



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108261191 A

(43)申请公布日 2018.07.10

(21)申请号 201611270307.9

(22)申请日 2016.12.30

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 林宛华 李光林 林闯

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

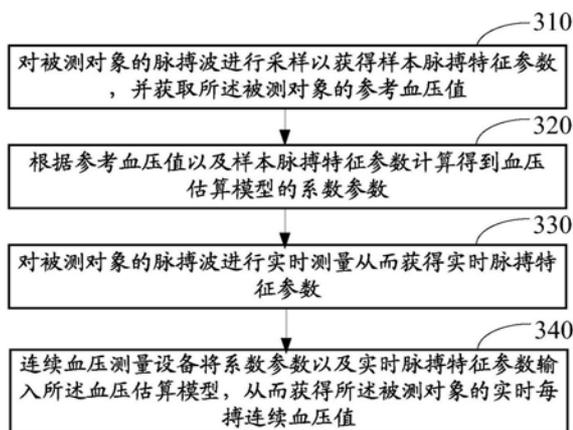
权利要求书4页 说明书15页 附图5页

(54)发明名称

连续血压测量方法、装置以及设备

(57)摘要

本发明公开了一种连续血压测量方法、装置以及设备。所述方法包括:1)校准环节:对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取被测对象的参考血压值;根据参考血压值以及样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;2)测量环节:对被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;将系数参数以及实时脉搏特征参数输入血压估算模型,从而获得被测对象的实时每搏连续血压值。



1. 一种连续血压测量方法,其特征在于,包括如下步骤:

连续血压测量设备对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取所述被测对象的参考血压值,其中,所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过对原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

连续血压测量设备根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

连续血压测量设备对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

连续血压测量设备将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,

所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_AS = \frac{I_P - I_{V1}}{T_P - T_{V1}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点对应的时刻值;

所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_AID = |I_P - I_{V1}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值;

所述一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=P}^{V1} (I_i - I_{V1})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, $V1$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V1$ 的幅值;

所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{I_P - I_{V2}}{T_P - T_{V2}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点对应的时刻值;

所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V2}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值;

所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=P}^{V2} (I_i - I_{V2})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, $V2$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V2$ 的幅值;

所述一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 $1^{st}dPPG_PI = I_P$;

所述一阶导脉搏波的终点波谷的幅值 $1^{st}dPPG_{VI} = I_{V2}$ 。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述血压估算模型包括线性回归模型,非线性回归模型,或者机器学习模型。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述线性回归模型为 $y = Ax + B$,其中,A和B均为线性回归模型的系数参数,x为脉搏特征参数,y为血压值。

5. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述脉搏特征参数还包括第二脉搏波特征参数,所述第二脉搏波特征参数包括:脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值,主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述线性回归模型为 $c = k_1a + k_2b + k_3$,其中, k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数,a为所述第一脉搏特征参数,b为所述第二脉搏特征参数,c为血压值。

7. 一种连续血压测量装置,其特征在于,包括获取模块、计算模块、实测模块以及估算模块,

所述获取模块用于对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取所述被测对象的参考血压值,其中,所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过对原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

所述计算模块用于根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

所述实测模块用于对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

所述估算模块用于将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,

所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_{AS} = \frac{|I_P - I_{V1}|}{|T_P - T_{V1}|}$,其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点对应的时刻值;

所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_{AID} = |I_P - I_{V1}|$,其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值;

所述一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=p}^{V_1} (I_i - I_{V_1})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, V_1 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V_1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 V_1 的幅值;

所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{I_P - I_{V_2}}{T_P - T_{V_2}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V_2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V_2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点对应的时刻值;

所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V_2}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V_2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值;

所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=p}^{V_2} (I_i - I_{V_2})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, V_2 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V_2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 V_2 的幅值;

所述一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 $1^{st}dPPG_PI = I_P$;

所述一阶导脉搏波的终点波谷的幅值 $1^{st}dPPG_VI = I_{V_2}$ 。

9. 根据权利要求7所述的装置, 其特征在于, 所述血压估算模型包括线性回归模型, 非线性回归模型, 或者机器学习模型。

10. 根据权利要求9所述的装置, 其特征在于, 所述线性回归模型为 $y = Ax + B$, 其中, A 和 B 均为线性回归模型的系数参数, x 为脉搏特征参数, y 为血压值。

11. 根据权利要求9所述的装置, 其特征在于, 所述脉搏特征参数还包括第二脉搏特征参数, 所述第二脉搏特征参数包括: 脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值, 主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

12. 根据权利要求11所述的装置, 其特征在于, 所述线性回归模型为 $c = k_1a + k_2b + k_3$, 其中, k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数, a 为所述第一脉搏特征参数, b 为所述第二脉搏特征参数, c 为血压值。

13. 一种连续血压测量设备, 其特征在于, 所述设备包括接口电路、存储器以及处理器, 其中, 存储器中存储一组程序代码, 且处理器用于调用存储器中存储的程序代码, 用于执行以下操作:

对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数, 并获取所述被测对象的参考血压值, 其中, 所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数, 所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数, 所述第一脉搏特征参数包括: 所述第一脉搏特征参数包括: 一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点

波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过对原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

连续血压测量方法、装置以及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种连续血压测量方法、装置以及设备。

背景技术

[0002] 人的血液输送到全身各部位需要一定的压力,这个压力就是血压。血压是血液在血管内流动时,作用于血管壁的压力,它是推动血液在血管内流动的动力。心室收缩,血液从心室流入动脉,此时血液对动脉的压力最高,称为收缩压(systolic blood pressure, SBP)。心室舒张,动脉血管弹性回缩,血液仍慢慢继续向前流动,但血压下降,当血压降到最低值时,此时的压力称为舒张压(diastolic blood pressure, DBP)。血压是人体健康状态的一个重要指标,在各种医疗场合,都需要实时地对病人的血压进行测量。但是,传统的水银血压计测量的精度比较高,却不适合实时连续测量血压,而现有的实时连续测量血压方法的测量精度不高。

发明内容

[0003] 本发明实施例所要解决的技术问题在于,提供一种连续血压测量方法、装置以及设备,能够有效简单地实现对每搏连续血压的实时测量。

[0004] 本发明第一方面提供了一种连续血压测量方法,包括如下步骤:

[0005] 连续血压测量设备对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取所述被测对象的参考血压值,其中,所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过对原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

[0006] 连续血压测量设备根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

[0007] 连续血压测量设备对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

[0008] 连续血压测量设备将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

[0009] 其中,

[0010] 所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_AS = \frac{|I_P - I_{V1}|}{|T_P - T_{V1}|}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起

始波谷点对应的时刻值；

[0011] 所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_AID = |I_P - I_{V1}|$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值；

[0012] 所述一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=P}^{V1} (I_i - I_{V1})$ ，其中， P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点， $V1$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点， i 为自由变量， I_i 为 i 点的幅值， I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V1$ 的幅值；

[0013] 所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{I_P - I_{V2}}{T_P - T_{V2}}$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值， T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值， T_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点对应的时刻值；

[0014] 所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V2}|$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值；

[0015] 所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=P}^{V2} (I_i - I_{V2})$ ，其中， P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点， $V2$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点， i 为自由变量， I_i 为 i 点的幅值， I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V2$ 的幅值；

[0016] 所述一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 $1^{st}dPPG_PI = I_P$ ；

[0017] 所述一阶导脉搏波的终点波谷的幅值 $1^{st}dPPG_VI = I_{V2}$ 。其中，所述血压估算模型包括线性回归模型，非线性回归模型，或者机器学习模型。

