

基于 MSP430 的植入式脑起搏器的研制

陆敏芳, 钱坤喜

江苏大学生物医学工程研究所(镇江, 212013)

【摘要】 介绍了一种微型化的植入式脑起搏器;以 MSP430 单片机为核心处理器,充分利用高性能的外围芯片,例如 nRF905、TPS76030、MG-12232 等,并结合单片机内部资源;从而使该系统具有精度高、性能好、体积小和功耗低等特点,满足了帕金森病患者的需求。

【关键词】 深部脑刺激;脑起搏器;刺激脉冲发生器 MSP430;nRF905

【中图分类号】 R318.611 **【文献标识码】**A **文章编号:**1674-1242(2010)02-0068-05

Research and Design of an Implantable Brain Pacemakers Based on MSP430

Lu Minfang, Qian Kunxi

Institute of Biomedical Engineering, Jiangsu University (Zhengjiang 212013)

【Abstract】 This paper introduced a miniaturized implantable brain pacemaker. The system uses MCU MSP430 as its core processor with high performance internal resources and peripheral chips, such as nRF905, TPS76030, LCM (Liquid Crystal Display Module) MG-12232 and so on; Thus the system has many advantages such as high precision, stable performance, small volume and low power dissipation and so on, and could meet the needs of a variety of patients suffered from Parkinson's disease (PD).

【Key words】 deep brain stimulation, brain pacemakers, impulse generator, MSP430, nRF905

帕金森病是一种严重的神经系统退化性疾病,其患病率约占 55 岁以上人群的 1%,临床表现为颤抖、僵硬、运动迟缓、步履不稳等^[1]。在社会活动、生理与心理健康、家庭生活、职业等诸方面影响着患者。临床已采用的 PD 治疗方法主要有药物治疗和外科治疗两大类。外科治疗包括外科毁损手术治疗、深部脑刺激治疗(Deep Brain Stimulation, DBS)^[2]。DBS 疗法又称为脑起搏器疗法,因其无创性、可逆性、副作用小等优点而成为治疗 PD 的理想疗法。但是目前临床所使用的脑起搏器被国外公司所垄断,价格非常昂贵。因此,研制一种便捷高效、经济可行的脑起搏器

有着重要的临床意义和迫切的社会需求。基于 DBS 疗法,融合微电子信息技术和无线遥测技术,设计了基于 MSP430 的植入式脑起搏器。

1 系统的基本结构与原理

基于深部脑刺激疗法原理研究和设计的植入式医疗电子设备被称为脑起搏系统。脑起搏系统是通过植入于胸前的刺激脉冲发生器(impulse generator, IPG)产生弱电脉冲,经微电极刺激脑深部特定的神经核团(目标靶点),激活脑内神经系统释放多巴胺等神经递质,抑制靶点细胞的异常功能,从而改善 PD、原发性震颤等锥体外系疾病的临床症状,以达到控制治疗的目的。

植入式脑起搏器分为体外控制器和体内刺激器两大部分,系统原理框图如图 1 所示。体外控制器

作者简介:陆敏芳,硕士研究生,主要从事医学电子仪器应用研究。

E-mail: minfanglu@hotmail.com

钱坤喜,教授,博士生导师,主要从事人工心脏泵研究。

E-mail: kxqian@263.net

包括外部控制模块、外部电源模块、人机交互界面(键盘与液晶显示模块)、外部通信模块。体内刺激器(即 IPG),包括内部控制模块、内部电源模块、内部通信模块、波形处理模块、延伸导线、电极等。体内外模块之间通过无线通信模块进行系统控制指令和数据的无线传输,由此神经外科医师可以利用外部控制器,通过无线遥测技术与 IPG 进行通讯,实时监测和调节参数,以患者的实际需求。

