

# 基于上气测量的电子血压计的设计与实现

王维维<sup>1,2</sup>, 蒲宝明<sup>2</sup>, 贺宝岳<sup>1,2</sup>, 李生金<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院研究生院, 北京 100049)

<sup>2</sup>(中国科学院沈阳计算技术研究所, 沈阳 110168)

**摘要:** 目前国内主流电子测血压技术多采用下气测量, 和上气测量技术相比, 测量时间长且加压的最大值高, 使被测者不适感增强。因此研究上气测血压原理, 详细介绍其算法实现, 深入分析其 PWM 加压、butterworth 滤波等关键技术。最后研究证明, 通过该技术实现的血压测量系统测量时间短, 功耗低, 被测者不适感减少, 测量效果完全满足设计需求。

**关键词:** 血压; 上气测量; 测量时间; PWM 加压; butterworth 滤波

## Design and Realization of Electronic Sphygmomanometer Based on Inflation Measurement

WANG Wei-Wei<sup>1,2</sup>, PU Bao-Ming<sup>2</sup>, HE Bao-Yue<sup>1,2</sup>, LI Sheng-Jin<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>(Graduate University, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

<sup>2</sup>(Shenyang Institute of Computing Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110168, China)

**Abstract:** At present, most of the Medical device companies measure blood pressure during deflation process, which occupies more measuring time, higher pressure, less comfortable, compared to inflation measurement. So we study inflation measurement theory, detail the algorithm, analyze the key technology of PWM pressure method and butterworth filter. It is proved to be less time-consuming, lower power consumption and more comfortable.

**Key words:** blood pressure; inflation measurement; measurement time; PWM pressure; filter based on butterworth

随着人口老龄化问题的加重, 家庭医疗监护拥有越来越广泛的市场。而血压作为反映心血管系统和心脏状态的重要的生理参数, 也就成为家庭医疗监护的重要内容。传统水银血压计虽然被认为是测量血压的金标准, 但由于其测量需要经过培训且携带不方便, 因此电子血压计受到广泛关注。

电子血压计的测量方法包括: 示波法、恒定容积法、柯氏音法、双袖带法、超声法、张力法、脉搏波速法、多参数回归法等<sup>[1]</sup>。在所有方法中, 示波法由于其理论成熟且易于实现, 成为血压仪制造商的首选。

基于示波原理测血压的方法又可分为两大类: 一类称为波形特征法, 通过分析脉搏波包络的波形特征来判别血压; 一类称为幅度系数法, 通过分析脉搏波的幅度之间的比例关系来判别血压。由于波形特征难识别<sup>[2]</sup>, 故第二类方法要比第一类方法易实现。

至今, 示波法血压仪经历了三代技术革新。第一代, 气泵给袖带快速加压到某一压力值, 通过气芯按 3~5mmHg/s 的速度放气, 在放气的过程中进行血压测量; 第二代, 较第一代, 据被测者血压进行智能加压, 气芯改为电子定速排气阀, 放气速度更准确; 第三代, 气泵匀速加压, 并在加压的过程中进行血压测量。前两代技术称为下气法, 第三代称为上气法。国内主流做法是采用第一代技术, 缺点是气芯放气不均匀, 影响测量结果的准确性, 以日本为主的国际主流做法是采用第三代技术, 其优点是测量时间短, 手腕感觉舒适, 缺点是测量时有电机工作和袖带膨胀干扰, 对滤波算法要求高<sup>[3]</sup>。

