

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510022395.6

[43] 公开日 2007年6月27日

[11] 公开号 CN 1985750A

[22] 申请日 2005.12.21

[21] 申请号 200510022395.6

[71] 申请人 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 胡刚 陶波 叶继伦

[74] 专利代理机构 深圳创友专利商标代理有限公司

代理人 郭燕

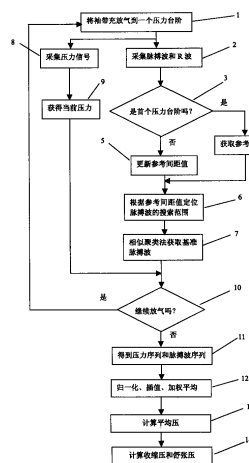
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 5 页

[54] 发明名称

一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法及装置

[57] 摘要

本发明公开了一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法及装置，检测出 R 波和脉搏波的在时间上的间距值，获取参考间距值，利用参考间距值来定位搜索脉搏波幅度，获取不同压力下的基准脉搏波幅度，从而进一步采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压。本发明和当前大多数血压测量采用的直接在脉搏波信号中搜索脉搏波峰值的方法相比，提高了抗干扰的能力，在运动、心率不齐存在的情况下，可以有效提高血压测量准确性。



1. 一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法，其特征在于包括以下步骤：
 - A1、将袖带设置在身体的规定部位；
 - B1、控制袖带充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，然后逐渐放气；
 - C1、在放气过程中，采样袖带内的压力；
 - D1、检测出该压力下的脉搏波，采样心电信号，并记录因心脏跳动所产生的心跳象征信号出现的时刻；
 - E1、检测脉搏波相对于心跳象征信号的参考延迟值；
 - F1、在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波；
 - G1、根据搜索出的脉搏波得到该压力下的基准脉搏波。
2. 如权利要求1所述的方法，其特征在于：所述心跳象征信号为R波或血氧脉搏波。
3. 如权利要求2所述的方法，其特征在于：所述有效范围为以心跳象征信号延迟参考延迟值后的点为中心前后1/15秒的范围。
4. 如权利要求1至3中任一项所述的方法，其特征在于：所述步骤E1包括以下步骤：
 - E11、检测心跳象征信号和检测出的脉搏波之间的间距值；
 - E12、建立间距数组，所述间距数组中的间距值两两之间相差全部小于设定差值；
 - E13、将间距数组中的间距值平均后作为参考延迟值。
5. 如权利要求4所述的方法，其特征在于在：所述间距值数组中的间距值的最小数量是3个，所述设定差值为1/15秒。
6. 如权利要求4或5所述的方法，其特征在于在步骤E13之后还包括以下步骤：
 - E14、在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索下一个脉搏波，并将该脉搏波与相应心跳象征信号的间距值加入间距数组；
 - E15、将间距数组的间距值进行排序，寻找与数组内的其他间距值两两相差小于设定差值最多的间距值的集合；
 - E16、用集合内间距值的平均值更新参考延迟值。
7. 一种脉搏波检测装置，包括：

袖带，设置在身体的规定部位；

气压控制模块，对袖带进行充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，并能够逐渐放气；

压力检测模块，检测所述袖带内的压力；

脉搏波检测模块，检测脉搏搏动因受袖带压迫而产生的脉搏波信号；其特征还在于还包括：

心电信号检测模块，检测因心脏跳动所产生的心跳象征信号，并记录其出现的时刻；

参考延迟值检测模块，检测脉搏波相对于心跳象征信号的参考延迟值；

脉搏波搜索模块，用于在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波；

基准脉搏波计算模块，根据搜索出的脉搏波得到不同压力下的基准脉搏波。

8. 如权利要求 7 所述的脉搏波检测装置，其特征在于：所述心跳象征信号为 R 波或血氧脉搏波。

9. 如权利要求 8 所述的脉搏波检测装置，其特征在于：所述有效范围为以心跳象征信号延迟参考延迟值后的点为中心前后 1/15 秒的范围。

10. 如权利要求 7 至 9 中任一项所述的脉搏波检测装置，其特征在于：所述参考延迟值检测模块包括：

间距值检测单元，检测心跳象征信号和检测出的脉搏波之间的间距值；

间距数组处理单元：建立间距数组，所述间距数组中的间距值两两之间相差全部小于设定差值；

参考延迟值计算单元，将间距数组中的间距值平均后作为参考延迟值。

11. 如权利要求 10 所述的脉搏波检测装置，其特征在于：所述间距值数组中的间距值的最小数量是 3 个，所述设定差值为 1/15 秒。

12. 如权利要求 10 或 11 所述的脉搏波检测装置，其特征在于还包括：

参考延迟值更新模块，用于将在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索到的下一个脉搏波与相应心跳象征信号的间距值加入间距数组，将间距数组的间距值进行排序，寻找与数组内的其他间距值两两相差小于设定差值最多的间距值的集合，用集合内间距值的平均值更新参考延迟值检测模块中的参考延迟值。

13. 一种电子血压计，包括：

袖带，设置在身体的规定部位；

气压控制模块，对袖带进行充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，并能够逐渐放气；

压力检测模块，检测所述袖带内的压力；

脉搏波检测模块，检测脉搏搏动因受袖带压迫而产生的脉搏波信号；

其特征在于还包括：

心电信号检测模块，检测因心脏跳动所产生的心跳象征信号，并记录其出现的时刻；

参考延迟值检测模块，检测脉搏波相对于心跳象征信号的参考延迟值；

脉搏波搜索模块，用于在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波；

基准脉搏波计算模块，根据搜索出的脉搏波得到不同压力下的基准脉搏波；

血压计算模块，根据得出的压力序列和基准脉搏波序列，采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压。

