

# 基于STM32的脉搏信号检测系统设计

山东科技大学电气与自动化工程学院 孟维良 王胜男 李 凯

**【摘要】**脉搏信号包含着许多和人体生理状况有关的参数信息,尤其是和心血管疾病相关。因此,脉搏信号的检测是我们健康体检中不可或缺的一项指标。为了让人们更加方便自己测量脉搏信息,本文设计出一款基于STM32脉搏信号检测系统。该系统主要包括脉搏传感器、信号调理电路、STM32微处理器、LCD显示模块以及脉搏信号的去噪处理等。通过实验表明,该检测系统测量精确,为用户的生活带来方便。

**【关键词】**脉搏传感器; STM32; LCD; 小波变换

DOI:10.19353/j.cnki.dzsj.2017.07.085

## 1. 引言

近几年,随着人们的生活水平的提高,心血管发病率逐渐升高,脉搏波所呈现出的形态、强度、速率和节律等方面的综合信息,在很大程度上反映出人体心血管系统中生理病理的血流特征<sup>[1]</sup>。本文设计了一款基于STM32的脉搏信号的检测系统,实现了对脉搏速率与周期的检测与显示。

## 2. 系统方案与硬件设计

### 2.1 系统总体方案

脉搏信号检测系统由STM32处理器、脉搏传感器、调理电路、LCD显示模块以及脉搏信号的去噪处理,其系统框图如下:

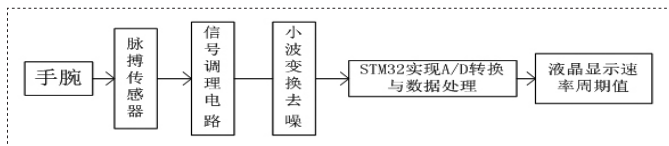


图2.1 系统总体框图

### 2.2 系统硬件设计

#### 2.2.1 脉搏传感器

基于对脉搏信号采集的要求,我们采用HK-2000B+脉搏传感器。它采用高度集成化工艺将力敏元件(PVDF压电膜)、灵敏度温度补偿元件、感温元件集成在传感器内<sup>[2]</sup>。它的具体特点如下:

1、供电电压(V): 3~5DC; 2、压力量程(Hg): -50~+300mm; 3、灵敏度(uV/mmHg): 灵敏度高、数值为2000; 4、模拟电压输出: -0.1~0.6V; 5、精度: 0.5%。

#### 2.2.2 信号调理电路

采集的脉搏信号幅值很小,只有mV级别。要想利用STM32进行处理,就必须设计信号放大电路,将脉搏信号幅值放大。同时脉搏信号频率较低,容易受到外界多种噪声信号的干扰,因此还要对信号进行滤波处理。

##### 1、放大电路

本论文的放大电路选择MCP6001作为运放,它的特点具体如下:

(1)体积小、功耗低、噪声小;(2)供电电压为: 1.8V-5.5V;(3)供电电流: IQ=100μA(典型值);(4)1MHz增益带宽积(典型值)。

MCP6001的构成的放大电路如图2.2所示:

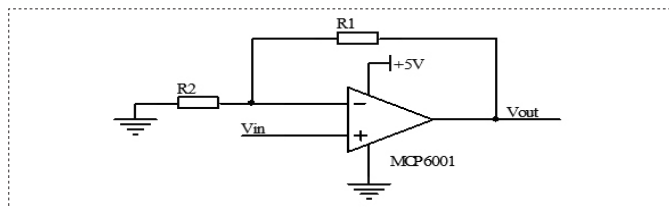


图2.2 MCP6001放大电路

这是MCP6001的单运放,其中引脚VDD = +1.8V至+5.5V, VSS = GND, Vin+与Vin-构成差分输入信号, Vout为输出端。在电路图中,设置MCP6001的电压为+5V,根据输入与输出的关系,我们可得到其放大倍数为A为:

$$A = \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_1}{R_2}$$

根据本论文的要求,要使脉搏信号的幅值达到2.4V~3.7V,需要满足A=5。因此,设置R2=10K,R1=40K。

#### 2、脉搏信号的滤波电路

经传感器输出的脉搏信号频率分布在0.5Hz-10Hz之间。由于脉搏信号的最高频率不超过40Hz,因此设置低通滤波的截止频率设为40Hz。电路图如图2.3所示:

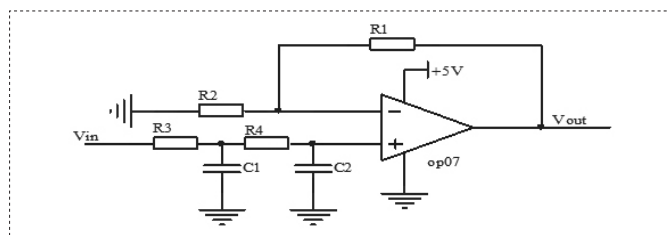


图2.3 滤波放大电路

在电路中,一设R3=R4=R, C1=C2=C, 则:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

电压放大倍数表达为:

$$A = \frac{1 + \frac{R_1}{R_2}}{1 - \left(\frac{f}{f_0}\right) + j3 \frac{f}{f_0}}$$

解出截止频率为:

$$f_p = 0.37 f_0 = 0.37 \times \frac{1}{2\pi RC}$$

根据 $f_p=40$ ,得 $RC=1.47 \times 10^3$ ,取 $C=0.1\mu F$ ,则 $R=14.7K$ 。

由于此电路不需要放大,所以 $\frac{R_1}{R_2}$ 尽量取小,在此取 $R_2=1K$ , $R_1=10K$ 。

## 3. 系统软件设计

下位机设计主要包括主控芯片STM32程序设计、LCD显示程序设计等。

### 3.1 STM32主控程序设计

STM32作为整个系统的核心,系统上电时它首先对各个外设模块进行初始化配置,其初始化操作如下:

#### (1)定时器中断初始化

本设计选取通用定时器TIM3,设置定时器TIM3的自动重载计数周期值arr,预分频系数psc,模式为向上计数方式。这样就可以得到定时时间 $T_0$ 为:

$$T_0 = ((arr + 1) * (psc + 1)) / T_C$$

本设计要实现1ms定时,因此令arr=9,psc=7199,得到 $T_0=1ms$ 。即每定时1ms,TIM3就会产生一次中断,来计算脉搏数值。

#### (2)A/D转换初始化

本课题选择STM32 ADC1的通道1来实现A/D转换,具体设置如下步骤:

(1)设置ADC1的时钟。由于ADC1的时钟要求不超过14Mhz,而主时钟的频率为72Mhz,因此我们设置分频因子为6,则ADC1的时钟为: $f_{abc}=72/6=12MHz$ 。

#### (2)初始化ADC1参数。

#### (3)设置采样时间、采样通道。

ADC1的而转换时间为: $T_{cov}$ =采样时间+12.5个周期

本论文设置ADC1时钟 $f_{clk}=12\text{MHz}$ , 采样时间为55.5个时钟周期。

转换时间为:  $T_{cov}=55.5+12.5=68$ 周。因此, ADC1单次转换的时间为:

$$T=T_{cov}/f_{clk}=5.7\mu\text{s}$$

以上就是ADC1的基本初始化, 其中ADC1的转换是由软件启动而不是外部触发。本课题设置采样频率为1000Hz, 即每隔1ms采集一次。所以我们设置定时器的时间为1ms, 即每隔1ms定时器触发ADC1转换一次。

### 3.2 LCD显示软件设计

本系统采用ILI9341作为LCD的控制芯片, 分辨率为320\*480。通过操作ILI9341常用的几个指令, LCD就能够清晰显示数字、字符、汉字以及彩色图片。在STM32中, 利用FSMC接口来驱动LCD的显示工作。通过实验, 我们获得脉搏信号的采集与显示。

### 3.3 小波变换与脉搏信号去噪

给定平方可积的信号, 即 $f(x)$ ,  $f(x) \in L^2(\mathbb{R})$ , 则 $f(x)$ 的连续小波变换表示为:

$$\begin{aligned} W_f(a, b) &= \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{\mathbb{R}} f(x) \psi^* \left( \frac{x-b}{a} \right) dx \\ &= \int_{\mathbb{R}} f(x) \psi_{a,b}^*(x) dx = \langle f(x), \psi_{a,b}(x) \rangle \end{aligned}$$

式中 $a$ ,  $b$ 和均是 $x$ 连续变量, 因此称该式为连续小波变换。 $b$ 是时移因子,  $a$ 是尺度因子。 $\psi_{a,b}(x)$ 是基本小波经过移位和伸缩所产生的一类函数, 称之为小波函数, 简称小波基。

小波变换去噪是根据脉搏信号和噪声的小波系数在不同的尺度上具有不同性质的机理, 把含有噪声的信号分解到各个尺度区域中, 在小波域采用其他数学方法对含噪信号的小波系数进行处理<sup>[3]</sup>。处理的是实质在于减小甚至完全剔除噪声系数, 同时最大限度的保留真实信号系数。本文中我们选取小波变换阈值法进行脉搏信号信号的去噪。其具体的计算步骤如下: (1)对信号进行小波变换; (2)阈值的确定; (3)阈值函数确定; (4)小波重构。

