



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110840427 A

(43)申请公布日 2020.02.28

(21)申请号 201911024345.X

(22)申请日 2019.10.25

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司

地址 510530 广东省广州市黄埔区云埔四
路6号

(72)发明人 李振齐 鄢聪 赵巍

(74)专利代理机构 广州骏思知识产权代理有限公司 44425

代理人 潘桂生

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

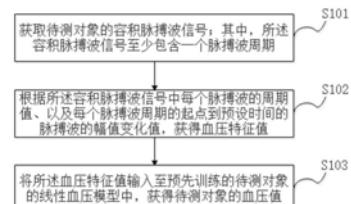
权利要求书2页 说明书15页 附图4页

(54)发明名称

基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、
装置以及设备

(57)摘要

本申请实施例提供了一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、装置、设备以及存储介质，该方法包括：获取待测对象的容积脉搏波信号；其中，所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期；根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值，获得血压特征值；将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中，获得待测对象的血压值。本申请无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压，方便了实际应用，实现了血压的连续测量；而且血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和波速信息，提高了血压测量的准确性，线性血压模型计算简单，提高了血压测量的效率。



1. 一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,包括如下步骤:

获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;

根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值;

将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

2. 根据权利要求1所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,所述待测对象的线性血压模型的训练过程,包括如下步骤:

获取待测对象的至少两组用于训练的容积脉搏波信号、以及对应的至少两组用于训练的血压值;其中,所述血压值通过袖带式血压测量方式获得;所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;

根据至少两组所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得至少两组血压特征值;

将至少两组所述血压特征值作为输入,将对应的至少两组所述血压值作为输出,计算获得线性血压模型。

3. 根据权利要求1或2所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,所述方法还包括确定所述血压特征值的步骤,包括:

计算每个脉搏波周期中的脉搏幅值变化值的n次方与对应的脉搏波周期值的m次方的比值;其中,n,m均为正数;

将所述比值累加求平均后获得的平均值确定为血压特征值。

4. 根据权利要求1或2所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,所述方法还包括确定所述脉搏波的周期值的步骤,包括:

获取所述脉搏波周期的起点位置和终点位置,并计算所述起点位置和终点位置之间的采样点数量;

将所述采样点数量与所述容积脉搏波信号的采样率的比值,确定为所述脉搏波的周期值。

5. 根据权利要求1或2所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,所述方法还包括确定所述脉搏波的幅值变化值的步骤,包括:

获取脉搏波周期的起点对应的脉搏波幅值、以及预设时间对应的脉搏波幅值;所述预设时间为偏离起点的一小段时间;

将所述预设时间对应的脉搏幅度与所述起点对应的脉搏波幅值的差值,确定为所述脉搏波的幅值变化值。

6. 根据权利要求1或2所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,所述方法还包括:对所述容积脉搏波信号进行预处理;所述预处理的方式包括如下一种或多种:均值滤波、去除基线漂移以及去除高频噪声。

7. 根据权利要求2所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,所述方法还包括:通过最小二乘法计算获得线性血压模型。

8. 根据权利要求1或2所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,其特征在于,

所述血压值为收缩压、舒张压或平均压。

9. 一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置,其特征在于,包括:

信号获取模块,用于获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;

血压特征值确定模块,用于根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值;

血压值确定模块,用于将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

10. 一种电子设备,其特征在于,包括:处理器和存储器;其中,所述存储器存储有计算机程序,所述计算机程序适于由所述处理器加载并执行如权利要求1至8中任意一项所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法。

11. 一种计算机可读存储介质,其上储存有计算机程序,其特征在于,该计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至8中任意一项所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法。

基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、装置以及设备

技术领域

[0001] 本申请实施例涉及血压检测领域,特别是涉及一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、装置、设备以及存储介质。

背景技术

[0002] 血压是人体的重要生理参数,可以反映人体心血管功能状况,对血压的监测是个人健康管理中不可或缺的一个部分。近年来,高血压在人群中的发病率不断上升,并经常引发心脏病、中风等并发症,严重威胁人体健康。

[0003] 发明人在实现本发明的过程中,发现现有技术中存在如下问题:传统的无创血压测量方法可分为袖带式和无袖带式两种;其中,袖带式血压测量方法,具有测量准确率高的优点,但是由于需要通过袖带充放气方式进行血压测量,无法实现连续检测血压且不便于长期使用;而无袖带血压测量方法需要建立血压模型,建立血压模型的过程复杂,而且采用的血压模型测量的血压准确率并不高。因此,发展连续准确的血压检测方法显得尤为重要。

发明内容

[0004] 为克服相关技术中存在的问题,本申请提供了一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、装置、设备以及存储介质,其无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压,大大方便了实际应用,实现了血压的连续测量;而且血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和波速信息,提高了血压测量的准确性,线性血压模型计算简单,提高了血压测量的效率。

[0005] 根据本申请实施例的第一方面,提供一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,包括如下步骤:

[0006] 获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;

[0007] 根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值;

[0008] 将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

[0009] 根据本申请实施例的第二方面,提供一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置,包括:

[0010] 信号获取模块,用于获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;

[0011] 血压特征值确定模块,用于根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值;

[0012] 血压值确定模块,用于将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

[0013] 根据本申请实施例的第三方面，提供一种电子设备，包括：处理器和存储器；其中，所述存储器存储有计算机程序，所述计算机程序适于由所述处理器加载并执行上述任意一项所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法。

[0014] 根据本申请实施例的第四方面，提供一种计算机可读存储介质，其上储存有计算机程序，该计算机程序被处理器执行时实现如上述任意一项所述的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法。

[0015] 本申请实施例根据容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值，获得血压特征值，再将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中，获得待测对象的血压值，无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压，大大方便了实际应用，实现了血压的连续测量；而且血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和周期值表征的波速信息，提高了血压测量的准确性，线性血压模型计算简单，提高了血压测量的效率。进一步地，通过获取每个脉搏幅值变化值的n次方和对应的脉搏波周期值的m次方的比值的平均值作为血压特征值，可防止单独用某个脉搏波周期进行分析时，因待测对象本身刚好在这个脉搏波周期时间内因移动或其他原因而造成检测误差，从而影响后面测量的准确性。