基于计算量和测量精度的考虑, 本系统采用幅度系数法及上气测量技术。因为血压测量过程中会产生脉搏波, 因此除收缩压、舒张压外, 心率也是本系统

① 收稿时间:2011-06-12;收到修改稿时间:2011-07-07

的一个重要测量参数。

### 1 上气测血压的原理

如前所述，上气测血压是在电机给袖带加压的过程中进行血压测量。在此过程中，利用传感器采集相应袖带压，此袖带压即认为是血压与脉搏波的混合信号。对混合信号带通滤波得到脉搏波，由于脉搏波的幅值比血压的幅值小的多，故混合信号可估计为血压信号，利用脉搏波幅值的比例关系得到血压信号对应的特征点为收缩压与舒张压。详细描述如图 1 所示，图中横轴表示时间，单位为 s，纵轴表示袖带压，单位为 mmHg。由于袖带压很小时很难滤得脉搏波，故加压过程可分为两个阶段。第一阶段（图中 0~t1 时间段），控制电机给袖带快速加压到约 40mmHg，加压速度一般为 10mmHg/s，得到图中 OA 直线表示的袖带压。第二阶段，控制电机给袖带慢速加压，加压速度一般为 2~3mmHg/s，得到图中 AB 曲线段表示的袖带压。并通过滤波得到相应的脉搏波，即图中蓝色波动曲线。脉搏波波峰的最大值 Am 对应的袖带压记为平均压 pm。脉搏波波峰的最大值的左边，峰值幅值为 Ad=Am\*kd (kd 为舒张压特征系数) 的脉搏波对应的袖带压 pd 记为舒张压。脉搏波波峰的最大值的右边，峰值幅值为 As=Am\*ks (ks 为舒张压特征系数) 的脉搏波对应的袖带压 ps 记为收缩压。心率的定义为每分钟得到的脉搏波的个数，由此阶段得到的脉搏波个数及所需时间，计算出心率。第三阶段，计算出收缩压、舒张压、心率后，快速放气<sup>[4]</sup>。

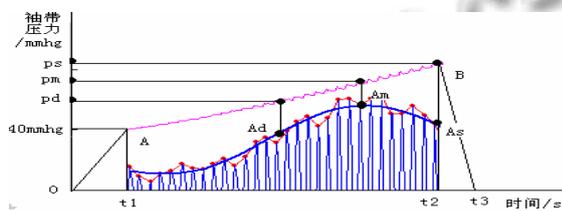


图 1 上气测血压原理图

在此需要强调的是，第二阶段只要加压到待测个体的收缩压，就可转到第三阶段放气。而下气测血压一般要加到 160mmHg 以上，远高于正常的收缩压范围。因此较下气测血压，上气测量方法所需时间缩短，被测者的舒适感增强。

## 2 硬件、软件整体设计

### 2.1 硬件整体设计

硬件整体设计如图 2，由于单片机 ATmega128 丰富的片上及外设资源，本系统在其上连接气泵、气阀、袖带、压力传感器来实现袖带压的采集。由单片机实现测量算法，单片机上连接显示设备及按键来增加人机交互功能，连接串口实现与 PC 机的通信。

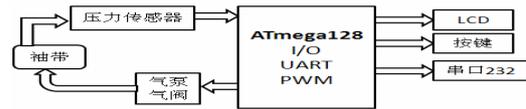


图 2 血压计硬件整体框图

### 2.2 软件整体设计

软件测血压的关键算法流程图如图 3，在此需要说明的是：第一，初始化包括对定时器、显示器、电机、压力传感器的初始化。初始化时，控制电机快速充气，快速充气到 40mmHg 时才转为慢充气。第二，判断采样时间是否达到，可通过设置相应 TCNTn 寄存器的初值与相应定时器溢出中断得到。第三，转为慢速充气后，前 50 个袖带压采样值滤波得到的脉搏波误差较大，因此将其置 0。第四，并不是保存所有采样及滤波得到的袖带压和脉搏波，而只保存滤波后脉搏峰值所对应的袖带压及脉搏波，这两个数组的下标即为该脉搏峰值在所有峰值中的位置。根据这两个数组，应用上气测压原理即可求得收缩压、舒张压。第五，求心率通过计算第一个脉搏波峰值到第 21 个峰值之间的袖带压采样个数 bp\_count，然后应用心率的定义

