

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/022 (2006.01)

A61B 5/02 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510036999.6

[45] 授权公告日 2009年6月10日

[11] 授权公告号 CN 100496388C

[22] 申请日 2005.8.31

[21] 申请号 200510036999.6

[73] 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 陶波 张旭 叶继伦

[56] 参考文献

WO00/22408A2 2000.4.20

WO01/25802A2 2001.4.12

CN1608584A 2005.4.27

CN1608583A 2005.4.27

US5404878A 1995.4.11

CN1513417A 2004.7.21

电子血压计. 唐志强. 电子产品世界, 第15期. 2002

利用单片机实现无创血压的测量. 刘炜. 单片机与可编程器件, 第9期. 2004

无创血压测量技术与进展. 张政波, 吴太虎. 中国医疗器械杂志, 第27卷第3期. 2003

审查员 孔祥云

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所

代理人 陈鸿荫 王志明

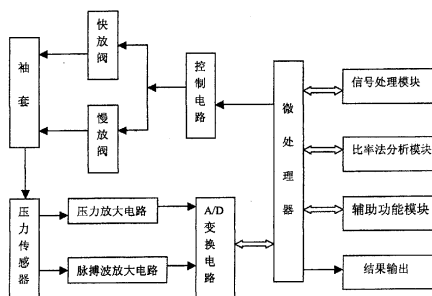
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

[54] 发明名称

利用信号变换计算血压的装置

[57] 摘要

一种利用信号变换计算血压的方法和装置, 所述装置包括压力传感器、压力、脉搏波放大电路、A/D转换、微处理器、控制电路、与袖套气路连接的充气泵、快放阀和慢放阀以及信号处理模块和比率法分析模块; 对采样的脉搏波时间序列进行信号变换, 由变换后的信号求得最大幅度及对应的频率值, 最大幅度作为当前压力下的幅度值, 连续对不同压力台阶下的脉搏波时间序列进行信号变换, 从而获得脉搏波幅度和压力的关系曲线, 从脉搏波幅度和压力的关系曲线得到平均压和对应的脉率, 最后利用比率法计算出收缩压和舒张压。本发明的方法和装置能在受测者出现抖动、肌颤等情况下减少测量误差, 提高血压测量的准确性。



1、一种利用信号变换计算血压的装置,包括:

数据采样单元,包括位于袖套内的压力传感器、压力放大电路和脉搏波放大电路以及 A/D 变换电路;所述压力传感器把当前的压力和脉搏波信号转换为电信号,该电信号经压力放大电路和脉搏波放大电路放大后被送至 A/D 变换电路变成压力和脉搏波的数字信号;

主控单元,包括含有计算机软件的微处理器和控制电路,用于根据压力信号控制袖套放气的时间和速度以及根据算法软件计算被测人体的血压和脉率;

充放气单元,包括与所述袖套气路连接的充气泵、快放阀和慢放阀,用于接受主控单元的控制信号对所述袖套实施自动的充、放气操作;其特征在于还包括:

信号处理模块,用于对 A/D 变换电路输出的多个压力台阶下的脉搏波的数字信号进行信号变换,得到被分析数据的幅频特性从而进一步得到与被测人体血压紧密相关的波幅最大值;

比率法分析模块,用于调取所述信号处理模块输出的多个压力台阶下的波幅最大值以及 A/D 变换电路输出的多个压力台阶的压力值,以形成脉搏波幅度和压力的关系曲线,根据该关系曲线找出测量过程的波幅最大值,再根据系统确定的比率计算和输出被测人体的血压。

2、根据权利要求 1 所述的利用信号变换计算血压的装置,其特征在于:所述信号变换是指对脉搏波时间序列进行 CHIRPZ 变换。

3、根据权利要求 1 所述的利用信号变换计算血压的装置,其特征在于:所述比率法分析模块还包括:归一化模块、插值模块和加权平均模块,用于在计算和输出被测人体的血压之前对脉搏波幅度和压力的关系曲线进行归一化、插值和加权平均处理。

4、根据权利要求 1、2 或 3 所述的利用信号变换计算血压的装置,其特征在于:所述装置还包括与微处理器双向连接的辅助功能模块,用于系统复位、漏气检测、压力校准。

利用信号变换计算血压的装置

技术领域

本发明涉及测量心和血管压力的装置，尤其涉及利用对采样信号进行信号变换以提高测量精度的装置。

背景技术

传统的利用振荡法测量血压的方法，是通过搜索不同压力下的脉搏波幅度，得到脉搏压力和脉搏波幅度的对应关系曲线。然后查找最大脉搏波幅度对应的压力，认为是平均压；利用平均压对应的脉搏波幅度，乘以收缩压幅度系数，得到收缩压对应的脉搏波幅度，然后根据对应关系曲线计算出脉搏压力，认为是收缩压；利用平均压对应的脉搏波幅度，乘以舒张压幅度系数，得到舒张压对应的脉搏波幅度，然后根据对应关系曲线计算出脉搏压力，认为是舒张压。传统血压测量装置的硬件构成如图1所示。从电路功能上可分为：电源电路、马达，阀门，和袖套的充气通路、压力信号采样放大处理部分、A/D转换电路、逻辑控制部分、微处理器数据处理部分、串口通讯部分，硬件保护电路。各部分的具体功能如下：

