

文章编号: 1004-7220(2020)03-0356-08

# 神经肌肉疲劳前后运动鞋对下肢落地冲击的生物力学影响

王 熙, 杨 洋, 孙晓乐, 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 探讨神经肌肉疲劳前后缓冲型运动鞋对落地动作下肢冲击力特征,以及对运动学和动力学的影响。方法 比较15名篮球专项运动员在疲劳干预前后,穿不同缓冲性能的运动鞋从60 cm高落地时的冲击力、负载率、下肢运动学、关节力矩、关节/下肢刚度等。结果 疲劳前高缓冲鞋仅使后跟处负载率峰值减小,且到达后跟负载率时间比对照组更短。疲劳后高缓冲鞋显著减小后跟处冲击力峰值、负载率峰值和前脚掌的负载率峰值,同时显著延长到达冲击力和后跟负载率峰值的时间;穿高缓冲鞋使得踝关节触地角度、最小角度显著增大。在下肢刚度、踝关节峰值力矩和刚度方面两组鞋并未发现显著性的改变。结论 在疲劳后,当人体下肢神经肌肉控制策略减弱时,高缓冲鞋能够有效地衰减冲击,进而有利于避免或减小潜在的冲击性运动损伤。

**关键词:** 疲劳; 落地; 运动鞋; 冲击力; 负载率

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.014

## Biomechanical Effects of Shoe Cushioning on Lower Extremities during Drop Landing before and after Neuromuscular Fatigue

WANG Xi, YANG Yang, SUN Xiaole, ZHANG Xini, FU Weijie

(Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China)

**Abstract: Objective** To examine the effects of shoe cushioning on impact characteristics, kinematics and dynamics of lower extremities before and after neuromuscular fatigue during drop landing. **Methods** Fifteen trained male athletes were required to execute three successful trials of drop landing from a 60-cm platform before and after fatigue protocol. The impact force, loading rate, lower extremity kinematics, joint moment, joint stiffness were compared. **Results** Before fatigue, highly-cushioned shoes reduced the loading rate at heel before fatigue, and the time to peak loading rate of heel was significantly shorter than that of control shoes. After fatigue, highly-cushioned shoes significantly reduced the peak impact force and loading rate at heel, loading rate at forefoot. Meanwhile the time to peak impact force and peak loading rate at heel were significantly longer, and the contact and minimum angle of ankle were significantly greater. No significant changes were found in lower extremity stiffness, peak moment and joint stiffness of ankle. **Conclusions** In the situation where neuromuscular activity is reduced, highly-cushioned shoes can effectively attenuate the impact, thereby helping to avoid or reduce the potential impact damage after fatigue.

**Key words:** fatigue; drop landing; sport shoes; impact; loading rate

收稿日期: 2019-03-15; 修回日期: 2019-05-17

基金项目: 国家自然科学基金项目(11772201, 81572213), 国家重点研发计划“科技冬奥”重点专项(2018YFF0300500, 2019YFF0302100), 上海市教委“曙光学者”计划(19SG47), 上海市人才发展基金资助计划(2018107)

通信作者: 傅维杰, 教授, 博士生导师, E-mail: fuweijie@sus.edu.cn

在日常行走、跑步以及篮球、排球或羽毛球等运动中,人体反复承受大量地面冲击力,甚至高达3.5~7.0倍于自身体质量的冲击力<sup>[1-3]</sup>,而下肢所受的过度冲击被认为是造成运动损伤的原因之一<sup>[3-5]</sup>。现代运动鞋从力学和材料学角度出发,理论上能够缓冲足部和下肢所承受的冲击力。然而,由于人体自身可通过改变下肢运动特征<sup>[6]</sup>、关节依从<sup>[7]</sup>以及肌肉活化<sup>[8]</sup>等来减小冲击峰值,进而使运动鞋的缓冲避震作用已不仅局限于单纯的力学效果。研究表明,作用于人体的冲击力并没有因为鞋中底硬度<sup>[6]</sup>、冲击表面<sup>[9]</sup>以及内嵌物特性<sup>[10]</sup>的改变而产生明显变化。本课题组研究发现,在主动控制完成动作的情况下,由于人体运用适当的调节能力(包括肌骨系统和神经控制系统),运动鞋的介入并没有显著改变冲击力峰值和最大负载率<sup>[11]</sup>。

