



膝痛对髌股关节痛业余跑者跑步和落地起跳 缓冲期膝关节生物力学特征的影响

Effects of Knee Pain on Knee Biomechanics of Amateur Runners with Patellofemoral Pain in the Landing Phases of Running and Drop-Jumping

杨辰¹, 万祥林², 冯茹^{1,2}, 周志鹏³, 曲峰^{2*}

YANG Chen¹, WAN Xianglin², FENG Ru^{1,2}, ZHOU Zhipeng³, QU Feng^{2*}

摘要:目的:对比髌股关节痛业余跑者在有痛和无痛2种状态下跑步和落地起跳缓冲期的运动学和动力学数据,确定膝痛对膝关节生物力学特征的影响。方法:筛查选取15名男性和10名女性髌股关节痛业余跑者作为受试者并完成研究。每名受试者分别在有痛和无痛2种状态下完成生物力学测试,膝痛的诱发与消除通过改变跑量完成。采集所有受试者在跑步和落地起跳时的膝关节运动学和动力学数据。采用混合设计的双因素方差分析确定疼痛状态与性别对跑步和落地起跳缓冲期膝关节生物力学特征的影响。结果:男性和女性髌股关节痛业余跑者在有痛状态下跑步($P=0.001$)和落地起跳($P=0.011$)缓冲期的最大膝外展角度小于无痛状态。男性和女性髌股关节痛业余跑者在有痛状态下落地起跳缓冲期的膝伸力矩峰值($P=0.003$)和髌股关节应力峰值($P=0.001$)小于无痛状态。结论:膝痛会降低男性和女性髌股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期的最大膝外展角度,以及落地起跳缓冲期的膝伸力矩峰值和髌股关节应力峰值。膝痛代偿性地降低了髌股关节负荷,可能属于一种保护机制。

关键词:膝前痛;跑步;疼痛代偿;动作模式

Abstract: Objective: To determine the effects of knee pain on knee biomechanics of amateur runners with patellofemoral pain (PFP), kinematic and kinetic data of amateur runners with PFP in the landing phases of running and drop-jumping were compared between pain conditions. Methods: 15 male and 10 female amateur runners with PFP were selected as subjects and completed this study. Each participant was required to perform two biomechanical tests: with and without pain tests. Knee pain was induced or eliminated by changing the volume of running. Three-dimensional kinematics and kinetics data in the landing phases of running and drop-jumping were collected. A two-way analysis of variance with mixed design was performed to compare for each knee biomechanics between pain conditions and between sexes. Results: The peak knee abduction angle when running ($P=0.001$) and drop-jumping ($P=0.011$) with pain was significantly less than that without pain for both male and female amateur runners with PFP. The peak knee extension moment ($P=0.003$) and patellofemoral joint stress ($P=0.001$) when drop-jumping with pain were significantly less than that without pain for both male and female amateur runners with PFP. Conclusions: Knee pain may decrease the peak knee abduction angle in the landing phase of running and drop-jumping, and decrease the peak knee extension moment and patellofemoral joint stress in the landing phase of drop-jumping for both male and female amateur runners with PFP. The compensation of knee pain may be a protective mechanism because of reducing the knee joint loading.

Keywords: anterior knee pain; running; pain compensation; movement pattern

中图分类号:G804.6 **文献标识码:**A

髌股关节痛(patellofemoral pain, PFP)是常见的下肢过劳损伤之一,症状主要表现为在下蹲、跑步和跳跃等活动中出现膝前疼痛(Crossley et al., 2019)。髌股关节痛在

基金项目:

江苏省高等学校自然科学研究面上项目(19KJB320009);南京体育学院校级培育项目(PY202012)

第一作者简介:

杨辰(1988-),男,讲师,博士,主要研究方向为运动损伤与运动装备的生物力学,E-mail:ychgfy@163.com。

*通信作者简介:

曲峰(1962-),女,教授,博士,主要研究方向为运动生物力学,E-mail:qufeng929@163.com。

作者单位:

1. 南京体育学院,江苏 南京 210114;
 2. 北京体育大学,北京 100084;
 3. 山东体育学院,山东 济南 250102
1. Nanjing Sport Institute, Nanjing 210014, China;
2. Beijing Sport University, Beijing 100084, China;
3. Shandong Sport University, Jinan 250102, China.

