

# 血压计

## 1. 概述

随着社会、经济文化的发展，人们饮食、生活、工作习惯出现了不健康的改变，导致心血管疾病成为目前国民的主要死亡原因之一。如果能经常测量自己的血压，就做到对自己的健康情况心理有数，早期发现问题，就能得到较好的治疗效果。另外对于诊断这些疾病方面脉搏信息也包含了许多有价值的人体生理病理信息，如它可反映出血管阻力的大小；脉搏输出量的多少；血管的伸展性；主动脉狭窄和主动脉瓣闭锁的情况等。脉搏作为生理参考信息，其在血压测量及血流量检测等方面也起着重要的作用。对于心血管疾病的防治血压与脉搏的量测是大家值得去研究与关注的问题。

而目前家庭中最常用的则为电子式血压计，其除自动化测量外，也不需测量人员协助听诊。测试方法主要透过压脉袋内的压力传感器来侦测压力变化，藉此来判断血压值。其电子式血压计组成件除传感器外，尚需有加压帮浦、泄压阀与微控制器的组合才能达到自动化测量。量测方式于一开始对压脉袋加压，当压脉袋内压力大于人体的收缩压后，再控制泄压阀减压。利用压脉带在加压和减压过程中，将心脏跳动时在血管壁的震动反应到压脉带中感应的压脉波变化，进而测量压脉带中压力和振幅计算出收缩压、舒张压与平均压值。

本文是基于矽统科技 HY16F19xB 内部的高精度  $\Sigma\Delta$  ADC 用示波法和臂式量测方式对血压脉搏进行量测，测试数据表明：用该方法实现的电子血压计具有测量精度高、抗干扰能力强、使用简便，成本低等特点，适合作为保健类仪器大批量生产。

## 2. 原理说明

### 2.1 血压检测

现在血压的检测方法大致可以分为两类：柯氏法（也叫听诊法）与示波法（也叫震荡法）。而现在大多数电子血压计基本上利用示波法来量测人体的血压，主要是柯氏法存在一些固有的缺点：一是确定舒张压比较困难；二是此法凭人的视觉和听觉，带有主观因素，除非专业医生，一般人很难测准血压。七十年代出现了多种柯氏法电子血压计，试图实现血压的自动检测，但很快发现这类血压计未能克服柯氏法的固有缺点，误差大，重复性差。目前，国外大多数无损自动血压自动检测仪器都采用示波法。

血压计示波法的测量过程中包含加压、定速排气或充气、血压测量的技术来进行。并采用充气袖套来阻断上臂动脉血流，由于心搏的血液动力学作用，在袖带压力上将重迭于心搏同步的压力波动，即脉搏波。在加压过程当袖带压力小于收缩压时，动脉逐渐弹开，振荡波幅逐渐增大；当袖带压力等于平均脉压时，动脉管壁完全处于去负荷状态，波幅达到最大值；袖带压力上升到平均脉压以下时，臂带逐渐绑紧，波幅逐渐减小。相应的波形如图 1。

