

文章编号:1004-7220(2012)03-0317-07

## 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

傅维杰, 刘宇, 魏书涛

(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 探讨人体在主动和被动落地过程中,穿着篮球鞋对落地冲击力特征和下肢相关肌群活化程度的影响。**方法** 选取具备强缓冲性能的篮球鞋作为测试用鞋,并辅以对照鞋。12名球类专项男运动员作为受试者,在翻板器上完成包括由低到高3种下落高度和2种下落方式(主动落地反跳和被动着地)在内的着地动作。利用测力台和肌电分析系统同步采集冲击力和下肢5块主要肌群的EMG信号。**结果** 主动落地反跳时,穿着篮球鞋并没有对冲击力的振幅和频率以及下肢肌群的激活程度产生影响;但被动着地时,穿着篮球鞋却能够显著降低冲击力和负载率的峰值,减小冲击频率( $P < 0.05$ ),同时显著降低下肢各主要肌群的后激活程度( $P < 0.05$ )。**结论** 在主动控制完成动作的情况下,运动鞋影响冲击力和肌肉活化的效果并不明显;然而当人体未完全控制着地状态时,篮球鞋能够改变输入于下肢的冲击力信号,达到缓冲避震并适当减小肌肉活化的效果,为避免落地时运动损伤的发生及机能节省化起到了积极的作用。

**关键词:** 落地; 篮球鞋; 冲击力; 肌肉活化; 肌电信号; 生物力学

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

## Influence of basketball shoes on impact force and muscle activation during active and passive landing

FU Wei-jie, LIU Yu, WEI Shu-tao (*Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China*)

**Abstract: Objective** To explore the influence of basketball shoes on impact force and corresponding muscle activation in the lower limb during the active and passive landing. **Methods** Twelve male ball players wearing two types of shoes (basketball shoes with cushioning insole vs. control shoes) performed the jump drop and passive landing from three different height on the tiltable platform. The dynamometric platform and electromyography (EMG) measurement system were used to collect the impact forces and EMG data from 5 major muscles in the lower limb simultaneously. **Results** As for the active drop jump, wearing basketball shoes didn't have any effect on the amplitude/frequency of impact forces and muscle activation in the lower limb. However, during the passive landing, wearing basketball shoes could significantly decrease the amplitude of impact forces, the peak loading rate and the input frequency ( $P < 0.05$ ), and the post-activation of major muscles in the lower limb were also significantly decreased ( $P < 0.05$ ). **Conclusions** During the active landing, the intervention of footwear shows no significantly influence on characteristics of impact forces and muscle activation. However, when the human body does not under the full control of landing, wearing basketball shoes can change the input frequency, decrease the muscle post-activation, and play a positive role in preventing the sports injuries and enhancing the metabolic efficiency during the landing.

**Key words:** Landing; Basketball shoes; Impact force; Muscle activation; Electromyography (EMG) signal; Biomechanics

收稿日期:2011-07-22; 修回日期:2011-08-27

基金项目:教育部博士点基金资助项目(20103156110002), 国家科技部科技支撑项目(2009BAK62B02-002)。

通讯作者:刘宇,教授,博士研究生导师,Tel:(021)51253571;E-mail:yuliu@sus.edu.cn。

现代运动鞋的材料和结构能够避免足部和下肢在跑、跳过程中承受过多的冲击力。然而,由于人体自身存在一定的适应和调节能力<sup>[1]</sup>(如通过改变下肢的运动特征来减小冲击峰值等),使得运动鞋的这一缓冲避震作用已不仅局限于单纯的力学效果。不少研究表明,冲击力峰值并没有因为鞋中底的硬度<sup>[2]</sup>、内嵌物的特性<sup>[3]</sup>以及运动表面<sup>[4]</sup>的改变而产生明显的变化。

如今已有学者把这种时间短、负荷大的冲击力作为一种输入于人体的信号进行研究<sup>[5-6]</sup>,发现冲击信号能够引起下肢的软组织振动,并对运动系统产生影响;而人体肌-骨骼系统同样会通过改变肌肉活化的方式对此信号产生适应性的反应,从而对个体的舒适性、疲劳、能耗和运动表现等方面产生影响,并最终达到防止运动损伤、改善运动表现的目的<sup>[7]</sup>。

