommendations from the IADMS standard measures consensus initiative. *J Dance Med Sci*.2012;16(4): 139-153.
- [3] Troy KL, Grabiner MD. Asymmetrical ground impact of the hands after at rip-induced fall: Experimental kinematics and kinetics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.2007;22:1088-1095.

- [4] Brown C, Bowser B, Simpson KJ. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.2012; 27:52-63.
- [5] Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, et al. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22 (6): 681-688.
- [6] Julie A, Riann MP, Randall D, et al. Descriptive epidemiology of collegiate women's volleyball injuries: National collegiate athletic association injury surveillance system, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train*.2007;42(2): 295-302.
- [7] Finsterer J. Biomarkers of peripheral muscle fatigue during exercise. *BMC Musculoskelet Disord*.2012;13(1):218.
- [8] Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athl Train*. 2004; 39(3): 247-253.
- [9] Price RJ, Hawkins RD, Hulse MA, et al. The Football Association medical research programme: An audit of injuries in academy youth football. *Br J Sports Med*. 2004;38 (4): 466-471.
- [10] 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.
- [11] Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, et al. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train*. 2006;41 (3): 294-304.
- [12] Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, et al. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single -leg landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.2006;21(10): 1090-1097.
- [13] Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13 (5): 491-498.
- [14] Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *Knee*.2005;12 (2): 129-134.
- [15] Luke S, Hopper, Jacqueline A, Alderson, Bruce C, Elliott, Timothy R, Ackland. Dance floor force reduction influences ankle loads in dancers during drop. *J Sci Med Sport*.2014; 22(2):55-61.
- [16] Batacinha HA, da Costa CE, de França E, et al. Carbohydrate use and reduction in number of balance beam falls: implications for mental and physical fatigue. *J Int Soc Sports Nutr*. 2013; 10(2): 32-38.
- [17] Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *J Sci Med Sport*.2014;17: 408-413.
- [18] [18] Donnelly CJ, Elliott BC, Doyle TLA, et al. Changes in muscle activation following balance and technique training and a season of Australian football. *J Sci Med Sport*. 2014; 12(4):1026-1031.
- [19] Milanez VF, Spiguel Lima MC, Gobatto CA, et al. Correlates of session-rate of perceived exertion (RPE) in a karate training session. *J Sports Sci Med*. 2011;26:38-43.
- [20] Self BP, Paine D. Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med Sci Sports Exerc*.2001;33(8): 1338-1344.
- [21] Chappell JD, Herman DC, Knight BS, et al. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop -jump tasks. *Am J Sports Med*.2005;33 (7):1022-1029.
- [22] Farley CT, Houdijk HH, Van Strien C, et al. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol (1985)*.1998; 85 (3):1044-1055.
- [23] 成戎珠,苏芳庆,林纯彬等.利用不同的力板参数侦测单侧脚踝扭伤患者的姿势控制[J].中华物理疗志,1997,22(4):251-259.
- [24] Struminger AH, Lewek MD, Goto S, et al. Comparison of gluteal and hamstring activation during five commonly used plyometric exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.2013;28: 783-789.
- [25] Lee SP, Powers C. Fatigue of the hip abductors results in increased medial-lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.2013;28:524-529.
- [26] Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech*.1996;29 (12):1531 -1537.
- [27] Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34 (6):998 -1002.
- [28] Lyle MA, Valero-Cuevasa FJ, Gregor RJ, et al. Control of dynamic foot-ground interactions in male and females occur athletes: Females exhibit reduced dexterity and higher limb stiffness during landing. *J Biomech*. 2014;47:512-517.
- [29] McNair PJ, Marshall RN. Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75 (5):584-589.
- [30] Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athl Train*.2004; 39(3): 247-253.
- [31] Bruton MR, O'Dwyer N, Adams R. Sex differences in the kinematics and neuromuscular control of landing: Biological, environmental and sociocultural factors. *J Electromyogr Kinesiol*.2013;23:747-758.
- [32] Potthast W, Bruggemann GP, Lundberg A, et al. The influence of impact interface, muscle activity, and knee angle on impact forces and tibial and femoral accelerations occurring after external impacts. *J Appl Biomech*.2010;26:1-9.
- [33] Gibson W, Campbell A, Allison G. No evidence hip joint angle modulates intrinsically produced stretchreflex in human hopping. *Gait Posture*. 2013;38:1005-1009.
- [34] Forestier N, Teasdale N, Nougier V. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34(1):117-122.
- [35] Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, et al. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train*. 2004;39(4): 321-329.
- [36] Lepers R, Bigard AX, Diard JP, et al. Posture control after prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*.1997; 76(1): 55-61.
- [37] Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(2): 224-228.