电源电路输入12V直流电源，输出5组电源——数字+5V、模拟+5V，模拟+2.5v，模拟+8v，该电路为整个血压板提供电源。

马达、阀门和袖套的充气通路，受逻辑控制部分的控制。首先关闭阀门，给马达上电，充气到指定的压力，然后停止充气，打开阀门，逐渐放气。

压力传感器将当前的压力信号转换为电信号，一路直接输出到A/D，计算后获得当前的压力；另外一路通过一个高通滤波，滤掉直流的压力信号，输出到A/D，获得交流的脉搏波信号。

A/D转换部分将经放大处理后的模拟信号转换为数字信号，然后送微处理器处理。微处理器数据处理部分将A/D转换得到的数据处理、计算，得到血压和脉率并通过串口向外发送。

硬件保护电路包括一个压力传感器，放大电路和比较器，在压力信号超过一定幅度后，引起比较器的输入超过阈值翻转，输出低电平引起系统复位。

进行无创血压测量时，先给袖带充气，至一定压力后缓慢放气。如果充气所达到的压力大于人体的收缩压，则可以认为血管已完全阻断，此时，在袖带处应该不存在脉搏的搏动。然后开始放气，当袖带压力小于收缩压时，血管已经有部分导通，此时脉搏搏动会随着袖带压力的下降而逐渐增强，由于脉搏搏动的影响，将使袖带的压力出现小范围的波动，也即是在压力信号上叠加了一个振荡信号，同样这种振荡信号随着袖带压力的下降而逐渐增强。但当袖带压力减小到一定程度后，振荡信号的幅度反而会开始下降。这主要是因为袖带压力减小，使得人体皮下组织对脉搏搏动的衰减作用逐渐增强。当袖带压力持续下降，这种衰减作用越来越明显，振荡信号的幅度下降也越来越明显。

测量过程袖套绑缚在受测者胳膊上并充气到一定压力，受测者不可避免的感觉到压迫，在无意识的情况下会出现抖动；或者受测者的病情导致出现肌颤等情况。这些情况下将使脉搏波的基线和幅度受到影响。因此，现有技术寻找脉搏波的波峰和波谷的方法很容易受到上述抖动、肌颤等的干扰，导致脉搏波幅度及相关的测量计算出现较大的误差。

发明内容

本发明要解决的技术问题是提出一种能明显减少由于受测者抖动、肌颤等引起的测量误差的血压测量方法和装置。

本发明采用如下技术方案：设计一种利用信号变换计算血压的方法，其特征在于该方法包括如下步骤：

a. 把带有压力传感器的袖套绑缚在被测者的胳膊上并充气到一定压力后打开阀门放气，放气到指定压力；

b. 维持该指定压力在 DT 秒内不变，在 DT 秒内压力传感器不间断地把当前的压力和脉搏波信号转换为电信号，该电信号经放大后被送至 A/D 变换电路变成压力和脉搏波数字信号的时间序列；

c. 对所述脉搏波时间序列进行信号变换，利用信号变换计算血压计算最

大幅度及对应的频率值，通过最大幅度值求取当前压力下的幅度值；最大幅度对应的频率值作为当前压力下的脉率值，继续放气至下一个指定压力，返回到步骤 b；

d. 步骤 b 和步骤 c 被循环执行 NUM 次，获得 NUM 个在不同压力台阶上采样的脉搏波幅度序列和压力序列，用这两个数据序列构成脉搏波幅度和压力的关系曲线；

e. 利用所述脉搏波幅度和压力的关系曲线计算平均压 Mean 及对应的脉搏波幅度 P0，然后利用比率法进一步计算出所要测量的收缩压 SYS 和舒张压 DIA 对应的脉搏波幅度 PS 和 PD，其中 $PS = \alpha * P0$, $PD = \beta * P0$ ，然后根据 PS 和 PD 并利用脉搏波幅度和压力的关系曲线求出收缩压和舒张压。

所述步骤 e 中比率法的两个比率 α 和 β 是通过大量的实验获得的与装置和算法有关的经验系数， α 的取值范围为 0.2 至 0.9， β 的取值范围为 0.2 至 0.8。所述 NUM 的取值范围为 6 至 10，所述 DT 的取值范围为 3 至 10 秒。

