

·运动人体科学·

不同认知任务跑步时髌股关节痛患者 下肢运动学和动力学特征

范婷¹, 张美珍¹, 张力文¹, 刘卉²

(1.太原理工大学 体育学院, 山西 太原 030024; 2.北京体育大学 中国运动与健康研究院, 北京 100084)

摘要:明确髌股关节痛患者在不同认知任务跑步时下肢运动学和动力学特征的影响,旨在寻找降低髌股关节痛患者跑步时髌股关节应力的运动模式。招募46名男性髌股关节痛患者为实验对象,运用红外光点运动捕捉系统(Nokov Mars2H)和三维测力台(Bertec)获得其在无任务、音乐任务和心算任务跑步时的运动学和动力学特征。采用重复测量方差分析确定不同认知任务对下肢运动生物力学参数的影响,通过Pearson双变量相关探究下肢运动生物力学特征与髌股关节应力的关系。结果显示:(1)与无任务相比,音乐任务与心算任务均使髌股关节痛患者步长增大($P < 0.001$);音乐任务还使其膝关节屈角增加($P = 0.005$)、踝关节跖屈力矩减小($P = 0.022$);心算任务减小髌关节内收力矩($P < 0.05$)和步频($P < 0.001$)。(2)无论何种认知任务,步长、膝关节屈曲角与髌股关节应力峰值正相关($P < 0.05$),踝关节跖屈力矩($P < 0.05$)与髌股关节应力峰值呈负相关。心算任务下,髌关节内收力矩($R^2 = 0.162$, $P = 0.006$)和步频($R^2 = 0.123$, $P < 0.017$)等与髌股关节应力峰值呈负相关。研究认为:髌股关节痛患者在音乐任务跑步时膝关节屈曲、踝关节背屈和步长增加可能会增大髌股关节应力,在心算任务跑步时较小的髌关节内收、长步长和慢步频等运动特征,可能使髌股关节应力增加。建议髌股关节痛患者在听音乐跑步时,应采用膝关节更为直立的动作模式降低髌股关节应力,还应注意减小步长。此外,还可通过增强髌关节内收及踝关节跖屈肌群的力量来减小髌股关节应力,预防跑步时思维游离引起的疼痛复发。

关键词:运动生物力学;髌股关节痛患者;髌股关节应力;认知任务;跑步

中图分类号:G804.6;G804.5 文献标志码:A 文章编号:1006-7116(2023)03-0136-09

Lower-limb kinematic and dynamics characteristics for patellofemoral joint pain patients during running with different cognitive tasks

FAN Ting¹, ZHANG Meizhen¹, ZHANG Liwen¹, LIU Hui²

(1.College of Physical Education, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China;

2.China Institute of Sport and Health Science, Beijing Sport University, Beijing 100084, China)

Abstract: The study aimed to clarify the lower limb kinematic and dynamics characteristics of patellofemoral pain (PFP) patients during running with different cognitive tasks, so as to provide references for finding movement patterns that could reduce patellofemoral joint stress (PFJS) during running. The study recruited 46 male patellofemoral pain patients, and the lower-limb kinematics and dynamics data in no task, musical task and mental arithmetic task were respectively collected by infrared motion capture system (Nokov Mars2H) and three-dimensional force plate (Bertec). Repeated measurement ANOVA was used to identify the effects of different cognitive tasks on lower-limb biomechanics parameters, and the relationship between lower-limb biomechanics

收稿日期:2022-10-31

基金项目:首批新文科研究与改革实践项目(2021050026);山西省基础研究计划自由探索类项目(202103021224109);山西省回国留学人员科研资助项目(2020-032);太原理工大学学科建设经费(2023)。

作者简介:范婷(1996-),女,硕士研究生,研究方向:运动生物力学。E-mail:714143649@qq.com 通信作者:张美珍

characteristics and PFJS was identified by Pearson's bivariate correlation. The results showed that: (1) Compared with no task, both the music task and the mental arithmetic task increased the step length of PFP patients ($P<0.001$). The music task also increased knee flexion angle ($P=0.005$) and decreased ankle plantarflexion moment ($P=0.022$) for PFP patients, and the mental arithmetic task decreased the hip adduction moment ($P<0.05$) and step frequency ($P<0.001$). (2) Regardless of the cognitive task, the step length and knee flexion angle were positively correlated with peak PFJS ($P<0.05$), and ankle plantarflexion moment was negatively correlated with peak PFJS ($P<0.05$). Under the mental arithmetic task, hip adduction moment ($R^2=0.162$, $P=0.006$) and step frequency ($R^2=0.123$, $P<0.017$) were negatively correlated with peak PFJS. The conclusion showed that: patellofemoral joint stress may be increased by increased knee flexion, ankle dorsiflexion and increased stride length during musical task running in patellofemoral pain patients; movement characteristics such as smaller hip inversion, long stride length and slow stride frequency during mental arithmetic task running may increase patellofemoral joint stress. It is recommended that listening to music during running, patellofemoral pain patients should use a more upright knee movement pattern to reduce patellofemoral joint stress and also take care to reduce stride length. Furthermore, patellofemoral pain patients can reduce patellofemoral joint stress and prevent pain recurrence by strengthening the hip adductors and ankle plantar flexors, which help prevent pain recurrence caused by mind-wandering during running.

