

工作记忆更新任务对功能性踝关节不稳者关节协调能力的影响

王子龙¹, 崔慧子¹, 卢杰¹, 孟令越², 吕默然², 张秋霞², 王向东¹

(1.集美大学 体育学院, 福建 厦门 361021; 2.苏州大学 体育学院, 江苏 苏州 215000)

摘要: [目的]探讨工作记忆更新任务联合落地任务(认知-运动双任务, CMDT)对单侧功能性踝关节不稳(FAI)者单腿落地时下肢关节间协调能力及下肢刚度(K_{leg})的影响。[方法]单侧 FAI 者与健康者对照, 计算髌-膝-踝关节对相对相位的绝对平均值(M)与偏差相位(D)以量化协调特征, 并计算 K_{leg} 评估整体动力学策略。采用 2(任务)×2(组别)混合方差分析进行统计比较。[结果]1)在 CMDT 下的髌-膝指标, FAI 组比无认知任务落地的 D 更大($p=0.007$), 在无认知任务落地状态下 FAI 组比对照组的 D 小($p=0.004$); 2)各状态下, FAI 组的 M 都小于对照组($p=0.008$); 3)FAI 组的膝-踝指标 M ($p=0.006$)与 D ($p=0.032$)均低于对照组; 4)未观察到 K_{leg} 指标的统计学差异($p>0.05$)。[结论]CMDT 会损害 FAI 者近端(髌-膝)关节的协调稳定性, 远端(膝-踝)协调则表现为结构性僵化且对认知负荷不敏感。FAI 者可能通过异常代偿维持宏观力学稳定, 但这以牺牲局部协调效率为代价, 增加了神经控制负荷与潜在损伤风险, 凸显了评估与康复中引入认知负荷的重要性。

关键词: 功能性踝关节不稳; 认知-运动双任务; 关节协调; 落地生物力学; 工作记忆

中图分类号: G804.6

文献标志码: A

文章编号: 1000-2367(2026)05-0142-07

踝关节外侧扭伤(lateral ankle sprain, LAS)是运动实践中最常见的急性运动损伤之一^[1], 发生率约为 7.3%^[2]。尽管大多数 LAS 患者在接下来的几周内即可实现临床康复, 但大部分的患者仍会反复出现“打软腿”、疼痛和肿胀, 最终发展为慢性踝关节不稳(chronic ankle instability, CAI)^[3]。在 CAI 的谱系中, 功能性踝关节不稳(functional ankle instability, FAI)作为 CAI 的核心亚型, 其定义为首次急性扭伤后持续存在主观不稳定感, 但常规影像学未见明显结构损伤, 主要表现为关节稳定性下降、本体感觉缺陷和神经肌肉控制失调^[4-5]。既往研究表明, FAI 者在完成认知-步态双任务时, 其步态和踝关节运动模式表现出更大的变异性, 表明认知负荷可能进一步加剧了 FAI 者的不稳定性^[6-7]。这些发现暗示了 FAI 者前额叶-顶叶网络对姿势-认知资源的共享效率受限^[4]。在真实运动场景中, FAI 者需在跳跃落地、侧切或急停等动态动作中同时处理视觉搜索与决策更新, 这种认知-运动双任务(cognitive-motor dual-task, CMDT)情境显著占用前额叶-顶叶资源, 已被证实可进一步恶化姿势控制并增加再损伤风险^[8-10]。

下落着地是篮球、足球、排球等高冲击运动中最常见、损伤风险最高的动作之一, 不仅是 FAI 者再损伤的高发场景, 更是研究其运动代偿机制的重要生物力学模型, 其生物力学特征直接关联下肢关节的负荷分布与损伤风险^[8]。单腿下落着地进一步放大了踝-膝-髌 3 关节链的负荷, 要求中枢神经系统在极短时间内整合视觉、前庭及本体感觉输入, 以完成关节协调与能量吸收^[11]。值得注意的是, 与健康人群相比, FAI 者在执行下落着地任务时通常会改变其整体关节运动学模式, 调整关节耦合策略以主动规避潜在的踝关节内翻风险^[12-13]。

收稿日期: 2025-12-15; **修回日期:** 2026-03-09.

基金项目: 国家社会科学基金(23BTY120).

作者简介: 王子龙(2000—), 男, 辽宁盘锦人, 集美大学博士研究生, 研究方向为运动表现、运动生物力学, E-mail: wang-zl990626@163.com.

通信作者: 王向东, E-mail: wangxiangdong@jmu.edu.cn.

引用本文: 王子龙, 崔慧子, 卢杰, 等. 工作记忆更新任务对功能性踝关节不稳者关节协调能力的影响[J]. 河南师范大学学报(自然科学版), 2026, 54(5): 142-148. (Wang Zilong, Cui Huizi, Lu Jie, et al. The effects of working memory updating tasks on joint coordination ability in individuals with functional ankle instability[J]. Journal of Henan Normal University(Natural Science Edition), 2026, 54(5): 142-148. DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2025.12.15.0001.)

