

# 基于嵌入式的家用心血管功能检测仪的系统设计

黄万凤<sup>1,2</sup> 李晓凤<sup>2</sup> 许金林<sup>2</sup> 张梦龙<sup>2</sup>

(1. 安徽大学 合肥 230031; 2. 中国科学院合肥物质科学研究院 合肥 230031)

**摘要:** 桡动脉脉搏波蕴藏着极丰富的心血管系统生理病理信息,对心血管疾病的预防、诊断和治疗具有重要的意义。目前检测心血管的设备主要分为两类:一类为检测功能全面的台机,但体积过大,价格偏高;而另一类虽然体积小、价格低廉,但检测功能单一,两者存在较大的应用局限性。因此,采用 ARM+DSP 微处理器为核心,通过压电薄膜传感器实时采集脉搏波波形,经过信号调理电路处理噪声、基线漂移和工频对脉搏波的干扰,根据脉搏波波形特征和血压信息计算出 10 项心血管参数,系统集成  $\mu\text{C}/\text{OS-III}$  微型操作系统和 STemWin 图形界面实现显示和交互功能,最后实现设备微型化、检测多样化、价格低廉化和操作简化的市场需求。实验结果表明,系统硬件和软件设计合理,可以有效、准确地检测用户心血管参数。

**关键词:** 心血管参数; ARM; 脉搏波;  $\mu\text{C}/\text{OS-III}$ ; STemWin

中图分类号: TN98 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 510.4030

## System design of domestic cardiovascular function testing instrument based on embedded system

Huang Wanfeng<sup>1,2</sup> Li Xiaofeng<sup>2</sup> Xu Jinlin<sup>2</sup> Zhang Menglong<sup>2</sup>

(1. Anhui University, Hefei 230031, China;

2. Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

**Abstract:** Radial artery pulse wave contains a very rich cardiovascular system of physiological and pathological information, it is cardiovascular disease prevention, diagnosis and treatment of great significance. The current detection of cardiovascular equipment is divided into two categories: one for the detection of a comprehensive machine, but the volume is too large, the price is high; and the other although small size, low price, but the detection function of a single, both larger application limitations. Therefore, this paper uses the ARM + DSP microprocessor as the core, through the piezoelectric film sensor real-time collection of pulse waveform, through the signal conditioning circuit to deal with noise, baseline drift and power frequency interference on the pulse wave, according to pulse wave characteristics and blood pressure information Ten cardiovascular parameters were calculated, the system integration  $\mu\text{C}/\text{OS-III}$  micro-operating system and STemWin graphical interface to achieve display and interactive features, and finally to achieve miniaturization of equipment, detection of diversification, low price and easy operation of the market demand. Experimental results show that the system hardware and software design is reasonable, can be effective and accurate detection of cardiovascular parameters of users.

**Keywords:** cardiovascular parameters; ARM; pulse wave;  $\mu\text{C}/\text{OS-III}$ ; STemWin

## 1 引言

心血管疾病是全球范围内造成死亡的最主要原因。根据《中国心血管病报告 2015》显示,心血管疾病死亡占我国城乡居民总死亡原因的首位,农村为 44.6%,城市为 42.51%。心血管疾病日渐加重,已成为重大的公共卫生问题,在中国的人口老龄化趋势下,这一数字将持续上升<sup>[1]</sup>。

目前心血管健康状况检测总体有两种方法:一是创伤性检测,如导管检测技术;另一方面是无创性检测,如 X 线、心电图、桡动脉脉搏波图以及光电容积脉搏波图<sup>[2-6]</sup>。创伤性检测给人体带来痛苦,检测过程繁琐,费用昂贵;无创性检测相对费用较低,病人无痛苦无感染,检测过程简单,使用方便。因此,无创性检测易被接受,是未来心血管生理检测参数的发展趋势<sup>[7]</sup>。而目前市面上无

创伤性心血管检测设备主要分为两类,一类为心血管检测台机,优点检测功能全面,参数检测准确,但比较笨重,价格不菲;另一类虽然体积较小,便于携带,但检测功能单一,从而两者都不适用普通家庭用户的使用。因此,针对以上情况,本文利用压电式脉搏波传感器采集桡动脉脉搏波信号,通过信号调理电路,获取稳定、可用的脉搏波波形,以 ARM 和 DSP 微处理器为核心,获取脉搏波波形的特征点,结合血压计测量的血压信息从而推导出心血管参数,最终满足设备微型化、功能多样化、操作简单化以及成本低廉化的市场要求。

