



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107854123 A

(43)申请公布日 2018.03.30

(21)申请号 201711330577.9

(22)申请日 2017.12.13

(71)申请人 清华大学深圳研究生院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城清华校区

(72)发明人 董宇涵 康晋博 喻越 张凯
李志德

(74)专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有限公司 44223

代理人 徐罗艳

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

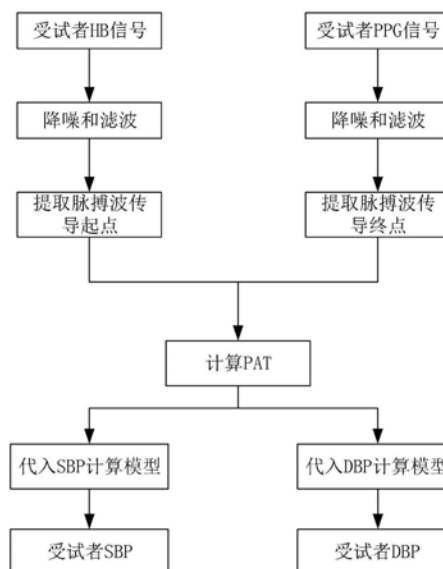
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

一种无袖套连续血压监测方法和装置

(57)摘要

本发明公开了一种无袖套连续血压监测方法和装置,通过采集受试者的心跳信号或心电信号,和光电容积脉搏波信号,并在每一心跳周期内从同步的心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,心电信号和光电容积脉搏波信号中分别提取脉搏波传导的起点和终点,计算得到脉搏波到达时间,并分别代入到本发明建立的个人血压计算模型中,计算得到当前收缩压和舒张压。通过持续地采集心跳或心电信号,和光电容积脉搏波信号,不断地计算得到实时的PAT,从而不断地计算血压值输出,实现血压的连续监测。



1. 一种无袖套连续血压监测方法,包括:

建立模型:建立血压计算模型 $P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_1$ 和 $P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_2$, P_1 和 P_2 分别为收缩压和舒张压, H 为受试者身高, δ 为光电容积脉搏波信号测量部位因子, t_p 为脉搏波传导时间或脉搏波到达时间; β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 均为与个人体质有关的参数;

参数估计:基于所述血压计算模型,利用受试者的当前血压真实值来估计参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 ,从而得到对应于受试者的个人血压计算模型;

连续监测:同步获取受试者的心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,同步获取受试者的心电信号和光电容积脉搏波信号;并在每一个心跳周期内,基于心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,基于心电信号和光电容积脉搏波信号,计算 t_p ;通过将计算得到的 t_p 代入受试者的个人血压计算模型,计算血压值。

2. 如权利要求1所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:根据压力波传导模型,以及动脉血管中杨氏模量与血压的关系,来建立所述血压计算模型;

其中,所述压力波传导模型为: $v_{PWV} = \sqrt{\frac{Et}{2R\rho}}$, v_{PWV} 为脉搏波传导速度, E 为杨氏模量, t 为动脉血管壁的厚度, R 为动脉血管的内径, ρ 为血液密度;

动脉血管中杨氏模量 E 与血压 P 的关系描述为: $E = E_0 e^{\alpha(P-P_0)}$, E_0 、 α 和 P_0 均为与受试者体质有关的常量, e 为自然常数。

3. 如权利要求1所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:参数估计的步骤具体包括:利用充放气血压测量设备测量受试者在某一时间段内的血压真实值,同时获取该时间段内受试者的心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,心电信号和光电容积脉搏波信号,以计算该时间段内的 t_p ,再分别代入到两个血压计算模型中,利用线性回归方法,计算得到参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 。

4. 如权利要求1所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:脉搏波到达时间的计算过程包括:在每一心跳周期内的心跳信号和光电容积脉搏波信号中,或者,心电信号和光电容积脉搏波信号中,分别选取第一特征点和第二特征点,以分别作为脉搏波传导的起点和终点,通过计算起点和终点的时间差作为脉搏波到达时间。

5. 如权利要求4所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:所述第一特征点为心跳信号波形斜率最大的点,所述第二特征点为光电容积脉搏波信号的峰值点、斜率最大点或波形上升起点。

6. 如权利要求1所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:所述心跳信号通过基于压电聚偏氟乙烯的生理传感器来获取。

7. 如权利要求1所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:在连续监测过程中,直接将每一心跳周期计算出的 t_p 代入到受试者的个人血压计算模型中,以得到每一心跳周期内的血压值。

8. 如权利要求1所述的无袖套连续血压监测方法,其特征在于:在连续监测过程中,将心跳信号和光电容积脉搏波信号进行分窗处理,或者,将心电信号和光电容积脉搏波信号进行分窗处理;每一窗口至少包括两个心跳周期的信号波形;在每一窗口内,将各心跳周期

所得到的 t_P 进行求和再平均,得到每一窗口内的 t_P 均值,将 t_P 均值代入到受试者的个人血压计算模型中,以得到每一窗口对应的时间段内的血压值。

9.一种无袖套连续血压监测装置,其特征在于:包括装置主体、连接于装置主体的信号获取组件以及计算机程序;所述信号获取组件包括用于获取光电容积脉搏波信号的组件以及,用于获取心跳信号或心电信号的组件;其中,用于获取所述心跳信号的组件为基于压电

