



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410051427.0

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 24 日

[11] 授权公告号 CN 1296008C

[22] 申请日 2004.9.7

CN1261772A 2000.8.2 A61B5/021

[21] 申请号 200410051427.0

审查员 孙晓静

[73] 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

[74] 专利代理机构 深圳睿智专利事务所  
代理人 陈鸿荫

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 叶继伦 陶 波 余深衍

## [56] 参考文献

- US5797850A 1998.8.25 A61B5/02  
 CN1345571A 2002.4.24 A61B5/021  
 CN1475191A 2004.2.18 A61B5/021  
 CN1513417A 2004.7.21 A61B5/021  
 US6117087A 2000.9.12 A61B5/00  
 US5649542A 1997.7.22 A61B5/02

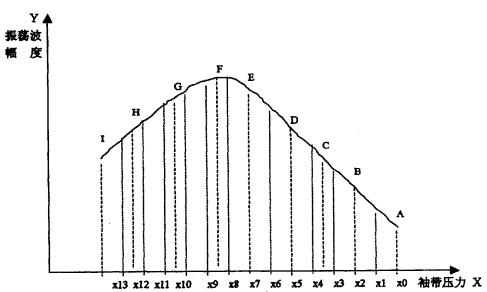
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 2 页

## [54] 发明名称

一种非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法

## [57] 摘要

一种非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，用于电子血压测量装置测试血压的步骤包括，先通过气路加压使袖带压力达到预定值；再软件控制其放气的同时采样各点的压力脉搏波幅值 Y 和袖带压力值 X；在采样点的基础上，选择适当的袖带压力步进差值，利用逐点移动分段多次曲线拟合和非线性插值的方法，产生一系列相邻等压力差值的袖带压力所对应的脉搏波幅值，并存储之；再逐点平滑之，产生恢复后的脉搏波振荡包络趋势，并利用多点曲线拟合方法拟合趋势曲线；找出该趋势曲线的最大值点，即为平均压位置点。本方法能准确恢复脉搏波幅度变化趋势包络曲线，从而准确计算平均压，为收缩压和舒张压的准确计算奠定基础。



1. 一种非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，用于电子血压测量装置测试血压的采样数据处理步骤，所述采样数据是指先通过气路加压使袖带压力达到预定值，再在软件控制气路放气时采样到的各点压力脉搏波幅值 Y 和袖带压力值 X；其特征在于，包括步骤：
  - a. 以所述采样的首个采样点  $X_0$ 、 $Y_0$  为初始值，选择一个压力步长  $\Delta$ ，便于后续以所有采样点  $X_n$ 、 $Y_n$  为处理中间值进行趋势项拟合时，产生  $X_m$ 、 $Y_m$  插值点数据，其中  $n$ 、 $m$  为自然数， $X_m = X_0 - m\Delta$ ；
  - b. 基于所述采样点，依次逐一移动选取至少 3 个相邻采样点的数据，分别进行如下处理，直至最后一个采样点被选择处理：

以所述至少 3 点构造多次曲线进行分段趋势项拟合，在选定顺序位置（第一和第二，或第二和第三，或其它）的两相邻采样点之间，产生趋势插值点  $X_m$ 、 $Y_m$ ，并依次存储这些插值点，其中  $X_m$  介于该所述两采样点的袖带压力值区间， $n$ 、 $m$  在此过程中逐一递增；
  - c. 以所述存储的各插值点脉搏波幅值为中间值进行平滑处理：逐一移动选取所述存储点，取该点幅值与至少 2 个相邻点的幅值一起加权平均，得到平滑后的幅值，并存储为该点的幅值。
2. 根据权利要求 1 所述的非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，其特征在于：还包括步骤
  - d. 在所述存储的平滑后曲线数据中查询最大脉搏波幅值，以该位置为基准选取其左右分别 1 点以上的数据，与之共同构造多次曲线，计算该多次曲线的最大值，作为振荡脉搏波趋势包络曲线的极值，所对应的袖带压力为平均压。
3. 根据权利要求 1 所述的非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，其特征在于：

