

一种基于MSP430的血压模块设计方案

王超 夏阳

(电子科技大学 成都市 610054)

摘要 针对便携式监护仪的应用结构特点,提出了一种实用的血压信号检测方案,以MSP430为核心,配以高精度的传感器以及对数据进行参数识别,重点介绍了血压参数的提取方法和系统的实时控制思想。

关键词 MSP430; 传感器; 参数识别

中图分类号:TP212 文献标识码:A 文章编号:1003-8868(2006)02-0016-02

Design project of blood pressure module based on MSP430

WANG Chao, XIA Yang

(University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 610054)

Abstract A MSP430-based detection project of blood pressure (BP) is put forward, in which the application of the portable monitor is taken into considerations. High-precision sensors and parameter recognition are also involved in. BP parameter extraction and real-time control of the system are discussed in detail.

Keywords MSP430; sensor; parameter recognition

1 引言

多参数监护仪是医院的常规设备之一,它广泛地用于心脑血管、呼吸、妇产、新生儿、麻醉手术、睡眠等监护,通过对人体的生物医学信号的检测,对保障病人的生命安全方面具有重要的临床使用价值。多参数监护仪由心电、血压、血氧等几大模块构成,而血压反映了人体循环系统的机能,因此,血压检测对防病治病,及早发现疾病都有重要意义。血压测量在临床诊断和家庭保健中变得越来越重要。

2 MSP430系列单片机概述

美国德州仪器(TI)公司的MSP430系列单片机是一种具有超低功耗特性、功能强大的单片机,它将各种外围资源集成在片上,实现了片上系统(SOC),大大简化了系统设计。在运算性能上,其16位RISC结构,使MSP430单片机在8MHz晶振工作时,指令速度可达8MIP。同时MSP430单片机中采用了一般只有DSP中才有的16位多功能硬件乘法器、硬件乘加功能、DMA等一系列先进的体系结构,大大增强了它的数据处理和运算能力,可以有效地实现一些数字信号处理的算法(如:FFT、DTMF等)。在开发工具上,MSP430系列单片机支持先进的JTAG调试,其硬件仿真工具(仿真器)只是一个非常简单的并口转换器,软件集成开发环境由著名的IAR公司提供,在实际调试使用时非常方便,能对相应的数据进行实时观测和判断程序执行情况。在系统整合方面,MSP430系列单片机结合TI的高性能模拟技术,根据不同产品系列,集成了多种不同的功能模块,包括定时器、模拟比较器、多功能串行接口、LCD驱动器、硬件乘法器、10/12位ADC、10/12位DAC、看门狗定时器(WDT)、I/O端口、DMA控制器、RAM以及丰富的中断功能,使用户根据自己的需求,选择合适的MSP430单片机。

3 数据采集系统方案设计

针对血压这种生物医学信号,在血压采集和气囊、电磁阀控制中,根据奈奎斯特采样原理设置数据采集的频率,运用MSP430的定时器Timer-A来产生数据采集定时脉冲,使有用信号得以完整地采集。用定时器Timer-B实现了气囊、电磁阀的自动控制。由于选用的传感器在受压范围内的线性特性

作者简介:王超,硕士,主要从事生物医学信号处理与智能医疗仪器方面的研究;夏阳,副教授,主要从事临床生物医学工程方面的研究。

非常好,所以在输出电压的线性度上不用考虑数据的拟合问题。综合分析充气采样和放气采样的特点,我们采用了放气采集信号的方法,这样相对信号受干扰较小,进而可以采集到有用的脉搏振荡波信号。以下是运用MSP430F169组成信号采集、处理的框图,如图1所示。

从图1中可以看出,待测信号通过高性能传感器NPC-1220把压力信号转换为电压信号。由于传感器出来的差分信号最大不超过50mV,因此,要对最初的信号进行放大,我们用高性能差动放大器实现这一放大,并且进行了第一次降噪处理。为了使信号容易处理,再通过前级的低通、高通模拟滤波器进行处理和电平调整,最后送入MSP430的A/D采样模块,由单片机完成对数据的采集、处理以及和PC机的实时数据交换。

