

中文引用格式:孟昀晨,禹刘欢,杨三军,等. 矿山救援人员下拉检力器训练中的肌肉疲劳特征[J]. 中国安全科学学报, 2026, 36(3): 238–246.

英文引用格式:MENG Yunchen, YU Liuhuan, YANG Sanjun, et al. Muscle fatigue characteristics of mine rescue personnel during pull-down dynamometer training[J]. China Safety Science Journal, 2026, 36(3): 238–246.

矿山救援人员下拉检力器训练中的 肌肉疲劳特征*

孟昀晨^{1,2}讲师, 禹刘欢^{1,2}, 杨三军^{**1,2}教授, 叶茂盛^{1,2}副教授,
吴放^{1,2}副教授, 陈强盛³高级工程师

(1 中国矿业大学(北京) 体育教研部, 北京 100083; 2 中国矿业大学(北京)
应急救援工效与防护研究院, 北京 100083; 3 国家矿山应急救援大同队, 山西 大同 037003)

中图分类号:X912.9

文献标志码:A

DOI: 10.16265/j.cnki.issn1003-3033.2026.03.0375

资助项目:教育部人文社会科学研究项目(23YJC890027); 中央高校基本科研业务费项目(2025SKPYTY01); 晋能控股集团招标项目(SZ202201041)。

【摘要】 为提升矿山应急救援训练的安全性和效率, 围绕矿山救援人员在下拉检力器训练中的肌肉疲劳特性展开分析。以国家矿山应急救援大同队的40名队员为被试, 通过表面肌电(sEMG)技术, 量化分析拉检力器训练条件下, 肱三头肌、背阔肌及中下段竖脊肌肌肉激活模式、均方根振幅(RMS)、肌肉贡献率和中位频率(MF)的变化趋势。研究结果表明: 肱三头肌和背阔肌为主要发力肌群, 竖脊肌发挥躯干稳定与姿势还原功能; 随着动作次数增加, 肱三头肌在训练后半程开始出现疲劳现象, 为维持训练持续进行, 背阔肌与竖脊肌代偿性激活增强, 其中, 下段竖脊肌在呈现更高激活水平的同时, 亦表现出显著的疲劳特征。这一由肱三头肌疲劳驱动的代偿模式是导致救援人员腰部负荷增大、损伤风险提升的关键诱因; 建议训练中重点强化肱三头肌的力量耐力与核心肌群的稳定控制与抗疲劳能力。

【关键词】 矿山救援人员; 下拉检力器; 肌肉疲劳; 表面肌电(sEMG); 中位频率(MF)

Muscle fatigue characteristics of mine rescue personnel during pull-down dynamometer training

MENG Yunchen^{1,2}, YU Liuhuan^{1,2}, YANG Sanjun^{1,2}, YE Maosheng^{1,2},
WU Fang^{1,2}, CHEN Qiangsheng³

(1 Sports Teaching and Research Department, China University of Mining and Technology-Beijing,
Beijing 100083, China; 2 Institute for Emergency Rescue Ergonomics and Protection, China
University of Mining and Technology-Beijing, Beijing 100083, China;
3 National Mine Emergency Rescue Datong Team, Datong Shanxi 037003, China)

Abstract: This study analyzes the muscular fatigue characteristics of mine emergency rescue personnel during pull-down dynamometer training, aiming to provide scientific support for enhancing the safety and efficiency of mine emergency rescue training. Forty team members from the Datong National Mine

* 文章编号:1003-3033(2026)03-0238-09; 收稿日期:2025-10-14; 修稿日期:2025-12-10

** 通信作者:杨三军(1979—),男,湖南湘潭人,博士,教授,硕士生导师,主要从事应急救援与安全管理、特种职业体能与健康防护等方面的研究。E-mail:108947@cumb.edu。

Emergency Rescue Team were selected as participants. sEMG technology was used to record changes in muscle activation, muscle contribution rates, root mean square (RMS) amplitude, and MF under standardized pull-down dynamometer training conditions. The results indicate that the triceps and latissimus dorsi are the primary force-generating muscles, while the erector spinae plays a critical role in movement restoration and trunk stabilization. As the number of repetitions increases, the triceps brachii begins to appear fatigue in the second half of training. To maintain the training, the latissimus dorsi and erector spinae show enhanced compensatory activation, and the lower segment of the erector spinae exhibits a higher activation level while showing significant fatigue characteristics. This compensation pattern driven by triceps fatigue is the key inducement for increased lumbar load and elevated injury risk in rescue personnel. It is suggested that the strength endurance of triceps brachii and the stability control and anti-fatigue ability of core muscles should be strengthened in training.

Keywords: mine rescue personnel; pull-down dynamometer; muscle fatigue; surface electromyography (sEMG); median frequency (MF)

0 引 言

矿山救援人员是煤矿安全生产的最后一道防线,肩负着事故发生时保护矿工生命与财产安全的重任^[1]。然而,由于事故发生的不确定性,救援人员需长期处于高强度训练和待命状态,这导致职业损伤发生率居高不下,不仅削弱救援队伍的作战能力,还严重威胁他们的职业健康与生命安全^[2]。

