

文章编号: 1004-7220(2023)04-0742-07

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

杨亦敏^{1a}, 张泽毅^{1a}, 刘卉², 张美珍^{1a}, 武晓刚^{1b}, 陈维毅^{1b}

(1. 太原理工大学 a 体育学院, b 生物医学工程学院, 太原 300242; 2. 北京体育大学 中国运动与健康研究院, 北京 100084)

摘要:目的 探究护踝对功能性踝关节不稳(functional ankle instability, FAI)患者的保护作用,为其护踝的选择提供依据。**方法** 15名FAI患者随机佩戴半刚性、弹性护踝及无护踝以自选速度步行和跑步,运用红外光点运动捕捉系统和三维测力台采集其下肢运动生物力学参数。通过3×2重复设计的双因素方差分析检验护踝和运动模式对下肢运动学、动力学和能量吸收的影响。**结果** 护踝与运动模式对本研究中所有指标均无交互作用($P>0.05$)。不论运动模式,与无护踝相比,弹性护踝显著减少了FAI患者踝关节内翻角峰值、内翻角速度和踝关节能量吸收($P<0.05$),同时增加了踝关节外翻力矩($P<0.001$);而半刚性护踝增加了踝关节内翻角峰值和内翻角速度($P<0.05$)。此外,弹性护踝可降低着地时刻的膝关节内旋力矩和外旋力矩峰值($P<0.05$)。**结论** 与无护踝相比,弹性护踝通过减小踝关节内翻角、内翻角速度和能量吸收,增大踝关节外翻力矩,继而起到预防踝关节扭伤的作用。FAI患者佩戴半刚性护踝后需定时关注踝关节慢性损伤风险。整体来看,弹性护踝的防护效果可能更有效,且未引起膝关节功能补偿,可作为预防FAI患者踝关节扭伤的有效措施。

关键词: 半刚性护踝; 弹性护踝; 步行; 跑步; 运动生物力学; 能量吸收

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.016

Effects of Ankle Braces on Lower Extremity Biomechanics of Patients with Functional Ankle Instability

YANG Yimin^{1a}, ZHANG Zeyi^{1a}, LIU Hui², ZHANG Meizhen^{1a}, WU Xiaogang^{1b}, CHEN Weiyi^{1b}

(1a. College of Physical Education, 1b. College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 300242, China; 2. Institute of China Sport and Health, Beijing Sport University, Beijing 100084, China)

Abstract: Objective To explore the protective mechanism of ankle braces in patients with functional ankle instability (FAI), so as to provide references for the selection of ankle braces. **Methods** Fifteen FAI patients randomly wore semi-rigid and elastic ankle braces or wore without braces for walking and running at the self-selected speed. The lower extremity biomechanical parameters were collected by infrared motion capture and three-dimensional (3D) force plate. The 3 × 2 repeated two-way ANOVA was used to test the effects of ankle brace and movement patterns on biomechanical parameters of the lower extremity. **Results** There was no interaction between ankle braces and movement patterns on all indexes in the study ($P>0.05$). Regardless of

收稿日期: 2022-07-03; 修回日期: 2022-08-08

基金项目: 山西省基础研究计划自由探索类项目(202103021224109), 首批新文科研究与改革实践项目(2021050026), 山西省回国留学人员科研资助项目(2020-032), 山西省高等学校哲学社会科学基金项目(201801015), 山西省研究生教育教学改革课题(2021YJG067), 太原理工大学学科建设经费

通信作者: 张美珍, 教授, 硕士生导师, E-mail: meizhen1116@163.com

movement patterns, compared with no ankle brace support, the elastic ankle brace significantly reduced peak ankle inversion angle, inversion angular velocity and energy absorption ($P < 0.05$) for ankle joint, and increased ankle eversion moment ($P < 0.001$). The semi-rigid ankle brace increased peak ankle inversion angle and inversion angular velocity ($P < 0.05$). In addition, the elastic ankle brace reduced the knee internal rotation moment at the landing moment and the peak knee external rotation moment ($P < 0.05$). **Conclusions** Compared with no ankle brace support, the elastic ankle brace reduced the ankle inversion angle, inversion angular velocity and energy absorption, increased the ankle eversion moment and played a role in preventing ankle sprain. For FAI patients wearing semi-rigid ankle brace, regular attention should be paid to the risk of chronic ankle injury. Overall, the protective effect of elastic ankle brace may be more prominent and does not cause knee joint function compensation, which can be used as an effective measure to prevent ankle sprain in FAI patients.

