

讨 论

哮喘是由 EOS 等多种炎性细胞介导的慢性呼吸道炎症。活化的 EOS 释放 ECP 等炎性介质及毒性蛋白,引起支气管平滑肌收缩、微血管渗漏和黏液分泌增加,构成呼吸道炎症及哮喘发作的病理基础之一。本研究结果显示,儿童轻、中度哮喘诱导痰 EOS% 及血清 ECP 均显著增加,且与肺功能指标 $FEV_{1.0}\%$ 、 $PEF\%$ 均呈显著负相关,表明气道 EOS 浸润及血清 ECP 与哮喘儿童肺功能降低有密切的关系,是引起哮喘的重要因素。

目前,吸入糖皮质激素是治疗儿童哮喘的首选药物和主要的治疗手段。尽管局部用药时,药物的副作用相对较少,但长期及大剂量应用仍会产生一些副作用,且医疗费用高,患儿依从性差,因此,有效的辅助治疗显得十分必要。已经证实,超短波的高频电场可使治疗部位均匀受热,增加局部的血液循环和淋巴回流,提高局部组织的药物浓度,促进炎性产物清除,还能增加气道纤毛活动能力,缓解气道平滑肌痉挛^[4];胸壁振动则对移动和排除肺内小气道分泌物有明显的的作用,其原理是它能提供两种定向叩击力量,一种是垂直于身体表面的垂直力,对支气管黏膜表面的黏液及代谢物起疏松作用,另一种是平行于身体表面的水平力,有助于支气管内液化的黏液按胸壁振动选择的方向排出体外^[5]。众所周知,气道受阻是哮喘病理生理改变的核心,支气管平滑肌痉挛、黏液栓形成是气道受阻的主要原因。鉴于此,本研究选择了超短波联合胸壁振动辅助治疗儿童哮喘,以期多种生物学效应相叠加,达到辅助治疗目的。结果显示,治疗后,治疗组诱导痰 EOS%、血清 ECP 水平均比对照组显著降低,肺功能指标显著改善,其中血清 ECP 水平、肺功能指标已达健

康儿童水平,说明超短波联合胸壁振动减轻气道嗜酸粒细胞浸润、减少嗜酸粒细胞分泌 ECP 等毒性蛋白、减轻气道受阻及改善哮喘患儿的肺通气功能。

另外,从结果可以看出,尽管治疗组哮喘儿童在治疗后血清 ECP 水平、肺功能指标均达健康对照组儿童水平,但其诱导痰 EOS% 仍然高于正常,说明治疗组儿童在治疗后仍然存在气道的嗜酸粒细胞浸润。ECP 是嗜酸粒细胞活化的主要指标之一,ECP 的释放不仅与 EOS 的数量有关,更重要的是与 EOS 的活化状态,即其脱颗粒及分泌蛋白的能力有关,因此,超短波联合胸壁振动辅助治疗不仅降低了嗜酸粒细胞的浸润,可能也抑制了嗜酸粒细胞活性。

总之,本研究结果表明,超短波联合胸壁振动能显著减轻轻、中度哮喘儿童气道嗜酸粒细胞浸润,降低毒性蛋白 ECP 释放,改善肺通气功能,为减少激素用量、缩短激素应用时间从而降低激素副作用的发生创造了条件。

参 考 文 献

- [1] 徐少华,王伟,邵红艳,等.超短波治疗对 COPD 患者诱导痰中炎症细胞及 IL-8 和 TNF- α 的影响.中华物理医学与康复杂志,2005,27:171-172.
- [2] 胡亚美,江载芳,主编.诸福棠实用儿科学.7 版.北京:人民卫生出版社,2002:635.
- [3] 罗征秀,刘恩梅,王莉佳,等.诱导痰细胞和白细胞介素 8 白细胞介素 9 嗜酸性粒细胞趋化因子在儿童哮喘发病中的作用.中国实用儿科杂志,2006,21:265-268.
- [4] 南登崑,主编.康复医学.2 版.北京:人民卫生出版社,2000:107.
- [5] 郭玉军,游宝英.美国 G5 振动排痰机的工作原理及主要功能.医疗设备,2005,12:59.