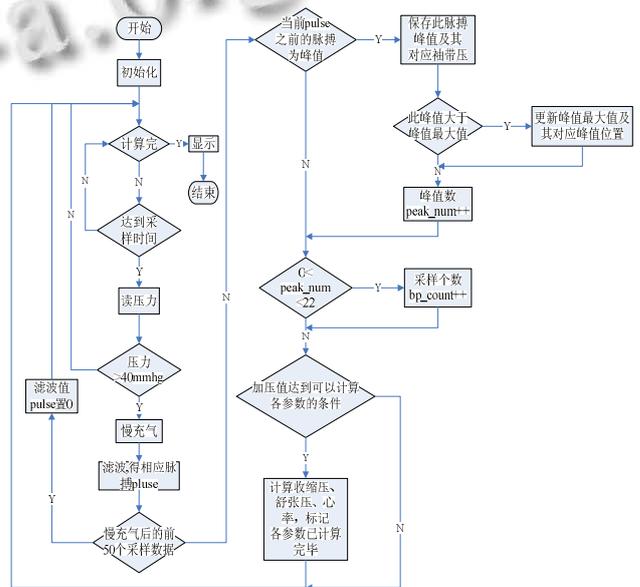


图 3 血压计软件整体流程图

得到。通过实验，我们选采样周期 100ms，故心率计算公式为：心率/60=20/(0.1\*bp\_count)，即心率=1200/bp\_count。

### 3 核心模块的实现

#### 3.1 智能控制加压模块的实现

对于上气法测量血压，一个关键技术是如何控制电机按要求的速度来加压充气。这里要用到 ATMEGA128 单片机的相应引脚的第二功能以及单片机的快速 PWM 工作模式。

由图 4 可知引脚 PB4 的第二功能是 T/C0 的输出比较和 PWM 输出。工作于快速 PWM 模式时，比较单元可以在 PB4 引脚上输出 PWM 波形。具体产生波形的机理，可如图 5 所示，双缓冲的输出比较寄存器 OCR0 一直与 T/C (TCNT0)的数值进行比较，OC0 寄存器在比较匹配时清零，在计数器清零时置位，依据 OC0 控制 PB4 引脚来产生 PWM 波，以此波形控制电机工作的平均电压，使其按要求的速度加压充气。因此，所谓快、慢速充气，即是设置不同的 OCR0 寄存器值。

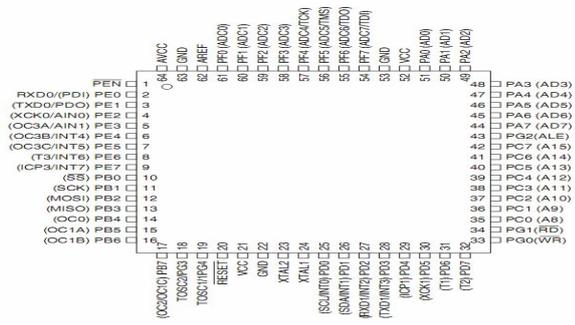


图 4 ATmega128 的引脚

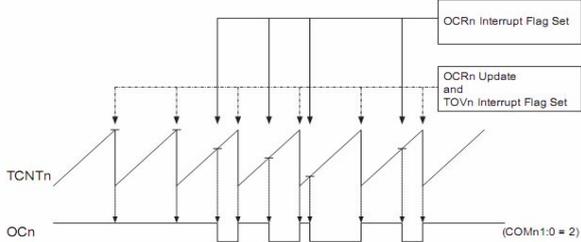


图 5 快速 PWM 模式时序图

#### 3.2 滤波模块的实现

和下气法测血压相比，上气法测血压是在电机加压的同时采集相应的袖带压。因此电机工作的扰动和袖带膨胀摩擦造成的干扰对采集数据影响较大。这就

对其滤波算法要求更严格。由于低阶 butterworth 滤波器良好的线性相位特性、平坦的幅频响应特性、高度稳定性、快速的响应特性，本系统选用二阶 butterworth 滤波器。对于滤波器参数的选择，因为滤波器的作用是从袖带压和脉搏波及一些电机等的扰动的混合信号中滤得脉搏波信号。袖带压是低频信号，而脉搏波的频率范围 0.5~60HZ，但九成多的脉搏波频率在 5HZ 以下。因此选用 0.5~3.5HZ 的二阶 butterworth 带通滤波器，从混合信号中滤得脉搏波信号。