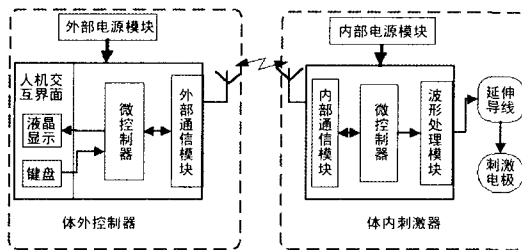


图1 系统原理框图

Fig. 1 The schematic diagram of the system

2 系统硬件电路的设计

系统采用 MSP430 系列单片机作为核心控制器,采用 nRF905 无线收发芯片来进行参数的无线传输,采用 TPS76030 电源芯片用于电源的稳压输出。MSP430 系列单片机^[3]是美国德州仪器(TI)公司生产的单芯片系统,16 位 RISC 架构,具有集成度高、外围设备丰富、超低功耗等特点,特别适用于便携式设备。它可工作在 1.8 ~ 3.6V 之间,消耗电流处于 0.1 ~ 400 μ A 之间,支持 6 种工作方式,其中 5 种是节电工作模式,可以通过软件对内部时钟系统进行设置使芯片处于不同工作方式,从而使整个系统达到最低功耗并发挥最优性。因此,该单片机适合脑起搏器的设计要求。

2.1 体内刺激器的设计

体内刺激器作为脑起搏器的核心部件,对芯片的体积和功耗有着特殊要求,由此体内刺激模块选择 MSP430F1222 芯片作为控制核心,实时接收体外控制器发出的指令。

临床实际使用的参数范围为^[4,5]:脉宽 60 ~ 120 μ s; 双极模式(双侧刺激)下电压为 1 ~ 4V,单极模式(单侧刺激)下电压为 1 ~ 3.5V。为满足实验研究与临床使用需求,硬件设计过程中,系统设置体内脉冲波幅值的调节区间为 0 ~ 10.5V,可调精度 0.1V,常用范围 1 ~ 3.5V;脉冲波频率的调节范围为 0 ~ 200Hz,可调精度 5Hz,常用范围 60 ~ 200Hz;脉宽调节范围为 60 ~ 450 μ s,

可调精度 30 μ s,常用范围 60 ~ 120 μ s。

脉冲参数设置过程中需要考虑电池的损耗,因为当输出的电压小于 3.6 V 时,电流损耗与电压成线性关系,而当电压超过 3.6 V 时,电流损耗成倍增加,电池寿命减少 50 %。硬件设计过程中,MSP430F1222 的 I/O 端口通过一个运算电路与脉冲处理电路相连,使输出脉冲波的幅值范围为 0 ~ 10.5V;当体外控制器要求输出电压幅值为 0 ~ 3.6V 时,体内刺激器停止该运放电路工作,以降低系统功耗。

2.2 体外控制器设计

体外控制器以 MSP430F149 为控制核心,将键盘作为参数和指令的输入设备,利用软按键查询技术将液晶屏幕菜单与按键组合成人机交互界面。医护人员即可按照液晶屏幕菜单的提示,进行相应的按键操作。体外控制器开机后,MSP430F149 初始化、打开中断,实时接收由键盘电路发送过来的参数与指令,并将这些参数和指令通过外部通信模块发送到内部通信模块,经解码后将信息传送给内部 IPG 以执行相应的操作,同时把内部电池信息反馈给外部控制器并显示。

体外控制器采用 Bona Fide 公司的 MG - 12232 液晶显示模块,与键盘电路组成人机交互界面,供用户设置参数。MG - 12232 模块为图形点阵式液晶模块,含 122 \times 32 点阵,内含两片 CMOS 型液晶驱动 SED1520;利用 SED1520 可以动态地显示汉字、图形、用户自定义的任意符号和图形^[6]。MG - 12232 工作电压为 3V,与 MSP430 逻辑电平相匹配,易与 MSP430 进行硬件连接。MG - 12232 模块共有 18 个引脚,各引脚定义见表 1。MG - 12232 采用 8 位串行数据输入方式,硬件设计中,将 MG - 12232 的 E1、E2、R/W、AO、RES 分别与 MSP430F149 的 P4.2 ~ P4.6 引脚相连,将 MG - 12232 的 DB0 ~ DB7 分别与 MSP430F149 的 P5.0 ~ P5.7 引脚相连。MSP430F149 通过表 1 中的一些控制引脚和 SED1520 驱动的 13 条指令来控制液晶显示,包括液晶显示开/关、列/页地址的设置、指令代码存放、液晶读/写操作等。

因为 MSP430F149 的 P1 口支持硬件中断,8 个引脚都有各自的控制寄存器,每个引脚可单独控制、可单独作为中断源、可单独选择中断触发沿、单独允许中断。所以系统采用查询方式的独立按键,共有四个按键,分别与 MSP430F149 的 P1.0 ~ P1.3 相连,并接 10k Ω 的上拉电阻。