18~40岁大众群体中的患病率达20.7%(Xu et al., 2018),而在体力活动较多的群体中更为常见,其中业余跑者的年发病率约为4%~21%(Crossley et al., 2019)。髌股关节痛会降低患者的体力活动水平和生活质量(Coburn et al., 2018),并可能进一步导致髌股关节炎(Thomas et al., 2010)。临床上多采用保守方法治疗髌股关节痛,但其长期效果并不理想(Crossley et al., 2016)。

膝痛是髌股关节痛最主要的症状,在损伤进程中起到重要作用(Crossley et al., 2016)。一般认为,髌股关节痛可能来源于异常的髌股关节应力刺激软骨下骨或髌下脂肪垫上的痛觉神经,而软组织功能缺失、下肢排列不齐或运动异常均可能造成髌骨与股骨间的接触力增大、接触面积减小,进而导致髌股关节应力提高(Powers et al., 2017)。膝痛的产生可能对人体造成很多影响,有研究通过向无损伤人群髌下脂肪垫注射高渗生理盐水来模拟膝前痛,发现股四头肌特性和下肢生物力学特征会随之改变(Henriksen et al., 2010; Park et al., 2017)。疼痛适应理论认为疼痛会改变肌肉的力学行为,从而调整人体的动作模式(Hodges et al., 2011)。虽然实验性模拟疼痛的方法被认为可以产生与临床相似的膝前痛症状,但无损伤人群与髌股关节痛患者对膝痛的反馈可能不同(Bazett-Jones et al., 2017)。因此,需要研究进一步确定膝痛在损伤患者中所起到的作用。

明确膝痛对髌股关节痛患者下肢生物力学特征的影响,有助于进一步了解疼痛的作用机制。已有病例对照研究建立了髌股关节痛与组织结构、肌肉功能、躯干和下肢生物力学特征等因素之间的联系(Goto et al., 2018),但仍无法确定膝痛与这些因素间的因果关系。也有少数研究发现了膝痛等级的改变对髌股关节痛患者肌肉功能和动作模式的影响,但由于受到疲劳或干预等其他额外因素的限制,无法明确独立的疼痛作用机制(Bazett-Jones et al., 2013, 2017)。Greuel等(2019)通过日常运动量的改变单独诱发髌股关节痛患者的膝痛,并发现膝痛会造成关节源性肌肉抑制增加、膝关节屈肌群和伸肌群激活降低的现象,但膝痛对功能性活动中膝关节运动学和动力学特征的影响仍不清楚。同时,女性比男性更易出现髌股关节痛(Crossley et al., 2019),且性别间会表现出不同的动作模式(Almonroeder et al., 2016; Willy et al., 2012),这也可能造成不同性别患者对膝痛的反馈有所差异,但当前少有研究对此问题进行探讨。因此,需要更多研究来明确膝痛对髌股关节痛患者动作模式的影响,这也有助于建立更合理的治疗策略。

本研究通过对比髌股关节痛业余跑者在有痛和无痛2种状态下跑步和落地起跳缓冲期的膝关节运动学和动力学数据,确定膝痛对膝关节生物力学特征的影响,旨在了解疼痛的代偿作用机制。本研究假设:膝痛会降低髌

股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期的膝关节三维角度和力矩,以及髌股关节应力和接触面积。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

样本量的确定基于预实验得到的髌股关节痛患者在有痛和无痛状态下跑步缓冲期最大膝外展角度差值为 $2.3^{\circ} \pm 2.2^{\circ}$,设定检验功效为0.80,显著水平为0.05,最终得到最小样本量为10。通过G*Power 3.1.9.2软件(Franz Faul, University Kiel, Germany)完成样本量计算。选取15名男性和15名女性髌股关节痛业余跑者作为受试者,最终25人完成研究(表1)。受试者的筛查根据Crossley等(2016)、Willy等(2012)的研究,纳入标准为:1)习惯采用足跟着地的跑步方式;2)至少有2年以上的跑步经历,且周跑量不少于10 km;3)在跑步、下蹲、上/下楼梯、久坐、跳跃和抗阻伸膝的过程中,至少有2个动作出现过髌骨后方或周围的疼痛;4)疼痛与直接创伤无关,且至少存在3个月以上;5)疼痛等级至少达到10 cm视觉模拟量表(Visual Analog Scale, VAS)的3分以上(0代表无痛,10代表最大疼痛)。排除标准为:1)髌骨半脱位或脱位;2)存在膝关节炎,或肌腱、韧带、半月板等其他组织损伤;3)有下肢手术史。所有受试者的筛查统一由1位有经验的康复治疗师完成,受试者在了解详细的实验流程后签署知情同意书。

表1 受试者基本信息

Table 1	Basic Information of Participants	$M \pm SD$
指标	女性(n=10)	男性(n=15)
身高/cm	165.3 \pm 4.3	177.1 \pm 5.3
体质量/kg	55.2 \pm 3.4	75.7 \pm 12.0
年龄/岁	23.2 \pm 3.7	27.0 \pm 5.6
跑龄/年	3.1 \pm 1.0	5.4 \pm 3.3
周跑量/km	13.0 \pm 4.8	26.5 \pm 15.1

1.2 实验流程

髌股关节痛业余跑者分别在有痛和无痛2种状态下进行生物力学测试。受试者的疼痛状态通过患侧腿单腿下蹲过程中的VAS得分进行评估(图1a):VAS在3以上定义为有痛状态,VAS为0定义为无痛状态(Bazett-Jones et al., 2013; Willy et al., 2012)。9名受试者在第1次生物力学测试中处于有痛状态,有痛测试后要求其避免进行任何运动直到VAS降为0,再进行无痛测试。16名受试者在第1次生物力学测试中处于无痛状态,无痛测试后要求其增大日常跑量至VAS高于3,再进行有痛测试。为避免疲劳因素的影响,要求所有受试者在每次生物力学测试前至少24 h不进行任何大强度运动。膝痛的诱发或消除由受试者自主完成,并由研究人员进行监督和记录。

