

表面肌电结合等速测试仪评价功能性电刺激对脑卒中患者下肢痉挛及其功能影响的临床研究

黄桂兰, 许意, 任彩丽, 梁成盼, 郑泽, 房辉, 邵一, 苏彬

【摘要】 目的:运用表面肌电结合等速测试仪探讨基于正常行走模式的功能性电刺激(FES)对脑卒中患者下肢痉挛及功能的影响。**方法:**54例脑卒中患者随机分为2组,FES组及安慰刺激组(对照组)。2组患者均接受常规的临床及康复治疗。FES组在此基础上接受基于正常行走模式的FES治疗,安慰刺激组给予无电流输出的电刺激。治疗前及治疗4周后,采用表面肌电图结合等速测试仪测试患者下肢股四头肌和小腿三头肌,计算各肌肉的均方根值(RMS)和积分肌电值(iEMG);同时采用改良Ashworth痉挛量表(MAS)、Fugl-Meyer运动功能量表(FMA)的下肢部分及10m步行速度评估患者的下肢功能。**结果:**治疗4周后,2组患者股四头肌及小腿三头肌MAS评分、RMS值、iEMG值均较治疗前有所降低($P<0.05$),下肢FMA评分及10m步行速度较治疗前增加($P<0.05$);治疗第4周组间比较,FES组各评分值改善程度优于安慰刺激组($P<0.05$)。**结论:**基于正常行走模式的FES能有效降低脑卒中患者下肢股四头肌及小腿三头肌的肌张力,改善偏瘫患者的下肢伸肌痉挛模式,提高下肢运动能力及步行能力,值得临床推广应用。

【关键词】 表面肌电;功能性电刺激;脑卒中;下肢;等速

【中图分类号】 R49;R743.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2022.01.004

Functional electrical stimulation on lower limb spasticity and its function in stroke patients evaluated by surface electromyography in combination with isokinetic tester Huang Guilan, Xu Yi, Ren Caili, et al. Department of Rehabilitation, Tongren Rehabilitation Hospital, Wuxi 214151, China

【Abstract】 Objective: To evaluate the effect of functional electrical stimulation (FES) based on normal walking pattern on lower extremity spasm and function in stroke patients by surface electromyography. **Methods:** A total of 54 eligible stroke patients were randomly divided into FES group and consolation stimulus group (control group). Both groups were given routine clinical and rehabilitation treatment. FES group was intervened by FES, and the control group was given FES without current input treatment. Before and after 4 weeks of treatment, the quadriceps femoris and triceps femoris of lower limbs were tested by sEMG, RMS and iEMG of each muscle were collected, and the patients were evaluated by the MAS and FMA of lower limbs and 10-m walking speed. **Results:** Before treatment, there was no significant difference between the two groups ($P>0.05$). After 4 weeks of treatment, MAS, RMS and iEMG of quadriceps femoris and triceps crus in the two groups were lower than those before treatment ($P<0.05$), and FMA score of lower limbs and 10-m walking speed significantly increased as compared with those before treatment ($P<0.05$). The improvement of scores in FES group was more satisfactory than that in the consolation stimulus group ($P<0.05$). **Conclusion:** FES based on normal walking pattern can effectively reduce the muscle tension of quadriceps femoris and triceps femoris in stroke patients, improve the spasm mode of extensor femoris in hemiplegia patients, and improve the motor function and walking ability of lower limbs, which is worthy of clinical application.