表 1 MG-12232 模块的引脚定义
Tab.1 Pin definition of MG-12232 module

序号	符号	功能说明	序号	符号	功能说明
1	Vcc	逻辑电源正	6	E2	从工作方式 IC 使能信号
2	GND	逻辑电源地	7	R/W	读/写选择信号
3	V0	液晶显示驱动电源	8	A0	寄存器选择信号
4	RES	接口时序类型选择	9-16	DB0-DB7	数据总线(低位)
5	E1	主工作方式 IC 使能信号	17	SLA	-
			18	SLK	背光灯负电源

2.3 系统通信模块的设计

系统采用挪威 Nordic VLSI 公司的单片射频收发器 nRF905 作为通信模块的核心器件。nRF905^[7] 片内集成了晶体振荡器、低噪声放大器、频率合成器等模块,具有发射功率较高、外围元件少、封装小、功耗低等特点。

体内外子系统通过内外无线通信模块进行信息和参数的相互传输。nRF905 可以自动完成处理字头和 CRC(循环冗余码校验)的工作,片内硬件亦可自动完成曼彻斯特编码/解码。因此 MSP430 通过其内部 SPI 接口与 nRF905 直接相连,进行参数与指令的配置,MSP430 作为主机,nRF905 作为从机。

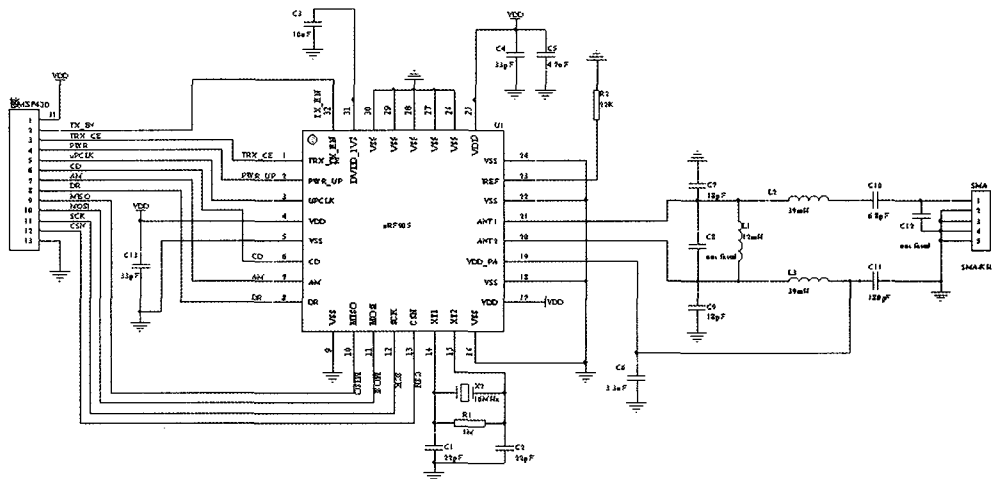


图 2 通信模块电路原理图
Fig.2 Communication module circuit diagram

系统通信模块的硬件电路如图 2 所示,工作电压 3V,采用 GFSK 调制方式、433MHz 频段、输出功率 10dB。nRF905 留给 MSP430 共 11 个 I/O 口,用于芯片配置、工作方式控制、载波检测和时钟信号输出等。nRF905 的 ANT1 和 ANT2 输出脚给天线提供稳定的 RF 输出。为增加天线的辐射和接收电波的能力,系统采用通过差分到单端的匹配网络连接的 50Ω 阻抗天线。系统同时采用包含地网层的双层 PCB 板和高质量射频电容滤波,以实现通信模块的最佳性能。

2.4 系统电源模块的设计

为保证体内刺激器性能的安全与可靠,系统采

用高性能的植入式电池,即锂碘电池(Li/I₂)。Li/I₂ 具有稳定高效输出电压、高能量密度、漏电率小等特点,电池轻薄、小巧,满足系统设计要。系统采用 TI 公司的 TPS76030 电源芯片,该芯片^[9] 是一种低压差线性稳压器,可实现 +3.6V ~ +3V 的线性稳压,输出电压为 3V,工作电流小于 50mA,具有热保护功能,关闭状态时静态电流仅为 1μA。TPS76030 芯片的封装很小,能有效节约 PCB 板面积。系统的电源电路如图 3 所示,为减小输入端的干扰,输入端连接一个 0.1μF 的滤波电容;为了使输出电源的纹波小,输出端连接一个 2.2μF 和 0.1μF 的电容。

