

一种基于 MSP430 的可充电脑起搏器的设计

李刚, 阮三元

(天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

摘要: 脑起搏器是目前治疗帕金森病的理想方法, 但是目前只有美国 Medtronic 公司研制并生产脑起搏器, 其价格非常昂贵, 电池只能用几年, 而且电池用完之后还需要通过手术更换内部刺激器。提出一种基于 MSP430 的可充电脑起搏器的设计方案, 通过经皮充电方式解决了电池耗尽问题, 具有广阔的应用前景。

关键词: 帕金森 脑起搏器 MSP430 经皮充电 无线通信

在运动障碍性疾病 (Movement Disorders) 中, 帕金森病 (Parkinson Disease, PD) 以肌张力增高、运动减少为主要临床特征, 因首先由英国人帕金森 (Janes Parkinson) 于 1817 年描述而得名。据不完全统计, 目前我国约有 120~130 万帕金森病患者, 而全世界则有几千万患者。帕金森病患病率比较高, 是仅次于脑血管病的神经系统常见病之一, 给患者及其家属带来了巨大的痛苦。

现阶段帕金森病还没有非常有效的治疗方法, 国内和国际经常使用药物治疗和手术治疗两种方法, 但是都不能达到治愈的效果, 所以治疗帕金森病的长远目标是通过有效地控制症状, 从而长久地维持病人的日常生活功能。脑深部电刺激 (Deep Brain Stimulation, DBS) 由于具有可逆及可调等优势而成为手术治疗帕金森病的理想方法。该方法疗效长, 可改善几乎所有的 PD 症状、延缓 PD 的发展, 而且不会损坏大脑, 被称为帕金森病的“绿色治疗”。然而全世界只有美国 Medtronic 一家公司研制并生产脑起搏器, 价格非常昂贵 (双侧的手术要 20 万人民币), 其电池只能用 5~8 年, 电池耗尽之后必须更换体内脉冲发生器。因此设计和生产高性价比的脑起搏器并应用到临床上去已经成为广大患者、医务人员及全社会的共同愿望。

本方案所设计的脑起搏器的主要特点是价格低、功能强、功耗低、可以体外充电而不用在电池耗尽之后更换内部刺激器, 因此具有极为广阔的应用前景。

1 系统硬件设计

1.1 系统总体设计

脑深部电刺激手术通过发放弱电脉冲刺激脑内控制运动的特定功能神经核团 (苍白球腹后侧核、丘脑底核等, 即手术靶点), 抑制引起帕金森病症状的异常脑神经信号, 从而消除帕金森病的症状, 使患者恢复自由活动 and 自理能力。

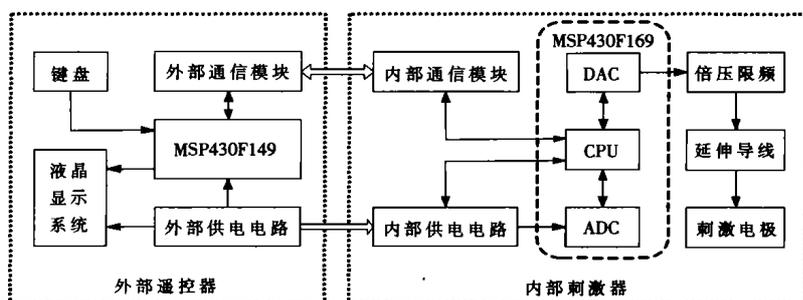


图 1 系统总体框图

整个脑起搏器系统由体内刺激器和体外遥控器两部分组成, 如图 1 所示。植入体内的 DBS 刺激器由脉冲发生器、延伸导线和脑深部刺激电极三部分组成。脉冲发生器是系统的核心部分, 它的主要功能是产生幅值、频率、脉宽可调的脉冲信号, 并经过延伸导线和刺激电极刺激靶点。脉冲发生器由微处理器 MSP430F169、供电电路、通信模块、信号倍压和限频电路等组成, 并由钛金密封后通过手术植入锁骨皮下。延伸导线为一绝缘导线, 通过皮下隧道植于头、颈、肩的皮下, 连接植入脑内的刺激电极和锁骨皮下的脉冲发生器。脑深部刺激电极为一绝缘的细导线, 内层由铂铱材料制成, 外层为聚亚安脂保护外套, 在尖端有两个电极触点, 应用影像设备和立体定向仪器可将电极植入脑深部的特定位置, 将电极固定于颅骨上。

