



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110367959 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910648955.0

(22)申请日 2019.07.18

(71)申请人 上海海事大学

地址 201306 上海市浦东新区临港新城海  
港大道1550号

(72)发明人 王伟彬 周媛 王思淇 刘柱  
王萍 庄佳奕

(74)专利代理机构 上海互顺专利代理事务所  
(普通合伙) 31332

代理人 成秋丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书7页 附图3页

### (54)发明名称

一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的  
血压测量装置

### (57)摘要

本发明提出了一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置。装置通过设计脉搏波相位差信号采集模块实现了只在人体同一位置放置传感器并同步采集同一位置的脉搏波相位差和其它脉搏波信息,解决了传统上使用脉搏波到达时间测量需要在人体多处附着测量电极获得心电图便携性较差的问题;通过上位机系统实现了控制下位机的采集过程,并且提取脉搏波的不同特征参数,将特征参数、脉搏波相位差和电子血压计数据进行逐步回归分析得到回归方程,后续血压测量便可不用进行逐步回归分析直接利用回归方程和脉搏波相位差信号采集模块采集的脉搏波信息直接得到血压值。该装置可以实现血压的连续测量,并得到丰富的同一位置不同类型脉搏波信息。



1. 一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置,其特征在于包括:脉搏波相位差信号采集模块、MCU控制模块、上位机系统、电源供电模块;所述的脉搏波相位差信号采集模块与MCU控制模块之间采用导线连接;所述的MCU控制模块和上位机系统之间采用蓝牙连接;所述的电源供电模块采用电线和其余模块连接;所述的脉搏波相位差信号采集模块同时在人体桡动脉处测得两种不同类型的脉搏波,使信号通过调理电路;所述的MCU控制模块接受来自上位机系统的控制指令,并分别将脉搏波相位差信号采集模块得到的两种不同脉搏波信号进行A/D模数转换,且将转换后的数字信号经蓝牙发送到上位机系统;所述的上位机系统发送控制指令给MCU控制模块,从而控制脉搏波相位差信号采集模块工作;上位机系统还可存储来自所述的脉搏波相位差信号采集模块采集到的脉搏波数据,并且提取出脉搏波相位差、脉搏波特征参数与血压拟合出线性方程;所述的电源供电模块可为其余模块提供稳定的电压源;所述的脉搏波相位差信号采集模块包括传感器模块和信号调理模块;所述的传感器模块包括两种不同类型的传感器,可同时在人体桡动脉处测得两种不同类型的脉搏波;所述的信号调理模块包括光电脉搏波信号调理电路模块和压力脉搏波调理电路模块,两路脉搏波信号调理电路模块均由前置放大电路、低通滤波电路和二级放大电路组成,将对检测到的脉搏波信号进行放大,同时滤除外界的高频干扰,并且达到适合A/D转换需要的电压;所述的上位机系统包括脉搏波信号预处理模块、脉搏波波形存储模块、特征点提取模块、特征点存储模块、相位差计算模块、相位差存储模块、逐步回归分析模块、电子血压计数据存储模块、回归方程存储模块和血压计算模块;所述的脉搏波信号预处理模块用于处理来自MCU控制模块的数字脉搏波信号,主要包括剔除特殊信号、数字滤波和去除基线漂移处理;所述的脉搏波波形存储模块存储来自脉搏波信号预处理模块处理的两路脉搏波波形信号;所述的特征点提取模块提取所述的脉搏波波形存储模块存储的脉搏波波形的特征量;所述的特征点存储模块存储所述的特征点提取模块提取的特征量,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;所述的相位差计算模块计算从所述的特征点存储模块存储的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差;所述的相位差存储模块存储从所述的相位差计算模块计算的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;所述的逐步回归分析模块分析所述的特征点存储模块存储的特征点和所述的相位差存储模块存储的相位差,分析两者与所述的电子血压计数据存储模块存储的血压值之间的线性关系;所述的回归方程存储模块存储逐步回归分析模块获得的回归方程;所述的电子血压计数据存储模块存储使用电子血压计测量得到的血压值;所述的血压计算模块使用从回归方程存储模块存储的线性方程、从所述的特征点存储模块存储的脉搏波特征点和从所述的相位差存储模块存储的脉搏波相位差值,将后两者数据代入到前者之中,便可测得血压。

2. 如权利要求1所述的一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置,其特征在于:所述的上位机系统发出采集控制指令给所述的MCU控制模块,控制所述的脉搏波相位差信号采集模块采集双路脉搏波。

3. 如权利要求1所述的一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置,其特征在于:所述的脉搏波特征量包括脉搏波收缩期相对时间 $T1t = T1/T$ ,收缩期和舒张期的时间比 $T12 = T1/T2$ ,重搏波时间相对时间 $Tft = Tf/T$ ,脉搏波主峰高度 $H$ ,降中峡高度 $h$ ,重搏波高度 $g$ ,降中峡相对高度 $Hh = h/H$ ,重搏波相对高度 $Hg = g/H$ ,收缩期相对面积 $S1S = S1/(S1$

+S2), 收缩期与舒张期的时间比 $S12=S1/S2$ , 主峰上升速率 $V$ , 特征量 $K$ 值以及每搏心输出量 $Z$ ; 其中 $K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}$ ,  $P_d$ 为脉搏波波谷点对应值,  $P_s$ 为脉搏波峰值点对应值,  $P_m$ 代表脉搏波平均值; 其中每搏心输出量 $Z$ 定义为 $Z=H(1+T12)$ ;  $H$ 代表脉搏波主峰高度,  $T12$ 代表收缩期和舒张期的时间比。

