

表面肌电描记术在工作相关肌肉骨骼损伤研究中的应用

王世娟^{1,2}, 张忠彬³, 王生¹, 何丽华¹

摘要:

表面肌电描记术(surface electromyography, sEMG)作为一种无损伤的实时测量方法,能够客观地反映肌肉活动水平和功能状态。本文首先介绍sEMG分析方法,包括线性和非线性两种,其中线性分析主要包括时域分析、频域分析、频谱振幅联合分析和时频分析;其次,分析sEMG应用于工作相关肌肉骨骼损伤(work-related musculoskeletal disorders, WMSDs)中肌肉疲劳和肌肉负荷评价的现状,从而发现可能存在的不良工效学因素;最后,提出sEMG在WMSDs应用中存在的问题,并进行展望。

关键词: 表面肌电描记术; 工作相关肌肉骨骼损伤; 肌肉疲劳; 肌肉负荷; 工效学

引用: 王世娟, 张忠彬, 王生, 等. 表面肌电描记术在工作相关肌肉骨骼损伤研究中的应用[J]. 环境与职业医学, 2017, 34(9): 812-816.

DOI: 10.13213/j.cnki.jeom.2017.17166

Application of surface electromyography to work-related musculoskeletal disorders research WANG Shi-juan^{1,2}, ZHANG Zhong-bin³, WANG Sheng¹, HE Li-hua¹ (1.Department of Occupational and Environmental Health, School of Public Health, Peking University, Beijing 100191, China; 2.Qiandongnan Vocational and Technical College for Nationalities, Kaili, Guizhou 556000, China; 3.China Academy of Safety Science and Technology, Beijing 100029, China). Address correspondence to HE Li-hua, E-mail: alihe2009@126.com
• The authors declare they have no actual or potential competing financial interests.

Abstract:

As a non-invasive real-time measurement method, surface electromyography (sEMG) can objectively reflect the level of muscle activity and functional status. In this paper, a brief introduction of sEMG analysis methods was first present, including linear and non-linear analyses, and the linear analysis covered time-domain analysis, frequency-domain analysis, joint analysis of EMG spectrum and amplitude, and time-frequency analysis. Then, the application of sEMG to the assessment of WMSDs including muscle fatigue and muscle load was reviewed for identifying potential adverse ergonomic factors. Finally, problems existing in the application of sEMG to WMSDs were put forward and further research directions were prospected.

Keywords: surface electromyography; work-related musculoskeletal disorders; muscle fatigue; muscle load; ergonomics

Citation: WANG Shi-juan, ZHANG Zhong-bin, WANG Sheng, et al. Application of surface electromyography to work-related musculoskeletal disorders research[J]. Journal of Environmental and Occupational Medicine, 2017, 34(9): 812-816. **DOI:** 10.13213/j.cnki.jeom.2017.17166

表面肌电描记术(surface electromyography, sEMG)是通过表面电极,将中枢神经系统支配肌肉活动时伴

随的生物电信号从运动肌表面引导记录下来并加以分析,从而对神经肌肉功能状态和活动水平做出评价。该方法具有实时性、无损伤性、客观性等优点,因此被广泛应用于与肌肉活动相关的多种研究中。美国劳工部劳工统计局将工作相关肌肉骨骼损伤(work-related musculoskeletal disorders, WMSDs)定义为:由于暴露于工作场所中相关危险因素所导致的肌肉、神经、肌腱、关节、软骨和椎间盘等的损伤或疾病,包括由于身体部位长期静态姿势或重复性活动所导致的扭伤、负重、撕裂伤、背痛、腕管综合征、肌肉骨骼系统或结缔组织疾病^[1]。主要表现为下背、肩、颈、

·作者声明本文无实际或潜在的利益冲突。

[基金项目] 十三五国家重点研发计划课题(编号: 2016YFC0801706);
中国安全生产科学研究院基本科研业务费专项资金项目
(编号: 2017JBKY02)

