



设计应用 Design & Applications

基于MSP430单片机的十二导联同步心电图机的设计

Design of 12-Lead Synchronous Electrocardiograph Based on MSP430

■ 烟台大学 牛停举 刘丽丽 焉萍萍

引言

心电图机是诊断心脏病的重要仪器之一，能够为医生提供最直观的心电波形。欧美国家已经普遍使用十二导心电图机。十二导联心电图同步记录能客观表达各波、段和间期，可以对早博、心动过速、预激综合征、束支阻滞及分支阻滞等进行定位诊断与鉴别诊断；将心电数据存入数据库，可以进行各种电参数的统计学处理，为临床医疗和科研工作带来了极大便利。根据目前的微电子、单片机和计算机技术成功研制出一种便携式心电图机，它可通过液晶显示器显示心电图，同时将数据在计算机上显示并通过网络实现信息远传，是一种新颖的临床和家庭兼用的心电图机。

标准十二导联简介

人体是一个导体，心脏壁收缩

引起的动作电势使电流由心脏传播至整个人体，所传播的电流在人体的不同部位产生不同的电势，可以通过电极在皮肤表层感应得出。为了完整地记录心脏的电活动状况，常用水平和垂直方向的十二种不同导联作记录，称为标准十二导联，即 I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6 导联。测量时须在人体上安放 10 个电极，分别为：右手电极 VR、左手电极 VL、右腿电极 RL、左腿电极 VF、胸部 6 个电极 C1~C6。根据国家标准，由这些电极可以合成标准 12 导联心电图，合成方式如下：

(1) 标准肢体导联：

$$\text{导联 I} = V_L - V_R;$$

$$\text{导联 II} = V_F - V_R;$$

$$\text{导联 III} = V_F - V_L;$$

(2) 加压单极肢体导联：

$$aVR = V_R - (V_L + V_F) / 2;$$

$$aVL = V_L - (V_R + V_F) / 2;$$

$$aVF = V_F - (V_L + V_R) / 2;$$

(3) 常用的胸导联：

胸导 $V_i = C_i - (VR + VL + VF) / 3$ ，式中，VR、VL、VF 和 $C_i (i=1\sim6)$ 表示右臂、左臂、左腿和胸壁的电位。

系统总体方案

本十二导联同步心电图机采用德州仪器公司的 MSP430 系列的 MSP430FG4616 作为控制核心，可方便地实现心电信号的采集、处理、显示以及传输。系统主要由五部分组成：前置放大电路部分用来放大各导联心电信号；带通滤波电路部分用来滤除心电信号频率范围以外的噪声；陷波电路用于滤除 50Hz 工频干扰和 35Hz 肌电干扰；生物电信号数据采集电路部分用来采集放大后的各导联心电信号并将数据发送给单片机；右腿

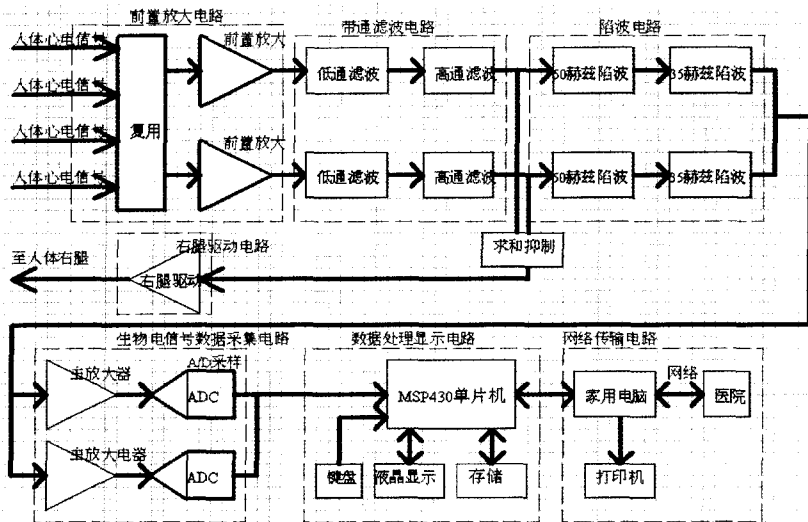


图1 系统总体框图

驱动电路部分不仅可以抑制 50Hz 工频干扰，还可根据检测到的心电信号适当调整人体电平，便于 ADC 采样；数据处理显示部分用来采用滤波算法处理采集的数据并实时显示心电波形；网络传输部分用来将采集的心电数据传输至医院或疾病预防控制中心，便于随时了解病人的状况。系统功能在液晶显示的菜单下通过按键选择完成，系统总体框图如图 1 所示。

