



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108937897 A

(43)申请公布日 2018.12.07

(21)申请号 201810804767.8

(22)申请日 2018.07.20

(71)申请人 广东乐心医疗电子股份有限公司

地址 528400 广东省中山市火炬开发区东
利路105号A区

(72)发明人 余文翰

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227

代理人 王宝筠

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

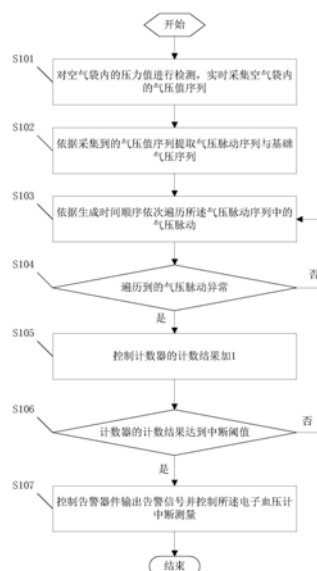
权利要求书4页 说明书13页 附图7页

(54)发明名称

一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计

(57)摘要

本申请提供一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计,方法包括:对空气袋内的压力值进行检测,实时采集空气袋内的气压值序列;依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动,判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1,判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动,提高了测量结果的准确性。



1. 一种电子血压计测量方法,应用于采用示波法原理的电子血压计中,其特征在于,包括:

对空气袋内的压力值进行检测,实时采集空气袋内的气压值序列;

依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;

依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动,判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1,判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

2. 根据权利要求1所述的电子血压计测量方法,其特征在于,所述判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1,判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,包括:

对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波;

获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

计算所述极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动异常,控制第一计数器的计数结果加1,判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值。

3. 根据权利要求1所述的电子血压计测量方法,其特征在于,所述判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1,判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,包括:

判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,如果是,获取所述气压脉动对应的振幅;

依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动异常,控制第二计数器的计数结果加1;

判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值。

4. 根据权利要求1所述的电子血压计测量方法,其特征在于,所述判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1,判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,包括:

对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波;

获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

计算所述极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动异常,控制第一计数器的计数结果加1,判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值;

当依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动不为干扰脉动时,还包括:

判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,如果是,获取所述气压脉动对应的振幅;

依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,控制第二计数器的计数结果加1;

判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值;

所述如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动,包括:

所述第一计数器的计数结果达到第一中断阈值,或第二计数器的计数结果达到第二中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,所述第一计数器的计数结果未达到第一中断阈值,且第二计数器的计数结果未达到第二中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

5. 根据权利要求1所述的电子血压计测量方法,其特征在于,当判定遍历到的气压脉动不异常时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

6. 根据权利要求3或4所述的电子血压计测量方法,其特征在于,所述判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,包括:

当所述气压脉动为所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与第三预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

当所述气压脉动不是所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值、以及气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

当所述气压脉动不是有效脉搏波时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

7. 根据权利要求1所述的电子血压计测量方法,其特征在于,当检测得到气压脉动异常但并未控制所述电子血压计中断测量干扰脉动时,在所述电子血压计的显示屏显示提示标识。

8. 一种电子血压计测量装置,应用于采用示波法原理的电子血压计中,其特征在于,包括:

压力检测单元,用于对空气袋内的压力值进行检测,实时采集空气袋内的气压值序列;

气压脉动计算单元,用于依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;

气压脉动识别单元,用于依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动;

异常气压脉动判断单元,用于判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1;

中断判断单元,用于判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

9. 根据权利要求8所述的电子血压计测量装置,其特征在于,所述异常气压脉动判断单元具体包括:

差分处理单元,用于对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动识别单元识别到的气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波,获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

第一干扰脉动判断单元,用于计算所述气压脉动对应的极大值和极小值之间的差值,

依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第一计数器的计数结果加1;

中断判断单元,用于当所述第一计数器的计数结果发生变动时,判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值,如果达到,表明计数结果是否达到中断阈值达到中断阈值,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

10. 根据权利要求8所述的电子血压计测量装置,其特征在于,所述异常气压脉动判断单元具体包括:

有效脉搏波判断单元,用于:判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

第二干扰脉动判断单元,用于:当所述气压脉动为有效脉搏波时,获取所述气压脉动对应的振幅;依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第二计数器的计数结果加1;

所述中断判断单元具体用于:当所述第二计数器的计数结果发生变动时,判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

11. 根据权利要求8所述的电子血压计测量装置,其特征在于,所述异常气压脉动判断单元具体包括:

差分处理单元,用于对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动识别单元识别到的气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波,获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

第一干扰脉动判断单元,用于计算所述气压脉动对应的极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第一计数器的计数结果加1;

有效脉搏波判断单元,用于:当依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动不为干扰脉动时,判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

第二干扰脉动判断单元,用于:当所述气压脉动为有效脉搏波时,获取所述气压脉动对应的振幅;依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第二计数器的计数结果加1;

所述中断判断单元具体用于:监测当所述第一计数器和第二计数器的计数结果,当所述第一计数器的计数结果达到第一中断阈值,或第二计数器的计数结果达到第二中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量;当所述第一计数器的计数结果未达到第一中断阈值,且第二计数器的计数结果未达到第二中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

12. 根据权利要求8所述的电子血压计测量装置,其特征在于,所述异常气压脉动判断单元还用于:

当判定遍历到的气压脉动不异常时,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

13. 根据权利要求10或11所述的电子血压计测量装置,其特征在于,
所述有效脉搏波判断单元具体用于:

当所述气压脉动为所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与第三预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

当所述气压脉动不是所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值、以及气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

当所述气压脉动不是有效脉搏波时,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

14. 根据权利要求8所述的电子血压计测量装置,其特征在于,还包括:

标记单元,用于当检测得到气压脉动异常但并未控制所述电子血压计中断测量干扰脉动时,在所述电子血压计的显示屏显示提示标识。

15. 一种电子血压计,其特征在于,应用有权利要求8-14任意一项所述的电子血压计测量装置。

一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,具体涉及一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计。

背景技术

[0002] 血压计是最常用的医疗设备检测之一,使用示波法原理的电子血压计,已在市场上出现多年。该类型血压计通过将空气袋卷绕在人体某一部分并调整空气袋内的气压,采集空气袋内的气压的数据并据此计算受测者的收缩压/舒张压。

[0003] 采用示波法原理的电子血压计可以通过控制气泵与气阀等元件对空气袋进行充/放气,使得空气袋内空气量发生变化,进一步导致空气袋内气压变化在这里,由充放气导致的气压变化称为基础气压变化;人体被卷绕部分的血管受到空气袋的压迫时,血管的搏动也会导致空气袋内气压变化,将由血管搏动导致的气压变化称为气压脉动,并且,基础气压变化时,血管受空气袋压迫的程度也发生变化,气压脉动幅度也会发生变化。在采集到气压脉动序列后,根据其包络线特征计算受测者的血压。