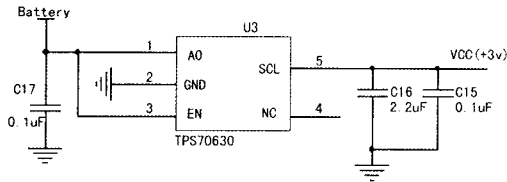


图 3 电源电路

Fig.3 Circuit of Power Supply

为了避免因供电电压过低导致 MSP430 无法正常工作,体内刺激器利用 MSP430F1222 内部 10 位快速 A/D 转换器(ADC10 模块)定时自动检测电压,通过 RF 模块发送给外部并告知用户。ADC10 具有自动扫描功能,并带有一个转换结果寄存器。IPG 启动 ADC、模拟信号(电压)经 P1.0(A0 通道)进入 ADC 进行模/数转换,转换结果被自动存放在相应通道的寄存器中,并通过无线通信模块发送给体外控制器,若电量不足,则提示用户更换电池。

3 系统的软件设计

为满足系统微型化、低功耗的设计要求,系统通过软件设计进行低功耗设计,即:

(1)根据脑起搏器的硬件组成及功能,将整个软件划分为几个模块,各模块间相对独立、中断触发工作;利用软件控制使暂时不工作的模块进入睡眠或待机状态,当中断发生时才进入中断处理程序的执行,降低了系统的整体功耗。

(2)利用 MSP430 单片机的特点,对各模块程序进行优化,尽量采用机器周期短的程式构成各程序模块,以降低系统的实际运行时间。系统软件分为体外控制器软件子模块和体内刺激器软件子模块。体外软件子模块可分为上层控制模块和下层硬件模块,如图 4 所示。

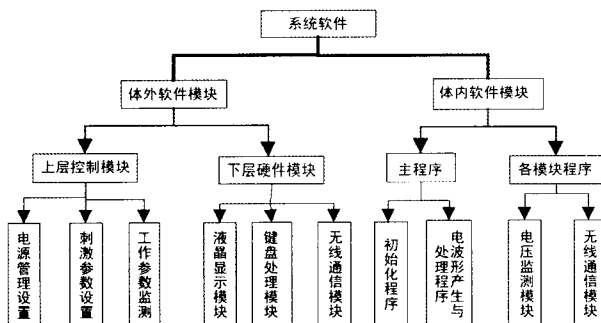


图 4 系统软件功能框图

Fig.4 The Functional schematic of system software

上层控制模块包括单片机主控模块和内部功能模块,控制体外系统的整个程序的流程,当需要操作时调用下层硬件模块提供的接口函数;下层硬件模块包括液晶显示模块、键盘处理模块、无线传输模块,为上层主控模块和功能模块提供接口函数。体内软件子模块主要包括主程序和各模块程序。主程序主要负责系统初始化、脉冲信号的产生与处理;电压监测模块负责定时采样内部电池电压;通信模块主要负责与体外控制器的通信,包括接收外部控制信号、接收脉冲参数、发送内部电压采样信息给外部控制器。

系统所有程序的开发环境为 IAR Embedded Workbench,采用创建项目(Project)的方式来进行软件的开发与管理,采用 C 语言进行编写,利用 C-SPY 调试器进行调试。作为整个系统核心的体内刺激器,其控制流程如图 5 所示。系统初始化后,以原来保存在 Flash 中的波形参数产生刺激波,同时打开通信模块等待体外系统发送的新参数或指令,关闭看门狗,接受外部发送的新参数,进行相应操作,并将最新参数信息保存至 Flash 中。若在规定的时间内,体外模块没有向体内模块发送新信息,则关闭通信模块以节省能耗,并以最近一次发送的参数来产生刺激波。