系统硬件设计

心电信号由专用电极获取后送入前置放大器初步放大，在对各干扰信号进行一定抑制后送入带通滤波器以滤除心电频率范围以外的干扰信号，再经 50Hz 和 35Hz 陷波器滤除工频和肌电干扰后送入主放大器，最后主放大器将滤波后的信号进一步放大到合适范围后送入 A/D 采样电路以进行高精度 A/D 转换，单片机接收到 A/D 转换的数据进行滤

波及相关处理后在液晶屏上显示。

心电信号前置放大电路

电极获取的心电信号是十分微弱的体表电信号且在心电信号检测的

过程中常伴有强干扰，因此必须经特定处理后才能用于临床诊断。本设计采用 TI 公司的精密仪表放大器 INA326，设计了八通道心电信号采集电路，同时提取 I、II 及 V1 ~ V6 八导联心电信号，其它四导联心电信号则在经 ADC 变换后在数字处理部分根据需要利用 I 导和 II 导组合实现。心电信号前置放大电路如图 2 所示。前级共模信号由被测者的左、右手以及左腿获取，该电路在前级增加了一级共模信号驱动，用来降低共模信号的输出阻抗和提高共模信号驱动能力，确保在多导联情况下共模信号电平的稳定。后级采用仪器放大器 INA326 获得 8 路心电信号，INA326 可以消除共模至双端输入的 AC 线路噪声并放大输入端所残余的非直流信号，经高倍放大后心电信号被送至 ADC 采样电路。R_o、C_o 为输出滤波器，可以滤除