## 2 检测原理

人体脉搏波是伴随心脏周期性收缩的动脉血管波动的轨迹,在动脉管系中传输,并在下游不同位置的各级分支中不断反射,使脉搏波不仅要受到心脏本身的影响,同时还会受到流经各级动脉及分支中各种生理病理因素如血管阻力,血管壁弹性和血液黏性等的影响<sup>[6-7]</sup>。因此,脉搏波的波形特征蕴藏着极其丰富的心血管信息。在分析脉搏波信号特征之前,首先要对脉搏波信号进行预处理<sup>[7-8]</sup>,本文采用形态学滤波经腐蚀、膨胀、形态开、形态闭的过程去除脉搏波信号中的高频脉冲噪声和基线漂移。设  $x(t)$  为定义在  $X = (0, 1, 2, \dots, N - 1)$  上的一维离散信号,结构元素  $g(t)$  为  $G = (0, 1, 2, \dots, M - 1)$  的一维离散函数,且  $N \geq M$ , 则  $x(t)$  关于  $g(t)$  的腐蚀和膨胀运算为:

$$x(t) \ominus g(t) = \text{Min}\{x(t+m) - g(m)\} \quad (1)$$

$$x(t) \oplus g(t) = \text{Max}\{x(t+m) + g(m)\} \quad (2)$$

式中:  $t = (0, 1, 2, \dots, N - M), m = (0, 1, 2, \dots, M - 1)$ 。  
 $x(t)$  关于  $g(t)$  的开、闭运算为:

$$x \circ g = x \ominus g \oplus g \quad (3)$$

$$x \cdot g = x \oplus g \ominus g \quad (4)$$

脉搏波波形分析的关键是脉搏波各主要特征点的准确识别,实质上就是脉搏波压力曲线的各个拐点,在数学意义上体现为成对出现的极大值和极小值点,可通过斜率法将脉搏波曲线分解为一元微分曲线,通过判定微分曲线的变化从而判定极值点的位置<sup>[9]</sup>。

斜率法的定义式:

$$K(n) = [x(n + \Delta n) - x(n)] / \Delta n \quad (5)$$

式中:  $K(n)$  为脉搏波斜率,  $x(n)$  为  $n$  点处脉搏波幅度,  $\Delta n$  为偏移步长。

由图 1 可知,一个周期的脉搏波波形主要包含 5 个特征点,  $B$  点为脉搏波的波谷,即始射点,标志着心脏快速射血期的开始,主要反映收缩期末血管内的压力;  $C$  点为脉搏波主波波峰,标志着左心室的排空量和主动脉的排空量相当,它可以反映出动脉压力与脉动容积的最大值;  $E$  点为脉搏波的潮波,也称为重搏前波,一般在主波之后,低于主波位置;  $F$  点为降中峡,也称为重搏波波谷,它主要是由降支与重搏波的升支构成的向下的切迹波,重搏波波谷是心脏

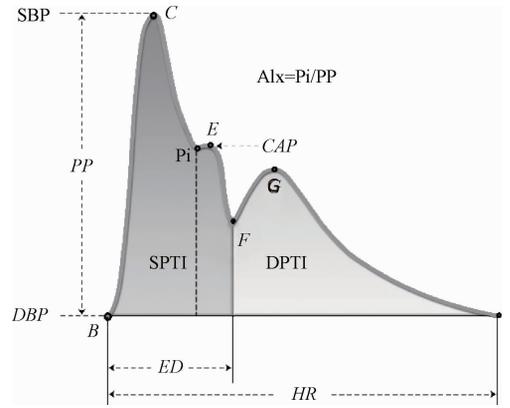


图 1 一个周期桡动脉脉搏波波形

收缩和舒张的分界点,反映心脏舒张期起点的主动脉压力;  $G$  点为重搏波波峰,对应舒张期释放并撞击主动脉瓣回弹形成,反映主动脉瓣的功能状况、血管弹性和血流流动的状态<sup>[8-10]</sup>。通过以上特征点可推导出十项心血管参数,如表 1 所示。

表 1 10 项心血管参数

参数名称	参数解释	参考范围	单位
HR	心率	[60~100]	次/分
ED	射血时间指数	[30%~45%]	--
SPTI	左心负荷指数	[1 800~2 500]	--
DPTI	心肌灌注指数	[2 300~3 500]	--
SEVR	心肌活力率	[>1.0]	~
SBP	收缩压	[90~130]	mmHg
DBP	舒张压	[60~90]	mmHg
PP	脉压差	[30~50]	mmHg
CAP	中心动脉压	[85~110]	mmHg
Alx	增长指数	[<0.75]	--

