

# 基于 MSP430 的用于大鼠癫痫实验的电刺激器研究

于霄<sup>1</sup>, 张华<sup>2</sup>, 付峰<sup>1</sup>, 尤富生<sup>1</sup>, 王蕾<sup>1</sup>, 董秀珍<sup>1</sup>

(1.第四军医大学 生物医学工程系, 西安 710032; 2.第四军医大学 唐都医院 功能性脑疾病研究所, 西安 710038)

**[摘要]** 目的:设计基于 MSP430 的用于大鼠癫痫实验的电刺激器。方法:采用低功耗单片机 MSP430F1611 和压控双相恒流刺激产生技术设计系统。结果:系统通过 PC 设置电刺激波形、频率、脉宽、强度,控制电刺激器工作。结论:系统功耗低,并且实现刺激参数可控输出,刺激参数不会因为负载阻抗的变化而变化,满足了实验的要求。

**[关键词]** 电刺激器;MSP430;双相恒流刺激

**[中图分类号]** Q-337;Q426 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1003-8868(2008)06-0004-03

## Study on Electrical Stimulator for Epileptic Rats' Experiment Based on MSP430

YU Xiao<sup>1</sup>, ZHANG Hua<sup>2</sup>, FU Feng<sup>1</sup>, YOU Fu-sheng<sup>1</sup>, WANG Lei<sup>1</sup>, DONG Xiu-zhen<sup>1</sup>

(1.Faculty of Biomedical Engineering, Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China; 2.Functional Encephalopathy Institute, Tangdu Hospital, Fourth Military Medical University, Xi'an 710038, China)

**Abstract Objective** To design an electrical stimulator for epileptic rats' experiment based on MSP430. **Methods** The system utilized low power MCU MSP430F1611 and the technology as generation of bi-phase constant current stimulation. **Results** The output of stimulation waveform, frequency, duration and intensity were set via PC and the system was controlled via PC. **Conclusion** The system realized low power waste. The output of stimulation parameters is controllable and not varied with the fluctuation of impedance, thus fitting the requirement of experiment. [Chinese Medical Equipment Journal, 2008, 29(6):4-5, 13]

**Key words** electrical stimulator; MSP430; bi-phase constant current stimulation

## 1 引言

癫痫是由多种病因引起的慢性脑功能障碍综合征,以大脑神经细胞群反复超同步放电引起的发作性、突发性、短暂性脑功能紊乱为特征。它是一种常见的神经系统紊乱性疾病,是神经科仅次于脑血管病的第二大顽症。临床表现为发作性意识改变、抽搐、感觉障碍、植物神经功能紊乱以及精神异常等,给患者带来极大痛苦。据报道,全世界有 5 000 万癫痫患者。根据中国抗癫痫协会的数据,我国目前大约有 900 万癫痫患者。癫痫的治疗首选是药物治疗,约有 70% 的癫痫患者可以通过药物获得满意治疗,但同时约有 30% 的患者对多种药物治疗效果不佳,成为难治性癫痫患者。我国的难治性癫痫患者人数约有 270 万,其中只有 40% (108 万) 患者具备手术适应证,这其中一些患者的手术效果因多种因素影响而并不理想,并且患者要承担一定的手术风险。整体而言,目前难治性癫痫患者的治疗现状并不理想,约有近 200 万的难治性癫痫患者缺乏有效治疗。因此,迫切需要寻找新的针对癫痫病的有效治疗方法。

运用工程技术方法(如电、磁刺激),干预异常脑电活动,达到控制或减轻癫痫发作,是人们长期以来不断探求的另一种途径。神经电刺激是通过微创的方法干扰脑电同步放电方式的一种新兴的治疗方法,它的机理是:癫痫发作是神经元异常同步化放电产生和扩散的过程,同步化放电在发作形成

过程中起着重要作用,如果能够使发作初始同步化放电被有效去同步化,发作将不会形成。对于难治性癫痫患者中无法进行外科手术的癫痫患者,颅内电刺激治疗癫痫是一种非常有潜力的治疗方法。然而,目前对于电刺激的最佳频率、强度、刺激时程、刺激组合方式等国内外还没有定论<sup>[1]</sup>。为此,我们设计了基于 MSP430 的用于大鼠癫痫实验的电刺激器,实现了通过 PC 设置电刺激波形、频率、脉宽、强度,控制电刺激器工作。从而为通过实验研究电刺激的最佳频率、强度、刺激时程、刺激组合方式提供了硬件基础。