尽管该代偿模式在短期内有助于维持姿势稳定,却可能将冲击负荷重新分配至踝-膝-髌链的其他节段,进而加剧多关节协同失衡^[14-15]。然而,现有研究多聚焦于步态或单一任务情境,尚不清楚在额外 CMDT 负荷下,FAI 者在执行如下落着地等高冲击动作时关节间协调特征将如何变化。

认知功能对运动表现的调控作用已得到广泛证实,前额叶-顶叶网络不仅负责工作记忆与注意控制,还通过皮质-脊髓通路实时调节肌梭敏感度和拮抗肌共激活模式^[4]。真实比赛中,运动员必须在执行高冲击动作的同时完成战术决策与环境预判,这种 CMDT 情境显著占用中央执行资源,导致姿势控制精度下降与运动策略重构^[16]。工作记忆更新任务是模拟 CMDT 的理想范式,其中 n -back 任务通过要求受试者实时判断当前刺激是否与序列中前 n 个刺激一致,持续刷新工作记忆并抑制过时信息。与 1-back 相比,2-back 显著激活前额叶-顶叶网络;与 3-back 相比,其在认知负荷强度与受试者耐受性之间取得最佳平衡^[17-18]。虽然目前对于 CMDT 特异性及其与 FAI 的交互效应已经得到了一些探讨,但仍缺乏针对单侧 FAI 者在 CMDT 情境下关节间协调指标特征的系统研究,缺乏对下肢关节协调的生物力学证据。

关节间协调是下肢在动态运动中实现“安全-高效”负荷转移的核心机制,其本质是多关节在时序、幅度与刚度上的耦合模式,是评估动态运动过程中下肢负荷和运动损伤的主要指标^[19-20]。当神经系统面临 CMDT 负荷时,有限的前额叶-顶叶资源被重新分配,导致对关节运动的实时修正精度下降,进而表现为协调模式的“松弛”或“僵化”^[21-22]。对于 FAI 者而言,踝周本体感觉缺陷已使中枢对关节位置的预测误差增大;若叠加 CMDT,中枢可能进一步压缩自由度,通过整体调节下肢关节控制策略以换取即时稳定。然而,既往研究多聚焦于膝关节或踝关节的单元刚度,忽视了整体的下肢刚度($\text{leg stiffness}, K_{\text{leg}}$)对协调模式的宏观调控作用。目前仍尚不清楚 FAI 者在 CMDT 情境下的协调重塑究竟偏向“松弛-失稳”抑或“僵化-过载”,亦未知 CMDT 是否诱导 K_{leg} 变化,以及该变化能否补偿多关节协调缺陷抑或放大能量传递异常。因此,系统阐明 CMDT 范式对 FAI 者关节协调机制及 K_{leg} 变化的影响,可为制定兼顾认知负荷与运动控制的精准康复策略提供理论与实证依据。

鉴于此,本研究通过 2-back 任务构建 CMDT 情境,考察单侧 FAI 者在单腿下落着地任务中的关节间协调特征与 K_{leg} 变化,并与健康对照组进行比较。本文假设:

- 1) CMDT 将影响 FAI 者的关节间协调模式;
- 2) 在 CMDT 下,FAI 者在下 K_{leg} 及关节协调变异性方面异于健康对照组。

1 研究方法

1.1 实验对象

本研究样本量通过 $G * \text{Power}$ 3.1 软件进行估算。参考既往针对 FAI 人群的研究成果^[4,11],其报告的 η^2 组间主效应值介于 0.224~0.542,交互效应值介于 0.128~0.283。根据 Cohen 的效应量转换公式,对应的 Cohen's f 值分别至少为 0.54 和 0.38。因此本研究将预估效应量设定为 $f = 0.4$,功效值(power)设置为 0.8,Ⅰ类误差 α 设置为 0.05,计算得出最小样本量为 16 人。最终根据国际踝关节协会的筛选标准^[23],通过坎伯兰踝关节不稳定量表(Cumberland Ankle Instability Tool,CAIT)得分并结合前抽屉试验等方法,筛选出 15 名单侧 FAI 者(男性 8 人、女性 7 人)纳入实验组,并根据 FAI 组受试者的形态学特征和运动背景,匹配 15 名无踝关节损伤者作为对照组。通过踢球法优势侧测试确定 2 组受试者的优势侧和非优势侧^[16],并据此为 FAI 组受试者的患侧选择对照组的匹配侧。所有评估和筛查由一名经验丰富的康复治疗师完成。在实验前所有受试者均被告知测试过程,并签署知情同意书。研究已获苏州大学伦理委员会批准(伦理号: SUDA20250425H04)。受试者基本情况见附录表 S1。

