

# 肌肉疲劳的阵列式表面肌电特征研究与展望

马静 刘功聚 王健

阵列式表面肌电是评估肌肉活动的一种非损伤性检测技术,将多个紧密相邻的电极放置于皮肤的限定区域内,多通道采集肌肉活动的表面肌电信号。阵列式表面肌电可采集肌肉活动的时频信息,获取空间位置变化信息,其在运动单位水平上的适用性,扩展了肌肉活动新特性的研究范围<sup>[1]</sup>。目前,阵列式表面肌电的应用,主要集中于特征性肌电信息抽取、运动单位分解算法等<sup>[2]</sup>。阵列式表面肌电信号具有信息含量大、分辨率高的特点,可同时反映肌肉的整体活动和细节信息。应用阵列式表面肌电对肌肉疲劳进行研究,可获取较多特征性信息,有利于疲劳机制的深入研究。本文就肌肉疲劳的阵列式表面肌电变化特征及其在部分领域中的应用进行概述。

## 肌肉疲劳的阵列式表面肌电变化特征研究

主要包括振幅、频率、肌纤维传导速度(muscle fiber conduction velocity, MFCV)、空间分布、运动单位特征的研究。

### 一、振幅变化特征研究

阵列式表面肌电信号作为肌电信号的一种,其振幅的变化一般表现为,在低到中等负荷水平的等长收缩诱发疲劳过程中,振幅随着新运动单位的募集和放电频率的增加而增加;最大负荷收缩过程中,振幅伴随跨膜电位减少、MFCV 减慢和放电频率降低而呈现稳定性下降<sup>[3]</sup>。评估表面肌电信号振幅变化的特征指标主要包括均方根值(root mean square, RMS)、平均值(average rectified value, ARV)。Martinez-Valdes 等<sup>[4]</sup>在峰值输出功率 20%~100%递增负荷的连续性和间歇性踏板车疲劳研究中发现,相对于 MFCV、瞬时平均频率(instantaneous mean frequency, IMNF)和绝对 RMS 等指标来说,标准 RMS 是反映递增功率踏板车运动疲劳的敏感指标之一。

### 二、频率变化特征研究

表面肌电信号的频率在肌肉疲劳过程中,伴随 MFCV 的下降而降低。频率的变化与中枢因素有关,主要受运动单位放电同步性的影响。对于某些不能用 MFCV 进行评估的肌肉,频率分析是评估肌纤维膜变化和持续性肌肉疲劳的主要方法<sup>[3]</sup>。表面肌电信号频率变化的特征指标主要包括平均功率频率(mean power frequency, MPF)、中位频率(median frequency, MF)、平均频率(mean frequency, MNF)、IMNF。其中,当频谱随着时间变化时,IMNF 比 MNF 适用性更好,计算方法如下:  

$$IMNF(t) = \int_{f_L}^f f \cdot P(t, f) df / \int_{f_L}^f P(t, f) df$$
 其中,  $f_L$  为一定带宽范围内的最低频率,  $f_H$  为最高频率<sup>[5]</sup>。

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2018.04.020

基金项目:浙江省教育厅 2015 年度高等学校国内访问学者专业发展项目;国家自然科学基金项目(31671239)

作者单位:311231 浙江体育职业技术学院(马静、刘功聚);浙江大学教育学院(王健);浙江大学心理科学研究中心(王健)

通信作者:王健, Email: pclabeeg@zju.edu.cn

阵列式表面肌电应用研究中, Pozzo 等<sup>[6]</sup>采用 Choi-Williams 时-频转换法获取股外侧肌和股中间肌阵列式表面肌电信号的 IMNF, 经比较发现,应用惯性轮进行 50%最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC)持续 60 s 的膝关节伸展等长收缩及动态向心/离心运动时, IMNF 随着疲劳的发生有所下降。Holtermann 等<sup>[7]</sup>发现 MF 在 25% MVC 持续 3 min 的上斜方肌等长收缩中下降 19%, 此下降幅度与 Mamaghani 等<sup>[8]</sup>的研究结果相一致。

