中国体育科技
2021年（第57卷）第11期
CHINA SPORT SCIENCE AND TECHNOLOGY
Vol.57, No.11, 30-37, 2021

文章编号：1002-9826（2021）11-0030-08
DOI：10. 16470/j. csst. 2020003

运动损伤预防训练对短跑运动员下肢生物力学和共激活特征的影响

Effects of Sports Injury Prevention Training on Biomechanics and Co-activation Characteristics of Sprinters' Lower Limbs

李　萍[1]，朱学强[2*]，李秀红[3]，童理刚[4]

LI Ping[1]，ZHU Xueqiang[2*]，LI Xiuhong[3]，TONG Ligang[4]

摘　要：目的：通过干预前后的测试比较，探讨运动损伤预防训练对短跑运动员下肢生物力学参数和肌肉共激活特征的影响。方法：将26名短跑运动员随机抽签分配到实验组和对照组，实验组进行为期8周（每周3次）的训练干预，对照组则进行日常训练，通过单因素协方差分析比较两组干预后生物力学测试和肌电测试指标的变化情况。结果：干预后，实验组足与地面接触时刻膝内收角度、最大碰撞时刻膝内收和屈曲角度、最大膝屈角时刻髋和膝屈曲角度以及膝内收角度均显著大于对照组（$P\leqslant0.05$），但垂直方向的地面反作用力显著小于对照组（$P=0.04$）；肌电测试中，一个完整单步内膝关节共激活比值实验组显著大于对照组（$P=0.04$）。结论：包括快速伸缩复合、特定的下肢力量、速度与灵敏、平衡与稳定性练习模块的8周运动损伤预防训练，能使短跑运动员膝关节、踝关节激活模式和下肢生物力学的合理性得到一定程度的改善和提高。

关键词：运动损伤预防；短跑运动员；肌肉共激活；神经肌肉控制

Abstract: Objectives: The effects of sports injury prevention training on lower limb biomechanics and muscle co-activation characteristics of sprinters were investigated through the tests before and after training intervention. Methods: Twenty-six sprinters were randomly divided into the experimental group and the control group. The experimental group received training intervention for 8 weeks (3 times a week), while the control group received training according to the daily training schedule. Changes of biomechanical test and electromyography test after intervention were compared between the two groups by single factor covariance analysis. Results: After intervention, knee adduction angle at the initial contact with ground, knee adduction and flexion angle at the maximum collision time, hip and knee flexion angle at the maximum knee flexion moment and knee adduction angle in the experimental group were significantly higher than that in the control group ($P\leqslant0.05$), but the ground reaction force in the vertical direction was significantly smaller than that of the control group ($P=0.04$); the knee joint co-activation ratio in experimental group was significantly higher than that in the control group ($P=0.04$). Conclusions: The 8 weeks of injury prevention training including the plyometrics, lower limb strength, speed and agility, balance and stability exercises can make a certain degree of improvement of the sprinter's knee and ankle joint activation mode and the rationality of lower limb biomechanics.

Keywords: *sports injury prevention; sprinters; muscle co-activation; neuromuscular control*

中图分类号：G822.1　　**文献标识码：**A

近年，随着竞技水平不断提高，田径运动员的损伤发病率呈现逐渐增高的趋势（郑亮亮 等，2013）。其中，短跨类项目下肢损伤的发生率最高（41.98%）（曲绵域 等，2003）。运动损伤的发生，容易成为运动员长期甚至终身参与身体活动的障碍，严重影响竞技水平的保持和提高，且损伤后的康复耗时长，很难恢复到损伤前的运动水平。

基金项目：
教育部人文社会科学研究一般项目（20YJC890013）

第一作者简介：
李萍（1990-），女，讲师，博士，主要研究方向为体育教学与训练，E-mail：514366093@qq.com。

***通信作者简介：**
朱学强（1974-），男，副教授，硕士，主要研究方向为体能训练和体育教学与训练，E-mail：zxqzmx@163.com。

作者单位：
1. 宁波大学，浙江 宁波 315211；
2. 山东体育学院，山东 济南 250102；
3. 沧州师范学院，河北 沧州 061001；
4. 宁波幼儿师范高等专科学校，浙江 宁波 315016
1. Ningbo University, Ningbo 315211, China;
2. Shandong Sport University, Jinan 250102, China;
3. Cangzhou Normal University, Cangzhou 061001, China;
4. Ningbo Childhood Education College, Ningbo 315016, China.

因此，提高运动损伤预防的科学性和有效性，对运动员、教练员和医务工作人员均非常重要。

短跑是在高强度和高速度下完成摆动腿的积极下压以使身体快速水平前移，脚着地后必须达到强有力的蹬地效果，从而获得较大的地面反作用力。为了获得较大的地面反作用力，关节周围的肌肉和韧带需要承受超大负荷，从而增加发生损伤的风险（何建平，2002）。从生物力学和解剖学的角度来说，极大程度地超越关节与肌肉的正常解剖范围容易引起运动损伤，但却有利于提高运动员的竞技水平，解决这一矛盾的关键就是增加肌体承受不利解剖姿势的能力，最大程度地协调专项技术动作的有效性和安全性（何建平，2002）。Gamble（2011）指出，运动员所表现出的专项技术动作主要取决于其基础动作能力，而为了准确执行基础动作能力，运动员神经肌肉需要高度的控制能力。通过这种方式，神经肌肉功能及其控制能力的水平，成为运动员安全高效地完成专项技术动作的限制性因素，特别是在强调“神经”训练的短跑运动中（Gamble，2015）。

