



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618504 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201710044179.4

(22)申请日 2017.01.19

(71)申请人 陈妍

地址 400000 重庆市江北区华新街招商江湾城9栋3单元5-2

(72)发明人 陈妍 陈瑜 刘元起 何宗奎  
刘洋 张伟

(74)专利代理机构 北京酷爱智慧知识产权代理有限公司 11514

代理人 安娜

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

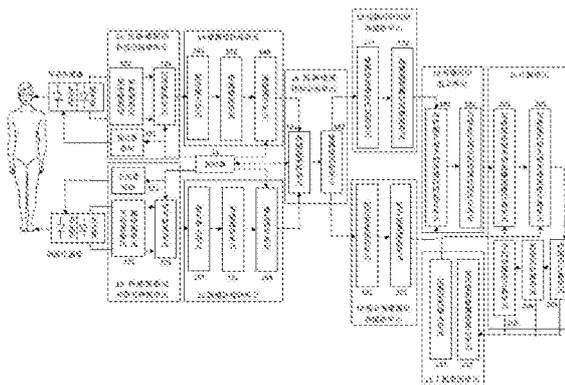
权利要求书2页 说明书13页 附图3页

(54)发明名称

一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置

(57)摘要

本发明属于动脉血压测量技术领域。本发明公开一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,采用光电传感器检测脉搏波,提供反向偏置电压给受光管,增强了受光管的灵敏度和稳定性,能够检测到极其微弱的脉搏波信号并提高检测信号的波形质量;采用宽频带滤波器,确保脉搏波形态不失真;这些技术有利于从脉搏波上正确提取校正变量。该装置从脉搏波上识别与收缩压相关和与舒张压相关的传播时间PTT,根据脉搏波的形态变化提取多种变量来实时识别和自适应校正PTT的各种异常变化;结合现有数学模型能够在复杂的临床条件下高准确度、连续、无创伤测量血压,无须依靠常规方法如袖带示波法来定标和反复校准。



1. 一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,包括:

控制单元:用于发出控制信号,调节传感器驱动和信号转换单元的驱动信号,以及脉搏波检测单元输出信号的直流电平和放大倍数;

传感器驱动和信号转换单元,用于给检测耳朵和脚趾脉搏波的传感器的发光管和受光管提供驱动信号,并将受光管的输出信号转换为电压信号;

脉搏波检测单元,用于对电压信号进行滤波和放大;

脉搏波采样和识别单元,对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步采样,获得数字信号,并对数字信号中耳朵和脚趾的波形段进行识别;

传播时间识别和滤波单元,用于根据耳朵和脚趾波形段的时间差分别得到与收缩压相关的传播时间和与舒张压相关的传播时间,并且对传播时间的呼吸干扰进行平滑滤波;

校正变量提取和滤波单元,用于从耳朵脉搏波和脚趾脉搏波上提取出校正变量,获得校正矩阵,并且对校正变量的呼吸干扰进行平滑滤波;

传播时间校正单元,利用校正矩阵分别校正与收缩压相关的传播时间和与舒张压相关的传播时间的异常变化;

计算单元,用于计算脉搏波传播速度和每搏血压值;

人机界面单元,用于输入生理参数以及显示连续变化的血压值及脉搏波。

2. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述传感器驱动和信号转换单元包括:

发光管驱动单元,用于根据人体测量部位提供对应的电流给发光管;

受光管驱动和检测单元,用于给受光管提供反向偏置电压,并根据控制单元的控制信号将受光管的输出信号转换为电压信号;

信号转换单元,用于滤去电压信号中的反向偏置电压。

3. 根据权利要求2所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述反向偏置电压由测量电路或浮地电源产生。

4. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述脉搏波检测单元包括:

差分放大单元,用于对电压信号进行放大,消除共模干扰;

带通滤波单元,用于对电压信号进行滤波,滤波频带为0.1~30Hz;

增益调节单元,用于根据控制单元的控制信号调节放大倍数。

5. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述脉搏波采样和识别单元包括:

脉搏波采样单元,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步连续采样,获得连续的数字信号;

脉搏波识别单元,用于从数字信号中得到每个心动周期中耳朵和脚趾脉搏波对应的波形段及波形特征。

6. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述传播时间识别和滤波单元包括:

脉搏波传播时间识别单元,用于根据同一个心动周期中耳朵和脚趾脉搏波的波形段分别得到与舒张压相关的传播时间 $T_a$ 、与收缩压相关的传播时间 $T_s$ ;

脉搏波传播时间滤波单元,用于滤去传播时间中的呼吸干扰,递推连续的8个心动周期的 $T_s$ 和 $T_d$ ,计算平均值 $T_{sm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{si}$ 和 $T_{dm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{di}$ ,其中 $T_{si}$ 为第*i*个心动周期的 $T_s$ , $T_{di}$ 为第*i*个心动周期的 $T_d$ 。

7. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述校正变量提取和滤波单元包括:

校正变量识别单元,用于从耳朵脉搏波和脚趾脉搏波上提取出校正变量 $a_1 \sim a_7$ 和 $K_m$ ,其中 $a_1$ 包括 $a_{1s}$ 和 $a_{1d}$ , $a_2$ 包括 $a_{2s}$ 和 $a_{2d}$ ,获得校正矩阵 $A = \sum_{i=1}^2 a_{is} + \sum_{i=3}^7 a_i$ 和 $B = \sum_{j=1}^2 a_{jd} + \sum_{i=3}^7 a_i$ ;

校正变量滤波单元,用于滤掉校正变量中的呼吸干扰,递推连续的8个心动周期的 $A$ , $B$ 和 $K_m$ ,求平均值 $A_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 A_i$ , $B_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 B_i$ 和 $K_{mm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 K_{mi}$ ,其中 $A_i$ 为第*i*个心动周期的 $A$ , $B_i$ 为第*i*个心动周期的 $B$ , $K_{mi}$ 为第*i*个心动周期的 $K_m$ 。

8. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创测量血压装置,其特征在于,所述传播时间校正单元包括:

与收缩压相关的传播时间校正单元,用于校正 $T_{sma} = T_{sm}(1-A_m)$ ;

与舒张压相关的传播时间校正单元,用于校正 $T_{dmb} = T_{dm}(1-B_m)$ 。

9. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述计算单元包括:

与收缩压相关的脉搏波传播速度计算单元,用于计算与收缩压相关的脉搏波传播速度 $V_s = \frac{L}{T_{sma}}$ , $L$ 为脉搏波的传播距离;

与舒张压相关的脉搏波传播速度计算单元,用于计算舒张压相关的脉搏波传播速度 $V_d = \frac{L}{T_{dmb}}$ ;

收缩压计算单元,用于计算收缩压 $SBP = b_{ij} e^{\frac{k_{ij}}{V_s}}$ ,其中 $k_{ij}$ 和 $b_{ij}$ 为不同年龄和性别人群的模型参数, $i$ 代表年龄, $i=1,2,\dots,n;n \leq 100$ ; $j$ 代表性别, $j=M/F$ , $M$ 表示男性的模型参数, $F$ 为女性的模型参数;

舒张压计算单元,用于计算舒张压 $DBP = b_{ij} e^{\frac{k_{ij}}{V_d}}$ ;

平均动脉压计算单元,用于计算平均动脉压 $MAP = DBP + 0.75K_{mm}(SBP - DBP)$ 。

10. 根据权利要求1所述的具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,其特征在于,所述人机界面单元包括:

生理参数输入单元,用于输入被测量者的年龄、性别和身高;

血压值及脉搏波显示单元,用于显示血压值及脉搏波,并实时提供血压越线报警。

## 一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及动脉血压测量技术领域,具体涉及一种具备自适应校准功能的高准确度连续无创血压测量装置。

### 背景技术

[0002] 动脉血压是反映循环系统状态、评估器官灌注的主要指标之一,是围手术期监护的重要生命体征参数。目前围术期常用的血压监测方法可以分为有创测量和无创测量。有创测量是指将专用管道置入机体的循环系统内,通过转换器将机械势能转化为电子信号后在监护设备上实时显示血压变化的技术。有创测量方法可以连续、准确地测量每搏血压,但其可能造成的危险与伤害也不容忽视。无创测量常用的方法是袖带示波法,这种技术操作简单且精确度已得到临床认可,被广泛用于健康体检和围术期监护。但是,袖带示波法只能每隔3-5分钟间断地测量血压,无法实时跟踪动脉血压的变化。