聚偏氟乙烯的生理传感器;所述计算机程序包含血压计算模型 $P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_P} + \theta_1$ 和

$P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_P} + \theta_2$ 的程序,其中, P_1 和 P_2 分别为收缩压和舒张压, H 为受试者身高, δ 为光电容

积脉搏波信号测量部位因子, t_P 为包脉搏波传导时间或脉搏波到达时间; β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 均为与个人体质有关的参数;

所述计算机程序被处理器执行时可实现以下步骤:

对获取的心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,心电信号和光电容积脉搏波信号,进行实时预处理;

基于所述血压计算模型,利用一袖套式血压测量设备所测量得到的受试者在某一时间段的血压真实值,来估计参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 ,从而得到对应于受试者的个人血压计算模型;

根据同步采集的心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,心电信号和光电容积脉搏波信号,在每一个心跳周期内计算 t_P ;通过将计算得到的 t_P 代入受试者的个人血压计算模型,计算血压值。

10.如权利要求9所述的无袖套连续血压监测装置,其特征在于:所述计算机程序被处理器执行时,在每一心跳周期内,分别从心跳信号和光电容积脉搏波信号中,或者,心电信号和光电容积脉搏波信号中,提取第一特征点和第二特征点,以分别作为脉搏波传导的起点和终点,通过计算起点和终点的时间差作为脉搏波到达时间。

一种无袖套连续血压监测方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量技术领域,具体涉及一种无袖套连续血压监测方法和装置。

背景技术

[0002] 高血压被称为隐形杀手,长期高血压会增加心脏病发病几率,严重时会引起心脏衰竭,认知功能障碍等,威胁人类的生命安全。据世界卫生组织报道,男性和女性群体高血压发病率分别为24%和20.5%;另外,人口老龄化的升高,更是对血压的实时监测提出了挑战。

[0003] 常见的血压监测技术主要分为侵入式和非侵入式两种。侵入式血压监测方式主要通过留置在血管中的传感器来测量血压,这种方式的代表是导管插入法,将一个应变仪放置在动脉的任何一个地方,就可以实时获得血压数值。侵入式测量方式的测量结果准确,可以获取实时血压值,但必须通过手术植入传感器,操作繁琐且容易造成血栓和创口感染,而且机体的免疫应激机制也会改变人体包括血压在内的生理参数。

[0004] 非侵入式血压监测方法主要包括袖套式和无袖套式两种。袖套式方法主要通过自动或者人工充放气来辅助测量,这类方法包括听诊法、示波测量法和容积钳制法等。目前,听诊法是标准临床方法,具体操作是待袖套充分充气后,在放气阶段使用听诊器和压力计检测柯氏音,第一次和第五次声音分别代表收缩压(Systolic Blood Pressure,SBP)和舒张压(Diastolic Blood Pressure,DBP)。然而,这类方法依然存在一些弊端:一是充放气过程需要消耗时间;二是充气阶段气囊膨胀会阻碍血液流动,引起血压变化,因此相邻两次测量必须相隔一定时间否则会很大程度影响血压准确性;三是充气过程会引起测试者的不适。因此,袖套式方法不适合血压连续监测。

[0005] 常见的无袖套式血压监测方法主要是利用脉搏波传导速度(Pulse Wave Velocity,PWV)来间接测量血压。PWV是指脉搏波在动脉血管中的传导速度,由于脉搏波速不容易测量,因此一般采用脉搏波传导时间(Pulse Transit Time,PTT)来估计PWV,PTT是脉搏波从心脏到达身体末梢所用的时间。大量的研究表明PTT和SBP、DBP之间存在很强的相关性,更进一步的研究表明PTT和SBP的相关性比PTT和DBP的相关性更强。然而,至今未能找到PTT和SBP/DBP之间的确切关系,目前常用的方法是假设PTT与SBP/DBP存在某种关系,然后建立相应的模型来进行拟合。理论上,只要模型恰当,就可以实现较为准确的血压连续监测。

[0006] 例如,有的文献假设了PTT和SBP/DBP之间存在简单的线性关系,然而PTT与SBP/DBP之间的关系实际是非线性的,这样建立的模型用于血压的连续监测,其结果的准确性必然是不高的。也有的文献假设了PTT和SBP/DBP之间存在一种非线性的关系,然后使用最小均方误差方法来计算待估计参数,通过对数位受试者测试并与传统的袖套式方法进行比较发现,血压的模型估计值和真实值之间相关系数达到0.89;然而,这种方法模型复杂,参数求解困难,精确度还不够高。还有的文献也提出一种新的非线性模型,然后采用梯度下降法求解模型中与个人体质有关的待估计参数,最好的情况下,估计值和真实值的相关系数达