[作者简介] 王世娟(1988—),女,硕士生;研究方向:职业安全、职业工效学; E-mail: 776509305@qq.com

[通信作者] 何丽华, E-mail: alihe2009@126.com

[作者单位] 1.北京大学公共卫生学院劳动卫生与环境卫生学系,北京 100191; 2.黔东南民族职业技术学院,贵州 凯里 556000;
3.中国安全生产科学研究院,北京 100029

肘、手及手腕等部位疼痛、僵硬、痉挛和麻木等^[2]。WMSDs的发生是多种危险因素作用的结果^[2-3],这些因素可概括为:生物力学因素(力量负荷、姿势负荷、重复频率等);环境因素(振动、寒冷、高温等);工作组织因素(人机界面、轮班工作、工间休息等);社会心理因素(职业紧张、社会制度、工作的态度等);个体因素(性别、年龄、工龄等)。随着表面肌电分析技术的不断发展,sEMG逐渐成为评价肌肉负荷及应激状态的重要手段^[4],越来越多的研究应用sEMG分析负荷因素对WMSDs发生的影响,以探讨WMSDs的发生机制。sEMG不仅可以评价肌肉疲劳^[5],还有助于提供合理的工效学设计^[6],从而减少WMSDs的发生。

1 sEMG分析方法

目前,在WMSDs的应用研究中,sEMG分析方法分为线性和非线性两种。其中,线性分析主要包括时域分析、频域分析、频谱振幅联合分析和时频分析。

1.1 时域分析和频域分析

时域分析常用的振幅参数包括积分肌电值、平均整流肌电值(也称平均肌电值)、均方根值。由于肌电信号的个体差异性较大,为了能在不同肌肉、不同被测试对象之间作比较和分析,需对均方根值标准化^[7],常用的计算公式是 $MVE\% = RMS_{ACT}/RMS_{MVC} \times 100\%$ ($MVE\%$:最大自主收缩百分比; RMS_{ACT} :实际测得的肌电幅度的均方根值; RMS_{MVC} :最大随意自主收缩时的肌电幅度的均方根值)。由于测量最大随意自主收缩时容易导致肌肉损伤,如已有某部位疼痛,受试者会自觉或不自觉地在测量时采取保护方式,从而增加误差,因此,使用参考随意收缩来代替最大随意自主收缩,用前者的sEMG信号来对原始sEMG信号进行标化^[8],计算公式为 $RVE\% = RMS_{ACT}/RMS_{RVC} \times 100\%$ ($RVE\%$:参考随意收缩百分比; RMS_{ACT} :实际测得的肌电幅度的均方根值; RMS_{RVC} :参考随意收缩时的肌电幅度的均方根值)。这些幅度参数通常反映运动单位募集数量的变化,其数值变化通常与肌肉收缩力大小等有关。

频域分析是对sEMG信号进行快速傅立叶转换,获得sEMG信号的频谱或功率谱参数,常用平均频率和中位频率来表示,可定量描述sEMG信号功率谱曲线的转移或者各种频率分量的相对变化,通常与肌肉疲劳程度有关。

1.2 频谱振幅联合分析(joint analysis of EMG spectrum and amplitude, JASA)

sEMG信号振幅和频谱对疲劳状态和肌力存在着双重依赖,即sEMG信号振幅和频谱的变化不仅仅与疲劳程度有关,还与肌力负荷的大小有关^[9],只有同时考虑振幅和频谱的变化才能更好地应用于现场评价。然而,无论是时域分析还是频域分析都只考虑到其中的一个方面。2000年,Hägg等^[4]首先提出JASA方法,该方法同时考虑sEMG幅度和频谱的变化,通过计算同一时段内的振幅参数(电活动水平)和频谱参数(中位频率)与时间的回归曲线斜率,然后把计算得的斜率在以振幅斜率为x轴、频谱斜率为y轴的4个象限中点出,从而表示肌力增加、恢复、减少和疲劳这4种肌肉活动状态。相关研究也在该技术的不断应用中获得更多的信息。张非若等^[10]应用JASA方法,认为在低负荷作业水平下,颈肩肌肉骨骼疾患具有振幅指标和频谱指标的斜率交点在JASA图第4象限分布不均的肌电信号特征性变化。

