

文章编号:1000-582X(2005)05-0008-04

# C8051F020 在心电监护仪数据采集前端的应用\*

丁建平,秦树人,万相奎,叶顺流,梁小容

(重庆大学机械学院测试中心,重庆 400030)

**摘要:**心电信号是一种微弱的低频信号,对心电信号的监护是很多研究者关注的焦点。作者从介绍心电信号特点入手,论述了心电信号采集电路必须满足的要求;通过分析传统心电采集系统的设计方法,针对其存在的不足之处,提出了一种更为有效的设计模式。该设计采用了低成本、低功耗、高性能的单片机 C8051F020,配合仪用放大器 AD620 和右腿驱动电路以及通信模块和电源模块共同构成心电数据采集系统;软件上给出了详细的设计思路;并对采集到的信号进行 Levkov 滤波和平滑滤波,得到较好的滤波效果。提出了心电监护系统的分布式和网络化的研究方向。

**关键词:**ECG;滤波;C8051F020

**中图分类号:**TP3

**文献标识码:**A

心电 (Electrocardiogram) 信号记录了心脏产生的身体表面的电活动。通过放置在身体特定部位的体表电极,就可以采集到心电信号。心电信号可以用 6 个连续的字母 P、Q、R、S、T、U 分别表示 6 个连续的波峰和波谷<sup>[1]</sup>,如图 1 所示。

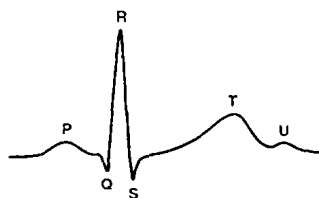


图 1 正常的心电图

心电信号是一种微弱、低频的电压信号,其有用成分幅值在 0.5 ~ 5.0 mV,并且混有高达 300 mV 的直流电压;同时应该考虑,由于电极和皮肤接触引起的电压,由于电极和地之间的电位差引起的高达 1.5V 的电压成分。所以心电采集前端电路设计必须将这些因素考虑进去。标准临床应用中,心电信号一般带宽在 0.05 ~ 100 Hz 之间,电压幅值在 0.05 ~ 2.5 mV。

心电信号可能被以下各种噪声信号所干扰。这些噪声源主要是:

1) 电源线干扰:50 ~ 60 Hz 的工频干扰和电网产

生的谐频;

2) 电极接触噪声:由于电极和皮肤之间接触的变化产生的基线漂移;

3) 人体运动:电极和皮肤之间电阻变化产生的基线漂移;

4) 肌肉收缩:产生的肌电信号会混入心电信号中;

5) 呼吸引起基线漂移;

6) 由于其他电子设备产生的电磁干扰;

7) 由电极线引起的天线效应;

8) 由于其他电子设备引起的耦合噪声,通常是高频设备。

为了得到有用的和准确的心电信号,必须采取滤波或者去除所有这些噪声源等措施。这些措施可以在模拟通道中采用,也可以用数字滤波器的方法。

图 2 显示了单通道心电图的整体实现框图。

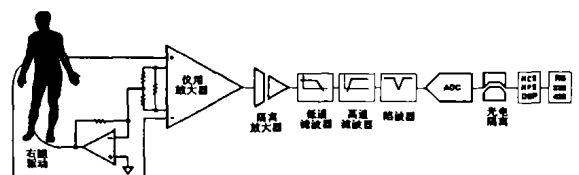


图 2 典型的心电信号采集模块

\* 收稿日期:2005-02-22

基金项目:重庆市重点攻关项目(7328);重庆市自然科学基金项目(渝科发计字[2004]55号)

作者简介:丁建平(1979-),男,浙江慈溪人,重庆大学硕士研究生,主要从事嵌入式系统、虚拟仪器理论与技术的研究。

如图 2 中所示,心电信号经过仪用放大器的前级放大、隔离放大、低通滤波、高通滤波、陷波、模数转换,最后送入到 MPU、MCU 或者 DSP,通过串行总线送往后端。模拟端采用了各种放大和滤波措施,而 MPU、MCU 或者 DSP 主要用来通信,这些具有强大处理能力的处理器没有充分发挥其应有的性能。从总体来说,这个系统的成本、体积以及功耗都不是很理想。

