

# 基于DSP的大容量心电监护系统

李晓艳 李兴平 刘鹏 山东科技大学(青岛)信电学院 (青岛 266510)

**内容提要:** 新型的动态心电信号处理和存储系统,以TI公司出品的TMS320VC5509DSP芯片进行整个系统的控制和数字滤波,以仪用放大器AD620为前置放大,以低功耗大容量Flash存储器K9K1G080UOM为存储器,在软件部分,采用离散小波变换的方法对信号进行处理,是一个存储量大,精度高,噪声低,共模抑制比高,抗干扰能力强的便携式家庭用心电监护系统,方便的实现了对病人实时动态的长时间监护,详细的介绍了软硬件构成,实用性强,性价比高。

**关键字:** 心电信号 DSP TMS320VC5509 K9K1G080UOM 小波变换

## A ECG Monitor System Based on DSP

LI Xiao-yan GONG Mao-fa LI Xing-ping LIU Peng College of Information & Electrical Engineering Shandong University of Science and Technology (Qingdao 266510)

**Abstract:** A new project of ECG signal processing and storage used chip TMS320VC5509, which was produced by TI company, as the controller and digital filter, using AD620 as the preamplifier, using Flash memory K9K1G080UOM as the memory, and using discrete wavelet transform to process the single. The system is a portable family ECG monitor system which had big memory, high-precision, low noise, high common mode rejection ratio, good interference killing feature. It can monitor the patient for a long time, introduced the soft hardware structure, good practicability, high cost performance ratio.

**Key words:** ECG, DSP, TMS320VC5509, K9K1G080UOM, Wavelet Transform

文章编号: 1006-6586(2006)10-0049-04 中图分类号: R857.2 文献标识码: B

### 引言

常规心电监护仪是医生诊断心血管疾病的主要手段之一,但由于其不能进行长时间的监护,很多情况下,难以记录突发的心电信号,得到对临床有重要价值的心电信号。基于DSP的微型大容量心电监护系统,随着人们生活水平的提高和对健康的日益重视应运而生,可以不妨碍日常生活,进行长时间的记录病人的心电信号,大大方便了病人,减少了医疗花费,也减轻了医院医疗压力。

系统由前端模拟电路对信号采集,使用医用放大器AD620为前置放大,经过高通滤波和低速滤波,将所采集的信号的频率控制在0.05Hz~100Hz,进入TMS320VC5509DSP进行A/D转换,利用小波变换滤波后,将处理后的数据存储在大容量闪存K9K1G08UOM上, K9K1G08做成单独的印刷板,与DSP之间采用可插拔接口连接,由USB将信号送至PC机,由医生进行医学上的处理,分析和诊断。