4. 一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量的方法, 使用如权利要求1所述的一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置, 其特征在于包括以下步骤:

步骤一: 双路不同类型脉搏波的采集和电子血压计的测量

步骤11: 将脉搏波相位差信号采集模块佩戴于右手内侧桡动脉上, 使用所述的上位机系统发出采集控制指令给所述的MCU控制模块;

步骤12: 所述的MCU控制模块控制所述的所述的脉搏波相位差信号采集模块中的传感器模块开始采集双路不同类型脉搏波;

步骤13: 通过信号调理电路模块将双路脉搏波信号进行放大和滤波处理, 并将处理完的双路不同类型脉搏波信号传输至所述的MCU控制模块;

步骤14: 所述的MCU控制模块将脉搏波相位差信号采集模块得到的双路脉搏波信号进行A/D模数转换, 并将转换后的数字信号经蓝牙发送到上位机系统中的脉搏波信号预处理模块中;

步骤二: 双路不同类型脉搏波信号的处理

步骤21: 使用所述的上位机系统中的脉搏波信号预处理模块处理来自MCU控制模块的数字脉搏波信号, 主要包括剔除特殊信号、数字滤波和去除基线漂移处理, 并存储于所述的上位机系统中的脉搏波波形存储模块;

步骤22: 使用所述的特征点提取模块提取存储于所述的脉搏波波形存储模块中的脉搏波的特征量;

步骤23: 使用所述的特征点存储模块存储所述的特征点提取模块中的脉搏波特征量, 并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;

步骤24: 使用所述的相位差计算模块用于计算从所述的特征点存储模块存储的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差;

步骤25: 使用所述的相位差存储模块用于存储所述的相位差计算模块中的相位差数据, 并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;

步骤26: 使用所述的逐步回归分析模块用于分析所述的特征点存储模块存储的特征点和所述的相位差存储模块存储的相位差, 分析两者与所述的电子血压计数据存储模块存储的血压值之间的线性关系, 并将得到的回归方程存储于所述的回归方程存储模块中, 以便后续使用;

所述的逐步回归分析可得到基本形式如下所示的回归方程:

$$y = a_0 + a_1 \times x_1 + a_2 \times x_2 + \dots + a_n \times x_n$$

其中,  $y$ 是因变量, 也就是收缩压和舒张压;  $a_0$ 为常数项,  $a_1, a_2 \dots a_n$ 为偏回归系数;  $x_1, x_2 \dots x_n$ 为自变量, 也就是PD和脉搏波特征参数; 此外, 仅在第一次使用本发明时需要使用逐步回归分析模块;

步骤27:使用所述的血压计算模块用于使用从逐步回归分析模块分析出的线性方程、从所述的特征点存储模块存储的脉搏波特征点和从所述的相位差存储模块存储的脉搏波相位差值,将后两者数据代入到前者之中,便可在接下来的时间连续测得血压;

步骤三:校准

一种校准方法,用于提高使用本装置进行长时间血压连续测量的测量精度,根据回归方程存储模块存储的方程的自变量数量,来决定重复步骤一和步骤21至步骤25的次数,需要重复的次数为自变量数量加一;此外,由于人体血压在一段时间内相对稳定,本发明采用改变呼吸频率的方法,即在使用电子血压计测量血压时改变呼吸频率,来改变人体生理状态,从而在相对较短的时间内尽可能获得更多人体不同的血压及其双路脉搏波数据;

步骤31:在平稳呼吸的状态下,重复步骤21至步骤25;

步骤32:休息一分钟后,改变呼吸频率的同时再重复步骤21至步骤25;

步骤33:再次休息一分钟,再次改变呼吸频率的同时重复步骤21至步骤25;直到重复的次数和自变量数量加一相同时为止。

## 一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置

### 技术领域：

[0001] 本发明涉及医疗设备健康监护领域，特别涉及到血压检测领域，实现一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置。

### 背景技术：

[0002] 无创连续血压测量是一种间接测量人体血压的方法，相对于有创测量而言，更加适合在日常生活中进行血压测量。而且在无创连续测量血压时，可以测得丰富的脉搏波信息，对于了解外界和内在因素对血压的影响规律、血管参数评估和心血管疾病的防预，具有重要的科研和临床价值。另外，在中国心血管疾病是影响城乡居民身体健康的头号天敌，而高血压是影响心血管健康的重要部分，根据研究预测显示，我国目前有2.7亿人患有高血压，而大部分人对此并不知情。因此无创连续血压监测的普及对于高血压的控制和提高国民健康水平将产生积极的意义，对无创连续血压监测技术开展研究具有重要的健康应用价值。

