

急停起跳落地阶段的下肢生物力学分析

任 峰, 江 慈, 宋玉全
(宁波大学 体育学院, 宁波 浙江 315211)

摘要: 比较了不同性别间的运动学参数差异, 采用皮尔森相关系数检验确定了下肢动力学和运动学参数间的相关性. 结果表明: 女性受试者在整个落地阶段膝、髌关节最大屈曲角度、前后方向上摩擦力峰值、膝关节屈伸力矩峰值出现了显著性的减小. 落地阶段髌关节屈曲角度与前后方向上的摩擦力峰值呈现显著相关. 落地初期膝关节屈曲角度与前后方向上摩擦力峰值和垂直方向上地面反作用力均呈现显著相关. 落地初期膝、髌关节的屈曲角度不一定会降低落地阶段的冲击力, 但是积极的髌、膝关节活动可以降低落地阶段的冲击力. 落地初期髌、膝关节的活动度是影响膝关节前十字交叉韧带损伤的重要因素.

关键词: 前十字交叉韧带; 屈曲; 屈伸; 相关性

中图分类号: G804.6

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2015) 03-0117-05

在体育运动中落地动作是频繁出现的特征动作, 良好的落地形式不仅是完美完成动技术动作的标志, 还能够有效预防下肢的损伤. 许多研究显示^[1-5], 落地阶段过高的冲击力是导致膝关节损伤的重要因素, 尤其是前十字交叉韧带的撕裂. 有研究^[6]尝试分析落地阶段的生物力学机制, 以降低落地阶段的冲击力和膝关节的负荷. Devita 等^[1]研究显示膝关节屈曲角度的增加能有效地降低地面反作用力. Chappell 等^[3]研究发现女性业余运动员相比于男性业余运动员, 胫骨近端的前侧切向力峰值和膝关节屈伸力矩的峰值均增加, 但急停起跳的落地阶段膝关节屈曲角度减小. 在进一步的研究中发现^[4], 疲劳状态下男性和女性业余运动员在足部最初接触地面时膝关节屈曲角度均减小, 在急停起跳落地时胫骨近端的前侧切向力均增加. 这些研究结果表明了足部最初接触到地面时膝关节屈曲角度的增加可能会减小落地阶段的冲击力和膝关节负荷. 然而 Yu 等^[6]报道称当足部最初接触到地面时膝关节屈曲角度增加 5° 不会对急停起跳落地阶段的地面反作用力产生显著性的影响. Decker 等^[5]也报道称纵跳落地阶段不同性别之间

髌、膝、踝关节的运动学参数产生了显著性变化, 但是不同性别间下肢动力学却没有出现显著性差异. 在之前下肢运动学和动力学研究中, 仅仅比较了下肢动力学参数和运动学参数的不同, 没有准确地分析下肢运动学参数和动力学参数之间的关系. 急停起跳动作频繁出现在篮球、排球、艺术体操以及健美操等运动中^[7-8]. 本研究旨在检验急停起跳落地阶段下肢运动学参数和动力学参数的相关性. 实验假设落地阶段运动学参数和动力学参数之间存在显著性差异, 且膝关节和髌关节的角度和角速度与落地阶段的地面反作用力和前后方向上的摩擦力呈现显著的相关性.

1 实验方法

1.1 受试者

分别选择了 35 名男性和 35 名女性健康受试者 (表 1), 受试者均为宁波大学在校学生, 且所有受

表 1 受试者信息(均值(标准差))

性别	年龄/岁	身高/m	体重/kg
男	21.7(2.5)	1.74(0.12)	70.3(8.4)
女	21.3(1.9)	1.63(0.07)	54.9(7.1)

试者无膝关节病史. 所招募的受试者或从事篮球训练或从事健美操训练.

1.2 数据采集

本研究所执行的技术动作为急停起跳, 具体动作要求为慢速助跑、单脚上步急停随后双脚垂直起跳, 如图 1 所示.