所述步骤 b 中，是逐点移动并分段采用 3 个相邻采样点的数据来构造二次拟合曲线，在该 3 个采样点的首两个点袖带压力值区间范围内，产生预定袖带压力值  $X_0 - m\Delta$  处的压力脉搏波幅度插值。
4. 根据权利要求 1 所述的非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，其特征在于：

所述步骤 c 中，对每个存储点的脉搏波幅值，是取其左右各 2 点脉搏波幅值数据，

---

与之一起算数平均作平滑的。

5. 根据权利要求 2 所述的非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，其特征在于：

所述步骤 d 中，是以最大脉搏波幅值的位置为基准，选取压力递增方向相邻 1 个点数据，压力递减方向相邻 2 个点数据，与之以最小二乘法共同构造二次曲线，并求其极值的。

6. 根据权利要求 2 所述的非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，其特征在于：

所述步骤 d 中，是以最大脉搏波幅值的位置为基准，选取左右相邻各 1 个点数据，与之共同构造二次曲线，并求其极值的。

## 一种非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法

**技术领域** 本发明涉及医疗器械，特别是无创电子血压测量装置，尤其涉及血压测量过程中拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法。

**背景技术** 目前人体血压的无创测量一般采用基于袖带脉搏波的振荡方法，包括利用柯氏音的听诊法(简称柯氏音法)和利用袖带振荡波的比例系数法(简称振荡法)。

柯氏音法是采用医用听诊器、水银压力计及袖带、充/放气囊，通过将袖带捆绑在受试者上臂的适当位置，以听诊器贴近肱动脉，以充/放气囊向袖带充气增加压力直到阻塞手臂的血液流动，再通过充/放气囊逐步减低袖带压力以恢复手臂的血液流动，利用此过程中手臂动脉血流脉动产生的一个由小到大，再由大到小的柯氏音变化，由有经验的医护人员借助听诊器听取其变化，同时借助水银压力计来确定收缩压和舒张压。

电子血压测量设备绝大多数是采用振荡法。设备硬件包括有袖带、放气阀、充气泵及充、放气控制、与压力传感器连接的气路，检测袖带压力的压力传感器及处理电路，基于袖带压力变化的压力脉搏波处理电路，用于采样数据、模/数转换控制、计算分析的单片机系统。其测量血压过程与听诊法类似，也通过袖带充气升压以阻塞手臂的血液流动，再逐渐使袖带放气降压以恢复手臂的血液流动；不同的是，它用电子传感器采集放气过程中的数据：手臂动脉血流的脉动传递到袖带内所产生的压力脉搏波的幅值，及其对应的袖带内压力值；从而得到一组幅度从小到大，再由大到小的压力脉搏波数据及对应的由大到小的袖带压力数据。振荡法确定收缩压和舒张压利用的是，以压力脉搏波的最大幅值所对应的袖带压力为平均压，以压力脉搏波的比例幅度值(为最大幅值乘以二个小于1的经验比例系数得到的二个幅度值)所对应的袖带压力，高的为收缩压，低的为舒张压。

在血压测量过程中，常用的放气形式可以是连续均匀放气，使袖带压力以3-5mmHg均匀递减，同时检测袖带压力和压力脉搏波；也可以是台阶放气，使袖带压力以5-10mmHg的台阶逐次减低，在每个压力台阶上检测压力脉搏波，每次台阶压力减低的大小将根据检测到的脉搏波幅度来确定。连续均匀放气形式将增加血压测量过程的时间，也难于克服手臂运动、体位变化对结果的影响，其应用受到一定限制；而台阶放气形式将减少血压测量时间，并能克服由于手臂运动、体位变化等引发的干扰，具备较好的抗干扰能力，所以血压测量中大多采

用台阶放气形式。

系统的软件在完成上述充、放气控制的同时，还把放气过程中各个台阶上检测到的袖带压和袖带内脉搏波与特征波识别，恢复基于这个特征脉搏波的袖带振荡波趋势包络曲线。不同的设备厂家采用的恢复方法不尽相同。因恢复方法对形成包络曲线有直接影响，从而很大程度上它将决定人体血压测量的准确度。目前主要被使用的方法是，先采用线性插值方法来恢复台阶之间的脉搏波振幅值，再采用多点滑动平均法来消除异常波动，由此线性拟合出脉搏波幅度包络曲线。