[0003] 近年来，使用脉搏波到达时间 (PAT) 进行无创连续血压监测已经很流行。PAT定义为心电图ECG的R波峰值到外围脉搏波峰值点之间的时间差。然而使用这种方法会带来一系列的弊端，首先因为 PAT包含预发射期 (PEP)，这是由心室机电延迟 (VEMD) 和等容收缩期决定的。此外，平滑肌 (SM) 收缩的影响在外周动脉是不可忽视的，这将影响PAT和血压之间的关系。而且，心电图的测量需要至少两个电极放置在人体皮肤表面，电极之间不可避免的需要用导线连接，这将影响测量的方便性。这些缺点限制了无创连续血压测量技术的应用和推广。在最近的研究中，利用脉搏波相位差来进行无创连续血压测量有望改进上述缺点。脉搏波的相位差 (PD) 是指两种不同种类的脉搏波 (如压力脉搏波和光电容积脉搏波)，从心室开始传播到同一位置，由于不同脉搏波传播速度的差异，会导致峰值有一个时间差，这个时间差就是脉搏波相位差。而单纯使用脉搏波相位差进行血压测量会产生较大的误差，因此，如果既可以提高无创连续血压测量装置的便携性，减少传感器测量在人体的放置位置，又可以达到提高基于脉搏波相位差测量装置的精确度的目的，可以极大的助力基于脉搏波相位差的无创连续血压测量在血压测量领域的应用，研究成果能够为基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量提供依据，并形成基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压装置，在此基础上建立一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置。

[0004] 针对使用基于PAT原理进行血压测量进行时，需要在人体多处附着测量电极获得心电图，便携性较差和单纯使用脉搏波相位差进行血压测量精度不高的问题，本发明提出一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置，旨在减少电极放置在人体的位置，并且提高测量精度，从而提高装置的可便携性和准确性，为基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量提供依据，并形成基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压方法，在此基础上建立基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置，为基于脉搏波相位差的无创连续血压测量推广与应用提供助力。

**发明内容：**

[0005] 针对使用基于PAT原理进行血压测量进行时，需要在人体多处附着测量电极获得心电图便携性较差和单纯使用脉搏波相位差进行血压测量精度不高的问题，本发明提出一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置，旨在减少电极放置在人体的位置，并且提高测量精度，从而提高装置的可便携性和准确性，为基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量提供依据，并形成基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压方法，在此基础上建立基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置，为基于脉搏波相位差的无创连续血压测量推广与应用提供助力。

[0006] 一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置包括脉搏波相位差信号采集模块、MCU控制模块、上位机系统、电源供电模块；所述的脉搏波相位差信号采集模块与MCU控制模块之间采用导线连接；所述的MCU控制模块和上位机系统之间采用蓝牙连接；所述的电源供电模块采用电线和其余模块连接；所述的脉搏波相位差信号采集模块的目的是同时在人体桡动脉处测得两种不同类型的脉搏波，使信号通过调理电路；所述的MCU控制模块接受来自上位机系统的控制指令，并分别将脉搏波相位差信号采集模块得到的两种不同脉搏波信号进行A/D模数转换，且将转换后的数字信号经蓝牙发送到上位机系统；所述的上位机系统发送控制指令给MCU控制模块，从而控制脉搏波相位差信号采集模块工作。上位机系统还可存储来自所述的脉搏波相位差信号采集模块采集到的脉搏波数据，并且提取出脉搏波相位差、脉搏波特征参数与血压拟合出线性方程；所述的电源供电模块可为其余模块提供稳定的电压源。

[0007] 进一步，所述的脉搏波相位差信号采集模块包括传感器模块和信号调理模块。所述的传感器模块包括两种不同类型的传感器，可同时在人体桡动脉处测得两种不同类型的脉搏波；优选的，此处两种不同类型的传感器选用光电传感器和压力传感器，两种传感器分别反映的是血液的充盈程度和动脉压力的变化；所述的信号调理模块包括光电脉搏波信号调理电路模块和压力脉搏波调理电路模块，两路脉搏波信号调理电路模块均由前置放大电路、低通滤波电路和二级放大电路组成，作用为实现对检测到的脉搏波信号进行放大，同时滤除外界的高频干扰，并且达到适合A/D转换需要的电压。

[0008] 进一步，所述的上位机系统发出采集控制指令给所述的MCU控制模块，控制所述的脉搏波相位差信号采集模块采集双路脉搏波；所述的上位机系统包括脉搏波信号预处理模块、脉搏波波形存储模块、特征点提取模块、特征点存储模块、相位差计算模块、相位差存储模块、逐步回归分析模块、电子血压计数据存储模块、回归方程存储模块和血压计算模块。

[0009] 进一步，所述的脉搏波信号预处理模块用于处理来自MCU控制模块的数字脉搏波信号，主要包括剔除特殊信号、数字滤波和去除基线漂移处理，以便获得收到干扰更小的脉搏波信号，为后续提取特征量做准备；所述的脉搏波波形存储模块存储来自脉搏波信号预处理模块处理的两路脉搏波波形信号；所述的特征点提取模块用于提取所述的脉搏波波形存储模块存储的脉搏波波形的特征量；所述的特征点存储模块用于存储所述的特征点提取模块提取的特征量，并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系；所述的相位差计算模块用于计算从所述的特征点存储模块存储的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差；所述的相位差存储模块用于存储从所述的相位差计算模块计算的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差，并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血

压计数据形成一一对应关系;所述的逐步回归分析模块分析所述的特征点存储模块存储的特征点和所述的相位差存储模块存储的相位差,分析两者与所述的电子血压计数据存储模块存储的血压值之间的线性关系;所述的回归方程存储模块用于存储逐步回归分析模块获得的回归方程;所述的电子血压计数据存储模块用于存储使用电子血压计测量得到的血压值;所述的血压计算模块用于使用从回归方程存储模块存储的线性方程、从所述的特征点存储模块存储的脉搏波特征点和从所述的相位差存储模块存储的脉搏波相位差值,将后两者数据代入到前者之中,便可测得血压。