Key words: semi-rigid ankle brace; elastic ankle brace; walking; running; sports biomechanics; energy absorption

踝关节扭伤是最常见的运动损伤^[1]。据统计,初次扭伤后 32%~47% 患者进一步发展为功能性踝关节不稳(functional ankle instability, FAI)^[2]。一旦形成 FAI,患者将陷入扭伤-不稳-再次扭伤的恶性循环。长期反复扭伤会导致 78% 的患者发展为踝关节炎等踝关节退行性疾病,将严重影响患者的运动表现和生活质量^[3]。

FAI 患者踝关节更易反复扭伤这一问题引起了生物力学学者的关注。有研究指出,FAI 患者的本体感觉缺陷,迫使其在运动时表现出更大的踝关节内翻角、内翻角速度和较小的外翻力矩^[4-5]。流行病学研究认为,这种着地姿势造成了 33% 的踝关节扭伤复发率^[3]。此外,FAI 患者在着地后常表现出更大的垂直地面反作用力(vertical ground reaction force, vGRF)峰值及更短的到达 vGRF 峰值时间,意味着其落地模式更为僵硬^[6]。这些特征变化已被证实是 FAI 患者反复扭伤的危险因素^[7]。

明确危险因素后,如何预防和治疗踝关节扭伤成为关键性的一步。流行病学发现半刚性和弹性护踝在运动员中的使用率高达 40% 以上^[8]。有研究指出,护踝可降低 69% 的踝关节扭伤率,说明护踝预防踝关节扭伤有一定效果^[1]。究其原因,半刚性和弹性护踝能够限制落地时踝关节内翻角和跖屈角,进而起到保护作用^[9]。此外,临床医生建议 FAI 患者在运动时佩戴护踝,特别是重度踝关节扭伤后应佩戴至少 6 个月,以保护踝关节外侧副韧带,改善踝关节内翻缺陷^[10]。然而,不同护踝的治疗效果尚不清晰,且护踝对膝关节生物力学的研究有限且未达成共识。Greene 等^[11]研究表明,运动员

佩戴弹性护踝侧切时膝关节生物力学特征未发生改变。还有研究提出,护踝对于踝关节矢状面活动度的限制,可能使膝关节屈曲角和能量吸收增加,引起膝关节功能补偿,从而导致膝关节损伤风险增加 30%。本文推测,造成上述研究结果不一致的原因是受试者纳入标准、测试动作等的差异所致。目前已有研究聚焦运动项目中的落地、侧切等踝关节扭伤高危动作,探索护踝对膝关节的功能补偿效应^[8,12]。然而流行病学发现,踝关节扭伤亦见于步行和跑步动作中^[13-14]。而以往研究鲜有关注人体步行和跑步等基本活动,且针对 FAI 患者的研究较少^[8]。护踝对不同动作的保护效果可能存在差异,仅研究落地、侧切动作具有一定片面性^[7,15]。因此,护踝对 FAI 患者行走和跑步时的保护机制值得探索。

本文通过分析 FAI 患者佩戴半刚性、弹性护踝及无护踝进行步行和跑步时下肢运动学、动力学和能量吸收的差异,进而评价护踝的急性干预效果,以为 FAI 患者护踝的选择提供理论依据。本研究假设,相比无护踝时,FAI 患者在佩戴半刚性和弹性护踝步行和跑步时会:① 减小踝关节内翻角和内翻角速度,增大踝关节外翻力矩,从而有利于预防踝关节重复扭伤;② 增大踝关节矢状面活动度和到达 vGRF 峰值时间,减小 vGRF,可能发挥了护踝的保护作用;③ 增大膝关节三维角度、力矩和能量吸收,可能引起膝关节功能补偿。