### 三、MFCV 变化特征研究

MFCV 受肌纤维特性及新陈代谢环境的影响,可反映肌纤维横截面积、肌纤维类型、运动单位募集、肌肉疲劳等,是表面肌电评估技术的基本生理学参数之一<sup>[5]</sup>。既往研究表明,新陈代需求增高、放电率增加、血液循环减少、代谢产物堆积等因素会导致细胞膜微环境发生变化<sup>[9]</sup>。细胞外(尤其在 T 小管周围)钾的堆积、乳酸堆积、pH 值下降是 MFCV 降低的主要因素<sup>[3]</sup>。某些伴随肌肉疲劳而产生的生理学变化,如肌肉酸化、钾的堆积,也是影响 MFCV 的因素<sup>[10]</sup>。而 MFCV 可通过阵列式表面肌电直接、准确测得,由此可得, MFCV 是阵列式表面肌电信号分析肌肉疲劳的特征指标之一。

Houtman 等<sup>[11]</sup>对 5 名踝关节中立位被试者、胫骨前肌 30% 及 40% MVC 持续性等长收缩过程中 MFCV 的变化特征进行了研究,发现 MFCV 在降低后均有所上升。MFCV 的变化可归因于已募集运动单位的疲劳和新型运动单位的募集。Pozzo 等<sup>[6]</sup>发现,在膝关节向心及离心动态运动中,股外侧肌和股中间肌的 MFCV 会随着疲劳发生而增加。Sbriccoli 等<sup>[12]</sup>发现,在递增负荷力竭性踏板车运动中,股外侧肌的 MFCV 起初会随着负荷的增加而增加,到达一定程度后,会伴随疲劳的发生而下降。另一研究发现,股内侧肌的 MFCV 在踏频 80 rpm、负荷强度分别为 35 N、50 N、65 N 的力竭性踏板车运动中几乎维持不变<sup>[10]</sup>。

一般而言, MFCV 在较低水平(10%~30% MVC)持续性等长收缩过程中保持恒定或有所增加;在较高水平(40%~100% MVC)持续性等长收缩过程中降低;而在动态疲劳性运动中, MFCV 尚无统一的变化规律。

### 四、空间分布变化特征研究

阵列式表面肌电的显著优点是其特征值图像能反映肌肉活动的空间分布变化特征<sup>[13]</sup>。Watanabe 等<sup>[14]</sup>利用二维阵列式表面电极将股直肌划分为近端区域、中间区域和远端区域,并对 50% MVC 屈髋屈膝 90° 坐位下,等长伸膝和屈髋运动中股直肌疲劳的肌电区域特征开展了研究。结果显示,不同区域股直肌疲劳的肌电特征变化不同,近端区域更易于疲劳。Hedayatpour<sup>[15]</sup>、Holtermann 等<sup>[16-17]</sup>也发现不同区域、不同位置的肌肉在疲劳过程中表现出不同的时空激活特性。因此,肌肉的解剖特性与肌肉疲劳密切相关。

阵列式表面肌电信号空间分布特征的分析主要围绕特征值图像展开。Watanabe 等<sup>[18]</sup>对股直肌在踏频 60 rpm、负荷强度为

150 W、200 W、250 W 的踏车运动中的标准化 RMS 质心变化进行研究,发现 RMS 质心沿着肌肉纵向有明显移动,说明股直肌在多关节运动中沿着近端向远端方向存在区域性调整。Tucker 等<sup>[19]</sup>针对竖脊肌表面肌电振幅的空间分布变化进行研究,其 RMS 地图质心在身体前倾 20°、负荷 7.5 kg、时长 6 min 的持续性收缩中自头部向尾部转移。Staudenmann 等<sup>[20]</sup>对肱二头肌多通道单极肌电信号进行分析,发现在 20% MVC 等长收缩过程中,肌电振幅并不是在所有通道中都有增加,且肌肉活动的空间分布在不同被试者中不尽相同。Holtermann 等<sup>[21]</sup>应用阵列式表面肌电对斜方肌上部肌纤维的生理学和结构特性进行研究,发现 MFCV 空间分布在不同力水平及疲劳中的变化不存在一致性。

由此可见,疲劳过程中肌肉活动的空间分布发生变化,说明运动单位募集及运动控制策略有所调整。不同区域肌肉活动的非一致性变化,进一步证实了肌肉内存在差别激活。肌肉活动的时空特性还有待进一步研究。阵列式表面肌电信号空间分布特征的研究,可为神经肌肉活动提供更加细致的信息,有助于神经肌肉功能的准确评价、运动疲劳及损伤机制的深入研究等。