众所周知,长时间高强度的运动必然引起疲劳<sup>[12]</sup>,表现为中枢神经的兴奋性逐渐下降,影响神经肌肉通路的传入/传出神经,引起诸如本体感觉神经系统的缺失<sup>[13]</sup>、肌骨反应的延迟<sup>[14]</sup>等,并对肌肉活化时刻、程度、持续时间以及动作控制能力产生消极影响<sup>[15]</sup>,最终导致人体下肢肌骨系统控制能力下降,继而诱发运动损伤<sup>[14]</sup>。此时,运动鞋作为人体下肢肌骨系统与地面环境之间的重要媒介,是如何在疲劳状态下影响落地冲击和相应的下肢生物力学特征,目前尚不清楚。

本文研究疲劳前后缓冲型和无缓冲型运动鞋对冲击力特征和下肢肌骨系统功能的影响,探究它们之间的相互关系,从而更深层次地理解疲劳与运动鞋之间可能存在的交互作用。

## 1 研究方法

### 1.1 受试者

选15名篮球专项男性运动员,年龄(22.1±1.7)岁,身高(179.3±3.2)cm,体质量(72.2±5.5)kg,训练年限(5.7±2.1)年。所有受试者均了解试验情况,实验前24h内不得从事剧烈运动,且下肢半年内无损伤史,身体状况良好,并签署知情同意书。

### 1.2 实验仪器

10台Vicon运动捕捉系统(型号T40, Oxford Metrics, 英国)采集落地动作中下肢三关节矢状面运动学参数,采样频率为240 Hz。两块三维测力台

(90 cm×60 cm×10 cm, 型号9287B, Kistler公司, 瑞士)采集地面反作用力数据,采样频率为1.2 kHz。心率表(Sunnto公司, 日本),在运动干预期间监控受试者心率,判断受试者机体运动强度并保护受试者以免心率超出安全范围。Quattor Jump纵跳台(型号9290BD, Kistler公司, 瑞士),测量受试者最大纵跳高度以及干预后的纵跳高度。

### 1.3 测试方法和评价参数

**1.3.1 实验用鞋** 选用目前市场上成熟的运动鞋产品(见图1)。其中,高缓冲鞋(highly-cushioned shoes, HS)的前掌和后跟中底分别装有5个和1个缓冲减震效果良好的气垫;对照组鞋(control shoes, CS)为几乎无缓冲能力的五指鞋,外底厚度为3 mm。尺码为EUR 42.5或43码。



图1 实验用鞋

Fig.1 Shoes for experiment (a) Highly-cushioned shoes, (b) Control shoes

**1.3.2 实验流程** ①受试者进行热身活动,穿着不同鞋练习熟悉落地动作。②放置标志点拍摄受试者的静态模型。受试者需要成功完成3次落地动作,同步采集运动学和地面反作用力(ground reaction force, GRF)数据。更换运动鞋重新进行静态拍摄,成功采集3次落地动作。③对受试者进行疲劳干预,干预后即刻让受试者填写自感疲劳分级

表(rating of perceived exertion, RPE),之后受试者连续纵跳10次(减少疲劳恢复)并立即以不同鞋条件再次完成第②步的过程。④受试者完成所有动作的测试以及数据采集后,更换受试者,重复上述实验。⑤以上测试过程中,受试者鞋条件的选择均是随机进行,结果使用 Visual 3D 进行运动学、动力学数据处理与分析。

#### 1.4 落地动作

受试者以图2姿势站于60 cm高自制跳台上,双眼平视前方,两脚尖缓慢由翻板边缘向测力台下滑,尽量确保无垂直初速下落且双脚落在各自的测力台上,自然着地(触地顺序为前掌过渡到脚跟),着地后自然屈膝,之后恢复到站立位。

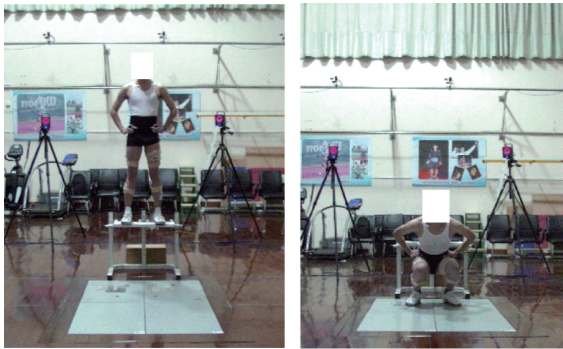


图2 落地动作  
Fig.2 Drop landing (a) Starting position, (b) Landing movement

#### 1.5 疲劳干预方案

①取受试者3次全力垂直纵跳中最大值为最大垂直纵跳高度。②疲劳干预:要求受试者进行15 m×4折返跑,之后紧接以最大能力连续完成5次垂直纵跳,重复上述的折返跑+垂直纵跳过程,直到竭尽全力无法使连续5次垂直纵跳的平均高度达到最大垂直纵跳高度70%<sup>[16-17]</sup>。全程使用心率表实时监控,并采用RPE量表辅助疲劳程度的测定<sup>[18]</sup>。

