

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610062226. X

[45] 授权公告日 2009年7月8日

[11] 授权公告号 CN 100508885C

[22] 申请日 2006.8.18

[21] 申请号 200610062226. X

[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 金巍 李新胜

[56] 参考文献

CN1767785A 2006.5.3

US5751911A 1998.5.12

US2005/0261747A1 2005.11.24

CN1559344A 2005.1.5

WO2006/055917A2 2006.5.26

审查员 伍新中

[74] 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司

代理人 郭燕

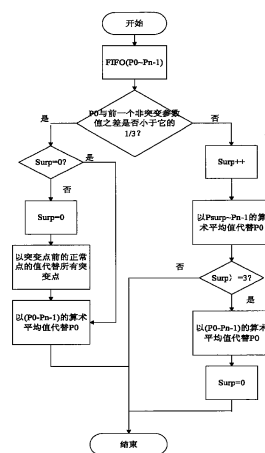
权利要求书4页 说明书11页 附图7页

[54] 发明名称

一种呼吸力学监测系统中容错的方法和装置

[57] 摘要

本发明公开了一种呼吸力学监测系统中的容错方法和装置，用于将参数计算步骤后导出参数中的异常参数排除；以先入先出的方式暂存计算得到的N个连续呼吸周期的导出参数，比较当前周期的参数值P₀与前一非异常波动的参数值P_{surp+1}，如果|P₀ - P_{surp+1}| < |1/3 P_{surp+1}|，则将计算得到的最近N个周期的这一导出参数的算术平均值代替当前周期的参数值P₀；如果|P₀ - P_{surp+1}| ≥ |1/3 P_{surp+1}|，则将计算得到的最近N个相邻点中除去所有异常波动点后的其余点的平均值代替当前周期的参数值P₀，并将连续异常波动点数加1，当连续异常波动点数量大于3时将这些连续的N个导出参数点的算术平均值代替当前周期的参数值P₀。本发明通过对导出参数进行选择性地平均，排除了信号异常突变对反馈造成的不利影响，保证导出参数的正确性。



1. 一种呼吸力学监测系统中的容错装置, 包括:

呼吸波形识别模块, 用于根据呼吸波形识别呼吸周期的吸气相、呼气相和呼吸周期的结束点, 并将呼吸相位标识设置为代表吸气相、呼气相或呼吸周期结束点的相应标识;

参数计算模块, 用于计算呼吸波形相应阶段的参数并输出参数; 其特征在于: 还包括用于响应呼吸波形识别模块和参数计算模块的输出、将导出参数中的异常参数排除的异常参数排除模块, 所述异常参数排除模块包括:

先入先出存储器, 用于暂存计算得到的N个连续呼吸周期的导出参数, 其中 $N \geq 3$;

第一比较单元, 用于将当前周期的参数值 P_0 与前一非异常波动的参数值 P_{surp+1} 进行比较;

第一处理单元, 用于在 $|P_0 - P_{surp+1}| < |1/3 P_{surp+1}|$ 时, 将计算得到的最近N个周期的这一导出参数的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 ; 在 $|P_0 - P_{surp+1}| \geq |1/3 P_{surp+1}|$ 时, 将计算得到的最近N个相邻点中除去所有异常波动点后的其余点的平均值代替当前周期的参数值 P_0 , 并将连续异常波动点数加1, 其中 $surp$ 为连续异常波动点数;

第二处理单元, 用于判断连续异常波动点数量是否大于3, 如果是, 则将这些连续的N个导出参数点的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 。

2. 如权利要求1所述的容错装置, 其特征在于: 还包括相位判断模块, 所述相位判断模块包括:

时间检测单元, 用于检测吸气相和呼气相的延续时间;

时间判断单元, 用于将吸气相和呼气相的延续时间分别与预先设定的吸气极限值和呼气极限值进行比较;

第三处理单元, 用于根据时间判断单元的判断结果控制呼吸相位标识的设置, 在吸气相的延续时间小于吸气极限值时, 将该波形认为是干扰波, 并将呼吸相位标识设置为未识别到呼吸波形标识; 在吸气相的延续时间大于或等于吸气极限值, 则控制呼吸相位标识不变; 在呼气相的延续时间小于呼气极限值时, 则将呼吸相位标识强制设置为吸气相标识; 在呼气相的延续时间大于或等于呼气极限值时, 则控制呼吸相位标识不变;

呼吸比值判断单元，用于在呼吸周期结束时，判断吸气相延续时间和呼气相延续时间的比值是否超出预先设定的呼吸比值范围，如果超出，则将该呼吸周期内计算的所有参数作废；

所述参数计算模块还响应呼吸波形识别模块输出的呼吸相位标识，在呼吸波形重新进入下一个吸气相时，以该吸气相阶段内计算的参数覆盖所述干扰波延续时间内计算的所有参数。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的容错装置，其特征在于：还包括波形锁定模块，所述波形锁定模块包括：

第二采样单元，用于按照时间顺序采样实时呼吸波形的三个数值 x_1 、 x_2 、 x_3 ；

第二比较单元，用于比较三个数值的大小；

波形判断单元，用于根据三个数值的比较结果判断呼吸波形所处的阶段：当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于下降沿；当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于上升沿；当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于峰值；当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于谷值。

4. 一种呼吸力学监测系统中的容错方法，其特征在于包括以下步骤：

呼吸波形识别步骤：根据呼吸波形识别呼吸周期的吸气相、呼气相和呼吸周期的结束点，并将呼吸相位标识设置为代表吸气相、呼气相或呼吸周期结束点的相应标识；

参数计算步骤：计算呼吸周期的吸气相和呼气相阶段的参数；

异常参数排除步骤：将参数计算步骤后导出参数中的异常参数排除；所述异常参数排除步骤包括以下步骤：

A1、以先入先出的方式暂存计算得到的 N 个连续呼吸周期的导出参数，其中 $N \geq 3$ ；

B1、比较当前周期的参数值 P_0 与前一非异常波动的参数值 P_{surp+1} ，如果 $|P_0 - P_{surp+1}| < |1/3 P_{surp+1}|$ ，则当前周期的参数值 P_0 为正常点，将计算得到的最近 N 个周期的这一导出参数的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 ；如果 $|P_0 - P_{surp+1}| \geq |1/3 P_{surp+1}|$ ，则执行步骤 D1；

D1、则当前周期的参数值 P_0 为异常波动点，将计算得到的最近 N 个相邻点中除去所有异常波动点后的其余点的平均值代替当前周期的参数值 P_0 ，并将连续异常波动点数加 1，其中 $surp$ 为连续异常波动点数，然后执行步骤 E1；

E1、判断连续异常波动点数量是否大于 3，如果是，则将这些连续的

N个导出参数点的算术平均值代替当前周期的参数值P0。

5. 如权利要求4所述的容错方法,其特征在于:所述步骤A1中的N小于或等于8。

6. 如权利要求4所述的容错方法,其特征还在于还包括在呼吸周期识别过程中执行的相位判断步骤,所述相位判断步骤包括以下步骤:

A2、检测吸气相的延续时间;

B2、将吸气相的延续时间与预先设定的吸气极限值进行比较,如果吸气相的延续时间大于或等于吸气极限值,则呼吸波形识别步骤中设置的吸气相标识不变,如果吸气相的延续时间小于吸气极限值,则执行步骤C2;

C2、将该波形认为是干扰波,并将呼吸波形识别步骤中设置的吸气相标识强制设置为未识别到呼吸波形标识;

D2、检测呼气相的延续时间;

E2、将呼气相的延续时间与预先设定的呼气极限值进行比较,如果呼气相的延续时间大于或等于呼气极限值,则呼吸波形识别步骤中设置的呼吸相位标识不变,如果呼气相的延续时间小于呼气极限值,则执行步骤F2;