4 血压参数提取方法

MSP430的A/D采样模块采用振荡波法提取信号参数,其测量原理是:对袖带充气使气压达到21.33kPa(160mmHg),如果检测到人的血压信号很不稳定,控制系统就再将袖带内的气压充到29.33kPa(220mmHg),进行一次非常规的检测。在血压参数检测过程中,每次放气666.6~1333.2Pa(5~10mmHg),在每个静压平台上连续采集10个相邻的振动信号(MSP430有自带的A/D转换器,设置的采样率为200Hz),去掉最大和最小的数据后,进行均值滤波,同时得到此时的静压力大小。在阶梯放气采集数据的过程中,为了有效地消除随机干扰,我们在程序中设定一个幅度比例系数,即每2个振荡波信号的幅度采集值要有一定的比例关系,若超过这个比例,则认为干扰信号,便进行这个数据的重新采样,连续超过3次采样数据都是干扰信号时,系统则自动取消这1次测量。对于采集到的有效数据,经过均值滤波后,可以消除一 (▶▶下转第21页▶▶)

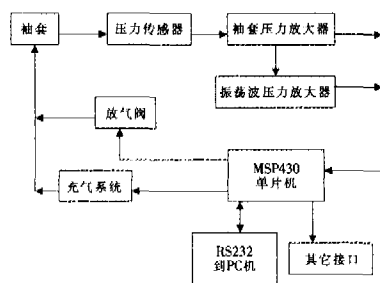


图1 嵌入式MSP430对血压数据的采集处理框图

方法连续测得的血压, (b) 为根据有创血压得到的平均压, (c) 为足背脉搏波PWTT, (d) 为利用脉搏波传导时间估算出的血压, (e) 为有创方法测量得到的血压和估计的血压二者之间的误差。由图2可见, 用PWTT法估算的血压和有创法直接测量得到的血压的误差小于5%。

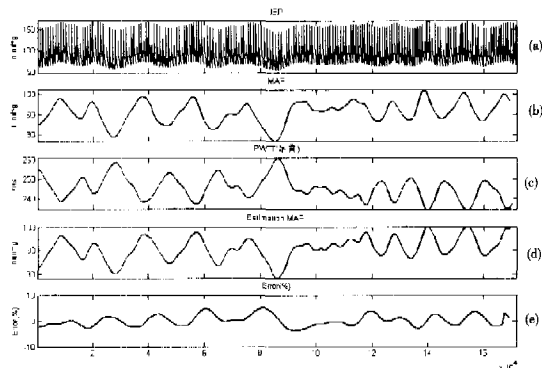


图2 一段时间的PWTT和估计血压及误差

4 讨论

对由ECG的R波峰值作为起点计算的脉搏波传导时间, 事实上包含2部分: 等容收缩期和真正的脉搏波传导时间。从R波顶点(相当于左心室开始收缩)到心室开始射血时的时间为等容收缩期, 而脉搏波从主动脉瓣处传导到外周的时间才是真正的PWTT。如果测量过程中等容收缩期改变, 这种改变将反映计算得到的PWTT中, 从而影响对血压的估算。所以, 在服用某些能显著改变等容收缩期的药物时, 利用这种方法估算血压的精度将可能降低。