[0003] 为此,医学界提出了连续无创测量每搏血压的要求。在现有的各种技术方案中,利用脉搏波传播时间/速度(PTT/PWV)连续无创测量每搏血压的方法逐渐成为研究的热点。该测量方法通过一个或多个光电传感器和一组心电电极同步获得容积脉搏波(PhotoPlethysmoGraphy PPG)和心电信号(ECG),利用PPG与ECG之间的时间差或两个PPG之间的时间差计算出PTT/PWV;探索PTT/PWV与血压之间的函数关系并建立数学模型,利用可测量的PTT/PWV来估算血压。很多学术论文报道了利用PTT/PWV连续无创测量每搏血压的原理,例如Yan Chen, Changyun Wen, Guocai Tao, Min Bi, and Guoqi Li《A Novel Modeling Methodology of the Relationship Between Blood Pressure and Pulse Wave Velocity》; Yan Chen, Changyun Wen, Guocai Tao and Min Bi《Continuous and Noninvasive Measurement of Systolic and Diastolic Blood Pressure by One Mathematical Model with the Same Model Parameters and Two Separate Pulse Wave Velocities》; Younhee Choi, Qiao Zhang, Seokbum Ko《Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert-Huang transform》; Zheng Y, Poon CC, Yan BP, Lau JY《Pulse Arrival Time Based Cuff-Less and 24-H Wearable Blood Pressure Monitoring and its Diagnostic Value in Hypertension》; Mukkamala R, Hahn JO, Inan OT, Mestha LK, Kim CS, Töreyn H, Kyal S《Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Theory and Practice》。很多专利公开了利用PTT/PWV连续无创测量每搏血压的具体实施方法或装置,例如中国专利CN101229058A、CN102811659A、CN1127939C,美国专利5865755、5857975、5649543、9364158和欧洲专利0413267等。

[0004] 现有的利用PTT/PWV测量血压的方法和技术都需要采用传统的袖带示波法测量一个或一组血压值来进行初始校准,校准的理由是PTT/PWV与血压的相关关系是对象依赖的,即每个个体的PTT/PWV与血压之间存在确定的关系,校准的目的是确定与对象相适应的数学模型参数。然而,现有方法具有一定局限性,只能应用在循环系统没有受到外界干扰的条

件下。因为只有无干扰的条件下,对个体而言PTT与血压的关系才具有较强的规律性,才可能通过确定的函数和数学模型来描述。但在围手术期,病人的循环系统在液体治疗、药物、手术操作、温度等混杂因素的影响下,PTT会发生一系列异常变化,使用异变的PTT和固有的数学模型来估算血压会产生较大的误差。由于异变的PTT与血压的关系不再具有确定的规律性,即使通过频繁校准数学模型参数来适应PTT的异变也没有解决根本问题,无法满足临床测量对准确性和实时性的要求。

[0005] 现有方法通常采用传统的血氧饱和度仪的检测装置来检测脉搏波。这类检测装置仅给传感器中的发光管提供驱动信号,不给受光管提供驱动信号,这是因为血氧饱和度仪的测量部位通常是指甲盖,该部位的脉搏信号较强,这样的设计能够满足临床要求。但是对于脉搏信号较弱的人体部位如脚趾,这类传感器的灵敏度不够高,导致检测到的脉搏波中干扰较大,波形质量不好,不适合用于研究脉搏波形态变化的规律,同时也使得识别PTT的误差增大。此外,传统的检测装置一般采用0.5~12Hz的窄频带滤波器来强行滤去呼吸干扰,导致检测到的脉搏波形态失真,这对于不关注脉搏波形态的血氧饱和度仪是可行的,但是不适合用于研究脉搏波形态变化的规律。

## 发明内容

[0006] 针对现有方法和技术中的缺陷,本发明提供一种具备自适应校准功能的高准确度连续无创血压测量装置,能够利用脉搏波形态的变化,针对临床条件下由输血输液、血管活性药物、手术介入等原因导致的PTT的异变进行自适性校正;同时提高了传感器的灵敏度和检测信号的波形质量,能够检测到极其微弱的脉搏波信号并确保波形的形态不失真。

[0007] 一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置,包括:

[0008] 控制单元:用于发出控制信号,调节传感器驱动和信号转换单元的驱动信号,以及脉搏波检测单元输出信号的直流电平和放大倍数;

[0009] 传感器驱动和信号转换单元,用于给检测耳朵和脚趾脉搏波的传感器的发光管和受光管提供驱动信号,并将受光管的输出信号转换为电压信号;

[0010] 脉搏波检测单元,用于对电压信号进行滤波和放大;

[0011] 脉搏波采样和识别单元,对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步采样,获得数字信号,并对数字信号中耳朵和脚趾的波形段进行识别;

[0012] 传播时间识别和滤波单元,用于根据耳朵和脚趾波形段的时间差分别得到与收缩压相关的传播时间和与舒张压相关的传播时间,并且对传播时间的呼吸干扰进行平滑滤波;

[0013] 校正变量提取和滤波单元,用于从耳朵脉搏波和脚趾脉搏波上提取出校正变量,获得校正矩阵,并且对校正变量的呼吸干扰进行平滑滤波;

[0014] 传播时间校正单元,利用校正矩阵分别校正与收缩压相关的传播时间和与舒张压相关的传播时间的异常变化;

[0015] 计算单元,用于计算脉搏波传播速度和每搏血压值;

[0016] 人机界面单元,用于输入生理参数以及显示连续变化的血压值及脉搏波。

[0017] 优选地,所述传感器驱动和信号转换单元包括:

[0018] 发光管驱动单元,用于根据人体测量部位提供对应的电流给发光管;

[0019] 受光管驱动和检测单元,用于给受光管提供反向偏置电压,并根据控制单元的控制信号将受光管的输出信号转换为电压信号;

[0020] 信号转换单元,用于滤去电压信号中的反向偏置电压。

[0021] 优选地,所述反向偏置电压由测量电路或浮地电源产生。

[0022] 优选地,所述脉搏波检测单元包括:

[0023] 差分放大单元,用于对电压信号进行放大,消除共模干扰;

[0024] 带通滤波单元,用于对电压信号进行滤波,滤波频带为0.1~30Hz;

[0025] 增益调节单元,用于根据控制单元的控制信号调节放大倍数。

[0026] 优选地,所述脉搏波采样和识别单元包括:

[0027] 脉搏波采样单元,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步连续采样,获得连续的数字信号;

[0028] 脉搏波识别单元,用于从数字信号中得到每个心动周期中耳朵和脚趾脉搏波对应的波形段及波形特征。

[0029] 优选地,所述传播时间识别和滤波单元包括:

[0030] 脉搏波传播时间识别单元,用于根据同一个心动周期中耳朵和脚趾脉搏波的波形段分别得到与舒张压相关的传播时间 $T_d$ 、与收缩压相关的传播时间 $T_s$ ;

[0031] 脉搏波传播时间滤波单元,用于滤去传播时间中的呼吸干扰,递推连续的8个心动周期的 $T_s$ 和 $T_d$ ,计算平均值 $T_{sm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{si}$ 和 $T_{dm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{di}$ ,其中 $T_{si}$ 为第 $i$ 个心动周期的 $T_s$ , $T_{di}$ 为第 $i$ 个心动周期的 $T_d$ 。

[0032] 优选地,所述校正变量提取和滤波单元包括:

[0033] 校正变量识别单元,用于从耳朵脉搏波和脚趾脉搏波上提取出校正变量 $a_1 \sim a_7$ 和 $K_m$ ,其中 $a_1$ 包括 $a_{1s}$ 和 $a_{1d}$ , $a_2$ 包括 $a_{2s}$ 和 $a_{2d}$ ,获得校正矩阵 $A = \sum_{i=1}^2 a_{is} + \sum_{i=3}^7 a_i$ 和

$$B = \sum_{i=1}^2 a_{id} + \sum_{i=3}^7 a_i;$$

[0034] 校正变量滤波单元,用于滤掉校正变量中的呼吸干扰,递推连续的8个心动周期的

$A$ , $B$ 和 $K_m$ ,求平均值 $A_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 A_i$ , $B_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 B_i$ 和 $K_{mm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 K_{mi}$ ,其中 $A_i$ 为第 $i$ 个心动周期的

$A$ , $B_i$ 为第 $i$ 个心动周期的 $B$ , $K_{mi}$ 为第 $i$ 个心动周期的 $K_m$ 。

[0035] 优选地,所述传播时间校正单元包括:

[0036] 与收缩压相关的传播时间校正单元,用于校正 $T_{sma} = T_{sm} (1 - A_m)$ ;

[0037] 与舒张压相关的传播时间校正单元,用于校正 $T_{dmb} = T_{dm} (1 - B_m)$ 。

[0038] 优选地,所述计算单元包括:

[0039] 与收缩压相关的脉搏波传播速度计算单元,用于计算与收缩压相关的脉搏波传播速度 $V_s = \frac{L}{T_{sma}}$ , $L$ 为脉搏波的传播距离;

