

表面肌电图在脑卒中后运动功能障碍康复中的应用

罗梦¹, 周国平², 杨路², 王清枝², 李健文², 徐敏¹

【关键词】 表面肌电图; 脑卒中; 运动功能障碍; 康复

【中图分类号】 R49; R743.3 【DOI】 10.3870/zgkf.2017.00.025

表面肌电图(surface electromyography, sEMG), 又称动态肌电图(dynamic electromyography, DEMG), 是从皮肤表面通过电极引导、放大、显示和记录下来的神经肌肉系统活动时的生物电信号。其最大的特点是非损伤性、多靶点检测以及信号特征变化与内在生理、病理改变的一致性。采用 sEMG 技术研究脑卒中偏瘫患者患侧肌肉神经功能状态、指导康复治疗以及康复疗效评估等, 已经成为康复医学研究的一个重要领域^[1-2]。

脑卒中后运动功能障碍主要是指脑卒中患者的肢体失去了上运动神经元的控制, 大脑皮质下的运动抑制效应得以释放, 从而出现肢体肌张力增高、肌力下降等临床表现^[3], 严重影响患者的平衡功能及日常生活能力。本文主要论述 sEMG 在脑卒中后运动功能障碍康复评定及治疗两方面的运用, 并对其运用前景进行展望。

1 sEMG 常用指标

表面肌电分析方法可分为线性分析方法和非线性分析方法。目前线性分析方法主要包括时域分析方法、频域分析方法以及时频分析方法。平均肌电值(Average electromyography, AEMG)、均方根值(Root mean square, RMS)以及积分肌电值(Integrate electromyography, iEMG)是时域分析中最常用的分析指标。AEMG 是指一段时间内瞬间肌电图振幅的平均值, 是反映 sEMG 信号振幅变化的特征性指标。RMS 是指一段时间内瞬间肌电图振幅平方的平均平方根, 是放电有效值, 二者变化主要反映肌肉活动时运动单位激活的数量、参与活动的运动单位的类型以及

其同步化程度。iEMG 反映的是一定时间内肌肉参与活动的运动单位的放电总量, 在一定程度上反映了参加工作的运动单位的数量和放电大小, 体现肌肉在单位时间内的收缩特性。时域指标主要指平均功率频率(Mean power frequency, MPF)和中位频率(Median frequency, MF), 二者与运动电位沿着肌纤维的传输速度有直接关系。与时域指标相比, 频域指标因变异较小而更具有优势^[4]。联合时频分析法和小波变换是目前比较常用的时频分析方法。联合时频分析法是建立在时域指标随着肌力和疲劳程度增加而增加, 而频域指标 MF 随着疲劳增加而降低、随着肌力增加而增加的假说上, 通过此方法可以快速判断肌肉的活动状态。小波变换是傅立叶变换的新发展, 它既能在整体上提供信号的全部信息, 又能提供在任意局部时段内信号变化剧烈程度的信息, 是目前研究肌肉疲劳特征的重要分析方法。而非线性信号分析技术, 包括李雅普诺夫指数、熵、分形分析技术, 近年来也有一部分被应用于肌肉功能状态及病理诊断的研究^[5]。但是该技术目前还不够成熟, 导致临床应用仍然较少。

2 sEMG 影响因素与对策

sEMG 作为一种从皮肤表面通过电极记录的神经肌肉系统活动生物电信号, 因其本身固有随机的、非稳态的、非线性的信号特征, 易受到诸多因素的影响, 但可以通过采取相应的措施尽量降低其影响, 比如: ①电源干扰: 可以通过增大受试者与仪器之间的距离而减少; ②心电信号干扰: 可以通过缩小两个记录电极之间的距离而减少; ③皮肤阻抗: 电极安放前, 用 75% 酒精对皮肤进行脱脂, 降低其阻抗; ④采样时姿势: 采样应建立在解剖中立位的基础上; ⑤电极位置: 两记录电极的连接应尽量与肌纤维平行, 减少肌电信号串扰; ⑥电极移动: 用漂浮电极减少电极移动干扰。因此在进行信号采集时, 只有尽可能降低干扰因素的影响, 才能确保数据的准确性和客观性, 这也正是 sEMG 得以在临床推广的先决条件。

基金项目: 广东省科技厅项目基金(2013A032500014)

