

功能性电刺激及其在脑卒中后偏瘫患者中的应用

游国清 燕铁斌

功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)属于神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NES)的范畴,是利用一定强度的低频脉冲电流,通过预先设定的程序来刺激一组或多组肌肉,诱发肌肉运动或模拟正常的自主运动,以达到改善或恢复被刺激肌肉或肌群功能的目的^[1]。功能性电刺激已用于许多器官,如心脏起搏器、膈肌起搏器、人工耳蜗、电子脊柱矫正器以及膀胱功能的重建^[2,3]。近年来,FES在脑卒中后肢体瘫痪中的应用已受到国内、外的重视^[4-7],本文就FES的原理及其在脑卒中后偏瘫患者中的临床应用作一介绍。

FES的工作原理

虽然FES系统通常是描述对肌肉的刺激,但从生理学角度而言,其工作原理是利用神经细胞的电兴奋性,通过刺激支配肌肉的神经使肌肉收缩,因此,它要求所刺激的肌肉必须有完整的神经支配。低频电流作用于神经细胞膜,能在神经元上产生动作电位,而能诱发动作电位产生的最小电流被称为阈电位。由电刺激所产生的动作电位与自然生理状态所产生的动作电位是一样的,具有“全或无”的特征^[8]。适当宽度和强度的刺激脉冲输出足够的电荷刺激神经元就能产生一个动作电位。当电刺激的脉冲波宽增加或电流强度增大时,刺激将从电极附着处向远处扩散,进而引起更多肌纤维的收缩,这就是刺激的空间总和。FES正是利用神经细胞对电刺激的这种反应来传递外加的人工控制信号^[9]。通过外部电流的作用,神经细胞能产生一个与自然激发所引起的动作电位完全一样的神经冲动,使其支配的肌肉纤维产生收缩,从而获得运动效果。

生理学理论证实,有髓神经纤维的激活阈值与其直径成反比,直径较大的神经纤维的刺激阈值较低,而直径较小的神经纤维的刺激阈值则较高^[10]。电刺激时,阈值低、直径大的神经纤维首先发生反应,随着刺激强度的加大,直径小的神经纤维才起反应,这与其支配的肌肉密切相关。肌肉纤维根据其收缩特性分为快肌纤维(Ⅱ型纤维)和慢肌纤维(Ⅰ型纤维)。快肌纤维的特点是收缩快,但抗疲劳性差,一般由较大直径的神经纤维支配。慢肌纤维的特点是收缩慢而持续,抗疲劳性强,一般由直径较小的神经纤维支配^[11]。电刺激时,快肌纤维总是先被激活,因此,容易导致被刺激肌肉的疲劳。日常生活活动如站立、行走、抓握和伸展等均是较为持久的活动,参与工作的肌肉可较长时间地收缩,具有抗疲劳特性。动物实验证实,低频电流持续刺激快肌纤维可使其生理特性向慢肌纤维转变^[11],FES正是通过这样的低频电流来提高肌肉的收缩能力,增强肌肉抗疲劳性。

FES的参数设置及使用

一、参数设置

FES系统中常用的参数包括:频率、脉冲波宽(脉宽)、通电/断电比、波升/波降调节及电流强度,而波形,即脉冲的形态(双相方波、指数曲线、尖波等)在一般的治疗仪中固定不变。

1. 频率:理论上FES的频率为1~100 Hz^[1]。较低频率(<20 Hz)刺激所产生的效应虽然相应较小,但肌肉不易疲劳;较高频率(>50 Hz)的刺激容易产生肌肉强直收缩,但肌肉易疲劳^[12]。理想的频率是根据各种肌肉类型及功能而定,常用的频率多在15~50 Hz之间^[1,5,6,13,14]。

2. 脉冲波宽:常在100~1 000 μs之间^[2],多使用200~300 μs^[6,14]。一般脉冲波宽在治疗中保持固定。

3. 通电/断电比(on/off time):通电与断电的时间比与肌肉的抗疲劳程度有关。肌肉在通电时收缩,断电时放松。通电时间愈长,断电时间愈短,肌肉易疲劳。一般来说通电/断电比大多为1:1~1:3之间^[4,5,13]。

4. 波升/波降(ramp):波升是指达到最大电流所需的时间,波降是指从最大电流回落到断电时所需的时间,波升、波降通常取1~2 s^[5,13]。

5. 电流强度:治疗时根据刺激目的及患者的耐受程度来调节。一般FES使用表面电极时,其电流强度在0~100 mA之间^[1],使用肌肉内电极时,其电流强度在0~20 mA之间^[7]。