Keywords: sports biomechanics; patellofemoral pain patients; patellofemoral joint stress; cognitive task; running

跑步已成为全世界最流行的体育运动之一。据统计,我国2020年共举办马拉松赛事442场,总参赛规模达136.23万人次^[1]。此外,欧美国家定期跑步人数也占其国家总人口的12.5%^[2]。据报告显示,每年因跑步导致的下肢损伤率高达79%^[3],损伤类型包括内侧胫骨应力性综合征、跟腱炎、足底筋膜炎及髌股关节痛等,其中髌股关节痛占比高达25%^[4]。70%~90%的髌股关节痛患者会出现疼痛复发或慢性症状,进而增加患髌股关节炎的风险^[5],而每年髌股关节痛患者的人均医疗费用高达300欧元^[6]。可见,髌股关节痛不仅对患者的正常工作和生活造成巨大影响,还会产生高昂的医疗费用和社会经济成本,所以如何有效预防髌股关节痛患者疼痛复发引起诸多学者的关注。

有研究指出,髌股关节疼痛复发可能与跑步强度大、膝关节损伤史及跑步时的认知干扰有关,其中认知干扰引起疼痛较剧烈且较为常见,特别是在室外跑步时^[7]。调查显示与室内跑相比,室外跑步不可避免地会受到音乐干扰、思考事件、注意红绿灯等多种干扰^[7]。据统计,习惯在跑步时佩戴音乐设备的跑者约占总体的58.9%^[8]。问卷调查显示,33%的跑者认为音乐是运动中不可剥离的重要部分^[9],其中快节奏音乐的使用率最为突出,可达40.7%^[8]。有研究认为,长距离跑步对跑者的认知要求不高且通常在熟悉的环境中进行,这种运动条件易使跑者产生思维游离,即思考跑步任务和任务以外的事件^[10]。这些认知干扰可能会降低跑者的信息处理能力,使跑者无法正确协调肌肉收缩和及时调整关节运动幅度以缓冲着地时的负荷^[11],造成跑步时髌股关节应力(patellofemoral joint stress, PFJS)增

大^[12],增加髌股关节痛损伤风险,致伤率甚至高达36%^[13]。有研究提出,认知干扰导致的下肢运动学及动力学改变可能是引起髌股关节应力增大的诱因^[14]。Shinya等^[15]发现,认知任务下(判断路况)行走时髌股关节痛患者表现出更大的膝关节屈角,导致髌股关节反作用力增大,并且在屈膝60°和90°时髌股关节应力会达到峰值^[16]。刘鑫玥等^[17]发现,认知任务(手持水杯、回忆数字)可增加青年动态稳定性及减小髌股关节应力。而Suda等^[18]对健康人群膝前注射高渗透盐水溶液(1 mL, 6%)以诱发实验性髌股关节痛,发现认知干扰降低受试者的姿势稳定性,特别是疼痛状态下会导致髌股关节应力增加。

目前认知任务导致的下肢运动生物力学变化尚未达成共识。究其原因,一方面可能是部分研究通过健康人群模拟膝前疼痛状态,探讨暂时性髌股关节痛引起的下肢运动特征变化,进而尝试得出髌股关节痛患者相关结论^[9]。Nakagawa等^[20]已证实,与健康对照组相比髌股关节痛患者在踏步过程中运动特征呈现出与健康人群不同的动作模式。因此,短暂诱导健康人群膝前疼痛,无法准确为髌股关节痛患者提供临床建议,可能是导致以往研究未达成共识的原因之一。另一方面,前人研究主要采用手持水杯、回忆数字等认知任务,这些认知任务仅在步行时较为常见,其结论并不能应用于跑步动作中,而跑步时常见的音乐干扰、思考事件等认知任务未得到广泛关注。已有研究指出,音乐干扰和思考事件对认知资源的影响存在差异,音乐任务是一种不占据认知负荷但会导致信息干扰的听觉刺激,而思考事件则需在短时间内占用大量的认知

资源^[21]。多资源理论认为,认知资源的分配方式不同将导致大脑对跑步动作的处理能力出现差异^[22],这使不同任务对髌股关节痛患者跑步特征的影响变得不明了。因此,需要更多研究对跑者施加快节奏的音乐干扰以及心算的认知干扰,尝试理解快节奏音乐、思考事件对髌股关节痛患者下肢运动特征的影响,可以为降低髌股关节痛患者跑步时髌股关节应力提供更有针对性的现实依据。

本研究尝试探索音乐任务和心算任务对髌股关节痛患者跑步时下肢运动学及动力学特征的影响,并分析下肢特征与髌股关节应力的关系,为减小在不同任务下跑步时髌股关节应力提供借鉴。根据以往文献及本研究目的拟验证以下假设:认知任务,特别是心算任务对髌股关节痛患者下肢运动学和动力学特征的影响尤为突出;同时心算任务导致的步长增大、髌关节内收力矩减小等特征可能会增大髌股关节应力。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

选取患有髌股关节痛的男性业余跑步爱好者为实验对象,其近 1 个月内每周跑步量维持在 20 km 以上,同时需满足以下纳入标准^[23]:(1)跑步、跳跃、久坐、上下楼梯、抗阻伸膝和单腿下蹲中,至少有 2 个动作出现过髌后或髌周疼痛;(2)疼痛症状至少存在 3 个月以上,且与直接创伤无关;(3)有无疼痛或疼痛程度与跑步量或运动强度有关。若存在以下任何 1 种情况则需剔除:(1)存在其他膝关节病变,如类风湿、关节炎及髌腱、股四头肌肌腱、半月板或韧带损伤;(2)存在髌骨半脱位或脱位情况;(3)1 年内进行过下肢手术。由 1 位专业测试人员进行筛查,根据上述标准纳入 46 名受试者,年龄为(21.4 ± 2.6)岁,身高为(178.3 ± 3.2)cm,体重为(74.7 ± 6.6)kg。所有受试者测试前均签署知情同意书,且本研究已通过太原理工大学学术委员会伦理审查。

1.2 数据采集

测试时要求所有受试者穿着实验室统一提供的测试鞋、紧身上衣及短裤。测试前进行充分热身,之后由同一操作人员根据 Helen Hayes 29 点粘贴方案将反光标志球(直径 15 mm)粘贴于对应标志点,具体位置:头顶点,头前点,头后点,左右肩峰,左右肱骨外上髁,左右尺骨茎突与桡骨茎突连线中点,右侧肩胛骨点,左/右髌前上棘,第四、五腰椎棘突中点,左右大腿前侧,左右股骨外侧髁,左右股骨内侧髁,左右胫骨粗隆,左右腓骨外踝,左右胫骨内踝,左右二、三跖骨中点,左右足^[24]。要求受试者以舒适的慢跑速度