所述对脉搏波时间序列进行信号变换指对脉搏波时间序列进行 CHIRPZ 变换，通过变换后的信号序列计算最大幅度及对应的频率值，最大幅度作为当前压力下的幅度值。

对所述步骤 d 获得的 NUM 个在不同压力台阶上采样的的脉搏波幅度序列和压力序列进行归一化、插值、加权平均处理，使用处理后的脉搏波幅度和压力序列构成脉搏波幅度和压力的关系曲线，以保证测量结果更加准确。

本发明解决技术问题所采用的技术方案还包括：设计一种利用信号变换计算血压的装置，包括：

数据采样单元，包括位于袖套内的压力传感器、压力放大电路和脉搏波放大电路以及 A/D 变换电路；所述压力传感器把当前的压力和脉搏波信号转换为电信号，该电信号经压力放大电路和脉搏波放大电路放大后被送至 A/D 变换电路变成压力和脉搏波的数字信号；

主控单元，包括含有计算机软件的微处理器和控制电路，用于根据压力信号控制袖套放气的时间和速度以及计算被测人体的血压和脉率；

充放气单元，包括与所述袖套气路连接的充气泵、快放阀和慢放阀，用

于接受主控单元的控制信号对所述袖套实施自动的充、放气操作；其特征在于还包括：

信号处理模块，用于对 A/D 变换电路输出的多个压力台阶下的脉搏波的数字信号进行信号变换，得到被分析数据的幅频特性从而进一步得到与被测人体血压紧密相关的波幅最大值；

比率法分析模块，用于调取所述信号处理模块输出的多个压力台阶下的波幅最大值以及 A/D 变换电路输出的多个压力台阶的压力值，以形成脉搏波幅度和压力的关系曲线，根据该关系曲线找出测量过程的波幅最大值，再根据系统确定的比率计算和输出被测人体的血压。

所述比率法分析模块还包括：归一化模块、插值模块和加权平均模块，用于在计算和输出被测人体的血压之前对脉搏波幅度和压力的关系曲线进行归一化、插值和加权平均处理。

与现有技术相比较，本发明利用信号变换计算血压的方法和装置具有如下优点：通过采用信号变换的方法计算脉搏波幅度，提高了抗干扰的能力，在受测者出现抖动、肌颤等情况下，可以有效提高血压测量的准确性。

附图说明

图 1 是现有血压测量装置硬件构成的原理框图；

图 2 是本发明利用信号变换计算血压的装置的原理框图；

图 3 是图 2 中信号处理模块和比率法分析模块的算法流程图；

图 4 是对不同脉率下的脉搏波信号进行 CHIRPZ 变换的示意图，其中 (a) 代表 40 脉率的情况，(b) 代表 80 脉率的情况，(c) 代表 240 脉率的情况；

图 5 是系统实现流程图。

具体实施方式

以下结合附图及附图所示之实施例对本发明装置和方法作进一步详述。

由于本发明装置区别现有技术之处在于对采样的脉搏波进行处理的算法模块，硬件部分与现有技术基本相同，因此我们在描述本发明装置时对与现有装置相同的硬件部分尽量简化。如图 2 所示，本发明利用信号变换计算血压的装置包括：

数据采集单元，包括位于袖套内的压力传感器、压力放大电路和脉搏波放大电路以及 A/D 变换电路；所述压力传感器把被测者的血压和脉搏波信号转换为电信号，该电信号经压力放大电路和脉搏波放大电路放大后被送至 A/D 变换电路变成压力和脉搏波的数字信号；

主控单元，包括含有计算机软件的微处理器和控制电路，用于根据测量需要设定或根据当前的压力信号控制袖套放气的时间和速度以及根据算法软件计算被测人体的血压和脉率；

充放气单元，包括与所述袖套气路连接的充气泵、快放阀和慢放阀，用于接受主控单元的控制信号对所述袖套实施自动的充、放气操作；

辅助功能模块，用于系统复位、漏气检测、压力校准等；本发明装置有别于现有技术之处在于还包括：

信号处理模块，用于对 A/D 变换电路输出的多个压力台阶下的脉搏波的数字信号进行信号处理，得到被分析数据的幅频特性从而进一步得到与被测人体血压紧密相关的波幅最大值，本发明的实施例采用 CHIRPZ 变换，当然也可以采用其他形式的变换；

比率法分析模块，用于调取所述信号处理模块输出的多个压力台阶下的波幅最大值以及 A/D 变换电路输出的多个压力台阶的压力值，以形成脉搏波幅度和压力的关系曲线；

所述比率法分析模块还包括：归一化模块、插值模块和加权平均模块，用于在计算和输出被测人体的血压和脉率之前对脉搏波幅度和压力的关系曲线进行归一化、插值和加权平均处理；然后根据处理后的脉搏波幅度和压力关系曲线找出测量过程的波幅最大值，最后根据系统确定的比率计算和输出被测人体的血压。

