

文章编号: 1004-7220(2023)06-1086-07

# 基于矢量编码技术研究功能性踝关节不稳者下肢协调性和变异性

马乾峰<sup>1</sup>, 丁健<sup>1</sup>, 李立<sup>2</sup>, 王凯<sup>1</sup>, 许贻林<sup>3</sup>, 孙萌梓<sup>1</sup>, 毛文慧<sup>1</sup>

(1. 南京师范大学体育科学学院, 南京 210023; 2. 美国佐治亚南方大学运动健康科学系, 佐治亚州 30458; 3. 江苏省体育科学研究所, 南京 210033)

**摘要:**目的 探索功能性踝关节不稳(functional ankle instability, FAI)人群在地面行走时的下肢协调性和协调变异性。方法 12名右侧FAI男性受试者(FAI组)及配对招募15名健康男性受试者(对照组),以自选速度在地面上行走,运用Qualisys红外高速光学运动捕捉系统采集5min步行的运动学数据,运用Matlab软件自编代码计算下肢关节间的耦合角及耦合角标准差。耦合角采用圆形分布资料统计,耦合角标准差采用独立样本 $t$ 检验。使用Cohen's  $d$ 评价效应量。结果 FAI组髌-膝关节矢状面耦合角在步态支撑中期前1/2和摆动期最后1/4均大于对照组;FAI组髌-踝关节矢状面耦合角在支撑末期前1/2也大于对照组;膝-踝关节矢状面耦合角在支撑中期后1/2和支撑末期前1/2均小于对照组。FAI组髌-踝关节冠状面耦合角在承重期FAI组比及摆动期最后1/4小于对照组。在支撑末期及预摆期,FAI组髌-踝关节冠状面和膝-踝关节矢状面耦合角标准差大于对照组。结论 FAI患者与正常人群的步态模式存在差异。协调模式表现为某种代偿保护策略。支撑末期及预摆期较大的协调变异性提示FAI患者踝关节感觉知觉的变化使髌、膝、踝关节的运动控制发生适应性变化。

**关键词:** 功能性踝关节不稳; 步态; 运动协调; 协调变异性; 矢量编码

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.06.005

## Lower Limb Coordination and Variability in Patients with Functional Ankle Instability Based on Vector Coding Analysis

MA Qianfeng<sup>1</sup>, DING Jian<sup>1</sup>, LI Li<sup>2</sup>, WANG Kai<sup>1</sup>, XU Yilin<sup>3</sup>, SUN Mengzi<sup>1</sup>, MAO Wenhui<sup>1</sup>

(1. School of Sports Science, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China; 2. Department of Sports Health Sciences, Georgia Southern University, GA 30458, USA; 3. Jiangsu Institute of Sports Science, Nanjing 210033, China)

**Abstract: Objective** To explore the coordination and coordination variability of lower limbs in patients with functional ankle instability (FAI) during level ground walking. **Methods** Twelve male subjects with right FAI (FAI group) and 15 healthy male subjects (control group) were recruited to walk on the ground at a self-selected speed. The kinematic data of 5-minute walking were collected using Qualisys infrared high-speed optical motion capture system. The coupling angle and the standard deviation of the coupling angle between the lower limb joints were calculated by using Matlab software to write codes. Circular distribution data were used for coupling angle statistics, and an independent sample  $t$ -test was used for the standard deviation of coupling angle. Cohen's  $d$  was used to evaluate the effect size. **Results** The coupling angle of the hip-knee joint at sagittal plane in FAI group was larger than that in control group in the first half of the middle stance and the last quarter of the swing

收稿日期: 2023-03-31; 修回日期: 2023-04-17

通信作者: 毛文慧, 副教授, E-mail: 12127@njnu.edu.cn

phase. The coupling angle of the hip-ankle joint at sagittal plane in FAI group was also larger than that in control group before the terminal stance. The coupling angle of the knee-ankle joint at sagittal plane in FAI group was lower than that in control group in the second half of middle stance and the first half of the terminal stance. The coupling angle of the hip-ankle joint at coronal plane in FAI group was smaller than that in control group in the loading response stance and the last quarter of the swing stance. The standard deviations for coupling angles of the hip-ankle joint at coronal and sagittal plane in FAI group were higher than those in control group at the terminal and pre-swing stances. **Conclusions** The gait pattern of FAI patients differs from that of healthy people. The mode of coordination shows a compensatory protection strategy. The greater coordination variability in the terminal stance and pre-swing suggests that the changes in ankle sensory perception in FAI patients will lead to adaptive changes in motor control of the hip, knee, and ankle joints.

