



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105852832 B

(45)授权公告日 2019.08.09

(21)申请号 201610225962.6

(22)申请日 2016.04.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105852832 A

(43)申请公布日 2016.08.17

(73)专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区北京100084-82
信箱

(72)发明人 邓宁 李毅彬

(74)专利代理机构 深圳市鼎言知识产权代理有
限公司 44311

代理人 娜拉

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103002798 A,2013.03.27,

CN 103637787 A,2014.03.19,

US 2002/0151805 A1,2002.10.17,

CN 103099610 A,2013.05.15,

US 2009/0182240 A1,2009.07.16,

CN 102579025 A,2012.07.18,

审查员 陈雨羲

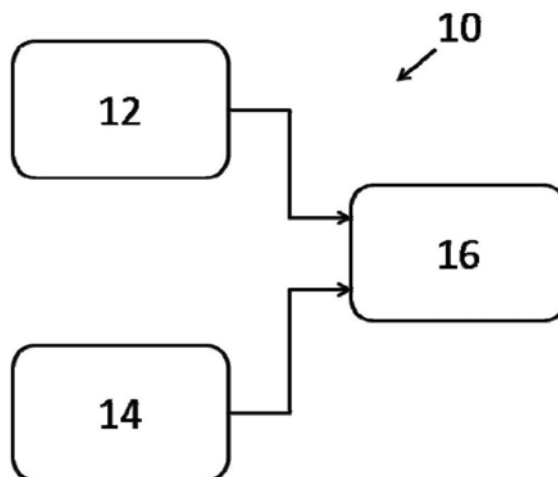
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

血压实时测量装置以及平均血压的测量方法

(57)摘要

本发明涉及一种血压实时测量装置,其特征在于,包括:一第一位置处脉搏波感应模组,包括一第一位置处第一脉搏波感应模块及一第一位置处第二脉搏波感应模块;一第二位置处脉搏波感应模组,包括一第二位置处第一脉搏波感应模块及一第二位置处第二脉搏波感应模块;以及一信号处理模块,用于计算第一位置处第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的第一传输信号差 Δt_A ,以及第二位置处第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的第二传输信号差 Δt_B ,同时根据第一传输信号差 Δt_A 与第二传输信号差 Δt_B 之间的差 Δt ,获得每个心动周期的动脉平均血压MBP。本发明进一步涉及一种平均血压测量方法。



1. 一种血压实时测量装置,其特征在于,包括:

一第一位置处脉搏波感应模组,包括一第一位置处第一脉搏波感应模块及一第一位置处第二脉搏波感应模块,以感应第一位置处不同类型的脉搏波信号;

一第二位置处脉搏波感应模组,包括一第二位置处第一脉搏波感应模块及一第二位置处第二脉搏波感应模块,以感应第二位置处不同类型的脉搏波信号;以及

一信号处理模组,用于对第一位置处第一脉搏波感应模块感应的第一脉搏波信号 A_1 、第一位置处第二脉搏波感应模块感应的第二脉搏波信号 A_2 、第二位置处第一脉搏波感应模块感应的第一脉搏波信号 B_1 及第二位置处第二脉搏波感应模块感应的第二脉搏波信号 B_2 进行处理,并计算第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的第一传输信号差 Δt_A ,以及第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的第二传输信号差 Δt_B ,同时根据第一传输信号差 Δt_A 与第二传输信号差 Δt_B 之间的差 Δt ,获得每个心动周期的动脉平均血压MBP;其中,所述第一传输信号差为第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的时间差,所述第二传输信号差为第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的时间差。

2. 如权利要求1所述的血压实时测量装置,其特征在于,第一位置处脉搏波感应模组和所述第二位置处脉搏波感应模组为两个相同的模组,分别设置于不同的感应位置,以获取不同位置处每个心动周期的脉搏波信号。

3. 如权利要求1所述的血压实时测量装置,其特征在于,所述不同类型的脉搏波信号选自压力脉搏波、光电容积脉搏波或血流速度脉搏波。

4. 如权利要求3所述的血压实时测量装置,其特征在于,所述第一位置处第一脉搏波信号 A_1 与第二位置处第一脉搏波信号 B_1 为相同类型的脉搏波信号,所述第一位置处第二脉搏波信号 A_2 与第二位置处第二脉搏波信号 B_2 为相同类型的脉搏波信号。

5. 如权利要求3所述的血压实时测量装置,其特征在于,所述第一位置处脉搏波感应模组进一步包括一第一模数转换模块,用于对第一位置处第一脉搏波信号 A_1 与第一位置处第二脉搏波信号 A_2 进行滤波、信号放大及模数转换,并将转换后的信号传输给信号处理模组;所述第二位置处脉搏波感应模组进一步包括一第二模数转换模块,用于对第二位置处第一脉搏波信号 B_1 与第二位置处第二脉搏波信号 B_2 进行滤波、信号放大及模数转换,并将转换后的信号传输给信号处理模组。

6. 如权利要求1所述的血压实时测量装置,其特征在于,所述第一传输信号差 Δt_A 与第二传输信号差 Δt_B 之间的差 Δt 与平均血压MBP之间的关系为:

$$MBP = k \frac{1}{\Delta t^2} + c ;$$

其中,k和c为两个校准参数。

7. 如权利要求6所述的血压实时测量装置,其特征在于,所述信号处理模组进一步包括一标定模块,该标定模块用于确定所述校准参数k和c,该标定模块包括标定程序,该标定过程为:

利用标准的血压测量方法测量标准收缩压 P_S 和标准舒张压 P_D 得到多组标准数据;

并记录同时测得的第一位置处的相位差 ΔP_A 与第二位置处的相位差 ΔP_B 的差PDD;