阈值的确定与阈值函数的选取决定了去噪的效果。本文中, 利用sym8小波对脉搏信号进行5层分解, 同时确定SURE阈值、软阈

值函数处理进行去噪。对噪声系数进行置零去噪, 对脉搏信号系数压缩缩减, 并进行系数重构, 即可去除脉搏波中的相关噪声。利用小波降噪函数仿真之后的结果:

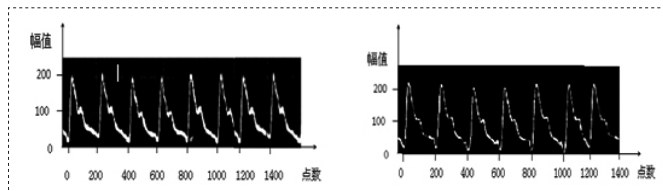


图3.2 原始脉搏信号

图3.3 去噪后的脉搏信号

## 4. 结束语

该设计利用STM32与脉搏传感器模块组成脉搏测量系统, 经过测试, 系统稳定且测量精确, 实现了方便快捷。同时充分考虑在设计过程中遇到的各种变量和信号干扰, 因此利用了小波分析的算法进行软件滤波。去噪后的脉搏信号更加接近于原始信号, 提高了测量系统的精度, 用户使用更加简易。

### 参考文献

- [1]程咏梅,夏雅琴.人体脉搏检测传感器及信号处理系统[J].第十一届全国实验力学学术会议,2005:353-357.
- [2]赵玉红.基于STM32人体脉搏无线监测系统的设计[J].信息技术与信息化,2015:35-38.
- [3]李苗苗,董琪.基于STM32的无线脉搏信号监测系统[J].计算机与现代化,2012,(2):198-201.
- [4]王华亮.基于蓝牙传输的便携式脉搏信号检测与分析系统[J].电子世界,2011:24-27.
- [5]戴义桥.基于嵌入式的脉搏波监测系统的研究与设计[J].电子测量技术,2015:57-60.

(上接第112页)

在1楼。其次调试“上行”功能如图5, 按下第8层楼的按钮开关, 数码管就会显示到第8层楼的层数, 此时该楼层灯点亮, 电梯运行时会出现电梯上行的箭头, 到达该楼层时会发出声音信号。最后调试“下行”功能如图6, 按下第2层楼的按钮开关, 数码管就会显示到第2层楼的层数, 此时该楼层灯点亮, 电梯运行时会出现电梯下行的箭头, 到达该楼层时会发出声音信号。

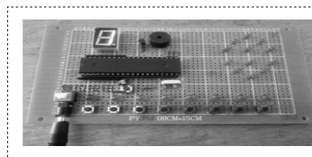


图4 复位功能调试运行图

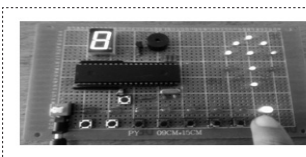


图5 上行功能调试运行图

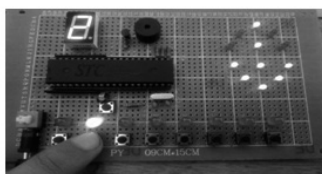


图6 下行功能调试运行图

## 4 结论

基于单片机的8层电梯显示系统设计的这个项目的过程中我深有体会, 首先需要分析吃透课题的技术指标分析电梯显示系统需要达到的要求, 规划系统方案并按照计划的步骤工作, 查阅相关

技术资料设计出8层电梯显示系统原理图, 编写相关程序, 最重要的步骤就是进行调试板的安装与调试, 在这个过程中会出现各种问题并进行修改极大地提升了我的分析问题与解决问题的能力, 巩固了我的专业知识以及对相关知识的理解。

### 参考文献

- [1]杨欣.电路设计与仿真[M].北京:清华大学出版社,2009.
- [2]胡宴如.模拟电子技术(第4版)[M].北京:高等教育出版社,2013.
- [3]王田苗.嵌入式系统设计与实例开发[M].北京:清华大学出版社,2005.
- [4]张友德.单片微型机原理应用与实验[M].北京:复旦大学出版社,1996.
- [5]万长建.用单片机实现高层电梯运行自动控制[M].北京:北京大学出版社,2007.
- [6]谭浩强.C语言程序设计(第二版)[M].北京:北京清华大学出版社,2008.
- [7]周坚.单片机轻松入门[M].北京:北京航空航天大学出版社,2006.
- [8]王静霞.单片机应用技术(c语言版)第三版[M].北京:电子工业出版社,2015.
- [9]马忠梅.单片机的C语言应用程序设计[M].北京:航空航天大学出版社,2003.

### 作者简介:

王康(1995—),男,江苏徐州人,学生,大专,电气自动化技术专业。

指导老师:马青(1971—),女,副教授,工程硕士,研究方向:控制工程。