检力器是专为矿山应急救援设计的体能训练与考核器械,起源于苏联,于 20 世纪五六十年代传入中国^[3]。2021 年,应急管理部发布的《矿山救护队标准化考核规范》将其列为“综合体质”考核的重要项目^[4],要求救援人员在规定时间内完成规定次数的动作。李小明等^[5]研究发现,矿山救援人员的职业损伤发生率超 50%,且日常训练是职业损伤的主要诱因。吴放等^[2]进一步指出,在各类训练项目中,下拉检力器训练导致的损伤占比最高,达 29.1%,且腰部、肘部和肩部是最易受伤的部位。现有研究揭示了救援人员职业损伤的流行病学特征,多聚焦于损伤发生率与分布,但针对下拉检力器这一关键训练项目的机制性研究较为薄弱,缺乏对训练中生物力学特征及具体损伤机制的深入探讨。

鉴于下拉检力器训练损伤高发且集中于特定部位,亟需从肌肉负荷与疲劳机制角度系统分析。在工作相关肌肉骨骼疾患 (Work-related Musculoskeletal Disorders, WMSDs) 研究领域,表面肌电 (surface Electromyography, sEMG) 技术已得到广泛且深入的应用,如在矿山^[6]、建筑^[7]、手工制造^[8]等行业。该技术已成为解决职业健康与安全领域诸多问题的有力工具,可为优化训练方案与制定疲劳管理策略提供科学依据。

鉴于此,笔者拟以矿山救援人员为试验对象,在规范化的下拉检力器模拟考核中采集 sEMG 信号,通过时域、频域分析,揭示下拉检力器训练时的肌肉激活模式与疲劳演化特征,以期为救援人员职业健康与安全问题提供有效的解决思路。

1 下拉检力器试验与数据分析

1.1 下拉检力器试验设计

1) 被试与试验设备。样本量基于不同动作阶段肱三头肌中位频率 (Median Frequency, MF) 的差异,利用 G * Power 3.1.9.7 软件进行计算。统计分析方法为单因素重复测量方差分析法,主要参数结合前期预试验数据及相关文献确定:显著性水平 $\alpha = 0.05$,检验功效 $(1 - \beta) = 0.80$,效应量 $f = 0.20$ 。计算结果显示,最小样本量为 36 人。为补偿研究过程中预期 10% 的被试脱落和/或数据缺失,最终纳入国家矿山应急救援大同队 40 名队员为研究对象,相关基本信息见表 1。纳入标准包括:①具备 2~9 年的下拉检力器训练经验;②无心血管疾病史或重大手术史;③近 6 个月内无影响本次试验的严重损伤,且能保持每周至少一次的下拉检力器训练频率;④试验前 48 h 内未进行剧烈活动。试验前,所有被试在了解详细的试验流程后,签署试验知情同意书。

采用国家矿山应急救援考核用标准检力器。试验时采用无线 sEMG 系统与 2 台高速摄像机同步采集被试下拉检力器过程中的 sEMG 信号与视频信号。

2) 测试肌肉。矿山救援人员职业损伤特征研究显示,在下拉检力器训练中,腰部为报告损伤次数最多的部位,其次为肘部、肩部和髋部^[2]。试验前

表 1 被试基本情况

Table 1 Basic information of participants

队员人数	年龄/岁	身高/m	体质量/kg	训练年限/a	BMI/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$)
40	30.35±2.80	1.75±0.04	76.32±6.08	6.26±2.14	25.00±1.89

通过录像分析法初步分析救援人员下拉检力器过程中的动作特征。结果显示,该项目的力量输出主要依靠上肢肌群,尤以肱三头肌和背阔肌为主。核心区域及下肢肌群主要负责稳定和支撑躯干,协同发力。因此,最终选取左右两侧肱三头肌、背阔肌、中段竖脊肌、下段竖脊肌共 8 块肌肉为测试肌肉,如图 1 所示。



图 1 sEMG 采集模块安装

Fig. 1 sEMG acquisition module installation

3) 试验过程。在测试开始前,被试应先进行为期 10 min 的准备活动,内容以慢跑、关节灵活性练习、肌肉激活练习、下拉检力器练习为主,强度和容量以身体略微出汗为宜。准备活动结束后,被试休息 10 min,期间试验人员为被试依次进行皮肤除毛、粘贴电极片、安装 sEMG 信号采集模块等工作。电极片应沿肌纤维走向粘贴在测试肌肉最为隆起的肌腹上。被试休息结束后开始测试,试验人员提前开启信号采集,待被试准备完毕后发出开始口令进行测试。测试过程中,被试按《矿山救护队标准化考核规范》中“综合体质”考核项目内“激烈行动”项目的下拉检力器标准,在 150 s 内完成 80 次下拉动作。

1.2 动作阶段划分与肌电信号处理

1) 周期定义与阶段划分。下拉检力器是一种动作结构单一的周期性运动,探究其肌肉疲劳特征应以单一动作周期为单位。标注下拉检力器过程中重锤各个最低点与最高点,定义 2 个相邻最低点间的时段为一个动作周期。在一个动作周期中,定义首个最低点至最高点间的时段为下拉期,最高点至第 2 个最低点间的时段为还原期(图 2)。