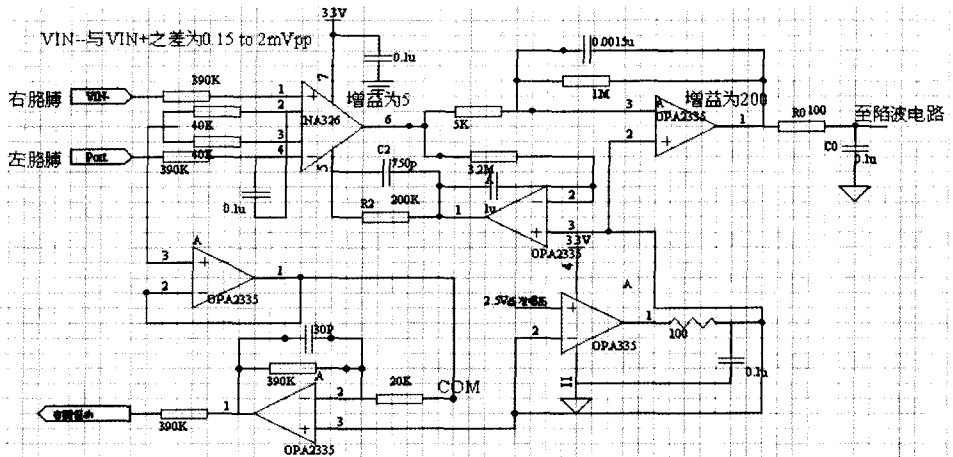


图2 心电信号前置放大电路

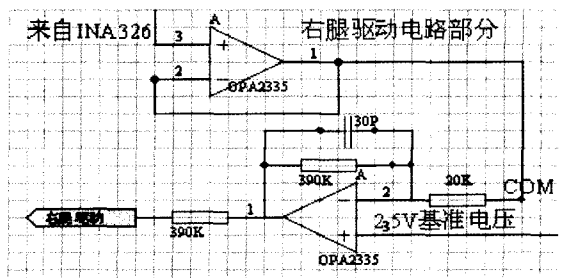


图3 右腿驱动电路

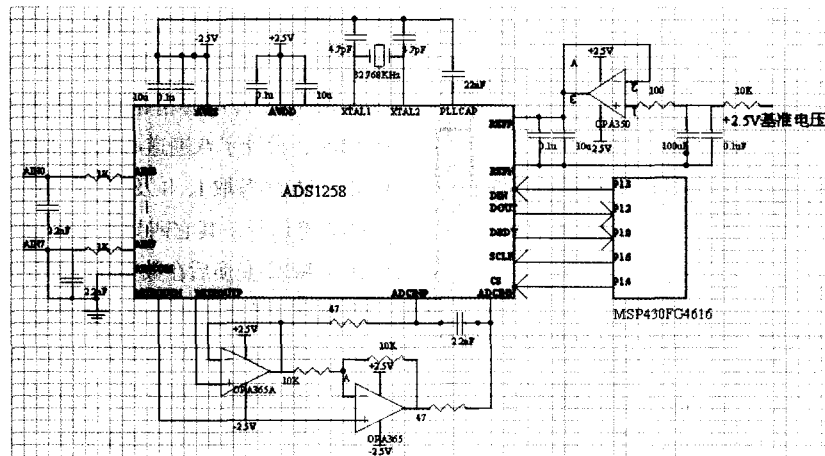


图4 数据采集模块原理图

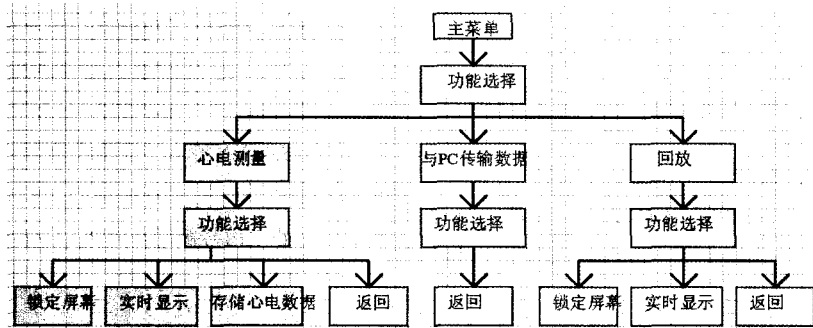
且须被 INA326 放大，为了更好地抑制 50Hz 的噪声，通过 INA326 所得到的人体共模电压被用于反相共模信号，并与 2.5V 基准电压比较后通过运算放大器 OPA2335 驱送至人体的右腿，仅需少量的小型放大器即可实现有效的共模态抑制改善。该方法不仅可以抑制 50Hz 工频干扰还可根据心电信号适当调整人体电平，便于 ADC 采样。右腿驱动电路如图 3 所示，其中 COM 端为前级运放 INA326 的共模输出信号，同时在前级还增加了一级电压跟随器用于隔离。

陷波电路

虽然前置放大电路对共模干扰具有较强的抑制作用，但部分工频干扰是以差模信号方式进入电路的，且频率处于心电信号的频带之内，加上电极和输入回路不稳定等因素，前级电路输出的心电信号仍存在较强的工频干扰，因此通常要进行陷波。本设计利用美国凌力尔特有限公司的 LTC1068-50 集成开关电容滤波器设计了一个 8 阶巴特沃斯 50Hz 陷波器，经测试陷波深度可达 50dB，可衰减 100 倍左右，效果比较理想。

心电数据采集电路

TI 公司的 ADS1258 元件采用了低噪声的 delta-sigma ADC 架构，可有序地循环 16 个通道，单周期（零延迟）高速转换速率可编程，速率 1.8K~23.7KSPS 每通道，不会产生性能衰退。附带的内置系统监测寄存器提供了电源电压、温度、基准电压、增益、以及偏置的测量，已被广泛用于诸如患者监测及心电图系统等高精度、多通道应用，简化的数据采集模块的原理图如图 4 所示。注意要在 ADS1258 的模拟信号输入端跨接一个



电路输出的噪声，同时可以作为 ADC 电路的输入滤波器。INA326 用独特的内部技术实现极好的共模抑制比。为了实现更好的高频 CMR，在 2 和 3 脚之间加了一个小电容，同时在仪器放大器的反相输入端串接了与正相输入端阻值相同的电阻，以减小 INA326 输入偏置电流对输出信号的影响。

ADC 恢复放大电路

由于电极电势很高，实际可达 500mV，因此通过交流耦合消除电极电势的影响就至关重要。本设计反馈配置中的 ADC 恢复放大器可以消除直流偏置。当 INA326 的输出电压增大以后，反馈积分器将施加一个等量的负相电压至 INA326 基准端，通过此