若受试者在首次生物力学测试后的 2 周内未达到要求的 VAS 得分或出现其他不适则从研究中排除, 本研究最初的 30 名受试者中有 5 名女性受试者由于未达到有痛或无痛状态而退出实验。最终确定有痛状态下男性和女性受试者 VAS 分别为 4.2 ± 1.3 和 4.4 ± 1.6 ; 无痛状态下所有受试者 VAS 均为 0。本研究人体实验获得北京体育大学运动科学实验伦理委员会的批准 (批准号: 2020021H)。



图 1 单腿下蹲测试(a)、跑步(b)和落地起跳(c)生物力学测试
Figure 1. Single-leg Squatting Test (a), Running (b) and Drop-jumping (c) Biomechanical Tests

1.3 数据采集

生物力学测试要求受试者穿着紧身衣裤和统一的运动鞋。热身结束后, 参照 Helen Hayes 贴点方案在受试者第 4、5 腰椎棘突中点、两侧髌前上棘, 以及患侧腿的股骨外侧髁和内侧髁、胫骨粗隆、外踝和内踝、足跟和足尖粘贴共 10 个反光标志点 (Sung et al., 2013)。生物力学测试要求所有受试者分别完成 3 次成功的跑步和落地起跳动作。跑步动作要求受试者从测力台前 10~20 m 处起跑, 跑速为 4.0 ± 0.3 m/s, 并以患侧腿踏在一块测力台上, 由足跟着地过渡至足尖离地完成支撑 (图 1b)。落地起跳动作要求受试者从 30 cm 高的跳箱垂直下落, 双脚分别踏在

2 块测力台上, 落地缓冲后尽全力垂直向上双脚起跳, 整个过程保持双手叉腰的姿势 (图 1c)。

通过采样频率为 200 Hz 的 8 镜头 Motion Analysis Raptor-4 红外运动捕捉系统 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, USA) 采集标志点的原始三维坐标。通过采样频率为 1 000 Hz 的 Kistler 9281CA 三维测力台 (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) 采集地面反作用力。通过 Newtest Powertimer 300-series 测速仪 (Newtest Oy, Tyrnävä, Finland) 监控跑速。通过 Cortex 2.6 软件 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, USA) 发出信号同步标志点坐标和地面反作用力信号。

1.4 数据处理

采用 Butterworth 低通滤波对标志点的原始三维坐标进行平滑处理, 截断频率的计算利用运动学采样频率 ($f_s = 200$ Hz) 代入公式 $f_c = 0.071f_s - 0.00003f_s^2$, 最终确定为 13 Hz (Yu et al., 1999)。关节中心和局部坐标系的建立依据前人研究 (Bell et al., 1989; Wu et al., 2002), 髌关节中心通过两侧髌前上棘和第 4、5 腰椎棘突中点计算获得, 膝关节中心为股骨外侧髁和内侧髁中点, 踝关节中心为外踝和内踝的中点。通过髌关节中心 (HC)、膝关节中心 (KC) 和股骨外侧髁 (KL) 的坐标建立大腿坐标系 (Thigh), 通过膝关节中心 (KC)、踝关节中心 (AC) 和外踝 (AL) 的坐标建立小腿坐标系 (Shank) (图 2a)。膝关节三维角度通过卡尔丹角方法获得, 即小腿坐标系相对大腿坐标系按照屈/伸、内收/外展、内旋/外旋的顺序依次转动 (Wu et al., 2002)。膝关节三维力矩通过逆动力学的方法获得 (Greenwood, 1988), 并除以受试者体重和身高的乘积, 单位记为 BW·BH。最终依据推荐重新定义膝关节角度和力矩的正负值含义 (Wu et al., 2002), 正值代表膝屈、内收和内旋角度, 以及膝伸、内收和内旋力矩 (图 2b)。

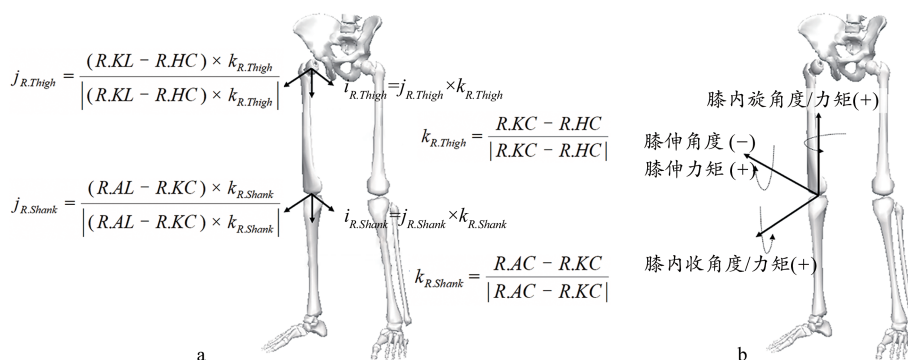


图 2 大腿、小腿坐标系的建立(a)及膝关节角度、力矩正负值的定义(b) (以右侧下肢为例)