F2、将呼吸波形识别步骤中设置的呼气相标识强制设置为吸气相的标识。

7. 如权利要求6所述的容错方法,其特征还在于:在步骤C2之后还包括以下步骤:当呼吸波形重新进入下一个吸气相时,将该吸气相阶段内计算的参数覆盖所述干扰波延续时间内计算的所有参数。

8. 如权利要求7所述的容错方法,其特征还在于:所述相位判断步骤还包括以下步骤:

G2、在呼吸周期结束时,判断吸气相延续时间和呼气相延续时间的比值是否超出预先设定的呼吸比值范围,如果超出,则将该呼吸周期内计算的所有参数作废。

9. 如权利要求4至8中任一项所述的容错方法,其特征还在于:所述呼吸波形识别步骤包括以下步骤:

A3、检测呼吸气流的流量值;

B3、当流量值大于正的阈值时,置当前流量采样点标识为正值,当流量值小于负的阈值时,置当前流量采样点标识为负值,当流量值处于正负阈值之间时,保持当前流量采样点标识不变;

C3、判断当前流量采样点标识与前一个流量采样点标识的乘积是否为负值,当所述乘积为正值时则结束;当所述乘积为负值时,则执行步骤D3:

D3、将呼吸相位标识按照吸气相标识、呼气相标识、呼吸周期结束点标识的顺序进行晋级，并在呼吸相位标识为呼吸周期结束点标识时将呼吸相位标识设置为吸气相标识。

10. 如权利要求 4 至 8 中任一项所述的容错方法，其特征在于：在所述呼吸波形识别步骤中，按照时间顺序采样实时呼吸波形的三个数值 x_1 、 x_2 、 x_3 ，根据三个数值的比较结果判断呼吸波形所处的阶段：

当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于下降沿；

当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于上升沿；

当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于峰值；

当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于谷值。

11. 如权利要求 9 所述的容错方法，其特征在于：在所述呼吸波形识别步骤中，按照时间顺序采样实时呼吸波形的三个数值 x_1 、 x_2 、 x_3 ，根据三个数值的比较结果判断呼吸波形所处的阶段：

当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于下降沿；

当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于上升沿；

当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于峰值；

当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于谷值。

一种呼吸力学监测系统中容错的方法和装置

【技术领域】

本发明涉及一种医用的呼吸力学监测系统，尤其涉及一种呼吸力学监测系统中容错的方法和装置。

【背景技术】

在医用监护中，呼吸力学模块可以直接测量出人体呼吸气流的流量和气路中的压力，并描绘出两个基本参数的实时呼吸波形，利用这两个参数周期性的变化规律计算出 18 个临床使用的导出参数。呼吸力学模块得到这些参数后以串行通讯的方式发送这些参数的数值去控制麻醉机、呼吸机或监护仪。由于呼吸力学监测参数直接对麻醉机、呼吸机的通气控制起反馈作用，如果这些参数有误，可能导致麻醉机、呼吸机或监护仪错误动作，从而导致通气的严重失常，甚至危及病人的生命。所以在呼吸力学监测系统中，呼吸波形周期及吸气相和呼气相的相位识别尤为重要，因为呼吸周期和相位识别错误就会输出错误的导出参数，例如在吸气相时输出非吸气相的参数，或不在吸气相时输出吸气相的参数，这些都会导致麻醉机、呼吸机或监护仪错误控制。

现有的呼吸力学监测系统呼吸周期及相位识别通常用到的是零点跨越式波形识别方法，这是新近兴起的一种比较可靠的波形识别方法。这种识别方法将呼吸周期分为两个相1和2，和一个临界点3。通过对流量数值的判断改变呼吸相位标识变量的数值，从而判断呼吸周期乃至一个周期的不同阶段（如图1所示）。下面举例说明这种波形识别的方法：设当前流量采样点的标识为 `cur_point_sign`，前一个采样点的正、负标识为 `pre_point_sign`，当采样点的标识置为1时表示当前流量为正，当采样点的标识置为-1时表示当前流量为负；呼吸周期所处阶段为 `wave_counter`，其中 `wave_counter` 等于“1”表示呼吸周期处于吸气相；`wave_counter` 等于“2”表明呼吸周期处于呼气相；`wave_counter` 等于“3”表示呼吸周期结束点，`wave_counter` 等于“0”表示未识别到呼吸波形。则呼吸识别的流程如图2所示。

根据实时的流量值，识别出呼吸周期。如果流量的值大于零点逾越值，则认为流量符号为正，`cur_point_sign`置1；如果流量的值小于负的零点逾越值，则认为流量符号为负，`cur_point_sign`置-1。关键点符号等于当前点符号与前一点符号的乘积，若为负则波形计数器加1；当前点标识`cur_point_sign`的符号付给前一点标识`pre_point_sign`的符号。由于“1”点应该是吸气起始点，所以当波形计数器等于1而流量小于负零点逾越值时（说明呼吸正处于呼气阶段），将其置0。这样，当呼吸周期处于吸气相的时候`wave_counter=1`；处于呼气相时`wave_counter=2`；呼吸周期结束时`wave_counter=3`，同时进入下一周期的吸气相。当`wave_counter=0`时，呼吸力学检测系统不输出呼吸参数，当`wave_counter=1`时，输出是吸气相的参数，当`wave_counter=2`时，输出的是呼气相的参数。

目前的呼吸力学监测大都采用这种呼吸识别方法，但在实际应用中会存在各种干扰，例如机械噪声干扰、阀门性能干扰、零点漂移以及突发性异常呼吸等都会使呼吸波形异常，导致呼吸波形识别失败。

机械噪声即包括外界对流量传感器的物理碰撞所引入的高频（与呼吸频率相比，下同）震荡信号也包括外界噪声气流干扰形成的高频虚假信号。

阀门性能干扰通常出现在麻醉机和呼吸机的机械通气情况下。由于吸气阀关闭不严（调查发现市场上多数吸气阀或轻或重的具有此特征），指令通气从吸气相向呼气相转变的时候，流量波形通常会出现一些高频震荡波（如图3所示）。实验中观察发现，这些震荡波的幅度比较可观，通常可以达到3~5LPM。这给波形识别引入了相当大的风险。

零点漂移是普通差分放大电路难以避免的问题。如果零点飘忽不定而没有容错机制，波形识别机制会错误的把这样的漂移判断为呼吸周期。

另外，由于病人咳嗽或打喷嚏，在没有容错机制的情况下也会引起监测参数的突变，导致参数计算错误，甚至波形识别错误。

但是这种零点跨越式波形识别方法的容错机制不理想，不能有效解决这些干扰问题。

为了确保能正常使用，因此建立一系列针对这种识别方法而又适合临床需求的容错机制，对原有方法进行改进相当急迫。

【发明内容】

本发明的主要目的就是为了解决上述问题，提供一种用于呼吸力学监测系统中的容错的方法和装置，消除异常的导出参数，从而避免导致麻醉机、呼吸机或监护仪的错误控制。

本发明的次要目的就是为了解决上述问题，提供一种用于呼吸力学监测系统中的容错的方法和装置，消除阀门关闭不严引入的高频呼吸信号成分，排除异常的吸气相和呼气相，提高识别呼吸周期、吸气相和呼气相的准确率，保证导出参数的正确性，从而避免导致麻醉机、呼吸机或监护仪的错误控制。

本发明的又一目的就是为了解决上述问题，提供一种用于呼吸力学监测系统中的容错的方法和装置，消除因机械噪声干扰、阀门性能干扰、零点漂移以及突发性异常呼吸等所导致的误差，进一步提高识别呼吸周期、吸气相和呼气相的准确率，保证导出参数的正确性，从而避免导致麻醉机、呼吸机或监护仪的错误控制。

