

# 基于 AVR 单片机的血压、脉搏装置设计

彭桂力, 刘知贵, 鲜 华, 李 婧, 王彩峰

(西南科技大学信息工程学院, 绵阳 621010)

**摘要:** 血压和脉搏是人体重要的生理参数, 准确地测量血压和脉搏对人体的健康起着十分重要的作用。该装置基于脉搏波时间变化特征的测压原理, 选用专用传感器 BP300 实现了准确的压力传感, 使用 8 位单片机 ATMEGA16 对信号进行处理, 将收缩压、舒张压和脉率值在 LED 数码管上循环显示出来。整套仪器具有使用方便、显示直观的特点。

**关键词:** 脉搏波; 压力传感器 BP300; AVR 单片机; 示波法

## Design of Blood and Pulse Measurement Instrument on AVR SCM

PENG Guili, LIU Zhigui, XIAN Hua, LI Jing, WANG Caifeng

(School of Information Engineering, Southwest University of Science & Technology, Mianyang 621010)

**【Abstract】** The blood pressure and the pulse are two of important physiology parameters of human body, accurate measurement of the blood pressure and the pulse are playing vital role to the human body health. The principle of this instrument is pulse wave characteristic of time. It chooses the special pressure sensor BP300 which converts precisely the pressure signal to voltage signal and makes signal processing by the 8-bit SCM——ATMEGA16. The LED displays circulatory the results——systolic pressure, diastolic pressure and pulse. The instrument can be used conveniently and the results are presented obviously.

**【Key words】** Pulse wave; Pressure sensor BP300; AVR SCM; Principle of wave

当今社会人们迫切希望一套成形的人体生理参数测量系统。血压和脉搏是人的重要生理参数, 是人们了解人体生理状况的重要指标<sup>[1]</sup>。电子血压脉搏计是一种应用范围十分广泛的医疗设备, 它外观轻巧、携带方便、操作简便、显示清晰, 且脉搏、血压测量一次完成, 对提高人们的生活质量也发挥了重要作用<sup>[2]</sup>。

本文设计的电子血压脉搏计主要由压力传感器、仪用放大器、滤波器、直流气泵、AVR 单片机和 LED 显示器构成。它是基于脉搏波时间变化特征的测压原理, 利用定时充气的方法实现了精确的时限充气, 并且提供 LED 循环显示, 显示出收缩压、舒张压和脉率的值。整套装置的核心部分是专用的压力传感器 BP300, 信号处理芯片 ATMEGA16。前者将袖带内的压力信号转换成电压信号, 后者控制整个电路工作, 利用 AVR 单片机中的 AD 转换器, 基于脉搏波时间变化特征的测压原理对采样到的电信号数据进行软件处理, 从而寻找出血压和脉率值, 把模拟信号转变成数字信号, 把最终的结果通过 LED 显示出来。

### 1 系统的硬件设计

本文所设计的血压和脉搏装置主要包括袖套、气泵、压力传感部分、信号放大提取部分、AVR 单片机处理信号部分以及显示部分。其采用的核心理论——基于脉搏波时间变化规律进行血压测量的原理<sup>[3,4]</sup>。其原理是将滤波放大后的脉搏信号通过高精度, 功能强大的示波器, 可以非常直观地观察到, 随着袖带的放气, 脉搏波在振荡过程中, 两相邻脉搏波之间的时间间隔是在不断变化的, 它先由小变大, 再变小。中间间隔最大的时间段所对应的压力值为平均动脉压, 通过多次实验, 确定在时间间隔由小到大的变化过程中, 取某一时间间隔与最大时间间隔的比值大于或等于 0.85 时, 判断为

收缩压; 在时间间隔由大到小的变化过程中, 取某一时间间隔与最大时间间隔的比值小于或等于 0.7 时, 判断为舒张压。脉搏的计算方法是将记录了采样点数 N 和脉搏波数 N1, 利用公式  $(60 * N1 * fs) / N$  进行处理, 就得出了结果 (fs 是采样频率)。整体流程如图 1 所示。

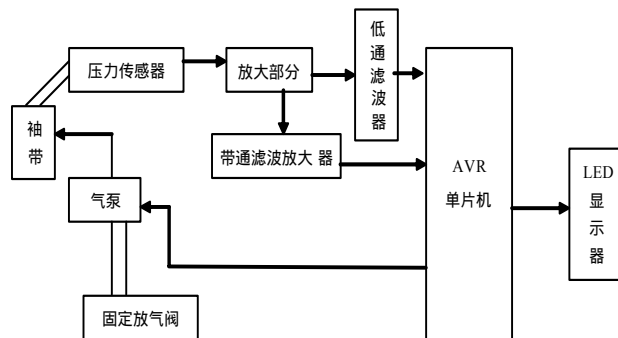


图 1 整体流程

#### 1.1 传感器和放大部分的的设计

传感器被定义为能感受规定的被测量并按一定规律将其转换为有用信号的器件或装置<sup>[5,6]</sup>。生物医学传感器是获取人体生理和病理信息的工具, 是生物医学工程中的重要分支。生物医学传感器的作用是将被测的生理参数转换为与之相对应的电学量输出, 以提供生物医学和临床诊断的研究与分析所需的数据<sup>[7]</sup>。本仪器采用了 BP300T 压力传感器 (图 2、图 3),

