

· 综述 ·

多通道功能性电刺激及其在脑卒中偏瘫侧肢体康复中的应用

谭志梅 姜文文 燕铁斌

脑卒中具有高发病率和致残率的特点^[1],存活者大多遗留不同程度的功能障碍,尤以运动功能障碍最为常见^[2],严重影响患者的日常生活活动能力和生活质量,给家庭和社会带来了沉重负担。因此,采用有效的康复治疗方法,最大限度改善脑卒中患者的运动功能障碍,已经成为社会普遍关注的热点^[3]。

临床研究证明,功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)是一种有效改善脑卒中后偏瘫肢体运动障碍的治疗方法^[4-6],临床应用时多以单通道或双通道 FES 为主。近年来,多通道 FES 临床报道日益增多^[7-9]。本文就多通道 FES 及其在脑卒中偏瘫侧肢体康复中的应用做一介绍,为其今后的临床应用和研究提供参考。

多通道 FES

一、概念

FES 是一种利用一定强度的低频脉冲电流,通过预先设定的程序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,以改善或恢复被刺激肌肉或肌群功能的治疗方法^[10]。20 世纪 60 年代, FES 开始应用于脑卒中临床,主要是为了替代丧失的神经系统功能,作为一种“支具”来恢复偏瘫肢体的功能性活动。70 年代末,随着微型处理器技术的发展,多通道刺激器开始问世,并促进了智能化、便携式多通道 FES 的发展和应用^[11]。纵观国内外相关文献,尚未发现多通道 FES 的精确定义。与传统 FES 一样,多通道 FES 应用时要求治疗的肢体解剖上具有完整的神经传导通路,即由中枢神经系统(脑和脊髓)损伤引起的肌肉功能障碍,对不具有完整神经传导通路的周围神经损伤引起的肌肉无力,多通道 FES 难以发挥作用^[12]。

二、多通道 FES 的特点

多通道 FES 通过预先设定的程序实现对各输出通道的调控^[11]。工作时各通道的刺激参数(如频率、强度、时间等)各自可调,通道之间相互独立,互不干扰;治疗时,各通道按照正常肌群收缩时的先后次序及时间刺激,诱发出肢体产生正常的运动,达到功能性活动的目的。

三、多通道 FES 与传统 FES 的区别

1. 多通道 FES 源自于运动控制理论:运动控制理论认为,人体的任何功能性活动,不论是粗大的活动(如站立、跑跳),还是精细的活动(如手的抓握)均源自于模式运动,是以一定的运动模式为基础,以功能性活动的终端为目的^[13]。功能性动作的产生需要多个关节、多组肌群的协调运动和控制,传统 FES 诱发的是分离的、针对单一关节或单一肌群的运动^[14-15]。脑卒中后,大脑对偏瘫肢体失去了控制能力,导致肢体出现多个关节、多组肌群

功能障碍,常表现出异常的运动模式,影响功能性动作的完成。因此,要通过 FES 达到理想的治疗效果,就必须重建对偏瘫肢体的控制,使其按照正常的运动模式进行功能性活动训练。多通道 FES 正是基于正常运动模式的理念所设计,可诱导体产生功能性活动^[16]。

2. 传统 FES 的不足:传统 FES 多以单一通道或双通道为主,工作时只能刺激一组或两组肌群,产生单一方向、单一关节的活动,如纠正脑卒中后足下垂的 FES,刺激时只能产生踝背伸动作^[6],虽然应用时可以如常行走、参与活动,但这与正常行走时需要多个关节、多组肌群协调参与的运动模式不符,功能过于单一,效果不理想。

3. 多通道 FES 的优势:具有多个输出通道,可对多组肌群刺激,产生多关节、多组肌群的协调活动,如基于人体行走模式的四通道 FES,工作时按照正常行走的时序刺激股四头肌膝伸、刺激腓绳肌膝屈、刺激胫前肌踝伸、刺激小腿三头肌踝屈,使瘫痪的下肢产生行走的动作^[16]。这种刺激多组肌群、产生多个关节活动的治疗方式符合功能性活动的要求,能更好地改善瘫痪肢体的运动功能^[17]。

四、作用机制

近年来,脑的可塑性和运动再学习原理已成为神经疾病康复的热点问题,许多基础及临床研究均证实其在神经损伤的恢复中占有重要地位^[18-19]。脑的可塑性指的是脑损伤后脑功能或结构的重组,是一种应答性改变^[15]。运动再学习是指重新恢复以前已经掌握的、当中枢神经局部损伤后丧失了的那些运动技能^[20]。