分析救援人员训练录像发现,随着动作的进行,

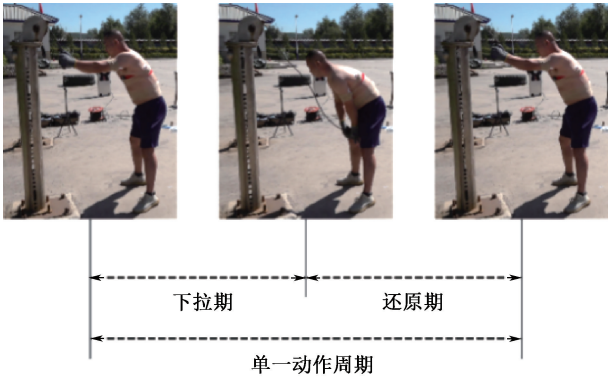


图 2 单一动作周期

Fig. 2 Single action cycle

救援人员在不同阶段呈现出显著差异的动作模式、发力能力和疲劳程度。具体表现为:初期动作模式稳定且标准,发力能力较强,整体状态良好;前中期动作速度略有减慢,发力效率开始下降,疲劳迹象逐渐显现;中后期疲劳进一步累积,为维持动作完成,部分救援人员开始出现代偿性动作模式,如腰部轻微屈曲;后期疲劳显著加剧,动作模式明显变形,代偿现象普遍,发力能力明显下降。基于这些观察,为深入探究肌肉疲劳的动态演变过程,将 80 个动作周期划分为 4 个阶段:第 1~20 次(T1 阶段)、第 21~40 次(T2 阶段)、第 41~60 次(T3 阶段)、第 61~80 次(T4 阶段),分别代表动作的初期、前中期、中后期及后期,以便动态呈现肌肉疲劳的演变过程。

2) 时域分析。在时域分析中,常用指标包括积分肌电(integrated Electromyography, iEMG)、均方根振幅(Root Mean Square, RMS)、过零点数(Zero Crossing, ZC)等。研究表明,RMS 不仅能分别表征肌肉活动的总量与强度,还兼具计算高效性及良好的抗噪能力,能够从不同维度有效表征肌肉活动的生理特征^[9]。因此,选择 RMS 作为时域评价指标。

RMS 是指在一定时间段内,sEMG 信号进行平方、均值和开方运算后得到的有效振幅值。它反映肌肉在该时间段内的电信号平均强度,是量化肌肉收缩水平和神经驱动强度的核心指标。RMS 越大,通常表明肌肉收缩时运动单元的同步化程度越高或放电频率越快。在计算 RMS 时,需先对原始 sEMG 信号进行带通滤波消除噪声,随后对特定时间窗口内的每个 sEMG 信号幅值依次平方、均值和开方运

算处理,最终得到反映肌肉动态激活强度的特征值。

RMS 定义如下:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (1)$$

式中: N 为分析窗口内的采样点总数; X_i 为第 i 个采样点的肌电信号值。

由于不同被试的 sEMG 存在个体差异,因此,需标准化处理每名被试的 sEMG 以降低个体差异,从而使数据具有可比性^[10]。标准化处理 sEMG 的具体方法为:找出每名被试正式测试时整个动作周期中 RMS 的最大值,以 RMS 最大值作为该名被试不同肌肉 RMS 标准化处理的基准值。

计算公式如下:

$$RMS_n = \frac{RMS_e}{RMS_m} \times 100\% \quad (2)$$

式中: RMS_n 为标准化均方根振幅; RMS_e 为实际测得均方根振幅; RMS_m 为整个动作过程中均方根振幅的最大值。

肌肉贡献率 (Muscle Contribution rate, MC) 是指在一项由多部分肌肉共同参与的行动中,某块肌肉的 sEMG 参数 (如 iEMG 或 RMS, 文中选用 RMS 进行计算) 占有参与采集的肌肉 sEMG 参数总和的比例^[11]。它反映该肌肉在整体动作中的“相对”参与程度,是评估肌肉协同作用与代偿策略的关键指标。MC 越大,表明该肌肉在动作执行过程中的相对参与程度越高。在计算 MC 时,需先标准化处理每块肌肉的 sEMG 参数,再计算该肌肉的 sEMG 参数占有参与采集肌肉 sEMG 参数总和的比例,最终量化各肌肉在整体动作中的功能权重。

MC 定义如下:

$$MC_i = \frac{RMS_i}{\sum_{kj=1} RMS_j} \times 100\% \quad (3)$$

式中: MC_i 为目标肌肉贡献率; RMS_i 为目标肌肉均方根振幅; RMS_j 为第 j 块肌肉的均方根振幅; K 为参与测试的肌肉数量。

3) 频域分析。在频域分析中,常用指标包括平均功率频率 (Mean Power Frequency, MPF)、MF、频谱峰值频率 (Peak Frequency, PF) 等。研究表明: MF 因其对整体频谱迁移的敏感性、对噪声干扰的鲁棒性及与疲劳机制的强相关性,能够稳定地表征肌肉疲劳引起的能量分布变化^[12]。因此,选择 MF 作为频域评价指标。

MF 是指将 sEMG 信号的功率谱密度 (Power

Spectral Density, PSD) 总能量均分时所对应的频率值。它反映肌肉活动过程中功率谱能量的分布特性,是评估肌肉疲劳状态的关键指标。MF 值越低,通常表明肌肉疲劳程度越高,因疲劳时功率谱会向低频方向迁移。在计算 MF 时,需先通过快速傅里叶变换估计 sEMG 信号的 PSD,再在设定频段内对 PSD 进行积分,找到使积分面积均分的频率点。

MF 定义如下:

$$MF = \int_0^{MF} p(f) df = \int_{MF}^{\infty} p(f) df = \frac{1}{2} p(f) df \quad (4)$$

式中 $p(f)$ 为 sEMG 信号功率谱密度函数。

1.3 统计学分析

采用统计分析软件 SPSS 28.0 对数据进行统计学分析。以均值 $M \pm$ 标准差 (Standard Deviation, SD) 的形式描述统计数据,使用 Shapiro-Wilk Test 检验数据是否符合正态分布,应用单因素重复测量方差分析进行统计学分析,若数据满足 Mauchly 球形度检验,主体内效应检验结果以原假设即假设球形度中的结果为准,若数据拒绝 Mauchly 球形度检验,则以经 Greenhouse-Geisser 校正后的结果为准,运用最小显著性差异法 (Least-Significant Difference, LSD) 进行数据间的两两比较,对比不同阶段时间参数与时空参数的差异。显著性水平定义为 $\alpha = 0.05$ 。

