

# 一种基于 MSP430 的电子耳蜗接收刺激器设计\*

滕小兰, 郑小林, 侯文生, 廖彦剑  
(重庆大学 生物工程学院, 重庆 400030)

**摘要:** 电子耳蜗是一种可以使重度耳聋患者恢复听觉的医学装置, 接收刺激器是其中的关键组成部分, 设计了一种基于 MSP430 和 nRF2401 的电子耳蜗接收刺激器方案, 它利用 MSP430 微控制器作为系统的控制核心, 控制 nRF2401 收发芯片来实现信号的准确接收, 并对接收到的信号进行 CVSD 解码, 根据解码得到的控制信号产生强度和频率可控的双相刺激脉冲。

**关键词:** 电子耳蜗; 刺激器; 脉冲

**中图分类号:** R 318.6      **文献标识码:** A      **文章编号:** 1000-9787(2009)01-0068-03

## Design of cochlear implant stimulator based on MSP430\*

TENG Xiao-lan, ZHENG Xiao-lin, HOU Wen-sheng, LIAO Yan-jian  
(Bio-engineering College, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

**Abstract:** Cochlear implant can restore partial hearing of profoundly deaf people. As an important part of cochlear implant, stimulator can receive signals from the signal processor, generate diphasic pulses, and those pulses' intensity and frequency are controllable. The strategy of a stimulator which is based on MSP430 and nRF2401 is described. It can receive signals real and truly by nRF2401 with MSP430's control, and then decode them by CVSD. It also can generate right diphasic pulses whose intensity and frequency can be controlled.

**Key words:** cochlear implant; stimulator; pulse

### 0 引言

在耳聋患者中,有很大一部分是因为基底膜上的毛细胞发生病变或减少,传统的助听器对这类患者没有帮助。科学家经过 100 多年的研究发现,将声波转换为电信号送入耳内,直接刺激听觉神经则可使患者恢复部分听觉,这就是电子耳蜗。从 1957 年第一个施用于临床的单通道耳蜗植入装置研制成功到现在,经过了 50 年的发展,植入装置已从早期的插座式发展为感应式,从单道电极发展成为多道电极,其语音处理器从模拟装置发展成为 DSP 系统;其功能从早期的只能帮助病人进行唇读,发展到现在有些病人甚至能通过电话与人交谈,并且,整个耳蜗系统的植入也得到了深入的研究<sup>[1]</sup>。

耳蜗接收刺激器是电子耳蜗植入装置的核心部分,它的主要功能是接收外部发射的信息,并对信息进行辨识,然后产生刺激信号<sup>[1,2]</sup>。目前,在国内众多的电子耳蜗研究中,大部分都集中在语音处理方面,对接收刺激器的研究较少。在已有接收刺激器的研究中,主要是开发专用集成芯片,但成本很高。本文介绍了一种利用通用微控制器芯片

实现电子耳蜗接收刺激器的设计方案,采用微控制器作为控制核心,利用无线收发芯片进行信号的接收,实现了信号的正确接收、解码,以及电极对的正确选择,双相脉冲的产生和脉冲强度的准确控制。

### 1 设计思路

耳蜗接收刺激器是电子耳蜗植入装置的核心部分,它和电源与刺激电极阵列共同组成电子耳蜗系统的植入部分,其结构如图 1 所示。接收刺激器主要由信号接收模块和刺激器模块两部分构成。信号接收模块接收外部发送的语音编码,并进行解码;刺激器模块对解码后的信号进行识别,然后通过微控制器控制在对应的电极产生强度和频率可控的双相刺激脉冲,用以刺激听神经纤维。

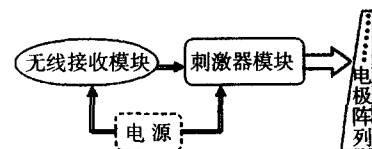


图 1 电子耳蜗植入装置系统框图

Fig 1 Structure diagram of cochlear implantation

收稿日期:2008-08-28

\* 基金项目:国家“863”计划资助项目(2007AA04Z324);重庆市自然科学基金资助项目(2006BB2142);教育部留学回国人员启动基金资助项目(2006331)