参考文献

- 1 Beate H. McGhee. Monitoring arterial blood pressure: what you may not know[J]. Critical care Nurse, 2002, 22(4):60-78
- 2 Pressman, G.L., P.M. Newgard. A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure[J]. IEEE Trans Biomed Electron, 1963, 10:73-81
- 3 Tanaka S, Yamakoshi K. Ambulatory instrument for monitoring indirect beat-to-beat blood pressure in superficial temporal artery using volume-compensation method[J]. Med Biol Eng Comput, 1996, 34(6):441-447
- 4 Bazzett HC, Dfeyer NB. Measurement of pulse wave velocity[J]. Am. J. Physiol, 1922, 63:94-115.
- 5 Chen W, Kobayashi T, Ichikawa S, et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration[J]. Med Biol Eng Comput, 2000, 38(5):569-574
- 6 朱雯, 阮晓声, 梁中庆. 脉动波在弹性管道中的传播速度与诸因素的关系[J]. 浙江医科大学学报, 1996, 25(4):154-156
- 7 Pitson DJ, Stradling JR. Value of beat-to-beat blood pressure changes, detected by pulse transit time, in the management of the obstructive sleep apnoea/hypopnoea syndrome[J]. Eur Respir J, 1998, 12(3):685-692
- 8 Lansdown M. A method of using induced waves to study pressure propagation in human arteries[J]. Circ. Res, 1957, 5:594-601
- 9 陆渭明. 对利用脉搏波传播速度间接测量血压时主要影响因素的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 1995, 14(1):88-93
- 10 俞梦孙, 吕沙里, 张春艳, 等. 一种利用脉搏波测量动脉血压的方法与装置. 中国专利. ZL95108190.X, 1997, 2

(2005-05-08 收稿)

(◀◀上接第16页◀◀)

定的噪声干扰, 要得到更好的血压波形数据, 我们把采集到的数据进行LMS(即自适应最小均方滤波器)滤波, 该滤波器的应用较简单, 它是最陡下降梯度算法, 用梯度的瞬时值迭代, 从而使均方误差最小化, 用这种方法处理的数据效果非常好, 在生物医学信号处理中有很好的应用前景, 通过试验, 我们选定滤波器阶数为三阶, 收敛因子 μ (步长)为0.001, 权矢量 W 初始化为: $W=[0, 0, 0]^T$, 其递推公式为:

$$W(k) = W(k-1) + 2\mu[x(k) - W^T(k-1)X(k-1)]X(k-1)$$

式中, $x(k)$ 为观测样本, $X(k-1)$ 为过去的观测样本矢量, $W^T(k-1)X(k-1)$ 表示基于过去的观测样本而预测的现在的信号, 这里选择预测误差 $e(k) = x(k) - W^T(k-1)X(k-1)$ 作为调节权重的参数, 可以证明, 预测误差最小等价于恢复误差 $\eta(k) = s(k) - \hat{s}(k)$ 最小。通过LMS滤波器后, 可

以得到比较理想的数据, 为实时准确提取出血压参数提供了条件, 也找到了参数的特征, 有助于进一步的数据提取。当然还有其它提取参数的方法, 诸如: 频域滤波、FFT变换、小波变换等等, 本系统的软件程序框图如图2所示。

最后, 由于被测人群的个体差异, 我们分别设置不同的测量对象(针对成人和儿童)和采集数据的阈值, 以便程序在处理数据时能进入相应的处理程序, 最后得到正确的血压参数。

5 结束语

美国TI公司推出的MSP430系列16位单片机具有低功耗、实时处理能力强、运行速度快等优点, 性价比高, 正日益得到广泛的应用, 尤其在自动信号采集系统、便携式设备、长时间工作装置中, 体现了它的特点, 本文所述的血压检测系统充分利用了MSP430系列单片机所提供的各种集成模块, 合理分配片上资源, 大大简化了外围电路的设计, 从而提升了数据采集系统的整体性能。

参考文献

- 1 胡大可. MSP430系列FLASH型超低功耗16位单片机. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2001
- 2 胡大可. MSP430系列单片机C语言程序设计与开发. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2002
- 3 沈建华, 杨艳琴, 翟晓曙. MSP430系列16位超低功耗单片机实践与系统设计. 北京: 清华大学出版社, 2005

(2005-09-12 收稿)

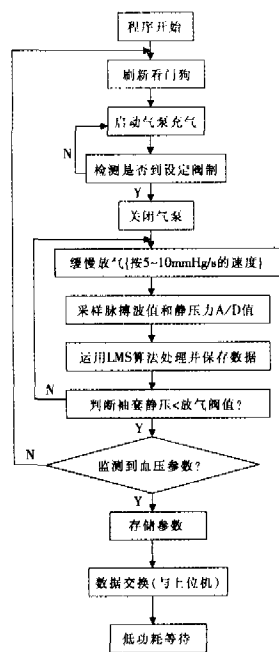


图2 软件程序框图