

# 基于表面肌电图的股直肌急性抗阻疲劳动态评估

樊佳慧

南京体育学院 运动健康学院, 江苏南京, 210014;

**摘要:** 目的: 应用表面肌电图 (Surface Electromyography, sEMG) 评估股直肌在急性抗阻疲劳状态下的神经肌肉功能, 以期探索 sEMG 评估股直肌急性疲劳的价值, 为优化运动性疲劳监测方案提供实证依据。方法: 本研究采用重复测量实验设计。共纳入 35 例健康青年受试者 (年龄:  $21.31 \pm 2.17$  岁), 以 80%1RM (One Repetition Maximum, 一次重复最大值) 负荷执行单腿伸膝抗阻至力竭训练。实验方案包含 3 组训练, 组间休息 3 分钟, 以无法维持 50 次/分钟的运动节奏或伸膝角度  $< 45^\circ$  作为每组力竭标准。分别在基线状态及每组抗阻训练 (Resistance Exercise, RE) 采集股直肌神经电活动 sEMG 平均功率频率 (Mean Power Frequency, MPF) 和中位频率 (Median Frequency, MDF)。结果: MPF 与 MDF 时间效应显著 ( $P < 0.001$ ) 且在 RE1 阶段显著下降 ( $P < 0.05$ ); RE 3 时两指标较基线均显著降低 (均  $P < 0.001$ );  $\Delta$ MPF (RE3-基线) 与  $\Delta$ MDF 呈极强正相关 ( $r = 0.950$ )。结论: MPF 与 MDF 的早期陡降可作为外周疲劳实时预警指标, 而后续动态平衡特征提示抗阻训练中疲劳发展存在阶段性适应机制。频域参数间的高度协同性为简化疲劳检测方案提供了理论依据。

**关键词:** 股直肌疲劳; 表面肌电图; 抗阻训练

**DOI:** 10.69979/3029-2808.25.05.015

## 前言

肌肉疲劳被广泛定义为无法维持所需或预期的力量 (或功率输出), 从而在特定负荷下随时间完成任务的肌肉能力下降<sup>[1,2]</sup>, 并伴随着疲劳感甚至精疲力竭的增加<sup>[3]</sup>。作为常见的生理现象, 肌肉疲劳若长期或反复发生, 可引发肌肉损伤, 进而影响身体机能。肌肉疲劳不仅会使肌肉力量输出与耐力水平下降, 进而显著削弱运动表现, 还可能干扰训练计划的有效实施, 影响训练效果的达成。因此, 及时且准确地检测与评估肌肉疲劳状态, 对于提升运动表现、优化训练方案, 以及切实保障运动者的身体健康而言, 均具有不可忽视的重要实践意义。

在人体众多肌群中, 股直肌作为典型的双关节肌, 其功能主要为屈髋和伸膝。相较于股四头肌的其余三个头, 股直肌在下肢运动中扮演着更为关键的角色, 作为大腿前部的核心肌肉, 股直肌在行走、跑步等各类下肢运动中均发挥着不可或缺的作用, 因而也更易受到损伤。

鉴于股直肌在下肢运动中的重要地位及其易损伤的特点, 对其疲劳状态进行科学、精准的评估, 不仅能够为运动训练的合理规划与科学指导提供重要参考, 助力提升运动表现、降低运动损伤风险; 同时, 也能为制定个性化的康复方案提供坚实有力的依据, 促进运动损伤后的功能恢复。

表面肌电图 (sEMG) 通过无创检测肌肉电活动, 广

泛用于局部肌肉疲劳的动态监测。时域分析核心参数包括均方根 (Root Mean Square, RMS) 和积分肌电图 (Integrated Electromyography, IEMG)。RMS 通过计算加窗信号幅值的均方根值反映肌肉激活强度<sup>[4]</sup>, 而 IEMG 表征整流后信号的总能量<sup>[5]</sup>。在持续的肌肉疲劳过程中, RMS 和 IEMG 常随运动单位同步性增强而递增, 但时域参数需结合频域分析以提高评估可靠性<sup>[6]</sup>。频域分析基于快速傅里叶变换提取功率谱特征, 关键参数为平均功率频率 (MPF) 和中位频率 (MDF)。MPF 为功率谱加权平均频率, MDF 为功率谱中位数频率。疲劳性收缩时, MPF 与 MDF 显著下降, 表明运动单位动作电位传导速度降低及同步性增强<sup>[7-8]</sup>。肌肉疲劳时, 肌纤维传导速度下降及运动单位募集改变可通过 sEMG 信号的频域参数定量表征<sup>[9-10]</sup>。尽管动态收缩条件下 sEMG 信号因关节角度、收缩速度等因素呈现非平稳性, 但结合短时傅里叶变换等时频分析方法仍可有效解析疲劳进程<sup>[12]</sup>。