1 研究方法

1.1 受试者

受试者纳入标准^[4,16]:① 踝关节反复扭伤 2 次

以上,功能活动中踝关节有失控感;②坎伯兰踝关节不稳定量表(Cumberland ankle instability tool, CAIT)分值 ≤ 24 分;③距骨倾斜、前抽屉试验呈阴性;④第1次踝关节扭伤距实验前超过12个月;⑤无急性下肢损伤、手术史和骨折史。依据纳入标准募集15名男性FAI患者,年龄(21.4 ± 1.2)岁,身高(179.6 ± 5.0)cm,体质量(70.4 ± 7.0)kg,CAIT(20.8 ± 2.3)分,测试前要求受试者签署知情同意书。使用GPower 3.1.9.2软件进行事后分析,基于样本量 $n=15$, $\alpha=0.05$,效应量为0.25,可达到0.80的统计检验力。

1.2 数据采集

受试者穿着实验室提供的测试用鞋和紧身衣裤。热身结束之后,依据Helen Hayes模型为受试者粘贴反光标志点^[17]。研究选用的半刚性护踝定义为使用EVA复合型塑料夹板对踝关节进行支撑的护踝类型(Active ankle T2, Cramer公司,美国),弹性护踝定义为使用八字绷带或其他弹性材料对踝关节进行牵拉保护的护踝类型(195R, McDavid公司,美国)^[9]。所有受试者分别在佩戴半刚性、弹性护踝和无护踝状态下以自选速度完成步行和跑步测试。对护踝和运动模式的测试顺序设置不同编号,利用随机数生成器设计出随机顺序(见图1)。运用12镜头红外光点三维运动捕捉系统(200 Hz, Nokov Mars 2H, 北京度量科技有限公司)及三维测力台(1 kHz, Betec公司,美国)同步采集运动学和动力学数据。每名受试者每个动作均采集3次有效数据。

1.3 数据处理

通过Cortex-64 2.6.2(Motion Analysis公司,美国)软件对运动学、动力学数据进行处理。采用截断频率为13 Hz的Butterworth对所有标志点三维坐标进行平滑,根据反光标志点建立人体环节多刚体模型,采用欧拉角的方法计算下肢三维角度^[18]。动力学数据则先将原始数据进行50 Hz的低通滤波,之后通过逆动力学方法计算下肢三维力矩。速度定义为人体质心的速度。支撑期定义为着地($vGRF \geq 20$ N)到离地($vGRF \leq 20$ N)^[11]。关节角度和力矩峰值分别定义为最大关节角度和力矩。内翻角速度定义为最大内翻角速度。额状面、矢状面和水平面活动度定义为最大与最小角



图1 护踝类型与随机顺序示意图

Fig. 1 Schematic of ankle brace and random sequence
(a) Semi-rigid ankle brace, (b) Elastic ankle brace, (c) Schematic of random sequence

注:随机数生成器生成的数字中,1~3分别代表半刚性、弹性、无护踝;4,5表示步行和跑步,如“2,3,1”、“4,5”即受试者按序佩戴弹性护踝、无护踝和半刚性护踝以自选速度进行步行和跑步测试。

度的差值。到达vGRF峰值时间定义为从着地到vGRF峰值的时间。关节功率=关节力矩 \times 关节角速度。随后,对髋、膝及踝关节功率负值进行积分,得到各关节做功即能量吸收情况^[19]。关节力矩相对身高(body height, BH)和体重(body weight, BW)标准化($BH \times BW$),地面反作用力相对BW标准化^[20]。

1.4 统计分析

本文通过Shapiro-Wilk检验来确定是否服从正态分布。经检验,本研究数据均符合正态分布,应用SPSS 26.0进行 3×2 重复设计的双因素方差分析,检验不同护踝(半刚性、弹性、无护踝)和运动模式(步行、跑步)对下肢运动学、动力学和能量吸收的影响。若存在交互作用,则区分运动模式运用单因素方差分析比较护踝间是否存在不同,区分护踝通过配对样本t检验比较运动模式间是否具有差异。显著性水平标准为 $P < 0.05$ 。

2 研究结果

双因素方差分析结果显示,护踝与运动模式对本研究中所有指标均无交互作用($P > 0.05$)。

2.1 速度

本研究要求受试者以自选速度进行步行和跑步,速度分别为(1.5 ± 0.1)、(2.7 ± 0.4) m/s,该结果与以往研究中步行($1.2 \sim 1.7$ m/s)和跑步速度相近($2.7 \sim 3.7$ m/s)^[4,12],支持本研究与以往相关文献的可比性。