1.3 时频分析

sEMG最早用于等长或静态收缩时肌电信号特征的分析。在等长收缩期间,应用基于傅立叶变换的频谱分析方法的前提是假设信号是静止的。在静态收缩期间,关节角度保持恒定。然而,在动态收缩期间,由于关节角度变化,导致肌纤维相对于记录电极发生移动;另一方面,由于动态收缩运动单位的募集和去募集的快速变化和肌力的变化,导致其sEMG信号比静态收缩时变化更快。这些因素导致动态收缩期间的信号与等长或静态收缩期间不同。因此,应用傅立叶变换的频谱分析方法的假设前提在动态收缩中受到限制。此外,虽然动态收缩时sEMG在极短时间内可看作是局部平稳信号,但其整体则是非平稳信号。时频分析方法可对动态收缩期间的非平稳信号进行分析^[11]。

时频分析包括短时傅里叶变换和小波变换。这两种变换方法是分析非平稳信号的有力工具,将其应用于肌肉动态收缩期间产生的sEMG可获得用传统频谱分析技术不能得到的信息。短时傅里叶变换是最基本的时频分析方法,其实质就是用一个滑动窗函数对观测信号进行截取并分析。小波变换是一种按频段分解信号的积分变换方法,具有可变的时域和频域分析窗口。短时傅里叶变换应用不同的窗函数所得的结果会有较大的差异,导致短时傅里叶变换存在频率分辨率限制的问题。小波变换具有可变的时域和频域分析窗

口,克服了短时傅里叶变换分辨率的限制,并可在任意细节上分析信号,而且对噪声不敏感,相关研究发现小波变换优于短时傅里叶变换^[12-13]。

1.4 非线性分析方法

sEMG信号是众多外周运动单位电位在时间和空间上的总和。由于神经肌肉系统的高度复杂性和精细性,以及肌电信号本身具有的非稳态性、非线性、混沌信号等基本特征,以往采用时域和频域分析方法计算信号的振幅和频率特征只反映信号的线性指标变化规律,而无法反映其非线性的本质。非线性分析方法对信号稳态性无特殊要求,能同时分析信号的非线性变化规律。近年来的研究^[14-17]主要通过计算信号Lempel-Ziv复杂度、熵、定量递归分析中的确定性线段百分数等参数,初步获得运动肌在不同活动水平时的肌电非线性变化规律,为肌肉功能评价研究提供了新的信息。然而,Gonzalez-Izal等^[18]对线性和非线性的分析方法进行比较,得出的结论是:由于线性方法计算所需的时间较短,这种方法仍可优先用于基于功率变化表面肌电信号的分析。

2 sEMG在WMSDs中的应用

2.1 肌肉疲劳的sEMG分析

长期以来,肌肉疲劳被视为评价肌肉功能状态及其应激状态、预测肌肉骨骼疾患的重要指标^[5,9]。在不同活动状态下,sEMG中各分析指标的信号特征变化有一定差异。目前,sEMG方法用于肌肉疲劳评价时多限于静态作业,即等长收缩的评估。静态作业肌肉疲劳肌电特征表现为振幅增大和频谱左移^[19-21]。而对于动态作业肌肉疲劳评价,时域和频域分析指标并未表现出严格的一致性。肌电振幅增大和频谱左移被认为是肌肉疲劳的标志。陈谦等^[22]同时采用线性和非线性方法,结果表明:疲劳状态下颈部肌肉的活动变化规律为:随着负荷时间的延长,平均肌电值逐渐增加,平均功率频率及Lempel-Ziv复杂度逐渐减小,确定性线段百分数呈逐渐增加的趋势。Potvin等^[23]让受试者手持7kg的物体并进行重复性肘关节屈伸运动,观察肱二头肌的肌电变化,结果显示:随负荷时间延长,平均肌电值逐渐增加,平均功率频率逐渐减小。但也有研究并未呈现出类似的结果。王会宁等^[24]对汽车装配工人动态作业局部肌肉疲劳进行评估,结果显示:随装配周期的延长,肱二头肌、三角肌、右斜方肌的中位频率呈下降趋势,同时振幅(最大自主