下面较详细地说明以本发明装置为硬件基础的利用信号变换计算血压的方法的一个具体实施例，所述方法包括如下步骤：

a. 把带有压力传感器的袖套绑缚在被测者的胳膊上并充气到一定压力后打开阀门放气，放气到指定压力；

b. 维持该指定压力在 DT 秒内不变（即定时中断），在 DT 秒（本实施例为 3 秒）内压力传感器不间断地把当前的压力（压力单位为 mmHg）和脉搏波信号转换为电信号，该电信号经放大后被送至 A/D 变换电路变成压力和脉搏波数字信号的时间序列，即对采样数据进行预处理；

c. 对所述脉搏波时间序列进行信号变换，刚开始采集的 100 点数据由于放气刚刚结束，波形还不稳定，舍弃不用。选取之后的 256 个采样点进行 CHIRPZ 变换，利用 FFT 算法，计算出有限序列的 DFT，也即是 Z 变换在单位圆上的全部等间隔采样值。然而，在许多场合，并不一定需要计算全部频谱值，而仅需要对某一频带内的信号频谱做较密集的分析。另外，采样也不一定局限于单位圆上，而需要计算出某一螺旋线上的等角度间隔的采样值。CHIRPZ 变换就是利用 FFT 算法快速计算螺旋线采样的算法，具体算法如下：

输入 N 点采样值： $x[n]$ $n = 0, 1, \dots, N-1$

螺旋线的采样点： $Z_k = AW^{-k}$ $k = 0, 1, \dots, M-1$

其中 $A = A_0 e^{j\phi_0}$

$$W = W_0 e^{j\varphi_0}$$

A 决定起始角度，W 决定螺旋线的走向， φ_0 表示螺旋线上的间隔角度

(1) 选择 FFT 的点数 L，L 应满足

$$L \geq N + M - 1$$

且 $L = 2^v$ v 为正整数

实际运算中选择 $N = M = 256$ 点

(2) 截取一段 $h(n)$

$$h(n) = W^{n^2/2} \quad -(L-M) \leq n \leq M-1$$

(3) 由 $h(n)$ 构成主值序列 $\bar{h}(n)$

$$\bar{h}(n) = \begin{cases} h(n) = W^{-n^2/2} & 0 \leq n \leq M-1 \\ h(n-L) = W^{-(n-L)^2/2} & M \leq n \leq L-1 \end{cases}$$

(4) 计算 $H(k) = FFT[\bar{h}(n)]$, L 点

(5) 对 $x(n)$ 加权并补零

$$g(n) = \begin{cases} x(n) \cdot A^{-n} W^{-n^2/2} & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0 & N \leq n \leq L-1 \end{cases}$$

(6) 计算 $G(k) = FFT[g(n)]$

(7) 计算 $Y(k) = H(k)G(k)$

(8) 计算 $y(n) = IFFT[Y(k)]$

(9) 计算 $X(Z_k) = W^{n^2/2} \cdot y(n)$ $0 \leq n \leq M-1$

经过上述对 N 点采样点进行 CHIRPZ 变换, 得到 M 点复数 $X(Z_k)$, 这里 $k=0,1,\dots,M-1$, M 点复数的模代表某一频谱范围内的的信号幅度序列。因此, 对 256 点脉搏波信号采样值进行 CHIRPZ 变换, 得到对应某一频率范围内的脉搏波信号幅度序列, 然后根据信号幅度序列计算当前压力下的最大脉搏波幅度。如图 4 所示。图 4 右边是经 CHIRPZ 变换后波幅随频率的变化曲线, 图 4 (a)、(b)、(c) 都有一个明显的主峰, 该主峰就是最大波幅, 该最大波幅对应的频率值与对应左边的原始数据是一致的, 右边的幅频曲线若干个明显比最大波幅小的次峰值, 这些次峰值是由干扰信号所造成的, 我们只分析有物理意义的最大波幅及所对应的频率, 而把若干次峰值置之不理, 这样做就等于排除了干扰信号对测量结果的影响。

