

· 康复医学工程 ·

新型多通道双相体外肌肉刺激器的设计*

马长波¹ 姜洪源¹ 陆念力¹ 魏 伟¹ 廖志伟¹

功能性电刺激 (functional electrical stimulation, FES) 是神经肌肉功能恢复与重建的新途径, 其工作原理是通过人工产生电脉冲微量电流, 经由皮肤, 刺激由于高位中枢障碍引起信号传输通路受阻而失去中枢神经控制的骨骼肌, 使相应的肌肉产生收缩, 带动关节按一定的规律运动, 从而完成相应的运动功能, 实现康复的目的。

FES 脚踏车系统是应用于康复截瘫患者肢体运动功能较为行之有效的专用机电系统, 在近二十年里, 世界各国相关领域的专家学者从不同角度, 应用大量的实验证明了该系统的治疗效果。一份最近的文献把 FES 脚踏车的效果归结为: 增加肌肉的尺寸和力量; 增加关节活动的范围; 提高心肺功能^[1]。这将有助于减轻瘫痪患者不能活动而引起的并发症。因此, 开展 FES 脚踏车相关技术的研究不仅具有理论意义, 而且具有重大的应用价值。

刺激器是 FES 系统中的主要组成部分和关键器件, 其性能和品质直接关系到整个系统的康复效果, 因此, 结合不同需求, 开展刺激器的专项研究, 以提高其可靠性和便携能力, 一直是该研究领域的主要研究课题之一。本研究旨在以现有研究成果为基础, 设计一个适合人体、便携、可靠、安全及满足 FES 脚踏车系统的体外 FES 肌肉刺激器, 为 FES 脚踏车技术应用于临床截瘫患者运动功能康复作技术储备。

1 FES 脚踏车功率控制系统简介

本文所研究的多通道双相肌肉刺激器为 FES 脚踏车功率控制系统的电肌转换的核心器件。FES 脚踏车是一个带有斜靠椅的三轮车。其前轮的曲柄处安有一个固定踝关节的支架, 以保证截瘫患者在蹬踏运动过程中下肢的运动在一个平面内, 简化了系统建模和控制器设计。在曲柄附近安有一个轴编码器和力矩传感器, 用于测量功率信号。系统中还安装有一个刺激器产生电脉冲电流, 通过电极有规律的作用于患者两腿的股四头肌、腓绳肌和臀大肌形成旋转运动。其原理

如图 1 所示。从图中可以看出实现电肌信号转换工具就是肌肉刺激器。

2 肌肉刺激器总体结构设计

2.1 肌肉刺激器的设计目标

刺激器的上位机是以 Matlab 为控制平台, 工作频率为 20Hz。此外考虑到人体肌肉特性, 要求刺激器的输出波形^[2-3]如图 2 所示。

由于进行 FES 脚踏车系统训练时将要对三对肌肉进行刺激, 且考虑到扩展问题, 将刺激器设计为 8 个通道。结合肌肉电力学模型特点^[4-5], 将脉宽指标最大值设为 500 μ s (正向), 电流最大值设为 120mA。每个通道的刺激时间总长为 1.5ms。所以, 刺激器的硬件设计应满足以下设计要求: ①刺激器应能够通过串口接受到计算机发出来的信息——脉宽、电流、刺激通道等信息, 而且需要对以上信息有错误检出功能; 刺激器能够向计算机发出成功标志; 刺激器的数据通信时间不能超过 30ms。②为了保证刺激器的刺激效果和刺激安全性, 刺激器应恒流设计。恒流设计中为了保证精度, 不仅需要在恒流控制部分要达到良好的控制效果, 而且对恒流控制的参考信号的精度也是有要求的。设控制精度为 0.1mA, 采样电阻为 40 Ω , 5V/120mA 的转换比例, 数字转模拟芯片 (digital signal to analogy signal, D/A) 输出的精度应为 4mV。③刺激器能够脉宽控制和脉宽反转。因刺激器的脉宽是可调节的, 所以设计时必须考虑脉宽的可调控制。而且对肌肉刺激在正向脉冲刺激后必须有一个负向脉冲来平衡电荷, 使刺激器对肌肉损伤减至最小^[6]。

