

# 基于 Measurement Studio 的心音信号 采集与分析系统\*

康立富 孙静 王云 黄红波 王威廉

(云南大学信息学院 昆明 650091)

**摘要:** 设计一款便携式心音采集分析设备,并能定位出第一心音(S1)与第二心音(S2)。以 Measurement Studio 作为开发平台,实现对先天性心脏病人心音信号的采集、存储和分析工作。采用双阈值分段定位法来定位 S1 与 S2。系统较好的完成对病人心音信号的采集、存储、回显和播放功能。对心音杂音滤波效果明显,滤波后的包络能够较好定位 S1 与 S2。通过该系统完成先心病的普查工作,比起专家亲自去边远山区现场听诊,更方便快捷,为未来心音听诊设备的开发奠定基础。

**关键词:** 心音采集;心音信号;先天性心脏病;Measurement Studio;心音分析

**中图分类号:** TN274+.2 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.99

## PCG acquisition and analysis system based on measurement studio

Kang Lifu Sun Jing Wang Yun Huang Hongbo Wang Weilian

(School of Information Science and Technology, Yunnan University, Kunming 650091, China)

**Abstract:** To design a portable heart sound collection and analysis device, and can locate the first heart sound (S1) and the second heart sound (S2). Measurement Studio was used as the development platform to realize the acquisition, storage and analysis of heart sounds of congenital heart patients. In this paper, the double threshold segmentation method is used to locate S1 and S2. The system better to complete the patient heart sound signal acquisition, storage, echo and playback function. The effect of sound filtering is obvious, and the envelope after filtering can locate S1 and S2 well. Through the system to complete the census of congenital heart disease, compared to the experts personally go to the remote mountain area on-site auscultation, more convenient and quick. For the future development of heart sound auscultation equipment to lay the foundation.

**Keywords:** heart sound collection; PCG; CHD; Measurement Studio; heart sound analysis

## 0 引言

目前先心病在临床上常用治疗方法主要分为两部分,一是爱心普查,通过专家医生听诊,诊断是否有先天性心脏病;二是通普查,对患病儿进行手术医治。通过初步诊断,再利用超声心动图进行精确诊断,判断病理类型,进行手术治疗。心脏听诊的准确性主要依赖于医师极高的听诊水平和经验判断,具有很强的主观性,有一定的误诊率。

本文主要是设计一款便捷小巧的心音采集分析设备,通过该设备将心音信号数字化之后存储。这样便可以对数字化的心音信号进行后续分析、提取和诊断病理信号的工作<sup>[1]</sup>。回放部分可以将普查的所有信号通过音频播放给专家医师,让其来确认是否为病理信号,然后对具有病理信号

的患者进行后续治疗。通过该系统完成先心病的普查工作,比起专家亲自去边远山区现场听诊,更方便快捷。

## 1 系统整体设计

心音采集系统由两部分构成,前端为硬件电路部分,后端为软件显示分析部分,系统整体设计如图1所示。前端硬件电路部分通过以单片机 STM32 芯片为控制中心,设计外围电路以实现整个采集系统的工作,并对传感器收集到的信号进行放大和滤波功能。STM32 控制 A/D 转换速率,并将转换的数据通过以太网传输模块传输到电脑<sup>[2]</sup>。软件部分主要是通过 Measurement Studio 对前端电路传输过来的数据包进行解包,对心音信号进行实时显示,同时记录病人基本信息,对采集到的信号进行存储。

收稿日期:2017-03

\* 基金项目:国家自然科学基金(61261008)项目资助

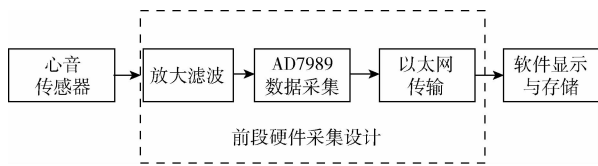


图 1 系统整体设计

## 2 心音放大滤波电路

心音电路的作用是接收心音传感器采集的信号,目前实验室有两种心音传感器,型号分别为 HKY-06B 传感器和 ThinkLabs 公司研发的 THE ONE 传感器。心音电路将对传感器收集到的信号进行相应的滤波放大处理,因为心音是由心脏跳动而产生的信号,因此这种信号很微弱,在信号采集过程中也还会混入周边的噪声,例如随机噪声、呼吸活动等,因此在设计时,需要对信号进行滤波和放大,使信号质量更好。