将所述校准所得的收缩压 P_S 和舒张压 P_D 应用经验公式计算平均血压,经验公式为:

$$MBP = \frac{2}{3}P_D + \frac{1}{3}P_S;$$

将标定计算出的平均血压MBP与对应测得的PDD进行拟合,计算出参数k和c。

8. 一种利用权利要求1-7任意一项所述的血压实时测量装置获取不同感应位置脉搏波传输时间差的差 Δt 的方法,包括以下步骤:

S1, 获取人体第一位置处的第一脉搏波信号A₁及第二脉搏波信号A₂;

S2, 获取人体第二位置处的第一脉搏波信号B₁及第二脉搏波信号B₂;

S3, 计算第一脉搏波信号A₁与第二脉搏波信号A₂之间的传输时间差 Δt_A ;

S4, 计算第一脉搏波信号B₁与第二脉搏波信号B₂之间的传输时间差 Δt_B ;

S5, 获取传输时间差 Δt_A 与传输时间差 Δt_B 之间的差 Δt 。

9. 如权利要求8所述的获取不同感应位置脉搏波传输时间差的差 Δt 的方法,其特征在于,所述第一位置处脉搏波感应模组设置于手腕处;所述第二位置处脉搏波感应模组设置于指尖处。

10. 如权利要求8所述的获取不同感应位置脉搏波传输时间差的差 Δt 的方法,其特征在于,所述第一脉搏波信号A₁和第二脉搏波信号A₂之间的传输时间差 Δt_A 通过第一脉搏波信号A₁与第二脉搏波信号A₂之间的相位差 ΔP_A 获得;所述第一脉搏波信号B₁和第二脉搏波信号B₂之间的传输时间差 Δt_B 通过第一脉搏波信号B₁与第二脉搏波信号B₂之间的相位差 ΔP_B 获得;第一位置处及第二位置处两个不同感应位置的传输时间差的差 Δt 通过第一位置处的相位差 ΔP_A 与第二位置处的相位差 ΔP_B 的差PDD获得,其中, $PDD = |\Delta P_A - \Delta P_B|$ 。

血压实时测量装置以及平均血压的测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种血压测量装置及平均血压的测量方法,尤其涉及一种血压无创、连续、实时测量装置以及测量方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病是当前发达国家和发展中国家人群致死的主要原因。高血压是心脑血管疾病最重要的危险因素之一,50%~70%的脑卒中和40%~50%的心肌梗死发生于血压升高有关。血压的监测对于心脑血管疾病的预防和早期发现及治疗有着重要作用。因此,实现血压的无创连续测量,对健康监护和临床研究具有重要意义。

[0003] 传统的基于脉搏波传输时间(Pulse Transit Time,PTT)测量血压是较为普遍的无创血压连续测量方法,被广泛用在可穿戴设备上进行血压测量。其核心思想是根据心电图(ECG)和动脉远端的脉搏波得到PTT,而PTT与血压存在较强的相关性,因此可以根据测得的PTT计算得到血压值。但是,基于PTT的血压测量方法需要同时测量心电信号和脉搏波信号。而心电信号需要在人体多个部位固定电极,需要多条电极引线,导致测量不方便。而且心电电极在使用一段时间后不能保证与皮肤很好地接触,不适于长时间(如24小时/7天)连续监测血压。

[0004] 脉搏波的相位差(Phase Difference of Pulse Waves,PDPW)是近年来新被提出的一个概念,是指两种不同种类的脉搏波(如压力脉搏波和容积脉搏波),由于传播速度的差异,从心室开始传播到动脉的同一位置形成的相位差。具体体现为两种脉搏波特征点之间的时间差。脉搏波的时间差蕴含着丰富的信息,其本身可以用于无创血压测量。

[0005] 现有技术中通过单一位置进行相位差测量,然而,由于测量过程对传感器放置的位置很敏感,两次测量过程中传感器位置的微小变化都需要重新来进行标定,操作繁琐,导致存在误差,所计算处的血压准确性有待提高。

发明内容

[0006] 有鉴于此,确有必要提供一种无创、连续、实时、精确的血压测量装置及测量方法。

[0007] 一种血压实时测量装置,其特征在于,包括:一第一位置处脉搏波感应模组,包括一第一位置处第一脉搏波感应模块及一第一位置处第二脉搏波感应模块,以感应第一位置处不同类型的脉搏波信号;一第二位置处脉搏波感应模组,包括一第二位置处第一脉搏波感应模块及一第二位置处第二脉搏波感应模块,以感应第二位置处不同类型的脉搏波信号;以及一信号处理模块,用于对第一位置处第一脉搏波感应模块感应的第一脉搏波信号 A_1 、第一位置处第二脉搏波感应模块感应的第二脉搏波信号 A_2 、第二位置处第二脉搏波感应模块感应的第二脉搏波信号 B_2 进行处理,并计算第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的第一传输信号差 Δt_A ,以及第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的第二传输信号差 Δt_B ,同时根据第一传输信号差 Δt_A 与第二传输信号差 Δt_B 之间的差 Δt ,获得每个心动周期的动脉平均血压MBP。

[0008] 第一位置处脉搏波感应模组和所述第二位置处脉搏波感应模组为两个相同的模组,分别设置于不同的感应位置,以获取不同位置处每个心动周期的脉搏波信号。

[0009] 所述不同类型的脉搏波信号选自压力脉搏波、光电容积脉搏波或血流速度脉搏波。

[0010] 所述第一位置处第一脉搏波信号 A_1 与第二位置处第一脉搏波信号 B_1 为相同类型的脉搏波信号,所述第一位置处第二脉搏波信号 A_2 与第二位置处第二脉搏波信号 B_2 为相同类型的脉搏波信号。