收稿日期: 2006-06-26

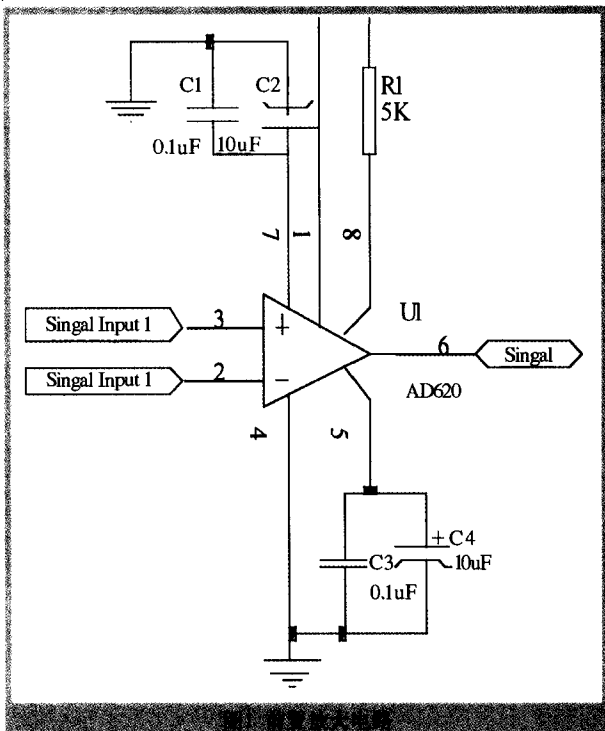
作者简介: 李晓艳, 山东科技大学研究生

### 1 前端模拟电路

心电信号是非常微弱的低频信号,主要频率在0.05~100Hz,幅度约为0~4mV。还混杂有其他生物电信号,以及体外50Hz工频干扰,由于人体运动、肌肉收缩引起的2Hz~2000Hz的肌电干扰等,使心电信号的背景噪声很强。所以要求采集系统具有高精度,高稳定性,高输入阻抗,高共模抑制比,低噪声和强抗干扰能力等性能,以能提取出有临床价值的心电信号。前端模拟电路部分主要是用来对心电信号进行放大和滤除频带以外的信号,为进行A/D转换做准备。主要分为前置放大部分,高通滤波部分,低速滤波部分,主放大部分和电平抬升部分。

#### 1.1 前置放大电路

由于人体心电信号的噪声背景强且信号源阻抗比较大,加之测量电极引入的极化电压差比信号信号大几百倍,达300mV左右,因此,系统的前置放大电路采用仪表放大器AD620。AD620采用超 $\beta$ 处理技术,



具有低功耗、低噪声、低温漂，高精度的特点，最大偏置电流 2nA，共模抑制比达到 130dB 以上，非常适合做前端放大器。其增益可在 1~1000 的大范围内调节。为防止 AD620 工作于饱和区或截至区，与外接电阻配

合将心电信号放大 10 倍左右效果最佳。其增益公式为  $G=1+49.4/R_g$ 。具体电路如图 1。

1.2 带通滤波电路

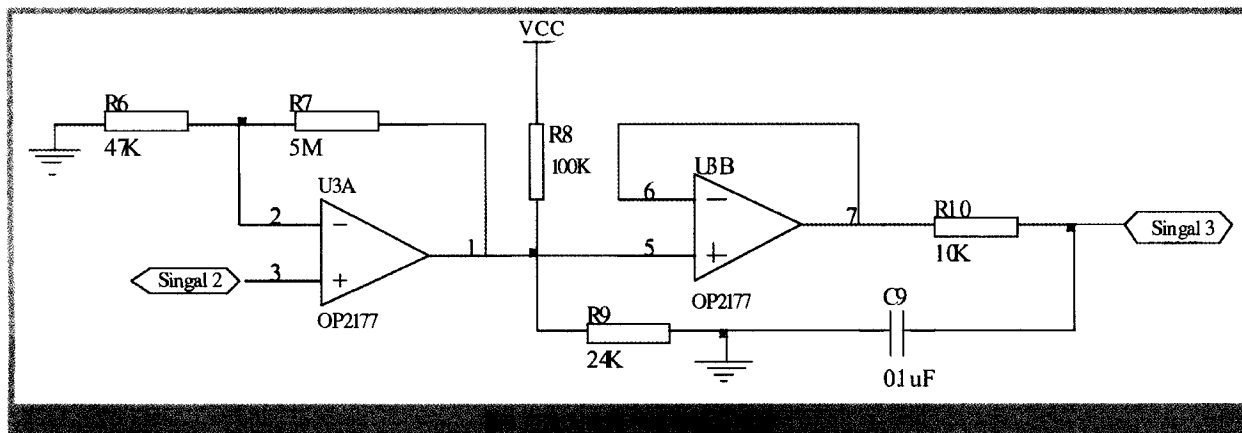
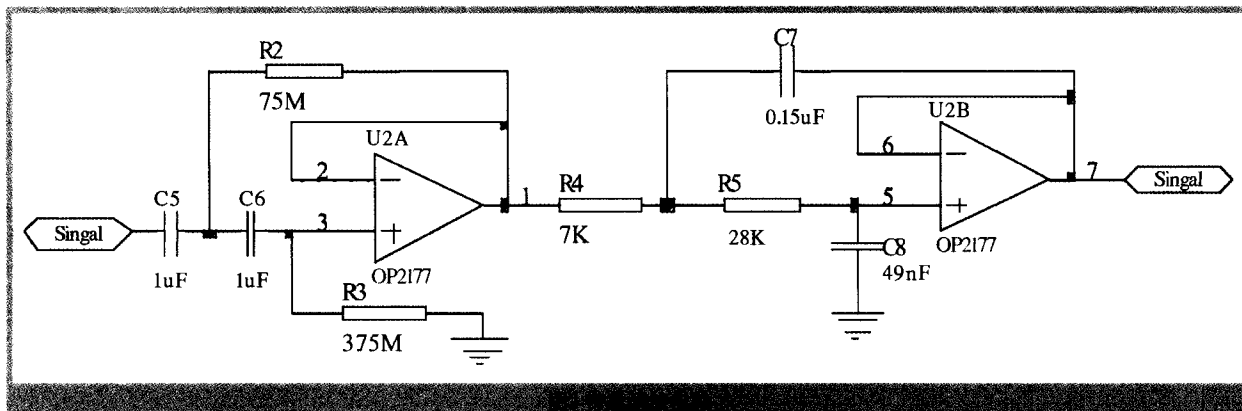
由于电极极化电压的不平衡、前置放大器的失调漂移以及人体的活动等因素，前置放大器输出的心电信号中除了夹杂着不少的工频干扰外，还有很大的直流或低频分量，这不仅会引起心电信号的基线漂移，也不利于后续电路的处理。而且心电信号频带主要集中在 0.05~100Hz 作用，频带较宽，所以设计带通滤波电路，以滤除心电信号频带以外的信号。