基于此,本研究以主动落地反跳(drop jump)和被动着地(passive landing)两种负荷较大、常见且易控的落地方式作为基本目标动作,探讨人体在不同着地策略过程中篮球鞋对冲击力特征和下肢相关肌群活动的影响,找寻它们之间的相互关系,以期对鞋具的创新型设计和研发提供参考。

## 1 研究方法

### 1.1 研究对象

受试者为12名体育教育专业男性运动员(年龄: $(23.7 \pm 2.7)$ 岁;身高: $(178.3 \pm 2.5)$  cm;体重: $(70.1 \pm 4.6)$  kg),主攻篮排球专项,运动年限约为7年,并熟练掌握跳跃落地动作。所有受试者于实验前接受问卷调查,确认24 h内未从事剧烈运动,确定其下肢和足部半年内无明显损伤,身体机能和运动能力良好。

### 1.2 实验仪器

**1.2.1 自制可调节高度之翻板器** 自主设计并加工制作翻板器(60 cm × 80 cm × 70 cm)。翻板可调节的高度范围为20 ~ 65 cm,每次可升高的最低高度为5 cm,翻板器后方有多孔的插销,可通过人工操作控制翻板水平面的下翻(见图1(a)),达到让受试者自由落下的功能。

**1.2.2 测力台** 瑞士Kistler公司生产的三维测力台2块(长×宽×高:90 cm × 60 cm × 10 cm),型号

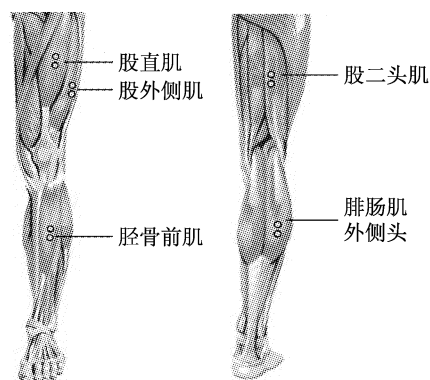
9287B,内置信号放大器,最大侧向力和垂直力分别可达10和20 kN。本研究的采样频率为1.2 kHz。

**1.2.3 肌电图信号分析系统** 德国Biovision公司生产的16道EMG-Amplifier系统,包括电极、放大器和16通道信号采集盒。本研究的采样频率为1.2 kHz。

测试肌群共5块:股直肌(rectus femoris, RF)、股外侧肌(vastus lateralis, VL)、股二头肌(biceps femoris, BF)、胫骨前肌(tibialis anterior, TA)和腓肠肌外侧头(lateral gastrocnemius, LG)。根据SENIAM(surface EMG for non-invasive assessment of muscles)放置肌电片的建议对受试者优势腿的各肌群进行定位<sup>[8]</sup>(见图1(b)),其中两中心点相距2 cm,并以胫骨粗隆位置作为零电极。



(a)



(b)

图1 实验现场布置(a)与肌电片的安放示意图(b)

Fig.1 The experimental setup (a) and placement of surface electrodes (b)

### 1.3 测试方法和评价参数

**1.3.1 实验用鞋** 具有避震功能的篮球鞋(BBa-ll);选取某国际知名品牌的篮球鞋作为测试用鞋,

其 Phylon(对泡沫材料进行发泡后再压缩的一种材料,特点是轻便、柔软、弹性好,具有很好的缓震性能<sup>[9]</sup>)鞋中底配备全掌 Max Air 气垫单元(Max Air 360<sup>®</sup>),具备强缓冲避震功能,而外底则采用合成橡胶圈环绕的全掌人字纹图案增强耐磨性和稳定性,重量(455.0 ± 0.2) g。对照鞋(CC):以无中底材料、缓冲差的市售普通鞋作为对比研究,重量(275.0 ± 0.2) g。以上两款测试鞋鞋码均为欧码 42.5。