随机模拟 3 种任务在长度为 28 m 的测试跑道上跑步。具体为无任务,即无任何干扰情况;音乐任务,则是要求受试者佩戴蓝牙运动耳机听音乐,选用的音乐为节奏较快(117 拍/min)的歌曲,音量高度设置为 85 分贝^[25];心算任务,是要求受试者在起点收到由电脑随机生成的一个两位数(50~99),随即起跑,同时大声说出计算结果(对随机数连续减 7),直到跑到终点。有效的心算任务是要求受试者在测试过程中连续跑步并保证计算结果正确,若计算错误则重新测试。通过随机生成器随机模拟以上 3 种任务,运用 12 镜头红外光点运动捕捉系统(NokovMars 2H, 中国)以 200 Hz 的采样频率获得三维运动学数据,通过三维测力台(Bertec 4060-08, 美国)以 1 000 Hz 采集频率同步采集下肢动力学特征,每种任务均采集 3 次有效数据。

1.3 数据处理

运用 Cortex-645.5.0(Motion Analysis Inc, USA)软件对运动学数据进行处理,三维坐标通过 Butterworth 低通滤波进行平滑,截断频率为 13 Hz^[26]。根据模型粘附方案建立人体环节多刚体模型,运用欧拉角方法计算受试者在跑步支撑期下肢各关节三维角度。分别围绕 x、y、z 轴转动获得踝关节屈伸角(跖屈为负),其余屈伸角(屈曲为正)、内收外展角(内收为正)、内旋外旋角(内旋为正)。将原始动力学数据进行 50 Hz 的低通滤波^[27]。通过逆动力学方法计算下肢三维力矩(MS3D 7.0 版, Motion Soft, Inc, 美国)。进一步得出步态时空参数:步长即左、右足跟间的纵向距离,步宽为左、右足跟着地之间的内侧~外侧距离,步频为每分钟迈出的步数,步向角定义为支撑足贯穿足底中心线与前进方向纵轴的夹角,足跟(+)足尖(-)着地即足跟与足尖与垂直轴坐标值的差值,正值为足跟触地,负值为足尖触地。跑步支撑期定义为同侧腿着地至足尖离地的时间。髌股关节力为膝关节内部髌骨与股骨之间因接触而产生的压力,髌股关节应力为髌骨与股骨接触单位面积的髌股关节力^[28],股四头肌肌力为股四头肌在收缩和伸展时所产生的力^[29]。

本研究中髌股关节应力的计算公式与王宝峰等^[30]一致,具体如下:

$$F_Q(\theta_i) = M_{EXT}(\theta_i) / L_A(\theta_i)$$

F_Q 为股四头肌肌力(N), M_{EXT} 为膝关节伸膝力矩(N·m), L_A 为股四头肌有效肌力臂(cm), θ_i 为第 i 帧膝关节屈伸角度($^\circ$)。本研究同样假设跑步中矢状面净膝关节力矩为正值时即为伸膝力矩,即

$$M_{EXT} = M_{NET}$$

公式中 M_{NET} 为矢状面膝关节净力矩(N·m)。股四头肌有效肌力臂为矢状面膝关节角度 θ ($^\circ$)的函数:

$$L_A = \begin{cases} 0.036\theta + 3.0(0^\circ \leq \theta < 30^\circ) \\ -0.043\theta + 5.4(30^\circ \leq \theta < 60^\circ) \\ -0.027\theta + 4.3(60^\circ \leq \theta < 90^\circ) \\ 2.0(90^\circ \leq \theta) \end{cases}$$

髌股关节力计算公式如下:

$$F_{PF} = 2F_Q \sin(\beta/2)$$

其中:

$$\beta = 30.46 + 0.53(\theta)$$

公式中 $F_{PF}(N)$ 为 PFJF, $\beta(^{\circ})$ 为股四头肌肌力线与髌韧带拉力线之间的夹角(定义见图 1)。

髌股关节应力计算包括: 髌骨与股骨的接触面积(mm^2)为矢状面膝关节角度 $\theta(^{\circ})$ 的函数:

$$S_{PFCA}(\theta_i) = (0.0781 \times \theta_i^2 + 0.6763 \times \theta_i + 151.75)$$

$S_{PFCA}(\theta_i)$ 为髌骨与股骨的接触面积(mm^2), 据此最终得到髌股关节应力:

$$P_{PFJS}(\theta_i) = F_{PF}(\theta_i) / S_{PFCA}(\theta_i)$$

公式中 P_{PFJS} 为 PFJS(MPa)。

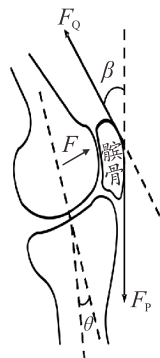


图 1 髌股关节隔离体及角度示意^[19]

1.4 统计分析

通过 SPSS 22.0 软件进行单因素重复测量方差分析, 检验认知任务(无任务、音乐任务、心算任务)对髌股关节痛患者下肢运动生物力学特征的影响, 运用 Pearson 双变量相关分析检验不同认知任务时下肢运动生物力学特征与髌股关节应力关系。相关性大小的评价标准为: 高度相关($|r| \geq 0.50$)、中度相关($0.50 > |r| \geq 0.30$)、低度相关($0.30 > |r| \geq 0.10$)。显著性水平定为 $P < 0.05$ 。通过计算给出单因素方差分析的效果量 η^2 , 其中 $0.01 \leq \eta^2 < 0.06$ 为小效应量, $0.06 \leq \eta^2 < 0.14$ 为中等效应量, $\eta^2 \geq 0.14$ 为大效应量^[31]。