收稿日期: 2016-09-27

作者单位: 1. 湖南中医药大学针灸推拿学院, 长沙 410007; 2. 南方医科大学中西医结合医院, 广州 510515

作者简介: 罗梦(1990-), 男, 硕士生, 主要从事脑卒中康复方面的研究。

通讯作者: 周国平, doctorzg@163.com

3 sEMG 在脑卒中后运动功能障碍康复评定中的应用

3.1 肌肉痉挛评定 目前肌肉痉挛的评定多采用改良 Ashworth 分级法进行评定,但是存在主观性强、精确度较差等缺点。sEMG 相对于改良 Ashworth 量表只能粗略反映患者肢体临床痉挛水平,其能为临床肌张力评定和痉挛的治疗提供客观的、量化的参考。郭明远等^[6]应用 sEMG 研究发现,对脑卒中后上肢肌张力增高患者,进行被动伸肘及屈肘运动时,其拮抗肌、主动肌的均方根值(Root mean square, RMS)与改良 Ashworth 量表显著相关,比如,被动屈肘时,改良 Ashworth 量表评定肱二头肌痉挛 1 级,其对应的 RMS 值为 $(6.00 \pm 0.707) \mu\text{V}$,经相关性分析($P < 0.01$),有统计学意义。Onishi 等^[7]研究了受试者膝关节伸展时肌肉进行随意静力收缩时的 iEMG 与肌力和肌张力的关系,发现随着肌力的增加和肌张力的增高, iEMG 出现相应地升高。另有研究报道,脑卒中后痉挛患者在做等速运动时患侧肌肉 iEMG 相对高于健侧,而经康复治疗后肌肉痉挛程度逐渐下降,其 iEMG 也相应地下降^[8]。

3.2 肌肉疲劳度评定 肌肉疲劳的发生往往和中枢神经系统的控制及肌肉本身的神经肌肉信息传递、兴奋-收缩耦联和能量代谢等因素相关,以运动时肌肉产生最大随意收缩力量或者最大输出功率下降为主要表现,严重影响了患者脑卒中肢体功能的康复及治疗的依从性。目前临床上主要通过肌力的变化对肌肉疲劳进行评估,但是由于肌肉疲劳受到诸多因素的影响而受到限制。sEMG 频域指标 MPF 和 MF 在临床上常常用于判别肌肉活动时的疲劳度^[9]。通过对 MPF 和 MF 频谱变化的分析可以较好的评价肌肉疲劳的状态,对于脑卒中患者康复训练剂量的选择及康复疗效评估具有重要意义。万泽明^[10]通过对不同 Brunnstrom 分期的脑卒中患者上肢肌群时域和频域等特征进行提取,发现随着康复训练的进行,康复后期患者 MPF 下降速度较康复前期明显减慢,而且其变化趋势逐渐接近正常人,这说明持续的康复训练有利于提高脑卒中患者肌肉的耐疲劳能力。有学者对脑卒中患者上肢最大等长收缩时健、患侧肌肉疲劳度的肌电图进行分析^[11],发现偏瘫侧肌肉 MF 较健侧下降更少,且表现出更低的自主收缩能力。有研究发现阵列式表面肌电图更容易获取反映运动性肌肉疲劳的中枢机制和外周机制的信息^[12],在一定程度上克服了传统表面肌电的局限性。