[0016] 应当理解的是，以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性和解释性的，并不能限制本申请。

[0017] 为了更好地理解和实施，下面结合附图详细说明本发明。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本申请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申请的一些实施例，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。

[0019] 图1为本申请实施例示出的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法的应用环境的示意框图；

[0020] 图2为本申请实施例示出的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法的流程图；

[0021] 图3为本申请实施例示出的待测对象的血压线性模型的训练过程的流程图；

[0022] 图4为本申请实施例示出的确定脉搏波的周期值的流程图；

[0023] 图5为本申请实施例示出的确定脉搏波的幅值变化值的流程图；

[0024] 图6为本申请实施例示出的确定血压特征值的流程图；

[0025] 图7为本申请实施例示出的血管内脉搏波空间长度示意图；

[0026] 图8为本申请实施例示出的基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置的结构示意框图；

[0027] 图9为本申请实施例示出的血压线性模型训练模块的结构示意框图；

[0028] 图10为本申请实施例示出的脉搏波周期值获取模块的结构示意框图；

[0029] 图11为本申请实施例示出的脉搏波的幅值变化值确定模块的结构示意框图；

[0030] 图12为本申请实施例示出的血压特征值计算模块的结构示意框图；

[0031] 图13为本申请实施例示出的电子设备的结构示意框图。

具体实施方式

[0032] 为使本申请的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本申请实施例方式作进一步地详细描述。

[0033] 应当明确,所描述的实施例仅仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例,都属于本申请保护的范围。

[0034] 下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本申请相一致的所有实施方式。相反,它们仅是如所附权利要求书中所详述的、本申请的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0035] 在本申请的描述中,需要理解的是,术语“第一”、“第二”、“第三”等仅用于区别类似的对象,而不必用于描述特定的顺序或先后次序,也不能理解为指示或暗示相对重要性。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本申请中的具体含义。在本申请和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。在此所使用的词语“如果”/“若”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。此外,在本申请的描述中,除非另有说明,“多个”是指两个或两个以上。“和/或”,描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如,A和/或B,可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。字符“/”一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0036] 请参阅图1,其是本申请实施例示出的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法的应用环境的示意框图。

[0037] 如图1所示,所述基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法的应用环境包括电子设备1000、容积脉搏波测量装置2000、血压值测量装置3000和显示装置4000。所述电子设备1000上可运行有应用本申请实施例基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法的应用程序1100。

[0038] 所述电子设备1000可以是任何智能终端,例如,可以具体为计算机、手机、平板电脑、交互式智能平板、PDA (Personal Digital Assistant, 个人数字助理)、电子书阅读器、多媒体播放器等。基于不同的智能终端,所述应用程序1100还可以是以适应该智能终端的其他形式呈现。在一些例子中,还可以是以例如系统插件、网页插件等形式呈现。

[0039] 所述容积脉搏波测量装置2000用于待测对象的容积脉搏波信号,以建立血压线性模型和测量连续的血压。所述容积脉搏波测量装置2000可以包括产生光信号的光源发生模块、采集光信号经由人体后反馈回的光学信号的光学传感器模块、用于将反馈回的光学信号进行处理的信号处理模块等。所述容积脉搏波测量装置2000中的信号处理模块可作为一个组件集成于所述电子设备内,也可以与光源发生模块和光学传感器模块作为独立的部件独立于所述电子设备外,将经由信号处理模块处理后的信号即容积脉搏波信号传送到所述电子设备的应用程序1100。

[0040] 所述血压值测量装置3000用于获取待测对象的真实血压值,所述血压值可以为收缩压、舒张压或平均压等。在进行容积脉搏波测量时,所述血压值测量装置3000同时测量待测对象的真实血压值,进而将容积脉搏波信号对应的所述血压数据传送到所述电子设备的

电子设备的应用程序1100,以建立血压线性模型,也即,对于不同的个体对象,其对应的血压线性模型也不同,当需要对不同的个体对象进行连续血压测量时,需要分别建立不同个体对象的线性血压模型。所述血压值测量装置3000可以为袖带充气式电子血压计等可较准确的测量待测对象的真实血压值的仪器。

[0041] 所述显示装置4000用于显示经由本申请的基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法测量的待测对象的血压值,所述血压值可以为收缩压、舒张压或平均压等。所述显示装置4000可作为一个组件集成于所述电子设备内,也可以作为独立的部件独立于所述电子设备外将经由所述电子设备的应用程序1100计算获得的血压值进行显示。

[0042] 实施例1

[0043] 本申请实施例公开了一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,该方法应用于电子设备。

[0044] 下面将结合附图2,对本申请实施例提供的一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法进行详细介绍。

[0045] 请参阅图2,本申请实施例提供的一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法,包括如下步骤:

[0046] 步骤S101:获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期。

[0047] 所述容积脉搏波信号可以为通过光电容积描记法测量得到的信号。所述光电容积描记法(photoplethysmograph,简称PPG)是借助光电手段如容积脉搏波测量装置在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法,具体的原理为:当容积脉搏波测量装置的光源发生模块发光一定波长的光束照射到皮肤表面时,光束将通过透射或反射方式传送到光学传感器模块;在此过程中,由于受到皮肤肌肉组织和血液的吸收衰减作用,光学传感器模块检测到的光强度将会减弱;其中皮肤、肌肉和组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的,而皮肤内的血液容积在心脏收缩舒张作用下呈搏动性变化;当心脏收缩时外周血管血容量最多,光吸收量也最大,检测到的光强度最小;而在心脏舒张时,正好相反,外周血管血容量最少,检测到的光强度最大,使光学传感器检测到的光强度随之呈脉动性变化;再通过信号处理模块将此光强度变化信号转换成电信号,将此电信号经放大器后,便可获得容积脉搏血流的变化即容积脉搏波信号。由于获取容积脉搏波信号时,无需像袖带式血压测量方法一样等待袖带充放气来进行测量,因此,所述容积脉搏波信号可以用于连续的血压测量,获取多个脉搏波。