**1.3.2 落地反跳和被动着地测试** 每位受试者随机穿着不同的鞋完成包括 3 种下落高度和 2 种下落方式在内的共 12 组(2 × 2 × 3)测试,顺序随机<sup>[10]</sup>。在正式测试前要求受试者充分熟悉落地动作,并在每次动作完成后安排适当的休息,尽量避免诸如体力状态和动作熟悉程度等因素对结果的影响<sup>[11]</sup>。其中,3 种高度分别为 30、45 和 60 cm;两种下落方式为主动落地反跳和被动着地,每一高度完成 3 次动作,具体步骤如下<sup>[12]</sup>:

(1) 主动落地反跳(缩写 DJ30、DJ45、DJ60)。同步信号开始后,两脚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,着地后迅速尽力向上垂直跳起(无摆臂)。

(2) 被动着地(缩写 PL30、PL45、PL60)。要求受试者身体略微前倾,防止下落后由于重心靠后导致整个身体后仰发生倾倒。给与受试者“准备”口令后,通过人工操作控制翻板突然下翻,使受试者完成被动着地。

### 1.3.3 评价参数

**1.3.3.1 冲击力特征** ① 冲击力峰值( $F_z$ )和出现时间( $t_F$ );② 最大负载率( $G_z$ )和出现时间( $t_G$ );③ 冲击频率( $f_{GRF}$ ):把被动冲击看作一次冲击输入(shock input),其信号可以通过加速度的半个正弦波表示<sup>[13]</sup>:

$$f_{GRF} = \frac{1}{2(F_z/G_{z,ave})} \quad (1)$$

式中: $F_z$ 代表冲击力峰值, $G_{z,ave}$ 代表 20% ~ 80% 冲击阶段的平均负载率。

**1.3.3.2 肌肉活化特征** 均方根振幅(root mean square, RMS):对经过带通滤波和全波整流后的原始肌电信号进行标准化<sup>[14]</sup>。选取触地前后各 50 ms 内标准化后的 EMG 振幅值,分别定义为:预激活

EMG<sub>RMS</sub>(-50 ms, pre-activation)和后激活 EMG<sub>RMS</sub>(+50 ms, post-activation)<sup>[15]</sup>。公式如下:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} EMG^2(t) \cdot dt} \quad (2)$$

式中: $t$ 为 EMG 信号开始时间, $t+T$ 为信号结束时间。

## 1.4 数据统计

数据均以均数 ± 标准差表示,并用 SPSS 13.0 软件进行统计,采用重复测量的多因素方差分析(repeated-measures ANOVA)观察运动鞋 × 落地方式 × 高度(2 × 2 × 3)对于各参数的影响,并采用 Tukey post-hoc 检验进行两两比较,显著性水平设为  $\alpha = 0.05$ 。

## 2 研究结果

### 2.1 冲击力表现

主动反跳时,被动冲击阶段发生在足与地面碰撞后约 60 ms 范围内,冲击力的峰值为体重的 3 倍左右;被动落地时,当足与地面接触时地面反作用力迅速增加,其最大冲击力的发生时间相比主动反跳更早,即在支持期的前 10% ~ 15% 阶段,同时峰值可高达 6 倍体重以上(见图 2)。

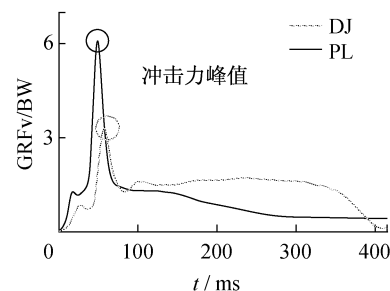


图 2 60 cm 下落时主动反跳和被动着地的垂直地面反作用力-时间曲线对照图

Fig.2 Vertical ground reaction forces (GRFv)-time curves during the drop jump (DJ) and passive landing (PL) from 60 cm height

**2.1.1 冲击力峰值特征** 由图 3、4 可知,在主动反跳过程中,篮球鞋组相比控制组并没有对冲击力振幅特征产生影响,冲击峰值即  $F_{z,max}$  随着高度的增加而增加;但在被动落地过程中,同一高度下落时穿着篮球鞋能够显著减小冲击力峰值,同时增加到达峰值的时间( $P < 0.05$ )。

