·综述·

表面肌电图在脑卒中康复中的应用与研究进展

金佳然[1]，朱玉连[1,2]

【关键词】 表面肌电图；脑卒中；临床康复
【中图分类号】 R49；R743.3 【DOI】 10.3870/zgkf.2016.03.012

表面肌电图(surface electromyography，SEMG)是采用表面(即皮肤)电极放置在特定肌肉表面，通过记录或采集单个或一组肌肉的肌肉活动或动作时的肌电信号，从而来反映神经肌肉的活动状态。对于正常人或脑卒中患者的特定肌肉功能评定、康复评定[1-3]、体育科学中的疲劳判定[4-5]，对于特定肌肉检测运动过程中的肌肉收缩情况[6]等方面均有重要价值。本文从肌电图对于肌肉工作状态、肌肉疲劳状态的分析和对于康复治疗效果三个方面进行了总结整理，论证了SEMG对于脑卒中患者临床康复中的重要性以及对其研究进展进行了总结提出展望。

1 SEMG的简介

1.1 SEMG的基本工作原理 肌肉的电生理学的激活预示着机械力学的力的产生。这种肌肉活动能够被肌电图所记录下来，同时反映激活的程度：在一定的范围内，肌电图数据的数值越大，肌肉产生收缩的程度以及表现出的力量则越大[7]。肌电信号可通过表面电极或针式电极进行记录和引导，前者称之为表面肌电信号，所描绘出的数据图为表面肌电图(SEMG)，后者称之为针肌电信号[7]。针电极因为其对人体具有侵入性，因此如非必要，临床上更倾向于运用SEMG来进行对肌肉的检测。尽管近年来组织化学、分子生物学、基因监测和影像学检查飞速发展，但由于其检测的多是肌肉的代谢产物，代谢状况，以及形态上的变化，无法直观的，即时的掌握肌肉的动态数据，因此上述技术仍难以取代肌电图检测[8]。

1.2 SEMG的常用分析指标 SEMG的分析包括时域分析和频域分析，常用的分析指标有积分肌电值(integrated electromyography，IEMG)、平均肌电值(averaged electromyography，AEMG)、均方根值(root mean square value，RMS)，平均功率频率(mean power frequency，MPF)和中位频率(median frequency，MF)等，其中前三者属于时域指标，后两者属于频域指标。IEMG是指在一定时间内肌肉中参与活动的运动单位放电总量[9]。AEMG是一段时间内瞬间肌电图振幅的平均，是反映sEMG信号振幅变化的特征性指标，与不同肌肉负荷强度条件下的中枢控制功能有关[10]。RMS是一段时间内瞬间肌电图振幅平方平均的平方根，AEMG和RMS的意义基本相同[11]。而总体上，相对时域指标而言，频域指标的变异较小而更具有优势[12]。

1.3 SEMG的优点与缺点 肌电图的最大优势在于其能够很好地反映肌肉的激活程度，并且与肌肉力量高度相关，可以提供一个相对完善的关于肌肉力量的动态数据[1]。但缺点也是显而易见的，如在信号采集方面，皮肤的电阻会受到汗液的影响而变化；又如在采集过程中也有可能被其他电信号所干扰，如心电信号，电子设备的电信号等[13]。对此，已有研究者做出相应措施，如心电干扰可以通过缩小两个记录电极之间的距离而减少[14]，每次实验前利用酒精等在要贴电极的皮肤附近进行消毒从而减小皮肤电阻所带来的影响[11]。这些措施能够在一定程度上提高SEMG的实用性。这也是SEMG现在能够在临床如此广泛应用的原因。

2 SEMG在脑卒中患者临床康复中的应用现状

2.1 对于脑卒中患者肌肉工作状态的分析 ①下肢及步态分析方面。脑卒中患者在恢复步行能力时，步态会有很多种不同形式，目前的评定方法主要是通过观察或者量表评估进行分类与治疗，缺少准确的定量评估，而SEMG就给我们提供了一种准确定量的分析

基金项目：上海市科委重大科技项目(10DZ1950800)
收稿日期：2015-09-06
作者单位：1.上海体育学院运动科学学院，上海 200438；2.复旦大学附属华山医院康复医学科，上海 200040
作者简介：金佳然(1991-)，男，硕士研究生，主要从事神经康复方面的研究。
通讯作者：朱玉连，zyljully@163.com