[0010] 进一步,所述的脉搏波特征量包括脉搏波收缩期相对时间  $T1t = T1/T$ ,收缩期和舒张期的时间比  $T12 = T1/T2$ ,重搏波时间相对时间  $Tft = Tf/T$ ,脉搏波主峰高度H,降中峡高度h,重搏波高度g,降中峡相对高度  $Hh = h/H$ ,重搏波相对高度  $Hg = g/H$ ,收缩期相对面积  $S1S = S1/(S1+S2)$ ,收缩期与舒张期的时间比  $S12 = S1/S2$ ,主峰上升速率V,特征量K值以及每搏

心输出量Z。其中  $K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}$ ,  $P_d$ 为脉搏波波谷点对应值, $P_s$ 为脉搏波峰值点对应值, $P_m$ 代表

脉搏波平均值。其中每搏心输出量Z定义为  $Z = H(1+T12)$ 。H代表脉搏波主峰高度,T12代表收缩期和舒张期的时间比。

[0011] 进一步,所述的逐步回归分析可得到基本形式如下所示的方程:

[0012]  $y = a_0 + a_1 \times x_1 + a_2 \times x_2 + \dots + a_n \times x_n$

[0013] 其中,y是因变量,也就是收缩压和舒张压。 $a_0$ 为常数项, $a_1, a_2, \dots, a_n$ 为偏回归系数。 $x_1, x_2, \dots, x_n$ 为自变量,也就是PD和脉搏波特征参数。

[0014] 本发明进一步提供一种使用本装置的方法,包括以下步骤:

[0015] 步骤一:双路不同类型脉搏波的采集和电子血压计的测量

[0016] 步骤11:将脉搏波相位差信号采集模块佩戴于右手内侧桡动脉上,使用所述的上位机系统发出采集控制指令给所述的MCU控制模块;

[0017] 步骤12:所述的MCU控制模块控制所述的所述的脉搏波相位差信号采集模块中的传感器模块开始采集双路不同类型脉搏波;

[0018] 步骤13:通过信号调理电路模块将双路脉搏波信号进行放大和滤波处理,并将处理完的双路不同类型脉搏波信号传输至所述的MCU控制模块;

[0019] 步骤14:所述的MCU控制模块将脉搏波相位差信号采集模块得到的双路脉搏波信号进行A/D模数转换,并将转换后的数字信号经蓝牙发送到上位机系统中的脉搏波信号预处理模块中;

[0020] 步骤二:双路不同类型脉搏波信号的处理

[0021] 步骤21:使用所述的上位机系统中的脉搏波信号预处理模块处理来自MCU控制模块的数字脉搏波信号,主要包括剔除特殊信号、数字滤波和去除基线漂移处理,并存储于所述的上位机系统中的脉搏波波形存储模块;

[0022] 步骤22:使用所述的特征点提取模块提取存储于所述的脉搏波波形存储模块中的脉搏波的特征量;

[0023] 步骤23:使用所述的特征点存储模块存储所述的特征点提取模块中的脉搏波特征量,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;

[0024] 步骤24:使用所述的相位差计算模块用于计算从所述的特征点存储模块存储的两

路脉搏波主波峰值点之间的相位差；

[0025] 步骤25:使用所述的相位差存储模块用于存储所述的相位差计算模块中的相位差数据,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;

[0026] 步骤26:使用所述的逐步回归分析模块用于分析所述的特征点存储模块存储的特征点和所述的相位差存储模块存储的相位差,分析两者与所述的电子血压计数据存储模块存储的血压值之间的线性关系,并将得到的回归方程存储于所述的回归方程存储模块中,以便后续使用。此外,仅在第一次使用本发明时需要使用逐步回归分析模块;

[0027] 步骤27:使用所述的血压计算模块用于使用从逐步回归分析模块分析出的线性方程、从所述的特征点存储模块存储的脉搏波特征和从所述的相位差存储模块存储的脉搏波相位差值,将后两者数据代入到前者之中,便可在接下来的时间连续测得血压;

[0028] 步骤三:校准

[0029] 本发明还提供一种校准方法,用于提高使用本装置进行长时间血压连续测量的测量精度,根据回归方程存储模块存储的方程的自变量数量,来决定重复步骤一和步骤21至步骤25的次数,需要重复的次数为自变量数量加一。此外,由于人体血压在一段时间内相对稳定,本发明采用改变呼吸频率的方法,即在使用电子血压计测量血压时改变呼吸频率,来改变人体生理状态,从而在相对较短的时间内尽可能获得更多人体不同的血压及其双路脉搏波数据。

[0030] 步骤31:在平稳呼吸的状态下,重复步骤21至步骤25;

[0031] 步骤32:休息一分钟后,改变呼吸频率的同时再重复步骤21至步骤25;

[0032] 步骤33:再次休息一分钟,再次改变呼吸频率的同时重复步骤 21至步骤25。直到重复的次数和自变量数量加一相同时为止。

[0033] 本发明的有益效果如下:

[0034] 1.本发明提出的一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置具有便携性强,结构简单和实用价值高等优点,有利于无创连续血压测量技术的推广。

