

肌电生物反馈疗法改善脑卒中患者腓肠肌形态结构的超声研究*

刘美快¹ 徐乐义² 李海燕² 陈顺平¹ 陈斌^{1,3}

摘要

目的:探讨肌电生物反馈疗法对脑卒中患者腓肠肌内侧头(MG)形态结构及平衡功能的影响。

方法:将37例脑卒中患者随机分为治疗组(19例)和对照组(18例)。所有患者均接受常规康复治疗。治疗组辅助肌电生物反馈疗法,对照组使用相同型号的肌电生物反馈仪、治疗参数和治疗部位,但没有电流输出。以上治疗20min/d,5d/周,持续8周。两组患者在治疗前及治疗8周后用超声分别检测患侧静息状态下及最大等长收缩状态下(MIVC)MG的形态结构参数,包括羽状角、肌肉的厚度;同时用Berg平衡量表(BBS)进行评估。

结果:①超声变化:训练后,两组患侧MG的羽状角在静息状态及MIVC时均较治疗前增加($P < 0.001$),治疗组高于对照组($P < 0.05$);治疗组患侧MG的肌肉厚度在静息状态及MIVC时均较治疗前增加($P < 0.001$),对照组患侧MG的肌肉厚度在静息状态及MIVC时与治疗前比较差异均无显著性意义($P > 0.05$)。②临床指标变化:两组患者BBS评分均较治疗前提高($P < 0.001$),治疗组优于对照组($P < 0.01$)。

结论:肌电生物反馈疗法通过改变脑卒中患者腓肠肌形态结构可改善下肢平衡能力。

关键词 肌电生物反馈;肌肉结构参数;腓肠肌内侧头;超声;脑卒中

中图分类号:R743.3,R49 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2020)-07-0847-04

脑卒中是威胁人类生命和健康的重要疾病之一。至少有80%的脑卒中患者会有不同程度的下肢运动功能障碍及肌无力^[1]。通过有效的康复治疗可以使脑卒中发病后2年内肢体运动功能得到改善^[2]。肌电生物反馈疗法(electromyographic biofeedback therapy, EMGBFT)是以中枢神经系统可塑性理论为基础而发展的新兴康复治疗手段。它利用人们感知不到的肌肉组织的生物电活动进行放大,通过肌电生物反馈仪转换为视、听等讯号,并将这些能被人们感知到的讯号通过眼和耳等器官反馈给大脑。根据这些讯号人们可以进行放松和收缩肌肉的训练,达到神经肌肉功能再建的康复目的。国内外学者发现EMGBFT不仅能提高脑卒中患者下肢步行及平衡能力,还能改善运动功能^[3-5]。由于临床评估量表的结果为半定量且有主观性,受到一定的质疑。肌电生物反馈治疗对肌肉形态结构的改变的生物力学机制尚不清楚。本研究旨在采用超声技术从肌肉形态学探讨EMGBFT对脑卒中患者下肢运动功能的生物力学机制。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选择2017年3月—2018年12月在温州医科大学附属第

一医院康复医学科住院治疗的脑卒中患者42例,其中5例因无法配合治疗退出本研究,共纳入37例。本研究已获得温州医科大学附属第一医院伦理委员会批准。患者及家属均对本研究知情同意并签署知情同意书。

入选标准:①符合1995年第四届全国脑血管学术会议通过的脑卒中诊断标准^[6],经CT或MRI检查确诊为脑出血或脑梗死;②年龄18—75岁,首次发病,一侧肢体瘫痪,健侧下肢无活动障碍;③病程≤90天;④患侧下肢Brunnstrom分期≥IV期;⑤改良Ashworth量表(MAS)≤I级;⑥生命体征平稳,意识清楚,无认知障碍,能够执行治疗师指令。排除标准:①并发有其他影响运动功能的疾病;②严重心、肝、肾疾病;③严重骨关节及肌肉病变或畸形;④认知功能障碍。