迄今为止, 大多数关于肌肉疲劳的 sEMG 研究聚焦于等长收缩模式, 旨在受控环境中建立标准化的 EMG 特征。专门针对肌肉动态收缩条件下的疲劳特性的研究仍较为有限。基于上述研究背景旨在探索肌电信号特征 MPF 与 MDF 在股直肌急性抗阻疲劳状态下的变化趋势, 为未来运动训练及康复干预提供科学依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验对象

本实验采用线上及线下相结合的方式共招募了 35 名健康大学生, 纳入标准: 年龄 18-30 岁, BMI 18-30 kg/m<sup>2</sup>; 无规律下肢抗阻训练史, 自述日常身体活动水平为低至中等; 自愿签署知情同意书。排除标准: 存在中枢或周围神经系统疾病; 近 6 个月内接受下肢手术或有下肢疼痛史; 试验前 48 小时内服用药物、饮酒、接受按摩或进行高强度运动。

## 1.2 实验设计

本研究采用重复测量实验设计, 所有受试者需要在进行抗阻训练 (RE) 前的三天以上, 进行了单腿伸膝 1 RM 测试。受试者被告知在测试到正式实验期间保持日常生活方式不变, 并避免进行高强度体力活动。此外, 研究人员确保受试者在实验期间没有肌肉酸痛或疼痛。每次抗阻训练后的测量均在 3 分钟内完成。在每次进行伸膝抗阻训练时收集股直肌的表面肌电数据。

### 1.2.1 1RM 测试

本研究中的 1RM 测试是针对坐姿单腿伸膝运动进行<sup>[13,14]</sup>。分三组递增负荷热身 (40%-90%预估 1RM, 每组次数递减), 正式测试通过 3-5 次负荷调整确定最大单次完成负荷, 全程由认证教练监督动作安全, 确保结果准确性<sup>[14]</sup>。

### 1.2.2 单腿抗阻伸膝疲劳方案

受试者完成标准化热身 (包括 5 分钟慢跑、下肢动态拉伸及次最大负荷伸膝以激活目标肌肉) 后, 进行 3 次适应性练习以熟悉动作模式。正式训练采用 Keiser 气动腿部伸展机 (Keiser Corporation, Fresno, CA, USA), 负荷设定为 80%1RM。训练节奏由电子节拍器控制 (50 拍/分钟), 每次运动周期包含向心收缩阶段执行快速伸膝至 0° 和离心收缩阶段控制屈膝返回至 90°。受试者需严格遵循节奏完成动作, 直至达到力竭标准 (无法维持运动节奏或伸膝角度 < 45°)。研究人员全程监督并提供标准化口头鼓励, 重点强调离心阶段的动作质量控制。单腿伸膝抗阻训练共进行 3 组, 每组直到力竭, 组间休息 3 分钟。

## 1.3 数据收集与处理

### 1.3.1 sEMG 信号采集

在受试者执行标准抗阻伸膝运动 (RE) 期间, 采用无线表面肌电系统 (Trigno Wireless System, Delsys Inc., USA) 采集优势侧股直肌的肌电活动信号。优势侧定义为通过标准足球踢远测试确定的功能性优势腿<sup>[15]</sup>。

股直肌电极定位与皮肤预处理根据 SENIAM 标准化

方案及解剖定位法进行<sup>[16]</sup>。首先, 受试者取仰卧位, 膝下置入直径 15 cm 的高密度泡沫轴, 确保髌关节屈曲 15°、膝关节屈曲 30°, 使肌肉处于静息长度。利用卷尺测量髌前上棘与髌骨上缘连线的 50%位置作为电极中心点, 并使用医用记号笔进行体表标记。受试者在实验人员指导下完成等长伸膝动作, 通过触诊确认目标肌肉收缩时肌腹最大隆起区域, 对标记位置进行微调。为了控制皮肤阻抗, 使用一次性无菌剃刀去除标记区域体毛, 并用 75%医用酒精棉片擦拭三次, 之后静置 5 分钟, 确保皮肤完全干燥。在传感器安装过程中, 将 Trigno 传感器长轴沿股直肌纤维走向精确贴附, 使用医用双面胶固定主电极, 并用 3M 透明透气胶带实施二次加固以降低运动伪影。最后, 指导受试者在无外负荷条件下完成 3 次伸膝运动, 实时监测肌电信号幅值及波形特征, 判断信号是否有效。