通过信号变换获得最大幅度及对应的频率值, 计算最大幅度和幅度对应的频率, 最大幅度作为当前压力下的幅度, 最大幅度对应的频率值作为当前压力下的脉率值。继续放气至下一个指定压力 (下降至下一个压力台阶), 返回到步骤 b;

d. 步骤 b 和步骤 c 被循环执行 NUM 次后, 本实施例 NUM 取 8, 即获得 8 个在不同压力台阶上采样的脉搏波幅度序列和压力序列, 对这两个数据序列进行归一化、插值、加权平均处理, 然后用这两个经处理的数据序列构成脉搏波幅度和压力的关系曲线; 以保证测量结果更加准确, 确保此基准脉搏波序列符合比率法所需要满足的一些特性。

e. 利用所述脉搏波幅度和压力的关系曲线计算平均压 Mean 及对应的脉搏波幅度 P0, 然后利用比率法进一步计算出所要测量的收缩压 SYS 和舒张压 DIA 对应的脉搏波幅度 PS 和 PD, 其中 $PS = \alpha * P0$, $PD = \beta * P0$, 然后根据 PS 和 PD 并利用脉搏波幅度和压力的关系曲线求出收缩压和舒张压。

上述步骤 a 至步骤 e 的测量和计算流程如图 3 所示。

比率法基于如下理论：当袖带压等于舒张压或收缩压时，所对应的振荡波波幅，与振荡波中波幅最大值的比值，是一个相对恒定的比率。只要先找出波幅最大值，再根据确定的比率，就可找出相应的舒张压或收缩压对应的振荡波的波幅，进而找到与之对应的舒张压或收缩压的压力值。在本发明方法中，比率值的确定是很重要的。一般情况下，这个比率与仪器设备的特性有关，是通过大量实验获得的经验系数。在本实施例中， α 的取值范围为 0.2 至 0.9， β 的取值范围为 0.2 至 0.8。

图 5 是本发明装置系统实现的流程图，简述如下：

- (1) 上电后，完成硬件初始化，系统自检，变量初始化，进入主程序；
- (2) 设定定时中断，在定时中断中采集压力信号和脉搏波信号；
- (3) 接受上位机指令，开启一次测量，充气至指定压力，然后放气，放气到指定压力，维持指定压力一段时间（3 秒），启动信号处理模块和比率法分析模块，计算搜索该压力下的脉搏波信号幅度，然后再次放气下降一个压力台阶，再次启动信号处理模块和比率法分析模块，计算搜索该压力下的脉搏波信号幅度；
- (4) 经过 8 个压力台阶的采样计算，获得了脉搏波信号幅度和压力的关系曲线，利用该脉搏波信号幅度和压力的关系曲线，分别计算平均压，收缩压，舒张压。
- (5) 其他辅助功能，如漏气检测功能，压力校准功能等。

经过试验室测试证明，在正常情况下模拟器脉率设定在 40BPM，80BPM 和 240BPM，血压为 120/90/80 下，信号变换算法计算结果和常规算法一致；在使用 BIO-TECK 模拟器，模拟 10 级肌颤情况下，信号变换的算法效果更好。两种算法测量结果的比较如下表：

模拟器设定	信号变换算法计算结果	常规算法计算结果	比较结果
Cufflink 模拟器 120/90/80 40BPM 100% 增益	121/92/82 40BPM	122/92/82 40BPM	两种算法一致
Cufflink 模拟器 120/90/80 80BPM 100% 增益	120/90/83 80BPM	118/90/82 80BPM	两种算法一致
Cufflink 模拟器 120/90/80 240BPM 100%	122/92/82 238 BPM	122/92/83 238BPM	两种算法一致
BIO-TEK 模拟器 肌颤 10 级 120/93/80 80BPM	120/94/83 82BPM	130/99/85 82BPM	信号变换算法更接近模 拟器结果