作者提出了一种低成本的心电监护仪的实现思路。改进的方法是用低功耗混合信号控制器 C8051F020 替代了图 2 中的通用 DSP、MCU 或者 MPU。在硬件上只采用一个仪用放大器 AD620 作为初级信号放大模块,OP07 用作右腿驱动放大器,MAX3223 实现与 PC 机的通信。用软件方法进行工频滤波和基线漂移抑制。这样,从硬件上大大简化了系统设计,如图 3 所示。

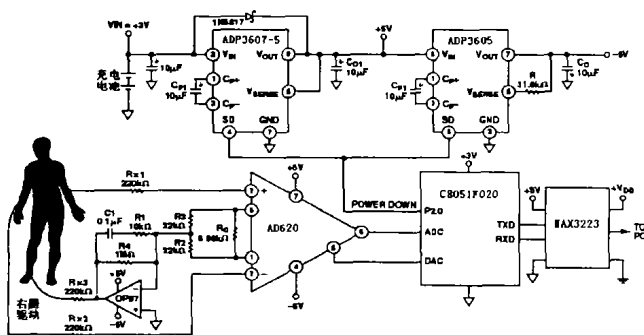


图 3 改进的心电采集模块

## 2 硬件设计

### 2.1 C8051F020 功能特性概述

C8051F020 单片机是完全集成的混合信号系统芯片,具有与 8051 兼容的微控制器内核,与 MCS-51 指令集完全兼容<sup>[2]</sup>。

MCU 中的外设或功能部件包括模拟多路选择器、可编程增益放大器、ADC、DAC、电压比较器、电压基准、温度传感器、SMBus/I2C、UART、SPI、可编程计数器/定时器阵列(PCA)、定时器、数字 I/O 端口、电源监视器、看门狗定时器(WDT)和时钟振荡器等,如图 4。所有器件都有内置的 FLASH 程序存储器和 256 字节的内部 RAM,有些器件内部还有位于外部数据存储空间的 RAM,即 XRAM。

C8051F020 单片机内部集成了 CIP-51TM 内核。CIP-51 采用流水线结构,与标准的 8051 结构相比指令执行速度有很大的提高。在一个标准的 8051 中,除 MUL 和 DIV 以外所有指令都需要 12 或 24 个系统时钟周期。而对于 CIP-51 内核,70% 的指令的执行时间为 1 或 2 个系统时钟周期,只有 4 条指令的执行时间大于 4 个系统时钟周期。CIP-51 工作在最大系统时钟频率 25 MHz 时,它的峰值速度达 25MIPS。图 5