### 1.3.2 表面肌电信号处理

采用 Delsys 系统配套软件完成原始信号预处理, 以 3 次适应性练习肌电信号作为基线数据, 每组抗阻训练 (RE1-3) 选取疲劳状态最后 3 个完整动作周期的信号进行分析; 通过软件 subset 功能截取目标信号段后, 应用 Remove Mean 功能操作消除直流偏移; 将处理后信号导入 MATLAB (R2022a, MathWorks, USA) 平台, 依次进行零相位四阶巴特沃斯带通滤波 (截止频率为 20~45 Hz) 对肌电信号进行带通滤波处理<sup>[17]</sup>, 50Hz 陷波滤波去除工频干扰; 基于阈值检测法 (信号幅值超过基线 3 倍标准差) 确定动作起止时间<sup>[18]</sup>。

在此基础上, 采用短时傅里叶变换进行频域分析, 设置汉宁窗参数: 窗口长度 256ms (对应 512 采样点, 采样率 2000Hz), 重叠率 75%, 功率谱密度 (PSD) 估计采用 Welch 方法, 频率分辨率为 3.91Hz; 从频谱中提取频域特征 MPF 和 MDF, 如图 2 所示。最后基线数据取 3 次适应性练习动作周期的均值, 疲劳训练数据 (RE1-3) 取每组最后 3 个完整动作周期的均值。

## 2 数据分析

采用 SPSS 25 进行正态、方差齐性及球形检验, 据条件选用 RM-ANOVA (GG/HF 校正) 或 Friedman 分析, Bonferroni 事后检验,  $\Delta$  值用 Pearson 相关分析,  $\alpha=0.05$ 。

## 3 结果

重复测量方差分析结果显示: 股直肌 MPF 的时间效应显著 ( $F=57.64, P<0.001$ )。基线 MPF 值为  $84.29 \pm 12.82$ , RE1 时显著下降至  $64.85 \pm 10.37$  (与基线对

比差异显著)；RE2时回升至 $66.48 \pm 11.12$  (与基线对比差异显著)；RE3时继续升至 $67.33 \pm 11.07$  (与基线对比差异显著)。MDF参数的时间效应显著( $F=33.44$ ,  $P<0.001$ )。基线MDF测量值为 $68.83 \pm 12.59$ , RE1时显著下降至 $54.49 \pm 7.86$  (与基线对比差异显著)；RE2时回升至 $56.47 \pm 9.09$  (与RE1、基线对比差异显著)；RE3时继续升至 $57.08 \pm 9.16$  (与RE1、基线对比差异显著)。相较于基线, RE3时股直肌MPF、MDF均显著下降(均 $P<0.001$ )。Pearson相关分析显示股直肌 $\Delta$ MPF与 $\Delta$ MDF呈极强正相关( $r=0.950$ ,  $P<0.01$ )。

#### 4 讨论

股直肌sEMG频域参数(MPF与MDF)在抗阻力竭训练中呈现双阶段动态响应模式: RE1阶段显著陡降(均 $P<0.05$ ), RE2-3阶段趋于平缓但仍维持低于基线水平(均 $P<0.001$ )。这一现象与经典疲劳模型中的频谱左移规律一致<sup>[20-22]</sup>。但首次揭示了抗阻训练特有的非线性衰减特征。

MPF与MDF在首组训练后即下降至阈值,可能与肌肉代谢环境改变直接相关:力竭性收缩导致乳酸堆积,引发细胞内pH值下降,干扰神经肌肉接头离子通道功能,延长动作电位持续时间并降低传导速度<sup>[23]</sup>,由于MPF、MDF与肌纤维的传导速度相关,上述生理改变直接导致sEMG频谱向低频迁移。后续阶段参数值趋于稳定,可能反映运动单位募集策略的代偿性调整:快肌纤维因疲劳失活后,慢肌纤维主导收缩并伴随运动单位同步化增强,从而维持相对稳定的频谱输出<sup>[24]</sup>。尽管当前样本量( $n=35$ )可能限制统计效力,但参数值持续低于基线( $P<0.05$ )仍提示外周疲劳累积效应占据主导。

$\Delta$ MPF与 $\Delta$ MDF呈现极强正相关性( $r=0.950$ ,  $P<0.001$ ),提示二者受共同生理机制调控。这一发现支持采用单一频域参数(如MDF)简化疲劳监测方案,与Daniel等人<sup>[25]</sup>提出的信号处理优化策略高度契合。

#### 5 结论

在急性抗阻力竭训练中,MPF与MDF的显著下降(均 $P<0.001$ )反映了外周疲劳主导的神经肌肉功能衰减。频域参数的强效应量进一步验证了其在疲劳评估中的敏感性,支持将MDF与MPF作为动态监测运动性疲劳的关键指标。 $\Delta$ MPF与 $\Delta$ MDF高度正相关提示二者可能受共同生理机制调控,该发现为急性抗阻疲劳的监测提供了理论依据,即单一频域参数可有效表征神经肌肉功能状态。