目前，神经肌肉训练已广泛应用于球类运动中非接触性损伤的预防和康复，并在降低损伤风险和提高运动表现方面取得良好的效果（Bien，2011；Mandelbaum et al.，2005；Myer et al.，2008；Pfile et al.，2016）。神经肌肉训练方案包括的练习内容越全面，其干预效果越明显，但是目前还没有充分证据证明何种组成部分更为重要或更有必要（Padua et al.，2006）。尽管如此，研究表明，有效的损伤预防训练方案至少包括以技术动作为导向的快速伸缩复合训练、姿势控制能力训练、力量训练、灵敏性训练等一种或几种练习（Alentorn-geli et al.，2009；Fischer et al.，2006；Hewett et al.，2006）。然而，目前鲜见关于神经肌肉训练是否适用于短跑项目中非接触性损伤预防与康复方面的研究。基于此，本研究通过纵向的前后测试比较，探讨以发展神经肌肉功能为目的的损伤预防训练对短跑运动员下肢生物力学参数和肌肉共激活特征的影响。

1　研究对象与方法

1.1　研究对象

在山东体育学院日照校区进行短跑运动员的招募，具体条件：1）自愿参加本次实验，性别不限；2）运动等级为二级以上；3）参与实验前（≥6个月）无重大运动损伤或其他影响测试结果的疼痛或运动障碍等；4）无相关手术史；5）需签署知情同意书。

符合本研究招募条件的受试者共26名，其中男生16名，女生10名。对照组1名受试者数据不符合录入和分析标准，只报告25名受试者的基本情况（表1）。

1.2　研究方法

1.2.1　测试法

1）生物力学测试。测试仪器及软件：VICON红外摄像系统，8台MX13摄像头，采样频率为100 Hz，软件版本为Vicon Nexus 2.6.1。Marker球直径为14 mm，KISTLER三维测力台，型号9287B，面积600 mm×900 mm，采样频率为1 000 Hz。根据Visual 3D软件建模的要求，在受试者身体上贴置41个Marker球并完成静态标定动作的拍摄（图1）。测试动作为双腿下落纵跳（drop vertical jump，DVJ），测试前组织受试者进行约10 min的热身活动，共记录3次成功的测试（Ford et al.，2003）。

表1　受试者基本情况

Table 1　Basic Conditions of the Subjects　　$M\pm SD$

测试项目	实验组（n=13）	对照组（n=12）	P
年龄/岁	19.25±0.75	19.50±0.80	0.44
身高/cm	175.17±8.75	176.00±6.21	0.79
体质量/kg	66.17±10.51	63.92±7.76	0.56
BMI/（kg·m^{-2}）	21.44±1.94	20.59±1.78	0.27
运动年限/年	5.17±1.75	4.67±2.50	0.58
运动等级	二级	二级	

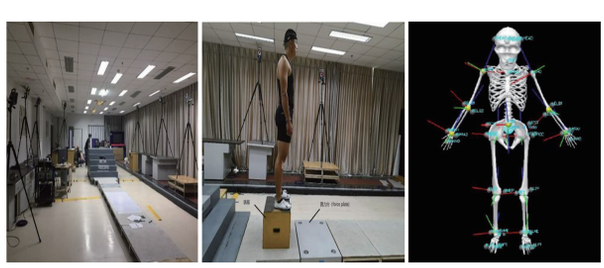

图1　测试场地及Marker点位置

Figure 1.　Test Site and Marker Point Location

2）肌电测试。测试仪器：芬兰Mega ME6000 16通道表面肌电测试仪。选取的肌肉：股直肌、股内侧肌、股外侧肌、股二头肌、半腱肌、腓肠肌内、腓肠肌外侧头和胫骨前肌。测试前，需确定受试者下肢的优势侧（Yu et al.，2006），并进行下肢肌肉最大等长力量测试以进行数据的标准化处理，参考相关研究放置肌电采集传感器（Konrad，2005）。测试动作为40 m全力加速跑，采用站立式起跑，听到信号后起跑，共进行2次测试，间隔时间为5 min。

3）数据处理。运动学和动力学指标分别选取足与地面接触、最大碰撞力和膝关节最大屈角（图2）3个时刻进行分析。采用双向4次零滞后巴特沃斯低通滤波器，对运动学和动力学信号进行滤波，截断频率为15 Hz（Roewer et al.，2014）。采用关节坐标系的方式计算关节运动学指标（Grood et al.，1983），关节角采用卡单角X—Y—Z的顺序。地面反作用力指标直接由过滤后的三维测力台信号可得，其方向与大地坐标系方向一致。

肌电测试指标：根据平均肌电振幅计算膝关节和踝关节肌肉共激活比（co-activation ratio）$=\frac{AA_{拮抗肌}}{AA_{主动肌}}$（Aagaard

et al.，2000）。在短跑蹬伸阶段，膝关节肌肉共激活比（co-activation ratio$_{Knee}$）=$\frac{\text{腘绳肌}}{\text{股四头肌}}$，踝关节共激活比（co-activation ratio$_{Ankle}$）=$\frac{\text{胫骨前肌}}{\text{腓肠肌外侧头}}$（傅维杰 等，2014；Ruan et al.，2010）。其中，腘绳肌平均肌电振幅为半腱肌和股二头肌平均肌电振幅之和，股四头肌平均肌电振幅为股直肌、股外侧肌和股内侧肌平均肌电振幅之和（袁鹏 等，2018）。