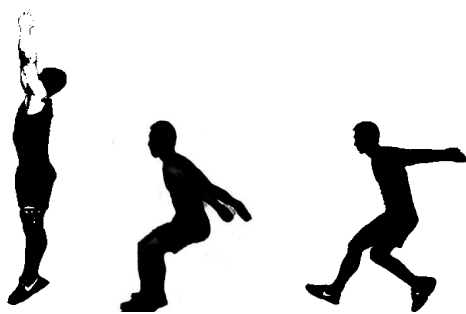


图 1 急停起跳实验动作

实验数据采集前, 每名受试者进行约 10 min 的热身活动, 然后在专业运动员的指导下熟悉实验动作. 实验期间所有受试者对本研究内容处于不知情状态.

三维运动学和动力学数据同步采集, 分别通过 8 个摄像头的运动捕捉系统 Vicon (摄像头的频率为 250 Hz) 和 1 台嵌入地板频率为 1 000 Hz 的测力台采集. Vicon 系统的实验误差控制在 0.5 mm 以下, 在实验前, 要求在受试者下肢部位贴附好标志点 (共 12 个). 然后每名受试者在长度为 10 m 的跑道上进行助跑, 急停起跳和落地动作发生在测力台上. 每名受试者完成 5 次实验动作. 所采集的运动学和动力学数据通过低通滤波器分别剪切掉频率为 20、100 Hz 的数据.

实验将足部接触到地面至跳起腾空定义为一个动作周期, 足部最初接触到地面的时刻即测力台出现大于 0 的第 1 帧数据时刻, 而跳起腾空的时刻对应测力台力值减小近似于 0 时刻. 其动作实质主要分单脚上步急停阶段和双脚起跳 2 个阶段. 提取的生物力学参数包括: (1) 足部最初触地时的髌关节和膝关节的关节角度及角速度. (2) 髌关节和膝关节的最大屈曲角度. (3) 单脚上步急停阶段水平面上地面反作用力峰值和垂直面上地面反作用力峰值. (4) 单脚上步急停阶段膝关节屈伸力矩.

1.3 统计学分析

采用 SPSS 17.0 软件分析. 采用独立样本 t 检验,

t 检验前对数据进行方差齐性检验, 定义 $P > 0.05$ 时方差不具有齐性, $P < 0.05$ 具有齐性. 同样在 t 检验中定义 $P < 0.05$ 具有统计学差异.

采用皮尔森相关系数分析下肢的运动学参数和动力学参数同水平方向上和垂直方向上的地面反作用力的相关性. 下肢的运动学参数和动力学参数包括足部最初触地时髌关节和膝关节的屈曲角度, 足部最初触地时髌关节和膝关节的角速度, 落地阶段髌关节和膝关节最大屈曲角度, 胫骨近端前侧切向力出现峰值时膝关节屈曲角度. 同时检验了地面反作用力和膝关节屈伸力矩峰值三者之间的相关性. r 值描述的是 2 个变量间线性相关.

强弱的程度: 定义 $|r| \geq 0.65$ 具有相关性, $|r| \geq 0.8$ 具有显著相关性. P 值是检验变量在样本来自总体中是否存在和样本一致的相关性, 定义 $P < 0.05$ 为样本总体同样本具有一致的相关性.

2 结果

女性受试者相比于男性受试者在落地初期膝关节屈曲角度、髌关节屈曲角度均呈现了显著性减小, 在整个落地阶段膝关节最大屈曲角度, 髌关节最大屈曲角度、前后方向上摩擦力峰值、膝关节屈伸力矩峰值出现显著性减小 ($P \leq 0.03$). 同时女性受试者相比于男性受试者在落地初期膝关节屈曲角速度和落地阶段的地面反作用力的峰值力矩也出现了减小, 但是未出现显著性减小 ($P \geq 0.09$) (图 2~4 和表 2).

