



不同落地方式下篮球鞋对冲击力和股四头肌振动的影响

傅维杰¹, 刘宇¹, 魏书涛¹, 阮棉芳², 何俊良¹

摘要: 探讨主动落地反跳和被动着地两种落地方式下, 篮球鞋对于冲击力信号和股四头肌软组织室振动的影响, 以及它们三者之间可能存在的相互关系, 并找寻在此过程中能够切实反映篮球鞋变化的新的敏感指标, 以期运动鞋的功能需求和设计提供新的方向。

关键词: 垂直落地; 篮球鞋; 冲击力; 振动

中图分类号: G804.6 文献标识码: A 文章编号: 1006-1207(2010)06-0032-05

Influence of Basketball Shoes on Impact and Vibration of Femoral Quadriceps in Different Ways of Landing

FU Wei-jie, LIU Yu, WEI Shu-tao, et al

(School of Kinesiology, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438 China)

Abstract: The aim of this study is to determine the effect of basketball shoes on impact signals and the vibration of quadriceps soft-tissue compartment as well as the interactions between the three during the two landing ways of active landing for jump and passive landing. The article tries to seek the new sensitive indices reflecting the changes of basketball shoes so as to explore new directions for footwear demand and design.

Key words: vertical landing; basketball shoes; impact; vibration

在运动科学和医学领域, 过去的研究一直认为: 像篮球和排球等运动项目, 落地时所承受的 3.5 到 7 倍于自身体重的冲击力, 与下部的运动损伤存在密不可分的联系^[1-3]。而近 30 年间运动鞋生物力学领域所提出“缓冲避震”, 其目的就是为了减少运动过程中的冲击负荷, 并希望藉此来预防运动损伤^[4-6]。

现阶段, 针对冲击力的研究已经不仅仅局限于冲击力本身, 研究者们已陆续在实验的基础上提出了一系列新的假设^[7,8]: 把人体作为一个振动系统, 而将作用于此系统的冲击力视为能够引起人体下肢软组织产生初始振动的输入信号; 针对这组输入信号, 软组织通过改变自身力学特性的方式(振幅、时频域特征)做出适当反馈, 避开可能产生的共振(resonance), 使振动最小化(minimize vibrations), 进而与运动损伤的防护相联系。冲击力和软组织的这些新特征和理念在生物力学界越来越受到关注, 并已逐渐引入到运动鞋新一轮的变革和创新中^[9,10]。据此, 本研究的目的在于探讨在3种高度下主动落地反跳和被动着地两种落地方式, 篮球鞋对于冲击力信号和下肢软组织振动的影响, 以及它们三者之间的相互作用, 并试图找寻在此过程中能够切实反映篮球鞋变化的敏感指标, 为运动鞋的功能设计提供新的思路。

1 研究方法

1.1 实验对象

本实验选取6名上海体育学院体教专业篮球专项男性运动员作为研究对象(年龄: 22.7 ± 2.1 岁; 身高: 184.5 ± 2.5 cm; 体重: 75.4 ± 3.6 kg; 训练年限: 6.3 ± 2.6 岁)。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, 解剖结构和机能正常, 身体状况以及运动能力良好。

1.2 实验方法

1.2.1 自制可调节高度之翻板器

自主设计, 并由国内某运动器材厂商加工制作的翻板器(长×宽×高: $60 \times 80 \times 70$ 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(如图 1), 并可通过人工操作控制翻板水平面的下翻。

1.2.2 测力台

瑞士生产的 Kistler 三维测力台(长×宽: 90×60 cm), 型号 9287B, 内置信号放大器, 本次实验的采样频率为 1 200 Hz。

1.2.3 加速度信号分析系统

德国 Biovision 公司的双轴加速度计(biaxial accelerometer)(如图 1), 测量范围: ± 10 g ($g=9.81$ m/s²); 频宽: DC 至 1 000 Hz; 尺寸: $14 \times 9 \times 5$ mm 重量: 4 g。本实验的采样频率为 1 200 Hz。