3.3 运动功能障碍评定 我们通过 sEMG 对脑卒中运动功能障碍患者肌肉活动状态进行分析,从而为其

进行定性定量分析提供客观依据。上肢方面:有学者观察到^[13],早期脑卒中患者肘关节在最大等长收缩过程中,屈肘时,健侧肱二头肌 iEMG 明显高于患侧,健、患侧肱三头肌 iEMG 比较无明显差异;而伸肘时,患侧肱二头肌 iEMG 明显高于健侧,健侧肱三头肌 iEMG 大于患侧,这一结果与临床上脑卒中偏瘫患者上肢肌肉痉挛主要以屈肌痉挛为主相符合。下肢方面:孙栋等^[14]研究也发现,患者在膝关节最大等长收缩状态下,膝伸展时,健侧股直肌 iEMG 大于患侧,而拮抗肌股二头肌的健、患侧 iEMG 比较无明显差异;膝屈曲时,其主动肌的健侧 iEMG 大于患侧,而拮抗肌的患侧 iEMG 大于健侧,这一结果与临床上脑卒中偏瘫患者下肢肌肉痉挛主要以伸肌痉挛为主相符合。Cheng 等^[15]应用 sEMG 记录了脑卒中患者从坐位到站位过程中下肢肌肉活动状态,发现患者偏瘫侧的胫骨前肌没有或仅有较小的肌电活动,而比目鱼肌肌电振幅出现明显上升,同时健侧的股四头肌和胫骨前肌肌电振幅出现明显升高,说明脑卒中偏瘫患者站立时患侧胫骨前肌肌力弱,而健侧肌肉出现代偿性收缩以防止跌倒。步态分析:Den Otter 等^[16]分析偏瘫患者步行中各个周期的肌电活动发现,在单腿支撑相时,健侧及患侧股二头肌和股直肌的激活时间均较正常人延长;在小腿肌肉中,支撑相早期患侧腓肠肌的激活时间延长,摆动相患侧胫骨前肌的激活时间延长,但摆动相患侧胫骨前肌的肌肉激活时间略短。另有研究结果发现,偏瘫患者步行时腓骨长短肌、腓肠肌内外侧头支撑相 RMS 比正常值明显减少,表明偏瘫患者小腿肌肉力弱是步行障碍的重要原因^[17]。近年来,国外学者 Rybar^[18]研究发现,偏瘫患者因远端肌力下降和运动控制障碍,容易出现屈髋肌群的过度活动。而 sEMG 同时记录到股直肌的肌电活动在步行中明显增加的结果证实了该观点。

4 sEMG 在脑卒中后运动功能障碍康复治疗中的应用

4.1 康复治疗指导 sEMG 不仅可以对肌肉活动状态进行定性定量分析,而且对于临床康复治疗具有重要的指导意义。Burke 等^[19]研究脑卒中偏瘫患者有无辅助步行、扶单脚手杖步行和扶四脚手杖步行 3 种条件下患侧竖脊肌、臀大肌、股外侧肌、腓肠肌和胫骨前肌肌电活动的波形和振幅的变化时发现,扶单脚手杖步行时,患侧竖脊肌和胫前肌肌电活动持续时间明显缩短,提示扶单脚手杖步行方式在偏瘫步态康复训练中值得考虑。樊留博^[20]应用 sEMG 对脑卒中患者膝关节肌电活动进行分析,发现膝关节控制强化训练可以降低下肢肌张力,从而有利于下肢步态障碍的康

复。孙栋等^[14]通过观察和分析偏瘫患者股直肌、股二头肌在最大等长收缩过程中 iEMG 大小验证卒中中偏瘫患者下肢肌肉痉挛主要以伸肌痉挛为主,提示在对卒中患者膝关节屈曲运动训练时,应强调增强主动肌收缩并抑制拮抗肌的协同收缩。另有研究者对偏瘫患者步行时腓骨长短肌、腓肠肌内外侧头支撑相 RMS 值进行分析^[17],得出加强小腿肌肉力量训练,是偏瘫步行训练重要内容的结论。

4.2 康复疗效评估 长期以来对于卒中患者运动功能障碍康复疗效评估,主要采用肌力分级评估、肌肉力量检测和肌肉痉挛度检测等方法,由于检测方法及量表评估的主观性、检测结果不能精确定量等缺点而使其受到质疑。sEMG 因其能对肌肉功能状态、肌力变化水平进行客观、定量的分析,目前已被应用于卒中中运动功能障碍康复疗效评估中。许林海等^[21]研究功能强化训练结合肌电生物反馈对急性卒中患者上肢功能的影响,研究发现,患者治疗后主动肩外展和腕背伸时三角肌和桡侧腕长肌做等长收缩时的 iEMG 较治疗前明显升高,而 Brunnstrom 分级上肢评定、功能性独立评定、肩外展及腕背伸主动活动范围也较治疗前明显改善,表明功能强化训练结合肌电生物反馈能有效改善急性卒中偏瘫患者的上肢运动功能,而 iEMG 可以作为其量化的评估指标。Andersen 等^[22]运用 sEMG 测试高强度的物理康复训练对卒中后轻度偏瘫患者的神经肌肉功能的影响,结果发现,主动肌收缩时肌电振幅明显升高,患者步行能力同时提高 52%~68%,表明 sEMG 可以作为一种评估高强度物理康复训练治疗卒中中运动功能障碍的重要方法。Buuke 等^[23]则发现,卒中中偏瘫患者应用手杖步行时患侧胫骨前肌的异常激活时间明显缩短,同时患侧股外侧肌和胫骨前肌异常增大的肌电波幅明显下降,同时其偏瘫步态得到明显改善,从而认为步行时手杖的应用是改善偏瘫步态的重要方法。在近来的研究中,Boudarham 等^[24]则发现一种角度可变的动态踝足矫形器可使支撑相和摆动相的踝背伸肌肉肌电活动增加,支撑相末期的踝跖屈肌肉肌电活动增加,同时发现步态中的痉挛性马蹄足的背伸角度也明显得到了改善。国内刘嵘等^[25]采用 sEMG 观察运动训练结合芍药甘草汤治疗卒中后肢体痉挛的临床疗效,研究发现,运动训练结合芍药甘草汤组侧屈肌 iEMG 和 RMS 值较运动训练组明显降低,表明芍药甘草汤能够改善卒中后肌痉挛情况,降低肌张力。中医方面,王芎斌等^[26]观察了不同针刺频率治疗卒中下肢痉挛患者肌电信号变化,发现高频刺激治疗后股直肌及腓肠肌 iEMG 较治疗前明显降低,同时 Fugl-Meyer 功能评

