

文章编号: 1004-7220(2024)04-0677-08

肌肉电刺激联合肌力训练对髌股关节痛患者 膝关节生物力学特征的影响

姚英策¹, 赵建斌¹, 杨晓巍¹, 吴菁¹, 薛博士¹, 王霞¹, 杨辰², 郑亮亮¹, 周志鹏¹

(1. 山东体育学院 运动与健康学院, 济南 250102; 2. 南京体育学院 运动健康科学学院, 南京 210114)

摘要:目的 探讨6周肌肉电刺激联合肌力训练对髌股关节痛(patellofemoral pain, PFP)患者膝关节生物力学特征的影响。方法 招募46名PFP患者,随机分为肌力训练组(muscle strength training, MST)和肌肉电刺激联合肌力训练组(electrical muscle stimulation, EMS),进行为期6周、每周3次的干预。通过膝前痛量表(anterior knee pain scale, AKPS)测试患者膝痛程度,通过红外动作捕捉系统、测力台以及表面肌电测试仪采集受试者干预前后落地起跳动作中膝关节运动学、动力学以及表面肌电数据,采用2×2混合设计方差分析确定两组干预前后各因变量之间的差异。结果 与干预前相比,EMS组AKPS评分、股内侧肌激活程度、股内外侧肌肌肉激活比值、膝屈曲最大角度和伸膝力矩峰值在干预后均显著增加,膝最大外展、外旋角度和力矩在干预后显著降低;MST组AKPS评分、膝屈曲最大角度和伸膝力矩峰值在干预后均显著增加,膝最大外展、外旋力矩在干预后显著降低;干预后组间比较发现,EMS组AKPS得分、股内侧肌激活程度和股内外侧肌肌肉激活比值均显著高于MST组,且膝外展最大角度显著低于MST组。结论 肌肉电刺激联合肌力训练有助于更好地平衡股内外侧肌肌肉激活,纠正跳跃落地动作时膝关节产生过大的外展角度,进而可能更有助于改善PFP患者的疼痛及下肢功能。

关键词: 髌股关节痛; 运动康复; 肌肉电刺激; 肌力训练; 运动学; 动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.016

Effects of Muscle Electrical Stimulation Combined with Muscle Strength Training on Biomechanical Characteristics of Knee Joint in Patients with Patellofemoral Pain

YAO Yingce¹, ZHAO Jianbin¹, YANG Xiaowei¹, WU Jing¹, XUE Boshi¹, WANG Xia¹, YANG Chen², ZHENG Liangliang¹, ZHOU Zhipeng¹

(1. School of Sports and Health, Shandong Sport Institute, Ji'nan 250102, China; 2. School of Sports and Health, Nanjing Sport Institute, Nanjing 210014, China)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of electrical stimulation combined with muscle strength training on knee joint biomechanical characteristics in patients with patellofemoral pain (PFP). **Methods** Forty-six patients with PFP were recruited and randomly assigned to the muscle strength training (MST) and electrical muscle stimulation with strength training (EMS) groups. The intervention was performed three times a week for six weeks. The anterior knee pain scale (AKPS) was used to measure the knee pain degree. Knee kinematics,

收稿日期: 2024-01-03; 修回日期: 2024-02-01

基金项目: 山东省高等学校青创人才引育计划项目(2019-183)

通信作者: 郑亮亮, 副教授, E-mail: zhengliangliang@sdpei.edu.cn

dynamics, and surface electromyography (sEMG) data were collected using an infrared motion capture system, force platform, and sEMG system during drop jumps before and after the intervention. Two-way analysis of variance with repeated measures was applied to determine the differences between the dependent variables of the two groups before and after the intervention. **Results** Compared with pre-intervention, the AKPS score, vastus medialis oblique (VMO) activation, VMO/vastus lateralis (VMO/VL) activation, maximum knee flexion angle, and peak knee extension moment increased significantly in the EMS group; the maximum knee abduction, external rotation angle, and peak knee external rotation moment decreased significantly in the EMS group after intervention. Compared with pre-intervention, the AKPS score, maximum knee flexion angle, and peak knee extension moment increased significantly in the MST group after intervention, the peak knee abduction and external rotation moment significantly decreased in the MST group after intervention. Post-hoc comparisons indicated that compared with the MST group, the AKPS score, VMO activation, VMO/VL activation were significantly higher and the maximum knee abduction angle was significantly lower in the EMS group. **Conclusions** EMS contributes to the better balance muscle activation of the VMO and VL and corrects the excessive knee abduction angle during jump landing, which may be helpful in relieving pain and improving lower limb function in patients with PFP.