Figure 2. Definitions of Thigh and Shank Reference Frames (a) as well as Positive and Negative Values of Knee Joint Angles and Moments (b), Take the Right Lower Extremity as An Example

髌股关节应力 (S_{PFJ}) 和接触面积 (CA_{PFJ}) 通过生物力学测试采集获得的膝伸力矩 (M_{knee}) 和膝屈角度 (α_{knee}) 推

算获得 (Bonacci et al., 2014; Nunes et al., 2018), 单位分别记为 MPa 和 mm^2 :

$$CA_{PFJ} = 2.0e^{-5}\alpha_{knee}^4 - 0.0033\alpha_{knee}^3 + 0.1099\alpha_{knee}^2 + 3.5273\alpha_{knee} + 81.058$$

$$L_q = 8.0e^{-5}\alpha_{knee}^3 - 0.013\alpha_{knee}^2 + 0.28\alpha_{knee} + 0.046$$

$$F_q = M_{knee}/L_q$$

$$k = \frac{-3.8e^{-5}\alpha_{knee}^2 + 1.5e^{-3}\alpha_{knee} + 0.462}{-7.0e^{-7}\alpha_{knee}^3 + 1.6e^{-4}\alpha_{knee}^2 + 0.016\alpha_{knee} + 1}$$

$$F_{PFJ} = k \times F_q$$

$$S_{PFJ} = F_{PFJ}/CA_{PFJ}$$

其中, L_q 为股四头肌等效力臂, F_q 为股四头肌肌力, k 为系数, F_{PFJ} 为髌股关节作用力。

最终获得每名受试者在每次跑步和落地起跳缓冲期的最大膝关节三维角度和力矩, 以及髌股关节应力和接触面积峰值。缓冲期定义为患侧下肢的足首次接触测力台时刻到膝屈最大时刻。所有数据处理通过 Cortex 2.6 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, USA) 完成。

1.5 数据分析

采用混合设计的双因素方差分析确定疼痛状态(有

痛状态和无痛状态)与性别(男性和女性)对跑步和落地起跳缓冲期膝关节三维角度和力矩、髌股关节应力和接触面积的影响。若疼痛状态与性别存在交互作用, 后继采用配对样本 t 检验确定同一性别下疼痛状态对各因变量的影响, 采用独立样本 t 检验确定同一状态下性别对各因变量的影响。统计显著性定义为一类误差概率 ≤ 0.05 , 所有数据分析通过 SPSS 19.0 (IBM, Armonk, USA) 完成。

2 结果

双因素方差分析显示, 疼痛状态与性别对跑步 ($P=0.093$) 和落地起跳 ($P=0.082$) 缓冲期的最大膝外展角度无交互作用, 业余跑者在有痛状态下跑步 ($P=0.001$) 和落地起跳 ($P=0.011$) 的膝外展角度小于无痛状态, 且女性跑步 ($P=0.005$) 和落地起跳 ($P=0.001$) 的膝外展角度大于男性(表 2)。

表 2 跑步和落地起跳缓冲期膝关节三维角度

Table 2 Knee Joint Angles in the Landing Phases of Running and Drop-jumping ($M \pm SD, ^\circ$)

动作	指标	女性($n=10$)		男性($n=15$)	
		有痛状态	无痛状态	有痛状态	无痛状态
跑步	最大屈曲角度	50.1 ± 6.4 [#]	50.6 ± 2.4 [#]	48.0 ± 3.9	48.8 ± 5.6
	最大外展角度	-4.8 ± 4.9 [#]	-7.9 ± 3.1 [#]	-3.2 ± 4.2*	-4.5 ± 4.3
	最大外旋角度	-14.9 ± 5.9 [#]	-12.5 ± 7.0 [#]	-12.2 ± 7.6	-10.5 ± 5.2
落地	最大屈曲角度	79.8 ± 12.5 [#]	82.7 ± 10.9 [#]	97.3 ± 17.1	97.4 ± 14.6
起跳	最大外展角度	-5.2 ± 4.7 [#]	-8.2 ± 3.7 [#]	-3.4 ± 4.6*	-3.9 ± 4.8
	最大外旋角度	-14.8 ± 6.2	-14.7 ± 6.3	-13.7 ± 8.0	-12.8 ± 3.6