1.2.2　实验法

按照随机抽签原则，将受试者分为实验组和对照组，实验周期为8周，每周3次训练课（周一/三/五），每次120 min。1）实验组训练安排：第1部分（约45 min）除了必要的热身和动态拉伸外，根据训练课任务安排损伤预防训练课的练习模块，周一包括速度灵敏性和快速伸缩复合练习模块，周三包括速度灵敏性和下肢力量练习模块，周五包括平衡稳定性和快速伸缩复合练习模块；第2部分为65 min左右的专项训练；第3部分为15 min左右的软组织再生和静态拉伸。2）对照组训练安排：第1部分主要包括约45 min的热身和动态拉伸，以及小游戏和专门辅助练习；第2、3部分与实验组统一进行训练（表2）。

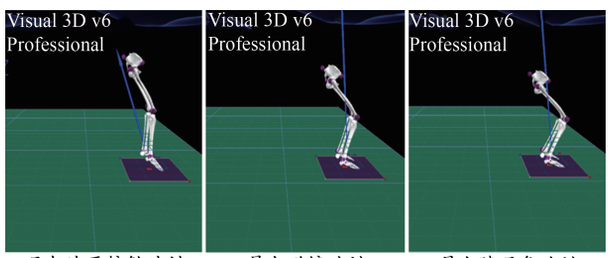

图2　运动学和动力学测试特征时刻

Figure 2.　Biomechanical Test Feature Moment

表2　实验组损伤预防训练内容（以第1阶段为例）

Table 2　Experimental Group Sports Injury Prevention Training Content（the First Stage）

练习模块	练习动作	组数	距离/时间/次数	次间歇	组间歇
速度灵敏性训练	站立听信号启动30 m	1～2	1～2次	50～70 s	1～2 min
	上坡跑30 m	1～2	1～2次	50～70 s	1～2 min
	快速绳梯跑30 m	2～3	1～2次	40～60 s	1～2 min
	快速跳绳	2～3	30 s		40～60 s
	三锥桶直线变向跑	2～3	1～2次	40～60 s	1～2 min
快速伸缩复合训练	左右障碍跳（小栏架高15 cm）	2～3	15～20 s		1～2 min
	前后障碍跳（小栏架高15 cm）	2～3	15～20 s		1～2 min
	旋转90°障碍跳（小栏架15 cm）	2～3	8～10次		1～2 min
	弓箭步跳	2～3	15～20 s		1～2 min
下肢力量训练	捧杯式深蹲（药球2 kg）	2～3	8～10次		30～50 s
	单腿深蹲	2～3	8～10次		1～2 min
	弓箭步行走	2～3	8～12步		30～50 s
	药球罗马尼亚硬拉（药球2 kg）	2～3	8～10次		30～50 s
	BOSU（平）双腿支撑动态臀桥	2～3	8～10次		30～50 s
平衡稳定性训练	侧卷腹	2～3	8～15次		20～30 s
	仰卧两头起	2～3	8～15次		20～30 s
	俯卧挺身转体	2～3	8～15次		20～30 s
	BOSU（圆）双膝支撑	2～3	20～40 s		40～60 s
	平衡垫单脚站立	2～3	20～40 s		40～60 s

实验组干预方案分为3个进阶阶段，第1阶段持续2周，第2、3阶段各持续3周。在查阅文献（Cloak et al.，2013；Mendiguchia et al.，2015；Myklebust et al.，2010；Pasanen et al.，2008）和专家访谈的基础上设计实验组练习动作。对25名专家（国家级和高级短跑教练员、体能训练、损伤预防与康复方面的专家等）2轮问卷调查结果进行分析，得出克隆巴赫系数值为0.74，说明问卷具有较高的信度。效度检验中，累计有83.33%的专家对问卷的结构比较赞同或非常赞同，75%的专家对其内容比较满意或非常满意。在此基础上，参考前人研究，通过平均值≥4分、变异系数＜0.25和专家意见的协调系数较高确定实验组的练习动作（黄海燕 等，2011；薛宇，2013），练习总时间、频次、组数、次数和间歇时间等在对相关文献资料整理的基础上结合短跑运动员实际训练安排进行适当调整（Hoffman，2016；Verstegen et al.，2015）。严格记录两组运动员的训练情况，剔除低于16次课的运动员数据（Sugimoto et al.，2012）。训练过程中注重言语指导和反馈，以确保运动员练习动作的准确性。

1.2.3 数理统计法

运用SPSS 22.0软件对数据进行处理与分析，干预前受试者基本情况的对比采用独立样本t检验，干预后2组各测试指标比较采用单因素协方差分析（ANOVA），$P \leqslant 0.05$表示具有显著性水平。

2 研究结果

2.1 运动学指标

在数据分析前均进行假设条件检验（游永豪 等，2010），符合单因素协方差分析的使用条件。干预后，实验组足与地面接触时刻膝关节内收角度（＋）显著大于对照组（$P=0.00$）；最大碰撞时刻，实验组膝关节内收角度（＋）和屈曲角度（－）显著大于对照组（$P=0.04$）；最大膝屈角时刻，实验组髋关节屈曲角度（＋）、膝关节屈曲角度（－）和膝关节内收角度（＋）显著大于对照组（$P \leqslant 0.05$），其他测试指标无显著差异（表3～5）。

表3 足与地面接触时刻运动学指标的协方差分析结果

Table 3 Covariance Analysis Results of Test Indicators for Initial Contact with Ground $M \pm SD$