[0011] 所述第一位置处脉搏波感应模组进一步包括一第一数模转换模块,用于对第一位置处第一脉搏波信号 A_1 与第一位置处第二脉搏波信号 A_2 进行滤波、信号放大及模数转换,并将转换后的信号传输给信号处理模组;所述第二位置处脉搏波感应模组进一步包括一第二数模转换模组,用于对第二位置处第一脉搏波信号 B_1 与第二位置处第二脉搏波信号 B_2 进行滤波、信号放大及模数转换,并将转换后的信号传输给信号处理模组。

[0012] 所述第一传输信号差 Δt_A 与第二传输信号差 Δt_B 之间的差 Δt 与平均血压MBP之间的关系为:

$$[0013] \quad MBP = k \frac{1}{\Delta t^2} + c;$$

[0014] 其中, k 和 c 为两个校准参数。

[0015] 一种利用如上所述的血压实时测量装置测量血压的方法,包括以下步骤:

[0016] S1,获取人体第一位置处的第一脉搏波信号 A_1 及第二脉搏波信号 A_2 ;

[0017] S2,获取人体第二位置处的第一脉搏波信号 B_1 及第二脉搏波信号 B_2 ;

[0018] S3,计算第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的传输时间差 Δt_A ;

[0019] S4,计算第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的传输时间差 Δt_B ;

[0020] S5,获取传输时间差 Δt_A 与传输时间差 Δt_B 之间的差 Δt ;以及

[0021] S6,根据该传输时间差 Δt_A 与传输时间差 Δt_B 之间的差 Δt 计算平均血压值。

[0022] 与现有技术相比,本发明提供的血压实时测量装置及测量方法,通过采集人体两个位置处的脉搏波相位差信息计算平均血压,具有以下有益效果:从两个不同的位置处提取两个脉搏波相位差信息,并且根据其差值计算平均血压,排除了某一位置传感器微小变化对测量带来的干扰,操作简化很多;另外,脉搏波采集的位置无需固定,可以根据被测人的具体情况选择合理的采集点。

附图说明

[0023] 图1为本发明实施例提供的血压实时测量装置的功能框图。

[0024] 图2为本发明实施例提供的第一位置处获取两路脉搏波装置的功能框图。

[0025] 图3为本发明实施例提供的第二位置处获取两路脉搏波装置的功能框图。

[0026] 图4为本发明实施例提供的实时测量血压的方法的流程图。

[0027] 图5本发明实施例提供的人体第一位置测量得到的不同脉搏波的波形和相位差。

[0028] 图6本发明实施例提供的人体第二位置测量得到的不同脉搏波的波形和相位差。

[0029] 主要元件符号说明

[0030]	血压实时测量装置	10
[0031]	第一位置处脉搏波感应模组	12
[0032]	第二位置处脉搏波感应模组	14
[0033]	信号处理模组	16
[0034]	第一位置处第一脉搏波感应模块	122
[0035]	第一位置处第二脉搏波感应模块	124
[0036]	第一模数转换模块	126
[0037]	第二位置处第一脉搏波感应模块	142
[0038]	第二位置处第二脉搏波感应模块	144
[0039]	第二模数转换模块	146
[0040]	如下具体实施方式将结合上述附图进一步说明本发明。	

具体实施方式

[0041] 以下将结合附图详细说明本发明实施例提供的血压实时测量装置。

[0042] 请一并参阅图1至图3,本发明实施例提供一种血压实时测量装置10,该血压实时测量装置10包括第一位置处脉搏波感应模组12,第二位置处脉搏波感应模组14以及信号处理模组16。

[0043] 所述第一位置处脉搏波感应模组12和所述第二位置处脉搏波感应模组14是两个相同的模组,可分别设置于人体的不同位置,用于获取人体不同位置处每个心动周期的脉搏波信号,例如第一位置处和第二位置处每个心动周期的两路脉搏波信号。所述第一位置处脉搏波感应模组12包括一第一位置处第一脉搏波感应模块122、一第一位置处第二脉搏波感应模块124以及一第一模数转换模块126。所述第二位置处脉搏波感应模组14包括一第二位置处第一脉搏波感应模块142、一第二位置处第二脉搏波感应模块144以及第二模数转换模块146。

[0044] 所述脉搏波感应模块的位置需要动脉距离表皮较近或富含毛细血管,易于探测,包括但不限于桡手指尖端、动脉处、颈动脉处、耳垂处或足背动脉处等位置。所述第一位置处脉搏波感应模组12和所述第二位置处脉搏波感应模组14设置的感应位置不同。本发明第实施例选择的第一位置处为左臂桡动脉处,第二位置处为左臂手指尖端。

[0045] 所述第一位置处第一脉搏波感应模块122用于获取每个心动周期的人体第一位置处第一脉搏波信号 A_1 ,所述第二位置处第一脉搏波感应模块142用于获取每个心动周期的第二位置处第一脉搏波信号 B_1 ;所述第一位置处第二脉搏波感应模块124用于获取每个心动周期的第一位置处第二脉搏波信号 A_2 ,所述第二位置处第二脉搏波感应模块144用于获取每个心动周期的第二位置处第二脉搏波信号 B_2 。所述第一位置处第一脉搏波感应模块122与第一位置处第二脉搏波感应模块124感应的脉搏波类型不同,以测量不同类型的脉搏波;同样的,第二位置处第一脉搏波感应模块142与第二位置处第二脉搏波感应模块144感应的脉搏波的类型也不同,以测量不同类型的脉搏波。所述第一位置处第一脉搏波信号 A_1 与第二位置处第一脉搏波信号 B_1 可为相同类型的脉搏波信号,所述第一位置处第二脉搏波信号 A_2 与第二位置处第二脉搏波信号 B_2 可为相同类型的脉搏波信号。

