

基于 STM32 处理器的手机监控心电的设计

邓海涛 张桂珊 邹秋云 熊江丰 卢杰威 余泽峰 陈耀文

(汕头大学工学院电子信息工程系 汕头 515063)

摘 要 传统的心电采集系统操作平台基于有线装置,与现有的个人通信终端(如移动电话、便携式电脑)不兼容,且存在不灵活、价格昂贵、操作复杂、连续运行不稳定等缺点。针对上述问题,本作品拟设计以可穿戴式心电采集系统为设计主题,通过 STM32 对心电数据进行采集与处理,实现远程监控心电信号,并允许许多户同时链接。同时,通过联合使用互联网,可实现在医院等场所进行长期稳定的心电数据监控,为医疗监护提供有利的帮助。

关键词 心电信号采集; STM32; 远程监控

中图分类号 TN 85 **文献标志码** A

A Design of Electrocardiogram Signal Acquisition System Based on STM32 Processor

DENG Haitao ZHANG Guishan ZOU Qiuyun XIONG Jiangfeng

LU Jiewei YU Zefeng CHEN Yaowen

(Engineering College, Shantou University, Shantou 515063, China)

Abstract Traditional operating platform of electrocardiogram (ECG) acquisition system was based on a wired device, which was not compatible with existing personal communication terminals like mobile phones, and portable computers. Moreover, it had many disadvantages such as poor maneuverability, high price, complexity and instability for continuous service. To solve those problems, this work took the wearable ECG acquisition system as the design theme. STM32 was provided for collecting and processing ECG signal for remote monitoring to access different users simultaneously. Long-term stability of ECG data real-time acquisition and monitoring were realized in some place like hospital based on the Internet, which could provide assistance and support for health care system.

Keywords electrocardiogram signal acquisition; STM32; remote monitoring

收稿日期: 2015-04-01 修回日期: 2015-07-10

基金项目: 汕头大学学术创新团队项目(ITC12002)

作者简介: 邓海涛, 硕士研究生, 研究方向为信号与信息处理; 张桂珊, 硕士研究生, 研究方向为压缩感知在磁共振成像上的应用; 邹秋云, 本科生, 研究方向为信号与信息处理; 熊江丰, 本科生, 研究方向为信号与信息处理; 卢杰威, 本科生, 研究方向为信号与信息处理; 余泽峰, 硕士, 研究方向为单片机软件开发; 陈耀文(通讯作者), 教授, 研究方向为现代医学信号处理, E-mail: ywchen@stu.edu.cn.

1 引言

随着计算机技术及通信技术的发展, 远程医疗逐渐成为一种新的医疗服务模式, 提高了医疗机构的知名度, 取得了良好的社会效益^[1,2]。生理信号监测系统及采集系统是远程医疗的重要环节, 日渐成为研究机构及高校的研究热点^[3]。

目前, BIOPAC 公司生产的 MP150 采集系统是国内外医学生理信号采集系统典型的产品, 该产品采用采集主机与前端处理卡分离的模式, 可自由组合采集信号^[4]。采集卡与上位机通过以太网方式连接, 进而提高数据传输的速率。然而, MP150 存在一些不足, 如使用时间超过 3 h 时, 采集主机会发热, 并造成系统内部产生噪声, 从而导致信号采集受干扰。

本文利用 Android 端进行数据的接收和发送, 结合 Android 手机实现远程监控心电信号, 允许多用户连接, 易于推广, 且稳定连续运行, 有利于长时间使用^[5-7]。

2 材料和方法

2.1 材料

本设计采用 7.5 锂电池电源, 将 7.5 V 电压转换为正负对称 5 V 电压和一正 3.3 V 的电压。使用 Cortex-M3 内核的 STM32F103RBT6 作为采集卡的主控芯片。该芯片具有 ARM 32-bit Cortex-M3 CPU, 片上 128K 闪存, 20K RAM, 12 bit 精度片内模数转换器 (Analog-to-Digital Converter, ADC), 以及 I2C 接口等外设, 可以在简单的电路上完成信号采集与数据滤波等运算。心电信号传感器输出信号经调理后由 STM32 单片机的 ADC 进行采集。硬件采集卡通过蓝牙发送数据到 Android 上位机。由 Android 上位机进行波形显示, 并把数据发送到 PC 上位机。最后, PC 上位机进行心电信号的显示以及数据的接收与分析 (图 1)。

