

基于示波法的无创血压监护仪的设计

黄建新, 刘 怀

(南京师范大学 电气与自动化工程学院, 江苏 南京 210042)

[摘要] 阐述了用示波法测量血压的方法, 介绍了用 C8051 单片机和彩色液晶显示器为核心的无创血压监护仪的硬件和软件系统. 给出了系统流程图, 程序采用 ASM51 汇编语言编写. 在示波法的基础上, 引入了采用模糊控制的方法自动修正特征系数, 使其适合不同情况的监护对象, 提高了测量精度. 该监护仪实时显示所采集的血压及趋势图, 可存储显示 48 h 内血压数据, 使用方便灵活, 具有自动校正错误的功能, 具有较高的临床应用价值.

[关键词] 动态血压监护, 示波法, 单片机

[中图分类号] TP212.3 **[文献标识码]** B **[文章编号]** 1672-1292-(2005)01-0025-03

Development of a Oscillometric Noninvasive Dynamic Blood Pressure Monitor

HUANG Jianxin, LU Huai

(School of Electrical and Automation Engineering, Nanjing Normal University, Jiangsu Nanjing 210042, China)

Abstract The paper discusses the oscillometric method to measure blood pressure, introduces both hardware and software systems of the Noninvasive Dynamic Blood Pressure Monitor with C8051 single chip microcomputer and color Liquid Crystal Display (LCD) as its core, and gives the flow charts. The programs are written in the assembly language of ASM51. On the basis of oscillometric method, a fuzzy control method is introduced to revise automatically the characteristic coefficient for different situations, and improves the measurement precision. The monitor can display the blood pressure and its trend chart, also store and playback blood pressure data in 48 hours, and is convenient and efficient in use. It can correct the errors by itself and is of high clinic value.

Key words dynamic blood pressure monitoring, oscillometric method, single chip microcomputer

0 引言

血压是反映心血管系统状态的重要的生理参数, 对其进行监测, 特别是长时间的精确监测, 在临床工作中变得越来越重要. 它有利于尽早发现和鉴别各类血压病症, 提出合理的治疗建议.

临床上血压测量技术可分为直接法和间接法^[1, 2]两种. 直接法将测量血压的系统直接置入血管, 甚至心脏部位进行直接测量, 其特点是信号失真小, 但测量较为复杂且存在安全方面的隐患. 间接法测量血压不需要外科手术, 测量简单, 因此在临床上得到广泛应用.

血压间接法测量常用的有听诊法和示波法. 听诊法通过柯氏音来判别收缩压 (SP)、舒张压 (DP), 其读数受主观影响, 误差大、重复性差、易受噪音干扰. 示波法测量收缩压、舒张压的可靠性、准

确性优于柯氏音法, 且还可以测量平均压 (MP).

1 示波法血压测量原理

示波法 (Oscillometric method), 也称为测振法或振动法. 示波法血压测量仍采用充气袖带来阻断动脉血流, 由于动脉血流的脉动, 由袖带可以检测出动脉血流产生的气压振动波. 首先, 将血压袖带缠在病人手臂上, 袖带接出的橡皮管接到无创血压 (NIBP) 电路板的气泵上. 气泵给袖带充气, 使手臂动脉血管闭合. 此时因血流被阻塞, NIBP 板上的压力传感器仅能检测到静态的袖带压, 而测不到动脉血流的脉动 (搏动), 这时充气停止, 放气阀在控制电路作用下开始逐步放气, 袖带压力逐渐下降, 闭合的动脉血管逐渐张开, 开始有血流流过. 于是压力传感器能够检测到叠加在袖带压上的脉动动脉血压. 第一个被测到的脉动信号对应的袖带压即为

收稿日期: 2004-09-06

作者简介: 黄建新 (1965-), 博士, 副教授, 主要从事自动控制理论与应用的教学与研究. E-mail: hjx@nsgk.net

病人的收缩压. 放气过程中, 动脉血流的脉动幅度被视作袖带压的一个函数. 它开始是随袖带压减少而增加, 脉动幅度增加到某一值后, 将随袖带压的减少而减少. 而脉动幅度的最大值所对应的袖带压即为平均动脉压. 放气继续进行, 待传感器连续测到两个幅度相近的脉动压时对应的袖带即为病人的舒张压. 而以后测到的压力信号被认为无意义, 放掉袖带内剩余空气, 一次测量完成^[1-3]. 示波法在不同的袖带压力下, 振动波幅度与袖带压力的关系, 如图 1 所示.