【Key words】 surface electromyography; functional electrical stimulation; stroke; lower limbs; isokinetic muscle strength

脑卒中恢复期患者中,痉挛是引起功能障碍的主要原因之一^[1]。发病3周后,约有90%的患者会出现

肌张力增高^[2],其中下肢常表现为伸肌肌群的肌张力增高,导致患者出现异常的姿势和运动模式,严重影响了患者步行能力的恢复。因此,改善下肢痉挛状态是促进脑卒中患者下肢功能恢复的关键因素。近年来,随着功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)技术的成熟,与功能性活动结合的设计日益受到关注^[3]。基于正常行走模式的FES采用多通道、非同

基金项目:无锡市卫生健康委科技成果与适宜技术推广项目(T202144);无锡市科技局医疗卫生指导性项目(NZ2019021);南京医科大学教育研究课题重点项目(2019ZC049)

收稿日期:2021-07-08

作者单位:无锡市同仁康复医院,江苏 无锡 214515

作者简介:黄桂兰(1994-),女,技师,主要从事神经康复方面的研究。

通讯作者:苏彬,13951585359@163.com

步刺激多组肌肉的方式模拟正常步行模式,在临床上运用越来越广^[3]。国内外研究证明基于正常行走模式的 FES 治疗脑卒中后下肢运动功能具有良好的效果^[3-4],但目前等在速下结合表面肌电图(surface electromyography, sEMG)测试,评价 FES 治疗脑卒中患者下肢伸肌痉挛的疗效研究鲜有报告。

表面肌电图是通过表面电极采集肌肉收缩时的肌电信号,能直观地反映神经肌肉的活动^[5]。多项研究表明,表面肌电与 Ashworth 痉挛量表具有显著相关性^[6-7]。表面肌电图结合等速测试仪测试是在相同速度下对相应肢体进行表面肌电测试,具有良好的信度^[8]。本研究首次采用表面肌电图结合等速测试的评估方法应用于脑卒中下肢运动功能障碍患者中,旨在客观评估基于正常行走模式的 FES 对脑卒中患者下肢痉挛及其功能的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选择 2019 年 10 月~2020 年 2 月在无锡市同仁康复医院康复科住院的患者,符合 2019 年中华医学会神经病学分会通过的脑血管病诊断标准^[8]。纳入标准:年龄 45~75 岁;病程 3 个月内;病情稳定,认知良好,能配合治疗;下肢 Brunnstrom 分期 III~IV 期,下肢肌张力改良 Ashworth 评分为 1 级~2 级;可独立或监护下步行 10m 以上。排除标准:生命体征不稳定或伴有严重内科疾病;近半年内服用或注射过降低肌张力的临床药物;意识不清或伴有重度认知障碍;装有心脏起搏器;电刺激局部皮肤破溃、湿疹及瘢痕;不能或不愿意配合治疗。本研究通过伦理委员会审批(审批号:WXMHCIRB2019ML123)。将患者随机分为 2 组,即 FES 组和安慰刺激组。实验期间,2 组共有 9 例脱落(FES 组 5 例,安慰刺激组 4 例),最终 FES 组 23 例,安慰刺激组 22 例。经统计,2 组患者的一般资料比较差异均无统计学意义,具有可比性,见表 1。

表 1 2 组患者一般资料比较

组别	n	性别(例)		年龄 (岁, $\bar{x} \pm s$)	偏瘫侧(n)		病变性质(n)		病程 (d, $\bar{x} \pm s$)
		男	女		左	右	梗死	出血	
安慰刺激组	23	16	7	58.13 $\pm$ 9.46	11	12	17	6	60.34 $\pm$ 14.73
FES 组	22	15	7	58.82 $\pm$ 11.12	9	13	15	7	59.77 $\pm$ 14.65
t/χ^2		0.010		-0.224	0.218		0.180		0.131
P		0.920		0.824	0.641		0.672		0.896

1.2 方法 2 组在治疗期间均接受常规临床及康复治疗。采用基于正常行走模式的 FES 治疗仪(型号 P2-9632)。治疗前先使用电刺激定位笔标记胫前肌、股四头肌、腓肠肌、腓绳肌的运动点,贴好电极片后将治疗仪输出通道 I~IV 分别连接相应的肌群。频率调至 30Hz,脉宽 200 μ s,步行周期为 5s,波形为双向对称