Key words: patellofemoral pain; exercise rehabilitation; electrical muscle stimulation; muscle strength training; kinematics; dynamics

髌股关节痛 (patellofemoral pain, PFP) 是在跑步、跳跃等活动时引发膝周疼痛为主要表现的一类综合征^[1]。PFP 会限制患者参加日常生活和体育活动,降低整体生活质量^[2]。

明确 PFP 的发病机制及致病风险因素是有效预防及康复的前提。研究表明,下肢生物力学因素导致的髌股关节应力增大可能是导致 PFP 的重要病因之一^[3]。髌股运动轨迹异常可导致膝关节外展外旋角度和力矩增大,增加膝关节额状面应力,从而增大 PFP 发病风险^[4]。对于髌骨运动而言,股内侧肌 (vastus medialis obliquus, VMO) 和股外侧肌 (vastus lateralis, VL) 激活的相对平衡是维持髌骨在股骨产生正常运动轨迹的重要条件。VMO 激活不足被认为是引发 PFP 的高危风险因素^[5-6]。此外,髌周肌群特别是臀中肌薄弱也可能导致下肢活动中股骨产生过度内收和内旋,从而引发髌骨外移或外倾,增大髌股关节侧向应力,增加 PFP 风险^[7-8]。因此,临床 PFP 的康复方案应根据其致病的高危风险因素采取针对性的改善和预防措施。

研究表明,下肢肌力训练虽可通过增加股四头肌和髌周肌群力量从而提高膝关节稳定性,并改善 PFP 患者的临床症状。但其长期康复效果仍不理想,患者的症状经常复发,这可能与传统肌力训练不能有针对性地改善和激活 VMO 有关^[9]。因此,

对于 PFP 患者而言,在下肢肌力训练中精确激活 VMO 可能会产生更好的康复效果。

近年来,肌肉电刺激因其可以靶向激活目标肌群的特点和优势,在肌肉骨骼疾病康复治疗中得到越来越广泛的应用。研究表明,在 PFP 康复中,应用肌肉电刺激可有效激活 VMO,纠正 PFP 人群股内外侧肌肌肉激活失衡的现象^[10]。然而,肌肉电刺激联合肌力训练在有效纠正功能活动中产生的膝关节动态外展外旋等易引发 PFP 生物力学特征方面的作用仍不明确。

本文旨在探讨 6 周肌肉电刺激联合肌力训练对 PFP 患者疼痛症状、股内外侧肌激活及下肢生物力学特征的影响。本研究假设:与单纯肌力训练相比,肌肉电刺激联合肌力训练在改善 PFP 患者膝关节疼痛、增大 VMO 激活水平及 VMO/VL 激活比值,以及减小膝关节外展外旋角度和力矩等指标上效果更为显著。

1 研究方法

1.1 受试者

样本量的确定通过 G * Power 3.1.9.6 (Universität Kiel, 德国) 软件,将实验的二类误差设定为 0.20,统计效能设定为 0.80,参考 Glaviano 等^[11] 的研究,采用主要指标疼痛评分 [干预前: (2.20 ±

2.15)分,干预后:(0.71 ± 0.61)分],计算研究所需每组最小样本量为15名。考虑受试者流失情况(流失率按20%计算,每组最少需18人),最终纳入46名受试者,随机分成两组,最终43名受试者完成研究。其中,肌力训练联合电刺激(electrical muscle stimulation, EMS)组23人,单纯肌力训练(muscle strength training, MST)组20人,两组年龄、身高、体质量、性别、损伤侧、伸膝肌力与髌外展肌力、AKPS评分均无显著差异($P > 0.05$),见表1。纳入与排除标准及体格诊断参考《国际功能、残疾和健康分类·髌股关节疼痛》临床实践指南(二)^[12],受试者筛查均由同一名执证康复治疗师完成。