注: *表示该指标与无痛状态相比有显著差异, #表示该指标与男性相比有显著差异, 下同。

双因素方差分析也显示, 疼痛状态与性别对跑步缓冲期的最大膝屈 ($P=0.816$)、外旋角度 ($P=0.764$) 和落地起跳缓冲期的最大膝屈角度 ($P=0.235$) 均无交互作用, 虽然女性跑步的膝屈 ($P=0.050$)、外旋角度 ($P=0.025$) 大于男性, 落地起跳的膝屈角度小于男性 ($P=0.001$), 但疼痛状态对跑步的膝屈 ($P=0.245$)、外旋角度 ($P=0.097$) 和落地起跳的膝屈角度 ($P=0.214$) 的主效应不显著(表 2)。

双因素方差分析显示, 疼痛状态与性别对落地起跳

缓冲期的膝伸力矩峰值无交互作用 ($P=0.164$), 业余跑者在有痛状态下落地起跳的膝伸力矩小于无痛状态 ($P=0.003$), 而性别间不存在差异 ($P=0.069$) (表 3)。双因素方差分析也显示, 疼痛状态与性别对跑步缓冲期膝内收 ($P=0.350$) 和内旋力矩峰值 ($P=0.323$) 均无交互作用, 虽然女性跑步的膝内收力矩大于男性 ($P=0.016$)、膝内旋力矩小于男性 ($P=0.012$), 但疼痛状态对跑步的膝内收 ($P=0.743$) 和内旋力矩 ($P=0.358$) 的主效应不显著(表 3)。

表 3 跑步和落地起跳缓冲期膝关节三维力矩

Table 3 Knee Joint Moments in the Landing Phases of Running and Drop-jumping ($M \pm SD, BW \cdot BH$)

动作	指标	女性($n=10$)		男性($n=15$)	
		有痛状态	无痛状态	有痛状态	无痛状态
跑步	伸力矩峰值	0.186 ± 0.026	0.184 ± 0.019	0.186 ± 0.031	0.190 ± 0.034
	内收力矩峰值	0.024 ± 0.015 [#]	0.027 ± 0.016 [#]	0.018 ± 0.017	0.017 ± 0.014
	内旋力矩峰值	0.012 ± 0.009 [#]	0.012 ± 0.009 [#]	0.015 ± 0.007	0.018 ± 0.010
落地	伸力矩峰值	0.151 ± 0.029*	0.169 ± 0.032	0.141 ± 0.046*	0.147 ± 0.046
起跳	内收力矩峰值	0.048 ± 0.012	0.049 ± 0.014	0.049 ± 0.026	0.045 ± 0.016
	内旋力矩峰值	0.022 ± 0.009	0.020 ± 0.009	0.023 ± 0.008	0.025 ± 0.011

双因素方差分析显示,疼痛状态与性别对落地起跳缓冲期的髌股关节应力峰值无交互作用($P=0.158$),业余

跑者在有痛状态下落地起跳的髌股关节应力小于无痛状态($P=0.001$),且女性小于男性($P=0.001$)(表 4)。

表 4 跑步和落地起跳缓冲期髌股关节应力和接触面积

动作	指标	女性($n=10$)		男性($n=15$)	
		有痛状态	无痛状态	有痛状态	无痛状态
跑步	应力峰值/MPa	15.0±3.4 [#]	14.9±2.6 [#]	20.2±4.5	21.3±6.5
	接触面积峰值/mm ²	244.6±0.6 [#]	244.7±0.3 [#]	243.9±1.7	243.3±3.8
落地	应力峰值/MPa	15.9±4.7 [#]	20.0±5.7 [#]	24.7±9.8 [*]	26.6±11.1
起跳	接触面积峰值/mm ²	246.6±8.6 [#]	245.7±4.9 [#]	272.7±46.2	265.7±47.1

双因素方差分析也显示,疼痛状态与性别对跑步缓冲期的髌股关节应力($P=0.270$)、接触面积峰值($P=0.106$)和落地起跳缓冲期的髌股关节接触面积峰值($P=0.555$)均无显著的交互作用,虽然女性跑步的髌股关节应力($P=0.001$)和落地起跳的髌股关节接触面积($P=0.002$)小于男性,髌股关节接触面积大于男性($P=0.050$),但疼痛状态对跑步的髌股关节应力($P=0.314$)、接触面积($P=0.349$)和落地起跳的髌股关节接触面积($P=0.444$)的主效应不显著(表 4)。

3 讨论

膝前痛是髌股关节痛最主要的症状,了解疼痛在该损伤中所起到的作用,有助于明确其代偿机制,并建立更合理的干预治疗策略。本研究对比了髌股关节痛业余跑者在有痛和无痛 2 种状态下跑步和落地起跳缓冲期的膝关节运动学和动力学特征,研究发现,膝痛会改变受试者在功能性活动中的动作模式,这种疼痛代偿大体上表现出减小髌股关节负荷的作用。因此,膝痛对髌股关节痛业余跑者可能属于一种保护机制,避免了损伤的进一步发展。