[0018] 其中，所述线性回归模型为 $y = Ax + B$ ，其中， A 和 B 均为线性回归模型的系数参数， x 为脉搏特征参数， y 为血压值。

[0019] 其中，所述脉搏特征参数还包括第二脉搏波特征参数，所述第二脉搏波特征参数包括：脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值，主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

[0020] 其中，所述线性回归模型为 $c = k_1a + k_2b + k_3$ ，其中， k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数， a 为所述第一脉搏特征参数， b 为所述第二脉搏特征参数， c 为血压值。

[0021] 本发明第二方面提供了一种连续血压测量装置，包括获取模块、计算模块、实测模块以及估算模块，

[0022] 所述获取模块用于对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数，并获取所述被测对象的参考血压值，其中，所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数，所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数，所述第一脉搏特征参数包括：一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个，所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的，

所述一阶导脉搏波是通过将原始脉搏波信号进行一次求导得到的；

[0023] 所述计算模块用于根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数；

[0024] 所述实测模块用于对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数；

[0025] 所述估算模块用于将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型，从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

[0026] 其中，

[0027] 所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_AS = \frac{|I_P - I_{V1}|}{|T_P - T_{V1}|}$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值， T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值， T_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点对应的时刻值；

[0028] 所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_AID = |I_P - I_{V1}|$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值；

[0029] 所述一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=P}^{V1} (I_i - I_{V1})$ ，其中， P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点， $V1$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点， i 为自由变量， I_i 为 i 点的幅值， I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点 $V1$ 的幅值；

[0030] 所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{|I_P - I_{V2}|}{|T_P - T_{V2}|}$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值， T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值， T_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点对应的时刻值；

[0031] 所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V2}|$ ，其中， I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值， I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值；

[0032] 所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=P}^{V2} (I_i - I_{V2})$ ，其中， P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点， $V2$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点， i 为自由变量， I_i 为 i 点的幅值， I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V2$ 的幅值；

[0033] 所述一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 $1^{st}dPPG_PI = I_P$ ；

[0034] 所述一阶导脉搏波的终点波谷的幅值 $1^{st}dPPG_VI = I_{V2}$ 。

[0035] 其中，所述血压估算模型包括线性回归模型，非线性回归模型，或者机器学习模型。

[0036] 其中，所述线性回归模型为 $y = Ax + B$ ，其中， A 和 B 均为线性回归模型的系数参数， x 为脉搏特征参数， y 为血压值。

[0037] 其中，所述脉搏特征参数还包括第二脉搏波特征参数，所述第二脉搏波特征参数包括：脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时

间、收缩期和舒张期的时间比值,主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

[0038] 其中,所述线性回归模型为 $c=k_1a+k_2b+k_3$,其中, k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数, a 为所述第一脉搏特征参数, b 为所述第二脉搏特征参数, c 为血压值。

[0039] 本发明第三方面提供了一种连续血压测量设备,所述设备包括接口电路、存储器以及处理器,其中,存储器中存储一组程序代码,且处理器用于调用存储器中存储的程序代码,用于执行以下操作:

[0040] 对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取所述被测对象的参考血压值,其中,所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过对原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

[0041] 根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

[0042] 对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

[0043] 将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

[0044] 上述实施例中,采用了一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个脉搏特征参数来计算实时测量被测对象的实时每搏连续血压值,实验数据证明,采用一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值这些脉搏特征参数可以通过光电传感器检测脉搏波即可计算得到,无需袖带即可实现连续血压测量,也无需测量心电,便于实现小型化舒适的可穿戴设计,而且,实验数据证明,采用这些脉搏特征参数来计算血压的精度较高,能满足各种医疗场合的使用需求。

附图说明

[0045] 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一些实施例,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,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0046] 图1是本发明实施公开的心跳周期的脉搏波的一实施例的示意图;

[0047] 图2是本发明实施公开的心跳周期的一阶导脉搏波的一实施例的示意图;

- [0048] 图3是本发明实施公开的一种连续血压测量方法的流程图；
- [0049] 图4是本发明实施公开的一种连续血压测量方法的实施例一的流程图；
- [0050] 图5是本发明实施公开的一种连续血压测量方法的实施例二的流程图；
- [0051] 图6是本发明实施公开的一种连续血压测量方法的实施例三的流程；
- [0052] 图7a至d是采用本发明实施公开的一种连续血压测量方法得到的实验结果图；
- [0053] 图8是本发明实施公开的一种连续血压测量装置的结构示意图；
- [0054] 图9是本发明实施公开的一种连续血压测量设备的结构示意图。

具体实施方式

[0055] 应当理解的是,虽然在这里可能使用了术语“第一”、“第二”等等来描述各个单元,但是这些单元不应当受这些术语限制。使用这些术语仅仅是为了将一个单元与另一个单元进行区分。举例来说,在不背离示例性实施例的范围的情况下,第一单元可以被称为第二单元,并且类似地第二单元可以被称为第一单元。这里所使用的术语“和/或”包括其中一个或更多所列出的相关联项目的任意和所有组合。

[0056] 这里所使用的术语仅仅是为了描述具体实施例而不意图限制示例性实施例。除非上下文明确地另有所指,否则这里所使用的单数形式“一个”、“一项”还意图包括复数。还应当理解的是,这里所使用的术语“包括”和/或“包含”规定所陈述的特征、整数、步骤、操作、单元和/或组件的存在,而不排除存在或添加一个或更多其他特征、整数、步骤、操作、单元、组件和/或其组合。

[0057] 在多个心跳周期中,每个心跳周期的脉搏波形态是基本相似的,所以,下面以一个心跳周期的脉搏波进行介绍。如图1所示,当x轴为时间,y轴为脉搏波的幅度值时,一个心跳周期的脉搏波如图1所示。图1中的a点为脉搏波的主波波峰点,b点为脉搏波的起始波谷点,c点为脉搏波的终点波谷点。从b点至a点称为上升支,从a点至c点称为下降支。图1中所示的脉搏波只是作为一种示例,而不是具体的限定,对于不同的人体,脉搏波的形状通常各不相同,但是,都会具有主波波峰点、起始波谷点以及终点波谷点这样的特征。

[0058] 对一个心跳周期的脉搏波进行一阶求导得到如图2所示的一个心跳周期的一阶导脉搏波。其中,图2中的A点为一阶导脉搏波的主波波峰点,B点为一阶导脉搏波的起始波谷点,C点为一阶导脉搏波的终点波谷点。从B点至A点称为上升支,从A点至C点称为下降支。

[0059] 脉搏特征参数是能够反映脉搏波的特点的参数,在这里,脉搏特征参数既包括从原始脉搏波信号的提取特征参数,也包括一阶导脉搏波的特征参数,例如,脉搏波的主波波峰点的幅值是脉搏波的一个脉搏特征参数,它能够反映脉搏波的最大值;脉搏波的起始波谷点的幅值是脉搏波的一个脉搏特征参数,它能够反映脉搏波在上升支的最小值,脉搏波的终点波谷点的幅值是脉搏波的一个脉搏特征参数,它能够反映脉搏波在下降支的最小值等等。脉搏特征参数的数量为多个,在本发明实施例中,人为地将脉搏特征参数划分为第一脉搏特征参数以及第二脉搏特征参数。其中,第一脉搏特征参数是本发明中新发现并应用的脉搏特征参数,第二脉搏特征参数是较常用的脉搏特征参数。第一脉搏特征参数是一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值