表1 受试者基本信息

Tab. 1 Basic information of the subjects

参数	EMS组($n=23$)	MST组($n=20$)
年龄/岁	22.2±4.3	21.5±3.8
身高/m	1.74±0.07	1.75±0.08
体质量/kg	72.4±13.2	69.5±11.7
性别(男/女)	18/5	13/7
损伤侧(左/右)	10/13	8/12
伸膝峰值肌力/[$(N \cdot m) \cdot kg^{-1}$]	2.29±0.44	2.24±0.47
髌外峰值肌力/[$(N \cdot m) \cdot kg^{-1}$]	1.37±0.51	1.39±0.43
AKPS评分	76.89±6.98	75.86±5.07

1.2 干预方法

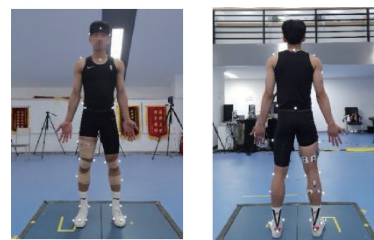
肌力训练:MST组采用渐进式负荷下肢肌力训练(包括膝周肌力训练与髌周肌力训练)的干预方法^[13-14]。干预频率及时间:每周3次,组间间歇60s,共训练6周。为保证训练动作的规范以及训练的安全性,所有训练均由专业执证康复治疗师以及专业执证健身教练的指导下进行。

肌肉电刺激训练^[15]:EMS组在训练前将电极片贴放在股内斜肌,在股四头肌肌肉收缩发力的同时叠加电刺激去激活和强化VMO,肌力训练方案与MST组相同。电极片沿VMO肌纤维走向,阴极置于髌骨上4cm及内侧3cm处,阳极置髌骨上方10cm及大腿中线内侧。使用恒流电刺激发放器(DS7A, Digitimer公司,英国)给予电流,电流强度设定保证受试者在无明显不适的前提下尽可能诱导靶肌收缩,电刺激波形为方波,波宽为400 μ s,频率为50Hz,电流控制在0~100mA,电刺激强度每周进行调整。

1.3 数据采集

1.3.1 膝前痛量表 膝前痛量表(anterior knee pain scale, AKPS)是一种用于评估膝前部疼痛程度和功能的评估量表^[16]。AKPS量表由13个项目组成,总分为100分。分数越低,表示疼痛或功能障碍越严重。

1.3.2 落地起跳测试 使用12镜头的运动捕捉系统Vicon Nexus 2.12.0(Vicon公司,英国)采集反光标志点的三维原始坐标,采样频率为100Hz,使用AMTI测力台系统(BMS600900, AMTI公司,美国)采集地面反作用力(ground reaction force, GRF),采样频率为1kHz,使用表面肌电仪(Ultium EMG, Noraxon公司,美国)同步采集受试者VMO与VL的肌肉激活特征,采样频率为2kHz。正式测试前,根据体表解剖标志在受试者身上粘贴27个反光标志点^[17],并确定受试者下肢患侧VMO和VL的电极安放位置^[18](见图1)。在落地起跳测试中,受试者需站在30cm高的跳箱上,双手叉腰,测试开始后受试者随意伸出一条腿,垂直从跳箱上落下,随后尽全力完成垂直向上的双脚起跳动作^[19](见图2)。



(a) 正面 (b) 背面

图1 反光标记点体表粘贴部位示意图

Fig. 1 Sketch of markers placement

(a) Front view, (b) Back view

动作测试完成后进行股四头肌最大自主等长收缩测试(maximum voluntary contraction, MVC),测试方法为:坐位屈膝90°,阻力施加在小腿背面,嘱受试者最大用力伸膝抗阻保持5s。重复3次,每次间隔至少休息1min^[20]。

1.4 数据处理

本实验研究的阶段为患侧腿支撑期,即患侧下肢第1次接触地面($GRF > 10$ N的首帧)到第1次离开地面($GRF < 10$ N的首帧)的阶段。所有标志点的三维坐标采用Butterworth低通滤波进行处理,截断频率为10Hz,GRF数据采用50Hz低通滤波进行平滑^[21]。下肢三维角度采用欧拉角方法计算,膝关