14. 一种电子血压计，包括：

袖带，设置在身体的规定部位；

气压控制模块，对袖带进行充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，并能够逐渐放气；

压力检测模块，检测所述袖带内的压力；

脉搏波检测模块，检测脉搏搏动因受袖带压迫而产生的脉搏波信号；

其特征在于还包括：

心电信号检测模块，检测因心脏跳动所产生的心跳象征信号，并记录其出现的时刻；

处理模块，用于检测脉搏波相对于心跳象征信号的参考延迟值，在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波，根据搜索出的脉搏波得到该压力下的基准脉搏波，根据得出的压力序列和基准脉搏波序列，采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压。

一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法及装置

【技术领域】

本发明涉及一种脉搏波检测方法，尤其涉及利用心电信号来指导脉搏波的查找、增强抗干扰性能的脉搏波检测方法及装置，以及包括该装置的电子血压计。

【背景技术】

目前进行无创血压测量时，通常采用振荡法，其测量过程是先给袖带充气，当压力达到大于人体的收缩压后，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。然后开始缓慢放气或台阶放气，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明显。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向袖带压力高的方向计算出对应的袖带压力，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向袖带压力低的方向计算出袖带的压力，认为是舒张压，这种计算平均压、收缩压和舒张压的方法称为比率法。传统的测量方法中，测量结果很容易受到手臂运动等各种干扰，导致测不出结果甚至测出偏差较大的结果。

因测量时需要将袖套绑缚在病人胳膊上并充气到一定压力，病人不可避免的感觉到压迫，在无意识的情况下会出现抖动，或者病人的病情导致出现肌颤等情况，或者在手术过程或其它情况下，病人的手臂遭受到外界的触动而意外的抖动等，这些情况下，脉搏波的基线和幅度会受到影响，传统的寻找脉搏波幅值的方法很难保证其准确性，导致识别到错误的脉搏波幅度的概率增大。

【发明内容】

本发明的主要目的就是为了解决现有技术的问题，提供一种检测脉搏波的方法，利用反映心脏跳动的心跳象征信号来减少干扰，提高脉搏波检测的准确性。

本发明的另一目的就是为了解决现有技术的问题，提供一种脉搏波检测装置，利用反映心脏跳动的心跳象征信号来减少干扰，提高脉搏波检测的准确性。

本发明的又一目的就是提供一种电子血压计，提高脉搏波曲线的准确性，从而提高利用振荡法测量血压的准确性。

为实现上述目的，本发明公开了一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法，包括以下步骤：

A1、将袖带设置在身体的规定部位；

B1、控制袖带充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，然后逐渐放气；

C1、在放气过程中，采样袖带内的压力；

D1、检测出该压力下的脉搏波，采样心电信号，并记录因心脏跳动所产生的心跳象征信号出现的时刻；

E1、检测脉搏波相对于心跳象征信号的参考延迟值；

F1、在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波；

G1、根据搜索出的脉搏波得到该压力下的基准脉搏波。

其中，所述心跳象征信号优选为 R 波或血氧脉搏波。

其中，所述有效范围为以心跳象征信号延迟参考延迟值后的点为中心前后 1/15 秒的范围。

其中，所述步骤 E1 的优选方案包括以下步骤：

E11、检测心跳象征信号和检测出的脉搏波之间的间距值；

E12、建立间距数组，所述间距数组中的间距值两两之间相差全部小于设定差值；

E13、将间距数组中的间距值平均后作为参考延迟值。

上述步骤的优选方案是：所述间距值数组中的间距值的最小数量是 3 个，所述设定差值为 1/15 秒。

为不断对参考延迟值进行修正，在步骤 E13 之后还包括以下步骤：

E14、在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索下一个脉搏波，并将该脉搏波与相应心跳象征信号的间距值加入间距数组；

E15、将间距数组的间距值进行排序，寻找与数组内的其他间距值两两

相差小于设定差值最多的间距值的集合；

E16、用集合内间距值的平均值更新参考延迟值。

为实现上述目的，本发明还公开了一种脉搏波检测装置，包括：袖带，设置在身体的规定部位；气压控制模块，对袖带进行充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，并能够逐渐放气；压力检测模块，检测所述袖带内的压力；脉搏波检测模块，检测脉搏搏动因受袖带压迫而产生的脉搏波信号；心电信号检测模块，检测因心脏跳动所产生的心跳象征信号，并记录其出现的时刻；参考延迟值检测模块，检测脉搏波相对于心跳象征信号在时间上的参考延迟值；脉搏波搜索模块，用于在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波；基准脉搏波计算模块，根据搜索出的脉搏波得到不同压力下的基准脉搏波。

其中，所述心跳象征信号优选为 R 波或血氧脉搏波。

其中，所述有效范围为以心跳象征信号延迟参考延迟值后的点为中心前后 1/15 秒的范围。

所述参考延迟值检测模块包括：间距值检测单元，检测心跳象征信号和检测出的脉搏波之间的间距值；间距数组处理单元，建立间距数组，所述间距数组中的间距值两两之间相差全部小于设定差值；参考延迟值计算单元，将间距数组中的间距值平均后作为参考延迟值。