用随机数字表法将患者分为治疗组($n=19$)和对照组($n=18$)。2组在年龄、性别、身高、体重、病变性质、病程、偏瘫侧别、Brunnstrom分期等方面比较差异无显著性意义($P > 0.05$),具有可比性。见表1—2。

1.2 治疗方法

2组患者均接受常规康复治疗。常规康复训练包括Bobath法、Brunnstrom法、本体感觉神经肌肉促进疗法、Rood技术、肢体良肢位摆放、运动再学习疗法等;坐位、站立位平衡

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.07.015

*基金项目:温州市科技计划项目(Y20170217)

1 温州医科大学附属第一医院超声科,325000; 2 温州医科大学附属第一医院康复科; 3 通讯作者

第一作者简介:刘美快,女,硕士,主治医师;收稿日期:2019-03-07

表1 两组一般资料比较

组别	例数	年龄(岁)	性别(例)		身高(cm)	体重(kg)	性质(例)		病程(d)	偏瘫侧(例)	
			男	女			梗死	出血		左	右
治疗组	19	62.42±1.77	11	8	163.63±1.60	61.71±1.68	13	6	29.26±2.65	9	10
对照组	18	60.94±1.73	7	11	161.11±1.29	60.61±1.50	10	8	27.83±2.67	9	9

表2 两组Brunnstrom分期比较

组别	例数	Brunnstrom分期		
		IV	V	VI
治疗组	19	14	5	0
对照组	18	15	3	0

训练;步行训练;日常生活活动能力训练等运动疗法训练。训练时间为45min/次,1次/d,5d/周,共8周。治疗组患者同时接受EMGBFT,对照组使用同一型号的肌电生物反馈仪、治疗参数和治疗部位,但没有电流输出,以上治疗时间均为20min/次,1次/d,5d/周,共8周。

EMGBFT采用的是型号为SA9800的MyoTrac生物刺激反馈治疗仪(加拿大Though Technology公司)进行治疗。患者充分暴露患侧小腿,用乙醇棉球局部擦拭,减少皮肤电阻,增加电刺激效果。电极为2个不干胶电极(直径4cm),放在腓肠肌肌腹上,选择预置的治疗参数。

刺激参数:刺激方式为自动触发,波形为双向方波,频率为60Hz,刺激强度为0—60mA可调,刺激持续时间为10s,刺激间歇时间为10s。

治疗前为了得到患者的理解及配合,向患者说明本次治疗目的、治疗过程及皮肤电刺激时的感受。首先,治疗师手动调节肌电生物反馈仪电刺激输出的强度,强度按患者耐受为限,能引起腓肠肌明显收缩,出现踝关节跖屈动作;然后,肌电生物反馈仪评估出患者前3次腓肠肌用力收缩时的最大值,并根据这3次肌电值平均值的80%获得初阈值。患者通过仪器显示屏能实时观察腓肠肌主动收缩时的电压变化,即患者在显示屏和提示音的提示下,用力收缩腓肠肌达到或超过阈值时,肌电生物反馈仪才会发出刺激电流加强腓肠肌收缩,完成踝跖屈动作,否则就没有电刺激。根据患者腓肠肌收缩力强弱的改变,该阈值会发生动态变化。以上操作由经过培训的专业人员操作。

1.3 超声测量方法

采用HITACHI HI VISION Preirus超声诊断仪(日本,日立公司),探头为EUP-L74M的高频线阵探头,频率为5—13MHz,探头宽度5cm,扫描深度3—4cm,检查类型帧频25—45Hz,动态范围70dB。

患者俯卧于检查床上,膝关节伸直,暴露双侧小腿,足置于床沿外自然放松。测量腓肠肌内侧头静息状态和最大等长收缩(maximal isometric voluntary contraction, MIVC)状态时,患者均穿着踝关节固定支具来保持踝关节0°(解剖中立