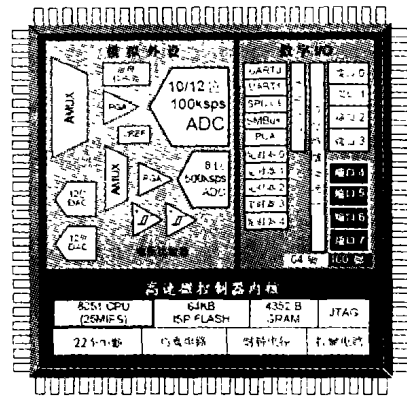


图 4 C8051F020 单片机体系结构

给出了几种 8 位微控制器内核工作在最大系统时钟频率时峰值速度的比较关系,可以看出 Cygnal 公司的在同类产品中的执行速度是最快的。

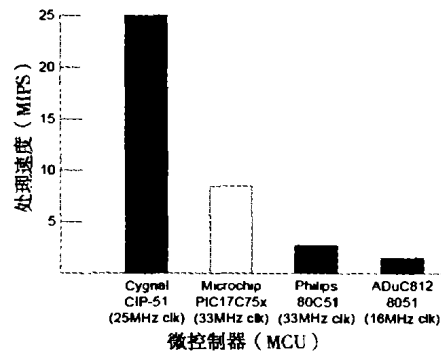


图 5 几种 MCU 速度比较

### 2.2 仪用放大器 AD620 和右腿驱动放大电路

#### 1) 仪用放大器 AD620

AD620 是一款低价格、高精度的仪用放大器,有非常优良的性能,是生物放大器设计中的经典之作,其引脚如图 3 所示。

尽管 AD620 由传统的三运算放大器发展而成,但一些主要性能却优于三运算放大器构成的仪表放大器的设计,如电源范围宽 ( $\pm 2.3 \sim \pm 18 \text{ V}$ ),设计体积小,功耗非常低(最大供电电流仅 1.3 mA),因而适用于低电压、低功耗的应用场合。AD620 的 2 个内部增益电阻为 24.7 kΩ,因而增益方程式为

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_c} + 1, \quad (1)$$

对于所需的增益,则外部控制电阻值为

$$R_c = \frac{49.4}{G-1} \text{ k}\Omega. \quad (2)$$

由于 AD620 的供电电压是 5 V,允许最大输出电压范围是 3.8 V,而心电信号幅值在 5 mV 之内,加上共模直流偏移高达 300 mV,所以 AD620 可以设置最大为 12.45 的增益。在这个设计中,将其设置为 8。

#### 2) 右腿驱动放大电路

右腿共模反馈电路使用了运放 OP97<sup>[3]</sup>,这是一款低功耗、高精度、高共模抑制比(最小为 114 dB)的运

算放大器。为了消除干扰,电路将共模干扰信号经过负反馈送入右腿。如图 3 所示,运放的电压增益为 91,  $R4/(R2 \parallel R3) = 1 \text{ M}/11 \text{ k} = 91$ 。低通滤波的截止频率为 160 Hz,  $f_{-3\text{dB}} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \text{ K} \cdot 0.1 \text{ }\mu\text{F}} = 160 \text{ Hz}$ 。

### 2.3 串行通信接口

在数据通信中,现在采用比较多的是 PCI, USB 等高速总线,但是 RS232 同样是一种应用很广的串行通信接口,由于实现简单,总线接口线少(最少的只要 3 根就能实现通信),使其发展几十年后的今天仍然得到广泛使用,特别在 MCU、MPU 和 DSP 等嵌入式系统应用中,应用更加广泛。

由于心电信号是一种频率较低的信号,所以不需要很高的采样频率(一般 250 Hz 的采样频率能够满足要求,传输速率只需 4 000 bps, RS232 的最高速率可以达到 115 200 bps),所以对数据传输速度没有特别的要求。

MAX3223 是一款可以在单电源 +3V 供电下工作的 RS232 电压转换芯片。接线非常容易,这里不再赘述。

### 2.4 电源管理

电路中需要 3 种供电电压,分别是 3V 和 V。仪用放大器 AD620 和放大器 OP97 需要 V 供电, C8051F020 和 MAX3223 需要 +3V 供电。系统从外部的 +3V 电压经电源芯片 ADP3607-5 转换成 +5V 电压;而 +5V 电压经电源芯片 ADP3605 转换得到 -5V 电压,如图 3 所示。电源芯片 ADP3607-5 和 ADP3605 是电容充电泵,由于不需要电感,即使出现故障,也不会产生不安全电压。同时,它们还允许关断模式,在系统不工作的情况下,可以使用微控制器将其关断,以节约能耗。

设计还使用了可以重复充电的蓄电池,在系统不运行时,可以进行充电。这样,没有外加 AC/DC 电源同样可以正常工作。

## 3 软件设计

整个软件设计流程图如图 6 所示。首先进行系统初始化、外围接口设备初始化、RS232 初始化和定时器 3 初始化、ADC0 初始化;当定时器 3 溢出,启动 ADC0 采样,并将采集到数据保存到 XDATA 数据存储区,使保存的数据达到 600 点;然后调用函数 Levkov() 进行 Levkov 法滤除工频信号、调用函数 Savitzky\_Golay() 进行平滑滤波抑制基线漂移;最后将采样结果通过 RS232 接口发送到 PC。