**Key words:** functional ankle instability (FAI); gait; motor coordination; coordination variability; vector coding

踝关节扭伤和不稳已经成为一个重要的公共健康问题<sup>[1]</sup>。研究发现,20%~40%人群会发展成为慢性踝关节不稳(chronic ankle instability, CAI),而 CAI 可分为机械性踝关节不稳(mechanical ankle instability, MAI)和功能性踝关节不稳(functional ankle instability, FAI)<sup>[2]</sup>。相较于 MAI, FAI 患者常常出现足打软(give way)的感觉。足打软会导致 FAI 患者步行时踝关节反复扭伤,其具体原因尚不明确,可能是由于本体感觉缺失及平衡控制能力下降等原因导致<sup>[3]</sup>。其中,本体感觉缺失(即脚踝定位异常)常常会改变近端环节的稳定性,导致环节间的协调障碍,使其更容易发生二次内翻损伤,出现不良连锁反应和恶性循环<sup>[4]</sup>。

FAI 患者步行时不仅会出现协调障碍,还可能表现为环节间变异性异常。协调变异性是指机体在运动时表现出的协调模式范围,已被确定为衡量人类运动质量和运动系统灵活性的指标<sup>[5]</sup>。矢量编码(vector coding)是一种数据分析技术,可以应用于角-角图以量化两个身体环节之间随着时间推移运动协调模式的变化(即量化环节间的耦合关系)。目前,针对 CAI 人群的步态研究<sup>[6-7]</sup>主要集中在下肢运动学,运用矢量编码技术对踝关节不稳患者下肢环节协调运动进行评估,尚未具有统一结论,且集中在踝关节扭伤后导致的 MAI 人群中。目前,有关 FAI 的步态协调分析还鲜有报道。

本文使用矢量编码技术对 FAI 以及健康人群的步态进行对比分析,探讨 FAI 患者在行走时下肢关节间的协调性和协调变异性,分析 FAI 对步态控制的影响。研究结果为预防 FAI 状态下肢踝关

节内翻损伤提供一定的理论依据。本文假设,FAI 患者与健康人群在行走时下肢关节间的协调性和协调变异性存在差异。

## 1 研究方法

### 1.1 实验对象

招募 FAI 男性大学生,纳入标准:① 1 次以上的严重踝关节扭伤病史,踝关节扭伤后出现肿胀、疼痛等炎症症状,至少不能正常参与日常活动 1 d;② 最近 1 年内右侧踝关节发生失控和(或)扭伤和(或)不稳感觉 2 次以上;③ 右侧踝关节坎伯兰踝关节不稳量表(Cumberland ankle instability tool, CAIT)  $\leq 24$  分且左侧踝关节 CAIT  $\geq 28$  分<sup>[8]</sup>。排除标准:① 下肢有过骨折或是进行过外科手术;② 在问卷调查前 3 个月内下肢发生过扭伤或其他的急性损伤;③ 左侧踝关节同样发生过不稳感觉、扭伤或失控;④ 任意一侧距骨倾斜试验和(或)踝关节前抽屉试验结果呈阳性<sup>[8]</sup>。根据纳入和排除标准,排除 CAI 中踝关节活动超过正常生理范围的 MAI 患者,共筛选 FAI 组 15 名受试者。

同时,根据 FAI 组受试者的身高、体质量、年龄等特征,招募相匹配的 15 名无 FAI(右侧)的健康男性大学生。纳入标准:① 与实验组受试者在身高、体重、年龄以及每周体力活动状况上相匹配;② 双侧踝关节 CAIT  $\geq 28$  分。排除标准:① 任意一侧踝关节发生过不稳感觉、扭伤或失控;② 下肢有过骨折或是进行过外科手术;③ 任意一侧距骨倾斜试验和(或)踝关节前抽屉试验结果呈阳性。

在实验期间,由于 FAI 组内 3 名受试者分别发生

了腰部及踝关节严重损伤,导致被排除实验组,故最终实验共收集到12名FAI组受试者及15名对照组受试者的有效数据。受试者熟悉测试流程和相关要求,签署知情同意书并填写国际体力活动量表(短版)(international physical activity questionnaire, IPAQ)。本研究通过了南京师范大学伦理委员会批准。受试者基本信息见表1。