[0035] 2.本发明提出的一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置可以同时在同一部位测得两种不同类型的脉搏波,并获取大量脉搏波信息,有利于将来分析不同脉搏波之间的特征差异。

[0036] 3.本发明提出的一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置综合使用了脉搏波相位差和脉搏波特征参数进行血压的计算,有利于提高计算出的血压精度。

#### 附图说明:

[0037] 图1为本发明所述一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置示意图

[0038] 图2为本发明所述上位机系统包含的模块示意图

[0039] 图3为本发明所述脉搏波相位差信号采集模块包含的模块示意图

[0040] 图4为本发明所述脉搏波特征量示意图

#### 具体实施方式:

[0041] 参照附图,进一步说明本发明:



[0042] 针对使用基于PAT原理进行血压测量进行时,需要在人体多处附着测量电极获得心电图便携性较差和单纯使用脉搏波相位差进行血压测量精度不高的问题,本发明提出一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置,旨在减少电极放置在人体的位置,并且提高测量精度,从而提高装置的可便携性和准确性,为基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量提供依据,并形成基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压方法,在此基础上建立基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置,为基于脉搏波相位差的无创连续血压测量推广与应用提供助力。

[0043] 本发明首先提出一种基于脉搏波相位差信号和脉搏波特征参数的血压测量装置如图1所示,包括脉搏波相位差信号采集模块、MCU 控制模块、上位机系统、电源供电模块;所述的脉搏波相位差信号信号采集模块与MCU控制模块之间采用导线连接;所述的MCU控制模块和上位机系统之间采用蓝牙连接;所述的电源供电模块采用电线和其余模块连接;所述的脉搏波相位差信号信号采集模块的目的是同时在人体桡动脉处测得两种不同类型的脉搏波,使信号通过调理电路;所述的MCU控制模块接受来自上位机系统的控制指令,并分别将脉搏波相位差信号采集模块得到的两种不同脉搏波信号进行A/D模数转换,且将转换后的数字信号经蓝牙发送到上位机系统;所述的上位机系统发送控制指令给MCU控制模块,从而控制脉搏波相位差信号采集模块工作。上位机系统还可存储来自所述的脉搏波相位差信号采集模块采集到的脉搏波数据,并且提取出脉搏波相位差、脉搏波特征参数与血压拟合出线性方程;所述的电源供电模块可为其余模块提供稳定的电压源。

[0044] 进一步,所述的脉搏波相位差信号采集模块如图3所示,具体包括传感器模块和信号调理模块。所述的传感器模块包括两种不同类型的传感器,可同时在人体桡动脉处测得两种不同类型的脉搏波;优选的,此处两种不同类型的传感器选用光电传感器和压力传感器,两种传感器分别反映的是血液的充盈程度和动脉压力的变化;所述的信号调理模块包括光电脉搏波信号调理电路模块和压力脉搏波调理电路模块,两路脉搏波信号调理电路模块均由前置放大电路、低通滤波电路和二级放大电路组成,作用为实现对检测到的脉搏波信号进行放大,同时滤除外界的高频干扰,并且达到适合A/D转换需要的电压。

[0045] 进一步,所述的上位机系统如图2所示。上位机系统发出采集控制指令给所述的MCU控制模块,控制所述的脉搏波相位差信号采集模块采集双路脉搏波;所述的上位机系统包括脉搏波信号预处理模块、脉搏波波形存储模块、特征点提取模块、特征点存储模块、相位差计算模块、相位差存储模块、逐步回归分析模块、电子血压计数据存储模块、回归方程存储模块和血压计算模块。

[0046] 进一步,所述的脉搏波信号预处理模块用于处理来自MCU控制模块的数字脉搏波信号,主要包括剔除特殊信号、数字滤波和去除基线漂移处理,以便获得收到干扰更小的脉搏波信号,为后续提取特征量做准备;所述的脉搏波波形存储模块存储来自脉搏波信号预处理模块处理的两路脉搏波波形信号;所述的特征点提取模块用于提取所述的脉搏波波形存储模块存储的脉搏波波形的特征量;所述的特征点存储模块用于存储所述的特征点提取模块提取的特征量,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;所述的相位差计算模块用于计算从所述的特征点存储模块存储的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差;所述的相位差存储模块用于存储从所述的相位差计算模块计算的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血

压计数据形成一一对应关系;所述的逐步回归分析模块分析所述的特征点存储模块存储的特征点和所述的相位差存储模块存储的相位差,分析两者与所述的电子血压计数据存储模块存储的血压值之间的线性关系;所述的回归方程存储模块用于存储逐步回归分析模块获得的回归方程;所述的电子血压计数据存储模块用于存储使用电子血压计测量得到的血压值;所述的血压计算模块用于使用从回归方程存储模块存储的线性方程、从所述的特征点存储模块存储的脉搏波特征点和从所述的相位差存储模块存储的脉搏波相位差值,将后两者数据代入到前者之中,便可测得血压。

[0047] 进一步,所述的脉搏波特征量如图4所示,包括脉搏波收缩期相对时间 $T1t=T1/T$ ,收缩期和舒张期的时间比 $T12=T1/T2$ ,重搏波时间相对时间 $Tft=Tf/T$ ,脉搏波主峰高度 $H$ ,降中峡高度 $h$ ,重搏波高度 $g$ ,降中峡相对高度 $Hh=h/H$ ,重搏波相对高度 $Hg=g/H$ ,收缩期相对面积 $S1S=S1/(S1+S2)$ ,收缩期与舒张期的时间比 $S12=S1/S2$ ,主峰上升速率 $V=CC'/BC'$ ,特征量 $K$ 值以及每搏心输出量 $Z$ 。其中 $K=\frac{P_m-P_d}{P_s-P_d}$ ,  $P_d$ 为脉搏波波谷点对应值,为图4中