大量的循证医学研究证明,瘫痪肢体的主动、重复性、任务导向性活动的作用对脑的可塑性具有重要作用^[15, 19],以此推测, FES 诱发瘫痪肢体产生的主动、重复性、具有任务导向性和近于正常运动模式的活动,也可增强关节和肌肉信息传入,提供更好的运动视觉反馈和对神经元刺激后肌肉收缩能力的提高,从而促进脑的可塑性变化^[21-23]。另外, FES 引起瘫痪肢体反复运动,具有“强制性使用”的作用。肢体的强制性使用也可以促进大脑相应区域的功能重组,影响脑的可塑性^[24]。

近年来,国内外不少学者尝试应用神经电生理技术(如体感诱发电位、运动诱发电位等)和影像学方法(如 fMRI、SPECT、DTI 等)观察 FES 刺激前、后脑部激活或血流量变化情况,间接研究 FES 的作用机制,也取得了一定的进展^[25-27]。

多通道 FES 在脑卒中偏瘫肢体运动功能康复中的应用

一、改善上肢功能

肩关节半脱位是脑卒中常见的并发症之一,常并发肩痛、肩关节活动受限、上肢水肿等症状,影响上肢功能的恢复。Fil 等^[28]应用 FES 联合 Bobath 技术对预防脑卒中急性期肩关节半脱位进行研究,将 48 例患者随机分为治疗组和对照组,治疗电极分别置于冈上肌、中三角肌和后三角肌。结果显示,与对照组相比,治疗组患者均未出现肩痛,表明 FES 联合 Bobath 技术可

以有效预防脑卒中急性期肩关节半脱位的发生。Chae 等^[29]对脑卒中慢性期具有肩痛和肩关节半脱位的患者进行多通道 FES 治疗,治疗电极分别置于冈上肌、中三角肌、后三角肌和斜方肌等肌群,治疗 6 h/d,共 6 周,结果发现,电刺激治疗可以减轻肩痛,且有效性可持续 12 个月以上。

脑卒中后偏瘫侧上肢常表现为肘屈、腕屈、指屈等以屈肌肌群为主的异常动作模式,影响抓握、取物等功能性活动,恢复过程较慢。许多学者应用 FES 对脑卒中后偏瘫侧上肢功能的重建进行了研究,研究多集中在对伸肌肌群,如腕伸、指伸等肌群进行刺激。Hara 等^[30]对 16 例发病时间超过 1 年,并且存留有上肢功能障碍的脑卒中患者,应用表面电极对患者的桡侧腕长伸肌、桡侧腕短伸肌、指总伸肌和食指伸肌进行每周 1~2 次、每次 40 min、为期 4 个月的 FES 刺激,结果显示,患者的主动关节活动度、改良 Ashworth 评分等均有提高。但有文献报道,肌张力增高并不等于肌力恢复,上肢的很多动作,如梳头、进食、抓握等,都是以屈肌的肌力为基础的。为此,许多学者开始应用多通道 FES 对偏瘫侧上肢的屈、伸肌群进行研究,以功能性活动为重点进行训练。Mangold 等^[31]对 23 例上肢严重瘫痪的脑卒中早期患者进行一项随机对照研究,将患者分为 FES 组和对照组,2 组患者常规治疗相同,FES 组给予四通道 FES 治疗,表面电极分别置于上肢的近端肌群(如三角肌前部、肱三头肌)和远端肌群(如屈指肌群和屈指肌群),以产生伸手、抓握、释放等一序列连贯动作,刺激参数为频率 25 Hz,脉宽 0~250 μ s,每周 3 次,每次 45 min,共 4 周,发现 2 组患者在上肢及手的功能、日常生活活动能力等方面均有显著的提高,但由于治疗时间短、样本量小等原因,2 组之间差异无统计学意义。

上述研究表明,多通道 FES 可以增强肌肉收缩、协调主动肌群和拮抗肌群的舒缩能力,纠正异常的运动模式,促进正常运动模式的形成和建立,从而改善偏瘫侧肢体的运动功能。但目前关于腕手功能恢复的报道较少,尚需进一步研究。