[0048] 由于指端脉搏波反映的是指端微循环内血液流动的总体情况,一定程度上可以通过指端脉搏波对心血管功能以及微循环功能进行评价,而且指端的方式测量更加方便,因此,本申请实施例中,通过容积脉搏波测量装置对待测对象的手指端进行测量,以获取容积脉搏波信号。

[0049] 步骤S102:根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值。

[0050] 所述容积脉搏波信号作为一种连续的波形信号,其一般可采用横坐标表示时间,纵坐标为脉搏波幅值的波形图进行标上。由于获取的所述容积脉搏波信号通常包括了多个脉搏波,因此,通过对所述容积脉搏波信号的各个位置点进行识别,可获取每个脉搏波的周

期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值。

[0051] 其中,本申请实施例的脉搏波的周期值可在一定程度上反映血管内脉搏波的波速,具体而言,本申请实施例的脉搏波的周期值的倒数相当于脉搏波的波速,从而间接反映血压的大小的变化,因此,可间接利用脉搏波信号的波速信息,提高血压测量的准确性。

[0052] 其中,所述预设时间为偏离起点的一小段时间,如在脉搏波的上升沿或下降沿,在本申请实施例中,所述预设时间的取值范围可以为0.002秒—0.02秒,由于本申请实施例采样率为500HZ,为获得脉搏波变化值,所述预设时间取0.002秒取值更加方便,而在极端情况下,脉搏波周期最小是0.2s,取最小脉搏波周期的十分之一即为0.02秒,可确保在脉搏波的上升沿获得幅值变化值,而且经过发明人的长期实验验证,上述取值范围可使后续测量的血压更加准确。

[0053] 本申请主要目的是获取脉搏波周期内一段时间的幅值变化值,理论上这段时间的长短可以根据需要进行选择,但是,脉搏波起点对应的是血管的舒张期,这时血管参数比较稳定,因此,以起点到预设时间之间的这段时间来确定幅值变化值会使测量的数据更加准确。另外,本申请的预设时间取较短的时间0.002秒—0.02秒,也是因为时间越短,血管参数变化越小,最终测量的结果也会更加准确。步骤S103:将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

[0054] 本申请实施例根据容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值,再将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值,无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压,大大方便了实际应用,实现了血压的连续测量;而且血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和由周期值表征的波速信息,提高了血压测量的准确性,线性血压模型计算简单,提高了血压测量的效率,提高了血压测量的可解释性。其中,可解释性为我们需要了解或解决一件事情的时候,可以获得所需要的足够的可以理解的信息,本申请通过公式推导确定同时涵盖幅值信息和波速信息的单个血压特征值,并明确了该血压特征值与血压的线性关系,由于这种线性关系并不是通过大数据以及相关算法训练出来,而是通过理论公式推导确定获得,因此,具有强有力的理论支撑以及强有力的解释说明;也即,本申请在提高测量精度的同时,还提高了血压测量的效率,提高了可解释性。

[0055] 请参阅图3,在本申请的一个示例性实施例中,步骤S103中,所述待测对象的血压线性模型的训练过程,包括如下步骤:

[0056] 步骤S1031:获取待测对象的至少两组用于训练的容积脉搏波信号、以及对应的至少两组用于训练的血压值;其中,所述血压值通过袖带式血压测量方式获得;所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期。

[0057] 在训练线性血压模型时,采用袖带式血压测量方式获得血压值作为训练样本,可使测量的血压值更加准确,进而使线性血压模型更接近于实际测量值,进而提高后续血压测量的准确性。

[0058] 所述血压值可为收缩压、舒张压或平均压,对应的,建立的线性血压模型为基于收缩压的线性血压模型、基于舒张压的线性血压模型或基于平均压的线性血压模型。

[0059] 步骤S1032:根据至少两组所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个

脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得至少两组血压特征值。

[0060] 步骤S1033:将至少两组所述血压特征值作为输入,将对应的至少两组所述血压值作为输出,计算获得线性血压模型。

[0061] 对于线性血压模型而言,其表达式为: $P=a*F+b$,其中,F表示血压特征值,P表示血压值;因此,需要至少两组所述血压特征值以及对应的至少两组所述血压值来确定上述的参数a和参数b,进而确定出线性血压模型。

[0062] 本申请实施例根据至少两组所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得至少两组血压特征值,并通过袖带式血压测量方式获取血压值,进而同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和周期值表征的波速信息、以及准确的血压值来建立线性血压模型,提高了线性血压模型测量血压的准确性。

[0063] 由于获取容积脉搏波信号容易受周围环境以及测量仪器等的影响,因此,在本申请的一个示例性实施例中,所述基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法还包括:对步骤S101和步骤S1031中获得的所述容积脉搏波信号进行预处理;所述预处理方式至少包括如下的一种或多种:均值滤波、去除基线漂移以及去除高频噪声。其中,所述均值滤波的方式可以采用滑动平均滤波器等滤波方式。所述去除基线漂移和去除高频噪声的方式可以采用高斯滤波、频域滤波、小波变换等方法进行处理。通过对待测对象的容积脉搏波信号进行预处理可以尽量减少周围环境以及测量仪器等的影响,进而提高后续血压测量的准确性。

[0064] 请参阅图4,在本申请的一个示例性实施例中,步骤S102和步骤S1032中,还包括确定所述脉搏波的周期值的步骤,包括:

[0065] 步骤S10211:获取所述脉搏波周期的起点位置和终点位置,并计算所述起点位置和终点位置之间的采样点数量。

[0066] 获取所述脉搏波周期的起点位置和终点位置的可以采用斜率法将容积脉搏波信号进行一阶微分求解获得一元微分曲线,通过判定一元微分曲线的变化从而获取过零点的位置,对应为容积脉搏波的极值位置,再通过比较极值位置的周期性变化,从而获得每个脉搏波周期的起点位置和终点位置。另外,还可以使用傅里叶变换或小波变换将容积脉搏波信号在频域中进行分析和提取,以获得每个脉搏波周期的起点位置和终点位置。

[0067] 步骤S10212:将所述采样点数量与所述容积脉搏波信号的采样率的比值,确定为所述脉搏波的周期值。

[0068] 具体的,所述脉搏波的周期值的计算方式为:

[0069] $T_i = (p_i^{end} - p_i^{start}) / f_s$;