带通滤波由高通滤波电路和低通滤波电路组成，由于双运放芯片 OP2177 具有高精度，低偏置，低功耗等特性，片内集成了两个运放，可以灵活组成各类放大和滤波电路。所以选用 OP2177。电路如图 2。

高通滤波器由 U2A，C5，C6，R2，R3 组成，为不损失信号的低频部分，设置截至频率为  $f_1=0.03\text{Hz}$ 。

$$f_1 = \frac{1}{2\pi \times \sqrt{C5 \times C6 \times R2 \times R3}} = 0.03\text{Hz}$$

低通滤波器由 U2B，R4，R5，C7，C8 组成，为了不损失信号的高频部分，设置截至频率为  $f_2=130\text{Hz}$ 。



$$f_2 = \frac{1}{2\pi \times \sqrt{R4 \times R5 \times C7 \times C8}} = 130\text{Hz}$$

### 1.3 主放大电路和电平抬升电路

心电信号的幅度一般在 0~4mV 左右, A/D 转换器的输入电压为 3.3V。因此整个放大电路放大倍数约 1000。在前置放大电路中, 对心电信号已经放大了 10 倍左右, 所以在主放大电路中, 放大倍数 G2 大概为 100。主放大电路由 U3A, R6, R7 构成, 具体见图 3。

$$G2 = 1 + \frac{R7}{R6} = 100$$

由于 TMS320VC5509 是单 3.3V 电平供电的, 而经过前面一些信号处理后的心电信号依然是交变信号, 因此, 必须在信号送入 DSP 之前, 进行电平抬升。电平抬升部分由 U3B, R8, R9, R10, C9 构成。

## 2 DSP

为了使心电监护系统实时性强, 体积小, 方便携带, 功耗低, 选择了 DSP。DSP 器件是专为数字信号处理设计的高性能处理器, 随着大规模集成电路的发展, 其性价比有了很大的提高。