二、改善下肢功能

1. 改善慢性期患者的行走功能:20 世纪 70 年代后期,国外学者开始应用多通道 FES 治疗脑卒中后的偏瘫侧下肢,目的主要是纠正足下垂和异常步态,提高患者的行走能力,但研究对象多是慢性期患者。Daly 等^[8]使用肌肉内电极的多通道 FES 进行一项随机对照研究,32 例脑卒中慢性期患者随机分为 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,脉宽 1~150 ms,电流强度 4~20 mA,以患者舒适度为度,4 次/周,2 组患者其它治疗相同,12 周后,FES 组在膝的协调性和步态方面较对照组改善更为明显($P<0.05$)。

2. 改善急性期患者的行走功能:大量文献报道,由于康复训练的干预作用及机体的自发恢复,脑卒中后 3 个月,脑卒中导致的偏瘫侧肢体运动功能恢复最快。因此,许多学者提出了在病情稳定后及早介入康复治疗的观点。在此观点影响下,FES 逐渐被用于脑卒中急性期下肢功能恢复的研究中。Yan 等^[32]应用四通道 FES 治疗脑卒中急性期患者,将 46 例急性期患者随机分为 FES 组、安慰组和对照组,3 组常规治疗相同,FES 组和安慰组均接受 FES 治疗,其参数设置为频率 30 Hz,脉宽 300 μ s,FES 组患者分别刺激偏瘫侧下肢的股四头肌、胫前肌、小腿三头肌和腓绳肌,治疗 30 min/次,1 次/d,5 次/周,安慰组治疗方法

同 FES 组,只给予没有电流输出的电刺激,对照组不接受任何电刺激,3 周后,与安慰组和对照组相比,FES 组患者痉挛明显减轻,踝关节背伸能力明显提高($P<0.05$),且治疗后均能行走,其出院率为 84.6%,与安慰组(53.3%)和对照组(46.2%)比较,差异有统计学意义($P<0.05$)。Ferrante 等^[33]将 20 例脑卒中急性期患者随机分为 FES 组和对照组,FES 组给予八通道 FES 引导的系列踏车运动:包括 5 min 的被动踏车、10 min 的 FES、5 min 的被动踏车、10 min 的 FES 和 5 min 的被动踏车 5 个部分。刺激的肌群为双下肢的股四头肌、臀肌、胫前肌和腓绳肌 4 组肌肉,2 组患者均给予每天 3 h 共 4 周的常规治疗,结果显示,与对照组比较,FES 组患者双下肢的股四头肌肌力明显增加($P<0.05$),且 70% 的 FES 组患者可以在 3 种不同的起立速度下完成由坐到站的运动,而对照组没有一例患者可以完成该运动。该研究表明,多通道 FES 引导的系列踏车运动可以增强脑卒中急性期患者的肌力和运动控制能力,但仍需要增大样本量,才能进一步证实。

上述研究表明,多通道 FES 不但对脑卒中慢性期偏瘫侧下肢运动功能恢复有效,而且对脑卒中早期偏瘫侧下肢功能恢复同样有效,但是,关于 FES 介入这两个不同时间窗所产生的效果比较问题,目前尚未见文献报道。

三、FES 拓展性应用

随着多通道 FES 临床研究的开展,不少学者发现存在一个共性问题,即对脑卒中早期治疗时,常不能诱发出近于正常的功能性动作模式,有时诱发出的动作完成时缺乏自然性,从而影响治疗效果。近年来新兴的运动训练方法,如减重步态训练、步态机器人、MOTOmed、步态矫形器等,可以解决上述问题,但该方法产生的运动均为被动活动,不能诱发肌肉主动收缩。在这种形势下,逐渐产生了另一新的研究领域,即将 FES 与运动训练联合起来治疗偏瘫侧肢体的功能障碍。

1. 在偏瘫侧上肢的应用:Alon 等^[34]应用多通道 FES 联合任务导向性训练对脑卒中早期患者进行随机对照研究,治疗组刺激电极分别置于指伸肌、拇短伸肌、指浅屈肌、拇长屈肌及鱼际肌,时间 30 min,同时进行任务导向性训练;对照组只给予每天 2 次、每次 30 min 的任务导向性训练。分别在训练开始、4 周、8 周和 12 周时以视频记录其手部活动。经 12 周训练后,与对照组相比,治疗组中的手部运动丧失较少,更多地重获了上肢的功能性活动能力。Leeb 等^[35]应用 FES 联合上肢矫形器对健康受试者手的抓握动作进行研究,发现与单独应用 FES 相比,FES 联合矫形器所产生的抓握动作更平滑、自然。