[0070] 上述公式中, T_i 表示第 i 个脉搏波的周期值; p_i^{start} 表示第 i 个脉搏波周期的起点位置即第 i 脉搏波周期的起点所在的采样点序号; p_i^{end} 表示第 i 个脉搏波周期的终点位置即第 i 个脉搏波周期的终点所在的采样点序号; $p_i^{end} - p_i^{start}$ 表示第 i 个脉搏波周期的起点位置到所述第 i 个脉搏波周期的终点位置的采样点数量; f_s 表示容积脉搏波的采样率。

[0071] 本申请实施例的脉搏波的周期值可在一定程度上反映血管内脉搏波的波速,从而间接反映血压的大小的变化,因此,通过获取脉搏波的周期值来建立血压线性模型,可利用脉搏波信号的波速信息,提高血压测量的准确性。

[0072] 请参阅图5,在本申请的一个示例性实施例中,步骤S102和步骤S1032中,还包括确定所述脉搏波的幅值变化值的步骤,包括:

[0073] 步骤S10221:获取脉搏波周期的起点对应的脉搏波幅值、以及预设时间对应的脉搏波幅值;所述预设时间为偏离起点的一小段时间。

[0074] 其中,所述预设时间为偏离起点的一小段时间,如在脉搏波的上升沿或下降沿,在本申请实施例中,所述预设时间的取值范围可以为0.002秒—0.02秒,由于本申请实施例采样率为500HZ,为获得脉搏波变化值,所述预设时间取0.002秒取值更加方便,而在极端情况下,脉搏波周期最小是0.2s,取最小脉搏波周期的十分之一即为0.02秒,可确保在脉搏波的上升沿获得幅值变化值,而且经过发明人的长期实验验证,上述取值范围可使后续测量的血压更加准确。

[0075] 步骤S10222:将所述预设时间对应的脉搏幅度与所述起点对应的脉搏波幅值的差值,确定为所述脉搏波的幅值变化值。

[0076] 具体的,所述脉搏波的幅值变化值的计算方式为:

$$[0077] \Delta I_i = I[p_{start}^i + \Delta p] - I[p_{start}^i];$$

[0078] 上述公式中, ΔI_i 表示第 i 个脉搏波周期中脉搏波的幅值变化值; $I[p_{start}^i]$ 表示第 i 个脉搏波周期中的起点位置对应的脉搏波幅值; $I[p_{start}^i + \Delta p]$ 表示第 i 个脉搏波周期中预设时间的位置对应的脉搏幅值; Δp 为偏离起点的一小段时间,所述预设时间的取值范围可以为0.002秒—0.02秒。

[0079] 本申请实施例的脉搏波的幅值变化值可在一定程度上反映血管的半径变化,从而间接反映血压的大小的变化情况,尤其是起点开始的脉搏波幅值变化,因此,通过获取脉搏波的幅值变化值来建立血压线性模型,可利用脉搏波信号的幅值信息,提高血压测量的准确性。

[0080] 请参阅图6,在本申请的一个示例性实施例中,步骤S102和步骤S1032中,还包括确定所述血压特征值的步骤,包括:

[0081] 步骤S10231:计算每个脉搏波周期中的脉搏幅值变化值的 n 次方与对应的脉搏波周期值的 m 次方的比值;其中, n, m 均为正数。

[0082] 步骤S10232:将所述比值累加求平均后获得的平均值确定为血压特征值。

[0083] 具体的,所述血压特征值的计算公式表示为:

$$[0084] F = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{\Delta I_i^n}{T_i^m}$$

[0085] 上述公式中, F 表示容积脉搏波信号的血压特征值; N 表示容积脉搏波信号中脉搏波的数量; ΔI_i 表示第 i 个脉搏波的脉搏幅值变化值; T_i 表示第 i 个脉搏波的脉搏波周期值。

[0086] 通过获取每个脉搏幅值变化值的 n 次方和对应的脉搏波周期值的 m 次方的比值的平均值作为血压特征值,可防止单独用某个脉搏波周期进行分析时,因待测对象本身刚好在这个脉搏波周期时间内因移动或其他原因而造成检测误差,从而影响后面测量的准确性。

[0087] 在本申请实施例中,优选的,所述 n 为 1, m 为 2, 即, 所述血压特征值的计算公式优选为:

[0088]
$$F = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{\Delta I_i}{T_i^2}$$

[0089] 通过上述优选的血压特征值来获取血压测量值,可提高血压测量的准确性。

[0090] 为使建立的线性血压模型更加准确,更能反映实际血压测量,还可以通过最小二乘法计算获得线性血压模型。具体的,将血压特征值作为横坐标,将血压值作为纵坐标建立直接坐标系,然后将多组血压特征值和对应的血压值作为一个坐标点标定在该坐标系上,并使用一条直线来拟合这些坐标点,通过调节直线的参数减少直线与样本点的残差平方和,最后将残差平方和最小的直线确定为线性血压模型。

[0091] 下面具体说明本申请基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法的原理。

[0092] 请参阅图7,根据脉搏波空间长度不变假设,可以得到血液流速与脉搏波周期的关系如下:

[0093]
$$v = \frac{L_T}{T}$$
 公式 (1)

[0094] 上述公式中,v表示血液流速;L_T表示脉搏波的空间长度;T表示脉搏波的周期值。

[0095] 根据理想液体在弹性管内的流速公式如下:

[0096]
$$v = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}}$$
 公式 (2)

[0097] 上述公式中,v表示血液流速;E表示血管的杨氏模量;ρ表示血液密度;h表示血管壁厚度;r表示血管半径。

[0098] 根据上述公式(1)和公式(2)可以获得杨氏模量E的表达式如下:

[0099]
$$E = \frac{2L_T^2 \rho}{h} \cdot \frac{r}{T^2}$$
 公式(3)

[0100] 根据杨氏模量公式:
$$E = P_c \frac{L_0}{\Delta L}$$
;血管周长和半径的关系式:
$$L = 2\pi r$$
以及外力影响下血管周长的变化量公式
$$\Delta L = L - L_0 = 2\pi(r - r_0)$$
,获得血管的杨氏模量E和血管半径r的关系:

[0101]
$$E = P_c \frac{L_0}{\Delta L} = P_c \frac{2\pi r_0}{2\pi(r - r_0)} = P_c \frac{r_0}{r - r_0}$$
 公式(4)

[0102] 上述公式中,E表示血管的杨氏模量;P_c表示血管所受的周向应力;r₀表示不受外力影响时的血管半径;L₀表示不受外力影响时的血管周长;ΔL表示外力影响下血管周长的变化量;r表示血管半径。

[0103] 由公式(3)和公式(4)可获得血管所受的周向应力P_c的表达式如下:

[0104]
$$P_c = \frac{2L_T \rho}{hr_0} \cdot \frac{r(r - r_0)}{T^2}$$
 公式 (5)

[0105] 由于血管可以看做薄壁管道,则内壁压力(即血压值)P和血管所受的周向应力P_c的关系式为:

[0106]
$$P = \frac{r}{h} P_c$$
 公式 (6)

[0107] 则由公式(5)和公式(6)可以获得血压值P的计算方式如下:

$$[0108] P = \frac{2L_T \rho}{h^2 r_0} \cdot \frac{r^3 - r^2 r_0}{T^2} \quad \text{公式(7)}$$

[0109] 对公式(7)进行差分计算,可获得血压变化值 ΔP 的计算方式如下:

$$[0110] \Delta P = \frac{2L_T \rho}{h^2 r_0} \cdot \frac{(3r - 2r_0)r\Delta r}{T^2} \quad \text{公式(8)}$$

[0111] 根据Lambert-Beer定律,血管内血液体积的变化量 ΔV 和传感器输出电压的变化量 ΔI 有如下关系:

$$[0112] \Delta I = \alpha \Delta V \quad \text{公式(9)}$$

[0113] 上述公式(9)中 α 为比例系数。

[0114] 根据光电容积测量法的原理,可以将传感器探测的区域看作一段固定长度为 L_V 的管道,则血管内血液体积 V 的计算公式为:

$$[0115] V = L_V \pi r^2 \quad \text{公式(10)}$$

[0116] 结合公式(9)和公式(10),并忽略二阶差分项可得传感器输出电压的变化量 ΔI 的计算方式如下:

$$\begin{aligned} [0117] \Delta I &= \alpha \Delta V \\ &= \alpha L_V \pi [(r + \Delta r)^2 - r^2] \\ &= \alpha L_V \pi (2r\Delta r + \Delta r^2) \\ &\approx 2\alpha L_V \pi r \Delta r \end{aligned} \quad \text{公式(11)}$$

[0118] 则由公式(9)和公式(11)可获得血压变化值 ΔP 的计算方式如下:

$$[0119] \Delta P = \frac{L_T \rho (3r - 2r_0)}{h^2 r_0 L_V \pi \alpha} \cdot \frac{\Delta I}{T^2} \quad \text{公式(12)}$$

[0120] 令:

$$[0121] \beta = \frac{L_T \rho (3r - 2r_0)}{h^2 r_0 L_V \pi \alpha}$$

$$[0122] F = \frac{\Delta I}{T^2}$$

[0123] 则有:

$$[0124] \Delta P = \beta F$$

[0125] 由于 $\Delta P = P - P_0$,则 $P = \Delta P + P_0 = \beta F + P_0$

[0126] 对于同一个待测对象, β 中各个参数都可视为常量,因此可以认为血压特征值 F 和血压变化值 ΔP 成线性关系;而 P_0 表示血压的基础偏置,对于同一个待测对象在短时间内测量也可以认为是常量,因此,短时间内同一个待测对象的血压值 P 与血压特征值 F 成线性关系,也即建立的线性血压模型具有强有力的理论指导,通过本申请的线性血压模型进行测量获得血压值是准确的。同时,对于不同的个体对象, β 中各个参数、 P_0 表示血压的基础偏置都不同,因此,对应的血压线性模型也不同,当需要对不同的个体对象进行连续血压测量时,需要分别建立不同个体对象的线性血压模型,再通过该待测对象对应的线性血压模型进行后续的连续血压测量。

[0127] 实施例2

[0128] 下述为本申请装置实施例,可以用于执行本申请方法实施例。对于本申请装置实施例中未披露的细节,请参照本申请方法实施例。

[0129] 请参见图8,其示出了本申请实施例提供的基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置的结构示意图。该基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置可以通过软件、硬件或者两者的结合实现成为基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置的全部或一部分。所述基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置200包括:

[0130] 信号获取模块201,用于获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;

[0131] 血压特征值确定模块202,用于根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值;

[0132] 血压值确定模块203,用于将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

[0133] 本申请实施例根据容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值,再将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值,无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压,大大方便了实际应用,实现了血压的连续测量;而且血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和周期值表征的波速信息,提高了血压测量的准确性,线性血压模型计算简单,提高了血压测量的效率。

[0134] 请参阅图9,在本申请的一个示例性实施例中,还包括血压线性模型训练模块204;所述血压线性模型训练模块204包括:

[0135] 训练样本获取模块2041,用于获取待测对象的至少两组用于训练的容积脉搏波信号、以及对应的至少两组用于训练的血压值;其中,所述血压值通过袖带式血压测量方式获得;所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期。

[0136] 血压特征值训练样本确定模块2042,用于根据至少两组所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得至少两组血压特征值。

[0137] 线性血压模型确定模块2043,用于将至少两组所述血压特征值作为输入,将对应的至少两组所述血压值作为输出,计算获得线性血压模型。

[0138] 所述血压值可为收缩压、舒张压或平均压,对应的,建立的线性血压模型为基于收缩压的线性血压模型、基于舒张压的线性血压模型或基于平均压的线性血压模型。

[0139] 本申请实施例根据至少两组所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得至少两组血压特征值,并通过袖带式血压测量方式获取血压值,进而同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和波速信息、以及准确的血压值来建立线性血压模型,提高了线性血压模型测量血压的准确性。

[0140] 由于获取容积脉搏波信号容易受周围环境以及测量仪器等的影响,因此,在本申请的一个示例性实施例中,所述基于容积脉搏波信号的连续血压测量装置还包括预处理模块(图中未显示);所述预处理模块用于:对所述容积脉搏波信号进行预处理;所述预处理方式至少包括如下的一种或多种:均值滤波、去除基线漂移以及去除高频噪声。其中,所述均值滤波的方式可以采用带通滤波器或者滑动平均滤波器等滤波方式。所述去除基线漂移和

