



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109222942 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811337619.6

(22)申请日 2018.11.09

(71)申请人 中科数字健康科学研究院(南京)有限公司

地址 210046 江苏省南京市栖霞区尧化街道甘家边东108号综合楼601

(72)发明人 吴健康 刘中迪

(74)专利代理机构 北京清诚知识产权代理有限公司 11691

代理人 乔东峰 樊锦标

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

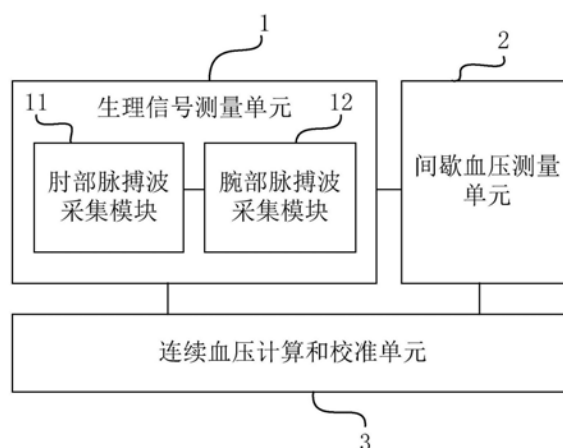
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种无创连续血压测量方法和设备

(57)摘要

本发明提供了一种无创连续血压测量设备及测量方法,所述设备包括生理信号测量单元(1)、间歇血压测量单元(2)和连续血压计算与校准单元(3),生理信号测量单元(1)用于测量并获取被测者的脉搏波和心率;间歇血压测量单元(2)用于测量并获取被测者的血压;连续血压计算与校准单元(3)用于根据脉搏波计算得到脉搏传导时间,并根据与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进行校准,并计算连续血压。本发明通过同步测量人体不同位置的脉搏波,计算得到脉搏传导时间,并通过最小二乘法进行参数的校正,从而使设备能够适应被测者当前的心血管系统状态,获得更高的精度。



1. 一种无创连续血压测量设备,包括生理信号测量单元(1)、间歇血压测量单元(2)和连续血压计算与校准单元(3),其中,

所述生理信号测量单元(1)用于测量并获取被测者的脉搏波和心率;

所述间歇血压测量单元(2)用于测量并获取被测者的血压;

所述连续血压计算与校准单元(3)用于根据生理信号测量单元(1)获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间,并根据间歇血压测量单元获取的与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进行校准,并计算连续血压。

2. 如权利要求1所述的无创连续血压测量设备,其特征在于:

利用公式<1>和公式<2>来计算连续血压:

$$SBP_{j,k} = a_{0,k} PTT_{j,k} + a_{1,k} HR_{j,k} + a_{2,k} \quad <1>$$

$$DBP_{j,k} = b_{0,k} PTT_{j,k} + b_{1,k} HR_{j,k} + b_{2,k} \quad <2>$$

式中, $k \geq 1, j \geq 1$, $SBP_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个收缩压, $DBP_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个舒张压, $a_{0,k}, a_{1,k}, a_{2,k}, b_{0,k}, b_{1,k}, b_{2,k}$ 表示第k次校准后的参数, $PTT_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个脉搏传导时间, $HR_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个心率。

3. 如权利要求2所述的无创连续血压测量设备,其特征在于:

采用最小二乘法对上述计算公式中的参数进行校准,即根据以下公式进行校准:

$$[a_{0,k} \ a_{1,k} \ a_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T DBP_k \quad <3>$$

$$[b_{0,k} \ b_{1,k} \ b_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T SBP_k \quad <4>$$

其中:

$$X_k = \begin{bmatrix} PTT_{1,k} & HR_{1,k} & 1 \\ PTT_{2,k} & HR_{2,k} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ PTT_{n,k} & HR_{n,k} & 1 \end{bmatrix},$$

$$DBP_k = [DBP_{1,k} \ DBP_{2,k} \ \cdots \ DBP_{n,k}]^T,$$

$$SBP_k = [SBP_{1,k} \ SBP_{2,k} \ \cdots \ SBP_{n,k}]^T,$$

式中, n表示第k次校正所需的数据组数。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的无创连续血压测量设备,其特征在于:

所述生理信号测量单元(1)包括肘部脉搏波采集模块(11)和腕部脉搏波采集模块(12),其分别用于测量被测者的肘部脉搏波和腕部脉搏波。

5. 如权利要求4所述的无创连续血压测量设备,其特征在于:

所述连续血压计算和校准单元(3)根据获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间的步骤包括:

对肘部脉搏波和腕部脉搏波进行低通滤波,接着,提取脉搏波的特征点;

在同一心动周期内,用腕部脉搏波峰值点的时间减去肘部脉搏波峰值点的时间获得时间差,该时间差即为脉搏传导时间。

6. 一种无创连续血压测量方法,包括:

测量并获取被测者的脉搏波和心率;

测量并获取被测者的血压;

根据脉搏波计算得到脉搏传导时间,并根据与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进

行校准,并计算连续血压。

7.如权利要求6所述的无创连续血压测量方法,其特征在于:利用公式<1>和公式<2>来计算连续血压:

$$SBP_{j,k} = a_{0,k} PTT_{j,k} + a_{1,k} HR_{j,k} + a_{2,k} \quad \langle 1 \rangle$$

$$DBP_{j,k} = b_{0,k} PTT_{j,k} + b_{1,k} HR_{j,k} + b_{2,k} \quad \langle 2 \rangle$$

式中, $k \geq 1, j \geq 1$, $SBP_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个收缩压, $DBP_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个舒张压, $a_{0,k}, a_{1,k}, a_{2,k}, b_{0,k}, b_{1,k}, b_{2,k}$ 表示第k次校准后的参数, $PTT_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个脉搏传导时间, $HR_{j,k}$ 表示第k次校准后的第j个心率。

8.如权利要求7所述的无创连续血压测量方法,其特征在于:

采用最小二乘法对上述计算公式中的参数进行校准,即根据以下公式进行校准:

$$[a_{0,k} \ a_{1,k} \ a_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T DBP_k \quad \langle 3 \rangle$$

$$[b_{0,k} \ b_{1,k} \ b_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T SBP_k \quad \langle 4 \rangle$$

其中:

$$X_k = \begin{bmatrix} PTT_{1,k} & HR_{1,k} & 1 \\ PTT_{2,k} & HR_{2,k} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ PTT_{n,k} & HR_{n,k} & 1 \end{bmatrix},$$

$$DBP_k = [DBP_{1,k} \ DBP_{2,k} \ \cdots \ DBP_{n,k}]^T,$$

$$SBP_k = [SBP_{1,k} \ SBP_{2,k} \ \cdots \ SBP_{n,k}]^T,$$

式中,n表示第k次校正所需的数据组数。

9.如权利要求6至8中任一项所述的无创连续血压测量方法,其特征在于:包括校准时间点设置步骤。

10.如权利要求6至8中任一项所述的无创连续血压测量方法,其特征在于:所述根据获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间的步骤包括:

对肘部脉搏波和腕部脉搏波进行低通滤波,接着,提取脉搏波的特征点;

在同一心动周期内,用腕部脉搏波峰值点的时间减去肘部脉搏波峰值点的时间获得时间差,该时间差即为脉搏传导时间。

一种无创连续血压测量方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量技术领域,具体涉及一种基于两点脉搏波的无创连续血压测量方法和测量设备。

背景技术

[0002] 人体动脉血压是一种十分重要的生理参数,是各种心血管疾病诊断的重要参考指标,同时也是日常家庭健康监护的常规项目。连续动脉血压,又称逐拍血压,指连续的心动周期所对应的收缩压与舒张压序列,能够实时地反映心血管系统的状态。目前临床上最常用的无创血压测量设备大多基于示波法或听诊法,这类设备测量时需要使用袖带进行充放气,会给患者带来一定的不适,因此只能用于间歇血压监测,而无法测量连续血压。

[0003] 目前主流的无创连续血压测量方法主要有动脉张力法、容积补偿法和脉搏波传到时间法。动脉张力法的局限在于对放置仪器的位置有严格要求,任何的位移都需要重新配置和校准;容积补偿法需要对被测者的测量部位施加压力,长时间使用会造成局部供血不足等问题。脉搏传导时间法对传感器的佩戴位置较为宽松,佩戴方便,且使用无明显不适感,因此受到越来越多的关注。