表1 受试者基本信息

Tab. 1 Basic information of the subjects

指标	FAI组	对照组
年龄/岁	22.4±1.4	24.1±1.6
身高/cm	176.4±3.1	177.9±4.5
体质量/kg	72.1±8.3	69.8±4.9
CAIT(左踝)	28.6±1.7	29.3±0.9
CAIT(右踝)	18.3±5.1	29.3±1.0**
IPAQ(MET-min/W)	4 633±1 682	4 906±1 542
步速/(km·h <sup>-1</sup> )	4.7±0.6	4.8±0.6

注:\*\* $P < 0.01$ 。MET-min/W表示某体力活动对应的MET赋值×每周频率(d/W)×每天时间(min/d)。

## 1.2 数据采集

受试者穿着运动鞋,以自选步速沿地面行走路线标识循环走动,直至实验人员发出停止口令,使用6镜头Qualisys红外高速光学运动捕捉系统(Oqus300,Qualisys公司,瑞典)以100 Hz采样频率采集下肢运动学数据。14 mm反光标志点放置在左/右侧髂前上棘、左/右侧髂前下棘、左/右侧髂后上棘、左/右侧内外上髌、左/右内外踝、左/右侧足跟、左/右侧第1跖骨、左/右侧第2跖骨、左/右侧第5跖骨,在左右大腿和左右小腿两侧各固定1块反光标记球的T型热塑板。

## 1.3 数据处理

选取受试者步行开始2 min后的5个连续步态。从右侧足跟着地到下一次右侧足跟着地为1个完整步态周期。本文对步态阶段的划分采用Yen等<sup>[4]</sup>对CAI步态过程中髌-踝关节协调研究中所采用的步态分期方法(见图1),即将整个步态周期划分为5个分期和10个区域。其中,承重期(loading response, LR)占10%,支撑中期(mid-stance, MS)占20%(分别为支撑中期前1/2和后1/2),支撑末期(terminal stance, TS)占20%(分别为支撑末期前1/2和后1/2),摆动前期(pre-swing, PS)占10%,摆动期(swing phase, SW)占40%。

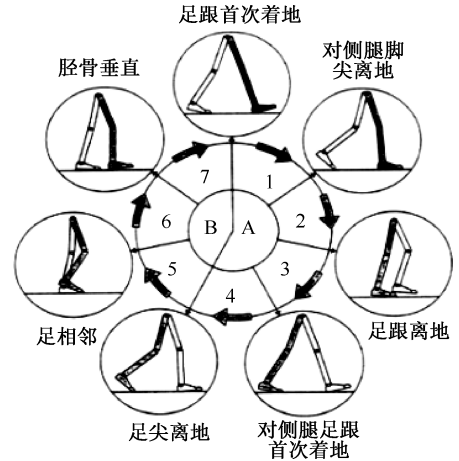


图1 步态分期

Fig. 1 Gait phase

注:1—承重期,2—支撑中期,3—支撑末期,4—摆动前期,5—摆动初期,6—摆动中期,7—摆动末期;A—支撑期;B—摆动期。

将数据采集软件(QTM-Qualisys Track Manager)获得的数据导出C3D文件,在Visual 3D 4.0软件(C-Motion公司,美国)中建立模型。采用零滞后Butterworth四阶低通滤波对采集到的点进行平滑处理,截止频率为8 Hz,每个步态周期被插值到101点,计算下肢髌、膝、踝关节三维关节角。

根据标志点坐标建立人体环节坐标系,采用欧拉角方法计算髌、膝、踝关节的三维角度,下肢关节角度的定义与Needham等<sup>[9]</sup>研究一致。

运用Matlab R2018b(MathWorks公司,美国)自编代码,计算髌-膝、髌-踝和膝-踝间的耦合角及耦合角标准差:

$$\gamma_i = \arctan\left(\frac{\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)}}{\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \quad (1)$$

$$\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)} > 0$$

$$\gamma_i = \arctan\left(\frac{\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)}}{\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}}\right) \cdot \frac{180}{\pi} + 180 \quad (2)$$

$$\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)} < 0$$

式中: $\gamma_i$ 为耦合角; $\theta_{P(i)}$ , $\theta_{P(i+1)}$ 为连续近端环节角; $\theta_{D(i)}$ , $\theta_{D(i+1)}$ 为连续远端环节角。

## 1.4 耦合角及协调变异性计算

运用Needham等<sup>[9]</sup>改进的向量编码技术计算耦合角及协调变异性,对标准化步态周期中的每个瞬间( $i$ ),利用式(1)、(2),根据连续近端环节角和连续远端环节角计算耦合角(见图2)。