落地阶段髌关节屈曲角度与前后方向上的摩擦力峰值呈现显著相关 ($r = -0.927$, $P < 0.001$) (图 2 和表 3), 与垂直方向上的地面反作用力峰值不具有相关性 ($r = 0.209$, $P = 0.514$) (图 3 和表 3). 落地初期髌关节屈曲角速度与前后方向上的摩擦力峰值和垂直方向上地面反作用力峰值均未呈现出相关性 ($r = 0.251$, $P = 0.458$; $r = -0.211$, $P = 0.534$) (图 2、图 3 和表 3). 落地阶段的髌关节最大屈曲角速度与前后方向上的摩擦力峰值和垂直方向的地面反作用力峰值均呈现出相关性 ($r = -0.743$, $P = 0.009$; $r = 0.618$, $P = 0.043$) (图 3、图 4 和表 3). 落地初期膝关节屈曲角度与前后方向上摩擦力峰值和垂直方向上地面反作用力均呈现显著相关 ($r = -0.908$, $P < 0.001$; $r = -0.812$, $P = 0.002$) (图 2、图 3 和表 3). 落地初期膝关

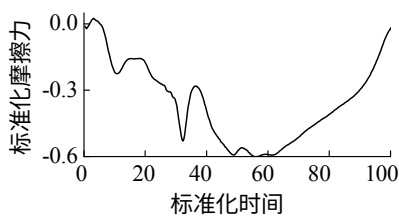


图2 落地阶段摩擦力的变化

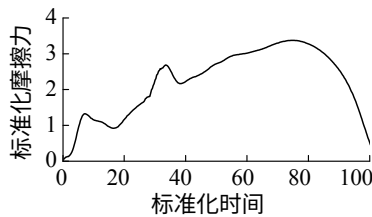


图3 地面反作用力的变化

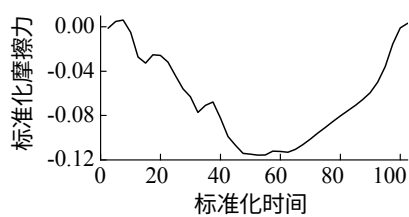


图4 膝关节屈伸力矩变化

表2 不同性别之间急停纵跳落地阶段下肢运动学参数和动力学参数的均值(标准差)

变量	男性	女性	P 值
落地初期膝关节屈曲角度/(°)	31.45(3.41)	17.80(1.96)	<0.001
落地初期膝关节屈曲角速度/(rad·s ⁻¹)	9.88(0.55)	9.00(1.17)	0.119
落地阶段膝关节的最大屈曲角度/(°)	44.03(3.10)	34.57(5.05)	0.003
落地初期髌关节屈曲角度/(°)	49.26(1.67)	28.55(0.91)	<0.001
落地初期髌关节屈曲角速度/(rad·s ⁻¹)	4.14(1.04)	4.92(1.44)	0.341
落地阶段髌关节的最大屈曲角度/(°)	60.47(2.06)	39.95(1.94)	<0.001
落地阶段前后方向上的摩擦力峰值/N	-0.63(0.03)	-0.37(0.05)	<0.001
落地阶段地面反作用力峰值/N	3.36(0.05)	2.99(0.43)	0.090
落地阶段膝关节屈伸力矩峰值/(N·m)	-0.14(0.02)	-0.07(0.01)	0.030

注: 括号内数值为标准差。

表3 髌、膝关节运动学参数与摩擦力峰值和地面反作用力之间相关系数(P 值)

运动学参数	前后方向上摩擦力峰值	垂直方向上地面反作用力峰值
落地初期髌关节屈曲角度/(°)	-0.927(<0.001)	0.209(0.514)
落地初期髌关节屈曲角速度/(rad·s ⁻¹)	0.251(0.458)	-0.211(0.534)
落地阶段髌关节最大屈曲角度/(°)	-0.743(0.009)	0.618(0.043)
落地初期膝关节屈曲角度/(°)	-0.908(<0.001)	0.812(0.002)
落地初期膝关节屈曲角速度/(rad·s ⁻¹)	-0.365(0.269)	0.596(0.053)
落地阶段膝关节最大屈曲角度/(°)	-0.001(0.997)	-0.210(0.536)