2. 在偏瘫侧下肢的应用:McCabe 等^[36]研究了病程 ≥ 6 个月的脑卒中患者,采用八通道 FES 联合 LoKomat 步态机器人技术治疗脑卒中患者的异常步态,每天治疗 30 min,每周 4 次,共 12 周。FES 的 8 对电极分别植入瘫痪下肢的 8 块肌肉,其参数设置为频率 33 Hz,脉宽 4~150 ms,电流强度 20 mA。机器人技术由智能化的矫形器、活动平板和一个减重系统 3 部分组成,矫形器起调节髋和膝关节的运动及限制其在安全范围活动的作用。结果显示患者具有较高的满意度。该研究表明应用多通道 FES 联合步态机器人技术对脑卒中患者进行步态训练的可行性。Awww. cjpnr. cn 圆周运动对脑卒中慢性期患者进行研究,刺激电极分别置于瘫痪下肢的股四头肌、腓绳肌、踝跖屈和背伸肌群,10 例患者均完成 24 次训练(每次 30 min,每周 3 次,共 8

周),治疗结束后患者的行走能力及步速较前均有显著提高,但由于样本量小,且未设置对照组,研究结果缺乏说服力。

上述研究显示,FES 联合运动训练,可以改善脑卒中患者偏瘫侧肢体的活动能力,使肢体的运动控制和功能性活动能力得到提高,是一种很有前景的治疗方法,但仍需要大量的临床研究加以证实。

多通道 FES 应用时存在的问题及展望

多通道 FES 是在传统 FES 基础上发展起来的,具有多个输出通道,可刺激多组肌群,诱发肢体产生近于正常的功能性活动模式。但在应用中也发现一些问题,如因通道过多导致研发和使用比较困难和繁琐;对如何选择电极类型和设置治疗参数意见不一;刺激时偏瘫侧下肢通常处于非功能位,不利于正常模式的建立;临床研究缺乏多中心、大样本量的随机对照研究等。另外,关于多通道 FES 的作用机制尚不明确,也有待进一步研究。随着科技的发展和设计日益精密,推测在不久的将来,一种新的多通道 FES 刺激模式必将产生,为广大偏瘫患者的康复发挥更加积极的作用。