到了0.94 (PTT和SBP之间) 和0.84 (PTT和DBP之间);这种方法效果很好,但对初始值特别敏感,微小的初始值偏差就会导致很差的结果。

[0007] 通常计算PTT时,在血管支路上选择一个近心点和一个末梢点,通过计算两者的时间间隔来获取脉搏波传导时间PTT。然而,通常使用的脉搏波传导时间往往不包括心室的射血前期(Pre-Ejection Period, PEP),但PEP能够在一定程度上反映血压的状态,因此很多文献选择使用脉搏波到达时间(PulseArrival Time, PAT)代替PTT来估计血压, PAT是PTT和PEP之和。通常选取心电图(Electrocardiogram, ECG)信号的R波作为起点,选取对应的光容积脉搏波(Photoplethysmogram, PPG)信号的波峰、波谷或者是上升斜率最大点最为终点,通过二者的差值来计算PAT。

[0008] 传统的ECG信号获取需要使用医院或者是医疗服务区内的专业医疗设备,而且需要在受试者身上连接很多电极,如果长期监测会让受试者产生严重的不适感,上述局限使得现有的连续血压监测方法/设备难以推广。

[0009] 以上背景技术内容的公开仅用于辅助理解本发明的发明构思及技术方案,其并不必然属于本专利申请的现有技术,在没有明确的证据表明上述内容在本专利申请的申请日前已经公开的情况下,上述背景技术不应当用于评价本申请的新颖性和创造性。

发明内容

[0010] 为克服现有技术的不足,本发明提出了一种无袖套连续血压监测方法,通过建立简单有效的非线性模型,然后利用线性回归求得相应的待估计参数,无需初始值,时间复杂度和空间复杂度都很低,从而解决了现有的连续血压监测方法所用的非线性模型参数求解复杂、对初始值敏感以及估计值的精确度有待提高的问题。

[0011] 为克服现有技术的不足,本发明另还提出了一种无袖套连续血压监测装置,通过使用基于压电聚偏氟乙烯(Piezoelectric Polyvinylidene Fluoride, PVDF)的生理传感带(Physiological Sensing Belt, PSB)测量心跳(Heart Beat, HB)信号,来代替心电信号(ECG信号)进行血压的计算,以此来克服难以获取ECG信号的问题,提高了血压监测的体验,为连续血压监测的使用和推广带来了便利。

[0012] 本发明提出的无袖套连续血压监测方法的技术方案如下:

[0013] 一种无袖套连续血压监测方法,包括:

[0014] 建立模型:建立血压计算模型 $P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_1$ 和 $P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_2$, P_1 和 P_2 分别为收缩压和舒张压, H 为受试者身高, δ 为光电容积脉搏波信号测量部位因子, t_p 为脉搏波传导时间或脉搏波到达时间; β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 均为与个人体质有关的参数;

[0015] 参数估计:基于所述血压计算模型,利用受试者的当前血压真实值来估计参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 ,从而得到对应于受试者的个人血压计算模型;

[0016] 连续监测:同步获取受试者的心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,同步获取受试者的心电信号和光电容积脉搏波信号;并在每一个心跳周期内,基于心跳信号和光电容积脉搏波信号,或者,基于心电信号和光电容积脉搏波信号,计算 t_p ;通过将计算得到的 t_p 代入受试者的个人血压计算模型,计算血压值。

[0017] 本发明提供的上述无袖套连续血压监测方法,可用于长时间的连续监测血压,并

且监测的血压值与采用传统袖套式设备测量的血压值之间的平均绝对误差低于同行标准，可见本发明的血压计算模型具有很高的置信度和精确度。

[0018] 本发明提出的无袖套连续血压监测装置的技术方案如下：

[0019] 一种无袖套连续血压监测装置，包括装置主体、连接于装置主体的信号获取组件以及计算机程序；所述信号获取组件包括用于获取光电容积脉搏波信号的组件以及，用于获取心跳信号或心电信号的组件；其中，用于获取所述心跳信号的组件为基于压电聚偏氟乙烯的生理传感器；所述计算机程序包含血压计算模型 $P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_1$ 和 $P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_2$

的程序，其中， P_1 和 P_2 分别为收缩压和舒张压， H 为受试者身高， δ 为光电容积脉搏波信号测量部位因子， t_p 为包脉搏波传导时间或脉搏波到达时间； β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 均为与个人体质有关的参数；

[0020] 所述计算机程序被处理器执行时可实现以下步骤：

[0021] 对获取的心跳信号和光电容积脉搏波信号，或者，心电信号和光电容积脉搏波信号，进行实时预处理；

[0022] 基于所述血压计算模型，利用一袖套式血压测量设备所测量得到的受试者在某一时间段的血压真实值，来估计参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 ，从而得到对应于受试者的个人血压计算模型；

[0023] 根据同步采集的心跳信号和光电容积脉搏波信号，或者，心电信号和光电容积脉搏波信号，在每一个心跳周期内计算 t_p ；通过将计算得到的 t_p 代入受试者的个人血压计算模型，计算血压值。

[0024] 本发明提供的上述无袖套连续血压监测装置，基于新提出的一种非线性血压计算模型，通过实时获取受试者的心跳信号（或心电信号）和光电容积脉搏波信号的同步信号，即可实现血压的实时连续性监测，具有较高的精确度；并且，装置的长时间使用不会给受试者造成太大的不适，也不存在长时间使用压迫血管、神经等的不良因素。