1.2.4 下肢运动学捕捉系统

英国生产的 Vicon 红外高速运动捕捉系统和 MX13 型号的 8 台摄像头, 采样频率为 120 Hz, 利用 Workstation 5.1 软件对信号进行采集和分析处理。采用 5 个直径为 14 mm 的红外反光球, 标记位置分别为髂前上棘、大转子、股骨外上髁、外踝和第五跖骨头(如图 1)^[11], 用以定义单侧下肢髋、膝、踝三关节, 其目的主要用于实时观察运动员在整个落地缓冲

收稿日期: 2010-11-06

基金项目: 国家自然科学基金项目(30871210); 上海市科委计划项目(08490512700); 上海高校特聘教授(东方学者)岗位项目; 上海体育学院研究生科研创新项目(503)

第一作者简介: 傅维杰, 男, 在读博士生. 主要研究方向: 运动生物力学、运动装备研发。

作者单位: 1. 上海体育学院运动科学学院, 上海 200438; 2. 宁波大学体育学院, 宁波 315211



过程中下肢各关节的角度变化情况。

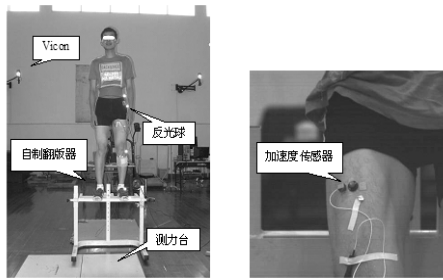


图1 实验现场布置与加速度计粘贴示意图

Figure 1 Experiment Setup and Accelerometer Placement

1.2.5 各设备同步

测力台和Vicon系统通过模数转换器联结并同步构成系统一。加速度信号则是通过一块A/D卡(NI DAQCard,6024E, National Instrument Corp. USA)以及16通道的输入盒(input box)构成系统二。系统一和系统二通过外接触发信号(trigger)进行外同步。

1.3 测试方法和评价参数

1.3.1 实验用鞋

篮球鞋:选取鞋中底采用全掌CUSHION®泡绵材料并提供强缓冲功能的Nike Zoom Kobe III 篮球鞋作为本次实验的测试用鞋,重量 322.4 ± 0.2 g。

对照鞋: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43码(见图2)。



图2 实验用鞋: Nike Zoom Kobe III 篮球鞋(左)和对照鞋(右)

Figure 2 Shoes for Experiment: Nike Zoom III Basketball Shoes (Left) and Control Shoes (Right)

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种下落高度和两种下落方式在内的共12组($2 \times 2 \times 3$)测试,顺序随机。其中3种高度分别为30 cm、45 cm和60 cm;两种下落方式为主动落地反跳和被动着地(如图3),具体动作如下:

(1) 主动落地反跳(Drop Jump, DJ): 受试者双脚站立与翻板器水平面,脚距与肩同宽,同步信号开始后,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,着地后迅速尽力向上垂直跳起(无摆臂)。每位受试者需在同一下落高度完成3次跳深,每次间隔时间为2 min。

(2) 被动着地(Passive Landing, PL): 受试者双脚开

立站于翻板,要求身体略微前倾,重心略向前,防止下落着地后由于重心靠后导致整个身体后仰并发生摔倒。给予受试者“准备”口令后,通过人工操作控制翻板突然下翻,使受试者在基本无预知的情况下完成被动着地。每个高度完成3次。

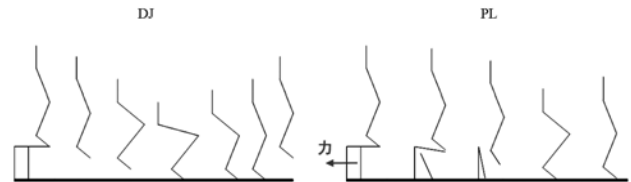


图3 动作示意图:主动落地反跳(左)和被动着地(右)

Figure 3 Illustration of Two Landing Ways: Active Landing for Jump (Left) and Passive Landing (Right)