收缩百分比)亦呈下降趋势。Lin等^[25]通过研究打字人员连续2h作业发现,最大自主收缩降低,同时中位频率呈下降趋势,与初始值相比降低了25%;在肌肉疲劳时JASA分析结果显示,电活动水平斜率增加,而中位频率斜率减少。张非若等^[26]遥测记录受试者以40个/min的速度连续8min抓取、移动和放置5g零件的肌电信号,结果显示:随操作时间的延长,最大自主收缩百分比呈逐渐上升趋势,但差异无统计学意义;中位频率和平均功率频率明显下降,只是在最后一段时间不再下降,反而上升。

2.2 肌肉负荷的sEMG分析

坐位作业操作多具有高速、单一、重复等特点。操作者需长时间保持强迫体位,再加上前臂或手部进行重复操作和(或)精细操作,更易造成颈、肩、腕的肌肉骨骼损伤。何丽华等^[27]研究坐位作业不同姿势时颈、肩、腕肌肉紧张及受力情况,结果显示:随活动角度增大,颈部、肩部及腕部的积分肌电值呈上升趋势;积分肌电值最小的前臂屈0°及腕背伸0°~10°为坐位操作时适合角度;颈部积分肌电值在10°~20°时最低,说明此时颈部伸肌紧张活动较低。戴文涛等^[28]用sEMG评价在低力量负荷下,频率、质量和运动角度3个负荷因素对重复性伸腕运动中前臂肌肉应激状态和疲劳的影响,结果显示:伸腕力量负荷分别为伸腕最大随意自主收缩的1.4%和3.5%;频率是影响肌电波幅的主要因素,质量次之,角度居第3位。

手工搬运作业包括提举、放下、推、拉、握、搬等。由于手工搬运中脊柱负荷需要背肌和腹肌产生相应的力,可造成背部疾患的发生。陈静等^[29]就对称搬举以及不同作业因素对竖脊肌肌电活性影响的研究表明,搬举的质量和速度是主要的工效学危险因素,且对竖脊肌肌电活性的影响最大。造型是传统重体力作业,有明显重复提举活动。雷玲等^[30]对造型作业体力负荷接触进行评估,结果显示:不同造型周期平均肌电活动变异性很小,而双侧不对称性(约60%)很高;相对其他躯干肌,竖脊肌肌电活动最高,平均超过20%最大随意自主收缩,某些动作时高达50%最大随意自主收缩,提示躯干肌用力不均、竖脊肌过劳和不对称用力是造型作业活动的主要特征,造型作业工人腰背痛高发与之有关。Antony等^[31]让受试者手臂呈无、持0.5kg物体和30%握力三种负荷,并执行30°、60°、90°、120°4个角度的肩关节活动,研究结果显示:手握持是引起肩关节在动态和静态活

动中导致损伤的主要危险因素。对于姿势、运动和手负荷对肩部肌肉活动的影响,王正伦等^[32]采用表面肌电研究不同手工搬举下腰背部竖脊肌的劳动负荷,结果表明:与蹲举、背举相比,半蹲举是一种适宜的搬举技术。

手举过头顶的作业和膝下作业,从工效学角度来看属于不良姿势,可导致肌肉骨骼损伤,并可降低工作效率^[33]。葛树旺等^[34]对手臂静态姿势负荷的肌电实验研究显示,手臂各肌群的肌电幅度(最大自主收缩百分比)随上抬和外展角度以及前伸距离的增大呈上升趋势。手臂上抬和外展姿势主要累及三角肌和斜方肌,手臂上抬180°和外展135°时即便是徒手,这种姿势的负荷也很高,易导致肌肉的疲劳和损伤。Shin等^[35]通过对手举过头作业中手举高度和下肢距工作台距离的肌电最大自主收缩百分比进行分析,结果表明:手举高度低于10 cm和下肢距工作台距离为低于15 cm时,对颈、肩肌肉的影响较低;手举高度对颈、肩肌肉的造成危害较下肢距工作台距离的危害大。膝下作业在汽车和造船工业较为常见,Yoo^[36]的研究将受试者分为两组,同时在两个不同的高度进行30个螺栓和螺母的组装,持续3 min(手举过头顶作业组站立时在头部上方20 cm处的板上进行组装工作,膝下作业组在膝盖下方5 cm处进行组装工作,膝盖处于伸展状态),结果显示:膝下作业颈伸角和上斜方肌肌电最大自主收缩百分比的增加值较手举过头顶作业增加大,膝下作业比手举过头顶作业更容易造成颈肩痛。