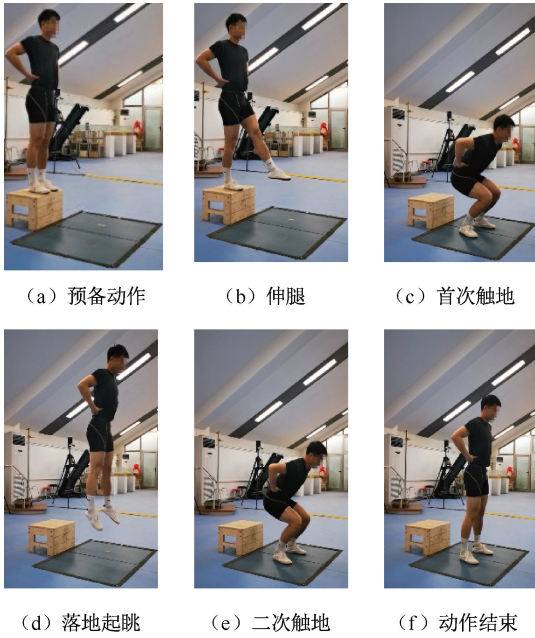


图2 落地起跳动作示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the drop jump (a) Movement onset, (b) Body position before drop jump, (c) Initial touchdown, (d) Vertical jump, (e) Second touchdown, (f) Body position after drop jump

节力矩采用逆动力学计算方法,并相对受试者体质量进行标准化($N \cdot m/kg$)^[22]。定义右侧膝关节角度正值代表屈、内收和内旋,力矩正值代表伸、内收和内旋,左侧膝关节内收内旋角度力矩原始数据取负值进行镜像处理^[23]。

采用 Butterworth 带通滤波(20~500 Hz)对原始 EMG 信号进行处理,之后进行全波整流。股内外侧肌支撑阶段激活程度采用肌电均方根振幅量化,并以伸膝动作 MVC 测试中间 3 s 肌电数据均方根振幅平均值进行标准化处理。

1.5 统计分析

使用 SPSS 27.0 (IBM 公司,美国)对所有变量

进行正态性和方差齐性检验,使用 2×2 混合设计方差分析分别观察两类自变量,即时间自变量和组别自变量对因变量的主效应及交互反应,当二者存在交互反应时,应用 Bonferroni 进行事后检验。 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 研究结果

本研究测试结果均满足正态分布和方差齐,可进行混合设计方差分析。

2.1 膝前痛量表评分(AKPS)

时间和组别对 AKPS 存在交互作用($P = 0.004$),EMS 组($P < 0.001$)和 MST 组($P = 0.004$)干预后 AKPS 评分均大于干预前,且 EMS 组干预后 AKPS 评分大于 MST 组($P = 0.029$),见图 3。

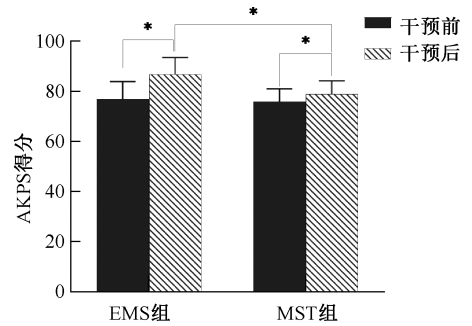


图3 AKPS 评分比较(* $P < 0.05$)

Fig. 3 Comparison of the AKPS scores

2.2 落地起跳支撑阶段股内外侧肌肉激活程度

时间和组别对 VMO 激活程度存在交互作用($P = 0.031$)。与干预前相比,EMS 组 VMO 激活程度在干预后显著提高($P = 0.021$),且干预后 EMS 组 VMO 激活程度也显著大于 MST 组($P = 0.025$) [见图 4(a)]。在 VL 激活程度上,两组干预前后均无差异($P > 0.05$) [见图 4(b)]。时间和组别对 VMO/VL 激活比值存在交互作用($P = 0.001$),与干

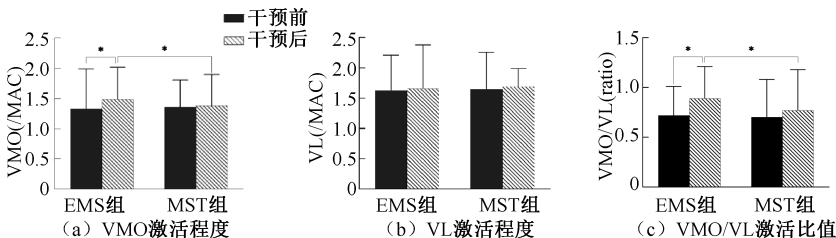


图4 落地起跳支撑阶段股内外侧肌表面肌电活动(* $P < 0.05$)