2.2 踝关节生物力学

不论运动模式,FAI患者佩戴弹性护踝时,踝关节内翻角峰值($P < 0.001$)和内翻角速度($P = 0.036$)小于无护踝时,而佩戴半刚性护踝时,

踝关节内翻角峰值($P = 0.004$)和内翻角速度($P < 0.001$)增大。此外,相比无护踝,FAI患者在佩戴半刚性护踝($P < 0.001$)和弹性护踝($P < 0.001$)时,踝关节外翻力矩峰值增大(见表1)。

表1 护踝和运动模式对踝关节生物力学的影响($n = 15$)

Tab.1 Effects of ankle braces and movement patterns on ankle biomechanics

参数	步行			跑步		
	无护踝	半刚性	弹性	无护踝	半刚性	弹性
vGRF 峰值/BW	2.4±0.2°	2.4±0.2°	2.4±0.2°	4.8±0.5	4.8±0.5	4.8±0.5
到达vGRF峰值时间/ms	288.6±79.6°	260.0±81.3°	301.0±85.6°	151.1±12.6	154.9±12.0	145.9±14.0
踝矢状面活动度/(°)	28.3±3.7°	29.1±3.1°	25.3±2.1°	40.5±4.5	39.3±6.4	36.3±6.0
踝内翻角峰值/(°)	12.8±4.5 ^{ab}	16.5±5.4	6.9±5.2	12.6±4.8 ^{ab}	16.7±5.1	7.0±6.0
踝内翻角速度/[(°)·s ⁻¹]	62.8±20.3 ^{abc}	80.9±17.1°	50.0±18.7°	48.6±13.5 ^{ab}	60.1±14.7	41.2±15.9
踝外翻力矩峰值/(BH×BW)	-0.026±0.020 ^{abc}	-0.057±0.017°	-0.045±0.016°	-0.031±0.017 ^{ab}	-0.085±0.031	-0.063±0.027

注:a、b、c 分别表示半刚性护踝与无护踝、弹性护踝与无护踝、步行与跑步比较, $P < 0.05$ 。

2.3 膝关节生物力学和补偿机制

不论运动模式,与无护踝相比,FAI患者佩戴半刚性和弹性护踝时着地时刻膝关节内旋力矩($P = 0.049, P = 0.035$)和膝关节外旋力矩峰值均减

小($P = 0.007, P < 0.001$),见表2。

不论运动模式,与无护踝相比,FAI患者佩戴弹性护踝时踝关节能量吸收显著减少($P = 0.03$),见图2。

表2 护踝和运动模式对膝关节运动学和动力学的影响($n = 15$)

Tab.2 Effects of ankle braces and movement patterns on kinematics and kinetics of knee joint