## 3 系统总体结构

本文系统主要由 6 大部分组成,分别为脉搏波检测模块、血压检测模块、微处理器模块、通讯模块、存储模块和显控模块组成,其系统框图如图 2 所示。

### 3.1 硬件单元

系统硬件电路主要包括电源模块设计、微处理器外围电路、脉搏波检测电路、血压检测电路、显控电路、通讯电路和存储电路。

#### 3.1.1 脉搏波传感器选型

常用采集脉搏波传感器主要有两种方式,分别是压电式和光电式。根据临床上采集的脉搏波波形可知,容积脉搏波比压力脉搏波波形圆滑,其主波波幅较低、朝波不明显、重搏波低平、波形上升沿和下降沿都较缓慢,所以与压

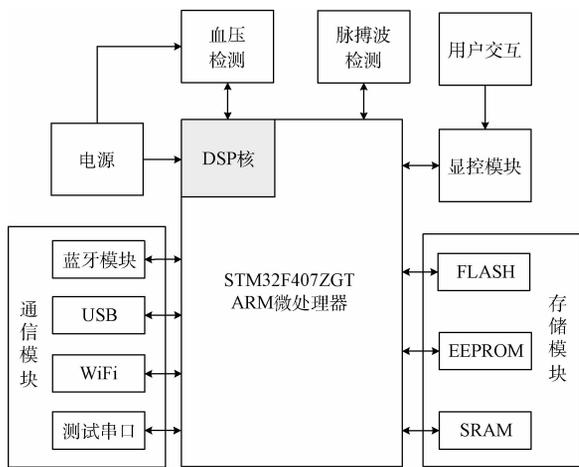


图2 家用心血管测试仪系统

力脉搏波相比,容积脉搏波会丢失心血管某些信息。本系统采用合肥华科电子技术研究所生产的HK2000B压电脉搏波传感器对桡动脉进行脉搏波检测,如图3所示。该传感器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,压电式原理采集信号,模拟信号输出完整的脉搏波电压信号,可应用于无创心血管功能检测。



图3 华科压电式脉搏波传感器

### 3.1.2 信号调理电路设计

脉搏波信号采集过程中,容易受到基线漂移、肌电干扰以及工频干扰的影响<sup>[9-11]</sup>。本文使用形态学滤波滤除脉搏波信号的基线漂移和机电干扰,通过陷波电路滤出50 Hz的工频干扰。由于不同用户个体检测脉搏波信号强度具有差异性,在检测脉搏波信号时,系统根据脉搏波幅度大小筛选出合理的增益倍数,反馈控制模拟电路进行定制增益放大,调控获取合理的检测脉冲幅度。本系统设计的信号调理电路框图如图4所示。

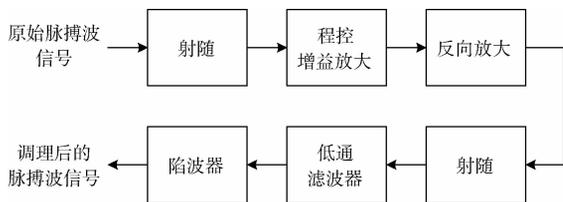


图4 信号调理电路设计

### 3.1.3 数字处理器平台设计

本系统微处理器采用意法半导体公司出品的

STM32F407ZGT,该微处理器内部集成DSP核,能极大地提高检索波形、提取波形特征点和计算心血管参数的速度。并且拥有丰富的外设资源、价格低廉,在医疗健康领域拥有广阔的前景。

### 3.2 软件单元

为实现LCD液晶触摸屏实时显示动态数据以及人机交互,系统使用 $\mu\text{C}/\text{OS-III}$ 嵌入式微型操作系统与STemWin图形用户显控平台共同设计交互界面。系统应用程序包括多个任务,分别为液晶显示、USB通信、外部存储、血压计测量、脉搏波测量等任务。脉搏波信号和血压信息是通过两个独立的模块分别采集,首先进行血压测量,记录人体血压信息,然后采集脉搏波信号,经过滤波、放大、陷波等处理,计算脉搏波的特征点,最后结合血压信息和脉搏波特征点推算出10项心血管参数。