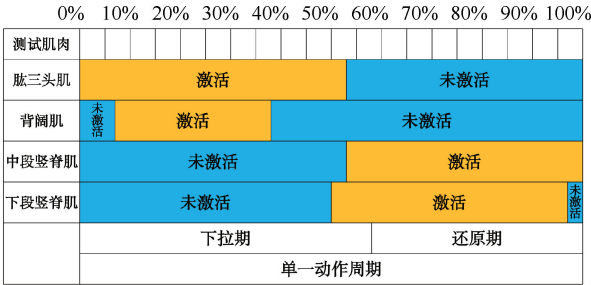
2 肌肉激活模式与疲劳演化特征

2.1 下拉检力器肌肉激活模式

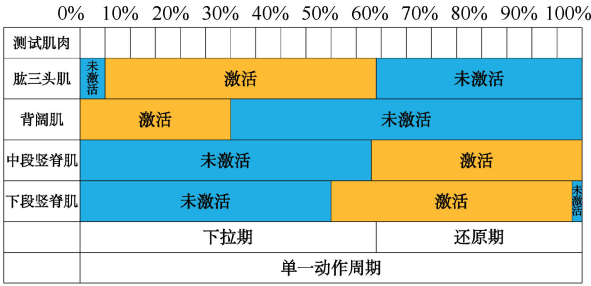
根据文献[13],选取当该肌肉的 RMS 达到其最大值的 15% 时,认为在下拉检力器过程中该肌肉此刻处于激活状态。矿山救援人员下拉检力器过程中不同阶段单一动作周期中各肌肉的激活情况如图 3 所示。

在下拉期,肱三头肌的激活程度较高,基本覆盖完整的下拉阶段,显示出其作为主要发力肌群之一的重要作用。背阔肌的激活同样明显,在动作展开过程中逐步加强,体现出其作为主导肌肉参与下拉动作发力的核心作用。竖脊肌中下段在这个阶段的激活水平相对较低,但仍在下拉末期发挥一定的辅助作用,体现其在维持躯干的稳定性方面的关键效果。在还原期,竖脊肌中段和下段基本处于激活状态,这与其在动作还原时进一步维持躯干稳定以及姿势还原的需求相符合。

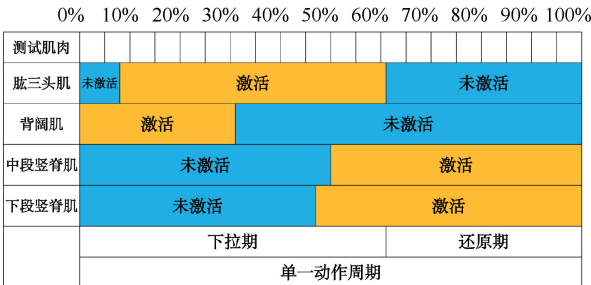
总体来看,肱三头肌与背阔肌在下拉期主动向心收缩以使重锤上升,而中下段竖脊肌主要进行等



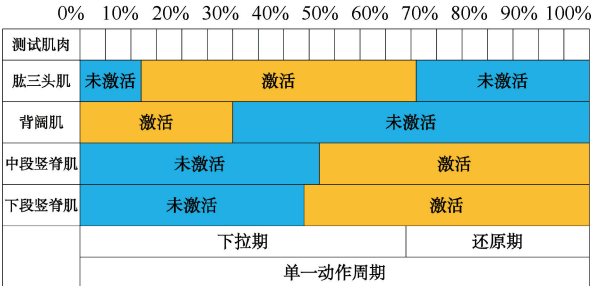
(a) T1阶段



(b) T2阶段



(c) T3阶段



(d) T4阶段

注:0%~100%为单一动作周期的时间百分比。

图3 不同阶段单一动作周期各肌肉激活情况

Fig. 3 Muscle activation patterns across different phases of a single movement cycle

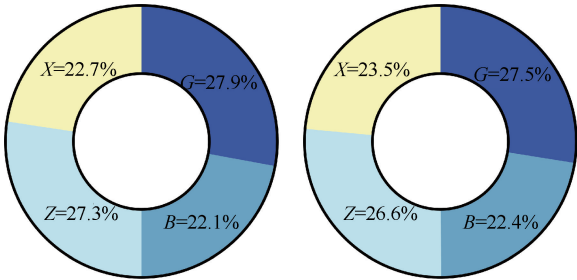
长收缩以维持躯干的稳定性,为上肢肌肉发力创造良好的条件。在还原期,中下段竖脊肌全程处于激活状态,整体由控制性维持躯干稳定转向主动发力还原身体姿态。这样的激活趋势体现了身体在复杂动作过程中,多个肌群协同配合以实现力量输出与姿态稳定的动态平衡。

随着动作次数的累积,从T1阶段的20次动作到T4阶段的80次动作,不同肌肉的激活时刻与激

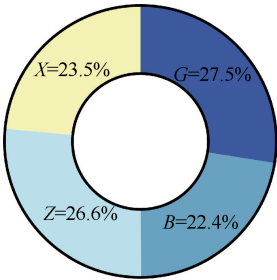
活时间占比在4个阶段中逐渐发生变化。这种变化主要表现为主要发力肌群与协同稳定肌群在动作过程中随着疲劳累积带来的激活策略调整与角色适应。主导肌肉肱三头肌和背阔肌的激活比例基本不变,但下拉期时间增加,肱三头肌与背阔肌的激活时间增加,这可能是由于主导肌肉发生疲劳,需要更多的激活时间来完成完整的下拉动作。而竖脊肌中下段的激活占比稳步上升,显示出协同稳定肌群在主导肌肉疲劳加剧时对躯干稳定性与姿态改变的强化参与。这种动态变化充分体现了身体复杂的神经肌肉协调机制,以适应动作需求和应对疲劳挑战。