[0046] 所述脉搏波的类型可包括压力脉搏波、光电容积脉搏波或血流速度脉搏波。相应

地,所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142和第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144可以分别为压力脉搏波感应模块、光电容积脉搏波感应模块及血流速度脉搏波感应模块中的一种,只要保证第一位置处第一脉搏波感应模块122和第一位置处第二脉搏波感应模块124选取脉搏波感应类型互不相同的感应器,所述第二位置处第一脉搏波感应模块142与第二位置处第二脉搏波感应模块144选取脉搏波感应类型互不相同的感应器即可。

[0047] 所述压力脉搏波感应模块用于感测每个心动周期的压力脉搏波。所述压力脉搏波感应模块可通过压力传感器实现。所述压力传感器包括压电薄膜传感器以及硅基压阻传感器中的至少一种。所述压力传感器感应的到信号可转化成电信号传输到所述第一模数转换模块126及第二模数转换模块146,并转化为数字信号传输给信号处理模组16。

[0048] 所述光电容积脉搏波感应模块用于感测每个心动周期的光电容积脉搏波。所述光电容积脉搏波感应模块可通过光探测器接收的光强随心动周期感测位置处动脉中血液的容积变化呈脉动性变化所获得的光信号经光电探测器转换为电信号获得所述光电容积脉搏波。所述光电容积脉搏波感应模块可包括光电管以及光电探测器。所述光电管可以为发光二极管。所述光电探测器可以为透射式光电探测器或反射式光电探测器,可根据所选择的测量位置来确定。优选地,采用反射式光电探测器来探测动脉反射的光信号。所述光电管和光电探测器的工作波长范围可以为600nm至1000nm的红外光范围。优选地,所述光电管和光探测器的工作波长范围为800nm至960nm。

[0049] 所述血流速度脉搏波感应模块用于感测每个心动周期的血流速度脉搏波。所述血流速度脉搏波感应模块可以为磁传感血流速度脉搏波感应模块或其它可以测量每个心动周期的血流速度脉搏波的感应器。优选地,所述血流速度脉搏波感应模块采用磁传感血流速度脉搏波感应模块。所述磁传感血流速度脉搏波感应模块可包括偏置磁片以及磁传感器。所述偏置磁片设置于动脉位置,用于产生偏置磁场,所述磁传感器感测每个心动周期的血流速度的变化引起感测位置处磁场变化的信号。所述感应信号转化成电信号传输到所述第一模数转换模块126及第二模数转换模块146,并转化为数字信号传输给信号处理模组16。所述磁传感器可以是巨磁阻传感器、隧道磁阻传感器或霍尔磁传感器。

[0050] 本发明第一实施例中所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142为压力脉搏波感应模块;所述第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144为光电容积脉搏波感应模块。

[0051] 本发明第二实施例中所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142为血流速度脉搏波感应模块,所述第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144为光电容积脉搏波感应模块。

[0052] 本发明第三实施例中所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142为压力脉搏波感应模块,所述第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144为血流速度脉搏波感应模块。

[0053] 所述第一模数转换模块126、第二模数转换模块146可进一步包括一滤波和信号放大模块,用于对接收到的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号先进行滤波和信号放大,然后再进行模数转换。所述滤波和信号放大模块可采用滤波电路和信号放大器来实现。进一步,所述第一模数转换模块126、第二模数转换模块146可集成于信号处理模组16中。

[0054] 所述信号处理模组16接收所述第一位置处脉搏波感应模组12和第二位置处脉搏波感应模组14传输的四路脉搏波信号 A_1 、 A_2 、 B_1 、 B_2 ，并可获取第一位置处接收的所述第一脉搏波信号 A_1 和第二脉搏波信号 A_2 之间的第一传输时间差 Δt_A ，第二位置处接收的所述第一脉搏波信号 B_1 和第二脉搏波信号 B_2 之间的第二传输时间差 Δt_B ，再根据第一位置处及第二位置处两个不同感应位置的传输时间差的差 Δt 获取每个心动周期的动脉平均血压，其中， $\Delta t = |\Delta t_A - \Delta t_B|$ 。进一步，所述第一脉搏波信号 A_1 和第二脉搏波信号 A_2 之间的传输时间差 Δt_A 可通过第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的相位差 ΔP_A 获得；类似的，所述第一脉搏波信号 B_1 和第二脉搏波信号 B_2 之间的传输时间差 Δt_B 可通过第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的相位差 ΔP_B 获得。则第一位置处及第二位置处两个不同感应位置的传输时间差的差 Δt 可通过第一位置处的相位差 ΔP_A 与第二位置处的相位差 ΔP_B 的差PDD获得，其中， $PDD = |\Delta P_A - \Delta P_B|$ 。

[0055] 所述信号处理模组16在计算来自同一位置处即第一位置或第二位置的两路脉搏波信号的相位差 ΔP_A 、 ΔP_B 时，可使用两种脉搏波的第一波峰点，如图5、图6所示。