2 结果与分析

2.1 不同认知任务对下肢运动生物力学特征的影响

单因素方差分析结果显示, 与无任务相比, 听音乐跑步时会使髌股关节痛患者步长增大 26.8% ($F[1, 44]=175.620, P < 0.001, \eta^2=0.889$)、步宽增大 48.1% ($F[1, 44]=18.856, P < 0.001, \eta^2=0.462$)、步频减小 24.3% ($F[1, 44]=937.874, P < 0.001, \eta^2=0.977$); 心算任务会使步长增大 19.3% ($F[1, 44]=175.620, P < 0.001, \eta^2=0.889$) 和步宽增大 22.9% ($F[1, 44]=18.856, P < 0.001, \eta^2=0.462$), 步频减小 23.6% ($F[1, 44]=937.874, P < 0.001, \eta^2=0.977$) 并减小足尖到地面的垂直距离 ($F[1, 44]=5.351, 12.6 \text{ cm vs. } 12.0 \text{ cm}, P=0.003, \eta^2=0.196$); 与心算任务相比, 音乐任务会使步长增大 9.3% ($F[1, 44]=175.620, P < 0.001, \eta^2=0.889$), 增加足尖到地面的垂直距离 ($F[1, 44]=5.351, 12.0 \text{ cm vs. } 12.5 \text{ cm}, P=0.010, \eta^2=0.196$) (见图 2)。

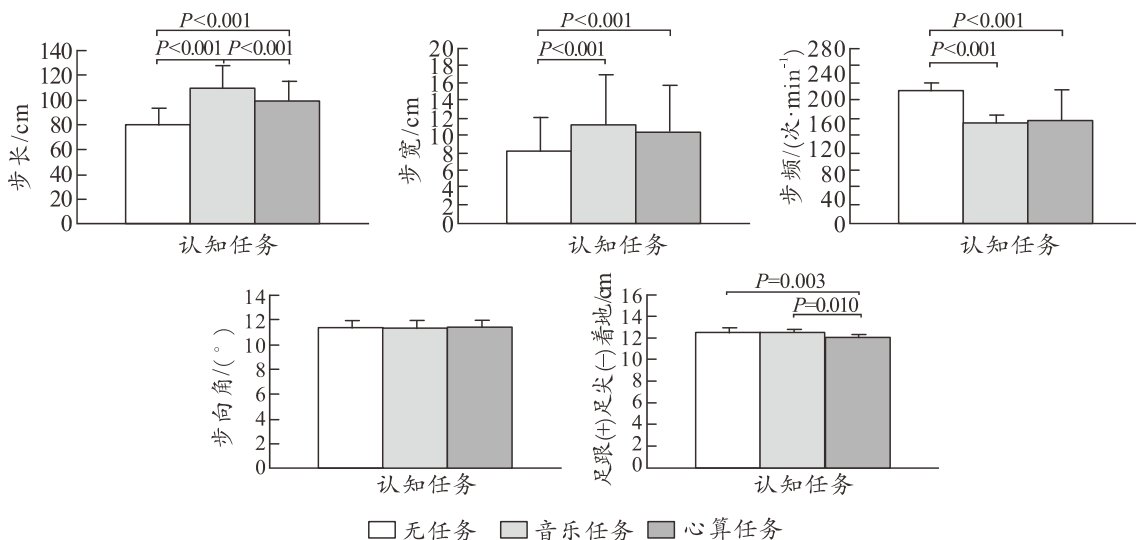


图 2 不同认知任务对步态时空参数的影响

与无任务相比, PFJS 峰值时刻, 髌股关节痛患者在心算任务下表现出更小的髌关节内收角($F[1, 44]=8.790, P=0.002, \eta^2=0.285$)和内收力矩($F[1, 44]=2.344, P=0.039, \eta^2=0.096$)、髌关节屈曲力矩($F[1, 44]=13.769, P<0.001, \eta^2=0.385$)、踝关节内旋角($F[1, 44]=2.752, P=0.05, \eta^2=0.111$)和内旋力矩

($F[1, 44]=6.846, P=0.001, \eta^2=0.237$)、踝关节内翻力矩($F[1, 44]=6.632, P=0.003, \eta^2=0.232$)和更大的踝关节跖屈力矩($F[1, 44]=13.198, P=0.001, \eta^2=0.375$)。音乐任务下表现出更大的膝关节屈曲角($F[1, 44]=4.764, P=0.005, \eta^2=0.178$)和较小的踝关节跖屈力矩($F[1, 44]=13.198, P=0.022, \eta^2=0.375$)(见表 1)。

表 1 髌股关节应力峰值时刻不同认知任务对下肢运动生物力学特征的影响

PFJS 峰值时刻指标	无任务	音乐任务	心算任务
髌关节屈曲角度/(°)	40.8±2.7	38.8±1.1 ³⁾	35.7±1.3
髌关节内收角度/(°)	9.2±0.72 ²⁾	9.4±0.8 ³⁾	8.0±0.7
髌关节内旋角度/(°)	3.5±3.1	8.9±3.0	5.7±1.2
膝关节屈曲角度/(°)	43.1±0.7 ¹⁾	43.7±0.73 ³⁾	41.7±0.9
膝关节内翻角度/(°)	3.7±0.7	3.81±0.68	3.7±0.6
膝关节内旋角度/(°)	19.2±1.3	18.5±1.2	18.8±1.2
踝关节跖屈角度/(°)	38.7±0.8	38.8±1.2	39.5±0.7
踝关节内翻角度/(°)	10.8±0.8	10.5±0.7	10.1±0.7
踝关节内旋角度/(°)	18.6±0.9 ²⁾	20.6±2.7	17.2±0.7
髌关节屈曲力矩/(BW·BH)	-0.281±0.014 ²⁾	-0.282±0.013 ³⁾	-0.251±0.014
髌关节内收力矩/(BW·BH)	-0.175±0.013 ²⁾	-0.174±0.013 ³⁾	-0.165±0.013
髌关节内旋力矩/(BW·BH)	-0.041±0.003	-0.042±0.003 ³⁾	-0.039±0.003
膝关节屈曲力矩/(BW·BH)	-0.227±0.012	-0.230±0.011	-0.218±0.012
膝关节内翻力矩/(BW·BH)	-0.056±0.005	-0.056±0.006	-0.053±0.006
膝关节内旋力矩/(BW·BH)	-0.008±0.001	-0.008±0.001 ³⁾	-0.007±0.001
踝关节跖屈力矩/(BW·BH)	0.299±0.014 ¹⁾²⁾	0.308±0.014 ³⁾	0.278±0.014
踝关节内翻力矩/(BW·BH)	-0.065±0.006 ²⁾	-0.065±0.006 ³⁾	-0.059±0.006
踝关节内旋力矩/(BW·BH)	-0.025±0.004 ²⁾	-0.025±0.004 ³⁾	-0.023±0.003