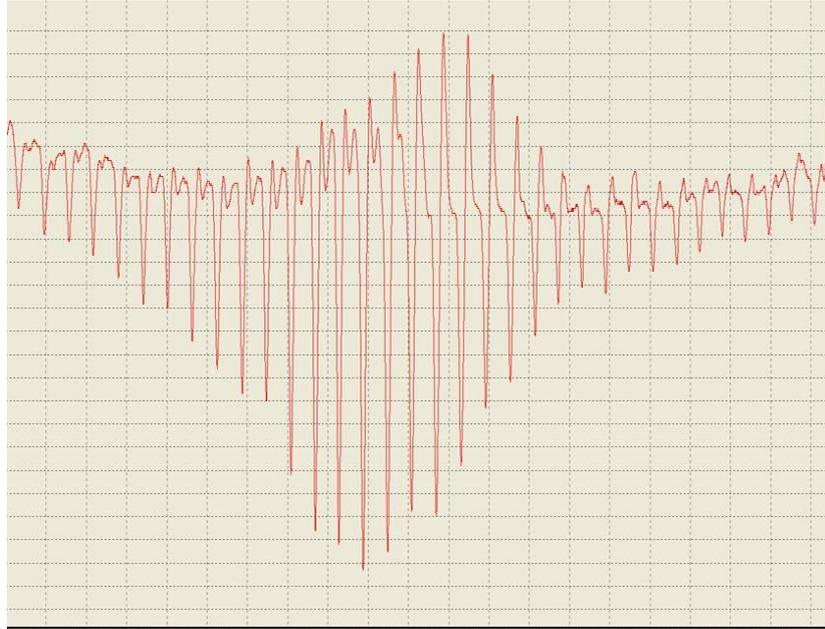


图 1. 示波法的 ADC 脉搏曲线信号

基于统计规律的分析方法判定平均脉压的准则是：袖带内振荡信号达到最大值时对应的最小袖带压力为动脉平均压。当腕带的压力等于血压时，血液开始可以流通而产生所谓的 cuff 声，这时候也就是收缩压，我们必须开始从这里做记录，直到最最后 cuff 声没有的时候，此点即为舒张压。

## 2.2 感测组件

对于人体血压信号的感测是利用专用半导体材料的传感器 US09111-006S，为电阻式全桥式压力传感器，具有良好的线性度，输出电压与所加压力成正比关系，宽的工作温度范围 $-40^{\circ}\text{C}$ ~ $85^{\circ}\text{C}$ 。通过 HY16F19xB 内部 LDO 提供 2.4V 于压力 sensor 两端它可以直接将动脉血液对血管壁的压力转换为 0~100mV 的电信号，对应的血压值为 0~40KPa，与血压计的设计要求非常匹配，因此特别适合示波法压力测量。

## 2.3 电源控制

血压计的主控部分采用 16F19xB 32bit 为内核的单片机，并其内建单独使用于芯片电源的 charge Pump 电路；这样的电源控制，能在刚启动直流电机的时候由于瞬间的大电流使用这个模块能防止电源瞬间被拉低而造成系统复位。而且当启动马达时，对于 HY16F19xB 内部 Charge Pump 的控制只需通过软件来切换芯片的工作电源选择。HY16F19xB 这样的电源设计架构与其他的血压计应用比较起来，电源部分的设计非常简洁无需外接 charge Pump 的升压电路，而且可以做到能直接使用两节电池来供电。