结合既往研究^[8-9] FAI 组和对照组的纳入和排除标准分别如下。

FAI 组纳入标准如下:①至少有 1 次单侧踝关节扭伤经历,初始扭伤必须在试验前至少 12 月发生,并出现炎症症状(疼痛、肿胀等),至少中断了 1 d 的身体活动;②既往有右侧踝关节“脱位”、和/或复发性扭伤、和/或“不稳定感”病史;③ CAIT ≤ 24 分;④只有一侧踝关节存在 FAI。

FAI 组排除标准如下:①下肢有踝关节急性扭伤、手术史、骨折史;②在正式试验前的 30 d 里下肢其他

关节的肌肉骨骼结构有急性损伤;③双侧 FAI 者;④先天性关节畸形;⑤距骨倾斜或踝关节前抽屉试验结果呈阳性;⑥CAIT>24 分;⑦有明显的心理、精神、认知异常,蒙特利尔认知评测(MoCA)<26 分者;⑧无法遵守实验前控制要求(如测试前 24 h 内摄入咖啡因、进行剧烈运动或作息不规律)者。

对照组纳入标准:①CAIT≥28 分;②与 FAI 组受试者形态学特征和运动背景相匹配。

对照组排除标准:①CAIT<28 分;②下肢有手术史;③试验前 30 d 内有急性关节损伤;④无法按要求完成评估或在试验期间数据缺失;⑤有明显的心理、精神、认知异常,蒙特利尔认知评测(MoCA)<26 分者;⑥无法遵守实验前控制要求(如测试前 24 h 内摄入咖啡因、进行剧烈运动或作息不规律)者。

1.2 实验设计与流程

本研究所有受试者均需在有/无 CMDT 条件下分别完成单腿下落着地动作任务测试。在每次实验开始前,受试者需穿着实验室统一提供的紧身短裤和运动鞋。热身活动结束后,根据 CGM 2.3 下肢模型方案,将 28 个直径为 14 mm 的标记点粘贴于人体体表对应位置(附录图 S1)。为确保实验的准确性,所有标记点的粘贴工作均由同一名经验丰富的技术人员完成。

1.3 CMDT 测试方案

本研究的 CMDT 基于 Wang 等^[4]的研究设计,实验的流程如下:2-back 任务采用 25 个伪随机字母(A-J)被连续投影到壁挂式屏幕上,每个字母呈现 500 ms,刺激间隔为 1 900 ms。每组 25 个字母有 5 个可能的正确反应(占总刺激的 20%)。受试者双手叉腰,双脚直立站在 30 cm 的跳台上,双手置于髋部以限制手臂代偿,密切注视屏幕中呈现的黑色字母,并对当前字母是否与序列中前第 2 个字母匹配做出判断及快速响应。当看到一个绿色字母时,受试者需立即使用患侧(FAI 组)或匹配侧(对照组)执行单腿落地动作(附录图 S2)。这一过程中,受试者需同时维持对 2-back 任务的注意力。需指出的是,本研究中 2-back 任务的主要目的是为了诱导持续的认知负荷,而非单纯评估工作记忆能力,因此采用了较短的刺激序列以适应落地任务的节奏。正式测试前,所有受试者均进行充分练习以掌握落地技术要求,直至动作模式稳定,以消除练习效应的影响。此外,为避免测试顺序带来的潜在偏差,本研究采用平衡设计,随机安排无认知任务落地与 CMDT 的测试顺序。若出现以下情况则视为无效试验并重新进行:a)对侧肢体触地或接触测力台;b)落地后发生跳跃、跨步或手臂外展;c)手臂离开髋部。此外,受试者如 2-back 任务错误率超过 5%,或对绿色字母的反应时间超过 2 s,该次测试亦视为无效,不纳入最终分析。本实验收集 3 次成功的下落着地动作数据(无认知任务落地和 CMDT),并采用其均值进行分析。

1.4 数据采集与分析

所有数据分别使用 8 镜头红外运动捕捉系统(MX13,Vicon,Oxford Metrics,UK;100 Hz)与 3 维测力台(9287B,Kistler,Winterthur,Switzerland;1 000 Hz)进行同步采集。着陆周期定义为从垂直地面反作用力(vertical Ground Reaction Force,vGRF)首次超过 10 N 起,至达到最大膝关节屈曲角为止,并将该段时间归一化至 0~100%^[20]。下肢关节角度数据经 4 阶 Butterworth 低通滤波(截止频率 10 Hz)处理后,依据欧拉角法计算矢状面关节角度^[11]。所有数据处理均通过 Python 3.13 实现。