1.3.3 评价参数

(1) 冲击力(输入信号):冲击力峰值(F_z)和峰值出现时间(t_F);最大负载率(G_z)和出现时间(t_G);输入信号的频率(f_{GRF}),公式如下:

$$f_{GRF} = \frac{1}{2(F_z / G_{z,ave})} [12]$$

其中 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。

(2) 软组织振动:冲击阶段的加速度峰值(a_{peak})和峰值出现时间(t_a)。

振动频率(f_v):通过着地后产生最大加速度到最小加速度之间时间的两倍进行计算(图4)^[9]。

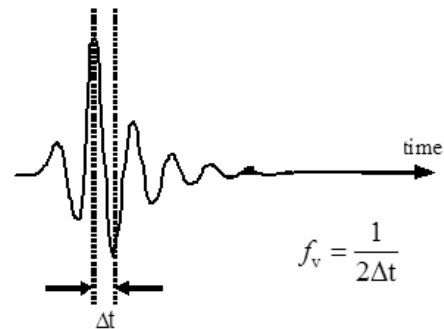


图4 着地后的振动信号及其频率的确定

Figure 4 Definition of Vibration Signals and Its Frequency after Landing

(3) 下肢运动学:从触地到完全缓冲整个过程中,优势腿髋、膝、踝三关节的角度变化量($\Delta \alpha$ joint)。

1.4 数据统计

各参数值均用平均值±标准差($X \pm SD$)方式表示,所有数据资料用Excel 2003和SPSS13.0软件进行统计分析,采用多因素方差分析(GLM-ANOVA)两种运动鞋×两种落地方式×3种高度对于各参数的影响,其中显著性水平为 $p < 0.05$,非常显著性水平为 $p < 0.01$ 。

2 研究结果

图5为一名受试者在60 cm高度时采用PL方式下落所

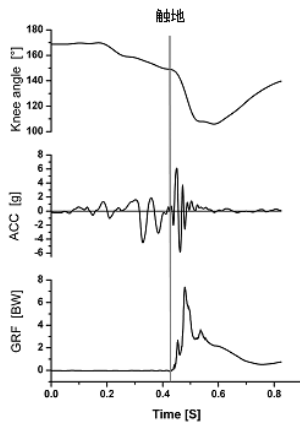


图5 60 cm高度被动落地过程中各参数的信号—时间曲线图
Figure 5 GRF-Time Curves of the Different Parameters during Passive Landing from the Height of 60cm

表1 不同高度下落时下肢三关节角度变化量之比较(单位:°)

Table I Angle Ranges of the Three Joints of the Lower Extremities during Landing from Different Heights

Δα joint		DJ			PL		
关节	鞋种	30/cm	45/cm	60/cm	30/cm	45/cm	60/cm
踝	篮球鞋	33.5 ± 6.7	39.9 ± 8.3	40.0 ± 6.0	27.2 ± 7.7	37.6 ± 3.3	48.0 ± 9.4
	对照鞋	35.8 ± 5.5	39.6 ± 5.9	43.2 ± 4.4	24.3 ± 3.3	33.3 ± 5.6	45.0 ± 8.9
膝	篮球鞋	36.1 ± 8.3	34.3 ± 9.6	39.3 ± 9.9	30.9 ± 5.5	41.0 ± 9.6	46.2 ± 9.6
	对照鞋	34.7 ± 9.3	35.8 ± 8.7	40.6 ± 9.5	32.4 ± 7.0	38.8 ± 7.1	44.1 ± 6.6
髋	篮球鞋	11.7 ± 8.4	8.6 ± 2.8	10.7 ± 3.8	4.8 ± 1.4	8.0 ± 3.5	7.5 ± 3.3
	对照鞋	9.7 ± 4.8	10.6 ± 4.8	12.5 ± 7.5	6.3 ± 3.1	6.8 ± 3.6	7.7 ± 2.0

表2 不同高度下落时冲击力峰值出现时间之比较

Table II Time of Peak Impact during Landing from Different Heights

tF (ms)	DJ			PL		
	30/cm	45/cm	60/cm	30/cm*	45/cm	60/cm
篮球鞋	137.1 ± 40.5	68.6 ± 14.7	59.2 ± 10.9	46.5 ± 10.3	52.8 ± 17.2	48.9 ± 7.9
对照鞋	121.5 ± 15.6	77.5 ± 30.6	53.9 ± 10.9	26.2 ± 9.4	39.2 ± 11.2	47.2 ± 13.1