中的一个或者多个的组合。第二脉搏特征参数是脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值,主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度等等中的一个或者多个的组合。可以理解的是,由于篇幅所限,此处只列举了部分第二脉搏特征参数,还有更多的第二脉搏特征参数此处就不一一列举了。

[0060] 由于第一脉搏特征参数是本发明中发现并首先应用的,所以,下文中将结合图2对八个第一脉搏特征参数(一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值)重点进行介绍,而对于现有技术中已有的第二脉搏特征参数,文中将不作具体介绍,具体请参阅现有文献。

[0061] 所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_AS = \frac{I_P - I_{V1}}{T_P - T_{V1}}$, 其中, I_P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A的幅值, I_{V1} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点B的幅值, T_P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A对应的时刻值, T_{V1} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点B对应的时刻值;

[0062] 所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_AID = |I_P - I_{V1}|$, 其中, I_P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A的幅值, I_{V1} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点B的幅值;

[0063] 所述一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=P}^{V1} (I_i - I_{V1})$, 其中, P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A, $V1$ 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点B, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V1} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V1$ 的幅值, 结束波谷点 $V1$ 为图2中的C点;

[0064] 所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{I_P - I_{V2}}{T_P - T_{V2}}$, 其中, I_P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A的幅值, I_{V2} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点C的幅值, T_P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A对应的时刻值, T_{V2} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点C对应的时刻值;

[0065] 所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V2}|$, 其中, I_P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A的幅值, I_{V2} 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点C的幅值;

[0066] 所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=P}^{V2} (I_i - I_{V2})$, 其中, P 为图2的心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点A, $V2$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点C, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V2$ 的幅值, 结束波谷点 $V2$ 为图2中的C点。

[0067] 一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 I_P 为图2中的A点的幅值。

[0068] 一阶导脉搏波的终点波谷的幅值为图2中的C点的幅值。

[0069] 为了实时连续地对血压进行测量,本发明提出了一种连续血压测量设备,该连续血压测量设备能够执行本发明实施例公开的一种连续血压测量方法,该连续血压测量方法的具体步骤请参见下文,此处先不展开描述。该连续血压测量设备能够实时连续地对血压进行测量的原理在于:该连续血压测量设备中建立了血压估算模型,该血压估算模型能够反映被测对象的脉搏波的第一脉搏特征参数与血压值的关系。连续血压测量设备通过对脉搏波的第一脉搏特征参数实时连续地进行测量从而获得实时脉搏特征参数,并将实时脉搏特征参数输入到血压估算模型,就可以实时连续地获得被测对象的实时每搏连续血压值。其中,血压值可以是舒张压和收缩压中的任意一种或者两者的组合。连续血压测量设备能够对脉搏波的第一脉搏特征参数实时连续地进行测量的原因在于,连续血压测量设备通过放置在被测对象体外的测量部位的光电传感器测量得到脉搏波,光电传感器再将测量得到的脉搏波发送给处理器进行计算和分析以获得脉搏波特征参数。其中,测量部位可以是指尖动脉、耳垂动脉、腕部动脉等任何能测到脉搏波的浅表动脉。由于脉搏波可以通过放置在被测对象体外的光电传感器测量得到,所以,本发明的连续血压测量设备是无创(即不会对人体造成创伤)的,而且,光电传感器可以实时连续地采集被测对象的脉搏波,所以,连续血压测量设备自然可以实时连续估算出被测对象的血压值。更具体过程的请见下文中的一种连续血压测量方法。

[0070] 在本发明实施例中,八个第一脉搏特征参数可以单独使用,也可以将八个第一脉搏特征参数部分或者全部联合起来使用。而且,通过线性回归模型,非线性回归模型,或者机器学习模型,将八个第一脉搏特征参数部分或者全部联合起来使用的效果比单独使用八个第一脉搏特征参数中的任意一个的估算准确度更高。可以理解的是,由于篇幅所限,此处只列举了部分模型,还有更多的回归预测模型此处就不一一列举了。

[0071] 如图3所示,本发明实施例提出了一种连续血压测量方法。本发明实施例的连续血压测量方法包括如下步骤:

[0072] 310:连续血压测量设备对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取所述被测对象的参考血压值。

[0073] 本发明实施例中,所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值。在可选的实施例中,脉搏特征参数还包括第二脉搏特征参数,所述第二脉搏特征参数包括脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值,主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

[0074] 在本发明实施例中,被测对象的采样脉搏特征参数是通过连续血压测量设备采样得到的。其中,连续血压测量设备是无创的连续血压测量仪器,并且是无袖带式的测量仪器。连续血压测量设备被设计为可穿戴式,以便于用户随时随地进行连续血压测量,并且不

会因为被测对象移动,或者运动而导致连续血压测量设备与被测对象分离。

[0075] 本发明实施例中,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到,并通过无线或者有线的方式发送给连续血压测量设备。在另一种实施方式中,被测对象的参考血压值可以是医务人员等手动输入到连续血压测量设备的。其中,精密血压测量仪器可以是有创的仪器,也可以是无创的仪器。例如,当精密血压测量仪器是有创的仪器时,该精密血压测量仪器可以是将压力传感器的导管直接插入病人的血管测量血压的测量仪器等等;当精密血压测量仪器是无创的仪器时,该精密血压测量仪器可以是水银血压计或经过美国医疗仪器促进协会(AAMI, The Association for the Advancement of Medical Instrumentation)等权威医疗仪器认证机构认证通过的成熟商用设备等等。此外,精密血压测量仪器可以是袖带式的测量仪器,也可以是无袖带式的测量仪器。

[0076] 可以理解的是,人体的血压值随着时间的变化可能发生变化,为了保证步骤320中计算得到的血压估算模型的系数参数的准确性,需要保证连续血压测量设备采样被测对象的采样脉搏特征参数和精密血压测量仪器测量被测对象的采样血压是同时进行的。例如,在同一时刻,血压测量设备在被测对象的左手食指指尖采样被测对象的采样脉搏特征参数,精密血压测量仪器在被测对象的左臂测量被测对象的参考血压。或者,在同一时刻,血压测量设备在被测对象的左腕采样被测对象的采样脉搏特征参数,精密血压测量仪器在被测对象的左臂测量被测对象的参考血压。

[0077] 320:连续血压测量设备根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数。

[0078] 在本发明实施例中,对于不同的被测对象而言,不同的被测对象的血压估算模型的系数参数通常是不相同的,所以,在正式使用连续血压测量设备对被测对象的实时每搏连续血压值进行测量前,需要使用步骤310中获取到的所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算血压估算模型的系数参数。其中,通过线性回归模型,非线性回归模型,或者机器学习模型。可以理解的是,由于篇幅所限,此处只列举了部分模型,还有更多的回归预测模型此处就不一一列举了。

[0079] 330:连续血压测量设备对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数。

[0080] 340:连续血压测量设备将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

[0081] 下面通过几个具体实施例对本发明连续血压测量方法进行说明,可以理解的是,以下的几个实施例只是为了用于进行清楚说明,而不能理解为具体限定。

[0082] 实施例一:被测对象的脉搏特征参数只取一个第一脉搏特征参数(例如,一阶导脉搏波的上升支的斜率),此时,血压估算模型为线性回归模型 $y = Ax + B$ 。其中,A和B均为线性回归模型的系数参数,x为一阶导脉搏波上升支的斜率,y为血压值。如图4所示,