2.2 方法

2.2.1 整体硬件系统方案

硬件系统分为电源卡、采集卡和前端处理

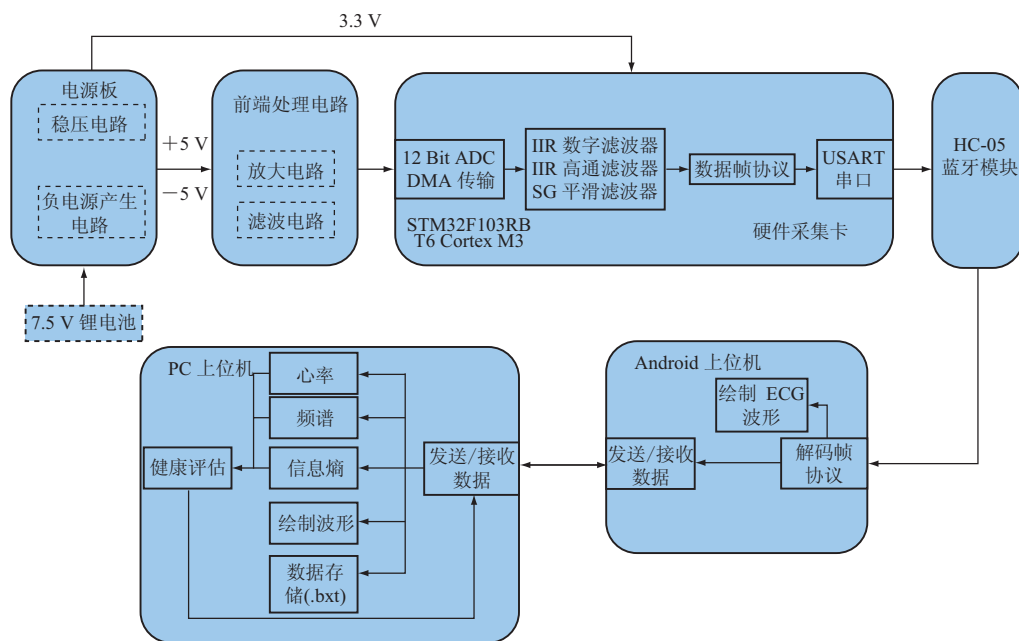


图 1 系统框图

Fig. 1 System diagram

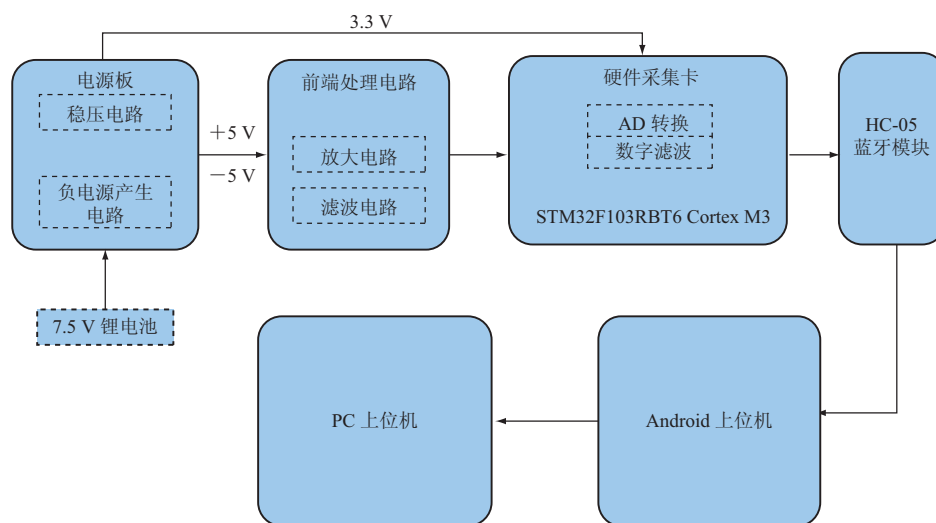


图2 硬件框图

Fig. 2 Hardware diagram

卡(见图2)。其中,电源卡的主要作用是将锂电池7.5V输出电压转换为正负电压供模拟部分电路使用及3.3V单电源供数字部分电路使用^[8];采集卡包含STM32最小系统和蓝牙模块,负责将模拟信号进行数字化处理,经蓝牙发送数据至Android上位机;前端处理卡主要获取传感器的原始数据进行滤波和放大处理,再将输出电平注入采集卡的模拟通道。