2.2 下拉检力器肌肉贡献率变化

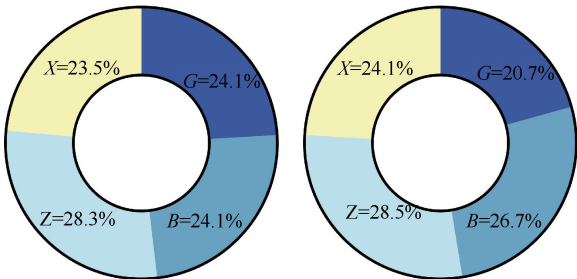
为量化各肌肉在单一动作周期中的相对贡献程度,基于各肌肉的RMS总和计算各肌肉的贡献率。下拉检力器不同阶段肌肉贡献率的变化情况如图4所示。在T1阶段,肱三头肌和背阔肌作为主要发力肌肉,分别占比27.9%和22.1%,是下拉期重锤上升的核心力量来源。其中,背阔肌的贡献率略低于肱三头肌,但二者相互协同,共同发挥着克服重锤重力的作用。中段竖脊肌的贡献率为27.3%,下段竖脊肌的贡献率为22.7%,体现出这2部分协同稳定肌群在维持躯干稳定和姿势还原方面的重要作用。



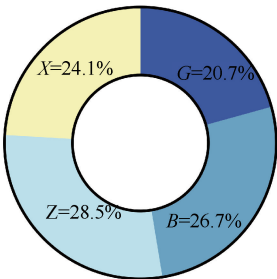
(a) T1阶段各肌肉贡献率



(b) T2阶段各肌肉贡献率



(c) T3阶段各肌肉贡献率



(d) T4阶段各肌肉贡献率

注:G、B、Z、X分别代表肱三头肌、背阔肌、中段竖脊肌、下段竖脊肌的肌肉贡献率。

图4 不同阶段各肌肉贡献率变化

Fig. 4 Changes in muscle contribution rates across different phases

随着下拉检力器动作重复次数的增加,各肌肉

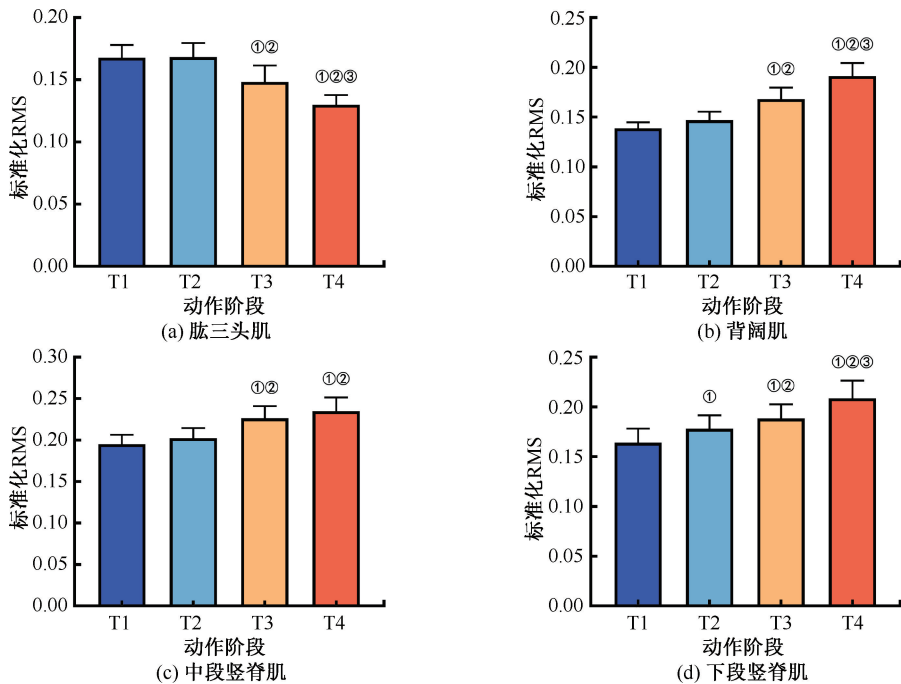
的贡献率呈现显著适应性调整。其中, 肱三头肌作为主要发力肌肉逐渐疲劳, 其贡献率从初始的 27.9% 显著下降至 20.7%, 而背阔肌则适应性地逐渐承担更多的负荷, 贡献率略微上升至 26.7%, 表明中枢神经系统通过增强协同肌募集以补偿主动肌功能衰退, 展现出代偿机制的作用。同时, 中下段竖脊肌贡献率的提高, 从稳定支持逐步转变为姿态控制与力量分布的双重角色。这些变化反映了在疲劳条件下, 主导发力肌、协同发力肌与稳定肌之间的动态协作机制, 以维持动作的稳定性。