#### 1.6 评价指标

**1.6.1 冲击力** 选取从触地到膝关节屈曲到最低时刻(即膝关节最小角度)的垂直地面反作用力(vGRF)数据,第1峰值( $F_{z1max}$ );第2峰值( $F_{z2max}$ );单位经体质量(body weight, BW)标准化后,均以BW表示;以及到达两个冲击力峰值的时间( $t_{GRF1}$ 、 $t_{GRF2}$ )。

**1.6.2 负载率** 用来评价运动鞋的减震缓冲能力,第1( $G_{1max}$ )和第2峰值( $G_{2max}$ )分别表示前掌和后跟在不同鞋条件下触地阶段的负载率,单位为BW/s,同时记录到达负载率峰值的时间( $t_c$ )。LR定义如图3所示,GRF曲线的斜率即为一阶导数,计算公式为:

$$LR(t_i) = F(t_{i+1}) - F(t_{i-1}) / (t_{i+1} - t_{i-1}) \\ F(t_i), i = 1, 2, \dots, n$$

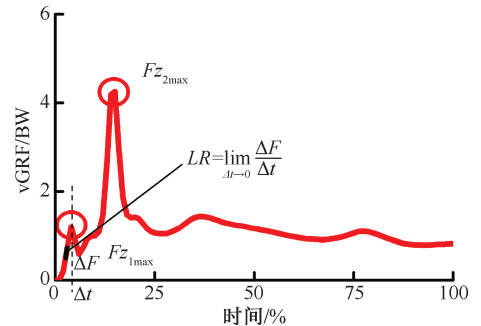


图3 负载率示意图  
Fig.3 Schematic diagram of the loading rate

**1.6.3 运动学参数** 下肢髋、膝、踝三关节的触地角度( $\theta_0$ )、最小角度( $\theta_{min}$ )。

**1.6.4 动力学参数** 下肢刚度(leg stiffness,  $k_{leg}$ ),  $k_{leg} = F_{zmax} / \Delta L$ ,单位为BW/m。其中, $F_{zmax}$ 为最大垂直地面反作用力; $\Delta L$ 为下肢最大长度变化量,即髋关节中心从触地到缓冲完成时的垂直位移变化量<sup>[16,19]</sup>;体重标准化后踝关节的矢状面峰值跖屈力矩( $M_A$ ),单位为N·m/kg,出现的时间( $t_A$ );踝关节的关节刚度(joint stiffness,  $k_{joint}$ ),  $k_{joint} = \Delta M / \Delta \theta$ ,  $\Delta M$ 为缓冲过程中关节力矩的变化量,  $\Delta \theta = \theta_0 - \theta_{min}$ 。

#### 1.7 统计分析

通过SPSS 17.0软件采用双因素(鞋×疲劳)重复测量方差分析(two way repeated measures-ANOVA)比较时间因素(疲劳前、后)和组别因素(HS、CS)对于主要参数变量的主效应和交互作用,存在交互时,组内使用配对样本t检验,组间使用独立样本t检验进行具体分析;用单因素ANOVA对疲劳干预前后最大纵跳高度分析,显著性水平值 $\alpha = 0.05$ 。

## 2 结果

### 2.1 疲劳干预结果

疲劳后最大纵跳高度[(34.76±3.45) cm]显著

低于疲劳前最大纵跳高度[ (56.24±4.65) cm], 疲劳前后高度比为62%, 达到了疲劳判定指标。干预过程中受试者所达到的最大平均心率为(192.4±11.23) min<sup>-1</sup>、平均干预时间为(6.22±1.23) min、RPE均值为17.0±1.51。

## 2.2 冲击力特征

在  $Fz_{1max}$ 、 $Fz_{2max}$ 、 $G_{1max}$  和  $G_{2max}$  上鞋和疲劳因素未发现交互作用, 但鞋条件作为主因素显著, 表现为疲劳前 HS 组后跟处负载率显著小于 CS 组 ( $P<0.01$ ), 而冲击力方面并未发现显著性差异; 疲劳后, HS 组后跟处的冲击力明显比 CS 组小