[0004] 对空气袋的充/放气,有两种方案,一种是快速充气后,平缓放气,并且气压脉动信息是在平缓放气的过程中采集的;另一种是平缓充气,快速放气,并且气压脉动信息是在平缓充气的过程中采集的。无论是采用充气式还是放气式测量,其包络线的横坐标(基础气压)按从左至右为由大到小顺序,两种测量方式生成的包络线是一致的。

[0005] 以充气式测量为例,详述公知技术的血压计算方法:

[0006] 第一步,不断采集充气过程中空气袋内的气压值,其测量过程如图1所示,图1中,横坐标为采样点,64点对应1秒,纵坐标为气压,单位为mmHg;

[0007] 第二步,提取第一步采集到的气压值内包含的所有气压脉动(例如通过高通滤波),提取到的气压脉动如图2所示,图2中,横坐标为采样点,64点对应1秒,纵坐标为气压,单位为mmHg;

[0008] 第三步,以第二步提取到的所有的气压脉动的振幅为纵坐标,以它们对应的基础气压为横坐标,生成包络线,并对包络线进行平滑处理(可选),生成的包络线如图3所示;图3中,横坐标为气压脉动对应的基础气压,单位为mmHg,纵坐标为气压脉动振幅,单位为mmHg,实线为原始包络线,虚线为平滑过的包络线。

[0009] 第四步,识别出包络线最大峰值,视为气压脉动的最大振幅;

[0010] 第五步,将前述包络线最大峰值乘以舒张压系数后,得到舒张压对应的气压脉动振幅;在包络线左侧寻找等于其值的点,其对应的基础气压即为舒张压;

[0011] 第六步,将前述包络线最大峰值乘以收缩压系数后,得到收缩压对应的气压脉动振幅;在包络线右侧寻找等于其值的点,其对应的基础气压即为收缩压。

[0012] 第四至六步过程如图4所示:图4中,横坐标为气压脉动对应的基础气压,单位为mmHg,纵坐标为气压脉动振幅,单位为mmHg,黑色曲线为平滑过的包络线。

[0013] 对空气袋的充/放气,有两种方案,一种是快速充气后,平缓放气,并且气压脉动信

息是在平缓放气的过程中采集的；另一种是平缓充气，快速放气，并且气压脉动信息是在平缓充气的过程中采集的。在采集到气压脉动序列后，根据其包络线特征计算血压。

[0014] 前述的人体被卷绕部分，可以是上臂或者是手腕；相对应的，空气袋也可以是袖带或者腕带。

[0015] 申请人经研究发现，若在使用电子血压计测量受测者血压的过程中，受试者出现身体动作，可能干扰原始波形，从而导致血压计算结果精度不足。

发明内容

[0016] 有鉴于此，本发明实施例提供一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计，以解决现有技术中电子血压计的计量结果容易受用户身体动作的影响，而导致向用户提供误差较大的计算结果。

[0017] 为实现上述目的，本发明实施例提供如下技术方案：

[0018] 一种电子血压计测量方法，应用于采用示波法原理的电子血压计中，包括：

[0019] 对空气袋内的压力值进行检测，实时采集空气袋内的气压值序列；

[0020] 依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列；

[0021] 依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动，判断每次遍历到的气压脉动是否异常，如果是，控制计数器的计数结果加1，判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值，如果达到，控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量，如果未达到，依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0022] 优选的，上述电子血压计测量方法中，所述判断每次遍历到的气压脉动是否异常，如果是，控制计数器的计数结果加1，判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值，包括：

[0023] 对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动的脉动波进行一阶差分处理，得到与所述脉动波对应的一阶差分波；

[0024] 获取所述一阶差分波的极大值和极小值；

[0025] 计算所述极大值和极小值之间的差值，依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动，当判断结果为是时，表明所述气压脉动异常，控制第一计数器的计数结果加1，判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值。

[0026] 优选的，上述电子血压计测量方法中，所述判断每次遍历到的气压脉动是否异常，如果是，控制计数器的计数结果加1，判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值，包括：

[0027] 判断所述气压脉动是否为有效脉搏波，如果是，获取所述气压脉动对应的振幅；

[0028] 依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动，当判断结果为是时，表明所述气压脉动异常，控制第二计数器的计数结果加1；

[0029] 判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值。

[0030] 优选的，上述电子血压计测量方法中，所述判断每次遍历到的气压脉动是否异常，如果是，控制计数器的计数结果加1，判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值，包括：

[0031] 对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动的脉动波进行一阶差分处理，得到与所述脉动波对应的一阶差分波；

[0032] 获取所述一阶差分波的极大值和极小值；

[0033] 计算所述极大值和极小值之间的差值，依据所述差值与第一预设值的比较结果判

断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动异常,控制第一计数器的计数结果加1,判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值;

[0034] 当依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动不为干扰脉动时,还包括:

[0035] 判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,如果是,获取所述气压脉动对应的振幅;

[0036] 依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,控制第二计数器的计数结果加1;

[0037] 判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值;

[0038] 所述如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动,包括:

[0039] 所述第一计数器的计数结果达到第一中断阈值,或第二计数器的计数结果达到第二中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,所述第一计数器的计数结果未达到第一中断阈值,且第二计数器的计数结果未达到第二中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0040] 优选的,上述电子血压计测量方法中,当判定遍历到的气压脉动不异常时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0041] 优选的,上述电子血压计测量方法中,所述判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,包括:

[0042] 当所述气压脉动为所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与第三预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0043] 当所述气压脉动不是所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值、以及气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0044] 当所述气压脉动不是有效脉搏波时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0045] 优选的,上述电子血压计测量方法中,当检测得到气压脉动异常但并未控制所述电子血压计中断测量干扰脉动时,在所述电子血压计的显示屏显示提示标识。

[0046] 一种电子血压计测量装置,应用于采用示波法原理的电子血压计中,包括:

[0047] 压力检测单元,用于对空气袋内的压力值进行检测,实时采集空气袋内的气压值序列;

[0048] 气压脉动计算单元,用于依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;

[0049] 气压脉动识别单元,用于依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动;

[0050] 异常气压脉动判断单元,用于判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1;

[0051] 中断判断单元,用于判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺

序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0052] 优选的,上述电子血压计测量装置中,所述异常气压脉动判断单元具体包括:

[0053] 差分处理单元,用于对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动识别单元识别到的气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波,获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

[0054] 第一干扰脉动判断单元,用于计算所述气压脉动对应的极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第一计数器的计数结果加1;

[0055] 中断判断单元,用于当所述第一计数器的计数结果发生变动时,判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值,如果达到,表明计数结果是否达到中断阈值达到中断阈值,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0056] 优选的,上述电子血压计测量装置中,所述异常气压脉动判断单元具体包括:

[0057] 有效脉搏波判断单元,用于:判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0058] 第二干扰脉动判断单元,用于:当所述气压脉动为有效脉搏波时,获取所述气压脉动对应的振幅;依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第二计数器的计数结果加1;