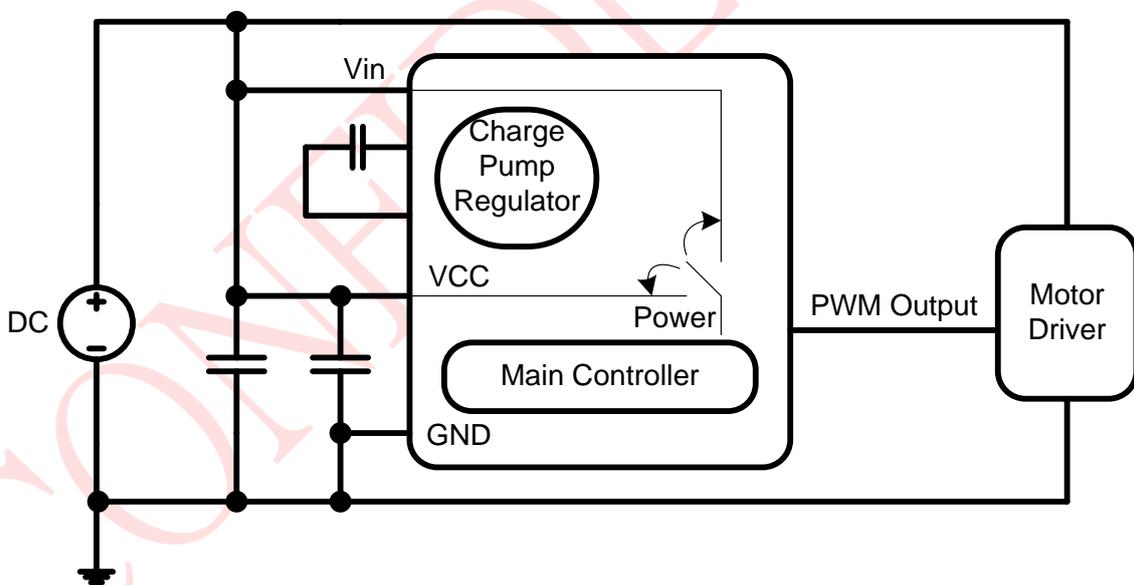


图 2. HY16F19xB 内部电源架构

### 3. 系统结构和测量说明

血压计的整体线路主要包括：ADC 量测电路、充放气控制、LCD 显示控制

#### 3.1 ADC 量测电路及内部 ADC 设置

电子式血压计中，传感器扮演一个很重要的角色。当心脏跳动时血管壁的震动需要通过传感器来转换成电信号，而血压计使用的压力传感器多为半导体制程电阻式的压力传感器，其传感器电阻温飘系数将近为 1000PPM/°C 等级，因此在系统设计时，多使用了运算放大器产生一个定电流源系统，来提高传感器的稳定度及降低漂移量。图 3 为使用外接放大器来完成压力传感器定电流回路。

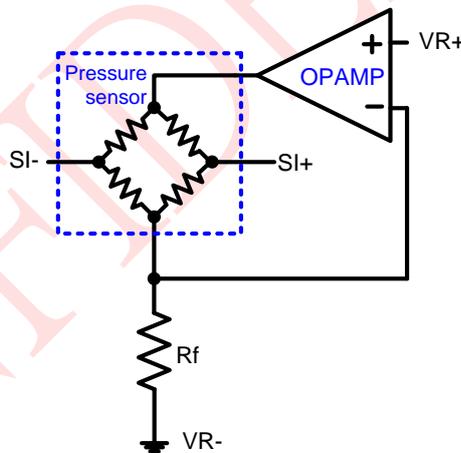


图 3. 压力传感器之定电流控制

使用矽统科技高分辨率全差动输入  $\Sigma\Delta$ ADC 模拟数字转换器进行讯号取样时，只要再外接参考电阻( $R_f$ )，配合  $\Sigma\Delta$ ADC 输入讯号与参考讯号比例算法，就可以轻松完成定电流控制回路效果，如图 4，而不需再设计一般连接运算放大器的方式。而式 1 说明  $\Sigma\Delta$ ADC 数字输出码等效公式，可得知由输入待测电压差( $\Delta V_{IN}=SI+ - SI-$ )与  $\Sigma\Delta$ ADC 参考电压差( $\Delta V_{REF}=VR+ - VR-$ )之比

例关系。而式 2 分别计算图 4 中的  $\Delta V_{IN}$ 、 $\Delta V_{REF}$ ，因此计算出的结果相同于外接放大器所求得定电流回路效果，只与  $\Delta R$ (压力传感器差动变化量)及  $R_f$ (参考电阻)有关。因此  $R_f$  只选用一般电阻，其温飘系数约只有 50PPM/°C 左右，其测量结果也只受  $R_f$  与当下  $\Delta R$  变化影响，因此大幅降低压力传感器所贡献的温度漂移量。

$$A/D \text{ Output Code} = ADCR = \frac{\Delta V_{IN}}{\Delta V_{REF}} \times 2^{24} = \frac{(S^+ - S^-) \times PGA \times ADGN}{(VR^+ - VR^-) \times VRGN} \times 2^{24} \quad \text{式 1}$$

$$(S^+ - S^-) = \frac{\Delta R}{R} \times (V_{DDA} - VR^+), (VR^+ - VR^-) = \frac{R_f}{R + R_f} \times V_{DDA} \quad \text{式 2}$$