### 3.1 数据采集程序设计

C8051F020 器件内部有一个 ADC0 子系统,由多

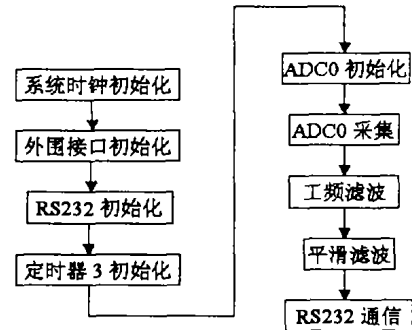


图 6 软件流程图

通道模拟输入选择器、可编程增益放大器和逐次逼近型 ADC 组成。ADC 工作在 100ksps 的最大采样速率时可提供真正的 8 位、12 位精度。ADC0 完全由 CIP-51 通过特殊功能寄存器控制,系统控制器可以关断 ADC0 以节省功耗。A/D 转换可以有 4 种启动方式:软件命令、定时器 2 溢出、定时器 3 溢出或外部信号输入。设计中采用了定时器 3 溢出方式。

转换完成后,转换结果数据字被锁存到特殊功能寄存器中。对于 12 位 ADC0,可以用软件控制结果数据字为左对齐或右对齐格式。

采集的具体操作是这样的:设置 C8051F020 内的放大器增益为 16;将采样频率设定为 4000 Hz,连续采样 8 个点,并且累加到 Accumulator[N] 数组中,这样相当于将采集到的数据放大了 8 倍。心电信号经过仪用放大器 AD620 放大 8 倍, C8051F020 内部放大器放大 16 倍,数据采集 8 个点累加相当于放大了 8 倍,这样,整个放大倍数  $G = 8 \times 16 \times 8 = 1024$ 。当采集满 600 个点,即  $N = 600$  时,调用数字滤波函数。

### 3.2 Levkov 法滤除工频信号

心电信号中混有工频干扰信号—测试系统中都存在这样的干扰,心电信号尤其需要考虑如何消除这种干扰因素的影响,以得到较为纯净的信号。

对于 ECG 信号,Levkov 滤波算法是一种行之有效的处理方法<sup>[4]</sup>。其原理是对心电信号中线性段和非线性段采用不同的数字滤波处理方法。1988 年,Christov 对该算法做了改进,引入 M 值来加快滤波的速度。这里需要原始的 ECG 信号满足两个条件:一是采样频率必须是工频信号的整数倍;二是在一个工频信号周期内,工频干扰信号采集的点的幅值的代数和是 0。图 7 显示的是采样得到的信号、消噪后的信号和工频干扰信号。从图中可以看出,经过 Levkov 滤波,工频信号得到了有效的抑制。

### 3.3 平滑滤波抑制基线漂移

心电信号中的基线漂移属于低频信号,其产生的原因如上文已经提到的电极接触噪声、人体运动还有呼吸。基线漂移使记录的数据有较大幅度的偏移,甚至跑出显示区域,如图 8 所示。