[0083] 410:连续血压测量设备对被测对象的一阶导脉搏波的上升支的斜率进行采样以获得两个样本一阶导脉搏波的上升支的斜率 x_1, x_2 ,同时,获取所述被测对象的两个参考血压值 y_1, y_2 。

[0084] 420:连续血压测量设备根据所述参考血压值 y_1, y_2 以及所述样本一阶导脉搏波的

上升支的斜率 x_{1, x_2} 计算得到血压估算模型的系数参数A和B。具体地,可以将所述参考血压值 y_1, y_2 以及所述样本一阶导脉搏波的上升支的斜率 x_1, x_2 分别代入到线性回归模型为 $y = Ax + B$ 中,从而得到方程组(1):

$$[0085] \quad \begin{cases} y_1 = Ax_1 + B \\ y_2 = Ax_2 + B \end{cases}$$

[0086] 解方程组(1)可得, $A = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2}$, $B = y_1 - \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} x_1$ 。所以,线性回归模型可以表示为

$$y = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} x + y_1 - \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} x_1。$$

[0087] 可以理解的是,上述通过两次采样计算得到一个系数参数A和一个系数参数B的值,而在实际应用中,可以通过多次采样,采用是最小二乘拟合等法则,计算得到系数参数A和系数参数B的值,以提高系数参数A和B的准确度。

[0088] 430:连续血压测量设备对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时一阶导脉搏波的上升支的斜率 x_i 。

[0089] 440:连续血压测量设备将所述系数参数 $A = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2}$, $B = y_1 - \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} x_1$ 以及所述实时

一阶导脉搏波的上升支的斜率 x_i 输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值 $y_i = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} x_i + y_1 - \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} x_1$ 。

[0090] 实施例二:被测对象的脉搏特征参数取两个第一脉搏特征参数(例如,一阶导脉搏波的上升支的斜率以及一阶导脉搏波的下降支的斜率),此时,血压估算模型为线性回归模型为 $y = A_1 x_{i1} + A_2 x_{i2} + B$,其中, A_1, A_2 和B均为线性回归模型的系数参数, x_{i1} 为一阶导脉搏波的上升支的斜率, x_{i2} 为一阶导脉搏波的下降支的斜率, y 为血压值, i 为采样时刻。如图5所示,

[0091] 510:连续血压测量设备对被测对象的一阶导脉搏波的上升支的斜率以及一阶导脉搏波的下降支的斜率分别进行采样以获得3组样本一阶导脉搏波的上升支的斜率以及一阶导脉搏波的样本下降支的斜率 (x_{11}, x_{12}) , (x_{12}, x_{22}) 以及 (x_{31}, x_{32}) ,并获取所述被测对象的3个参考血压值 (y_1, y_2, y_3) 。其中, x_{11}, x_{21}, x_{31} 是样本一阶导脉搏波的上升支的斜率的采样值, x_{12}, x_{22}, x_{32} 是样本一阶导脉搏波的下降支的斜率的采样值。

[0092] 520:连续血压测量设备根据3组所述样本一阶导脉搏波的上升支的斜率和所述样本一阶导脉搏波的下降支的斜率 (x_{11}, x_{12}) , (x_{21}, x_{22}) , (x_{31}, x_{32}) 和3个参考血压值 (y_1, y_2, y_3) 计算得到血压估算模型的系数参数 A_1, A_2 和B。具体地,可以将3组所述样本一阶导脉搏波的上升支的斜率和所述样本一阶导脉搏波的下降支的斜率 (x_{11}, x_{12}) , (x_{12}, x_{22}) , (x_{31}, x_{32}) 和3个所述参考血压值 (y_1, y_2, y_3) 分别代入到线性回归模型为 $y = A_1 x_{i1} + A_2 x_{i2} + B$ 中,从而得到方程组(2):

$$[0093] \quad \begin{cases} y_1 = A_1 x_{11} + A_2 x_{12} + B \\ y_2 = A_1 x_{21} + A_2 x_{22} + B \\ y_3 = A_1 x_{31} + A_2 x_{32} + B \end{cases}$$

[0094] 解方程组(2)可得, A_1, A_2 以及B的值。

[0095] 可以理解的是,上述通过三次采样计算得到一个系数参数 A_1 、一个系数参数 A_2 和一个系数参数 B 的值,而在实际应用中,可以通过多次采样计算,采用最小二乘拟合等法则,计算得到系数参数 A 和系数参数 B 的值,以提高系数参数 A_1 、 A_2 以及 B 的准确度。

[0096] 530:连续血压测量设备对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时一阶导脉搏波的上升支的斜率 x_{k1} 以及实时一阶导脉搏波的下降支的斜率 x_{k2} 。

[0097] 540:连续血压测量设备将所述系数参数 A_1 、 A_2 以及 B 以及所述实时一阶导脉搏波的上升支的斜率 x_{i1} 以及实时一阶导脉搏波的下降支的斜率 x_{i2} 输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值 $y_k=A_1x_{k1}+A_2x_{k2}+B$ 。

[0098] 实施例三:被测对象的脉搏特征参数取1个第一脉搏特征参数(例如,一阶导脉搏波的上升支的斜率)以及1个第二脉搏特征参数(例如,脉搏波传输时间),此时,血压估算模型为线性回归模型 $c=k_1a+k_2b+k_3$,其中, k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数, a 为所述上升支的斜率, b 为所述脉搏波传输时间, c 为血压值。如图6所示,

[0099] 610:连续血压测量设备对被测对象的一阶导脉搏波的上升支的斜率以及脉搏波传输时间分别进行采样以获得3组样本上升支的斜率以及样本脉搏波传输时间 (a_1, b_1) , (a_2, b_2) 以及 (a_3, b_3) ,并获取所述被测对象的3个参考血压值 (c_1, c_2, c_3) 。其中, a_1, a_2, a_3 是样本一阶导脉搏波的上升支的斜率的采样值, b_1, b_2, b_3 是样本脉搏波传输时间的采样值。

[0100] 620:连续血压测量设备根据3组所述样本一阶导脉搏波的上升支的斜率和所述样本脉搏波传输时间 (a_1, b_1) , (a_2, b_2) 以及 (a_3, b_3) 和3个参考血压值 (c_1, c_2, c_3) 计算得到血压估算模型的系数参数 k_1, k_2 和 k_3 。具体地,可以将3组所述样本一阶导脉搏波的上升支的斜率和所述样本脉搏波传输时间 (a_1, b_1) , (a_2, b_2) 以及 (a_3, b_3) 和3个所述参考血压值 (c_1, c_2, c_3) 分别代入到线性回归模型为 $c=k_1a+k_2b+k_3$ 中,从而得到方程组(3):

$$[0101] \begin{cases} c_1=k_1a_1+k_2b_1+k_3 \\ c_2=k_1a_2+k_2b_2+k_3 \\ c_3=k_1a_3+k_2b_3+k_3 \end{cases}$$

[0102] 解方程组(3)可得, k_1, k_2, k_3 的值。

[0103] 可以理解的是,上述通过三次采样计算得到一个系数参数 k_1 、一个系数参数 k_2 和一个系数参数 k_3 的值,而在实际应用中,可以通过多次采样,采用最小二乘拟合等法则计算得到系数参数 k_1, k_2 和 k_3 的值,,以提高系数参数 k_1, k_2, k_3 的准确度。

[0104] 630:连续血压测量设备对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时一阶导脉搏波的上升支的斜率 a_i 以及实时脉搏波传输时间 b_i 。