$$ADCR = \frac{(S^+ - S^-)}{(VR^+ - VR^-)} = \frac{\Delta R}{R_f}$$

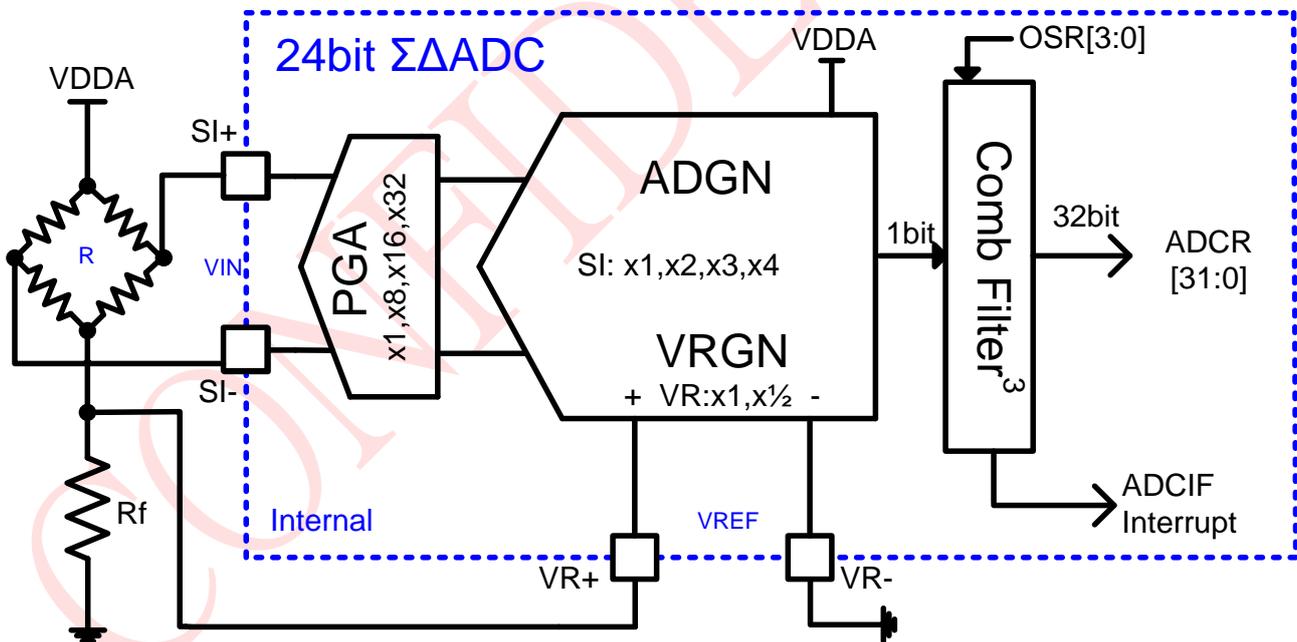
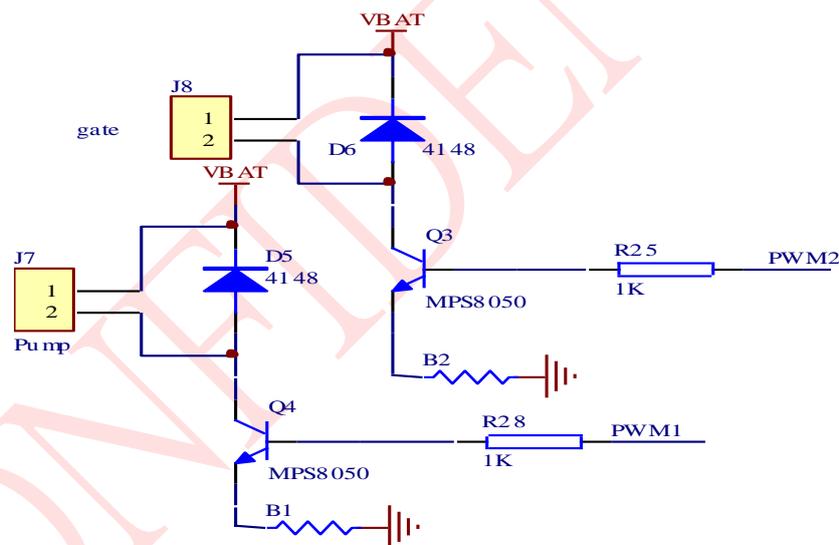


图 4. 压力传感器差动讯号测量示意图

### 3.2 充放气控制电路

充气控制电路是通过 HY16F19xB 内部 16 bit 的 PWM 输出及晶体管的控制电路来控制直流马达对袖带的充气。并通过调节 PWM 输出的占空比来控制袖带内的充气速度。而袖带内的放气也是由 PWM 输出 high 与 low 的状态经晶体管的开关电路来控制电磁气阀门的打开与关闭。