1)无任务和音乐任务, $P<0.05$; 2)无任务和心算任务, $P<0.05$; 3)音乐任务和心算任务, $P<0.05$

髌股关节应力峰值时刻, 髌股关节痛患者在无任务时髌股关节力为(17.1 ± 9.2)N, 髌股关节应力为(38.4 ± 14.3)MPa; 在音乐任务下髌股关节力为(18.0 ± 8.1)N, 髌股关节应力为(40.2 ± 13.5)MPa; 在心算任务下髌股关节力为(18.1 ± 8.9)N, 髌股关节应力为(40.4 ± 14.6)MPa(见表 2)。

表 2 髌股关节应力峰值时刻不同认知任务对髌股关节力和髌股关节应力的影响

PFJS 峰值时刻指标	无任务	音乐任务	心算任务
髌股关节力/N	17.1±9.2	18.0±8.1	18.1±8.9
髌股关节应力/MPa	38.4±14.3	40.2±13.5	40.4±14.6

2.2 不同认知任务下髌股关节应力峰值时刻下肢运动生物力学特征与髌股关节应力的关系

双变量相关分析结果显示, 无论哪种任务, 步长、膝关节屈曲角度($P<0.05$)与髌股关节应力峰值呈正相关, 踝关节跖屈力矩($P<0.05$)与髌股关节应力峰值呈负相关。音乐任务下, 髌关节内收角度($R^2=0.092, P<0.001$)与 PFJS 峰值呈正相关。心算任务下, 髌关节屈曲角度($R^2=0.146, P=0.009$)、髌关节屈曲力矩($R^2=0.253, P<0.001$)、踝关节内翻力矩($R^2=0.148, P=0.008$)与 PFJS 峰值呈正相关, 步频($R^2=0.123, P=0.017$)、髌关节内收力矩($R^2=0.162, P=0.006$)与 PFJS 峰值呈负相关(见表 3)。

表 3 不同认知任务髌股关节应力峰值时刻下肢运动生物力学特征与髌股关节应力的关系

指标	PFJS 峰值					
	无任务		音乐任务		心算任务	
	r	P	r	P	r	P
步长/cm	0.522	0.000	0.405	0.005	0.522	0.000
步宽/cm	-0.061	0.688	-0.070	0.645	-0.061	0.688
步频/(次·min ⁻¹)	-0.351	0.017	-0.203	0.175	-0.351	0.017
足跟(+)足尖(-)着地/cm	0.250	0.094	0.265	0.075	0.250	0.094
髌关节内收角度/(°)	-0.009	0.955	0.303	0.041	0.022	0.885

(续表3)

膝关节屈曲角度/(°)	0.537	0.000	0.478	0.001	0.480	0.001
髌关节屈曲力矩/(BW·BH)	0.437	0.002	0.160	0.288	0.503	0.000
髌关节内收力矩/(BW·BH)	-0.235	0.116	0.105	0.487	-0.402	0.006
踝关节跖屈力矩/(BW·BH)	-0.506	0.000	-0.408	0.005	-0.582	0.000
踝关节内翻力矩/(BW·BH)	0.320	0.030	0.208	0.165	0.385	0.008
踝关节内旋力矩/(BW·BH)	-0.063	0.677	0.003	0.986	-0.151	0.316

3 讨论

3.1 音乐任务对髌股关节痛患者下肢运动生物力学特征的影响

本研究得出音乐任务下,髌股关节痛患者表现出更大的膝关节屈角,这与 Russell 等研究结果相吻合,且效果量 η^2 大于 0.17,对总体差异的解释程度较高。跑步时执行认知任务会降低膝关节本体感觉,表现为大脑对膝关节位置的感知能力不足^[32]。此外,跑步时听音乐还会降低大脑的听觉反馈,无法准确感知足触地时刻的声音,导致踝关节背屈增大,减少踝关节的缓冲参与,从而代偿性地使膝关节以更屈曲的方式着地以达到缓冲目的^[32-33]。本研究发现,音乐任务下膝关节屈曲角与髌股关节应力呈正相关,这与以往研究结果类似^[34-35]。Mason 等^[34]指出随着膝关节屈曲角度增大,髌股关节反作用力从 0.5 倍体重增大到 3 倍体重,最高可达 7 倍体重,较大的髌股关节反作用力会使髌股关节应力增加。Tomoya 等通过数学建模也验证膝关节屈曲角度和屈曲力矩的增加可使髌股关节应力增大^[35]。髌股关节痛患者听音乐跑步时膝关节以更屈曲的方式着地可能会导致髌股关节应力上升,造成髌股疼痛复发。