系统以 TMS320C5509 DSP 芯片为核心对心电信号进行处理。TMS320VC5509 是 TI 公司推出的一款超低功耗, 高性能的数字信号处理芯片。集成了大量外围设备, 不仅可以减少线路板空间, 器件的数量, 减小器件之间的干扰, 增强系统的性能, 而且降低了系统成本, 使最终产品更微型化, 更便携化, 功能更强。

### 2.1 AD 转换

经过电平抬升的信号, 进入 VC5509 后, 利用其内置 10 位 A/D 转换器转换成数字信号, 以进一步处理。由于心电信号的频率约在 0.04~100Hz 之间, 为了保证采样定理的要求, 保证转换速度可以选用采样频率  $f_s=250\text{Hz}$ 。

### 2.2 DSP 软件部分

DSP 的软件部分采用 C 语言和汇编语言混和编程的方式, 包括两部分: 一是 DSP 及外设的初始化, 主要是设定 DSP 和外设的最初工作状态; 二是心电数字信号的处理, 采用小波变换方法实现。

#### 2.3.1 小波变换理论

小波变换事近年来快速发展起来的一种数学理论和方法。由于其具有很好的局部性, 是分析奇异信号的重要方法, 特别是对心电信号的 Q, R, S 波的检测, 非常有效。

小波变换的定义为: 给定一个基本函数  $\psi(t)$ , 经过先移位后伸缩后得到小波基函数

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

$\psi(t)$  也叫做母小波, a 为尺度因子, b 为时移。

由于计算机只能处理数字信号, 所以在实际信号处理中, 一般采用离散形式的小波变换 (DWT), 系统采用 Mallat 算法来实现对信号的处理。设  $a_j(k)$ ,  $d_j(k)$  为多分辨率分析中的离散逼近系数,  $h_0(k)$ ,  $h_1(k)$  为两个滤波器, 则有如下的递推关系:

$$a_{j+1}(k) = a_{j(k)} * \bar{h}_0(2k)$$

$$d_{j+1}(k) = a_{j(k)} * \bar{h}_1(2k)$$

根据上边两个式递推关系式, 可以具体实现 Mallat 算法。

#### 2.3.2 小波变换在 DSP 上的实现

心电信号在采集的过程中, 受到很多因素的干扰。在前面的带通滤波中, 虽然滤除了心电信号频带以外的大部分信号, 但是由于心电信号还受到工频的干扰, 肌电干扰等干扰, 对非常微弱的心电信号干扰仍然很大。为了使系统既便于携带, 又降低功耗, 我们没有采用硬件陷波电路, 而是利用 DSP 在信号处理方面的优势, 系统采用小波变换的方法进行软件滤波。

TI 公司推出的 TMS320VC5509 设计了很多为信号处理专用的汇编指令, 使其处理速度非常快。同时由于对心电信号的实时性要求比较高, 需要很高的系统运行效率, 因此滤波部分的程序采用汇编语言编写。

## 3 存储器部分

系统存储部分采用三星公司 NAND 结构的超大容量闪存 K9K1G08, 容量为 128MB × 8bit, 共有 8912 个 16kB 的块组成, 每块包含 32 个 512B 的页, 可页擦除, 读, 写操作, 典型工作电流为 10mA, 备用状态电

(下转第 62 页)

因有：电源插座未插紧，储存电源用尽；静注药液后未及时开启“启动”键。

#### 3.4.2 需要注意的问题

对于输液泵存在的安全隐患，我们得做好以下3点：

- (1) 加强工作责任心，及时做好输液巡视
- (2) 认真阅读操作手册，掌握仪器性能的规范操作
- (3) 及时做好仪器的保养与维修

#### 4 输液泵流速质控的前景

有关输液泵质量控制中需要注意的问题我们研究了部分，但只能反映出现在临床存在的问题的一部分。不只是输液泵，还有注射泵，监护仪，呼吸机等等都存在着或多或少的一些安全问题。对于山东威高生产的为输液泵配置专用管路，我们还将进一步地测试，在这

(上接第51页)

