

- 者综合功能的临床研究. 中华物理医学与康复杂志, 2005, 27: 43-45.
- [2] Lee I, Kesner RP. Differential contribution of NMDA receptors in hippocampal subregions to spatial working memory. *Nat Neurosci*, 2002, 5: 162-168.
- [3] 梅和珊, 王永利. 脑缺血时谷氨酸释放机制. 中国药理学通报, 2005, 21: 393-396.
- [4] 张毅, 苏敏, 秦洁行, 等. 缺血再灌注大鼠脑内代谢型谷氨酸受体 1 和代谢型谷氨酸受体 5 的 mRNA 水平变化. 脑与神经疾病杂志, 2005, 13: 264-266.
- [5] Nuyens GE, De Weerd WJ, Spaepen AJ Jr, et al. Reduction of spastic hypertonia during repeated passive knee movements in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002, 83: 930-935.
- [6] Longa EZ, Weinstein PR, Carlson S, et al. Reversible middle cerebral artery occlusion without craniectomy in rats. *Stroke*, 1989, 20: 84-91.
- [7] 贾杰, 胡永善, 吴毅, 等. 预运动训练对大鼠脑梗死后脑内谷氨酸水平动态变化的影响. 中华物理医学与康复杂志, 2008, 30: 361-365.
- [8] Nishizawa Y. Glutamate release and neuronal damage in ischemia. *Life Sci*, 2001, 69: 369-81.
- [9] Sommer C, Roth SU, Kuhn R, et al. Metabotropic glutamate receptor subtypes are differentially expressed after transient cerebral ischemia without, during and after tolerance induction in the gerbil hippocampus. *Brain Res*, 2000, 87: 172-180.
- [10] 郝玉曼, 罗祖明, 周东代, 等. 代谢型谷氨酸受体 1a 在大鼠脑缺血再灌注损伤中的基因表达变化. 中华老年心脑血管病杂志, 2004, 46: 119-122.
- [11] Wahl F, Allix M, Plotkine M, et al. Neurological and behavioral outcomes of focal cerebral ischemia in rats. *Stroke*, 1992, 23: 267-272.
- [12] Amir S. Involvement of endogenous opioids with forced swimming induced immobility in mice. *Physiol Behav*, 1982, 28: 2491.
- [13] 孙莉敏, 郑庆平, 胡永善, 等. 运动对缺血性脑卒中大鼠血管生成素基因表达的影响. 中华物理医学与康复杂志, 2007, 29: 85-88.
- [14] 谭来勋, 孙圣刚, 张双国. 脑梗死大鼠运动训练后星形胶质细胞与突触和运动功能的变化. 中华物理医学与康复杂志, 2005, 27: 581-584.
- [15] 贾杰, 胡永善, 吴毅, 等. 预运动训练对脑梗死大鼠脑内谷氨酸及其受体的影响研究. 中国运动医学杂志, 2008, 30: 443-446.

(修回日期: 2008-09-09)

(本文编辑: 阮仕衡)

· 研究快报 ·

一种基于人体行走模式的下肢瘫痪功能性低频电刺激治疗仪

燕铁斌 程曙光

【摘要】目的 研发一种能模拟人体行走模式的功能性低频电刺激治疗仪。**方法** 在前期临床研究基础上, 根据人体正常行走时下肢主要肌群的收缩时序, 研发出一种四通道功能性低频电刺激治疗仪, 电刺激频率 1~100 Hz, 电流强度 0~110 mA, 脉宽 ≤ 600 ms, 连续输出, 该治疗仪的电刺激模式可在步态周期中不同时序阶段同时或分别刺激相应肌群。**结果** 通过分析实验室结果得知, 该电刺激治疗仪能诱发下肢肌群产生类似于正常步行时的动作, 基本达到预定设计目的。**结论** 本课题组研发的多通道功能性低频电刺激治疗仪可用于中枢神经损伤后下肢瘫痪的康复治疗。

【关键词】 功能性电刺激; 低频电刺激; 行走模式

中枢神经损伤后常导致患者下肢瘫痪, 严重影响其生活质量, 早日恢复行走功能不仅是康复治疗的重要目标, 也是患者及其家属最关心的问题之一^[1,2]。本研究对现有电刺激治疗仪的局限性进行分析, 并根据正常人体行走模式^[3,4], 研发了专门用于治疗下肢瘫痪的多通道低频电刺激治疗仪。