[0105] 640:连续血压测量设备将所述系数参数 k_1, k_2, k_3 以及所述实时一阶导脉搏波的上升支的斜率 a_i 以及实时脉搏波传输时间 b_i 输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值 $c_i=k_1a_i+k_2b_i+k_3$ 。

[0106] 为了证明使用本发明提出的第一脉搏波特征参数进行实时连续的血压值测量的精度比采用现有技术中使用的第二脉搏波特征参数进行实时连续的血压值测量的精度高,实验人员采集了22个志愿者的连续血压数据进行实验,从而获得如图7的实验结果。

[0107] 如图7a所示,图中区域(a)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数分别进行实时连续的血压值测量得到的收缩压误差均值的实验结果;图中区域(b)表示的是采用现有技术使用的单个第二脉搏波特征参数进行分别实时连续的血压值测量得到的

收缩压误差均值的实验结果；图中区域(c)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数联合现有技术使用的第二脉搏波特征参数中的脉搏波传输时间分别进行实时连续的血压值测量得到的收缩压误差均值的实验结果。图中深色的区域越大，表示误差越大，效果越差。从图中可以看出，图中区域(b)的深色区域最多，区域(a)的深色区域次之，区域(c)的深色区域最少。纵轴表示用于校准的采样样本个数，由少到多，用于校准的采样样本个数越多，估算误差越小，效果越好。

[0108] 如图7b所示，图中区域(a)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数分别进行实时连续的血压值测量得到的舒张压误差均值的实验结果；图中区域(b)表示的是采用现有技术使用的单个第二脉搏波特征参数分别进行实时连续的血压值测量得到的舒张压误差均值的实验结果；图中区域(c)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数联合现有技术使用的第二脉搏波特征参数中的脉搏波传输时间分别进行实时连续的血压值测量得到的舒张压误差均值的实验结果。图中深色的区域越大，表示误差越大，效果越差。从图中可以看出，图中区域(b)的深色区域最多，区域(a)的深色区域次之，区域(c)的深色区域最少。纵轴表示用于校准的采样样本个数，由少到多，用于校准的采样样本个数越多，估算误差越小，效果越好。

[0109] 如图7c所示，图中区域(a)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数分别进行实时连续的血压值测量得到的收缩压误差标准差的实验结果；图中区域(b)表示的是采用现有技术使用的单个第二脉搏波特征参数进行实时连续的血压值测量得到的收缩压误差标准差的实验结果；图中区域(c)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数联合现有技术使用的第二脉搏波特征参数中的脉搏波传输时间分别进行实时连续的血压值测量得到的收缩压误差标准差的实验结果。图中深色的区域越大，表示误差越大，效果越差。从图中可以看出，图中区域(b)的深色区域最多，区域(a)的深色区域次之，区域(c)的深色区域最少。纵轴表示用于校准的采样样本个数，由少到多，用于校准的采样样本个数越多，估算误差越小，效果越好。

[0110] 如图7d所示，图中区域(a)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数分别进行实时连续的血压值测量得到的舒张压误差标准差的实验结果；图中区域(b)表示的是采用现有技术使用的单个第二脉搏波特征参数分别进行实时连续的血压值测量得到的舒张压误差标准差的实验结果；图中区域(c)表示的是采用本发明提出的单个第一脉搏波特征参数联合现有技术使用的第二脉搏波特征参数中的脉搏波传输时间分别进行实时连续的血压值测量得到的舒张压误差标准差的实验结果。图中深色的区域越大，表示误差越大，效果越差。从图中可以看出，图中区域(b)的深色区域最多，区域(a)的深色区域次之，区域(c)的深色区域最少。纵轴表示用于校准的采样样本个数，由少到多，用于校准的采样样本个数越多，估算误差越小，效果越好。

[0111] 上述详细阐述了本发明实施例的方法，下面为了便于更好地实施本发明实施例的上述方案，相应地，下面还提供用于配合实施上述方案的相关设备。

[0112] 参阅图8，图8是本发明实施公开的一种连续血压测量装置的结构示意图。本实施例的连续血压测量装置包括：获取模块810、计算模块820、实测模块830以及估算模块840。

[0113] 所述获取模块810用于对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数，并获取所述被测对象的参考血压值，其中，所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期

中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

[0114] 所述计算模块820用于根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

[0115] 所述实测模块830用于对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

[0116] 所述估算模块840用于将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

[0117] 可选地,

[0118] 所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_AS = \frac{I_P - I_{V1}}{T_P - T_{V1}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点对应的时刻值;

[0119] 所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_AID = |I_P - I_{V1}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值;

[0120] 一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=P}^{V1} (I_i - I_{V1})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, $V1$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V1$ 的幅值;可以理解的是,一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积即为图2中所示的“1”区域;

[0121] 所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{I_P - I_{V2}}{T_P - T_{V2}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点对应的时刻值;

[0122] 所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V2}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值;

[0123] 所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=P}^{V2} (I_i - I_{V2})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, $V2$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V2$ 的幅值;可以理解的是,一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积即为图2中所示的“2”区域。

[0124] 所述一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 $1^{st}dPPG_PI = I_P$;

[0125] 所述一阶导脉搏波的终点波谷的幅值 $1^{st}dPPG_VI = I_{V2}$ 。

[0126] 可选地,所述血压估算模型包括线性回归模型,非线性回归模型,或者机器学习模型。

[0127] 可选地,所述线性回归模型为 $y = Ax + B$,其中,A和B均为线性回归模型的系数参数,x为脉搏特征参数,y为血压值。

[0128] 可选地,所述脉搏特征参数还包括第二脉搏波特征参数,所述第二脉搏波特征参数包括:脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值,主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

[0129] 可选地,所述线性回归模型为 $c = k_1a + k_2b + k_3$,其中, k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数,a为所述第一脉搏特征参数,b为所述第二脉搏特征参数,c为血压值。

[0130] 本发明实施例的连续血压测量装置能够实现如图3至6所示的连续血压测量的方法,具体请参阅图3至6以及相关实施例,此处不再重复赘述。

[0131] 参见图9,本申请实施例提供的连续血压测量设备包括:存储单元910、通信接口920及与所述存储单元910和通信接口920耦合的处理器930。所述存储单元910用于存储指令,所述处理器920用于执行所述指令,所述通信接口920用于在所述处理器930的控制下与其他设备进行通信。当所述处理器930在执行所述指令时可根据所述指令执行本申请上述实施例中的任意一种连续血压测量方法。

[0132] 处理器930还可称中央处理单元(CPU,Central Processing Unit)。存储单元910可以包括只读存储器和随机存取存储器,并向处理器930提供指令和数据等。存储单元910的一部分还可包括非易失性随机存取存储器。具体的应用中更换壁纸的装置的各组件例如通过总线系统耦合在一起。总线系统除了可包括数据总线之外,还可以包括电源总线、控制总线和状态信号总线等。但是为了清楚说明起见,在图中将各种总线都标为总线系统940。上述本发明实施例揭示的方法可应用于处理器930中,或由处理器930实现。处理器930可能是一种集成电路芯片,具有信号的处理能力。在实现过程中,上述方法的各步骤可以通过处理器90中的硬件的集成逻辑电路或者软件形式的指令完成。其中,上述处理器930可以是通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现成可编程门阵列或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。处理器930可以实现或者执行本发明实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。结合本发明实施例所公开的方法的步骤可以直接体现为硬件译码处理器执行完成,或者用译码处理器中的硬件及软件模块组合执行完成。软件模块可以位于随机存储器,闪存、只读存储器,可编程只读存储器或者电可擦写可编程存储器、寄存器等本领域成熟的存储介质中。该存储介质位于存储单元910,例如处理器930可读取存储单元910中的信息,结合其硬件完成上述方法的步骤。