去除高频噪声的方式可以采用高斯滤波、频域滤波、小波变换等方法进行处理。通过对待测对象的容积脉搏波信号进行预处理可以尽量减少周围环境以及测量仪器等的影响,进而提高后续血压测量的准确性。

[0141] 请参阅图10,在本申请的一个示例性实施例中,血压特征值确定模块202和血压特征值训练样本确定模块2042包括脉搏波周期值获取模块20210,所述脉搏波周期值获取模块20210包括用于:

[0142] 时间间隔计算模块20211,用于获取所述脉搏波周期的起点位置和终点位置,并计算所述起点位置和终点位置之间的采样点数量。

[0143] 周期值确定模块20212,用于将所述采样点数量与所述容积脉搏波信号的采样率的比值,确定为所述脉搏波的周期值。

[0144] 本申请实施例的脉搏波的周期值可在一定程度上反映血管内脉搏波的波速,从而间接反映血压的大小的变化,因此,通过获取脉搏波的周期值来建立血压线性模型,可利用脉搏波信号的波速信息,提高血压测量的准确性。

[0145] 请参阅图11,在本申请的一个示例性实施例中,血压特征值确定模块202和血压特征值训练样本确定模块2042包括脉搏波的幅值变化值确定模块20220,所述脉搏波的幅值变化值确定模块20220包括:

[0146] 幅值确定模块20221,用于获取脉搏波周期的起点对应的脉搏波幅值、以及预设时间对应的脉搏波幅值;所述预设时间为偏离起点的一小段时间。

[0147] 幅值变化值确定模块20221,用于将所述预设时间对应的脉搏幅度与所述起点对应的脉搏波幅值的差值,确定为所述脉搏波的幅值变化值。

[0148] 本申请实施例的脉搏波的幅值变化值可在一定程度上反映血管的半径变化,从而间接反映血压的大小的变化情况,尤其是起点开始的脉搏波幅值变化,因此,通过获取脉搏波的幅值变化值来建立血压线性模型,可利用脉搏波信号的幅值信息,提高血压测量的准确性。

[0149] 请参阅图12,在本申请的一个示例性实施例中,血压特征值确定模块202和血压特征值训练样本确定模块2042包括血压特征值计算模块20230,所述血压特征值计算模块20230包括:

[0150] 第一计算模块20231,用于计算每个脉搏波周期中的脉搏幅值变化值的n次方与对应的脉搏波周期值的m次方的比值;其中,n,m均为正数。

[0151] 第二计算模块20232,用于将所述比值累加求平均后获得的平均值确定为血压特征值。

[0152] 通过获取每个脉搏幅值变化值的n次方和对应的脉搏波周期值的m次方的比值的平均值作为血压特征值,可防止单独用某个脉搏波周期进行分析时,因待测对象本身刚好在这个脉搏波周期时间内移动或其他原因而造成检测误差,从而影响后面测量的准确性。

[0153] 实施例3

[0154] 下述为本申请设备实施例,可以用于执行本申请方法实施例。对于本申请设备实施例中未披露的细节,请参照本申请方法实施例。

[0155] 请参阅图13,本申请还提供一种电子设备300,所述电子设备300可以但不限于是各种个人计算机、笔记本电脑、智能手机、平板电脑等设备。所述电子设备300可以包括:至

少一个处理器301、至少一个存储器302,至少一个网络接口303,用户接口304以及至少一个通信总线305。

[0156] 其中,所述用户接口304主要用于为用户提供输入的接口,获取用户输入的数据,其可以包括显示终端和摄像终端;所述显示终端包括显示屏和触摸屏,所述显示屏用于显示经过处理器处理后的数据,如显示血压测量结果数据;所述触摸屏可以包括:电容屏,电磁屏或红外屏等,一般而言,该触摸屏可以接收用户通过手指或者输入设备输入的触摸操作或书写操作。可选的,所述用户接口304还可以包括标准的有线接口、无线接口。

[0157] 其中,所述网络接口303可选的可以包括标准的有线接口、无线接口(如WI-FI接口)。

[0158] 其中,所述通信总线305用于实现这些组件之间的连接通信。

[0159] 其中,所述处理器301可以包括一个或者多个处理核心。处理器301利用各种接口和线路连接整个电子设备300内的各个部分,通过运行或执行存储在存储器302内的指令、程序、代码集或指令集,以及调用存储在存储器302内的数据,执行电子设备300的各种功能和处理数据。可选的,处理器301可以采用数字信号处理(Digital Signal Processing, DSP)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)、可编程逻辑阵列(Programmable Logic Array,PLA)中的至少一种硬件形式来实现。处理器301可集成中央处理器(Central Processing Unit,CPU)、图像处理器(Graphics Processing Unit,GPU)和调制解调器等中的一种或几种的组合。其中,CPU主要处理操作系统、用户界面和应用程序等;GPU用于负责显示屏所需要显示的内容的渲染和绘制;调制解调器用于处理无线通信。可以理解的是,上述调制解调器也可以不集成到处理器301中,单独通过一块芯片进行实现。

[0160] 其中,存储器302可以包括随机存储器(Random Access Memory,RAM),也可以包括只读存储器(Read-Only Memory)。可选的,该存储器302包括非瞬时性计算机可读介质(non-transitory computer-readable storage medium)。存储器302可用于存储指令、程序、代码、代码集或指令集。存储器302可包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储用于实现操作系统的指令、用于至少一个功能的指令(比如触控功能、声音播放功能、图像播放功能等)、用于实现上述各个方法实施例的指令等;存储数据区可存储上面各个方法实施例中涉及到的数据等。存储器302可选的还可以是至少一个位于远离前述处理器301的存储装置。如图13所示,作为一种计算机存储介质的存储器302中可以包括操作系统、网络通信模块、用户。

[0161] 所述处理器301可以用于调用存储器63中存储的数据同步显示方法的应用程序,并具体执行以下操作:获取待测对象的容积脉搏波信号;其中,所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值;将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值。

