

功能性电刺激辅助步行设备的应用进展*

孟殿怀¹ 励建安^{1,2}

功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)是应用低强度的电脉冲刺激恢复或改善肢体的功能,这些肢体功能在正常情况下接受中枢神经系统的控制,但因为疾病、创伤、发育缺陷等原因失去控制或控制不良,属于神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMES)的一种。应用于下肢、辅助患者站立和步行的FES设备称为FES辅助步行设备(FES-assisted walking device)。本文拟对FES在辅助步行方面的应用作一回顾。

1 功能性电刺激辅助步行设备的作用

FES辅助步行设备可以降低肌张力、提升骨密度、增强随意肌力量和协调性^[1-2]。同时,越来越多的证据表明^[3],一些神经功能障碍的患者常规应用FES治疗后,去除刺激时可以恢复随意肌控制,提高肌肉功能。

但是,并非所有的研究都是正面的。如Bogey等^[4]认为,对于脑卒中所致的偏瘫患者,FES辅助步行设备有改善患者步态的作用,但效果有限。

2 功能性电刺激辅助步行设备的治疗方案

一般而言,FES辅助步行设备多应用于下肢,通常使用体表电极,采用亚极量刺激强度,在步行时FES产生的肌肉收缩叠加了患者的主动收缩,从而产生更大的肌力、关节活动度和支撑能力。

Stanic等^[5]发现,采用多通道FES,每次10—60min,每周3次,持续1个月,可以提高偏瘫患者的步行能力;Bogataj等^[6]应用多通道FES激活慢性卒中患者的下肢肌肉,每周5次,持续1—3周,认为多通道FES对恢复步行能力而言是一种合理的治疗手段。Kottink等^[7]对FES提高卒中后患者的步行速度功能进行了荟萃分析(meta-analysis),疗程为3周—6个月,作者认为,步行速度在进行FES治疗时有显著提高,但FES去除后步行速度能否继续维持目前并不清楚。

FES辅助步行设备常规治疗方案为每周3—5次1h的刺激,持续最少4周^[2]。

3 常见的功能性电刺激辅助步行设备

常见的FES辅助步行设备包括足下垂刺激器、完全植入系统、多通道刺激器、截瘫步行器、复合矫形系统、复合减重系统和智能无线传输系统。

3.1 足下垂刺激器

1961年Liberson等^[8]发明了一种设备,采用足开关控制电流刺激腓神经,产生踝关节背屈,以帮助偏瘫足下垂患者改善步行时摆动相的廓清功能;该设备当时称为功能性电疗法(functional electrotherapy),1962年正式命名为功能性电刺激。这种方法开创了近现代FES疗法的雏形,同时也是最早的足下垂刺激器(foot drop stimulators, FDS)。

FDS多采用单通道,主要用于纠正足下垂问题,因此FDS多用于因脑卒中所致的偏瘫足下垂患者;当然,也有少数截瘫患者双侧应用的实例。

足下垂大多是因为胫骨前肌无力、踝背屈不能所致,因此FDS通过刺激腓神经,引起踝背屈肌肉(如胫骨前肌、拇长伸肌等)的收缩,从而改善足下垂。同时,当一侧足受到突然而强烈的电刺激时,还会促发下肢屈肌反射的出现,即出现受刺激侧下肢髋、膝和踝关节屈曲,而对侧下肢伸展,以便于使足尽快离开痛性刺激,从而有利于患者的步行。

目前已经有一些商品化的FDS,如MikroFES (Josef-Stefan Institute, Ljubljana, Slovenia)和Odstock足下垂刺激器(the Odstock dropped foot stimulator)^[9]。后一种设备可以显著提升脑卒中患者的步行速度和效能,且具有遗留效应(carry-over effect),即在停止刺激的情况下,步行速度和效能也有提升^[9];但也有人认为并没有遗留效应^[10]。

步态检测对FDS或其他FES辅助步行设备都是非常重要的。刺激顺序必须与步态时相如摆动相和支撑相完全同步。多数现代的FDS在患侧足使用足底开关检测支撑相时间。Burridge等^[11]曾尝试在健侧足使用足底开关,但却发现并不合适,仅应用于当患者不能获得可靠的患侧足触地信息时。