本研究发现,音乐任务会减小髌股关节痛患者跑步时踝关节跖屈力矩,有 30% 以上的可靠性说明总体差异,这可能与音乐任务降低跑步时腓肠肌激活程度有关。其内在机制是音乐产生的听觉刺激分散部分注意力,跑者无法将全部注意资源集中于跑步任务上,这导致内侧腓肠肌和外侧腓肠肌的肌肉激活程度下降,从而降低踝关节对地面反作用力的缓冲能力,增加下肢整体负荷^[36]。本研究显示,音乐任务下踝关节跖屈力矩与髌股关节应力负相关,一方面可能是音乐任务使踝关节跖屈肌激活程度下降,无法产生足够的踝关节跖屈力矩以缓冲跑步时的 GRF,进而造成膝关节的补偿反应,增大膝关节缓冲比重和负荷,从而增加髌股关节应力^[37]。另一方面,听觉刺激导致的肌肉协调性下降易使跖屈肌发生疲劳,跖屈肌可能出现迟发性肌肉酸痛,使其无法产生较大的跖屈力矩,这可能引起膝关节补偿和髌股关节应力增大^[37]。结合本研究与先前文献可以得出,执行音乐任务时跑步可能增加踝

关节跖屈力矩并降低髌股关节痛患者的髌股关节应力。

音乐任务下髌股关节痛患者步长增大,且有 80% 以上的可靠性说明总体差异,其可能机制是音乐会分散注意力,即会影响人体对周围声音的感知,特别是高音量音乐(85 分贝以上)会强烈影响人体声音定位能力,削弱听觉输入能力,无法准确感知足触地时刻的声音^[38],进而下意识地延长腾空期,最终造成步长显著增加。而步长与髌股关节应力呈正相关,这与以往研究也达成共识。步长增大可能会引起膝关节屈曲角增大,进而导致髌股关节应力增加^[39]。步长改变会影响下肢能量吸收策略,研究指出步长每增大 10%,膝关节能量吸收会上升 0.11 J/kg^[37],进而增大髌股关节负荷及髌股关节应力。这也提示,在跑步时髌股关节痛患者可通过减小步长降低髌股关节应力。

3.2 心算任务对髌股关节痛患者下肢运动生物力学特征的影响

髌股关节痛患者在跑步执行心算任务时表现出较小的髌关节内收力矩,效果量 η^2 大于 0.09,对总体差异的解释程度属于中等水平。本研究要求受试者确保心算任务的准确性,使得受试者必须采用心算任务优先策略。根据分享资源模式理论,心算任务优先执行直接导致跑步任务被干扰。因此,受试者在双任务条件下,由于认知资源竞争导致髌关节肌肉协同收缩能力下降,在运动时呈现出较小的髌关节内收力矩,同时也导致较高的髌-膝关节协调变异性^[40]。有研究认为,髌-膝关节额状面协调变异性增大可能与较高膝关节负荷有关^[41]。本研究结果进一步验证该推测,显示髌关节内收力矩与髌股关节应力负相关。有学者认为在执行双任务条件下,髌关节常表现出较小的额状面运动趋势,从而引起较大的额状面运动负荷,着地时髌关节更直立的运动特征可能会增加髌股关节损伤风险^[42]。

心算任务下,髌股关节痛患者表现出步长增大、步频减小的步态特征,这与以往研究结果相一致^[43],且效果量 η^2 大于 0.85,对总体差异的解释程度较高。心算任务影响步态的机制可能与 Wickens^[44]提出的“多资源理论”有关,该研究将认知资源分成不同资源池,

只有在并发任务共享相同资源池时才会互相干扰。根据多资源理论对任务的定义,跑步和心算任务同时涉及中央处理资源,两者相互干扰进而造成姿势控制下降。因此,在跑步时髌股关节痛患者补偿性地呈现出一种更稳定的步态模式,即增大步长、降低步频以抵消姿势控制下降导致的不稳定感。本研究还发现,心算任务下步长与髌股关节应力呈正相关,心算任务下步频与髌股关节应力负相关,而音乐任务下髌股关节应力与步频不相关^[45]。音乐任务下不相关的原因可能是研究中选用的音乐节奏较快、音量设置较高,因此音乐通过听觉刺激干扰步频,使步态稳定性下降、步态变异性增强,进而导致步频与髌股关节应力不相关^[46]。王俊清等^[47]发现,12周步频再训练(增加7.5%步频)可显著降低跑步时下肢关节冲击力及髌股关节受力,这在一定程度上支持本研究结果。心算任务下,髌股关节痛患者步长短和步频快的步态特征可能更有利于降低髌股关节应力。

值得注意的是,与音乐任务相比髌股关节痛患者在心算任务下似乎表现出一些保护机制。具体为:髌股关节痛患者在心算任务时表现出较小的髌关节屈曲力矩、踝关节内翻力矩和较大的踝关节跖屈力矩,其差异效应占总体变异23%以上,这些运动特征可能会有利于减小髌股关节应力^[48]。根据分享资源模式理论,执行动作任务(跑步)时髌股关节痛患者往往会呈现出更为保守的运动策略^[49],导致髌关节屈曲力矩减小,通过减小运动幅度以降低由下肢关节失控引起的髌股关节损伤风险^[43]。本研究中,髌关节屈曲力矩与髌股关节应力正相关结果进一步验证以上观点。此外,本研究中踝关节内翻力矩与髌股关节应力呈正相关。Thijs等^[50]发现,髌股关节痛患者在着地前期表现出较大的足外侧压力分布,可能使踝关节以更加内翻的状态着地。人体压力中心从足部外侧向内侧移动更加缓慢,使足部无法吸收更多的GRF,导致髌股关节承受更大负荷,最终引起疼痛。因此,减小下肢关节活动趋势可能有利于髌股关节痛患者降低髌股关节应力。

综上,本研究发现髌股关节痛患者在音乐任务下进行跑步时膝关节屈曲增大,步长增加及踝关节矢状面受力减小等运动特征,均可能增加髌股关节应力。心算任务下,虽然髌关节和踝关节在矢状面和额状面的变化特征可能会有利于减小髌股关节应力,但长步长、慢步频和较小的髌关节内收力矩却会增大髌股关节应力。尽管无法量化以上变化对髌股关节应力的影响程度,但可看出心算任务较音乐任务对髌股关节痛患者下肢运动生物力学的影响更加明显。本研究也存在一定局限。首先,女性髌股关节痛发病率约为男性的