参数	步行			跑步		
	无护踝	半刚性	弹性	无护踝	半刚性	弹性
着地时刻膝屈曲角/(°)	2.5±5.2°	1.5±4.8°	2.8±4.6°	12.3±6.0	11.0±5.2	12.2±6.2
着地时刻膝内外翻角/(°)	0.5±1.9°	-1.0±2.3°	-0.1±2.6°	1.2±2.2	0.1±2.7	0.8±2.7
着地时刻膝内旋角/(°)	18.3±9.0°	23.5±10.0°	22.0±9.8°	17.5±9.8	21.2±9.7	22.5±6.0
膝矢状面活动度/(°)	36.8±5.5°	38.4±4.3°	38.2±4.8°	28.2±4.5	29.3±4.7	28.8±4.6
膝额状面活动度/(°)	4.3±2.3°	5.8±3.7°	5.1±2.9°	5.1±1.9	5.8±2.4	5.8±2.8
膝水平面活动度/(°)	9.8±2.6°	13.4±3.6°	10.0±3.0°	8.0±2.2	9.9±5.0	8.1±3.8
着地时刻膝屈曲力矩/(BH×BW)	0.016±0.006°	0.015±0.005°	0.014±0.004°	0.025±0.004	0.025±0.004	0.024±0.004
着地时刻膝外翻力矩/(BH×BW)	-0.004±0.003°	-0.004±0.003°	-0.004±0.002°	-0.005±0.002	-0.006±0.003	-0.006±0.002
着地时刻膝内旋力矩/(BH×BW)	0.000 4±0.000 4 ^{ab}	0.000 2±0.000 3	0.000 1±0.000 3	0.000 2±0.000 3 ^{ab}	0.000 1±0.000 4	0.000 1±0.000 3
膝屈曲力矩峰值/(BH×BW)	0.052±0.019°	0.057±0.018°	0.059±0.020°	0.029±0.007	0.029±0.006	0.030±0.008
膝伸展力矩峰值/(BH×BW)	-0.069±0.029°	-0.063±0.023°	-0.073±0.027°	-0.234±0.056	-0.236±0.050	-0.234±0.049
膝内翻力矩峰值/(BH×BW)	0.023±0.010°	0.021±0.007°	0.021±0.008°	0.041±0.029	0.037±0.022	0.037±0.024
膝外翻力矩峰值/(BH×BW)	-0.023±0.008	-0.024±0.009	-0.024±0.008	-0.023±0.013	-0.021±0.012	-0.020±0.013
膝内旋力矩峰值/(BH×BW)	0.011±0.004°	0.011±0.003°	0.011±0.003°	0.006±0.004	0.009±0.005	0.006±0.003
膝外旋力矩峰值/(BH×BW)	-0.003±0.002 ^{abc}	-0.002±0.001°	-0.001±0.001°	-0.009±0.004 ^{ab}	-0.006±0.004	-0.005±0.003

3 讨论

3.1 踝关节生物力学

本文结果部分支持第1个假设,与无护踝相比,FAI患者佩戴弹性护踝时踝关节内翻角和内翻角速度减小,而佩戴半刚性护踝却增大踝关节内翻角和内翻角速度。Fuerst等^[7]研究发现,半刚性和

弹性护踝均能有效限制踝关节内翻角,这与本文结果存在分歧。本文推测,在不同动作特征中,半刚性护踝对神经肌肉活动的影响存在差异。研究发现,佩戴半刚性护踝侧切时踝关节内翻角峰值增大41.4%,腓骨长肌激活水平降低^[7,15]。而在落地时,半刚性护踝限制27.5%的踝关节内翻角峰值,且未改变腓骨长肌激活水平^[21]。鉴于腓骨长肌是预防

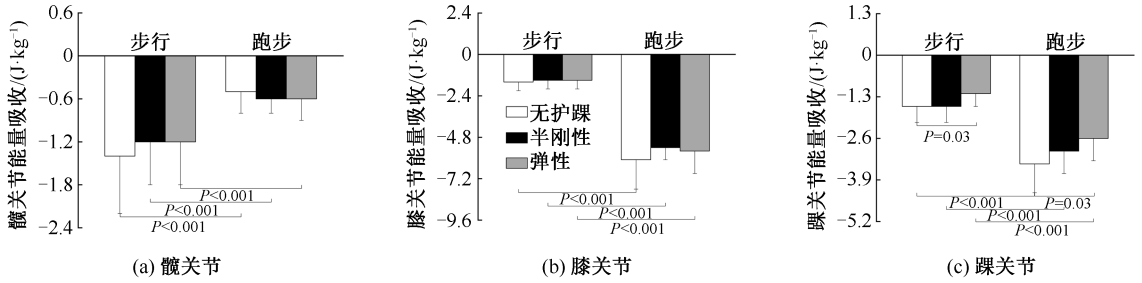


图2 护踝和运动模式对支撑期关节能量吸收的影响($n=15$)

Fig. 2 Effect of ankle braces and movement patterns on joint energy absorption during supporting phase