为实现上述目的，本发明提出一种呼吸力学监测系统中的容错方法，包括以下步骤：

呼吸波形识别步骤：根据呼吸波形识别呼吸周期的吸气相、呼气相和呼吸周期的结束点，并将呼吸相位标识设置为代表吸气相、呼气相或呼吸周期结束点的相应标识；

参数计算步骤：计算呼吸周期的吸气相和呼气相阶段的参数；

异常参数排除步骤：将参数计算步骤后导出的参数中的异常参数排除；所述异常参数排除步骤包括以下步骤：

A1、以先入先出的方式暂存计算得到的N个连续呼吸周期的导出参数，其中 $N \geq 3$ ；

B1、比较当前周期的参数值 P_0 与前一非异常波动的参数值 P_{surp+1} ，如果 $|P_0 - P_{surp+1}| < |1/3 P_{surp+1}|$ ，则当前周期的参数值 P_0 为正常点，将计算得到的最近N个周期的这一导出参数的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 ；如果 $|P_0 - P_{surp+1}| \geq |1/3 P_{surp+1}|$ ，则执行步骤D1；

D1、则当前周期的参数值 P_0 为异常波动点，将计算得到的最近N个相邻点中除去所有异常波动点后的其余点的平均值代替当前周期的参数值 P_0 ，并将连续异常波动点数加1，其中 $surp$ 为连续异常波动点数，然后执行步骤E1；

E1、判断连续异常波动点数量是否大于3，如果是，则将这些连续的N个导出参数点的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 。

其中所述步骤A1中的N优选大于或等于3、小于或等于8。

本发明的进一步改进是：还包括在呼吸周期识别过程中执行的相位判断步骤，所述相位判断步骤包括以下步骤：

A2、检测吸气相的延续时间；

B2、将吸气相的延续时间与预先设定的吸气极限值进行比较，如果吸气相的延续时间大于或等于吸气极限值，则呼吸波形识别步骤中设置的吸气相标识不变，如果吸气相的延续时间小于吸气极限值，则执行步骤 C2；

C2、将该波形认为是干扰波，并将呼吸波形识别步骤中设置的吸气相标识强制设置为未识别到呼吸波形标识；

D2、检测呼气相的延续时间；

E2、将呼气相的延续时间与预先设定的呼气极限值进行比较，如果呼气相的延续时间大于或等于呼气极限值，则呼吸波形识别步骤中设置的呼吸相位标识不变，如果呼气相的延续时间小于呼气极限值，则执行步骤 F2；

F2、将呼吸波形识别步骤中设置的呼气相标识强制设置为吸气相的标识。

在步骤 C2 之后还包括以下步骤：当呼吸波形重新进入下一个吸气相时，将该吸气相阶段内计算的参数覆盖所述干扰波延续时间内计算的所有参数。

所述相位判断步骤还可以进一步包括以下步骤：

G2、在呼吸周期结束时，判断吸气相延续时间和呼气相延续时间的比值是否超出预先设定的呼吸比值范围，如果超出，则将该呼吸周期内计算的所有参数作废。

本发明的更进一步改进是：所述呼吸波形识别步骤包括以下步骤：

A3、检测呼吸气流的流量值；

B3、当流量值大于正的阈值时，置当前流量采样点标识为正值，当流量值小于负的阈值时，置当前流量采样点标识为负值，当流量值处于正负阈值之间时，保持当前流量采样点标识不变；

C3、判断当前流量采样点标识与前一个流量采样点标识的乘积是否为负值，当所述乘积为正值时则结束；当所述乘积为负值时，则执行步骤 D3；

D3、将呼吸相位标识按照吸气相标识、呼气相标识、呼吸周期结束点标识的顺序进行晋级，并在呼吸相位标识为呼吸周期结束点标识时将呼吸相位标识设置为吸气相标识。

本发明的更进一步改进是：在所述呼吸波形识别步骤中，按照时间顺序采样实时呼吸波形的三个数值 x_1 、 x_2 、 x_3 ，根据三个数值的比较结果判断呼吸波形所处的阶段：

当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于下降沿；

当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时, 该呼吸波形处于上升沿;

当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时, 该呼吸波形处于峰值;

当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时, 该呼吸波形处于谷值。

为实现上述目的, 本发明还提出一种呼吸力学监测系统中的容错装置, 包括: 呼吸波形识别模块, 用于根据呼吸波形识别呼吸周期的吸气相、呼气相和呼吸周期的结束点, 并将呼吸相位标识设置为代表吸气相、呼气相或呼吸周期结束点的相应标识; 参数计算模块, 用于计算呼吸波形相应阶段的参数并输出参数; 和用于响应呼吸波形识别模块和参数计算模块的输出、将导出参数中的异常参数排除的异常参数排除模块, 所述异常参数排除模块包括: 先入先出存储器, 用于暂存计算得到的 N 个连续呼吸周期的导出参数, 其中 $N \geq 3$; 第一比较单元, 用于将当前周期的参数值 P_0 与前一非异常波动的参数值 P_{surp+1} 进行比较; 第一处理单元, 用于在 $|P_0 - P_{surp+1}| < |1/3 P_{surp+1}|$ 时, 将计算得到的最近 N 个周期的这一导出参数的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 ; 在 $|P_0 - P_{surp+1}| \geq |1/3 P_{surp+1}|$ 时, 将计算得到的最近 N 个相邻点中除去所有异常波动点后的其余点的平均值代替当前周期的参数值 P_0 , 并将连续异常波动点数加 1, 其中 $surp$ 为连续异常波动点数; 第二处理单元, 用于判断连续异常波动点数量是否大于 3, 如果是, 则将这些连续的 N 个导出参数点的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 。

本发明的进一步改进是: 还包括相位判断模块, 所述相位判断模块包括: 时间检测单元, 用于检测吸气相和呼气相的延续时间; 时间判断单元, 用于将吸气相和呼气相的延续时间分别与预先设定的吸气极限值和呼气极限值进行比较; 第三处理单元, 用于根据时间判断单元的判断结果控制呼吸相位标识的设置, 在吸气相的延续时间小于吸气极限值时, 将该波形认为是干扰波, 并将呼吸相位标识设置为未识别到呼吸波形标识; 在吸气相的延续时间大于或等于吸气极限值时, 则控制呼吸相位标识不变; 在呼气相的延续时间小于呼气极限值时, 则将呼吸相位标识强制设置为吸气相标识; 在呼气相的延续时间大于或等于呼气极限值时, 则控制呼吸相位标识不变; 呼吸比值判断单元, 用于在呼吸周期结束时, 判断吸气相延续时间和呼气相延续时间的比值是否超出预先设定的呼吸比值范围, 如果超出, 则将该呼吸周期内计算的所有参数作废; 所述参数计算模块还响应呼吸波形识别模块输出的呼吸相位标识, 在呼吸波形重新进入下一个吸气相时, 将该吸气相阶段内计算的参数覆盖所述干扰波延续时间内计算的所有参

数。

本发明的更进一步改进是：还包括波形锁定模块，所述波形锁定模块包括：第二采样单元，用于按照时间顺序采样实时呼吸波形的三个数值 x_1 、 x_2 、 x_3 ；第二比较单元，用于比较三个数值的大小；波形判断单元，用于根据三个数值的比较结果判断呼吸波形所处的阶段：当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于下降沿；当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于上升沿；当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于峰值；当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于谷值。

本发明的有益效果是：1) 通过对导出参数进行选择性的平均，排除了信号异常突变对反馈造成的不利影响，保证导出参数的正确性。2) 在呼吸波形识别的过程中，根据呼吸力学监测模块的测量范围规格，结合呼吸生理特征计算出吸气相和呼气相的最小时间，以此为依据对干扰波形进行过滤，并进一步规定吸入呼出比的极限值，对干扰波形进行过滤，有效排除了因阀门关闭不严造成的干扰波形，避免了因阀门关闭不严造成的参数监测错误问题，提高识别呼吸周期、吸气相和呼气相的准确率，保证导出参数的正确性，从而消除这些异常波形对参数监测造成的错误判断而导致错误反馈或错误诊断，避免对病人的健康甚至生命安全造成威胁。3) 在零点跨越式呼吸波形识别过程中，通过设定正负阈值和锁定波形，有效消除了微弱的干扰信号或者零点漂移被错误的当作呼吸波形进行识别的问题，进一步提高识别呼吸周期、吸气相和呼气相的准确率。