为量化下肢整体协调性,先计算各关节对的连续相对相位(P_c),但不直接对 P_c 曲线进行统计,而是从中提取平均绝对相对相位(M)与偏差相位(D)2 个指标。 M 反映关节对的平均相位关系(同相或反相耦合程度), D 表征相位曲线的离散度,二者共同刻画神经-肌肉系统对多关节自由度的控制精度与适应性。该方法框架主要参考 Ren 等^[20]的研究,关节角度与角速度首先被归一化至 $[-1,1]$ 区间,经由公式: $\omega(i)_{\text{norm}} = \frac{\omega_i}{\max[\max(\omega_i), \max(-\omega_i)]}$ 进行幅值-频率归一化,以减小运动幅度与频率差异带来的变异。随后,基于归一化数据,通过公式: $\theta(i)_{\text{norm}} = \frac{2[\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)}$ 计算各关节的相对相位角(φ),并依据 4 象限相图进行标准化处理。 $P_c(i) = \varphi_{\text{distal}}(i) - \varphi_{\text{proximal}}(i)$ 由远端关节与近端关节的相对相位角差值计算得出; $M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N$

$|P_c(i)|$ 为 P_c 绝对值的平均值; $D = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [P_c(i) - \bar{P}_i]^2}$ 为 P_c 值在整个时间序列中的标准差。此外,

本研究还计算了 K_{leg} 以从整体下肢动力学角度评估着陆策略,其定义为着陆阶段 vGRF 峰值 F_p 与下肢长度变化(ΔL)的比值,基于线性弹簧-质量模型, ΔL 计算为从触地时刻至最大膝关节屈曲时刻,髌关节中心与踝关节中心垂直距离的差值.计算公式: $K_{leg} = F_p / (\Delta L \cdot G_B)$,其中 G_B 为体重.

1.5 统计分析

本研究使用 SPSS 26 软件对数据进行分析.首先采用 Shapiro-Wilk 检验数据的正态分布性,使用 Levene 检验评估方差齐性.若符合正态分布且方差齐,描述性统计结果以均数±标准差呈现,若不符合正态分布则以中位数和四分位数间距表示.由于数据满足假设条件,本研究采用 2(任务:无认知任务落地和 CMDT)×2(组别:FAI 组和对照组)混合方差分析(Mixed Repeated Measures ANOVA)对采集到的数据进行分析.若数据不符合正态分布或方差齐性要求,则采用非参数检验 Mann-Whitney U 检验或 Wilcoxon 符号秩检验进行分析.所有统计检验的显著水平设定为 $\alpha=0.05$.

2 研究结果

在髌-膝指标上,观察到 M 有组别的主效应,无论是在无认知任务落地还是 CMDT 状态下,FAI 组均显示出了比对照组更小的 M ($p=0.008, F=8.149, \eta^2=0.225$).在 D 指标上观察到了任务×组别的交互效应($p=0.040, F=4.640, \eta^2=0.142$),简单效应显示,相较于无认知任务落地,FAI 组在 CMDT 下显示出了更大的 D ($p=0.007$).同时,在无认知任务落地状态下 FAI 组比对照组显示出了更小的 D ($p=0.004$)(图 1).

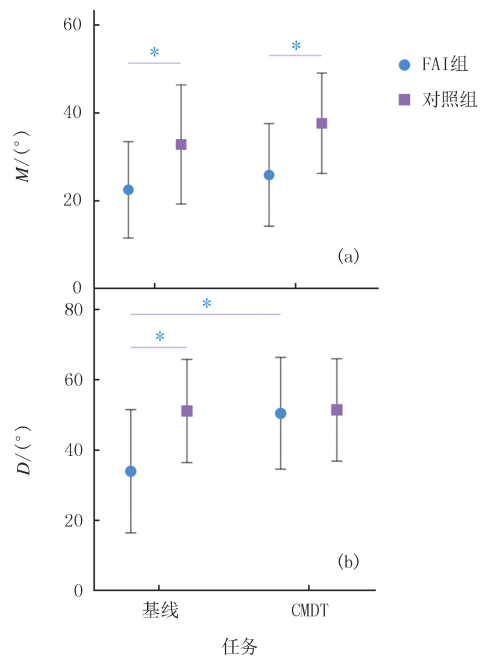
在膝-踝指标上均观察到了组别的主效应,无论是在无认知任务落地还是 CMDT 状态下,FAI 组均显示出了比对照组更小的 M ($p=0.006, F=8.990, \eta^2=0.243$)和 D ($p=0.032, F=5.082, \eta^2=0.154$)(图 2).

在 K_{leg} 指标上,未观察到统计学差异($p>0.05$)(附录图 S3).

3 讨论

FAI 者在动态活动中常表现出神经控制缺陷^[21],而附加的认知负荷可能进一步暴露其潜在的协调功能障碍^[6].实验结果支持本研究的假设 1,即 CMDT 可显著性影响 FAI 者的关节协调模式,尤其体现在协调变异性的改变上.

