

脑卒中患者脑电、肌电相干性研究

赵晨钰, 毕胜

【关键词】 脑卒中; 相干; 脑电; 肌电; 综述

【中图分类号】 R49; R743.3 【DOI】 10.3870/zgkf.2017.02.019

脑卒中是指突然发生的、由脑血管病变引起的局限性或全脑功能障碍,分为出血性和缺血性脑卒中^[1],具有发病率高、死亡率高、致残率高、复发率高等四大特点^[2]。在我国,每年都会有600多万新增脑卒中患者^[3],其中大约有2/3能存活下来,但却有1/2的患者存在不同程度的运动功能障碍^[2],严重影响患者的生活及工作,给其家庭造成沉重的负担。

目前针对脑卒中引起的运动功能障碍,康复评定主要以定性评价和半定量评价为主^[4],且多由医师凭经验做出判断,主观性强、效率低、灵敏度差^[5-6]。因此,有效识别神经肌肉系统的运动特征,构建客观量化的康复功能评价体系显得尤为重要。脑电(Electroencephalogram, EEG)信号包含了大脑对躯体运动的控制信息,而表面肌电(Surface Electromyography, sEMG)信号则可以反映出肌肉对大脑控制意图的功能响应信息,能够直接反应运动神经系统的功能状态^[5],通过对EEG和EMG的研究,可以反应脑损伤后异常的肌肉协同模式及大脑皮层功能重组的情况^[7-10],可以更系统地解释运动控制过程及运动障碍的病理机制^[5],同时也为神经康复的运动功能评价提供了新的方法。近年来关于脑电、肌电的相干性研究已成为运动功能评价研究的趋势,得到越来越多的重视。本文现将脑卒中患者的相干性研究文献做一简单综述。

1 相干性定义

相干性分析是近年来提出的一种反映信号间同步程度的分析方法^[11],是指两个信号间的线性关系^[7, 11]或相互依赖程度^[12],其大小可以用相干系数值表示。两个信号a和b在某频率f的相干系数值为两者功率

谱密度(Power-Spectrum Density, PSD)和互谱密度(Cross-Spectrum Density, CSD)的函数^[11]。可通过数-模转换及相应的频谱分析得到两个信号间的相干系数值。相干系数值为一个没有单位的实数,范围为0~1^[7, 12-13];0表示两个信号间的功率和相位为非线性关系,1表示两个信号间的功率和相位为完全的线性关系^[7, 12-14]。相干系数值越大,说明两个信号活动的同步程度越高,两者相互依赖、相互联络的程度越强^[13]。

2 相干性分类

2.1 EEG-EMG 相干 EEG-EMG相干指的是大脑活动时的脑电信号和肌肉收缩时的肌电信号节律活动之间的线性耦合^[12],可以用来探索大脑皮层的脑电信号与表面肌电信号间的关联性,又被称为皮层肌肉相干性(Corticomuscular Coherence, CMC)。通过对健康人的研究已经证明控制肌肉功能的直接连接都来自于对侧大脑运动皮层,而与肌肉同侧的运动皮层区域没有明显相干性^[12]。这一结论与生理学中左右躯体的运动、感觉分别受对侧大脑半球支配相一致^[12]。Chakarov等^[15]研究发现在15~45Hz频段的CMC值随动态力量水平的增长呈现线性增长,即CMC值是一个高水平的动态同步过程。但也有研究表明beta频段(13~30Hz)的CMC值与静态力量的输出有关,而gamma频段(31~45Hz)的相干性与动态力量的输出有关^[16]。而Mendez-Balbuena等^[17]则发现在不同低水平力量的频率不可预测的情况下,CMC值明显更低,力的频率的不可预测性会导致皮质脊髓束同步性的减低、皮层和肌肉活化作用的增加及性能减低。通过对健康人的研究,表明EEG-EMG相干性可能与运动的性能(如力量等)有关,也许可以通过相干评价脑卒中患者的运动性能,但不同频段相干值的意义等仍需进一步研究。

2.2 EEG-EEG 相干 EEG-EEG相干是指成对脑电信号在某一频率范围内波动形式的一致程度^[13]。精

基金项目:国家自然科学基金(81272162)