[0004] 脉搏传导时间法需要建立脉搏传导时间及其他生理参数和血压之间的数学模型,但相关研究表明,这种数学模型因人而异,且随着人的身体状态的变化而变化,因此模型的参数需要通过间歇测量血压来进行校正才能保证连续血压的测量精度。

[0005] 传统的基于脉搏传导时间的专利,如CN108024742A和CN108272446A,都采用脉搏波和心电波来计算脉搏传导时间,但该领域的相关研究已经达成共识,该方法计算出的其实为脉搏到达时间(pulse arrival time),相比于脉搏传导时间,脉搏到达时间还包括了射血前期(pre-ejection period),因此相关研究得到的脉搏传导时间和血压的关系,并不一定适用于用脉搏到达时间。

发明内容

[0006] 本发明旨在解决现有的无创连续血压测量方法存在的精度不高、操作不便的问题。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明提出一种无创连续血压测量设备,包括生理信号测量单元、间歇血压测量单元和连续血压计算与校准单元,其中,所述生理信号测量单元用于测量并获取被测者的脉搏波和心率;所述间歇血压测量单元用于测量并获取被测者的血压;所述连续血压计算与校准单元用于根据生理信号测量单元获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间,并根据间歇血压测量单元获取的与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进行校准,并计算连续血压。

[0008] 根据本发明的优选实施方式,利用公式<1>和公式<2>来计算连续血压:

[0009] $SBP_{j,k} = a_{0,k}PTT_{j,k} + a_{1,k}HR_{j,k} + a_{2,k}$. <1>

[0010] $DBP_{j,k} = b_{0,k}PTT_{j,k} + b_{1,k}HR_{j,k} + b_{2,k}$. <2>

[0011] 式中, $k \geq 1, j \geq 1$, $SBP_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个收缩压, $DBP_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个舒张压, $a_{0,k}, a_{1,k}, a_{2,k}, b_{0,k}, b_{1,k}, b_{2,k}$ 表示第 k 次校准后的参数, $PTT_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个脉搏传导时间, $HR_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个心率。

[0012] 根据本发明的优选实施方式, 采用最小二乘法对上述计算公式中的参数进行校准, 即根据以下公式进行校准:

$$[0013] \quad [a_{0,k} \ a_{1,k} \ a_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T DBP_k, \langle 3 \rangle$$

$$[0014] \quad [b_{0,k} \ b_{1,k} \ b_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T SBP_k, \langle 4 \rangle$$

[0015] 其中:

$$[0016] \quad X_k = \begin{bmatrix} PTT_{1,k} & HR_{1,k} & 1 \\ PTT_{2,k} & HR_{2,k} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ PTT_{n,k} & PTT_{n,k} & 1 \end{bmatrix},$$

$$[0017] \quad DBP_k = [DBP_{n,k} \ DBP_{n,k} \cdots DBP_{n,k}]^T,$$

$$[0018] \quad SBP_k = [SBP_{n,k} \ SBP_{n,k} \cdots SBP_{n,k}]^T,$$

[0019] 式中, n 表示第 k 次校正所需的数据组数。

[0020] 根据本发明的优选实施方式, 所述生理信号测量单元包括肘部脉搏波采集模块和腕部脉搏波采集模块, 其分别用于测量被测者的肘部脉搏波和腕部脉搏波。

[0021] 根据本发明的优选实施方式, 所述连续血压计算和校准单元根据获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间的步骤包括: 对肘部脉搏波和腕部脉搏波进行低通滤波, 接着, 提取脉搏波的特征点; 在同一心动周期内, 用腕部脉搏波峰值点的时间减去肘部脉搏波峰值点的时间获得时间差, 该时间差即为脉搏传导时间。

[0022] 本发明还提出一种无创连续血压测量方法, 包括: 测量并获取被测者的脉搏波和心率; 测量并获取被测者的血压; 根据脉搏波计算得到脉搏传导时间, 并根据与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进行校准, 并计算连续血压。

[0023] 根据本发明的优选实施方式, 利用公式<1>和公式<2>来计算连续血压:

$$[0024] \quad SBP_{j,k} = a_{0,k} PTT_{j,k} + a_{1,k} HR_{j,k} + a_{2,k}, \langle 1 \rangle$$

$$[0025] \quad DBP_{j,k} = b_{0,k} PTT_{j,k} + b_{1,k} HR_{j,k} + b_{2,k}, \langle 2 \rangle$$