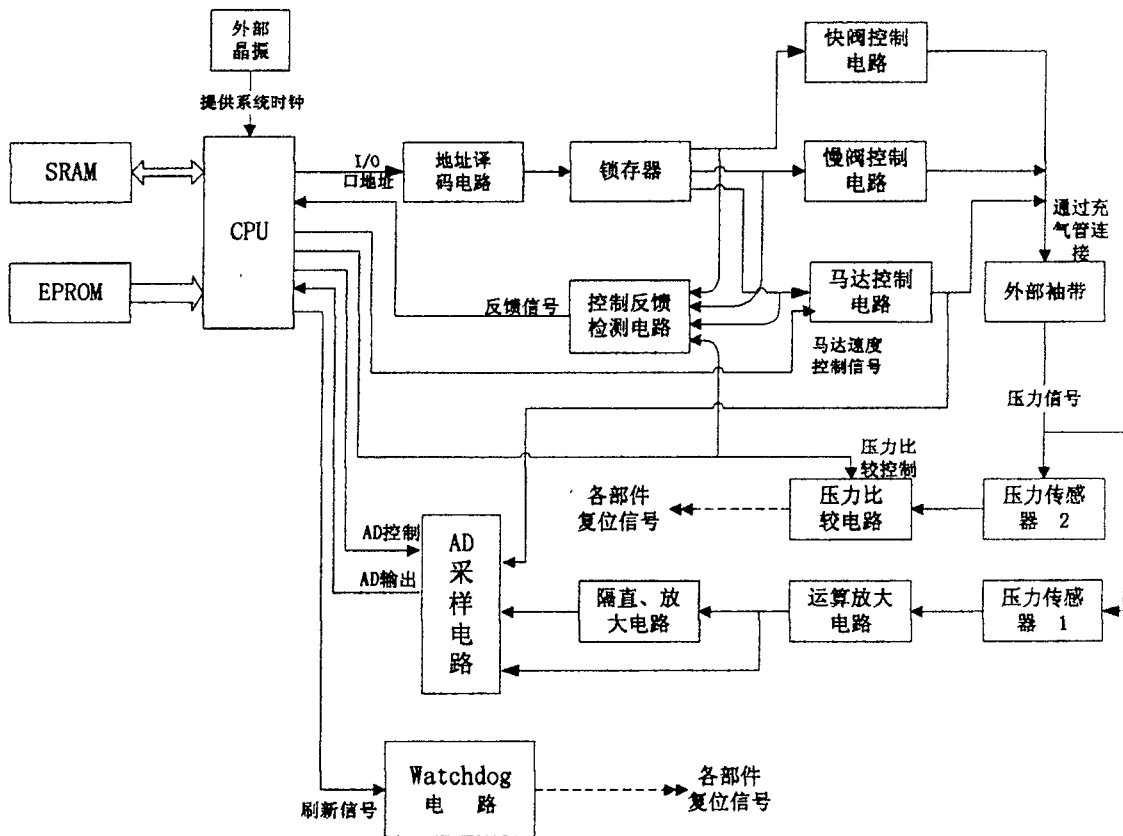


图 1

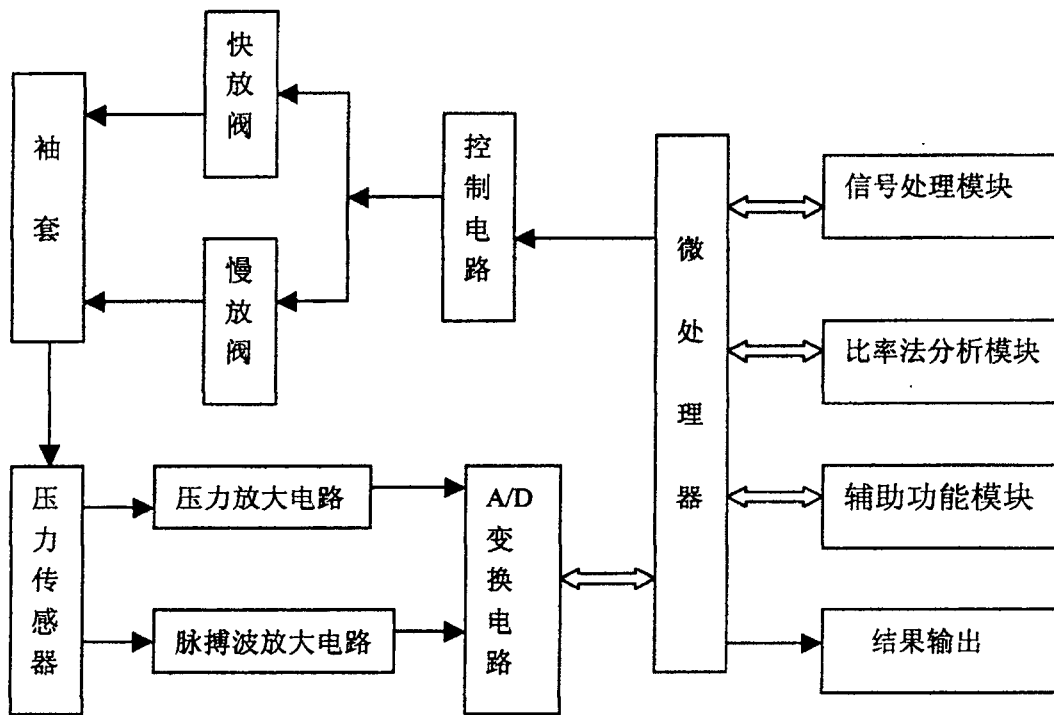


图 2