FAI 者在 CMDT 下髌-膝 D 值的增大提示,其在应对工作记忆任务时髌与膝之间的相位协调更为离散,动态稳定性下降.这一现象可能与 FAI 者固有的神经肌肉控制缺陷及前额叶-顶叶网络资源在 CMDT 条件下的过度占用密切相关^[22].前额叶-顶叶网络作为执行功能的核心脑区,在 CMDT 中需同时处理认知与运动任务,这可能导致神经资源竞争的加剧.研究表明,双任务可诱发右侧背外侧前额叶皮层激活增强及与前顶叶皮层间因果连接强化,反映出该网络在协调双重任务中的核心作用^[24].虽然这种增强的连接性有助于协调认知和运动任务,但也可能导致资源分配的紧张,尤其是在任务复杂度增加时^[25].对于已存在神经肌肉控制缺陷的 FAI 者而言,这种资源分配的紧张状态尤为不利,当前额叶-顶叶资源被大量占用时,可能导致中枢神经系统对多关节自由度的实时调控能力下降,进而加剧 FAI 者关节协调模式的离散与不稳定.这一发现与 Zhong 等^[26]和 Banakheiri 等^[27]的研究相互印证,进一步支持了 CMDT 会加剧 FAI 者神经控制资源的消耗,并导致其在执行动作任务时关节运动模式改变的观点.而无论是在无认知任务落地还是 CMDT 状态



注:*表示 $p<0.05$,下同.

图1 髌-膝指标

Fig.1 Hip-to-knee indexes

下,FAI 者的髌-膝 M 值均低于健康人群,这可能是由于 FAI 者可能长期采用一种僵化的近端关节控制策略的原因^[28],使其无论是在无认知任务落地还是 CMDT 状态下均通过增强髌-膝耦合以补偿远端踝关节的功能不稳定.值得注意的是,在无认知任务落地状态下,FAI 组表现出比对照组更小的髌-膝 D 和髌-膝 M ,这可能反映其采用一种“预适应”性的僵化控制策略,即通过限制关节间变异性 and 增强耦合强度以维持短期稳定性.该策略也与 Gehring 等^[29]的报道相符,即 FAI 者常通过提前调整下肢关节位置以规避踝关节失控风险,从而在落地前即采取保守姿态.但 FAI 者的这种策略在面临额外认知负荷时迅速崩溃,暴露出其神经控制资源的不足.进一步分析提示,髌-膝 D 和髌-膝 M 指标共同揭示了一种复杂的代偿模式.在无认知任务落地状态下,FAI 组表现出更小的 D 和 M 值,这暗示其在无认知干扰时,能够通过增强中枢对髌-膝协调的刚性控制来代偿踝关节的本体感觉缺陷与稳定性不足.然而,当引入 CMDT 时,前额叶资源被大量占用,这种依赖于认知监控的代偿策略在 CMDT 下难以维持.认知负荷可能干扰了 FAI 者维持精细关节协调所必需的注意力资源,导致其协调模式发生紊乱,变异性因而增加,达到与健康对照组无显著性差异的水平.须特别指出的是,这一变化并不代表 FAI 者在认知负荷下表现“正常化”,而是可能反映其代偿能力下降,转而采用一种更为松散、且效率可能低下的控制模式.虽然这种策略可能会提供暂时的稳定性,但也可能导致肌肉骨骼系统的机械应力增加.尽管本文的研究结果并未将其与运动损伤风险增加直接相关,但从长远来看,这种压力可能会导致更高的受伤风险.