2.2 肌肉刺激器总体结构设计

针对以上要求, 可以初步制定设计方案 (图 3)。刺激器可以分为 5 个模块, 即通信模块、D/A 输出模块、恒流模块、脉宽频率发生模块和电源模块。主控制芯片采用 W78E516, 因其内部自带程序存储器和可读写存储器, 可以减少电路设计和

图 1 FES 脚踏车功率控制系统

程序的复杂程度^[7]。其工作流程为计算机向单片机发送刺激信息编码, 通过 RS232 光电隔离与电平转换, 传送到单片机的串口。单片机接受完信息后, 经过运算得到相应的信息。此时将电流信息经转换送往 D/A, D/A 转换得到相应电压信号作为恒流控制的参考信号。单片机等待 D/A 转换完成后, 将

图 2 刺激器输出波形

图 3 刺激器的结构框图

* 基金项目: 国家自然科学基金项目 (50575053)

1 哈尔滨工业大学机电工程学院, 150001

作者简介: 马长波, 男, 博士研究生

收稿日期: 2005-10-08

通道与脉宽信号转换为 I/O 控制信号直接控制脉宽与频率发生模块,待所有的通道刺激完成后,等待至 50ms,接受下一个命令。

3 肌肉刺激器的模块设计

3.1 恒流电路设计

线性恒流^[9]其工作原理是通过一个采样电阻、采样电压,送入比较器与给定电压比较,输出一个模拟量来控制 MOS 管的 G 端。尽管比较器的输出电压应该是正负 15V,但实际上比较器输出的却是一个模拟量。可以假设给定的参考电压为 3V,加电后采样电阻电压为 0V,比较器输出电压为 15V, MOS 管处于完全开启状态,电压上升。当采样电阻电压上升到 3V 后,比较器的输出电压下降,在比较器输出电压还没有完全降到 0V 时,采样电阻电压低于 3V,比较器的输出电压又开始上升,所以这样一个过程会使输出电压恒定在一个值,从而使 MOS 管工作在一个线性状态。PSPICE 模型如图 4 所示。图中 R2 为采样电阻,R1、C1 为人体肌肉的电力学模型。从图中可以看出从 R2 取电压送入比较器的负端与正端参考电压比较,输出端直接控制 MOS 管的栅极。

3.2 脉宽与频率发生电路设计

根据设计要求需要多通道和翻转波形。如果采用分离元件 1 个通道需要 4 片 MOS 管,8 个通道需要 32 片 MOS 管,而且为了驱动 MOS 管还需要提供相应驱动电路会使电路复杂,维护困难。所以这里选用 Supertex 公司的 HV20720,它是一个 8 通道可逻辑控制高电压模拟开关芯片。它分别由两组 1:4 的解码器控制^[9]。1 片芯片能够提供 8 个模拟开关,如果不需要翻转波形 1 片是能够满足要求。而实际上波形需正负翻转,也即是通过肌肉的电流方向需要发生改变。所以这需要多片和特殊接法满足要求。其电路图如图 5 所示。IC3 是控制

与高压连接的通断以及波形翻转。IC1、IC2 分别是控制 1—4 通道,5—8 通道的通断。单片机的 I/O 口与芯片的控制口连接,由于单片机能够精确定时,所以能够非常方便进行脉宽频率控制。同样通过单片机强大的编程能力方便的控制模块的通断以及波形翻转。

模块的真值表,如表 1 所示。翻转如表 2 所示。

表 1 模块真值表

IC1A	0	1	0	1	X	X	X	X	X
IC1B	0	0	1	1	X	X	X	X	X
IC1CLR	0	0	0	0	1	1	1	1	1
IC2A	X	X	X	X	0	1	0	1	X
IC2B	X	X	X	X	0	0	1	1	X
IC2CLR	1	1	1	1	0	0	0	0	1
CH1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
CH2	0	1	0	0	0	0	0	0	0
CH3	0	0	1	0	0	0	0	0	0
CH4	0	0	0	1	0	0	0	0	0
CH5	0	0	0	0	1	0	0	0	0
CH6	0	0	0	0	0	1	0	0	0
CH7	0	0	0	0	0	0	1	0	0
CH8	0	0	0	0	0	0	0	1	0