下拉检力器过程中各阶段不同肌肉的激活特征与肌肉贡献率表明: 救援人员在单一动作周期中各肌肉的激活时长逐渐增加, 力量的输出策略从初期的肘肩关节主导发力转向后期的肘肩髋关节联合驱动。这一转变虽然可短期维持动作完成, 却会因竖脊肌激活时长增加与激活水平提高导致救援人员竖脊肌过度负荷, 救援人员可能会产生竖脊肌局部缺血、乳酸堆积或椎间盘内压增加等情况, 其身患腰肌劳损、椎间盘退变或突出等腰部肌肉骨骼疾病的风险大大增加^[14]。在动作后期, 肱三头肌在疲劳状态下的肌肉贡献率仍处于较高水平, 背阔肌的肌肉贡献率因代偿机制的作用逐阶段递增, 同时, 它们在下拉检力器这样一个短时间、高强度、高次数过程中的激活时间也伴随下拉期时间的增加逐渐增加, 肘肩

关节及其肌肉长期处于高压状态, 导致关节炎、肌腱炎等情况发生, 救援人员身患肱骨内外上髁炎、肩峰下撞击综合征以及肩袖损伤等肌肉骨骼疾病的风险增加^[15]。

2.3 基于 sEMG 信号的 RMS 分析

下拉检力器过程中不同肌肉在不同阶段的 RMS 对比如图 5 所示。肱三头肌在 T1 阶段的 RMS (0.17 ± 0.03) 与 T2 阶段 (0.17 ± 0.03) 无显著性差异。T3 阶段 RMS (0.15 ± 0.04) 显著低于 T1 ($P<0.05$) 和 T2 阶段 ($P<0.01$)。T4 阶段 RMS (0.13 ± 0.02) 显著低于 T1 ($P<0.001$)、T2 ($P<0.001$) 和 T3 阶段 ($P<0.05$)。已有研究表明: 当肌肉出现疲劳时, 机体往往会启动代偿机制以维持动作的连续性与协调性^[16]。这一过程通常伴随着动作模式的调整和肌肉负荷的重新分配, 从而导致疲劳肌肉的神经肌肉募集程度下降, 表现为肌肉 RMS 的降低。结合文中结果, 随着动作重复次数的增加, 肱三头肌的 RMS 从 T3 阶段开始显著降低, 提示其神经肌肉活跃度逐渐下降。这一变化提示肱三头肌可能从 T3 阶段开始出现疲劳现象, 为维持动作的持续执行, 其他肌群通过增强募集来代偿肱三头肌功能的下降。这种疲劳状态不仅可能限制其力量输出, 还可能削弱整体动作的效率与稳定性。



注: ①表示与 T1 阶段相比, $P<0.05$; ②表示与 T2 阶段相比, $P<0.05$; ③表示与 T3 阶段相比, $P<0.05$; 表 2 同。

图 5 不同阶段各肌肉 RMS 变化
Fig. 5 Changes in RMS values of muscles across different phases

背阔肌在 T1 阶段的 RMS(0.14 ± 0.02)与 T2 阶段(0.15 ± 0.03)无显著性差异,T3 阶段 RMS(0.17 ± 0.03)显著高于 T2($P<0.05$)和 T1 阶段($P<0.01$)。T4 阶段 RMS(0.19 ± 0.04)显著高于 T3($P<0.01$)、T2($P<0.01$)和 T1 阶段($P<0.01$)。背阔肌在下拉检力器动作过程中逐步表现出神经肌肉活跃度的增强,反映动作后期背阔肌作为主要发力肌群在对抗阻力中的作用逐渐增加,以补偿肱三头肌因疲劳而出现的力量下降,从而维持动作的完成质量和整体功能的稳定性。

中段竖脊肌在 T1 阶段的 RMS(0.20 ± 0.03)与 T2 阶段(0.20 ± 0.04)无显著性差异,而 T3(0.23 ± 0.04)、T4 阶段 RMS(0.24 ± 0.05)显著高于 T2($P<0.05$, $P<0.05$)和 T1 阶段($P<0.01$, $P<0.01$)。

下段竖脊肌的 RMS 在动作重复中不断增加,T2 阶段 RMS(0.18 ± 0.04)显著高于 T1 阶段(0.16 ± 0.04)($P<0.05$),T3 阶段(0.19 ± 0.04)显著高于 T2($P<0.01$)和 T1 阶段($P<0.01$),T4 阶段(0.21 ± 0.05)显著高于 T3($P<0.05$)、T2($P<0.01$)和 T1 阶段($P<0.01$)。表明在下拉检力器过程中,中段和下段竖脊肌的神经肌肉活跃度随着动作的进行逐渐增

加,这种增长趋势可能与动作过程中救援人员对躯干稳定能力与姿势还原能力的要求逐步增加有关。特别是在动作后期,中下段竖脊肌的 RMS 显著升高,表明其在持续承担高负荷状态下发挥了更大的作用,这可能与下拉动作完成时其他肌肉因疲劳而导致的代偿机制有关,以确保整体动作能够有效完成。

2.4 下拉检力器训练中的肌肉疲劳特征分析

矿山救援人员下拉检力器过程中不同阶段不同肌肉的 MF 对比见表 2。肱三头肌在 T1 阶段的 MF(68.56 ± 2.22 Hz)与 T2 阶段(67.58 ± 1.56 Hz)无显著性差异,T3(66.41 ± 1.24 Hz)阶段显著低于 T1($P<0.01$)和 T2 阶段($P<0.05$),T4 阶段(64.26 ± 2.55)显著低于 T1($P<0.01$)、T2($P<0.01$)和 T3 阶段($P<0.05$)。这种 sEMG 信号 PSD 能量渐进性低频偏移表明:动作重复次数的增加会导致神经肌肉疲劳持续累积^[17],这可能与慢肌纤维代偿募集增加、动作电位传导速度下降引起运动单位同步化减弱,以及乳酸等代谢产物堆积抑制收缩效率有关^[18]。动作后期肱三头肌的力量输出与中枢运动控制效率同步衰减。