[0059] 所述中断判断单元具体用于:当所述第二计数器的计数结果发生变动时,判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0060] 优选的,上述电子血压计测量装置中,所述异常气压脉动判断单元具体包括:

[0061] 差分处理单元,用于对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动识别单元识别到的气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波,获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

[0062] 第一干扰脉动判断单元,用于计算所述气压脉动对应的极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第一计数器的计数结果加1;

[0063] 有效脉搏波判断单元,用于:当依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动不为干扰脉动时,判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0064] 第二干扰脉动判断单元,用于:当所述气压脉动为有效脉搏波时,获取所述气压脉动对应的振幅;依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第二计数器的计数结果加1;

[0065] 所述中断判断单元具体用于:监测当所述第一计数器和第二计数器的计数结果,当所述第一计数器的计数结果达到第一中断阈值,或第二计数器的计数结果达到第二中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量;当所述第一计数器的计数结果未达到第一中断阈值,且第二计数器的计数结果未达到第二中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

- [0066] 优选的,上述电子血压计测量装置中,所述异常气压脉动判断单元还用于:
- [0067] 当判定遍历到的气压脉动不异常时,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。
- [0068] 优选的,上述电子血压计测量装置中,所述有效脉搏波判断单元具体用于:
- [0069] 当所述气压脉动为所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与第三预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;
- [0070] 当所述气压脉动不是所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值、以及气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;
- [0071] 当所述气压脉动不是有效脉搏波时,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。
- [0072] 优选的,上述电子血压计测量装置中,还包括:
- [0073] 标记单元,用于当检测得到气压脉动异常但并未控制所述电子血压计中断测量干扰脉动时,在所述电子血压计的显示屏显示提示标识。
- [0074] 一种电子血压计,应用有上述任意一项所述的电子血压计测量装置。
- [0075] 基于上述技术方案,在采用本方法对用户测量血压的过程中,遍历测量过程中的每一个气压脉动,判断遍历到的每一个气压脉动是否异常,并统计异常的气压脉动的次数,当测量过程中异常的气压脉动的出现次数大于预设值时,表明本次测量结果误差过大,测量结果不可靠,输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,提高了测量结果的准确性。

附图说明

- [0076] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。
- [0077] 图1为测量过程中气压值变化示意图;
- [0078] 图2为提取出的气压脉动的示意图;
- [0079] 图3为原始包络线及平滑过的包络线的示意图;
- [0080] 图4为收缩压与舒张压计算结果意图;
- [0081] 图5为本申请实施例提供的一种电子血压计测量方法的流程示意图;
- [0082] 图6为本申请另一实施例提供的一种电子血压计测量方法的流程示意图;
- [0083] 图7为本申请又一实施例提供的一种电子血压计测量方法的流程示意图;
- [0084] 图8为本申请再一实施例提供的一种电子血压计测量方法的流程示意图;
- [0085] 图9为本申请实施例提供的一种电子血压计测量装置的结构示意图。

具体实施方式

- [0086] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于

本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0087] 针对于现有技术中的上述问题,本申请公开了一种电子血压计测量方法,以判断血压测量过程中因被测者身体动作而出现的干扰脉动次数,当所述干扰脉动次数过大时,输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量。

[0088] 具体的,参见图5,图5为本申请实施例公开的一种电子血压计测量方法的流程示意图,该方法可以应用于采用示波法原理的电子血压计中,参见图5,方法包括:

[0089] 步骤S101:对空气袋内的压力值进行检测,实时采集空气袋内的气压值序列;

[0090] 在本步骤中,可以通过压力检测的方式实时采集充气过程中空气袋内的气压值序列,通过所述气压值序列记录空气袋内的压力值与时间的对应关系,采集到的气压值序列中,在不断平稳变化的基础气压之上,会有振荡幅度不断变化的气压脉动叠加;

[0091] 步骤S102:依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;

[0092] 本步骤主要是由步骤S101中提取到的气压值序列提取脉动气压值序列,具体可以通过对所述气压值序列进行滤波,如高通滤波、带通滤波,滑动平均滤波等方式,提取到气压值序列中所包含的气压脉动序列和基础气压序列;

[0093] 步骤S103:依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动;

[0094] 所述气压脉动序列中存在多个气压脉动,不同的气压脉动的生成时间不同,这些气压脉动依据生成时间前后的顺序分布在时间轴上,在本步骤中,依据生成时间顺序依次提取所述气压脉动序列中的气压脉动,每提取到一个气压脉动时,执行后续动作,当后续动作执行完毕以后,再遍历下一个气压脉动;

[0095] 步骤S104:判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,步骤S105,否则,返回至步骤S103,以依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动;

[0096] 步骤S105:控制计数器的计数结果加1;

[0097] 步骤S106:判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,如果达到,执行步骤S107,如果未达到,执行步骤S103,以依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动,其中,所述中断阈值可以设置为4或5等;

[0098] 在实际测量血压的过程中,用户动作在所难免,只要用户动作次数不过多,测得的结果的误差也是在允许范围之内的,因此,本步骤,每当检测到一个由于用户动作而产生的异常气压脉动时,控制计数器的计数结果加1,并设置一个用于表征用户在测量过程中动作次数的中断阈值,当所述计数器的计数结果达到所述中断阈值时,表明用户在测量过程中动作过于频繁,此次测量结果误差较大,执行步骤S107,如果不大于所述中断阈值,执行步骤S103,继续遍历下一个气压脉动;

[0099] 步骤S107:控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量。

[0100] 当序列中的所有的气压脉动遍历完成后,且未中断测量时,执行以下步骤:

[0101] 生成包络线;

[0102] 求取包络线的最大值;

[0103] 将前述包络线极大值乘以舒张压系数后,得到舒张压对应的气压脉动振幅;在包络线左侧寻找等于其值的点,此点对应的基础气压即为舒张压;将前述包络线极大值乘以收缩压系数后,得到收缩压对应的气压脉动振幅;在包络线右侧寻找等于其值的点,此点对

应的基础气压即为收缩压。舒张压系数与收缩压系数均为根据临床数据分析得到,舒张压系数取值范围在 $[0.2, 0.7]$ 之间,收缩压系数取值范围在 $[0.4, 0.9]$ 之间;

[0104] 由本申请上述实施例公开的技术方案可见,在采用本方法对用户测量血压的过程中,遍历测量过程中的每一个气压脉动,判断遍历到的每一个气压脉动是否异常,并统计异常的气压脉动的次数,当测量过程中异常的气压脉动的出现次数大于预设值时,表明本次测量结果误差过大,测量结果不可靠,输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量。

[0105] 具体的,本申请还公开了一种判断遍历到的气压脉动是否异常的具体方法,参见图6,所述步骤S104具体包括:

[0106] 步骤S1041:对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波;