### 五、运动单位变化特征研究

阵列式表面肌电可以更准确地反映运动单位的放电模式、运动单位活动的同步化程度。阵列式表面肌电分解算法的发展大大促进了运动单位特性的研究。Farina 等<sup>[22]</sup>对拇短展肌 0%~10% MVC 递增及递减收缩中低阈值运动单位的 MFCV、募集及发放阈值、放电率进行了研究,发现低阈值运动单位的活动在拇短展肌疲劳收缩中有所调整,且与相对活动时间有关。活动时间长的运动单位 MFCV 下降明显、募集和发放阈值增加。活动时间较短的运动单位募集和发放阈值降低、传导速度略微下降。即在间歇性等长收缩过程中,同类运动单位的相对活动时间不同,其特征变化也不同。Piitulainen 等<sup>[23]</sup>应用卷积核补偿算法对肱二头肌 10%~75% MVC 离心等长收缩中运动单位的特性进行研究,在较高水平(50% MVC、75% MVC)离心训练 2 h 后运动单位放电率增加、平均 MFCV 降低。即高强度离心训练会影响肱二头肌单个运动单位的运动控制和电生理学特性。

运动单位同步性指运动单位电位的同时发放。Holtermann 等<sup>[24]</sup>通过对 25% MVC 肘关节屈肌等长收缩时的大样本量运动单位进行研究,提出了新的评估方法,并证实该方法可有效提取疲劳过程中的运动单位同步性信息。由于运动单位同步性与中枢神经系统有关,因此有助于神经生理学的进一步深入研究。

## 阵列式表面肌电的研究展望

### 一、肌电评估参数及方法的探索与展望

RMS 和 MF 常被用于评估中枢神经系统对肌肉的控制,然而,这两者不仅受到中枢神经系统的影响,还受肌肉外周因素影响。运动单位动作电位(motor unit action potential, MUAP)的数量,可反映出中枢神经系统对肌肉的控制作用。Kallenberg 等<sup>[25-26]</sup>发现,运动单位电位率不受运动单位纤维数量、纤维直径和皮下组织厚度的影响,且对力变化的敏感性高于 RMS,是评估低收缩水平中枢神经系统对肌肉控制的适宜参数。

MFCV 作为反映肌肉疲劳的特征指标之一,其评估方法一直是研究的焦点。现有评估方法一般是计算两个或多个相邻电极的极间距和波形延迟之间的比例关系。最常用的方法是用最大似然估计法,此方法的分解速度较快,且方差小于其他方

法<sup>[27-29]</sup>。Farina 等<sup>[30]</sup>发现最大似然估计法的精确度最高。Grönlund 等<sup>[31]</sup>用二维技术对单个运动单位的传导速度及肌纤维方向进行了评估。最新研究中,Soares 等<sup>[32]</sup>用数字图像处理技术评估了多通道表面肌电信号的平均传导速度,在正常信噪比及传导速度范围内,图像处理评估算法的精确性与最大似然估计法相似,且不受运动单位电位传播方向或初始化参数误差的影响。

由此可见,阵列式表面肌电的评估参数及处理方法尚有较大的研究空间,随着新技术的结合应用,评估参数及方法的进一步研究有助于提高对神经肌肉活动机制的准确理解。

### 二、在竞技训练研究中的应用与展望

表面肌电在竞技训练中的应用主要包括精确评估力量训练和恢复训练、评估运动中肌肉活动状态、选择合适的针对性训练、运动性肌肉损伤的机理研究等。Piitulainen 等<sup>[33]</sup>发现肱二头肌的细胞膜功能在高强度肘关节屈肌离心训练后暂时性受损,并会进一步导致肱二头肌的运动性损伤。离心收缩对肘关节屈肌肌纤维膜功能的影响要大于同等强度的向心收缩<sup>[34]</sup>。针对运动性损伤的恢复,Guilhem 等<sup>[35]</sup>对重复利用空气脉冲冷冻疗法是否有助于促进运动性损伤后的神经肌肉恢复进行了研究,发现高强度离心训练后空气脉冲冷冻疗法的介入可减轻短期内肌肉损伤的影响,但不能限制炎症、水肿、肌肉疼痛、神经肌肉损伤的发生,不能长期促进肌肉功能的恢复。冷冻疗法对促进损伤恢复的效果尚无明确定论,以后的研究可在运动性损伤机制深入探索的基础上结合对应方法进一步开展。

