

实时监测与反馈系统对血流限制下跑者下肢关节运动的影响

潘玮敏^{1,2}, 王世林^{1,2}, 俞家乐³, 梁馨文^{1,2}, 褚智威⁴

(1.西安体育学院 运动与健康科学学院, 西安 710068; 2.体育智能装备关键技术陕西省高校工程研究中心, 西安 710068; 3.西安电子科技大学 人工智能学院, 西安 710071; 4.西安维塑智能科技有限公司, 西安 710000)

摘要: [目的]探究实时姿势监测与反馈系统对血流限制(blood flow restriction, BFR)下跑者下肢运动学与肌电特征的变化。[方法]17名无BFR训练经验的新手健康跑者参与3次不同方案的跑步测试。第1次测试空白条件下单纯跑步(blank running, BR)状态;第2次测试BFR下跑步(BFR and running, BFRR)状态;第3次测试BFR并进行实时姿势监测与反馈(monitored and feedback, MF)时的跑步状态。比较3次测试中跑者下肢髋、膝、踝关节峰值活动角度与下肢主要肌肉肌电参数变化。[结果]与BR方案相比, BFRR方案下跑者下肢关节峰值角度显著增加, 肌肉激活程度与肌纤维募集频率范围也显著增加。使用实时姿势监测与反馈后, 与BFRR方案相比, BFRR+MF方案下跑者下肢关节峰值活动角度与上述肌电参数显著下降。[结论]BFR训练将导致跑者初次应用时表现出过激运动表现, 但实时监测与反馈系统将优化运动表现, 降低运动损伤风险。

关键词: 实时反馈系统; 血流限制训练; 跑步; 运动学; 肌电

中图分类号: R318.04

文献标志码: A

文章编号: 1000-2367(2025)02-0148-09

近年来, 跑步因其易实施性日益成为大众日常锻炼的首选方式^[1]。但相较于其他有氧运动, 跑步相关损伤的高发生率也成为众多跑者关注的核心问题, 因此学者们聚焦于寻求一种安全有效的方式以降低跑步损伤的风险。

血流限制(blood flow restriction, BFR)训练通过物理加压因素实现对机体低氧负荷的干预, 从而诱发机体应激与适应^[2]。众多研究均强调了将BFR与跑步运动相结合的潜力, 即BFR下跑步在提升肌肉质量、肌肉力量与大幅提升心肺有氧能力方面显示出巨大效益^[3]。此外应用BFR后采用较低强度即可起到高强度训练的效果^[4], 这可降低较高强度跑步带来的生理机械应力与心血管负荷, 从而成为众多跑步爱好者的新选择。但作为一种负荷刺激方法, 众多研究注意到BFR还存在应用时带来的不适与疼痛等问题。有学者指出在任意的运动形式下, 与非BFR联合低强度运动相比, 使用BFR的运动会导致更高的不适程度。甚至还有学者提出BFR下跑步机行走过程中及运动后即刻出现的疼痛感, 这可能会造成跑者运动中下肢肌肉紧张或正常关节运动学与动力学的改变^[5]。另外BFR导致运动肌肉中缺氧状态的加剧, 促使乳酸等代谢产物积累后加速肌肉疲劳的发生。而疲劳是增加跑步损伤风险的重要因素。

随着科学技术的进步与智能设备的普及, 来自智能装备的实时监测与反馈具有巨大潜力。不同于单纯视觉反馈训练, 实时监测与反馈是一种动作捕捉后诱导运动策略改变以促进形成更佳运动模式的新方法。它可能有助于实时纠正动作的错误, 降低损伤风险并提高跑步运动表现。基于此, 本研究使用研发的实时姿势监测与反馈系统对17名健康新手业余跑步爱好者在实时姿势监测与反馈系统下佩戴加压带时的下肢运动学

收稿日期: 2023-12-29; **修回日期:** 2024-03-09.

基金项目: 陕西省社会科学基金(2019R020); 陕西省自然科学基金基础研究计划(2021JM-530).

作者简介(通信作者): 潘玮敏(1974—), 女, 陕西咸阳人, 西安体育学院教授, 博士, 研究方向为运动医学与健康, E-mail: panweimin@163.com.

引用本文: 潘玮敏, 王世林, 俞家乐, 等. 实时监测与反馈系统对血流限制下跑者下肢关节运动的影响[J]. 河南师范大学学报(自然科学版), 2025, 53(2): 148-156. (Pan Weimin, Wang Shilin, Yu Jiale, et al. Effects of a real-time monitoring and feedback system on lower limb joint motion in runners with blood flow restrictions [J]. Journal of Henan Normal University(Natural Science Edition), 2025, 53(2): 148-156. DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2023.12.29.0001.)

与机电特征进行测试分析,探究 BFR 与实时监测与视觉反馈对人体运动特征的影响及可能生物控制机制,一方面可以为选择 BFR 训练的跑者探求一种更为安全有效的训练方式,另一方面也可以将实时姿势监测与反馈系统应用于更广泛的运动科学领域,为其发展提供理论支撑。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

本研究选择西安体育学院 17 名健康业余跑步爱好者(要求所有受试者至少近 1 月内每周从事 2~3 次时间长于 30 min 的跑步,或近 1 月内每周跑步距离大于 15 km)作为研究对象^[6],要求在实验前 24~48 h 内无剧烈运动,无下肢髋、膝、踝关节重大疾病及影响运动功能的其他全身性病症,下肢各关节活动度正常。所有受试者均自愿参加实验。受试者男性 11 名,女性 6 名,平均年龄(23.5 ± 1.7)岁,身高(175 ± 4) cm,体质量(75.2 ± 1.3) kg,并具备进行长时间高强度长跑的能力。在每次测试前 1~2 d 保证充足的休息和睡眠,保证测试中达到最佳运动水平。受试者测试前均通过体力活动调查及 ACSM 健康风险筛查获得入选资格,并签署参加测试知情同意书。研究经西安体育学院伦理委员会审批通过(No.2023041)。

1.2 实验仪器

智能监控跑台 Visbody-A600(西安维塑智能科技有限公司,中国)由一块高密度跑板(580 mm $\times$ 1 550 mm)与前置 55 英寸 4K 高清视觉反馈屏幕组成。通过与 6 台深度相机(实感 TMD400 系列 D435i,Intel 公司)配合,组成实时监测与反馈系统,采样频率为 120 Hz,反馈帧率为 144 Hz。该系统使用基于红外光的被动式结构光技术,可同时采集彩色图像(RGB)和深度(Depth)信息。实时动作捕捉与计算算法为本系统关键模块。通过使用 Google Research 团队开发的 BlazePose 人体姿势监测技术的卷积神经网络模型,可检测到全身的 33 个关键点,较以往姿态估计模型可更全面检测动作并有效降低模型的复杂性与计算需求。该模型具有较高的准确性和鲁棒性。在使用时通过基于上述模型开发的算法计算并于屏幕中实时显示跑者跑步进程中跑姿骨骼点视频、重心偏移、垂直振幅与垂直比及关节负荷度数据,跑者可据此实时观测自身跑姿并根据文字提示做出调整。跑台及相机摆放位置见附图 S1。