在心音电路设计中,考虑到心音信号的主要频率成分分布在 5~800 Hz,因此电路中采用高通滤波器,将其数字化部分的极低频成分去掉。

本文所使用的是 3.5 mm 的通用耳机接口,其中 HKY-06B 需要电源供电,而 THE ONE 不需要,所以在设计使用开关(V\_OPEN)提供 5 V 电源给传感器供电。心音传感器将电信号通过 3.5 mm 接口接入采集电路,电路中  $C_{in}$  与  $R_{PCK1}$  构成一个高通滤波器,截止频率由公式(1)得到截止频率约为 0.07 Hz。

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

信号经过电容进行滤掉,只留 0 V 左右的心音信号。在电阻上加上 2.5 V 的直流参考电源,所以心音信号出电容后中心会抬高至 2.5 V。心音传感器转换出电信号约为 200 mV,所以采用 MCP6002 放大芯片进行同向放大,实现将信号进行转换<sup>[3]</sup>。

## 3 A/D 转换电路

主控芯片 STM32 内部包含两个 2 分辨率为 12 位的 ADC,转换频率可以通过编程可以直接控制采样速率,因此选用 STM32 的内部 ADC 来对心电信号进行 A/D 转换<sup>[4]</sup>。

## 4 以太网传输电路

在信号采集时,信号在经 STM32 电路后,转为数字信号,该信号可见,只有信号可见的状态才能在采集过程中记录高质量的心音与心电信号,因此实时传输是整个采集系统中一个关键的环节。心音与心电采样率均为 5 kHz,因此信号在模数转换后数据量大,一般传输协议传输太低,例如串口传输一般 115 200 Kbps,远超实时传输的要求,因此

选用以太网传输可以满足系统实时传输需求<sup>[5]</sup>。由于 STM32 内部没有包含以太网模块,因此选用了 wiznet 公司的 W5500 的以太网芯片,来做网络模块控制芯片。具体框图如图 2 所示。

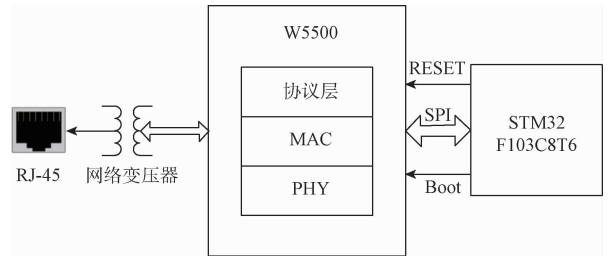


图 2 网络模块总体结构

## 5 Measurement Studio 的心音采集、存储与分析

### 5.1 开发平台简介

本文主要使用 C# 语言开发采集分析系统,联结 Measurement Studio 2010 中 Graph 控件,简化了在 Visual Studio 2010 平台下显示数据波形的不易,同时在 C# 中采用 UDP 协议实现数据传输,实现心音信号的采集工作,并且通过结合 Visual Studio 2010 平台提供的 I/O 文件操作,可以实现将采集到的数据写入文件进行存储以及从文件中读取数据进行回放的功能<sup>[6]</sup>。

### 5.2 心音采集系统软件设计与实现

#### 5.2.1 心音采集系统的软件总设计

根据系统的需求分析和设计要求,该心音采集系统包含 2 部分,欢迎界面和采集界面。欢迎界面主要是给该系统的使用者提供一些引导功能以及个性化的界面。采集界面完成对心音信号的回放和存储任务,当采集到病人的信息之后,需要对病人的基本信息记录,并以此为文件名,保存该病人的心音数据。在波形显示和存储中,需要对波形进行一些控制,比如“暂停采集”,这样可以预防在采集过程出现突发意外情况,当意外解决之后,可以继续对心音信号的采集工作。“刷新”功能可以选择对心音信号不稳定的波形进行清空操作,直至信号稳定之后再行保存。