### 2 硬件设计

本设计采用 MSP430 微控制器作为系统的 MCU,用 nRF2401 无线收发芯片来进行信号接收。

#### 2.1 主要器件

MSP430 是 TI 公司的一系列超低功耗的混合信号控制器。它工作在 1.8~3.6 V 电压条件下,耗电电流(0.1~400 μA之间)因不同的工作模式而不同;用中断请求将 CPU 唤醒只要 6 μs;150 ns 指令周期,可以编制出实时性特别高的源代码。另外,芯片具有强大的处理能力和较高的处理速度,满足电子耳蜗实时性的要求。本设计选用 MSP430F169 芯片,该芯片除具有系列芯片的共有特性外,还具有丰富的内外设配置,含有 12 位 A/D,D/A 转换器,16 位定时器 Timer\_A,Timer\_B,两道串行通信接口可用于异步和同步通信,多达 60 kB 的 FLASH 寄存器和 2 kB 的 RAM [3]。

nRF2401 无线收发芯片是业界体积最小、功耗最少、外围元件最少的低成本射频系统级芯片。它采用全球开放的 2.4 GHz 频段,有 125 个频道,可满足多频与跳频需要;速率可达 1 MB/s,且具有高数据吞吐量;外围元件极少;发射功率和工作频率等所有工作参数可全部通过软件设置;电源电压范围为 1.9~3.6 V,功耗低,满足低功耗设计需要;芯片内部设置有专门的稳压电路;内置 CRC 检错硬件电路和协议;采用 ShockBurst™ 模式时,适用极低的功率操作和不严格的 MCU 执行[4]。

#### 2.2 硬件结构

作为系统的 MCU 的 MSP430 微控制器,控制 nRF2401 无线收发芯片来进行信号接收,并与刺激电极相连以传输刺激信号。MSP430 与 nRF2401 的连接如图 2 所示:由 MSP430 的 P5 口 I/O 管脚与 nRF2401 连接。nRF2401 射频收发芯片采用 ShockBurst 模式进行数据接收,这样可以节省 MSP 芯片处理时间,很好地满足传输的数据量和速度的要求。对 nRF2401 射频收发芯片进行初始化的时候,在配置模式下将配置字段写入,然后,设置为 ShockBurst 模式,按配置进行接收。所有的 I/O 管脚由 MSP 寄存器来控制,数据传输通过 DATA 管脚和 P5.2 进行,nRF2401 射频收发芯片将接收到的数据通过 DATA 引脚输入到 MSP 芯片。

MSP430 的 P1 口和 P4 口是定时器 Timer\_A,Timer\_B 的 PWM 功能脚,用它们作为刺激脉冲输出端口,与电极阵列相连。P1 口到 P4 口管脚依次对应电极阵列底端到顶端的电极,对应着不同的语音信号频率。

### 3 软件设计

系统软件功能框图如图 3 所示,整个系统由 MSP430 作为控制核心。nRF2401 接收到信号后传给 MSP430,MSP430 对信号进行解码、识别,判断出对应的电极对,再用查表的

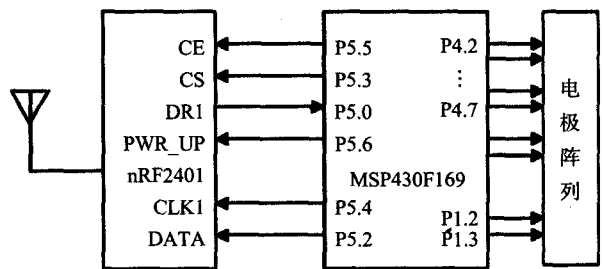


图 2 接收刺激器硬件连接示意图

Fig 2 Schematic diagram of stimulator

方法读出强度控制参数,最后,在对应电极输出双相刺激脉冲。



图 3 系统软件功能框图

Fig 3 Function diagram of software

#### 3.1 接收模块软件设计

接收模块由 MSP430 对 nRF2401 进行控制,系统上电时初始配置 nRF2401 状态字,随后进入激活模式,MSP430 接收到语音编码后对信号进行解码,其软件流程如图 4 所示。