LOGIQ Book XP 彩色多普勒超声仪(美国,GE Healthcare 公司)及配套 7.5 MHz 高频探头(凸阵:3C-RS;线阵:10Lb-RS,i12L-RS;腔内:E8C-RS;微凸:8C-RS)配合 11 cm 宽尼龙充气袖带(河南中象医疗器械有限公司,中国)用于动脉闭塞压(arterial occlusive pressure,AOP)的测定。

Noraxon Ultium 16 通道无线表面肌电测试系统(输入范围 24 000 μ V;基线噪声 $<1 \mu$ V),用于采集跑步进程中跑者下肢肌肉肌电信号,采样频率 4 000 Hz。选取肌肉及电极片放置位置见附录表 S1。

1.3 数据采集

17 名受试者分别参加 3 次不同运动方案的跑步测试,每次测试间隔 1 周,要求受试者在此期间遵循正常饮食,确保充足睡眠,并禁止进行额外体育活动。测试前用踢球法判别受试者优势侧,确定所有受试者优势侧均为右侧。对受试者进行静态模型采集并由实验人员为受试者佩戴加压带及安全绳,待受试者熟悉跑台后,以 2 m/s 的速度在跑台上进行 3 min 热身活动,热身完毕后若受试者未出现不良情况,将速度调整至 2.3 m/s,坡度为 1%模拟户外跑步状态(1%的坡度用于补偿跑台运行时空气阻力的不足),要求受试者稳定跑步 10 min。在整个测试过程中,实验期间严格控制温度、湿度等环境因素。

第 1 次测试空白条件下单纯跑步(blank running,BR)状态,受试者不佩戴加压带,且未接受姿势监测与反馈条件下自由跑步;第 2 次测试 BFR 下跑步(BFR and running,BFRR)状态,受试者优势侧大腿根部佩戴加压带,以 40%AOP 闭塞压力下在无监测与反馈条件下进行跑步。第 3 次测试 BFR 下反馈与监测跑步(monitoring and feedback,MF)状态,受试者仍于优势侧大腿根部佩戴加压带且施加 40%AOP 闭塞压力,同时接受实时姿势监测和反馈的条件下进行跑步,要求受试者根据屏幕中实时环节反馈视频及文字提示调整跑姿。

采集运动学数据时,受试者无需在体表佩戴反光标志点,深度相机将自动采集并生成运动深度图片与彩色图片。运动学数据包括受试者下肢髋、膝、踝关节支撑阶段与摆动阶段在冠状面、矢状面和水平面的峰值活动角度。下肢各关节角度定义如附图 S2 所示。

采集肌电数据时,最大等长肌力测试、备皮、脱脂后电极的放置与粘贴根据肌肉无创性评估的表面肌电图建议进行.详见文献[7].

1.4 数据处理

应用 Intel Real Sense 深度相机采集运动深度图像与彩色图像,通过 RSPBP 处理软件对采集图像进行处理,先使用特制点检测模型获得彩色图像中受试者所处的一块较小的矩形区域,再使用人体关节点检测模型获取矩形区域内的人体关节点的 2 维坐标,最后将 2 维坐标映射至深度图上获取 Z 轴坐标,从而获得双肩的关节点及下肢髋(H)、膝(K)、踝(A)、足尖(T)的关节点 3 维坐标.使用 Kalman 滤波对收集到的数据进行滤波处理,过滤噪声.使用静态模型计算人体各个关节点在基本面上的角度,后通过关节点的 3 维坐标计算跑步进程中受试者下肢髋、膝、踝关节在冠状面、矢状面和水平面上的运动角度.计算方法均为成熟的专利算法(CN114495256A),具体见附录角度算法.

对原始肌电信号进行 Butterworth 带通滤波消除运动伪影,截止频率 20~400 Hz,随后利用分析软件 Mega Win2.4 对实验所测的肌电信号进行预处理及标准化后,结合实验捕获视频进行两点同步后行时域、频域分析.选取下肢肌肉均方根振幅(root mean square,RMS)与中位频率作为研究指标,具体计算公式详见文献[7].

1.5 统计方法

采用 SPSS 26.0 软件对所得数据进行统计学分析处理.计量资料采用均数±标准差表示,数据处理均使用重复测量方差分析并使用 Bonferroni 法行事后两两比较.总体检验水准设置为 0.05,参数可信区间取 95%, $P<0.05$ 表示数据间差异具有统计学意义.

2 测量结果

2.1 下肢运动学参数变化特征

2.1.1 髋关节

如表 1 所示,与 BR 方案相比,跑者在 BFR 条件下跑步时,即 BFRR 方案下支撑阶段髋关节外展、伸展、屈曲及内旋角度显著增加,同时摆动阶段髋关节外展、伸展、屈曲及外旋角度显著增加.但使用实时姿势监测与反馈后,与 BFRR 方案相比,BFRR+MF 方案下跑者在支撑阶段除外旋角度外其余各方向关节活动峰值角度均显著下降,且摆动阶段除髋关节屈曲及内旋角度外均显著下降.同时 BFRR+MF 方案与 BF 方案相比,所有髋关节运动学参数均无显著差异($P>0.05$).

表 1 不同运动方案下跑者下肢髋关节峰值活动角度

Tab. 1 Peak hip joint movement Angle of runners under different exercise programs

角度类别	阶段	BR 方案/(°)	BFRR 方案/(°)	BFRR+MF 方案/(°)	P
髋外展角度	支撑阶段	8.24±0.20	9.36±0.43 *	8.30±0.46 #	0.410
	摆动阶段	5.42±0.19	6.99±0.35 *	5.49±0.35 #	0.003
髋内收角度	支撑阶段	8.67±0.49	8.71±0.41	7.21±0.42 #	0.005
	摆动阶段	5.08±0.33	6.47±0.43	4.91±0.38 #	0.001
髋后伸角度	支撑阶段	15.73±0.58	17.97±0.50 *	15.50±0.63 #	0.006
	摆动阶段	20.34±0.68	22.51±0.83 *	20.73±0.89 #	0.002
髋屈曲角度	支撑阶段	18.48±0.60	20.70±0.62 *	18.90±0.58 #	0.330
	摆动阶段	22.11±0.77	23.71±0.65 *	22.26±0.83	0.035
髋内旋角度	支撑阶段	3.56±0.41	5.45±0.53 *	3.57±0.43 #	0.000
	摆动阶段	7.80±0.91	9.13±1.07	7.31±0.75	0.250
髋外旋角度	支撑阶段	6.05±0.68	6.88±0.73	6.02±0.30	0.980
	摆动阶段	9.40±0.92	11.94±0.75 *	9.46±0.66 #	0.000

注: * 表示与 BR 方案相比存在显著性差异, $P<0.05$; # 表示与 BFRR 方案相比存在显著性差异, $P<0.05$;全文同.