分、痉挛指数和步行功能均显著改善,说明高频刺激有助于降低卒中患者下肢的痉挛程度和提高步行功能,而 iEMG 可量化的评估其治疗效果。

5 展望

综上所述,sEMG 作为一种安全、无创并能客观反映神经肌肉系统生物电活动的检测手段和方法,现已被应用于卒中运动功能障碍中的研究中,相对于其它检测和评估方法,其在评价神经肌肉功能状态方面具有良好的特异性、灵敏性和客观性,同时在康复治疗方案的制定及康复疗效评估方面作出了重要的贡献。但是 sEMG 在研究和应用过程中还存在一些不足和缺陷:①sEMG 主要采集肌肉活动的表面肌电信号,不可避免的出现肌电信号的串扰,影响数据的准确性;②sEMG 分析方法,特别是非线性分析方法在肌电研究方面还不够成熟,还不能解决表面肌电信号不准确的问题;③sEMG 临床研究目前还是以单中心、小样本为主,缺乏多中心、大样本的规范化研究。④由于各研究人员使用的表面肌电图仪器不尽相同,参考数据缺乏统一的标准,限制了研究成果之间的比较。随着 sEMG 技术的不断发展,在基础研究领域,研究和探索 sEMG 信号在神经肌肉活动过程中表现出来的各种特征性变化的生理学、病理学机制,将成为热点问题。而在应用研究领域,建立面向临床医学、康复医学等的标准化、规范化的 sEMG 检测试验和构建功能评价标准将是未来研究的重要方向。

【参考文献】

- [1] Wen H, Dou Z, Finni T, et al. Thigh muscle function in stroke patients revealed by velocity-encoded cine phase-contrast magnetic resonance imaging[J]. Muscle Nerve, 2008, 37(6): 736-744.
- [2] Chiang J, Wang Z, McKeown MJ. Hidden Markov multivariate autoregressive (HMM-mAR) modeling framework for surface electromyography (sEMG) data[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, 4826-4829.
- [3] 夏清,袁海,王修敏,等. 表面肌电在卒中患者肢体功能障碍评价中的意义[J]. 中国康复医学杂志, 2013, 28(11): 1046-1050.
- [4] Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A. Reliability of surface electromyographic measurements[J]. Clin Neurophysiol, 1999, 110(4): 725-734.
- [5] Bradley E, Kantz H. Nonlinear time-series analysis revisited[J]. Chaos, 2015, 25(9): 097610.
- [6] 郭明远,张建宏,王惠娟,等. 表面肌电在评估偏瘫患者肘关节肌张力中的应用[J]. 中国康复理论与实践, 2012, 18(5): 448-450.
- [7] Onishi H, Yagi R, Akasaka K, et al. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(1): 59-67.
- [8] 叶玉琴,金海莲,朱丹,等. 针极肌电图及表面肌电图在神经肌肉