[0056] 所述信号处理模组16在计算两不同感应位置即第一位置与第二位置之间的传输时间差的差 Δt 时，直接将两不同感应位置的传输时间差相减即可。

[0057] 所述每个心动周期的动脉平均血压与所述不同感应位置脉搏波传输时间差的差 Δt 成反比例关系，也即与不同感应位置脉搏波的相位差的差PDD成反比例关系。

[0058] 本发明实施例中所述不同感应位置脉搏波传输时间差的差 Δt 与平均血压的关系为：

$$[0059] \quad MBP = k \frac{1}{\Delta t^2} + c;$$

[0060] 其中，MBP为平均血压。 k 和 c 为两个校准参数，可通过标定模块获得。

[0061] 同时，由于 Δt 与PDD之间的对应关系，则不同感应位置脉搏波的相位差的差PDD与平均血压的关系满足：

$$[0062] \quad MBP = k \frac{1}{PDD^2} + c。$$

[0063] 所述信号处理模组16可进一步包括一标定模块，该标定模块用于确定所述校准参数 k 和 c 。该标定模块可执行一标定程序，该标定程序包括：

[0064] 利用标准的血压测量方法测量标准收缩压(P_S)和标准舒张压(P_D)得到多组标准数据；

[0065] 并记录同时测得的第一位置处的相位差 ΔP_A 与第二位置处的相位差 ΔP_B 的差PDD；

[0066] 将所述校准所得的收缩压(P_S)和舒张压(P_D)应用经验公式计算平均血压，经验公式为：

$$[0067] \quad MBP = \frac{2}{3}P_D + \frac{1}{3}P_S;$$

[0068] 将标定计算出的平均血压MBP与对应测得的PDD进行拟合，计算出参数 k 和 c 。

[0069] 所述标准的血压测量方法可以为利用标准的水银血压计测量获得。该标定过程操作简单、便捷且可以提高血压测量的准确度。本实施例中，采用5组标准数据。可以理解，所述标定程序仅为具体的实施例，也可通过其他现有的标定方法得到 k 及 c 。

[0070] 所述血压实时测量装置10可进一步包括一显示模块,以实时地显示测量得到的血压值或血压值曲线。

[0071] 所述血压实时测量装置10可进一步包括一传输模块,用于将测得的实时血压值传输到一智能终端以进一步分析监测。

[0072] 所述传输模块优选可以为无线传输模块。所述无线传输模块采用的传输方式可以为蓝牙传输、红外传输以及射频传输中的至少一种。所述智能终端可以为一监测装置用来实时监测测量到的血压值。此外,所述智能终端也可以通过所述传输模块接收所述脉搏波传输时间差,并通过该智能终端来计算每个心动周期的平均动脉血压。

[0073] 以所述第一位置处脉搏波感应模组12为例,可以将所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第一位置处第二脉搏波感应模块124以及第一模数转换模块126集成于一印制电路板上。该印制电路板优选为柔性的印制电路板,从而使该血压实时测量装置10可以为一柔性装置。同理,所述第二位置处脉搏波感应模组14也可同样集成设置。

[0074] 所述第一位置处脉搏波感应模组12和第二位置处脉搏波感应模组14可分别包括一本体,将所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142,第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144以及第一模数转换模块126、第二模数转换模块146封装其中。优选地,所述本体可易于将所述血压实时测量装置10固定于动脉位置。优选地,所述本体可以是一穿戴式结构。此外,所述本体也可以为一贴片式的结构,用于将所述本体装置贴附于皮肤表面接近动脉的位置。

[0075] 所述信号处理模组16、传输模块甚至显示模块也可以集成设置。优选地,可以将所述信号处理模组16、传输模块甚至显示模块集成到第一位置处脉搏波感应模组12处或第二位置处脉搏波感应模组14处。

[0076] 请参阅图4,本发明实施例进一步提供一种利用上述血压实时测量装置10实时测量血压的方法,包括以下步骤:

[0077] S1,获取人体第一位置处的第一脉搏波信号 A_1 及第二脉搏波信号 A_2 ;

[0078] S2,获取人体第二位置处的第一脉搏波信号 B_1 及第二脉搏波信号 B_2 ;

[0079] S3,计算第一脉搏波信号 A_1 与第二脉搏波信号 A_2 之间的传输时间差 Δt_A ;

[0080] S4,计算第一脉搏波信号 B_1 与第二脉搏波信号 B_2 之间的传输时间差 Δt_B ;

[0081] S5,获取传输时间差 Δt_A 与传输时间差 Δt_B 之间的差 Δt ;

[0082] S6,根据该传输时间差 Δt_A 与传输时间差 Δt_B 之间的差 Δt 计算平均血压值。

[0083] 在该方法中,传输时间差与相位差为对应关系,相位差为同一位置处测量得到的两路信号的峰值时间间隔,作为传输时间差。所述传输时间差的获取方式以及血压与传输时间差之间的对应关系均已介绍,在此不再赘述。

[0084] 实施例1

[0085] 所述血压实时测量装置10包括第一位置处脉搏波感应模组12、第二位置处脉搏波感应模组14以及信号处理模组16以及无线传输模块(图未示)。所述第一位置处脉搏波感应模组12、信号处理模组16以及无线传输模块集成设置于一柔性电路板并形成一腕带,设置于手腕处,用于实时测量手腕桡动脉血压值。所述第二位置处脉搏波感应模块14用医用3M透明胶带固定于中指指尖。其中,所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142为压力脉搏波感应模块,第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二

位置处第二脉搏波感应模块144为光电容积脉搏波感应模块。

[0086] 请参阅图5,图5为第一位置处测得的压力脉搏波信号和光电容积脉搏波信号。其中,在某一个心动周期,第一位置处脉搏波不同脉搏波之间的相位差 ΔP_A 为上述两种脉搏波第一波峰之间的时间间隔,获得脉搏波传输时间差 Δt_A 。经检测, Δt_A 为33.75ms。