位)的姿势。测量最大等长收缩状态时,先向患者交代做腓肠肌最大等长收缩的动作要领,让患者放松,然后对患者足底施加压力,让患者尽最大力量做踝关节跖屈的动作进行抗阻,并保持抗阻的最大等长收缩状态,试验过程中踝关节始终保持0°。测试期间给予患者适当休息,避免在疲劳的情况下测量。

测量位置取胫骨外侧髁与外踝连线中上1/3交点的肌腹处^[7],用笔在皮肤上标记。检查时,高频超声探头的长轴与患侧小腿长轴方向平行,并垂直放在标记处,水平移动探头寻找腓肠肌内侧头的肌纤维回声图像,待图像清晰稳定后冻结声像图。

测量指标为羽状角(pennation angle, PA)和肌肉厚度(muscle thickness, MT)。选取声像图中低回声的肌束与强回声的腱膜间的夹角为测量的羽状角并记录,选取声像图中上下平行的强回声的筋膜和腱膜间的距离为测量的肌肉厚度并记录。静息及最大等长收缩状态时的腓肠肌内侧头的矢状面超声图像各获取三张。超声探头垂直于皮肤表面,通过耦合剂充分接触皮肤,不压迫软组织,防止皮下脂肪和肌肉受压变形影响测量结果。

1.4 评定方法

评估过程采用双盲的形式,评估者对患者的分组情况不知情,患者对分组情况也不知情。两组患者患侧在治疗前和治疗后(8周)均由相同的有经验的超声医生进行测量。每一图像数据均测量三次,取平均值进行分析以减小误差。同时,由相同的康复医师评估两组患者治疗前后Berg平衡量表(Berg balance Scale, BBS),共14个评定项目,每项根据患者能够完成的情况由易到难评定0—4分,最低分为0分,最高分为56分,分数越高则平衡能力越强。

1.5 统计学分析

使用SPSS22.0统计软件进行统计学分析。计量资料采用均数±标准差表示,计量资料满足正态性和方差齐性要求的,两组组内治疗前后比较采用配对t检验,组间比较采用独立样本t检验。计数资料的组间比较采用χ²检验。P<0.05认为差异有显著性意义。

2 结果

2.1 超声评估结果

治疗后,两组患侧MG的羽状角在静息状态及MVC时均较治疗前增加(P<0.001),治疗组高于对照组(P<0.05);治疗组患侧MG的肌肉厚度在静息状态及MVC时均较治疗前增加(P<0.001),对照组患侧MG的肌肉厚度在静息状态

及MVC时与治疗前比较差异均无显著性意义($P > 0.05$)。见表3、图1—2。

2.2 临床评估结果

两组患者BBS评分均较治疗前提高($P < 0.001$),治疗组优于对照组($P < 0.01$)。见表4。

表3 两组患者治疗前后腓肠肌内侧头肌肉结构参数比较 ($\bar{x} \pm s$)

参数	治疗组(n=19)		对照组(n=18)	
	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
羽状角(°)				
静息状态	16.39±2.14	20.67±2.25 ^{②③}	17.18±1.81	18.13±1.86 ^①
最大等长收缩	19.84±3.27	26.05±3.60 ^{②③}	21.76±3.75	22.78±3.74 ^①
肌肉厚度(mm)				
静息状态	12.46±2.25	13.32±1.04 ^①	12.91±1.81	12.99±1.72
最大等长收缩	12.81±1.52	13.90±1.22 ^①	13.33±1.38	13.38±1.39

注:治疗前后组内比较:① $P < 0.001$;治疗后治疗组与对照组比较:② $P < 0.01$,③ $P < 0.05$

表4 两组患者治疗前后BBS评分比较 ($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	治疗前	治疗后
治疗组	19	23.16±9.36	31.26±8.97 ^{①③}
对照组	18	20.78±7.50	22.72±7.51 ^①