附图说明

[0025] 图1是本发明一实施例提供的无袖套连续血压监测方法的流程图；

[0026] 图2是本发明一实施例提供的无袖套连续血压监测装置的原理图；

[0027] 图3是使用本发明的方法监测的血压值与袖套式血压设备测量的血压值之间的对比分析图；

[0028] 图4是使用本发明的方法监测的收缩压的Bland-Altman图；

[0029] 图5是使用本发明的方法监测的舒张压的Bland-Altman图；

[0030] 图6是ECG信号波形图；

[0031] 图7是PPG信号波形图。

具体实施方式

[0032] 下面结合附图和具体的实施方式对本发明作进一步说明。

[0033] 人的血管可以看成是具有弹性的管道，根据波在弹性管道传播的物理模型，Moens-Kortweg建立了一个简单的压力波传导模型

$$v_{PWV} = \sqrt{\frac{Et}{2R\rho}} \quad (1)$$

其中, v_{PWV} 为脉搏波传导速度, E 为杨氏模量, t 为动脉血管壁的厚度, R 为动脉血管的内径, ρ 为血液密度。

[0034] 在动脉血管中杨氏模量 E 与血压 P 的关系可以描述为

$$E = E_0 e^{\alpha(P-P_0)} \quad (2)$$

其中, E_0 、 α 和 P_0 均为与受试者体质有关的常量, e 为自然常数。

[0035] 脉搏波在血管内的传导速度和时间符合如下关系

$$v_{PWV} = \frac{\delta H}{t_{PTT}} \quad (3)$$

其中, δ 为光电容积脉搏波信号 (PPG 信号) 测量部位因子, 即 δ 值与 PPG 信号的测量部位有关, 例如当 PPG 信号测量部位为手指时, $\delta = 0.5$; H 为受试者身高, 单位为厘米; t_{PPT} 为脉搏波传导时间, 单位为毫秒。

[0036] 由上面的式子 (1) 至 (3), 我们可以很明确地看出脉搏波传导时间和血压之间并非简单的线性关系, 因此, 为了更精确地测量血压值, 我们必须建立非线性模型来逼近二者之间的关系。

[0037] 根据上面的公式 (1) 和 (2), 可以得到

$$v_{PWV} = \sqrt{\frac{E_0 t e^{\alpha(P-P_0)}}{2R\rho}} \quad (4)$$

再根据公式 (3) 代入到 (4) 中, 两边取对数并整理后得到

$$P = \frac{2}{\alpha} \log \frac{\delta H}{t_{PPT}} - \frac{1}{\alpha} \log \frac{E_0 t}{2R\rho} + P_0 \quad (5)$$

由于 α 、 E_0 、 t 、 R 、 ρ 、 P_0 均为常数, 因此公式 (5) 后面两项也是常数, 于是血压 P 就转化为 $\log \frac{\delta H}{t_{PPT}}$ 的线性函数, 即

$$P = \beta \log \frac{\delta H}{t_{PPT}} + \theta \quad (6)$$

至此, 初步建立起血压计算模型。

[0038] 由于通常使用的脉搏波传导时间往往不包括心室的射血前期 (PEP), 但 PEP 却能够在一定程度上反映血压的状态, 因此在公式 (6) 所表示的模型中, 我们也可以采用脉搏波到达时间 (PAT) 来代替脉搏波传导时间 (PTT) 进行血压的估计, 其中, PAT 是 PTT 与 PEP 之和。

[0039] 也就是说, 公式 (6) 的模型可以改写为

$$P = \beta \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta \quad (7)$$

其中, t_p 既可以是脉搏波传导时间, 也可以是脉搏波到达时间; 采用 PAT 的计算结果更准确, 这可作为本发明的优选方案。

[0040] 通常, 所说的血压包括舒张压和收缩压, 因此上述公式 (7) 的模型可以分别对应于

收缩压和舒张压,对于一个受试者而言,他的收缩压和舒张压的血压计算模型中,仅仅是参数 β 和 θ 不同。即,可以分别得到:

$$\text{收缩压计算模型: } P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_1 \quad (8)$$

$$\text{舒张压计算模型: } P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_2 \quad (9)$$

[0041] 可见,每位受试者都可以建立起其专属的SBP和DBP计算模型,只需要在初始时借助传统的血压设备来测量真实血压值,代入到模型中进行参数估计,得到 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 的值即可。这个过程可称为初始校正过程。

[0042] 所述初始校正过程的实现方式例如可以是:采用例如袖套式充放气血压测量设备测量出某一时间段内(一次充放气过程完成一次血压的测量,该时间段可以认为是一次充放气过程)的血压(由于这些设备往往都测量非常准确,可认为它们测量的血压是受试者的真实血压值),同时同步地获取该时间段内受试者的心跳信号(HB信号)和光电容积脉搏波信号(PPG信号),HB信号和PPG信号用于计算在该时间段内受试者的PAT,也可以用现有的方法求取在这段时间内受试者的PTT。每测量得到一次血压值,就可同时得到一个PAT值或PTT值,反复测量几次,例如反复进行6次充放气测量,得到如下表1所示的六组数据:

表1

$\log \frac{\delta H}{t_p}$	收缩压 SBP/mmHg	舒张压 DBP/mmHg
-0.5147	133	76
-0.5433	126	70
-0.5677	123	68
-0.5859	116	70
-0.5976	120	66
-0.6095	117	67