#### 5.2.2 心音采集系统的具体界面实现

运行软件后,首先进入的是本系统的欢迎界面,在欢迎界面主要由菜单栏 MenuStrip 控件和一张背景图组成,菜单栏包含 3 个选项,“帮助”、“退出”和“采集界面”,点击任何一个按钮都会进入相应的界面,其界面如图 3 所示。

如图 4 所示,该采集界面主要由 Measurement Studio 的 WaveformGraph 控件、Label 控件和 Button 控件组成,主要完成心音信号的采集、实时显示和存储的功用。其中采集主要是通过传感器将心音信号传给前端硬件电路,前端硬件电路将信号放大与滤波,再通过 UDP 传输电路传输给系统软件端,软件系统的采集界面通过对 UDP 传输过来的数据包进行解包,读取出数据。由于该系统通过 UDP 协



图 3 主界面

议接收来自前端电路发送的数据,该界面上方的“本地 IP”和“本地端口”分别对应 IP 地址和端口号,“远程 IP”和“本地端口”分别对应显示传输设备的 IP 地址和端口号。界面中间的 Measurement Studio 的 WaveformGraph 控件用于实时显示数据波形。



图 4 采集界面

采集心音流程如图 5 所示

当一个采集点的心音数据保存完毕之后,重新选择“采集点”,点击“添加”,然后重复上述的工作,当病人的 5 个心音采集点的心音数据都存储完之后,便可以点击“退出”按钮回到系统的主界面,采集模块的功能到此结束。

当点击“退出”按钮的时候,退回到主界面,并且关闭单片机采样、Udp 服务器,将“基本信息”类中中文本框中的文件名的信息全部清空,同时波形显示控件中的波形也被清空。运行结果如图 6 所示。

## 6 心音回放分析

心音回放分析系统包括心音的回放和分析 2 部分,其结构图如图 7 所示。

其中指定波形的回放,用到了 Visual Studio 的 Timer

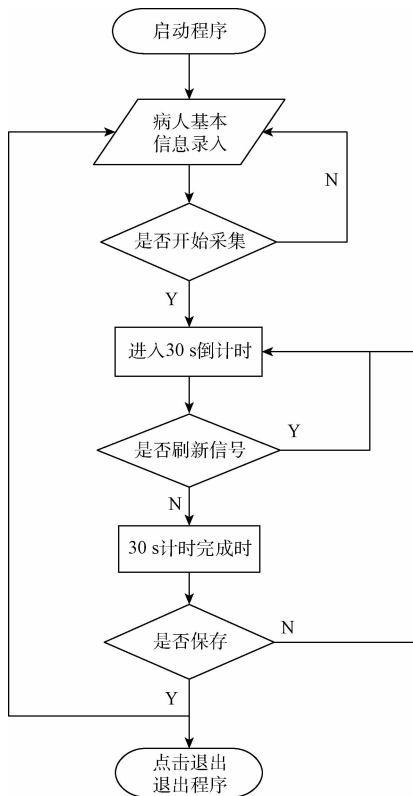


图 5 系统流程

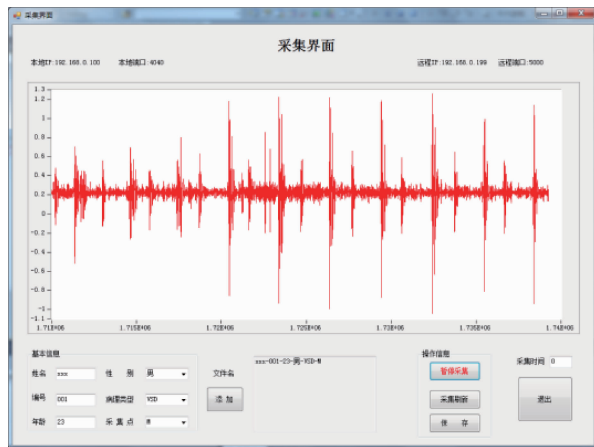


图 6 采集系统工作图

定时器,来满足读取数据的速率与实时采集时的速率一致这一条件,从而真正实现波形的回显。在波形显示的同时,运用 Visual Studio 中的 Media 控件,对心音信号进行播放<sup>[7]</sup>。回放界面如图 8 所示。