二、电极类型

FES常采用3种电极:表面电极、肌肉内电极和神经电极;电极导线分为外用、透皮和植入3种。所有表面电极均使用外用导线,而肌肉内和神经电刺激采用透皮或植入导线。

1. 表面电极:治疗时贴于皮肤表面的运动点上,电极输出的电流经皮肤作用于运动终板。与其它电极相比较,表面电极有以下优点:①容易安装和拆除;②刺激技术是非创伤性;③操作简单,容易推广;④仪器及电极相对便宜。因此表面电极在FES中应用最广。

表面电极的缺陷在于治疗时刺激部位下的神经结构均被激活,因而难以选择性地刺激细小的单块肌肉。另外,皮肤电阻、皮肤的清洁度、油脂、毛发等在一定程度上也会影响刺激的效果。但用生理盐水或酒精清洗皮肤可减低这些影响,有利于电流传递到深部的神经组织。

2. 肌肉内电极:是将电极植入需要刺激的靶肌肉内,导线穿出皮肤与体外刺激器连接。由于电极避开了高电阻的皮肤,与表面电极相比,肌肉内电极只需较小的电流就可使肌肉产生有效的收缩。同时,肌肉内电极可以植入到任意靶肌肉,具有刺激稳定性好,重复性好等优点,特别是对精细动作的控制(如手功能的重建)与表面电极相比有明显的优越性^[9]。但是由于其具有创伤性,技术要求高、费用昂贵,因此,其临床使用也受到了限制。

3. 神经电极:是将电极直接缝合或包绕在运动神经上。与

基金项目:教育部回国人员基金(2000406);香港理工大学重点学科发展基金(1.104.A106)

作者单位:510120 广州,中山大学附属第二医院康复医学科

通讯作者:燕铁斌,Email:dr.yan@126.com

肌肉内电极相比,神经电极使用的电流更小。由于其技术要求比上述 2 种电极更高,因此,在临床上难以开展。

三、FES 使用的安全性

FES 的参数设计与电极材料的安全性早已被实验证实^[15],但如果参数设置不当会导致电流强度过高,使电极材料中产生电化学反应导致金属离子的分解或腐蚀作用。电极上很强的负电荷聚集将引发氢离子的生成和电极区 pH 值的改变,导致组织坏死。

1. 表面电极:使用表面电极进行肌肉刺激时,由于循环加快,可能引起皮肤发红和发热,这通常是有益的。然而,当电流太大时,则会造成组织的烧伤。安全的参数是电流强度 < 100 mA,脉冲波宽 < 400 ms,频率范围控制在 15~50 Hz 之间。当表面电极应用于存在感觉或认知障碍的患者时,要经常检查患者皮肤是否有破损或烧伤。

2. 肌肉内电极:许多研究表明肌肉内电极可以长期、安全地放置于肌肉内^[16-18]。其安全刺激参数是:电流强度 < 20 mA,脉冲波宽 < 200 ms,频率范围控制在 10~50 Hz 之间。使用上述参数进行肌肉内电刺激应用于临床已近 20 年,没有任何证据显示对肌肉有明显的损伤^[19]。

FES 在脑卒中后偏瘫患者中的应用

FES 系统通过感觉和运动的输入,利用中枢神经的可塑性,促进大脑功能的重组,在脑卒中患者偏瘫的恢复中可发挥重要的作用^[20]。近几十年来,FES 的临床使用改善了许多偏瘫患者的站立、行走甚至上、下楼梯的能力,多通道 FES 的应用还可提高患者上肢的抓握能力及改善肩关节半脱位^[21]。

一、改善下肢功能

1961 年,Liberson 利用 FES 成功矫正了脑卒中慢性期患者偏瘫侧下肢的足下垂,为 FES 在脑卒中患者偏瘫后运动功能恢复领域的应用开创了先河^[21]。其后,一些临床随机试验表明,FES 在加强肌肉力量^[22],提高步行能力^[6],改善膝的协调性^[8]以及足下垂^[7]等方面均可发挥重要作用,但在 Fugl-meyer 运动功能评分、步行速度等方面的研究未能显示有统计学意义^[23]。Daly 等^[7]使用肌肉内电极进行了一项随机对照研究,32 例脑卒中慢性期(脑卒中后 1 年)患者分为 FES 组和对照组。FES 组刺激患者的胫骨前肌、腓骨长肌、腓肠肌和股二头肌等 8 块肌肉;其参数设置个体化:频率 15~50 Hz,脉冲波宽 1~150 μ s,电流强度 4~20 mA,以患者舒适为度,每周刺激 4 次。2 组患者其它治疗相同。12 周后,FES 组在步态分析和膝的协调性方面较对照组的改善更为明显($P < 0.05$)。