收稿日期:2016-05-16

作者单位:中国人民解放军总医院,北京 100853

作者简介:赵晨钰(1989-),女,硕士,主要从事脑卒中康复方面的研究。

通讯作者:毕胜, bisheng301@gmail.com

确的说,两个脑电信号间的相干性被定义为两者间的互功率(即两个信号间的绝对功率值标准化)^[8]。人类大脑的活动分为不同的功能区域,各个功能区并不是相互独立存在的,而是在时间、空间和频域上具有一定的联系,从而形成一个个复杂的神经网络系统^[11]。这种网络间的联系依赖于具有相似特征的神经元同时放电而产生的同步震荡,以实现神经信息的传导和不同大脑功能区间的协同工作^[11, 18]。

EEG-EEG 相干性分析可以作为不同大脑皮层区域间功能联系的指示器^[8],有效提取脑功能区间的网络联系和协同工作模式^[11]。可用 EEG-EEG 相干性分析大脑皮层区域间的功能耦合,研究不同脑区间的功能联系,为患者的进一步康复治疗提供依据。

2.3 EMG-EMG 相干 EMG-EMG 相干性可用于评估两块肌肉在频域中活化的一致程度,即可以量化两肌肉间的振荡同步,为控制肌肉的运动神经元间共突触驱动共享提供客观的检测方法^[19]。头皮脑电的记录存在一定的困难^[14],且容易受到外部多种因素干扰,如眼电信号、视觉反馈等。但是在同样的任务中,导致 EEG-EMG 相干性的驱动同样可以引起共同激活的主动肌群间的肌间相干性。EMG-EMG 相干性原理也许可以给出一种关于下行皮质驱动的信息(类似于皮层肌肉耦合信息),可为皮质下运动的驱动提供一种额外的见解^[14]。

3 脑卒中患者相干性研究

3.1 EEG-EMG 相干性研究 Hallett 等^[20]为评估锥体束损伤后,身体对侧和同侧运动皮层与肌肉间的功能联系,对皮层下卒中患者进行屈肘、伸腕及手指抓握动作时的 EEG-EMG 相干性研究,结果与正常人的研究相似,显著相干性出现在对侧感觉运动区,身体同侧运动区没有观察到明显的相干性^[12]。他们认为只有身体对侧运动区联系失败时,同侧运动区才会发挥作用,所以运动功能恢复较好的患者,同侧 EEG-EMG 相干性不显著^[20];另一种解释是身体同侧的感觉运动皮层是通过皮层-皮层间的连系或多突触通路来帮助患侧大脑进行运动控制的^[21]。此外,他们还发现患者患侧手部和前臂的肌肉相干性更小,但肱二头肌的相干性与健侧没有明显不同,这可能是由于肩肘的运动功能首先恢复的原因,但机制尚不清楚^[20]。由于 EEG-EMG 相干性研究多集中于功能恢复较好的患者,研究结果多与正常人相似。为此,Yin Fang 等^[22]对功能恢复较差的卒中患者在做“伸手够物动作(reaching 动作)”时进行 EEG-EMG 相干性研究;结果表明患者患侧的三角肌、肱二头肌、肱三头肌的 EEG-

EMG 相干性在 beta 和 gamma 频段都降低,且 gamma 频段 EEG-EMG 相干性降低更显著甚至是缺失。已有研究表明 beta 频段(13~30Hz)皮层肌肉相干性与静态力输出有关,gamma 频段(31~45Hz)皮层肌肉相干性多与认知、记忆等大脑皮层信息整合有关^[16]。因此,通过对不同频段的 EEG-EMG 相干性进行分析,可以对神经运动系统的不同功能状态进行评价。

Carlowitz-Ghori 等^[23]也进行了脑卒中急性期和慢性期两个阶段的 CMC 研究:通过对 8~44Hz 频段拇短展肌的研究表明卒中急性期健侧 CMC 幅度比患侧大,且比慢性期健侧 CMC 幅度大;与慢性期及健康对照组相比,急性期健患两侧的 CMC 峰值所在频率都降低;而慢性期,CMC 在幅度和频率方面都没有表现出大脑半球间或组间差异。因此,卒中急性期 CMC 的改变是一种抑制性的临时减低,在恢复过程中可以逐渐正常化^[23]。说明 CMC 在幅度和频率方面的变化随着时间的推移可以反映出运动功能恢复的过程。

马培培等^[5]通过对卒中患者下肢膝关节“屈、伸”运动的研究表明随着运动功能的逐渐恢复,患者健患两侧 EEG-EMG 相干性在 gamma 频段的差异会逐渐缩小,这为康复过程运动功能的评价提供了依据。由此进一步说明 EEG-EMG 相干性可以用来描述卒中病人运动功能的康复状态,且定量化的评价更客观。