心音分析总共分为 3 步。1) 心音信号做预处理时,采用巴特沃斯 5 阶带通滤波器进行心音信号的滤波,去除病房采集时的病房环境噪声和病人的呼吸声<sup>[8]</sup>。巴特沃斯 5 阶带通滤波器可以滤除 40~230 Hz 的噪声,从而使心音波形能够更加清晰的呈现出来。

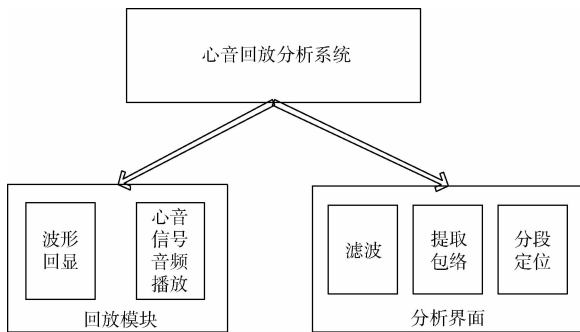


图 7 心音回放分析系统结构

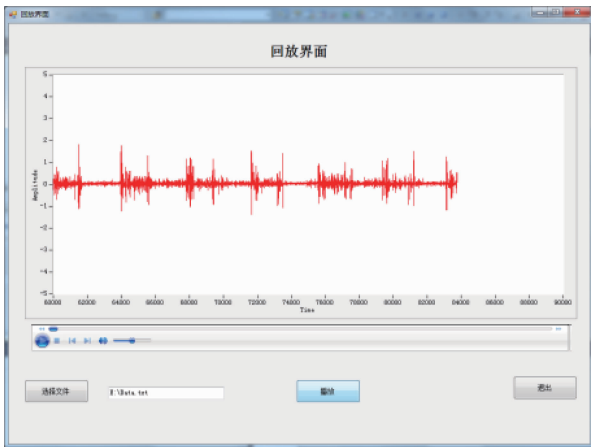


图 8 回放模块运行截图

2) 滤波结束后,先对心音信号进行希尔伯特黄变换,再提取包络,同时对包络进行滤波<sup>[9]</sup>。滤波结果如图 9 所示,其中上波形为原始心音信号,下面为滤波后的信号<sup>[10]</sup>。可以很明显的看出,信号包络质量有改善。

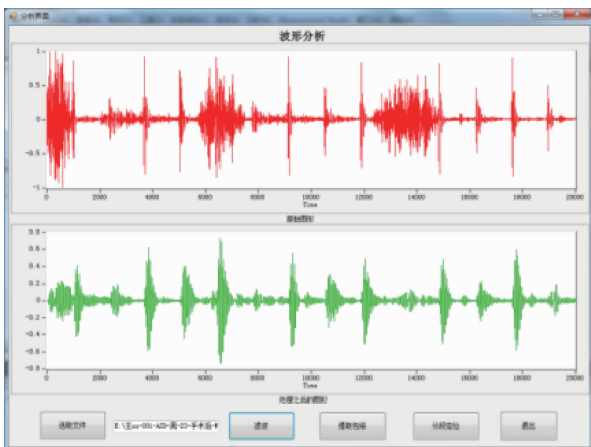


图 9 滤波前后心音信号对比分析

3) 对滤波后的包络,采用双阈值分段定位办法,实现信号分段,定位出第一心音和第二心音<sup>[11]</sup>。目前,由于心音病理信号分析算法的不成熟,本文中的分析模块只做双阈

值分段定位的功能<sup>[12]</sup>。具体病理分类还需要继续研究。具体方法是:调用 MATLAB 经过希尔伯特黄变换后的文件与函数,对“提取包络”按钮编写功能脚本,将结果经参数传递给 WaveformGraph 控件,进行显示<sup>[13]</sup>。当点击“提取包络”按钮之后,其运行结果如图 10 所示,图中上面为心音信号,下面为提取的包络线。