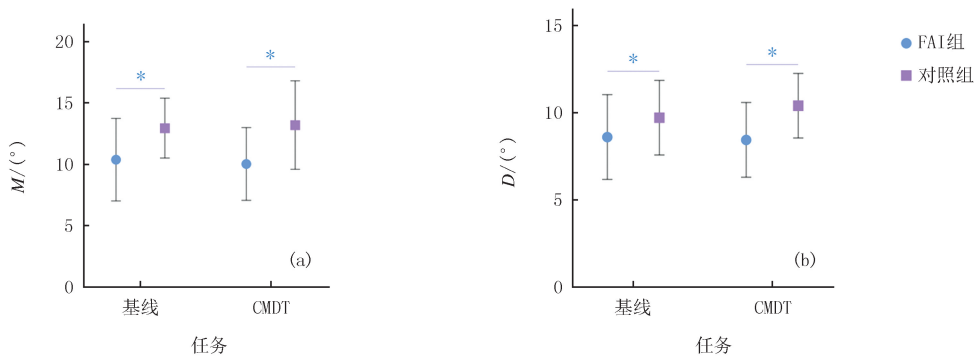


图2 膝-踝指标

Fig. 2 Knee-ankle indexes

FAI 组在膝-踝 M 和 D 指标上均低于对照组,且不受 CMDT 影响.这表明无论是在无认知任务落地还是 CMDT 条件下,FAI 者膝-踝关节的耦合强度更低、变异性更小,提示其踝周本体感觉缺陷和局部神经肌肉控制异常已导致远端关节链的协调模式发生结构性改变.这种“僵化-低变异性”模式可能与 FAI 者长期采取避免踝关节内翻的策略有关^[15],其结果虽然可能在短期内减少踝关节再损伤风险,却可能以牺牲整体运动适应性为代价^[14].与髌-膝协调不同,CMDT 并未进一步影响膝-踝协调,说明其受影响更多来源于结构性与慢性适应而非认知资源的临时调配.这一发现与 Kwon 等^[30]的研究相一致.他们均指出 CAI 者表现出独特且变异性降低的远端关节协调模式,反映了感觉运动系统的缺陷或慢性代偿性适应.本研究中观察到的膝-踝协调“僵化-低变异性”特征,很可能是 FAI 者长期采用避痛策略及踝周本体感觉受损共同导致的结果,进而对额外认知负荷不敏感,且可能限制了其在任务需求变化时的适应性调整能力.因此本研究的结果提示,FAI 者的膝-踝协调模式可能已因慢性代偿而“僵化”,从而缺乏在任务需求变化时的进一步适应性调整空间.这种协调灵活性的丧失,可能是 FAI 者运动损伤风险升高的重要机制.

值得注意的是,本研究中 K_{leg} 指标未出现显著性差异,这与本研究的假设 2 不符.一个合理的解释是:尽管 CMDT 导致 FAI 者近端关节协调策略发生改变,这提示 FAI 者采取了一种“宏观优先”的神经控制策略.即在认知资源受限时,中枢神经系统优先保证整体肢体刚度的恒定以防止塌陷,而这种宏观稳定的维持,似乎是以牺牲近端关节(髌-膝)的精细协调控制为代价的,从而使 K_{leg} 在统计学上未呈现显著性差异.这一解释也与上文观察到的关节协调模式变化相一致.尽管 FAI 者在 CMDT 下维持了“正常”的 K_{leg} 值,但其背后可能依赖于异常且低效的局部协调模式,例如近端协调变异性升高与远端协调僵化.虽然 FAI 者的此类代偿虽可暂时维持整体力学输出,却可能显著增加神经控制能耗,并将异常负荷转移至膝或髌关节,长期来看可

能加剧这些关节的过度使用风险甚至引发继发性损伤^[4].此外,下落着地高度统一、受试者采用保守着陆策略等因素,也可能在一定程度上限制了 K_{leg} 差异的显现.因此,本研究中 K_{leg} 指标的“稳定”并不能代表 FAI 者运动系统功能的完好,反而可能掩盖了下肢动力链内部已发生的功能紊乱与代偿失衡.综合来看,FAI 者在 CMDT 下可能通过牺牲局部协调效率来维持整体力学表现的“稳定”,这种代偿策略虽在短期内有助于规避风险,却可能掩盖其神经控制效能的下降与潜在的长期损伤机制.

4 结论与展望

本研究采用 CMDT 范式探究下单侧 FAI 者下肢关节协调与刚度特征.结果表明,FAI 者在 CMDT 下表现出任务特异性:远端膝-踝协调结构性僵化,近端髌-膝协调代偿能力下降、变异性增加.尽管表现力学保持稳定,但此稳态以局部协调异常和神经负荷增高为代价,提示较高继发损伤风险.

本研究的局限性:1)样本亚组数量少;2)未同步采集肌电或脑电信号,无法直接揭示神经肌肉激活模式或中枢资源分配的实时变化;3)未考察额状面或水平面的运动控制.未来应开展 CMDT 纵向干预研究,为 FAI 临床康复提供循证依据.

附录见电子版(DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2025.12.15.0001).

参 考 文 献

[1] Chandran A, Moffit R E, DeJong Lempke A F, et al. Epidemiology of lateral ligament complex tears of the ankle in national collegiate athletic association(NCAA) sports: 2014-15 through 2018-19[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2023, 51(1): 169-178.

[2] Roos K G, Kerr Z Y, Mauntel T C, et al. The epidemiology of lateral ligament complex ankle sprains in national collegiate athletic association sports[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2017, 45(1): 201-209.

[3] Xue X A, Ma T J, Li Q R, et al. Chronic ankle instability is associated with proprioception deficits: a systematic review and meta-analysis [J]. *Journal of Sport and Health Science*, 2021, 10(2): 182-191.

[4] Wang Z L, Lu M Y, Kong L Y, et al. Impact of cognitive tasks on biomechanical adjustments during single-leg drop landings in individuals with functional ankle instability[J]. *Applied Sciences*, 2024, 14(22): 10297.

[5] Liu Y H, Dong S Y, Wang Q, et al. Deficits in proprioception and strength may contribute to the impaired postural stability among individuals with functional ankle instability[J]. *Frontiers in Physiology*, 2024, 15: 1342636.

[6] Banakheiri T, Mohammadzadeh Z, Daryabor A, et al. Effects of cognitive load on stride-to-stride variability during walking among participants with and without functional ankle instability[J]. *Foot & Ankle Specialist*, 2025: 19386400251325963.