方波,电流强度以患者的耐受度为准,时间设为 20min。安慰刺激组选用文献报告中的方法^[3,9],电刺激位置及行走时间与 FES 组相同,但行走过程中无电流输出。共治疗 4 周,每周 6d,每天 1 次,每次 20min。

1.3 评定标准 治疗前及治疗 4 周后采用改良 Ashworth 痉挛量表、Fugl-Meyer 运动功能量表(下肢部分)、10m 步行速度测试评估 2 组患者的下肢功能。采用表面肌电结合等速测试仪测试股四头肌及小腿三头肌,分析均方根值(root mean square, RMS)和积分肌电值(integral electromyography, iEMG)值。

①改良 Ashworth 痉挛量表:评定 2 组患者患侧股四头肌及小腿三头肌的痉挛程度,量表结果分为 0、1、1⁺、2、3、4 级,级数越高表示痉挛程度越严重。

②Fugl-Meyer 运动功能评估(下肢部分):评估患者下肢运动功能,包括 17 个小项,每项分值 0~2 分,满分为 34 分,得分越高表示患者下肢运动功能越好。

③10m 步行测试:准备 15m 长的步行通道,记录患者走过 3~13m(10m 距离)所需时间,测量 3 次,取平均值作为最终结果。

④等速下表面肌电测试:采用 sEMG 信号采集系统(芬兰 Mega Electronics 公司, Megawin WBA 表面肌电)、一次性心电电极(上海申风公司制造)及等速测试仪(德国 D&R 公司, ISOMED2000 等速肌力测试训练系统)等仪器。测试时嘱患者坐于等速测试椅上,暴露患侧下肢,酒精擦拭皮肤后,将表面电极片贴在患者股直肌及腓肠肌肌腹处,肌肉定位和表面电极具体放置参考《运动肌电图实用介绍》^[10]。先将测试角速度设置为 90°/s,测试 3 次,每次测试间隔 1min。完毕后再嘱患者半卧位,屈髋 120°,屈膝 60°,膝关节固定于等速托架上,再将等速测试仪角速度调至 45°/s,活动范围跖屈 30°至背伸 15°之间,其余操作同前。测试结束后,由另一研究者使用 MegaWin V3.0 软件分析肌电信号,采集各肌肉 RMS 值及 iEMG 值。

1.4 统计学方法 采用 SPSS 24.0 统计软件分析,其中计数资料采用卡方检验;等级资料采用秩和检验;计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示;正态分布的资料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;显著性水平 α 设为 0.05。

2 结果

2.1 改良 Ashworth 痉挛量表测试结果比较 治疗前 2 组患者股四头肌及小腿三头肌的 Ashworth 评分比较,差异无统计学意义。治疗 4 周后与治疗前比较,2 组患者各肌肉的 Ashworth 评分差异有统计学意义($P < 0.05$)。治疗后第 4 周组间比较, FES 组患者的下 Ashworth 评分差异有统计学意义($P < 0.05$)。见

表 2。

表 2 2 组患者治疗前后 Ashworth 评级比较														例	
项目	组别	治疗前					治疗后					Z	P		
		0	1	1+	2	3	4	0	1	1+	2			3	4
股四头肌															
	安慰刺激组	0	10	11	2	0	0	1	15	7	0	0	0	-2.015	0.044
	FES 组	0	13	7	2	0	0	6	13	3	0	0	0	-2.871	0.004
小腿三头肌															
	安慰刺激组	0	9	11	3	0	0	1	14	8	0	0	0	-2.094	0.038
	FES 组	0	11	9	2	0	0	4	15	3	0	0	0	-3.017	0.003

注：股四头肌张力，治疗前组间比较， $Z=-0.900$ ， $P=0.368$ ；治疗后组间比较， $Z=-2.131$ ， $P=0.033$ 。小腿三头肌张力，治疗前组间比较， $Z=-0.751$ ， $P=0.453$ ；治疗后组间比较， $Z=-1.985$ ， $P=0.047$