(a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Ankle joint

踝关节过度内翻的主要肌肉,在步行和跑步时半刚性护踝可能会迫使腓骨长肌激活水平降低,进而引起踝关节内翻角和内翻角速度增大,这可能放大了本体感觉缺陷。另一种可能是护踝材料具有差异所致,相比弹性护踝所使用的弹性材料,刚性材料可提供更大的踝关节刚度,使得半刚性护踝的防护效果在理论上优于弹性护踝^[7]。受试者可能得益于高防护性的半刚性护踝,会更有信心地施展动作,进而增大动作幅度^[15]。需要注意的是,已有研究证实,着地时踝关节内翻达 $30^{\circ}\sim 45^{\circ}$ 即可造成踝关节外侧副韧带扭伤^[22]。因此,半刚性护踝造成的踝关节内翻角($12.8^{\circ}\pm 4.5^{\circ}$ 、 $12.6^{\circ}\pm 4.8^{\circ}$)不足以致使踝关节扭伤。但有证据表明,长期受到较大的关节负荷会导致关节软骨和软骨细胞变形,从而引起骨性关节炎^[23]。随着运动时间的增加,踝关节内翻角和内翻角速度的增大可能会导致踝关节负荷进一步增大,提示长期佩戴半刚性护踝可能会形成踝关节炎等慢性疾病,故需定时注意踝关节慢性损伤情况。此外,Scheffelen等^[24]研究表明,以统一速度 3.3 m/s 进行跑步时,弹性护踝未限制踝关节内翻角。而本文结果与之相反,推测原因是速度设置不同导致。与本研究跑步的自选速度(2.7 ± 0.4) m/s 相比,Scheffelen等^[24]采用的速度更快。研究证实,随着速度的增加,踝关节内翻角增大^[25]。本文认为,在较快的跑速下弹性护踝可能无法限制踝关节内翻角。由此可见,速度会改变踝关节生物力学,进而可能影响护踝的防护效果。

本文还发现,佩戴半刚性和弹性护踝时踝关节外翻力矩增大,这与文献^[15]中的研究结果类似。本文推测,护踝激活踝关节外翻肌群以克服踝关节

内翻。另外,护踝为踝关节提供外翻力矩,进而增加关节刚度以限制过度的踝关节内翻角^[7]。踝关节外翻力矩增大的结果是护踝的积极效应,有利于预防踝关节扭伤。

本文结果不支持第2个假设。FAI患者佩戴半刚性和弹性护踝时,踝关节矢状面活动度、到达vGRF峰值时间和vGRF较无护踝均无差异。Mann等^[26]研究表明,弹性护踝会限制踝关节矢状面活动度(13.6%)。造成分歧的原因可能是不同的测试动作所致。Mann等^[26]研究指出,垂直纵跳和立定跳远的踝关节矢状面活动度分别高达 $58.0^{\circ}\pm 6.4^{\circ}$ 、 $56.1^{\circ}\pm 6.3^{\circ}$,而本研究测试动作为步行和跑步,其踝关节矢状面活动度分别为 $28.3^{\circ}\pm 3.7^{\circ}$ 、 $40.5^{\circ}\pm 4.5^{\circ}$,提示弹性护踝可能在较大的踝关节矢状面活动度下才能发挥限制作用。此外,赵承坤等^[15]研究认为,较小的踝关节矢状面活动度不利于缓冲vGRF,而本文并未发现半刚性和弹性护踝限制踝关节矢状面活动度,这可能是到达vGRF峰值时间和vGRF未改变的原因。已有研究证实,受限的踝关节矢状面活动度(22.3%)会增大踝关节扭伤风险,且会降低垂直纵跳高度等运动表现^[3,26]。综上所述,护踝可能并不影响FAI患者缓冲vGRF的能力,从而避免踝关节承受较大的vGRF,可能潜在地保护了踝关节。

3.2 膝关节生物力学和补偿机制

本文结果不支持第3个假设,仅发现FAI患者佩戴半刚性和弹性护踝时膝关节内、外旋力矩均小于无护踝时。关节力矩常被用于反映关节局部所承受的负荷,而膝关节内、外旋力矩越大,前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)等膝关节损伤风