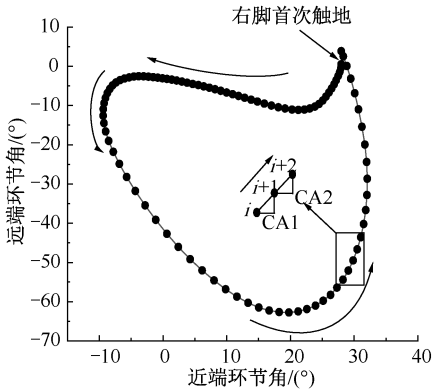


图2 耦合角计算方法示意图

Fig.2 Schematic diagram for calculation method of coupling angle

通过下式将耦合角 ( $\gamma_i$ ) 校正到  $0^\circ \sim 360^\circ$  之间,即:

$$\gamma_i = \begin{cases} \gamma_i + 360, & \gamma_i < 0 \\ \gamma_i, & \gamma_i \geq 0 \end{cases} \quad (3)$$

协调模式的变异性通过计算耦合角度变异性 (coupling angle variability, CAV) 来确定:

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos \gamma_i \quad (4)$$

$$\bar{y}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin \gamma_i \quad (5)$$

$$r_i = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2} \quad (6)$$

$$CAV_i = \sqrt{2(1 - r_i)} \cdot \frac{180}{\pi} \quad (7)$$

式中:  $\bar{x}_i$  为平均水平矢量;  $\bar{y}_i$  为平均垂直矢量;  $r_i$  为平均耦合角;  $CAV_i$  为耦合角标准差。

基于耦合角在  $0^\circ \sim 360^\circ$  极图上的位置,可以将此耦合角对应的时刻定义为某一特定协调模式。本研究采用 Needham 等<sup>[9]</sup> 提出的改进的协调模式分类方法,具体的分类如图 3 所示。

### 1.5 统计方法

使用 DPS 7.05 (杭州睿丰信息技术有限公司) 数据统计软件进行数据分析,使用 Watson-Williams 检验比较 FAI 组和对照组的耦合角,使用独立样本  $t$  检验比较耦合角标准差,  $\alpha = 0.05$ 。使用 Cohen's  $d$  评价效果量,评价标准为:效果小 ( $0.20 \leq d < 0.5$ )、效果中 ( $0.50 \leq d < 0.80$ )、效果大 ( $d \geq 0.80$ )。

## 2 研究结果

本文重点探索下肢髌-踝、髌-膝、膝-踝关节分

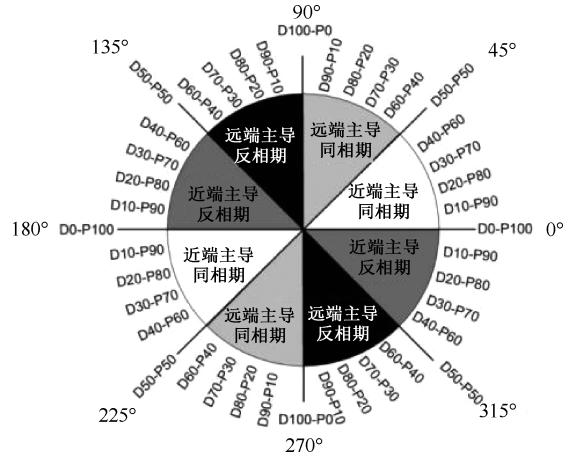


图3 协调模式分类

Fig.3 Coordination mode classification

注: D 表示远端 (Distal), P 表示近端 (Proximal)。其中, D10-P90 表示远端在运动中占有 10% 的支配,近端在运动中占有 90% 的支配。以此类推。