2.1.2 膝关节

如表 2 所示,与 BR 方案相比, BFRR 方案下跑者膝关节支撑阶段各方向关节活动峰值角度均显著增加;摆动阶段膝关节外展、伸展及屈曲角度显著增加.而使用实时姿势监测与反馈后,与 BFRR 方案相比, BFRR+MF 方案下跑者膝关节支撑阶段各方向关节活动峰值角度均显著下降;摆动阶段,膝关节外展、伸展及屈曲角度显著下降.而 BFRR+MF 方案与 BR 方案相比,所有膝关节活动峰值角度均无显著差异($P>0.05$).

表 2 不同运动方案下跑者下肢膝关节峰值活动角度

Tab. 2 Peak knee joint movement Angle of runners under different exercise programs

角度类别	阶段	BR 方案/(°)	BFRR 方案/(°)	BFRR+MF 方案/(°)	<i>F</i>	<i>P</i>
膝外展角度	支撑阶段	3.40±0.35	4.62±0.44 *	3.67±0.33 #	6.93	0.006
	摆动阶段	2.68±0.33	3.78±0.35 *	2.69±0.28 #	12.89	0.000
膝内收角度	支撑阶段	2.39±0.17	2.91±0.17 *	2.36±0.17 #	6.04	0.006
	摆动阶段	1.91±0.17	2.17±0.21	2.47±0.26	1.90	0.180
膝伸展角度	支撑阶段	2.27±0.36	4.01±0.51 *	2.53±0.42 #	11.13	0.001
	摆动阶段	2.81±0.43	4.66±0.58 *	3.24±0.48 #	11.33	0.002
膝屈曲角度	支撑阶段	37.23±1.72	43.79±2.02 *	37.46±1.70 #	9.22	0.003
	摆动阶段	56.56±1.33	59.26±1.29 *	55.99±1.57 #	8.08	0.002
膝内旋角度	支撑阶段	9.76±0.78	11.86±0.86 *	8.78±0.72 #	13.61	0.000
	摆动阶段	24.99±1.37	28.00±1.23	25.38±0.89	0.43	0.590
膝外旋角度	支撑阶段	5.99±0.62	7.77±0.51 *	5.30±0.56 #	9.26	0.001
	摆动阶段	14.78±0.98	18.46±1.04	13.51±0.89	15.35	0.510

2.1.3 踝关节

如表 3 所示,与 BR 方案相比, BFRR 方案下跑者踝关节支撑阶段除外旋角度无显著性差异外,其余方向关节活动峰值角度均显著增加;摆动阶段中,踝关节外展、内收、跖屈角度均显著增加.而使用实时姿势监测与反馈后,与 BFRR 方案相比, BFRR+MF 方案下跑者支撑阶段踝关节除外旋角度外其余方向活动峰值角度均显著下降;同时在摆动阶段踝关节内收及跖屈角度均显著下降.而 BFRR+MF 方案与 BR 方案相比各方向踝关节活动峰值角度均无显著差异($P>0.05$).

表 3 不同运动方案下跑者跑步进程中踝关节运动学表现

Tab. 3 Ankle joint kinematic performance of runners with different exercise modes during running

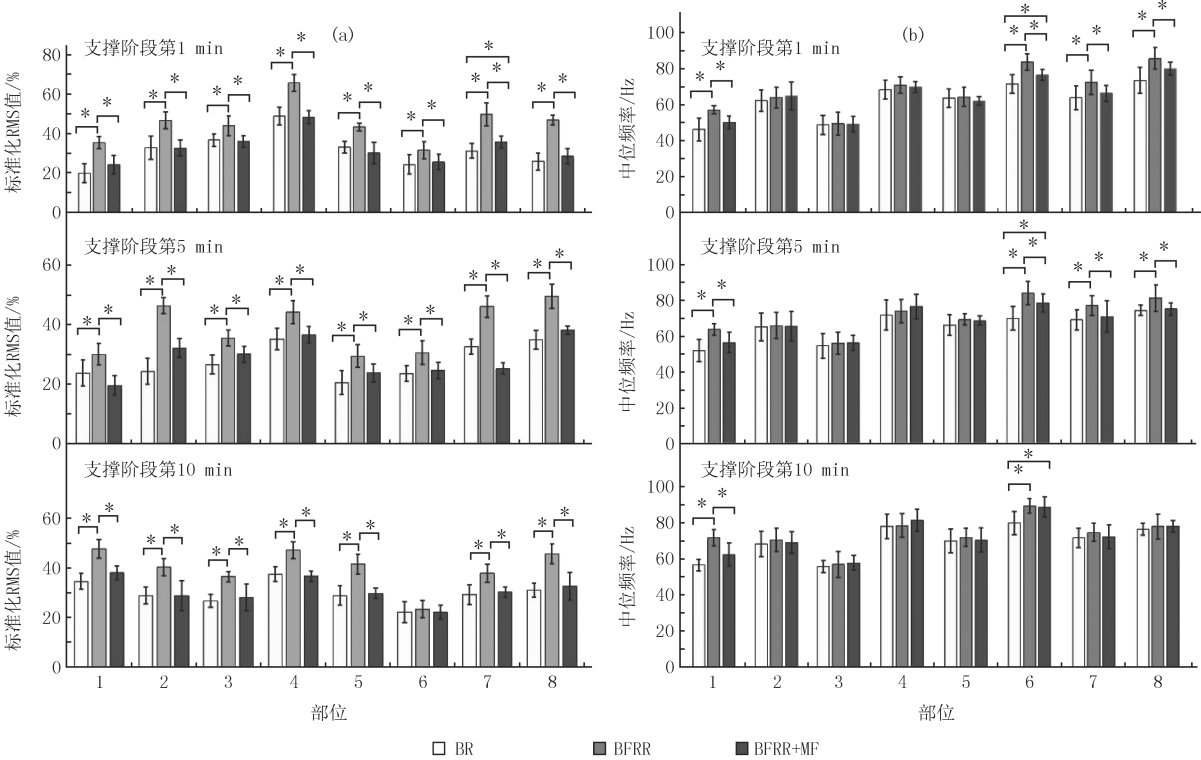
角度类别	阶段/(°)	BR 方案/(°)	BFRR 方案/(°)	BFRR+MF 方案/(°)	<i>F</i>	<i>P</i>
踝外展角度	支撑阶段	2.64±0.25	3.25±0.22 *	2.61±0.20 #	9.96	0.004
	摆动阶段	1.21±0.10	1.65±0.12 *	1.43±0.12	5.40	0.015
踝内收角度	支撑阶段	2.44±0.16	2.85±0.20 *	2.28±0.13 #	7.66	0.004
	摆动阶段	1.31±0.19	2.00±0.14 *	1.53±0.12 #	8.45	0.002
踝跖屈角度	支撑阶段	12.60±3.23	14.00±3.39 *	12.91±3.21 #	5.07	0.013
	摆动阶段	20.09±0.89	21.67±0.76 *	19.45±0.73 #	9.76	0.001
踝背屈角度	支撑阶段	21.79±0.82	23.39±0.80 *	20.97±0.93 #	3.82	0.041
	摆动阶段	18.15±0.85	18.88±0.87	17.39±0.85	1.93	0.180
踝内旋角度	支撑阶段	8.26±0.87	8.96±0.75 *	7.15±0.57 #	3.76	0.046
	摆动阶段	11.09±0.71	11.73±0.70	10.6±0.64	1.88	0.170
踝外旋角度	支撑阶段	3.83±0.44	4.57±0.54	4.21±0.40	1.41	0.259
	摆动阶段	5.30±0.66	5.92±0.56	5.31±0.44	0.86	0.390