方法。下肢方面曾有研究，通过对脑卒中后偏瘫患者下肢股直肌和股二头肌肌电积分值的观察发现，偏瘫患者膝关节痉挛以伸肌群为主，从而针对这一特性设计出不同的训练方法[15]；通过应用 SEMG 仪记录脑卒中患者从坐位到站位过程中下肢肌肉运动模式，发现患者从坐在椅子上到站起时偏瘫侧的胫骨前肌无或仅有较小的波幅出现并伴随比目鱼肌提早激动或者过度活动，健侧的股四头肌和胫骨前肌代偿性的过度收缩以防止跌倒[16]；通过采集股四头肌，胫骨前肌和比目鱼肌的 SEMG 数据分析脑卒中后患者的肌肉活动从而分析出平衡功能的恢复情况[17]；最近又有研究人员发现部分脑卒中患者甚至老年人的步态倾向于更加“宽”的形式，遂其通过选取 14 名没有受伤的年轻成年人，使其在跑步机上以 1.25m/s 的速度以 4 种（正常、窄，中等和宽）宽度的步态行走，以此为契机利用 SEMG 来采集臀中肌的活动情况数据，量化行走步态宽度和臀中肌活动之间的关系，得出臀中肌的活动情况与步态宽度的数值息息相关的结论，并且越宽的步态形式越能够更好的动员臀中肌的肌肉活动[18]。这为临床康复提供了新的思路。②上肢、躯干以及运动控制方面。上肢方面，曾有研究学者通过观察和分析偏瘫患者肱二头肌、肱三头肌在最大等长收缩过程中 SEMG 的肌电积分值验证脑卒中偏瘫患者肘关节痉挛以屈肌为主，提示脑卒中后偏瘫上肢的康复治疗应以训练伸肌侧肌力和抑制拮抗肌协同收缩为主[19]，学者朱燕对恢复期脑卒中患者肘屈伸肌的 SEMG 指标进行分析，结果显示实验组最大等长收缩力矩、峰力矩体重比均明显低于对照组，得出即使临床已无明显障碍，但其患侧上肢在生物力学各项指标上依然反应异常的结论[20]；在躯干方面，曾有学者对早期脑卒中患者的躯干屈伸肌群的表面肌电信号研究后发现，早期的坐位及步行能力低下者双侧竖脊肌前倾功能减退，双侧腹直肌后伸[21]，同时在陈奕雄等[22]的文章中也有提到肌电积分用于量化分析肌肉在单位时间内的收缩特性，与肌张力呈正相关，可以更客观地反映躯干肌的情况；在运动控制方面，学者 Cláudia 等[23]在研究中通过肌电图检测脑卒中患者上肢的姿势控制和运动相关的肌肉来分析主动肌和拮抗肌的激活比例从而对比正常人群和脑卒中患者的上肢运动控制方面的差异，在国内学者樊留博等[24]的研究中，利用 SEMG 分析脑卒中患者膝关节拮抗肌收缩过程，得出了进一步表明膝关节控制强化训练能够减轻患侧下肢的肌张力，从而有效改善脑卒中偏瘫患者的步行功能的结论。③吞咽。吞咽是一种复杂的反射性动作，吞咽的神经肌肉功能检测在吞咽与吞咽障碍的评定中尤为重要。国外学者 Vaiman 等[25]发现，通过对表面肌电分析可以用于吞咽障碍的筛查和早期诊断，简单可靠的评定吞咽障碍并对其病因加以鉴别；在国内近年来也有学者通过 SEMG 检测人体颈部体表咬肌、口轮匝肌、颏下肌群、舌骨下肌群这四组吞咽相关肌肉的工作状态，来探讨 SEMG 对于脑卒中后吞咽障碍康复治疗效果的作用，验证了 SEMG 在吞咽方面的实用性[26]。④痉挛。肌肉痉挛是脑卒中患者常见的后遗症之一，它会对单个肢体的功能恢复和肌力增加产生较为负面的影响。在国外，早年间已经有学者 Sherwood 等[27]尝试利用 SEMG 评估脊髓损伤所导致的肌肉痉挛，而现在国内外 SEMG 已经越发频繁的被使用，如国外学者利用 SEMG 来研究中枢神经系统损伤所导致的骨骼肌特性的变化[28]，国内的王玉昌等[29]也从骨骼肌放电角度利用表面肌电技术来探索痉挛型骨骼肌异常放电的具体情况，为以后量化痉挛状态提供理论依据。