(修回日期:2008-05-05)

(本文编辑:松 明)

表面肌电生物反馈治疗对偏瘫患者上肢功能的影响

陈文君 李建华 寿依群 许志生

【摘 要】 目的 探讨表面肌电生物反馈治疗对脑卒中偏瘫患者上肢功能的影响。**方法** 将 40 例脑卒中偏瘫患者随机分为治疗组(20 例)和对照组(20 例)。2 组患者均常规给予神经内科药物治疗及康复训练,治疗组同时辅以表面肌电生物反馈(sEMG-BFB)治疗。分别于治疗前及治疗 4 周后采用 Fugl-Meyer 量表(FMA)评定偏瘫侧上肢功能,采用改良 Ashworth 痉挛指数(MAS)评定偏瘫侧肘关节屈、伸肌张力,采用 sEMG 评定偏瘫侧肱二头肌、肱三头肌在进行屈伸肘(最大等长收缩)动作时的肌电积分值(IEMG),并计算肘屈曲、伸展协同收缩率。**结果** 2 组患者治疗前,其患侧上肢 FMA、MAS 评分以及肘关节屈伸协同收缩率间差异均无统计学意义($P > 0.05$);2 组患者经相应治疗后,其偏瘫侧上肢 FMA、MAS 评分以及肘关节屈伸协同收缩率均较治疗前显著改善($P < 0.01$),且治

疗组患者 FMA、MAS 评分以及肘关节伸展协同收缩率的改善幅度明显优于对照组 ($P < 0.01$)。结论 表面肌电生物反馈治疗可显著缓解偏瘫患者肘关节屈伸肌痉挛,进一步改善偏瘫患者肘关节屈伸肌协调性,提高上肢运动功能。

【关键词】 表面肌电生物反馈; 脑卒中; 上肢功能; 痉挛

表面肌电生物反馈 (surface electromyographic biofeedback, sEMG-BFB) 是将身体表层肌电电压实时转换成可视听信号并用来调节机体肌肉功能。在机体控制良好情况下,肌电信号活动在很大程度上能定量反映肌肉功能状态、肌力水平、多肌群协调性等^[1,2]。脑卒中偏瘫患者上肢异常运动模式表现为上肢屈肌张力增高,而造成肘关节屈伸不利和异常运动模式^[3]。国内外研究均证实肌电生物反馈治疗能提高脑卒中患者瘫痪侧肌肉收缩功能,抑制痉挛肌肉肌张力,从而改善患者运动功能^[4-8]。目前鲜见关于 sEMG-BFB 治疗偏瘫患者肘关节屈伸肌痉挛的报道,本研究通过 sEMG 信号分析技术检测脑卒中患者偏瘫侧肱二头肌、肱三头肌表面肌电信号活动特征,并采用 sEMG-BFB 技术帮助患者提高上肢运动功能。现报道如下。

资料与方法

一、研究对象

共选取 2004 年至 2006 年期间在浙江大学医学院附属邵逸夫医院神经内科治疗的急性脑卒中初发患者 40 例,均符合 1995 年全国第四届脑血管病诊断标准^[9],经颅脑 CT 或 MRI 确诊,患者均存在上肢功能障碍,肘屈、伸肌张力增高。入选患者年龄 40~80 岁,无严重心、肝、肾等脏器疾病;发病前生活自理,无认知功能障碍;发病后神智恢复,格拉斯哥昏迷评分 (Glasgow coma scale, GCS) ≥ 9 分,生命体征稳定 48 h 以上。将上述患者随机分为治疗组 and 对照组,2 组患者一般资料及病情详见表 1,经统计学分析,2 组患者间差异无统计学意义 ($P > 0.05$),具有可比性。

表 1 2 组患者一般资料及病情比较

组别	例数 (例)	年龄(年)	性别 (例)		脑卒中类型 (例)		偏瘫侧别 (例)		病程(d)
			男	女	缺血性	出血性	左侧	右侧	
治疗组	20	60.5 $\pm$ 9.3	13	7	8	12	9	11	22.6 $\pm$ 7.4
对照组	20	58.0 $\pm$ 11.6	14	6	10	10	7	13	20.0 $\pm$ 9.7