[0162] 本申请实施例根据容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得血压特征值,再将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中,获得待测对象的血压值,无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压,大大方便了实际应用,实现了血压的连续测量;而且

血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和周期值表征的波速信息,提高了血压测量的准确性,线性血压模型计算简单,提高了血压测量的效率。

[0163] 在本申请的一个示例性实施例中,所述处理器301还包括执行如下操作:获取待测对象的至少两组用于训练的容积脉搏波信号、以及对应的至少两组用于训练的血压值;其中,所述血压值通过袖带式血压测量方式获得;所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期;用于根据至少两组所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值,获得至少两组血压特征值;用于将至少两组所述血压特征值作为输入,将对应的至少两组所述血压值作为输出,计算获得线性血压模型。

[0164] 由于获取容积脉搏波信号容易受周围环境以及测量仪器等的影响,因此,在本申请的一个示例性实施例中,所述处理器301还包括执行如下操作:对所述容积脉搏波信号进行预处理;所述预处理方式至少包括如下的一种或多种:均值滤波、去除基线漂移以及去除高频噪声。其中,所述均值滤波的方式可以采用带通滤波器或者滑动平均滤波器等滤波方式。所述去除基线漂移和去除高频噪声的方式可以采用高斯滤波、频域滤波、小波变换等方法进行处理。通过对待测对象的容积脉搏波信号进行预处理可以尽量减少周围环境以及测量仪器等的影响,进而提高后续血压测量的准确性。

[0165] 在本申请的一个示例性实施例中,所述处理器301用于执行确定所述脉搏波的周期值时,包括执行如下操作:用于获取所述脉搏波周期的起点位置和终点位置,并计算所述起点位置和终点位置的之间的采样点数量;用于将所述采样点数量与所述容积脉搏波信号的采样率的比值,确定为所述脉搏波的周期值。

[0166] 在本申请的一个示例性实施例中,所述处理器301用于执行确定所述脉搏波的幅值变化值时,包括执行如下操作:用于获取脉搏波周期的起点对应的脉搏波幅值、以及预设时间对应的脉搏波幅值;所述预设时间为偏离起点的一小段时间;用于将所述预设时间对应的脉搏幅度与所述起点对应的脉搏波幅值的差值,确定为所述脉搏波的幅值变化值。

[0167] 在本申请的一个示例性实施例中,所述处理器301用于执行确定所述血压特征值时,包括执行如下操作:用于计算每个脉搏波周期中的脉搏幅值变化值的n次方与对应的脉搏波周期值的m次方的比值;其中,n,m均为正数;用于将所述比值累加求平均后获得的平均值确定为血压特征值。

[0168] 实施例4

[0169] 本申请还提供一种计算机可读存储介质,其上储存有计算机程序,所述指令适于由处理器加载并执行上述所示实施例的方法步骤,具体执行过程可以参见实施例1所示的具体说明,在此不进行赘述。所述存储介质所在设备可以是个人计算机、笔记本电脑、智能手机、平板电脑等电子设备。

[0170] 对于设备实施例而言,由于其基本对应于方法实施例,所以相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的设备实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的组件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申请方案的目的。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。

[0171] 本领域内的技术人员应明白,本申请的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本申请可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本申请可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0172] 本申请是参照根据本申请实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0173] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0174] 在一个典型的配置中,计算设备包括一个或多个处理器(CPU)、输入/输出接口、网络接口和内存。

[0175] 存储器可能包括计算机可读介质中的非永久性存储器,随机存取存储器(RAM)和/或非易失性内存等形式,如只读存储器(ROM)或闪存(flash RAM)。存储器是计算机可读介质的示例。

[0176] 计算机可读介质包括永久性和非永久性、可移动和非可移动媒体可以由任何方法或技术来实现信息存储。信息可以是计算机可读指令、数据结构、程序的模块或其他数据。计算机的存储介质的例子包括,但不限于相变内存(PRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)、其他类型的随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、快闪记忆体或其他内存技术、只读光盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能光盘(DVD)或其他光学存储、磁盒式磁带,磁带磁磁盘存储或其他磁性存储设备或任何其他非传输介质,可用于存储可以被计算设备访问的信息。按照本文中的界定,计算机可读介质不包括暂存电脑可读媒体(transitory media),如调制的数据信号和载波。

[0177] 还需要说明的是,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、商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、商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,并不排除在包括要素的过程、方法、商品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0178] 以上仅为本申请的实施例而已,并不用于限制本申请。对于本领域技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原理之内所作的任何修改、等同替换、