**基金项目:** 四川省科技厅科技攻关计划基金资助项目 (04sg022-009)

**作者简介:** 彭桂力 (1981 - ), 男, 硕士生, 主研方向: 生物医学的生理仪器仪表的开发和研制; 刘知贵, 教授、博士生; 鲜 华、李 婧、王彩峰, 硕士生

**收稿日期:** 2006-07-28 **E-mail:** planepeople678@sina.com

它是细微加工硅材料而成的传感器，也是六脚双列直插式封装的传感器。它是一种比较理想的元件，因为不需要补偿，而且具有低滞后性、高可靠性和稳定性。把感应到的压力信号转换为相应的电压信号，并且是线性对应的。它的主要参数指标为：300mmHg的压力感受范围；零漂是 $\pm 20\text{mv}$ ；输出电压范围是 $100 \pm 30\text{mv}$ ；供电电压为 $5\text{VDC}$ ；环境温度范围为 $-20 \sim +100$ 。

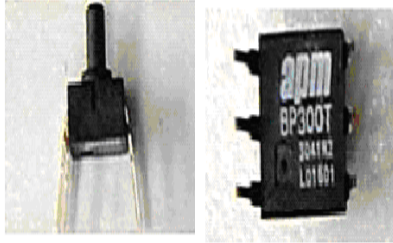


图2 传感器 BP300T 的外观

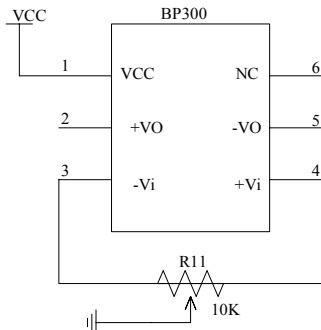


图3 传感器 BP300T 的电路原理

为了克服生理信号微弱、易受干扰的特点，采用仪用放大器 AD620(图4、图5)。只需要调节一个外接电阻就可以使放大倍数在 $1 \sim 1000$ 的范围变化。具有八脚双列直插式的封装中最大供电电流是 $1.3\text{mA}$ ，供电电压的范围是 $\pm 2.3\text{V} \sim \pm 18\text{V}$ 之间 输入漂溢电压是 $50\mu\text{V}$  适应的温度范围是 $-40 \sim 85$ 。

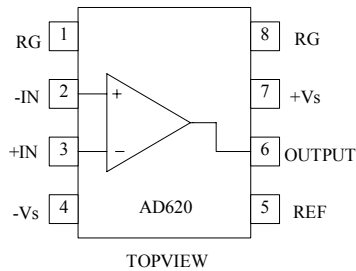


图4 仪用放大器 AD620 的引脚

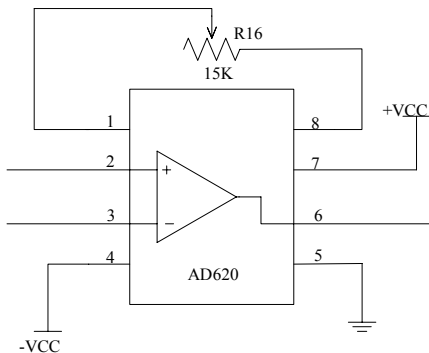


图5 仪用放大器 AD620 的电路原理

AD620 具有低温漂、低噪声、低漂溢输入电流，适用于生理信号的检测，而且特别适用于低电源供电、高输入电阻的压力传感器中。

## 1.2 滤波部分的设计和充放气装置的设计

传感器和电路中的器件常会产生噪声，人为的发射源也可以通过各种耦合渠道使信号通道感染上噪声，为了提高模拟输入信号的信噪比，可以用信号滤波器来衰减这些噪声，即通过滤波器来去除许多也测量无关的频率成分，滤去不必要的高频、低频或无关信号，或是取得某些特定频段的信号。从 AD620 输出的信号实际上是袖内压力信号与脉搏波信号的叠加，为了便于软件处理，必须从该输出信号中提取出脉搏信号。由于脉搏信号和静压力信号是两种频率不同的信号，在对脉搏信号处理以前，必须滤掉干扰和静压力信号，因此需要设计低通滤波器和高通滤波器，并在设计中借助于放大器对信号进行放大。脉搏信号的频率范围是 $0.1\text{Hz} \sim 30\text{Hz}$ ，因此，采用带通滤波器滤出脉搏信号。采用的是集成的四运放 LM324 对所提取出的脉搏信号进行放大。LM324(图6)是一个含有4个运算放大器的集成芯片，其中每一个放大器都是差动输入。它的成本比较低，有许多单个运放放大器没有的优点，这4个放大器工作的时候，需要的电压最低是 $3\text{V}$ ，最高可以达到 $32\text{V}$ ，电压范围比较宽，可以较好地与其他外接电路的电压进行匹配。它具有十四脚的双列直插式封装。