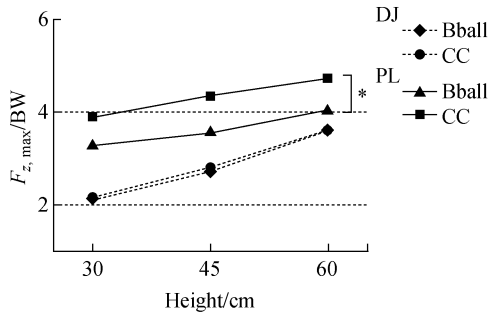


图3 不同高度和落地方式下篮球鞋对冲击力峰值( $F_{z,max}$ )的影响  
Fig.3 Effects of basketball shoes on peak impact ( $F_{z,max}$ ) during DJ and PL from different height

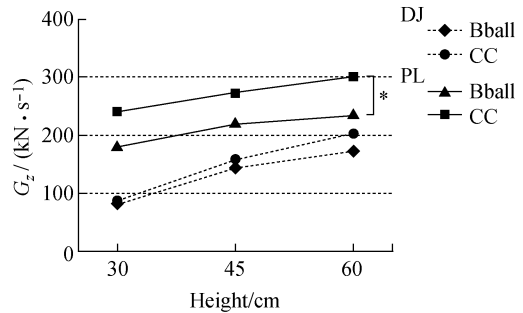


图5 不同高度和落地方式下篮球鞋对最大负载率( $G_z$ )的影响  
Fig.5 Effects of basketball shoes on peak loading rate ( $G_z$ ) during DJ and PL from different height

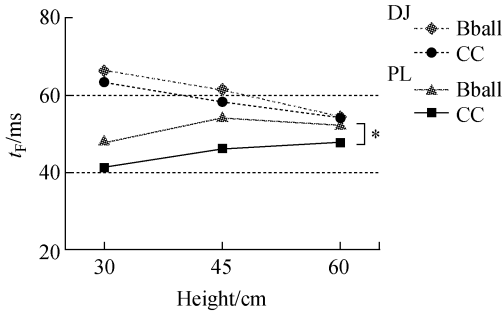


图4 不同高度和落地方式下篮球鞋对冲击力峰值出现时间( $t_f$ )的影响  
Fig.4 Effects of basketball shoes on the time to peak impact force ( $t_f$ ) during DJ and PL from different height

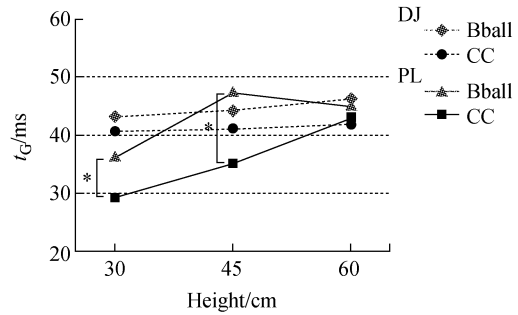


图6 不同高度和落地方式下篮球鞋对负载率峰值出现时间( $t_g$ )的影响  
Fig.6 Effects of basketball shoes on the time to peak loading rate ( $t_g$ ) during DJ and PL from different height

图3、4中: \*  $P < 0.05$ , 其中向右凸出的括号代表3个高度下PL时组间均有显著性差异, 向左凸出的括号则代表仅在这一高度下PL时组间有显著性差异, 下同

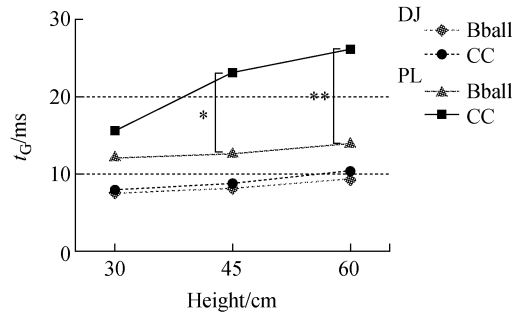


图7 不同高度和落地方式下篮球鞋对冲击频率( $f_{GRF}$ )的影响  
Fig.7 Effects of basketball shoes on input frequency ( $f_{GRF}$ ) during DJ and PL from different height