注:2 组患者年龄、性别、病情、病程等比较,差异均无统计学意义

二、治疗方法

2 组患者急性期均接受常规处理,包括神经内科药物治疗、良肢位摆放、床上被动关节运动训练等,并于患者生命体征稳定 48 h 后进行康复会诊治疗,具体内容包括神经促通技术、运动再学习、日常生活活动 (activities of daily living, ADL) 能力训练等,每周治疗 5 次,共持续 4 周。治疗组患者在此基础上给予 sEMG-BFB 治疗,采用 MyoTrac 生物刺激反馈系统 (加拿大 Thought 公司产品),仪器灵敏度为 0~2 000 μ V,输出强度为 0~100 mA,脉冲宽度 50~400 μ s。选用 2 cm $\times$ 2 cm 表面电极,电极放置方向与肌纤维纵轴平行,其中治疗电极置于患侧肱二头肌运动点处 (肌腹附近),辅助电极置于运动时相对稳定部位 (如肱二头肌外侧缘处)。治疗前向患者解释仪器屏幕显示信号的意义,并鼓励患者有意识放松。治疗时先调节仪器灵敏度使其能接收患者最放松状态时产生的肌电信号,约为检测阈值的 80%,然后嘱患者尽力放松患侧肢体,持续 10 min。当患者

肢体 EMG 信号强度低于所检测阈值时,仪器将发出声光信号,同时播放轻柔音乐,以进一步促进患者肢体放松。患者随后在 MyoTrac 生物刺激反馈系统辅助下进行连续肘屈伸练习 30 min (例如当患者努力尝试屈肘动作时,若其肢体 sEMG 信号强度达到或超过所设定阈值,MyoTrac 反馈系统就会产生电刺激帮助患者完成该动作),在练习过程中患者需观察屏幕肌电信号变化,根据仪器屏幕信号提示进行肌肉主动收缩-放松训练,练习过程中尽可能大范围屈伸肘关节,但同时须防止肌张力过度增加。

三、临床疗效观察指标及评定标准

所有病例在入选时及治疗 4 周后进行 sEMG 评定。采用 FlexComp 表面肌电分析系统 (加拿大 Thought 公司产品),选用 AgCl 表面电极,受试者取端坐位,上臂紧贴体侧,前臂旋后,肘关节屈曲 45°位固定于支架上,患侧手及肩、肘部位均固定在支架上。测试时要求患者尽可能屈、伸肘关节各 10 s (最大等长收缩),期间休息 10 s,共进行 3 组为一个完整测试程序。测试前给予患者 1 min 的热身及熟悉过程;正式测试时用酒精棉球消毒皮肤并涂上耦合剂,将记录电极置于肱二头肌、肱三头肌肌腹最丰满处,记录电极与参考电极的中心距离约为 20 mm,记录电极放置方向与采样肌纤维长轴走向平行。采集受试者肱二头肌、肱三头肌等长收缩时 sEMG 数据,通过软件分析肘关节一个完整屈伸过程中肱二头肌、肱三头肌的肌电积分值 (integrated electromyographic, IEMG) 变化情况。

采用 Fugl-Meyer 量表^[10]评定偏瘫侧上肢功能;采用改良 Ashworth 痉挛指数 (modified Ashworth scale, MAS)^[11]评估偏瘫侧肘关节屈、伸肌肌张力情况,共有 0~5 级,分别计 0~5 分,统计屈伸肌张力得分之和;采用 sEMG 评估患者肱二头肌、肱三头肌在进行屈、伸肘 (最大等长收缩) 动作时的 IEMG (共收缩 3 次,取最大值),计算并比较 2 组患者屈、伸肘关节时的协同收缩率 (co-contraction ratio),计算公式如下:协同收缩率 (%) = 拮抗肌 IEMG / (主动肌 IEMG + 拮抗肌 IEMG)^[12]。