对训练方法的比较研究中,Mischi 等<sup>[36]</sup>对肱二头肌 80% MVC、持续 50 s 等长收缩时不附加震动和附加 20 Hz、30 Hz、40 Hz 震动负荷的疲劳程度进行了比较研究,发现 30 Hz 震动训练中最大随意收缩力、传导速度、MF 的下降斜率均为最大。因此,与传统抗阻训练相比,震动训练是改善肌肉力量和爆发力的有效方法。

阵列式表面肌电作为神经肌肉评估的新手段,在多年的发展过程中取得了较多实质性的进展,现阶段在竞技训练中的应用主要集中于标准等长收缩过程中肌肉疲劳、损伤等机制及变化特征的研究,针对动态收缩的疲劳研究较少,然而后者与运动训练的相关性更高且更具有实际意义。因此,今后的研究可在进一步优化各项特征值评估方法、挖掘肌肉疲劳评估的敏感指标、深入机制等基础上,充分利用阵列式表面肌电无损伤、可提供多点信息的优点,与三维高速摄像等设备相结合,探讨最优训练负荷及方法,拓展其在竞技体育训练中的专项特征研究,增强对竞技训练的实际指导作用。

## 参 考 文 献

- [1] Drost G, Stegeman DF, van Engelen BG, et al. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2006, 16(6):586-602.
- [2] Merletti R, Farina D. *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications* [M]. Canada: Wiley-IEEE Press, 2016: 150.
- [3] Zwarts MJ, Stegeman DF. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility [J]. *Muscle Nerve*, 2003, 28(1): 1-17.
- [4] Martinez-Valdes E, Guzman-Venegas RA, Silvestre RA, et al. Electromyographic adjustments during continuous and intermittent incremental fatiguing cycling [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2016, 26(11): 1273-1282. DOI: 10.1111/sms.12578.