一、对现有电刺激治疗仪的刺激模式分析

大量文献证明, 国内、外现有用于治疗中枢神经损伤后下

肢瘫痪的电刺激治疗仪, 特别是低频电刺激治疗仪, 虽然可在一定程度上改善患者下肢功能、提高步行能力^[5-10], 但相关文献报道中所使用的电刺激治疗仪多采用单通道或双通道刺激模式, 不符合人体正常行走模式, 在一定程度上制约了电刺激的治疗效果。

1. 单通道电刺激治疗仪

该仪器只有一路刺激脉冲输出通道, 治疗模式单一, 每次只能刺激 1 块肌肉或具有相同收缩功能的一组肌群, 故只能改善单一活动方向的肌肉或肌群功能, 如采用单路电刺激治疗脑损伤偏瘫患者足下垂时, 通过刺激胫前肌引起足背伸活动(为踝关节单一方向单轴运动), 从而达到改善胫前肌收缩功能的目的。

2. 双通道电刺激治疗仪

基金项目: 广东省科技厅 (2007B031502005)

作者单位: 510120 广州, 中山大学附属第二医院康复医学科 (燕铁斌); 上海立邦高技术有限公司 (程曙光)

通讯作者: 燕铁斌, Email: Dr. yan@126.com

该仪器有 2 路脉冲输出通道和 2 种输出模式,可同时刺激 2 块或 2 组肌群,被刺激的肌群可以具有同步或交错 2 种收缩模式。双通道电刺激治疗仪的主要治疗作用包括:①增强相同作用肌群收缩功能,一般采用同步刺激 2 组肌群收缩模式(synchronous),如治疗脑损伤后足下垂时,可将双通道 2 组电极分别放置于胫前肌和腓骨长短肌的肌腹两端,以刺激 2 块肌肉同步收缩,产生足外翻动作(踝关节不同方向的多轴向运动);②增强不同作用肌群的收缩功能,可采用交错刺激 2 组肌群收缩的模式(asynchronous/reciprocal),如在治疗脑损伤后下肢痉挛时,将 2 组电极分别放置于胫前肌和腓肠肌肌腹两端,设置为 2 路交错脉冲刺激模式,可促使患者交替出现踝背伸和踝跖屈(踝关节连续的不同方向单轴运动)。

虽然双通道治疗仪可同步或交错刺激 2 组肌群,但仍然无法对较多肌群实施更复杂的电刺激治疗。笔者曾采用 2 个双通道治疗仪联机工作来解决电刺激通道数量不足的问题,但为了协调多个刺激通道的重复周期和优化工作时序等,需要另外连接一个外置的专用时间控制器。这种专用控制器不仅市场上无现货供应,而且在操作及调试上均很困难、繁琐,一般只适合于实验室研究,临床应用的实际意义十分有限^[5]。

二、基于人体行走模式的多通道电刺激治疗仪的研发思路

1. 人体行走模式

早在上世纪 80 年代,学者们对人体行走模式就已达成共识,即一个行走(步态)周期可分为站立期(stance phase)和摆动期(swing phase),每期又包含若干个时相,如站立期有 5 个时相(分别是足跟着地期、负重反应期、站立中期、站立末期及摆动前期),摆动期有 3 个时相(分别是摆动初期、摆动中期及摆动末期)^[3,4]。在行走周期中的不同时相阶段,参与行走动作的下肢各肌肉分别按照一定的时序收缩。各肌群在行走不同阶段中的非同步收缩反映了中枢神经系统对外周靶器官控制的协调性,这也是本研究的基本出发点及系统设计核心。

2. 设计思路

从人体发育过程分析,行走功能是按照一定的模式(pattern)逐渐发育和成熟;同时本研究还依据脑损伤后功能恢复的可塑性机制之一,即使用依赖性可塑性(use-dependent plasticity)^[11,12]以及脊髓损伤后下肢行走恢复机制-中枢模式发生器(central pattern generator)^[9]的原理,确定中枢神经系统损伤后下肢瘫痪比较理想的电刺激治疗模式应该符合完整的行走模式,而不是将参与行走的髋、膝、踝关节及相关肌肉的作用彼此分开。

为此,本研究遵循人体正常行走理论模式,根据人体行走时下肢参与动作的主要肌群特征研发多通道低频脉冲电刺激治疗仪,通过设置治疗仪刺激脉冲的对应输出通道,再依据正常行走时各参与肌肉收缩的时序,设计、编排对应通道的间歇脉冲时序,从而达到刺激患侧下肢相关肌群按正常行走时序进行收缩的目的。

3. 基于人体行走模式的电刺激治疗的优势分析

基于人体行走模式的电刺激治疗其优势主要包括:①有助于提高康复治疗效果,与刺激单组肌群的单通道刺激仪和刺激 2 组肌群的双通道刺激仪比较,本研究设计的刺激仪不仅能刺激患者下肢多组肌群收缩,而且还能使被刺激肌群模