硬件部分的电路板如图3所示。

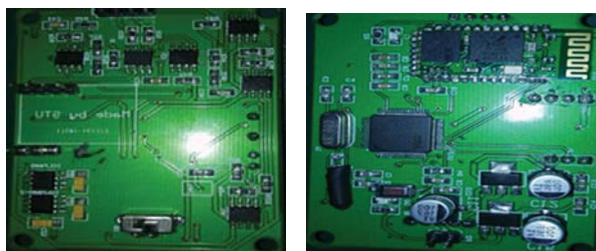


图3 硬件部分电路板

Fig. 3 The circuit board of hardware

2.2.2 整体软件系统方案

软件系统主要分成四个部分:(1)单片机软件的设计;(2)Android上位机设计;(3)PC上位机设计;(4)信号滤波及检测算法的实现。原始信号经模拟的高通和低通滤波器后给

STM32F103RBT6采样,由处理器进行数字滤波。滤波主要针对50Hz和100Hz的工频及基线漂移。滤波后的数据进入蓝牙缓冲区,由蓝牙模块将数据传至Android手机端。Android手机端接收数据并进行心电波形的显示,再将心电数据发送至PC上位机。PC上位机监听UDP端口,接收数据包并通过绘图控件实时显示波形并记录数据(图4)。

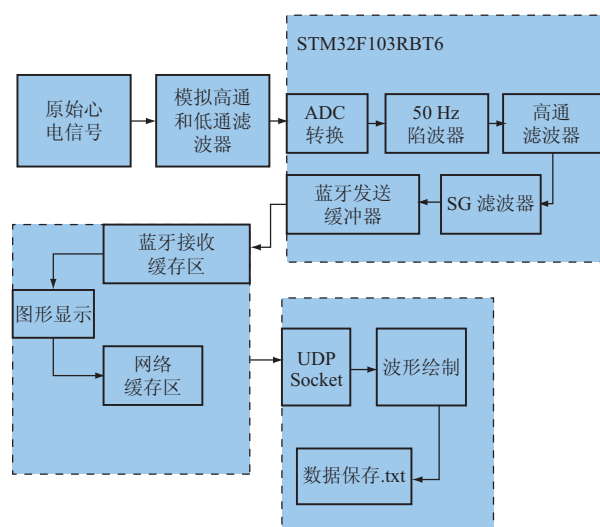


图4 信号流程图

Fig. 4 Signal flow diagram

(1) 单片机程序设计

采用意法半导体公司的 STM32F103RBT6 做为数据采集与滤波电路的主控芯片。该芯片可实现简单电路上信号采集与数据滤波等运算。模拟信号的采样使用 ADC1 第 10 通道, 两次采样时间间隔为 14 个时钟周期, 转换精度为 12 bit, ADC 的触发时钟配置为 TIM2 输出, 通过 DMA 方式进行外设到内存数据传输, 采用 DMA 乒乓结构进行数据存储和处理(图 5)。

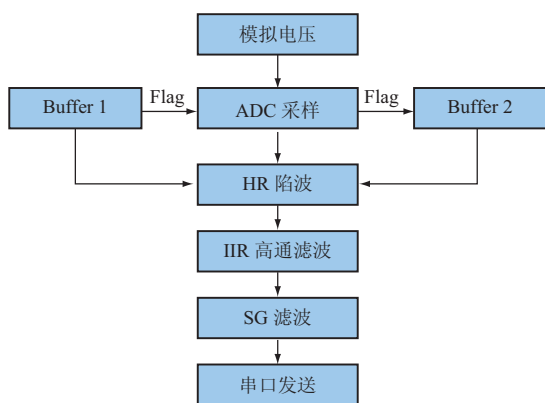


图 5 单片机程序的主要流程图

Fig. 5 The flow-chart of main programs of MCU

定时器配置 PWM 输出关键代码如下:

```

TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = 400;
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 720 - 1;
TIM_TimeBaseStructure.TIM_CounterMode = TIM_CounterMode_Up;
TIM_OCInitStructure.TIM_OCMode = TIM_OCMode_PWM1;
TIM_OCInitStructure.TIM_Pulse = 200;
TIM_OCInitStructure.TIM_OCMode = TIM_OCMode_PWM1; //下面详细说明
TIM_OCInitStructure.TIM_OutputState = TIM_OutputState_Enable;
TIM_OCInitStructure.TIM_Pulse = 200;
TIM_OCInitStructure.TIM_OCPolarity = TIM_OCPolarity_Low;
  
