

# 基于 MSP430 低功耗便携式心电图仪设计

邓鹏 李刚

(荆楚理工学院电子信息工程学院 湖北荆门 448000; 内蒙古科技大学信息工程学院 内蒙古包头 014010)

**摘要:** 本文介绍一种基于 MSP430 单片机的心电图仪, 并给出其硬件电路和软件设计方法。该心电图仪利用高精度通用运算放大器 INA128 对输入的心电信号进行放大、滤波, 具有低噪声、高信噪比等优点。系统采用 TI 公司超低功耗单片机 MSP430F149 对心电信号采集和处理, 通过 RS232 发送到 PC 机中, 并进行进一步处理。实际使用证明, 该系统性能可靠、使用方便、结构简单、成本低, 适于在广大普通用户和家庭中推广应用。

**关键词:** 心电图仪 MSP430F149 单片机 低功耗  
**中图分类号:** TM930.9 **文献标识码:** A

**文章编号:** 1674-098x(2008)12(c)-0012-02

## 引言

心电图在心脏疾病的临床诊断中具有重要价值, 在现代医学中应用十分广泛<sup>[1][2]</sup>。心电图仪是诊断心脏病的重要仪器之一。近几年来, 随着计算机技术的迅速发展及其在医疗领域中的广泛应用, 低功耗便携式心电图仪的研制已成为生物医学工程学比较热门的应用研究课题之一。本文研制的低功耗便携式心电图仪由数据采集和信号处理两部分组成, 可以对心电信号进行检测、存储和回放。系统具有高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、低温漂和高信噪比等优点, 而且成本低、体积小、耗电少、携带方便。

## 1 系统的硬件实现

本系统利用高精度通用运算放大器 INA128 对输入的心电信号进行放大, 再进行滤波, 滤去高频生物电, 同时采用右腿屏蔽驱动电路, 消除生物电和其它干扰信号的影响<sup>[3][4]</sup>。经放大处理后的心电信号通过 MSP430F149 集成的 ADC 模数转换器转换成数字信号, 并写入 FLASH 存储器中。需要时, 按回放按键, 将 FLASH 存储器的数字信号读出来。系统硬件组成框图如图 1 所示。

考虑到常规 A/D 转换功耗较大, 系统采用 MSP430F149 单片机, MSP430F149 单片机的 A/D 采样精度可达 12 位, 最高采样速率可达 200 Ksps, 具有采样/保持功能的

ADC, 完全能够满足心电信号检测要求。其输入范围为 0~2.5V, 设计时选择 1.5V 为参考电压, 放大后的心电信号叠加参考电压大小为  $1.5 \pm 0.8V$ , 正好落在 MSP430F149 的 ADC 模拟输入信号范围<sup>[5]</sup>。

### 1.1 处理器模块

本系统选用 MSP430F149 作为系统的控制核心, 它是 TI 公司生产的超低功耗 FLASH 型 16 位 RISC 指令集单片机。它具有丰富的片内资源, 是一款性价比极高的单片机。利用它作为心电信号的采集与处理, 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。选用超低功耗、小体积、容量大的 16 位单片机 MSP430F149, 其电源电压为 1.8~3.6V, 系统能在 0.2μA 的条件下待机, 在几十微安的情况下维持核心运行。在开发工具上, MSP430 系列单片机支持先进的 JTAG 调试, 开发调试方便<sup>[6]</sup>。

### 1.2 前置放大电路模块

前置放大电路由两部分构成: 仅用放大器 INA128 构成心电信号放大器, 两个 OPA2131 构成右腿驱动电路。INA128 增益高达 10000 倍, 共模抑制比可达 120dB, 而且只需外接一个电阻就可调节增益。INA128 可将毫伏级的心电信号放大成伏级信号, 便于测量。前置放大电路如图 2 所示。

增益与外界电阻  $R_C$  的计算公式为:

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_C}$$

右腿驱动电路通过一个跟随器接入电路, 可以避免右腿信号对电路稳定性的影响。

### 1.3 滤波电路模块

由于心电信号属于低频小信号, 易受干扰, 因此必须对所采集的信号进行滤波处理。

#### 1.3.1 低通滤波器设计

低通滤波器设计采用 Filter Wizard 软件设置衰减 3dB 时, 对应频率为 100Hz。软件计算生成了一个二阶的巴特沃兹低通滤波器, 低通滤波器电路图如图 3 所示。