[0040] 与舒张压相关的脉搏波传播速度计算单元,用于计算舒张压相关的脉搏波传播速

$$\text{度 } V_d = \frac{L}{T_{dmb}};$$

[0041] 收缩压计算单元,用于计算收缩压  $SBP = b_{ij} e^{\frac{k_{ij}}{V_d}}$ ,其中 $k_{ij}$ 和 $b_{ij}$ 为不同年龄和性别人群的模型参数, $i$ 代表年龄, $i = 1, 2, \dots, n; n \leq 100$ ;  $j$ 代表性别, $j = M/F$ , $M$ 表示男性的模型参数, $F$ 为女性的模型参数;

[0042] 舒张压计算单元,用于计算舒张压  $DBP = b_{ij} e^{\frac{k_{ij}}{V_d}}$ ;

[0043] 平均动脉压计算单元,用于计算平均动脉压  $MAP = DBP + 0.75K_{mm}(SBP - DBP)$ 。

[0044] 优选地,所述人机界面单元包括:

[0045] 生理参数输入单元,用于输入被测量者的年龄、性别和身高;

[0046] 血压值及脉搏波显示单元,用于显示血压值及脉搏波,并实时提供血压越线报警。

[0047] 由上述技术方案可知,本发明针对现有利用PTT/PWV测量血压的技术需频繁校准的问题以及传统的脉搏波检测装置的局限性,提供一种新的具备自适应校准功能的高准确度、连续、无创血压测量装置。该装置采用光电传感器检测脉搏波,并从脉搏波上识别与收缩压相关和与舒张压相关的传播时间PTT;在测量过程中,根据脉搏波的形态变化提取多种变量来实时识别和自适应校正PTT的各种异常变化;利用PTT和血压之间的数学模型来连续、无创伤测量每搏血压。与现有技术不同的是,该装置具备自适应校准功能,不需要依靠常规方法如袖带示波法来定标和反复校准,能够在复杂的临床条件下实时、准确地测量血压,其准确性不逊于袖带示波法。由于该装置测量血压时无须对患者施加外力,不会影响被测者的睡眠,特别适合夜间血压测量;尤其对于病人术后48小时的血压监护有突出优势,在更好地保障病人安全的同时不影响病人的休息与康复。

[0048] 与传统的脉搏波检测装置不同的是,该装置提供反向偏置电压给光电传感器的受光管,增强了受光管的灵敏度和稳定性,能够检测到极其微弱的脉搏波信号并提高检测信号的波形质量;并采用宽频带滤波器,确保脉搏波形态不失真。采用这些技术有利于从脉搏波上正确提取校正变量、为实现自适应校准功能奠定了基础。

[0049] 说明书附图

[0050] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。在所有附图中,类似的元件或部分一般由类似的附图标记标识。附图中,各元件或部分并不一定按照实际的比例绘制。

[0051] 图1为自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置的原理框图。

[0052] 图2为受光管驱动和检测单元的电路图。

[0053] 图3为信号转换单元的电路图。

[0054] 图4为差分放大单元的电路图。

[0055] 图5为增益调节单元的电路图。

## 具体实施方式

[0056] 下面将对本发明技术方案的实施例进行详细的描述。以下实施例仅用于更加清楚地说明本发明的技术方案,因此只是作为示例,而不能以此来限制本发明的保护范围。

[0057] 围手术期PTT的变化可分为两类：一类变化：血压变化引起的PTT变化；二类变化：PTT和血压不同步的变化（两者的变化方向或变化量不符合常规函数规律）。例如，血容量轻度不足时PTT会增加，但由于机体自身对外周阻力的调节，血压可能变化不大；胸腹手术中使用拉钩可能严重影响PTT，但对血压的影响较小；去甲肾上腺素使小动脉强烈收缩，血压明显升高，但对全身平均的PTT影响较小。

[0058] 当PTT发生一类变化时，其与血压的关系仍然能够用确定函数的来表达，可通过数学模型来估算血压的变化。而当PTT发生二类变化时，使用基于常规循环系统的数学模型来估算血压会产生较大的误差。这类误差是利用PTT测量血压的原理性误差，不能通过初始定标和定期校准数学模型参数来解决。不同个体之间PTT的差异与同一个体的PTT异变是性质不同的两类问题，需要用不同的方法来解决。为此，本发明根据脉搏波的形态变化提取多种变量来间接识别和自适应校正PTT的各种二类变化，克服上述原理性误差；可结合现有的数学模型形成具备自适应校准功能的连续无创测量血压的方法，不需要依靠常规方法如袖带示波法来反复校准。

[0059] 检测脉搏波的人体位置优选耳朵和脚趾，这两个部位的脉搏波可以获得大动脉和外周动脉的生理、病理信息，在传播途径中具备代表性。检测脉搏信号的传感器优选红外光电容积描记仪（PPG）。本发明通过两种方法来确保正确提取脉搏波的形态变化：①提供反向偏置电压给光电传感器的受光管，增强受光管的灵敏度和稳定性，提高检测信号的波形质量；②采用宽频带滤波器，确保脉搏波形态不失真。

[0060] 耳朵和脚趾脉搏波自身的形态变化和两种脉搏波之间形态的相对变化，对识别PTT的二类变化以及人体不同部位血压之差的变化提供了丰富的信息。本发明历时数年采集大量手术病例的有创动脉血压、耳朵和脚趾的脉搏波形以及PTT进行分析，根据两个脉搏波自身及相对的形态变化提取多种变量，研究出不同的变量与PTT不同的二类变化之间的关系，并且界定各种变量的适用范围。

[0061] 临床应用时，利用PPT连续测量血压的过程中，实时检测、分析脉搏波形并提取变量，根据变量是否落入适用范围判断PTT是否发生二类变化，并根据适用变量的性质确定PTT二类变化的性质和程度，如果某个变量超出适用范围说明PTT没有发生相应的二类变化，则该变量不适用；将适用的数种变量进行融合，计算出校正量对PTT进行校正，校正后的PTT/PWV适用于现有的数学模型精确计算血压。

[0062] 本发明利用有限的变量来表达脉搏波形态最主要、最基本的变化规律，并研究出这些规律与PTT之间的关系。以下所述脉搏波在平面坐标上纵坐标为幅度 $h$ ，横坐标为时间 $t$ ，脉搏波起始点为坐标原点。

[0063] 实施例：

[0064] 如图1所示，该装置包括控制单元11、传感器驱动和信号转换单元12和13、脉搏波检测单元14和15、脉搏波采样和识别单元16、传播时间识别和滤波单元17、校正变量提取和滤波单元18、传播时间校正单元19、计算单元20、人机界面单元21。

[0065] 所述控制单元11，用于发出控制信号，使各功能单元协调工作，包括：运用负反馈控制原理，根据差分放大单元141和151输出信号的大小发出控制信号来调节受光管驱动和检测单元122和132输出信号中的直流电平；根据脉搏波检测单元14和15输出的脉搏波幅度大小发出控制信号来控制增益调节单元143和153的放大倍数。控制单元11的功能由单片计

算机和软件来实现。

[0066] 所述传感器驱动和信号转换单元12和13,用于给检测耳朵和脚趾处脉搏波的传感器的发光管和受光管提供驱动信号,并且根据控制单元11的控制信号将受光管的输出信号转换为适合临床条件下检测脉搏波的电压信号。本实施例中,优选地,所述传感器驱动和信号转换单元12和13包括发光管驱动单元121和131、受光管驱动和检测单元122和132、信号转换单元123和133。所述发光管驱动单元121和131,用于根据耳朵和脚趾的部位不同分别提供适合的电流给发光管。所述受光管驱动和检测单元122和132的驱动功能是提供反向偏置电压给受光管,反向偏置电压由测量电路产生,提高受光管的灵敏度和稳定性,测量电路在检测受光管输出信号的同时给受光管提供反向偏置电压。反向偏置电压也可以是由浮地电源产生,浮地电源与测量电路不共地,其产生的反向偏置电压不影响测量电路。所述受光管驱动和检测单元122和132的检测功能是,根据控制单元11的控制信号,将受光管输出的电流信号转换为可调节的电压信号。所述信号转换单元123和133,用于从电压信号中滤去反向偏置电压,避免后续放大器饱和。

[0067] 如图2所示,所述受光管驱动和检测单元包括运算放大器U1A和运算放大器U1B;运算放大器U1A的同向输入端连接+2.5V电源,运算放大器U1B的同向输入端连接-2.5V电源;所述受光管串联在运算放大器U1A的反向输入端和运算放大器U1B的反向输入端之间;运算放大器U1A的反向输入端通过数字电位器R4连接至其输出端,运算放大器U1B的反向输入端通过数字电位器R3连接至其输出端。运算放大器U1A和U1B的同向输入端分别连接+2.5V和-2.5V电压;其反向输入端连接受光管D1,因此D1两端施加了5V反向偏置电压;受光管D1输出的电流信号通过可调节的数字电位器R3和R4,在U1A和U1B的输出端转换为可调节的电压信号 $1/V\_P$ 和 $1/V\_N$ ,数字电位器R3和R4的电阻值由控制单元11的控制信号来调节。