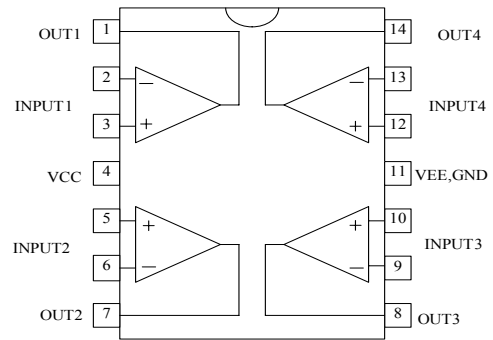


图6 LM324 芯片引脚

图7为滤波器设计电路。

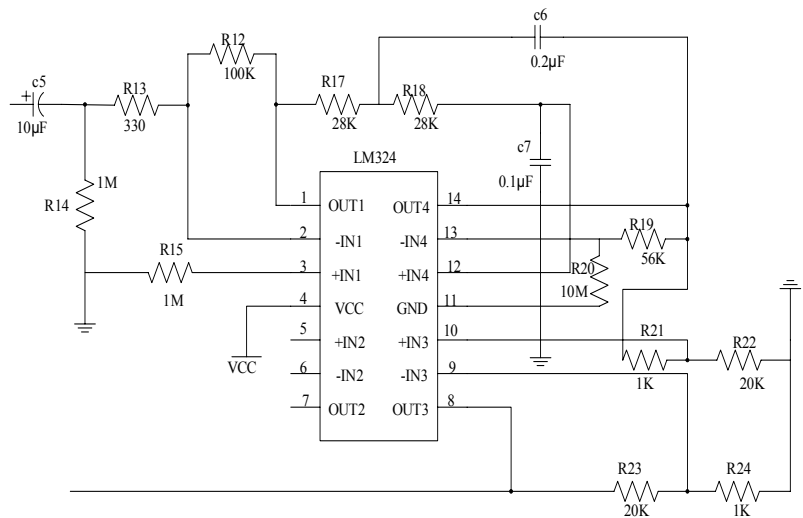


图7 滤波器设计电路

充放气装置采用的是 AVR 单片机来控制直流电机的工作。当 AVR 单片机输出高电平时，气泵立即工作；输出低电



121mmHg, L.73 表示舒张压为 73mmHg, P.65 表示脉率为每分钟跳动 65 下。

由于脉搏波信号的频率范围在 0.1Hz~60Hz<sup>[10]</sup>, 因此, 采样频率在 100Hz 较为合适。为了得到这个频率, 先通过设置 ADCSRA 寄存器的 ADPS 位得到 128 的预分频系数, 然后通过在中断服务程序中写延时来延长采样周期, 具体程序如下所示:

```
void adc_isr(void)
{ad_port=ADC;
  delay(1); //加延时降低采样频率
  count++;
  flag2=1;
  ADCSR|= (1<<ADSC); }
```