[0133] 对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数,并获取所述被测对象的参考血压值,其中,所述脉搏特征参数为所述被测对象在心跳周期中的脉搏波的特征参数,所述脉搏特征参数包括第一脉搏特征参数,所述第一脉搏特征参数包括:一阶导脉搏波的上升支的斜率、一阶导脉搏波的上升支的幅度差、一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积、一阶导脉搏波的下降支的斜率、一阶导脉搏波的下降支的幅度差、一阶导脉搏波的下降支的覆

盖面积、一阶导脉搏波的主波波峰的幅值以及一阶导脉搏波的终点波谷的幅值中的至少一个,所述被测对象的参考血压值是通过精密血压测量仪器测量得到的,所述一阶导脉搏波是通过对原始脉搏波信号进行一次求导得到的;

[0134] 根据所述参考血压值以及所述样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数;

[0135] 对所述被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数;

[0136] 将所述系数参数以及所述实时脉搏特征参数输入所述血压估算模型,从而估计所述被测对象的实时每搏连续血压值。

[0137] 可选地,

[0138] 所述一阶导脉搏波的上升支的斜率 $PPG_AS = \frac{I_P - I_{V1}}{T_P - T_{V1}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点对应的时刻值;

[0139] 所述一阶导脉搏波的上升支的幅度差 $PPG_AID = |I_P - I_{V1}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点的幅值;

[0140] 所述一阶导脉搏波的上升支的覆盖面积 $PPG_AA = \sum_{i=P}^{V1} (I_i - I_{V1})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, $V1$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的起始波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V1} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V1$ 的幅值;

[0141] 所述一阶导脉搏波的下降支的斜率 $PPG_DS = \frac{I_P - I_{V2}}{T_P - T_{V2}}$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值, T_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点对应的时刻值, T_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点对应的时刻值;

[0142] 所述一阶导脉搏波的下降支的幅度差 $PPG_DID = |I_P - I_{V2}|$, 其中, I_P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的终点波谷点的幅值;

[0143] 所述一阶导脉搏波的下降支的覆盖面积 $PPG_DA = \sum_{i=P}^{V2} (I_i - I_{V2})$, 其中, P 为心跳周期中一阶导脉搏波的主波波峰点, $V2$ 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点, i 为自由变量, I_i 为 i 点的幅值, I_{V2} 为心跳周期中一阶导脉搏波的结束波谷点 $V2$ 的幅值。

[0144] 所述一阶导脉搏波的主波波峰的幅值 $1^{st}dPPG_PI = I_P$;

[0145] 所述一阶导脉搏波的终点波谷的幅值 $1^{st}dPPG_VI = I_{V2}$ 。

[0146] 可选地,所述血压估算模型包括线性回归模型,非线性回归模型,或者机器学习模型。

[0147] 可选地,所述线性回归模型为 $y = Ax + B$, 其中, A 和 B 均为线性回归模型的系数参数,

x 为脉搏特征参数, y 为血压值。

[0148] 可选地,所述脉搏特征参数还包括第二脉搏波特征参数,所述第二脉搏波特征参数包括:脉搏波传输时间、脉搏波波峰和波谷幅度比、主波高度、降中峡高度、降中峡相对高

度、重搏波高度、重搏波相对高度、脉搏波数据波形的最低值、脉动周期、舒张期的持续时间、收缩期和舒张期的时间比值,主波上升时间、收缩期和舒张期的面积比值、脉搏波数据波形的面积、脉搏波波峰到降中峡的斜率以及脉搏波的上升速度中的至少一种。

[0149] 可选地,所述线性回归模型为 $c=k_1a+k_2b+k_3$,其中, k_1 、 k_2 和 k_3 均为线性回归模型的系数参数, a 为所述第一脉搏特征参数, b 为所述第二脉搏特征参数, c 为血压值。

[0150] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory,RAM)等。

[0151] 以上所揭露的仅为本发明一种较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例的全部或部分流程,并依本发明权利要求所作的等同变化,仍属于发明所涵盖的范围。