2.2 *对于脑卒中患者肌肉疲劳程度的分析* 肌肉疲劳作为慢性疲劳的其中一种表现形式，对脑卒中患者的治疗、患者情绪的控制以及患者依从性也有着很大影响。临床上常用肌力等评价疲劳，但疲劳与许多主观因素有关。SEMG 分析肌肉的 IEMG、MPF 和 MF 等指标较肌力更加的科学、客观。通过 SEMG 肌肉数据的纵向对比，通过频谱的变化从而分析出肌肉的疲劳情况，对于脑卒中患者的临床康复领域有很重要的意义。有学者通过脑卒中患者与健康对照组的最大步行速度，步行距离，肌电图和下肢次最大疲劳收缩活动（30%最大负荷）直到不能完成前后对比的数据从而发现，在使人疲劳的动态屈肌收缩中，臀部屈曲肌肉会表现出缺少调整的能力。对于一个给定的疲劳程度而言，脑卒中患者相对于神经完整的人来说步行能力的减弱更有深远的影响，而且调节髋关节屈曲的肌肉运动的能力会出现下降的现象。结论强调了对于脑卒中人群来讲，在日常锻炼和活动中的监测肌肉运动中臀部肌肉活动的影响的重要性[30]；学者 Riley 等[31]在他们的研究中，通过对脑卒中患者疲劳后健侧和患侧上肢的肌电图的数据分析，相比于健侧，患侧的前臂和肩膀附近的肌肉都表现出更弱的自主收缩能力。Riley 等[31]认为脑卒中患者肢体的疲劳对于患侧的影响更加明显，特别是当用尽全力收缩肌肉或者单独收缩某一块肌肉时。

2.3 *对于脑卒中患者康复效果的评价分析* 进行所有治疗的目的都是为了恢复患者生活自理能力和提升其生活质量。而传统的评估方法大多是通过治疗师进行量表评估，这很大程度上受到了检测效度的主观性和检测结果的难以精确定量的限制。肌电图具有与肌

肉活动高度相关和能够准确量化的优势，目前应用肌电图来进行康复效果的评价分析已经越来越多地受康复专业人员的关注。在国外，有学者在研究脑卒中后患者的步态恢复情况与肌肉活动改变的相关性时，作者通过对脑卒中患者步行时最大步行速度、摆动相和支撑相股二头肌、股直肌和腓肠肌的肌电活动的对比（包括与健康对照组和自身健侧两方面）发现，随着康复治疗的进行，患者身体的灵活、步行的独立性以及最大步行速度都有显著的改善，从而判定患者的步行能力确实有实质性的进步[32]；在国内，有学者通过对脑卒中患者上肢活动的SEMG信号特征进行提取，发现不同Brunnstrom分期患者的三角肌中部肌和指总伸肌的MPF的变化趋势存在显著性差异，处于康复后期的患者活动过程中的MPF下降缓慢并且变化趋势更接近于常人，说明康复训练对脑卒中患者肌肉的耐疲劳能力有很好的治疗效果[33]；学者张卉等[34]在其相关研究中通过SEMG记录双下肢肌肉的相关参数，验证了一种新型康复设备对于下肢痉挛具有很好的疗效；甚至在中医方面，崔华锋等[35]也利用SEMG来量化评估针刺治疗对肌痉挛的治疗作用。

3 SEMG的局限性与发展趋势

3.1 SEMG的局限性 由于SEMG必须附着于皮肤从而测量肌肉的电信号，导致很难或者无法准确测量较小或者位置较深的肌肉的活动情况，在一定程度上限制了SEMG的作用；其次，由于SEMG在测量之前必须进行电极的佩戴，如何简化流程，减少刺激也是今后值得继续进行技术研究的方面；最后，肌电图最大的不利因素在于肌肉产生的力不是数值而是通过频谱或时谱的分析来得出肌肉活动的相关数据，许多因素如影响侦测的不可预测因素、肌肉本身的影响等都必须考虑进去。即使在等长收缩情况下，肌电图与力的关系对于每个肌肉和几何学情况都是不同的。如果把动态因素也考虑进来的话，情形将会更加的复杂[1]。