对滤波器的实现，通过硬件和软件实现均可，为简单起见，本系统选择软件实现。如 2.2 所述，在满足采样个数的前提下，选用采样频率 fs 为 10HZ。又因为选用的是通带为 0.5~3.5HZ 的二阶 butterworth 滤波器。故可在 matlab 中如下设计滤波器：n=2;wn=[0.5 3.5]/(fs/2);[b,a]=butter(n,wn);[y,t]=impz(b,a);Result=conv(y,bp)。其中 bp 即为通过压力传感器采集到的袖带压，Result 即为袖带压和设计出来的 butterworth 滤波器的系数 y 做卷积得出的脉搏波。matlab 演示得图 6 所示袖带压及相应滤波得到的脉搏波。

将 matlab 实验得到的 butterworth 滤波系数 y 保存，应用到本系统的程序中，与传感器采集到的袖带压做卷积，即实现滤波，得到相应的脉搏波信号，进而计算出收缩压、舒张压。

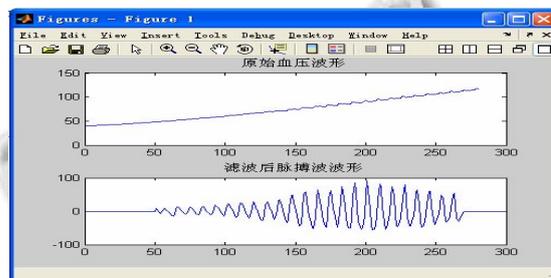


图 6 0.5~3.5HZ 的二阶 butterworth 带通滤波

#### 3.3 收缩压、舒张压计算模块的实现

因为选用的血压计算方法是幅度系数法，所以计算模块的关键是特征系数 ks、kd 的选择。对此，不同的机构选择不同。复旦大学的包旭鹤选 ks=0.5，kd=0.8<sup>[5]</sup>；上海医用仪表厂选 ks=0.58，kd=0.77<sup>[6]</sup>；国立交通大学的博士 Chin-Teng Lin 利用分析器，产生标准的平均压 MAP=90mmHg、SP=120mmHg、DP=80mmHg、对应的脉搏波-袖带压(OA-PC)曲线，在 OA 最大值 OA\_MAX 对应的 PC 曲线处标定为

MAP(90mmHg), 依据此标定刻度, 按比例在 PC 曲线上找出 SP、DP, 并记下 SP、DP 对应的 OA 曲线上相应脉搏波的幅值 OAS、OAD, 记  $ks=OAS/OA\_MAX$ ,  $kd=OAD/OA\_MAX$ 。重复此过程多次, 得到特征系数均值为  $ks=0.55$ ,  $kd=0.7^{[7]}$ ; J Moraes 提出据平均压的大小, 决定  $ks$ 、 $kd$ , 具体如下表<sup>[8]</sup>。Takashi Usuda 在基于上气的示波法测量中, 给定  $ks=0.5$ ,  $0.55 \leq kd \leq 0.69^{[9]}$ 。可见, 系数选择均是经验总结, 我们选用的是上气测量, 因此在 Takashi Usuda 研究的基础上, 根据测量结果调整系数, 进而计算出收缩压、舒张压。

表 1 J Moraes 总结的  $ks$ 、 $kd$  据平均压的分布

平均压范围 (单位 mmHg)	$Ks$	平均压范围 (单位 mmHg)	$kd$
MAP>200	0.5	MAP>180	0.75
200>=MAP>150	0.29	180>=MAP>140	0.82
150>=MAP>135	0.45	140>=MAP>120	0.85
135>=MAP>120	0.52	120>=MAP>60	0.78
120>=MAP>110	0.57	60>=MAP>50	0.60
110>=MAP>70	0.58	50>=MAP	0.50
70>=MAP	0.64		

### 3.4 单片机与 PC 端通信模块的实现

为分析实验测得的袖带压及滤波得到的脉搏波, 需要实现单片机与 PC 端的通信。在此, 选择串口通信。因为 PC 串口输出电压为 RS232 电平(可高达 15V), 而单片机应用的是 TTL 电平(5V 以内), 两者直接相连, 会烧坏单片机。因此应用 MAX232 芯片提供电平转换, 具体原理图如图 7。MAX232 芯片只需要四个外接电容及一个 +5V 电源, 就可提供两路(图中只用了一路)TTL 到 RS232 电平的转换。