2.23倍,且文献指出性别对跑步缓冲期下肢生物力学特征具有明显影响^[51]。因此,未来可对女性髌股关节痛人群进行分析。其次,受试者均为未处于疼痛复发期的髌股关节痛患者。以往研究发现膝痛会改变患者在功能性活动中的动作模式,而这种疼痛代偿可能会表现出减小髌股关节负荷的作用。因此,可进一步对比无痛和有痛状态下患者对认知任务的响应机制,为今后不同状态下髌股关节痛患者的运动干预提供建议。

4 结论与建议

髌股关节痛患者在音乐任务下跑步时,膝关节屈曲增加、长步长和踝关节背屈程度增大的运动特征,可能会使得髌股关节应力增加且加重髌股关节疼痛程度。与音乐任务相比,心算任务对髌股关节痛患者跑步时下肢运动生物力学特征的扰动似乎更强烈,表现出髌关节内收不足、长步长和慢步频的特征,可能诱发髌股关节痛患者疼痛加重。值得注意的是,髌股关节痛患者在心算任务下跑步时表现出降低髌关节、踝关节运动范围等运动生物力学特征,这可能是机体回应认知干扰表现出的一种保护策略。

在跑步时髌股关节痛患者听音乐可通过使膝关节更为直立的方式降低髌股关节应力,且同时可以考虑使用步态反馈设备对其步态进行再训练,即减小步长、增加步频。此外,髌股关节痛患者可通过增强髌关节内收及踝关节跖屈肌群的力量,如腓肠肌、比目鱼肌的力量训练,预防跑步时思维游离引起的疼痛复发。同时,还可以关注髌关节内收肌群,即大收肌、长收肌、短收肌和股薄肌等力量训练作为髌股关节痛患者的康复治疗方向。

参考文献:

- [1] 刘天茁,董维鹏.多元主体协同下马拉松运动员职业化发展的思考[J].体育与科学,2022,43(5):80-86.
- [2] 杨辰,冯茹,万祥林,等.跑步相关损伤危险因素与干预手段研究进展[J].中国运动医学杂志,2022,41(6):484-493.
- [3] ANDERSON L M, BONANNO D R, HART H F, et al. What are the benefits and risks associated with changing foot strike pattern during running? A systematic review and meta-analysis of injury, running economy, and biomechanics[J]. Sports Medicine, 2020, 50(5): 885-917.
- [4] 陈成香,毛永,魏书涛,等.跑步着地模式与鞋底落差对跑者髌股关节压力影响的研究[J].广州体育学院学报,2022,42(2):52-58.

- [5] STATHOPULU E, BAILDAM E. Anterior knee pain: A long-term follow-up[J]. *Rheumatology*, 2003, 42(2): 380-382.
- [6] TAN S S, VAN LINSCHOTEN R L, VAN MIDDELKOOP M, et al. Cost-utility of exercise therapy in adolescents and young adults suffering from the patellofemoral pain syndrome[J]. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2010, 20(4): 568-579.
- [7] WALSH G S. Dynamics of modular neuromotor control of walking and running during single and dual task conditions[J]. *Neuroscience*, 2021, 465(6): 1-10.
- [8] HALLETT R, LAMONT A. Music use in exercise: A questionnaire study[J]. *Media Psychology*, 2017, 20(4): 658-684.
- [9] LAUKKA P, QUICK L. Emotional and motivational uses of music in sports and exercise: A questionnaire study among athletes[J]. *Psychology of Music*, 2013, 41(2): 198-215.
- [10] MI M, KOWALCZYK M. Mind-wandering during long-distance running and mood change. The role of working memory capacity and temporal orientation of thoughts[J]. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 2021, 19(5): 815-833.
- [11] VAN DYCK E, MOENS B, BUHMANN J, et al. Spontaneous entrainment of running cadence to music tempo[J]. *Sports Medicine-Open*, 2015, 1(1): 15.
- [12] KEDROFF L, GALEA HOLMES M N, AMIS A, et al. Effect of patellofemoral pain on foot posture and walking kinematics[J]. *Gait Posture*, 2019, 70(5): 361-369.
- [13] HOWELL D R, BUCKLEY T A, LYNALL R C, et al. Worsening dual-task gait costs after concussion and their association with subsequent sport-related injury[J]. *Journal of Neurotrauma*, 2018, 35(14): 1630-1636.
- [14] DUTTON R A, KHADAVI M J, FREDERICSON M. Patellofemoral pain[J]. *Physical medicine and rehabilitation clinics of north America*, 2016, 27(1): 31-52.
- [15] SHINYA M, FUJII S, ODA S. Corrective postural responses evoked by completely unexpected loss of ground support during human walking[J]. *Gait Posture*, 2009, 29(3): 483-487.
- [16] HUBERTI H H, HAYES W C. Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 1988, 6(4): 499-508.
- [17] 刘鑫玥, 霍洪峰. 不同任务介入对青年行走动态稳定性及双任务成本的影响[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(5): 851-856.
- [18] SUDA E Y, HIRATA R P, PALSSON T, et al. Experimental knee-related pain enhances attentional interference on postural control[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2019, 119(9): 2053-2064.
- [19] 杨宸灏, 杨洋, 张希妮, 等. 不同极简指数跑鞋对髌股关节受力特征的影响[J]. *体育学刊*, 2020, 27(1): 132-138.
- [20] NAKAGAWA T H, MORIYA É T, MACIEL C D, et al. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2012, 44(9): 1747-1755.
- [21] 戚维璜. 不同双重任务下的平衡能力比较研究[D]. 上海: 上海体育学院, 2013.
- [22] 赵滢. 注意控制能力对步行下肢生物力学特征的影响[D]. 苏州: 苏州大学, 2019.
- [23] BIABANIMOGHADAM M, MOTEALLEH A, COWAN S M. Core muscle recruitment pattern during voluntary heel raises is different between patients with patellofemoral pain and healthy individuals[J]. *Knee*, 2016: 23(3): 382-386.
- [24] 赵功赫, 曲峰, 杨辰, 等. 躯干不同负重方式对人体步行的生物力学影响[J]. *体育学刊*, 2017, 24(2): 128-134.
- [25] KUMARADEVAN K S, BALAN A, KHAN K, et al. Modulatory role of background music on cognitive interference task in young people[J]. *Irish Journal of Medical Science*, 2021, 190(2): 779-786.
- [26] YU B G D, NOBLE L, ET AL. Estimate of the optimum cutoff frequency for the butterworth low-pass digital filter[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 1999, 15(3): 318-329.
- [27] HARRY J R, BLINCH J, BARKER L A, et al. Low-pass filter effects on metrics of countermovement vertical jump performance[J]. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2022, 36(5): 1459-1467.
- [28] 曹传宝, 吴耀宇, 马刚, 等. 老龄化对下楼梯动态稳定性及髌股关节力学特征的影响[J]. *中国运动医学杂志*, 2020, 39(3): 194-202.
- [29] SHERMAN S L, PLACKIS A C, NUELLE C W. Patellofemoral anatomy and biomechanics[J]. *Clinics in Sports Medicine*, 2014, 33(3): 389-401.