3.2 SEMG的发展趋势 目前来看，SEMG的数据分析是处于不断的发展之中的，如国外学者利用均方根值（RMS）提取出sEMG的特征值，用于研究sEMG和运动位移的关系，从而实现了手指和腕关节模型的控制[36]；国内学者吴冬梅等[37]也在其研究中比较了目前流行的几种数据提取方法的优劣。除此以外，SEMG必然是向着能够更精确的测量不同位置的肌肉的方向发展，关于这种仪器自身设计方面的进展则需要生物力学或者相关学科的学者进行进一步的开发；而目前关于SEMG半自动化甚至自动化的佩戴的研究，多在一些仿生手臂、康复机器人研究项目中提及[38]，技术层面还并不成熟；至于其无法直接测量肌肉力量以及为了在动态活动中收集肌肉力量的肌电图数据等情况，新的尝试已经在国外在不断的开发，一种叫“crosstalk risk factor”（CRF）的技术曾被提及，这种技术能够量化和紧密相关个体的串话干扰[39]，从而试图解决上述问题。

4 结论

SEMG作为一种无创性的量化肌肉活动状态指标，越来越多的被临床工作者以及研究学者所重视。SEMG在具有很多独特的优点之外也存在着些许的不足，随着越来越多的学者的研究，相信其会为患者的康复治疗提供越来越大，越来越准确的评估，为更优化的制订患者的康复方案和疗效做出贡献。

【参考文献】

[1] Disselhor st-klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications[J]. Clin Biomech, 2009,24(3):225-235.

[2] Meekins GD, So Y, Quan D. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine evidenced-based review: use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders[J]. Muscle Nerve, 2008, 38(4):1219-1224.

[3] Gerdle B, Henriksson-Larsén K, Lorentzon R, et al. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fiber type[J]. Acta physio lscand, 1991,142(4):457-465.

[4] Vercruyssen F, Missenard O, Brisswalter J. Relationship between oxygen uptake slow component and surface EMG during heavy exercise in humans: Influence of pedal rate[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2009,19(4):676-684.

[5] Bazzucchi I, Riccio ME, Felici F. Tennis players show a lower coactivation of the elbow antagonist muscles during isokinetic-exercises[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008,18(5):752-759.

[6] 黄萍，齐进，邓廉夫，等. 正常青年人自然步态下肢肌的表面肌电图分析[J]. 中国组织工程研究，2012,16(20):3680-3684.

[7] Roberto M, Dario F. Analysis of intramuscular electromyogram signals[J]. Philosophical Transactions of the Royal Society A, 2009,367(1887):357-368.

[8] 崔丽英，刘明生. 十年来我国临床神经电生理学研究进展：肌电图与脑诱发电位[J]. 中国现代神经疾病杂志，2010，10(1):74-76.

[9] Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyo-Graphy[M]. V1. Maryland : An Aspen Publishers, 1998, 317-375.

[10] 郑洁皎，胡佑红，俞卓伟. 表面肌电图在神经肌肉功能评定中的应用[J]. 中国康复理论与实践，2007,13(8):741-742.

[11] 穆景颂，倪朝民. 表面肌电图在脑卒中康复评定中的应用[J]. 中国康复,2009，24(1):26-26.