```

```
TIM_CtrlPWMOutputs(TIM2, ENABLE);
```

配置 DMA 外设到内存传输的代码如下:

```

DMA_InitStructure.DMA_PeripheralBaseAddr = ADC1_DR_Address;
DMA_InitStructure.DMA_MemoryBaseAddr = (u32)&ADC_ConvertedValue;
  
```

用定时器配置 ADC 采样率的代码如下:

```

ADC_InitStructure.ADC_ExternalTrigConv = ADC_ExternalTrigConv_T2_CC2; //Timer
触发ADC_ExternalTrigConvCmd(ADC1, ENABLE); //使用外部中断触发(相对于 M3 内核来说)
  
```

(2) Android 上位机设计

Android 客户端的作用相当于一个网关, 一是通过蓝牙发送请求数据的命令至 STM32 核心控制系统并接收数据, 同时在界面上绘制心电图; 二是通过 WiFi 在后台将心电图数据发送至服务器(图 6)。

Android 客户端主要包含以下组件:

①蓝牙服务: 负责与 STM32 系统建立蓝牙连接的串口信道, 收发数据;

②绘图模块: 实现与用户的交互功能, 对采集数据进行实时画图, 以供观察;

③网络服务: 负责向服务器发出连接请求, 将接收的数据通过 WiFi 发送至服务器;

④其他服务: 包括短信提醒和保存数据的功能, 可以通过对网络返回的数据进行判断, 给用户预先设置的联系人发送短信提醒, 并且对数据进行保存, 方便让专业学者进行诊断。

(3) PC 端上位机程序设计

采用 VC++6.0 编写 PC 端上位机, 上位机与手机通过 WiFi 进行通信(图 7)。上位机具有以下功能:

①波形显示, 实时显示用户心电图;

②与手机通过 WiFi 进行数据传输;

③在服务器端显示用户心率, 姓名等信息;