改进等，均应包含在本申请的权利要求范围之内。

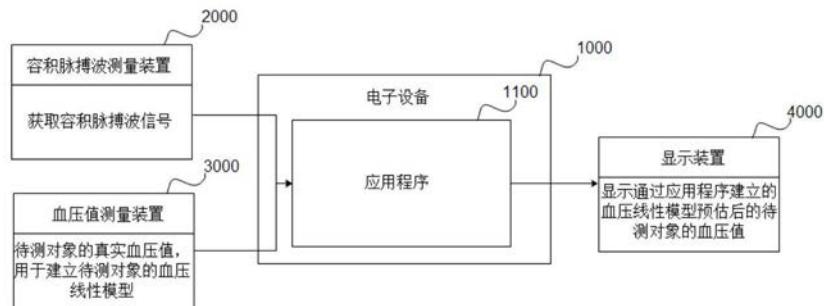


图1

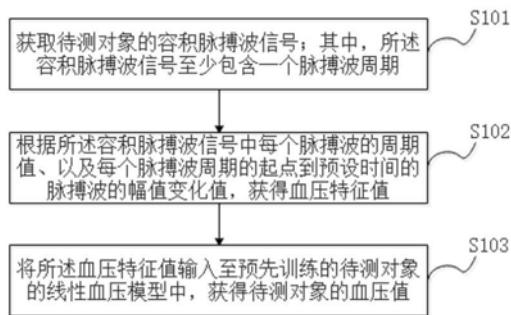


图2

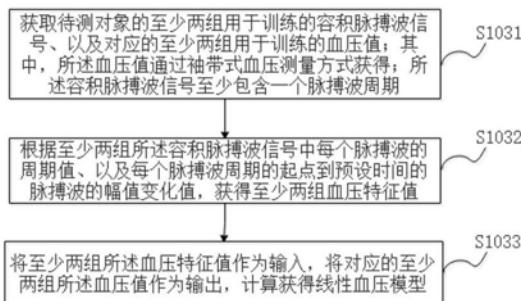


图3

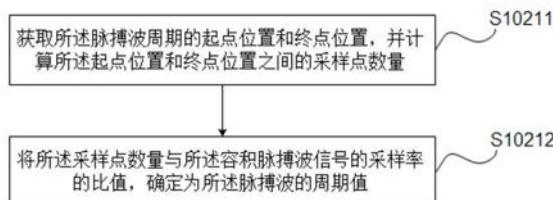


图4

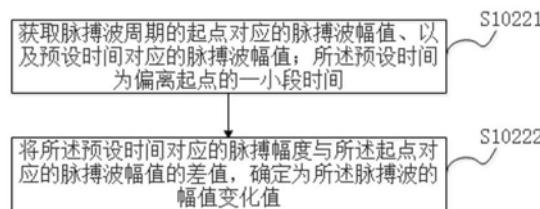


图5

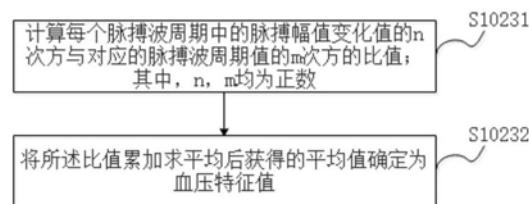


图6

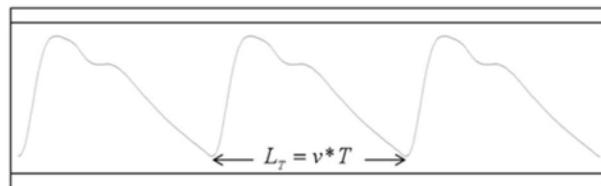


图7

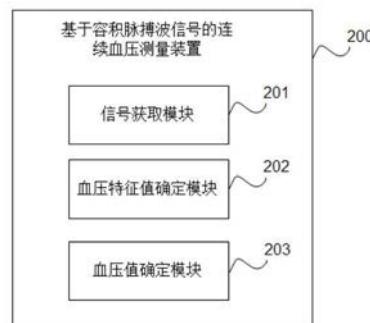


图8

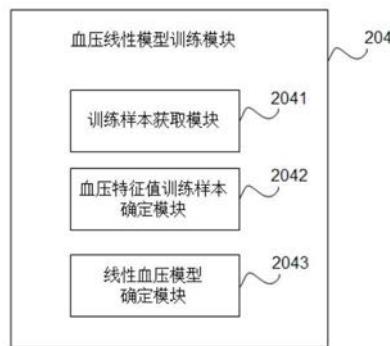


图9

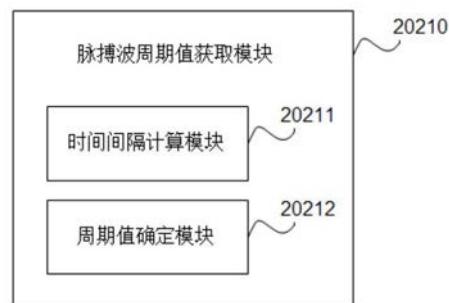


图10

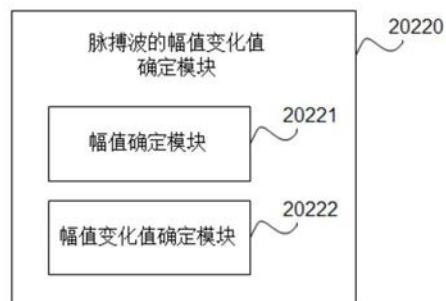


图11

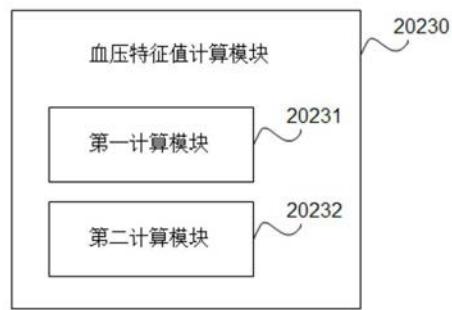


图12

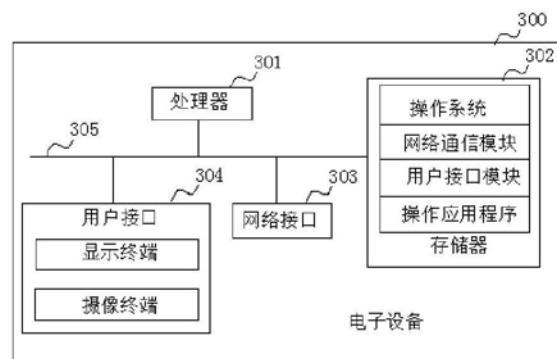


图13

专利名称(译)	基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、装置以及设备		
公开(公告)号	CN110840427A	公开(公告)日	2020-02-28
申请号	CN201911024345.X	申请日	2019-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	李振齐 鄢聪 赵巍		
发明人	李振齐 鄢聪 赵巍		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/72		
代理人(译)	潘桂生		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请实施例提供了一种基于容积脉搏波信号的连续血压测量方法、装置、设备以及存储介质，该方法包括：获取待测对象的容积脉搏波信号；其中，所述容积脉搏波信号至少包含一个脉搏波周期；根据所述容积脉搏波信号中每个脉搏波的周期值、以及每个脉搏波周期的起点到预设时间的脉搏波的幅值变化值，获得血压特征值；将所述血压特征值输入至预先训练的待测对象的线性血压模型中，获得待测对象的血压值。本申请无需像袖带式血压测量方法等待袖带充放气来进行测量血压，方便了实际应用，实现了血压的连续测量；而且血压特征值同时利用了容积脉搏波信号的幅值信息和波速信息，提高了血压测量的准确性，线性血压模型计算简单，提高了血压测量的效率。