本研究结果部分支持了膝痛会降低髌股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期膝关节三维角度的研究假设。本研究发现,男性和女性髌股关节痛业余跑者在有痛状态下跑步和落地起跳缓冲期的最大膝外展角度小于无痛状态。膝外展角度被认为与髌股关节痛患者的主观疼痛感相关(Nakagawa et al., 2013)。膝外展角度增大会造成髌骨相对胫骨粗隆和髌前上棘向内移动,导致 Q 角增大,股四头肌肌腱与髌腱对髌骨形成的向外合力增大,进而引起髌骨外移而增大髌股关节应力(Powers, 2003)。离体研究显示, Q 角增大 10° 会提高约 45% 的髌股关节应力(Huberti et al., 1984)。而异常应力刺激软骨下骨或髌下脂肪垫上的痛觉神经被认为是髌股关节痛患者的疼痛来源(Powers et al., 2017)。因此,髌股关节痛业余跑者在有痛状态下可能通过限制膝外展角度的补偿策略来减小髌股关节负荷,从而降低功能性活动中的主观疼痛感。

前瞻性研究也认为,膝外展角度可能是髌股关节痛的危险因素,研究发现,膝外展幅度超过 10.6° 对预测髌股关节痛有较高的敏感性和特异性(Holden et al., 2015)。因此,当患者处于无痛状态时,疼痛的补偿机制消除可能导致其增大膝外展角度,而这种反复的异常动作模式可能造成髌股关节痛的再次发生,或进一步加快损伤进程。

本研究结果部分支持了膝痛会降低髌股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期膝关节三维力矩的研究假设。本研究发现,男性和女性髌股关节痛业余跑者在有痛状态下落地起跳缓冲期的膝伸力矩峰值小于无痛状态。关节力矩可以间接反映关节局部负荷(Stefanyshyn et al., 2006),并与疼痛等级呈负相关(Henriksen et al., 2006)。有研究表明,实验性模拟膝痛会造成无损伤人群膝伸力矩下降,并表现出与某些膝损伤患者相似的动作模式(Henriksen et al., 2010)。同时, Henriksen 等(2006)研究表明,通过药物注射缓解膝痛会使患者在功能性活动中表现出膝关节负荷的增大。本研究结果结合前人研究表明,髌股关节痛患者在有痛状态下可能采取降低膝伸力矩的补偿策略来避免膝痛。膝痛所造成的膝伸力矩下降可能与股四头肌抑制有关,研究表明,膝痛会引起运动神经元的脊髓反射抑制,进而产生股四头肌抑制反应来减小其所能产生的肌力(Greuel et al., 2019)。但膝痛所造成的股四头肌抑制也可能只发生在膝屈角度较大的功能性活动中,有研究发现,当动作需求或外部负荷增大后,髌股关节痛患者将更难以保持正常的下肢生物力学特征(Willson et al., 2008)。这可能造成了在本研究中膝痛对膝伸力矩的影响只出现在落地起跳动作中,而未出现在跑步动作中。

本研究结果部分支持了膝痛会降低髌股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期髌股关节应力和接触面积的研究假设。本研究发现,男性和女性髌股关节痛业余跑者在有痛状态下落地起跳缓冲期的髌股关节应力峰值小于无痛状态。异常的髌股关节应力被认为是造成髌股关节痛的主要原因(Powers et al., 2017)。有研究发现,膝关节护具可以通过增大髌骨与股骨的接触面积来降低髌

股关节应力,并起到缓解疼痛的效果(Powers et al., 2004),这也进一步说明髌股关节应力与膝痛存在联系。也有研究认为,髌股关节痛患者会通过降低步频和膝伸力矩的方式来减小髌股关节应力,使其与无损伤人群保持在同一水平(Brechtel et al., 2002)。本研究结果结合先前研究表明,髌股关节痛患者在有痛状态下可能为了减小主观疼痛感而采取降低髌股关节应力的补偿策略。髌骨与股骨之间的接触力受股四头肌的影响(Sherman et al., 2014),因此患者在有痛状态下髌股关节应力减小可能也与股四头肌抑制有关。本研究未发现膝痛会造成髌股关节接触面积的改变,这与膝屈角度呈现的结果一致,可能受到计算方式的影响。当前在体情况下的髌股关节应力与接触面积多由膝伸力矩和膝屈角度间接计算获得(Bonacci et al., 2014),但未考虑膝关节非矢状面的力学机制和个体差异,今后研究应考虑通过MRI等手段直接采集获得髌股关节接触面积(Nunes et al., 2018)。

本研究虽然还发现,跑步和落地起跳缓冲期的最大膝屈、外展角度和髌股关节应力、接触面积峰值,以及跑步缓冲期的最大膝外旋角度和膝内收、内旋力矩峰值均存在性别差异,但疼痛状态与性别间未出现交互作用,这表明膝痛对这些膝关节生物力学特征在性别间的影响趋势一致。性别间的差异可能主要由男性和女性在解剖结构和神经肌肉控制策略等方面的不同引起(Almonroeder et al., 2016),本研究结果也表明,不同性别髌股关节痛患者对膝痛的反馈在膝关节生物力学特征上可能不存在差异。但由于本研究5名女性受试者的流失造成其样本量较少,且性别间样本量不均衡,产生了一定的研究局限。今后研究应增大样本量,并平衡男性和女性的数量,进一步确定膝痛对不同性别患者影响的差异性。

