

# 一种心音检测仪的设计与实现

魏 敏<sup>1</sup>, 孙科学<sup>1,2</sup>, 王晨曦<sup>1</sup>, 黄敏豪<sup>1</sup>

(1. 南京邮电大学 电子科学与工程学院, 江苏 南京 210023;

2. 江苏省射频集成与微组工程实验室, 江苏 南京 210023)

**摘 要:** 随着现代社会的飞速发展, 人们的生活水平越来越好, 但心脏病等疾病的发病率也越来越高。然而大多数的心脏检测设备体积过大且价格昂贵, 无法满足大多数人的需求。文中设计了一个心音信号综合采集分析系统。该系统以凌阳 SPCE061A 单片机为控制核心, 运用传感器、A/D 转换、滤波放大、FPGA 信号处理等技术手段, 采用传感器对人体的心音信号进行采集, 经过信号处理电路对信号进行滤波放大等处理, 通过 FPGA 和单片机将采集到的数据进行分析计算并用扬声器输出。结果表明, 该系统能够精确采集并处理心音信号, 这种具有实时播报的功能, 不仅能够方便病人的自我诊断, 同时也可以让患者更及时的就医。

**关键词:** 心音采集; A/D 转换; FPGA; 语音播报

**中图分类号:** TP311.1

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1673-629X(2016)05-0179-04

doi: 10.3969/j.issn.1673-629X.2016.05.039

## Design and Implementation of a Heart Sound Detector

WEI Min<sup>1</sup>, SUN Ke-xue<sup>1,2</sup>, WANG Chen-xi<sup>1</sup>, HUANG Min-hao<sup>1</sup>

(1. School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University of Posts and

Telecommunications, Nanjing 210023, China;

2. Jiangsu Province Engineering Lab of RF Integration & Micropackage, Nanjing 210023, China)

**Abstract:** With the rapid development of modern society, people's living standard is improving, but the probability of heart disease incidence is higher. However, most of the cardiac testing equipment is too large and expensive to meet the needs of most people. In view of this, a Sunplus SPCE061A is designed as the control core, collected by sensor signal, A/D conversion, filter and FPGA amplification technology analysis system. The system uses the heart sound signal on the human body sensor, then through filtering and FPGA signal processing, finally the SCM data collected will be used to calculate and output by the speaker. The results show that the system can be the perfect collection and processing of heart sound signal. This real-time broadcast function can not only be very convenient for patients to self-diagnosis, but also be timely medical treatment.

**Key words:** heart sound acquisition; A/D conversion; FPGA; voice broadcast

## 0 引 言

传统的心音图仪在心音存储、数据处理上存在着较大的局限性, 而且不具备量化分析功能, 因而临床应用较少。随着数字技术的发展, 国内外再次出现心音研究的热潮。研究内容包括心音信号检测、分析、识别、模拟以及心音信号处理的临床应用<sup>[1]</sup>。

目前已有大量与心音相关的研究成果不断出现, 如基于 LabVIEW 平台的心音分析虚拟仪器<sup>[2]</sup>、便携式

心音检测仪、电子听诊器<sup>[3]</sup>、基于 Android 平台的心音识别系统<sup>[4]</sup>等应用。其中大量的研究表明, 对心音信号的滤波和提取包络是决定系统性能的关键因素。

文中介绍了一种基于 SPCE061A 的语音心音检测仪的设计与实现方法。该系统不仅能基于对心音信号的时频域分析<sup>[5]</sup>有效地对心音信号进行滤波、提取包络, 还能通过凌阳单片机在扬声器中的实时语音播报

收稿日期: 2015-05-29

修回日期: 2015-09-03

网络出版时间: 2016-05-05

基金项目: 江苏省高校自然科学研究面上项目(15KJD510001); 南京邮电大学实验室工作研究重点课题(2015XSG02); 南京邮电大学重点教学改革项目(JG03314JX54, JG03314JX53)

作者简介: 魏 敏(1994-), 女, 研究方向为数字信号处理及其 FPGA 实现; 孙科学, 副教授, 研究方向为电子电路设计、嵌入式系统与通信软件设计。

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1450.TP.20160505.0815.028.html>