指标/(°)		实验组（n=13）	对照组（n=12）	差值的绝对值	P
髋关节	屈曲/伸展	56.48[a]±0.64	56.05[a]±0.67	|0.43±0.92|	0.65
	内收/外展	−5.50[a]±0.16	−5.95[a]±0.16	|−0.45±0.22|	0.06
	内旋/外旋	10.17[a]±0.17	10.66[a]±0.17	|−0.48±0.25|	0.06
膝关节	屈曲/伸展	−39.91[a]±0.49	−38.60[a]±0.51	|−1.31±0.71|	0.08
	内收/外展	12.08[a]±0.22	11.01[a]±0.23	|1.07*±0.31|	0.00*
	内旋/外旋	−14.42[a]±0.13	−14.59[a]±0.13	|0.17±0.19|	0.36
踝关节	背屈/跖屈	73.42[a]±0.41	72.63[a]±0.43	|0.79±0.59|	0.20
	内收/外展	10.52[a]±0.32	10.18[a]±0.33	|0.34±0.46|	0.47
	内翻/外翻	−14.47[a]±0.25	−14.24[a]±0.26	|−0.23±0.36|	0.54

注：髋屈、膝伸、踝背屈为正（＋），髋伸、膝屈、踝跖屈为负（－）；髋、膝和踝内收为正（＋），髋、膝和外展为负（－）；髋和膝内旋、踝外翻为正（＋），髋和膝外旋、踝内翻为负（－）；a代表协变量修正后的因变量均值；差值=实验组−对照组；*表示均值差值在0.05水平上较显著；下同。

2.2 动力学指标

干预后，两组足与地面接触时刻、最大碰撞时刻前后方向和垂直方向的地面反作用力均无显著差异（$P \geqslant 0.06$），但实验组两个方向修正后的均值略小于对照组；最大膝屈角时刻，实验组垂直方向的地面反作用力显著小于对照组（$P=0.04$），前后方向与对照组无显著差异，但实验组修正后的均值略小于对照组（表6）。

2.3 下肢关节肌肉共激活指标

一个完整单步内，干预后，实验组膝关节共激活比值显著大于对照组（$P=0.04$）；两组踝关节肌肉共激活比无显著差异（$P \geqslant 0.30$），但实验组略大于对照组（表7～表8）。

表4 最大碰撞时刻运动学指标的协方差分析结果

Table 4 Covariance Analysis Results of Kinematics Indicators for Maximum Collision Time $M \pm SD$

指标/(°)		实验组（n=13）	对照组（n=12）	差值的绝对值	P
髋关节	屈曲/伸展	67.99[a]±0.34	67.12[a]±0.67	|0.87±0.49|	0.09
	内收/外展	−4.99[a]±0.11	−5.10[a]±0.11	|0.12±0.16|	0.48
	内旋/外旋	14.08[a]±0.23	14.38[a]±0.24	|−0.30±0.33|	0.36
膝关节	屈曲/伸展	−69.76[a]±0.30	−68.84[a]±0.31	|−0.92*±0.43|	0.04*
	内收/外展	15.87[a]±0.19	15.27[a]±0.20	|−0.60*±0.27|	0.04*
	内旋/外旋	−12.01[a]±0.13	−12.09[a]±0.13	|−0.08±0.18|	0.67
踝关节	背屈/跖屈	97.23[a]±0.36	96.55[a]±0.37	|0.68±0.52|	0.21
	内收/外展	5.66[a]±0.14	5.54[a]±0.15	|0.12±0.20|	0.57
	内翻/外翻	−9.72[a]±0.15	−9.60[a]±0.15	|−0.12±0.21|	0.57

表5 最大膝屈角时刻运动学指标的协方差分析结果

Table 5 Covariance Analysis Results of Kinematics for Maximum Knee Flexion Moment $M \pm SD$

指标/(°)		实验组（n=13）	对照组（n=12）	差值的绝对值	P
髋关节	屈曲/伸展	79.57[a]±0.24	78.84[a]±0.25	|0.73*±0.35|	0.05*
	内收/外展	−4.26[a]±0.14	−4.02[a]±0.14	|−0.24±0.20|	0.24
	内旋/外旋	20.53[a]±0.27	20.94[a]±0.17	|−0.41±0.38|	0.30
膝关节	屈曲/伸展	−107.37[a]±0.44	−106.01[a]±0.45	|−1.36*±0.63|	0.04*
	内收/外展	22.39[a]±0.21	21.74[a]±0.22	|0.66*±0.31|	0.04*
	内旋/外旋	−4.81[a]±0.18	−4.58[a]±0.19	|−0.23±0.26|	0.38
踝关节	背屈/跖屈	112.36[a]±0.44	111.23[a]±0.46	|1.13±0.64|	0.09
	内收/外展	3.13[a]±0.14	2.78[a]±0.15	|0.35±0.21|	0.10
	内翻/外翻	−9.63[a]±0.10	−9.35[a]±0.11	|−0.28±0.15|	0.07

3 分析与讨论

3.1 运动学和动力学参数变化的分析与讨论

DVJ的着地时间长短虽然与短跑存在一定差别，但从下肢肌群抵抗较大地面冲击力并通过髋、膝和踝关节伸肌完成拉长－缩短周期的特点来看，DVJ能够体现短跑中下

肢肌肉的用力特点（周彤 等，2018）。研究表明，DVJ可以检验受试者下肢神经肌肉功能、控制能力和膝关节在运动中的稳定性，在临床环境是一种比较完善的评估方法（Gamble，2015）。着地时刻，膝关节无论是内翻和外翻动作，对于下肢都是不稳定的位置，已被证明与下肢损伤的发生有关（Hewett et al.，2005）。此外，男、女运动员在完成同样的着地动作时，髋、膝、踝关节在不同运动平面上的运动参数均存在明显差异，且髋和膝关节的屈曲角度较为突出（鲁智勇，2016）。生物力学机制表明，屈髋屈膝的角度越小，对关节产生的应力越大，且较小的屈髋角度会增加膝关节的负荷，将膝关节周围的韧带和肌肉置于较为危险的状态。Lephart等（2005）研究表明，落地时较大的髋内旋角度会增加膝外翻和外旋角度，增加膝关节损伤的风险。还有研究发现，女运动员脚触底时刻踝关节跖屈角度和内翻角度小于男运动员，而外翻角度却大于男运动员（Ford et al.，2005）。着地时刻，踝关节跖屈角度的增大会增加踝关节扭伤的风险（Wright et al.，2000），脚踝外翻与胫骨内旋动作可能存在一定线性关系（Bellchamber et al.，2000），踝外翻和胫骨内旋动作同时出现会成倍增加下肢危险姿势（动态外翻）的出现（Hewett et al.，2005）。因短跑运动员大部分损伤都发生在着地时刻，可以推断，地面反作用力与下肢损伤之间也存在强烈的相关关系。研究发现，与未损伤的受试者相比，膝关节损伤患者落地时垂直地面反作用力增加了20%（巩尊科 等，2010），这在另一项研究中也得到证实，且垂直方向地面反作用力的增加使跑步者的损伤风险更高（Hreljac et al.，2006）。