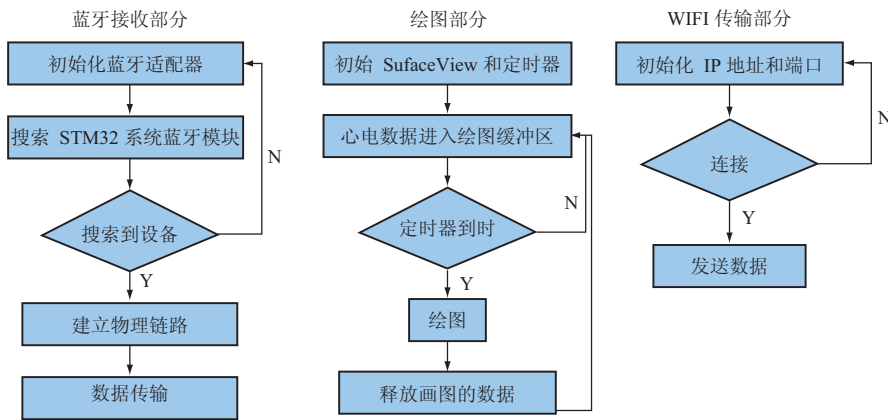


图 6 Android 上位机部分主要软件流程

Fig. 6 The main software processes of the part of PC of Android

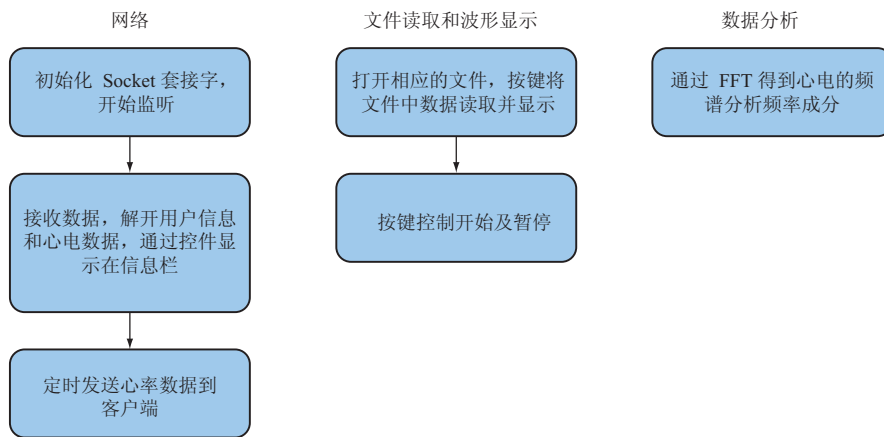


图 7 PC 上位机的主要流程图

Fig. 7 The main flow chart of upper PC processor

④心率分析，通过检测 QRS 波中的 R 波，运用阈值检测得到心率数据；

⑤将心电图的数据记录并保存到文件，同时可从文件中读取并显示心电图数据；

⑥上位机支持多用户连接，服务器端可根据用户的姓名进行选择查看；

⑦采用 FFT 计算出频谱心电图 (FCG)，对研究心电图具有重要意义。运用蝶形算法计算 FFT 求得心电信号的频谱。

(4) 信号滤波及检测算法的实现
滤波器对工频干扰进行处理，过滤 50 Hz 信

号，基线漂移则通过高通滤波器消除 0.5 Hz 以下的频率^[9]。常用固定频率的设计有 IIR 滤波器和 FIR 滤波器两种，其中 FIR 滤波器具有良好的线性相位，但是在同等性能条件下阶数比 IIR 滤波器高，运算量大^[10]。故本设计的工频陷波和高通滤波均采用 IIR 滤波器来设计。

IIR 滤波器的设计方法有脉冲响应不变法和双线性变换法，但过程比较复杂，借助 Matlab 的 fdatool 工具包可以直接生成相关参数，设计界面的参数设定如图 8 所示。再通过直接 II 型翻译成 C 语言形式应用于 STM32 平台。

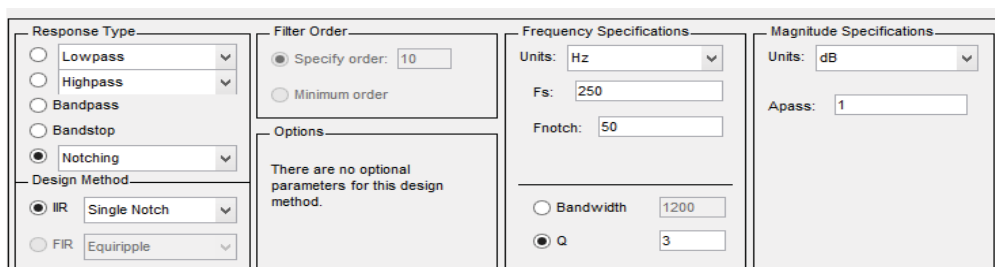


图 8 50 Hz 高通滤波器设计界面

Fig. 8 The design interface of 50 Hz high-pass filter

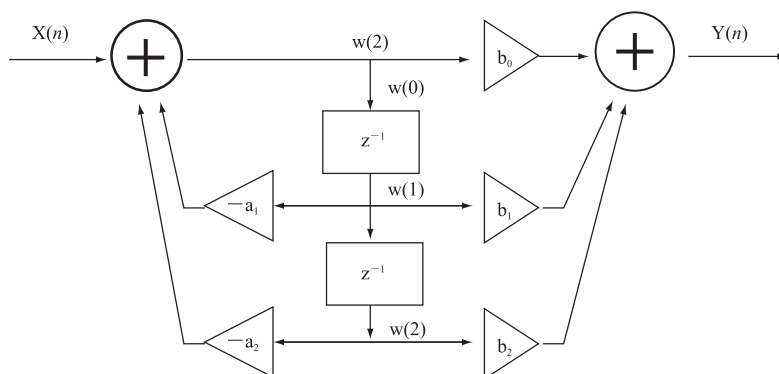


图 9 IIR 滤波器实现框图

Fig. 9 The implementation block diagram of IIR filter

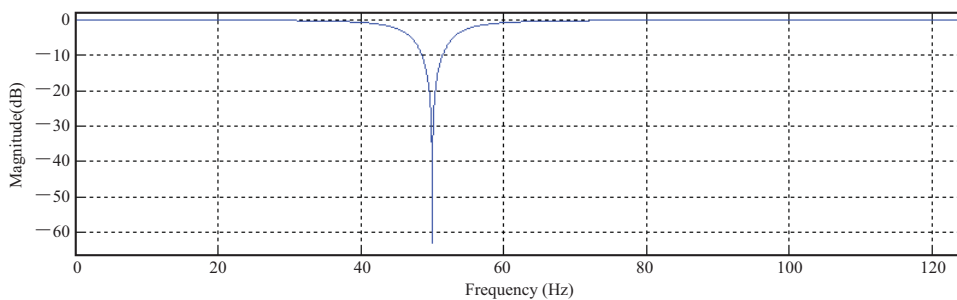


图 10 50 Hz 陷波器去噪效果图

Fig. 10 The result of 50 Hz notch filter

导出滤波系数得到转移函数如下:

$$H(Z) = \frac{0.902398 - 0.5577128Z^{-1} + 0.90239778Z^{-2}}{1 - 0.5577128Z^{-1} + 0.8047958Z^{-2}}$$