别在矢状面、冠状面、水平面内的协调模式及协调模式变异性的差异。

### 2.1 FAI 组与对照组下肢关节间协调模式比较

图 4 所示为 FAI 组和对照组分别在矢状面上表现出的髌-膝、膝-踝、髌-踝协调模式以及在冠状面上表现出的髌-踝协调模式。

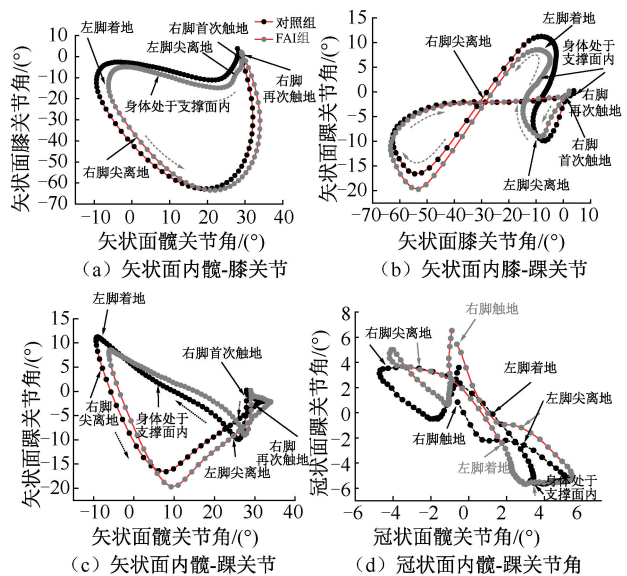


图4 矢状面内及冠状面内步态周期角-角图

Fig.4 Angle-angle diagram of gait cycle in sagittal plane and coronal plane (a) Hip-knee in sagittal plane, (b) Knee-ankle in sagittal plane, (c) Hip-ankle in sagittal plane, (d) Hip-ankle in coronal plane

本文结果表明,FAI组矢状面髌-踝关节的平均耦合角( $159.27^{\circ} \pm 11.42^{\circ}$ )仅在支撑末期前1/2大于对照组( $149.23^{\circ} \pm 11.12^{\circ}$ ) ( $P < 0.05, d = 0.89$ )。在支撑中期前1/2,FAI组矢状面髌-膝关节的平均耦合角( $198.45^{\circ} \pm 17.30^{\circ}$ )比对照组( $179.44^{\circ} \pm 16.22^{\circ}$ )大( $P < 0.01, d = 1.14$ )。在摆动期最后部分,FAI组的平均耦合角( $101.51^{\circ} \pm 4.14^{\circ}$ )比对照组( $97.12^{\circ} \pm 5.22^{\circ}$ )大( $P < 0.05, d = 0.92$ )。支撑中期后1/2,FAI组矢状面膝-踝关节的平均耦合角( $43.41^{\circ} \pm 26.49^{\circ}$ )比对照组平均耦合角( $51.7^{\circ} \pm 32.44^{\circ}$ )小( $P < 0.05, d = 0.28$ )。支撑末期前1/2,FAI组的平均耦合角( $44.57^{\circ} \pm 25.14^{\circ}$ )比对照组( $64.3^{\circ} \pm 22.1^{\circ}$ )小( $P < 0.05, d = 0.84$ )。在承重期,FAI组冠状面髌-踝关节的平均耦合角( $314.45^{\circ} \pm 17.32^{\circ}$ )比对照组( $336.30^{\circ} \pm 30.16^{\circ}$ )小( $P < 0.05, d = 0.86$ )。在摆动期1/4部分,FAI组的平均耦合角( $155.80^{\circ} \pm 66.26^{\circ}$ )比对照组( $219.70^{\circ} \pm 55.7^{\circ}$ )小( $P < 0.05, d = 1.05$ ),见图5。

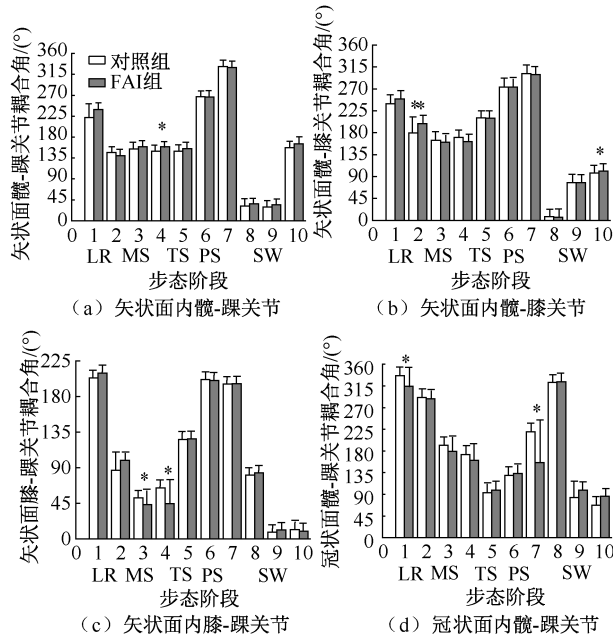


图5 FAI组与对照组矢状面及冠状面各步态阶段平均耦合角  
Fig. 5 Average coupling angle insagittal plane and coronal plane at each gait phase for FAI group and control group (a) Hip-ankle in sagittal plane, (b) Hip-knee in sagittal plane, (c) Knee-ankle in sagittal plane, (d) Hip-ankle in coronal plane