[7] Tavakoli S, Forghany S, Nester C. The effect of dual tasking on foot kinematics in people with functional ankle instability[J]. *Gait & Posture*, 2016, 49: 364-370.

[8] Meng L Y, Kong L T, Kong L Y, et al. Effects of visual deprivation on the injury of lower extremities among functional ankle instability patients during drop landing: a kinetics perspective[J]. *Frontiers in Physiology*, 2022, 13: 1074554.

[9] Meng L Y, Wang Y B, Wang Z L, et al. Effects of auditory rhythmic adaptation on lower limb joint mechanics during single-leg drop landings in individuals with functional ankle instability[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2025, 19: 1579260.

[10] Ness B M, Zimney K, Schweinle W E, et al. Dual-task assessment implications for anterior cruciate ligament injury: a systematic review [J]. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 2020, 15(6): 840-855.

[11] Wang Z L, Meng L Y, Lu M Y, et al. Effects of attentional focus strategies in drop landing biomechanics of individuals with unilateral functional ankle instability[J]. *Frontiers in Physiology*, 2024, 15: 1444782.

[12] Ardakani M K, Wikstrom E A, Minoonejad H, et al. Hop-stabilization training and landing biomechanics in athletes with chronic ankle instability: a randomized controlled trial[J]. *Journal of Athletic Training*, 2019, 54(12): 1296-1303.

[13] Simpson J D, Koldenhoven R M, Wilson S J, et al. Lower extremity joint kinematics of a simulated lateral ankle sprain after drop landings in participants with chronic ankle instability[J]. *Sports Biomechanics*, 2022, 21(4): 428-446.

[14] Doherty C, Bleakley C, Hertel J, et al. Locomotive biomechanics in persons with chronic ankle instability and lateral ankle sprain copers [J]. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2016, 19(7): 524-530.

[15] Zhang T, Zhu X X, Li L, et al. Different strategies for landing from different heights among people with chronic ankle instability[J]. *Gait & Posture*, 2024, 114: 90-94.

[16] Ren Y Y, Wang C Y, Zhang L, et al. The effects of visual cognitive tasks on landing stability and lower extremity injury risk in high-level soccer players[J]. *Gait & Posture*, 2022, 92: 230-235.

[17] Rac-Lubashevsky R, Kessler Y. Decomposing the n-back task: an individual differences study using the reference-back paradigm[J]. *Neu-*

ropsychologia,2016,90:190-199.

[18] 杨桂芬,张云亭,张权,等.正常人参数性数字 n-back 工作记忆任务的去激活网络:fMRI 研究[J].中国临床心理学杂志,2007,15(5):476-479.
Yang G F,Zhang Y T,Zhang Q,et al.Deactivation network of parametric digit n-back working memory task in normal subjects:an fMRI study[J].Chinese Journal of Clinical Psychology,2007,15(5):476-479.

[19] Sinsurin K,Vachalathiti R,Srisangboriboon S,et al.Knee joint coordination during single-leg landing in different directions[J].Sports Bio-mechanics,2020,19(5):652-664.

[20] Ren Y Y,Wang C Y,Lu A M.Effects of perceptual-cognitive tasks on inter-joint coordination of soccer players and ordinary college students[J].Frontiers in Psychology,2022,13:892118.

[21] Springer S,Gottlieb U.Effects of dual-task and walking speed on gait variability in people with chronic ankle instability:a cross-sectional study[J].BMC Musculoskeletal Disorders,2017,18:316.

[22] Periañez J A,Viejo-Sobera R,Lubrin G,et al.New functional dissociations between prefrontal and parietal cortex during task switching: a combined fMRI and TMS study[J].Cortex,2024,179:91-102.

[23] Gribble P A,Delahunt E,Bleakley C,et al.Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research:a position statement of the International Ankle Consortium[J].British Journal of Sports Medicine,2014,48(13):1014-1018.

[24] Kim E,Yun S J,Oh B M,et al.Distinct neural mechanisms underlying dual-task priority during gait across cognitive and motor networks [J].Brain Connectivity,2025,15(1):30-39.

[25] Crockett R A,Hsu C L,Best J R,et al.Resting state default mode network connectivity,dual task performance,gait speed,and postural sway in older adults with mild cognitive impairment[J].Frontiers in Aging Neuroscience,2017,9:423.

[26] Zhong C,Luo X,Gao H,et al.Effects of dual-task paradigm on the injury potential during landing among individuals with chronic ankle in-stability[J].Frontiers in Physiology,2024,15:1473844.

[27] Banakheiri T,Naimi S S,Ebrahimabadi Z,et al.Effect of cognitive load on the range of motion of lower limb joints during walking in men with and without functional ankle instability:a clinical trial[J].Scientific Journal of Rehabilitation Medicine,2023,12(4):676-691.