本发明的特征及优点将通过实施例结合附图进行详细说明。

【附图说明】

图 1 为呼吸波形图示；

图 2 为现有技术中零点跨越式波形识别处理流程图；

图 3 为吸气阀关闭不严引入的流量波形噪声图示；

图 4 为呼吸力学监测系统方框图；

图 5 为本发明另一种实施例的异常参数排除法流程图；

图 6 为本发明一种实施例的时间极限容错法处理流程图；

图 7 为本发明另一种实施例的设正负阈值的波形识别方法示意图；

图 8 为本发明另一种实施例的设正负阈值的波形识别流程图；

图 9 为本发明一种实施例的容错装置方框图。

【具体实施方式】

具体实施例一、如图 4 所示，呼吸力学监测系统的主要组成部分包括

传感器装置部分、模拟放大电路部分、AD采集部分、波形数据分析和数据处理部分以及波形和参数显示部分，如果呼吸力学监测模块用于麻醉机或呼吸机，处理后的参数通常也用于对通气控制的反馈。本发明的波形识别方法及装置都发生在波形数据分析和数据处理部分。

本实施例通过对呼吸力学检测系统输出的参数采用异常参数排除法进行容错处理，以保证呼吸周期参数的正确性。

其具体流程图如图5所示。

为了避免导出参数的大幅度波动而对控制机制造成错误的反馈，在所有导出参数采集或者计算得到以后，这些数据被送入一个数据处理机制进行异常排除法容错处理。本机制在存储器中开辟了长度为13(13个导出参数) \times 8(最大8个连续采样点) \times 32bits(数据长度)的RAM(随机存储器)存储空间，用于处理导出参数的连续采样点数可以选择，但是必须是3-8个，最少3个是因为异常点连续出现3个时被恢复为正常点，最多8个是一个经验数值。该机制以先入先出(FIFO)的原则记录N个呼吸周期的导出参数 $P_0 \sim P_{n-1}$ ，N优选为3-8。用变量Surp来记录出现异常波动点的次数。先将当前参数值 P_0 与前一非异常波动的这个参数值 P_{surp+1} 进行比较，例如Surp=2时，当前参数值 P_0 与其前面的 P_3 比较，因为 P_1 、 P_2 都是异常波动点。在当前参数值 P_0 与前一非异常波动的这个参数值 P_{surp+1} 之差的绝对值小于 $|1/3P_{surp+1}|$ 的情况下，认为该参数没有出现异常波动，则使Surp=0；在 $|P_0 - P_{surp+1}|$ 之差大于或等于 $|1/3P_{surp+1}|$ 的情况下，初步认为 P_0 属于异常波动点，变化过大的孤立点被认为是异常波动点，为不可要点，该点不参与算术平均，只计算N个导出参数中除去其中的所有异常波动点后的其余参数的算术平均值，例如 $P_1 \sim P_{n-1}$ 的平均值，并将该平均值代替 P_0 ，并使异常波动点数加1，即使Surp=Surp+1。当连续3次出现异常波动点时，认为这三个点为正常波动，从而恢复这三点为可要点。如果连续出现的异常点小于3个，那么这些点被最终认定为异常波动点。这些异常点的参数数值被该点之前最近一个非异常波动点的参数数值代替，进而进行连续N点的算术平均，将该平均值代替 P_0 。将 P_0 传输给上位机，对后面的呼吸机、麻醉机等进行反馈控制，由于保证了当前参数值 P_0 的正确，所以避免了对后面的呼吸机、麻醉机等错误反馈，从而避免了呼吸机、麻醉机的错误动作。

本实施例祛除了异常(孤立)的突变点，保留了正常的突变点，从而保证了传输到上位机的参数的准确性。

具体实施例二、在具体实施例一的基础上，为进一步消除阀门关闭不严引入的高频呼吸信号成分（波动周期小于呼吸周期测量范围底限的波形），在依据呼吸波形所处状态（wave_counter）对呼吸周期各导出参数进行计算或采集时，增加对吸气时间和对呼气时间以及IE比（即呼吸时间比）的判定。例如，对于吸气时间小于160ms，呼气时间小于200ms的波形，以及IE比在4:1~1:10之外的呼吸周期，将其一律认为是干扰信号而不进行导出参数的刷新和发送，因该方法与吸气和呼气的的时间有关，可称为时间极限法。

其处理流程如图6所示，包括以下步骤：

在参数计算的流程中设置了时间参考量作为呼吸周期的时间参照。wave_counter从波形识别步骤中传递而来（例如从图2中的wave_counter递增步骤），作为参数计算的又一参照量，标识了呼吸周期所处的状态。其中“1”表示呼吸周期处于吸气相；“2”表明呼吸周期处于呼气相；“3”表示呼吸周期结束点，在这一时刻呼吸力学监测模块将完成周期参数计算、参数传送等一系列工作。

在步骤10，当wave_counter=1（即认为呼吸波形进入吸气相）时，开始计时，并执行步骤11，计算吸气相内的所有参数，包括容积积分、吸气时间、吸气峰值流量、峰值压力等。

在步骤12，当吸气结束时（即wave_counter从1转变为2的时候）读取时间值，然后执行步骤13；

在步骤13，将吸气时间（即吸气相的延续时间）和预先设定的吸气极限值进行比较，如果吸气相的延续时间小于吸气极限值，则执行步骤20，将该波形认为是干扰波，并将wave_counter强制设置为0（即未识别到呼吸波形），当呼吸波形又进入新的吸气相时，干扰波中进行的所有参数计算被覆盖。如果吸气相的延续时间大于或等于吸气极限值，则呼吸波形识别步骤中设置的吸气相标识不变，然后执行步骤14；

在步骤14，计算呼气相内的所有参数；

在步骤15，当呼吸周期结束时（wave_counter等于3时）读取时间值，然后执行步骤16；

在步骤16，将呼气时间（即呼气相的延续时间）和预先设定的呼气极限值进行比较，如果呼气时间小于呼气极限值，说明所识别到的呼气相是干扰波，吸气相实际并未结束。此时强制将wave_counter设置为1，然后转向步骤10，继续进行吸气相内的参数计算，直到进入新的呼气相。如果呼

气相的延续时间大于或等于呼气极限值，则呼吸波形识别步骤中设置的呼气相标识不变，然后执行步骤17；

在步骤 17，执行呼吸周期参数计算和处理，然后执行步骤 18；

在步骤 18，呼吸周期结束时，得到吸气和呼气时间之比（IE 比），判断 IE 比是否超出预先设定的呼吸比值范围，如果超出，即 IE 比超出监测范围（早已超出生理范围），说明此次呼吸周期的监测没有参考价值，其原因可能是气道管路断开后又接上或者其他不可预料的事件。此时将本次监测周期中所监测到的数据作废（即不向上位机发送），并将 wave_counter 强制设置为 0，转向步骤 20，等待新的吸气相。如果没有超出呼吸比值范围，则执行步骤 19，向上位机发送参数。

本实施例有效排除了因阀门关闭不严造成的干扰波形。

具体实施例三、本实施例是在具体实施例一、二的基础上继续改进的方案，呼吸波形识别方法采用零点跨越式识别方式，只是增加正负阈值的设置，如图 7 所示，监测到的流量值也与正负阈值进行比较，而不是像现有技术中与“0”比较。本实施例的呼吸波形识别流程如图 8 所示，包括以下步骤：

在步骤 30，检测呼吸气流的流量值，然后执行步骤 31；

在步骤 31，当流量值大于正的阈值时，置 cur_point_sign=1，当流量值小于负的阈值时，置 cur_point_sign=-1，当流量值处于正负阈值之间时，保持当前流量采样点标识不变，然后执行步骤 32；

在步骤 32，判断 cur_point_sign 与 pre_point_sign 的乘积是否为-1，当所述乘积为+1 时则结束该次识别；当所述乘积为-1 时，则执行步骤 33；