[12] Josef K, Gerold R, Andreas K. Reliability of surface elect romyographic measurements[J]. Clinical Neurophysiol, 1999,110(4): 725-734.
[13] 潘文平，范建中. 表面肌电图在康复医学中的一些应用[J]. 中国康复，2011,26(1):59-60.
[14] 吴文，黄国志，刘湘江. 表面肌电图用于腰椎间盘突出症疗效评定的研究[J]. 中华物理医学与康复杂志，2002,24(9): 551-553.
[15] 孙栋，戴慧寒，蔡奇芳，等. 脑卒中偏瘫患者股直肌和股二头肌的表面肌电信号特征[J]. 中国康复医学杂志，2008,23(3): 256-257.
[16] Cheng PT, Chen CL, Wang CM, et al. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients.[J]. Am J Phys Med Rehabil, 2004,83(1): 10-16.
[17] Peters S, Ivanova TD, Teasell R, et al. Is the Recovery of Functional Balance and Mobility Accompanied by Physiological Recovery in People With Severe Impairments After Stroke[J]. Neurorehabilitation and Neural Repair, 2014,28(9):847-855.
[18] Kubinski SN, McQueen CA, Sittloh KA, et al. Walking with wider steps increases stance phase gluteus medius activity[J]. Gait Postur, 2015,41(1):130-135.
[19] 杨坚，张颖. 表面肌电图在神经肌肉病损功能评估中的应用[J]. 中国临床康复，2004,8(22):4580-4581.
[20] 朱燕，齐瑞，张宏，等. 恢复期脑卒中患者肘屈伸肌群最大等长收缩的表面肌电图研究[J]. 中国康复，2006,21(1): 308-310.
[21] 刘世文，槐洪波，刘然，等. 早期脑卒中患者躯干屈伸肌群表面肌电研究[J]. 中国康复医学杂志，2006,21(1):57-60.
[22] 陈奕雄，刘初容，曾盼坚，等. 脑卒中后躯干肌活动能力的研究进展[J]. 中国康复理论与实践，2013,19(10):942-944.
[23] Silva CC, Silva A, Sousa A, et al. Co-activation of upper limb muscles during reaching in post-stroke subjects: An analysis of the contralesional and ipsilesional limbs[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2014,24(5):731-738.
[24] 樊留博，刘宝华，朱靖，等. 膝关节控制训练治疗脑卒中后痉挛性偏瘫表面肌电图分析[J]. 浙江中西医结合杂志，2015,25(2): 152-154.
[25] Vaiman M. Standardization of surface electro myography utilized to evaluate patients with dysphagia[J]. Head Face Med, 2007,6(3):26-40.
[26] 韩婕，阎文静，戴玲莉，等. 表面肌电图在脑卒中吞咽障碍患者康复疗效评估中的应用研究[J]. 中国康复医学杂志，2013,28(6):579-581.
[27] Sherwood AM, Priebe MM, Graves DE. Consistency of multichannel surface EMG recordings: application in spinal cord injured subjects[J]. Electrophysiol Kinesiol, 1997,7(5):97-111.
[28] Michael Brun Jensen, José Alberto Biurrun Manresa, Ken SteffenFrahm, et al. Analysis of muscle fiber conduction velocity enablesreliable detection of surface EMG crosstalk during detection ofnociceptive withdrawal reflexes[J]. BMC Neuroscience, 2013, 14(5):265-269.
[29] Zwarts MJ, Bleijenberg G, Engelen BG. Clinical neurophysiology of fatigue[J]. Clinical Neurophysiology, 2008, 119(1):2-10.
[30] Rybar MM, Walker ER, Kuhnen HR, et al. The stroke-related effects of hip flexion fatigue on over ground walking[J]. Gait Posture, 2014,39(4):1103-1108.
[31] Riley NA, Bilodeau M. Changes in upper limb joint torque patterns and EMG signals with fatigue following a stroke[J]. Disability and Rehabilitation, 2002,24(18):961-969.
[32] Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, et al. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during t readmill walking in patient s with post-stroke hemiparesis[J]. Digest of the World Core Medical Journals, 2006,117(1):4-15.
[33] 万泽明. 脑卒中患者上肢肌肉表面肌电信号分解与疲劳研究[D]. 中国科学院大学. 2013.
[34] 张卉，沈玄霖，周菁，等. MOTOmed智能训练治疗脊髓损伤下肢痉挛的疗效观察及肌电图分析[J]. 生物医学工程与临床，2015,19(2):156-159.
[35] 崔华峰，于晓华，郭丽，等. 脑卒中后肌痉挛的针刺治疗及肌电图评价[J]. 长春中医药大学学报，2014,30(6):1067-1070.
[36] Reddy NP, Gupta V. Toward direct biocontrol using surface EMG signals: control of finger and wrist joint models[J]. Med Eng Phys, 2007,29(3):398-403.
[37] 吴冬梅，孙欣，张志成，等. 表面肌电信号的分析和特征提取[J]. 中国组织工程研究与临床康复，2010,14(43):8073-8076.
[38] 邹晓亮. 面向仿生手臂的表面肌电图信号采集与系统处理研究[D]. 吉林大学. 2011.
[39] Keshwani N, McLean L. A differential suction electrode for recording electromyographic activity from the pelvic floor muscles: crosstalk evaluation[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2013,23(2): 311-318.

作者·读者·编者

重要启示

从2015年7月22日起，本刊交纳各项费用（如审稿费、版面费、广告费、订刊费、版权费及发行费等）均改为银行柜台或网银转账汇款（禁止无卡现金汇款或支付宝、财付通等转账），不再通过邮局汇款或现金。本刊银行账号为同济医院对公账号，具体信息请登录网站 www.zgkfzz.com 首页“汇款要求”查看。

特别提示：本刊只接受给华中科技大学同济医学院附属同济医院单位转帐。目前如有非法机构冒充《中国康复》收取费用，多以个人名义要求转帐，请作者注意甄别，谨防上当受骗。