[0026] 式中, $k \geq 1, j \geq 1$, $SBP_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个收缩压, $DBP_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个舒张压, $a_{0,k}, a_{1,k}, a_{2,k}, b_{0,k}, b_{1,k}, b_{2,k}$ 表示第 k 次校准后的参数, $PTT_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个脉搏传导时间, $HR_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个心率。

[0027] 根据本发明的优选实施方式, 采用最小二乘法对上述计算公式中的参数进行校准, 即根据以下公式进行校准:

$$[0028] \quad [a_{0,k} \ a_{1,k} \ a_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T DBP_k, \langle 3 \rangle$$

$$[0029] \quad [b_{0,k} \ b_{1,k} \ b_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T SBP_k, \langle 4 \rangle$$

[0030] 其中:

$$[0031] \quad X_k = \begin{bmatrix} PTT_{1,k} & HR_{1,k} & 1 \\ PTT_{2,k} & HR_{2,k} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ PTT_{n,k} & PTT_{n,k} & 1 \end{bmatrix},$$

[0032] $DBP_k = [DBP_{n,k} \ DBP_{n,k} \cdots DBP_{n,k}]^T$,

[0033] $SBP_k = [SBP_{n,k} \ SBP_{n,k} \cdots SBP_{n,k}]^T$,

[0034] 式中, n 表示第 k 次校正所需的数据组数。

[0035] 根据本发明的优选实施方式, 还包括校准时间点设置步骤。

[0036] 根据本发明的优选实施方式, 所述根据获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间的步骤包括: 对肘部脉搏波和腕部脉搏波进行低通滤波, 接着, 提取脉搏波的特征点; 在同一心动周期内, 用腕部脉搏波峰值点的时间减去肘部脉搏波峰值点的时间获得时间差, 该时间差即为脉搏传导时间。

[0037] 本发明通过同步测量人体不同位置的脉搏波, 计算得到脉搏传导时间, 并通过最小二乘法进行参数的校正, 从而使设备能够适应被测者当前的心血管系统状态, 获得更高的精度。

附图说明

[0038] 图1是本发明一个实施例无创连续血压测量设备的功能单元示意图;

[0039] 图2是本发明一个实施例的肘部脉搏波采集模块的结构示意图;

[0040] 图3是本发明一个实施例的腕部脉搏波采集模块的结构示意图;

[0041] 图4是本发明一个实施例的脉搏传导时间计算方法的示意图;

[0042] 图5是本发明一个实施中进行人体连续测量时的演示示意图。

具体实施方式

[0043] 下面将参照附图更详细地描述本明的示例性实施例。虽然附图中显示了本发明的示例性实施例, 然而应当理解, 本发明可以以各种形式实现, 实施例并不是用于限制本发明的范围。相反, 提供这些实施例的目的是为了使本领域的技术人员更透彻地理解本发明。

[0044] 本文中的术语“和/或”仅仅是一种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。另外, 本文中字符“/”, 一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0045] 本发明提出一种无创连续血压测量设备, 通过校准获得被测者连续的收缩压和舒张压。本发明的构思如下: 通过脉搏传导时间测量设备可以获取被测者的连续脉搏传导时间, 通过间歇血压测量设备可以获得被测者特定时刻的收缩压和舒张压。我们使用最小二乘法 (Least Square Method) 对测得的连续脉搏传导时间和血压进行计算, 得到血压模型中的参数。之后便可将脉搏传导时间输入血压模型, 计算得到连续血压值。

[0046] 图1是本发明一个实施例无创连续血压测量设备的功能单元示意图。如图1所示, 在本发明的一个具体实施例中, 无创连续血压测量设备包括三部分: 生理信号测量单元1、间歇血压测量单元2和连续血压计算与校准单元3。

[0047] 生理信号测量单元1用于测量并获取被测者的脉搏波和心率, 间歇血压测量单元2用于测量并获取被测者的血压, 连续血压计算与校准单元3根据生理信号测量单元1获取的脉搏波计算得到脉搏传导时间, 并根据间歇血压测量单元获取的与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进行校准, 并计算连续血压。