在步骤 33，将呼吸相位标识 wave_counter 加 1，然后执行步骤 34；

在步骤 34，将 cur_point_sign 的值赋予 pre_point_sign，然后执行步骤 35；

在步骤 35，判断 wave_counter=1 且流量<0 是否成立，如果是则执行步骤 36；如果不是则执行步骤 37；

在步骤 36，将 wave_counter 强制设置为 0，然后结束该次识别；

在步骤 37，判断是否是 wave_counter=3，如果是，则执行步骤 38，将 wave_counter 设置为 1，如果不是则结束该次识别。

本实施例有效排除了微弱的干扰信号和零点漂移。

具体实施例四、本实施例采用上升、下降沿锁定法进一步改善呼吸周期的识别。

在参数监测时，对流量和压力的实时数据各设置3个数据长度的缓存 x_1 , x_2 和 x_3 , 在每一个时刻比较这三点数值的大小。这三个点就是实时采集的流量波形参数，采样频率可以为100Hz，也就是说每隔0.01秒采集一个点， x_1 , x_2 , x_3 为三个连续点。

当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该参数波形处于下降沿；

当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时，该参数波形处于上升沿；

当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时，该参数波形处于峰值；

当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时，该参数波形处于谷值。

利用这种容错方法准确的将压力和流量波形（压力和流量波形与容积波形统称为呼吸波形）所处的阶段进行锁定，从而进一步掌握了呼吸在每一个时刻所处的阶段。为波形识别提供了进一步信息，根据这个信息可以增强波形识别的准确性，将异常波形鉴别出来。

如图9所示为根据上述方法形成的优选装置，包括呼吸波形识别模块、参数计算模块和异常参数排除模块。呼吸波形识别模块用于根据呼吸波形识别呼吸周期的吸气相、呼气相和呼吸周期的结束点，并将呼吸相位标识设置为代表吸气相、呼气相或呼吸周期结束点的相应标识；参数计算模块用于计算呼吸波形相应阶段的参数并输出参数；异常参数排除模块响应呼吸波形识别模块和参数计算模块的输出，将导出参数中的异常参数排除。异常参数排除模块包括先入先出存储器、第一比较单元、第一处理单元和第二处理单元。先入先出存储器与参数计算模块相连，暂存参数计算模块计算得到的 N 个连续呼吸周期的导出参数，其中 $N \geq 3$ ；第一比较单元用于将当前周期的参数值 P_0 与前一非异常波动的参数值 P_{surp+1} 进行比较；第一处理单元用于在 $|P_0 - P_{surp+1}| < |1/3 P_{surp+1}|$ 时，将计算得到的 N 个导出参数的平均值代替当前周期的参数值 P_0 ；在 $|P_0 - P_{surp+1}| \geq |1/3 P_{surp+1}|$ 时，将 N 个导出参数中除去所有异常波动点后的其余点的平均值代替当前周期的参数值 P_0 ，并将连续异常波动点数 $surp$ 加 1；第二处理单元用于判断连续异常波动点数是否大于 3，如果是，则将这连续的 N 个导出参数点的算术平均值代替当前周期的参数值 P_0 。从而避免了当前周期的参数值 P_0 为突变点，再以参数值 P_0 对后面的呼吸机、麻醉机等进行反馈控制。

还可以进一步包括相位判断模块，相位判断模块包括时间检测单元、时间判断单元、第三处理单元和呼吸比值判断单元。时间检测单元用于检测吸气相和呼气相的延续时间；时间判断单元用于将吸气相和呼气相的延续时间分别与预先设定的吸气极限值和呼气极限值进行比较；第三处理单

元用于根据时间判断单元的判断结果控制呼吸相位标识的设置，在吸气相的延续时间小于吸气极限值时，将该波形认为是干扰波，并将呼吸相位标识设置为未识别到呼吸波形标识；在吸气相的延续时间大于或等于吸气极限值时，则控制呼吸相位标识不变；在呼气相的延续时间小于呼气极限值时，则将呼吸相位标识强制设置为吸气相标识；在呼气相的延续时间大于或等于呼气极限值时，则控制呼吸相位标识不变；呼吸比值判断单元用于在呼吸周期结束时，判断吸气相延续时间和呼气相延续时间的比值是否超出预先设定的呼吸比值范围，如果超出，则将该呼吸周期内计算的所有参数作废；参数计算模块还响应呼吸波形识别模块输出的呼吸相位标识，在呼吸波形重新进入下一个吸气相时，将该吸气相阶段内计算的参数覆盖所述干扰波延续时间内计算的所有参数。

还可以进一步包括波形锁定模块，具体包括第二采样单元、第二比较单元和波形判断单元。第二采样单元用于按照时间顺序采样实时呼吸波形的三个数值 x_1 、 x_2 、 x_3 ；第二比较单元用于比较三个数值的大小；波形判断单元用于根据三个数值的比较结果判断呼吸波形所处的阶段：

当 $x_1 > x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于下降沿；

当 $x_1 < x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于上升沿；

当 $x_2 > x_1$ 且 $x_2 > x_3$ 时，该呼吸波形处于峰值；

当 $x_2 < x_1$ 且 $x_2 < x_3$ 时，该呼吸波形处于谷值。

综上所述，本发明针对零点跨越式识别方式容错不足的缺陷，制定了一系列针对性容错机制，用较低的成本消除这些异常波形对参数监测造成的错误判断而导致错误反馈或错误诊断，进而避免了病人的健康甚至生命安全受到威胁。