注:治疗前后组内比较:① $P < 0.001$;治疗后治疗组与对照组比较:② $P < 0.01$

图1 治疗前脑卒中患者患侧腓肠肌内侧头超声声像图

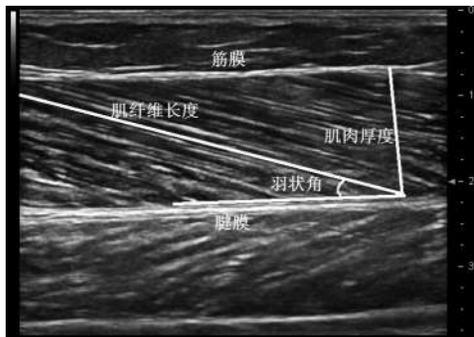
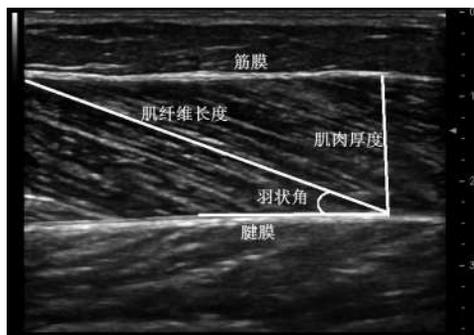


图2 治疗后脑卒中患者患侧腓肠肌内侧头超声声像图



3 讨论

本研究通过对脑卒中患者进行8周的EMGBFT,①临床指标评估结果显示,两组的BBS评分均较治疗前显著提高,提示EMGBFT和常规康复治疗均能改善患者的平衡能力。同时,治疗组的BBS的评分高于对照组,表明EMGBFT较常规康复治疗更能有效地改善患者平衡能力。②超声评估指标结果显示,治疗后两组患侧MG静息状态及最大等长收缩状态时的羽状角均较治疗前增加,治疗组高于对照组,治疗组患侧MG静息状态及最大等长收缩状态时的MT均较治疗前增加,表明EMGBFT较常规康复治疗对脑卒中患者肌肉形态结构改善更有促进作用。

EMGBFT是一种安全、无创的康复手段,可用于治疗盆底肌肉功能障碍所致的大小便失禁、骨科疾病、脑瘫患儿下肢运动功能障碍、紧张性头痛等疾病。近年来,学者研究发现应用EMGBFT对脑卒中后肢体功能障碍有不同程度的疗效^[8-10]。EMGBFT能帮助患者完成反复的、自主的分离运动,向中枢神经系统提供了大量本体的、运动的、皮质感觉的输入冲动,形成本体感觉-运动反馈环路^[11],在脑功能结构上进行重塑,改善神经肌肉功能障碍^[12]。该疗法不仅能促进脑卒中患者肢体运动功能恢复,增加肌力,还能提高日常生活能力。

已有大量研究验证有效的训练可以使肌肉结构参数发生适应性改变。Ghasemi等^[13]对慢性脑卒中患者进行为期4周的功能性伸展运动,发现对腓肠肌的肌肉结构有改善作用。Menon等^[14]对慢性阻塞性肺疾病的患者进行8周的抗阻训练,利用超声测量评估股直肌横截面积的变化情况,发现经训练后其股直肌横截面积较训练前增加了5.7%,出现了明显的形态结构的变化。Liu等^[15]发现亚急性脑卒中患者经过3周的减重步行训练后小腿肌肉的结构发生了变化,羽状角及厚度均显著增加,同时踝关节肌力显著增加,改善了患者下肢的运动功能。这些都与本研究结果一致。训练使肌肉羽状角增大,代表肌肉肌腱能启动的收缩组织数目增加。肌肉厚度和肌肉横截面积密切相关,肌肉横截面积和肌力间存在正相关关系。训练能增加肌肉厚度,提示肌肉横截面积增大,肌力增大。脑卒中患者下肢运动功能障碍易导致行走时异常步态、平衡失调及跌倒风险增加,其中腓肠肌内侧头对人的行走及平衡起着重要的作用^[16]。因此,脑卒中患者患侧萎缩的腓肠肌内侧头经过EMGBFT能改善肌肉的形态结构,增加肌肉的控制力和力量,使下肢运动功能的改善,促进患者的康复。