注: \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ 。LR、MS、TS、PS、SW 分别表示承重期、支撑中期、支撑末期、预摆期、摆动期。

2.2 FAI组与对照组下肢关节间协调变异性比较  
FAI组矢状面内的膝-踝关节步态周期中的协调变异性仅在支撑末期大于对照组( $P < 0.05, d = 0.86$ )。FAI组在冠状面内的髌-踝关节步态周期中的协调变异性仅在预摆期大于对照组( $P < 0.05, d = 0.94$ ),见图6。

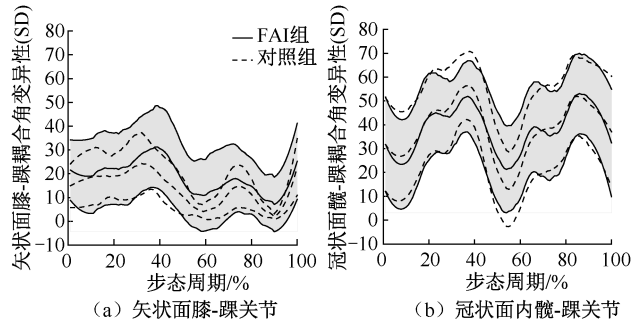


图6 FAI组与对照组膝-踝、髌-踝关节步态周期内耦合角变异性  
Fig. 6 Coupling angular variability of the knee-ankle joint and hip-ankle joint between FAI group and control group in gait cycle (a) Knee-ankle in sagittal plane, (b) Hip-ankle joint in coronal plane

### 3 讨论

#### 3.1 FAI组下肢关节协调模式特征

本文结果表明,FAI患者与正常人群的步态模式存在差异。协调模式表现为FAI的某种代偿保护策略。

对于矢状面髌-踝关节的协调模式,在支撑末期前1/2,FAI组和对照组都属于近端支配反相期,此结果与Yen等<sup>[4]</sup>研究结果一致。本文推测,当踝关节处于不稳定状态时,需要通过近端的适应性变化来帮助稳定患腿。Feger等<sup>[10]</sup>观察到了相同的结果,CAI患者臀中肌活动在站立期后50%以及摆动早期前25%有所增加。

对于矢状面髌-膝关节协调模式,在支撑中期前1/2,对照组髌-膝关节协调模式属于近端支配反相期,而FAI组属于近端支配同相期,对照组髌关节伸展范围比FAI组大,FAI组膝关节屈曲范围比对照组大。而在摆动期最后部分,FAI组和对照组髌-膝关节协调模式都属于远端支配反相期,对照组髌关节伸展范围比FAI组大,FAI组膝关节伸展范围比对照组大。研究显示,CAI患者在运动过程中髌伸肌力下降出现较大的髌关节屈曲角度会增加非

接触性膝关节损伤的风险<sup>[11-12]</sup>。本文认为,FAI患者可能在步行中通过增加膝关节屈伸运动而减少损伤风险,这是CAI损伤对髌关节运动错误的纠正而采取的一种保护机制。

对于矢状面膝-踝关节模式,在支撑中期后1/2以及支撑末期前1/2,对照组膝-踝关节协调模式属于远端支配同相期,而FAI组膝-踝关节协调模式属于近端支配同相期。本文发现,支撑中期后50%时踝关节依旧处于跖屈角度,此时FAI组膝关节伸展角度相较于对照组大,使得其踝关节的跖屈角度减小。由于踝关节处于跖屈位时更容易发生损伤<sup>[13]</sup>,FAI组这一协调模式差异提示踝关节再次受损的风险降低。

对于冠状面髌-踝关节协调模式,在承重期内,对照组髌-踝关节协调模式属于近端支配反相期,而FAI组髌-踝关节协调模式属于远端支配反相期,对照组髌关节内收范围比FAI组大,FAI组踝关节外翻范围比对照组大。Yen等<sup>[4]</sup>研究认为,闭链髌内收会导致踝关节发生内翻,使其损伤风险增加,这也进一步证实了加强髌关节肌肉的力量训练对于预防FAI患者在步态中再次发生踝关节损伤的重要性。在摆动期开始时,对照组髌-踝关节协调模式属于近端支配同相期,而FAI组髌-踝关节协调模式属于近端支配反相期,对照组进入摆动期时髌关节外展同时外翻踝关节,而FAI组踝关节内翻,表明FAI组延长了支撑期以致延时进入摆动期。已有研究指出,FAI患者常常通过将患侧支撑期延长以及摆动期缩短维持向前行走<sup>[14]</sup>,据此推测其目的是增加步行的稳定性。