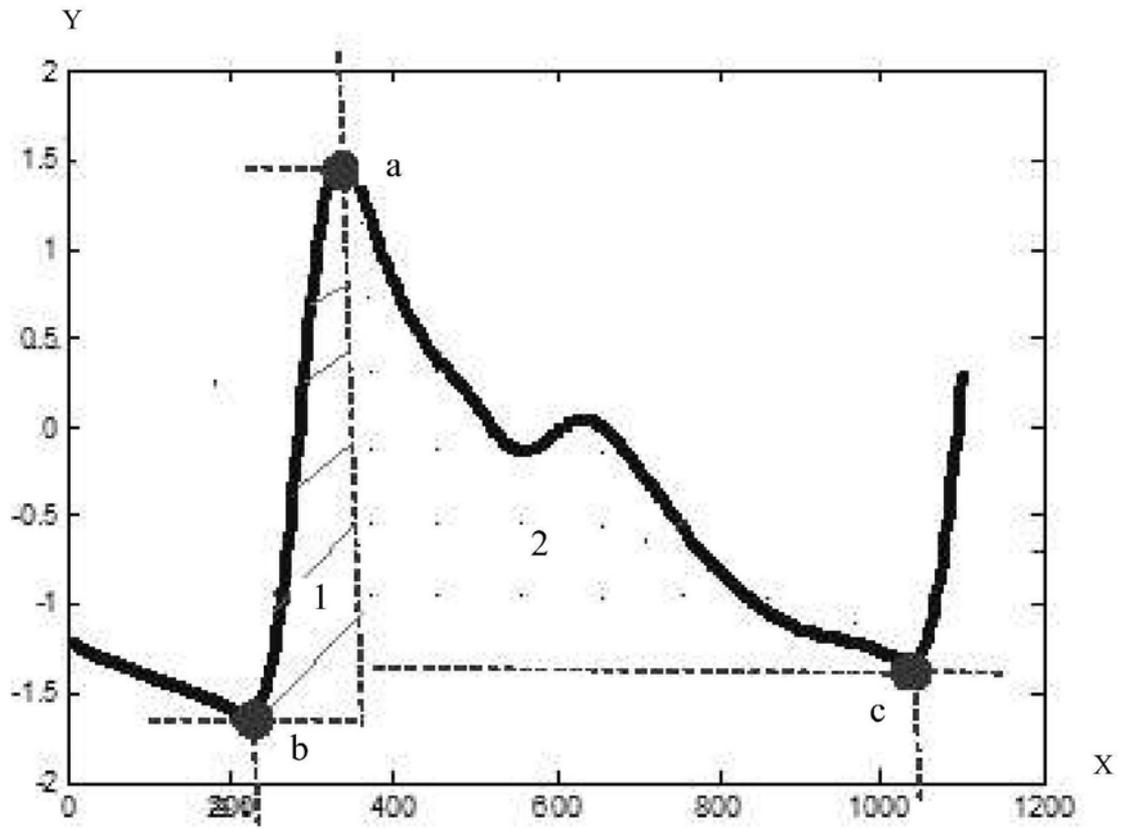


图1

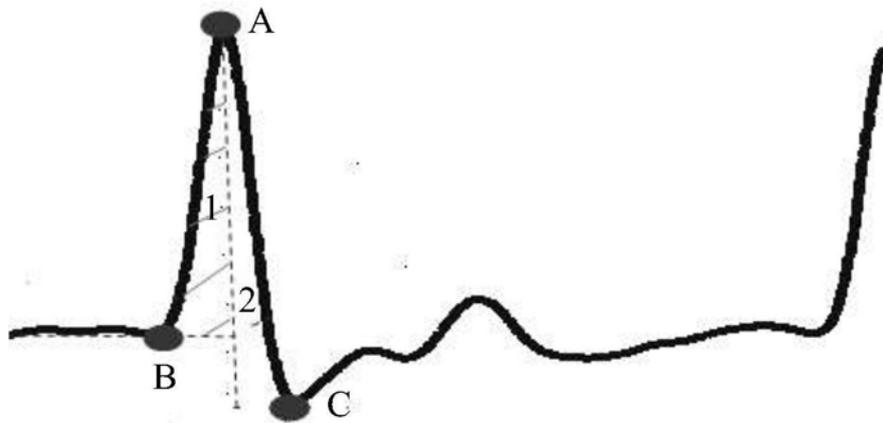


图2

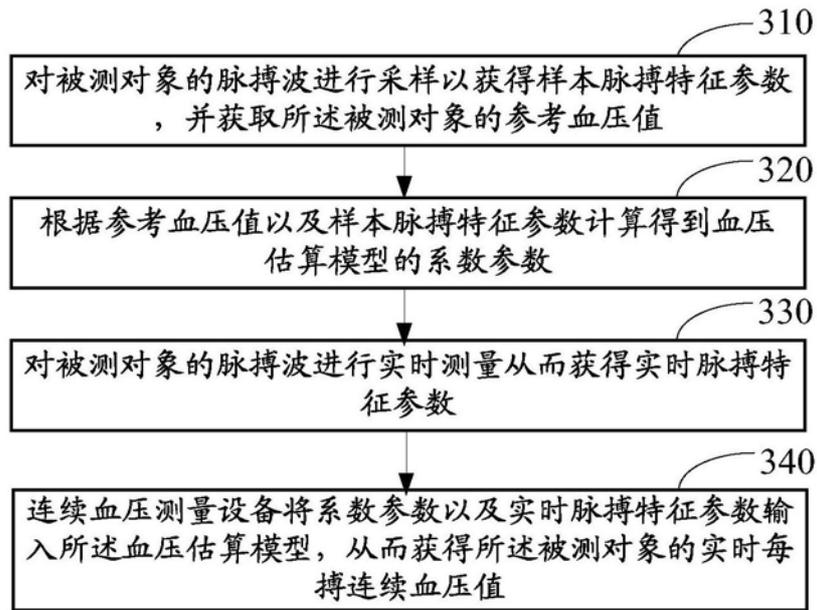


图3

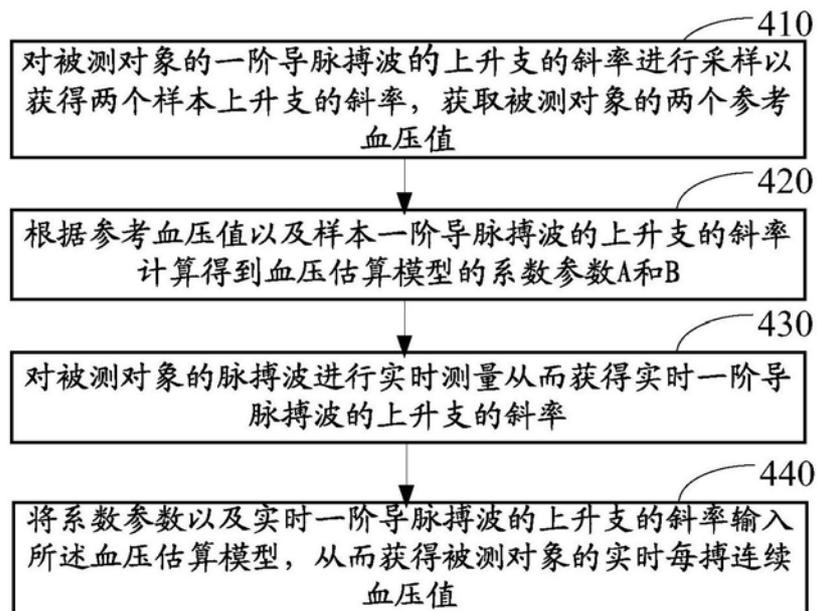


图4

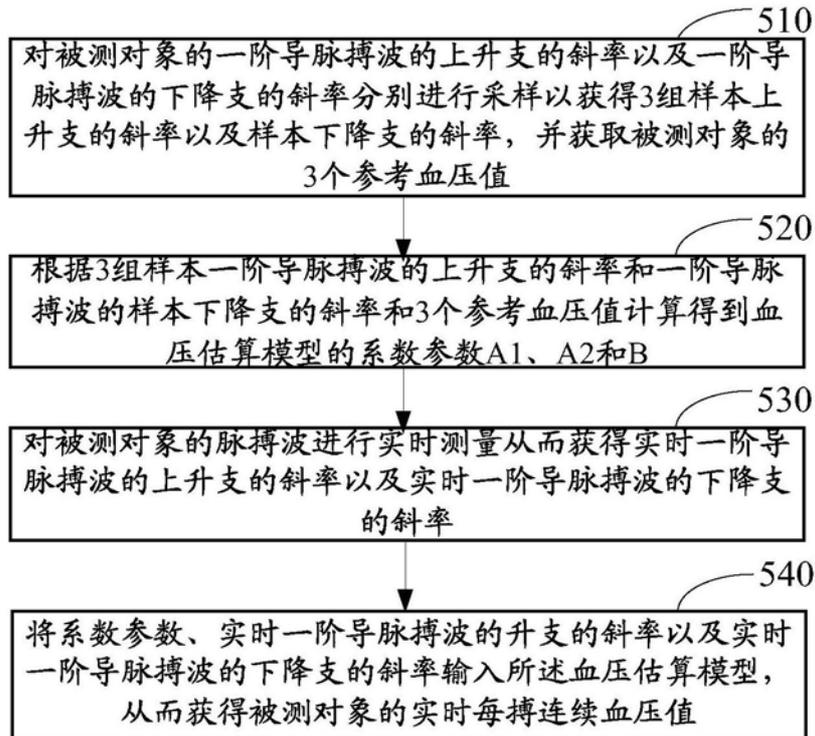


图5

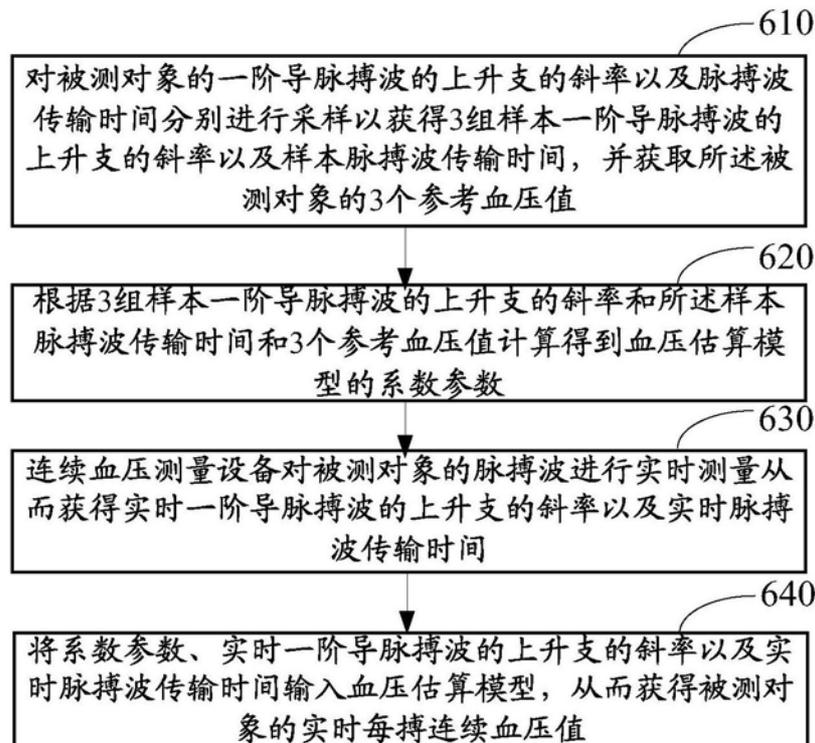
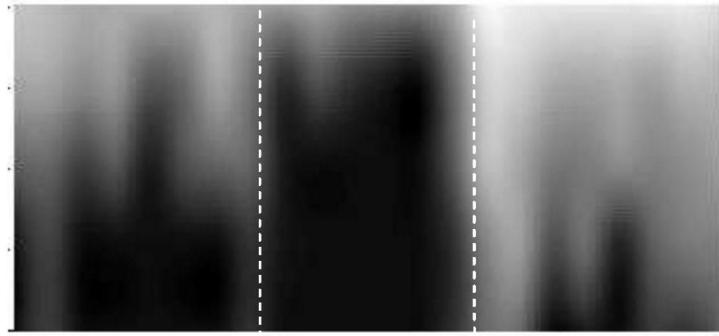
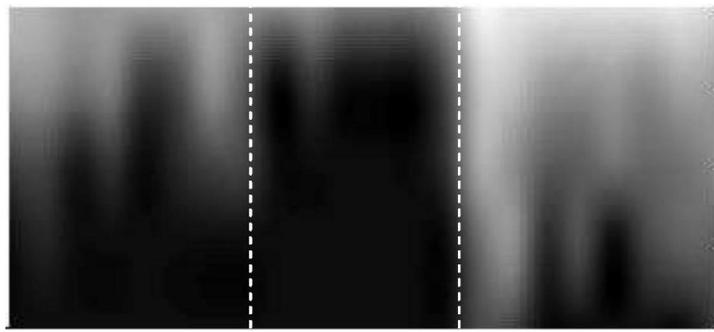


图6



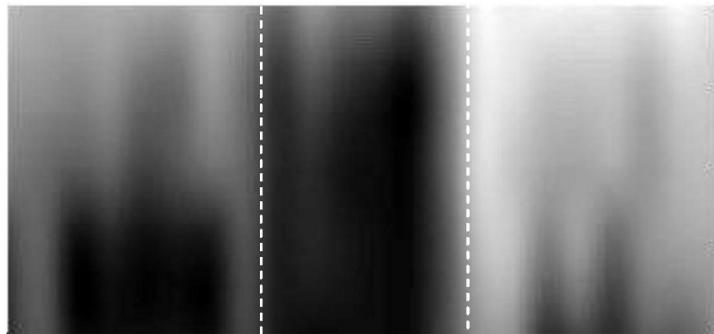
(a) (b) (c)

图7a



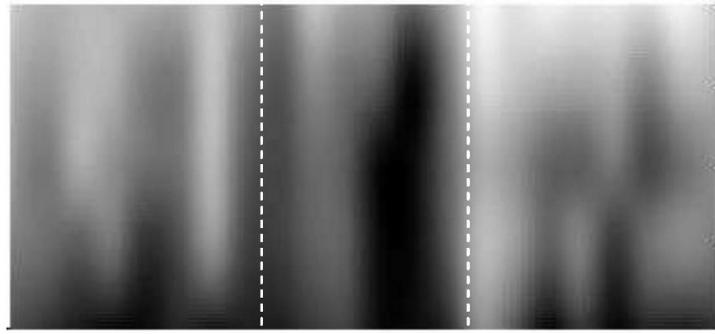
(b) (b) (c)

图7b



(a) (b) (c)

图7c



(a) (b) (c)

图7d

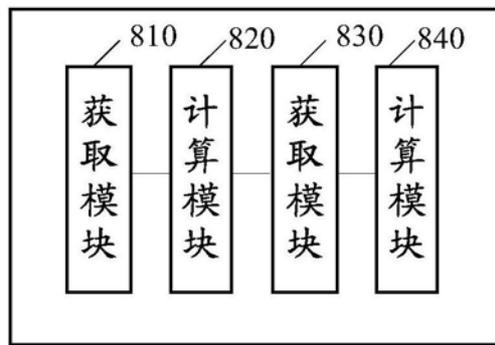