Vodovnik^[12]是最早实验使用手动按钮和肌电感受器式促发装置的人员之一。其他促发方式还有足底开关(包括一个足或趾开关)、小腿上的四维加速度传感器阵列、小腿上的倾角传感器、神经电图(electroneurography),以及鞋垫内的压力

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.10.025

*基金项目:江苏省卫生厅医学重点学科(实验室)开放课题

1 南京医科大学第一附属医院康复医学科,南京,210029; 2 通讯作者
作者简介:孟殿怀,男,硕士,主治医师; 收稿日期:2012-02-27

感应电阻和陀螺仪阵列^[2,13]。这些传感促发装置可靠程度目前仍是褒贬不一,尤其是对某些不完整信号的处理非常关键。Poppas等^[13]对相关传感器的鉴定结果表明其在户外实际情况下具有较高的准确性与可靠性。

Kesar等^[14]比较了卒中后足下垂患者在平板上自由步行、佩戴FES自由步行、快速步行和佩戴FES快速步行四种步行状态下的动力学参数,最后认为,在平板上佩戴FES快速步行行为卒中后步态康复干预的较好方式。

3.2 完全植入系统

对于长期使用情况而言,完全植入系统(fully implanted systems)与体表系统和经皮系统相比有多个优点,如使用便利、美观、易于刺激深层肌肉如屈髋肌^[15]、不会出现刺激点偏移等,从而可以更好的有选择性的刺激肌肉,诱导的步态模式也更加自然协调。

最早的商业化的植入式FDS由Waters发明,其手术植入部分包括一个无线频率接收器(radio-frequency, RF)、低频刺激发生器(pulse train generator)和一个临近腓神经的双面电极^[16]。腰带上佩戴一个体外装置,通过无线遥控线圈传送动力,并接受来自于无线足开关(foot switch)的输入命令。如果不考虑电极偏移及感染等问题,该设备几乎非常完美。此后,又出现了更加可靠与便捷的植入系统,如Neurostep系统^[17]和ActiGait植入式FDS^[11],但目前还没有商业化。BIONic是新一代植入微刺激器的FDS系统,它可以提供高选择性的肌肉激发控制^[18]。

应用于截瘫患者的植入式FES辅助步行装置的典型代表是Johnston^[19]的Praxis FES system和Kobetic^[20]的系统,分别采用了24个和32个电极。但目前阶段,此类系统还仅仅只应用于很少一部分完全性截瘫的患者身上,确切的疗效还有待于进一步的临床研究。

3.3 多通道刺激器

电子计算机技术的飞跃发展使得FES辅助步行设备也日渐高效和成熟。微处理芯片技术使得FES设备更加便携与灵活,同时也使得多通道刺激器(multichannel stimulators)成为可能。而多通道技术的实现,使得通过FES控制更加复杂、协调的下肢运动成为可能。最早的包含6通道刺激器的FES系统来自于斯洛文尼亚的Ljbbjljana大学^[21],该系统可以同步刺激多达6组不同的肌群,从而改善完全性脊髓损伤患者的步行能力。

Kim等^[22]比较了臀中肌+胫前肌两通道序贯刺激(GM+TA)、仅胫前肌单通道刺激(TA)及不佩戴FES辅助步行装置的患者步行状况,认为第一组患者双支撑相时间及步态的对称性较其余两组有明显的提高。

3.4 功能性电刺激辅助截瘫步行器

20世纪80年代,Kralj等^[23]提出了一种使用体表刺激的

截瘫步行器(FES-assisted paraplegic gait)的基本技术。该技术使用了四通道刺激,体表电极置于双侧的股四头肌和腓总神经上。使用者通过按压固定在双侧助行器、手杖或拐杖扶手上的按钮控制FES装置。当FES装置激活时,双侧股四头肌接受刺激。左边按钮通过停止左侧股四头肌刺激和开始腓神经刺激启动左腿步行的摆动相;突然停止股四头肌刺激可以促发屈肌反射,从而引起髋、膝屈曲;同时刺激腓总神经可以引起踝背屈。经过一段预设的固定时间后,停止腓神经刺激,恢复股四头肌刺激,进入支持相。同样的,右边按钮可以启动右腿的摆动相。