上述现有技术的主要缺点是，由于实际放气过程中所产生的袖带脉搏波的幅度改变趋势是由小到大，到达幅度极值后再由大到小，形成非对称并且非线性曲线包络趋势，所以用线性趋势来拟合存在一定的缺陷，不能准确恢复脉搏波幅度变化包络曲线，不利于准确计算后续的平均压、收缩压和舒张压。

**发明内容** 本发明要解决的技术问题是提供一种拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，用于电子血压测量过程中的数据处理，它能准确恢复脉搏波幅度变化趋势包络图，从而准确计算平均压，为收缩压和舒张压的准确计算奠定基础。

为解决上述技术问题，本发明的基本构思为：每个采样点数据包括压力脉搏波幅值及其对应的袖带压力值，考虑到常用的台阶放气形式，因为系统软件根据检测到的脉搏波幅度来控制每次台阶压力的减低值，从而各相邻采样点的袖带压力差值不等。为了精确恢复包络和便于计算，本方法选择适当的步进差值，在采样点的基础上，利用逐点移动分段多次曲线拟合和非线性插值的方法，产生一系列相邻等压力差值的袖带压力所对应的脉搏波幅值，并存储之；再逐点平滑之，产生恢复后的脉搏波振荡包络趋势；找出该趋势曲线的最大值点，即为平均压位置点。

作为实现本发明构思的技术方案是，提供一种非线性拟合恢复振荡脉搏波趋势包络的方法，用于电子血压测量装置测试血压的采样数据处理步骤，所述采样数据是指先通过气路加压使袖带压力达到预定值，再在软件控制气路放气时采样到的各点压力脉搏波幅值 Y 和袖带压力值 X；尤其是，包括步骤：

- a. 以所述采样的首个采样点  $X_0$ 、 $Y_0$  为初始值，选择一个压力步长  $\Delta$ ，便于后续以所有采样点  $X_n$ 、 $Y_n$  为处理中间值进行趋势项拟合时，产生  $X_m$ 、 $Y_m$  插值点数据，其中  $n$ ， $m$  为自然数， $X_m = X_0 - m\Delta$ ；
- b. 基于所述采样点，依次逐一移动选取至少 3 个相邻采样点的数据，分别进行如下处理，直至最后一个采样点被选择处理：以所述至少 3 点构造多次曲线进行分段趋势项拟合，在选定顺序位置（第一和第二，或第二和第三，或其它）的两相邻采样点之间，

产生趋势插值点  $X_m$ 、 $Y_m$ ，并依次存储这些插值点，其中  $X_m$  介于该所述两采样点的袖带压力值区间， $n$ 、 $m$  在此过程中逐一递增；

- c. 以所述存储的各插值点脉搏波幅值为中间值进行平滑处理：逐一移动选取所述存储点，取该点幅值与至少 2 个相邻点的幅值一起加权平均，得到平滑后的幅值，并存储为该点的幅值。

在上述得到的恢复后脉搏波振荡包络趋势曲线数据基础上，还可以包括步骤

- d. 在所述存储的平滑后曲线数据中查询最大脉搏波幅值，以该位置为基准选取其左右分别 1 点以上的数据，与之共同构造多次曲线，计算该多次曲线的最大值，作为振荡脉搏波趋势包络曲线的极值，所对应的袖带压力为平均压。