## 2 系统设计

### 2.1 系统总体设计

整个电刺激实验系统由 MSP430 单片机、双相恒流刺激产生电路、锂离子电池及电源电路、串口通信电路等构成。结构如图 1 所示。

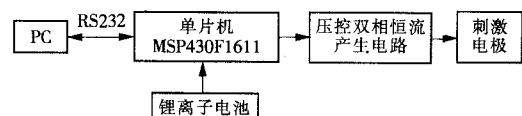


图 1 电刺激器结构示意图

系统工作时,利用 PC 端软件设置好电刺激波形、频率、脉宽、强度,通过计算机串口触发刺激器工作。

### 2.2 硬件设计

#### 2.2.1 MSP430 电路

整个电刺激实验系统的核心器件采用 MSP430F1611 型单片机。MSP430 系列单片机为具有高集成度、高精度的单芯片系统,是目前工业界中具有最低功耗的 Flash 16 位 RISC

收稿日期:2008-01-02 修回日期:2008-02-25

基金项目:国家自然科学基金(30772221)

作者简介:于霄(1981-),男,河北正定人,硕士研究生,主要从事医学仪器的研究与开发工作;董秀珍,女,教授,博士生导师,本刊编委,主要研究方向为生物医学信号检测与处理和医学仪器的研究与开发。

微控制器。MSP430F1611 具有处理能力强大、外围模块丰富、系统工作稳定、代码保护、开发环境方便高效等特点。其主要结构特点如下：

- (1) 超低功耗；
- (2) 5 种低功耗模式；
- (3) 16 位 RSIC(精简指令集计算机)体系结构,125 ns 指令周期；
- (4) 12 位具有采样保持内部参考源的 ADC；
- (5) 双 12 位可同步变换 DAC；
- (6) 16 位 Timer\_A 有 3 个捕获/比较寄存器；
- (7) 16 位 Timer\_B 有 3 个或者 7 个捕获/比较寄存器；
- (8) 串行通信接口(USART),有异步 UART 功能,或者同步 SPI 或 PC 接口。

MSP430 系列单片机最显著的特点就是超低功耗,在 1.8~3.6 V 电压、1 MHz 时钟条件下运行,耗电电流在 0.1~400  $\mu$ A,RAM 在节电模式下耗电仅为 0.1  $\mu$ A,在等待模式下为 0.7  $\mu$ A。同时,MSP430F1611 有 48 KB 的 Flash 和 10 KB RAM,可容纳更多处理程序,使比较复杂的处理在单片机中即可完成,大大提高系统效率;多次可擦写存储器和片内 JTAG 调试接口非常便于编程调试<sup>[2]</sup>。

MSP430F1611 的接口电路非常简单,通过片内的双 12 位可同步变换 DAC 实现了模拟量的输出,而且通过片内的 DAC 不仅可以降低系统设计的复杂性,还可以提高系统的可靠性。其中,串口通信通过单片机内的 UART 实现。在单片机的时钟设计上,考虑到通信速率的要求,MSP430F1611 单片机采用一个 8 MHz 的时钟信号,该系统的时钟部分均采用晶体振荡器实现。考虑到电源的输入纹波对单片机的影响,在电源的管脚增加一个 10  $\mu$ F 电容和 0.1  $\mu$ F 电容的并联组合来实现滤波,以减少输入端受到的干扰<sup>[3]</sup>。

### 2.2.2 双相恒流刺激产生电路

通常刺激生理电极间的大鼠脑实质负载电阻是变化的。因此,为了消除阻抗变化对刺激强度的影响,必须采用恒流刺激技术。从生理上讲,理想的刺激波形应该没有净直流电流,在脉冲波形中常希望引入串行的、对称或不对称的反向等电荷刺激。根据要求,我们设计了由 MSP430F1611 单片机 D/A 输出控制的压控双相恒流刺激产生电路,使得电极处大鼠脑实质负载阻抗在一定范围变化时保持恒定电流输出。

压控双相恒流源刺激产生电路如图 2 所示,由 A1 电平转换电路和 A2、A3 双运放压控恒流源电路两部分组成<sup>[4-5]</sup>。A1 电平转换电路是运放的加减运算电路,它将单片机

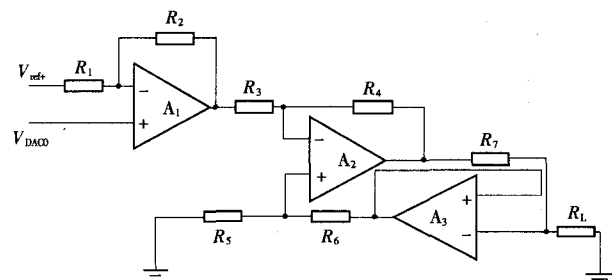


图 2 压控双相恒流刺激产生电路

MSP430F1611 的单极性 DAC0 电压输出转换为双极性电压输出,  $V_{ref}$  是单片机 MSP430F1611 的 DAC12 模块内部参考电压源。A2、A3 双运放压控恒流源电路是负载接地型的电压控制电流源(VCCS)。当满足  $R_3=R_5, R_4 \approx R_6+R_7$  和  $R_7 \ll R_6$  条件时,通过推算可以得出  $V_{A1}$  与接地负载电阻  $R_L$  上的负载电流  $I_L$  的关系为  $I_L = -(R_4/R_3)(V_{A1}/R_7)$ 。由此可见,负载上的电流与负载电阻  $R_L$  无关。