[0068] 如图3所示,所述信号转换单元包括第一加法器和第二加法器;第一加法器包括运算放大器U2A,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R7连接-2.5V电源,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R11连接至其输出端,运算放大器U2A的反向输入端连接至运算放大器U1A的输出端,运算放大器U2A的同向输入端接地;第二加法器包括运算放大器U2B,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R8连接+2.5V电源,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R12连接至其输出端,运算放大器U2B的反向输入端连接至运算放大器U1B的输出端,运算放大器U2B的同向输入端接地。所述运算放大器U2A和U2B构成加法器,两个加法器的输入电阻R7和R8分别连接-2.5V和+2.5V电压,用于从电压信号 $1/V\_P$ 和 $1/V\_N$ 中减去其包含的反向偏置电压。

[0069] 所述脉搏波检测单元14和15,用于对脉搏波电压信号进行滤波和放大。本实施例中,优选地,所述脉搏波检测单元14和15包括差分放大单元141和151、带通滤波单元142和152、增益调节单元143和153。所述差分放大单元141和151,用于对脉搏波电压信号进行放大,消除共模干扰。所述带通滤波单元142和152,用于对脉搏波电压信号进行滤波,保障脉搏波形态不失真,频带为0.1~30Hz。所述增益调节单元143和153,用于根据控制单元11的控制信号调节放大倍数,适应临床条件下脉搏波幅度的变化。

[0070] 如图4所示,所述差分放大单元包括运算放大器U3A,运算放大器U3A的反向输入端连接至运算放大器U2A的输出端,运算放大器U3A的同向输入端连接至运算放大器U2B的输出端,运算放大器U3A的输出端通过电阻R17连接至控制单元的输入口,运算放大器U3A的输

出端作为差分放大单元的输出端。所述运算放大器U3A构成差分放大器,用于消除共模干扰;控制单元11通过电阻R17检测U3A的输出电压DIFF\_OUT,判断其大小并发出控制信号来调节数字电位器R3和R4,即调节电压1/V\_P和1/V\_N的大小来控制受光管D1输出信号中的直流分量,使其保持在适合的范围内。

[0071] 所述带通滤波单元包括高通滤波器和低通滤波器。所述电容C3和电阻R19及C5和R25构成高通滤波器;电容C4和电阻R23构成低通滤波器,频带为0.1~30Hz,确保脉搏波的形态不失真。

[0072] 如图5所示,所述增益调节单元包括运算放大器U4A,运算放大器U4A的反向输入端通过数字电位器R21连接至差分放大单元的输出端;运算放大器U4A的同向输入端接地,运算放大器U4A的反向输入端通过低通滤波器连接至其输出端。所述运算放大器U4A通过可调节的数字电位器R21来调节放大倍数,调节输出电压AMP\_OUT的大小;数字电位器R21的电阻值由控制单元11的控制信号来控制。所述运算放大器U4B的输出电压EER\_SIG\_OUT为脉搏波信号,供A/D转换器采样;控制单元11通过判断脉搏波幅度的大小来调节数字电位器R21,控制脉搏波幅度在适合的范围内。

[0073] 所述脉搏波采样和识别单元16,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步采样,获得数字信号,并对数字信号中耳朵和脚趾的波形段进行识别。本实施例中,优选地,所述脉搏波采样和识别单元16包括脉搏波采样单元161、脉搏波识别单元162。所述脉搏波采样单元161,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步连续采样,获得数字信息。所述脉搏波识别单元162,用于从数字信号中得到每个心动周期中耳朵和脚趾脉搏波的波形段及波形特征。

[0074] 所述传播时间识别和滤波单元17,用于根据耳朵和脚趾波形段的时间差分别得到与收缩压相关的传播时间、与舒张压相关的传播时间,并且对传播时间的呼吸干扰进行滤波。本实施例中,优选地,所述传播时间识别和滤波单元17包括传播时间识别单元171、传播时间滤波单元172。所述传播时间识别单元171,用于从耳朵和脚趾脉搏波上起始点的时间差识别出与舒张压相关的传播时间 $T_d$ ,和从耳朵和脚趾脉搏波上主动脉瓣关闭点的时间差识别出与收缩压相关的传播时间 $T_s$ 。所述传播时间滤波单元172,用于滤掉传播时间中的呼吸干扰,递推连续的8个心动周期的 $T_s$ 和 $T_d$ ,求平均值 $T_{sm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{si}$ 和 $T_{dm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{di}$ ,其中 $T_{si}$ 为

第 $i$ 个心动周期的 $T_s$ , $T_{di}$ 为第 $i$ 个心动周期的 $T_d$ 。

[0075] 所述校正变量提取和滤波单元18,用于从耳朵和脚趾脉搏波上提取出校正变量,获得校正矩阵,并且对校正变量中的呼吸干扰进行滤波。本实施例中,优选地,所述校正变量提取和滤波单元18包括校正变量提取单元181、校正变量滤波单元182。所述校正变量提取单元181,用于从耳朵和脚趾脉搏波上提取出校正变量 $a_1 \sim a_7$ 和 $K_m$ ,其中 $a_1$ 包括 $a_{1s}$ 和 $a_{1d}$ , $a_2$

包括 $a_{2s}$ 和 $a_{2d}$ ,获得校正矩阵 $A = \sum_{i=1}^2 a_{is} + \sum_{i=3}^7 a_i$ 和 $B = \sum_{i=1}^2 a_{id} + \sum_{i=3}^7 a_i$ 。所述校正变量滤波

单元182,用于滤掉校正变量中的呼吸干扰,递推连续的8个心动周期的 $A$ , $B$ 和 $k_m$ ,求平均值

$A_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 A_i$ ,  $B_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 B_i$ 和 $K_{mm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 K_{mi}$ ,其中 $A_i$ 为第 $i$ 个心动周期的 $A$ , $B_i$ 为第 $i$ 个心动

周期的B,  $K_{mi}$ 为第*i*个心动周期的 $K_m$ 。

[0076] 所述传播时间校正单元19,用两个校正矩阵分别校正与收缩压相关和与舒张压相关的传播时间的异常变化。本实施例中,优选地,所述传播时间校正单元19包括与收缩压相关的传播时间校正单元191、与舒张压相关的传播时间校正单元192。所述与收缩压相关的传播时间校正单元191,用于校正 $T_{sma}=T_{sm}(1-A_m)$ 。所述与舒张压相关的传播时间校正单元192,用于校正 $T_{dmb}=T_{dm}(1-B_m)$ 。

[0077] 所述计算单元20,用于计算脉搏波传播速度和根据数学模型计算出每搏血压值。本实施例中,优选地,所述计算单元20包括与收缩压相关的脉搏波传播速度计算单元201、与舒张压相关的脉搏波传播速度计算单元202、收缩压计算单元203、舒张压计算单元204、平均动脉压计算单元205。所述与收缩压相关的脉搏波传播速度计算单元201,用于计算与

收缩压相关的脉搏波传播速度 $V_s = \frac{L}{T_{sma}}$ ,  $L$ 为脉搏波的传播距离;所述与舒张压相关的脉搏

波传播速度计算单元202,用于计算舒张压相关的脉搏波传播速度 $V_d = \frac{L}{T_{dmb}}$ 。所述收缩压计

算单元203,用于计算收缩压 $SBP = b_{ij}e^{\frac{k_{ij}}{V_s}}$ ,其中 $k_{ij}$ 和 $b_{ij}$ 为不同年龄和性别人群的模型参数, $i$ 代表年龄, $i=1,2,\dots,n,n \leq 100$ ;  $j$ 代表性别, $j=M/F$ , $M$ 表示男性的模型参数, $F$ 为女性的

模型参数。所述舒张压计算单元204,用于计算舒张压 $DBP = b_{ij}e^{\frac{k_{ij}}{V_d}}$ 。所述平均动脉压计算单元205,用于计算平均动脉压 $MAP = DBP + 0.75K_{mm}(SBP - DBP)$ 。

[0078] 所述人机界面单元21,用于输入生理参数和显示连续变化的血压值及脉搏波,本实施例中,优选地,所述人机界面单元21包括生理参数输入单元211、动态显示血压值及脉搏波单元212。所述生理参数输入单元211,用于输入被测量者的年龄、性别和身高等生理参数。所述动态显示血压值及脉搏波单元212,用于显示每搏连续变化的血压值及脉搏波,并实时提供血压越线报警。

[0079] 本实施例中,所述校正变量提取和滤波单元18中校正变量提取及过滤呼吸干扰的方法,包括以下步骤:

[0080] S1) 实时检测每个心动周期下耳朵处脉搏波并分析得到耳朵脉搏波的以下数据:耳朵脉搏波上主动脉瓣关闭点的高度 $h_{sd}$ ,即收缩期与舒张期在耳朵脉搏波上呈现的交界处高度,耳朵脉搏波的收缩期时间 $t_s$ ,单位为毫秒,耳朵脉搏波的舒张期时间 $t_d$ ,单位为毫秒,耳朵脉搏波的最大高度 $h_{max}$ ;

[0081] S2) 实时检测每个心动周期下脚趾处脉搏波并分析得到脚趾脉搏波的以下数据:脚趾脉搏波的收缩期时间 $t_{s-toe}$ ,单位为毫秒,脚趾脉搏波的舒张期时间 $t_{d-toe}$ ,单位为毫秒,脚趾脉搏波的最大高度 $h_{max-toe}$ ,脚趾脉搏波的起始点到波峰中点的时间 $t_{ch-toe}$ ,单位为毫秒,脚趾脉搏波的起始点到波峰的时间 $t_{max-toe}$ ,单位为毫秒;所述波峰中点是指波峰处的上升沿转折点和下降沿转折点的中点;波峰中点的定义可参考文献YAN CHEN, CHANGYUN WEN, GUOCAI TAO, and MIN BI《Continuous and Noninvasive Measurement of Systolic and Diastolic Blood Pressure by One Mathematical Model with the Same Model Parameters and Two Separate Pulse Wave Velocities》理解。

[0082] S3) 计算与舒张压相关的脉搏波传播时间 $T_d$ 、与收缩压相关的脉搏波传播时间 $T_s$ ，其定义可参考文献YAN CHEN, CHANGYUN WEN, GUOCAI TAO, and MIN BI《Continuous and Noninvasive Measurement of Systolic and Diastolic Blood Pressure by One Mathematical Model with the Same Model Parameters and Two Separate Pulse Wave Velocities》理解； $h$ 为耳朵脉搏波或脚趾脉搏波在纵轴方向上的幅值；

[0083] S4) 利用同一个心动周期下通过步骤S1、S2获得的数据，计算得到该心动周期下校正变量；

[0084] S5) 根据步骤S4获得心动周期下的校正变量，计算得到该心动周期下校正矩阵；

[0085] S6) 连续获得多个心动周期下的校正矩阵，对通过步骤S3获得的 $T_d$ 和 $T_s$ 进行校正。

[0086] 该方法能够实时检测同一个心动周期下的耳朵脉搏波和脚趾脉搏波，计算脉搏波传播时间，并根据脉搏波的形态特征提取校正变量、获得校正矩阵，对上述脉搏波传播时间的异变进行校正，校正后的传播时间可用于现有的数学模型，在临床条件下连续测量每个心动周期的舒张压和收缩压。

[0087] 第一校正变量 $a_1$ ：

[0088] 所述步骤S4中获得的校正变量包括第一校正变量 $a_1$ ， $a_1$ 包括 $a_{1s}$ 和 $a_{1d}$ ， $a_{1s}$ 和 $a_{1d}$ 的性质相同而大小不同， $a_{1d}$ 用于低血压状态校正与舒张压相关的传播时间 $T_d$ 的二类变化， $a_{1s}$ 用于低血压状态校正与收缩压相关的传播时间 $T_s$ 的二类变化； $a_1$ 的适用范围为 $a_1 > 0$ ， $a_1$ 越大则表明血压越低。

[0089]  $k_{sd-m-0} = \frac{t_s h_{sd}}{\int_0^{t_s} h dt}$ ， $k_{sd-m-0}$ 表示 $h_{sd}$ 与耳朵脉搏波收缩期平均高度之比。

[0090] 在校正舒张压时， $d_{1-b} = 74 \sim 82$ ，优选为78。 $d_{1-2-b} = 98 \sim 106$ ，优选为102。

[0091] 若 $d_{1-b} \leq k_{sd-m-0} \leq d_{1-2-b}$ ，则 $a_{1d} = (d_{1-2-b} - k_{sd-m-0}) \times 0.4$ ；若 $k_{sd-m-0} < d_{1-b}$ ，则 $a_{1d} = 24 \times 0.4$ ；若 $k_{sd-m-0} > d_{1-2-b}$ ，则令 $a_{1d} = 0$ 。

[0092] 在校正收缩压时， $d_1 = 76 \sim 84$ ，优选为80； $d_{1-2} = 104 \sim 112$ ，优选为108。

[0093] 若 $d_1 \leq k_{sd-m-0} \leq d_{1-2}$ ，则 $a_{1s} = (d_{1-2} - k_{sd-m-0}) \times 0.50$ ；若 $k_{sd-m-0} < d_1$ ，则 $a_{1s} = 28 \times 0.50$ ；若 $k_{sd-m-0} > d_{1-2}$ ，则 $a_{1s} = 0$ 。

[0094] 第二校正变量 $a_2$ ：

[0095] 所述步骤S4中获得的校正变量还包括第二校正变量 $a_2$ ， $a_2$ 又包括 $a_{2s}$ 和 $a_{2d}$ ， $a_{2s}$ 和 $a_{2d}$ 的性质相同而大小不同， $a_{2d}$ 用于高血压状态以及从正常血压状态到高血压状态的变化过程中校正与舒张压相关的传播时间 $T_d$ 的二类变化， $a_{2s}$ 用于高血压状态以及从正常血压状态到高血压状态的变化过程中校正与收缩压相关的脉搏波传播时间 $T_s$ 的二类变化； $a_2$ 的适用范围为 $a_2 > 0$ ， $a_2$ 越大则表明舒张压或收缩压越高。

[0096]  $k_{sd-m-ts} = \frac{t_s h_{sd}}{\int_{t_s}^{2t_s} h dt}$ ， $k_{sd-m-ts}$ 表示 $h_{sd}$ 与耳朵脉搏波舒张期 $t_s - 2t_s$ 段平均高度之比。

$k_{sd-m-2} = \frac{2t_s h_{sd}}{\int_0^{2t_s} h dt}$ ， $k_{sd-m-2}$ 表示 $h_{sd}$ 与耳朵脉搏波 $0 - 2t_s$ 段平均高度之比。

[0097] 若 $|k_{sd-m-0} - k_{sd-m-ts}| \geq 40$ 而且 $(k_{sd-m-0} + k_{sd-m-ts}) / 2 \geq k_{sd-m-2}$ ，则 $k_{sd-m} = 2 \times k_{sd-m-2}$ 。

$(k_{sd-m-0}+k_{sd-m-ts})/2$ , 否则 $k_{sd-m}=k_{sd-m-2}$ ;

[0098] 校正舒张压时,  $d_{2-b}=1.33\sim 1.43$ , 优选为1.38。

[0099] 若 $k_{sd-m} > (d_{2-b} + (age-14)/15/100)$ , 其中age为年龄,

[0100] 则 $a_{2d} = (k_{sd-m} - (d_{2-b} + (age-14)/15/100)) \times 0.5$ ;

[0101] 若 $k_{sd-m} \leq (d_{2-b} + (age-14)/15/100)$ , 则令 $a_{2d}=0$ 。

[0102] 校正收缩压时,  $d_2=1.17\sim 1.27$ , 优选为1.22。

[0103] 若 $k_{sd-m} > (d_2 + (age-14)/15/100)$ , 则 $a_{2s} = k_{sd-m} - (d_2 + (age-14)/15/100)$ 。

[0104] 若 $k_{sd-m} \leq (d_2 + (age-14)/15/100)$ , 则令 $a_{2s}=0$ 。

[0105] 第三校正变量 $a_3$ :

[0106] 所述步骤S3中获得的校正变量还包括第三校正变量 $a_3$ ,  $a_3$ 用于在血容量变化或传感器安放部位体温变化的状态下对 $T_d$ 和 $T_s$ 进行校正。

[0107]  $k_{d-m-t_d} = \frac{\int_{t_s}^{t_s+t_d} h dt}{t_d h_{max}}$ ,  $k_{d-m-t_d}$ 为耳朵脉搏波舒张期平均高度与最大高度 $h_{max}$ 之比。

[0108] 若 $k_{sd-m-ts} \leq d_{3-2}$ , 需要对 $k_{d-m-t_d}$ 进行修正, 修正结果记为 $k_{d-m-t_d-1}$ 。

[0109]  $k_{d-m-t_d-1} = k_{d-m-t_d} - (d_{3-2} - k_{sd-m-ts}) \times 75/100$ ; 若 $k_{d-m-t_d} \leq d_3$ , 则 $k_{d-m-t_d-1} = d_3 \circ d_3 = 0.02\sim 0.14$ , 优选为0.08;  $d_{3-2}=1.21\sim 1.31$ , 优选为1.26。

[0110]  $k_{d-m-t_{d-toe}} = \frac{\int_{t_{s-toe}}^{t_{s-toe}+t_{d-toe}} h dt}{t_{d-toe} h_{max-toe}}$ ,  $k_{d-m-t_{d-toe}}$ 为脚趾脉搏波舒张期平均高度与最大高度