表6　动力学指标的协方差分析结果

Table 6　Covariance Analysis Results of Kinetic Indicators　　*M*±*SD*

测试指标（BW）		实验组（*n*=13）	对照组（*n*=12）	差值的绝对值	*P*
足与地面接触时刻	X轴地面反作用力	0.28[a]±0.00	0.29[a]±0.00	|−0.01±0.01|	0.06
	Z轴地面反作用力	0.52[a]±0.02	0.57[a]±0.02	|−0.05±0.03|	0.20
最大碰撞时刻	X轴地面反作用力	0.18[a]±0.01	0.20[a]±0.01	|−0.02±0.01|	0.16
	Z轴地面反作用力	2.59[a]±0.40	2.63[a]±0.42	|−0.04±0.06|	0.48
最大膝屈角时刻	X轴地面反作用力	0.16[a]±0.09	0.17[a]±0.01	|−0.01±0.01|	0.36
	Z轴地面反作用力	2.30[a]±0.04	2.44[a]±0.05	|−0.14[*]±0.07|	0.04[*]

注：X轴表示前后方向的地面反作用力，正方向向前；Z轴表示垂直方向的地面反作用力，正方向向上。地面反作用力的计算公式=力值（N）/体质量（kg）×重力系数（N·kg^{-1}），代表自身体质量的倍数。

表7　膝关节激活特征的协方差分析结果

Table 7　Covariance Analysis Results of Knee Joint Activation Characteristics　　*M*±*SD*

测试指标	实验组（*n*=13）	对照组（*n*=12）	差值	*P*
股内侧肌（%MVC）	58.07[a]±1.15	61.18[a]±1.20	−3.11±1.67	0.08
股外侧肌（%MVC）	58.43[a]±1.51	59.68[a]±1.58	−1.25±2.19	0.57
股直肌（%MVC）	91.01[a]±3.64	93.72[a]±3.79	−2.70±5.25	0.61
股二头侧肌（%MVC）	88.05[a]±0.53	86.82[a]±0.55	1.24±0.77	0.12
半腱肌（%MVC）	88.85[a]±0.92	86.66[a]±0.96	−0.02±0.01	0.16
膝关节共激活比	0.85[a]±0.01	0.81[a]±0.01	0.04[*]±0.02	0.04[*]

表8　踝关节激活特征的协方差分析结果

Table 8　Covariance Analysis Results of Ankle Activation Characteristics　　*M*±*SD*

测试指标	实验组（*n*=13）	对照组（*n*=12）	差值	*P*
腓肠肌内侧头（%MVC）	73.36[a]±1.18	75.15[a]±1.22	−1.80±1.70	0.30
腓肠肌外侧头（%MVC）	71.79[a]±1.75	73.80[a]±1.82	−2.02±2.53	0.43
胫骨前肌（%MVC）	91.47[a]±1.23	92.30[a]±1.28	−0.84±1.11	0.46
踝关节共激活比	1.27[a]±0.32	1.25[a]±0.03	0.02±0.05	0.56

研究证实，以技术动作为导向的快速伸缩复合训练和力量训练组合的损伤预防干预，通过提高神经肌肉控制能力，使运动员双膝内翻和外翻动作在落地时减少50%（Kubo et al.，2007）。前馈和牵张反射是快速拉伸-缩短循环动作的神经控制机制，前馈机制主要的功能是使肌肉在最短时间内产生较大的力（Gollhofer et al.，1991）。快速伸缩复合练习是一种主动着地动作，并伴随可预见性的运动控制，前馈控制可能更具有适应性价值（Santello，2005）。研究表明，快速运动中，运动员肌肉如果没有被充分预激活，就会抑制其对关节和软组织的保护作用（王瑞元，2012）。根据着地任务的模式和特征，主动着地的任务就是在触地瞬间通过主动屈膝屈髋进行缓冲，从而降低下肢各关节受到的地面冲击力。在此过程中，膝关节和髋关节周围相应肌肉的做功显著增加（Schenau et

al.，1997）。相比于被动着地，人体在下落着地过程中通过视觉和先前的运动经验可以判断下落高度和下落时间，有意识地调整下肢角度，为触地后控制关节运动作准备（罗炯，2005）。落地动作安全性的提高，也离不开干预方案中其他练习（如平衡稳定性练习和速度灵敏性练习等）带来的本体感觉和姿势控制等方面的改善与提高（Myer et al.，2006），作为神经肌肉控制的主要组成部分（Delahunt，2007），对关节的稳定性和运动损伤的预防有重要的影响作用。干预后实验组足与地面接触、最大碰撞和最大膝屈角时刻髋关节、膝关节的屈曲角度明显大于对照组（表3～表5），虽然踝关节跖屈/背屈角度无显著差异，但背屈角度修正后的均值均大于对照组，膝关节外展角度明显小于对照组，Z轴上三关节的角度与对照组相比无显著差异，但髋关节内旋角度均小于对照组。说明，干预后实验组下肢生物力学特性和拉长-收缩能力得到改善和提高，这与前人研究结果类似（Ford et al.，2003）。