在充气控制上，PWM 设置的输出频率 120HZ，当刚启动充气马达时通过调节 PWM 的占空比来实现快速充气过程，当袖带内的气压达到 35mmHg 时通过调节 PWM 输出的占空比来改变充气的速度，并在当前气压下 ADC 开始能分辨出人体的血压信号。



图图 5. 充放气控制电路

### 3.3 显示控制部分

HY16F19xB 内建最多 4COMx36SEG 或 6COMx34SEG 的液晶驱动器，故很轻易的就能驱动 LCD 分别可以显示收缩压、舒张压、心率及时间。

CONFIDENTIAL

## 4. 应用架构

电子式血压计的设计需要前置复杂的硬件设计来完成讯号取样，并搭配微控制器进行讯号取样，一般需要通过以下步骤，如錯誤! 找不到參照來源。6。生理信号通过传感器转换成电信号，经前置放大器进行信号放大和处理，再经 A/D 转换器进行采样，将模拟信号转变为数字信号。微控制器再进行自动化控制及后端数字信号处理算法来进行信号分析处理，计算出有意义的数

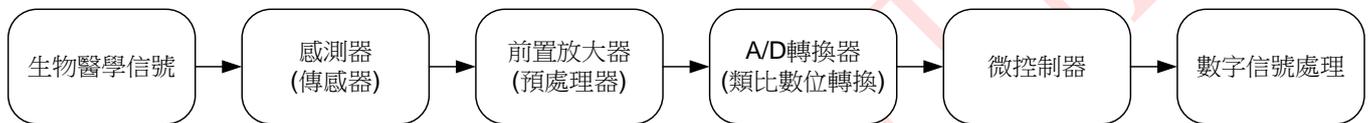


图 6. 生物医学信号转换流程图

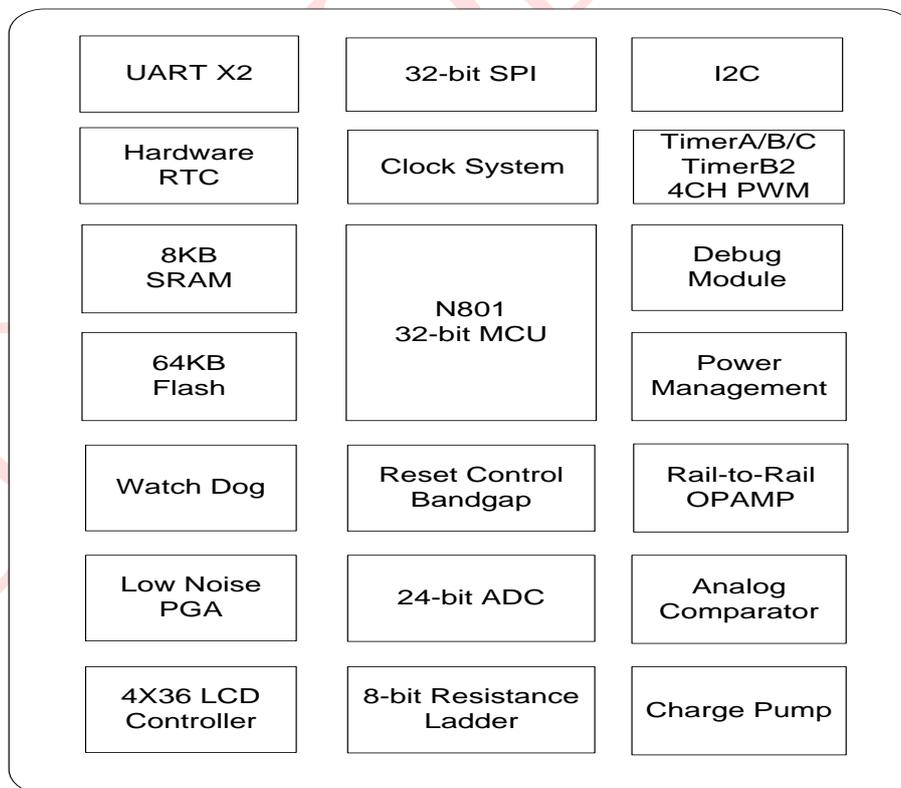


图 7. HY16F19xB 微控制器功能架构图

人体血压信号通过压力传感器转为电信号，而且这个信号直接利用 HY16F19xB 内部最大为 128 倍的放大及它的高精度 ADC 和内建 LDO 模块提供参考电压把这个信号转成数字量，由于 HY16F19xB 具有以下的特性，故让血压信号的量测电路非常简单，性价比非常高：