### 3.2 FAI组下肢关节协调变异性特征

从动力系统的角度来看,变异性表明了可能的协调模式的范围。异常低和高的变异性都可能会损害系统的功能<sup>[15]</sup>。

本文发现,FAI组和对照组在矢状面内的髌-踝关节步态协调变异性以及矢状面内的髌-膝关节步态协调性并不存在差异;在预摆期和支撑末期,FAI组矢状面内的膝-踝关节步态协调变异性大于对照组。

本文协调性的结果与既往结果不同。既往研究显示,FAI组在支撑中期后1/2表现出更大的变异性,推测是神经肌肉功能缺陷导致<sup>[16]</sup>。本文认

为,CAI患者下肢协调变异性出现相互矛盾的结果,推测原因是CAI人群内损伤的异质性<sup>[17]</sup>或选用了不同关节进行分析<sup>[18]</sup>。本文关于支撑末期和预摆期更大变异性的结果与Yen等<sup>[4]</sup>研究结果冲突,推测原因是实验方案不同<sup>[19]</sup>。Yen等<sup>[4]</sup>采集了受试者在跑台上行走的运动学数据,而本文采集了受试者在地面行走的运动学数据。更高变异性的结果反映了CAI在适应地面对支撑腿的高负荷而做出的代偿策略。另外,本文结果也与Herb等<sup>[20]</sup>的研究结果冲突,推测该研究使用了压缩的耦合角数据进行计算<sup>[21]</sup>。先前的一些研究已经使用连续相对时相法(continuous relative phase, CRP)得出了较低变异性与损伤史相关联,如髌股疼痛综合征<sup>[22]</sup>。然而Foch等<sup>[23]</sup>否认了这种关联性的存在,该研究认为,步态中下肢协调变异性的改变与FAI相关的踝关节扭伤复发的风险增加有关。然而,这些都是推测性的解释。因此,变异性与损伤之间的关系尚不明确,值得进一步深入研究。

### 3.3 研究价值与局限性

本文对三维面内环节协调性与变异性进行全面探索,利用矢量编码技术对相关环节间的运动协调模式进行分析,弥补了传统CRP技术的弊端<sup>[7]</sup>。但本研究也存在如下的局限性:①样本量较少,统计力有限;②只对年轻男性受试者进行测量分析,所得实验结果可能不能推广到女性或者老年人群;③由于中度或重度踝关节不稳患者的数量相对较少,本研究受到了限制。然而,本文计算出的效应量表明,无论测试对象的数量如何,观察到的变化都是真实的。未来的研究应当增加样本量,考虑性别及年龄的影响或交互效应等,并对受试者进行表面肌电采集,采用环节间生物力学指标分析加以佐证。

## 4 结论

FAI患者与正常人群的步态模式存在差异。本文探讨了下肢协调性和变异性与FAI的关系,以弥补当前FAI步态量化分析评价指标的不足,同时为预防FAI患者踝关节再次损伤及其康复训练提供一定的理论依据。本文结果表明,协调模式表现为某种代偿保护策略。步行过程中,在承重期内,FAI患者通过减小髌关节内收角度从而保护踝关节;在

支撑中期及摆动期最后阶段,主要通过加强膝关节屈伸运动纠正错误髌运动模式;支撑末期主要通过加强髌、膝关节伸展减少踝关节跖屈,推测这是FAI患者的一种适应性保护机制。同时,FAI患者可能通过将患侧支撑期延长以及摆动期缩短达到增加步行稳定性的目的。FAI患者在步态周期矢状面膝-踝关节及冠状面髌-踝关节协调运动中相较于正常人群有着更大的协调变异性,提示FAI患者踝关节感觉知觉的变化使下肢近端髌、膝关节和远端踝关节发生适应性运动控制的变化。