2.2 下肢表面肌电的变化特征

2.2.1 支撑阶段

支撑阶段中跑者下肢各肌肉的测试方案主效应均显著($P<0.05$).如图 1 所示,事后检验表明,当跑步时进行 BFR 训练后, BFRR 方案下跑者股四头肌、股二头肌、腓肠肌及臀大肌与 BR 方案相比 3 个时间段内 RMS 均显著增加,但使用实时姿势监测与反馈后,上述肌肉则表现出更低的肌肉 RMS($P<0.05$).胫骨前肌在第 1 min 和第 5 min 时 RMS 增加,第 10 min 时无显著改变,且使用实时姿势监测与反馈后也无显著变化. BR 方案与 BFRR+MF 方案相比,仅腓肠肌外侧头在第 1 min 时显著低于 BFRR+MF 方案,其余肌肉在各个时间段内均未显示显著差异($P>0.05$).

而就中位频率而言,与 BR 方案相比, BFRR 方案下跑者支撑阶段胫骨前肌与臀大肌 3 个时间段内 MF 均显著增加.腓肠肌在第 1 min 与第 5 min 时显著增加,第 10 min 时无显著差异.而使用实时姿势监测与反馈后, BFRR+MF 方案下的跑者臀大肌 3 个时间段内 MF 均显著降低.胫骨前肌与腓肠肌仅第 1 min 与第 5 min 时 MF 显著降低,第 10 min 时无显著差异.最后 BFRR+MF 方案与 BR 方案相比,胫骨前肌 3 个时间段内 MF 均显著高于 BR 方案,其余肌肉各时间段均无显著差异($P>0.05$).



1. 臀大肌;2. 股外侧肌;3. 股直肌;4. 股内侧肌;5. 股二头肌;6. 胫骨前肌;7. 腓肠肌外侧头;8. 腓肠肌内侧头.

图1 跑步各时间段支撑阶段下肢各肌肉RMS及中位频率表现

Fig.1 RMS and median frequency performances of lower extremity muscles in various supporting stages of running

2.2.2 摆动阶段

摆动阶段中跑者下肢各肌肉的测试方案主效应均显著($P<0.05$).如图 2 所示,与 BR 方案相比, BFRR 方案下股四头肌、股二头肌及腓肠肌 3 个时间段内 RMS 显著增加,而使用实时姿势监测与反馈后,上述肌肉 RMS 显著下降.而臀大肌仅第 1 min 时 3 种运动方案间 RMS 无显著差异,在第 5 min 和第 10 min 均显示 3 种运动方案间比较具有统计学差异.胫骨前肌 3 种运动方案间 RMS 变化与支撑阶段相同.

而就中位频率而言, BFRR 方案与 BR 方案相比,胫骨前肌与臀大肌 3 个时间段内中位频率均显著增加.腓肠肌在第 1 min 与第 5 min 时显著增加,第 10 min 时无显著差异.但使用实时姿势监测与反馈后,与 BFRR 方案相比, BFRR+MF 方案下跑者臀大肌除第 5 min 外其余时间段中位频率均显著降低.胫骨前肌 3 个时间段中位频率显著降低.腓肠肌在第 1 min 与第 5 min 时中位频率显著降低,第 10 min 时无显著差异.