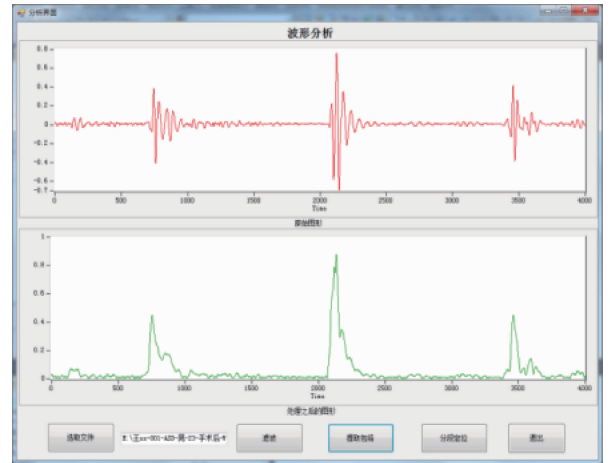


图 10 包络提取

## 7 结 论

通过对心音采集系统和回放分析系统进行多次测试,该系统能很好的完成对病人心音信号的采集存储工作,并且回放部分实现了对心音信号的回显和心音播放功能,分析部分能对信号进行初步的分段定位工作<sup>[14]</sup>。该结果为心音听诊设备开发奠定基础。同时为未来构建心音大数据库提供方便<sup>[15]</sup>。

## 参考文献

- [1] 李江 李晓玉. 基于 HHT 的心音分段和医学指标提取[J]. 控制工程, 2015(1):164-169.
- [2] 吕书信,张北伟,王泽澄. 基于 STM32 分拣搬运机器人控制系统的设计[J]. 国外电子测量技术, 2016, 35(9):101-104.
- [3] 郭瑞. 基于 AD9858 定时信号源模块设计[J]. 现代导航, 2012(3):228-230.
- [4] 周子龙. 基于 Android 智能手机平台的便携式心电监护仪的设计[D]. 武汉:中南民族大学, 2013.
- [5] 马进. 数控工业以太网系统设计与驱动程序开发[D]. 上海:上海交通大学, 2010.
- [6] 周建伙,顾申申. 基于 Visual C# 和 Measurement Studio 混合编程的数据采集分析和绘图软件[J]. 工业控制计算机, 2015(9):24-27.
- [7] 何圣康,赵洽栋. 基于 Android 的心音身份识别系统研究[J]. 杭州电子科技大学学报, 2014(2):65-68.

- [8] 汪其锐,王桂华,王永军. 巴特沃斯数字低通滤波器设计及应用[J]. 山东工业技术, 2016(24):251-251.
- [9] 陈洁,侯海良,罗良才,等. 基于双门限的第一、第二心音自动识别方法[J]. 计算机工程, 2012, 38(16): 174-177.
- [10] 白芳芳,苗长云,张诚. 心音信号去噪算法的 MATLAB 仿真及 DSP 实现[J]. 新型工业化, 2011(8):77-84.
- [11] 刘奇. 基于 OMAP3530 的心音和心电信号采集、处理与传输系统设计[D]. 济南:山东大学, 2011.
- [12] 郭兴明,蒋鸿,郑伊能. 基于改进的维奥拉积分方法提取心音信号包络 [J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(10):2352-2358.
- [13] 行鸿彦,黄敏松. 基于 Hilbert-Huang 变换的 QRS 波检测算法研究 [J]. 电子测量与仪器学报, 2009, 32(7):1469-1475.
- [14] 黄政钦,孙静,张丽娜,等. 心音、心电采集系统设计与信号预处理 [J]. 电子测量技术, 2014, 37(9): 117-121.
- [15] 彭宇,庞景月,刘大同. 大数据:内涵,技术体系与展望[J]. 电子测量与仪器学报, 2015,29(4):469-482.

## 作者简介

**康立富**,1989 年出生,云南大学信息学院物联网工程专业在读研究生,主要研究方向为嵌入式系统设计、软件开发、生物医学信号处理。

E-mail:1212tomny@163.com

**孙静**(通讯作者),云南大学信息学院副教授,硕士生导师,主要研究方向为数字电视及通信电路集成、宽带无线通信、移动通信。

E-mail:sunjing@ynu.edu.cn

**王云**,1993 年出生,云南大学信息学院电子与通信工程在读硕士研究生,主要研究方向为软件开发、生物医学信号处理。

**黄红波**,1991 年出生,云南大学信息学院电子与通信工程在读硕士研究生,主要研究方向嵌入式系统设计,信号与信息处理。

**王威廉**,云南大学信息学院教授,主要研究方向为信号处理与模式识别、生物医学信号处理、数模混合 IC 及 ASIC 设计。