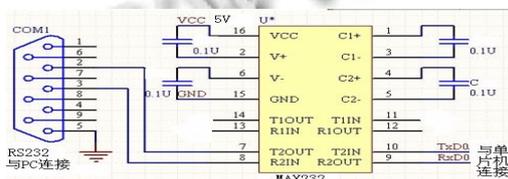


图 7 单片机与 PC 端通信原理图

搭建好硬件连接后, 软件只需实现串口初始化、传送数据的函数, 就可在 PC 机上利用串口助手接收相应的数据, 接收效果图如图 8。需要注意的是, 串口助手设置的波特率、校验位、数据位、停止位要和

串口初始化函数中相应的设置一致, 否则会出现乱码。

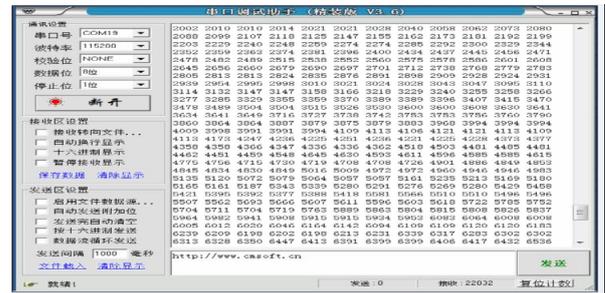


图 8 串口接收效果图

### 4 结果验证

最终我们利用此上气测量方法与听诊法对 20 名患者同时进行血压测量, 测量结果如表 2。表 2 中数据均采用平均值士标准差的表达形式。由表可知, 两种测量方法的收缩压、舒张压、心率的误差的平均值与标准差依次为  $(3.3 \pm 4.40)$  mmHg 和  $(2.1 \pm 4.9)$  mmHg、 $(-3.8 \pm 4.1)$  次/分。可见误差平均值 < 5mmHg, 误差标准差 < 8mmHg, 符合 AAMI 标准<sup>[10]</sup>。

表 2 测量结果比较

测量方法	收缩压(mmHg)	舒张压(mmHg)	心率(次/分)
上气测量	106 ± 11.1	63.2 ± 7.6	71 ± 7.5
听诊法	103 ± 10.5	61.1 ± 7.2	75 ± 7.7
两种方法 误差比较	3.3 ± 4.40	2.1 ± 4.9	-3.8 ± 4.1

### 5 结语

为解决下气测血压加压的最大值过高、加压时间过长的缺点, 设计并实现了基于上气测量的血压仪, 经验证, 该系统测量时间可缩短到 30s, 加压的最大值只需加到个体的收缩压范围(120mmHg 左右), 而传统下气测量测量时间一般多达 1 分钟, 加压的最大值多达 160mmHg。测量精度符合 AAMI 标准。

下一步工作, 将具体研究如何对测量中由一些扰动产生的伪脉搏波进行剔除, 来提高系统的抗干扰能力。

### 参考文献

- 李音华.柯氏音校正示波法的改进研究.西安:中国人民解放军第四军医大学,2007.
- 许怀湘,房兴业,许志.采用示波原理间接测量血压方法的进展.航天医学与医学工程,2000,13(3):231-234.
- 章年平.电子血压计的技术发展及代际划分.2010,3.

(下转第 97 页)

在种群大小 50—200, 进化代数 50000 次时, 在维数超过 100 的 4 个高维多模态优化问题中, 除了函数 f3 以外都能够 20000 次函数评价内获得最优解, 并且, 对于函数 f3 很多算法 (PSO, GA, SA) 在优化时, 很容易陷入局部最优点 (0,0,0,...,0), 而本文算法通过 20 次实验证明, 能够通过 5000 代进化 (百万次函数评价) 获得全局最优解 (1,1,1,...,1)。