所述间距值数组中的间距值的最小数量优选是 3 个，所述设定差值优选为 1/15 秒。

为不断对参考延迟值进行修正，本发明的进一步改进是：还包括参考延迟值更新模块，用于将在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索到的下一个脉搏波与相应心跳象征信号的间距值加入间距数组，将间距数组的间距值进行排序，寻找与数组内的其他间距值两两相差小于设定差值最多的间距值的集合，用集合内间距值的平均值更新参考延迟值检测模块中的参考延迟值。

为实现上述目的，本发明还公开了一种电子血压计，包括：袖带，设置在身体的规定部位；气压控制模块，对袖带进行充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，并能够逐渐放气；压力检测模块，检测所述袖带内的压力；脉搏波检测模块，检测脉搏搏动因受袖带压迫而产生的脉搏波信号；心电信号检测模块，检测因心脏跳动所产生的心跳象征信号，并记录其出现的时刻；参考延迟值检测模块，检测脉搏波相对于心跳象征信号在时间上的参考延迟值；脉搏波搜索模块，用于在心跳象征信号延迟参考延迟值后

的有效范围内搜索脉搏波；基准脉搏波计算模块，根据搜索出的脉搏波得到不同压力下的基准脉搏波；血压计算模块，根据得出的压力序列和基准脉搏波序列，采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压。

为实现上述目的，本发明还公开了一种电子血压计，包括：袖带，设置在身体的规定部位；气压控制模块，对袖带进行充气到一定的压力，使袖带压迫动脉，并能够逐渐放气；压力检测模块，检测所述袖带内的压力；脉搏波检测模块，检测脉搏搏动因受袖带压迫而产生的脉搏波信号；心电信号检测模块，检测因心脏跳动所产生的心跳象征信号，并记录其出现的时刻；处理模块，用于检测脉搏波相对于心跳象征信号的参考延迟值，在心跳象征信号延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波，根据搜索出的脉搏波得到不同压力下的基准脉搏波，根据得出的压力序列和基准脉搏波序列，采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压。

本发明的效果：1) 利用心脏跳动后喷出的血液对血管的压迫力传递到手臂血管臂的延迟时间对同一个人基本保持不变的原理，在 R 波或血氧脉搏波出现后固定时间区域内寻找脉搏波，可有效排除干扰，提高脉搏波检测的准确性。2) 合理检测出 R 波或血氧脉搏波与脉搏波的参考延迟值，有利于脉搏波的定位搜索，更进步减少了将干扰信号作为脉搏波的几率。3) 根据后面检测的 R 波或血氧脉搏波和脉搏波，不断修正参考延迟值，使用于指导脉搏波定位搜索的参考延迟值更接近实际间距，又进一步提高了脉搏波检测的抗干扰性和准确性。

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 是本发明一种实施例的连接框图；

图 2 是本发明一种实施例的流程图；

图 3 是图 2 中获取参考延迟值的流程图；

图 4 是更新参考延迟值的流程图；

图 5 是图 2 中用 R 波指导脉搏波定位搜索的流程图。

【具体实施方式】

如图 1 所示，袖带用于在测量血压时佩戴在被测身体的规定部位，通常是佩戴在手臂上，也可以佩戴在手腕上。气压控制模块与袖带相连通，气压控制模块包括马达、充气单元、阀门和逻辑控制单元，马达、充气单元、袖带、阀门构成充气通路，受逻辑控制单元的控制。首先关闭阀门，给马达上电，让袖套充气到指定的压力，然后停止充气，打开阀门，控制

放气阀对袖带进行逐渐放气，例如台阶放气。压力检测模块包括压力传感器、放大器和 A/D 转换器，压力传感器被放置在袖带内与动脉靠近，在放气过程中，压力传感器检测袖带内的压力，将压力转换成电信号输出，放大器将电信号进行放大，然后分成两路，其中第一路直接输出到 A/D 转换器，计算后获得当前的压力。第二路输出到脉搏波检测模块，脉搏波检测模块包括高通滤波器，滤掉直流的压力信号，然后放大输出到 A/D 转换器，获得交流的脉搏波信号。心电信号检测模块，利用现有手段检测出 R 波，并记录其出现的时刻。参考延迟值检测模块接收心电信号检测模块输出的 R 波和其出现的时刻，同时也接收脉搏波检测模块输出的脉搏波，将脉搏波与 R 波相比较，检测出脉搏波相对于 R 波在时间上的参考延迟值。脉搏波搜索模块根据参考延迟值来指导脉搏波的定位搜索，即将 R 波出现的时刻延迟参考延迟值后的有效范围内搜索脉搏波，该有效范围优选为延迟参考延迟值后的点为中心前后 1/15 秒的范围，如果以 75Hz 的采样频率来采样，则该有效范围为延迟参考延迟值后的点为中心的前后 5 个采样点，不在这个范围内搜索到的脉搏波，认为不是血压脉搏波幅值，是干扰。参考延迟值更新模块接收脉搏波搜索模块在 R 波延迟参考延迟值后的有效范围内搜索到的下一个脉搏波，并将该脉搏波与相应心跳象征信号的间距值加入间距数组，将间距数组的间距值进行排序，寻找与数组内的其他间距值两两相差小于设定差值最多的点的集合，用集合内间距值的平均值更新参考延迟值检测模块中的参考延迟值。基准脉搏波计算模块根据同一压力下找到的若干个脉搏波峰值，采用相似波聚类法，找出相似的脉搏波幅值，平均后做为当前压力下的基准脉搏波幅值。上述各模块组成脉搏波检测装置，然后将 A/D 转换后的压力序列和与压力相对应的基准脉搏波序列可以先存储在存储模块中，优化处理模块读取存储模块中的压力序列和基准脉搏波序列，对压力序列和基准脉搏波序列进行归一化、插值、加权平均等处理，然后输出到血压计算模块，血压计算模块采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压，因提高了脉搏波曲线的准确性，从而实现血压测量的抗干扰，提高利用振荡法测量血压的准确性。还可以进一步计算出脉率。