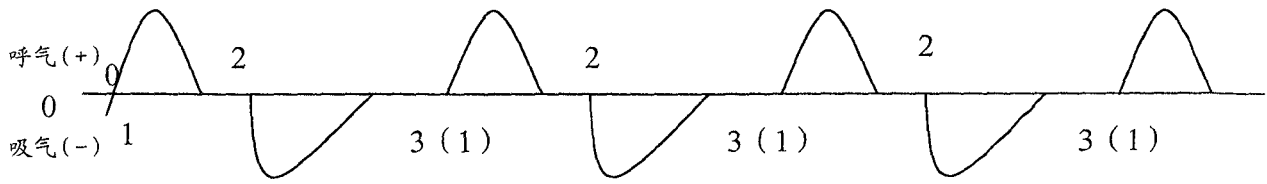


图 1

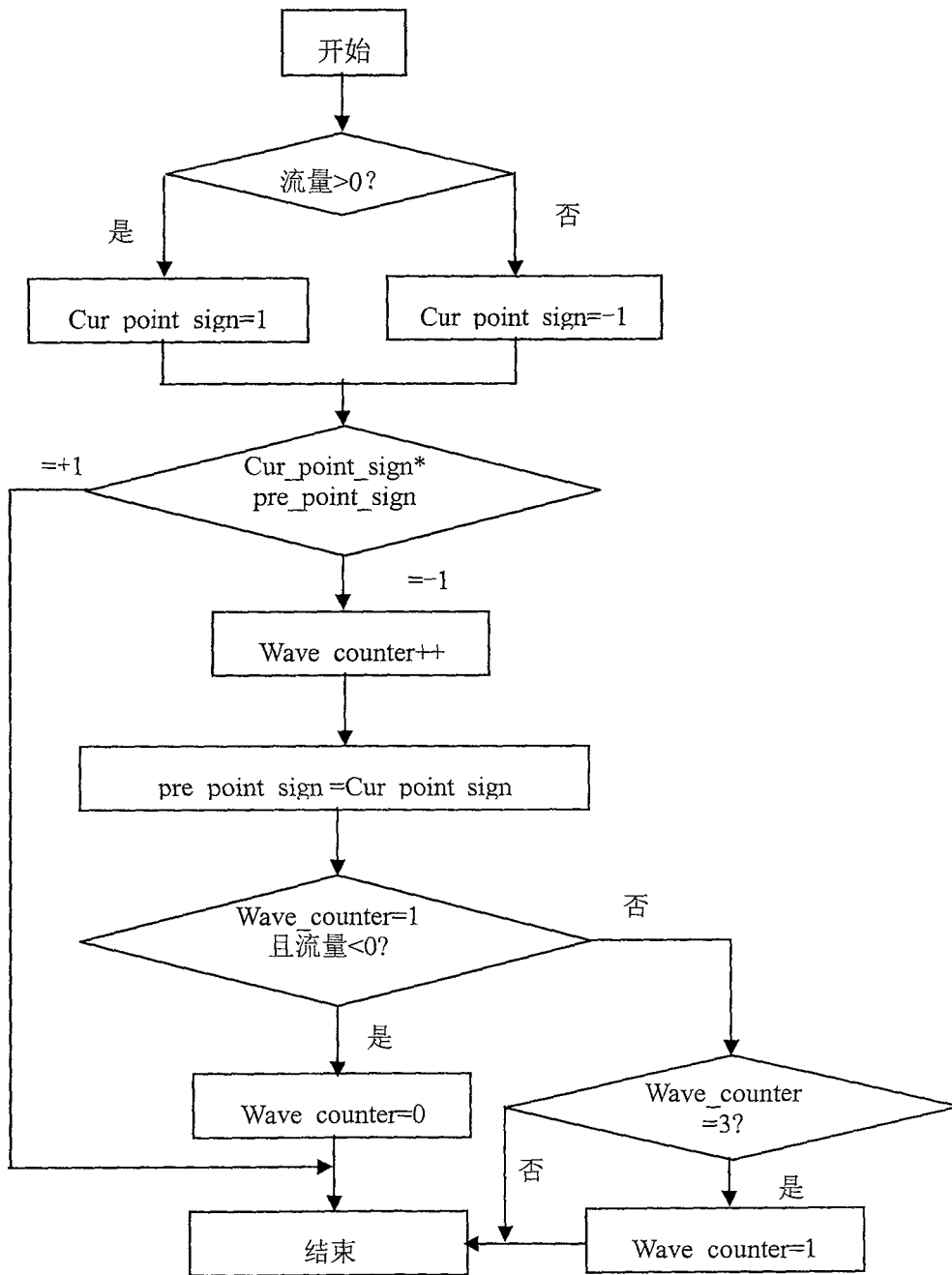


图 2

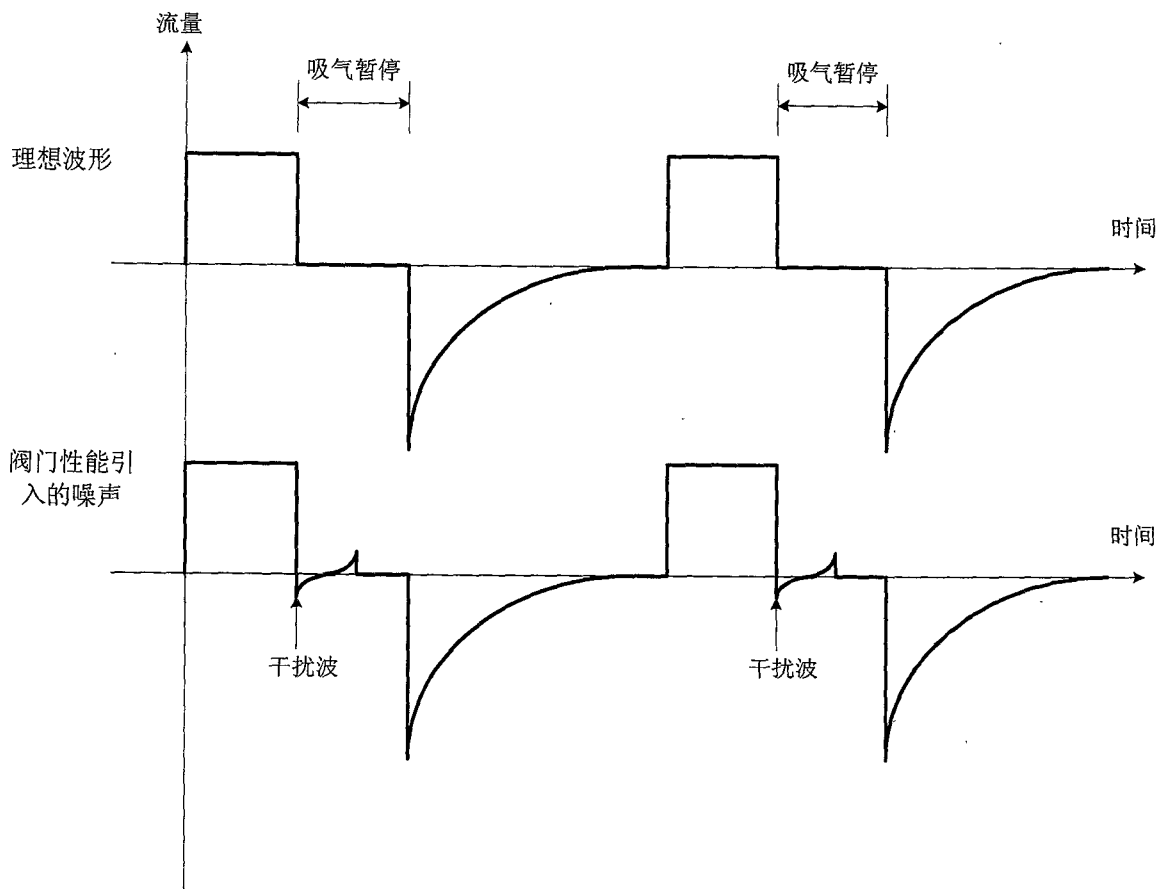


图 3