### 参考文献:

- [1] 杨亦敏, 张泽毅, 刘卉, 等. 护踝对功能性踝关节不稳患者下肢运动生物力学特征的影响[J]. 医用生物力学, 2023, 38(4): 742-748.  
YANG YM, ZHANG ZY, LIU H, *et al.* Effect of ankle braces on lower extremity biomechanics of patients with functional ankle instability [J]. J Med Biomech, 2023, 38(4): 742-748.
- [2] 孙威, 郑慧芬, 王疆娜. 神经肌肉电刺激对功能性踝关节不稳者落地动作下肢肌电活动的影响[J]. 医用生物力学, 2021, 36(S1): 121.
- [3] 周志鹏, 郑亮亮, 孙萌梓, 等. 鞋帮高度对踝关节不稳者侧切动作下肢生物力学特征的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2021, 40(5): 352-359.
- [4] YEN SC, CHUI KK, CORKERY MB, *et al.* Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability [J]. Gait Posture, 2017, 53: 193-200.
- [5] 王王伟, 刘晔. 运动协调理论模型与量化方法的演进[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(20): 3256-3264.
- [6] 贾谊, 郭宇. 基于矢量编码技术对优秀竞走运动员技术动作的量化研究[J]. 河北体育学院学报, 2019, 33(2): 70-76.
- [7] 杨文燕. 基于矢量编码技术对不同步行速度下协调模式的量化分析[D]. 太原: 中北大学, 2019.
- [8] HILLER CE, REFSHAUGE KM, HERBERT RD, *et al.* Balance and recovery from a perturbation are impaired in people with functional ankle instability [J]. Clin J Sport Med, 2007, 17(4): 269-275.
- [9] NEEDHAM RA, NAEMI R, CHOCKALINGAM N. A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilizing a modified vector coding technique [J]. J Biomech, 2015, 48(12): 3506-3511.
- [10] FEGER MA, DONOVAN L, HART JM, *et al.* Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking [J]. J Athl Training, 2015, 50(4): 350-357.
- [11] KHALAJ N, VICENZINO B, HEALES LJ, *et al.* Is chronic ankle instability associated with impaired muscle strength? Ankle, knee, and hip muscle strength in individuals with chronic ankle instability: A systematic review with meta-analysis [J]. Brit J Sport Med, 2020, 54(14): 839-847.
- [12] SON SJ, KIM H, SEELEY MK, *et al.* Altered walking neuromechanics in patients with chronic ankle instability [J]. J Athl Training, 2019, 54(6): 684-697.
- [13] NORTHEAST L, GAUTREY CN, BOTTOMS L, *et al.* Full gait cycle analysis of lower limb and trunk kinematics and muscle activations during walking in participants with and without ankle instability [J]. Gait Posture, 2018, 64: 114-118.
- [14] MONAGHAN K, DELAHUNT E, CAULFIELD B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls [J]. Clin Biomech, 2006, 21(2): 168-174.
- [15] GORDON D, ROBERTSON E, CALDWELL GE. Research methods in biomechanics [M]. USA: Human kinetics, 2013.
- [16] LILLEY T, HERB CC, HART J, *et al.* Lower extremity joint coupling variability during gait in young adults with and without chronic ankle instability [J]. Sport Biomech, 2018, 17(2): 261-272.
- [17] HERTEL J, CORBETT RO. An updated model of chronic ankle instability [J]. J Athl Training, 2019, 54(6): 572-588.
- [18] WANNER P, SCHMAUTZ T, KLUGE F, *et al.* Ankle angle variability during running in athletes with chronic ankle instability and copers [J]. Gait Posture, 2019, 68: 329-334.
- [19] CHIU SL, CHANG CC, CHOU LS. Inter-joint coordination of overground versus treadmill walking in young adults [J]. Gait Posture, 2015, 41(1): 316-318.
- [20] HERB CC, CHINN L, DICHARRY J, *et al.* Shank-rearfoot joint coupling with chronic ankle instability [J]. J Appl Biomech, 2014, 30(3): 366-372.
- [21] SILVERNAIL JF, VAN EMMERIK REA, BOYER K. *et al.* Comparisons of segment coordination: An investigation of vector coding [J]. J Appl Biomech, 2018, 34(3): 226-231.
- [22] HAMILL J, VAN EMMERIK RE, HEIDERSCHEIT BC, *et al.* A dynamical systems approach to lower extremity running injuries [J]. Clin Biomech, 1999, 14(5): 297-308.
- [23] FOCH E, MILNER CE. Influence of previous iliotibial band syndrome on coordination patterns and coordination variability in female runners [J]. J Appl Biomech, 2019, 35(5): 305-311.