利用本发明方法，能准确恢复脉搏波幅度变化趋势包络，使取得的平均压更能符合临床的实际情况。

#### 附图说明 图 1 是本发明方法数据处理流程图

图 2 是本发明脉搏波幅度变化趋势包络示意图

图 3 是无创电子血压测量装置的结构示意图

#### 具体实施方式 下面，结合附图所示之最佳实施例进一步详述本发明。

以图 3 所示的模块化无创血压测量装置为例，其结构包括单片机及外围存储器（中央处理单元）、压力传感器、袖带压力放大电路与脉搏波放大电路、气路结构。其中，单片机系统软件负责测量过程中的监控、控制，数据处理，结果计算，以及对上位控制系统的通讯。测量装置系统先通过气路加压使袖带压力达到预定值，再软件控制其放气的同时采样各点的压力脉搏波幅值和相应的袖带压力值，放气形式为台阶放气或连续放气，则采样到的数据以袖带压力为横轴，振荡脉搏波幅度为纵轴，可以表示为如图 2 所示的离散点数据 A(X, Y)、B(X, Y)、C(X, Y)……，示例中  $X_A$ 、 $X_B$ 、 $X_C$ …… 为非等差袖带压力采样值。在拟合恢复曲线包络时，为了便于计算和精细拟合，本方法通过非线性插值，使得到代表曲线包络的一系列等压力间隔的数据点  $(X_0, Y_0), (X_1, Y_1), (X_2, Y_2), (X_3, Y_3)$ …… 其中  $X_1-X_0 = X_2-X_1 = X_3-X_2 = \dots = \Delta$ ，再行计算处理。

具体处理流程如图 1 所示，包括以下步骤

- a. 以首个采样点的袖带压力  $X_0$ 、 $Y_0$  为初始值，选择一个压力步长  $\Delta$ ，便于后续以所有采样点  $X_n$ 、 $Y_n$  为处理中间值进行趋势项拟合时，产生  $X_m$ 、 $Y_m$  插值点数据，其中  $n$ 、 $m$  为自然数， $X_m = X_0 + m\Delta$ ；
- b. 基于所述采样点，依次逐一移动选取 3 个相邻采样点的数据，以之构造二次曲线进行

分段趋势项拟合，在该 3 个采样点的首两个点袖带压力值区间范围内，产生各预定袖带压力插值  $X_{0-m\Delta}$  处的压力脉搏波幅度插值  $Y_m$ ，并依次存储之； $m$  在此过程中逐一递增；

- c. 以所述存储的各点脉搏波幅值为中间值进行平滑处理：逐一移动对所述各点幅值  $Y_n$ ，使之与相邻左右各 2 个点的幅值一起加权平均进行平滑，得到该点平滑后的幅值，并存储之；
- d. 在所述存储的平滑后数据中查询最大脉搏波幅值，以该位置为基准选取其左右分别 1 点以上的数据，与之共同构造多次曲线，计算该多次曲线的最大值，作为振荡脉搏波趋势包络曲线的极值，所对应的袖带压力为平均压。

其中，步骤 a 中步差  $\Delta$  可以依测试人体的不同在 3~5mmHg 压差范围内选值。

步骤 b 中的二次曲线用 3 点拟合，可表示为  $Y = a_n X^2 + b_n X + c_n$  并满足

$$Y_n = Y(X_n), \quad Y_{n+1} = Y(X_{n+1}), \quad Y_{n-1} = Y(X_{n-1})$$

由此确定  $a_n$ 、 $b_n$ 、 $c_n$  并进一步推算出  $X_{0-m\Delta} < X_n$  压力处的  $Y_m$  数据。如果系统有足够的资源和运算速度，可以用 3 点以上的数据构造多次拟合曲线，进行非线性插值。

除了示例采用的在每一分段的首两个采样点之间插值，也可以采用在后两个采样点之间插值；在以所有采样点  $X_n$ 、 $Y_n$  为处理中间值进行分段趋势项拟合时，一般因为采样点足够多，从而可以允许放弃在最后两个采样点间或最先两个采样点间进行插值。

步骤 c 中平滑滤波处理，采用相邻点的滚动加权平均方法，以 5 点为例，实践中不排除 3 点或 4 点的加权平均。所述加权平均也可以简化为算术平均。

为使数据更准确，上述步骤 d 可以进一步处理，如图 2 所示：依据查询到的极大值位置，往压力递增方向选相邻 1 个数据点，压力递减方向选相邻 2 个数据点，使趋势较陡一端的数据点较多，以确保上升沿的趋势权重；再依据上述的 4 个数据点，用最小二乘法构造二次曲线，该曲线的顶点确认为脉搏波幅度趋势包络的极值，对应着平均压；依此幅度极值还可以进一步计算收缩压和舒张压对应的幅度，从而依此包络推算收缩压和舒张压。