上述的参考延迟值检测模块、参考延迟值更新模块、脉搏波搜索模块、基准脉搏波计算模块、存储模块、优化处理模块和血压计算模块还可以集成在处理模块中，采用软件方式完成，例如集成在单片机中。

由于 R 波、血氧脉搏波周期和脉搏波周期反应的都是心跳频率，故相

对应的 R 波或血氧脉搏波和脉搏波的间距是一定的，这个间距反应为自心脏跳动后，血液传递脉动到手臂的时间，对于同一个人这个时间延迟是一定的，没有什么变化。根据这一特征，可以只在 R 波或血氧脉搏波后一定间距内寻找脉搏波，能有效的去除干扰。本实施例的具体流程如图 2 所示，包括以下步骤：

在步骤 1，将袖带充放气到一个压力台阶；

在步骤 2，在当前压力台阶下，定时中断中，对振荡信号也即是脉搏波信号进行采样，并对采样数据进行预处理；对 R 波脉冲进行采样，并记录 R 波脉冲出现的时刻，然后执行步骤 3；

在步骤 3，判断是否为第一个压力台阶，如果是，则执行步骤 4，如果不是则执行步骤 5；

在步骤 4，获取 R 波与对应的脉搏波之间的参考间距值，然后执行步骤 6；

在步骤 5，更新参考间距值，然后执行步骤 6；

在步骤 6，根据参考间距值定位脉搏波的搜索范围，并搜索出该范围内的脉搏波，其搜索范围的优选方案是将 R 波延迟参考延迟值后的点为中心前后 1/15 秒范围内的脉搏波。然后执行步骤 7；

在步骤 7，将同一压力下的脉搏波进行相似聚类法处理，找出相似的脉搏波幅值，平均后做为当前压力下的基准脉搏波幅值，然后执行步骤 10；

在步骤 8，定时中断中，对袖带压力值进行采样，然后执行步骤 9；

在步骤 9，对压力采样信号进行处理，并将采样值转换成压力单位 mmHg 值，获得当前压力值，然后执行步骤 10；

在步骤 10，判断是否继续放气，如果需要继续放气，则转向执行步骤 1，如果不需要继续放气，则执行步骤 11；

在步骤 11，得到压力序列和基准脉搏波序列。

如果需要利用脉搏波来计算血压，可再进一步执行步骤 12；

在步骤 12，对压力序列和基准脉搏波序列进行优化处理，例如归一化、插值和加权平均处理，然后执行步骤 13；

在步骤 13，查找出幅值最大的脉搏波，该脉搏波幅值所对应的压力值为平均压，然后执行步骤 14；

在步骤 14，根据经验所得的幅度系数，利用比率法计算收缩压和舒张压。

对于在不同压力下得到的一系列基准脉搏波信号还可以进行变化趋势判断，对于不满足放气过程中压力底下脉搏波幅度变化趋势的脉搏波幅度删除，以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。

上述步骤中，首次获取参考延迟值的流程如图 3 所示，包括以下步骤：

在步骤 401，接收 R 波和与该 R 波对应的脉搏波，检测 R 波和该脉搏波之间的间距值，然后执行步骤 402；

在步骤 402，建立间距数组，将间距值放入间距数组，然后执行步骤 403；

在步骤 403，判断间距数组中间距值的数量是否大于 2，如果是则执行步骤 404，如果不是则转向执行步骤 401，继续检测 R 波和下一个脉搏波之间的间距值；

在步骤 404，计算间距数组中的间距值两两之间的差值，如果该间距值与其它间距值的相差全部小于 1/15 秒，则将该间距值保留在间距数组中，然后执行步骤 405，如果该间距值与其它间距值的差值不是全部小于 1/15 秒，则将该间距值删除；该步骤中，将设定差值优选为 1/15 秒，是因为设定差值太小的话容易漏检血压脉搏波，设定差值太大的话抗干扰性能会降低，如果以 75Hz 的采样频率来采样，则设定差值优选为 5 个采样点；

在步骤 405，判断间距数组中的间距值的数量是否达到 3，如果是则执行步骤 406，如果不是则执行步骤 401；

在步骤 406，将间距数组中的间距值平均后作为参考延迟值。

上述步骤中，更新参考延迟值的流程如图 4 所示，包括以下步骤：

在步骤 501，在 R 波延迟参考延迟值后的有效范围内搜索下一个脉搏波，然后执行步骤 502；

在步骤 502，在脉搏波的搜索中已经找到波谷和脉搏波基准点，然后执行步骤 503；

在步骤 503，计算该脉搏波与前一个 R 波之间的间距值，并将该间距值加入间距数组，然后执行步骤 504；

在步骤 504，判断间距数组的间距值的数量是否大于 2，如果是则执行步骤 505，如果不是则转向步骤 501，继续搜索下一个脉搏波；

在步骤 505，将间距数组的间距值进行排序，然后执行步骤 506；

在步骤 506，寻找与数组内的其他间距值两两相差小于 5 最多的间距值，组成集合，如果符合条件的间距值只有一个，则将该间距值和其附近的间距值一起组成集合，然后执行步骤 507；