$h_{max-toe}$ 之比,  $t_{s-toe}$ 表示脚趾脉搏波上识别的心脏收缩期时间,  $t_{d-toe}$ 表示脚趾脉搏波上识别的舒张期时间。若 $k_{d-m-t_{d-toe}} \leq d_3$ , 则 $k_{d-m-t_{d-toe}} = d_3$ 。

[0111]  $k_{d-m-a} = (k_{d-m-t_{d-1}} + k_{d-m-t_{d-toe}})/2$ ; 如果脉搏波舒张期的波形发生变异, 对 $k_{d-m-a}$ 进行校正。

[0112] 若 $|k_{sd-m-0} - k_{sd-m-ts}| \geq 40$ 且 $(k_{sd-m-0} + k_{sd-m-ts})/2 \geq k_{sd-m-2}$ 且 $k_{sd-m-ts} \geq d_{3-2}$ ,

[0113] 则 $k_{d-m-a} = (k_{d-m-t_{d-1}} + k_{d-m-t_{d-toe}} + (k_{sd-m-0} + k_{sd-m-ts})/2 - k_{sd-m-2})/2$ 。

[0114] 若 $c_4 < k_{d-m-a} < c_5$ , 则令 $a_3=0$ 。 $c_4 = (d_4 + (age-14)/8)/100$ ,  $d_4 = 23\sim 35$ , 优选为29;  $c_5 = (d_5 + (age-14)/8)/100$ ,  $d_5 = 27\sim 39$ , 优选为33。

[0115] 若 $k_{sd-m-0} < d_6$ 或 $k_{sd-m-2} > d_7$ , 则令 $a_3=0$ 。 $d_6 = 0.97\sim 1.03$ , 优选为1.00;  $d_7 = 1.52\sim 1.58$ , 优选为1.55。

[0116] 若 $k_{sd-m-0} \geq d_6 + 0.10$ 而且 $k_{sd-m-2} \leq d_8$ 并且 $k_{d-m-a} \leq c_4$ , 则 $a_3 = (c_4 - k_{d-m-a}) \times 67/100$ 。 $d_8 = 1.42\sim 1.48$ , 优选为1.45。

[0117] 若 $\begin{cases} d_6 \leq k_{sd-m-0} < d_6 + 0.10 \\ k_{d-m-a} \leq c_4 \end{cases}$  或  $\begin{cases} d_8 < k_{sd-m-2} < d_7 \\ k_{d-m-a} \leq c_4 \end{cases}$ , 则 $a_3 = (c_4 - k_{d-m-a}) \times 50/100$ ;

[0118] 若 $k_{sd-m-0} \geq d_6 + 0.10$ 而且 $k_{sd-m-2} \leq d_8$ 并且 $k_{d-m-a} \geq c_5$ , 则 $a_3 = (c_5 - k_{d-m-a}) \times 62/100$ ;

[0119] 若 $\begin{cases} d_6 \leq k_{sd-m-0} < d_6 + 0.10 \\ k_{d-m-a} \geq c_5 \end{cases}$  或  $\begin{cases} d_8 < k_{sd-m-2} < d_7 \\ k_{d-m-a} \geq c_5 \end{cases}$ , 则 $a_3 = (c_5 - k_{d-m-a}) \times 45/100$ 。

[0120] 第四校正变量 $a_4$ ;

[0121] 所述步骤S4中获得的校正变量还包括第四校正变量 $a_4$ ,  $a_4$ 在外周血管扩张导致下肢血压(相对于桡动脉血压)降低的情况下,对 $T_d$ 和 $T_s$ 进行校正, $a_4$ 的适用范围为 $a_4 > 0$ ,  $a_4$ 越大表明下肢血压相对于桡动脉血压降低得越多。

[0122] 若 $t_{\max-toe} \geq t_{ch-toe}$ , 则 $k_{s-t-toe} = \frac{t_{\max-toe} + t_{ch-toe} + 400}{(t_{s-toe} + 200) \times 2}$ , 否则 $k_{s-t-toe} = \frac{t_{\max-toe} + 200}{t_{s-toe} + 200}$ 。

$k_{s-t-toe}$ 为脚趾脉搏波起始点到波峰的时间与收缩期的时间之比, 200为调节系数。若 $k_{s-t-toe} > 0.8$ , 则 $a_4 = k_{s-t-toe} - 0.8$ 。若 $k_{s-t-toe} \leq 0.8$ ,  $a_4$ 不适用, 则令 $a_4 = 0$ 。

[0123] 第五校正变量 $a_5$ ;

[0124] 所述步骤S4中获得的校正变量还包括第五校正变量 $a_5$ ,  $a_5$ 的作用和性质与 $a_4$ 用相同, 在下肢血压相对于桡动脉血压降低的情况下对 $T_d$ 和 $T_s$ 进行校正。

[0125]  $k_{s-m-toe} = \frac{\int_0^{t_{s-toe}} h dt}{t_{s-toe} h_{\max-toe}}$ ,  $k_{s-m-toe}$ 为脚趾脉搏波收缩期平均高度与最大高度 $h_{\max-toe}$

之比;

[0126] 若 $k_{s-m-toe} < d_9$ , 则令 $a_5 = 0$ 。 $d_9 = 0.67 \sim 0.73$ , 优选为0.7。

[0127] 若 $k_{s-m-toe} \geq d_9$ 而且 $k_{s-t-toe} \geq 0.8$ , 则 $a_5 = k_{s-m-toe} - d_9$ 。

[0128] 若 $k_{s-m-toe} \geq d_9$ 而且 $k_{s-t-toe} < 0.8$ , 则 $a_5 = (k_{s-m-toe} - d_9) / 2$ 。

[0129] 第六校正变量 $a_6$ ;

[0130] 所述步骤S4中获得的校正变量还包括第六校正变量 $a_6$ ,  $a_6$ 代表两个脉搏波面积的相对变化, 用于脚趾血管扩张、下肢血压相对于桡动脉血压降低时对 $T_d$ 和 $T_s$ 进行校正。 $a_6$ 的适用范围为 $a_6 > 0$ ;

[0131]  $k_{s-m-toe-ear} = \frac{h_{\max} \int_0^{t_{s-toe}} h dt + (t_s + t_{s-toe}) \times 100}{h_{\max-toe} \int_0^{t_s} h dt + (t_s + t_{s-toe}) \times 100}$ ,  $k_{s-m-toe-ear}$ 为脚趾脉搏波收缩期的面积与耳朵脉搏波收缩期的面积之比, 100为调节系数。

[0132] 当 $k_{s-m-toe-ear} < 1.0$ , 则令 $a_6 = 0$ 。

[0133] 当 $k_{s-m-toe-ear} > 1.08$ , 则令 $c_6 = 1.08$ 。

[0134] 若 $t_s > 220$ 而且 $k_{sd-m-0} > 0.88$ , 则 $a_6 = c_6 - 1.0$ 。

[0135] 若 $t_s < 160$ 或 $k_{sd-m-0} < 0.80$ , 则 $a_6 = (c_6 - 1.0) \times 0.34$ 。

[0136] 若 $160 < t_s \leq 220$ 或 $0.80 < k_{sd-m-0} \leq 0.88$ , 则 $a_6 = (c_6 - 1.0) \times 0.67$ 。

[0137] 当 $1.0 \leq k_{s-m-toe-ear} \leq 1.08$ , 则 $c_6 = k_{s-m-toe-ear} - 1.0$ 。

[0138] 若 $t_s > 220$ 并且 $k_{sd-m-0} > 0.88$ , 则 $a_6 = c_6$ 。

[0139] 若 $t_s \leq 160$ 或 $k_{sd-m-0} \leq 0.80$ , 则 $a_6 = c_6 \times 0.34$ 。

[0140] 若 $160 < t_s \leq 220$ 或 $0.80 < k_{sd-m-0} \leq 0.88$ , 则 $a_6 = c_6 \times 0.67$ 。

[0141] 第七校正变量 $a_7$ ;

[0142] 所述步骤S4中获得的校正变量还包括第七校正变量 $a_7$ ,  $a_7$ 的作用和性质与 $a_6$ 用相同,  $a_7$ 代表两个脉搏波收缩期宽度(收缩期时间)的相对变化。

[0143]  $k_{ts-toe-ear} = \frac{t_{s-toe} + 825}{t_s + 825}$ ,  $k_{ts-toe-ear}$ 为脚趾脉搏波上识别的心脏收缩期的时间与耳朵