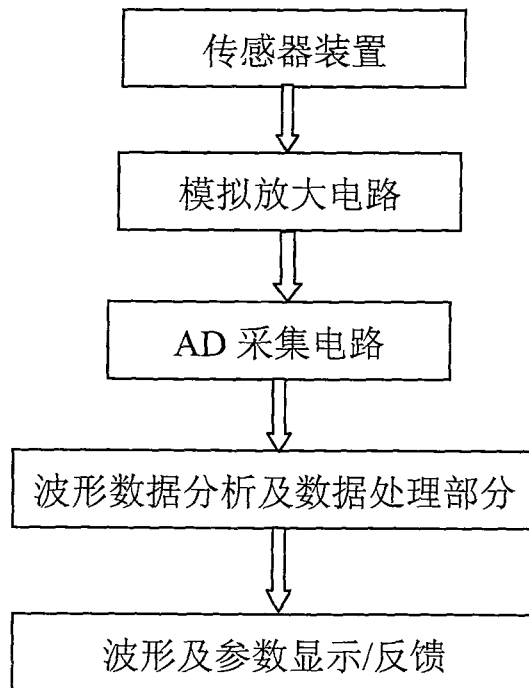


图 4

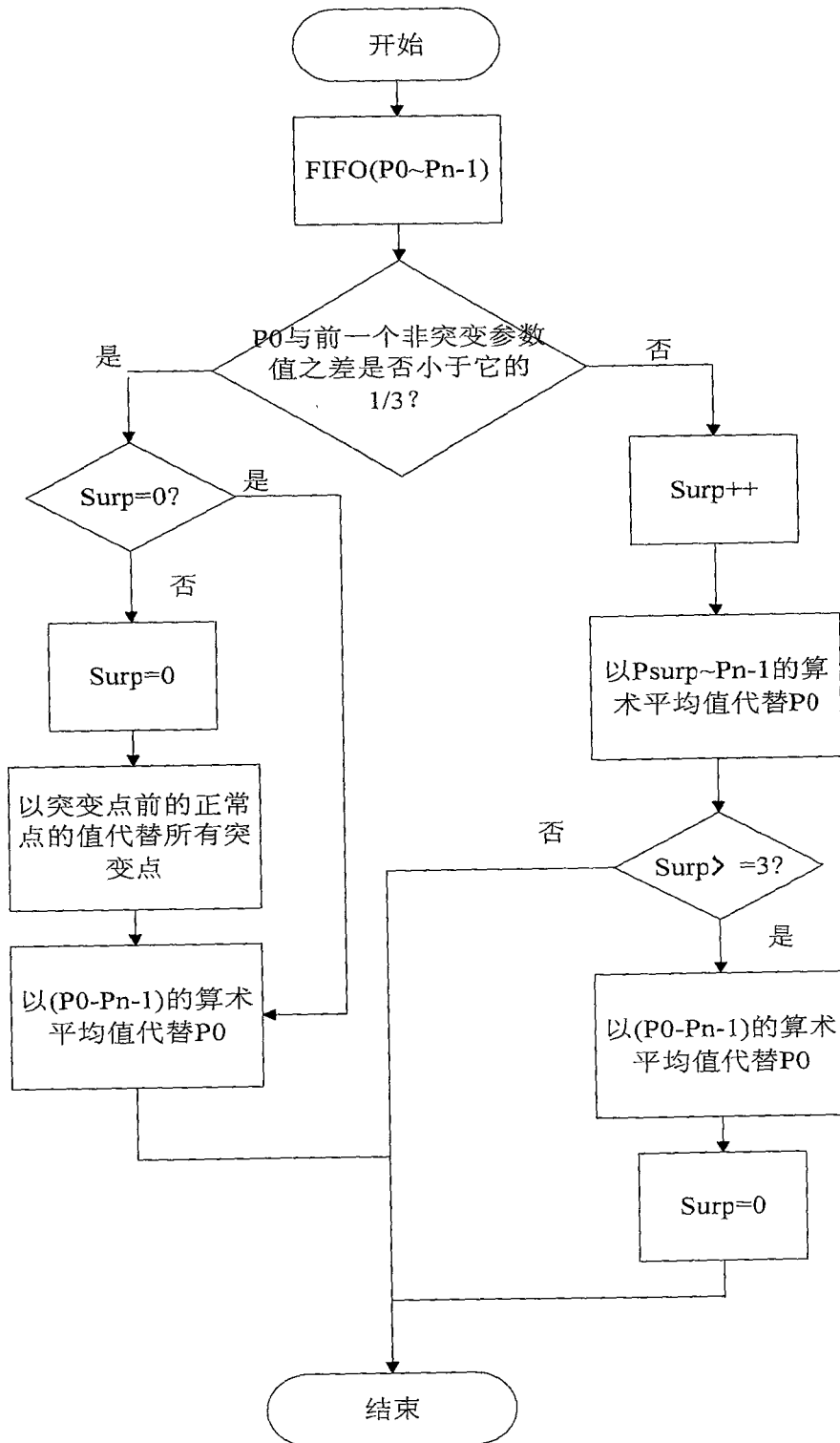


图 5

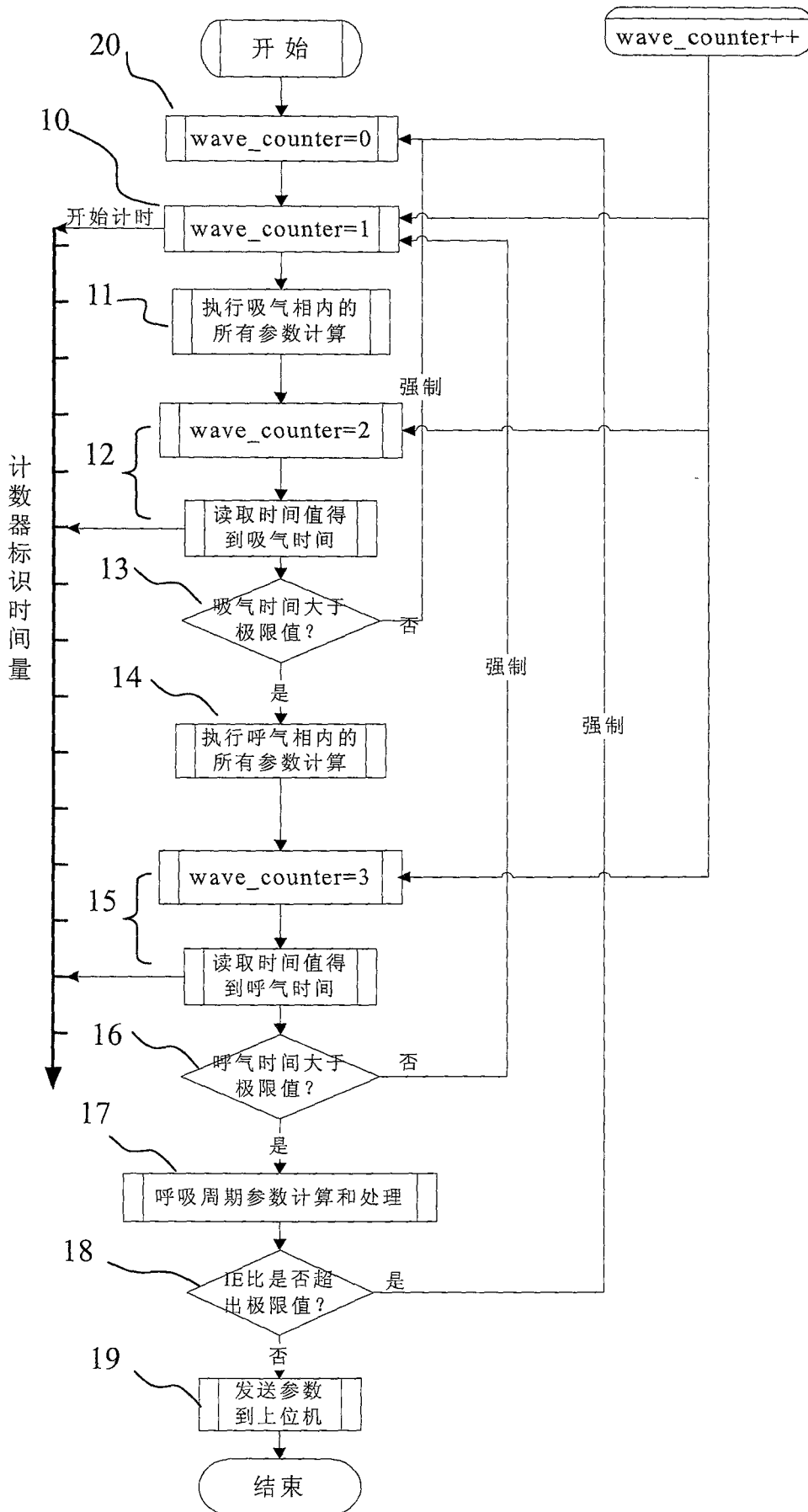


图 6