最后 BFR+MF 方案与 BR 方案相比,仅胫骨前肌第 10 min 时显著高于 BR 方案,其余肌肉均无显著差异。

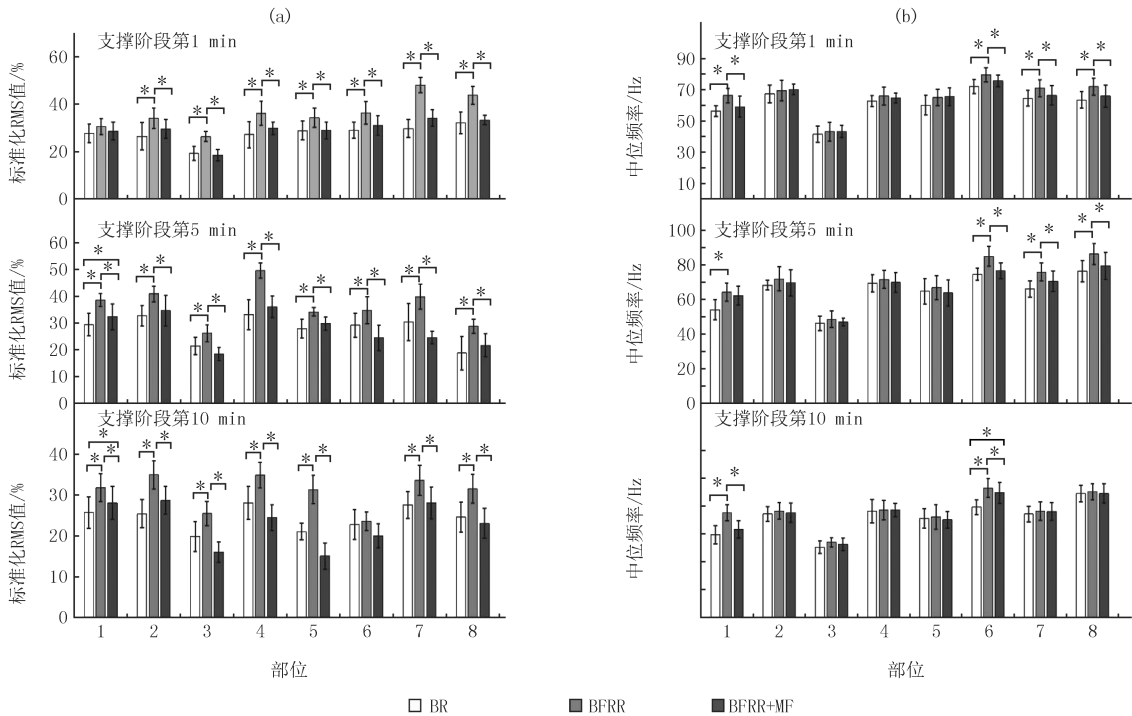


图2 跑步各时间段摆动阶段下肢各肌肉RMS及中位频率表现

Fig.2 RMS and median frequency performances of lower extremity muscles at different time periods and swing stages

3 讨论

3.1 对运动学表现的影响

关节活动峰值角度可反映关节负荷,一定范围内关节活动峰值角度越大提示具有较高损伤风险.本研究结果发现与单纯跑步的 BR 方案相比,BFR 方案下跑者下肢髋、膝及踝关节支撑与摆动阶段关节活动峰值角度大部分出现显著增加.这可能与 BFR 训练的机理有关.加压带的血流限制作用造成的局部血氧饱和度下降,引发 I 型运动单位疲劳,需激活更多 II 型(快肌)运动单位,另外局部低氧环境和代谢产物堆积会进一步刺激骨骼肌间质内有髓鞘组 III 和无髓鞘组 IV 传入神经,导致 α 运动神经元反射性抑制,进一步促进 II 型运动单位的募集^[8].快肌运动单位的募集增强使肌肉产生更高的收缩力与收缩速率,导致下肢关节表现出较高的关节活动峰值角度。

支撑与摆动阶段髋关节的外展、后伸及屈曲角度与 BR 方案相比均呈现显著增加.一方面这可能由肌肉收缩力与收缩频率增加导致;另一方面可能由于加压带施加于跑者大腿根部,主观感觉上的异物感进一步导致其在跑步中主动增加髋关节外展、后伸与屈曲角度.这种变化造成骨盆下降,跑者支撑阶段为维持身体稳定性而增加膝关节内收角度^[9],并采取更为激进的踝关节运动策略,包括增加踝跖屈角度以有效蹬离地面.膝关节 BFR 条件下支撑阶段所有关节活动均显著增加的一个原因仍可能是较高的快肌运动单位激活程度导致,另一原因分析可能是 BFR 训练诱导了更高的肌肉疲劳程度.已有研究发现 BFR 诱发的肌肉供氧不足抑制了有氧代谢为主的 I 型慢肌纤维,而调动更多较少依赖有氧代谢的 II 型快肌纤维参与工作^[10],可能使乳酸等代谢产物的增加和堆积加速,从而更快引起神经-肌肉疲劳.跑者为更有效地缓冲地面反作用力,在疲劳进程中表现为增加膝关节屈曲角度以减少沿小腿轴向的冲击加速度.此外 BFR 方案下摆动阶段膝关节内旋角度也呈增加趋势,可能也是由于 BFR 训练诱导的更高疲劳程度所致,因为疲劳会导致膝内旋角度增加^[11].踝关节方面,支撑阶段踝关节背屈、外翻角度的增加也可能是由于小腿肌肉疲劳程度加深后动作控

制能力减弱所导致^[12],类似膝关节策略,踝关节也可能通过增加屈曲角度以提高疲劳后缓冲能力。

另一方面,本研究观察到实时姿势监测与反馈系统显著降低了 BFRR 条件下跑者过激的运动学表现,且与 BR 方案相比无显著差异,其机制可能在于跑者在使用动态视觉反馈时形成了正反馈机制,促使肌肉相应大脑控制区运动皮质聚集,加强中枢神经系统对肢体的控制^[13],有效改善机体的运动学参数。MOUSAVI 等使用实时监测与反馈系统可有效降低足外翻的跑者足部旋前与内翻角度,改善运动表现并降低损伤风险^[14],而实时监测与反馈应用于髌骨关节痛的跑者中,也显著改善了运动学参数,降低了疼痛程度^[15],表明此方法应用于已发生损伤的跑者中也具有积极意义。此外 BFRR 方案中跑者视线聚焦可能较为分散,实时姿势监测与反馈系统使跑者视线及注意力集中于其前方的视觉反馈屏幕,不断学习和改进自身跑姿,包括改善姿势、优化步幅等。这种人机交互效应可能促进了大脑运动程序记忆的不断修正^[16],跑者可更好地感知与理解自身运动状态,优化运动学参数,逐渐建立更高效、协调的运动模式,提高跑步的运动表现。

3.2 对肌电参数的影响

均方根振幅 RMS 反映了肌电信号的平均作用,表示肌肉激活程度。中位频率作为肌电的频域指标,与肌肉疲劳相关^[17]。本研究选取跑步初始阶段的第 1 min,跑步中段第 5 min 及末段第 10 min 3 个时间段探讨不同运动方案下跑者下肢肌肉 RMS 与中位频率的变化。研究结果表明,跑者佩戴加压带后各时间段大部分肌肉 RMS 及部分肌肉中位频率均增加,分析可能是 BFR 带来的血流限制使得肌肉收缩时肌内供血不足及乳酸堆积,肌肉组织对 II 型肌纤维募集增强^[18],促使 RMS 增加,而乳酸堆积也可使运动单位传导速度降低,造成功率频谱变化,肌肉中位频率增加。