* $p < 0.05$, 两种鞋存在显著性差异; ** $p < 0.01$, 代表非常显著性差异

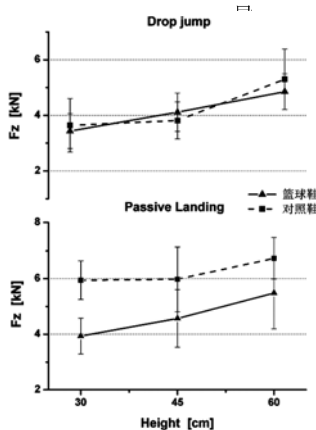


图6 不同高度下落时篮球鞋对于冲击力峰值的影响
Figure 6 Effect of Basketball Shoes on Peak Impact in Landing from the Different Heights

测得各参数的原始信号—时间曲线图,包括膝关节的角度(knee angle)、股四头肌的加速度信号(ACC)和地面反作用力(GRF)。

2.1 下肢运动学变化特性

无论是DJ还是PL,篮球鞋针对下肢三关节在着地缓冲过程中的角度变化量均没有产生显著性的影响(表1),换句话说当两款鞋之间进行冲击力和股四头肌振动特征比较时,已经排除了由于关节角度变化所带来的影响。

2.2 冲击力信号特性

2.2.1 冲击力峰值

从不同高度DJ的过程中,两款鞋的冲击力峰值及其产生时间均没有出现显著性差异(图6);相反,在PL时,篮球鞋对冲击力峰值和出现时间均产生了影响,其峰值明显小于无缓冲的对照鞋,且在30 cm和45 cm这两个高度出现显著性差异($p_{30} < 0.01$; $p_{45} < 0.05$)。与此同时, F_z 随着高度的增加而增大,特别是当高度从45 cm上升到60 cm时,其最大的增幅将近40%。

2.2.2 最大负载率

由表3和图7可以看出,最大负载率的变化与冲击力峰值的结果类似:DJ时两款鞋的最大负载率及其产生时间没有出现显著性差异;然而在PL过程中,穿着篮球鞋的负载率峰值明显小于对照鞋,且3个高度均存在显著性差异($p_{30} < 0.01$; $p_{45} < 0.05$; $p_{60} < 0.05$)。同时,与对照鞋相比,高度的改变(45 cm到60 cm)对于负载率峰值的影响篮球鞋相对更小(图6)。

2.2.3 输入频率

在PL过程中,穿着篮球鞋的输入频率小于对照鞋的频率,并在45 cm时出现了显著性差异($p_{45} < 0.05$);同时,输入频率还在范围内受到高度对其的影响(30 cm到45 cm, $p < 0.05$)。相反,在DJ过程中两款鞋的表现接近,并没有出现差异(图8)。



表3 不同高度下落时最大负载率出现时间之比较
Table III Time of Peak Loading Rate during Landing from Different Heights

tF (ms)	DJ			PL		
	30/cm	45/cm	60/cm	30/cm*	45/cm	60/cm
篮球鞋	54.2 ± 35.8	48.2 ± 14.0	48.9 ± 9.1	35.7 ± 9.3	45.6 ± 17.2	42.0 ± 8.7
对照鞋	42.0 ± 9.7	50.7 ± 4.0	48.3 ± 10.2	20.8 ± 6.9	35.3 ± 10.5	39.7 ± 5.7

* p < 0.05, 两种鞋存在显著性差异; ** p < 0.01, 代表非常显著性差异。

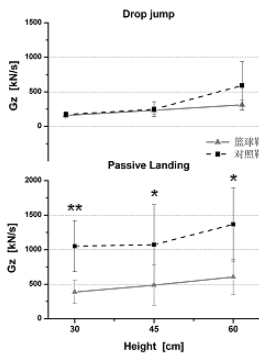


图7 不同高度下落时篮球鞋对于最大负载率的影响
Figure 7 Effect of Basketball Shoes on Peak Loading Rate in Landing from the Different Heights

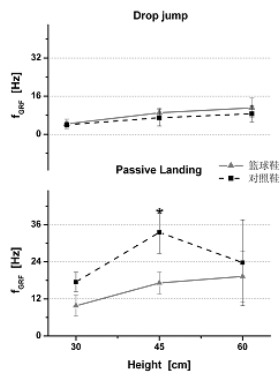


图8 不同高度下落时篮球鞋对于输入频率的影响
Figure 8 Effect of Basketball Shoes on Input Frequency in Landing from the Different Heights