( $P<0.05$ ), 且 HS 组在前掌和后跟处的负载率显著减小( $P<0.01$ )。

在  $t_{GRF1}$  上未发现交互作用, 但鞋因素显著, 表现为疲劳后 HS 组到达冲击力峰值的时间  $t_{GRF1}$  会显著延迟( $P<0.05$ ); 在  $t_{GRF2}$  上存在交互作用, 事后检验发现疲劳后 HS 组到峰值的时间显著延迟 ( $P<0.05$ ); 而在  $t_G$  上, 第1和第2峰值上均存在交互作用, 但  $t_{G1}$  的事后检验未发现显著性差异; 而在  $t_{G2}$  的事后检验发现疲劳后, HS 组和 CS 组的  $t_{G2}$  均显著大于疲劳前, 无论疲劳前或疲劳后, CS 组比 HS 组到达  $t_{G2}$  时间更长( $P<0.05$ ), 见表1、图4。

表1 不同鞋条件对下肢疲劳前后冲击力和负载率的影响

Tab.1 Shoe effects on impact force and loading rate of lower extremity before and after fatigue

参数	疲劳前		疲劳后		
	HS	CS	HS	CS	CS
vGRF	$Fz_{1max}/BW$	1.21±0.26	1.13±0.32	1.30±0.26	1.19±0.25
	$t_{GRF1}/ms$	11.96±2.55	10.22±3.45	12.77±2.46*	10.07±3.64
	$Fz_{2max}/BW$	3.841±0.77	4.38±0.99	3.77±0.94*	4.5±0.98
	$t_{GRF2}/ms^{\&}$	35.46±10.31	40.35±10.81	41.56±7.29 <sup>#</sup>	41.04±10.35
LR	$G_{1max}/(BW \cdot s^{-1})$	214.27±71.98	249.19±70.27	193.17±39.43**	265.05±58.46
	$t_{G1}/ms^{\&}$	6.6±2.3	6.91±3.5	7.99±2.69	6.79±3.84
	$G_{2max}/(BW \cdot s^{-1})$	389.67±115.49**	688.03±281.4	375.51±136.61**	756.8±260.02
	$t_{G2}/ms^{\&}$	29.9±10.16*	36.63±10.72	36.41±7.83* <sup>#</sup>	37.07±10.05

注:同一疲劳条件下\*表示不同鞋条件之间显著性水平  $P<0.05$ , \*\*表示显著性水平  $P<0.01$ (下同); 同种鞋条件下<sup>#</sup>表示疲劳前后之间显著性水平  $P<0.05$ ; & 表示两种因素具有交互作用

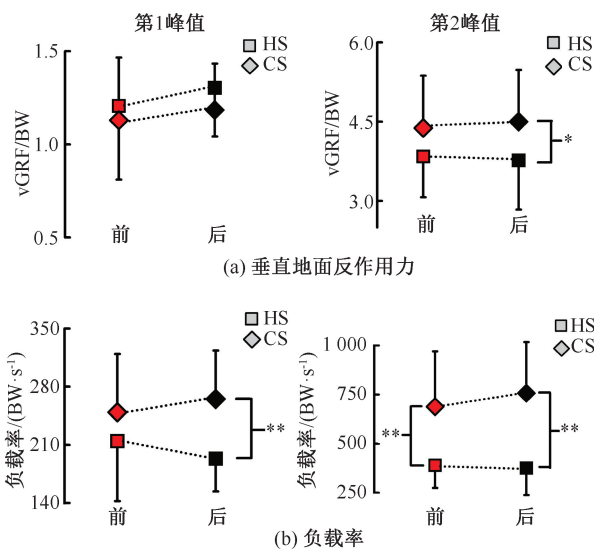


图4 不同鞋条件对下肢疲劳前后冲击力、负载率的影响

Fig.4 Shoe effects on impact force and loading rate of lower extremity before and after fatigue (a) Vertical ground reaction force, (b) Loading rate

## 2.3 动力学特征

踝关节力矩和刚度在两种因素下均不存在交互作用, 且主因素均不显著, 表现为: 在疲劳干预前后, 无论是穿高缓冲鞋还是低缓冲鞋, 踝关节处矢状面跖屈力矩峰值  $M_{A1}$ 、 $M_{A2}$ 、下肢刚度以及踝关节处的关节刚度均未显示出显著性的改变(见表2)。