- ◆ 采用最新 Andes 32 位 CPU 核心 N801 处理器。
- ◆ 电压操作范围 2.2~3.6V，以及-40°C~85°C工作温度范围。
- ◆ 支持外部 16MHz 石英震荡器或内部 16MHz 高精度 RC 震荡器，拥有多种 CPU 工作频率切换选择，可让使用者达到最佳省电规划。
  - (1) 运行模式 350 $\mu$ A@2MHz/2
  - (2) 待机模式 10 $\mu$ A@32KHz/2
  - (3) 休眠模式 2.5 $\mu$ A(Sleep Mode), 5 $\mu$ A(Idle Mode)
- ◆ 程序内存 64KBytes Flash ROM，数据存储器 8KBytes SRAM。
- ◆ 拥有 BOR and WDT 功能，可防止 CPU 死机。
- ◆ 24-bit 高精度度  $\Sigma\Delta$ ADC 模拟数字转换器
  - (1) 内置 PGA (Programmable Gain Amplifier)最高可达 128 倍放大。
  - (2) 内置温度传感器。
- ◆ 超低输入噪声运算放大器。
- ◆ 最多支持 4COMx36SEG 或 6COMx34SEG 的液晶驱动器
  - (1) 1/3、1/4、1/5、1/6Duty 及 1/3Bias 选择

(2) 内建 Charge Pump 稳压器, 可提供 4 段 VLCD 偏压 (3.3V、3.0V、2.8V、2.6V)。

(3) 支持 R type VLCD 偏压 (VLCD 电源由外部供电)。

- ◆ 16-bit Timer A。
- ◆ 16-bit Timer B 模块具 PWM 波形产生功能。
- ◆ 16-bit Timer C 模块具 Capture/Compare 功能。
- ◆ 硬件的串行通讯 SPI 、I2C、UART 模块。
- ◆ 硬件 RTC 时钟功能模块。
- ◆ 硬件 Touch KEY 功能模块。

CONFIDENTIAL

## 5. 结论

整个系统的测量线路，只需要传感器配合参考电阻就完成定电流效果，压力传感器的差动讯号直接输入  $\Sigma\Delta$ ADC 网络中，只需要单信道网络连接，透过  $\Sigma\Delta$ ADC 内置可程序放大器(PGA、ADGN)即可进行讯号放大与取样。当系统将压脉袋加压时，即开始进行讯号取样，在判断不到压脉波变化之后，则启动泄气阀降压。在此时，矽统科技 HY16F19xB 内部的高分辨率  $\Sigma\Delta$ ADC 则能轻易测量差动变化量，即使在升压过程中，仍可以准确测量压力值和共振振幅。

一般电子血压计会经过前置放大器进行讯号处理与滤波，将讯号分辨成血压讯号(DC Signal)及试波法所测得共振振幅讯号(AC Signal)，透过 DC+AC 双路测量信道分别进行讯号取样，并经过数字滤波算法计算出血压值。而 HY16F19xB 内建高分辨率  $\Sigma\Delta$ ADC，便于将传感器输出直接连接  $\Sigma\Delta$ ADC 模拟网络，无须外接前置放大器，也不用切换测量网络，只要透过单信道测量方法，即可测得原始的 DC+AC 讯号。图 8 则简单说明了 HY16F19xB 的  $\Sigma\Delta$ ADC 直接转换成从传感器输出差动讯号的原始取样数据。图 9 说明，透过了软件设计数字滤波算法，建立高通滤波功能及积分演算方式，就能将图 8 的原始数据轻易计算出共振振幅讯号。有了共振信号后，搭配周边压脉袋容量、材质等判断校正后，则可以计算出平均压，进而计算出收缩压与舒张压等压力值。