3 sEMG在WMSDs研究中存在的问题和展望

sEMG具有实时性、无损伤性、客观性等优点,对于WMSDs,不仅可以评价肌肉疲劳,而且有助于提供合理的工效学设计。sEMG应用时,线性指标通常用来评价静态作业时肌肉活动水平和功能状态;在动态作业中,由于关节角度变化可导致表面肌电引导电极与被检肌纤维之间的空间位置关系处于相对变化之中,同时运动单位募集和去募集的变化速度较快,应用线性时域和(或)频域分析时会存在一定的局限性。肌电信号除了存在稳定性的差异,同时还具有非线性特点,因此不断应用非线性分析方法可提供更多的信息。但由于非线性方法各参数在应用时计算的复杂性,使得其应用受到限制。如何克服非线性方法的不足,从而能同时应用线性和非线性分析方法来获得信息,为WMSDs的防控提供依据,这非常重要。

参考文献

- [1] National Institute of Occupational Safety and Health (NIOSH). Worker health chartbook, 2004[R]. Cincinnati, OH: DHHS (NIOSH) Publication, 2004: 58.
- [2] Bernard BP. Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and lower back[R]. Cincinnati, OH: DHHS (NIOSH) Publication, 1997.
- [3] Marras WS, Cutlip RG, Burt SE, et al. National occupational research agenda (NORA) future directions in occupational musculoskeletal disorder health research[J]. Appl Ergon, 2009, 40(1): 15-22.
- [4] Hägg GM, Luttman A, Jäger M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(5): 301-312.
- [5] Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions[J]. J Electromyogr Kinesiol, 1999, 9(1): 39-46.
- [6] Gallagher S, Schall Jr MC. Musculoskeletal disorders as a fatigue failure process: evidence, implications and research needs[J]. Ergonomics, 2017, 60(2): 255-269.
- [7] McLean L, Chislett M, Keith M, et al. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2003, 13(2): 169-180.
- [8] 张非若, 王生, 何丽华, 等. 工作相关颈肩肌肉骨骼疾患表面肌电信号的特征研究[J]. 工业卫生与职业病, 2013, 39(2): 65-69.
- [9] Luttman A, Jäger M, Laurig W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies[J]. Int J Ind Ergon, 2000, 25(6): 645-660.
- [10] 张非若, 王生, 王波, 等. 低负荷作业水平颈肩肌肉骨骼疾患的肌电信号特征研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(3): 359-364.
- [11] Coorevits P, Danneels L, Cambier D, et al. Test-retest reliability of wavelet and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008, 18(5): 798-806.
- [12] Coorevits P, Danneels L, Cambier D, et al. Correlations between short-time Fourier and continuous wavelet transforms