拟正常的行走动作,在收缩过程中相互配合,在收缩时间上相互协调,从而优化治疗手段,有效提高电刺激疗效;②对患者具有积极的心理治疗作用,与通过人工方式或机械方式“拖动”患者患侧下肢迈步的治疗手段比较,患者借助电刺激所完成的收缩动作模拟了正常行走时的自主动作,不仅治疗成本低,而且有助于患者树立信心。通过反复行走模式训练对中枢神经的刺激作用,加强了中枢神经系统神经元的长时程增强(long term potential, LTP)作用^[13],从而促使患者更好地达到功能性步行目的。

三、研发过程

1. 前期研究

本研究从人体正常行走时的肌群收缩时序出发,结合康复治疗特点及要求,提出电刺激模式的设计方案,并初步验证刺激通道的基本时序及主要刺激参数。

(1)刺激模式:以确保功能、优化设计为原则,对应于人体正常行走时下肢参与的主要 4 组肌群,设置 4 路刺激通道,分别刺激大腿前部的股四头肌、后部的腓绳肌、小腿前部的胫前肌及后部的小腿三头肌,使被刺激肌肉出现相互协调的同步收缩、先后收缩及交叉收缩等不同的组合动作(图 1)。

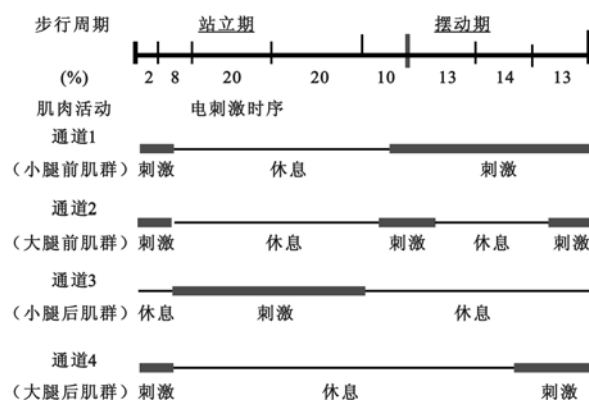


图 1 四通道功能性低频电刺激治疗仪模拟正常步行肌肉收缩时序示意图

(2)刺激时序:四路刺激通道按照人体行走时肌肉正常收缩的时序,输出周期性的间歇脉冲刺激,一个周期内各通道输出的脉冲群与间歇期的基本比例和组合关系如图 1 所示,其特征如下:①四路通道的收缩/放松时序符合人体正常步态周期;②四个通道的重复周期可在一定范围内同步增减,但各通道及相互间的时序比例不变。

(3)参数预设:刺激模式包括四通道步行模式及独立通道模式;刺激脉冲频率 1 ~ 100 Hz, 电流强度 0 ~ 110 mA ($R_L = 1 \text{ k}\Omega$);刺激波形为不对称方波,周期 0.2 ~ 5.0 s,脉宽 $\leq 600 \text{ ms}$;定时 6 ~ 60 min,可连续输出。

2. 系统设计和样机开发

(1)整机系统构成:整机系统包括单片微处理器及其显示、按键等外围电路和四通道驱动电路(图 2)。与双通道电刺激治疗仪比较,本治疗仪的主要设计特点包括:①通道驱动电路增加到四路;②内存四通道行走刺激时序;③在一个周期内,“时序脉冲”按照人体正常行走时的不同肌群收缩时序,同步或不同步输出四路刺激脉冲群;④在保持原时序不变的条件下,“参数设定”可以同步调整四个通道的周期,也可分别调

整各个通道的电刺激参数;经过转换,各通道的时序周期也可分别调节。

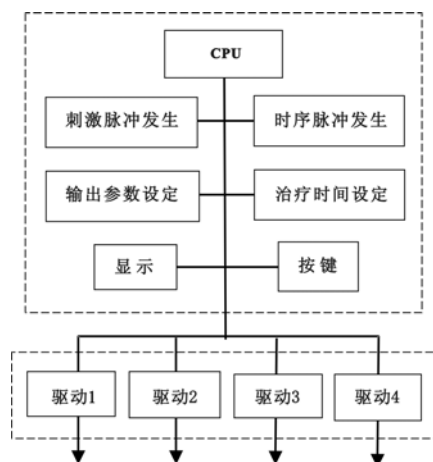


图2 四通道功能性低频电刺激治疗仪的整机系统示意图

(2)组合实验:在实验室内将2台美国产的双通道低频电刺激治疗仪(Respond Select II®型)连接到一台特制的外置时间控制器上,组合成实验装置^[6],利用该装置对本课题研发的四通道低频脉冲电刺激治疗仪的基本时序和主要预设参数等进行初步验证和修正,为后续样机开发提供数据和技术服务。