[0107] 本步骤中,当步骤S103提取到气压脉动以后,由所述气压脉动序列中提取与所述气压脉动所对应的波,在这里将该波称之为脉动波,对所述脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波;

[0108] 步骤S1042:获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

[0109] 步骤S1043:计算所述极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明遍历到的气压脉动是否异常,执行步骤S105;

[0110] 在实际测量时,如果一个气压脉动是由于被测者动作而引起的,那么该气压脉动对应的一阶差分波的极大值和极小值之差较大,大于正常的因脉搏跳动产生的气压脉动对应的一阶差分波的极大值和极小值之差,在这里,可以设置一个第一预设值,当所述极大值和极小值之差大于所述第一预设值时,即表明该气压脉动是由于用户动作而引起的干扰脉动,否则,认为其是由于脉搏跳动而引起的正常的气压脉动。其中所述第一预设值的取值为 $[30, 90]$ 之间的任意一值,单位为mmHg;

[0111] 此时,所述步骤S105具体为:控制第一计数器的计数结果加1,步骤S106,具体为:判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值,如果达到,执行步骤S107,如果未达到,执行步骤S103,以依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动,其中,所述第一中断阈值可以设置为4或5等;

[0112] 在实际测量血压的过程中,用户动作在所难免,只要用户动作次数不过多,测得的结果的误差也是在允许范围之内的,因此,本步骤,每当检测到一个由于用户动作而产生的气压脉动时,控制第一计数器的计数结果加1,并设置一个用于表征用户在测量过程中动作次数的第一中断阈值,当所述第一计数器的计数结果达到所述第一中断阈值时,表明用户在测量过程中动作过于频繁,此次测量结果误差较大,执行步骤S107,如果不大于所述第一中断阈值,执行步骤S103,继续遍历下一个气压脉动。

[0113] 在本申请实施例公开的技术方案中,除了通过判断气压脉动是否为干扰脉动的方式判断所述气压脉动是否异常之外,还可以通过判断气压脉动的振幅判断所述气压脉动是否异常,具体的,参见图7,上述方法中步骤S104具体可以包括:

[0114] 步骤S1044:判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,如果是,执行步骤S1045,如果否,不在对该气压脉动进行续判断,直接返回值步骤S103依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动即可;

[0115] 本申请还提供了一种判断判断所述气压脉动是否为有效脉搏波的具体方式,具体的,该过程可以包括:

[0116] 当所述气压脉动为所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,表明在其之前并未遍历其他气压脉动,此时,依据所述气压脉动所对应的振幅与第三预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,其中,当气压脉动所对应的振幅大于第三预设值,表明该气压脉动是有效脉搏波,否则,表明其为无效脉搏波,其中,所述第三预设值可以为一正常脉搏波的经验最大值,其取值可以为1-5mmHg之间的任意值,第四预设值为其相邻的气压脉动振幅的1.5-3倍,第五预设值为1-3mmHg;

[0117] 当所述气压脉动不是所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值、以及气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值判断所述气压脉动是否为有效脉搏波,具体的,当所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值大于第四预设值,或气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值大于第五预设值时,判定所述气压脉动是否为有效脉搏波,当所述气压脉动相邻有两个气压脉动时,只要与其中一个的振幅之间的差值大于第四预设值或基础气压之间的差值大于第五预设值即表明所述气压脉动是否为有效脉搏波。其中,所述第四预设值为其相邻的气压脉动振幅的1.5-3倍之间的任意值,当其相邻有两个气压脉动振幅时,所述第四预设值为这两个气压脉动振幅时均值的1.5-3倍之间的任意值,第五预设值为1-3mmHg之间的任意值。

[0118] 步骤S1045:获取所述气压脉动对应的振幅;

[0119] 步骤S1046:依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,执行步骤S105,否则表明该气压脉动为正常脉动,执行步骤S103依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动即可;

[0120] 在执行本申请实施例公开的技术方案之前,可以依据正常气压脉动对应的振幅的大小设置一个第二预设值,当所述气压脉动的振幅超出所述第二预设值时,表明所述气压脉动为干扰脉动。具体的,所述第二预设值可以为[25,80]之间的任意值,单位为mmHg;

[0121] 此时,所述步骤S105具体为:控制第二计数器的计数结果加1;所述步骤S106具体为:判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值;其中,所述第二终端阈值可以设置为3或4等。

[0122] 当然,在本申请实施例公开的技术方案中,也可以将判断气压脉动是否为干扰脉动与判断气压脉动的振幅的方式相结合,来判断所述气压脉动是否异常,具体的,参见图8,方法包括:

[0123] 步骤S101:对空气袋内的压力值进行检测,实时采集空气袋内的气压值序列;

[0124] 步骤S102:依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;

[0125] 步骤S103:依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动;

[0126] 步骤S1042:获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

[0127] 步骤S1043:计算所述极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明遍历到的气压脉动是否异常,执行步骤S1051,当判断结果为否时,执行步骤S1044;

[0128] 步骤S1044:判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;如果是,执行步骤S1045,如果否,不在对该气压脉动进行续判断,直接返回值步骤S103依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动即可;

[0129] 步骤S1045:获取所述气压脉动对应的振幅;

[0130] 步骤S1046:依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,执行步骤S1052,否则表明该气压脉动为正常脉动,执行步骤S103依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动即可;

[0131] 步骤S1051:控制第一计数器的计数结果加1,执行步骤S1061;

[0132] 步骤S1061:判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值,如果是,执行步骤S107,否则,执行步骤S103;

[0133] 步骤S1052:控制第二计数器的计数结果加1,执行步骤S1062;

[0134] 步骤S1062:判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值,如果是,执行步骤S107,否则,执行步骤S103;

[0135] 步骤S107:控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量。

[0136] 进一步的,本申请上述实施例公开的技术方案中,当检测到其中一个气压脉动为干扰气压脉动,还可以将该气压脉动由所述气压脉动序列中剔除,基于剔除干扰气压脉动后的基础气压序列及其对应的气压脉动序列,执行背景技术中提到的第三步到第六步。

[0137] 当然图8所对应的方法,也可以通过第一计数器和第二计数器的计数结果之和判断是否控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量或依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动,具体的,上述方法还包括:当所述第一计数器或第二计数器的计数结果发生变动时,且当计数结果发生变动的计数器的计数结果不大于其对应的中断阈值时,计算第一计数器和第二计数器的计数结果之和,当第一计数器和第二计数器的计数结果之和大于第三中断阈值,当大于所述第三中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,当不大于所述第三中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0138] 在本申请实施例公开的技术方案中,为了便于用户观察本次测量过程中用户是否存在动作,当检测得到但并未控制所述电子血压计中断测量干扰脉动时,在所述电子血压计的显示屏显示提示标识,具体的,当检测得到干扰脉动但并未控制所述电子血压计中断测量时,在电子血压计的屏幕上显示特殊标识(例如一个不断跳动的手型符号,或其他任何自定义类型的提示信息),进一步的,该提示信息可以为跟随第一计数器的计数结果和第二计数器的计数结果变化的提示信息,以便于当用户认为本次测量结果误差较大时,进行重新测量。