的B点的纵坐标,  $P_s$ 为脉搏波峰值点对应值,为图4中所示的C点的纵坐标,  $P_m$ 代表平均值,是从图4中B到B'的积分值除以该周期得到的值。其中每搏心输出量 $Z$ 定义为 $Z=H(1+T12)$ 。 $H$ 代表脉搏波主峰高度,  $T12$ 代表收缩期和舒张期的时间比。

[0048] 进一步,所述的逐步回归分析可得到基本形式如下所示的方程:

[0049]  $y=a_0+a_1 \times x_1+a_2 \times x_2+\dots+a_n \times x_n$

[0050] 其中, $y$ 是因变量,也就是收缩压和舒张压。 $a_0$ 为常数项, $a_1, a_2 \dots a_n$ 为偏回归系数。 $x_1, x_2 \dots x_n$ 为自变量,也就是PD和脉搏波特征参数。

[0051] 本发明进一步提供一种使用本装置的方法,包括以下步骤:

[0052] 步骤一:双路不同类型脉搏波的采集和电子血压计的测量

[0053] 步骤11:将脉搏波相位差采集模块佩戴于右手内侧桡动脉上,使用所述的上位机系统发出采集控制指令给所述的MCU控制模块;

[0054] 步骤12:所述的MCU控制模块控制所述的所述的脉搏波相位差采集模块中的传感器模块开始采集双路不同类型脉搏波;

[0055] 步骤13:通过信号调理电路模块将双路脉搏波信号进行放大和滤波处理,并将处理完的双路不同类型脉搏波信号传输至所述的MCU控制模块;

[0056] 步骤14:所述的MCU控制模块将脉搏波相位差采集模块得到的双路脉搏波信号进行A/D模数转换,并将转换后的数字信号经蓝牙发送到上位机系统中的脉搏波信号预处理模块中;

[0057] 步骤二:双路不同类型脉搏波信号的处理

[0058] 步骤21:使用所述的上位机系统中的脉搏波信号预处理模块处理来自MCU控制模块的数字脉搏波信号,主要包括剔除特殊信号、数字滤波和去除基线漂移处理,并存储于所述的上位机系统中的脉搏波波形存储模块;

[0059] 步骤22:使用所述的特征点提取模块提取存储于所述的脉搏波波形存储模块中的脉搏波的特征量;

[0060] 步骤23:使用所述的特征点存储模块存储所述的特征点提取模块中的脉搏波特征量,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;

[0061] 步骤24:使用所述的相位差计算模块用于计算从所述的特征点存储模块存储的两路脉搏波主波峰值点之间的相位差;

[0062] 步骤25:使用所述的相位差存储模块用于存储所述的相位差计算模块中的相位差数据,并与所述的电子血压计数据存储模块存储的电子血压计数据形成一一对应关系;

[0063] 步骤26:使用所述的逐步回归分析模块用于分析所述的特征点存储模块存储的特征点和所述的相位差存储模块存储的相位差,分析两者与所述的电子血压计数据存储模块存储的血压值之间的线性关系,并将得到的回归方程存储于所述的回归方程存储模块中,以便后续使用。此外,仅在第一次使用本发明时需要使用逐步回归分析模块;

[0064] 步骤27:使用所述的血压计算模块用于使用从逐步回归分析模块分析出的线性方程、从所述的特征点存储模块存储的脉搏波特征和从所述的相位差存储模块存储的脉搏波相位差值,将后两者数据代入到前者之中,便可在接下来的时间连续测得血压;

[0065] 步骤三:校准

[0066] 本发明还提供一种校准方法,用于提高使用本装置进行长时间血压连续测量的测量精度,根据回归方程存储模块存储的方程的自变量数量,来决定重复步骤一和步骤21至步骤25的次数,需要重复的次数为自变量数量加一。此外,由于人体血压在一段时间内相对稳定,本发明采用改变呼吸频率的方法,即在使用电子血压计测量血压时改变呼吸频率,来改变人体生理状态,从而在相对较短的时间内尽可能获得更多人体不同的血压及其双路脉搏波数据;

[0067] 步骤31:在平稳呼吸的状态下,重复步骤21至步骤25;

[0068] 步骤32:休息一分钟后,改变呼吸频率的同时再重复步骤21至步骤25;