[0087] 请参阅图6,图6为第二位置处测得的压力脉搏波信号和光电容积脉搏波信号。其中,在某一个心动周期,第二位置处不同类型脉搏波之间的相位差 ΔP_B 为上述两种脉搏波第一波峰之间的时间间隔,得到脉搏波传输时间差 Δt_B 。经检测, Δt_B 为-35.25ms。

[0088] 校准参数 $k=0.048$, $c=79.2277$,计算获得该心动周期的平均血压为89.31mmHg。

[0089] 实施例2

[0090] 该实施例的血压实时测量装置与实施例1的血压实时测量装置基本相同,区别在于,本实施例中,所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142为血流速度脉搏波感应模块,第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144为光电容积脉搏波感应模块。

[0091] 经检测, Δt_A 为42.33ms, Δt_B 为22.15ms,校准参数 $k=0.0116$, $c=65.3333$,计算获得该心动周期的平均血压为93.8183mmHg。

[0092] 实施例3

[0093] 该实施例的血压实时测量装置与实施例1的血压实时测量装置基本相同,区别在于,本实施例中,所述第一位置处第一脉搏波感应模块122、第二位置处第一脉搏波感应模块142为血流速度脉搏波感应模块,第一位置处第二脉搏波感应模块124、第二位置处第二脉搏波感应模块144为压力脉搏波感应模块。

[0094] 经检测, Δt_A 为12.45ms, Δt_B 为55.27ms,校准参数 $k=0.0514$, $c=60.25$,计算获得该心动周期的平均血压为88.2830mmHg。

[0095] 本发明通过采集人体两个位置处的脉搏波相位差信息计算平均血压,具有以下优势:首先,无需采集心电信号计算PTT,无需电极长时间接触身体,不会产生多条电极引线;其次,利用脉搏波相位差的差也即传输时间差的差与血压的关系,传感器方便获得,人体测量的过程中无不适感;再者,从两个不同的位置处提取两个脉搏波相位差信息,得到脉搏波传输时间差,并且根据其差值计算平均血压,排除了单一位置传感器微小变化对测量带来的干扰,操作简化很多;最后,脉搏波采集的位置无需固定,可以根据被测人的具体情况选择合理的采集点。