目前关于 BFR 训练期间肌肉激活增加的即刻效应已得到广泛认可^[19],而 BFR 结合跑步运动时跑者下肢肌肉相关肌电参数的研究较少。本研究观察到 BFRR 方案下跑者臀大肌在支撑与摆动阶段中 3 个时间段 RMS 与中位频率均显著增加,分析可能是跑者跑步策略改变的结果。结合本研究运动学参数结果,佩戴加压带后跑者出现髌关节活动峰值角度的增加,臀大肌为主动控制髌关节运动将增加肌电信号募集,RMS 增加。伴随跑步进程的发展,下肢关节做功将会发生改变,即出现从踝关节到近端关节做功的再分配^[20],髌关节对下肢总功的贡献提升,代偿了踝关节跖屈做功的减少,疲劳增加导致中位频率增加。股四头肌与股二头肌 BFRR 方案下 RMS 均显示显著增加的同时中位频率也呈增加趋势,结合本研究运动学结果,分析可能是加压带直接捆绑于大腿根部,血流限制效应在此部位最为明显,肌纤维募集增强使 RMS 显著增加。而 BFR 也可能导致肌肉肿胀,抑制了兴奋-收缩耦联过程,减慢了兴奋传导速度,导致中位频率未出现统计学差异^[21]。本研究发现胫骨前肌在支撑阶段第 1 min 与第 5 min 时,RMS 值均显著增加,而 3 个时间段中位频率均显著增加,摆动阶段中除第 10 min 时 RMS 无显著差异外,其余时间段 RMS 与中位频率均显著增加。分析可能是支撑阶段踝关节峰值背屈角度显著增加,为维持踝关节的背屈幅度和适应疲劳进展,胫骨前肌 RMS 与中位频率增加。但在第 10 min 时,肌肉组织供血、供氧不足,肌纤维活性下降导致肌肉激活程度降低。此外加压带的机械压力一定程度抑制了神经-肌肉接头处兴奋传递,部分肌纤维未能有效激活,使肌肉总体 RMS 不再增加。因此实践中对加压压力与时间的优化选择是决定 BFR 跑步训练效果的关键因素之一。有研究表明,跑步进程中相比其他肌肉,胫骨前肌长时间处于高水平激活状态,更易疲劳使中位频率显著增加^[22]。腓肠肌 RMS 在 3 个时间段内表现与臀大肌、股二头肌及股四头肌相同,分析除了与血流限制诱发的肌纤维募集有关,还可能与支撑阶段身体重心通过踝关节时腓肠肌进行离心收缩以控制踝关节背屈有关。此外由于腓肠肌起于股骨内外侧髁,膝关节最大屈曲角度增加时,需要增加腓肠肌激活程度以参与控制踝关节背屈并协助膝关节屈曲。而跑步支撑阶段末期,腓肠肌主要参与的踝关节跖屈运动对产生跑步推进力至关重要^[23]。但中位频率第 10 min 时增加无统计学差异,分析可能是跑步进程后期髌关节对下肢总功的贡献提升导致。

本研究观察到 BFRR+MF 方案中跑者下肢大部分肌肉 RMS 与中位频率下降,与本研究运动学参数结果相似。究其机制可能在于实时监测与反馈系统对跑步者神经注意网络的优化效果^[24]。运动中神经注意网络促使大脑皮质区域协调工作,整合来自视听觉系统和前庭系统的信息后输出运动指令,使其更关注运动的关键方面。这可能强化跑者运动技能的巩固,使其兴奋和抑制在时间和空间上更为集中和精确,帮助其选择更优化的动作、姿势和技巧并适时调整,纠正过激的运动学表现从而降低肌肉激活程度,减少阻力和能量损失。另外应用视觉反馈后的校准“映射”理论提出^[25],运动控制是由对周围环境的感知相对于自身的感知-行动

系统来调节的,应用视觉反馈系统后,跑者能够重新校准感知-行动系统,并在感知信息受到干扰的情况下采用新的映射优化运动表现。此外在维持姿势稳定的后期,机体会逐渐适应应用较小的能量维持肌肉稳定^[26],这进一步佐证了本研究结果,证明实时姿势监测与反馈系统可帮助跑者在复杂动作中寻找稳定姿势,在BFR训练下维持正常姿势并提高训练效果。

4 结论与建议

1)BFR训练对一次性跑步运动中下肢关节运动学即时效应显著,表现为下肢关节活动峰值角度显著增大,但实时姿势监测与反馈将优化跑者运动学表现,降低损伤风险。

2)BFR训练将显著增加一次性跑步运动中肌肉激活程度与肌纤维募集频率范围,使用实时姿势监测与反馈后上述参数显著下降,但多数肌肉肌电特征表现仍高于无BFR条件。

建议无BFR训练经验的跑者首次应用时应注意可能带来的过激运动表现,并联合实时姿势监测与反馈系统以形成良好的运动姿势,降低运动损伤发生风险。

附录见电子版(DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2023.12.29.0001)。

参 考 文 献

- [1] 刘元强.论跑步的兴起及其赛事产业经济[J].南京体育学院学报(自然科学版),2017,16(1):155-160.
LIU Y Q.On the rise of running and its industrial economy[J].Journal of Nanjing Sport Institute(Natural Science),2017,16(1):155-160.
- [2] 周开祥,郭振向,陈岩,等.血流限制下有氧运动对健康成人有氧工作能力影响的Meta分析[J].中国体育科技,2021,57(10):55-63.
- [3] MITCHELL E A,MARTIN N R W,TURNER M C,et al.The combined effect of sprint interval training and postexercise blood flow restriction on critical power, capillary growth, and mitochondrial proteins in trained cyclists[J].Journal of Applied Physiology(Bethesda, Md,2019,126(1):51-59.
- [4] BAGHERI R,RASHIDLAMIR A,HOSSEINI S R A.Effect of Resistance Training with Blood Flow Restriction on Follistatin to Myostatin Ratio, Body Composition and Anaerobic Power of Trained-Volleyball Players[J].Medical Laboratory Journal,2018,12(6):28-33.
- [5] TELFER S,CALHOUN J,BIGHAM J J,et al.Biomechanical effects of blood flow restriction training after ACL reconstruction[J].Medicine and Science in Sports and Exercise,2021,53(1):115-123.
- [6] VAN DEN TILLAAR R,VATTEN T,VON HEIMBURG E.Effects of short or long warm-up on intermediate running performance[J].Journal of Strength and Conditioning Research,2017,31(1):37-44.
- [7] HERMENS H J,FRERIKS B,DISSELHORST-KLUG C,et al.Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures[J].Journal of Electromyography and Kinesiology,2000,10(5):361-374.
- [8] 潘颖,赵彦,马晓媛,等.血流限制伴小强度抗阻运动对低体重女性骨骼肌微循环、神经肌肉激活及主观疲劳的影响[J].中国运动医学杂志,2019,38(8):677-684.
PAN Y,ZHAO Y,MA X H,et al.Effects of blood flow restriction combined with resistance exercise on skeletal muscle microcirculation, neuromuscular activation and RPE of underweight young women[J].Chinese Journal of Sports Medicine,2019,38(8):677-684.
- [9] POHL M B,KENDALL K D,PATEL C,et al.Experimentally reduced hip-abductor muscle strength and frontal-plane biomechanics during walking[J].Journal of Athletic Training,2015,50(4):385-391.
- [10] YASUDA T,BRECHUE W F,FUJITA T,et al.Muscle activation during low-intensity muscle contractions with varying levels of external limb compression[J].Journal of Sports Science & Medicine,2008,7(4):467-474.
- [11] WILLER J,ALLEN S J,BURDEN R J,et al.Neuromechanics of middle-distance running fatigue:a key role of the plantarflexors?[J].Medicine and Science in Sports and Exercise,2021,53(10):2119-2130.
- [12] RADZAK K N,STICKLEY C D.Fatigue-induced hip-abductor weakness and changes in biomechanical risk factors for running-related injuries[J].Journal of Athletic Training,2020,55(12):1270-1276.
- [13] 赵晓慧,姜琳丽,王凤娇,等.镜像疗法结合肌电生物反馈对脑卒中的影响[J].康复学报,2020,30(1):34-39.
ZHAO X H,JIANG L L,WANG F J,et al.Effect of imaging therapy combined with electronic biofeedback on stroke[J].Rehabilitation Medicine,2020,30(1):34-39.
- [14] MOUSAVI S H,VAN KOUWENHOVE L,RAJABI R,et al.The effect of changing foot progression angle using real-time visual feedback on rearfoot eversion during running[J].PLoS One,2021,16(2):e0246425.
- [15] FYOCK M,CORTES N,HULSE A,et al.Gait retraining with real-time visual feedback to treat patellofemoral pain in adult recreational runners:a critically appraised topic[J].Journal of Sport Rehabilitation,2020,29(5):675-679.