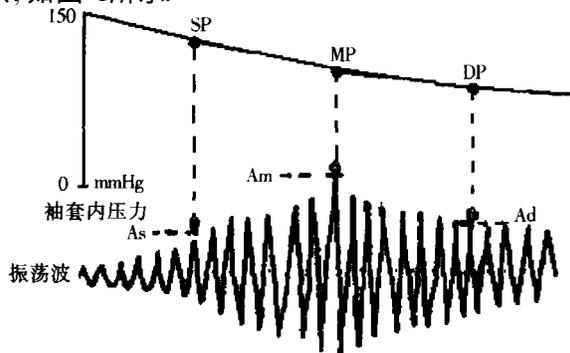


图 1 示波法振动波幅度与袖带压力的关系

在整个测量过程中, 压力传感器不断监测袖带基线压及叠加在基线上的血流的脉动成份, 并将压力信号转变成电信号, 经放大、滤波、分离出袖带压和相应脉动成份. 微处理器比较这一连续变化的脉动压幅值, 并将袖带压与相应脉动压信号存入存储器后作进一步处理, 计算出收缩压、平均动脉压、舒张压.

2 监护仪设计

2.1 系统结构

图 2 为基于示波法的无创血压监护仪的系统结构图, 其工作原理如下:

(1) 压力传感器使用电桥的原理感受袖带的压力, 并将其转化为电量. 系统用两个性能完全一致的压力传感器同时测量袖带压力, 两个传感器中一个处在辅助状态, 当某一通道产生错误的测量时, 另一通道能以提供参考信号的方式检测出这一错误. 这样既能保证设备稳定的工作, 又能保障病人的安全.

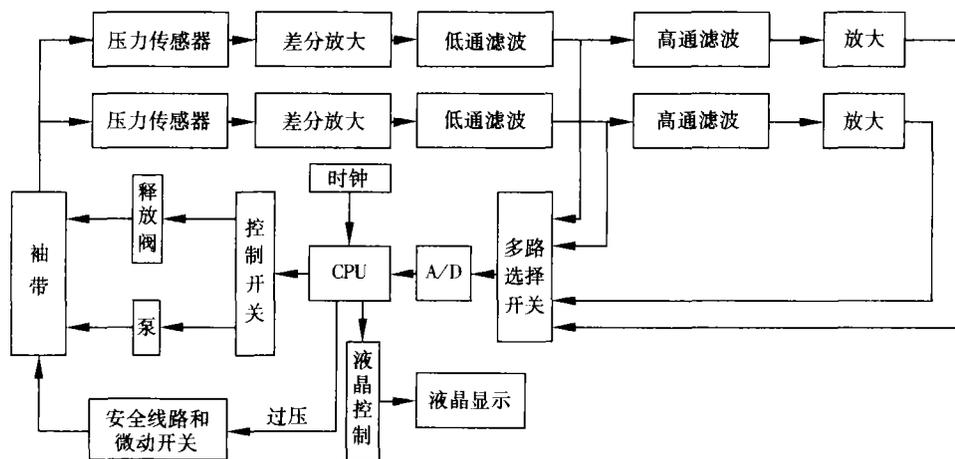


图 2 无创血压监护仪的系统结构图

(2) 压力信号被送到差分放大电路放大, 为了增强抗干扰能力, 提高测量精度, 可采用高输入阻抗、低噪声、低漂移精密仪表放大器 AD620

(3) 低通滤波器的截止频率为 22 Hz, 用于滤去高频干扰信号和 50 Hz 的交流电干扰.

(4) 高通滤波器的截止频率为 0.5 Hz 去除直流成分, 得到微弱的动脉波动信号, 对此信号再进行放大, 由 A/D 转换器转换为数字信号送入单片机.

(5) 经低通滤波得到的信号, 由于其脉动成分很小, 可认为是袖带的实际压力. 根据 A/D 转换的值, 判断袖带压力是否过大. 当压力过大 (如大于 40 kPa), 安全线路和微动开关模块动作, 即金属气囊的膨胀将切断使阀闭合的线路, 阀打开放掉袖带

中的气体, 以保证病人的安全.

(6) 泵和释放阀的作用分别是给袖带充气和缓慢放气.

(7) 时钟电路由 DS12C887 构成, 提供用于记录血压时所需的标准北京时间.

(8) 本系统采用的显示器是 254mm 大屏幕彩色液晶显示器, 一般都用工控机控制其显示, 成本较高. 为了节省成本, 我们采用由 CPLD 构成的液晶控制模块控制液晶显示, 大大降低了成本.

2.2 软件设计

软件采用 ASM 51 汇编语言编写, 系统流程图如图 3 所示. 首先进行系统初始化并显示主菜单, 在主菜单的各个功能模块中可进行相应的参数设

置和功能选择, 如可进行自动测量和手动测量之间的转换. 可设定自动测量的时间间隔、设定收缩压、舒张压报警极限, 也可使用仪器内部标准设定. 每次测量完后, 显示测量结果并判断血压是否超过报警极限, 超过则报警, 软件也可显示血压趋势图以供医务人员参考. 血压测量子程序如图 4 所示, 根据充气压力值和检测到信号的振动波可判断袖带是否已连接到病人的手臂上, 如已连接好, 则按照前面叙述的测量方法进行测量, 否则给出相应的错误提示信息.