四、统计学分析

本研究计量资料以 ($\bar{x} \pm s$) 表示,采用 SPSS 10.5 版统计学软件进行处理,计量资料比较选用配对 t 检验, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义。

结 果

2 组患者治疗前,其偏瘫侧上肢 FMA、MAS 评分、肘关节屈伸协同收缩率间差异均无统计学意义 (均 $P > 0.05$);经 4 周治疗后,2 组患者 FMA、MAS、肘关节屈伸协同收缩率均较治疗前显著改善 (均 $P < 0.01$);进一步分析发现,治疗组患者 FMA、MAS 评分、肘关节伸展协同收缩率的改善幅度均明显优于对照组 ($P < 0.01$),但 2 组患者在肘关节屈曲协同收缩率方面的改善幅度相当,其间差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。具体数据详见表 2。

表 2 2 组患者治疗前后偏瘫侧上肢 FMA、MAS 评分及肘关节屈伸协同收缩率比较 ($\bar{x} \pm s$)

组 别	例数	上肢 FMA 评分(分)	MAS 评分 (分)	协同收缩率(%)	
				肘屈曲	肘伸展
治疗组	20				
治疗前		6.15 ± 3.20	4.80 ± 1.29	21.94 ± 8.66	49.56 ± 16.06
治疗后		24.70 ± 12.88 ^{ab}	2.45 ± 1.20 ^{ab}	15.19 ± 5.65 ^a	32.58 ± 11.67 ^{ab}
对照组	20				
治疗前		6.95 ± 2.67	4.20 ± 0.87	18.39 ± 4.84	43.46 ± 10.90
治疗后		15.80 ± 9.25 ^a	2.30 ± 0.95 ^a	13.75 ± 5.34 ^a	30.69 ± 9.48 ^a

注:与治疗前比较,^a $P < 0.01$;与对照组治疗后比较,^b $P < 0.05$

讨 论

脑卒中患者神经肌肉功能状态及其疗效的评价是目前康复领域的重要课题之一。长期以来,临床上一直使用肌力分级评价和肌肉痉挛度检测等方法进行疗效评估,但由于此类方法主观性较强,检测结果难以精确定量,其检测方式、结果均普遍受到质疑。sEMG 信号分析是目前研究神经肌肉控制的基本手段之一,它能在一定程度上反映运动单位募集和同步化等中枢控制因素以及肌肉兴奋传导等外周因素的共同作用^[1,2]。近些年来,采用 sEMG 信号分析技术评价偏瘫患者神经肌肉功能状况^[5,13,14]、运用 sEMG-BFB 治疗偏瘫患者痉挛肢体功能障碍^[6,15]已成为脑卒中康复医学研究的重要方向。

脑卒中偏瘫患者上肢异常运动模式通常表现为上肢屈肌张力增高、肘关节屈伸不利等。根据美国医学会制定的永久性功能障碍分级标准^[3],肘关节屈伸功能丧失相当于失去 42% 的上肢功能,前臂旋前、旋后功能丧失相当于失去 28% 的上肢功能,故本研究以肘关节屈伸肌张力增高、上肢活动受限患者为研究对象。在研究过程中发现,患者经神经促通技术、运动再学习、ADL 能力训练等治疗 4 周后,其肘部屈伸肌张力及上肢功能均较治疗前明显好转,在患者肘关节屈伸肌张力改善的同时,患者上肢 Fugl-Meyer 运动功能评分也获得显著提高($P < 0.01$);而另外接受 sEMG-BFB 辅助治疗的患者其上肢运动功能改善更显著($P < 0.05$),且 FMA 提高幅度明显优于对照组($P < 0.01$)。