#### 参考文献

- [1]ALBA-JIMÉNEZ C, MORENO-DOUTRES D, PEÑA J. Trends Assessing Neuromuscular Fatigue in Team Sports: A Narrative Review[J]. Sports (Basel, Switzerland), 2022, 10(3): 33.
- [2]CONSTANTIN-TEODOSIU D, CONSTANTIN D. Molecular Mechanisms of Muscle Fatigue[J]. International Journal of Molecular Sciences, 2021, 22(21): 11587.
- [3]BOKSEM M A S, MEIJMAN T F, LORIST M M. Mental fatigue, motivation and action monitoring[J]. Biological Psychology, 2006, 72(2): 123-132.
- [4]HUDGINS B, PARKER P, SCOTT R N. A new strategy for multifunction myoelectric control[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 1993, 40(1): 82-94.
- [5]ERTL P, KRUSE A, TILP M. Detecting fatigue thresholds from electromyographic signals: A systematic review on approaches and methodologies[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 2016, 30: 216-230.
- [6]DUFAUG A, BARTHOD C, GOUJON L, et al. New joint analysis of electromyography spectrum and amplitude-based methods towards real-time muscular fatigue evaluation during a simulated surgical procedure: A pilot analysis on the statistical significance[J]. Medical Engineering & Physics, 2020, 79: 1-9.
- [7]ENDRIX C R, HOUSH T J, CAMIC C L, et al. Comparing electromyographic and mechanomyographic frequency-based fatigue thresholds to critical torque during isometric forearm flexion[J]. Journal of Neuroscience Methods, 2010, 194(1): 64-72.
- [8]KHANAM F, AHMAD M. Frequency Based EMG Power Spectrum Analysis of Salat Associated Muscle Contraction[C]. 2015.
- [9]DE LUCA C J. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans[J]. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 1984, 11(4): 251-279.

- [10]王健, 刘加海. 肌肉疲劳的表面肌电信号特征研究与展望[J]. 中国体育科技, 2003(2): 5-8.
- [11]MOHSENI BANDPEI M A, RAHMANI N, MAJDOLESLA M B, et al. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review[J]. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 2014, 37(7): 510-521.
- [12]FARINA D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions[J]. Exercise and Sport Sciences Reviews, 2006, 34(3): 121-127.
- [13]TANIGUCHI M, YAMADA Y, ICHIHASHI N. Acute effect of multiple sets of fatiguing resistance exercise on muscle thickness, echo intensity, and extracellular-to-intracellular water ratio[J]. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 2020, 45(2): 213-219.
- [14]BARCELOS L C, NUNES P R P, DE SOUZA L R M F, et al. Low-load resistance training promotes muscular adaptation regardless of vascular occlusion, load, or volume[J]. European Journal of Applied Physiology, 2015, 115(7): 1559-1568.
- [15]SMALE K B, SHOURIJEH M S, BENOIT D L. Use of muscle synergies and wavelet transforms to identify fatigue during squatting[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2016, 28: 158-166.
- [16]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: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 2000, 10(5): 361-374.
- [17]吴冬梅, 孙欣, 张志成, 等. 表面肌电信号的分析和特征提取-期刊-万方数据知识服务平台[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(43): 8073-8076.
- [18]卢蕾, 殷涛, 靳静娜, 等. 采集表面肌电信号应用于动作识别的可行性-期刊-万方数据知识服务平台[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(22): 4103-4106.
- [19]ÖZGÖREN N, ARITAN S. Peak counting in surface electromyography signals for quantification of muscle fatigue during dynamic contractions[J]. Medical Engineering & Physics, 2022, 107: 103844.
- [20]DANTAS J L, CAMATA T V, BRUNETTO M A C, et al. Fourier and wavelet spectral analysis of EMG signals in isometric and dynamic maximal effort exercise[J]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2010, 2010: 5979-5982.
- [21]AZMI N L, GHAFAR N A A, NOR K A M, et al. Classification of Muscle Fatigue during Prolonged Driving[J]. ELEKTRIKA- Journal of Electrical Engineering, 2022, 21(3): 40-46.
- [22]GANDEVIA S C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue[J]. Physiological Reviews, 2001, 81(4): 1725-1789.
- [23]DECORTE N, LAFaix P A, MILLET G Y, et al. Central and peripheral fatigue kinetics during exhaustive constant-load cycling[J]. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2012, 22(3): 381-391.
- [24]PHINYOMARK A, THONGPANJA S, HU H, et al. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis[M]//Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. 2012: 195-220.
- [25]DANIEL N, MAŁACHOWSKI J, SYBILSKI K, et al. Quantitative assessment of muscle fatigue during rowing ergometer exercise using wavelet analysis of surface electromyography (sEMG)[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2024, 12: 1344239.

基金项目: 2024年江苏省研究生科研与实践创新计划项目(项目编号: KYCX24\_2418)

第一作者简介: 樊佳慧(1992-), 女, 江苏泰州, 硕士研究生, 研究方向: 运动人体科学