2.1.2 负载率特征 由图5、6可知, 负载率特征与冲击力峰值的结果表现类似: 在主动反跳过程中, 篮球鞋并没有对最大负载率( $G_z$ )及出现时间( $t_g$ )产生显著影响; 但在被动着地时, 无论是从30、45还是60 cm下落, 穿着篮球鞋的 $G_z$ 明显小于无缓冲的对照鞋( $P < 0.05$ ), 且到达峰值的时间也 longer。

2.1.3 冲击频率( $f_{GRF}$ ) 在被动着地过程中, 穿着篮球鞋的输入频率在45和60 cm高度下显著小于对照组( $P_{45} < 0.05$ ,  $P_{60} < 0.01$ ); 同时, 与对照鞋相比, 高度的改变(30~45 cm)对于冲击力频率的影响, 篮球鞋相对更小。相反, 在主动反跳时, 两款鞋的表现接近(见图7)。

2.2 肌肉活化特征

2.2.1 预激活  $EMG_{RMS}(-50 ms, pre-activation)$

60 cm主动反跳时, 穿着篮球鞋的腓肠肌(LG)预激活  $EMG_{RMS}$  显著小于对照组( $P < 0.05$ ), 其余条件下, 无论是高度还是落地方式, 篮球鞋对于下肢各肌

群(胫骨前肌 TA、股直肌 RF 和股二头肌 BF) 的预激活程度均未产生明显影响(见图 8)。

### 2.2.2 后激活 $EMG_{RMS}$ (+50 ms, post-activation)

在主动反跳时,穿着篮球鞋(Bball 组)并没有显著影响下肢主要肌群的后激活;但被动着地时,却对后激

活程度产生了影响(见图 9),具体表现为:3 种高度下 Bball 组的胫骨前肌后激活、45 和 60 cm 高度下 Bball 组的腓肠肌(LG)和股后肌群(BF)后激活以及 60 cm 下落时股直肌(RF)的后激活,均显著小于对照组( $P < 0.05$ )。

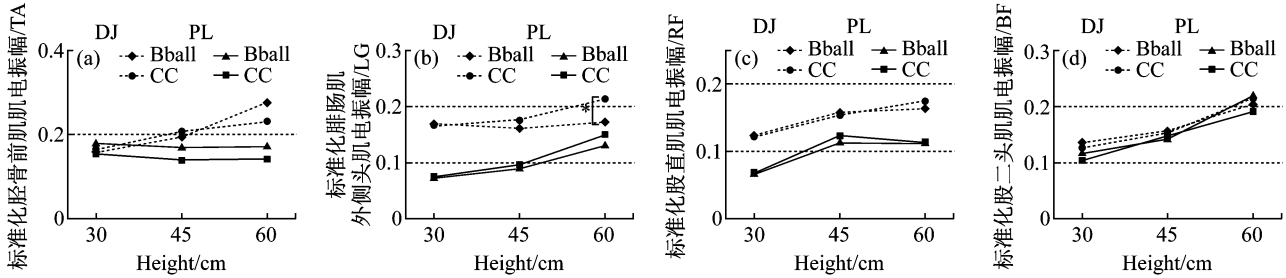


图 8 不同高度下落时篮球鞋对预激活阶段小腿和大腿主动肌和拮抗肌肌群肌电振幅的影响 (a) 胫骨前肌, (b) 腓肠肌外侧头, (c) 股直肌, (d) 股二头肌

Fig. 8 Effects of basketball shoes on muscle pre-activation in lower limb during DJ and PL from different height (a) TA, (b) LG, (c) RF, (d) BF