IEMG 是 sEMG 信号分析中的一个常用指标,它主要反映单位时间内骨骼肌的放电总量^[16]。Onishi 等^[17]对 IEMG 与肌力、肌张力间的关系进行了研究,发现机体在随意静力性收缩时,通过表面肌电电极检测的 IEMG 强度与肌张力水平呈正相关性。协同收缩率反映的是拮抗肌在主动肌收缩过程中所占的比例,协同收缩率增加是脑卒中患者普遍存在的现象之一,而 sEMG 信号分析技术是检测协同收缩率的较理想方法^[12,18]。本研究显示患者在最大程度屈、伸肘关节(最大等长收缩)过程中,其肱二头肌的协同收缩率明显高于肱三头肌,约为其 2 倍,表明在肘关节活动过程中,肱二头肌异常活跃,与脑卒中患者上肢屈肌张力异常增高为主的偏瘫模式一致。本研究患者经为期 4 周康复治疗,其肘屈曲、伸展协同收缩率均较治疗前显著改善($P < 0.01$),并且接受 sEMG-BFB 辅助治疗的患者其肘关节伸展协同收缩率下降幅度更显著($P < 0.01$);但治疗组及对照组在肘关节屈曲协同收缩率方面差异无统计学意义($P > 0.05$)。

综上所述,本研究结果表明,sEMG-BFB 治疗可显著缓解脑卒中偏瘫患者肘关节屈伸肌痉挛,进一步改善偏瘫患者肘关节屈伸肌协调性,提高其上肢运动功能。

参 考 文 献

- [1] Duchene J, Hogrel JY. A model of EMG generation. IEEE Trans Biomed Eng, 2000, 47: 192-201.
- [2] Hagg GM. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. J Appl Physiol, 1992, 73: 1211-1217.
- [3] 周士枋, 范振华, 主编. 实用康复医学(修订版). 南京: 东南大学出版社, 1998: 488-489.
- [4] Brucker BS. Biofeedback and rehabilitation//Ince LP. Behavioral psychology in rehabilitation medicine: clinical application. Baltimore: Williams and Wilkins, 1980: 188-217.
- [5] 齐瑞, 严隽陶, 房敏, 等. 脑卒中偏瘫患者肱二、三头肌表面肌电特征的研究. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28: 399-401.
- [6] 韩瑞, 倪朝民. 肌电生物反馈治疗对脑卒中偏瘫患者上肢功能的影响. 中国康复理论与实践, 2005, 11: 209-210.
- [7] Edwards CL, Sudhakar S, Scales MT, et al. Electromyographic(EMG) biofeedback in the comprehensive treatment of central pain and ataxic tremor following thalamic stroke. Appl Psychophys Biof, 2000, 25: 229-240.
- [8] Moreland JD, Thomason MA, Fuoco AR. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis. Arch Phys Med Rehabil, 1998, 79: 134-140.
- [9] 全国第四届脑血管病学术会议. 各类脑血管病诊断要点. 中华神经科杂志, 1996, 29: 379-380.
- [10] Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman L, et al. The post-stroke hemiplegic patient: a method for evaluation of physical performance. Scand J Rehabil Med, 1975, 7: 13-31.
- [11] Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. Phys Ther, 1987, 67: 206-207.
- [12] Hammond MC, Fitts SS, Kraft GH, et al. Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. Arch Phys Med Rehabil, 1988, 69: 348-351.
- [13] Toffola ED, Sparpaglione D, Pistorio A, et al. Myoelectric manifestations of muscle changes in stroke patients. Arch Phys Med Rehabil, 2001, 82: 661-665.
- [14] Cheng HS, Ju MS, Lin CC. Improving elbow torque output of stroke patients with assistive torque controlled by EMG signals. J Biomech Eng, 2003, 125: 881-886.
- [15] Stein J, Narendran K, McBean J, et al. Electromyography controlled exoskeletal upper-limb-powered orthosis for exercise training after stroke. Am J Phys Med Rehabil, 2007, 86: 255-261.
- [16] Jeffrey RC, Glenn SK, Jonathan H. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg: Aspen Publishers Inc, 1998: 371-375.
- [17] 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 Electromyogr Kinesiol, 2000, 10: 59-67.
- [18] Levin MF, Hui CC. Ankle spasticity is inversely correlated with antagonist voluntary contraction in hemiparetic subjects. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1994, 34: 415-425.

(收稿日期: 2008-01-25)

(本文编辑: 易 浩)