[0048] 在该实施例中, 优选为利用公式<1>和公式<2>来计算连续血压:

[0049] $SBP_{j,k} = a_{0,k}PTT_{j,k} + a_{1,k}HR_{j,k} + a_{2,k}, <1>$

[0050] $DBP_{j,k} = b_{0,k}PTT_{j,k} + b_{1,k}HR_{j,k} + b_{2,k}, <2>$

[0051] 式中, $k \geq 1, j \geq 1$, $SBP_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个收缩压, $DBP_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个舒张压, $a_{0,k}, a_{1,k}, a_{2,k}, b_{0,k}, b_{1,k}, b_{2,k}$ 表示第 k 次校准后的参数, $PTT_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个脉搏传导时间, $HR_{j,k}$ 表示第 k 次校准后的第 j 个心率。

[0052] 该实施例中, 还优选为采用最小二乘法对上述计算公式中的参数进行校准, 即根据以下公式进行校准:

[0053] $[a_{0,k} \ a_{1,k} \ a_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T DBP_k, <3>$

[0054] $[b_{0,k} \ b_{1,k} \ b_{2,k}] = (X_k^T X_k)^{-1} X_k^T SBP_k, <4>$

[0055] 其中:

$$[0056] \quad X_k = \begin{bmatrix} PTT_{1,k} & HR_{1,k} & 1 \\ PTT_{2,k} & HR_{2,k} & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ PTT_{n,k} & HR_{n,k} & 1 \end{bmatrix},$$

[0057] $DBP_k = [DBP_{n,k} \ DBP_{n,k} \cdots DBP_{n,k}]^T,$

[0058] $SBP_k = [SBP_{n,k} \ SBP_{n,k} \cdots SBP_{n,k}]^T,$

[0059] 式中, n 表示第 k 次校正所需的数据组数。

[0060] 也就是说, 在该实施例中, 所述连续血压计算与校准单元 3 不执行校准时, 在每一个心动周期内, 根据当前生理信号测量单元 1 获得的脉搏波计算得到脉搏传导时间, 之后分别按照公式 <1> 和公式 <2> 计算得到当前心动周期对应的收缩压和舒张压。当连续血压计算与校准单元 3 执行校准时, 根据间歇血压测量单元 2 和生理信号测量单元 1 获得当前收缩压和舒张压及其对应的脉搏传导时间和心率, 通过最小二乘法如公式 <3> 和公式 <4> 计算公式 <1> 和公式 <2> 中的参数, 用当前参数替代之前的参数。之后使用更新参数后的公式 <1> 和公式 <2> 计算得到连续血压值, 直到下一个校准时间点。

[0061] 上述实施例, 无创连续血压测量设备执行的校准和计算方法流程如下:

[0062] 1) 启动步骤: 当设备启动时执行启动步骤: 先由间歇血压测量单元 2 分别采集多组 (例如 10 组) 血压值 (包括收缩压和舒张压) 发送给连续血压计算和校准单元, 同时生理信号测量单元 1 将采集得到的脉搏波发送给连续血压计算和校准单元 3, 连续血压计算和校准单元 3 计算出脉搏传导时间和心率, 并根据其对应的血压值, 使用最小二乘法如公式 <3> 和公式 <4>, 对公式 <1> 和公式 <2> 中的参数进行初始化, 之后使用公式 <1> 和公式 <2> 对生理信号测量单元 1 输出的脉搏波进行计算, 得到连续的血压值 (收缩压和舒张压)。

[0063] 2) 校准步骤: 当设备判断到达校准时间点时执行校准步骤, 具体来说, 间歇血压测量单元 2 采集至少一组 (例如 2 组) 收缩压和舒张压, 发送到连续血压计算和校准单元 3, 连续血压计算和校准单元 3 根据收缩压和舒张压对应的脉搏传导时间和心率, 使用最小二乘法计算公式如公式 <3> 和公式 <4>, 对 <1> 和公式 <2> 中的参数, 将计算得到的参数替代之前的参数。

[0064] 3) 连续血压计算步骤: 当设备启动完成后, 连续血压计算和校准单元 3 使用当前的参数根据公式 <1> 和公式 <2> 计算连续的收缩压和舒张压。