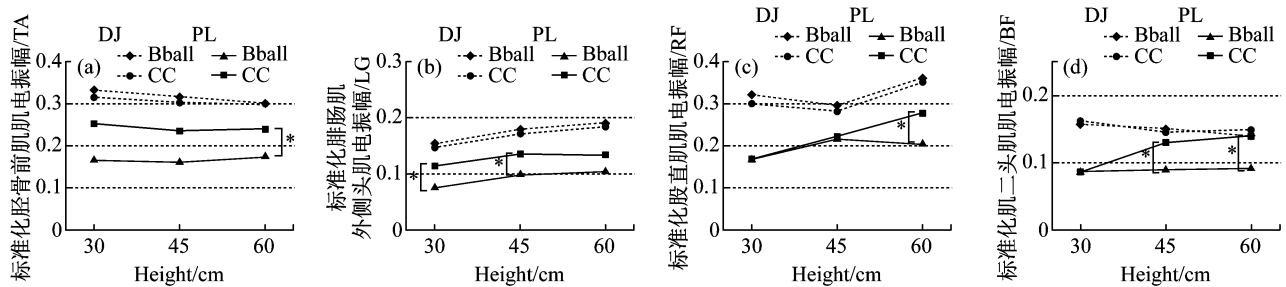


图 9 不同高度下落时篮球鞋对后激活阶段小腿和大腿主动肌和拮抗肌肌群肌电振幅的影响 (a) 胫骨前肌, (b) 腓肠肌外侧头, (c) 股直肌, (d) 股二头肌

Fig. 9 Effects of basketball shoes on muscle post-activation in lower limb during DJ and PL from different height (a) TA, (b) LG, (c) RF, (d) BF

## 3 分析与讨论

### 3.1 运动鞋与冲击力

**3.1.1 时域特征** 在主动反跳过程中,篮球鞋的介入并没有显著改变冲击力峰值和负载率特征。早在 20 世纪 70、80 年代,就有研究显示相比市场上的普通鞋,具备缓冲功能的运动鞋并没有使相同着地速度下跟-趾跑(heel-toe running)时的冲击力峰值发生明显改变<sup>[16]</sup>。正如本实验中所采用的主动落地反跳方式这一需要人体自身进行运动控制的动作:机体经过了一个从获得信号控制下落,再到全力起跳的过程,而并没有发现篮球鞋作为介入因素在整

个主动落地受冲击的过程中所起到的明显作用,这一结果支持一些运动鞋生物力学专家长期的跟踪研究:鞋中底硬度的变化并不会显著改变冲击力的峰值,峰值主要受下肢有效质量和速度的影响<sup>[17]</sup>,即:

$$\int_0^T F_z(t) = M_{\text{eff}}(-v_{\text{foot}} + gT) \quad (3)$$

式中: $M_{\text{eff}}$ 为有效质量,与下肢几何位置(如各关节角度)和下肢刚度相关<sup>[18]</sup>, $v_{\text{foot}}$ 为触地瞬间足的垂直速度, $g$ 为重力加速度, $T$ 为冲击力持续的时间。

与此相反,在被动着地时,相比对照鞋,篮球鞋均显著减小各参数(冲击力和负载量)的峰值,同时增大峰值的出现时间。这一结果与 Boyer 等<sup>[19]</sup>的研究部分相同:他们在观察运动员以  $(4.8 \pm 0.2)$  m/s

跑速下踏上3种不同硬度和条件的运动表面时发现,已知软表面和已知硬表面相比,其冲击力表现相似;然而软表面与未知硬表面相比,冲击力峰值、最大负载率等均显著增加,表明在没有预知地面条件的情况下,运动表面的特征会表现更为突出。

据此,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,运动鞋所产生的缓冲避震作用相对并不明显。然而,当人体处于未完全预知着地状态的情况下(如本研究的被动落地),由于个体减少了对下肢动作的控制,排除(或部分排除)了人体作为活性机体能够针对冲击力的效果进行一系列的神经-肌肉系统的生物反馈和适应策略(adaptation strategy)<sup>[20]</sup>,运动鞋的作用就显得更加重要,包括减少着地时的冲击峰值和最大负载率,增加最大冲击所产生的时间等,从而充分发挥运动鞋的缓冲避震功能,进一步避免可能的运动伤害。