利用上述六组数据中的第一列和第二列数据,基于血压计算模型,即可估计出当前受试者的 β_1 和 θ_1 参数;又利用六组数据中的第一列和第三列数据,基于血压计算模型,即可估计出当前受试者的 β_2 和 θ_2 参数。从而,完成初始校正,估计出公式(8)和(9)中的个人体质参数,得到对应于当前受试者的个人血压计算模型。

[0043] 接下来即可开始血压的连续监测,如图1所示,监测过程中,实时地、同步地获取受试者的HB信号和PPG信号并在每一个心跳周期内计算 t_p ;通过将计算得到的 t_p 代入受试者的个人血压计算模型,计算血压值。优选地,在获取到HB信号和PPG信号之后,需要对分别进行信号预处理,预处理包括小波降噪和滤波。因为HB信号包含受试者的呼吸、心率和体动信

号,同时包括多种干扰例如人为干扰、基线漂移以及50Hz或者60Hz工频干扰等,因此对HB信号进行预处理的同时要避免相位畸变,因此本发明采用小波降噪和双向频率滤波器,经过处理之后可以滤出有效的心跳信号同时避免相位的非线性变化。例如,首先对HB信号使用小波降噪,采用Daubechies8 (db8) 母波并且使用10级分解,将高频分量系数置为0,同时将0~0.25Hz以下的系数置为0(基线漂移噪声频带),其余频带采用soft Rigrsure阈值降噪,降噪之后的信号通过重建恢复出来。小波降噪只能去除部分噪声,因此还需要滤波处理,获取到的心率信号频带比较低,范围一般在0.5~5Hz之间,因此使用频带比较窄的带通滤波器即可以滤出有效信号,为了防止滤波过程发生相位变化,我们采用双向滤波器,经过处理之后可以有效地滤出心跳信号。HB信号的降噪处理与ECG信号的处理过程相比,滤波阶段由于频带不一样,我们采用双向IIR带通滤波器,频带范围为0.5-20Hz。

[0044] 其中,也可以用心电信号(ECG信号)替代心跳信号(HB信号),使用ECG信号或HG信号中的任一者,来与PPG信号进行PAT(或PTT)的计算,得到的结果差别非常小,其最终对血压的估算值影响较小。不同的是,HB信号的获取较为容易,用户个人在家也可进行,而不需要像ECG信号的获取一样,需要由医生来完成。因此,本发明的具体实施例中优选采用HB信号。

[0045] 实时同步地获取受试者的HB信号和PPG信号是为了获得血压计算模型中的未知变量 t_P 的值,其中,假如利用脉搏波传导时间PTT作为 t_P 来计算血压值,则可采用现有技术来计算每个心跳周期内的PTT,在此不进行赘述;假如利用脉搏波到达时间PAT作为 t_P 来计算血压值,则可以根据以下方法来获得受试者每一心跳周期的PAT:

[0046] 从同步的HB信号和PPG信号(如图7所示)的波形中,每一心跳周期都分别选取第一特征点和第二特征点,以分别作为脉搏波传导的起点和终点,通过计算起点和终点的时间差作为脉搏波到达时间PAT。由于本发明通过基于压电聚偏氟乙烯的生理传感器检测得到的心跳波形不存在与ECG信号(如图6所示)的明显QRS波组类似的特征,因此优选的,可选择HB波形斜率最大的点为所述起点;更为优选的,选取HB波形上升斜率最大点作为所述脉搏波的起点,这样可以包含心脏搏动的PEP,能够提高计算血压的准确性。另外,第二特征点可以是PPG信号波形的峰值点、斜率最大点或波形上升起点;优选地,选取峰值点或上升斜率最大点作为所述终点,研究表明这两个点的效果会更好;更为优选的选取PPG信号波形的峰值点作为脉搏波传导的终点。

[0047] 在一具体实施例中,每个心跳周期计算得到的PTT或PAT,可直接代入收缩压计算模型和舒张压计算模型中,从而可以在每个心跳周期都输出一组SBP/DBP值。在另一些实施例中,可以将HB信号和PPG信号进行分窗处理,例如连续五个心跳周期的波形作为一个窗口,在一个窗口内,会计算得到五个PAT(或PTT),再取这五个PAT(或PTT)的均值作为这一窗口时间段的 t_P 代入到血压计算模型中,计算得到这一窗口时间段内的SBP/DBP值。

[0048] 基于本发明提供的前述无袖套连续血压监测方法,本发明另还提供了一种无袖套连续血压监测装置,参考图2,该装置包括装置主体、连接于装置主体的心跳信号获取组件100(也可以是心电信号获取组件)和光电容积脉搏波信号获取组件200,以及计算机程序,所述计算机程序通常是存储于一存储器上,由一处理器来执行;其中,心跳信号获取组件100采用基于压电聚偏氟乙烯的生理传感器(带状),使用时可铺设于受试者胸部下方,长时间使用也基

本不会引起受试者的不适;所述计算机程序包含可实现血压计算模型 $P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_1$ 和