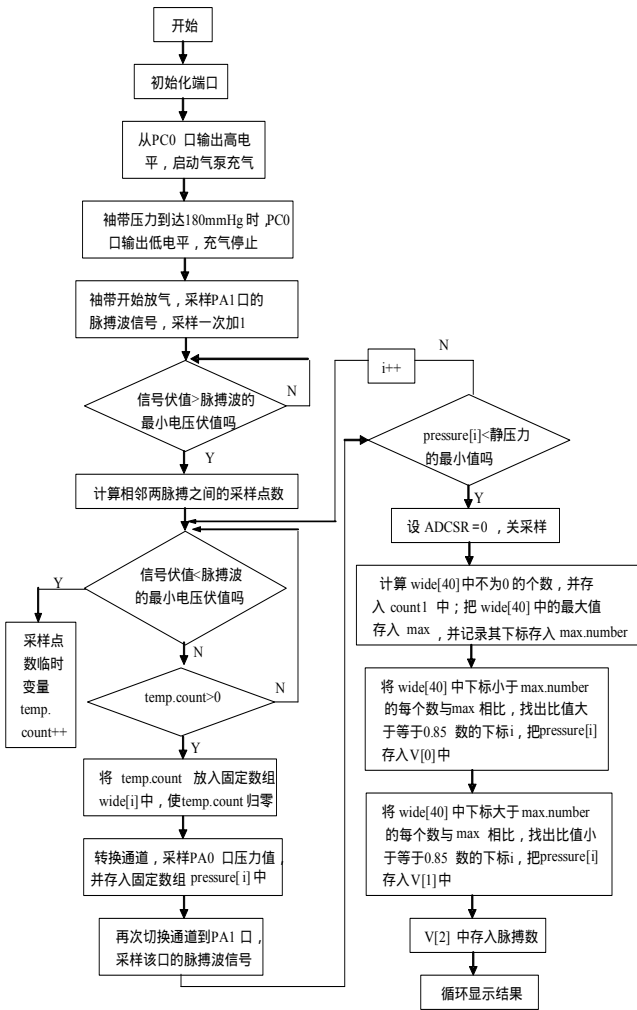


图 11 程序流程

因为采样模式选择的是单次转换, 所以可以通过写 ADCSR 的 ADSC 位来开采样, 若在开采样之前加延时就相当于延迟了开关的时间间隔, 所以可以增长采样周期, 降低采样频率。本设计的软件部分是用 C 语言编写的, 使用 ICCAVR 平台完成了建立工程→编译→烧程序的整个过程。要将一个完整的工程建立起来, 所需的步骤有点点击 Project 菜单中的 New, 把工程文件名写入相应的对话框中; 点击 Project 菜单中的 Options, 将程序文件所需的路径、编译器输

出文件格式、芯片类型都按设计要求选择或填写好; 编写源代码, 点击 File 菜单中的 New, 在空白区域写好代码, 然后将其另存为\*.c 文件; 点击 Project 菜单中的 Add Files, 把\*.c 文件包含进工程文件中; 编译代码, 直接点击工具栏的“Build Project”图标。

如果上述所有的步骤都准确无误, 并且编译和连接也没有错误, 那么一个可执行的\*.hex 代码文件将在输出文件夹中出现。然后打开由双龙公司开发的下载软件, 并利用双龙开发板, 把这个\*.hex 文件选中, 直接烧入 AVR 芯片中。至此, 全过程完结, 一旦上电 AVR 将按程序工作。图 11 为程序流程。

### 3 小结

本装置是建立在生理学血压研究的基础上, 基于微型化、低功耗设计原则, 融合现代医疗信号检测技术和计算机技术, 研制的人体生理参数测量系统的一部分。本文所设计的电子血压脉搏计是基于示波法的测量原理<sup>[11]</sup>, 借助于传感器、仪用放大器、滤波器、单片机和 LED 显示等方面的技术, 对人体的血压和脉搏进行测量。

在基于脉搏波时间变化规律进行血压测量的原理上, 本文从硬件设计和软件设计两个方面介绍了人体生理参数测量系统(血压和脉搏测量装置)的研制。在硬件上主要解决了以下几个关键问题: 压力检测电路的设计, 脉搏波提取电路的设计, 气泵驱动电路的设计, 单片机外围电路, 特别是复位电路和 PA0 口稳压电路的设计。在软件上主要解决了以下几个关键问题: 对 PC0 口的高低电平控制, 从而控制外围气泵的工作状态, AD 采样储存, 基于核心原理对已存储的数据进行信号处理, 找出有用的数据, 四位动态扫描显示的设计。

### 参考文献

- 1 杨国忠. 生物医学工程的过去、现在和未来[J]. 世界医疗 器械, 1995, 1(1).
- 2 Lee M L, Rosner B A, Vokonas P S. Longitudinal Analysis of Adult Male Blood Pressure: the Normative Aging Study[J]. Journal of Epidemiology & Biostatistics, 1996, (1): 79-87.
- 3 Mauck G E. The Meaning of the Point of Maximum Oscillations in Cuff Pressure in the Indirect Measurement of Blood Pressure[J]. J. Biomech. Eng., 1980, 102(2): 89-97.
- 4 Geddes L A. Characterization of the Oscillometric Method for Measuring Indirect Blood Pressure[J]. Annals of Biomedical Engineering, 1982, 10(6): 271.
- 5 齐颂扬. 医学仪器[M]. 北京: 高等教育出版社, 1990.
- 6 丁镇生. 传感及其遥控遥测技术应用[M]. 北京: 电子工业出版社, 2002.
- 7 杨福生. 电生理信号的检测[J]. 世界医疗器械, 1996, 2(2).
- 8 张克彦. AVR 单片机实用程序设计[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2003.
- 9 丁化成, 耿德根, 李君凯. AVR 单片机应用设计[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2002.
- 10 Benetos A, Laurent S, Asmar RG. Large Artery Stiffness in Hypertension[J]. J. Hypertens, 1997, 15(2): 89-97.
- 11 Sagie A, Larson M G, Levy D. The Natural History of Borderline Isolated Systolic Hypertension[J]. N. Engl. J. Med., 1993, (329).