3.2 EEG-EEG 相干性研究 Hallett 等^[18]为研究童年期卒中导致肌张力障碍的起因,对儿童期卒中遗留肌张力障碍的患者和健康对照组进行研究,发现在休息状态下患者半球间相干性显著小于正常人,功能越差,肌张力障碍越严重,相干性越小。患者休息状态下大脑半球间的相干性减低反应出大脑半球间联系的减少,这可能与结构的改变及神经的可塑性有关,对于肌张力障碍的产生有潜在的作用。Mottaz 等^[24]发现通过神经反馈训练可增强卒中患者大脑半球运动皮层间的相干性。这种相干性的增加与卒中后运动功能的持续提高有关。此外,Tung 等^[25]通过 EEG-EEG 相干性分析评价运动想象脑机接口技术对于上肢卒中康复的疗效,治疗前后 Fugl-Meyer 评分的改变与 ≥ 0.5 的相干指标的数目组成正相关,表明运动功能的恢复与患侧半球激活量的增加有关,即可以直接用脑电信号追踪以脑机接口为基础的卒中康复治疗的性能。以上研究对于评价卒中患者的运动功能具有一定的临床意义。

3.3 EMG-EMG 相干性研究 Kamper 等^[10]研究慢性轻偏瘫卒中患者拇指与手指(除拇指外的其余四指)间耦合(简称“手指-拇指”耦合)的变异。动力学研究表明在卒中患者自主活动时,手指和拇指屈肌间强有

力的联合显而易见:在手指屈曲时,会产生拇指屈曲和内收方向的力;同样,在拇指屈曲时也会在其余四指产生屈曲方向的力,这些结果表明卒中患者在进行独立手指屈曲运动时,指浅屈肌和拇长屈肌间的关联性很强;Kamper 等^[10]假设脑卒中后出现皮质重组,共同的皮质驱动导致了这种耦合现象,但在手指屈曲和拇指屈曲时,指浅屈肌-拇长屈肌没有明显的相干性,反而在拇指伸展中,观察到了这一对肌肉的相干性,这些结果表明共同的皮层驱动是有限的,实验观察到的屈肌耦合也许有其他的来源(皮层下或脊髓),大脑皮层改变也许间接导致了手指-拇指耦合的增加。因此对于脑卒中导致的手指屈曲及拇指屈曲的机制有待进一步研究,以便更好的指导患者的康复训练。

Kisiel-Sajewicz 等^[9]对脑卒中患者在 reaching 动作中肩肘协同肌肉间电信号的功能耦合进行研究,发现卒中病人仅三角肌-肱三头肌肌间相干值在 0~11 Hz 频段低于正常对照组,且这种功能耦合的弱化具有时间和频率依赖性;此研究中屈肩肌和伸肘肌之间的 EMG-EMG 相干性降低,表明脑卒中后中枢神经系统运动规划和运动命令功能的损伤可以弱化协同肌间的功能耦合并使运动性能降低,并且这种一致性的减低主要发生在原动肌(三角肌和肱三头肌)。而实现精确平稳的运动,适度的中枢神经系统规划对于制定最佳运动命令和控制是至关重要的^[26]。以上研究也许可反映与卒中相关的皮质脊髓网络交流的中断,但对于频率差异产生的机制仍不清楚,仍需进一步研究。

4 小结和展望

相干性分析能够用来检测卒中患者肢体的运动功能状态,对于探索运动障碍性疾病的病理机制、客观指导卒中患者的康复训练有重要作用。然而目前卒中患者相干性研究多为小样本研究,在康复评定方面尚缺乏统一的参考标准。因此,关于脑卒中患者相干性研究还需要进行大规模临床研究,结合运动学、电生理学等,得出可用于脑卒中偏瘫患者临床评估的定量参考指标,以利于指导康复治疗。