$P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_2$ 的算法的程序,同时,所述计算机程序被处理器执行时可至少实现以下

功能:

[0049] ①对心跳信号获取组件和光电容积脉搏波信号获取组件所采集的HB信号和PPG信号进行实时预处理;具体的预处理过程和方法例如是进行小波降噪和滤波;即①对应由图2中的“预处理程序”来执行;

[0050] ②基于所述血压计算模型,利用一自动充放气的袖套式血压测量设备所测量得到的受试者在某一时间段的血压真实值,来估计参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 ,从而得到对应于受试者的个人血压计算模型;

[0051] ③对同步采集的HB信号和PPG信号,在每一个心跳周期内计算 t_p ;通过将计算得到的 t_p 代入受试者的个人血压计算模型,计算得到相应的SBP和DBP的值。

[0052] 下面通过一个具体的例子来详细描述本发明的连续血压监测装置的工作和使用过程。

[0053] 当装置初次使用时,应当通过所述初始校正过程来估计得到后续将使用这个装置的受试者(称为当前受试者)的个人体质参数。初始校正过程优选地是通过装置自带的初始校正程序来实现,所述初始校正程序即是用于实现上述的功能②的计算机程序。

[0054] 校正准备工作:参考图2,当前受试者10戴上自动充放气袖套式血压测量设备300,并在袖套下放置一个压力传感器用于定时;同时在胸部下方铺设基于压电聚偏氟乙烯的生理传感器以获取HB信号,以及将PPG信号获取组件的夹子夹在手指部位以获取PPG信号。

[0055] 校正准备工作完成,则开始进行校正:进行自动充放气式的血压测量,每一次完整的充放气过程可以测量得到一组SBP/DBP真实值。与此同时,在一次完整的充放气血压测量过程中,装置也同步地获取当前受试者的HB信号和PPG信号,采集到的HB信号和PPG信号分别经过一个自动增益控制器AGC,再通过ADC模数转换器进行同步采样,采样频率优选为500Hz,采样之后的信号经过同步校正模块进行校正之后,消除了时间偏移,使得PAT的计算更加精确。同步校正后得到的HB信号和PPG信号分别再进行小波降噪和滤波等优化性预处理,之后,第一特征点提取程序从HB信号波形中提取出上升斜率最大的点作为脉搏波传导的起点,第二特征点提取程序从PPG信号中提取峰值点作为脉搏波传导的终点,再计算起点和终点之差,得到PAT。通过运算程序,基于血压计算模型 $P_1 = \beta_1 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_1$ 和 $P_2 = \beta_2 \log \frac{\delta H}{t_p} + \theta_2$, 利用得到

的PAT和SBP/DBP,计算得到参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 均为与个人体质有关的参数;完成初始校正。得到了针对当前受试者的个人血压计算模型。

[0056] 此时可以去除当前受试者手臂上的袖套式血压测量设备300,而装置进入正式的血压连续监测。HB信号获取组件和PPG信号获取组件继续不断地采集当前受试者的HB信号和PPG信号的同步信号,并进行与上述初始校正过程中相同的信号处理之后,所述运算程序计算得到PAT,并基于PAT,通过个人血压计算模型计算得到相应的收缩压和舒张压。

[0057] 只要装置在运行,则会持续地采集HB信号和PPG信号,不断地循环前述的过程,不断地输出实时的收缩压和舒张压,实现血压的连续监测。

[0058] 下面对本发明的方法/装置的有效性进行分析验证。

[0059] 对某个受试者利用传统的血压计例如袖套式充放气血压测量设备进行6次测试,得到6组SBP/DBP真实值,同时我们同步获得了对应时间区间内的6个PAT值(在此PAT的计算是采用了同步的ECG信号和PPG信号)并计算 $\log \frac{\delta H}{t_p}$,得到如前述表1所示的数据。我们可以

先利用前五组数据来计算参数 β_1 、 β_2 、 θ_1 和 θ_2 ,之后我们可以用第六组数据中的 $\log \frac{\delta H}{t_p}$ 的值作为验证分别代入利用前五组数据得到的SBP计算模型和DBP计算模型中,计算得到相应的SBP和DBP,我们通过交叉验证,可以获得6组血压真实值和估计值,通过计算真实值和估计值的差异我们可以得到收缩压的平均绝对误差(Mean Absolute Error,MAE)为2.4775,舒张压的MAE为2.4685,均低于现有的同类方法的标准,可见,本发明的方法/装置的有效性得到了验证。MAE反映的是所有真实值与估计值之间的偏差绝对值的平均。与平均误差相比,平均绝对误差由于离差而被绝对值化,不会出现正负抵消的情况,因而,MAE更好地反映估计值误差的实际情况。

[0060] 相关系数是研究变量之间线性相关程度的量,为了检测本发明算法的有效性,我们对23位受试者进行了测试,该验证过程中,我们基于同步的ECG信号和PPG信号求得PAT或PTT,验证过程同上述验证过程。我们求得了所有受试者的MAE,其中收缩压的平均绝对误差为:SBP_MAE=4.3916,标准差SBP_STD=3.4937;舒张压的平均绝对误差为:DBP_MAE=3.4937,标准差DBP_STD=2.6539。可以看出本发明的平均绝对误差低于同行标准,精确度很高。