近年来,FES 开始应用于脑卒中急性期患者的下肢功能恢复中,Yan 等^[6]对急性期脑卒中患者进行随机、安慰、对照研究。46 例急性期患者[脑卒中后(9.25 $\pm$ 4.10)d]被随机分为 3 组(FES 组、安慰刺激组和对照组)。3 组均行常规康复训练,FES 组和安慰刺激组在此基础上增加 FES 治疗,FES 参数设置为频率 30 Hz,脉冲波宽 300 μ s。FES 组每日治疗 1 次,每次 30 min,每周刺激 5 次;安慰刺激组给予没有电流输出的电刺激,方法同 FES 组。3 周后,FES 组与安慰组和对照组比较痉挛明显减轻,踝关节背伸能力明显提高($P < 0.05$)。FES 组患者在治疗后均能行走,其出院率为 84.6%,与安慰刺激组(53.3%)和对照组(46.2%)比较差异有统计学意义($P < 0.05$)。

二、促进上肢功能恢复

随着 FES 在脑卒中偏瘫下肢功能障碍中的成功应用,其在偏瘫患者上肢中的研究亦日益受到重视。许多研究显示,FES 在加强肌肉力量^[24],提高腕关节活动能力^[13,24],改善肩关节半脱位^[24]及上肢的协调能力^[25]等方面均有一定效果,但也有研究认为,没有足够的证据可以证实 FES 在减轻肩关节疼痛、改善肌肉力量与上肢的协调性等方面有显著效果^[26]。Chae 等^[13]将 28 名急性期脑卒中患者分为 FES 组和对照组。FES 组采用直径为 2.5 cm 圆形电极,贴于指伸肌和桡侧腕伸肌运动点上。其参数为频率 25~50 Hz,脉冲波宽 300 μ s,波升/波降比为 2 s/2 s,通电/断电比为 10 s/10 s,电流强度 0~60 mA。对照组使用相同装置,但电极不在运动点上,刺激时只产生感觉而不产生运动。两组患者每天均接受 1 h 电刺激,其它治疗相同。15 d 后 FES 组的 Fugl-Meyer 运动功能评分较对照组改善更为明显($P < 0.05$)。Kimberley 等^[5]对脑卒中后 6 个月以上患者进行了一项双盲研究。16 例患者被分为 FES 组和安慰刺激组,FES 组刺激电极位于前臂肌群,刺激产生抓握及手腕屈伸动作。参数设置为频率 50 Hz,脉冲波宽 200 μ s,通电/断电比为 5 s/15 s,波升/波降比为 1 s/1 s,每天刺激 6 h,共 10 d,在 3 周内完成。安慰刺激组使用相同的装置但不通电流。结果显示 FES 组的手功能较安慰刺激组改善更为明显($P < 0.05$)。

国内临床应用及前景

经过近几十年的发展,FES 在国外的临床应用已比较成熟。近年来,国内虽然也有一些 FES 应用于脑卒中偏瘫的报道^[4,27],但在使用过程中还有许多不足,如大多是单通道刺激,只能起到神经肌肉电刺激的作用,不具备真正的功能性电刺激的特性;治疗中有很大部分采用的是中频调制治疗仪^[5,27],其频率不属于 FES 范畴;更重要的是采用随机对照及合理使用 FES 参数进行研究的报道非常少见。目前,国内不少学者正在就多通道、智能化的 FES 进行研究,随着对其认识的深入,相信 FES 在脑卒中偏瘫患者的康复中必将发挥更积极的作用。

参 考 文 献

- [1] 燕铁斌.神经肌肉电刺激及其在痉挛性瘫痪治疗中的临床应用.中国康复理论与实践,2003,9:155-158.
- [2] 南登崑.康复医学.北京:人民卫生出版社,2004:140-141.
- [3] 燕铁斌,伍少玲,郭友华,等.盆底肌肉电刺激治疗脊髓损伤患者尿失禁的疗效观察.中华物理医学与康复杂志,2005,27:286-288.
- [4] 钱开林,王通.功能性电刺激治疗脑卒中后肩关节半脱位疗效观察.中华物理医学与康复杂志,2003,25:37-38.
- [5] Kimberley TJ, Lewis SM, Auerbach EJ, et al. Electrical Stimulation driving functional improvements and cortical in subjects with stroke. Exp Brain Res,2004,154:450-460.
- [6] Yan T, Hui-Chan CWY, Li LS. Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke; a randomized placebo-controlled trial. Stroke,2005,36:80-85.
- [7] Daly JJ, Roenigk K, Holcomb J, et al. A randomized controlled trial of functional neuromuscular stimulation in chronic stroke subject. Stroke,2006,37:172-178.
- [8] 姚泰.生理学.北京:人民卫生出版社,2003:22-34.
- [9] 蓝宁,肖志雄,聂开宝.功能性电刺激的原理设计与应用(一).中