Fig. 4 Surface electromyographic activity of the medial and lateral femoral muscles during landing phase (a) VMO activation, (b) VL activation, (c) VMO/VL EMG Ratio

干预前相比,EMS组VMO/VL激活比值在干预后显著提高($P=0.001$),且干预后EMS组VMO/VL激活比值显著大于MST组($P=0.002$) [见图4(c)]。

2.3 落地起跳支撑阶段膝关节三维角度

时间和组别对膝屈曲最大角度不存在交互作用($P=0.701$),干预后两组膝屈曲最大角度均大于干预前($P=0.001$),且干预前后两组之间均无差异($P=0.738$) [见图5(a)]。时间和组别对膝外展最

大角度存在交互作用($P=0.023$),与干预前相比,EMS组干预后膝外展最大角度显著降低($P<0.001$),且干预后EMS组膝外展最大角度显著小于MST组($P=0.027$) [见图5(b)]。时间和组别对膝外旋最大角度不存在交互作用($P=0.892$),干预后两组膝外旋最大角度均小于干预前($P=0.002$),且干预前后两组之间均无差异($P=0.779$) [见图5(c)]。

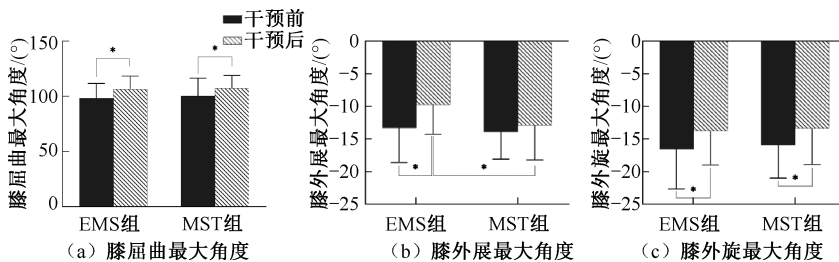


图5 落地起跳支撑阶段膝关节三维角度(* $P<0.05$)

Fig. 5 Three-dimensional angles of knee joint during landing phase (a) Maximum knee flexion angle, (b) Maximum knee abduction angle, (c) Maximum knee external rotation angle

2.4 落地起跳支撑阶段膝关节三维力矩

时间和组别对膝伸力矩峰值($P=0.089$)、膝外展力矩峰值($P=0.060$)和膝外旋力矩峰值($P=0.132$)均不存在交互作用,干预后两组膝伸力矩峰

值均大于干预前($P=0.001$),且干预后膝外展力矩峰值($P=0.001$)和膝外旋力矩峰值($P=0.001$)均小于干预前,而干预前后两组之间均无差异($P>0.05$),见图6。

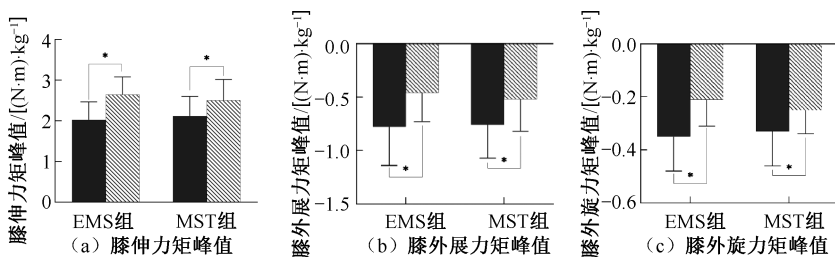


图6 落地起跳支撑阶段膝关节三维力矩(* $P<0.05$)

Fig. 6 Three-dimensional moments of knee joint during landing phase (a) Maximum knee flexion moment, (b) Maximum knee abduction moment, (c) Maximum knee external rotation moment

3 讨论

本文对比了6周的肌肉电刺激联合肌力训练以及单纯肌力训练对PFP患者在落地起跳任务中股内外侧肌激活、疼痛症状及膝关节运动学、动力学的影响。结果发现,与干预前相比,EMS组AKPS得分、VMO激活程度、VMO/VL激活比值、膝屈曲最大角度和伸膝力矩峰值在干预后均显著增加,同时膝最大外展、外旋角度和力矩在干预后显著降低。