表 2 波形翻转真值表

IC3A	IC3B	IC3CLR	正向脉冲	反向脉冲
0	0	0	1	0
1	0	0	0	1
X	X	1	0	0

按照特殊的接线方式 A0 A1, B0 B1, CLRA CLRb 分别接在一块儿用 A、B、CLR 表示。将两组解码器连接在一块儿使得 SWXa 与 SWXb 同时通断。这样做的目的是为实现波形的正负翻转。举例说明:设此时准备控制 CH1 且在 400μs 后翻转。首先将所有 IC 的 CLR 置为 1,使 IC 不能够动作,将 IC1A、IC1B 置为 0,IC3A、IC3B 置为 0,而后 IC1 的 CLR 置为 0,IC1 的 CH1 导通,但此时 IC3 未被导通所以 CH1 无电压。将 IC3CLR 置为 0,CH1 上电。定时 400μs 后,将 IC3CLR 值为 1,CH1 断电,置 IC3A 为 1,IC3B 为 0,IC3CLR 为 0。此时 CH1 上电,但通电方向发生变化,从而实现脉宽控制和脉冲翻转。

3.3 其他模块设计

3.3.1 通讯模块:通讯模块由于单片机输入、输出是采用 TTL 电平,而 PC 机配置的是 RS-232 标准串行接口,两者的电气规范不一致,因此要完成单片机与 PC 机的数据通信,单片机输出的 TTL 电平须进行电平转换。通信原理方案如图 6 所示。

数据通信的硬件采用 3 线制,将单片机和 PC 串口的 3 个引脚(RXD、TXD、GND)分别连在一起,即将 PC 机和单片机的发送数据线 TXD 与接受数据线 RXD 交叉连接,两者的地线 GND 直接相连,而其他信号线如握手信号线均不用,采用软件握手的方式。这样既可以实现预定的任务又可以简化电路设计。同时根据要求编写了适合串口通讯的协议。

3.3.2 D/A 输出模块及电源模块:D/A 输出模块我们采用 TLC5620,它是一个 4 通道、外基准源的 D/A 芯片。通过控制 TLC5620 的 CLK、LOAD 及 DATA 口控制 D/A 输出。当 LOAD 为高电平时,数据在 CLK 每一个下降沿由时钟同步送入 DA-

图 4 恒流电路原理图

图 5 脉宽频率发生模块示意图

TA 端口。如图 7 所示,一旦所有的数据位送入,LOAD 变为脉冲低电平以便把数据从串行输入寄存器传送到所选择的 DAC。如果 LDAC 为低电平,所选择的 DAC 输出电压更新且 LOAD 变为低电平。

电源模块采用 5A200S 电源芯片,它将普通的电池转换为 200V 高电压。为人体刺激提供了一个可靠安全的电源。

图 6 串口通信原理方案

图 7 LOAD 控制更新(LDAC 为低电平)^[10]