[16] 高岑.跑步机产品交互性的研究[J].机械管理开发,2019,34(10):75-78.
GAO C.Study on the interactivity of treadmill products[J].Mechanical Management and Development,2019,34(10):75-78.

[17] 张秋霞,顾祎程,张阳,等.单侧功能性踝关节不稳者单足站立的平衡控制策略研究[J].中国运动医学杂志,2018,37(5):377-383.
ZHANG Q X,GU Y C,ZHANG Y,et al.Single-leg static postural balance in individuals with or without unilateral functional ankle instability[J].Chinese Journal of Sports Medicine,2018,37(5):377-383.

[18] MOORE D R,BURGOMASTER K A,SCHOFIELD L M,et al.Neuromuscular adaptations in human muscle following low intensity resistance training with vascular occlusion[J].European Journal of Applied Physiology,2004,92(4):399-406.

[19] YASUDA T,FUKUMURA K,FUKUDA T,et al.Effects of low-intensity,elastic band resistance exercise combined with blood flow restriction on muscle activation[J].Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports,2014,24(1):55-61.

[20] SANNO M,WILLWACHER S,EPRO G,et al.Positive work contribution shifts from distal to proximal joints during a prolonged Run[J].Medicine and Science in Sports and Exercise,2018,50(12):2507-2517.

[21] 李欣鑫.加压训练对田径运动员下肢表面肌电信号特征的影响研究[J].中国体育科技,2022,58(8):9-14.
LI X X.Research on the influence of KAATSU training on the characteristics of lower limbs surface electromyogram signals of track and field athletes[J].China Sport Science and Technology,2022,58(8):9-14.

[22] REBER L,PERRY J,PINK M.Muscular control of the ankle in running[J].The American Journal of Sports Medicine,1993,21(6):805-810.

[23] HSU W C,TSENG L W,CHEN F C,et al.Effects of compression garments on surface EMG and physiological responses during and after distance running[J].Journal of Sport and Health Science,2020,9(6):685-691.

[24] GHOLAMI M,REZAEI A,CUTHBERT T J,et al.Lower body kinematics monitoring in running using fabric-based wearable sensors and deep convolutional neural networks[J].Sensors,2019,19(23):5325.

[25] CARAMENTI M,LAFORTUNA C L,MUGELLINI E,et al.Regular physical activity modulates perceived visual speed when running in treadmill-mediated virtual environments[J].PLoS One,2019,14(6):e0219017.

[26] PATEL M,GOMEZ S,LUSH D,et al.Adaptation and vision change the relationship between muscle activity of the lower limbs and body movement during human balance perturbations[J].Clinical Neurophysiology,2009,120(3):601-609.

Effects of a real-time monitoring and feedback system on lower limb joint motion in runners with blood flow restrictions

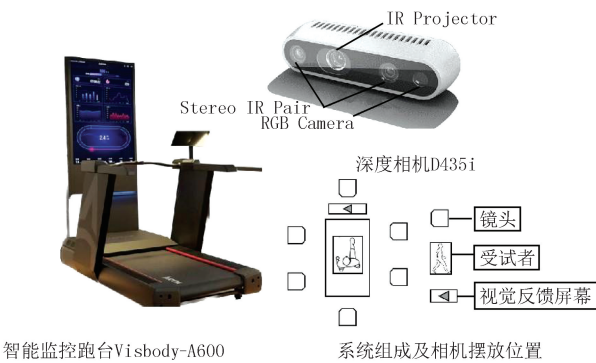
Pan Weimin^{1,2}, Wang Shilin^{1,2}, Yu Jiale³, Liang Xinwen^{1,2}, Chu Zhiwei⁴

(1. School of Sports and Health Science, Xi'an University of Physical Education, Xi'an 710068, China; 2. Key Technologies of Sports Intelligent Equipment Shaanxi University Engineering Research Center, Xi'an 710068, China; 3. School of Artificial Intelligence, Xidian University, Xi'an 710071, China; 4. Xi'an Weisu Intelligent Technology Co., Ltd., Xi'an 710000, China)

Abstract: [Objective]To explore the changes of lower limb kinematics and myoelectric characteristics of runners under blood flow restriction (BFR) under real-time posture monitoring and feedback system. [Methods]17 novice healthy runners without BFR training experience participated in three running tests with different programs. The first test was simply under the blank running (BR) condition; The second test was running under BFR (BFRR); The third test was conducted with real-time posture monitoring and feedback running (MR) under BFR. The peak activity angles of lower limb joints of hip, knee and ankle were compared with the EMG parameters of the main muscles of lower limb in the three tests. [Results]Compared with BR scheme, the peak angles of lower limb joints of runners in BFRR scheme were significantly increased, as were the range of muscle activation degree and muscle fiber recruitment frequency. After using real-time posture monitoring and feedback, the lower limb joint peak motion Angle and the above EMG parameters were significantly reduced in BFRR+MF compared with BFRR. [Conclusion]BFR training will lead to excessive motor performance on the first application, but the real-time monitoring and feedback system will optimize motor performance and reduce the risk of sports injuries.