3. 初步结果与后续设想

样机经初步验收、试用后,证明整机性能均达到设计要求,基本实现了瘫痪下肢经单机刺激后有“迈步”动作出现。进一步完善该系统的设想包括:①继续优化四个通道输出的电刺激参数;②继续完善行走模式电刺激时序处方,增加四通道自定义输出模式;③增设足控开关接口及外接开关件;④降低电耗、优化外观,开发台式机型等。

四、临床应用前景

从国际发展趋势来看,采用多通道、智能化系统的电刺激治疗,正成为辅助治疗下肢瘫痪、促进患者早日恢复行走功能的热点方向之一。目前各国研发此类电刺激治疗系统的现状如下:一是如前述的简单双通道系统,由于刺激模式单一,在模拟行走方面的功能不强;二是“机器人”类型的高智能化系统,虽然功能全面、效果明显,但设备造价昂贵、使用成本较高,难以推广应用,并且很多成果还处于实验室阶段^[14];另外有国家开始采用健侧肢体肌电信号或躯体某一特定部位与运动具有确定关系的电信号或其它信号来诱发瘫痪侧肢体肌电活动^[9,15],这类系统具有肌电信息采集与生物反馈刺激功能,对设备及医患双方均提出更高要求。

从临床需求分析,开发介于以上三者之间、成本低廉、实用性强、又能模拟正常步行模式的多通道低频脉冲电刺激设备,无论是对于完善治疗设备的系列化或是从我国及发展中国家的国情来说,都具有重要的创新意义和实际价值。

近年来的统计数据表明,我国脑卒中及脑外伤患者数量呈逐年增加趋势。本课题研发的低频脉冲电刺激治疗仪有助于促进急性期患者肢体功能康复,降低致残率;同时由于本治疗

仪成本低廉、携带及使用方便,患者出院后可以在社区、家中继续治疗,能促其尽早恢复运动功能,提高生活自理能力,减轻家庭和社会负担,具有良好的社会效益和市场价值。

参 考 文 献

- [1] Strong K, Mathers C, Bonita R. Preventing stroke: saving lives around the world. *Lancet Neurol*, 2007, 6: 182-187.
- [2] Dietz V, Sinkjaer T. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *Lancet Neurol*, 2007, 6: 725-733.
- [3] Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare: Slack Inc, 1999: 149-167.
- [4] 燕铁斌, 窦祖林, 主编. 实用瘫痪康复. 北京: 人民卫生出版社, 1999: 155-158.
- [5] Dobkin BH. Strategies for stroke rehabilitation. *Lancet Neurol*, 2004, 3: 528-536.
- [6] Yan T, Hui-Chan CWY, Li SW. 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: 30-85.
- [7] 游国清, 燕铁斌. 功能性电刺激在脑卒中后偏瘫患者中的应用. *中华物理医学与康复杂志*, 2007, 29: 142-144.
- [8] Weingarden H, Ring H. Functional electrical stimulation-induced neural changes and recovery after stroke. *Eur Medicophys*, 2006, 42: 87-90.
- [9] Sheffler LR, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve*, 2007, 35: 562-590.
- [10] Glanz M, Klawansky S, Stason W, et al. Functional electric stimulation in post-stroke rehabilitation: a Meta-analysis of the randomized controlled trials. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996, 77: 549-553.
- [11] Kreisel SH, Hennerici MG, Bazner H. Pathophysiology of stroke rehabilitation: the natural course of clinical recovery, use-dependent plasticity and rehabilitative outcome. *Cerebravase Dis*, 2006, 23: 243-255.
- [12] Dobkin BH. Do electrically stimulated sensory inputs and movements lead to long-term plasticity and rehabilitation gains. *Curr Opin Neurol*, 2003, 16: 685-691.
- [13] Stein RB, Chong S, Everaert DG, et al. A multicenter trial of a foot-drop stimulator controlled by a tilt sensor. *Neurorehabil Neural Repair*, 2006, 20: 371-379.
- [14] Husemann B, Muller F, Krewer C, et al. Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilot study. *Stroke*, 2007, 38: 349-354.
- [15] Siekierka EM, Eng K, Bassetti C, et al. New technologies and concepts for rehabilitation in the acute phase of stroke: a collaborative matrix. *Neurodegenerative Dis*, 2007, 4: 57-69.

(收稿日期: 2008-09-20)

(本文编辑: 易 浩)