参 考 文 献

- [1] Miller EW, Combs SA, Fish C, et al. Running training after stroke; a single-subject report. *Phys Ther*, 2008, 88:511-522.
- [2] O'Dell MW, Lin CC, Harrison V. Stroke Rehabilitation: Strategies to enhance motor recovery. *Annu Rev Med*, 2009, 60:55-68.
- [3] Bogey R, Hornby GT. Gait training strategies utilized in poststroke rehabilitation: are we really making a difference? *Top Stroke Rehabil*, 2007, 14:1-8.
- [4] Koyuncu E, Nakipoğlu-Yüzer GF, Doğan A, et al. The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: a randomized controlled trial. *Disabil Rehabil*, 2010, 32:560-566.
- [5] Embrey DG, Holtz SL, Alon G, et al. Functional electrical stimulation to dorsiflexors and plantar flexors during gait to improve walking in adults with chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91:687-696.
- [6] Sabut SK, Sikdar C, Mondal R, et al. Restoration of gait and motor recovery by functional electrical stimulation therapy in persons with stroke. *Disabil Rehabil*, 2010, 32:1594-1603.
- [7] Mangold S, Schuster C, Keller T, et al. Motor Training of upper extremity with functional electrical stimulation in early stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*, 2009, 23:184-190.
- [8] 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.
- [9] Alon G, Conroy VM, Donner TW. Intensive training of subjects with chronic hemiparesis on a motorized cycle combined with functional electrical stimulation (FES): a feasibility and safety study. *Physiother Res Int*, 2011, 16:81-91.
- [10] Rushton DN. Functional electrical stimulation. *Physiol Meas*, 1997, 18:241-275.
- [11] Thrasher TA, Popovic MR. Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation. *Ann Readapt Med Phys*, 2008, 51:452-460.
- [12] Bogataj U, Gros N, Kljajić M, et al. The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. *Phy Ther*, 1995, 75:490-502.
- [13] Dietz V, Sinkjaer T. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *Lancet Neurol*, 2007, 6:725-733.
- [14] 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. 中国医疗器械信息, 2010, 16:1-4.
- [15] Daly JJ, Ruff RL. Construction of efficacious gait and upper limb functional interventions based on brain plasticity evidence and model-based measures for stroke patients. *Sci World J*, 2007, 7:2031-2045.
- [16] 燕铁斌,程曙光. 一种基于行走模式的下肢瘫痪功能性低频电刺激治疗仪. 中华物理医学与康复杂志, 2008, 30:733-735.
- [17] Kesar TM, Perumal R, Reisman DS, et al. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles effects on poststroke gait. *Stroke*, 2009, 40:3821-3827.
- [18] Chen H, Epstein J, Stern E. Neural plasticity after acquired brain injury: evidence from functional neuroimaging. *PMR*, 2010, 2:306-312.
- [19] Jones EG. Cortical and subcortical contributions to activity-dependent plasticity in primate somatosensory cortex. *Annu Rev Neurosci*, 2000, 23:1-37.
- [20] 燕铁斌. 积极推广神经肌肉电刺激技术在中枢神经损伤中的应用. 中国康复医学杂志, 2007, 22:865-866.
- [21] Sheffler LR, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve*, 2007, 35:562-590.
- [22] Chae J, Sheffler L, Knutson J. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*, 2008, 15:412-426.
- [23] Wang RY. Neuromodulation of effects of upper limb motor function and shoulder range of motion by functional electric stimulation (FES). *Acta Neurochir*, 2007, 97:381-385.
- [24] Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, et al. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke*, 2000, 31:1210-1216.
- [25] Khaslavskaya S, Sinkjaer T. Motor cortex excitability following repetitive electrical stimulation of the common peroneal nerve depends on the voluntary drive. *Exp Brain Res*, 2005, 162:497-502.
- [26] Smith GV, Alon G, Roys SR, et al. Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects. *Exp Brain Res*, 2003, 150:33-39.
- [27] Blickenstorfer A, Kleiser R, Keller T, et al. Cortical and subcortical correlates of functional electrical stimulation of wrist extensor and flexor muscles revealed by fMRI. *Hum Brain Mapp*, 2009, 30:963-975.
- [28] Fil A, Armutlu K, Atay AO, et al. The effect of electrical stimulation in combination with Bobath techniques in the prevention of shoulder subluxation in acute stroke patients. *Clin Rehabil*, 2011, 25:51-59.
- [29] Chae J, Yu DT, Walker ME, et al. Intramuscular electrical stimulation for hemiplegic shoulder pain: a 12-month follow-up of a multiple-center, randomized clinical trial. *Am J Phys Med Rehabil*, 2005, 84:832-842.
- [30] Hara Y, Oqawa S, Muraoka Y. Hybrid power-assisted functional electrical stimulation to improve hemiparetic upper-extremity function. *Am J Phys Med Rehabil*, 2006, 85:977-985.
- [31] Mangold S, Schuster C, Keller T, et al. Motor training of upper extremity with functional electrical stimulation in early stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*, 2009, 23:184-190.
- [32] Yan T, Hui-Chan CW, 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.
- [33] Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, et al. Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and motor control of individuals with post-acute stroke. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2008,44:159-167.
- [34] Alon G, Levitt AF, McCarthy PA. Functional electrical stimulation (FES) may modify the poor prognosis of stroke survivors with severe motor loss of the upper extremity: a preliminary study. *Am J Phys Med Rehabil*, 2008,87:627-636.
- [35] Leeb R, Gubler M, Tavella M, et al. On the road to a neuroprosthetic hand: a novel hand grasp orthosis based on functional electrical stimulation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010,2010:146-149.
- [36] McCabe JP, Dohring ME, Marsolais EB, et al. Feasibility of combining gait robot and multichannel functional electrical stimulation with intramuscular electrodes. *J Rehabil Res Dev*, 2008,45:997-1006.
- (修回日期:2011-05-04)
(本文编辑:松 明)