[0065] 4) 校准时间点设置步骤: 连续血压计算和校准单元 3 可以按照预定的校准时间表

执行校准步骤,还可以实时设置校准时间点并进行校准,对于后者,则设备执行的流程还包括校准时间点设置步骤,该步骤可以在设备启动过程中进行,也可以在启动步骤之后进行,或者在上一次校准步骤完成之后设定下一次校准时间点,也或者在特定计算步骤完成之后设定下一次校准时间,或者根据用户的手动操来设置特定的校准时间。本发明不限制该步骤执行的时间。

[0066] 如图1所示,本发明该实施例中,生理信号测量单元1包括肘部脉搏波采集模块11和腕部脉搏波采集模块12,分别用于测量被测者的肘部脉搏波和腕部脉搏波。但本发明不限于此,脉搏波的采集点可以为能够测量脉搏波的任意人体位置,包括手腕、手指、手肘等。以手腕外侧为例,一方面,手腕外侧可以检测到明显的波形信号,另一方面,在手腕外侧测量可以使被测者更舒适,同时可以固定的更好,减少漏光、运动等因素带来的噪声干扰。

[0067] 脉搏波采集模块可以采用光电脉搏波采集电路。它的测量原理是:一方面,人体心室周期性的收缩和舒张导致主动脉的收缩和舒张,使血流压力以波的形式从主动脉根部开始沿着整个动脉系统传播,这种波即为脉搏波。脉搏波所呈现出的形态、强度、速率和节律等方面的综合信息,很大程度上能反映出人体心血管中许多生理病理的血流特征。另一方面,根据朗博-比尔(Lamber-Beer)定律,物质在一定波长处的吸光度和它的浓度成正比,当恒定波长的光照射到人体组织上时,通过人体组织吸收、反射衰减后测量到的光强在一定程度上反映了被照射部位组织的结构特征。

[0068] 图2是本发明一个实施例的肘部脉搏波采集模块的结构示意图。如图2所示,肘部脉搏波采集模块在工作时,光电脉搏波传感器采集信号,接下来经过放大器放大信号,进而通过滤波器去除高频成分,微处理器利用内部集成的模数转换器对信号进行采样,采样时钟为肘部脉搏波采集模块11中的微处理器输出的时钟信号,即每检测到时钟的一个下降沿,微处理器即进行一次采样,本实施例中采样频率为1kHz,并且,微处理器最终将采集到的脉搏波数据例如通过串口发送到腕部脉搏波采集模块12。

[0069] 如图3所示,腕部脉搏波信号采集模块12与肘部脉搏波采集模块11的信号采集电路相同,微处理器对信号进行采样,采样频率同样为1kHz。同时,腕部脉搏波信号采集模块12对肘部脉搏波采集模块12的数据进行接收,最后将两路脉搏波数据发送给连续血压计算和校准单元3。

[0070] 如图4所示,连续血压计算和校准单元3对脉搏波信号进行特征提取并计算脉搏传导时间。

[0071] 连续血压计算和校准单元3对肘部脉搏波和腕部脉搏波进行低通滤波,为特征提取做准备。接着,提取脉搏波的特征点。脉搏波的可选特征点很多,如足点、峰值点、斜率最大点或斜率为最大值的20%的点,等等。他们各自有着不同的生理意义和测量考虑。在本实施例中,选取的是脉搏波的峰值点,一般情况下其可以代表主动脉瓣膜开启的时间,而且其易于提取,误检率低。

[0072] 接着,当两路脉搏波的特征点都提取完毕后,在同一心动周期内,用腕部脉搏波峰值点的时间减去肘部脉搏波峰值点的时间获得时间差,该时间差即为脉搏传导时间。

[0073] 计算公式如下公式<5>:

[0074] $PTT_i = F_i - R_i$ <5>

[0075] 上式中, PTT_i 为第*i*个心动周期的脉搏传导时间值; F_i , R_i 分别表示第*i*个心动周期

内的腕部脉搏波峰值点时间和肘部脉搏波峰值点时间。计算得到的脉搏传导时间序列可以以文件的形式保存,或者直接输出到显示界面。也可以以变量的形式暂时保存,以待下一步处理,进行血压计算或者某些疾病的诊断。