险可能增大^[8]。由此提示,半刚性和弹性护踝可能减少了对 ACL 的应力,对膝关节起到积极保护作用。与无护踝相比,弹性护踝减少了踝关节能量吸收,这与文献[27]中的研究结果一致。有研究认为,佩戴弹性护踝可能增加踝关节跖屈肌的神经抑制,影响其离心收缩,从而减少了踝关节能量吸收,可能保护了受损的踝关节,但对膝关节可能不利^[3]。这是因为当踝关节能量吸收受限时,vGRF 则沿下肢上传至下一关节,可能会增加膝关节负荷。此外,有研究证实,在着地过程中下肢伸肌主要负责稳定身体重心的任务^[28]。一旦慢性踝关节不稳患者过多地依赖近端肌肉系统来缓冲 vGRF,可能会限制髌、膝关节伸肌在躯干姿势控制方面的贡献^[28]。然而,较差的躯干姿势控制能力可导致运动时下肢的运动模式异常,关节力线发生改变,踝关节扭伤风险增加^[29]。综上所述,半刚性和弹性护踝可能并不会引起膝关节补偿机制,提示膝关节损伤的 FAI 患者可以考虑在运动中佩戴护踝。

本文仅分析了不同护踝的即刻效应,而长期佩戴护踝对踝关节运动特征的影响尚不明确,还可以进一步探索护踝的长期效应,同时考虑运动速度控制对其结果的影响。

4 结论与建议

相比无护踝,弹性护踝通过减小踝关节内翻角、内翻角速度和能量吸收,增大踝关节外翻力矩等运动策略,进而发挥弹性护踝对 FAI 患者的保护作用。此外,弹性护踝致使膝关节内、外旋力矩减少,且未增大膝关节三维角度、力矩和能量吸收,故可能减少了膝关节负荷。然而需要注意的是,半刚性护踝增大了踝关节内翻角和内翻角速度,可能是由于佩戴护踝后,运动员更有信心完成动作,从而增大了运动幅度,提示半刚性护踝可能具有提升运动表现的作用。

本文认为,弹性护踝的防护效果可能优于半刚性护踝,且未出现膝关节功能补偿的趋势,建议 FAI 患者在步行和跑步时首选弹性护踝,尤其是膝关节损伤的 FAI 患者。半刚性护踝对踝关节的保护作用并不突出,且长期佩戴半刚性护踝后,踝关节内翻角和内翻角速度的增大可能导致踝关节负荷增大,从而可能诱发慢性踝关节损伤,故建议 FAI 患

者佩戴半刚性护踝时定期关注踝关节慢性损伤。

参考文献:

- [1] 关国平,孟强,牛文鑫,等. 踝关节扭伤防护及其康复研究进展[J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 78-82.
GUAN GP, MENG Q, NIU WX, et al. Research progress of ankle sprains, protection and rehabilitation [J]. J Med Biomech, 2016, 31(1): 78-82.
- [2] HADADI M, MAZAHERI M, MOUSAVI ME, et al. Effects of soft and semi-rigid ankle orthoses on postural sway in people with and without functional ankle instability [J]. J Sci Med Sport, 2011, 14(5): 370-375.
- [3] SON SJ, KIM H, SEELEY MK, et al. Movement strategies among groups of chronic ankle instability, coper, and control [J]. Med Sci Sports Exerc, 2017, 49(8): 1649-1661.
- [4] GEHRING D, FASCHIAN K, LAUBER B, et al. Mechanical instability destabilises the ankle joint directly in the ankle-sprain mechanism [J]. Br J Sports Med, 2014, 48(5): 377-382.
- [5] SIMPSON JD, STEWART EM, TURNER AJ, et al. Lower limb joint kinetics during a side-cutting task in participants with or without chronic ankle instability [J]. J Athl Train, 2020, 55(2): 169-175.
- [6] 张阳,张秋霞. 功能性踝关节不稳者在着地过程中相关生物力学特征研究[J]. 天津体育学院学报, 2013, 28(4): 355-358.
- [7] FUERST P, GOLLHOFER A, WENNING M, et al. People with chronic ankle instability benefit from brace application in highly dynamic change of direction movements [J]. J Foot Ankle Res, 2021, 14(1): 13-23.
- [8] IHMELS WD, SEYMORE KD, BROWN TN. Effect of sex and ankle brace design on knee biomechanics during a single-leg cut [J]. Am J Sports Med, 2020, 48(6): 1496-1504.
- [9] 张泽毅,李文彦,范婷,等. 护踝类型对落地时下肢运动学的影响:Meta 分析和系统评价[J]. 医用生物力学, 2022, 37(2): 361-368.
ZHANG ZY, LI WY, FAN T, et al. The effect of ankle brace on biomechanics of the lower extremity during landing: A systematic review and meta analysis [J]. J Med Biomech, 2022, 37(2): 361-368.
- [10] HALABCHI F, HASSABI M. Acute ankle sprain in athletes: Clinical aspects and algorithmic approach [J]. World J Orthop, 2020, 11(12): 534-558.
- [11] GREENE AJ, STUELCKEN MC, SMITH RM, et al. The effect of external ankle support on the kinematics and kinetics of the lower limb during a side step cutting task in netballers [J]. BMC Sports Sci Med Rehabil, 2014, 6(1): 42.