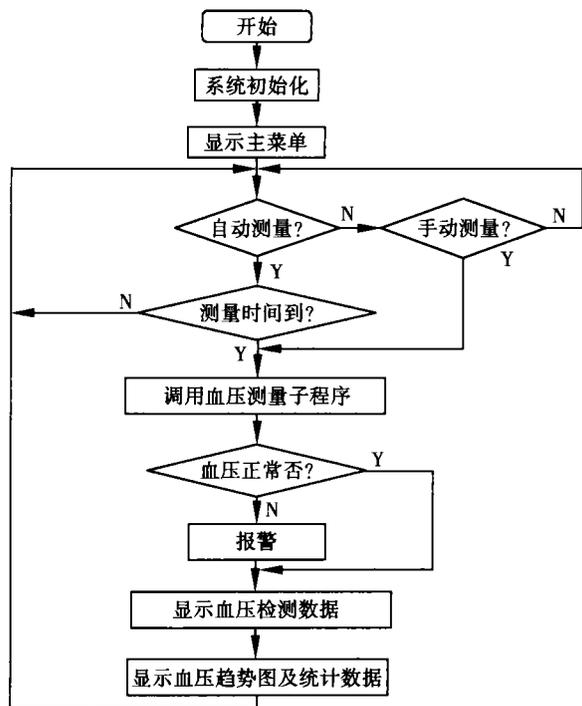


图 3 主程序流程图

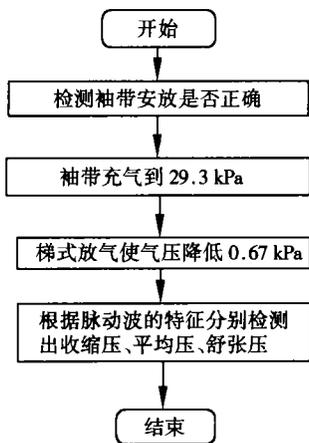


图 4 血压测量子程序

本系统选用内含多个 12 位 A/D、10 位 D/A 且运算速度很高的 Cignal 公司的 C8051 单片机作为主控制和处理器, 不需外接 A/D 和 D/A, 既提高了运算速度, 又降低了产品成本, 且可简化电路设计.

2.3 特征系数的修正

为了提高测量精度, 可用模糊控制的方法自动修正特征系数, 使其适合不同情况的监护对象.

首先, 对压力波形进行滤波, 得到脉动变化量的最大值. 然后将脉动最大变化量、被监护者的年龄以及测量得到的心率转化为模糊量 (即进行模糊化处理), 然后进行模糊推理, 最后将模糊量转化为数字量 (即反模糊化或精确化), 我们就可据此得到修正的特征系数, 即脉动为多大才能确定为第一跳和最后一跳, 这是判断收缩压和舒张压的关键.

本文所采用的示波法测量血压的方法, 其测量精度受以下两个方面的影响^[4]: 一是所确定的波形特征能否适应个体的差异性, 二是能否有效地提取波形特征. 例如压力波的第一跳与受压闭合动脉重新开启这一状态相对应, 而最后一跳则对应于动脉的完全打开状态. 将第一跳判为收缩压, 最后一跳判为舒张压, 有一定的理论基础. 但在实际应用中, 即使袖套压力高于收缩压仍能检测到微小的波动, 第一跳的出现并不总是非常明显, 因而影响收缩压的识别; 同时袖套压力波的波形因人而异, 有时会出现二次峰值, 或压力波在消失前近似相等现象, 给舒张压的判别也带来很多困难. 当然这并不妨碍此法在实际中的应用, 为提高测量精度, 可用模糊控制的方法根据压力波形、心率、年龄等自动修正特征系数.

本系统配备有双压力传感器, 具有自校正功能, 经实验论证具有较高的可靠性, 操作方便灵活, 可存储长达 48 h 的实时血压数据, 具有较高的临床应用价值. 试验表明其性能优于国内同类产品.

[参考文献]

- [1] Maynard R an sey. Blood pressure monitoring automated oscillometric device [J]. Journal of Clinical Monitoring 1991, 7 (1): 56- 67.
- [2] Yeldeen M, Ream A K. Indirect measurement of mean blood pressure in the anesthetized patient [J]. Anesthesiology 1979, 50 (3): 253- 256
- [3] Bennett R G, Taylor L A. Arrhythmia compensation of a predictive noninvasive blood pressure algorithm [A]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in the Medicine and Biology Society [C]. Orlando: IEEE Piscataway, 1991. 2114- 2115.
- [4] Kenneth M, Borow M D, Jane W. Noninvasive estimation of central aortic pressure using the oscillographic method for analyzing systemic artery pulsatile blood flow: comparative study of indirect systolic, diastolic and mean brachial artery pressure measurements [J]. Am Heart J 1982, 103 (1): 879- 882

[责任编辑: 刘健]