2.2 表面肌电测试结果比较 治疗前 2 组患者各评定指标差异均无统计学意义。治疗 4 周后，2 组患者股四头肌、小腿三头肌的 RMS 值及 iEMG 值均较治疗前降低($P<0.05$)。治疗后第 4 周组间比较，FES 组 RMS 值及 iEMG 值的降低幅度大于安慰刺激组($P<0.05$)。见表 3。

2.3 下肢 FMA 评分和 10m 步行速度结果比较 治疗前 2 组患者下肢 FMA 评分和 10m 步行速度评定指标差异无统计学意义，治疗 4 周后 2 组患者上述评分均较治疗前明显提高($P<0.05$)。治疗 4 周后组间比较，FES 组下肢 FMA 评分和 10m 步行速度较安慰刺激组提高更明显($P<0.05$)。见表 4。

3 讨论

3.1 模拟正常行走的 FES 提供了“无错法”行走训练 基于正常行走模式的 FES 治疗仪由我国学者自主研发，它采用多通道刺激多组肌肉的方式，工作时按照正常行走的时序刺激相应肌群，以诱发患侧下肢产生类似于正常模式的步行动作^[11-12]。本研究中，FES

组的下肢 FMA 评分及 10m 步行速度均高于安慰刺激组，说明基于正常行走模式的 FES 可以改善脑卒中患者的运动功能及步行能力。分析其原理是由于患者的主动参与，以及重复性、任务导向性强的功能性活动促进了大脑的神经重塑和运动功能的恢复^[13]。近年来，国内学者提出脑卒中后行走能力的恢复是以正常行走模式获得的认知过程为基础^[14]，基于正常行走模式的基础上加以整合，并向外周靶器官输出正常的行走模式；再根据外周正常行走模式的反馈，周而复始地强化训练，最终达到改善行走能力的目的^[14]。

3.2 基于表面肌电图的等速测试能较好反映肌肉张力的变化 表面肌电图又称为动态肌电图，能在一定程度上定量反映肌肉各种状态及变化情况。表面肌电指标中 RMS 值反映一定时间内肌肉放电的平均水平。一项 Meta 分析显示该值在肢体痉挛侧与非痉挛侧具有差异性，且与 Ashworth 评分具有显著相关性^[15]。iEMG 值是肌肉收缩时单位时间内的运动单元放电总量。研究表明肌张力大小与神经肌肉的募集量相关，肌肉收缩时参与的肌纤维越多，激活的运动单元放电总量也越大，痉挛也越明显^[16]。Onishi 等^[17]研究显示，iEMG 值与牵张反射具有正相关，故采集肌肉被动牵伸时的 RMS 值和 iEMG 值能间接反映相关肌肉的痉挛程度。

痉挛的主要特征之一是速度依赖性，因此在相同速度下对肢体进行被动活动，可降低因速度差异对结果的影响。Pierce 等^[18]使用等速测试仪结合表面肌电评定下肢屈肌痉挛患者，发现两者联合使用具有良好的信度，可量化患者的痉挛状态。国内也有学者对

表 3 2 组患者表面肌电 RMS 及 iEMG 比较 $\bar{x} \pm s$

肌肉	组别	n	RMS(μV)				iEMG($\mu V \cdot S$)			
			治疗前	治疗后	t	P	治疗前	治疗后	t	P
股四头肌	安慰刺激组	23	12.96 $\pm$ 6.07	9.34 $\pm$ 3.62	2.349	0.028	28.85 $\pm$ 5.80	19.14 $\pm$ 5.00	6.176	0.000
	FES 组	22	12.25 $\pm$ 5.33	6.89 $\pm$ 2.03	4.168	0.000	26.81 $\pm$ 6.11	13.64 $\pm$ 3.91	8.268	0.000
	t		0.414	2.822			1.147	4.091		
	P		0.681	0.008			0.258	0.000		
小腿三头肌	安慰刺激组	23	8.99 $\pm$ 4.11	6.50 $\pm$ 2.25	2.644	0.015	25.22 $\pm$ 4.71	18.35 $\pm$ 5.02	4.379	0.000
	FES 组	22	9.06 $\pm$ 3.38	4.53 $\pm$ 1.77	5.858	0.000	24.81 $\pm$ 5.09	11.28 $\pm$ 3.84	9.587	0.000
	t		-0.068	3.248			0.281	5.285		
	P		0.946	0.002			0.780	0.000		