再根据滤波器直接 II 型实现框图(图 9), 翻译成 C 语言代码并烧录到主控芯片中运行。一段实际的 ECG 信号进行 50 Hz 数字陷波器的滤波效果, 如图 10 所示。

C 语言响应代码:

```
x0=ADC_ConvertedValueLocal; //输入 ADC
采集到的信号
w0[0]=IIR_50Notch_A[0]*x0-IIR_50Notch_
A[1]*w0[1]-IIR_50Notch_A[2]*w0[2];
y0=IIR_50Notch_B[0]*w0[0]+IIR_50Notch_
B[1]*w0[1]+IIR_50Notch_B[2]*w0[2];
w0[2]=w0[1];
w0[1]=w0[0];
```

数字高通滤波器能有效抑制呼吸作用导致的基线漂移,使得信号更加稳定^[11]。同样采用 Matlab Fdatool 工具箱设计 0.5 Hz 二阶 IIR 高通滤波器,导出滤波系数,设计界面如图 11 所示。

得到响应函数:

$$H(Z) = \frac{0.991153(1 - 2Z^{-1} + Z^{-2})}{1 - 1.982289Z^{-1} + 0.982385Z^{-2}}$$

翻译成 C 语言代码:

```
w1[0]=0.991153*(IIR_High_A[0]*x1-IIR_High_A[1]*w1[1]-IIR_High_A[2]*w1[2])
```

```
y1=IIR_High_B[0]*w1[0]+IIR_High_B[1]*w1[1]+IIR_High_B[2]*w1[2];
w1[2]=w1[1];
w1[1]=w1[0];
```

对 IIR 滤波后的数据进行 SG 平滑处理,先在 Matlab 平台上面进行实时仿真,通过提取 MIT-BIH 数据库的文件,对其进行 SG 平滑滤波以验证算法的效果,再将其翻译成 C 语言,并在 Matlab 上进行测试,结果图 12 所示。可以看出,基线漂移得到明显改善。