系统软件的数据采集与预处理程序模块在使用本发明方法时，还结合对脉搏波进行基准波的识别和幅度的计算和判断，只有在出现正常的趋势性脉搏时，才可以进行后续的脉搏拟合和插值运算，以及进一步的血压计算，而未能发现正常的趋势性的脉搏时，将继续寻找脉搏波或报异常，并产生相应的错误信息，该处理过程不在本发明目的之内，未加阐述。

运用本发明方法，采用非线性拟合来恢复振荡波的趋势包络，可以准确地实现极值脉搏波的获取以及对平均压的定位；临床验证，取得的平均压更能符合测试的实际情况，特别是能有效处理台阶放气获得的数据，从而缩短测试过程，有利于安全。

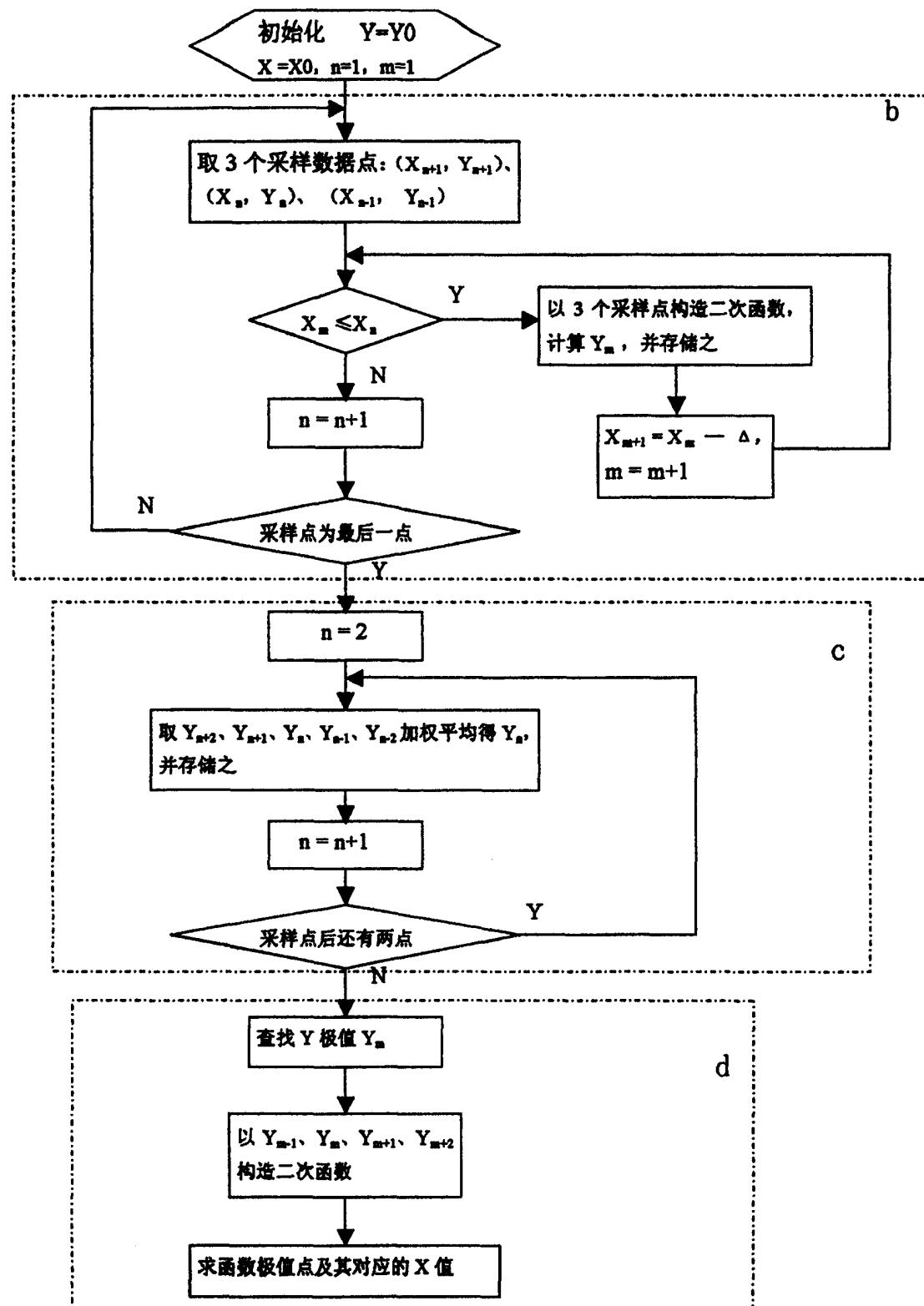


图 1

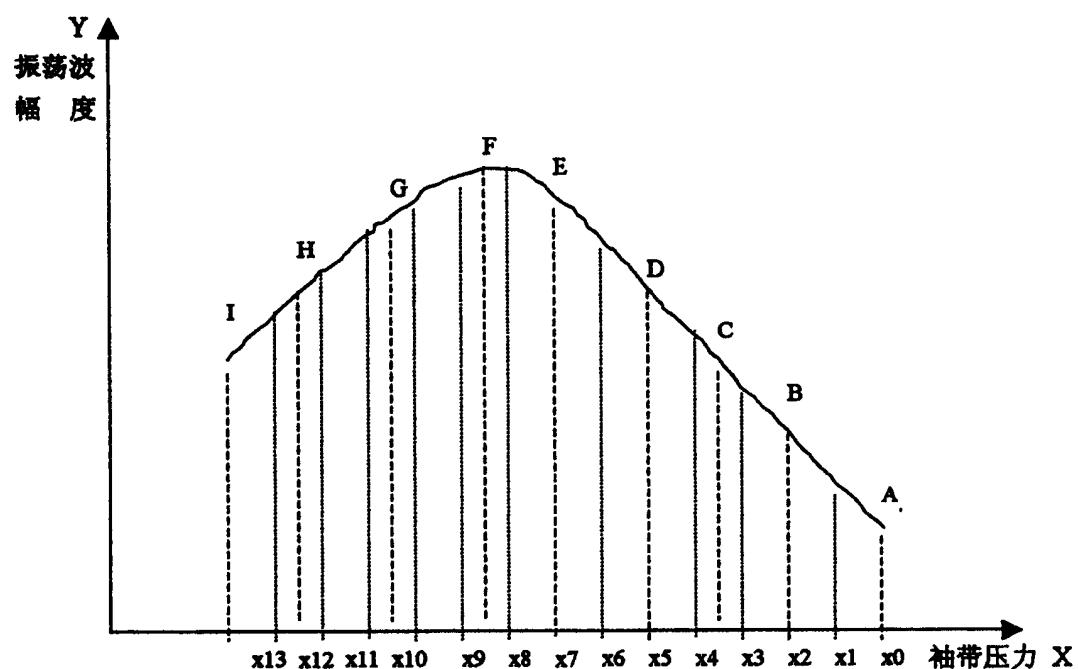


图 2

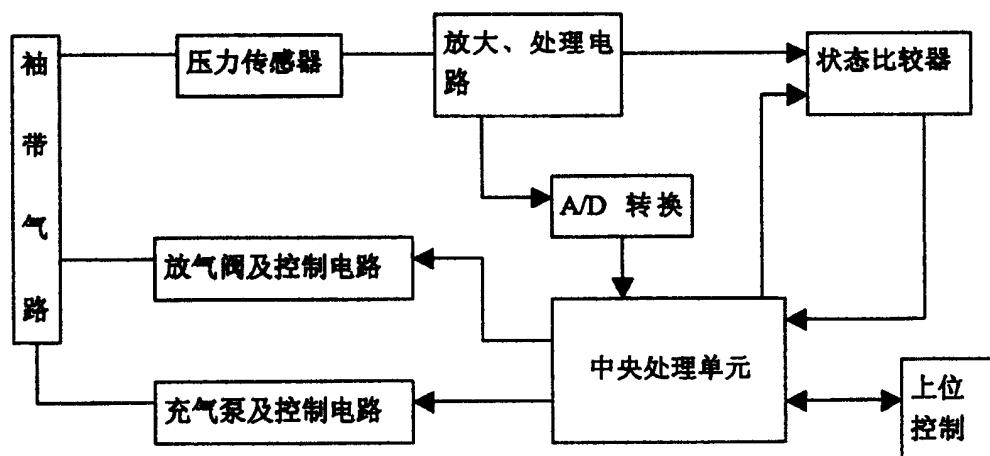


图 3