· 临床研究 ·

神经肌肉电刺激辅助治疗脑卒中后吞咽障碍的效果

林子玲 陈凯 黄裕桂

【摘要】 目的 观察神经肌肉电刺激(NMES)辅助治疗脑卒中后吞咽障碍的效果。**方法** 将 66 例脑卒中后吞咽障碍患者按随机数字表法分为电刺激组、对照组各 33 例,均常规给予药物治疗和基本的康复训练,对照组同时采用吞咽训练,电刺激组同时采用 NMES 配合吞咽训练。治疗前、后采用藤岛一郎吞咽疗效评价标准对 2 组患者进行效果评估。**结果** 治疗后,总有效率电刺激组为 93.9%,对照组为 72.7%,2 组间差异有统计学意义($P < 0.05$)。**结论** NMES 配合吞咽训练改善脑卒中患者吞咽功能障碍的疗效优于单纯吞咽训练。

【关键词】 脑卒中; 吞咽障碍; 神经肌肉电刺激; 吞咽训练

吞咽障碍是脑卒中的常见合并症,发病率高达 30% ~ 45%^[1],常可引起脱水、营养不良、吸入性肺炎、心理障碍等并发症,是导致脑卒中患者生活质量下降、病死率上升的重要因素。因此,治疗吞咽障碍对脑卒中患者预后至关重要。吞咽障碍的传统康复治疗以吞咽训练为主,但多数患者疗效不明显^[2-3]。本研究采用神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMES)疗法配合吞咽训练,对 33 例脑卒中后吞咽障碍患者进行治疗,效果满意,现报道如下。

资料与方法

一、一般资料

选择 2009 年 1 月至 2010 年 12 月我院神经内科及康复医学科收治入院的脑卒中合并吞咽障碍患者 66 例,均符合脑血管疾病诊断标准^[1],并经颅脑 CT 或 MRI 检查确诊,所有患者均意识清楚,可配合治疗。吞咽障碍严重程度的评定参照洼田饮水试验:①正常为 5 s 内将 30 ml 温水 1 次喝完,无呛咳,可正常摄食;②轻度为 5 s 内将水 1 次喝完,有呛咳,但完全能经口摄食;③中度为 5 ~ 10 s 内分若干次将水喝完,有呛咳,能部分经口摄食,但不能维持营养;④重度为 10 s 内不能将水喝完,多次发生呛咳,完全不能经口摄食^[4]。

采用随机数字法将患者分为电刺激组和对照组各 33 例,2 组一般资料比较,差异无统计学意义($P > 0.05$),具有可比性,

见表 1。

二、治疗方法

2 组均按照中国脑血管病防治指南(2005 年版)中脑卒中的处理原则,给予脑卒中常规治疗,包括药物和基本的康复训练。电刺激组同时给予 NMES 配合吞咽训练。

1. NMES 疗法:采用北京产 KT 90A 型神经损伤治疗仪,患者取仰卧位,频率为 0.7 Hz,电流强度为能引起明显的肌肉收缩反应。采用 4 个 3 cm × 3 cm 的片状硅胶电极,电极放置方法 1,治疗时患者头部保持中立位,通道 1 将 2 个电极沿正中中线垂直排列于喉结上方,通道 2 将 2 个电极沿正中中线垂直排列于喉结下方;电极放置方法 2,治疗时患者头部保持中立位,通道 1 将 2 个电极紧靠舌骨上方水平排列,通道 2 将 2 个电极沿正中中线垂直排列,最上方的电极放置于甲状上切迹上方,最下方的电极放置于甲状下切迹下方,此放置方法适合咽期吞咽障碍的患者。电极放好后打开电源,同时或交替开通 2 个通道。患者首先会感觉刺痛,强度增加时痛感会更强,随后有轻度烧灼感,接着是抓挠感,表明运动收缩达到适宜水平,保持该强度的刺激,嘱患者做吞咽动作。每次治疗 20 min,每天 1 次,15 d 为 1 个疗程,共治疗 2 个疗程,疗程间间隔 3 ~ 5 d。

2. 吞咽训练:包括基础训练与摄食训练。①颈部前屈运动,患者仰卧,匀速用力抬头,使头部尽量抬高并维持 1 min,连续 3 次为 1 组,共做 10 组,每组间休息 1 min;②用力吞咽,嘱患者将舌用力向后缩,增大口腔吞咽压,试图使食物通过咽腔,减少食物残留;③咽部冷刺激法,让患者将小冰块含在口中,或使用冰冻棉球刺激软腭、舌根及咽后壁,然后嘱其做空吞咽动作;④构音训练,嘱患者反复交替发“a”的长、短音;⑤吸吮训练,用