测试结果,方便病人及时了解自身心音变化情况,具有灵活轻便、易于携带、可靠性高等特点,提高了心音听诊的及时性和准确性。

## 1 心音信号分析

心音是由心肌收缩,心脏瓣膜关闭和血液撞击心室壁、大动脉壁等引起的振动所产生的声音。每一心动周期可产生四个心音,一般均能听到的是第一和第二心音。心音信号具有微弱性、低频特性和不稳定性。时域分析中,第一心音的特点为音响低钝,第二心音的特点为音调较高而清脆。第一心音与第二心音的时间间隔称为心脏收缩期,第二心音和下一心动周期的第一心音的时间间隔称为心脏舒张期。

在采集心音信号的过程中,会引入部分噪声,这些噪声会影响到心音的分析结果<sup>[6]</sup>。影响心音信号的噪声主要包括以下几种:50 Hz 工频及其各次谐波的干扰,由于呼吸和运动所产生的电极接触噪声,肌肉收缩产生的噪声,电子装置产生的噪声。通过采取适当的措施,可将心音信号噪声降到一定的程度,但仅依靠模拟信号处理并不能完全解决噪声干扰问题,需考虑采用数字滤波技术处理心音信号。文中采用基于小波去噪的自适应滤波器以提高心音信号的信噪比。

设输入信号为  $d(t)$ , 含噪心音信号为  $s(t)$ , 其他干扰信号为  $v(t)$ , 即  $d(t) = s(t) + v(t)$ ; 参考输入信号为  $x(t)$ , 且满足  $x(t)$  与  $v(t)$  无关、与  $s(t)$  相关。

参考输入信号  $x(t) = [x_n, x_{n-1}, \dots, x_{n-p}]^T$ , 权重矢量  $\omega = [\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_p]^T$ , 根据 LMS 算法, 输出信号  $y(t) = \sum_{k=0}^{p-1} \omega(k) x(t-k) = \omega^T X$ , 误差信号  $e(t) = d(t) - y(t)$ , 而逐次更新权重公式为:  $\omega(t+1) = \omega(t) + 2\mu e(t) X$ 。其中,  $\mu$  是控制因子, 可以控制自适应的收敛速度与稳定性。

按照误差信号均方值  $E[e_n^2]$  最小准则, 即:  $E[y(t) - s(t)] = \min$ , 基于 LMS 算法的自适应滤波器的输出  $y(t)$  将趋近于  $s(t)$ , 可将干扰成分  $v(t)$  消除。该算法流程图如图 1 所示。

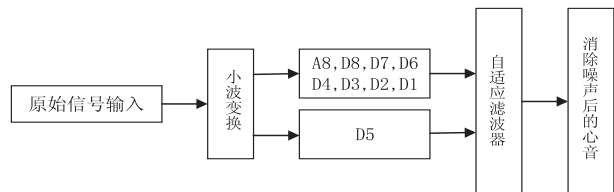


图 1 自适应小波变换流程图

## 2 系统整体设计方案

从总体上来说,心音检测仪就是一个智能化信号

采集处理系统,结构上主要由完成人体心音信号采集、滤波、放大、比较等功能的前端硬件电路部分<sup>[7-9]</sup>和完成数据分析、处理和输出的微机控制部分组成,这两大部分协调配合完成整个系统功能。系统框图如图 2 所示。

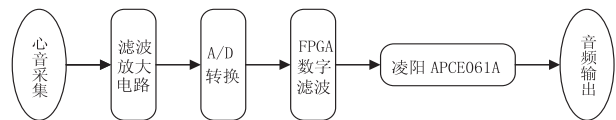


图 2 心音检测仪系统框图

### 2.1 前段硬件电路设计

心音的听音范围为 20 ~ 600 Hz, 由于心音信号比较微弱, 于是采用抗灵敏度高、抗干扰能力强的新型高分子聚合材料微音传感元件作为心音的采集探头。参数如下: 电源使用 3 ~ 4 VDC; 功耗小于 1 mA; 频率响应在 1 ~ 600 Hz; 灵敏度大于 4 mVPa。