- 国康复理论与实践,1997,3;151-154.
- [10] 沈强,邵常峰,蒋大宗.用双向脉冲作选择性神经刺激的研究.中国生物医学工程学报,1999,18;35-43.
- [11] 徐丰彦,张镜如.人体生理学.北京:人民卫生出版社,1989;130-133.
- [12] Bald ER, Klakowicz PM, Collins DF. Wide-pulse-width, high-frequency neuromuscular stimulation: implications for functional electrical stimulation. J Appl Physiol,2006,101:228-240.
- [13] Chae J, Bethoux F, Bohine T, et al.Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia. Stroke,1998,29:975-979.
- [14] Graham GM, Thrasher TA, Popovic MR. The effect of random modulation of functional electrical stimulation parameters on muscle fatigue. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2006,14;38-45.
- [15] Mortimer JT.Motor Prostheses//Brookhart JM,Mountcastle VB.Handbook of physiology-the nervous system II.Bethesda MD:American Physiological Society,1981;155-157.
- [16] Bhadra N,Peckham PH,Keith MW,et al.Implementation of an implantable joint-angle transducer.J Rehabil Res Dev, 2002,39;411-422.
- [17] Kilgore KI,Peckham PH,Keith MW,et al.Durability of implanted electrodes and leads in an upper-limb neuroprosthesis.J Rehabil Res Dev,2003,40;457-468.
- [18] Uhler JP,Triolo RJ,Davis JA Jr,et al.Performance of epimysial stimulating electrodes in the lower extremities of individuals with spinal cord injury.IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2004,12;279-287.
- [19] Keith MW, Peckham PH, Thrope GB, et al. Implantable FES in the terapeutic hand. J Hand Surg,1989,14;524-530.
- [20] Weingarden H, Ring H.Functional electrical stimulation-induced neural changes and recovery after stroke.Eura Medicophys,2006,42;87-90.
- [21] Liberson WT,Holmquest HJ,Scot D,et al.Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil,1961,42;101-105.
- [22] Merletti R,Zelaschi F,Latella D,et al.A control study of muscle force recovery in hemiparetic patients during treatment with functional electrical stimulation. Scand J Rehabil Med,1978,10;147-154.
- [23] Bogataj U,Gros N, Kljajic M,et al.The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. Phys Ther, 1995,75; 490-502.
- [24] Bowman BR,Baker LL,Waters RL.Positional feedback and electrical stimulation:an automated treatment for the hemiplegic wrist. Arch Phys Med Rehabil,1979,60;497-502.
- [25] Wang RY,Chan RC,Tsai MW.Functional electrical stimulation on chronic and acute hemiplegic shoulder subluxation. Am J Phys Med Rehabil, 2000,79;385-390.
- [26] Cauraugh J, Light K, Kim S, et al. Chronic motor dysfunction after stroke: recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. Stroke,2000,31;1360-1364.
- [27] 方华,周志贤,刘桂芬.功能性电刺激辅助干预脑卒中运动功能恢复的作用.中国临床康复,2004,8;3004-3005.

(修回日期:2007-01-19)

(本文编辑:阮仕衡)

· 消息 ·

国际物理医学与康复医学第 4 次世界大会 (4th World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine) 即将在韩国召开

大会主题:West Meets East in Rehabilitation Medicine; New Challenges for a Better World

会议日期:2007 年 6 月 10 至 14 日

会议地点:COEX (Convention & Exhibition Center)

COEX, Samsung-dong, Gangnam-gu, Seoul 135-731, Korea

重要日期:

会前注册截止日:February 28, 2007

确保住宿登记截止日:May 11, 2007

注册取消截止日:April 9, 2007

住宿取消截止日:May 11, 2007

会议秘书处:

INTERCOM Convention Services, Inc.

10th Fl. Samick Laviéd'or Bldg., 720-2 Yeolsam 2-dong

Gangnam-gu, Seoul 135-920, Korea

Tel: +82-2-568-3208

Fax: +82-2-3452-7292, 565-2434

E-mail: isprm2007@intercom.co.kr

中华医学会 2007 全年学术会议信息发布

2007 年中华医学会学术会议计划所列出的学术会议系由中华医学会各专科分会及中华医学会有关部门提出,经中华医学会第 23 届理事会学术工作委员会第 3 次会议讨论及第 4 次常务理事会审批通过并报中国科协备案。计划包括中华医学会及各专科分会举办的全国性学术会议和国际或双边、地区性学术会议。

中华医学会 2007 全年学术会议共有 307 项,每个会议的信息详见中华医学会网站首页的学术月报栏“2007 年学术会议计划”,网址:www.cma.org.cn。中华医学会一类及部分二类学术会议由学术会务部负责组织,如需了解会议情况,请与中华医学会学术会务部联系。联系人:李佳、张悦。联系电话:010-85158128,010-85158559。E-mail:lijia@cma.org.cn。

中华医学会学术会务部