脉搏波上识别的收缩期的时间之比,825为调节系数; $k_{ts-toe-ear}$ 增大提示脚趾血管扩张,下肢血压相对于桡动脉血压在降低。

[0144] 当 $k_{ts-toe-ear} < 1.0$ ,则令 $a_7 = 0$ 。

[0145] 当 $k_{ts-toe-ear} > 1.08$ ,则令 $c_7 = 1.08$ 。

[0146] 若 $t_s > 220$ 而且 $k_{sd-m-0} > 0.88$ ,则 $a_7 = c_7 - 1.0$ 。

[0147] 若 $t_s < 160$ 或 $k_{sd-m-0} < 0.80$ ,则 $a_7 = (c_7 - 1.0) \times 0.34$ 。

[0148] 若 $160 < t_s \leq 220$ 或 $0.80 < k_{sd-m-0} \leq 0.88$ ,则 $a_7 = (c_7 - 1.0) \times 0.67$ 。

[0149] 当 $1.0 \leq k_{ts-toe-ear} \leq 1.08$ ,则 $c_7 = k_{ts-toe-ear} - 1.0$ 。

[0150] 若 $t_s > 220$ 并且 $k_{sd-m-0} > 0.88$ ,则 $a_7 = c_7$ 。

[0151] 若 $t_s \leq 160$ 或 $k_{sd-m-0} \leq 0.80$ ,则 $a_7 = c_7 \times 0.34$ 。

[0152] 若 $160 < t_s \leq 220$ 或 $0.80 < k_{sd-m-0} \leq 0.88$ ,则 $a_7 = c_7 \times 0.67$ 。

[0153] 变量 $k_m$ :

[0154]  $k_{s-m-ear} = \frac{\int_0^{t_s} h dt}{t_s h_{\max}}$ ,耳朵脉搏波收缩期平均高度与最大高度 $h_{\max}$ 之比;

[0155]  $k_m = (k_{s-m-ear} + k_{s-m-toe} + k_{d-m-t_d} + k_{d-m-t_d-toe})/4$ ,收缩期和舒张期的耳朵脉搏波的相对高度和脚趾脉搏波的相对高度的综合平均值,用于计算平均动脉压。

[0156] 对于舒张压而言,所述步骤S5中的校正矩阵 $B = \sum_{i=1}^2 a_{id} + \sum_{i=3}^7 a_i$ 。其中若有 $a_{id} = 0$

或 $a_i = 0$ 时表示该 $a_{id}$ 或 $a_i$ 不适用。所述步骤S6具体为:连续获取8个心动周期下的校正矩阵,用8个心动周期的变量的平均值来克服呼吸波动的干扰,8个变量采用递推方式选取,每计算出一个最新变量就淘汰一个最老变量。校正方法为: $T_{dmb} = T_{dm}(1 - B_m)$ ;其中,

$B_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 B_i$ ,  $T_{dm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{di}$ , $B_i$ 为第*i*个心动周期下的校正矩阵, $T_{di}$ 为第*i*个心动周期下

的 $T_d$ 。

[0157] 对于收缩压而言,所述步骤S5中的校正矩阵 $A = \sum_{i=1}^2 a_{is} + \sum_{i=3}^7 a_i$ 。其中若有 $a_{is} = 0$

或 $a_i = 0$ 时表示该 $a_{is}$ 或 $a_i$ 不适用。所述步骤S6具体为:连续获取8个心动周期下的校正矩阵,用8个心动周期的变量的平均值来克服呼吸波动的干扰,8个变量采用递推方式选取,每计算出一个最新变量就淘汰一个最老变量。校正方法为: $T_{sma} = T_{sm}(1 - A_m)$ ;其中,

$A_m = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 A_i$ ,  $T_{sm} = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 T_{si}$ , $A_i$ 为第*i*个心动周期下的校正矩阵, $T_{si}$ 为第*i*个心动周期

下的 $T_s$ 。

[0158] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进

行等同替换；而这些修改或者替换，并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围，其均应涵盖在本发明的权利要求和说明书的范围当中。