[0096] 另外,本领域技术人员还可以在本发明精神内做其它变化,当然,这些依据本发明精神所做的变化,都应包含在本发明所要求保护的范围之内。

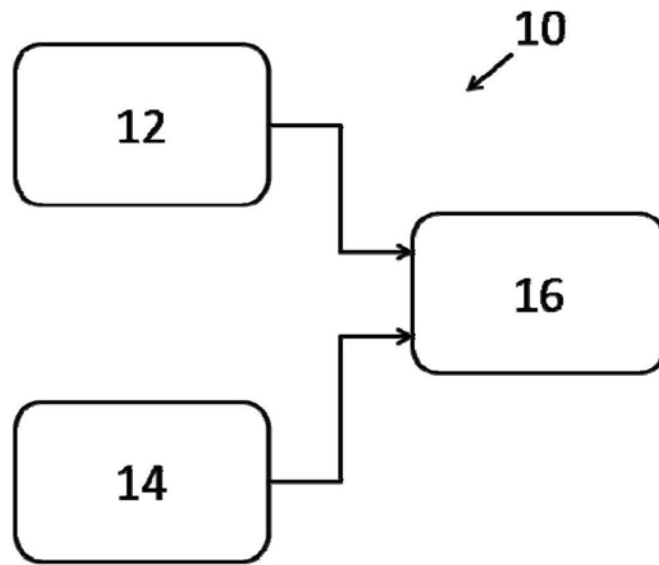


图1

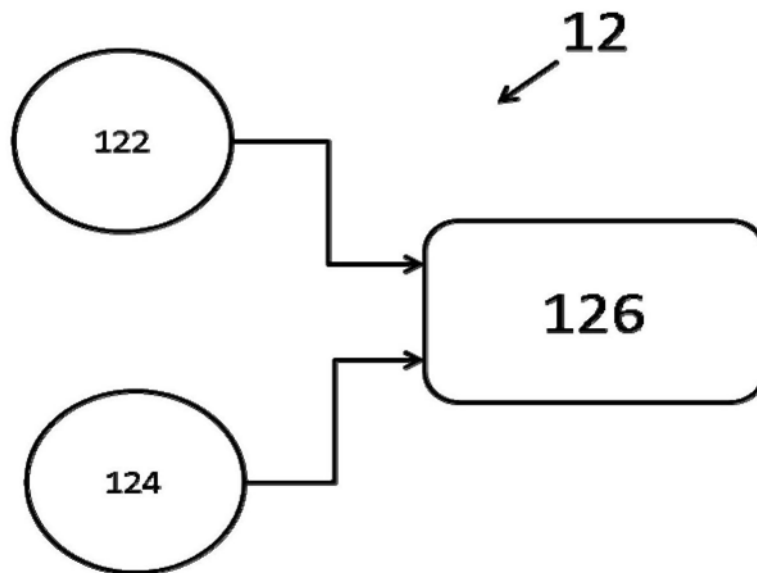


图2

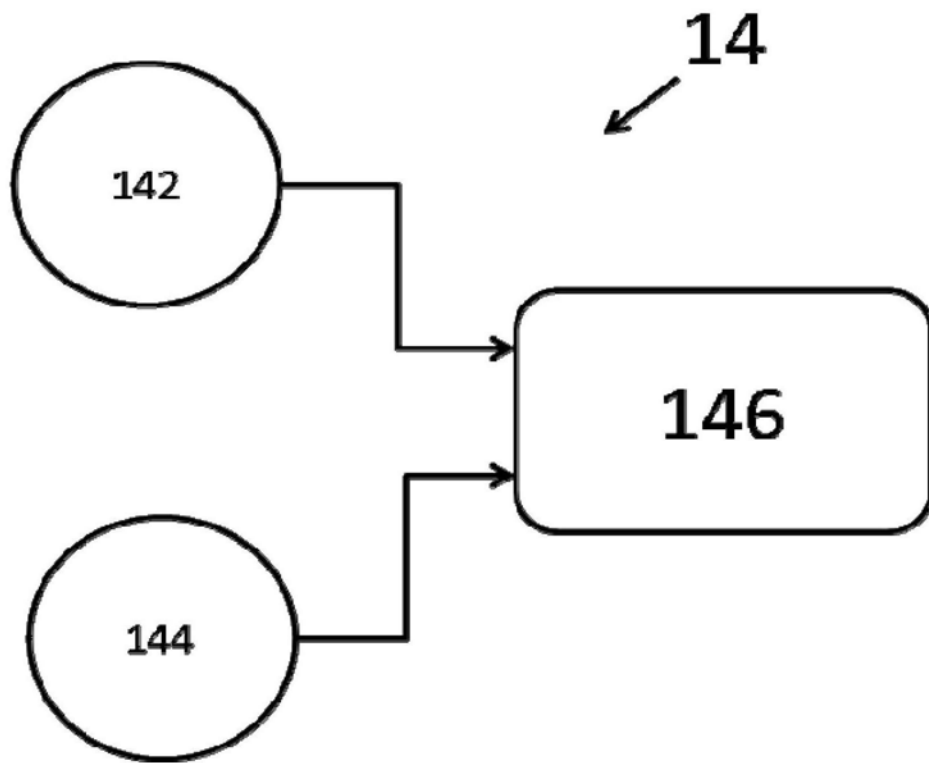


图3

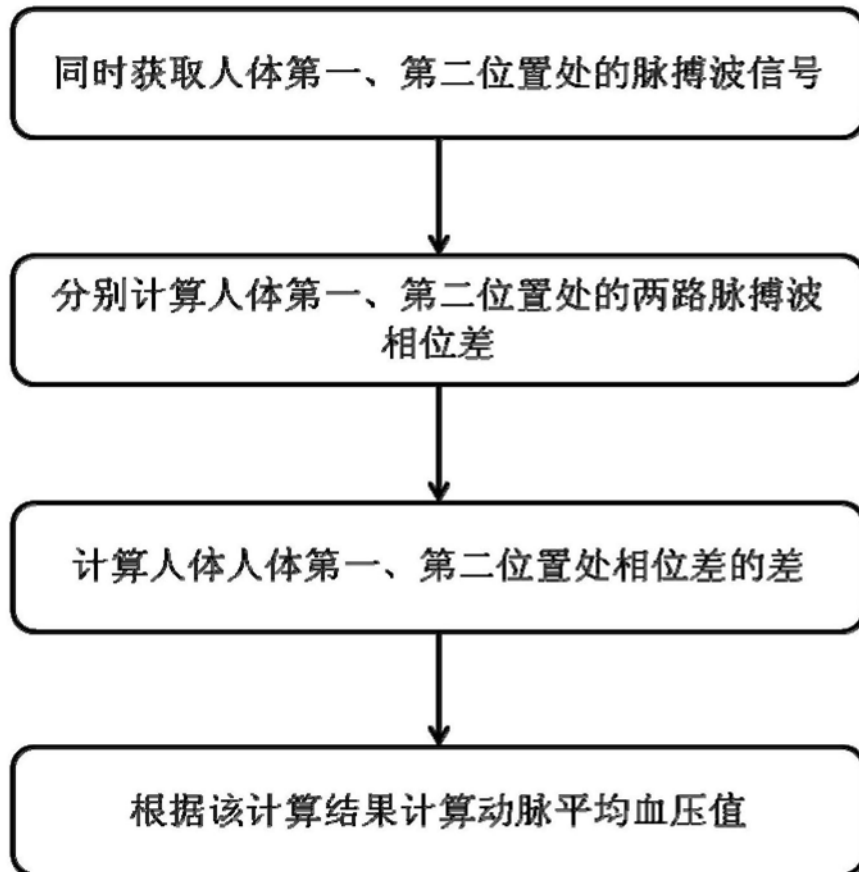


图4

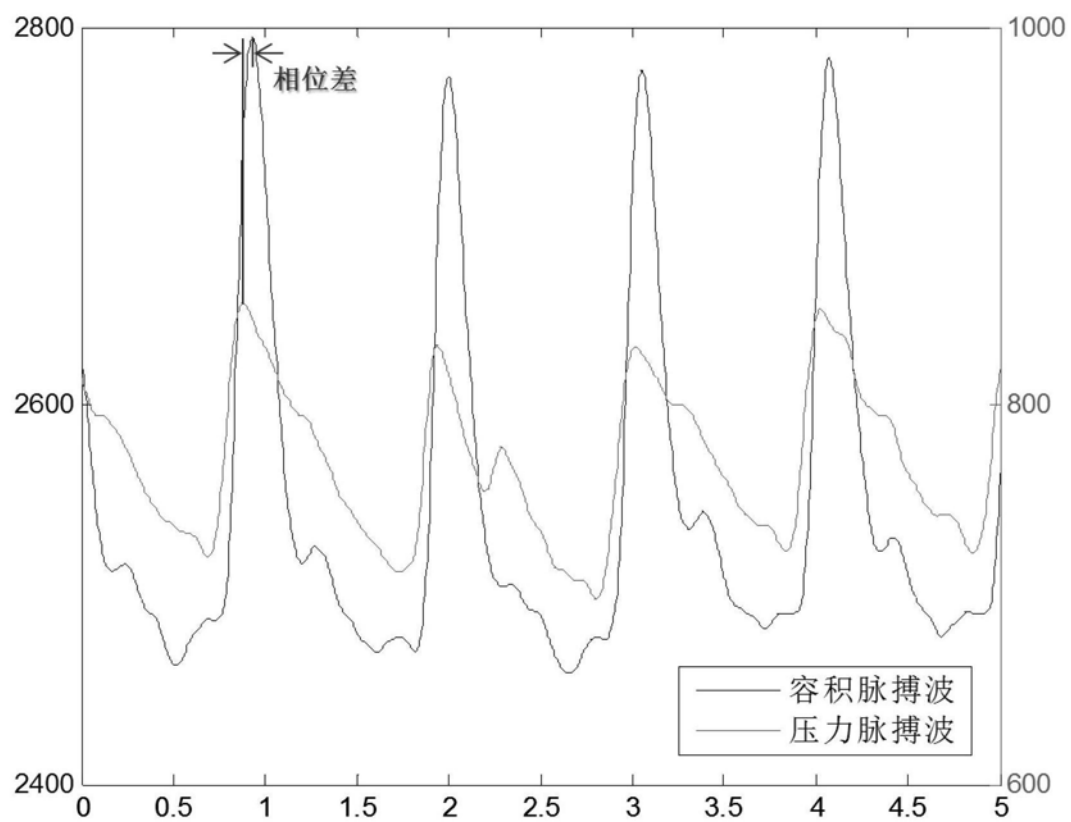


图5

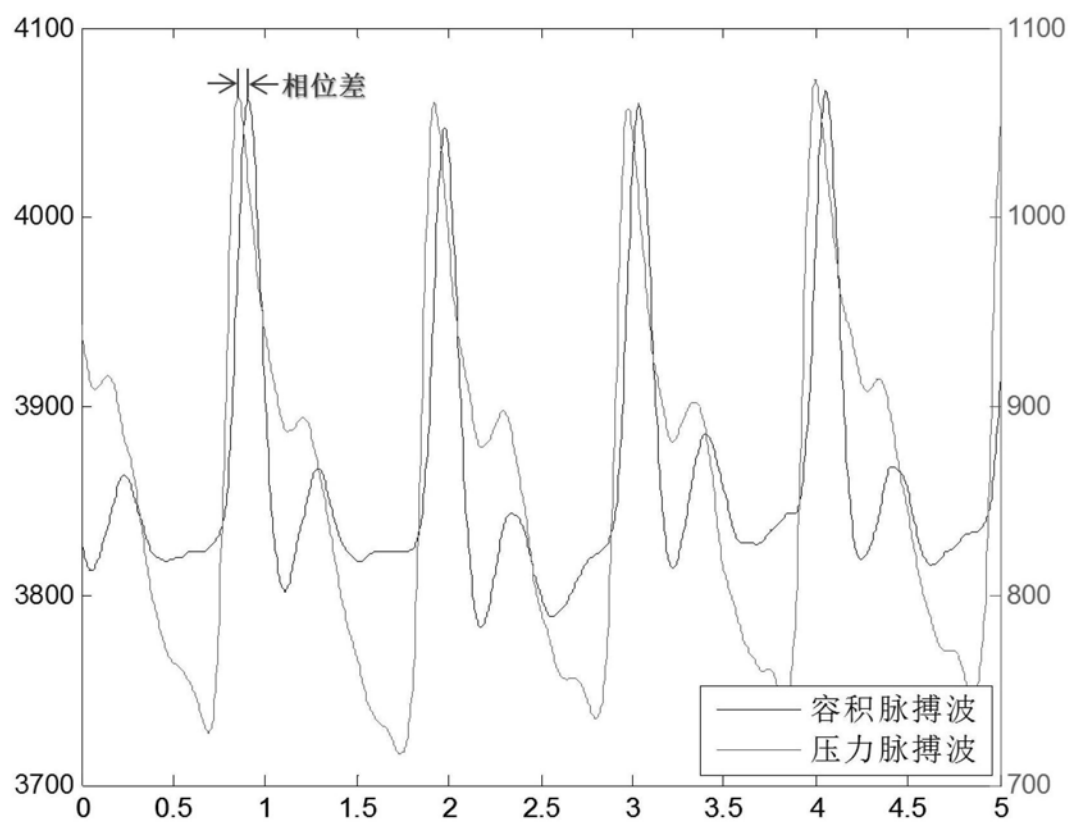


图6

专利名称(译)	血压实时测量装置以及平均血压的测量方法		
公开(公告)号	CN105852832B	公开(公告)日	2019-08-09
申请号	CN201610225962.6	申请日	2016-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	邓宁 李毅彬		
发明人	邓宁 李毅彬		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/0015 A61B5/0059 A61B5/02108 A61B5/7271		
其他公开文献	CN105852832A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血压实时测量装置，其特征在于，包括：一第一位置处脉搏波感应模组，包括一第一位置处第一脉搏波感应模块及一第一位置处第二脉搏波感应模块；一第二位置处脉搏波感应模组，包括一第二位置处第一脉搏波感应模块及一第二位置处第二脉搏波感应模块；以及一信号处理模块，用于计算第一位置处第一脉搏波信号A1与第二脉搏波信号A2之间的第一传输信号差 Δt_A ，以及第二位置处第一脉搏波信号B1与第二脉搏波信号B2之间的第二传输信号差 Δt_B ，同时根据第一传输信号差 Δt_A 与第二传输信号差 Δt_B 之间的差 Δt ，获得每个心动周期的动脉平均血压MBP。本发明进一步涉及一种平均血压测量方法。