**3.1.2 频域特征** 在主动落地反跳过程中,篮球鞋和对照鞋的冲击力频率( $f_{\text{GRF}}$ )表现相似,3种高度下均在7~11 Hz范围内(见图7), $f_{\text{GRF}}$ 主要随高度的增加而逐渐变大。这与Boyer等<sup>[21]</sup>的发现类似:穿着5种不同中底材料和厚度的运动鞋,其冲击力频率主要受跑速因素的影响。相反,在被动着地时,各种高度下穿着篮球鞋的 $f_{\text{GRF}}$ 均小于对照组,并在45 cm( $P < 0.05$ )和60 cm( $P < 0.01$ )时出现了显著性差异;同时高度改变对于冲击力频率的影响,篮球鞋相对比对照鞋更小(见图7)。这一发现支持最近的一项利用人体摆锤模型的研究<sup>[15]</sup>:在速度为1.2 m/s的下肢撞击过程中,弹性中底的运动鞋其冲击力频率为(18.3 ± 1.0) Hz,相比黏性中底,其频率水平减小5.2%。

以上采用不同落地方式和不同运动鞋下落时冲击频率特征的结果提示, $f_{\text{GRF}}$ 能够随着地情况(方式和速度)和运动鞋的改变而发生变化。在做主动的跑、跳等动作时,当神经系统对于触地条件已获得准确的预判或适应之后,通过肌-骨骼系统调节下肢各关节的运动学参数来影响所受冲击时的输入频率。此时,运动鞋等其他外加因素的影响则显得相对更小。相反,当人体系统处于无法完全预知着地状态的情况或对动作缺少主动控制的条件下(例如被动落地等),此时人体自身影响冲击力频率的能力不足,而运动鞋恰恰能够改变冲击特性(例如本研究

中穿着较硬的鞋能够使输入频率向高频范围转变,而穿着较软且缓冲能力强的篮球鞋则能减小频率),并达到了与人体主动调节而影响频率这一相似的效果。

### 3.2 运动鞋与肌肉活化

现阶段有不少研究试图证明运动鞋条件的改变能否对肌肉活动产生积极的影响。Wakeling等<sup>[22]</sup>发现在跑步过程中,通过改变运动鞋中底的硬度和材料能够影响下肢肌肉在触地受到冲击前的活化程度以及肌纤维募集的模式。这一结果部分支持本实验的发现:在从60 cm主动落地反跳时的预激活阶段,穿着篮球鞋腓肠肌外侧头的EMG<sub>RMS</sub>显著小于对照组(见图8(b));此外其余高度下,主动落地反跳时各肌群的EMG<sub>RMS</sub>存在差异趋势,但均未达到显著性。上述结果提示,运动鞋针对肌肉预激活的表现存在个体差异性,即所谓的肌肉调协效果作为对于冲击力的一种反应会存在个体、肌肉以及时间上的依赖<sup>[22]</sup>。

此外,本研究还发现,在被动着地时,篮球鞋并没有显著改变下肢各肌群的预激活;然而在后激活阶段,相比对照组,穿着篮球鞋明显减小了部分高度各肌群的激活程度。已有研究发现,穿着软底鞋(Shore C = 26)相比硬底鞋(Shore C = 55),在预激活阶段两者对于腓肠肌内侧、股内侧肌和股后肌群的EMG影响并不显著;但在后激活时,软底鞋胫骨前肌和股内侧肌的肌电强度均比穿着硬底鞋时下降了约16%和11%<sup>[23]</sup>。而Boyer等<sup>[15]</sup>比较两款硬度相似(Asker C = 52与Asker C = 50)但中底材料不同(弹性中底与黏性中底)的运动鞋时发现,两款鞋对于下肢各肌群的预激活程度并没有影响,但却改变了各肌群在后激活时EMG的强度表现。

以上结果提示,人体能够通过中枢神经系统让相应的肌群在特定的阶段进行适当的激活,从而完成类似主动落地反跳等动作;在这种前提下,运动鞋作为外加因素并没有对其肌肉激活产生明显的影响。然而,在被动着地时,各肌肉的活化程度要远远小于主动反跳,即当缺少人体自身的主动调节意识和对相关肌群适当而准确的调节,会使得肌肉活动下降,此时篮球鞋的介入作用就明显:篮球鞋组的后激活EMG<sub>RMS</sub>在部分高度下要显著小于对照组,然而却达到了之前关于冲击力的效果,包括减少冲击

峰值、降低输入频率等一系列正面的作用。从机能节省化的角度考虑,在达到同样甚至更好效果的前提下,穿着篮球鞋是否节省了不必要的肌肉活动?能否为长时间运动过程中的能量利用和储存提供有利条件?这一系列问题仍然值得深究。

