

AT89S51 单片机实现的电子血压计调试

摘要：在现代社会生活的实际需求推动下，在电子传感技术的支持下，电子血压计产生并逐渐壮大，应用范围不断拓展，与传统血压计相比，电子血压计具有反应迅速、刺激小、兼容性好等优势，但是同时也存在准确性和重复性的劣势。所以在现代医疗卫生活动中的应用存在一定局限性。针对电子血压计在应用中存在的实际问题，本文提出使用 MPXV53GC6U 高性能硅压式传感器，以符合测量实际情况的噪声补偿算法，对测量时因噪声影响而产生的结果差异进行补偿，以达到从整体上提升电子血压计准确性和稳定性的目的。

血压是人的重要生理参数之一，其测量结果的准确与否将会直接影响到对人体健康程度的判断，能够起到预防疾病、尽早治疗疾病的重要作用。本文以示波法为蓝本，对当前电子血压计的软件设计和硬件构造进行改进，改进的主要内容涉及到测量信号的处理技术与测量过程的智能控制技术，目的是最大限度的减小测量过程中噪声干扰和测量数据失真发生的概率，以及其对结果的影响程度。以提升电子血压计运行的准确性和稳定性，并提升其自动化和智能化水平。

1 系统的硬件设计

本设计采用 Motorola 公司的 MPXV53GC6U 硅压式传感器和 Atmel 公司 AT89S51 系列的单片机为主要器件构成电子血压计。该系统包括 MCU、传感器、LCD 液晶显示器、操作面板、充放气控制电路、气泵和气阀、蜂鸣器、存储器、电源等部分。

单片机是整个电子血压计的核心中枢，其自身的运行质量和运行效率将会直接影响到整个电子血压计的运行质量和效率，所以对单片机的选择至关重要，依据系统设计要求本文选择 Atmel 公司的 16 位 AT89S51 系列单片机，这种单片机本身拥有一定的自动控制能力，除了具备系统监控、数据处理的能力之外，还能够根据系统整体的运行情况主动对系统部件的参数进行重新设置，这种主动权配置和主动能力，让其具备了一定的自主能力和智能能力。

传感器电路是电子血压计血压测量角度来看，其本身应该具有线性条件优良、噪声小、反应速度快等特点，根据这一标准要求，本文选择了 Motorola 公司生产的 MPXV53GC6U 硅压式传感器，这种传感器不仅满足了电子血压计对传感器电路的设计要求，同时在恒流电源供电的情况下还能够自动形成对温度差异的补偿。在实际的电压测量活动中传感器对血压的测量信号经过滤波器滤波之后，由放大器放大，通过对传感器电路信号的综合处理，将计算得出的收缩压 (SP)、舒张压 (DP)、平均压 (MP) 结果显示在电子血压计综合显示屏上。

当前电子血压计存在的主要问题就是测量传感器的噪声问题，宽幅度、高频率的噪声，使得电气血压传感器的测量信号淹没在背景噪声当中，处理器无法对其进行有效处理，进而影响到电子血压计测量结果的准确性和稳定性。所以在电子血压计电路中增加滤波电路是十分必要的，滤波器位于系统传感器的后方，在测量传感信号的传递过程中，对信号中存在的杂波信号进行过滤，降低信号的平均噪声水平，提升测量信号质量。

充放气电路是系统中的主要动作电路，是系统传感器测量功能得以实现的重要辅助设备，从系统结构角度出发来看，阀放气两种状态。但是在具体的测量活动中还是存在着快速充气、快速放气、精确控制气量的实际问题，在系统设计活动中为了满足上述充放气电路的要求，选择压力值控制系统对充放气电路进行具体操作。具体而言其操作流程如下，首先按下 START 键开始血压测量套袖的充气流程，当套袖内的压力达到设定值以后，充放气电路会控制电磁阀进入放气程序，其运行状态就会转为匀速放气，直到压力检测系统发现套袖中的气压降低到 30mmHg 的时为止，这时可以认为血压测量工作已经完成，充放气电路会命令完全开放电磁阀，全速放气指导套袖中的压力降到零为止。

液晶显示器是电子血压计与传统血压计之间最明显的区别，同时也是电子血压计的优势所在，通常情况下为了保证电子血压计便携性并有效控制成本，都会选用小型液晶显示器。本文选取的是小型的液晶系统 LMS0192A，它的外观尺寸为 79×42mm，具有 44 个引脚和 160×64 的点阵显示。这一显示器突出的特点是内部应用了大规模集成电路和控制器，自身的数据显示功能与单片机完全兼容，能够同时显示 8 为的串行数据，同时其自身带有一定的数据缓存功能，能够对一定时间内的检测数据进行存储和现实。这一液晶显示模块还配有电源驱动电路，能够帮助液晶显示器最大限度的优化电能资源配置，以最小的电力消耗实现最佳的测量显示效果。

其六、电源模块的设计，本次实验的系统电源采用两节 1.5V 的电池供电，经过 AT89S51 芯片升至 3.5V 直接为系统提供电源。

2 系统的软件部分设计

当用户按下“测量”按键时，开始测量血压，首先 AT89S51 会发出一个控制信号给气泵，提示加压充气。在充气的过程中，从压力传感器发出的血压信号会放大、滤波后送入 A / D 转换模块，信号经 A / D 转换后送入 MCU 系统执行相应的信号处理算法，计算出心率、收缩压和舒张压的值。MCU 计算出测量值以后，保存本次测试结果至 Flash 芯片，如果测量结果正常，则 LCD 显示出所测的数据并执行快速放气操作；如果测量出的结果超出正常范围，则显示相应提示信息，同时发出警报声音。如果在测量过程中出现错误，系统将停止充气并启动电磁阀进行放气，蜂鸣器也会发出报警声音，同时显示测量出错的提示信息。

3 系统调试

在配套的软件系统中设定了一个压力标定程序，它主要负责调试运行。调试运行的过程如下：当让传感器与大气连通供给系统零压力时，经过一段时间的稳定，系统会自动记录零点脉宽；接着它会提示调试者，供给系统 300mmHg 的压力，这时调试者应将显示的数值调整到 16268 ± 100 。经过以上专业的分析研究和改进调试，我们测试的要求在系统上达到了较好的应用。应该注意的是当我们在测量的过程中，应保持不动，以免因为被测者的动作形成一个假脉冲信号，从而可能改变 CP 信号值的精确度。当然实验还需要进一步提高准确性和可靠性，另外传感器线性、PCB 板布线、气泵和气阀选择等等都需要做进一步的改进调试。

【参考文献】

- [1] 刘君华 . 智能传感器系统 [M]. 西安 : 西安电子科技大学出版社, 2013
- [2] 邓亲恺 . 现代医学仪器设计原理 [M]. 北京 : 科学出版社 . 2004
5
- [3] 胡大可 . MSP430 系列 FLASH 型超低功耗 16 位单片机 [M]. 北京 : 北京航空航天大学出版社 2001