- [12] STOTZ A, JOHN C, GMACHOWSKI J, *et al.* Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls [J]. *Gait Posture*, 2021, 87: 149-155.
- [13] 尹彦, 罗冬梅, 刘卉, 等. 踝关节扭伤流行病学研究进展 [J]. *体育科技*, 2019, 40(6): 18-21.
- [14] VITEZ L, ZUPET P, ZADNIK V, *et al.* Running injuries in the participants of ljubljana marathon [J]. *Zdr Varst*, 2017, 56(4): 196-202.
- [15] 赵承坤, 曲峰. 使用不同踝关节保护措施对足球运动员侧切时支撑腿生物力学特征的影响 [J]. *西安体育学院学报*, 2015, 32(2): 212-218.
- [16] LIN CC, CHEN SJ, LEE WC, *et al.* Effects of different ankle supports on the single-leg lateral drop landing following muscle fatigue in athletes with functional ankle instability [J]. *Int J Environ Res Public Health*, 2020, 17(10): 3438-3448.
- [17] ZAMPORRI J, AGUINALDO A. The effects of a compression garment on lower body kinematics and kinetics during a drop vertical jump in female collegiate athletes [J]. *Orthop J Sports Med*, 2018, 6(8): 2325967118789955.
- [18] 郭浩, 刘瑞瑞, 王广宇, 等. 足球运动员专项疲劳对其 ACL 损伤高危动作运动学特征的影响 [J]. *中国体育科技*, 2021, 57(7): 53-61.
- [19] 张希妮, 傅维杰, 夏锐, 等. 不同疲劳诱导方案对落地时下肢关节力学、刚度和能量吸收的影响 [J]. *体育科学*, 2017, 37(11): 48-55.
- [20] 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.
- [21] DEWAR RA, ARNOLD GP, WANG W, *et al.* Comparison of 3 ankle braces in reducing ankle inversion in a basketball rebounding task [J]. *Foot*, 2019, 39: 129-135.
- [22] DUBIN JC, COMEAU D, MCCLELLAND RI, *et al.* Lateral and syndesmotic ankle sprain injuries: A narrative literature review [J]. *J Chiropr Med*, 2011, 10(3): 204-219.
- [23] EGLOFF C, HÜGLE T, VALDERRABANO V. Biomechanics and pathomechanisms of osteoarthritis [J]. *Swiss Med Wkly*, 2012, 142: w13583.
- [24] SCHEUFFELEN C, RAPP W, GOLLHOFER A, *et al.* Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. Stabilizing effects during real movements [J]. *Int J Sports Med*, 1993, 14(3): 140-149.
- [25] KOLDENHOVEN RM, HART J, SALIBA S, *et al.* Gait kinematics & kinetics at three walking speeds in individuals with chronic ankle instability and ankle sprain copers [J]. *Gait Posture*, 2019, 74: 169-175.
- [26] MANN B, GRUBER AH, MURPHY SP, *et al.* The influence of ankle braces on functional performance tests and ankle joint range of motion [J]. *J Sport Rehabil*, 2019, 28(8): 817-823.
- [27] GARDNER JK, MCCAWE ST, LAUDNER KG, *et al.* Effect of ankle braces on lower extremity joint energetics in single-leg landings [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2012, 44(6): 1116-1122.
- [28] MCCANN RS, TERADA M, KOSIK KB, *et al.* Energy dissipation differs between females with and without chronic ankle instability [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2018, 28(3): 1227-1234.
- [29] 李彦锦, 周越. 肌力不足/肌力失衡诱导高山滑雪运动员 ACL 损伤及预防措施研究进展 [J]. *中国体育科技*, 2021, 57(10): 12-19.