Kralj等成功的将该系统应用于数十位SCI患者身上,取得了不错的疗效。直到今天,Kralj等的基本技术理论仍然是最常用的技术理论之一。

3.5 复合矫形系统

融合了FES与矫形支具的设备称为复合矫形系统(hybrid orthotic system, HOS)。如Parastep-I系统,除FES部分外,还包含有一对踝足矫形器(AFO)以阻止足下垂。

从生物力学的观点来说,矫形支具通过减少肢体自由度(degree-of-freedom, DOF)以提高稳定性。正常步行是一种复杂的运动过程,骨盆和下肢共有22个自由度;应用矫形支具的目标是减低此数目;而在某些肌肉无力时,应用FES可以保持相应的自由度,起到补偿肌肉无力的作用。HOS通常是在现有的矫形支具上附加FES而生成,如往复式步行矫形器(the reciprocating gait orthosis, RGO)和中间链接式膝—踝—足矫形器(the medially linked knee-ankle-foot orthosis, MLKAFO)。这两类支具均将骨盆和下肢的自由度降低到7个,从而使得许多SCI患者不稳定的骨盆组织得到很好的固定^[24]。

HOS对需要矫形、而传统支具或FES单独应用效果不佳的患者而言是一个有效的临床选择^[25]。有试验证明^[26],与单独应用FES相比,HOS可以更好地提高步速、步长和步频。

HOS对重度痉挛性瘫痪的患者而言有着独特而显著的疗效,它包含了两个基本的治疗因素:一个抑制性的负性因素(通过矫形支具降低痉挛)和一个强化性的正性因素(通过FES刺激提升主动肌肌力)^[27]。如通过矫形支具降低腕、指屈肌痉挛,加上FES刺激提升腕、指伸肌肌力,可以更好地提高瘫痪手的功能。同时,有人认为FES可以抑制拮抗肌活动^[28],但有时效果并不充分。

3.6 复合减重系统

减重是常用的康复治疗方法之一,多应用于患病早期的支撑平衡与步行训练中。近年来,复合减重系统(body weight support system)和FES步行训练是人们的研究热点之一^[29]。这当中,Lindquist等^[29]的研究结果比较有代表性意义,他们认为,脑卒中后进行减重复合腓总神经FES平板步行训

练与直接的减重平板步行训练相比,前者在下肢运动能力、步态运动学参数等方面较后者均有显著的提升。

但Prado-Medeiros等^[30]的研究结果表明,如果是在平地上进行减重步行训练,是否复合FES并无额外的益处。

3.7 智能无线传输系统

总体来说,通过FES准确而稳定的控制下肢是比较困难的,因为神经肌肉电刺激具有较强的非线性、时变性、易疲劳等特点。近年来,随着无线电及微信号处理技术的发展,逐步出现了一批智能化、无线传输的FES辅助步行系统(intelligent wireless tele-FES system, wireless FES system),可以部分有效地克服上述难点。

香港理工大学的Pang等^[31]2006年发明了一种智能无线传输FES辅助步行装置系统,为实现以上目的,该系统采用全新的数学模型,根据一个实时反馈控制单元动态调整刺激参数,可以大大降低刺激强度;近年来,浙江大学也在此方面有所突破,他们采用无线蓝牙传输技术,可以在患者穿戴FES辅助步行设备训练的同时,实时获得其步行速度、时相对称性等基本步态特征。

4 功能性电刺激辅助步行设备的局限性

FES辅助步行设备在过去几十年中取得了许多技术进步,但目前更多的仍被理解为是一种实验设备,尚未在大量本患者群体的应用中证明有效。同时,并非所有的神经肌肉损伤都可以应用,如周围神经损伤致肌肉失神经支配的患者并不适合应用FES,这是因为此情况下所需的刺激强度和持续时间一般患者很难耐受。

FES最大的一个局限性是它会导致肌肉迅速疲劳,这主要是因为肌纤维募集的不同步,从而限制了持续时间。某些情况下,应用高强度的FES刺激,肌肉疲劳往往在刺激1min后就出现;几分钟后,肌肉可能会因为疲劳而不能产生相应的动作。