故以矽统科技 HY16F19xB 内部的高精度  $\Sigma\Delta$ ADC 为模拟信号处理前端搭与内建的 LCD 驱动在臂式血压信号的处理方面完全能满足设计规格，并且还内建直接可提供于芯片电源的 charge Pump regulator 模块，无需外接升压电路，使得外围电路非常简单，抗干扰能力佳，性价比高特性。与其他的血压计设计来比这样的血压量测系统有着广阔的市场前景。

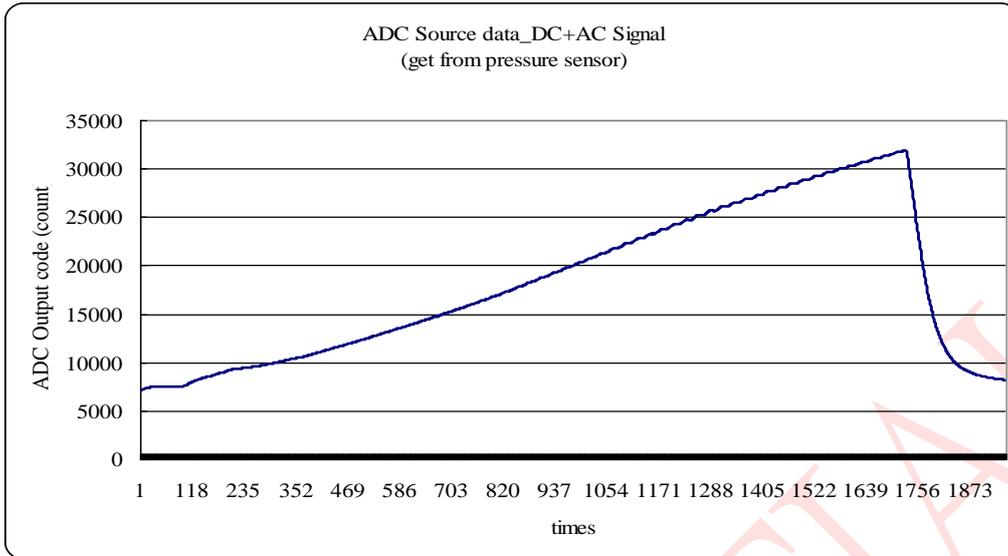


图 8. Blood DC+AC Signal

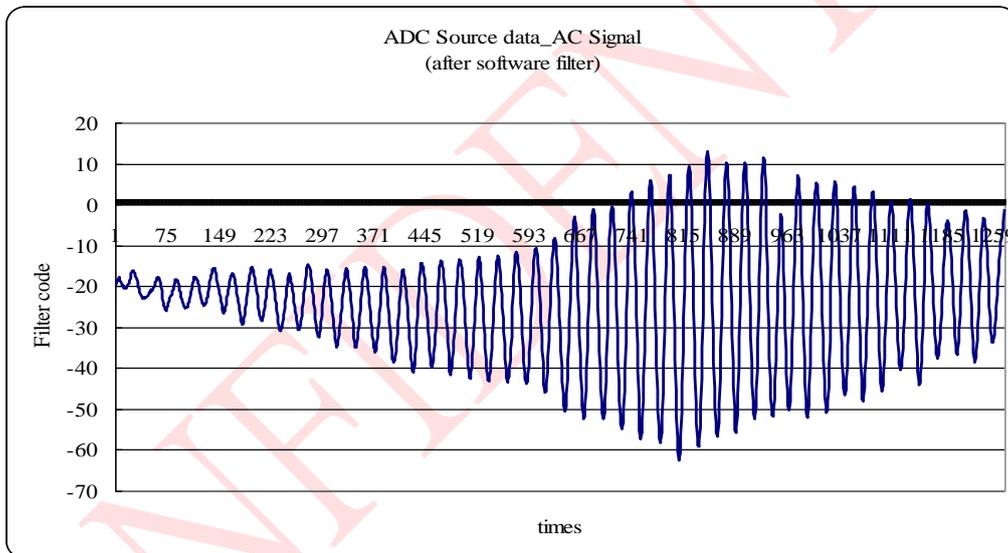


图 9. Blood AC Oscillation Signal

## 6. 参考文献

[1] HY16F198xB 产品规格书.

[2] HY16F198xB 产品使用手册.