低通滤波<sup>[10]</sup>部分采用巴特沃兹二阶低通滤波电路。由于心音信号的有用部分集中在 0.05 ~ 100 Hz 之间, 所以取截止频率  $f_0 = 100$  Hz。然后采用 LM324 进行前置放大<sup>[11]</sup>, 经前置放大后差动信号转换为单端信号, 由于输出幅度较小, 必须经过再次放大后输入到模数转换电路。由于测量电路器件本身存在噪声和其他干扰, 同时输入信号幅值较小, 需要加入二阶低通滤波电路抑制杂散信号。在具体电路设计中, 通过先仿真后搭建硬件电路, 在调测过程中选取适当的电容、电阻值, 确保低通滤波效果。

对于心音检测仪<sup>[12-15]</sup>来说, 如何准确地测出心率是关键。文中设计方案针对心音的脉冲特性, 采用以超低失调电压运放 OP07 为核心的迟滞比较电路, 将经过前端处理的心音信号整合成矩形脉冲信号, 再输入到单片机管脚中进行计数, 就可以很方便地测出心跳速率。

### 2.2 FPGA 数字滤波器

数字滤波器对采集回的信号进行谱分析, 将频域中的噪声信号和有用信号进行分离。该方法是基于频域的处理方法, 因此只适用于有用信号和噪声信号频谱未发生重叠的情形。而由心音传感器采集回的信号, 其有用部分和噪声部分在频谱中是混叠的, 经典的数字滤波器的方法效果不明显。为了解决该问题, 文中采用非线性数字滤波方法, 即基于小波变换的数字滤波。具体过程如下: 首先要在小波变换域对信号进行小波多层分解, 同时对小波系数进行非线性处理, 如削切以及阈值处理等, 通过以上步骤实现去噪的目的。采用经典方法去噪常常会导致信号高频区信息丢失的问题, 小波去噪可在一定程度上避免该问题的发生。

在信号时间内对其进行小波分解以获取小波系数中的最大值, 该值与分解尺度成正相关且存在峰值。

分解得到的小波系数最大值会因为噪声的负奇异性而  
随着分解尺度的增加逐渐减小,均匀分布在分解的各  
层内。实现信号与噪声在时域、频域上的分离。

由于小波变换去噪的运算量较大,不易于通过单  
片机实现,因此文中采用现场可编程门阵列(Field-  
Programmable Gate Array, FPGA)<sup>[16]</sup>实现。FPGA 具有  
的丰富硬件资源为实现小波算法提供了可能性。FP-  
GA 采用并行处理的结构,可以处理复杂功能的程序,  
在设计的过程中便于修改,能够高效地实现小波变换  
去噪。将分布式算法的思想转换成查找表的操作,可  
以大大提高信号处理的运算速率。

信号的小波去噪可以分为三个步骤进行:第一步  
是小波分解。首先选取合适的小波基对染噪信号在小  
波域进行分解,可获得  $N$  层的高频系数和低频系数。  
第二步需要对获得的高频系数进行阈值处理。其中,  
第 1 层到第  $N$  层的高频系数与各自的阈值进行比较,  
进行相应的数值处理。最后一步是小波重构。将低频  
系数与阈值处理后的高频系数的数值重新组合,从而  
完成小波去噪过程。

在实际硬件设计和实现中,使用 XILINX 公司的  
spartan3E 的 XC3S500E FPGA 来实现数字滤波器。首  
先通过 AD 采样将模拟信号转换成数字信号。数据将  
从 IO 口传到 FPGA 内部,FPGA 内部收到数据后会启  
动小波去噪模块,从硬件上实现数据采集和自适应小  
波去噪的过程,并传输给下一级电路,有效地提高了心  
音信号的信噪比。其中,AD 转换器为 AD 公司的  
AD7482,数值存储采用的是美国美光的 MT48LC8  
M16A2,采用 FTDI 公司 FT245R 芯片作为通用串行总  
线转换芯片进行数据传输。

2.3 单片机数据采集系统设计

凌阳的 SPCE061A 单片机最多可处理 16 位数据,  
具有部分 DSP 功能,最高时钟频率可达 49 MHz,有较  
强的信号处理能力。这些为语音的播放、录放、合成以  
及辨识提供了必要的条件。将语音处理部分分解为  
A/D、语音编码、数据存储、语音解码以及 D/A 等部  
分,如图 3 所示。