#### 1.3.2 高通滤波器设计

考虑到本系统高通滤波部分的截止频率较低, 因此采用结构和设计都十分简单的 RC 一阶无源滤波, 其效果不错且易于实现, 由公式  $f_{L1} = \frac{1}{2\pi RC}$ , 取  $C = 4.7\mu F$ , 在

低通截止频率  $f_{L1} = 0.05\text{Hz}$  时,

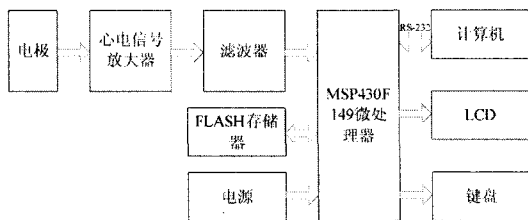


图 1 系统硬件组成框图

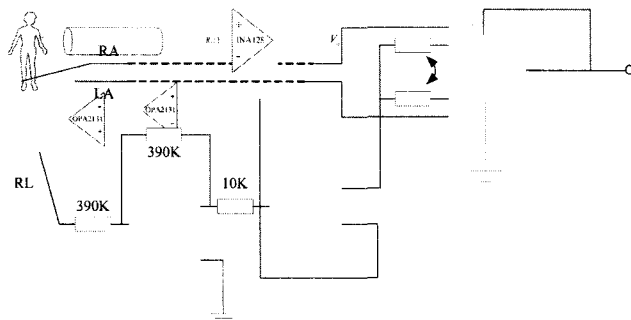


图 2 前置放大电路图

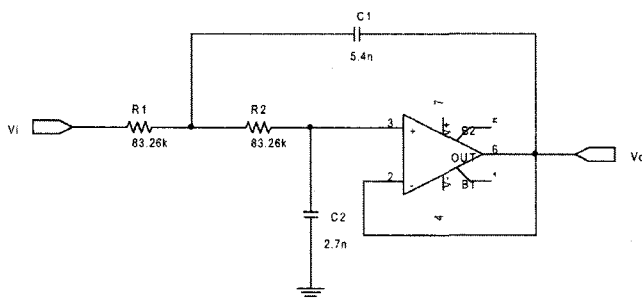


图 3 低通滤波器电路图

作者简介: 邓鹏(1981—), 男, 助教, 主要研究方向为过程控制及智能仪表。  
 李刚(1983—), 男, 在读硕士, 主要研究方向为过程控制及智能仪表。

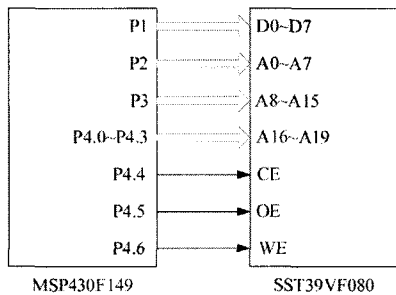


图4 外扩存储器与MSP430F149单片机的接口电路图

$$R = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 4.7 \times 10^{-6} \times 0.05} = 677.60 \text{ k}\Omega$$

我们选用680kΩ的电阻。

#### 1.4 数据存储模块

在本心电图仪中,利用SST39VF080作为单片机外扩展存储器,存放心电图数据。它适用于需要程序在线写入或大容量、非易失性数据重复存储的场合,其基于Super Flash技术的CMOS电路设计可以在降低功耗的同时显著提高系统的稳定性。SST39VF080的存储空间最大可达2MB,芯片的供电范围为2.7V~3.6V,与所选微控制器的相符;工作电流为15mA,未选中时耗电仅4μA,也是典型的低功耗设备,适于在本系统中应用;除了支持块擦除、页擦除外,还可进行快速的片擦除,这为实时性要求很强的便携式设备的开发提供了条件;数据可保存100年,能擦写10万次,有很高的可靠性。外扩存储器与MSP430F149单片机的接口电路图如图4所示。

图4中SST39VF080的CE引脚为片选端,OE为读操作控制端,WE为写操作控制端,均为低电平有效。在使用时通过置单片机的P4.4脚为低电平,进行选片。同时通过控制P4.5及P4.6脚的电平,决定对存储器是进行读操作还是写操作,两引脚电平不能同时有效。

#### 1.5 显示、键盘模块

LCD液晶显示器采用点阵式图形显示器,128×64点阵的液晶显示器基本能完整地显示心电图的波形。本心电图仪器设置了三个键,以完成心电图信号的储存和回放功能。使用按键与单片机的I/O口线直接连接的方法构成,采用查询方式获得按键值。