表 4 2 组治疗前后下肢 FMA 评分及 10m 步行速度比较 $\bar{x} \pm s$

组别	n	FMA(分)				10m 步行速度(m/s)			
		治疗前	治疗后	t	P	治疗前	治疗后	t	P
安慰刺激组	23	20.17 $\pm$ 3.27	24.04 $\pm$ 2.44	-4.730	0.000	0.46 $\pm$ 0.15	0.61 $\pm$ 0.13	-3.525	0.002
FES 组	22	19.77 $\pm$ 3.54	28.55 $\pm$ 2.02	-12.125	0.000	0.51 $\pm$ 0.19	0.72 $\pm$ 0.18	-4.402	0.000
t		0.395	-6.729			-0.803	-2.271		
P		0.695	0.000			0.427	0.028		

30 例脑卒中患者的腓肠肌进行肌张力评估,同时应用等速测试仪及表面肌电结合的方式对不同收缩状态下的腓肠肌进行表面肌电特征分析,结果显示两者结合评估与 Ashworth 评分具有高度相关性及稳定性^[19]。故本实验将等速肌力技术和表面肌电技术同时应用于脑卒中下肢肌肉的肌张力评估,以取得更为客观准确的数据。

3.3 基于正常行走模式的 FES 可调节肌肉间的协同收缩 本研究结果显示,治疗后 2 组患者股四头肌及小腿三头肌的 MAS 值、RMS 值、iEMG 值较治疗前均有改善,4 周后的组间比较显示 FES 组的各项评分值的改善优于安慰刺激组,说明基于正常行走模式的 FES 能降低脑卒中患者股四头肌及小腿三头肌肌张力,改善下肢痉挛模式。同时也验证了表面肌电结果与 Ashworth 结果一致,能反映下肢肌肉张力变化。研究显示抑制痉挛的方法之一是刺激其拮抗肌,其机制主要是通过交互抑制作用原理实现的^[20]。而本研究所用的 FES 是按照正常行走模式,交替收缩拮抗肌与痉挛肌,产生正常行走动作。早期的研究者认为^[21],适当强度的电刺激可使痉挛肌产生疲劳,从而降低了疲劳的痉挛肌对异常的自发性运动神经元冲动的反应。Rosales 等^[22]认为,刺激痉挛肌后,支配该肌的运动神经元轴突动作电位产生了扩散效应,通过其轴突的侧枝循环,将兴奋传入到脊髓,激活了中间抑制神经元,从而抑制了痉挛肌群和协同肌群的兴奋性。此外,基于正常行走模式的 FES 的工作模式是非同步刺激多组肌肉的交替收缩,在一定程度上改善了拮抗肌与痉挛肌之间的协调性。有研究表明肌肉之间有规律的协同收缩,可以降低痉挛肌的肌张力^[23]。

3.4 本研究的局限性 本研究仍存在一些局限性。由于该研究采用的评估方法同时需要表面肌电图及等速测试仪,虽然提供了更精准的评估结果,但此方法在临床应用的普及性也受到一定的限制。另外本研究纳入的患者病程在 3 个月以内,未能对不同病程,不同痉挛程度患者进行分层比较,对此有待在未来的研究中加大样本量进一步探讨。