[0139] 进一步的,所述提示信息可以包括第一提示信息和第二提示信息,所述第一提示信息跟随所述第一计数器的计数结果变化,所述第二提示信息跟随所述第二计数器的计数结果变化。

[0140] 对应于上述方法,本申请还公开了一种电子血压计测量装置,应用于采用示波法原理的电子血压计中,方法和装置中的技术方案可以相互借鉴,与图5对应的方法相对应,参见图9,装置可以包括:

[0141] 压力检测单元100,其与方法中步骤S101相对应,用于对空气袋内的压力值进行检

测,实时采集空气袋内的气压值序列;

[0142] 气压脉动计算单元200,其与方法中步骤S102相对应,用于依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列;

[0143] 气压脉动识别单元300,其与方法中步骤S103相对应,用于依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动;

[0144] 异常气压脉动判断单元400,用于判断每次遍历到的气压脉动是否异常,如果是,控制计数器的计数结果加1;

[0145] 中断判断单元500,用于判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0146] 在采用本装置对用户测量血压的过程中,遍历测量过程中的每一个气压脉动,依据每一个气压脉动对应的一阶差分的极大值和极小值的差值判断所述气压脉动是否为干扰脉动,并统计干扰脉动的次数,当测量过程中干扰脉动的出现次数大于第一预设值时,表明本次测量结果误差过大,测量结果不可靠,输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量。

[0147] 与图6对应的方法相对应,所述异常气压脉动判断单元400具体包括:差分处理单元和第一干扰脉动判断单元;

[0148] 差分处理单元,其与方法中步骤S1041-S1042相对应,用于对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动识别单元识别到的气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波,获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

[0149] 第一干扰脉动判断单元,其与方法中步骤S1043和105相对应,用于计算所述气压脉动对应的极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,控制第一计数器的计数结果加1;

[0150] 此时中断判断单元500,其与方法中步骤S106-S107相对应,用于当所述第一计数器的计数结果发生变动时,判断所述第一计数器的计数结果是否达到第一中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0151] 与图7对应的方法相对应,所述异常气压脉动判断单元400具体包括:有效脉搏波判断单元和第二干扰脉动判断单元;

[0152] 有效脉搏波判断单元,与上述方法中步骤S1044相对应,用于:判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0153] 第二干扰脉动判断单元,与上述方法中步骤S1045、S1046、S105相对应,用于:当所述气压脉动为有效脉搏波时,获取所述气压脉动对应的振幅;依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第二计数器的计数结果加1;

[0154] 此时,所述中断判断单元具体用于:当所述第二计数器的计数结果发生变动时,判断所述第二计数器的计数结果是否达到第二中断阈值,如果达到,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,如果未达到,向所述气压脉动识别单元输出触发信

号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0155] 与图7对应的方法相对应,所述装置包括:压力检测单元100、气压脉动计算单元200、气压脉动识别单元300、异常气压脉动判断单元400和中断判断单元500;

[0156] 所述异常气压脉动判断单元400包括:

[0157] 差分处理单元,用于对所述气压脉动序列中对应所述气压脉动识别单元识别到的气压脉动的脉动波进行一阶差分处理,得到与所述脉动波对应的一阶差分波,获取所述一阶差分波的极大值和极小值;

[0158] 第一干扰脉动判断单元,用于计算所述气压脉动对应的极大值和极小值之间的差值,依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第一计数器的计数结果加1;

[0159] 有效脉搏波判断单元,用于:当依据所述差值与第一预设值的比较结果判断所述气压脉动不为干扰脉动时,判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0160] 第二干扰脉动判断单元,用于:当所述气压脉动为有效脉搏波时,获取所述气压脉动对应的振幅;依据所述振幅与第二预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为干扰脉动,当判断结果为是时,表明所述气压脉动是否异常,控制第二计数器的计数结果加1;

[0161] 所述中断判断单元500具体用于:监测当所述第一计数器和第二计数器的计数结果,当所述第一计数器的计数结果达到第一中断阈值,或第二计数器的计数结果达到第二中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量;当所述第一计数器的计数结果未达到第一中断阈值,且第二计数器的计数结果未达到第二中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0162] 与上述方法相对应,所述中断判断单元500还可以用于:当所述第一计数器或第二计数器的计数结果发生变动时,且当计数结果发生变动的计数器的计数结果不大于其对应的中断阈值时,计算第一计数器和第二计数器的计数结果之和,当第一计数器和第二计数器的计数结果之和大于第三中断阈值,当大于所述第三中断阈值时,控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量,当不大于所述第三中断阈值时,依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0163] 与上述方法相对应,所述第二干扰脉动判断单元还用于:

[0164] 当判断所述气压脉动不为干扰脉动时,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0165] 与上述方法相对应,所述有效脉搏波判断单元具体用于:

[0166] 当所述气压脉动为所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与第三预设值的比较结果判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0167] 当所述气压脉动不是所述气压脉动序列中的生成时间最早的气压脉动时,依据所述气压脉动所对应的振幅与其相邻的气压脉动所对应的振幅之间的差值、以及气压脉动所对应的基础气压和其相邻的气压脉动所对应的基础气压之间的差值判断所述气压脉动是否为有效脉搏波;

[0168] 当所述气压脉动不是有效脉搏波时,向所述气压脉动识别单元输出触发信号,以控制气压脉动识别单元依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动。

[0169] 与上述方法相对应,上述装置还包括:

[0170] 标记单元,用于每当判断一个气压脉动为干扰脉动时,在所述电子血压计的显示屏上标注所述干扰脉动的位置。具体的,所述标记单元用于:当检测得到干扰脉动但并未控制所述电子血压计中断测量时,在电子血压计的屏幕上显示特殊标识(例如一个不断跳动的手型符号,或其他任何自定义类型的提示信息),该提示信息可以为跟随第一计数器的计数结果和第二计数器的计数结果变化的提示信息,以便于当用户认为本次测量结果误差较大时,进行重新测量。

[0171] 进一步的,所述提示信息可以包括第一提示信息和第二提示信息,所述第一提示信息跟随所述第一计数器的计数结果变化,所述第二提示信息跟随所述第二计数器的计数结果变化。

[0172] 对应于上述装置,本申请还公开了一种电子血压计,其可以应用有本申请上述任意一项实施例所述的电子血压计测量装置。

[0173] 为了描述的方便,描述以上系统时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现。

[0174] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。尤其,对于系统或系统实施例而言,由于其基本相似于方法实施例,所以描述得比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的系统及系统实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0175] 专业人员还可以进一步意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0176] 结合本文中所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接用硬件、处理器执行的软件模块,或者二者的结合来实施。软件模块可以置于随机存储器(RAM)、内存、只读存储器(ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

[0177] 还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0178] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