参考文献

- [1] Galen S, Wiggins L, McWilliam R, et al. A combination of Botulinum Toxin A therapy and Functional Electrical Stimulation in children with cerebral palsy— a pilot study[J]. *Technol Health Care*, 2012, 20(1):1—9.
- [2] Thrasher TA, Popovic MR. Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation[J]. *Ann Readapt Med Phys*, 2008, 51(6):452—460.
- [3] Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation[J]. *Phys Ther*, 2002, 82(7):707—715.
- [4] Bogey R, Hornby GT. Gait training strategies utilized in post-stroke rehabilitation: are we really making a difference[J]? *Top Stroke Rehabil*, 2007, 14(6):1—8.
- [5] Stanic U, Acimovic-Janezic R, Gros N, et al. Multichannel electrical stimulation for correction of hemiplegic gait. Methodology and preliminary results[J]. *Scand J Rehabil Med*, 1978, 10(2):75—92.
- [6] Bogataj U, Gros N, Malezic M, et al. Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation[J]. *Physical Therapy*, 1989, 69(5):319—327.
- [7] Kottink AI, Oostendorp LJ, Buurke JH, et al. The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review[J]. *Artif Organs*, 2004, 28(6):577—586.
- [8] 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[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1961, 42:101—105.
- [9] Taylor PN, Burridge JH, Dunkerley AL, et al. Patients' perceptions of the Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS)[J]. *Clin Rehabil*, 1999, 13(5):439—446.
- [10] Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson AC, et al. Peroneal stimulator; evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996, 77(1):19—24.
- [11] Burridge JH, Haugland M, Larsen B, et al. Phase II trial to evaluate the ActiGait implanted drop-foot stimulator in established hemiplegia[J]. *J Rehabil Med*, 2007, 39(3):212—218.
- [12] Vodovnik L, Long 2nd C, Reswick JB, et al. Myoelectric control of paralyzed muscles[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1965, 12:169—172.
- [13] Pappas IP, Popovic MR, Keller T, et al. A reliable gait phase detection system[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2001, 9(2):113—125.
- [14] Kesar TM, Reisman DS, Perumal R, et al. Combined effects of fast treadmill walking and functional electrical stimulation on post-stroke gait[J]. *Gait Posture*, 2011, 33(2):309—313.
- [15] Hardin E, Kobetic R, Murray L, et al. Walking after incomplete spinal cord injury using an implanted FES system: a case report[J]. *J Rehabil Res Dev*, 2007, 44(3):333—346.
- [16] Johnston TE, Betz RR, Smith BT, et al. Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury[J]. *Spinal Cord*, 2005, 43(12):713—723.
- [17] Hoffer JA, Baro M, Bedard S, et al. Initial results with fully implanted Neurostep FES system for foot drop. 10th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society. 2005. Montreal, Canada. 53—55.
- [18] Weber DJ, Stein RB, Chan KM, et al. BIONic WalkAide for correcting foot drop[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2005, 13(2):242—246.
- [19] Johnston TE, Betz RR, Smith BT, et al. Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury[J]. *Spinal Cord*, 2005, 43(12):713—723.
- [20] Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia[J]. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1997, 5(1):23—29.
- [21] Strojnik P, Kralj A, Ursic I. Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1979, 26(2):112—116.
- [22] Kim JH, Chung Y, Kim Y, et al. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke[J]. *Gait Posture*, 2012, 34:101—103.
- [23] Kralj A, Bajd T, Turk R, et al. Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel

- surface electrode FES[J]. J Rehabil R&D, 1983, 20(1):3—20.
- [24] Sepulveda F, Granat MH, Cliquet A Jr. Gait restoration in a spinal cord injured subject via neuromuscular electrical stimulation controlled by an artificial neural network[J]. Int J Artif Organs, 1998, 21(1):49—62.
- [25] Shimada Y, Hatakeyama K, Minato T, et al. Hybrid functional electrical stimulation with medial linkage knee-ankle-foot orthoses in complete paraplegics[J]. Tohoku J Exp Med, 2006, 209(2):117—123.
- [26] Ferguson KA, Polando G, Kobetic R, et al. Walking with a hybrid orthosis system[J]. Spinal Cord, 1999, 37(11):800—804.
- [27] Hara Y, Ogawa S, Muraoka Y, et al. Hybrid power-assisted functional electrical stimulation to improve hemiparetic upper-extremity function[J]. Am J Phys Med Rehabil, 2006, 85(12):977—985.
- [28] Weingarden HP, Zeilig G, Heruti R, et al. Hybrid functional electrical stimulation orthosis system for the upper limb: effects on spasticity in chronic stable hemiplegia[J]. Am J Phys Med Rehabil, 1998, 77(4):276—281.
- [29] Lindquist AR, Prado CL, Barros RM, et al. Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait[J]. Phys Ther, 2007, 87(9):1144—1154.
- [30] Prado-Medeiros CL, Sousa CO, Souza AS, et al. Effects of the addition of functional electrical stimulation to ground level gait training with body weight support after chronic stroke[J]. Rev Bras Fisioter, 2011, 15(6):436—444.
- [31] Pang JTC, Tong RKY. Intelligent wireless tele-FES walking assistant system for foot drop patients[J]. Motor Control of Human Movement, 2006; 39(Supplement 1):S483.