#### 4 结论

主动落地反跳时,具有缓冲避震功能的篮球鞋介入并没有明显改变冲击力的振幅和频率以及肌肉的活化表现;相反,被动着地时,穿着篮球鞋显著降低冲击力、负载率的峰值,减小冲击频率,同时显著降低下肢各主要肌群的后激活程度。当人体未完全(或较少)控制着地状态时,运动鞋的作用就显得更加重要;在改变输入于人体下肢的信号特征、达到缓冲避震的效果的同时,适当减小肌肉活动,在预防运动损伤及机能节省化方面起到了积极的作用。

#### 参考文献:

- [1] Frederick EC. Kinematically mediated effects of sport shoe design: A review[J]. *J Sports Sci*, 1986, 4(3): 169-184.
- [2] Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running[J]. *Int J Sports Med*, 1983, 4(4): 247-251.
- [3] Nigg BM, Herzog W, Read LJ. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running [J]. *Am J Sports Med*, 1988, 16(1): 70-76.
- [4] Dixon SJ, Collop AC, Batt ME. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2000, 32(11): 1919-1926.
- [5] Boyer KA, Nigg BM. Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running [J]. *J Biomech*, 2007, 40(8): 1877-1880.
- [6] 裘艺, 伍颢, 张胜年, 等. 用系统辨识研究人体落地冲击时身体组织的被动缓冲特性[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(3): 208-215.  
Qiu Y, Wu X, Zhang SN, *et al.* Research on passive cushioning characteristics of body in landing impact with system identification methods [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(3): 208-215.
- [7] Nigg BM, Wakeling JM. Impact forces and muscle tuning: A new paradigm [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2001, 29(1): 37-41.
- [8] 唐刚, 张希安, 季文婷, 等. 坡面步行中青年女性下肢关节角及肌肉激活度[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(2): 158-162.
- [9] Tang G, Zhang XA, Ji WT, *et al.* Joint angles and muscle activations in the lower limb of young women during slope walking [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 158-162.
- [10] Chiu HT, Shiang TY. Effects of insoles and additional shock absorption foam on the cushioning properties of sport shoes [J]. *J Appl Biomech*, 2007, 23(2): 119-127.
- [11] 林汉生, 夏苏建. 利用 SPSS 进行随机化实验设计分组[J]. *中国卫生统计*, 2005, (6): 397-398.
- [12] Nigg BM, Anton M. Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 1995, 27(1): 92-97.
- [13] 傅维杰, 刘宇, 魏书涛, 等. 不同落地方式下篮球鞋对冲击力和股四头肌振动的影响[J]. *体育科研*, 2010, 31(6): 32-36.
- [14] Matsumoto Y, Griffin MJ. Effect of phase on human responses to vertical whole-body vibration and shock-analytical investigation [J]. *J Sound Vib*, 2002, 250(5): 813-834.
- [15] Horita T, Komi PV, Nicol C, *et al.* Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: Implications to performance [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2002, 88(1-2): 76-84.
- [16] Boyer KA, Nigg BM. Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties [J]. *J Biomech Eng*, 2007, 129(4): 594-602.
- [17] Frederick EC. Physiological and ergonomics factors in running shoe design [J]. *Appl Ergon*, 1984, 15(4): 281-287.
- [18] Milani TL, Hennig EM, Lafortune MA. Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1997, 12(5): 294-300.
- [19] 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.
- [20] Boyer KA, Nigg BM. Muscle tuning during running: Implications of an un-tuned landing [J]. *J Biomech Eng*, 2006, 128(6): 815-822.
- [21] Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: Effects of footwear, surface, and duration [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2004, 36(5): 838-844.
- [22] Boyer KA, Nigg BM. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics [J]. *J Biomech*, 2004, 37(10): 1583-1588.
- [23] Wakeling JM, Pascual SA, Nigg BM. Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2002, 34(9): 1529-1532.
- [24] Wakeling JM, Von Tscharnher V, Nigg BM, *et al.* Muscle activity in the leg is tuned in response to ground reaction forces [J]. *J Appl Physiol*, 2001, 91(3): 1307-1317.