## 2.4 运动学特征

在膝最小角度和踝触地角度上发现交互作用, 事后检验发现疲劳前 HS 组膝最小角度显著小于 CS 组, 而踝触地角度 HS 组疲劳后显著大于疲劳前 ( $P<0.05$ ); 而髌、踝最小角度和膝关节触地角度未发现交互作用, 髌、膝均为鞋因素显著, 具体表现为: 干预前, HS 组髌关节触地角度、膝关节触地角度显著小于 CS 组 ( $P<0.05$ ); 而踝最小角度两主因素均显著, 表现为 HS 组疲劳后显著大于疲劳前 ( $P<0.05$ ), 而疲劳后, HS 组显著大于 CS 组 ( $P<0.05$ ), 见图5。



表2 疲劳前后穿不同鞋对落地过程踝关节力矩峰值、出现时间、下肢刚度和关节刚度的影响

Tab.2 Effects of different shoes on peak torque of ankle, time of occurrence, stiffness of lower extremity and joint stiffness during drop landing process before and after fatigue

参数	疲劳前		疲劳后	
	HS	CS	HS	CS
$M_{A1}/[(N \cdot m) \cdot kg^{-1}]$	1.62±0.28	1.69±0.29	1.68±0.26	1.68±0.23
$t_{A1}/ms$	13.98±6.93	19.35±10.33	15.56±7.80	18.33±9.96
$M_{A2}/[(N \cdot m) \cdot kg^{-1}]$	1.33±0.17	1.39±0.23	1.38±0.20	1.47±0.21
$t_{A2}/ms$	102.4±42.5	104.2±50.3	120.0±68.2	98.8±44.1
$k_{leg}/(BW \cdot m^{-1})$	9.92±3.79	11.25±4.12	9.97±5.17	10.99±4.15
$k_{joint}/[(N \cdot m) \cdot kg^{-1}]$	0.042±0.010	0.044±0.012	0.040±0.011	0.041±0.010

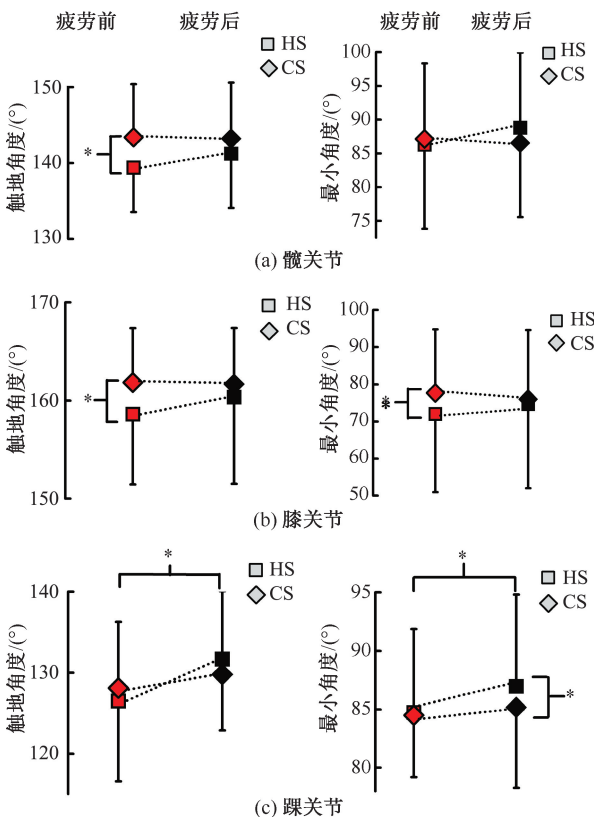


图5 不同鞋条件疲劳前后落地动作髋、膝、踝三关节触地角度、最小角度

Fig.5 Shoe effects on contact angle and the minimum angle of three joints during drop landing before and after fatigue (a) Hip, (b) Knee, (c) Ankle

### 3 讨论

#### 3.1 冲击力特征

从冲击力的结果看,疲劳前后无论是穿高缓冲

鞋或无缓冲鞋,GRF的第1峰值并无差异。疲劳后穿无缓冲鞋在后跟处(即第2峰值)所受的冲击力显著大于高缓冲鞋,而这一结果与前人研究并不相同,Milani等<sup>[20]</sup>研究认为,鞋中底硬度并不会显著改变冲击力的峰值。但是傅维杰等<sup>[21]</sup>研究发现,在主动落地时,篮球鞋并未对冲击力的峰值产生显著影响,但在被动落地过程中,由于人体无法适当的运用自身的调节能力,篮球鞋显著减小了冲击力和负载量。当机体疲劳时,与被动落地相似,机体神经-肌肉控制能力及适应策略发生改变,导致人体自主缓冲保护能力减弱或改变,而此时高缓冲鞋可以在后跟处产生缓冲避震作用从而有效减少后跟所受的冲击力。