2.3 软组织振动特性

2.3.1 加速度峰值

无论是DJ还是PL, 篮球鞋对于加速度峰值及出现时间都没有产生显著性的影响。然而, 加速度特征更多的是受到不同高度的影响, 即随着高度的增加, 峰值也逐渐增大, 特别是当高度从45 cm上升到60 cm时, 增幅明显 (p < 0.05)。

3.3.2 频率特征

针对两种不同的落地方式, 篮球鞋对于股四头肌的振动频率 (f_v) 没有产生显著性的影响 (图9)。同时, 高度仍然成为影响振动频率的主导因素。

然而, 当把输入信号的结果和软组织振动相结合时我们发现, 在DJ时, 无论哪款鞋, 其振动频率总是远离输入信号的频率范围, 相差34~40 Hz; 但在PL过程中, 这样

的频率差异由于落地方式的改变而减小 (25 Hz 以下), 同时, 无缓冲鞋相比篮球鞋表现得更为明显 (图9中虚线框), 两者频率甚至在45 cm的高度趋于一致 (33~39 Hz)。

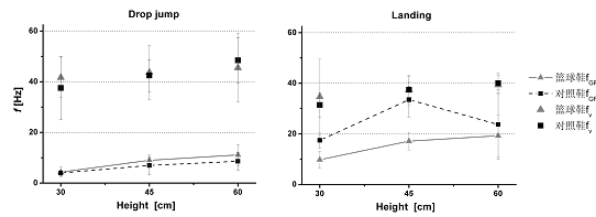


图9 两种落地方式的输入频率和振动频率差异之对比
Figure 9 Comparison between the Input Frequency and Vibration Frequency during the Two Ways of Landing

3 讨论

本实验中所采用的主动落地反跳方式属于需要人体自身进行运动控制的动作之一: 运动员需尽量确保无垂直初速下落, 同时着地后需迅速尽力向上垂直跳起。人体经过了一个从获得信号控制下落, 再到全力起跳的过程, 从结果来看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起到明显作用, 相反, 冲击力峰值、负载率和输入频率这些输入信号的特征更主要的还是受到高度的影响, 这一结果支持 Frederick、Nigg 和 Hennig 等运动鞋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 [13-15]。

与此相反, 在被动着地的情况下, 我们却发现篮球鞋确实对输入信号的特征 (冲击力峰值、负载率和输入频率) 存在较大的影响。在3种不同的高度下落时, 相比对照鞋, 篮球鞋确实对冲击力进行了缓冲, 并使得输入信号的频率范围变小。这一结果与 Zhang 等人 [16] 的部分研究相同: 他们在观察运动员穿着3种不同中底硬度 (软、正常和硬) 的篮球鞋在向前迈一步下落 (step-off landing) 过程中的表现时发现, 中底较软的篮球鞋和正常组在较低高度下落时均削弱了着地初始的冲击力以及足尖区域的负荷。而 Lafortune 等人 [17] 在更早的利用人体钟摆实验模拟下肢冲击的研究中同样发现, 具有较软 EVA 泡沫的运动鞋能够明显减少冲击伊始的腿刚度、墙面反作用力 (wall reaction force) 峰值和最大负载率。

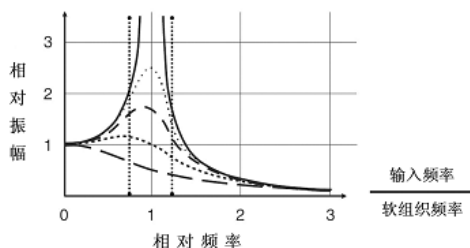
根据篮球鞋和冲击力的关系, 上述一系列结果包括本实验的研究均表明, 在人体未完全 (或较少) 预知着地状态的情况下, 由于下肢减少了对动作的控制, 排除或部分排除了人体作为活性机体能够针对冲击力的效果进行一系列的神经-肌肉系统的生物适应反馈和自身的适应策略 (an adaption strategy) [18], 因此使得运动鞋 (表面) 的作用能