- [30] 王宝峰, 杨洋, 王俊清, 等. 12周跑姿再训练对髌股关节受力特征影响的研究[J]. 天津体育学院学报, 2020, 35(5): 549-553.
- [31] FRITZ C O, MORRIS P E, RICHLER J J. Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation[J]. *Journal of Experimental Psychology*, 2012, 141(1): 2-18.
- [32] TAYLOR R A, MARSHALL P H, DUNLAP R D, et al. Knee position error detection in closed and open kinetic chain tasks during concurrent cognitive distraction[J]. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1998, 28(2): 81-87.
- [33] ZHONG Q, ALIN, GAO Y, et al. Gait kinematic and kinetic characteristics of older adults with mild cognitive impairment and subjective cognitive decline: A cross-sectional study[J]. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2021, 13(8): 664558-664571.
- [34] MASON J J, LESZKO F, JOHNSON T, et al. Patellofemoral joint forces[J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41(11): 2337-2348.
- [35] TAKABAYASHI T, EDAMA M, INAI T, et al. A mathematical modelling study investigating the influence of knee joint flexion angle and extension moment on patellofemoral joint reaction force and stress[J]. *Knee*, 2019, 26(6): 1323-1329.
- [36] ABBUD G A, LI K Z, DEMONT R G. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli[J]. *Gait Posture*, 2009, 30(2): 227-232.
- [37] BAGGALEY M, VERNILLO G, MARTINEZ A, et al. Step length and grade effects on energy absorption and impact attenuation in running[J]. *European Journal of Sport Science*, 2020, 20(6): 756-766.
- [38] MAY K R, WALKER B N. The effects of distractor sounds presented through bone conduction headphones on the localization of critical environmental sounds[J]. *Applied Ergonomics*, 2017, 61(5): 144-158.
- [39] WILLSON J D, RATCLIFF O M, MEARDON S A, et al. Influence of step length and landing pattern on patellofemoral joint kinetics during running[J]. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2015, 25(6): 736-743.
- [40] BURCAL C J, NEEDLE A R, CUSTER L, et al. The effects of cognitive loading on motor behavior in injured individuals: A systematic review[J]. *Sports Medicine*, 2019, 49(8): 1233-1253.
- [41] SHI H, REN S, MIAO X, et al. The effect of cognitive loading on the lower extremity movement coordination variability in patients with anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Gait Posture*, 2021, 84(4): 141-147.
- [42] SEYMORE K D, CAMERON S E, KAPLAN J T, et al. Dual-task and anticipation impact lower limb biomechanics during a single-leg cut with body borne load[J]. *Journal of Biomechanics*, 2017, 65(12): 131-137.
- [43] MARTÍN-MARTÍNEZ J P, VILLAFAINA S, COLLADO-MATEO D, et al. Impact of cognitive tasks on biomechanical and kinematic parameters of gait in women with fibromyalgia: A cross-sectional study[J]. *Physiology & Behavior*, 2020, 227(12): 113171.
- [44] WICKENS C D. Multiple resources and mental workload[J]. *Human Factors*, 2008, 50(3): 449-455.
- [45] LACOUR M, BERNARD-DEMANZE L, DUMITRESCU M. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods[J]. *Neurophysiologie Clinique*, 2008, 38(6): 411-421.
- [46] FRITZ T H, LIEBAU G, LÖHLE M, et al. Dissonance in music impairs spatial gait parameters in patients with parkinson's disease[J]. *Npj Parkinsons Disease*, 2021, 11(1): 363-372.
- [47] 王俊清, 张希妮, 罗震, 等. 步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响研究[J]. *应用力学学报*, 2020, 37(5): 2167-2175+2331-2332.
- [48] 罗炯, 姬玉, 郭启贵. 裸足跑生物力学特征研究述评[J]. *体育学刊*, 2017, 24(1): 138-144.
- [49] MOFATEH R, SALEHI R, NEGAHBAN H, et al. Effects of cognitive versus motor dual-task on spatiotemporal gait parameters in healthy controls and multiple sclerosis patients with and without fall history[J]. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 2017, 18(11): 8-14.
- [50] THIJS Y, VAN TIGGELEN D, ROOSEN P, et al. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain[J]. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2007, 17(6): 437-445.
- [51] 杨辰, 曲峰, 刘卉, 等. 髌股关节痛业余跑者性别特异的下肢生物力学特征[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(6): 672-678.