综上,膝痛降低了男性和女性髌股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期的最大膝外展角度,以及落地起跳缓冲期的膝伸力矩和髌股关节应力峰值,这些生物力学特征也被认为与髌股关节局部所承受的载荷有关(Powers et al., 2017)。因此,膝痛的代偿机制相应降低了髌股关节的局部负荷,与疼痛适应理论相一致。疼痛适应理论认为疼痛可能会造成肌肉激活和抑制的重新分配,从而改变其力学行为来调整人体动作模式,以防止损伤的进一步发展,其本质上可能属于一种保护机制(Hodges et al., 2011)。因此,在髌股关节痛的治疗过程中如果采用药物注射等直接消除疼痛的手段可能也会消除其保护机制。本研究表明,髌股关节痛业余跑者在无痛状态下表现出髌股关节局部负荷增大的现象,这可能进一步造成关节软骨的退行性改变,加快损伤进程(Henriksen et al., 2006)。根据本研究结果,髌股关节痛的最佳治疗策略应达到缓解疼痛和降低髌股关节负荷两方面的效果。股四头肌神经肌肉控制训练是髌股关节痛患者最

常采用的干预手段,有研究发现,8周的膝关节抗阻训练可以有效降低髌股关节应力,并改善膝关节疼痛和功能(Chiu et al., 2012)。而跑姿再训练作为髌股关节痛业余跑者主要的干预手段,也被认为可以改善膝外展角度,并减轻疼痛(Roper et al., 2016)。今后研究应进一步确定不同干预方式对髌股关节痛患者动作模式、膝关节疼痛和功能的影响,以建立对该损伤最有效的治疗策略。

本研究采用VAS评估疼痛状态,且膝痛的诱发与消除由受试者在日常生活中改变跑量实现。虽然多数研究采用VAS定量疼痛(Bazett-Jones et al., 2017; Roper et al., 2016),但也有研究通过调整运动量来改变患者的疼痛状态(Bazett-Jones et al., 2017; Greuel et al., 2019)。但这仍可能引起受试者因主观感受或疲劳积累而造成的影响,从而产生一定误差,这是本研究的一个局限性。今后研究可通过药物注射等直接消除疼痛的方式来改变患者的疼痛状态,并结合更客观的疼痛评估方式,来确定膝痛对髌股关节痛患者下肢生物力学特征的影响。同时,本研究选取了在前人研究中比较常见的跑步和落地起跳作为测试动作,这2个动作被认为可以产生较大的髌股关节负荷(Holden et al., 2015; Stefanyshyn et al., 2006)。但跑速和落地高度的改变是否会影响研究结果尚不得知,本研究也发现膝痛对膝关节生物力学特征的影响可能存在动作特异性,今后研究可针对着地冲击类的动作适当提高运动学的采样频率,并结合不同人群、动作进一步确定疼痛的代偿作用机制。

4 结论与建议

膝痛会降低男性和女性髌股关节痛业余跑者在跑步和落地起跳缓冲期的最大膝外展角度,以及落地起跳缓冲期的膝伸力矩峰值和髌股关节应力峰值。膝痛的代偿机制相应降低了髌股关节局部负荷,其本质上可能属于一种保护机制。

髌股关节痛的最佳治疗策略应达到缓解疼痛和降低髌股关节负荷两方面的效果,单一消除疼痛的治疗方式可能引起髌股关节负荷增大,而加速损伤进程。

参考文献:

- ALMONROEDER T G, BENSON L C, 2016. Sex differences in lower extremity kinematics and patellofemoral kinetics during running [J]. *J Sports Sci*, 35(16): 1-7.
- BAZETT-JONES D M, COBB S C, HUDDLESTON W E, et al., 2013. Effect of patellofemoral pain on strength and mechanics after an exhaustive Run [J]. *Med Sci Sport Exer*, 45(7): 1331-1339.
- BAZETT-JONES D M, HUDDLESTON W, COBB S, et al., 2017. Acute responses of strength and running mechanics to increasing and decreasing pain in patients with patellofemoral pain [J]. *J Athl Training*, 52(5): 411-421.
- BELL A L, BRAND R A, PEDERSEN D R, 1989. Prediction of hip