负载率不仅被认为是引起过用性损伤(over-used injury)的原因<sup>[22]</sup>,还是运动鞋缓冲性能的重要评价指标<sup>[23]</sup>。Mechelen等<sup>[24]</sup>研究指出,缓冲型运动鞋可以有效的降低负载率。本文发现,在疲劳干预前穿高缓冲鞋时,第2峰值负载率要显著小于穿无缓冲鞋。Hreljac等<sup>[25]</sup>研究认为,在高负载率下的高冲击力可能会增加过用性损伤的风险,在无法减小冲击力的情况下,降低负载率也可以降低损伤的风险,达到预防损伤的效果。穿着高缓冲型运动鞋可降低负载率的第2峰值,说明疲劳前高缓冲运动鞋能够在后跟处提供一定的缓冲减震作用。而当疲劳发生时,机体神经-肌肉控制能力将受到影响,自身控制能力、适应性策略减弱<sup>[26]</sup>。本研究中,疲劳后HS组在最大负载率第1、第2峰值上均显著小于CS组,说明在落地动作中,高缓冲鞋可以在前掌处,尤其是后跟处提供更显著的缓冲作用,从而

减少或避免机体因高冲击而带来的运动损伤的风险。而HS组疲劳后到达LR第2峰值的时间比疲劳前显著更长,本文认为HS组负载率峰值减小的原因可能是缓冲鞋延长了缓冲时间。这进一步证明了当机体神经-肌肉控制能力、自身肌肉调节能力和适应性策略减弱或改变时,运动装备如运动鞋的功能作用更加明显<sup>[11,21]</sup>。因此,当人体处于疲劳状态时,高缓冲运动鞋作用更为突出,能够有效衰减冲击负荷,从而减少或避免机体由高冲击诱发的损伤风险。

### 3.2 运动学和动力学

Kernozek等<sup>[27]</sup>研究显示,疲劳会使下肢三关节矢状面的关节活动度明显增大。陈民盛等<sup>[28]</sup>研究运动性疲劳对跳深动作的影响发现,疲劳后下肢三关节活动度、屈曲角度都明显增加,说明疲劳后下肢会使用软着陆的着地方式,增加缓冲时间,从而衰减冲击。然而有研究结果显示,疲劳后关节屈曲角度和关节活动度显著减小,下肢以更“硬”的方式着地<sup>[29]</sup>。疲劳后神经-肌肉控制机体主动缓冲以及抵抗冲击的能力减弱,为了保证身体能够直立不发生“坍塌”,因而使用更直的落地方式<sup>[30]</sup>。伍颢等<sup>[31]</sup>通过不同疲劳程度的诱导研究发现,当疲劳程度不同时,纵跳高度也不同,且可以分为无疲劳、中度疲劳(疲劳后跳跃高度小于最大纵跳高度80%)和重度疲劳(疲劳后跳跃高度小于最大纵跳高度70%);在矢状面内,下肢髌、膝、踝三关节的运动学变化也随着疲劳程度不同,着地方式呈现出硬着陆-软着陆-硬着陆的变化。因此,疲劳后下肢关节角度变化并非遵循简单的线性变化,而是在一定范围随着疲劳程度不同变大或变小,甚至有可能出现不变的情况。本文结果表明,髌、膝关节在两种鞋条件下疲劳后触地角度和最小角度没有显著性改变,同时疲劳后穿着缓冲鞋时膝关节最小角度存在变小的趋势。

另外,Whyted等<sup>[32]</sup>研究短时间高强度锻炼后落地反跳,发现在干预后第1次落地过程,下肢三关节并没有明显的变化,而在第2次落地时(更为接近垂直纵跳情况下),髌、膝关节屈曲角度变得更小,这与本研究中膝关节屈曲角度变化趋势相一致。值得注意的是,Whyted等<sup>[32]</sup>干预方案和本文的干预方案较为相似,从本文实验的疲劳干预记录