### 2.2.3 串口通信电路

该刺激器的串口通信电路主要负责 PC 与 MSP430 单片机之间的通信,系统工作时利用 PC 端软件设置好电刺激波形、频率、脉宽、强度,通过计算机串口触发刺激器工作。MSP430F1611 具有片内 UART,因此实现串口通信相当容易。由于单片机与 PC 进行通信的接口电平不同,因此需要进行接口电平转换,串口通信电路的设计采用 MAX232 实现单片机的电平与 PC 的 RS232 电平的转换。

### 2.3 软件设计

整个电刺激实验系统的软件设计主要由以 MSP430 单片机为核心的刺激器的刺激控制程序和单片机与 PC 之间串口通信程序两部分组成。刺激器的刺激控制程序流程图如图 3 所示。

PC 端控制程序采用 Lab Windows /CVI 开发环境,Lab Windows /CVI 是交互式 C 语言开发环境,其本身集成了 RS-232 函数库,因此可以很方便地进行串口应用编程。其主要步骤为:首先利用 OpenComConfig 函数打开一个串口并对其进行配置,然后用户就可以利用该串口收发数据,程序结束之前利用 CloseCom 函数关闭该串口<sup>[6]</sup>。

### 3 系统测试结果

在系统设计的基础上,我们对基于 MSP430F1611 的电刺激器的刺激输出进行了测试,我们采用 0~3 k $\Omega$  的电位器代替负载电阻  $R_L$ ,通过 PC 设置电刺激波形、频率、脉宽、强度,控制电刺激器工作,在负载电阻上实现了可调的刺激输出。其中,刺激波形为方波、锯齿波、正弦波、脉冲,刺激频率为 1~200 Hz,刺激幅度为 10  $\mu$ A~2 mA。

在测试中,为检测恒流性能,首先固定负载为 500  $\Omega$ ,然后依次将负载变为 1、2、3 k $\Omega$ ,通过示波器观察波形。同时,用示波器测量出各个负载两端的电压值,这样就知道了每种情况下刺激器输出的电流值(如表 1 所示)。可见,在规定范围(10  $\mu$ A~2 mA)内,刺激器的输出电流基本不随负载的变化而变化,是相当稳定的。不同的输出参数改变,对输出的电流值几乎没有影响。

▶▶ 下转第 13 页 ▶▶

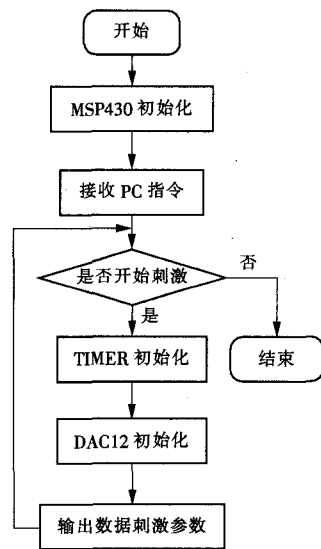


图 3 刺激控制程序流程图

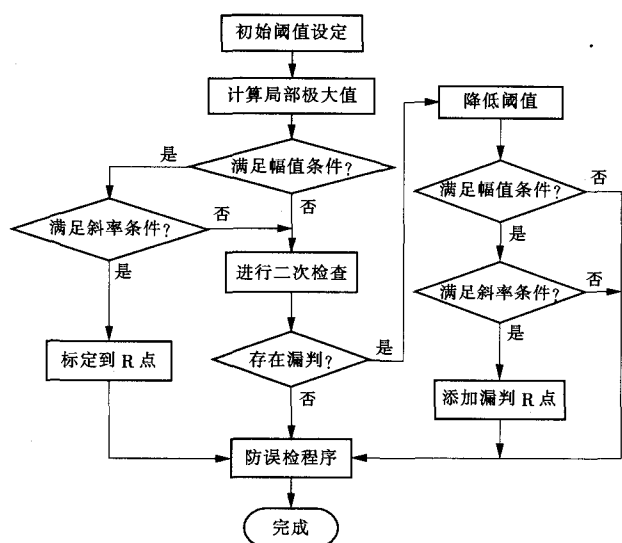


图4 R波标定算法流程图

个斜率判断公式:

- (1)连续两点超过上升斜率阈值的0.25倍;
- (2)连续两点超过下降斜率阈值的0.25倍。

这里的*i*点本身就是局部极大值,所以只需要取前后连续两点即可,但具体取*i*点两侧哪两点,要根据实际数据的采样率以及R波时限短的特点进行选取。如果采样率大于500,则取*i*点两侧3、4点;如果采样率小于500,则取*i*点两侧1、2点。

### 2.3.3 防漏检程序

为防止有漏判,还要对数据进行第2次检索,检索对象根据检测到的2个R波的当前间隔时间和前面出现的平均间隔时间相比较得出:当出现当前R波间隔时间大于平均间隔时间的1.66倍时,对间隔内的数据启动防漏检程序,降低所有的阈值水平,对数据进行幅值和斜率判断,从而找出被

遗漏的R波。

### 2.3.4 防误检程序

为防止R波被误检,算法中应用了不应期(QRS波不可能在这个生理时间更短的时间内发生,算法中采用200ms)的概念,杜绝了诸如在这个时间内同一个QRS波上的多触发的误检。

整个方法采用双重阈值,且每个阈值又分为2个不同的水平,从而提高检测结果的准确性;并且在完成基本检测的基础上,有防漏检、防误检两道程序,进一步提高了检测的准确性<sup>[6]</sup>。

## 3 结论

本研究把远程医疗监护和即时通信系统有机的结合起来,做到了互通有无,极大地方便了医疗监护人员以及心血管疾病患者。随着医疗保健技术、计算机技术和通信技术的发展,远程监护技术的监护指标和监护内容也在不断地发展。远程监护技术的监护参数既可以是患者的重要生理参数,也可能是日常生活状态。其应用领域将从极限状态下人体生理状态研究、急诊救护发展到提高边远地区的医疗水平和面向千家万户的家庭健康保健。

### [参考文献]

- [1] 闰强,何大卫. 远程医疗的发展及应用[J]. 生物医学工程,2003,15(4):4-9.
- [2] Jones A, Ohlund J. Windows 网络编程技术 [M]. 京京工作室,译. 北京:机械工业出版社,2000.
- [3] 张力. Visual C++ 高级编程 [M]. 北京:人民邮电出版社,2002.
- [4] 刘翠鲜. 多线程技术在实时监控系统中的应用 [J]. 太原重型机械学院学报,2003,24(4):274-278.
- [5] 王超. 远程医疗系统中服务器端软件的设计 [D]. 西安:西安交通大学,2003.
- [6] 温凌峰,孟兆辉,张永红. QRS波群检测方法的新进展 [J]. 国外医学:生物医学工程分册,2001,24(5):193-197.

(◀◀上接第5页◀◀)

表1 在不同负载下刺激器的输出电流

负载 /Ω	电流					
	/μA	/μA	/μA	/μA	/mA	/mA
500	10	50	100	500	1.0	2.0
1	10	50	100	500	1.0	2.0
2	10	50	100	500	1.0	1.9
3	10	50	100	500	0.9	1.9

## 4 结论

基于MSP430F1611的电刺激器最大特点是可以输出多种刺激波形以及刺激参数,这就为实验研究电刺激的最佳频率、强度、刺激时程、刺激组合方式提供了基础。本系统功耗低,输出的双相微电流刺激基本不会因为负载阻值的变化而变化,可以满足实验的要求。

### [参考文献]

- [1] Goodman J H, Berger R E, Tch eng T K. Preemptive Low-frequency Stimulation Decreases the Incidence of Amygdala-kindled Seizures [J]. Epilepsia,2005,46(1):1-7.
- [2] Texas Instruments. MSP430x15x, MSP430x16x, MSP430x161x MIXED SIGNAL MICROCONTROLLER [EB/OL]. (2006-04-20) [2006-08-21]. <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f1611.pdf>.
- [3] Texas Instruments. MSP430x1xx Family User's Guide [EB/OL]. (2006-01-20) [2006-02-28]. <http://focus.ti.com/lit/ug/slau049f/slau049f.pdf>.
- [4] 钱如竹. 用运算放大器构成压控恒流源的研究 [J]. 电测与仪表,2002,39(4):31-33.
- [5] 黄华,吴宝明. 基于 Zigbee 通信的植入式神经电刺激系统的研究 [J]. 医疗卫生装备,2007,28(10):8-11.
- [6] 张毅刚,乔立岩. 虚拟仪器软件开发环境 Lab Windows/CVI 6.0 编程指南 [M]. 北京:机械工业出版社,2002.