4 结论

本文介绍了多通道双向体外肌肉刺激器的设计。根据人

体肌肉特点设计满足肌肉特性的刺激波形。并且将刺激器分为 5 个模块,分别对模块进行设计,此型肌肉刺激器目前而言还属于原理机,监测功能还没有实现,尚未应用于人体。

参考文献

- [1] Chen, JJ, Yu NY, Huang DG, et al. Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation[C]. IEEE Trans Rehab Eng, 1997, 5 (2):158—169.
- [2] 皮向君,陆尧胜,沈以鸿.带电极阻抗检测双向恒流输出脉冲治疗仪的研制[J].医疗卫生装备,2005,26(9):12.
- [3] 龙兴明.一种生物刺激器的设计及实现[J].重庆师范大学学报,2004,21(3):31.
- [4] Joel A. Delisa, Bruce M. Gans, 等.康复医学—理论与实践[M].北京:世界图书出版公司,2004.
- [5] Guiraud David, Poignet Philippe, Wieber Pierre Brice. Modelling of the human paralysed lower limb under FES [C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Taipei Taiwan, 2003.
- [6] Rattay F, Reichel M, Martinek J. Functional Electrical Stimulation of Denervated Skeletal Muscles: A Modeling Study [C]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. Cancun Mexico, 2003.
- [7] W78E516B Data Sheets [EB/OL]. <http://www.winbond.com>, 2000—12.
- [8] 周广清,陈光杰,李曦,等.单相恒流脉冲神经刺激器的设计[J].医疗卫生装备,2003,12:23.
- [9] HV20720 Data Sheet [EB/OL]. <http://www.supertex.com>, 2001.
- [10] TLC5620 Data Sheet [EB/OL]. <http://www.ti.com>, 1997.

(上接 623 页)

单纯药物应用好,可能与两者的综合作用叠加有关。脑心通胶囊在服用过程中未观察到患者的明显不适,依从性及安全性均较同类中成药好。

至于脑血流动力学和红外热像检测未能显示这两种药物对脑血液循环改善有作用,不能排除用该检测指标来评定这类药物对微小血管的作用不敏感因素。因为 CVA LH-450A 型脑循环动力学检测仪主要是直接检测左、右两侧颈动脉的血流速度及压力脉搏波波形,来间接反映和推断大脑半球血流量、脑循环畅通状态、脑血管床外周阻力和脑动脉弹性。红外热像检查也是一项间接指标。对于这类药物对脑血流和脑血管的作用需要进一步寻找敏感指标,如 SPECT、PET、fMRI 等予以证实。

参考文献

- [1] 中华神经内科学会. 脑卒中患者神经功能缺损程度评分标准[J]. 中华神经内科学杂志,1996,2(6):381.
- [2] 王彤,王蓓蓓,王翔.医疗体操对早期中风患者运动功能的影响及其安全性的研究[J].中国康复医学杂志,2000,15(3):148—150.
- [3] 王翔,陈文红.采用群体疗法治疗偏瘫患者的疗效观察[J].中国康

复医学杂志,2004,19(10):774—775.

- [4] 卫生部医政司,主编.中国康复医学诊疗规范(下册)[M].第1版.北京:华夏出版社,1996.73—75.
- [5] 缪鸿石,朱镛连主编.脑卒中的康复评定和治疗[M].北京:华夏出版社,1996.13—14.
- [6] 雷载权,主编.中药学[M].上海:上海科学技术出版社,1998.220.
- [7] 李少丽,颜敏.药品临床安全性评价与药品临床试验管理规范的相关要求[J].药物流行病学杂志,2003,12(1):1—6.
- [8] 张乐怡,苏效珏.脑卒中的康复预防应重视对高血压患者的健康教育[J].中华物理医学与康复杂志,2002,3:182.
- [9] 丁新生,冯美江.缺血性卒中的病理生理学机制与细胞凋亡[J].国际脑血管杂志,2006,14(1):5—10.
- [10] 刘华,廖维靖,杨万同.活血化瘀药及其有效成分对缺血性脑损伤的治疗作用[J].中国康复理论与实践,2005,12(9):726—727.
- [11] 程清洲,周威,刘立.大鼠局灶性脑缺血后脑含水量变化及川芎嗪干预的实验性研究[J].中华实用中西医杂志,2004,17:3357—3359.
- [12] 蒙兰青,廖维靖,杨万同.当归对大鼠缺血性脑损伤再灌注后血管生成的影响[J].中国康复医学杂志,2005,20(2):84—86.
- [13] 张敬贤,张克峰,刘阿庆.步长脑心通对冠心病血脂异常者的调脂抗氧化作用[J].心血管康复医学杂志,2002,4(11):163—165.
- [14] 刘向辉,刘桂华,陈松娥.等张运动与等长运动对高血压患者血脂及内皮素的影响[J].北京体育大学学报,2005,28(2):203—205.