够更加明显地体现出来,包括减少着地时的冲击峰值、最大负载率以及在一定高度(或速度)下的输入频率,同时使得其它因素诸如高度、速度等对于输入信号(振幅和频率)的影响也相对较小,从而充分发挥运动鞋的缓冲避震功能,进一步避免由此可能引起的运动伤害。

与此同时,针对冲击过程中下肢软组织的振动,本研究的结果显示,篮球鞋对于一定高度下落时股四头肌振动特征的影响并不明显。这一结果与Boyer和Nigg^[9]针对跟-趾跑过程中不同中底的跑鞋对于下肢软组织振动影响的发现类似,即软组织的加速度峰值和振动频率更多的是受到跑速的作用而并非运动鞋。但值得注意的是,当把输入信号的频率和股四头肌振动的频率相结合时我们发现,在3种不同高度下输入信号的频率总是低于软组织的振动频率,但在两种落地方式间却存在差异:主动落地反跳时输入频率远离振动频率的范围;然而在被动落地过程中,输入频率却更接近振动频率,与此同时无缓冲的对照鞋相比篮球鞋表现得更为明显,不少个体的两者频率甚至在45 cm的高度存在一致(图9)。

人体的软组织是活体组织,并非弹性被动材料,具备一定固有频率,并会因为肌肉的收缩和舒张、用力与不用力而改变自身频率特性^[7]。Challis, Nigg等人的研究将人体的软组织结构(肌肉、筋膜、周围组织和皮肤)视为一个振动系统,而冲击力则作为使软组织产生初始振动的输入信号,当两者频率相近或重叠时,便会产生共振(图10两竖虚线区),研究者们据此推测这也是引起损伤的一个重要因素^[19,20]。与此同时,人体有意识地进行跑、跳等运动时肌肉活动在预触地前会产生明显的活化和自我调节,称之为肌肉调谐(muscle tuning)^[8],其根本目的是为了激活存在共振危险的软组织,避免软组织与反复冲击力产生共振,从而预防由此可能会产生的运动损伤。



相对频率为“1”代表输入信号的频率与软组织系统的固有振动频率相同

图10 不同阻尼特性的振动系统对输入信号产生的共振曲线
Figure 10 Resonance Curve of the Vibration Systems of the Different Damping Characteristics for Input Signals

因此在本实验中,作为需要人体肌-骨骼系统预先调节控制的主动落地反跳过程中,其输入频率远离振动频率,相对比值保持在振幅-频率曲线的左边,从而避开了可能的共振区域(图10);相反,在被动落地过程中,由于人体下肢缺少了从落地到着地的预先判断,并没有给与各肌肉充分激活的空间,从而无法发挥肌肉调谐的功能来控制软组织的振动,进而表现为输入频率更接近振动频率。

4 小结

4.1 在DJ过程中,篮球鞋的介入并没有显著性地改变冲击力作为输入信号的各项特征;而PL时,穿着篮球鞋的冲击力特征变化较大,同时使得高度因素对于输入信号(振幅和频率)的影响也相对较小。

4.2 篮球鞋对于一定高度下落时股四头肌振动特征直接影响并不明显,但结合输入信号却发现:人体下肢在DJ过程中的调节(肌肉调谐等),成功避免软组织与冲击力产生共振;而在PL过程中,穿着篮球鞋能够使运动员在无法充分发挥肌肉活化功能进而控制软组织振动的情况下,改变输入频率避开共振区域,进而为预防冲击损伤提供了可能。

4.3 作为输入信号的冲击力和软组织的振动特性确实能够在一定程度上反映运动鞋之间的差异,但是否能够真正成为评价运动鞋功能的新的敏感指标尚需进一步研究证实。

参考文献:

- [1] Dick R, Hertel J, Agel J, Grossman J, Marshall SW. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate men's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004[J]. *J Athl Train*, 42(2): 194-201.
- [2] Borowski LA, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. (2008). The epidemiology of US high school basketball injuries, 2005-2007 [J]. *Am J Sports Med*, 36(12): 2328-2335.
- [3] McClay IS, Robinson JR, Andriacchi TP, Frederick EC, Gross TS, Martin P, Valiant GA, Williams KR, Cavanagh PR. (1994). A Profile of Ground Reaction Forces in Professional Basketball [J]. *J Appl Biomech*, 10: 222-236.
- [4] Chiu HT, Shiang TY. (2007). Effects of insoles and additional shock absorption foam on the cushioning properties of sport shoes[J]. *J Appl Biomech*, 23(2): 119-127.
- [5] Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB. (1983). Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running[J]. *Int J Sports Med*, 4(4): 247-251.
- [6] 郑秀媛, 刘静民. 运动鞋研究概况和发展趋势[J]. 体育科研, 2009, 30(2): 56-60.
- [7] 刘宇, 傅维杰. 冲击力与软组织振动——运动损伤机制的新认识[J]. 体育科学, 2009, 29(3): 95-96.
- [8] Nigg BM, Wakeling JM. (2001). Impact forces and muscle tuning: a new paradigm[J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 29(1): 37-41.
- [9] Boyer KA, Nigg BM. (2004). Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics[J]. *J Biomech*, 37(10): 1583-1588.
- [10] Boyer KA, Nigg BM. (2007). Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties[J]. *J Biomech Eng*, 129(4): 594-602.

- [20] 耿青青. 长期递增负荷运动对大鼠氨基酸类神经递质的影响[M]. 华南师范大学硕士生论文, 2005.
- [21] 沈政, 林庶芝. 颞叶皮层的认知功能[J]. 生理科学进展, 1993, 24(1): 49-52.
- [22] Roy, J.P., Wurtz, R.H. (1990). The role of disparity-sensitive cortical neurons in signalling the direction of self-motion[J]. *Nature*, 348:160-162
- [23] 于萍, 渠春环等. 脑内乙酰胆碱与认知活动的关系[J]. 心理科学进展, 2008, 16(3): 453-457.
- [24] 田野主编. 运动生理学高级教程[M]. 北京: 高等教育出版社, 2003, 456-469.
- [25] 许礼哲, 邓树勋等. 运动性中枢疲劳生化基础[J]. 浙江体育科学, 2000, 22(2): 59-60.
- [26] Mieko, K. (1993). Extracellular release of acetylcholine, norepinephrine and serotonin increases in the cerebral cortex during walking in conscious rats[J]. *Neuroscience Letters*, 16:73-76.
- [27] 张学民, 李永娜等. 视觉注意的脑功能成像研究进展[J]. 神经解剖学杂志, 2009, 25(5): 582-586.
- [28] 徐秉炬. 视觉注意的顶叶神经机制[J]. 心理科学通讯, 1981, 4: 14-15.
- [29] 张蕴琨. 运动时中枢神经递质的代谢调节[A]. 见: 冯炜权, 谢敏豪等. 运动生物化学研究进展[M]. 北京: 体育大学出版社, 2006: 305-329.
- [30] 白延强, 刘月红等. 家兔脑室注射乙酰胆碱、去甲肾上腺素的脑波涨落图分析[J]. 航空医学和医学工程, 1995, 8(3): 183-186.

(责任编辑: 何聪)

(上接第36页)

- [11] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics*[J]. *J Biomech*, 35(4): 543-548.
- [12] Boyer KA, Nigg BM. (2007). Quantification of the input signal for soft tissue vibration during running[J]. *J Biomech*, 40(8): 1877-1880.
- [13] Frederick EC, Hagy JL. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running[J]. *Int J of Sport Biomech*, 2: 41-49.
- [14] Hennig EM, Valiant GA, Liu Q. (1996). Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear[J]. *J Appl Biomech*, 12: 143-150.
- [15] Nigg BM, Bahlsen HA, Luethi SM, Stokes S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running[J]. *J Biomech*, 20(10): 951-959.
- [16] Zhang S, Clowers K, Kohstall C, Yu YJ. (2005). Effects of various midsole densities of basketball shoes on impact attenuation during landing activities[J]. *J Appl Biomech*, 21(1): 3-17.
- [17] Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture[J]. *J Biomech*, 29(12): 1531-1537.
- [18] Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 36(5): 838-844.
- [19] Challis JH, Pain MT. (2008). Soft tissue motion influences skeletal loads during impacts[J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 36(2): 71-75.
- [20] Wakeling JM, Liphardt AM, Nigg BM. (2003). Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking[J]. *J Biomech*, 36(12): 1761-1769.

(责任编辑: 何聪)