· 综述 ·

θ节律刺激在脑梗死患者运动功能康复中的应用

牟 宏¹ 马跃文^{1,2}

θ节律刺激(theta burst stimulation, TBS)是模式化的重复经颅磁刺激(patterned repetitive TMS)的一种^[1]。按照间隔时间不同, TBS可分为间歇性TBS(intermittent TBS, iTBS)和连续性TBS(continuous TBS, cTBS)。TBS的作用原理既包括改变大脑皮质兴奋性, 促进神经重塑等宏观效应, 也包括影响基因表达、蛋白水平、受体调控等微观过程。多项研究表明, TBS不仅能够调整健康人运动皮质的生理与行为^[2-3], 还能治疗某些神经心理疾病^[4-5]。2005年以来, TBS作为一项新兴技术广泛应用于基础与临床多个领域。本文针对TBS在脑梗死患者运动功能康复研究中的应用做一综述。

1 TBS应用于脑梗死患者运动功能康复的理论基础

1.1 TBS改善运动功能的作用机制

TBS的作用原理与传统rTMS基本一致, 包括改变皮质兴奋性, 诱发长时程增强(long-term potentiation, LTP)和长时程抑制(long-term depression, LTD)^[6], 促进神经重塑, 激发神经网络振荡^[7]等。这些过程共同的生理学基础是突触重塑。目前, TBS促进突触重塑的作用机制尚未完全清楚。一些研究强调谷氨酸受体(Glutamate receptors, Glu-r)、N-甲基-D-天冬氨酸受体(N-methyl-D-aspartate receptor, NMDA-r)和α-氨基羟甲基恶唑丙酸(AMPA)受体等调节皮质神经元突触兴奋性的介质作用, 以诱发LTP和LTD等改变^[8-9]。Huang等^[10]在TBS之前给予受试对象NMDA-r拮抗剂, 结果TBS没

有引发受试对象相关电生理指标的改变, 证明TBS对大脑运动皮质的作用是NMDA-rs依赖性的。还有一种解释是基因表达和蛋白水平的改变影响着突触重塑。例如脑源性神经生长因子(brain-derived neurotrophic factor, BDNF)、即早基因(immediate early genes, IEGs)等因素^[11-12]。相关研究表明, BDNF水平的提高是由于rTMS诱发的蛋白质表达的改变, 而不是BDNF的急性释放^[13]。Aydin-Abidin等^[14]分析传统TMS和iTBS对小鼠大脑皮质内两种IEGs蛋白表达的作用, 发现均与早期LTP的诱发相关, 多研究表明不同的TMS模式对小鼠大脑皮质神经元IEGs有不同的调节效用。

1.2 TBS与传统rTMS方案的比较

TBS与传统rTMS的主要区别在于, TBS在20-190s内即能引发皮质兴奋性的改变, 至少缩短了20-30min的刺激时间。Huang等^[8]提出, 与传统rTMS方案相比, TBS能够以较低的刺激强度和较短的时间对人类大脑皮质产生强而持久的作用效果。另外, 传统rTMS方案的作用效果在不同研究中差异较大^[15-17], 但TBS的作用效果比较一致^[2,8,18]。然而, Zafar等^[19]评估了2种不同的传统rTMS和8种不同的TBS方案对于改善健康人群运动皮质兴奋性的效果, 发现TBS的作用效果并不比传统rTMS效果显著。

2 TBS在脑梗死患者运动功能康复中的应用

2.1 TBS在双侧大脑半球M1区的应用

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.10.026

1 中国医科大学附属第一医院康复医学科, 沈阳, 110001; 2 通讯作者
作者简介: 牟宏, 女, 硕士研究生; 收稿日期: 2011-11-29