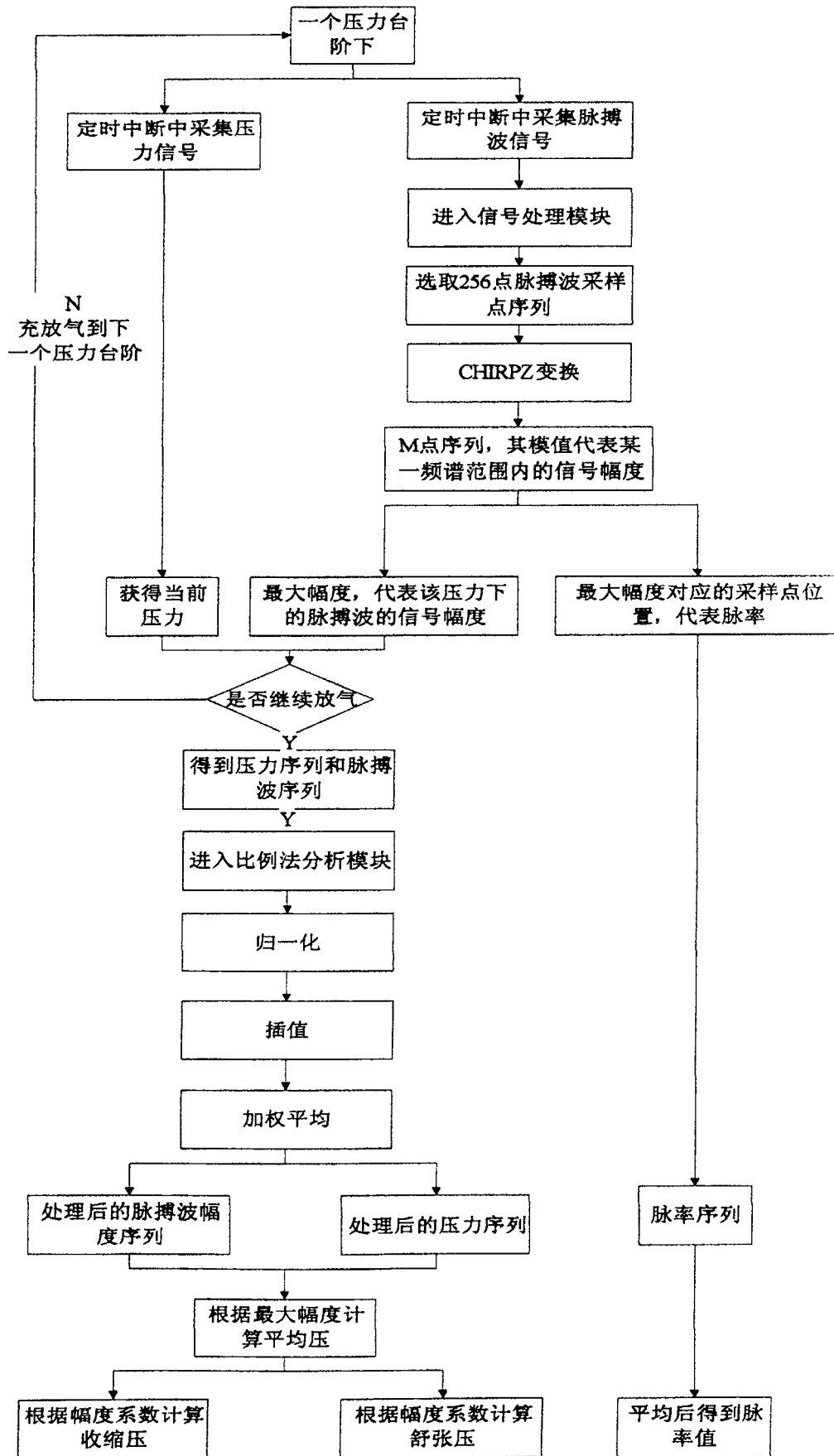
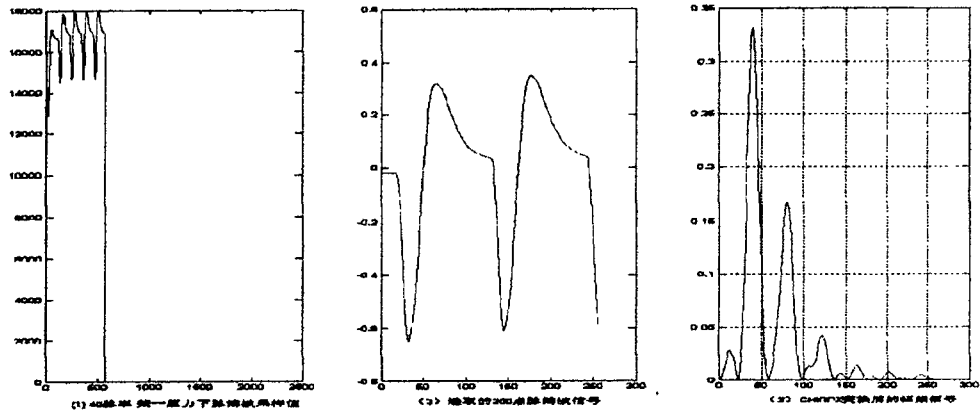
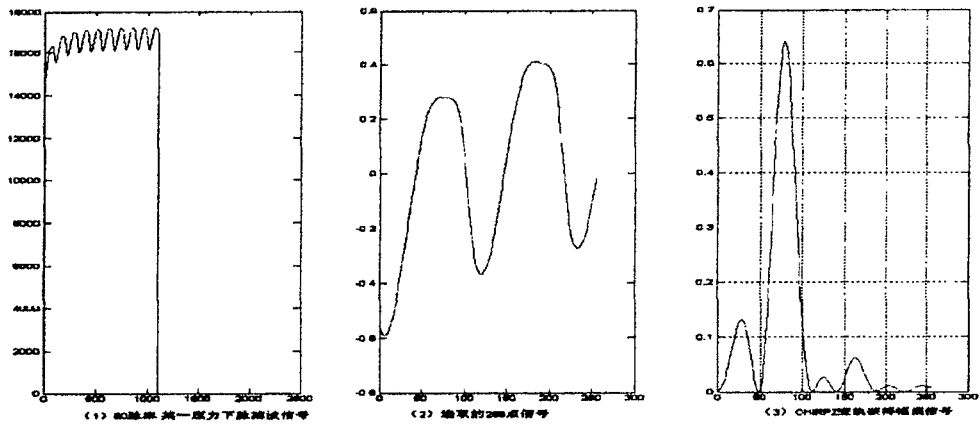