以技术动作为导向的快速伸缩复合和下肢力量训练相结合的损伤预防干预后，受试者下肢刚度有所增加（罗二凤，2018），这也有利于下肢生物力学的改善。下肢刚度的增加，能增加关节和肌肉承担较大载荷的能力，进而提高弹性势能储存的利用率，准备后续动作（刘宇 等，2018）。此外，练习动作的选择需充分考虑下肢柔度（compliance）和下肢刚度的对立关系。本研究中，快速伸缩复合练习中下落高度均≤30 cm（宋佩成 等，2003），有利于提高运动员肌肉的抗拉伸能力和弹性势能的贮备能力。损伤预防练习重视和强调“软着陆”的落地技术有利于运动员落地后通过主动屈髋屈膝进行缓冲，从而降低下肢各关节受到的冲击力。干预后实验组垂直方向的地面反作用力显著小于对照组（表6），前后方向的地面反作用力与对照组无显著差异，但修正后的均值小于对照组，说明损伤预防训练方案通过提高运动员的神经肌肉控制能力，从而调整下肢动作控制策略，能有效减少地面冲击力的负面影响。

3.2 肌肉共激活参数变化的分析与讨论

研究发现，异常的肌电活动参数可能与异常的关节运动模式有关（王秀汝 等，2004），肌电活动的差异可以作为早期识别运动员是否具有运动损伤风险的依据（Federolf et al.，2012）。肌肉的共激活是指关节周围不同肌肉的同步收缩现象（Kellis et al.，2003），由于肌肉共激活与关节的稳定性紧密相关，因此对于损伤预防和康复有重要的影响作用（贾谊 等，2018）。研究表明，主动肌和拮抗肌的共激活作用不仅可以提高关节的稳定性，而且还能促进关节周围力量的合理分布（Baratta et al.，1988）。足触地之前，当胭绳肌激活不充分或激活顺序不合时宜时，其对膝关节的保护作用将会被抑制，不足以抵抗足触地之后胫骨相对于股骨的前向移动，使膝关节损伤风险上升（Lin et al.，2011）。就踝关节而言，快速助跑条件下较低的踝关节肌肉共激活比则反映胫骨前肌的激活水平与腓肠肌外侧头的激活水平相比明显不足，这可能也会影响踝关节的稳定性。有研究发现，胫骨前肌的激活水平与踝关节的动态稳定性呈正相关关系（Brookham et al.，2011）。因此，快速助跑下较低水平的胫骨前肌激活程度可能不利于对踝关节的保护。肌肉的共激活还是影响人体运动效率和运动成绩的主要原因（Brookham et al.，2011）。

损伤预防训练方案中，平衡稳定性和协调灵敏类练习可以加强四肢与躯干之间的协调性，通过身体重心转移、动态支撑、躯干部位旋转等动作启动踝关节和髋关节平衡控制机制，使机体反射回应和肌张力调节回路的传导能力得到进一步加强（屈萍，2011），进而使关节控制能力和肌肉协调能力得到发展。快速伸缩复合练习和力量练习相结合的损伤预防干预在平衡下肢主动肌和拮抗肌力量发展的同时，利用前馈机制和反馈机制促进运动员落地策略的预调整，提高对动作的神经肌肉控制能力。鉴于前馈和反馈机制之间的相关性，快速拉长-缩短动作中的预激活可以通过增大α-γ共激活水平来增加肌梭的敏感性，从而更好地促进牵张反射的作用（Lesinski et al.，2017）。牵张反射作为一种补偿机制，主要用于增加拉长阶段中的肌肉刚度（Gottlieb et al.，1981）。因此，以技术动作为导向的快速伸缩复合干预有利于提高中枢神经系统对预激活和后激活策略的协调能力，以促进对下肢肌肉和关节刚度的调节，从而实现对关节和软组织等的保护（Lesinski et al.，2017）。快速伸缩复合与下肢力量练习的组合，在加强运动员髋部肌群力量提高的同时，还能有效增加离心收缩时各肌肉同步收缩的能力（姜自立 等，2018）。有研究证明，下肢力量练习中对动作姿势控制的要求有利于提高各关节的功能性和协调性，在提高关节周围肌肉共激活比方面具有良好的实践意义（鲁智勇，2016）。通过肌电测试发现，“负重”与“非稳定条件”结合的力量干预能显著提高主动肌、拮抗肌和辅助肌的募集程度，进而提高神经肌肉的控制能力和人体稳定性能力（刘瑞东 等，2016）。

对于肌肉的共激活现象，有研究提出主动肌和拮抗肌之间存在共驱动（common drive）机制。主动肌和拮抗肌的激活水平受到中枢神经系统共激活机制的控制，当关节周围的主动肌和拮抗肌共同参与完成某一动作时，共驱动机制使两者作为一个整体来控制运动单位（De Luca et al.，1987）。研究认为，共激活机制存在较为明显的性别差异（Hanson et al.，2008），因为女性运动员通常表现出与胭绳肌不匹配的股四头肌激活水平，这也进一步说明了提高胭绳肌力量和激活水平的重要性。基于上述依据，损伤预防训练方案的干预效果可以得到进一步的体

现（表7、表8），8周干预后，实验组膝关节共激活显著高于对照组，踝关节共激活比略大于对照组。提示，膝关节肌肉共激活越接近或大于1，表示预激活阶段膝关节是以腘绳肌为主导的激活模式，这对于预防膝关节损伤具有非常重要的意义（Aagaard et al.，2000）。

4 结论与建议

8周包括快速伸缩复合、特定的下肢力量、速度与灵敏、平衡与稳定性练习模块的运动损伤预防训练，能使短跑运动员膝关节、踝关节的激活模式和下肢生物力学的合理性得到一定程度的改善和提高。建议在今后的训练中，可以适当延长干预时间以更好地发挥其“剂量-反应关系”和“累积效应”，尽可能使其对运动员的积极效应保持最大化和持久化。

参考文献：

傅维杰，刘宇，黄灵燕，等，2014. 不同着地方式下鞋缓冲特性对下肢肌肉活化及共激活的影响[J]. 中国运动医学杂志，33（9）：860-868.