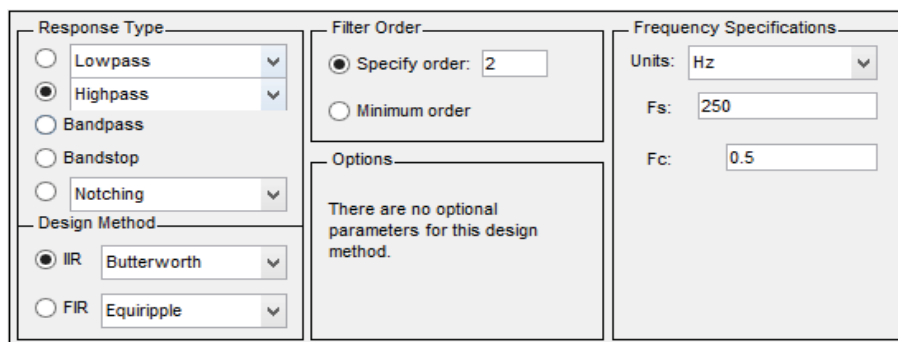


图 11 0.5 Hz 高通滤波器设计界面

Fig. 11 The design interface of 0.5 Hz high-pass filter

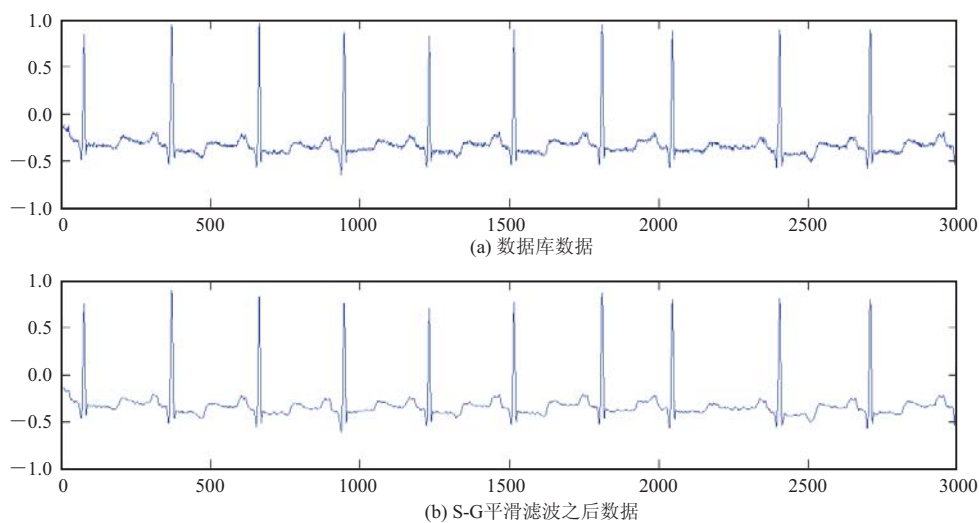


图 12 基线漂移滤除效果图

Fig. 12 The results of after being baseline drift filtering

3 结 果

Android 端测试结果如图 13 和图 14 所示。



图 13 安卓上位机显示图

Fig. 13 The results of upper Android processor

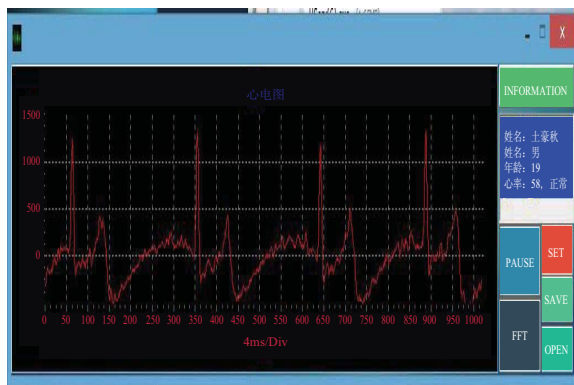


图 14 PC 上位机显示图

Fig. 14 The results of upper PC processor

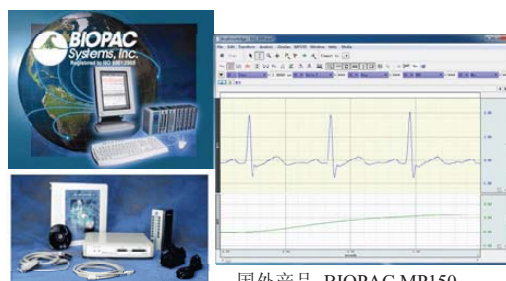
4 讨 论

传统的生理信号检测系统是基于 51 系列单片机、模拟放大器、ADC 以及 USB 控制芯片组成。该系统的传输速率可以达到 2 Mbps, 完全满足信号的高速采集。但系统总体比较复杂, 编写上位机必须了解 USB 通信协议。后来一些学者设计出了便携式的 ECG 测量系统。其中采集系统比较典型的产品为 BIOPAC 公司生产的 MP150

采集系统, 该产品使用采集主机与前端处理卡分离的模式, 可以自由组合采集的信号类型^[6]。系统使用 12 V 单电源供电, 可在必要时采用电池。采集卡与上位机采用以太网方式进行连接, 能以极高的速率进行数据传输, 最高采用指标可以达到 16 路, 16 bit 精度, 400 kHz 采样率。但 MP150 也存在一定缺陷, 如使用时间超过 3 小时采集主机会发热, 使系统内部产生噪声, 干扰信号的采集, 而且价格昂贵, 体积较大, 不方便移动; 其次是没有液晶屏进行显示, 只有一两个指示灯, 当发生故障上位机无法正常连接时较难处理。

本系统可实现对人体心电信号的长期监控和分析, 并且对心电数据保存。本设计系统优点如下:

(1) 与现有的一些生理信号采集设备相比(图 15), 本电路设计简单、系统整体功耗低(可使用电池供电)、发热量低、可以稳定连续运行; 同时使用新型、主频高的控制芯片