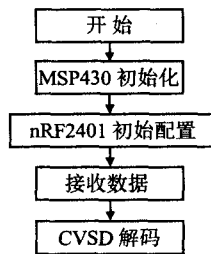


图 4 信号接收软件流程

Fig 4 Flow of receiving signal

模块接收到的是经过线性增量调制算法(CVSD)编码处理过的语音编码,所以,必须首先对接收到的信号进行 CVSD 解码处理。CVSD 是一种量阶 δ 随着语音信号平均斜率大小而连续变化的增量调制方式,它是一种比较简单实用的语音编码、解码算法。其工作原理是使用多个连续可变斜率的线段来逼近语音信号,当斜率为正时,对应的数字编码为 1;当斜率为负时,对应的数字编码为 0,即在进行编码时,语音信号(V<sub>in</sub>)大于积分器输出信号(f<sub>out</sub>),编码输出结果(Coder<sub>out</sub>)为 1;语音信号小于积分器输出信号,编码输出结果为 0,其数学表达式为

$$Coder_{out} = \begin{cases} 1, & V_{in} > f_{out} \\ 0, & V_{in} < f_{out} \end{cases}$$

CVSD 解码过程实际上相当于编码的逆过程,即数字编码输入为 1,则积分器上升一个量阶 δ;若输入为 0,积分器下降一个量阶 δ。积分器的输出通过低通滤波平滑后将

重现输入语音信号<sup>[5]</sup>。

### 3.2 双相脉冲的实现

为了适合神经刺激的需要,刺激中不能含有直流分量。因为长期的直流存在会使电极发生电腐蚀,而且,还会损坏神经纤维,引起骨质增生,耳蜗刺激器产生的刺激脉冲是刺激听觉神经纤维,神经纤维在电刺激下比肌肉更容易受到损坏。要使刺激中不含有直流分量,最简单的方法是用电容隔直耦合输出,但耦合电容较大,另一种方法是采用宽度幅度相等的双相脉冲刺激,并且,这种刺激还可进一步降低电极腐蚀。本设计采用宽度幅度相等的双相脉冲。

本设计根据传统的开关网络原理,采用交换参考电极的方法来实现双相脉冲。MSP430F169 芯片的定时器 Timer\_A, Timer\_B 均具有 4 种工作模式和 8 种输出模式,其中, Timer\_A 具有 2 组 3 个, Timer\_B 具有 7 个 8 种输出模式的可配置单元,可输出 PWM 波形。只要通过软件设置 CCRx, 即可任意调节 PWM 波的频率和占空比。本设计采用增计数模式和输出模式 7 产生可控频率和占空比(即脉冲宽度)的脉冲信号。

本设计共设 4 个通道,每个通道一对刺激电极,即一共需要 8 个电极。电极分配如图 5(a) 所示, P4.1, P4.2 为一对电极对,对应 A 通道; P4.3, P4.4 对应 B 通道; P4.5, P4.6 对应 C 通道; P1.2, P1.3 对应 D 通道。其中, P4 口为 Timer\_B 输出口, P1 口为 Timer\_A 输出口。如图 5(a) 所示,组织中的电极 1,2,当 2 号电极作为参考电极时, P4.2 输出参考电平, P4.1 输出脉冲,则电流经过组织中被刺激的神经纤维从 1 号电极流向 2 号电极;反之,当 1 号电极为参考电极时, P4.1 输出参考电平, P4.2 输出脉冲,则电流从 2 号电极流向 1 号电极。这样,在 1 号和 2 号电极之间就形成了正、负双相脉冲,如图 5(b) 所示。通过软件控制,使产生的脉冲频率和脉宽都完全一致,且持续时间也一致,这样就产生了所需的宽度幅度相等的双相脉冲。