Keywords: real-time feedback system; blood flow restriction training; running; kinematics; myoelectricity

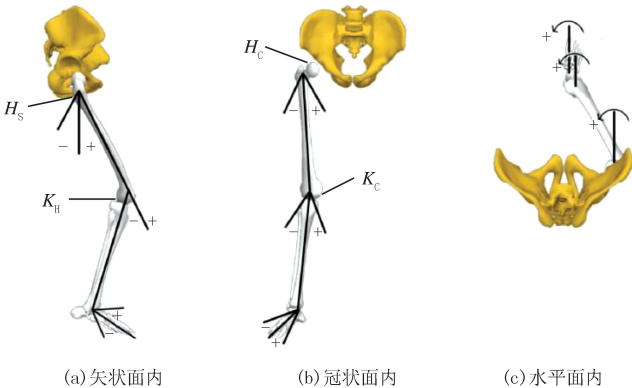
[责任编辑 杨浦 陈留院]



图S1 实时监测与反馈系统组成及相机摆放位置
Fig.S1 Composition of real-time monitoring and feedback system and placement of lens and camera

表 S1 所选取的肌肉名称、电极片放置位置及方向
Tab. S1 Selected muscle name,electrode placement position and direction

选取肌肉	位置	方向
胫骨前肌	腓骨尖端和内踝尖端之间线的 1/3 处	腓骨尖端-内踝尖端之间
腓肠肌内侧头	肌肉隆起处	胫骨内侧踝-足跟
腓肠肌外侧头	腓骨头和脚跟之间线的 1/3 处	腓骨头-足跟
股外侧肌	髌前上棘到髌骨外侧缘上的 2/3 处	髌前上棘-髌骨外侧
股直肌	髌前上棘到髌骨上部的线上的 1/2 处	髌前上棘-髌骨上部
股内侧肌	髌前上棘与内侧韧带前缘关节间隙连线上的 4/5 处	髌前上棘-内侧胫骨踝
股二头肌	坐骨结节和胫骨外上髁之间线上 1/2 处	坐骨结节-胫骨外上髁
臀大肌	骶椎和大转子之间线上的 1/2 处	髌后上棘-大转子



图S2 下肢3关节角度示意图
Fig.S2 Angle diagram of the three joints of lower limbs

角度算法

冠状面髌关节运动角度

$$\theta_{CH} = \arccos((\overrightarrow{V_{KH}} \cdot \overrightarrow{V_{CH}}) / (|\overrightarrow{V_{KH}}| \times |\overrightarrow{V_{CH}}|)) - \theta_{SCH},$$

$$H_C = (H_x + 1 \text{ cm}, H_y, H_z),$$

其中, $\vec{V}_{KH}$ 为髌关节坐标到膝关节坐标的向量, $\vec{V}_{CH}$ 为髌关节坐标到 H_C 的向量, θ_{SCH} 为静态下 $\vec{V}_{KH}$ 与 $\vec{V}_{CH}$ 的夹角.

冠状面膝关节运动角度

$$\theta_{CK} = \arccos\left(\frac{\vec{V}_{AK} \cdot \vec{V}_{CK}}{|\vec{V}_{AK}| \times |\vec{V}_{CK}|}\right) - \theta_{SCK},$$

$$K_C = (K_x + 1 \text{ cm}, K_y, K_z),$$

其中, $\vec{V}_{AK}$ 为膝关节坐标到踝关节坐标的向量, $\vec{V}_{CK}$ 为膝关节坐标到 K_C 的向量, θ_{SCK} 为静态下小腿与垂直面对夹角.

冠状面踝关节运动角度

$$\theta_{CA} = \arcsin(h_s/h),$$

$$\vec{V}_{NKH} = \vec{V}_{KH} \cdot \vec{V}_{CK},$$

$$P = K + \vec{V}_{TK} - \vec{V}_{TK} \cdot \vec{V}_{NKH} \times \vec{V}_{NKH},$$

$$h = A_y - P_y,$$

其中, $\vec{V}_{TK}$ 为膝关节坐标到足尖坐标对向量, h_s 为静态模型中足尖距离踝关节的高度.

矢状面髌关节运动角度

$$\theta_{SH} = \arccos((\vec{V}_{HK} \cdot \vec{V}_S) / (|\vec{V}_{HK}| \times |\vec{V}_S|)) - \theta_{SSH},$$

$$H_S = (H_x, H_y, H_z + 1 \text{ cm}),$$

其中 $\vec{V}_{HK}$ 为膝关节坐标到髌关节坐标的向量, $\vec{V}_S$ 为髌关节坐标到的向量, θ_{SSH} 为静态模型中大腿与水平面对夹角.

矢状面膝关节运动角度

$$\theta_{SK} = \arccos((\vec{V}_{HK} \cdot \vec{V}_{AK}) / (|\vec{V}_{HK}| \times |\vec{V}_{AK}|)),$$

其中, $\vec{V}_{HK}$ 为膝关节坐标到髌关节坐标的向量, $\vec{V}_{AK}$ 为膝关节坐标到踝关节坐标对向量.

矢状面踝关节运动角度

$$\theta_{SA} = \arccos((\vec{V}_{KA} \cdot \vec{V}_{TA}) / (|\vec{V}_{KA}| \times |\vec{V}_{TA}|)) - \theta_{SSA},$$

其中, $\vec{V}_{KA}$ 为踝关节坐标到膝关节坐标的向量, $\vec{V}_{TA}$ 为踝关节坐标到足尖关节坐标的向量, θ_{SSA} 为静态模型中脚掌与小腿之间的夹角.

水平面髌关节运动角度

$$\theta_{HH} = \arccos\left(\frac{\vec{V}_{NHKA} \cdot \vec{V}_{NV}}{|\vec{V}_{NHKA}| \times |\vec{V}_{NV}|}\right),$$

其中, $\vec{V}_{NHKA} = \vec{V}_{HK} \times \vec{V}_{AK}$ 为小腿与大腿组成的平面法向量, $\vec{V}_{NV}$ 为垂直平面的法向量.

水平面膝关节运动角度

$$\theta_{HK} = \frac{\pi}{4} - \arccos((\vec{V}_{NKH} \cdot \vec{V}_{AK}) / (|\vec{V}_{NKH}| \times |\vec{V}_{AK}|)),$$

$$K_H = (K_x, K_y, K_z - 1 \text{ cm}),$$

$$\vec{V}_{NKH} = \vec{V}_{HK} \cdot \vec{V}_H,$$

其中, $\vec{V}_H$ 为膝关节坐标到 K_H 的向量.

水平面踝关节运动角度

$$\theta_{HA} = \arccos((\vec{V}_{NHKA} \cdot \vec{V}_{TA}) / (|\vec{V}_{TA}| \times |\vec{V}_{NHKA}|)) - \frac{\pi}{4},$$

$$\vec{V}_{NHKA} = \vec{V}_{HK} \times \vec{V}_{AK}.$$