- in the analysis of localized back and hip muscle fatigue during isometric contractions[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008, 18(4): 637-644.
- [13] Canal MR. Comparison of wavelet and short time Fourier transform methods in the analysis of EMG signals[J]. J Med Syst, 2010, 34(1): 91-94.
- [14] Ito K, Hotta Y. EMG-based detection of muscle fatigue during low-level isometric contraction by recurrence quantification analysis and monopolar configuration[C]//Proceedings of 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). San Diego, CA: IEEE, 2012: 4237-4241.
- [15] 吕文, 李文玉, 袁立伟, 等. 帕金森病患者肱二头肌等张收缩时表面肌电信号特征分析[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2015, 37(6): 464-466.
- [16] 王乐军, 陆爱云, 范年春, 等. 表面肌电信号指标评价低负荷等长收缩诱发屈肘肌疲劳的敏感性和稳定性分析[J]. 中国运动医学杂志, 2013, 32(2): 117-123.
- [17] 宋超, 李宏汀, 王春慧, 等. 久坐对脊椎肌肉sEMG信号的影响[J]. 浙江大学学报(理学版), 2016, 43(6): 746-750.
- [18] Gonzalez-Izal M, Malanda A, Rodríguez-Carreño I, et al. Linear vs. non-linear mapping of peak power using surface EMG features during dynamic fatiguing contractions[J]. J Biomech, 2010, 43(13): 2589-2594.
- [19] Ming D, Wang X, Xu R, et al. sEMG feature analysis on forearm muscle fatigue during isometric contractions[J]. Trans Tianjin Univ, 2014, 20(2): 139-143.
- [20] Troiano A, Naddeo F, Sosso E, et al. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale[J]. Gait Posture, 2008, 28(2): 179-186.
- [21] Bosch T, de Looze MP, Kingma I, et al. Electromyographical manifestations of muscle fatigue during different levels of simulated light manual assembly work[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2009, 19(4): e246-e256.
- [22] 陈谦, 马静, 王健. 疲劳负荷下颈部肌肉表面肌电活动的变化规律[J]. 北京体育大学学报, 2010, 33(9): 52-55.
- [23] Potvin JR, Bent LR. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks[J]. J Electromyogr Kinesiol, 1997, 7(2): 131-139.
- [24] 王会宁, 王忠旭, 秦汝莉, 等. 局部肌肉疲劳主客观指标的相关性分析[J]. 中国工业医学杂志, 2016, 29(4): 273-276.
- [25] Lin MI, Liang HW, Lin KH, et al. Electromyographical assessment on muscular fatigue-an elaboration upon repetitive typing activity[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2004, 14(6): 661-669.
- [26] 张非若, 丁嘉顺, 戴文涛, 等. 重复作业上肢肌肉疲劳的表面肌电实验研究[J]. 工业卫生与职业病, 2007, 33(1): 5-8.
- [27] 何丽华, 王生, 王启恩, 等. 坐姿颈、肩、腕的肌电研究[J]. 铁道劳动安全卫生与环保, 1996, 23(2): 101-103.
- [28] 戴文涛, 张非若, 王正伦, 等. 重复性伸腕作业劳动负荷与前臂伸肌的表面肌电特征[J]. 中华劳动卫生职业病杂志, 2006, 24(4): 201-204.
- [29] 陈静, 杨磊. 不对称搬举劳动负荷及有关因素的表面肌电分析[J]. 中华劳动卫生职业病杂志, 2006, 24(4): 198-200.
- [30] 雷玲, 肖国兵, 徐建国, 等. 造型作业体力负荷接触评估[J]. 中国工业医学杂志, 2005, 18(6): 321-323.
- [31] Antony NT, Keir PJ. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2010, 20(2): 191-198.
- [32] 王正伦, 李俊君, 陈松林, 等. 表面肌电和心电评价手工搬举技术的实验研究[J]. 工业卫生与职业病, 2009, 35(2): 69-73.
- [33] Kinali G, Kara S, Yildirim MS. Electromyographic analysis of an ergonomic risk factor: overhead work[J]. J Phys Ther Sci, 2016, 28(6): 1924-1927.
- [34] 葛树旺, 陈松林, 付圣灵, 等. 手臂静态姿势负荷的肌电实验研究[J]. 工业卫生与职业病, 2008, 34(4): 220-223.
- [35] Shin SJ, Yoo WG. Effects of overhead work involving different heights and distances on neck and shoulder muscle activity[J]. Work, 2015, 51(2): 321-326.
- [36] Yoo WG. Comparison of the cervical extension angle and the upper trapezius muscle activity between overhead work and below-knee work[J]. J Phys Ther Sci, 2013, 25(10): 1289-1290.

(收稿日期: 2017-02-20; 录用日期: 2017-06-27)

(英文编辑: 汪源; 编辑: 汪源; 校对: 陶黎纳)