表来看,在疲劳干预过程中,受试者已经达到了所预期的疲劳程度,说明本文的实验结果符合前人研究规律。

从下肢三关节触地角度和最小角度结果来看,疲劳前缓冲型运动鞋已经对关节的运动表现产生作用,而疲劳后运动鞋在踝关节处表现出较为显著的作用。但是有关疲劳后髌、膝关节角度变化并不明显的原因,还需要进一步的探究。

另外,从踝关节力矩、刚度和下肢刚度的结果来看,疲劳前后HS组与CS组之间并未发现显著的变化。刘宇<sup>[33]</sup>研究认为,肌肉力矩是受神经中枢控制的,力矩的变化可以反映出神经中枢对神经-肌肉控制的变化。本文发现,虽然踝关节力矩和刚度没有显著性的变化,但是疲劳后穿着高缓冲运动鞋条件下踝关节第2峰值力矩有明显变小的趋势。同时,仅仅通过踝关节力矩和下肢刚度等参数也不足以完全反映人体落地过程中神经-肌肉控制的变化。如果要探讨疲劳后神经-肌肉控制的变化情况,还需要从其他方面进一步研究。

## 4 结论

神经肌肉疲劳前,高缓冲鞋对下肢落地冲击的减震作用并不突出,仅表现为减小了后跟处的负载率;但疲劳后,无论冲击力峰值(包括第1峰到达时间)还是负载率第1、第2峰值及到达第2峰值的时间,高缓冲鞋组均显著降低(或延迟),提示在疲劳后,当人体下肢神经肌肉控制策略受影响时,高缓冲鞋能够有效地衰减冲击,进而有利于避免/减小由高冲击诱发的潜在的冲击伤害。

### 参考文献:

- [1] ZHANG S, CLOWERS K, KOHSTALL C, et al. Effects of various midsole densities of basketball shoes on impact attenuation during landing activities [J]. *J Appl Biomech*, 2005, 21(1): 3-17.
- [2] MCCLAY IS, ROBINSON JR, ANDRIACCHI TP, et al. A profile of ground reaction forces in professional basketball [J]. *J Appl Biomech*, 2010, 10(3): 222-236.
- [3] BOROWSKI LA, YARD EE, FIELDS SK, et al. The epidemiology of US high school basketball injuries, 2005-2007 [J]. *Am J Sports Med*, 2008, 36(36): 28-35.
- [4] PODRAZA JT, WHITE SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle

- co-contraction during an impact-like deceleration landing: Implications for the non-contact mechanism of ACL injury [J]. *Knee*, 2010, 17(4): 291-295.
- [ 5 ] LIEBERMAN DE, VENKADESAN M, WERBEL WA, *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners [J]. *Nature*, 2010, 463(7280): 531-535.
- [ 6 ] NIGG BM, BALTICH J, MAURER C, *et al.* Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running [J]. *J Biomech*, 2012, 45(9): 1692-1697.
- [ 7 ] KERDOK AE, BIEWENER AA, MCMAHON TA, *et al.* Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses [J]. *J Appl Physiol*, 2002, 92(2): 469-478.
- [ 8 ] WAKELING JM, LIPHARDT AM, NIGG BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking [J]. *J Biomech*, 2003, 36(12): 1761-1769.
- [ 9 ] FU WJ, LIU Y, ZHAO GY. Surface effects on plantar pressure characteristics in jogging [C]//Proceedings of 2010 International Conference on Computer Science & Sports Engineering. Xi'an: IEEE, 2011: 82-85.
- [10] NIGG BM, STERGIU P, COLE G, *et al.* Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2003, 35(2): 314-319.
- [11] FU WJ, FANG Y, GU YD, *et al.* Shoe cushioning reduces impact and muscle activation during landings from unexpected, but not self-initiated, drops [J]. *J Sci Med Sport*, 2017, 20(10): 915-920.
- [12] PATREK MF, KERNOZEK TW, WILLSON JD, *et al.* Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes [J]. *J Athl Train*, 2011, 46(1): 31-42.
- [13] MOREAU NG, LI L, GEAGHAN JP, *et al.* Fatigue resistance during a voluntary performance task is associated with lower levels of mobility in cerebral palsy [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008, 89(10): 2011-2016.
- [14] ENOKA RM. Muscle fatigue: From motor units to clinical symptoms [J]. *J Biomech*, 2012, 45(3): 427-433.
- [15] FU WJ, LIU Y, ZHANG S, *et al.* Effects of local elastic compression on muscle strength, electromyographic, and mechanomyographic responses in the lower extremity [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2012, 22(1): 44-50.
- [16] 张希妮, 夏锐, 傅维杰, 等. 不同疲劳诱导方案对落地时下肢关节力学、刚度和能量吸收的影响[J]. *体育科学*, 2017, 37(11): 48-55.
- [17] XIA R, ZHANG XN, WANG X, *et al.* Effects of two fatigue protocols on impact forces and lower extremity kinematics during drop landings: Implications for noncontact anterior cruciate ligament injury [J]. *J Healthc Eng*, 2017, doi: 10.1155/2017/5690519.
- [18] CHOW EC, ETNIER JL. Effects of music and video on perceived exertion during high-intensity exercise [J]. *J Sport Health Sci*, 2017, 6(1): 81-88.
- [19] 刘宇, 魏勇. 运动科学领域的下肢刚度研究[J]. *上海体育学院学报*, 2008, 32(5): 31-35.
- [20] MILANI TL, HENNIG EM, LAFORTUNE MA. Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness [J]. *Clin Biomech*, 1997, 12(5): 294-300.
- [21] 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 ST. Influence of basketball shoes on impact force and muscle activation during active and passive landing [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(3): 317-323.
- [22] CLANSEY AC, HANLON M, WALLACE ES, *et al.* Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2012, 44(10): 1917-1923.
- [23] SHIH Y, LIN KL, SHIANG TY. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? [J]. *Gait Posture*, 2013, 38(3): 490-494.
- [24] MECHELEN W, HLOBIL H, KEMPER HC. Incidence, severity, a etiology and prevention of sports injuries. A review of concepts [J]. *Sports Med*, 1992, 14(2): 82-99.
- [25] HRELJAC A, MARSHALL RN, HUME PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2000, 32(9): 1635-1641.
- [26] THOMAS AC, MCLEAN SG, PALMIERISMITH RM. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics [J]. *J Appl Biomech*, 2010, 26(2): 159-170.
- [27] KERNOZEK TW, TORRY MR, IWASAKI M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue [J]. *Am J Sports Med*, 2008, 36(3): 554-565.
- [28] 陈民盛, 邹晓峰. 运动性疲劳对跳深动作结构影响的生物力学分析[J]. *体育学刊*, 2009, 16(7): 89-92.
- [29] CHAPPELL JD, HERMAN DC, KNIGHT BS, *et al.* Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks [J]. *Am J Sports Med*, 2005, 33(7): 1022-1029.
- [30] ENOKA RM. Muscle fatigue: From motor units to clinical symptoms [J]. *J Biomech*, 2012, 45(3): 427-433.
- [31] 伍颢, 张强, 胡婧. 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.
- [32] WHYTE EF, KENNEL YP, MILTON O, *et al.* The effects

of limb dominance and a short term, high intensity exercise protocol on both landings of the vertical drop jump: Implications for the vertical drop jump as a screening tool

[J]. *Sports Biomech*, 2017, 17(4): 1-13.

[33] 刘宇. 生物力学在运动控制与协调研究中的应用 [J]. *体育科学*, 2010, 30(11): 62-73.

(上接第 330 页)

- [14] 张绪树, 郭媛. 三维树型直角坐标系构建和图像空间标定的装置 [P]. 中国: ZL201720091024. 1.
- [15] 李洲, 韩世冰, 张玉文, 等. 兔单椎体压缩性骨折的应力-应变关系 [J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(4): 538-544.
- [16] ERDEM I, TRUUMEEES E, VANDER M, *et al.* Simulation of the behavior of the L1 vertebra for different material properties and loading conditions [J]. *Comput Method Biomech*, 2013, 16(7): 736-746.
- [17] 魏晓宁, 王艳, 裴飞. 腰椎间盘结构、盘内压力及不同载荷的影响: 生物力学研究进展 [J]. *中国组织工程研究*, 2015, 19

(20): 3242-3247.

- [18] TZERMIADIANOS MN, RENNER SM, PHILLIPS FM, *et al.* Altered disc pressure profile after an osteoporotic vertebral fracture is a risk factor for adjacent vertebral body fracture [J]. *Eur Spine J*, 2008, 17(11): 1522-1530.
- [19] 陈曦, 孙旭, 陈忠辉, 等. 胸腰椎压缩性骨折椎间盘形态学观察及临床意义 [J]. *东南大学学报(医学版)*, 2016, 35(2): 176-180.
- [20] 李建军, 张远石, 王溪源, 等. C5-6、T12-L1、L4-5 椎间盘与相邻椎体的压缩力学特性 [J]. *生物医学工程研究*, 2010, 29(3): 193-196.