- 疾病中的应用[J]. 中风与神经疾病杂志, 2013, 30(6): 571-572.
- [9] 杨丹, 王健. 等速运动负荷诱发肱二头肌疲劳过程中 sEMG 信号变化[J]. 中国体育科技, 2002, 38(4): 48-49.
- [10] 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]. 北京: 中国科学院大学, 2013, 10.
- [11] Riley NA, Bilodeau M. Changes in upper limb joint torque patterns and EMG signals with fatigue following a stroke[J]. Disabil Rehabil, 2002, 24(18): 961-969.
- [12] Mesin L, Cescon C, Gazzoni M, et al. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2009, 19(5): 851-863.
- [13] Ashby P, Mailis A, Hunter J. The evaluation of "spasticity"[J]. Can J Neurol Sci, 1987, 14(3): 48-49.
- [14] 孙栋, 戴慧寒, 蔡齐芳, 等. 脑卒中偏瘫患者肘屈伸肌群最大等长收缩的表面肌电图研究[J]. 中国康复医学杂志, 2006, 21(5): 308-310.
- [15] 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.
- [16] Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, et al. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait[J]. Gait Posture, 2007, 25(3): 342-352.
- [17] 赵军, 张通, 芦海涛, 等. 脑卒中偏瘫步态表面肌电图和动态关节角度分析及康复策略研究[J]. 中国实用内科杂志, 2013, 28(6): 948-952.
- [18] 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.
- [19] Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, et al. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients[J]. Gait Posture, 2005, 22(2): 164-170.
- [20] 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.
- [21] 许林海, 韩丽雅. 功能强化训练结合肌电生物反馈对急性脑卒中患者上肢功能的影响[J]. 中国康复, 2015, 30(3): 185-188.
- [22] Andersen LL, Zeeman P, Jorgensen JR, et al. Effects of intensive physical rehabilitation on neuromuscular adaptations in adults with poststroke hemiparesis[J]. J Strength Cond Res, 2011, 25(10): 2808-2817.
- [23] Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, et al. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients[J]. Gait Posture, 2005, 22(2): 164-170.
- [24] Boudarham J, Pradon D, Roche N, et al. Effects of a dynamic-ankle-foot orthosis (Liberté®) on kinematics and electromyographic activity during gait in hemiplegic patients with spastic foot equinus[J]. NeuroRehabilitation, 2014, 35(2): 369-379.
- [25] 刘嵘, 丽娜. 芍药甘草汤结合运动训练治疗脑卒中后肌痉挛临床研究[J]. 河南中医, 2016, 36(4): 583-584.
- [26] 王芎斌, 陈剑, 李天骄, 等. 不同频率电针对脑卒中下肢痉挛患者肌电图及步行能力的影响: 随机对照研究[J]. 中国针灸, 2011, 31(7): 580-584.

脑卒中患者步行功能障碍的康复现状

陈源, 张继荣

【关键词】 脑卒中; 步行; 康复评定

【中图分类号】 R49; R743.3 【DOI】 10.3870/zgkf.2017.00.026

脑卒中是威胁人类健康的常见疾病, 步行功能障碍是脑卒中患者主要的功能问题之一。患者步行能力恢复情况直接关系到他们的生存质量。因此在脑卒中患者的康复中, 评定和恢复患者的步行功能是一个重要目标^[1]。就上述问题, 本文从常用的步行功能评定方法以及主要康复治疗技术的应用情况进行综述。

1 康复评定

1.1 量表评定法 ①威斯康星步态量表(Wisconsin gait scale, WGS): 该表适用于评定脑卒中后偏瘫的异常步态。观察项目包括患侧下肢步行周期中的站立时相、足趾离地、迈步时相以及足跟着地在内的 4 个时期

的动作表现, 共计 14 项。最低分 14 分, 最高分 45 分。得分越高, 提示步态异常程度越严重^[2]。Yaliman 等^[3]研究发现, 该量表具有良好的信度、效度, 可明确指出步态的异常所在, 对制订康复方案及评价康复疗效有很好的价值, 可作为脑卒中患者步态评价的首选量表。②步态分级异常量表(gait abnormality rating scale, GARS): 用于评价老年人步态及其跌倒风险的量表, 包括 3 大部分, 一般情况; 下肢部分; 躯干、头部、上肢部分, 共 16 项。每项最低 0 分, 最高 3 分, 总分 48 分。得分高者步态差^[4]。目前其信度及应用价值已在社区老年人、智力障碍老年人、转移障碍老年人中得到证实^[5]。③Fugl-Meyer 运动功能评定(Fugl-Meyer motor assessment, FMA) (下肢部分): 共 17 项, 每项分为 3 个等级记分(0~2 分), 最高分为 34 分。分数越高提示下肢的分离运动越好^[6]。Fugl-Meyer 运动功能评定能较准确地对偏瘫患者肢体功能做出定量评定, 是目前国际公认的、标准的评定方法。

收稿日期: 2016-04-15

作者单位: 贵州医科大学, 贵阳 550000

作者简介: 陈源(1989-), 男, 硕士研究生, 主要从事脑血管病康复的临床研究。

通讯作者: 张继荣, zjr1017@vip.sina.com