注: 括号内数值为 P 值。

节屈曲角速度与前后方向上的摩擦力峰值未呈现出相关性($r=-0.365$, $P=0.269$)(表 3), 与垂直方向上的地面反作用力峰值不具有相关性($r=-0.596$, $P=0.053$)(表 3)。落地阶段膝关节最大屈曲角度与前后方向上的摩擦力峰值和垂直方向上的地面反作用力峰值未呈现出相关性($r=-0.001$, $P=0.997$; $r=-0.210$, $P=0.536$)(图 4 和表 3)。

3 讨论与结论

本研究发现男女受试者在下肢的运动学和动力学方面存在差异, 如(1)女性受试者在脚开始接触地面时, 其膝关节的屈曲角度减小, 这与文献[2-3]的研究结果相一致; (2)女性受试者相比于男

性受试者在急停落地阶段前后方向上的摩擦力和膝关节屈伸力矩均出现了显著减小, 而地面反作用力未出现显著性的变化。女性受试者在落地阶段地面反作用力峰值同男性相似, 急停落地初期膝关节屈曲角度减小, 这与文献[1]的研究结果落地阶段冲击力增加相一致。

本实验结果支持了前面的研究假设, 即落地初期膝关节和髌关节的运动学影响了急停落地阶段下肢的动力学。研究结果显示, 女性受试者在落地阶段髌关节和膝关节会产生更小的屈曲角度。进一步分析可知, 落地初期髌关节和膝关节的屈曲角度与前后方向上的摩擦力和垂直方向上的地面反作用力呈显著相关, 但是髌关节屈曲角速度

和膝关节屈曲角速度却没有呈现出相关性。综合这些实验结果表明,落地初期的髌关节角度和膝关节角度显著地影响了落地阶段地面反作用力峰值和前后方向上的摩擦力峰值,但是髌关节角速度和膝关节角速度却没有影响。这些研究结果表明,髌关节和膝关节的活动度替代了身体结构对急停落地阶段的冲击力变化产生了显著的影响。落地初期髌关节和膝关节的屈曲角度不一定会降低落地阶段的冲击力,但是积极的髌、膝关节活动是可以降低落地阶段的冲击力。

研究结果还显示,落地初期髌关节屈曲角度对前后方向上摩擦力的影响作用大于膝关节屈曲角度的影响。另一方面,落地初期膝关节的屈曲角度对垂直方向上的地面反作用力的影响比落地初期髌关节的影响要大。如膝关节角度会影响前十字交叉韧带(ACL)的载荷。文献[9-10]研究显示,在爬楼梯和闭锁式动力学训练中前十字交叉韧带的负荷随着膝关节屈曲角度的减小而增加。正如Nunley等^[11]研究显示,髌骨和胫骨之间的轴转角度增加伴随着膝关节屈曲角度的增加。这些研究结果表明其他条件不变的情况下,更小的关节角度会导致前十字交叉韧带上加载更大的负荷。DeMorat等^[12]报道,当膝关节屈曲角度达到 20° 时,股四头肌需要产生4500 N的肌肉力量。这些研究结果表明,膝关节屈曲角度的增加能够有效地减小前十字交叉韧带的非直接接触式的损伤。

下肢的生物力学参数能够显著地影响运动员前十字交叉韧带负荷。最近的一些研究显示,膝关节矢状面上的动力学参数也能够有效地影响膝关节处的负荷。文献[13]测量了膝关节做屈伸联系时前十字交叉韧带处所受的张力变化,发现前十字交叉韧带处所受的张力与膝关节屈伸力矩具有显著的相关关系。Shelburne等人研究行走步态下的前十字交叉韧带处的负荷,其负荷通过骨骼肌模型进行评估,他们的研究结果显示当膝关节处前十字交叉韧带负荷达到最大时,其股四头肌的肌肉力量也达到最大,膝关节屈曲角度达到最小。文献[14-15]研究了小跳落地阶段前十字交叉韧带处的动态张力变化,发现前十字交叉韧带张力的增加出现在足部触地期之前,当膝关节屈曲角度达到最小时,前十字交叉韧带的张力和地面反作用