[0069] 步骤33:再次休息一分钟,再次改变呼吸频率的同时重复步骤 21至步骤25。直到重复的次数和自变量数量加一相同时为止。

[0070] 示例地,若得到的回归方程为 $y=a_0+a_1 \times PD+a_2 \times K$ ,在平稳呼吸状态下使用电子血压计测得的收缩压为110mmHg,收缩压为 76mmHg,使用本发明的装置测得的PD为50ms,使用本发明的装置测得的K为0.54,则可得到

$$[0071] \quad 110=a_0+a_1 \times 50+a_2 \times 0.54$$

$$[0072] \quad 76=a_0^*+a_1^* \times 50+a_2^* \times 0.54$$

[0073] 若第一次改变呼吸频率后使用电子血压计测得的收缩压为 120mmHg,收缩压为 80mmHg,使用本发明的装置测得的PD为46ms,使用本发明的装置测得的K为0.50,则可得到

$$[0074] \quad 120=a_0+a_1 \times 46+a_2 \times 0.50$$

$$[0075] \quad 80=a_0^*+a_1^* \times 46+a_2^* \times 0.50$$

[0076] 若第二次改变呼吸频率后使用电子血压计测得的收缩压为 130mmHg,收缩压为 86mmHg,使用本发明的装置测得的PD为40ms,使用本发明的装置测得的K为0.45,则可得到

$$[0077] \quad 130=a_0+a_1 \times 40+a_2 \times 0.45$$

$$[0078] \quad 86=a_0^*+a_1^* \times 40+a_2^* \times 0.45$$

[0079] 通过求解以上方程便可求出各个系数。

[0080] 本说明书实施例所述的内容仅仅是对发明构思的实现形式的列举,本发明的保护范围不应当被视为仅限于实施例所陈述的具体形式,本发明的保护范围也及于本领域技术人员根据本发明构思所能够想到的等同技术手段。