本研究存在不足,纳入的患者Brunnstrom分期高且MAS分级低,纳入范围较局限,且尚缺乏大样本的随机对照研究,今后需进一步扩大样本量。今后也可将EMGBFT结合其他康复治疗观察治疗前后肌肉结构参数的变化。

综上所述,EMGBFT通过改变脑卒中患者肌肉的形态结构可改善下肢平衡能力。

参考文献

- [1] Brewer L, Horgan F, Hickey A, et al. Stroke rehabilitation: recent advances and future therapies[J]. QJM, 2013, 106(1): 11—25.
- [2] Johnston SC, Mendis S, Mathers CD. Global variation in stroke burden and mortality: estimates from monitoring, surveillance, and modelling[J]. The Lancet Neurology, 2009, 8(4): 345—354.
- [3] 吴玉玲, 谢君杰, 龚艳菲, 等. 肌电生物反馈疗法对脑卒中偏瘫患者步行能力的影响[J]. 中国康复理论与实践, 2014, 20(4): 318—321.
- [4] Stein C, Fritsch CG, Robinson C, et al. Effects of electrical stimulation in spastic muscles after stroke: systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials[J]. Stroke, 2015, 46(8): 2197—2205.
- [5] You G, Liang H, Yan T. Functional electrical stimulation early after stroke improves lower limb motor function and ability in activities of daily living[J]. Neuro Rehabilitation, 2014, 35(3): 381—389.
- [6] 中华神经科学会, 中华神经外科学会. 各类脑血管疾病诊断要点[J]. 中华神经科杂志, 1996, 29(6): 379—380.
- [7] Ikezoe T, Mori N, Nakamura M, et al. Atrophy of the lower limbs in elderly women: is it related to walking ability[J]. Eur J Appl Physiol, 2011, 111(6): 989—995.
- [8] 王玉英, 倪朝民, 刘孟, 等. 肌电生物反馈治疗对脑卒中偏瘫步行能力的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2016, 31(8): 874—877.
- [9] Knutson JS, Fu MJ, Sheffler LR, et al. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia[J]. Phys Med Rehabil Clin N Am, 2015, 26(4): 729—745.
- [10] 李林, 廖琳, 梁莉莉, 等. 肌电生物反馈配合电刺激改善早期脑卒中偏瘫患者下肢功能的临床观察[J]. 中国康复医学杂志, 2015, 30(6): 594—596.
- [11] Schleenbaker RE, Mainous AG 3rd. Electromyographic biofeedback for neuromuscular reeducation in the hemiplegic stroke patient: a meta-analysis[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1993, 74(12): 1301—1304.
- [12] 刘罡, 吴毅, 吴军发. 脑卒中后大脑可塑性的研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2008, 23(1): 87—90.
- [13] Ghasemi E, Khademi-Kalantari K, Khalkhali-Zacieh M, et al. The effect of functional stretching exercises on neural and mechanical properties of the spastic medial gastrocnemius muscle in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial[J]. J Stroke Cerebrovasc Dis, 2018, 27(7): 1733—1742.
- [14] Menon MK, Houchen L, Harrison S, et al. Ultrasound assessment of lower limb muscle mass in response to resistance training in COPD[J]. Respiratory Research, 2012, 13(1): 119—129.
- [15] Liu P, Wang YJ, Hu HJ, et al. Change of muscle architecture following body weight support treadmill training for persons after subacute stroke: evidence from ultrasonography[J]. Biomed Res Int, 2014, 13(11): 270676—270686.
- [16] Turns LJ, Neptune RR, Kautz SA. Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2007, 88(9): 1127—1135.