流为  $10\mu\text{A}$ 。允许用户对任意页或字进行编程和写缓冲操作。随机读数据的时间每  $25\mu\text{s}$ ，连续读数的时间为  $50\text{ns}$ 。芯片的块擦除时间为  $2\text{ms}$ ，连续读数的时间为  $50\text{ns}$ 。编程时间为  $300\mu\text{s}$ ，擦除、电源电压为  $2.7\sim 3.6\text{V}$ 。

对数据的存取分为3个基本操作：(1) 块擦除，当新数据写入一个扇区时，闪存先进行擦除，查处操作以块为单位。(2) 页编程，编程操作以页为单位，在一个页编程周期内进行1个字节或时连续的直到528字节的多分页编程。(3) 读操作，闪存上电后就处于读存储单元状态。

为了方便将采集的信号传到PC机，将闪存焊接在单独的印刷板上，并加上抗静电封装，与单片机之间采用可插拔接口连接，这样就可以将记录数据的存储板插到USB接口电路上，由PC机读取数据进行的处理，显示，分析，从而进行诊断。而且可以在很短的时间内更换存储板，不耽误对病人的监护。系统中所有的控制命令，存储地址和数据均通过8根通用I/O线与DSP外部控制器连接。

#### 4 结论

微型大容量心电监护系统克服了传统心电图机的携带不方便和存储空间有限的问题，在不妨碍病人日常生活的情况下进行长时间监护，并且只需通过网络

方面：有更多生物医学工程的同仁，也在多方面地研究。有关医疗器械方面的探索和发展的路还很长。医院安全质量控制方面的工作还很多，她的前景是非常广阔的，在这个医疗器械质量控制的舞台上，我们一定能有所为。

#### 参考文献

- [1] 国际电工委员会 IEC 60601-2-24 Medical electrical equipment-Part 2-24; Particular requirements for the safety of infusion pumps and controllers, 1998.02
- [2] 费业泰 误差理论与数据处理(第三版), 机械工业出版社, 1995。
- [3] 侯艺威、郑吉锋、刘小丽、张玉洁 输液泵使用不同泵管的影响测试 2005。
- [4] 交大电子图书馆《输液泵和注射泵应用时的药物配制》、《智能输液泵在临床上的应用》、《输液泵常见的问题以及处理方法》 2004。
- [5] 一次性使用输液器标准: GB8368-1998

就可以将数据传送到医院，由医生进行分析诊断，实现远程医诊。信号保真度高，功耗低，体积小，记录时间长，操作方便，是一种经济实用的微型心电监护仪。大大降低了病人的医疗花费，也减轻了医院的医诊压力。

#### 参考文献

- [1] 汪春梅、孙洪波、任治刚. TMS320C5000系列DSP系统设计与开发实例. 北京: 电子工业出版社, 2004
- [2] 蔡建新. 生物医学电子学. 北京: 北京大学出版社, 1997.
- [3] 张洲、梁慧冰、刘新朝. 基于C8051F206的心电信号数据采集系统. 国外电子元器件. 2005
- [4] 童诗白. 模拟电子技术第三版. 北京: 高等教育出版社, 2001
- [5] 张雄伟、陈亮、徐光辉. DSP芯片的原理与开发技术第三版. 北京: 电子工业出版社, 2005
- [7] 王永国. 基于DSP的实时Holter系统. 中国医疗器械新志, 2004, 28(2): 105~108
- [8] 张飞、赵于前. 心电采集系统的设计计算机测量与控制. 2005, 13(7): 726~728
- [9] 闫相国、郑崇勋、康雨. 高采样Holter系统心电数据记录与传输技术. 西安交通大学学报. 2004. 38(12): 1310~1314
- [10] 胡广书. 现代信号处理教程. 北京: 清华大学出版社. 2004
- [11] 王丽荣、王芳荣. 两种离散小波变换算法在DSP上的实现和分析. 长春理工大学学报. 2005. 28(2): 48~51