## 4 实验分析

验证本系统的可行性,共有50位健康志愿者参与了实验研究,其中男生26例,女生24例,年龄分布在22~55岁,通过问卷调查的形式确认他们没有明显的心血管疾病,在检测之前,所以志愿者都要经过严格培训,按照实验要求进行测试。本实验采用合肥博谐科技出品的BX-CFTI-100心血管测试仪作为对比实验,将所测的结果进行统计分析,如表2所示。

表2 本系统和BX-CFTI-100检测心血管参数性能比较

参数名称	本文系统测量值	BX-CFTI-100测量值	参考范围	误差/%
HR	73	71	[60~100]	2.81
ED	36.1%	36.5%	[30%~45%]	1.09
SPTI	2 511	2 465	[1 800~2 500]	1.83
DPTI	3 101	3 125	[2 300~3 500]	0.77
SEVR	1.20	1.19	[>1.0]	0.84
SBP	116	116	[90~130]	0.00
DBP	80	80	[60~90]	0.00
PP	41	41	[30~50]	0.00
CAP	101	100	[85~110]	0.99
AIx	0.53	0.55	[<0.75]	3.77

由表2可知,本系统与合肥博谐科技心血管检测仪标准设备对比,最高误差大约在 $-4\sim 4$ ,因为本系统使用的SunTech袖带血压计测血压和博谐科技使用的血压计原理一样,故所测的血压值吻合,而心肌活力率(SEVR)、中心动脉收缩压(CAP)和心肌灌注指数(DPTI)误差达到不到1%,故本文设计的心血管功能检测仪性能可靠、稳定,可用性高。

## 5 结论

本文设计了一款体积小、操作简单、检测功能全面的家

用心血管功能检测仪,通过压电式脉搏波传感器采集桡动脉脉搏波,采用程控自增益放大电路自动获取可用的脉搏波信号并设计信号调理电路滤出噪声、基线漂移以及工频的干扰,处理器平台选用 ARM 和 DSP 结构,分工合作, DSP 实时自动检测脉搏波信号,提取特征点以及获取血压信息,从而推导出 10 项心血管参数,ARM 将检测数据和脉搏波波形实时显示,提高了检测速度和操作简便性。实验结果表明,该测试仪的重复性好,性能稳定,测量结果准确,能够较好的反应心血管健康的状况,特别适用于家庭心血管的保健和预防。

## 参考文献

- [1] 邓毅斯. 761 例中老年人心血管疾病患者 24h 动态心电图临床分析[J]. 当代医学, 2013(13):34-35.
- [2] 吉程, 侯增广, 谢晓亮, 等. 心血管微创介入机器人导管控制技术综述[J]. 机器人技术与应用, 2011(6): 25-33.
- [3] 梅川, 吴桂良, 杨媛, 等. 一种基于区域增长和结构识别的心血管 X 线造影图像分割方法[J]. 生物医学工程学杂志, 2014(2):413-420.
- [4] 张俊利, 蔺嫦燕. 容积脉搏波的检测方法及其在评价心血管功能方面的应用[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(2):220-224.
- [5] 凌振宝, 张铭, 熊文激, 等. 基于脉搏波传导时间的无袖带血压测量仪设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2012, 26(12):1080-1085.
- [6] SONG W, ZHANG S, YANG Y. The design of a noninvasive cardiovascular function automatic detecting instrument base on pulse wave [C]. ICEMI' 09. 9th International Conference on Electronic Measurement & Instruments. IEEE, 2009:2-149-2-153.
- [7] 季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2):379-386.
- [8] 孙薇, 唐宁, 江贵平. 脉搏波信号特征点识别与预处理方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015(1): 197-201.
- [9] 赵志强, 郑国维, 沈巍, 等. 脉搏波信号降噪和特征点识别研究[J]. 电子设计工程, 2013, 21(5):57-60.
- [10] XIA J, LIAO S. Pulse wave analysis for cardiovascular disease studies using subendocardial viability ratio [J]. Canadian Conference on Electrical & Computer Engineering, 2014:1-4.
- [11] 刘青, 徐赟. 便携式远程心电分析监护仪的设计与实现[J]. 国外电子测量技术, 2014, 33(10): 62-66.

## 作者简介

**黄万风**, 硕士研究生, 研究方向为信号与信息处理。

E-mail:1067717871@qq.com

**李晓风**, 研究员, 博士, 博士生导师, 主要研究方向为计算机网络管理和计算机自动控制、医疗电子技术。

**许金林**, 硕士研究生, 研究方向为计算机网络管理和医疗电子技术。

**张梦龙**, 硕士研究生, 工程师, 主要研究方向为嵌入式开发与医疗电子技术。