巩尊科，翟宏伟，陈伟，等，2010. 本体感觉强化训练对膝骨性关节炎的影响[J]. 中国康复理论与实践，16（2）：158-160.

何建平，2002. 田径运动中肌肉损伤原因的再认识[J]. 西安体育学院学报，19（1）：60-61.

黄海燕，张林，2011. 体育赛事综合影响事前评估指标体系研究[J]. 上海体育学院学报，35（1）：1-5，26.

贾谊，薛瑞婷，魏亮，等，2017. 人体快速起跳动作的下肢表面肌电信号特征研究[J]. 中国体育科技，53（2）：64-70.

姜自立，李庆，2018. 李庆短跑训练理念研究[J]. 体育科学，38（2）：55-64，90.

刘瑞东，陈小平，2016. 功能性力量训练对肌肉募集特征和身体素质的影响[J]. 上海体育学院学报，40（5）：73-79.

刘宇，魏勇，2008. 运动科学领域的下肢刚度研究[J]. 上海体育学院学报，32（5）：31-35，82.

鲁智勇，2016. 橄榄球运动员侧切跑膝关节生物力学特征及ACL损伤康复理论研究[D]. 北京：北京体育大学.

罗二凤，2018. 快速伸缩复合训练对下肢关节、踝关节刚度的影响[J]. 内蒙古师范大学学报（自然科学汉文版），47（4）：356-359.

罗炯，2005. 超等长练习机制与跳深训练法研究述评[J]. 天津体育学院学报，20（2）：21-23.

曲绵域，于长隆，2003. 实用运动医学[M]. 第4版. 北京：北京大学医学出版社.

屈萍，2011. 核心稳定性力量训练[M]. 武汉：中国地质大学出版社.

宋佩成，范年春，杨易军，2012. 跳深练习中弹性能量利用的实验研究[J]. 上海体育学院学报，36（2）：34-36.

王瑞元，2012. 运动生理学[M]. 北京：人民体育出版社.

王秀汝，赵文汝，刘金敬，等，2004. 肌电生物反馈治疗中枢神经系统损伤所致腕、踝关节异常运动模式的临床研究[J]. 中国康复医学杂志，19（2）：108-110.

薛宇，2013. 武术现代化发展理论与评价[D]. 北京：北京体育大学.

游永豪，祁国鹰，温爱玲，2010. 体育科学实验研究中有“前测数据”的重复测量设计的统计分析方法的探讨[J]. 体育科学，30（2）：92-96.

袁鹏，许贻林，王丹，等，2018. 不同助跑速度条件下45°急停变向动作的膝和踝关节肌肉激活特征分析[J]. 体育科学，38（8）：49-58.

郑亮亮，钟亚平，2013. 田径运动损伤病因预警动态链模型建立的初步研究[J]. 山东体育学院学报，29（2）：64-71.

周彤，章碧玉，何梦梦，2018. 我国女子短跑后备人才下肢反应力量的研究[J]. 体育科学，38（5）：50-55.

GAMBLE P，2015. 集体性项目的体能训练：高水平竞技运动的专项身体准备[M]. 潘迎旭，译. 北京：北京体育大学出版社.

HOFFMAN J R，2016. 体能训练设计指南[M]. 周志雄，译. 北京：北京体育大学出版社.

VERSTEGEN M，WILLIAMS P，2015. 核心区训练：改善身体及生活的革命式训练方案[M]. 北京：北京体育大学出版社.

AAGAARD P，SIMONSEN E B，ANDERSEN J L，et al.，2000. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension[J]. Scand J Med Sci Sports，10（2）：58-67.

BARATTA R，SOLOMONOW M，ZHOU B H，et al.，1988. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability[J]. Am J Sports Med，16（2）：113-122.

BELLCHAMBER T L，VAN DEN BOGERT A J，2000. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running[J]. J Biomech，33（11）：1397-1403.

BIEN D P，2011. Rationale and implementation of anterior cruciate ligament injury prevention warm-up programs in female athletes[J]. J Strength Cond Res，25（1）：271-285.

BROOKHAM R L，MIDDLEBROOK E E，GREWAL T J，et al.，2011. The utility of an empirically derived co-activation ratio for muscle force prediction through optimization[J]. J Biomech，44（8）：1582-1587.

CLOAK R，NEVILL A，DAY S，et al.，2013. Six-week combined vibration and wobble board training on balance and stability in footballers with functional ankle instability[J]. Clin J Sport Med，23（5）：384-391.

DE LUCA C J，MAMBRITO B，1987. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles：Coactivation and reciprocal activation[J]. J Neurophysiol，58（3）：525-542.

DELAHUNT E，2007. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint[J]. J Bodywork Movement Ther，11（3）：203-213.

ALENTORN-GELI E，MYER G D，SILVERS H J，et al.，2009. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2：A review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates[J]. Knee Surg Sports Tr A，17（8）：859-879.