对于不同的病人、不同的神经核团, 需要使用不同幅值、频率、脉宽的弱电脉冲信号。所以在手术过程中以及手术完成以后, 医生会通过遥测技术多次对体内的脉冲发生器进行调控, 帮助患者达到最佳的症状控制。而这一程控过程主要通过体外遥控器来实现。另外由于体内电源系统在使用一个阶段以后能量会耗尽, 使内部刺激器无法正常工作, 所以外部遥控器还要具备给内部刺激器充电的功能。手术结束以后, 患者每年需要到医院

自动化与仪器仪表

随访 1~3 次,进行相应的检测、程控和充电。

1.2 脉冲发生器的组成及工作原理

脉冲发生器是系统的核心部件,它最终通过手术植入胸部皮肤下面,再经皮下通过导线把脉冲发生器与刺激电极连起来。基于体积和功耗的考虑,选择美国 TI 公司生产的高集成度、低功耗的微处理器 MSP430F169 和短距离单片无线收发芯片 TRF6900A 来实现。MSP430F169 作为内部刺激器的控制核心,接收外部遥控器发出并通过内外通信电路传送的指令,产生电压、频率、脉宽和电极可调的脉冲信号。其中电压调节范围为 0~10.5V,常用为 1~3.5V,可调精度为 0.1V;频率调节范围为 3~250Hz,常用为 130~220Hz,可调精度为 5Hz;脉宽调节范围为 60~450 μ s,常用为 60~250 μ s,可调精度为 30 μ s。刺激电极采用 3.6V 电压工作,而最后需输出 0~10.5V 的脉冲信号,所以 MSP430F169 的 DA 输出端与三倍压电路相连。当输出电压幅值设置为 0~3.6V 时,该部分电路停止工作,从而大大降低了系统功耗。为了防止突发高频刺激对病人的危害,专门设计了一个限频电路,通过硬件的方式将刺激器输出信号频率限定在 200pps (Pulse Per Second) 以内。

MSP430 系列单片机是美国德州仪器 (TI) 公司生产的高集成度、高精度的单芯片系统 (SOC),是目前工业界中具有最低功耗的 flash 16-bit RISC 微控制器。MSP430 F169 具有丰富的片内外设,是一款性价比极高的单片机,利用它作系统的控制核心,不仅极大地简化了系统硬件电路,还大大提高了系统的性价比。MSP430 单片机集中体现了现代单片机先进的低功耗设计理念,其时钟系统提供了丰富的软硬件组合形式。它包括一个片内 DCO 和两个晶体振荡器,可以产生三种系统适用的时钟信号,支持六种工作方式,有五种低功耗模式,可以通过软件对内部时钟系统进行不同设置来控制芯片,使它处于不同工作方式,从而使整个系统达到最低的功耗并发挥最优的性能,所以该单片机非常适合脑起搏器的设计要求。利用芯片内置的自动扫描功能,ADC 可以不需要中央处理器的协助而独立地工作,从而让处理器去执行其它操作或进入省电工作模式。当 CPU 接收到来自遥控器的检测刺激器内法拉电容的电压信号的指令时,启动 ADC,经端口 6 进入 ADC 进行模/数转换,转换的结果被自动存放在相应通道的寄存器中,并通过无线收发器送到外部遥控器进行液晶显示。MSP430F169 产生的脉冲信号经 DAC12 输出后通过倍压限频电路、延伸导线和刺激电极刺激靶点。

1.3 外部遥控器的组成及工作原理

外部遥控器以 MSP430F149 为控制核心,采用中文液晶菜单界面,四按键控制,为医护人员提供直观简易的操作方式。医护人员只要按照液晶菜单的提示进行相应的按键操作即可。遥控器开机后,MSP430F149 首

先对各种参数进行编码和初始化,并准备接收由医护人员通过按键发送过来的指令,并将这些指令通过外部通信模块 TRF6900A 发送到内部通信模块,经解码后将信号送至刺激器 CPU,然后 CPU 执行相应的操作并把执行后的结果送回遥控器显示窗口。

系统采用 COG-MOBI2006-02 LCD 模块,内部使用 NEC 公司生产的 uPD16682A 控制器,可显示汉字及图形,共有 21 个引脚,管脚分布如表 1 所示。采用 8 位串行数据输入方式,可以使用 MSP430F149 的 USART0 模块对其进行控制,将 SI、A0、SCL、/CS1、/RES 分别与 MSP430F149 的 P3.1 (SIMO0)、P3.2 (SOMI0)、P3.3 (SCL)、P3.4、P3.5 引脚相连即可。LCD 控制器 uPD16682A 内部定义了一组命令,MCU 通过向 LCD 发送这些命令和数据操作 LCD,包括显示开/关、行地址设置、列地址设置、写数据以及电压控制等。