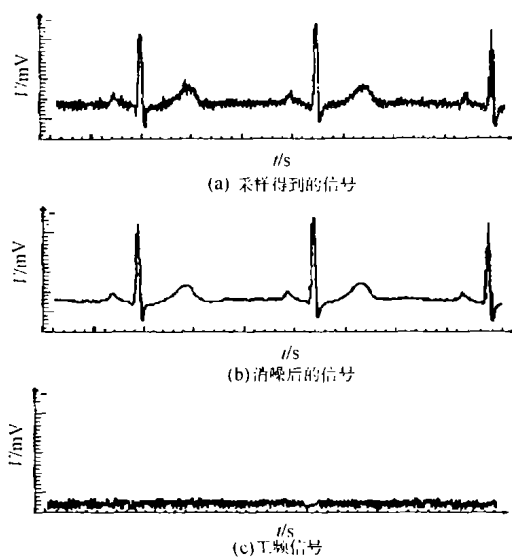


图7 Levkov 法滤除心电信号工频干扰

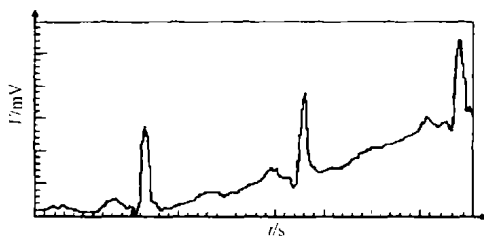


图8 有基线漂移的心电信号

作者采用了平滑滤波的方法有效抑制了基线漂移<sup>[5]</sup>。Savitzky A 和 Golay M 提出了一个基于多项式拟合的方法来设计最佳的简单低通滤波器,称为 Savitzky—Golay 平滑器。使用平滑滤波器的实质是用一个多项式来拟合信号中的低频成分,滤除信号中的高频成分。在实际应用中,需要根据信号的特征,采用不同的方式来得到有用信号。比如,有用信号频率较高,经过平滑滤波后得到的有用信号;相反,有用信号频率较低,经过平滑滤波后得到的噪声需要将其从采集到信号中减去,得到的才是有用信号。图9就是经过平滑滤波后的信号,可以看出,效果比较明显。

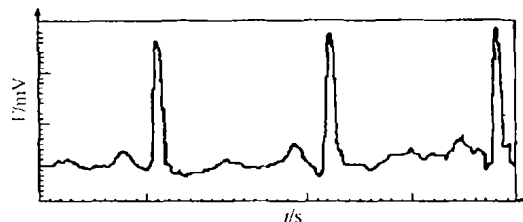


图9 经平滑滤波后的心电信号

## 4 结 语

基于 C8051F020 微处理器的心电监护仪具有体积小、功耗低、设计简单的优点,比传统的心电信号前端电路设计有了较大的改善。

实现心电监护系统的分布式和网络化下一步努力的方向<sup>[6]</sup>。分布式心电监护系统是将 PC 机作为中央监控设备,实现与监护终端的数据通信;网络化心电监护系统能实现本地监护和远程传输监护。是非常有前途的发展方向,一旦在成本和技术上得到突破,实现家庭心电监护将是不再遥远的事情。

## 参考文献:

- [1] 蔡建新,张唯真. 生物医学电子学[M]. 北京:北京大学出版社,1997.
- [2] 潘琢金,施国君. C8051Fxxx 高速 SOC 单片机原理及应用[M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2002.
- [3] 刘静. 心电图机 XD-1048 输入电路右腿驱动电路的分析与设计[J]. 青岛大学学报,1999,17(1): 85-86.
- [4] 孙京霞,白延强,杨玉星. 一种抑制心电信号 50 Hz 工频干扰的改进 Lerkov 方法[J]. 航天医学与工程,2000,13(3): 196-198.
- [5] 胡广书. 数字信号处理—理论、算法与实现[M]. 北京:清华大学出版社,2003.
- [6] 梁小容,万相奎. 基于虚拟仪器的嵌入式心电监护仪[J]. 重庆大学学报(自然科学版),2004,27(10): 14-17.

## Portable ECG Monitor Front - ended Design with C8051F020

DING Jian-ping, QIN Shu-ren, WAN Xiang-kui, YE Shun-liu, LIANG Xiao-rong  
(Testing Center, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

**Abstract:** The electrocardiogram (ECG) signal is a recording of the electrical activity on the body surface generated by the heart frequency of which is weak and low. Many researchers devote themselves to get more perfect ECG in many ways. This article introduces the characterize of an ECG signal, then discusses the requirements for the sampling circuit of an ECG. Since there are some shortcoming in common design means, the authors give an effective circuit. The system is composed of a low - cost, low - power and high - performance MCU C8051F020, amplifier AD620, right - leg drive circuit, communication circuit and power management circuit. Then software design is given which is used to sampling and filtering ECG signal. Levkov filter arithmetic and smooth filter arithmetics are used in this design. In the end, the authors advance a distributing and networking ECG monitor system.

**Key words:** ECG signal; filter; C8051F020

(编辑 成孝义)