【参考文献】

- [1] 王茂斌, 励建安, 毕胜. 康复医学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2014: 216-217.
- [2] 姚滔涛, 王宁华, 陈卓铭. 脑卒中运动功能训练的循证医学研究[J]. 中国康复医学杂志, 2010, 25(6): 565-570.
- [3] 石巍, 王颖. 主被动手臂动作的 EEG 和 sEMG 特征比较研究[J]. 现代电生理学杂志, 2014, 21(2): 105-113.
- [4] 何静杰, 刘璇. 脑卒中偏瘫侧上肢的评定与康复[J]. 中国康复理论与实践, 2004, 10(9): 571-572.
- [5] 马培培, 陈迎亚, 杜义浩, 等. 中风康复运动中脑电-肌电相干性分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(5): 971-977.
- [6] 王耀兵, 季林红, 黄靖远. 偏瘫患者与健康人上肢表面肌电信号比较研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21(4): 129-130.
- [7] Nakayama H, Jørgensen HS, Raaschou HO, et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1994, 75(4): 394-398.
- [8] Manganotti P, Gerloff C, Toro C, et al. Task-related coherence and task-related spectral power changes during sequential finger movements[J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1998, 109(1): 50-62.
- [9] Kisiel-Sajewicz K, Fang Y, Hrovat K, et al. Weakening of synergist muscle coupling during reaching movement in stroke patients[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2011, 25(4): 359-368.
- [10] Kamper DG, Fischer HC, Conrad MO, et al. Finger-thumb coupling contributes to exaggerated thumb flexion in stroke survivors[J]. J Neurophysiol, 2014, 111(12): 2665-2674.
- [11] 侯文生, 张阳, 李卫娜, 等. 手指自主按键运动中脑磁图信号的相干性分析[J]. 山东大学学报, 2011, 46(1): 1-5.
- [12] 李云萍, 李莉, 郑旭媛. 健康人手部不同动作的脑电-肌电相干性分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(5): 962-966.
- [13] 王佳, 蒋正言. 阿尔茨海默病脑电图相干性研究进展[J]. 中国老年学杂志, 2004, 24(12): 1213-1215.
- [14] Grosse P, Cassidy MJ, Brown P. EEG-EMG, MEG-EMG and EMG-EMG frequency analysis physiological principles and clinical applications[J]. Clinical Neurophysiology, 2002, 113(10): 1523-1531.
- [15] Chakarov V, Naranjo JR, Schulte-Mönting J, et al. Beta-range EEG-EMG coherence with isometric compensation for increasing modulated low-level forces[J]. J Neurophysiol, 2009, 102(2): 1115-1120.
- [16] Gwin JT, Ferris DP. Beta- and gamma-range human lower limb corticomuscular coherence[J]. Front Hum Neurosci, 2012, 6(258): 1-6.
- [17] Mendez-Balbuena I, Naranjo JR, Wang X, et al. The strength of the corticospinal coherence depends on the predictability of modulated isometric forces[J]. J Neurophysiol, 2013, 109(6): 1579-1588.
- [18] Kukke SN, Campos AC, Damiano D, et al. Cortical activation and inter-hemispheric sensorimotor coherence in individuals with arm dystonia due to childhood stroke[J]. Clin Neurophysiol, 2015, 126(8): 1589-1598.
- [19] Lee SW, Landers K, Harris-Love ML. Activation and intermuscular coherence of distal arm muscles during proximal muscle contraction[J]. Exp Brain Res, 2014, 232(3): 739-752.
- [20] Tatsuya Mima M, Keiichiro Toma M, Benjamin Koshy B, et al. Coherence Between Cortical and Muscular Activities After Subcortical Stroke[J]. Stroke, 2001, 32(11): 2597-2601.
- [21] Carr LLAJA. Patterns of central motor reorganization in hemiplegic cerebral palsy[J]. Brain Res, 1993, 116(5): 1223-1248.
- [22] Fang Y, Daly JJ, Sun J, et al. Functional corticomuscular connection during reaching is weakened following stroke[J]. Clin Neurophysiol, 2009, 120(5): 994-1002.
- [23] Carlowitz-Ghori K, Bayraktaroglu Z, Hohlefeld FU, et al. Corticomuscular coherence in acute and chronic stroke[J]. Clin Neurophysiol, 2014, 125(6): 1182-1191.
- [24] Mottaz A, Solca M, Magnin C, et al. Neurofeedback training of alpha-band coherence enhances motor performance[J]. Clin Neurophysiol, 2015, 126(9): 1754-1760.
- [25] Tung SW, Guan C, Ang KK, et al. Motor imagery BCI for upper limb stroke rehabilitation an evaluation of the EEG recordings using coherence analysis[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2013, 2013: 261-264.
- [26] Reisman DS, Scholz JP. Workspace location influences joint coordination during reaching in post-stroke hemiparesis[J]. Exp Brain Res, 2006, 170(2): 265-276.