表 2 不同阶段各肌肉 MF 变化

Table 2 Changes in muscle MF across different phases

肌肉名称	MF(平均值±标准差)/Hz				F	P	η_p^2
	T1	T2	T3	T4			
肱三头肌	68.56±2.22	67.58±1.56	66.41±1.24 ^{①②}	64.26±2.55 ^{①②③}	18.9	<0.001	0.677
背阔肌	67.66±1.58	67.52±2.18	67.66±2.51	66.69±1.63	0.886	0.457	0.064
中段竖脊肌	65.75±1.98	65.10±2.44	65.23±1.86	65.49±1.87	0.462	0.71	0.032
下段竖脊肌	69.53±3.29	68.36±1.51	66.60±1.84 ^{①②}	66.87±1.67 ^{①②}	5.481	0.025	0.379

背阔肌与中段竖脊肌 4 个阶段各自的 MF 均无显著差异。表明这 2 块肌肉在动作过程中未出现明显的肌肉疲劳现象,在动作重复过程中未受到过度消耗,能够持续有效地完成所需的力量输出。背阔肌作为主要动力肌,其稳定的 MF 反映其在动作过程中对负荷的适应性较强,而中段竖脊肌 MF 的稳定性更进一步说明其主要作用为静态稳定脊柱,而非动态高强度收缩。

下段竖脊肌在 T1 阶段的 MF(69.53 ± 3.29 Hz)与 T2 阶段(68.36 ± 1.51 Hz)无显著性差异,T4(66.87 ± 1.67 Hz)和 T3 阶段(66.60 ± 1.84 Hz)显著低于 T1 和 T2 阶段($P<0.05$)。这提示下段竖脊肌在动作后半程可能已经开始出现疲劳现象。这可能源于快肌纤维募集减少导致的收缩效率下降,或代谢产物堆积对运动单位放电同步性的干扰。该现象

表明:下段竖脊肌在下拉动作中不仅承担着动态稳定脊柱的核心功能,同时还需完成躯干伸展并完成姿势还原,其疲劳可能导致脊柱负荷异常分布,进而降低动作经济性,并增加腰部损伤风险。

对下段竖脊肌的 sEMG 分析揭示,在下拉检力器动作中,其 RMS 值逐渐升高而 MF 值逐渐降低。这种相反的变化趋势印证了随着动作的持续进行,为补偿主导肌群的疲劳并维持躯干稳定与姿势还原,下段竖脊肌的激活程度显著增强,但同时也伴随着明显的肌肉疲劳现象。这种代偿性激活模式揭示了下段竖脊肌在动作后期,尤其是在主要动力肌群功能下降时的关键补偿角色。然而,这种持续代偿机制易使下段竖脊肌负荷过载,增加腰椎关节和韧带的应力,显著提升腰部损伤风险,对执行下拉任务的救援人员构成潜在安全威胁。

类似现象在其他动作模式相近的高强度重复性任务中也有所体现。RAMIREZ 等^[19]在重复性硬拉生物力学研究中指出,核心肌群疲劳会导致腰椎屈曲增加,从而增大脊柱负荷的风险。WILLWACHER 等^[20]研究表明:疲劳会加剧双桨划船运动中的腰椎屈曲,并增加下背痛风险。SCHAFFER 等^[21]进一步通过数学建模量化研究发现,划船运动可对脊柱产生相当于数倍体重的显著压力,运动员腰椎关键的 L4/L5 节段在运动中承受的平均压缩力高达 5 051 N,相当于其个体体重的 6.5 倍。这些研究共同揭示了此类高强度重复性任务对脊柱健康的严重威胁。因此,合理安排训练强度与频率、优化动作技术以及加强核心肌群的稳定性训练,对于减轻下段竖脊肌的过度负荷与疲劳风险、预防腰部损伤具有至关重要的意义。

尽管文中首次揭示了矿山救援人员在下拉检力器训练中的肌肉激活模式与疲劳演化特征,但仍存在以下局限:①样本仅来自国家矿山应急救援大同一支队伍,结论的外推性需进一步验证;②未探究多训练项目串联的实际训练场景中的情况。

3 结 论

1) 矿山救援人员下拉检力器训练中,肱三头肌和背阔肌为主要动力肌肉,竖脊肌承担躯干稳定和姿势还原功能。训练方案应重点强化肱三头肌力量耐力及下段竖脊肌抗疲劳能力,确保各肌肉协同配合以预防因力量不足或协调紊乱导致的动作变形和损伤。

2) 随着下拉检力器训练进入后半程,肱三头肌的激活水平显著降低,出现疲劳现象。为维持动作持续进行,背阔肌与竖脊肌代偿性激活增强,激活水平显著提高,导致全程持续激活的下段竖脊肌在训练后半程处于“高激活-高疲劳”状态。这一疲劳驱动的代偿模式是导致腰部负荷增大与损伤风险提升的关键诱因。训练中应强化核心控制以维持脊柱中立。

3) 后续研究将扩大样本至更多矿山应急救援队,探究实际训练场景中下拉检力器过程中的肌电信号变化特征,并引入脑电与皮电等多模态技术,构建“中枢-外周”综合疲劳评估模型。