[0076] 图5是本发明一个实施中进行人体连续测量时的演示示意图。如图5所示,在使用时,肘部脉搏波采集模块11佩戴于被测者左手手肘内侧,腕部脉搏波采集模块12佩戴于被测者左手手腕外侧,佩戴者不会有太多的不适感,也可以避免右手活动的干扰。

[0077] 应当理解,为了精简本发明并帮助本领域的技术人员理解本发明的各个方面,在上面对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时在单个实施例中进行描述,或者参照单个图进行描述。但是,不应将本发明解释成示例性实施例中包括的特征均为本专利权利要求的必要技术特征。

[0078] 应当理解,可以对本发明的一个实施例的设备中包括的模块、单元、组件等进行自适应性地改变以把它们设置在与该实施例不同的设备中。可以把实施例的设备包括的不同模块、单元或组件组合成一个模块、单元或组件,也可以把它们分成多个子模块、子单元或子组件。

[0079] 本发明的实施例中的模块、单元或组件可以以硬件方式实现,也可以以一个或者多个处理器上运行的软件方式实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例。本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的计算机程序产品或计算机可读介质上。

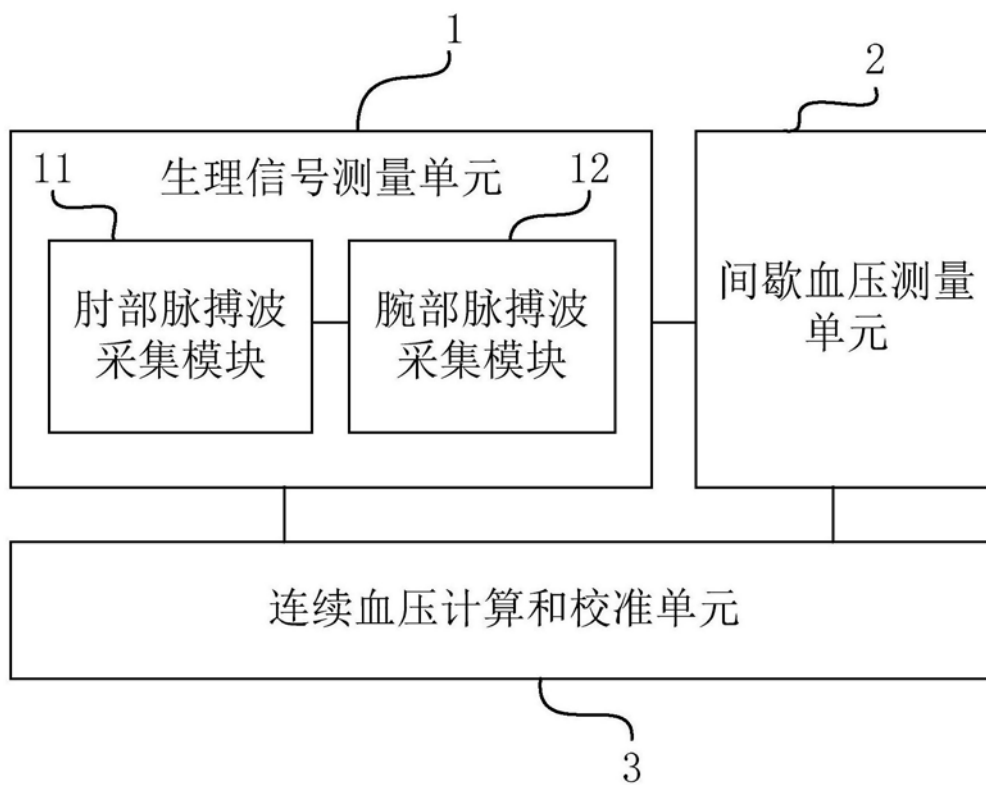


图1