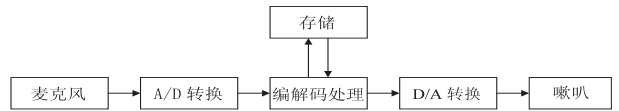


图 3 单片机对语音的处理过程

SPCE061A 的开发环境为在线调试器 PROBE,它  
集成了编程器(即程序烧写器)和实时在线调试器的  
功能。通过 PROBE 利用 SPCE061A 片中内部嵌入的  
在线仿真电路 ICE,即 In-Circuit Emulator 接口可以实  
现单片机的在线串行编程。在线调试器是在凌阳 IDE  
的集成开发环境软件包下工作的,通过 5 芯的仿真头  
直接连接到目标电路板上的芯片的对应管脚上,实现  
对目标电路板上的 SPCE061A 芯片中用户所编写的程  
序直接进行调试和运行的功能。在线调试器 PROBE  
采用标准的 25 针打印机接口,便于通过计算机打印口  
实现与上位机的通讯。此外,通过计算机 IDE 集成开  
发环境软件包,可实现在线调试功能。

使用麦克风所产生的 WAVE 文件会占用大量存  
储空间,凌阳 SPCE061A 为这一问题提供了解决途径,  
即 SACM-LIB 库。库中包括了 A/D、D/A 模块、解编  
码模块以及存储模块。了解每个模块所要实现的功能  
及其参数后,可通过调用每个模块对应的应用程序接  
口 API 函数实现该功能,如表 1 所示。

表 1 SACM-LIB 库中模块及其算法类型

模块名称 (Model-index)	语音压缩编码率类型	资料采样率/kHz
SACM_A2000	16 kbit/s, 20 kbit/s, 24 kbit/s	16
SACM_S480/S720	4.8 kbit/s, 7.2 kbit/s	16
SACM_S240	2.4 kbit/s	24
SACM_MS01	音乐合成 (16kbit/s, 20 kbit/s, 24 kbit/s)	16
SACM_DVR (A2000)	16 kbit/s 的资料率, 8k 的采样率, 用于 ADC 通道录音功能	16

在 SACM-LIB 中, SACM\_A2000 和 SACM\_S480 两  
种放音算法较为常用。在使用中会遇到添加语音资源  
的问题, WAV 文件需要按照压缩比压缩为资源表形式  
才能在程序中调用。凌阳提供专门压缩的 Windows 工  
具,该工具允许选择一个或多个 WAV 文件进行压缩。  
压缩编码可以实现高效存储和转换。在实际操作中,  
未经压缩编码的音频资料会占用大量的存储空间,若  
直接对其进行传输和存储会大大影响检测系统的效  
率。资料压缩能够实现对信号趋势的预测和冗余信息  
的处理,在占用较少资源的情况下处理更多的信息,节  
省内存资源,缩短传输时间。

由于语音编程技术较为成熟,也可以考虑在原有  
程序的基础上加入一些模块化程序,如键盘。语音文  
件的播放、停止、暂停、恢复以及音量的大小等可以  
通过按键控制。因此为用户提供了一个接口文件 Key.  
inc 作为资源使用模块,模块中定义了可供系统调用的  
与按键扫描相关的子程序。在模块中的 Key.asm 文件  
中,定义了程序中所需要全局和局部变量。该文件是  
上述接口中定义各子程序的程序实体。

2.4 系统软件设计与实现

模块化设计原则在整个程序设计的过程中都有体  
现,主要包含 IO 口读取数据、数据存储、心率计算、语



音输出播放等子程序模块。该系统通过主程序来控制程序主体流程,通过调用子程序来实现各项心音检测功能。系统的主程序流程图如图 4 所示。

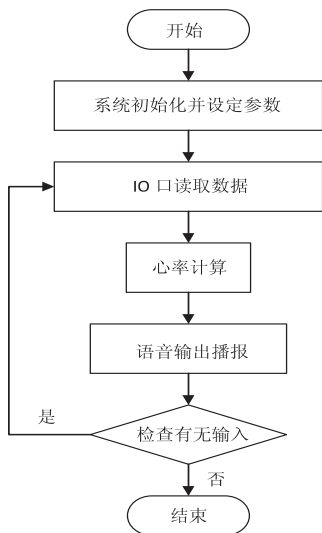


图 4 主程序流程图

特定的 I/O 端口需要根据系统的需求进行相应的初始化,即根据系统的输入、输出需求,将相应的 I/O 端口设置为输入状态或输出状态,然后通过主循环来实现 Data 单元数据和 Buffer 单元数据的读取和写入。