此外,干预后EMS组AKPS得分、VMO激活程度和VMO/VL激活比值均显著高于MST组,膝外展最大角度指标显著低于MST组。以上结果部分支持本研究的实验假设。

膝周疼痛是限制PFP患者正常参与日常生活的最大限制因素。本文发现,肌肉电刺激联合肌力训练在缓解膝前痛症状上能够取得更好效果,其可能机制是电刺激可以促进软组织血管化,增加髌骨外侧韧带和肌腱的血供^[24];并可能通过刺激不传递

痛觉的 A- α 和 A- β 纤维,使延髓水平的胶状质易化,并抑制突触前区传递痛觉的 A- δ 和 C 纤维,从而减轻膝关节疼痛^[25]。此外,电刺激加强 VMO 还可能有助于纠正异常的髌骨排列,增加髌股关节接触面积,从而减少疼痛和功能受损等临床症状^[26]。

VMO 与 VL 激活不平衡是诱发 PFP 的高危风险因素。研究发现,为了确保髌骨的正确运动轨迹,VMO 和 VL 激活的相对平衡十分必要^[5-6]。由于生理解剖因素,髌骨运动轨迹自然倾向于外侧,而这种外移趋势一般会被 VMO 所平衡^[27]。VMO 薄弱或激活程度不足则可能使髌骨在股四头肌收缩时向外侧移动增加以及髌股关节在额状面出现异常运动,膝外侧关节面承受压力增大,从而引发 PFP^[28]。本文发现,肌肉电刺激联合肌力训练在激活 VMO 与平衡股内外侧肌激活不平衡上能够取得更好效果,这可能与电刺激可以提高运动控制中对 VMO 肌纤维单位募集能力有关^[29]。有研究认为,对 VMO 进行一段时间的电刺激后,可增大 VMO 的积分肌电值^[21]。此外,在另一项针对 PFP 女性患者肌肉电刺激的研究中也发现,电刺激干预后受试者楼梯行走中表现出 VMO 积分肌电的提升和 VMO/VL 比值的提升^[30]。本文结果与前人研究结果一致。

本文发现,电刺激 VMO 联合下肢肌力训练和单纯的下肢肌力训练均可降低膝外展力矩、膝外旋角度及力矩,推测与下肢肌力训练能够获得更好地稳定膝关节控制有关。Myer 等^[31]通过神经肌肉训练干预措施来纠正年轻女孩在成熟发育过程中表现出的异常膝关节生物力学,结果显示,神经肌肉控制干预降低了膝外展(38%)和内收(6%)力矩。Wang 等^[32]研究发现,通过电刺激臀中肌和股二头肌能够减小跳跃落地时的膝外展力矩,认为电刺激加强臀中肌训练及大腿后群肌力训练同样具有改善膝外展角度的作用。本文结果显示,电刺激 VMO 可以有效降低在落地起跳动作中出现的膝外展角度,这种干预效果并未在单纯的肌力训练组观察到。本文推测,这与电刺激 VMO 平衡股四头肌激活及改善髌骨轨迹有关^[30]。肌肉激活延迟和激活不平衡可能会导致膝关节不稳并增大膝关节损伤的风险^[6]。在膝关节运动时,肌肉激活水平在下肢肌肉力线的平衡中起着重要作用,股内外侧肌的

肌肉激活水平影响着髌骨的运动轨迹,而髌骨作为膝关节运动的支点,其活动轨迹和位置直接影响着下肢力线,髌骨运动轨迹的外移可能也会引起异常的下肢生物力学模式^[4]。本文虽然没有采用影像学方法分析受试者在干预后的髌骨位置是否发生变化,但可以预测,VMO 肌肉电刺激可能会改善髌骨相对于股骨的运动轨迹,并降低膝外展角度。

本文发现,肌肉电刺激联合下肢肌力训练和单纯的下肢肌力训练均可增大屈膝角度和伸膝力矩。PFP 患者膝关节疼痛可能会导致其完成落地起跳等功能性活动时关节角度及力矩发生变化。髌股关节应力随着屈膝角度与伸膝力矩的增大而增大^[33]。因此,PFP 患者在落地起跳时采取减小屈膝角度与伸膝力矩等保护性动作模式,减轻疼痛感,而在疼痛缓解后屈膝角度、伸膝力矩和股四头肌激活程度也表现出相应的增大^[34]。本文结果表明,在落地起跳任务中,相比于未干预前,经过干预后的患者膝关节屈曲角度和伸膝力矩显著增大,这可能与干预后患者疼痛等级降低和伸膝肌力提升有关。