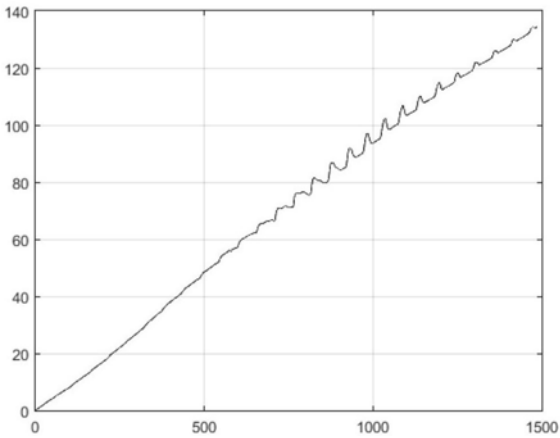


图1

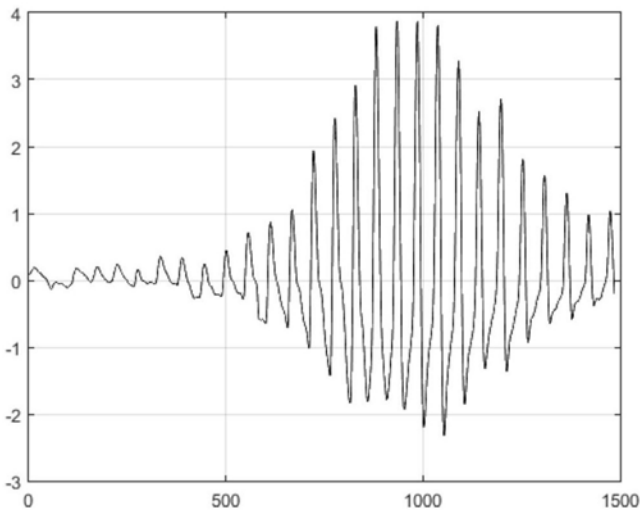


图2

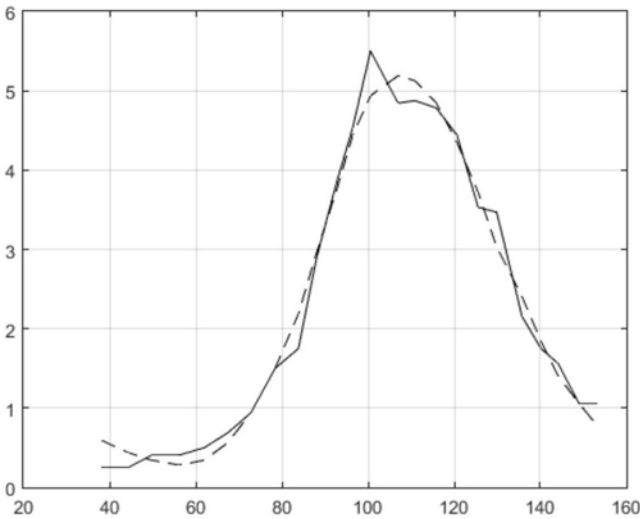


图3

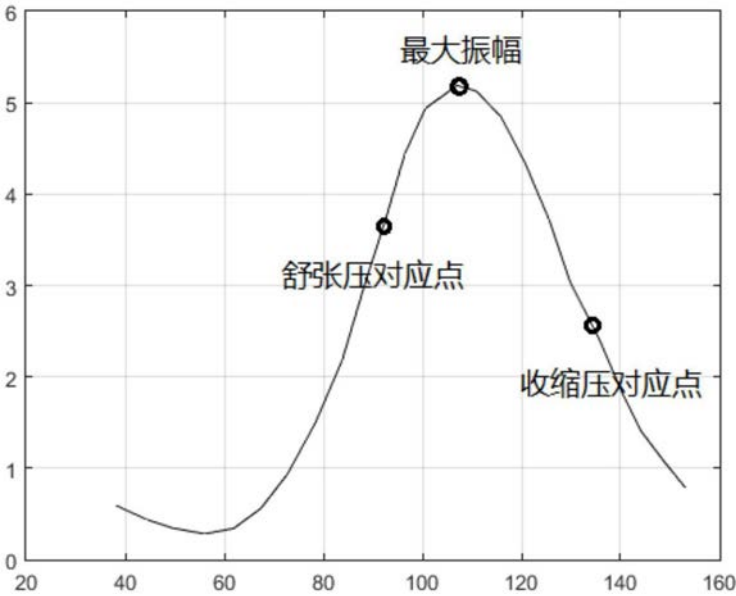


图4

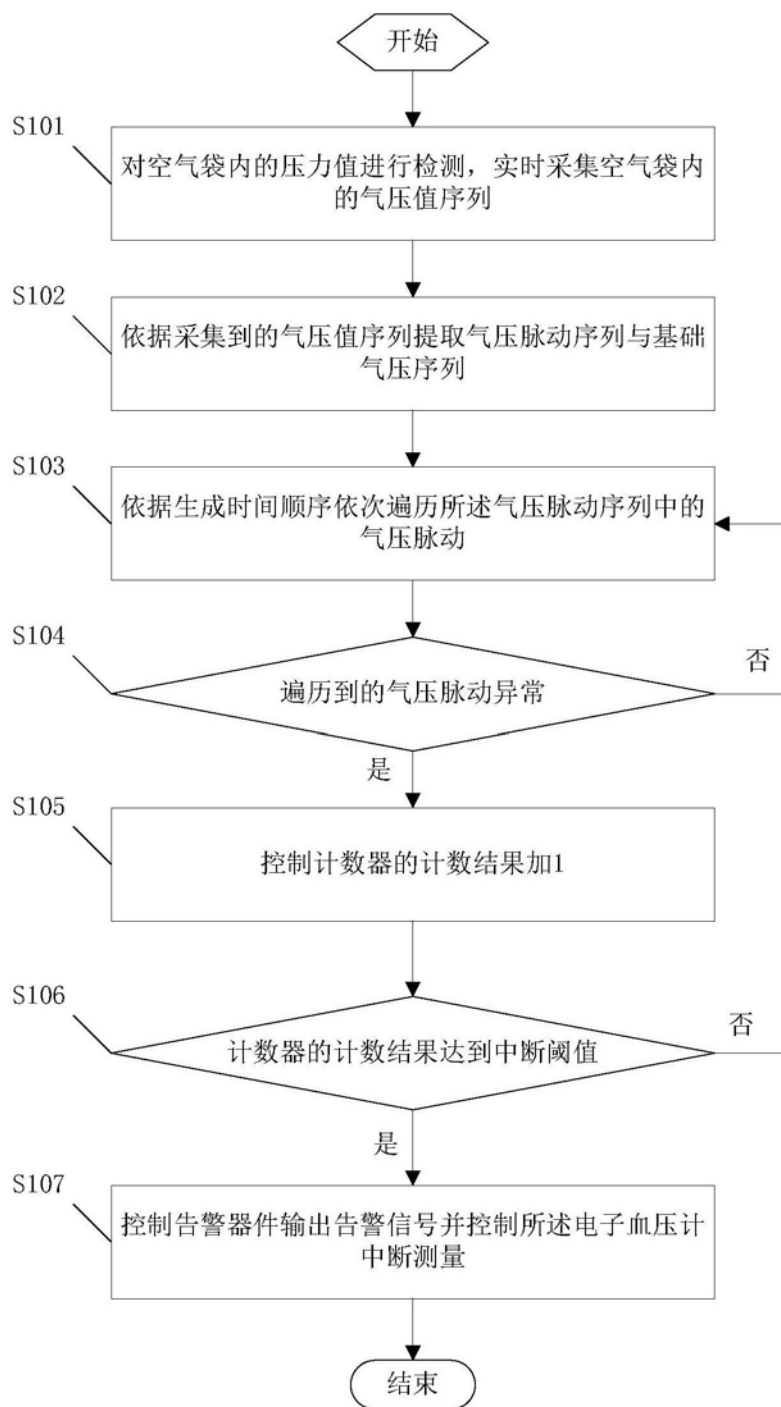


图5

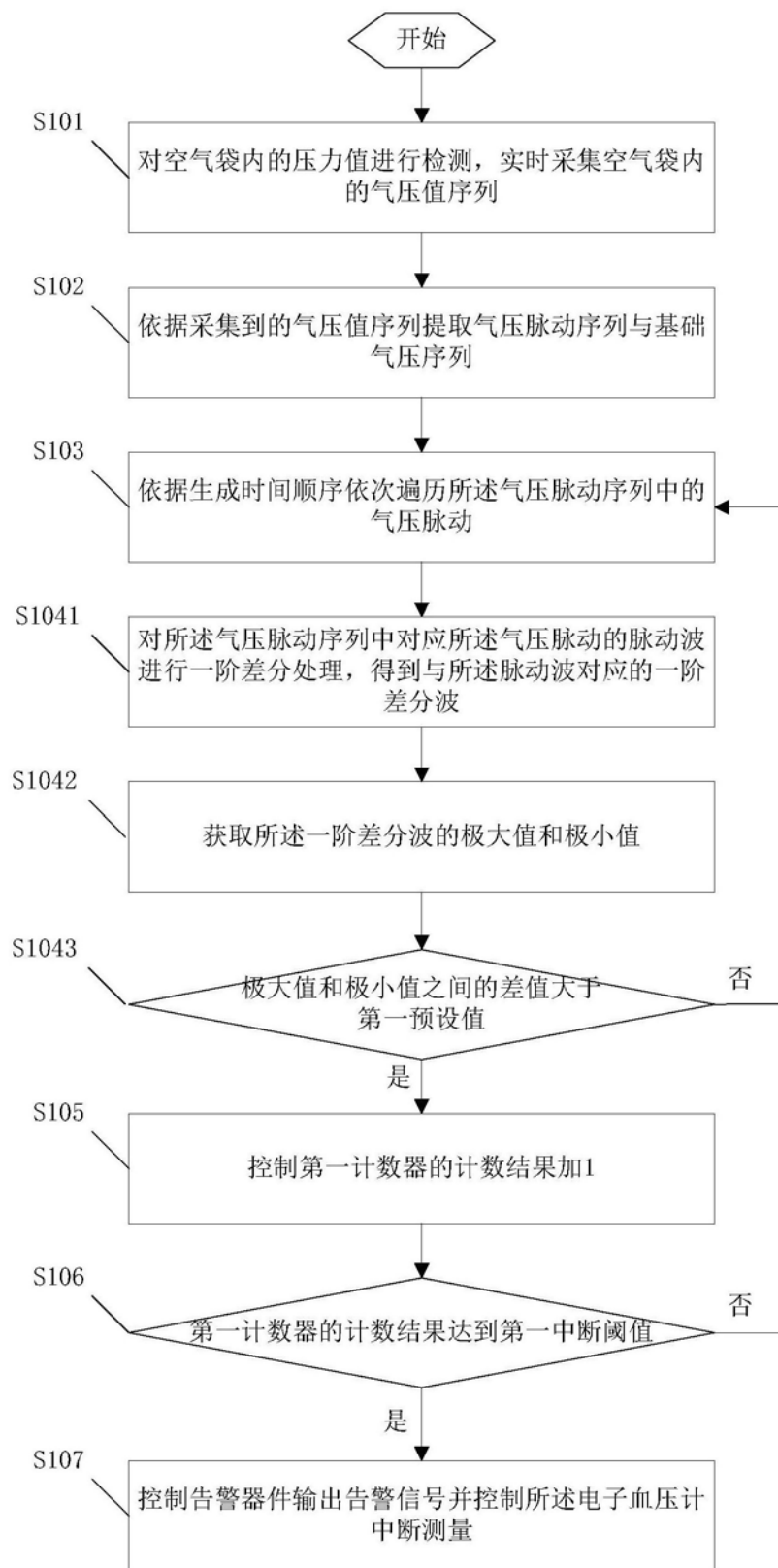


图6

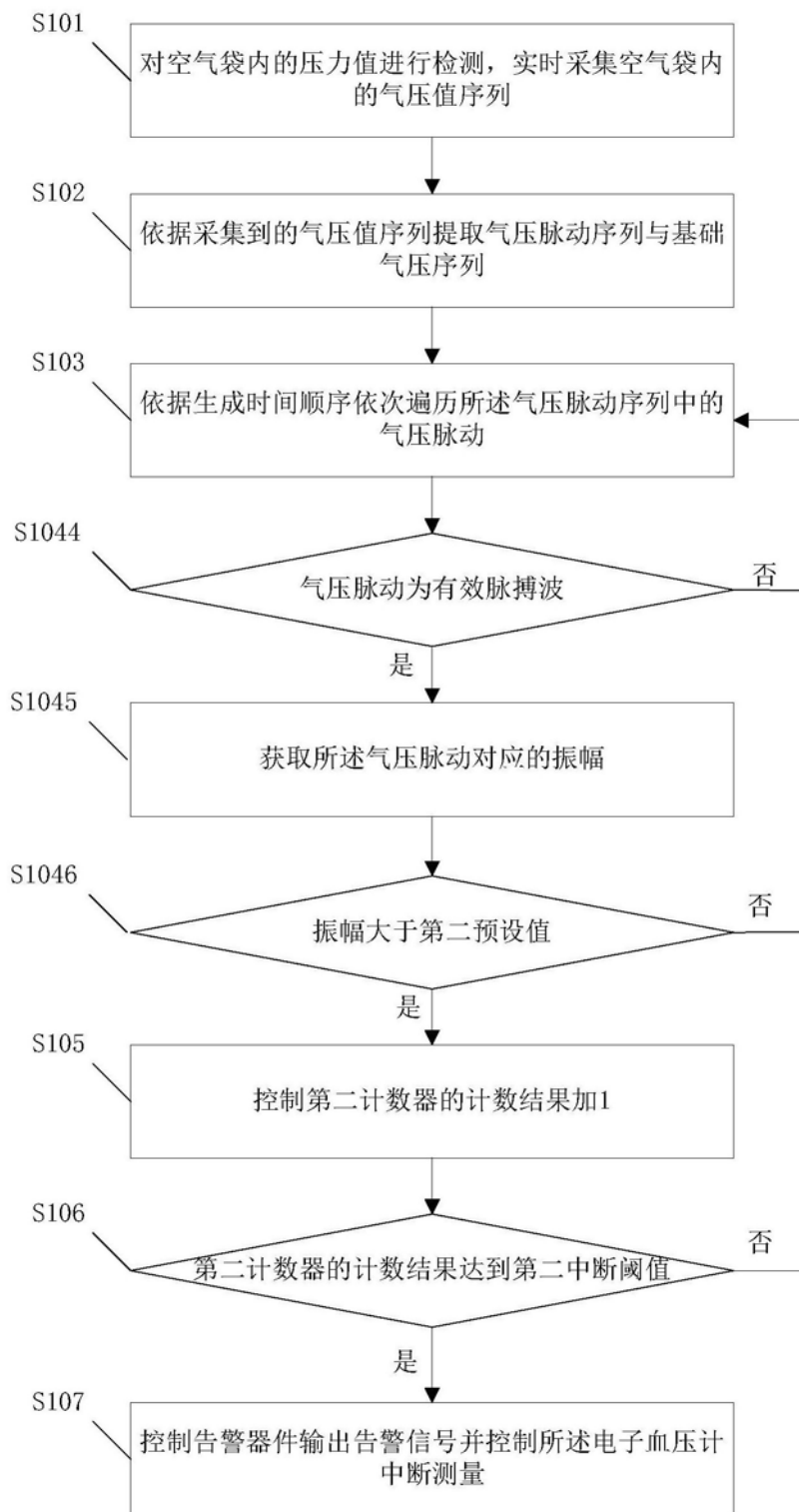


图7