表 1 MOBI2006 的管脚分布

管脚号	管脚名	说明	管脚号	管脚名	说明
1, 21	NC	不连接	2~13		电压控制
14	GND	地	15	VCC	电源
16	SI	数据输入	17	SCL	时钟
18	A0	数据/命令选择	19	/RES	复位
20	/CS1	片选			

外部遥控器为医护人员提供四个操作按键,并利用软按键轮询技术将菜单和按键组合在一起从而在单一按键上实现不同的功能。菜单包括欢迎菜单、主菜单、次级菜单等三个层次,均由液晶显示提供,每一级菜单都给医护人员提供简单直观的提示。由于系统只有四个按键,所以采用查询方式的独立式按键电路,分别占用 MSP430F149 的四个口线。

1.4 内外通信模块的组成及工作原理

外部遥控器对内部刺激器的控制主要通过内外通信模块实现。TRF6900A 是构成内外通信模块的主要器件,是 TI 公司最新推出的短距离无线射频芯片。该芯片采用 FSK 调制,使用 ISM 频段,频率无需申请,其有效数据传输距离为 100m,数据传输速率高达 50kbps,抗干扰能力强,功耗低,体积小,与 MSP430 系列单片机接口简

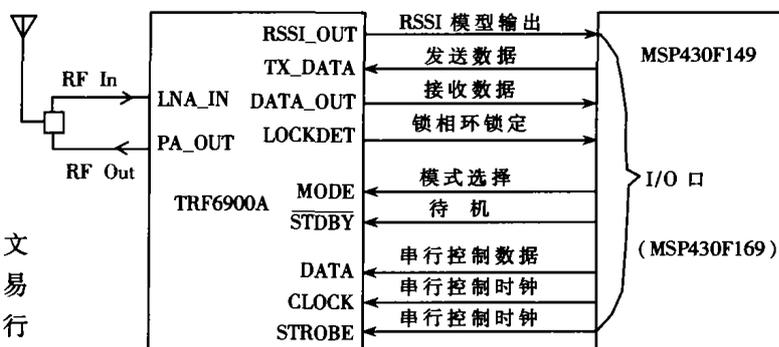


图 2 TRF6900A 与 MSP430F149 和 MSP430F169 的接口示意图

单,从而可以大大节省电路板空间。图2是TRF6900A与MSP430F149和MSP430F169的接口示意图。在内部刺激器中,TRF6900A与MSP430F169的P1口相连,利用P1口的中断功能可实现低功耗性能;在外部遥控器中,TRF6900A与MSP430F149的P4口相连即可。

1.5 系统供电电路

供电是脑起搏器设计中的一大技术难题。为了避免体内刺激器电源能量耗尽后必须更换脉冲发生器带给患者的痛苦以及节省巨额费用,本方案设计的脑起搏器可以进行非接触式充电。患者在手术后到医院随访时需要定期对体内刺激器进行电压检测,若电量不足,则由医护人员通过遥控器对体内电池进行充电。

该非接触式经皮充电系统是基于线圈耦合的基本原理改造实现的。传统方法是在耦合线圈的输入端加交流电,输出端就会通过与输入端之间的互感效应产生电能。但这种方法需要在铁氧体等铁芯上缠绕很多细导线,这会在铁芯和线圈上产生能量损耗,致使输入的部分电能变成热量,电源传输效率非常低,通常只有20%~30%;而且由于使用的是细导线,线圈无法传输大电流。

经改造后的充电系统原理图如图3所示。交流市电通过滤波整流后,由谐振电路提高其频率再通过线圈耦合的方式传输到次级线圈,再经整流后给法拉电容充电;同时微处理器MSP430F169通过内部12位ADC检测法拉电容电压,并将该电压值进行编码,然后通过内外通信模块TRF6900A传输到外部遥控器的微处理器MSP430F149,CPU将该电压编码值与预设值进行比较,若小于该预设值则继续充电,若达到该预设值则关闭外部充电电路,充电结束。