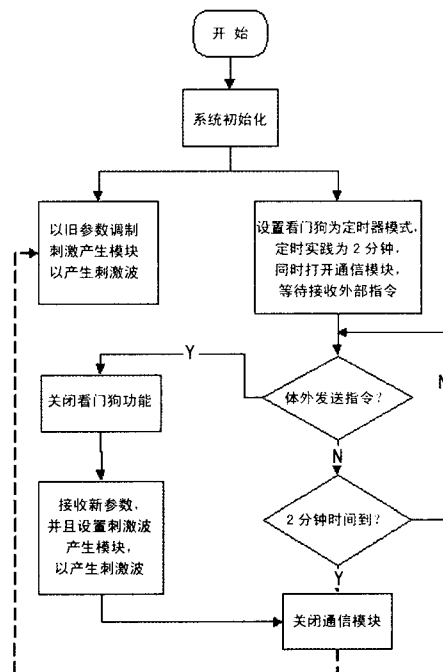


图 5 体内系统的控制流程图

Fig.5 The control flow chart of IPG

4 结论

本系统将神经系统疾病外科控制疗法与微电子技术相结合应用于帕金森病的临床治疗,具有成本低、功耗低、精度高、可靠性强、抗干扰能力强、操作简便等特点。系统选用超低功耗的 MSP430 单片机作为微控制器,将 MSP430 内部模块与外围低功耗的元器件充分配合,软硬件两方面进行了多种优化,最终实现了对植入式脑起搏系统的探索性的研究。

参考文献

- [1] 孙斌. 帕金森病的现代观(一)[J]. 解放军保健医学杂志, 2005, 7(1): 50 - 51.
- [2] 郑国庆, 蔡业峰, 雒晓东, 等. 帕金森病的综合性治疗[J], 中国临床康复, 2002, 6(15): 2234 - 2235.
- [3] 沈建华等. MSP43 系列 16 位超低功耗单片机原理与应用[M]. 北京:清华大学出版社. 2004.
- [4] Fogelson N, Kuhn AA, Silberstein P, et al. Frequency dependent effects of subthalamic nucleus stimulation in Parkinson's disease [J]. Neurosci Lett, 2005, 382(1 - 2): 5 - 9.
- [5] O'Suilleabhain PE, Frawley W, Giller C, et al. Tremor response to polarity, voltage, pulse width and frequency of thalamic stimulation [J]. Neurology, 2003, 60(5): 786 - 790.
- [6] Standard LCD module MG12232 - 12. [http://www.bonafide.com.hk/catalog/MG12232 - 12. pdf.](http://www.bonafide.com.hk/catalog/MG12232-12.pdf)
- [7] Single chip 433/868/815MHz Transceiver nRF905 data sheet [S]. 2004.
- [8] Low - Power 50 - mA Low - Dropout Linear Regulators (TPS76030 datasheet). Texas Instrument. 2001.

(收稿日期:2010 - 03 - 08)

新型血糖连续监测系统

近日, Medtronic 公司推出一种新型血糖连续监测系统——iPro™2CGM。它包括一个一次性的葡萄糖传感器和一个小型数据记录器,可以自动记录葡萄糖的信息,用于帮助改善糖尿病管理。由于 iPro™2CGM 体积小,重量轻,并有防水功能,病人佩戴时可照常进行日常活动。

通过使用“智能”对接站,记录器储存的葡萄糖信息可通过 Web 的平台上传到新的 CareLink™MiPro,以对来自 iPro™2CGM 的数据进行评估。有序地报告连续血糖信息的记录,采集到的血糖趋势,如高血糖和低血糖。提供治疗信息,如特殊的食物、运动、压力、药物对自身血糖水平的影响效果,这将有助于病人实行糖尿病管理。

(本刊讯)

张江—美国麻省中国医疗器械产业创新发展论坛顺利召开

由中国医疗器械行业协会、上海张江高科技园区及美国麻省技术中心主办,上海张江企业孵化器经营管理有限公司、上海张江创新学院、美国波士顿大学商学院及美国麻省教育中心承办的“张江—美国麻省中国医疗器械产业创新发展论坛”于 2010 年 6 月 15 日在上海世博会主题馆内顺利召开。

为了有效利用各方资源,推进上海的医疗器械产业创新、发展和国际化,中国医疗器械行业协会、上海张江高科技园区及美国麻省技术中心在张江高科技园区共同设立了中国医疗器械产业基地。会议期间,中国医疗器械行业协会会长赵毅新、中国医疗器械产业创新战略联盟理事长姜峰、美国麻省技术中心董事长张咏以及张江集团常务副总经理刘小龙先生,共同为“中国医疗器械(张江)产业基地”揭牌。

(本刊讯)