#### 1.6 电源模块

电源部分提供单片机和测量部分的供

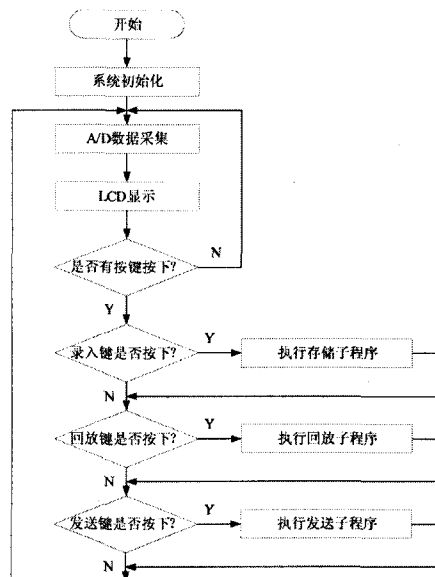


图5 系统软件流程图

电,心电图仪采用2个AA电池供电,通过降压器件获得处理器所需电源。为了充分有效利用电源能量,在各种运行模式下,必须关闭不必要的模块以节省电量,MSP430所提供的1种活动模式和5种低功耗模式可大大延长仪表的电池寿命,单片机的电源电压采用1.8~3.6V低电压,活动模式耗电280μA/MIPS,待机模式耗电1.1μA/MIPS,掉电模式(RAM数据保持)耗电0.1μA/MIPS,I/O输入端口的漏电流最大仅50nA<sup>[7]</sup>。

## 2 系统软件设计

单片机在空闲时扫描键盘,当有按键按下时,执行按键对应的子程序。当按下回放按键时,单片机不断读取闪存中的值,并送给LCD,实现回放,闪存读取完毕之后,显示提示回放结束。显示部分采用LCD,将显示语句编辑成独立的函数,并将调用命令放在合适的程序段中,实现友好直观的状态显示,系统软件流程图如图5所示。

## 3 心电图仪和PC机之间的数据传送和处理

心电图仪和PC机之间的数据传送实际上是单片机和PC机之间的数据传送。在PC机一端,采用VC6.0进行串口实时数据的采集。在VC6.0中利用MComm通信控件,通过串口采集心电图的实时数据。串口数据通信协议是:数据传输速率为9600bps,1

位开始位,8位数据位,1位停止位,无奇偶校验位。当通信传输速率为9600bps,则最快速度1.04ms发送一个字节。心电图每秒发送50个字节,平均20ms发送一个字节。

## 4 结语

心电图信号非常微弱,先要对微弱信号进行放大和滤波,才能进行数据采集和显示,本文根据心电图信号产生特点和采集技术的基本要求,设计了心电图仪,取得了良好的试验效果。本系统中所选择的INA128具有差分输入特性,在整个频率范围内具有良好的共模抑制比。该心电图仪突出的特点是功耗低、性能好。与其它心电图仪的不同之处在于,本系统采用了功能强大的MSP430单片机,系统设计的硬件电路与以往的硬件电路有较大差异。MSP430F149有丰富的外围模块,因此比较容易地实现了心电图信号的采集、处理、显示、存储以及发送,从而使整个硬件电路得到极大的简化。

## 参考文献

- [1] 陈浩,李本富.用MSP430实现腕式心电图检测仪的研制[J].第四军医大学学报,1998,25(5):45—48.
- [2] 刘大茂,吴学慧,余轮.多功能便携式心电图监护的研制[J].福州大学学报,1998,26(2):45—48.
- [3] Spinelli EM, Mayosky MA. Two-electrode biopotential measurements: power line interference analysis. IEEE Trans Biomed Eng 2005;52:1436—1442.
- [4] Winter BB, Webster JG. Driven-Right-Leg Circuit Design. IEEE Trans Biomed Eng 1983;30:62—66.
- [5] Texas Instruments. MSP430x14x Mixed Signal Microcontroller. 2001.
- [6] 胡大可. MSP430系列Flash型超低功耗16位单片机[M].北京:北京航空航天大学出版社,2000.
- [7] 沈建华等著. MSP430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,2004,11.

(上接7页)

置时间缩短了,这样同时也大大提高了乳液分离效率。

应用微波辐射加热不需额外添加其它试剂,避免了造成二次污染的机会,因此该项技术对于清洁生产 and 环境保护也具有重要意义。

## 参考文献

- [1] 马占芳,褚岩,康万利.原油电破乳新技术.油气田地面工程,1995
- [2] 傅大放,吴海锁.微波辐射破乳的试验研究[J].中国给水排水,1998
- [3] 胡同亮,李萍,张起凯等.微波辐射法原

油脱水的研究[J].炼油技术与工程,2002