FEDEROLF P，BAKKER E，2012. Muscle activation characteristics in cross-country skiers with a history of anterior compartment pain[J]. Sports Biomech，11（4）：452-463.

FISCHER D V，2006. Neuromuscular training to prevent anterior cruciate ligament injury in the female athlete[J]. Strength Cond J，28（5）：34-42.

FORD K R，MYER G D，HEWETT T E，2003. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players[J]. Med Sci Sports Exer，35（10）：1745-1750.

FORD K R，MYER G D，TOMS H E，et al.，2005. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes[J]. Med Sci Sports Exer，37(1)：124-129.

GAMBLE P，2011. Training for Sports Speed and Agility：An Evidence-based Approach[M]. Abingdon，UK：Routledge.

GOLLHOFER A，KYRÖLÄINEN H，1991. Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions[J]. Int J Sports Med，12(1)：34-40.

GOTTLIEB G，AGARWAL G C，JAEGER R J，1981. Response to sudden torques about ankle in man. IV. A functional role of alpha-gamma linkage[J]. J Neurophysiol，46(1)：179-190.

GROOD E S，SUNTAY W J，1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions：Application to the knee[J]. J Biomech Eng，105(2)：136-144.

HANSON A M，PADUA D A，BLACKBURN J T，et al.，2008. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes [J]. J Athl Train，43(2)：133-143.

HEWETT T E，MYER G D，FORD K R，et al.，2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study[J]. Am J Sports Med，33(4)：492-501.

HEWETT T E，FORD K R，MYER G D，2006. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes Part 2，a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention[J]. Am J Sport Med，34(3)：490-498.

FERBER R，HRELJAC A，2006. A biomechanical perspective of predicting injury risk in running [J]. Int Sport Med J，7(2)：98-108.

KELLIS E，ARABATZI F，PAPADOPOULOS C，2003. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index[J]. J Electromyogr Kinesiol，13(3)：229-238.

KONRAD P，2005. The ABC of EMG[M]. Scottsdale，USA：Noraxon INC.

KRISTIANSLUND E，KROSSHAUG T，VAN DEN BOGERT A J，2012. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics：Implications for injury prevention[J].J Biomech，45(4)：660-671.

KUBO K，MORIMOTO M，KOMURO T，et al.，2007. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance[J]. Med Sci Sports Exer，39(10)：1801-1810.

LEPHART S M，ABT J P，FERRIS C M，et al.，2005. Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes：A plyometric versus basic resistance program [J]. Brit J Sports Med，39(12)：932-938.

LESINSKI M，PRIESKE O，BEURSKENS R，et al.，2017.Effects of drop height and surface instability on neuromuscular activation during drop jumps[J].Scand J Med Sci Sports，27(10)：1090-1098.

LIN C F，CHEN C Y，LIN C W，2011.Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers[J]. Am J Sports Med，39(9)：2007-2015.

MANDELBAUM B R，SILVERS H J，WATANABE D，et al.，2005. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes：2-year follow-up[J]. Am J Sports Med，33(7)：1003-1010.

MENDIGUCHIA J，MARTINEZ-RUIZ E，MORIN J B，et al.，2015. Effects of hamstring-emphasized neuromuscular training on strength and sprinting mechanics in football players[J]. Scand J Med Sci Sports，25(6)：e621-e629.

MYER G D，FORD K R，MCLEAN S G，et al.，2006. The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics[J].Am J Sports Med，34(3)：490-498.

MYER G D，CHU D A，BRENT J L，et al.，2008. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury [J]. Clin Sports Med，27(3)：425-448.

MYKLEBUST G，ENGEBRETSEN L，BRAEKKEN I H，et al.，2003. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in femaleteam handball players：A prospective intervention study over three seasons[J]. Clin J Sport Med，13(2)：71-78.

PADUA D A，MARSHALL S W，2016. Evidence supporting ACL-injury-prevention exercise programs：A review of the literature[J]. Athl Ther Today，11(2)：11-23.

PASANEN K，PARKKARI J，PASANEN M，et al.，2008. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players：Cluster randomised controlled study[J]. Bmj Brit Med J，337(7661)：96-99.

PFILE K R，GRIBBLE P A，BUSKIRK G E，et al.，2016. Sustained improvements in dynamic balance and landing mechanics after a 6-week neuromuscular training program in college women's basketball players[J]. J Sport Rehabil，25(3)：233-240.

ROEWER B D，FORD K R，MYER G D，et al.，2014. The 'impact' of force filtering cut-off frequency on the peak knee abduction moment during landing：artefact or 'artifiction'?[J]. Br J Sports Med，48(6)：464-468.

RUAN M，LI L，2010. Approach run increases pre-activation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights[J]. J Electromyogr Kines，20(5)：932-938.

SANTELLO M，2005. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls[J]. Gait Posture，21(1)：85-94.

SCHENAU G J V I，BOBBERT M F，DE HAAN A，1997. Author's response—mechanics and energetics of the stretch-shortening cycle：A stimulating discussion[J]. JAB，13(4)：484-496.

SUGIMOTO D，MYER G D，BUSH H M，et al.，2012. Compliance with neuromuscular training and anterior cruciate ligament injury risk reduction in female athletes：A meta-analysis[J]. J Athl Training，47(6)：714-723.

WRIGHT I C，NEPTUNE R R，VAN DEN BOGERTB A J，et al.，2000. The influence of foot positioning on ankle sprains[J]. J Biomech，33(5)：513-519.

YU B，LIN C F，GARRETT W E，2006. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task[J]. Clin Biomech，21(3)：297-305.

（收稿日期：2019-08-27；　修订日期：2021-09-20；　编辑：尹航）