【参考文献】

- [1] 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.
- [2] Furie K. Epidemiology and Primary Prevention of Stroke [J]. Continuum Lifelong Learning in Neurology, 2020, 26(2): 260-267.
- [3] 徐梅, 汪敏, 王娟. 基于行走模式的功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者步态的即刻影响 [J]. 中国康复, 2019, 34(11): 590-592.
- [4] Chen D, Yan T, Li G, et al. Functional electrical stimulation based on a working pattern influences function of lower extremity in subjects with early stroke and effects on diffusion tensor imaging: a randomized controlled trial. [J]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2014, 94(37): 2886-2892.
- [5] Jiang N, Luk KD, Hu Y. A Machine Learning-based Surface Electromyography Topography Evaluation for Prognostic Prediction of Functional Restoration Rehabilitation in Chronic Low Back Pain. [J]. Spine, 2017, 42(21): 1635-1639.
- [6] Hu B, Zhang X, Mu J, et al. Spasticity Measurement Based on the HHT Marginal Spectrum Entropy of sEMG Using a Portable System: A Preliminary Study [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2018, 26(7): 1424-1434.
- [7] Yu S, Chen Y, Cai Q, et al. A Novel Quantitative Spasticity Evaluation Method Based on Surface Electromyogram Signals and Adaptive Neuro Fuzzy Inference System [J]. Frontiers in Neuroscience, 2020, 14(5): 462-467.
- [8] 中华医学会神经病学分会, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组. 中国各类主要脑血管病诊断要点 2019 [J]. 中华神经科杂志, 2019, 52(9): 710-715.
- [9] 张顺喜, 郭永亮, 贺灵慧, 等. 基于正常行走模式的功能性电刺激对脑卒中患者行走功能即时影响的随机对照研究 [J]. 中国康复医学杂志, 2019, 34(5): 527-532.
- [10] Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography [M]. USA: Noraxon Inc, 2005: 29-33.
- [11] 燕铁斌, 程曙光. 基于行走模式的低频脉冲电刺激瘫痪治疗仪 [J]. 中国医疗器械信息, 2010, 16(2): 1-4.
- [12] 许佳, 胡世红, 凌晴, 等. 功能性电刺激对偏瘫患者下肢功能及步态的影响 [J]. 中国康复, 2015, 30(3): 189-191.
- [13] Popovic DB, Sinkaer T, Popovic MB. Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients [J]. NeuroRehabilitation, 2009, 25(11): 45-48.
- [14] 燕铁斌. 脑卒中后偏瘫行走训练新思路: 从“纠错训练”到“无错学习” [J]. 中国康复医学杂志, 2019, 34(5): 497-500.
- [15] 向云, 刘家庆. 表面肌电评定脑卒中后肢体痉挛状态的 meta 分析 [J]. 中国康复医学杂志, 2019, 34(8): 960-965.
- [16] Carlyle JK, Mochizuki G. Influence of post-stroke spasticity on EMG-force coupling and force steadiness in biceps brachii [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2018, 38(12): 49-55.
- [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]. J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(1): 59-62.
- [18] Pierce SR, Johnston TE, Shewokis PA, et al. Examination of spasticity of the knee flexors and knee extensors using isokinetic dynamometry with electromyography and clinical scales in children with spinal cord injury [J]. J Spinal Cord Med, 2008, 31(2): 208-214.
- [19] 汪非, 李建华. 脑卒中下肢肌肉痉挛状态患者不同收缩状态下的表面肌电特征分析 [J]. 浙江临床医学, 2019, 21(11): 1530-1534.
- [20] Anthony B Ward. A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity [J]. Eur J Neurol, 2011, 19(1): 21-27.
- [21] Li S, Francisco GE. New insights into the pathophysiology of post-stroke spasticity [J]. Front Hum Neurosci, 2015, 9(1): 192-212.
- [22] Rosales RL, Chua-Yap AS. Evidence-based systematic review on the efficacy and safety of botulinum toxin-A therapy in post-stroke spasticity [J]. J Neural Transm, 2008, 115(4): 617-623.
- [23] Phadke CP, Ismail F, Boulias C, et al. The impact of post-stroke spasticity and botulinum toxin on standing balance: a systematic review [J]. Expert Rev Neurother, 2014, 14(3): 319-327.