实验表明,提高输入端交流电的频率可以达到与增加线圈匝数同等的效果。所以本系统采用高频电能传送方式,可以大大减少线圈匝数,节省内部电路空间。同时,选NiFe等高性能导体兼容材料作芯,大大降低了铁芯和线圈造成的损耗,提高了电源传输效率。

2 系统软件设计

根据脑起搏器的硬件组成,系统软件分为两个部分,如图4所示。一部分是在外部遥控器上运行的程序,在结构上分为两层,上层是与功能相关的主控模块和各功能模块,底层是硬件驱动程序模块。主控模块和功能模块控制整个程序的流程,当需要操作硬件时调用硬件驱动程序提供的接口函数;底层硬件驱动程序包括液晶驱动程序、按键驱动程序和TRF6900通信程序,为上层

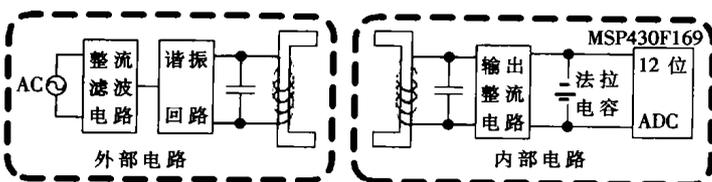


图3 非接触式充电系统原理图

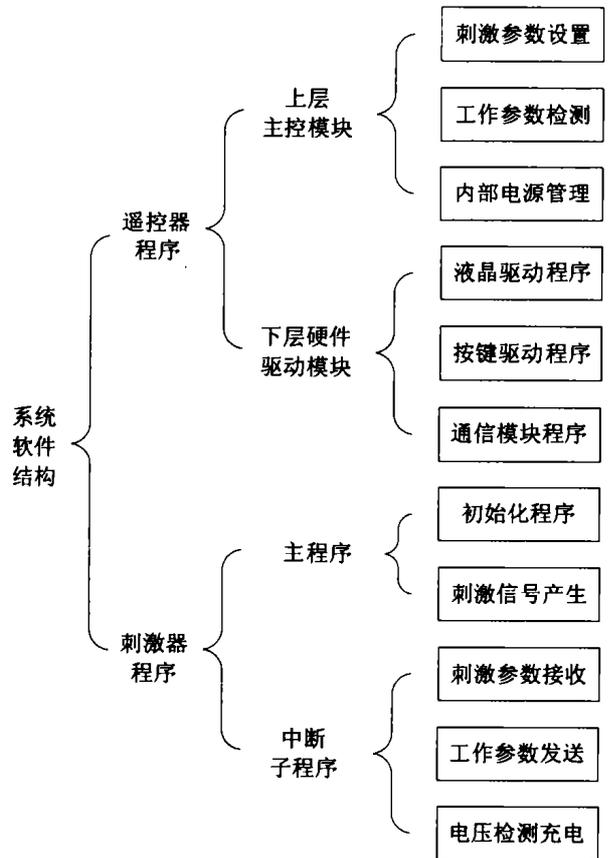


图4 系统软件结构框图

主控模块和功能模块提供接口函数。另外一部分是在内部刺激器上运行的程序,主要包括主程序和中断子程序。其中主程序主要负责系统初始化和工作刺激信号的产生,中断子程序主要负责从外部遥控器发送过来的控制信号的接收、电池电压信号及工作记录信号的检测与发送以及对内部电池进行充电。

脑起搏器因其具有疗效好、安全性高、可逆、可通过术后调整达到最佳症状控制效果和最少副作用等优点,已经成为治疗帕金森病的主要外科手段。在我国,设计符合本国国情的脑起搏器已经成为众望所归。本文提供了一种基于MSP430的可充电脑起搏器的设计方案,与国外生产的脑起搏器相比,具有更高的性价比。

参考文献

- 1 孙伯民,刘康永.双侧丘脑底核脑深部电刺激治疗帕金森病.中华神经外科杂志,2002
- 2 李刚.现代仪器电路——电路设计的器件解决方案.北京:科学技术文献出版社,2000
- 3 胡大可.MSP430系列单片机C语言程序设计与开发.北京:北京航空航天大学出版社,2003
- 4 Starr PA, Vitek JL, Bakay RA. Deep Brain Stimulation for Movement Disorders. Neurosurg Clin North Am, 1998;9: 381~402
- 5 Obeso JA, Benabid AL, Koller WC. Deep Brain Stimulation for Parkinson's Disease and Tremor. Neurology, 2000;55 (suppl 6):S1~66

(收稿日期:2005-01-21)