[28] 王子龙,张芷琪,孟令越,等.单侧功能性踝关节不稳男性连续纵跳落地时下肢生物力学及侧偏性研究[J].医用生物力学,2024,39(5):931-938.
Wang Z L,Zhang Z Q,Meng L Y,et al.Biomechanical and lateralized lower limb kinematics of males with unilateral functional ankle in-stability during continuous vertical jump landing[J].Journal of Medical Biomechanics,2024,39(5):931-938.

[29] Gehring D,Wissler S,Lohrer H,et al.Expecting ankle tilts and wearing an ankle brace influence joint control in an imitated ankle sprain mechanism during walking[J].Gait & Posture,2014,39(3):894-898.

[30] Kwon Y U,Harrison K,Kweon S J,et al.Ankle coordination in chronic ankle instability,coper,and control groups in running[J].Medicine & Science in Sports & Exercise,2020,52(3):663-672.

The effects of working memory updating tasks on joint coordination ability in individuals with functional ankle instability

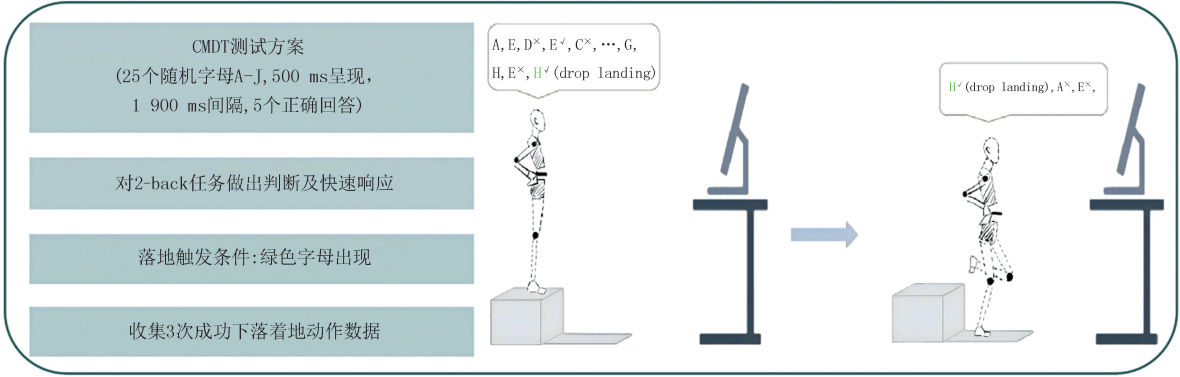
Wang Zilong¹, Cui Huizi¹, Lu Jie¹, Meng Lingyue², Lü Moran², Zhang Qiuxia², Wang Xiangdong¹

(1.School of Physical Education, Jimei University, Xiamen 361021, China; 2. School of Physical Education, Soochow University, Suzhou 215000, China)

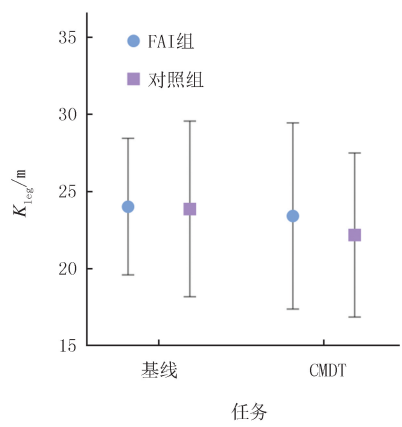
Abstract: [Objective] To investigate the effects of a working memory updating task combined with a landing task(cognitive-motor dual-task, CMDT) on lower limb inter-joint coordination capabilities and leg stiffness(K_{leg}) during single-leg landing in individuals with unilateral functional ankle instability(FAI). [Methods] The Mean Absolute Relative Phase(M) and Deviation Phase(D) of the hip-knee and knee-ankle joint pairs were calculated to quantify coordination characteristics, and K_{leg} was calculated to assess the overall kinetic strategy. A $2(task) \times 2(group)$ mixed measures ANOVA was used for statistical comparison. [Results] Under the CMDT condition, hip-knee D of the FAI group was greater in Single-task Landing($p=0.007$). The hip-knee M of the FAI group was lower than the control group($p=0.008$). Similarly, both the knee-ankle M and knee-ankle D in the FAI group were lower than those of the control group($p=0.006$, $p=0.032$). No statistical differences were observed in K_{leg} indices($p>0.05$). [Conclusion] CMDT impairs the coordination stability of proximal joints in individuals with FAI, while distal coordination exhibits structural rigidity. Individuals with FAI may maintain macroscopic stability through abnormal compensatory strategies, sacrificing local coordination efficiency and increasing neural load and injury risk.

Keywords: functional ankle instability; cognitive-motor dual-task; joint coordination; landing biomechanics; working memory

[责任编辑 杨浦 刘洋]



图S2 CMDT示意图
Fig.S2 Schematic diagram of CMDT



图S3 K_{leg} 指标
Fig.S3 K_{leg} indexes