在步骤 507，将集合内的间距值进行平均，然后执行步骤 508；

在步骤 508，用集合内间距值的平均值更新为参考延迟值。

其中用 R 波指导脉搏波定位搜索的流程如图 5 所示，包括以下步骤：

在步骤 601，在 R 波延迟参考延迟值后的有效范围内搜索下一个脉搏波，然后执行步骤 602；

在步骤 602，判断该脉搏波与相应 R 波之间的间距值是否在参考延迟值的正负 5 的范围内，即判断该脉搏波是否在将 R 波延迟参考延迟值后的点为中心前后 5 个点的范围内，如果是则执行步骤 603，如果不是则将该脉搏波丢弃，然后执行步骤 601；

在步骤 603，保存当前脉搏波幅度，进入脉搏波序列判断。

经过试验室测试证明，在使用 BIO-TECK 模拟器，输出各种干扰类型的情况下，引入心电 R 波来定位脉搏波搜索的算法，能测量出更准确的血压结果，对比结果见表 1。

表 1

病人模式	模拟器设定	老算法测量结果	新算法测试结果
Mild Exercise 中度运动	140/106/90 120BPM	149/110/96 119BPM	147/110/97 119BPM
Geriatric Subject 衰老模式	150/123/110 95BPM	163/126/115 95BPM	156/126/115 96BPM
Artial Fib and PVC 早搏病人	139/94/72 91BPM	127/95/80 81BPM	138/97/82 83BPM
High Way Level 8 运动等级 8	120/93/80	135/91/82	120/93/80

从表中可以看出，在四种模式下，加入 R 波抗干扰算法，测量准确性明显提高，特别在运动等级 8 模式下，引入 R 波抗干扰算法，可以准确的计算出血压值。

同理，将上述实施例中的心电 R 波换成血氧脉搏波上的特征点，比如峰值点或谷值点，也可以用来指导和定位血压脉搏波的搜索。

综上所述，本发明采用心电 R 波信号来定位的搜索脉搏波幅度，和当前大多数血压测量采用的直接在脉搏波信号中搜索脉搏波峰值的方法相比，提高了抗干扰的能力，在运动、心率不齐存在的情况下，可以有效提高血压测量准确性。