此外,使用 SACM\_A2000 压缩算法进行语音播放的过程需先经历一次语音播放初始化,其中包括数据的读取、语音队列的填充或者解压缩,以及语音的输出播放这几个步骤。初始化可选择自动方式或者手动方式。选择自动播放时,只要调用 SACM\_A2000\_Service-Loop() 函数就可以方便地实现取数据,填充语音队列及解压缩的功能。

最终程序实现如下功能:主函数首先进行键盘按键扫描,当检测到 Key1 键被按下时,开始播放提示音,准备进行心音检测。同时,定时器开始定时 30 s,计数器记下在此期间的心跳脉冲数目。当到了 30 s 的定时时间之后,计数程序立刻被中断,并对所记录数值的两倍除以 10 进行取余,得出个位和十位后,最后语音播报出心跳脉冲速率。

### 3 结束语

在目前的医疗领域内,心音检测技术已被广泛应用于临床诊断,在取得了较好检测效果的同时,硬件设备的操作使用也十分简单方便,有较高的实用性。文中侧重于对心音检测仪的硬件研制和软件开发过程。根据仪器参数的要求,结合大量相关资料绘制出各模块的电路图并通过硬件电路实现各项功能。软件方面遵循模块化设计原则,功能程序设计简洁明了,并在文中画出了整体程序的流程图,对各功能进行了详细的注解。为了能更直接清晰地观测心脏的跳动情况,也

可以在该系统的基础上添加显示模块,进一步完善系统功能。

### 参考文献:

- [1] 季安,郭兴明,肖守中.心音检测仪的研究进展[J].现代科学仪器,2006(6):34-36.
- [2] 张会香,成谢锋.LabVIEW 平台上的心音分析虚拟仪器设计[J].计算机技术与发展,2010,20(11):217-220.
- [3] 樊容.低噪声电子听诊器的设计[J].电子设计工程,2014,22(24):130-133.
- [4] 成谢锋,刘伟.基于 Android 平台的心音识别系统的研究[J].计算机技术与发展,2015,25(2):152-155.
- [5] Rajan S, Budd E, Stevenson M, et al. Unsupervised and uncued segmentation of the fundamental heart sounds in phonocardiograms using a time-scale representation[C]//Proc of 28th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society. [s. l.]: IEEE, 2006: 3732-3735.
- [6] 朱冰莲,刘倩.心音信号的自适应小波去噪[J].计算机技术与发展,2006,16(10):83-84.
- [7] 彭军.传感器与检测技术[M].西安:西安电子科技大学出版社,2003.
- [8] Kumar D, Carvalho P, Antunes M, et al. Near real time noise detection during heart sound acquisition[C]//Proc of 15th European signal processing conference. [s. l.]: [s. n.], 2007.
- [9] 陈粤初.单片机应用系统设计与实践[M].北京:北京航空航天大学出版社,1998.
- [10] 陈惠开.无源与有源滤波器—理论与应用[M].北京:人民邮电出版社,1996.
- [11] 康华光.电子技术基础—模拟部分[M].第4版.北京:高等教育出版社,1998.
- [12] Falk T H, Chan W Y. Modulation filtering for heart and lung-sound separation from breath sound recordings[C]//Proc of 30th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society. [s. l.]: IEEE, 2008: 1859-1862.
- [13] Hsieh B P, Unver K, McNulty E, et al. The amplitude ratio of the first to second heart sound is reduced in left ventricular systolic dysfunction[J]. International Journal of Cardiology, 2010, 145: 133-135.
- [14] Mehta N J, Khan I A. Third heart sound: genesis and clinical importance[J]. International Journal of Cardiology, 2004, 97(2): 183-186.
- [15] El-Segaier M, Lilja O, Lukkarinen S, et al. Computer-based detection and analysis of heart sound and murmur[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2005, 33(7): 937-942.
- [16] 王香云.基于 FPGA 的小波去噪的硬件实现[J].激光技术, 2013, 37(6): 786-790.