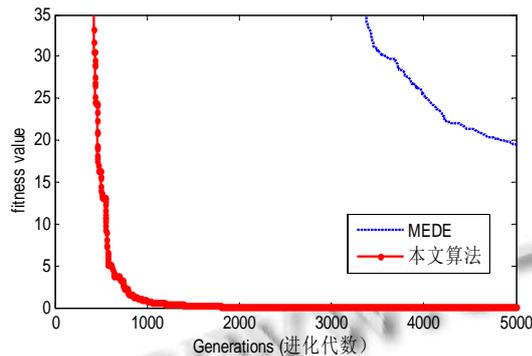


图 2 函数 f3 在算法 MEDE 和本文算法中的进化过程

图 2 描述了函数 f3 在 100 维时本文算法和 MEDE 算法的进化曲线, 从图 2 的进化过程可以看出, 本文算法的收敛速度和精度远远高于 MEDE 算法和 DEfirDE 算法。

## 5 结论分析

本文首先给出了 Memetic 算法的基本框架, 提出了自适应多模式并行差分变异算法, 并对模拟退火算法进行改进。根据 Memetic 的思想将改进的 DE 算法和 SA 算进行结合, 使其取长补短, 最后通过 4 个高维多模态复杂函数实验测试结果表明, 本文算法对高维复杂优化问题具有很强的适应性, 有效的提高了算

法的收敛速率、稳定性和求解精度。

## 参考文献

- 1 Storn R, Price K. Differential evolution. a simple and efficient heuristic for global optimization over continuous spaces. *Journal of Global Optimization*.1997.11(4):341-359.
- 2 Krikpatrick S, Gelett C, Eechim V. Optimization by simulated annealing. *Science*,1983,220(8):671-680.
- 3 卢峰,高立群.基于多种群的自适应差分进化算法.东北大学学报(自然科学版),2010,(11):1538-1541.
- 4 贺毅朝,王熙照,等.差分演化的收敛性分析与算法改进.软件学报,2010,21(5):875-885.
- 5 夏慧明,周永权.改进差分进化策略在多峰值函数优化中的应用.计算机工程与应用,2009,(32):41-44.
- 6 Krasnogor N, Smith JE. A tutorial for competent memetic algorithms:model, taxonomy and design issues.*IEEE Transactions on Evolutionary Computation*,2005,9(5):474-488.
- 7 Gallardo JE, Cotta C, Ferandez AJ. On the hybridization of memetic algorithms with branch-and-bound techniques. *IEEE Trans on Systems, Man, and Cybernetics-Part B: Cybernetics*, 2007,37(1):77-83.
- 8 王洪峰,汪定伟,黄敏,动态环境中的 Memetic 算法,控制理论与应用,2010,(8):1060-1068.
- 9 屈爱平.MEMETIC 算法在多峰连续函数优化问题中的应用.科学与技术工程,2010,(1):187-189.
- 10 Noman N, Iba H. Enhancing differential evolution performance with local search for high dimensional function optimization. In: Beyer HG, et al., eds. Proc. of the 2005 Conf. on Genetic and Evolutionary Computation (GECCO 2005). New York:ACM Press,2005.967-974.

(上接第 153 页)

- 4 田辉勇.动态血压监测系统及其关键技术研究.广州:第一军医大学,2002.
- 5 包旭鹤.便携式电子血压计设计.现代电子技术,2007,8:7-10.
- 6 王建军.采用 AT89C52 的振弦式血压测量仪设计.传感器与仪器仪表,2007,6(1):199-201.
- 7 Lin CT, Liu SH, Wang J, et al. Reduction of Interference in Oscillometric Arterial Blood Pressure Measurement Using Fuzzy Logic. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 2003,50(4):432-441.
- 8 Moraes JCTB, Cerulli M, Ng PS. A Strategy for Determination

of Systolic, Mean and Diastolic Blood Pressures from Oscillometric Pulse Profiles. *Computers in Cardiology*, 2000, 27: 211-214.

- 9 Usuda T, Kobayashi N, Takeda S. A Blood Pressure Monitor with Robust Noise Reduction System under Linear Cuff Inflation and Deflation. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires. Argentina, 2010:1226-1229.
- 10 罗岩,陈勇.就示波法进行血压测量的有关问题的探讨.医疗保健器具,1999(6):14-16.