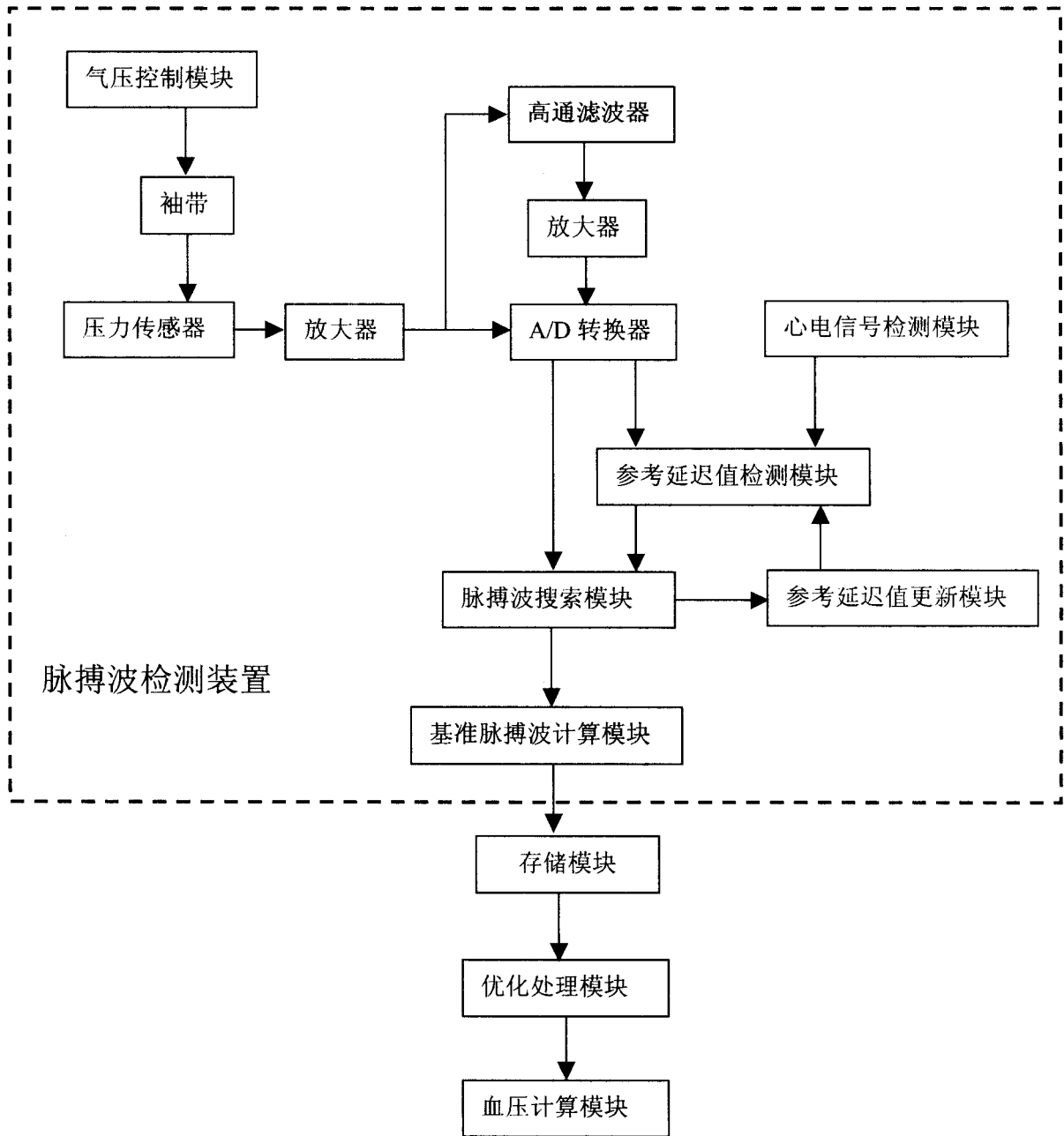


图 1

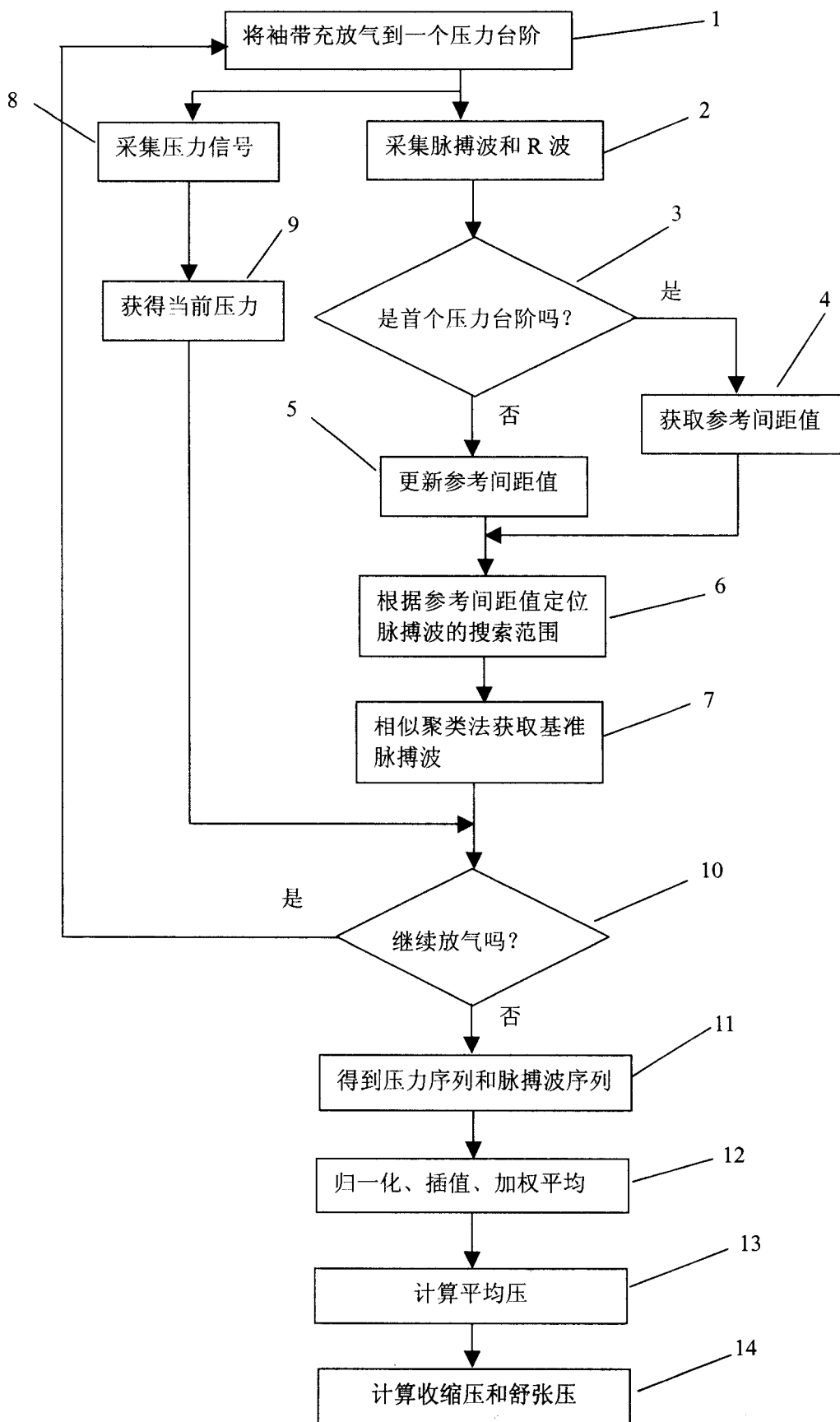


图2

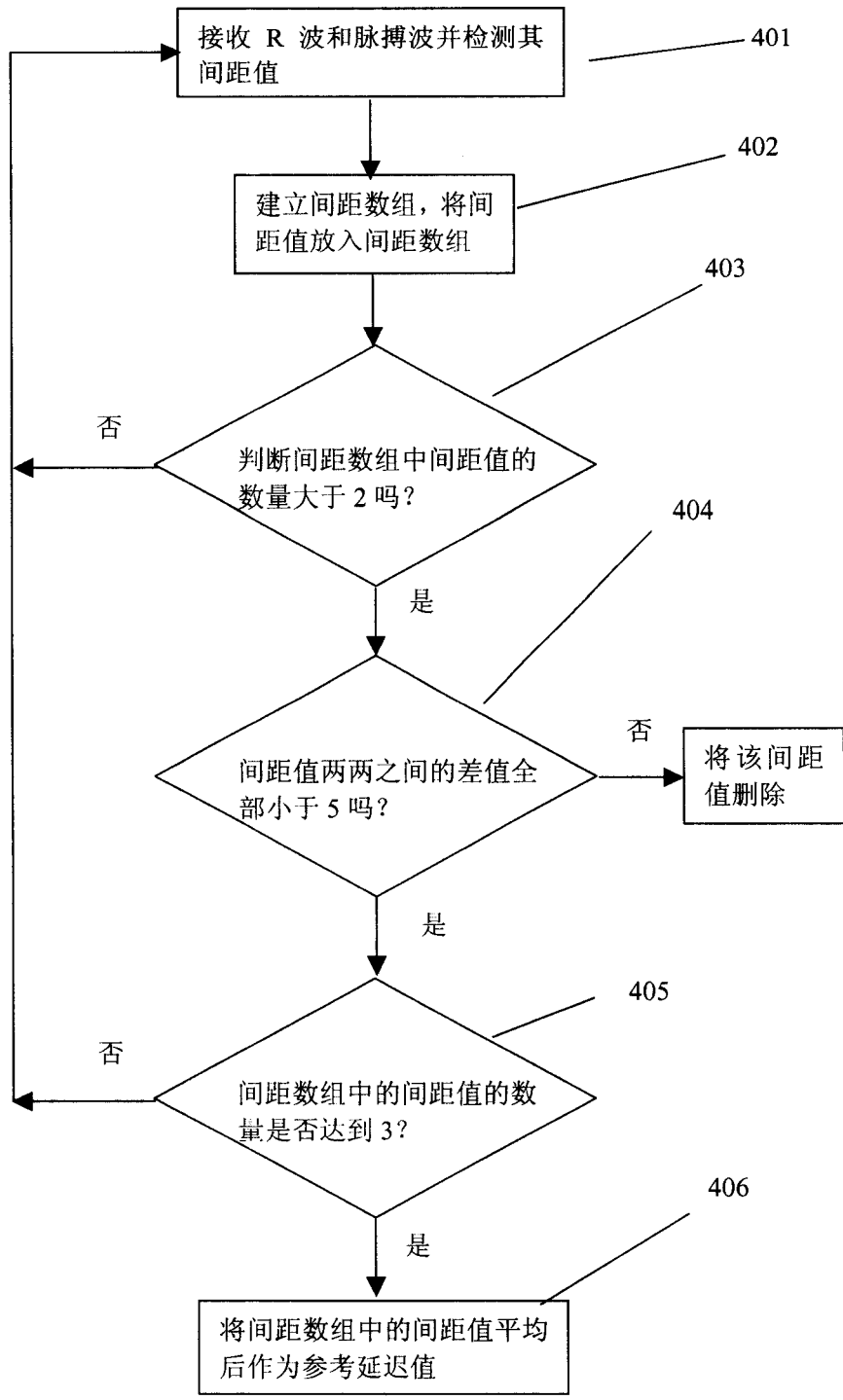


图 3

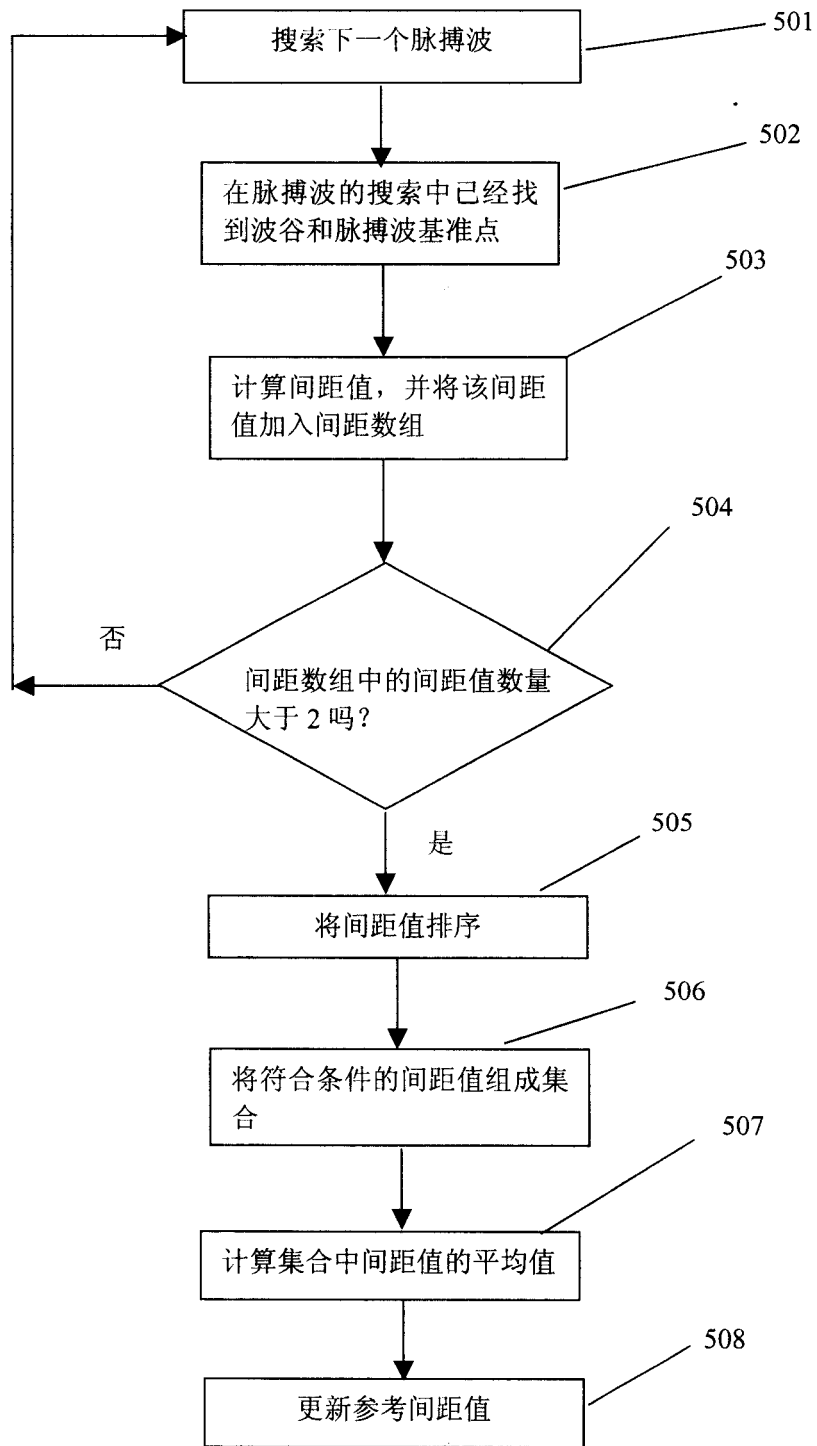


图4

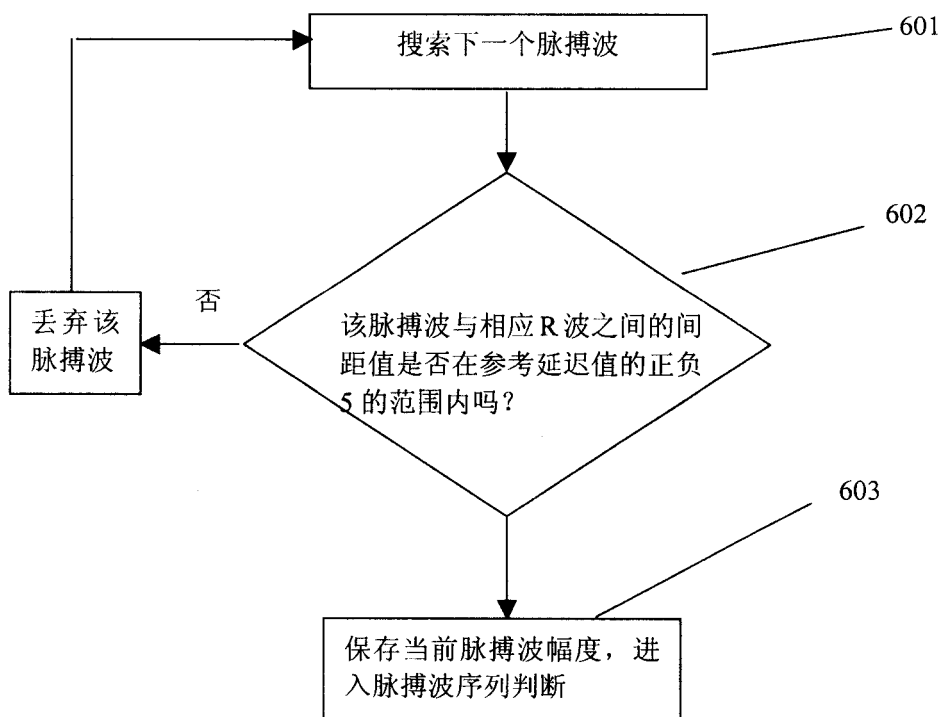


图 5

专利名称(译)	一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法及装置		
公开(公告)号	CN1985750A	公开(公告)日	2007-06-27
申请号	CN200510022395.6	申请日	2005-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	胡刚 陶波 叶继伦		
发明人	胡刚 陶波 叶继伦		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/024		
代理人(译)	郭燕		
其他公开文献	CN1985750B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种利用心跳象征信号检测脉搏波的方法及装置，检测出R波和脉搏波的在时间上的间距值，获取参考间距值，利用参考间距值来定位搜索脉搏波幅度，获取不同压力下的基准脉搏波幅度，从而进一步采用比率法计算平均压、收缩压和舒张压。本发明和当前大多数血压测量采用的直接在脉搏波信号中搜索脉搏波峰值的方法相比，提高了抗干扰的能力，在运动、心率不齐存在的情况下，可以有效提高血压测量准确性。