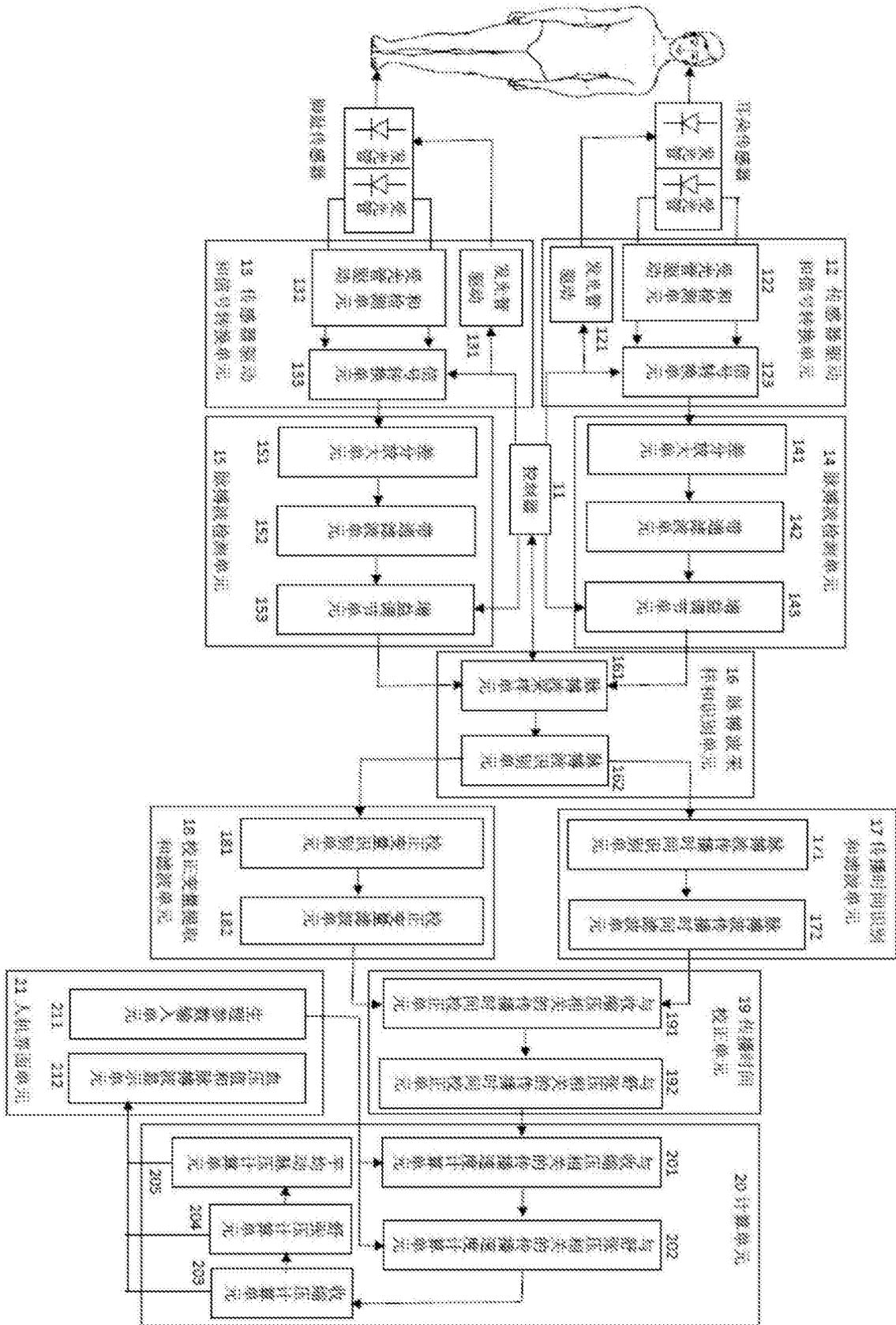


图1

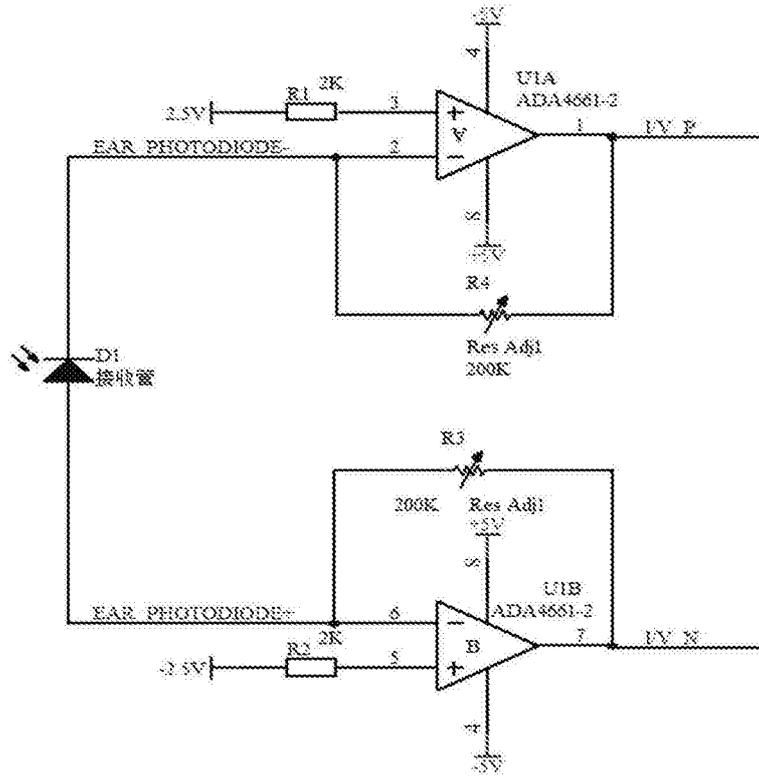


图2

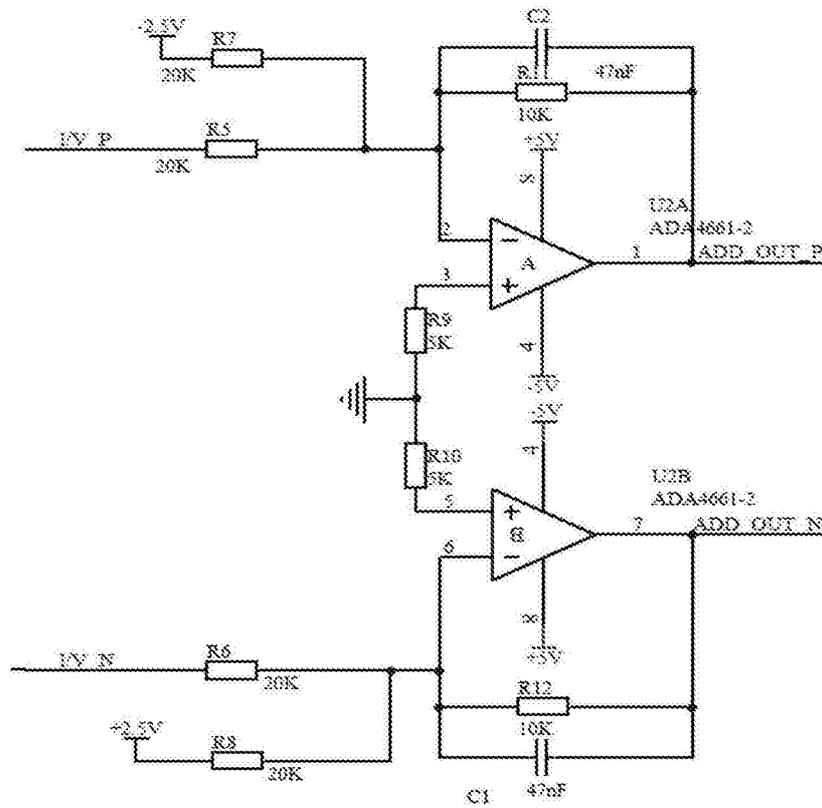


图3

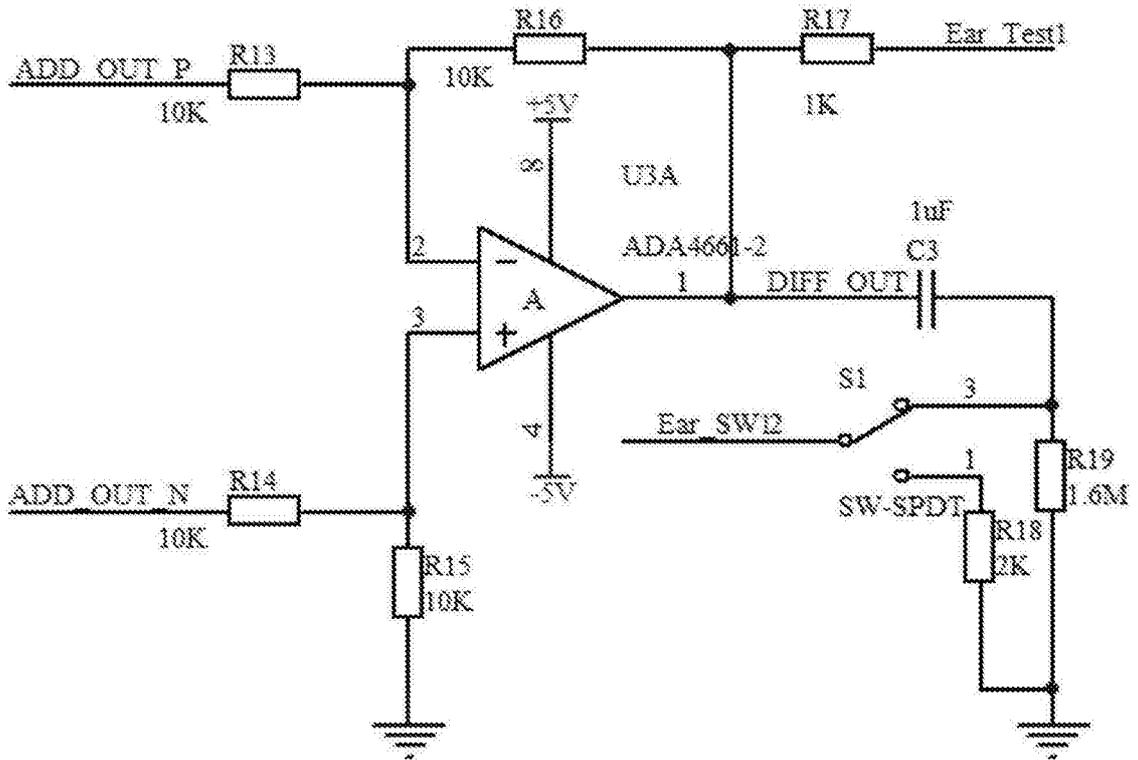


图4

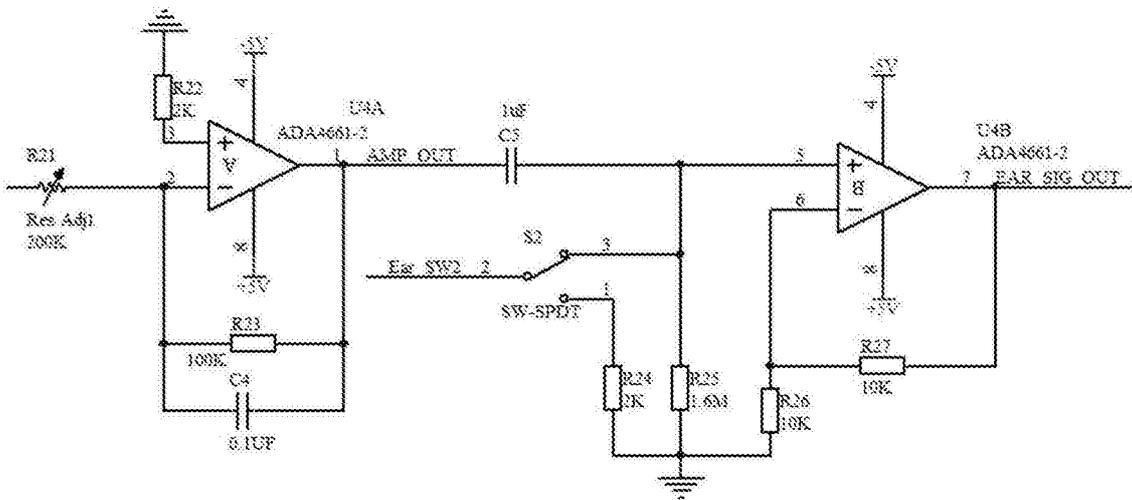


图5

专利名称(译)	一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN106618504A</a>	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	CN201710044179.4	申请日	2017-01-19
申请(专利权)人(译)	陈妍		
当前申请(专利权)人(译)	陈妍		
[标]发明人	陈妍 陈瑜 刘元起 何宗奎 刘洋 张伟		
发明人	陈妍 陈瑜 刘元起 何宗奎 刘洋 张伟		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02141 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/746 A61B2560/0223		
代理人(译)	安娜		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明属于动脉血压测量技术领域。本发明公开一种具备自适应校准的高准确度连续无创血压测量装置，采用光电传感器检测脉搏波，提供反向偏置电压给受光管，增强了受光管的灵敏度和稳定性，能够检测到极其微弱的脉搏波信号并提高检测信号的波形质量；采用宽频带滤波器，确保脉搏波形态不失真；这些技术有利于从脉搏波上正确提取校正变量。该装置从脉搏波上识别与收缩压相关和与舒张压相关的传播时间PTT，根据脉搏波的形态变化提取多种变量来实时识别和自适应校正PTT的各种异常变化；结合现有数学模型能够在复杂的临床条件下高准确度、连续、无创伤测量血压，无须依靠常规方法如袖带示波法来定标和反复校准。