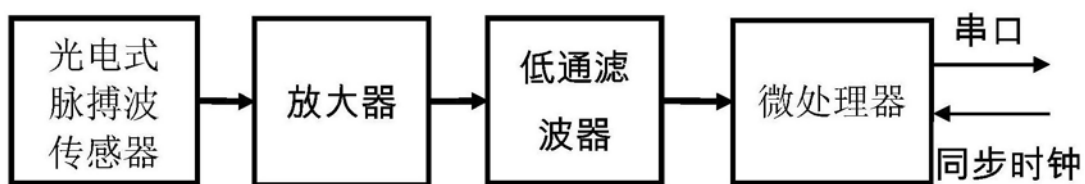


图2

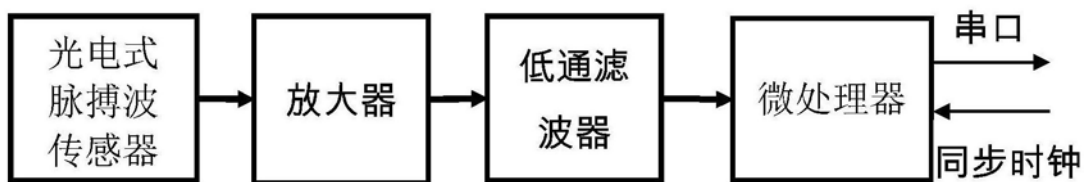


图3

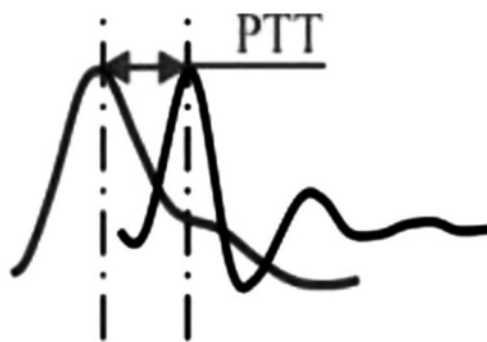


图4

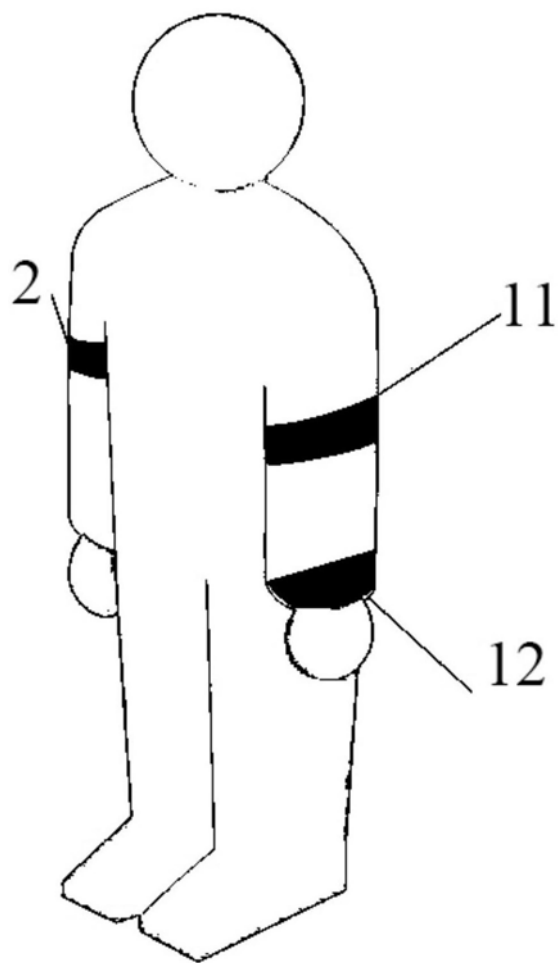


图5

专利名称(译)	一种无创连续血压测量方法和设备		
公开(公告)号	CN109222942A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201811337619.6	申请日	2018-11-09
[标]发明人	吴健康 刘中迪		
发明人	吴健康 刘中迪		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种无创连续血压测量设备及测量方法，所述设备包括生理信号测量单元(1)、间歇血压测量单元(2)和连续血压计算与校准单元(3)，生理信号测量单元(1)用于测量并获取被测者的脉搏波和心率；间歇血压测量单元(2)用于测量并获取被测者的血压；连续血压计算与校准单元(3)用于根据脉搏波计算得到脉搏传导时间，并根据与所述脉搏传导时间对应的血压对参数进行校准，并计算连续血压。本发明通过同步测量人体不同位置的脉搏波，计算得到脉搏传导时间，并通过最小二乘法进行参数的校正，从而使设备能够适应被测者当前的心血管系统状态，获得更高的精度。