力共同达到最大。这些研究结果说明了下肢动力学参数本质上发生在同一时间,下肢矢状面上的生物力学在非接触性的前十字交叉韧带损伤机制中扮演了一个重要的角色。

本研究只分析了落地阶段矢状面上的生物力学机制,前十字交叉韧带处的负荷不仅受到矢状面上生物力学参数的影响,还受到冠状面和水平面上生物力学参数的影响。在以后的研究中应关注膝关节在冠状面上的内收和外展以及在水平面上的旋内和旋外等生物力学参数。本研究只选择了上步急停起跳的动作形式,此运动形式是导致运动员发生非接触性前十字交叉韧带损伤的主要动作形式之一,研究发现的急停落地动作中下肢关节运动学和动力学之间的因果关系,为今后的相关研究奠定了基础。

参考文献:

- [1] Devita P, Skelly W A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1992, 24(1):108-115.
- [2] Malinzak R A, Colby S M, Kirkendall D T, et al. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks[J]. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16(5):438-445.
- [3] Chappell J D, Yu B, Kirkendall D T, et al. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jumptasks[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2002, 30(2):261-267.
- [4] Chappell J D, Yu B, Kirkendall D T, et al. The effect of fatigue on lower extremity kinematics and kinetics during landings of stop jumptasks[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2005, 33(7):1022-1029.
- [5] Decker M J, Torry M R, Wyland D J, et al. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing[J]. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18(7):662-669.
- [6] Yu B, Herman D, Paterson J, et al. The immediate effect of a knee brace with constraint to knee extension on knee kinematics and kinetics during landing of a stop-jump task[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2004, 32(5):1136-1143.
- [7] Boden B P, Dean G S, Feagin J A J, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2000, 23(6):573-578.

- [8] Yu B, Kirkendall D T, Taft T N, et al. Lower extremity motor control-related and other risk factors for noncontact anterior cruciate ligament injuries[J]. *Instr Course Lect*, 2002, 51:315-324.
- [9] Fleming B C, Beynnon B D, Renstrom P A. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during stair climbing: an in vivo study[J]. *Arthroscopy*, 1999, 15(2): 185-191.
- [10] Heijne A, Fleming B C, Renstrom P A, et al. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises[J]. *Europe PubMed Central*, 2004, 36(3):935-941.
- [11] Nunley R M, Wright D W, Renner J B, et al. Gender comparison of patella-tendon tibial shaft angle with weight-bearing[J]. *Research in Sports Medicine*, 2003, 11(3):173-185.
- [12] DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, et al. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2004, 32(2):477-483.
- [13] Fleming B C, Ohlen G, Renstrom P A, et al. The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligament strain[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2003, 31(5):701-707.
- [14] Cerulli G, Benoit D L, Lamontagne M, et al. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: Case report knee surg[J]. *Sports Traumatology Arthroscopy*, 2003, 11(5):307-311.
- [15] Lamontagne M, Benoit D L, Ramsey D K, et al. What can we learn from in vivo biomechanical investigations of lower extremity[C]//23 International Symposium of Biomechanics in Sports, 2005:49-56.

Biomechanics of Lowerextremity During the Landing of Stop-jump Phase

REN Fen, JIANG Ci, SONG Yu-quan

(Faculty of Physical Education, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: This study compares the kinematics difference among different genders. Pearson correlation is used to determine the correlation between the kinematics and the kinetics in lower limbs. Results are as follows: Knee and hip maximum flexion angle, peak posterior-ground reaction force and peak knee extension moment significantly decrease during the landing of the stop-jump period with the female test-takers. The hip flexion angle at the initial foot contact is in significant correlation with the peak posterior-ground reaction force during landing of the stop-jump phase. The knee flexion angle at the initial foot contact shows significant correlation with peak posterior-ground reaction force and vertical-ground reaction forces during landing of the stop-jump phase. The hip and knee flexion angles at the initial foot contact with the ground do not necessarily reduce the impact force during landing, whereas the active hip and knee flexion motions do. The hip and knee flexion motion of landing acts as the key factors that affects anterior cruciate ligament loading during the landing of the stop-jump phase.

Key words: anterior cruciate ligament; flexion; extension; correlation

(责任编辑 史小丽)