国外产品 BIOPAC MP150

图 15 BIOPAC 采集系统

Fig. 15 BIOPAC system



图 16 STM32 采集系统

Fig. 16 STM32 system

(STM32F103RBT6), 能在芯片上实现数据滤波(图 16)。

(2) 系统导出的波形图网格与一般的心电图坐标图纸相同: y 轴方向为每小格 0.1 mV, 每大格为 0.5 mV; x 轴方向为每小格 0.04 s, 每大格 0.2 s。从日本光电心电图机的波形图上来看, ECG 的 RR 间距为 23 个小格(0.92 s), R 点峰值离基线为 5 小格(0.5 mV)(图 17)。而本文设计的采集系统在同个时间段采集的波形 RR 间距 23 小格(0.92 s), R 点峰值离基线为 6 小格(0.6 mV)(图 18)。表明本系统采集的波形时间基准与现有心电图机一致, 仅峰值有差别; 两者相比, 本文设计价格更加便宜, 整个系统设计简单, 且能达到一定的精度, 可供医务人员进一步研究。

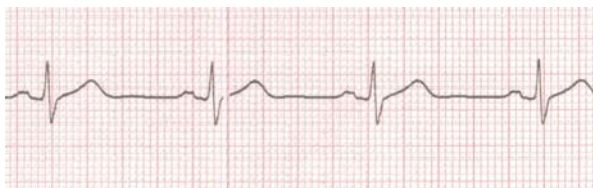


图 17 日本光电心电图机 ECG 图纸(男, 50)

Fig. 17 The ECG signal from an electrocardiograph made by NIHON KOHDEN CORPORATION (man, fifty)

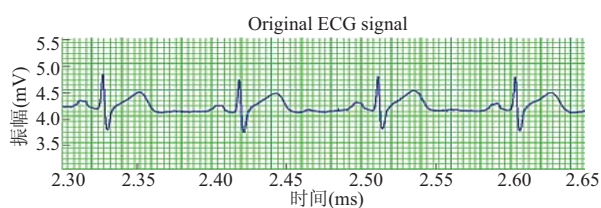


图 18 本文设计的采集系统 ECG 波形图(男, 50)

Fig. 18 The ECG signal from this designed system (man, fifty)

(3) 传统的心电检测系统相比, 本作品结合现在流行的 Android 手机, 利用手机进行数据接收和发送, 使整个系统的实现更加简单和实用, 且容易操作(如图 13)。同时, PC 端上位机功能多样: 显示信号波形, 将采集的数据以文件格式储存, 并对数据进行分析, 供科研人员进一步研究; 可以进行 FFT 分析, 有利于对数据进行正确

的分析; 可以实现多用户连接, 可保存和分析不同用户的心电数据, 并且可以选择某个用户的心电波形进行显示(如图 14)。

5 结论

本作品通过 STM32 对心电数据进行采集, 利用 PC 端上位机显示信号波形, 将采集的数据以文件格式储存, 并对数据进行分析, 实现远程监控心电信号, 同时允许多户链接。且实用性强、造价成本低廉, 操作简单, 可稳定连续运行。联合使用互联网, 可实现在医院等场所进行长期稳定的心电数据监控, 为医疗监护提供有利的帮助。

参考文献

- [1] 牟岚, 金新政. 远程医疗发展现状综述 [J]. 卫生软科学, 2012(6): 506-509.
- [2] Bui AL, Fonarow GC. Home monitoring for heart failure management [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2012, 59(2): 97-104.
- [3] 余泽峰, 王军, 范衡, 等. 基于 Cortex-M4 处理器的多通道生物医学信号采集系统设计 [C] // 广东省生物物理学会 2013 年学术研讨会论文集, 2013.
- [4] MP System Hardware Guide [OL]. [2013-09-10]. <http://www.biopac.com>.
- [5] 陈欣. 基于智能手机 Android 平台的远程医疗监护系统的设计 [D]. 成都: 成都理工大学, 2013.
- [6] 范晨灿. 基于蓝牙 4.0 传输的 Android 手机心电监护系统 [D]. 杭州: 浙江大学, 2013.
- [7] Guo XQ, Duan XH, Gao HQ, et al. An ECG monitoring and alarming system based on android smart phone [J]. Communications and Network, 2013, 5(3): 584-589.
- [8] 刘杰, 王波, 刘文. 多生理信号参数检测电路设计 [J]. 生物医学工程学报, 2009, 26(6): 1230-1233.
- [9] Singh N, Ayub S, Saini JP. Design of digital IIR filter for noise reduction in ECG signal [C] // 2013 5th International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks, 2013: 171-176.
- [10] 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.
- [11] 牛传莉. 心电信号预处理和波形检测算法的研究 [D]. 北京: 北京交通大学, 2009.