类线性化求和，可实现电极偏置的消除。直流恢复器的作用是将原本的直流耦合放大器转变为交流耦合放大器，随着直流固有模式电压的消除，输出级可以放大交流心电图信号而不会产生过饱和。

右腿驱动电路

50Hz 工频干扰是心电测量中最重要的干扰，仅靠前置放大器的高共模抑制比还不足以完全抑制，良好的右腿驱动电路可以提高电路的抗工频干扰能力，并与人体和放大电路共同形成闭合回路，保证心电放大电路的正常工作。

由于源自人体的不同端点，左臂与右臂的心电图信号处于不同的电平，

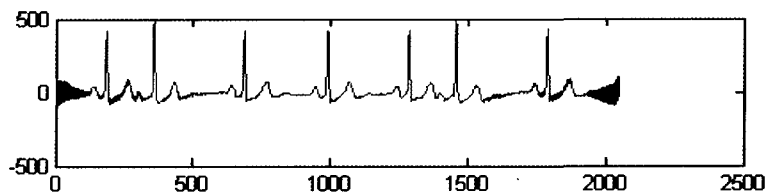


图6 利用FFT方法滤除50Hz工频干扰后的心电信号



图7 PC机心电信号显示界面

2.2nF 的电容来旁路 ADC 采样电流。对 $\pm 1V$ 的输入信号，可以不用分压电阻桥，直接在其输入端串接一个保护电阻即可。外部运放 OPA365 将单端输出转变为全差分输出用来驱动 ADC，另外还要对 2.5V 的参考电压进行滤波及通过运放 OPA350 缓冲来提供低噪声参考电压。

数据处理存储显示

单片机通过 P1 接口读取 ADS1258 采集的数据，进行特定处理后将数据依次存放在外部存储器中。数据存储使用 ATMEL 公司的 AT29LV1024，它具有 1M 位的存储空间且具有掉电保护功能，可以在意外掉电或关闭电源的情况下保存数据。本系统通过液晶显示器显示实时采集的心电波形及分析结果。另外系统采

用 MAX3232 扩展串口，并最终将心电数据传送到医院或疾病控制中心，便于医院随时了解病人的状况。

系统软件设计

心电图机的主控模块和功能模块按照系统功能框图设计、执行，微型十二导心电图机的系统软件功能框图如图 5 所示。

心电信号的软件数字滤波

由于心电信号会不可避免地混入 50Hz 工频干扰，同时从人体获得的心电信号还含有由皮肤阻抗、呼吸及放大器的温度漂移等产生的基线漂移，而仅仅依靠硬件很难将其理想滤除，因此采用软件数字滤波的方法。图 6 显示了用 MATLAB 对加噪心电信号利用 FFT 方法滤除 50Hz 工频干扰

的仿真实验结果。实验原始数据取自 MIT/BIH 心电数据库中的一段波形。由于实验采用的是矩形窗模拟滤波，在恢复时域信号时会有振铃效应，因此在实际使用中可根据需要选用合适的窗函数。

从滤波与处理效果看，快速傅里叶变换可得到信号的全部频谱，便于进行针对性处理，且可选择的窗函数多，对 50Hz 频移有很好的滤除效果。而自适应模板法与数学形态滤波法则分别适用于 50Hz 工频干扰的去除与基线漂移及高频噪声干扰的去除。本系统将以上三种滤波方法结合起来使用，当需要在液晶屏上显示心电波形时采用自适应模板法与数学形态滤波法，将数据传输到 PC 机中时可以采用快速傅里叶变换法对心电信号进行精确处理。

心电图机PC机端辅助软件的开发

本文设计的心电图机配有基于 Visual C++6.0 开发环境编写的 PC 机软件以扩展系统功能。将心电图机与 PC 机连接后，启动 Windows 心电数据采集程序即可在计算机屏幕上看到实时采集的心电波形，PC 机心电信号显示界面如图 7 所示。

结束语

本文设计的心电图机采用了 TI 公司的高性能单片机 MSP430FG4616 和 16 通道低噪声 $\Delta-\Sigma$ 架构的 24 位模数转换器，能准确获取反应心电特征及其变化规律的心电信号，并可通过单片机的控制在液晶屏上以图形方式显示和存储，为实现家庭医疗远程诊断进行了前瞻性的研究。与常规设计相比，本系统具有性能稳定、精度高、抗干扰能力强等特点，具有良好的应用前景。GEC