综上所述,电刺激 VMO 联合肌力训练可以有效平衡股内外侧肌肉激活,降低在落地起跳动作中出现的膝外展外旋,从而降低髌股关节局部所承受的载荷,这也可能是电刺激 VMO 训练在缓解疼痛较单纯的下肢训练效果更好的原因。但本文对下肢运动学及动力学的探讨仅限于膝关节,未分析下肢近端、远端及躯干对膝关节运动学及动力学的影响。研究表明,下肢近端及躯干的运动也会对膝关节负荷及髌股关节应力造成影响^[35],这也需要在今后开展进一步的研究。

4 结论

肌肉电刺激联合肌力训练有助于更好地平衡股内外侧肌肌肉激活,纠正跳跃落地动作时膝关节产生过大的外展角度,进而可能更有助于改善 PFP 患者的疼痛及下肢功能。

利益冲突声明:无

作者贡献声明:姚英策负责研究设计、数据分析及论文撰写;赵建斌、吴菁、杨晓巍、王霞、薛博士协助研究实施及数据采集;郑亮亮、周志鹏、杨辰负责研究指导和论文修改。

参考文献:

- [1] 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.
YANG C, QU F, LIU H, *et al.* Sex-specific lower extremity biomechanics of amateur runners with patellofemoral pain [J]. J Med Biomech, 2020, 35(6): 672-678.
- [2] 陈一言, 陆阿明. 髌股疼痛综合征下肢动作模式特征与康复治疗研究进展 [J]. 医用生物力学, 2022, 37(3): 555-561.
CHEN YY, LU AM. Research Progress on characteristics of lower limb movement patterns and rehabilitation treatment of patellofemoral pain syndrome [J]. J Med Biomech, 2022, 37(3): 555-561.
- [3] POWERS CM, WITVROUW E, DAVIS IS, *et al.* 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 Sports Med, 2017, 51(24): 1713-1723.
- [4] HOLDEN S, BOREHAM C, DOHERTY C, *et al.* Two-dimensional knee valgus displacement as a predictor of patellofemoral pain in adolescent females [J]. Scand J Med Sci Sports, 2017, 27(2): 188-194.
- [5] ALSALEH SA, MURPHY NA, MILLER SC, *et al.* Local neuromuscular characteristics associated with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis [J]. Clin Biomech, 2021(90): 105509.
- [6] DONG C, LI M, HAO K, *et al.* Dose atrophy of vastus medialis obliquus and vastus lateralis exist in patients with patellofemoral pain syndrome [J]. J Orthop Surg Res, 2021, 16(1): 128.
- [7] FAN C, NIU Y, WANG F. Local torsion of distal femur is a risk factor for patellar dislocation [J]. J Orthop Surg Res, 2023, 18(1): 163.
- [8] XIE P, ISTVAN B, LIANG M. The Relationship between patellofemoral pain syndrome and hip biomechanics: A systematic review with meta-analysis [J]. Healthcare, 2022, 11(1): 99.
- [9] WINTERS M, HOLDEN S, LURA CB, *et al.* Comparative effectiveness of treatments for patellofemoral pain: a living systematic review with network meta-analysis [J]. Br J Sports Med, 2020, 55(7): 369-377.
- [10] TALBOT LA, WEBB L, MORRELL C, *et al.* Electromyostimulation with blood flow restriction for patellofemoral pain syndrome in active duty military personnel: A randomized controlled trial [J]. Mil Med, 2023, 7-8(21): 1859-1868.
- [11] GLAVIANO NR, MARSHALL AN, MANGUM LC, *et al.* Improvements in lower-extremity function following a rehabilitation program with patterned electrical neuromuscular stimulation in females with patellofemoral pain: A randomized controlled trial [J]. J Sport Rehabil, 2020, 29(8): 1075-1085.
- [12] ROY A, PAUL B, AMANDA F, 等. 《国际功能、残疾和健康分类·髌股关节疼痛》临床实践指南(一) [J]. 康复学报, 2021, 31(2): 89-111.
- [13] HU H, ZHENG Y, LIU X, *et al.* Effects of neuromuscular training on pain intensity and self-reported functionality for patellofemoral pain syndrome in runners: Study protocol for a randomized controlled clinical trial [J]. Trials, 2019, 20(1): 409.
- [14] 国家体育总局训练局国家队体能训练中心. 身体功能训练动作手册 [M]. 北京: 人民体育出版社, 2017.
- [15] NUSSBAUM EL, HOUGHTON P, ANTHONY J, *et al.* Neuromuscular electrical stimulation for treatment of muscle impairment: Critical review and recommendations for clinical practice [J]. Physiother Can, 2017, 69(5): 1-76.
- [16] CHEUNG RT, NGAI SP, LAM PL, *et al.* Chinese translation and validation of the Kujala scale for patients with patellofemoral pain [J]. Disabil Rehabil, 2012, 34(6): 510-513.
- [17] DAVIS RB, UNPUU S, TYBURSKI D, *et al.* A gait analysis data collection and reduction technique [J]. Hum Movement Sci, 1991, 10(5): 575-587.
- [18] VAN TIGGELEN D, COWAN S, COOREVITS P, *et al.* Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men [J]. Am J Sports Med, 2009, 37(6): 1099-1105.
- [19] 杨辰. 基于下肢生物力学特征的髌股关节痛危险因素研究 [D]. 北京: 北京体育大学, 2018.
- [20] 贺莹莹. 股四头肌等长收缩肌电动员比例和肌肉收缩力量的关系研究 [D]. 北京: 北京体育大学, 2010.
- [21] KIM H, CHANG HS. Comparison of the VMO/VL EMG ratio and onset timing of VMO relative to VL in subjects with and without patellofemoral pain syndrome [J]. J Phys Ther Sci, 2012, 24(12): 1315-1317.
- [22] TENG P, KONG PW, LEONG KF. Effects of foot rotation positions on knee valgus during single-leg drop landing: Implications for ACL injury risk reduction [J]. Knee, 2017, 24(3): 547-554.
- [23] WU G, SIEGLER S, ALLARD P, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: Ankle, hip, and spine [J]. J Biomech, 2002, 35(4):