参 考 文 献

- [1] 杨三军,王昆,高笛,等. 应急救援人群高强度功能训练的应用效果与作用机制研究进展[J]. 体育科学, 2023, 43(3): 58-68.
YANG Sanjun, WANG Kun, GAO Di, et al. The research progress on the effects and action mechanisms of high-intensity functional training on emergency rescue personnel[J]. China Sport Science, 2023, 43(3): 58-68.
- [2] 吴放,李庆,杨三军,等. 国家矿山救护队员职业损伤特征与风险因素筛查[J]. 中国安全科学学报, 2024, 34(9): 241-247.
WU Fang, LI Qing, YANG Sanjun, et al. Occupational injury characteristics and risk factors screening of national mine rescuers[J]. China Safety Science Journal, 2024, 34(9): 241-247.
- [3] RAN Hongyu. Physical training courses of mine rescue crew in different age[J]. BCP Social Sciences & Humanities, 2022, 16: 287-294.
- [4] 杨伟. 数字化训练方法提升矿山安全应急准备能力[J]. 中国安全生产, 2022, 17(11): 54-55.
- [5] 李小明,许向辉,李佳,等. 矿山救护队员工伤事故分析[J]. 职业卫生与应急救援, 2015, 33(3): 209-210, 212.
LI Xiaoming, XU Xianghui, LI Jia, et al. Analysis of occupational accidents among mine rescue team members[J]. Occupational Health and Emergency Rescue, 2015, 33(3): 209-210, 212.
- [6] CHEN Shoukun, XU Kaili, YAO Xiwen, et al. Psychophysiological data-driven multi-feature information fusion and recognition of miner fatigue in high-altitude and cold areas[J]. Computers in Biology and Medicine, 2021, 133: DOI: 10.1016/J.COMPBIO.2021.104413.
- [7] ANTWI-AFARI M F, LI Heng, EDWARDS D J, et al. Biomechanical analysis of risk factors for work-related musculoskeletal disorders during repetitive lifting task in construction workers[J]. Automation in Construction, 2017, 83: 41-47.
- [8] ALLAHYARI T, MORTAZAVI N, KHALKHALI H R, et al. Shoulder girdle muscle activity and fatigue in traditional and

improved design carpet weaving workstations[J]. International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health, 2015, 29(2): 345–354.

[9] WOODWARD R B, STOKES M J, SHEFELBINE S J, et al. Segmenting mechanomyography measures of muscle activity phases using inertial data[J]. Scientific Reports, 2019, 9(1): DOI: 10. 1038/s41598-019-41860-4.

[10] RANALDI S, CORVINI G, DE MARCHIS C, et al. The influence of the sEMG amplitude estimation technique on the EMG-force relationship[J]. Sensors, 2022, 22(11): DOI: 10. 3390/S22113972.

[11] KALLENBERG L A, HERMENS H J. Behaviour of motor unit action potential rate, estimated from surface EMG, as a measure of muscle activation level[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2006, 3: DOI: 10. 1186/1743-0003-3-15.

[12] WAN Jingjing, QIN Zhen, WANG Pengyuan, et al. Muscle fatigue: general understanding and treatment[J]. Experimental & Molecular Medicine, 2017, 49(10): DOI: 10. 1038/emm. 2017. 194.

[13] 牛剑锋, 孙琦. 乒乓球正手拉球的表面肌电的特征[J]. 北京体育大学学报, 2023, 46(1): 136–143.

NIU Jianfeng, SUN Qi. Surface electromyography characteristics of forehand pull in table tennis[J]. Journal of Beijing Sport University, 2023, 46(1): 136–143.

[14] TAYLOR E W, UGBOLUE U C, GAO Yang, et al. Erector spinae muscle activation during forward movement in individuals with or without chronic lower back pain: a systematic review and meta-analysis[J]. Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation, 2023, 5(3): DOI: 10. 1016/j. arret. 2023. 100280.

[15] RAS J, SOTERIADES E S, SMITH D L, et al. Association between physical fitness and musculoskeletal health in firefighters[J]. Frontiers in Physiology, 2023, 14: DOI: 10. 3389/FPHYS. 2023. 1210107.

[16] HAJILOO B, ANBARIAN M, ESMAEILI H, et al. The effects of fatigue on synergy of selected lower limb muscles during running[J]. Journal of Biomechanics, 2020, 103: DOI: 10. 1016/j. jbiomech. 2020. 109692.

[17] NGUYEN V H, LUU G T, LUONG T V, et al. After-fatigue condition: a novel analysis based on surface EMG signals[J]. arXiv, 2023: DOI: 10. 48550/arXiv. 2309. 04770.

[18] LACERDA L T, COSTA C G, LIMA F V, et al. Longer concentric action increases muscle activation and neuromuscular fatigue responses in protocols equalized by repetition duration[J]. Journal of Strength & Conditioning Research, 2019, 33(6): 1 629–1 639.

[19] RAMIREZ V J, BAZRGARI B, GAO Fan, et al. Low back biomechanics during repetitive deadlifts: a narrative review[J]. IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors, 2022, 10(1): 34–46.

[20] WILLWACHER S, KOOPMANN T, DILL S, et al. Dorsal muscle fatigue increases thoracic spine curvature in all-out recreational ergometer rowing[J]. European Journal of Sport Science, 2021, 21(2): 176–182.

[21] SCHÄFE R, TROMPETER K, FETT D, et al. The mechanical loading of the spine in physical activities[J]. European Spine Journal, 2023, 32(9): 2 991–3 001.

作者简介： 孟昀晨（1992—），男，江苏淮安人，博士，讲师，主要从事特种职业体能与健康防护、应急救援与安全管理等方面的研究。E-mail:yc_meng@cumtb.edu.cn。