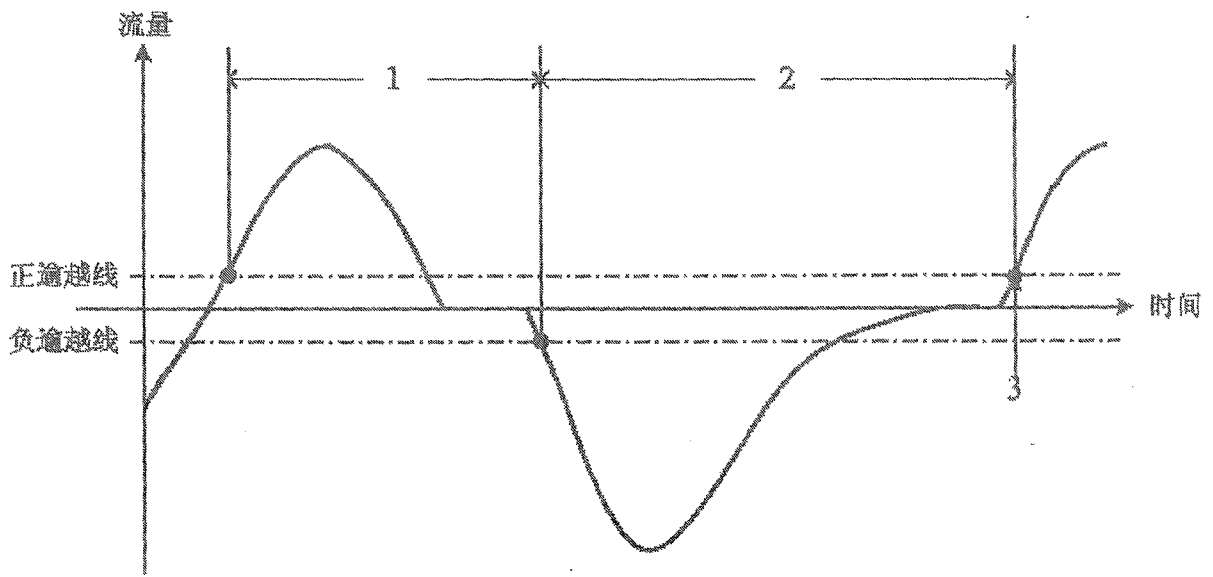


图 7

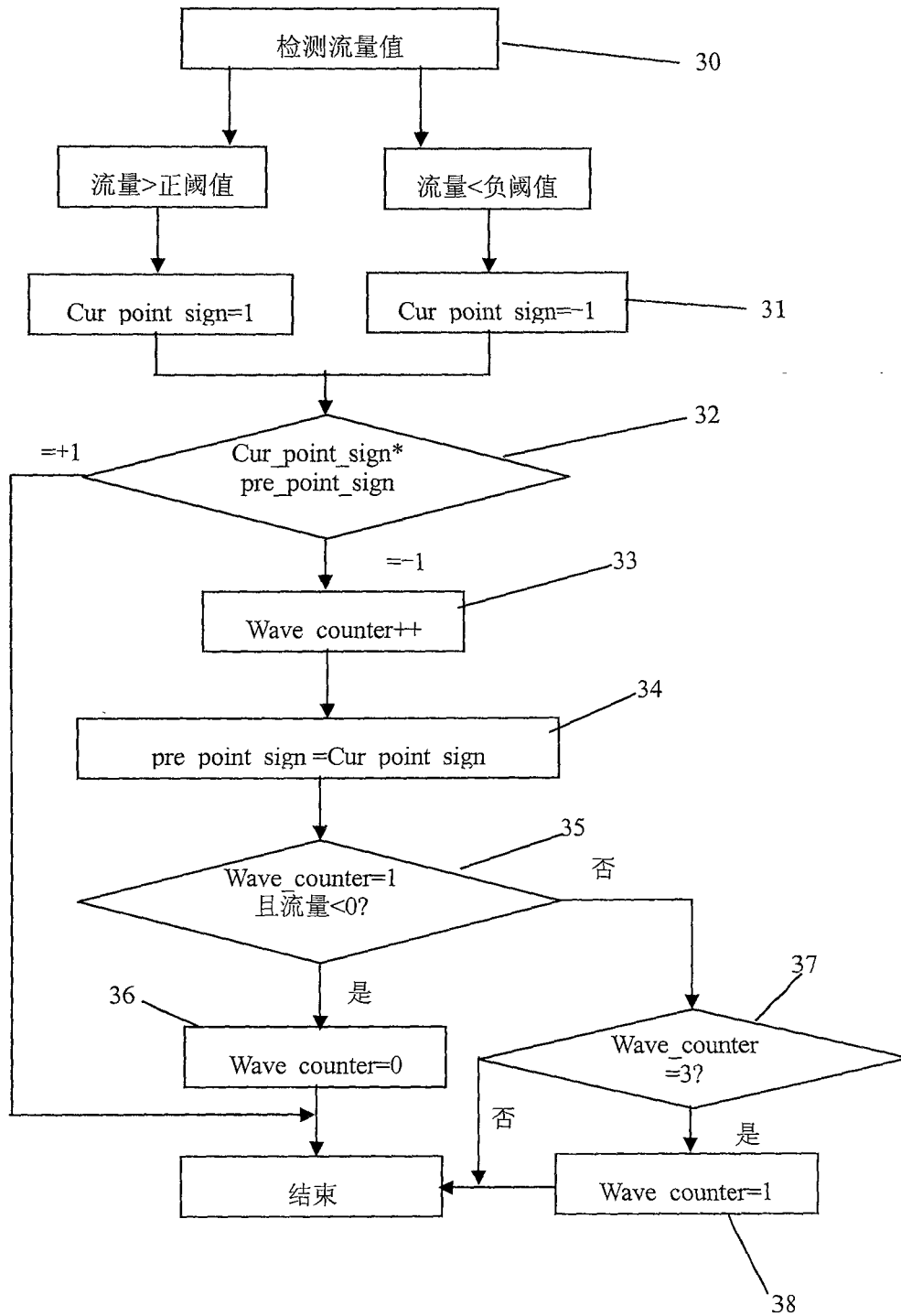


图 8

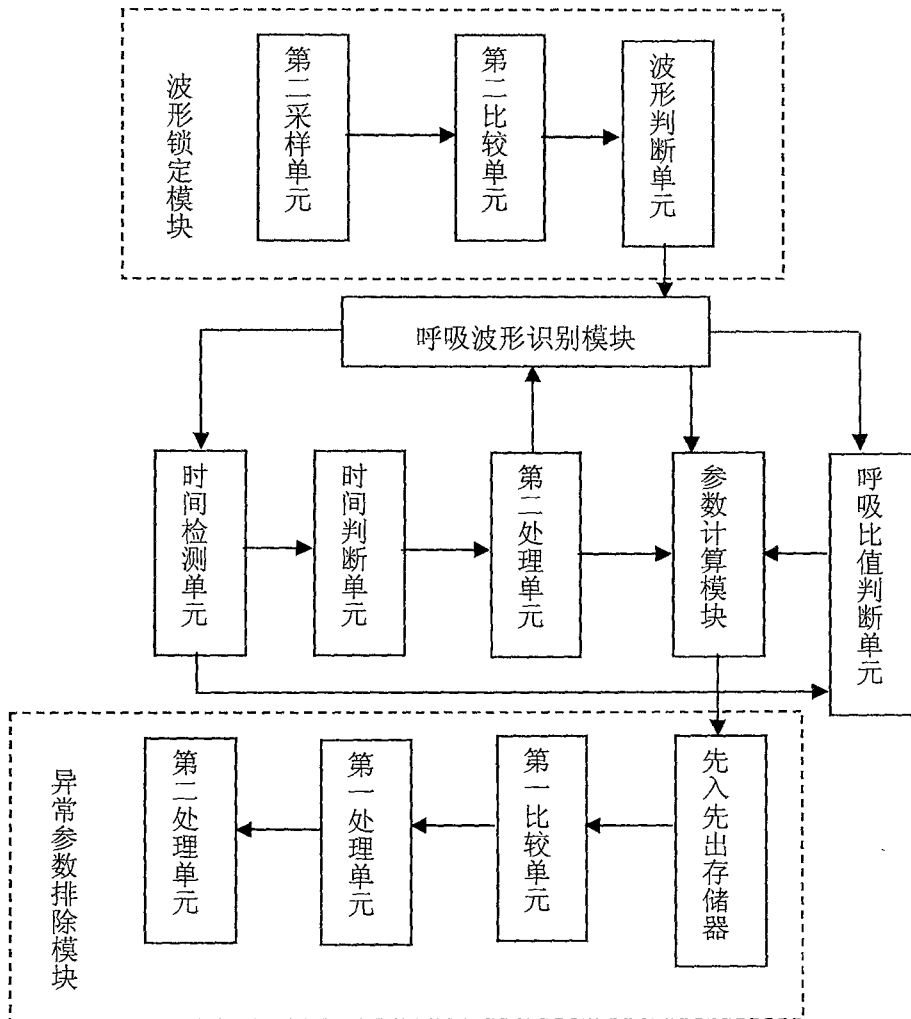


图 9