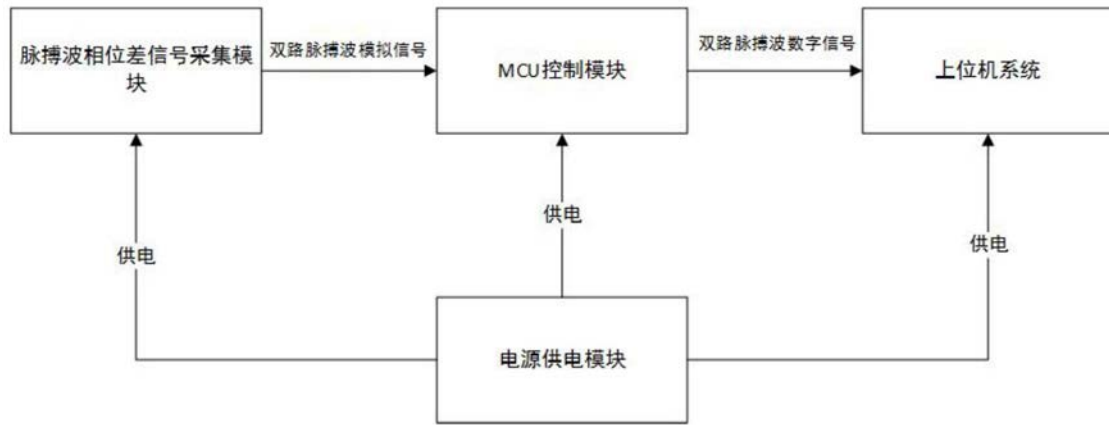


图1

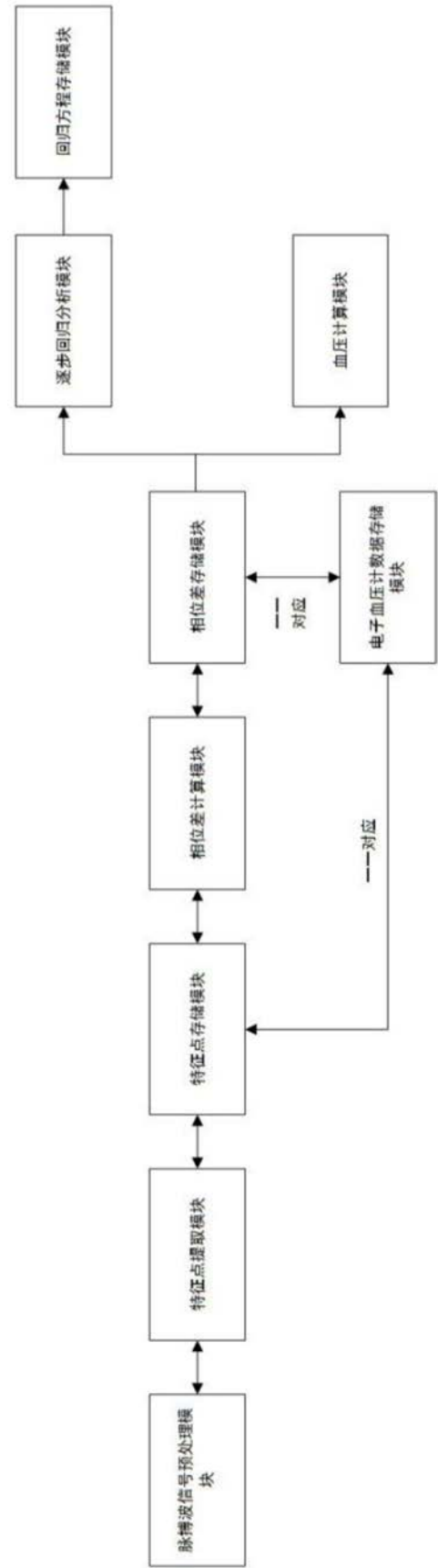


图2

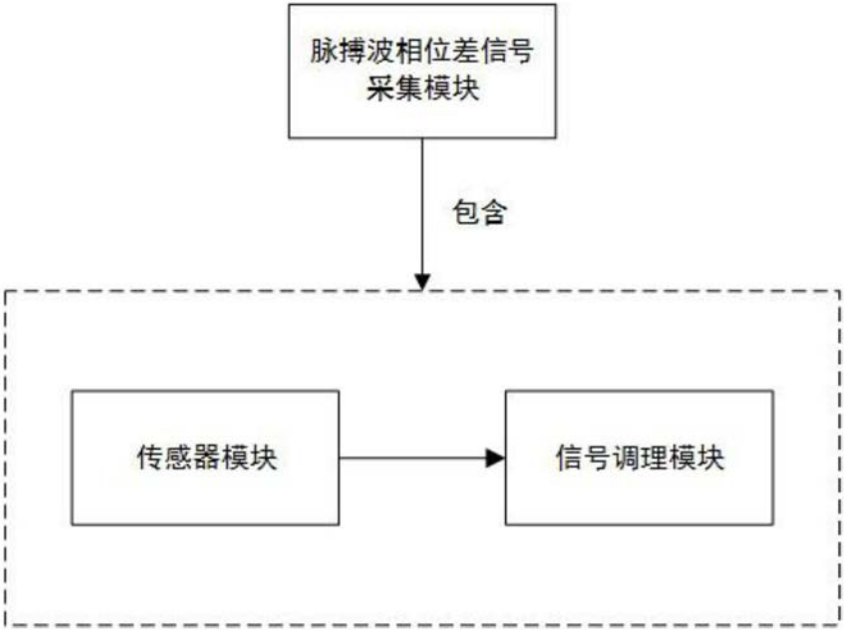


图3

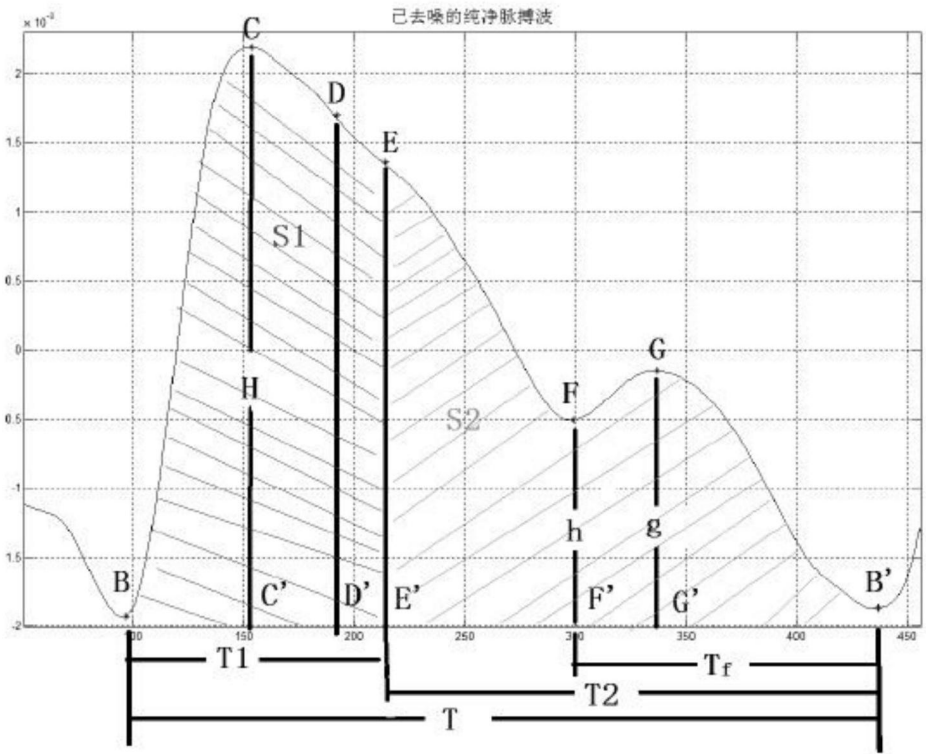


图4

|                |                                                                               |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置                                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN110367959A</a>                                                  | 公开(公告)日 | 2019-10-25 |
| 申请号            | CN201910648955.0                                                              | 申请日     | 2019-07-18 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 上海海事大学                                                                        |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 上海海事大学                                                                        |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 上海海事大学                                                                        |         |            |
| [标]发明人         | 王伟彬<br>周媛<br>王思淇<br>刘柱<br>王萍<br>庄佳奕                                           |         |            |
| 发明人            | 王伟彬<br>周媛<br>王思淇<br>刘柱<br>王萍<br>庄佳奕                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/021 A61B5/00                                                            |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0004 A61B5/02108 A61B5/6802 A61B5/6824 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 |         |            |
| 代理人(译)         | 成秋丽                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提出了一种基于脉搏波相位差和脉搏波特征参数的血压测量装置。装置通过设计脉搏波相位差信号采集模块实现了只在人体同一位置放置传感器并同步采集同一位置的脉搏波相位差和其它脉搏波信息，解决了传统上使用脉搏波到达时间测量需要在人体多处附着测量电极获得心电图便携性较差的问题；通过上位机系统实现了控制下位机的采集过程，并且提取脉搏波的不同特征参数，将特征参数、脉搏波相位差和电子血压计数据进行逐步回归分析得到回归方程，后续血压测量便可不用进行逐步回归分析直接利用回归方程和脉搏波相位差信号采集模块采集的脉搏波信息直接得到血压值。该装置可以实现血压的连续测量，并得到丰富的同一位置不同类型脉搏波信息。