- 543-548.
- [24] ROBERTSON VJ, WARD AR. Vastus medialis electrical stimulation to improve lower extremity function following a lateral patellar retinacular release [J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2002,32(9): 437-446.
- [25] MELZACK R, WALL PD. Pain mechanisms: A new theory [J]. *Science*, 1965, 150(3699): 971-979.
- [26] CALLAGHAN MJ, OLDHAM JA. electrical muscle stimulation of the quadriceps in the treatment of patellofemoral pain [J]. *Arch Phys Med Rehab*, 2004, 85(6): 956-962.
- [27] GRELSAMER RP, PROCTOR CS, BAZOS AN. Evaluation of patellar shape in the sagittal plane: A clinical analysis [J]. *Am J Sport Med*, 1994, 22(1): 61-66.
- [28] SAWY M, MIKKAWY D, EL-SAYED SM, *et al.* Morphometric analysis of vastus medialis oblique muscle and its influence on anterior knee pain[J]. *Anat Cell Biol*, 2021, 54(1): 1-9.
- [29] PECKHAM PH, KNUTSON JS. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications [J]. *Annu Rev Biomed Eng*, 2005(7): 327-360.
- [30] GARCIA FR, DE AZEVEDO FM, ALVES N, *et al.* Effects of electrical stimulation of vastus medialis obliquus muscle in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic analysis [J]. *Braz J Phys Ther*, 2010, 14(6): 477-482.
- [31] MYER GD, FORD KR, PALUMBO JP, *et al.* Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes[J]. *J Strength Cond Res*, 2005, 19(1): 51-60.
- [32] WANG D, WANG M, CHU VW, *et al.* Effects of gluteus medius and biceps femoris stimulation on reduction of knee abduction moment during a landing task [J]. *J Appl Biomech*, 2023, 39(2): 1-8.
- [33] HENRIKSEN M, GRAVEN-NIELSEN T, AABOE J, *et al.* Gait changes in patients with knee osteoarthritis are replicated by experimental knee pain [J]. *Arthritis Care Res*, 2010, 62(4): 501-509.
- [34] BAZETT-JONES DM, NEAL BS, LEGG C, *et al.* Kinematic and kinetic gait characteristics in people with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis [J]. *Sports Med*, 2023, 53(2): 519-547.
- [35] NAKAGAWA TH, MORIYA ET, MACIEL CD, *et al.* Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome [J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2012, 42(6): 491-501.