- joint centre location from external landmarks[J]. *Hum Movement Sci*, 8(1): 3-16.
- BONACCI J, VICENZINO B, SPRATFORD W, et al., 2014. Take your shoes off to reduce patellofemoral joint stress during running [J]. *Br J Sport Med*, 48(6): 425-428.
- BRECHTER J H, POWERS C M, 2002. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain[J]. *Gait Posture*, 16(2): 115-123.
- CHIU J K, WONG Y M, YUNG P S, et al., 2012. The effects of quadriceps strengthening on pain, function, and patellofemoral joint contact area in persons with patellofemoral pain[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 91(2): 98-106.
- COBURN S L, BARTON C J, FILBAY S R, et al., 2018. Quality of life in individuals with patellofemoral pain: A systematic review including meta-analysis[J]. *Phys Ther Sport*, 33: 96-108.
- CROSSLEY K M, STEFANIK J J, SELFE J, et al., 2016. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures[J]. *Br J Sport Med*, 50(14): 839-843.
- CROSSLEY K M, van MIDDELKOOP M, BARTON C J, et al., 2019. Rethinking patellofemoral pain: Prevention, management and long-term consequences[J]. *Best Pract Res Clin Rheum*, 33(1): 48-65.
- GOTO S, AMINAKA N, GRIBBLE P A, 2018. Lower-Extremity Muscle Activity, Kinematics, and Dynamic Postural Control in Individuals with Patellofemoral Pain [J]. *J Sport Rehabil*, 27(6): 505-512.
- GREENWOOD D T, 1988. *Principles of Dynamics* [M]. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- GREUEL H, HERRINGTON L, LIU A, et al., 2019. How does acute pain influence biomechanics and quadriceps function in individuals with patellofemoral pain? [J]. *Knee*, 26(2): 330-338.
- HENRIKSEN M, GRAVEN-NIELSEN T, AABOE J, et al., 2010. Gait changes in patients with knee osteoarthritis are replicated by experimental knee pain[J]. *Arthritis Care Res*, 62(4): 501-509.
- HENRIKSEN M, SIMONSEN E B, ALKJÆR T, et al., 2006. Increased joint loads during walking-A consequence of pain relief in knee osteoarthritis[J]. *Knee*, 13(6): 445-450.
- HODGES P W, TUCKER K, 2011. Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain[J]. *Pain*, 152(Supplement): S90-S98.
- HOLDEN S, BOREHAM C, DOHERTY C, et al., 2015. Two-dimensional knee valgus displacement as a predictor of patellofemoral pain in adolescent females[J]. *Scand J Med Sci Spor*, 27(2): 188-194.
- HUBERTI H H, HAYES W C, 1984. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 66(5): 715-724.
- NAKAGAWA T H, SERRÃO F V, MACIEL C D, et al., 2013. Hip and knee kinematics are associated with pain and self-reported functional status in males and females with patellofemoral pain[J]. *Int J Sports Med*, 34(11): 997-1002.
- NUNES G S, SILVA R S, SANTOS A F D, et al., 2018. Methods to assess patellofemoral joint stress: A systematic review[J]. *Gait Posture*, 61: 188-196.
- PARK J, DENNING W M, PITT J D, et al., 2017. Effects of experimental anterior knee pain on muscle activation during landing and jumping performed at various intensities[J]. *J Sport Rehabil*, 26(1): 78-93.
- POWERS C M, 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective [J]. *J Orthop Sport Phys*, 33(11): 639-646.
- POWERS C M, WARD S R, CHEN Y J, et al., 2004. The effect of bracing on patellofemoral joint stress during free and fast walking [J]. *Am J Sports Med*, 32(1): 224-231.
- POWERS C M, WITVROUW E, DAVIS I S, et al., 2017. Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK: part 3[J]. *Br J Sport Med*, 51(24): 1713-1723.
- ROPER J L, HARDING E M, DOERFLER D, et al., 2016. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial[J]. *Clin Biomech*, 35: 14-22.
- SHERMAN S L, PLACKIS A C, NUELLE C W, 2014. Patellofemoral anatomy and biomechanics [J]. *Clin Sport Med*, 33(3): 389-401.
- STEFANYSHYN D J, STERGIU P, LUN V M Y, et al., 2006. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners[J]. *Am J Sport Med*, 34(11): 1844-1851.
- SUNG K H, CHUNG C Y, LEE K M, et al., 2013. Long term outcome of single event multilevel surgery in spastic diplegia with flexed knee gait[J]. *Gait Posture*, 37(4): 536-541.
- THOMAS M J, WOOD L, SELFE J, et al., 2010. Anterior knee pain in younger adults as a precursor to subsequent patellofemoral osteoarthritis: A systematic review[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 11(1): 201.
- WILLSON J D, DAVIS I S, 2008. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands [J]. *Clin Biomech*, 23(2): 203-211.
- WILLY R W, MANAL K T, WITVROUW E E, et al., 2012. Are mechanics different between male and female runners with patellofemoral pain? [J]. *Med Sci Sport Exer*, 44(11): 2165-2171.
- WU G, SIEGLER S, ALLARD P, et al., 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.
- XU X, YAO C, WU R, et al., 2018. Prevalence of patellofemoral pain and knee pain in the general population of Chinese young adults: A community-based questionnaire survey[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 19(1): 165.
- YU B, GABRIEL D, NOBLE L, et al., 1999. Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter[J]. *J Appl Biomech*, 15(3): 318-329.

(收稿日期: 2020-02-10; 修订日期: 2021-07-09; 编辑: 丁合)