- [5] Karlsson JS, Roeleveld K, Grönlund C, et al. Signal processing of the surface electromyogram to gain insight into neuromuscular physiology [J]. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*, 2009, 367(1887): 337-356. DOI: 10.1098/rsta.2008.0214.
- [6] Pozzo M, Alkner B, Norrbrand L, et al. Muscle-fiber conduction velocity during concentric and eccentric actions on a flywheel exercise device [J]. *Muscle Nerve*, 2006, 34(2): 169-177.
- [7] Holtermann A, Roeleveld K. EMG amplitude distribution changes over the upper trapezius muscle are similar in sustained and ramp contractions [J]. *Acta Physiol*, 2006, 186(2): 159-168.
- [8] Mamaghani NK, Shimomura Y, Iwanaga K, et al. Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures [J]. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*, 2002, 21(1): 29-43.
- [9] Miller RG, Kent-Braun JA, Sharma KR, et al. Mechanisms of human muscle fatigue. Quantitating the contribution of metabolic factors and activation impairment [J]. *Adv Exp Med Biol*, 1995, 384(1): 195-210.
- [10] Schmitz JP, van Dijk JP, Hilbers PA, et al. Unchanged muscle fiber conduction velocity relates to mild acidosis during exhaustive bicycling [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2012, 112(5): 1593-1602. DOI: 10.1007/s00421-011-2119-5.
- [11] Houtman CJ, Stegeman DF, van Dijk JP, et al. Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations [J]. *J Appl Physiol*, 2003, 95: 1045-1054.
- [12] Sbriccoli P, Sacchetti M, Felici F, et al. Non-invasive assessment of muscle fiber conduction velocity during an incremental maximal cycling test [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19(6): 380-386. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.03.008.
- [13] 郝增明, 王健. 阵列式表面肌电在神经肌肉功能评价中的应用 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2015, 37(6): 478-480. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2015.06.024.
- [14] Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. Region-specific myoelectric manifestations of fatigue in human rectus femoris muscle [J]. *Muscle Nerve*, 2013, 48(2): 226-234. DOI: 10.1002/mus.23739.
- [15] Hedayatpour N, Arendt-Nielsen L, Farina D. Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18(3): 390-396.
- [16] Holtermann A, Grönlund C, Ingebrigtsen J, et al. Duration of differential activations is functionally related to fatigue prevention during low-level contractions [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20(2): 241-245. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.04.011.
- [17] Holtermann A, Grönlund C, Karlsson JS, et al. Differential activation of regions within the biceps brachii muscle during fatigue [J]. *Acta Physiol*, 2008, 192(4): 559-567.
- [18] Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. Heterogeneous neuromuscular activation within human rectus femoris muscle during pedaling [J]. *Muscle Nerve*, 2015, 52(3): 404-411. DOI: 10.1002/mus.24544.
- [19] Tucker K, Falla D, Graven-Nielsen T, et al. Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19(3): 373-379.
- [20] Staudenmann D, van Dieën JH, Stegeman DF, Stegeman, et al. Increase in heterogeneity of biceps brachii activation during isometric submaximal fatiguing contractions: a multichannel surface EMG study [J]. *J Neurophysiol*, 2014, 111(5): 984-990. DOI: 10.1152/jn.00354.2013.
- [21] Holtermann A, Grönlund C, Stefan Karlsson J, et al. Spatial distribution of active muscle fibre characteristics in the upper trapezius muscle and its dependency on contraction level and duration [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18(3): 372-381.
- [22] Farina D, Holobar A, Gazzoni M, et al. Adjustments differ among low-threshold motor units during intermittent, isometric contractions [J]. *J Neurophysiol*, 2009, 101(1): 350-359. DOI: 10.1152/jn.90968.2008.
- [23] Piitulainen H, Holobar A, Avela J. Changes in motor unit characteristics after eccentric elbow flexor exercise [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2012, 22(3): 418-429. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2010.01228.x.
- [24] Holtermann A1, Grönlund C, Karlsson JS, et al. Motor unit synchronization during fatigue: described with a novel sEMG method based on large motor unit samples [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009, 19(2): 232-241. DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.08.008.
- [25] Kallenberg LA, Hermens HJ. Behaviour of motor unit action potential rate, estimated from surface EMG, as a measure of muscle activation level [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2006, 7(3): 15.
- [26] Kallenberg LA, Hermens HJ. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18(5): 780-788.
- [27] Farina D, Merletti R. Estimation of average muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings [J]. *J Neurosci Methods*, 2004, 134(2): 199-208.
- [28] Farina D, Muhammad W, Fortunato E, et al. Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2001, 39(2): 225-236.
- [29] Farina D, Muhammad W, Fortunato E. Estimation of muscle fiber conduction velocity from two-dimensional surface EMG recordings in dynamic tasks [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2008, 39(3): 138-144.
- [30] Farina D, Merletti R. Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2004, 42(4): 432-445.
- [31] Grönlund C, Ostlund N, Roeleveld K, et al. Simultaneous estimation of muscle fibre conduction velocity and muscle fibre orientation using 2D multichannel surface electromyogram [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2005, 43(1): 63-70.
- [32] Soares FA, Carvalho JL, Miosso CJ, et al. Motor unit action potential conduction velocity estimated from surface electromyographic signals using image processing techniques [J]. *BioMed Eng Online*, 2015, 53(4): 84.
- [33] Piitulainen H, Bottas R, Komi P, et al. Impaired action potential conduction at high force levels after eccentric exercise [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20(5): 879-887. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.10.001.
- [34] Piitulainen H, Botter A, Merletti R, et al. Muscle fiber conduction velocity is more affected after eccentric than concentric exercise [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2011, 111(2): 261-273. DOI: 10.1007/s00421-010-1652-y.
- [35] Guilhem G, Hug F, Couturier A, et al. Effects of air-pulsed cryotherapy on neuromuscular recovery subsequent to exercise-induced muscle damage [J]. *Am J Sports Med*, 2013, 41(8): 1942-1951. DOI: 10.1177/0363546513490648.
- [36] Mischi M, Rabotti C, Cardinale M. Electromyographic assessment of muscle fatigue during isometric vibration training at varying frequencies [J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010, 10(1): 2338-2341.

(修回日期: 2018-03-13)

(本文编辑: 凌 琛)