图8

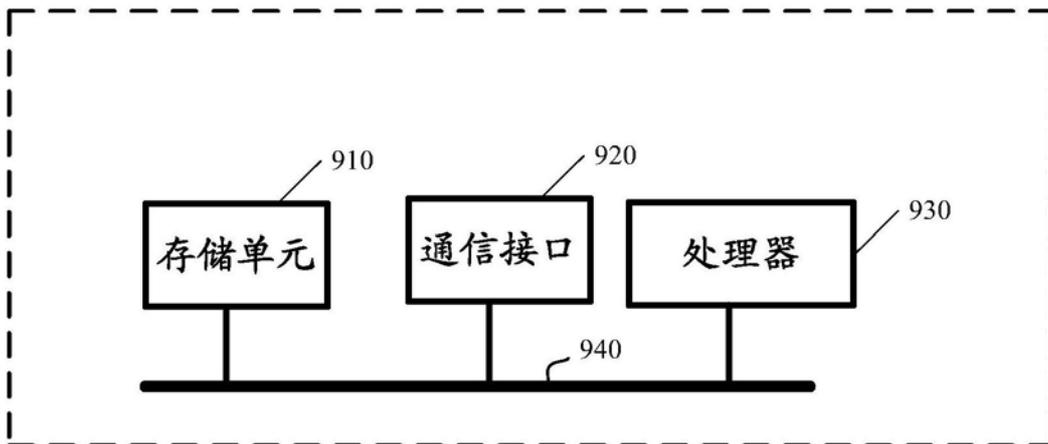


图9

专利名称(译)	连续血压测量方法、装置以及设备		
公开(公告)号	CN108261191A	公开(公告)日	2018-07-10
申请号	CN201611270307.9	申请日	2016-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	林宛华 李光林 林闯		
发明人	林宛华 李光林 林闯		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/02108 A61B5/02116 A61B5/6802 A61B5/7235		
代理人(译)	熊永强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种连续血压测量方法、装置以及设备。所述方法包括：
1)校准环节：对被测对象的脉搏波进行采样以获得样本脉搏特征参数，并获取被测对象的参考血压值；根据参考血压值以及样本脉搏特征参数计算得到血压估算模型的系数参数；2)测量环节：对被测对象的脉搏波进行实时测量从而获得实时脉搏特征参数；将系数参数以及实时脉搏特征参数输入血压估算模型，从而获得被测对象的实时每搏连续血压值。