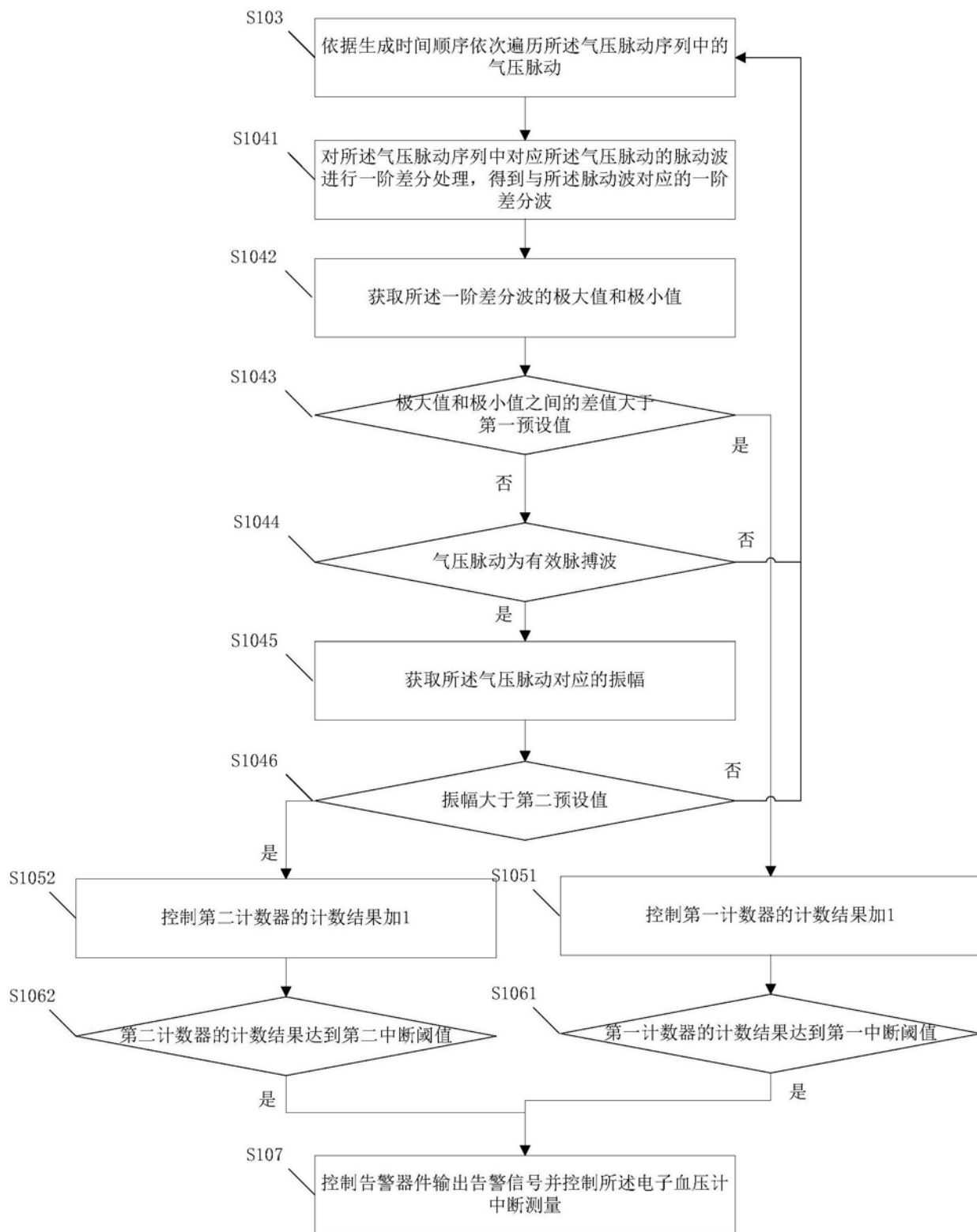


图8



图9

专利名称(译)	一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计		
公开(公告)号	CN108937897A	公开(公告)日	2018-12-07
申请号	CN201810804767.8	申请日	2018-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	余文翰		
发明人	余文翰		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0225 A61B5/02108 A61B5/02233 A61B5/7221 A61B5/74		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请提供一种电子血压计测量方法、装置和电子血压计，方法包括：对空气袋内的压力值进行检测，实时采集空气袋内的气压值序列；依据采集到的气压值序列提取气压脉动序列与基础气压序列；依据生成时间顺序依次遍历所述气压脉动序列中的气压脉动，判断每次遍历到的气压脉动是否异常，如果是，控制计数器的计数结果加1，判断所述计数器的计数结果是否达到中断阈值，如果达到，控制告警器件输出告警信号并控制所述电子血压计中断测量，如果未达到，依据生成时间顺序遍历所述气压脉动序列中的下一个气压脉动，提高了测量结果的准确性。