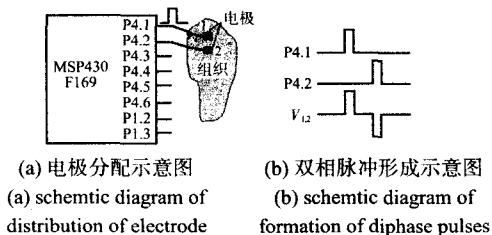


图 5 双相脉冲的实现

Fig 5 Generation of biphasic pulses

### 3.3 刺激强度的控制

刺激强度是由语音信号的强度来控制,在 0~2 mA 之间,共分为 32 个等级。对于脉冲波来说,当脉冲占空比不同的时候,其有效值是不同的。占空比越大,有效值越大;反之,越小。因此,通过控制输出脉冲的宽度(即占空比)就可以实现对刺激强度的控制。通过实验,得到了一系列输出有效值与脉冲占空比的关系,如表 1 所示。其中,电源电压为 2.458 V。由分析可知,脉冲信号输出强度与脉冲占空

比基本成线性关系,所以,可以通过改变脉冲宽度来达到改变电流强度的目的。

表 1 信号强度与脉冲占空比关系

Tab 1 Relation between intensity and percentage of pluses

占空比(%)	10	20	30	40	50	60	70	80	90
输出电压(V)	0.263	0.507	0.752	0.998	1.243	1.486	1.731	1.975	2.221
输出电压/电源电压(%)	10.7	20.6	30.6	40.6	50.6	60.5	70.4	80.3	90.4

强度控制的软件实现是通过查数据表,得到对应强度等级的设置参数来实现的。本设计实测输出脉冲如图 6 所示。

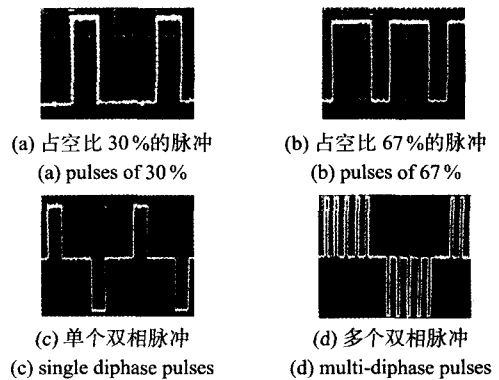


图 6 输出刺激脉冲

Fig 6 Output pulses

## 4 结束语

本设计使用 nRF2401 无线收发芯片和 MSP430 超低功耗微控制器,在低功耗的条件下,实现了电子耳蜗接收刺激器的基本功能。实现了信号的准确接收,电极的正确选择,产生双相刺激脉冲,并对刺激强度进行准确地控制。在硬件方面,为了节约空间体积,将 MSP430 和 nRF2401 分别制版,然后,进行空间组合。制版后的 MSP430 模块面积约为 2 cm × 2 cm, nRF2401 模块面积约为 1.9 cm × 3 cm。另外,刺激频率可控,可以根据需要选择 100~1 000 Hz 范围内的不同刺激频率。该电子耳蜗接收刺激器实现了低成本、低功耗的设计,为电子耳蜗的进一步研究奠定了基础。

### 参考文献:

- [1] loizou P C. Introduction to cochlear implants[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1999(1):32-42.
- [2] 张汇泉,郑小林,彭承林. 耳蜗电极的发展概况[J]. 国外医学生物医学工程分册, 2004, 27(3):185-187.
- [3] 魏小龙. MSP430 系列单片机接口技术及系统设计实例[M]. 北京:北京航空航天大学出版社, 2002.
- [4] 刘立新,李国辉,郝云芳. 基于 nRF2401 的无线自动抄表系统[J]. 微计算机信息, 2006, 9(1):158-160.
- [5] 汪安民,程昱. DSP 应用开发实用子程序[M]. 北京:人民邮电出版社, 2005.

### 作者简介:

滕小兰(1983-),女,四川江油人,硕士,研究方向为生物医学电子与信息技术。