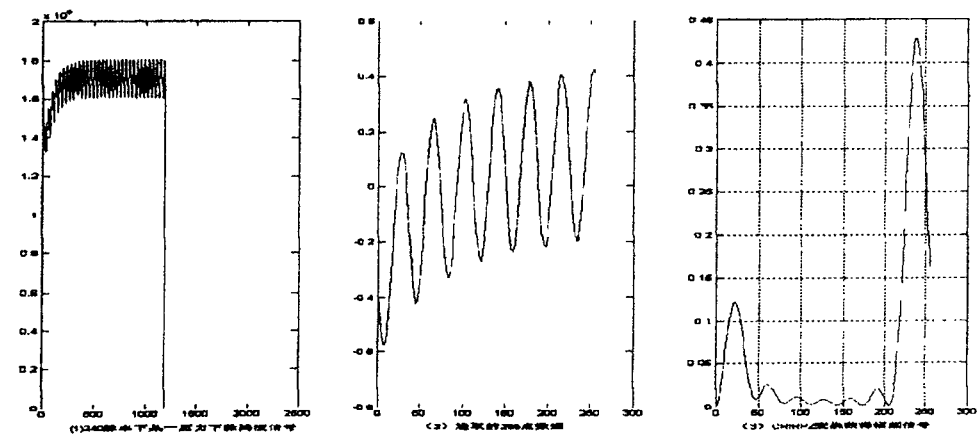
图 3



(a)



(b)



(c)

图 4

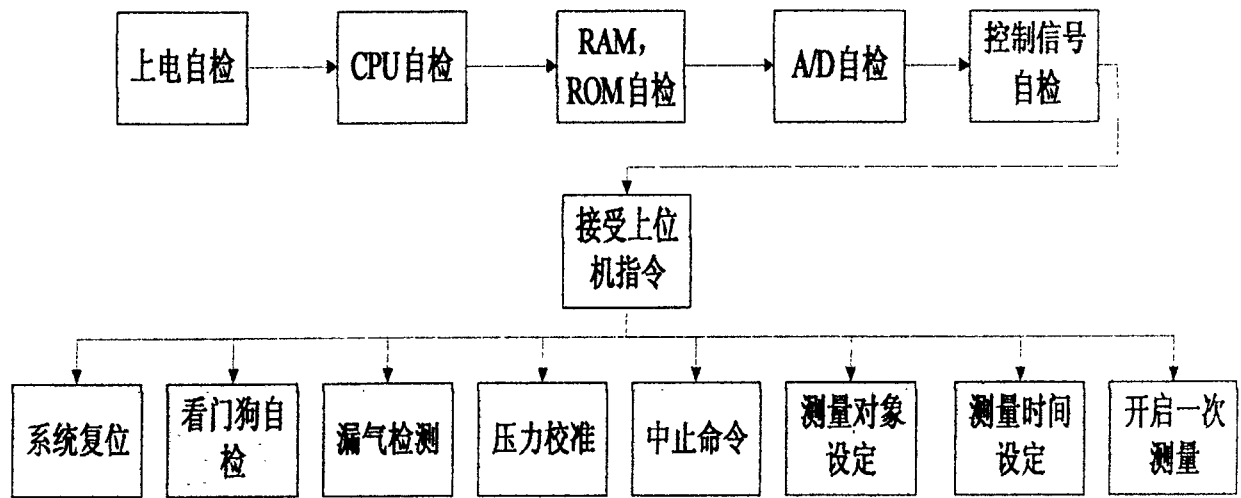


图 5