[0061] 我们以估计值(或称“预测值”)和真实值分别作为横坐标和纵坐标,画出了二者的散点图,通过计算求得了真实值和估计值之间的相关系数,具体结果如图3所示。收缩压SBP的相关系数达到了0.956,舒张压DBP的相关系数达到了0.880,可以明确的看到真实值和估计值的强相关性,印证了本发明提出的检测算法可作为标准的袖带式测量方法相比拟,从而证明了算法的有效性。

[0062] Bland-Altman图是一种比较两种测量技术差异的有效手段,也可用于比较本发明的方法与传统的袖套式测量方法的差异。在Bland-Altman图中,横坐标是真实值和预测值(传统方法测量的血压值定义为真实值,本发明的方法测量的血压值定义为预测值)的平均值,纵坐标是两种值的差值(可认为是预测值的误差),可以得到两种方法的收缩压和舒张压的Bland-Altman图,分别为图4和图5,中间横线代表误差的均值mean,上方和下方横线代表偏离均值1.96个标准差的边界。从图4和图5中可以看出,绝大部分误差都位于95%置信区间内。充分证明,本发明提出算法的准确性具有较高置信度。

[0063] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干等同替代或明显变型,而且性能或用途相同,都应当视为属于本发明的保护范围。

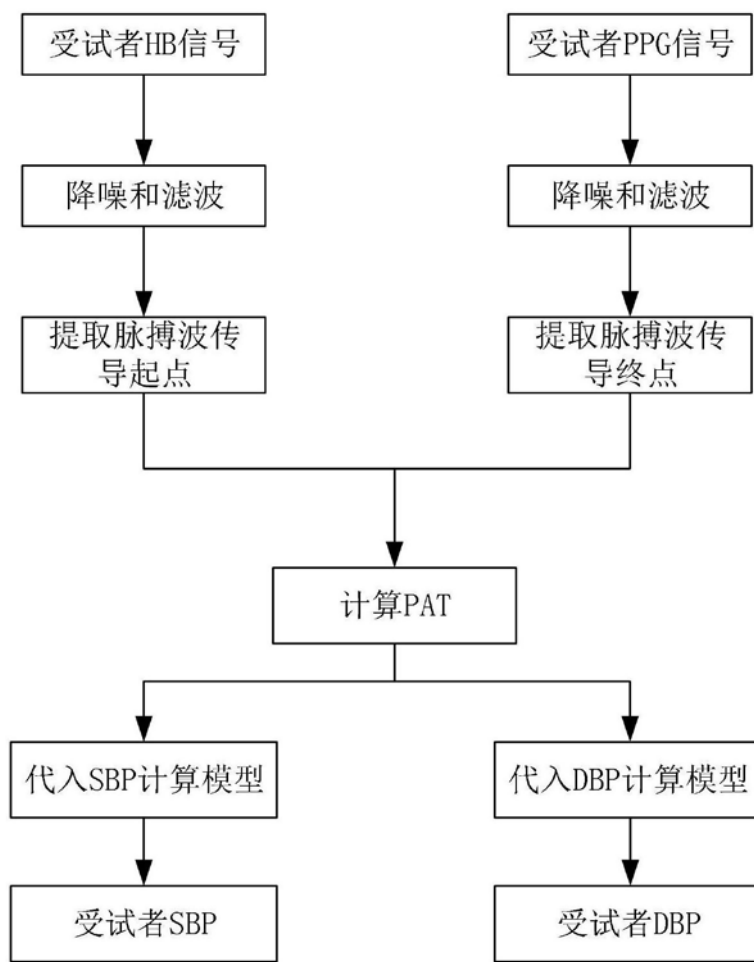


图1

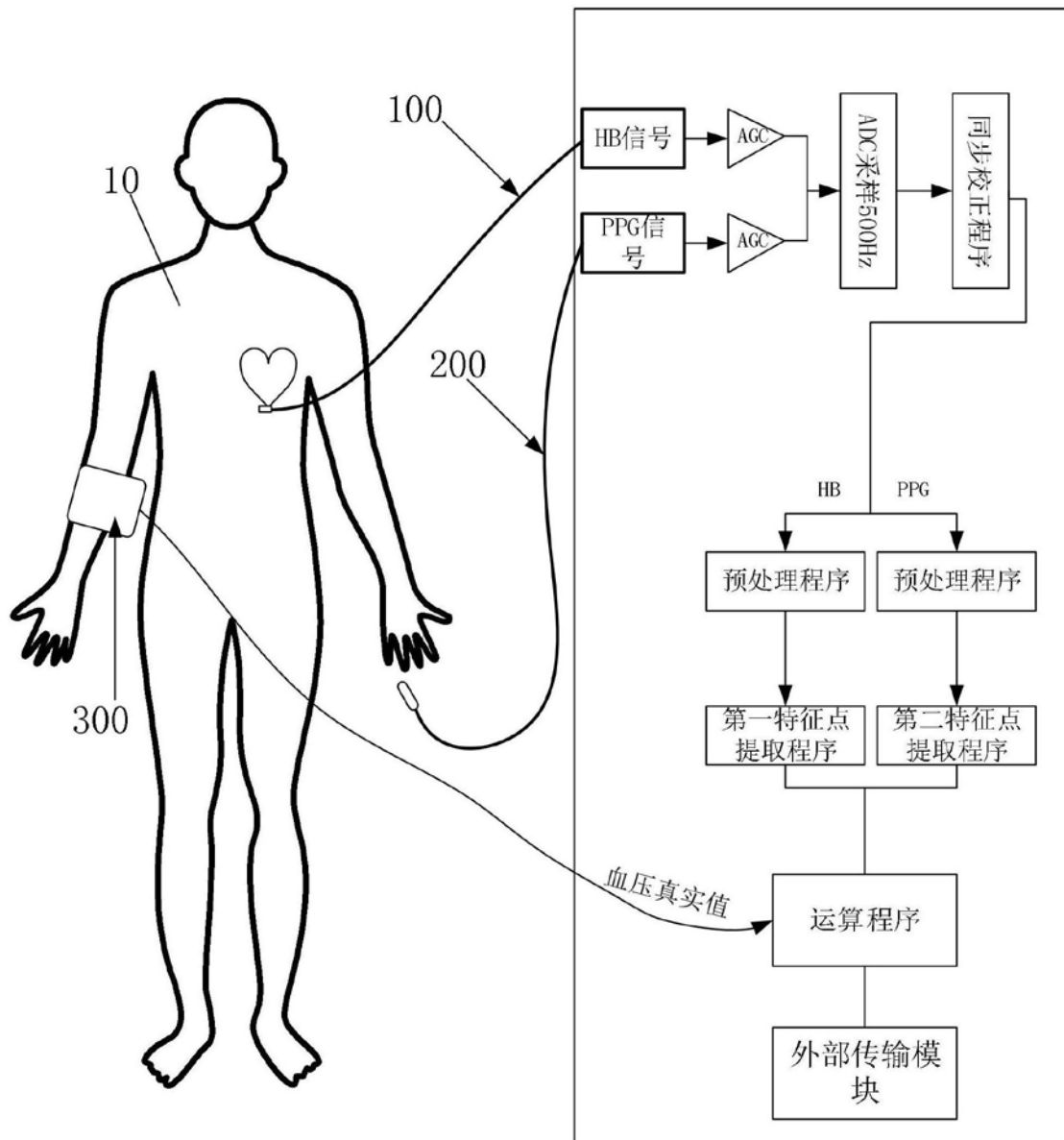


图2

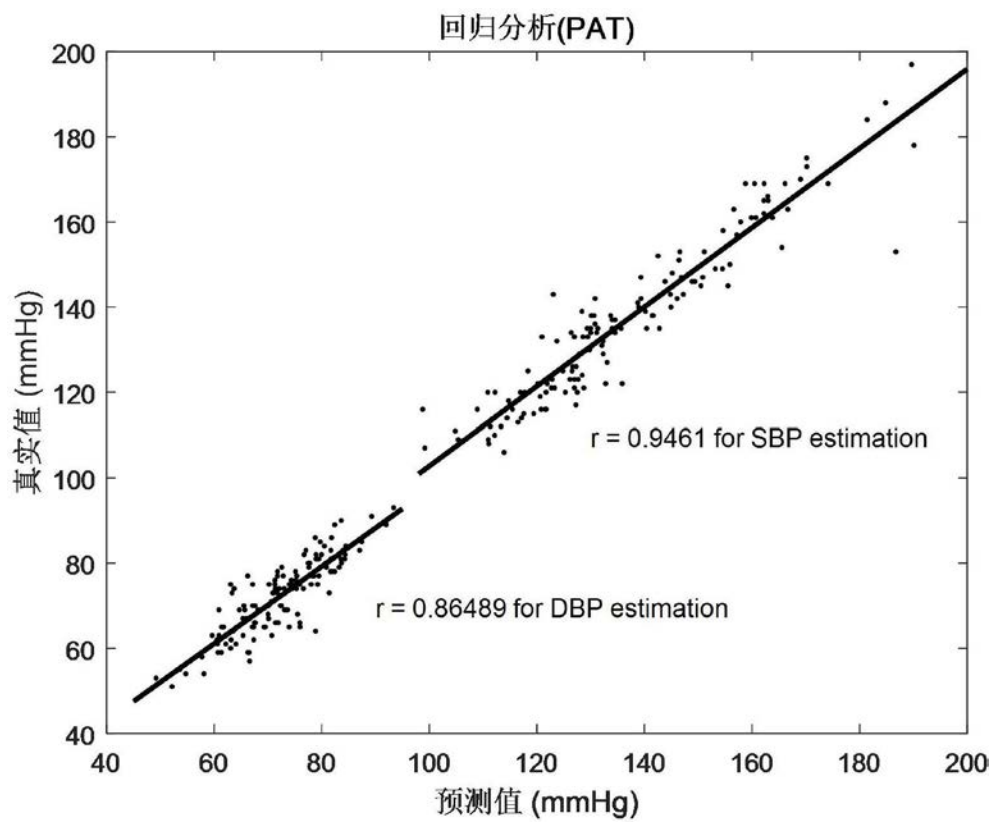


图3

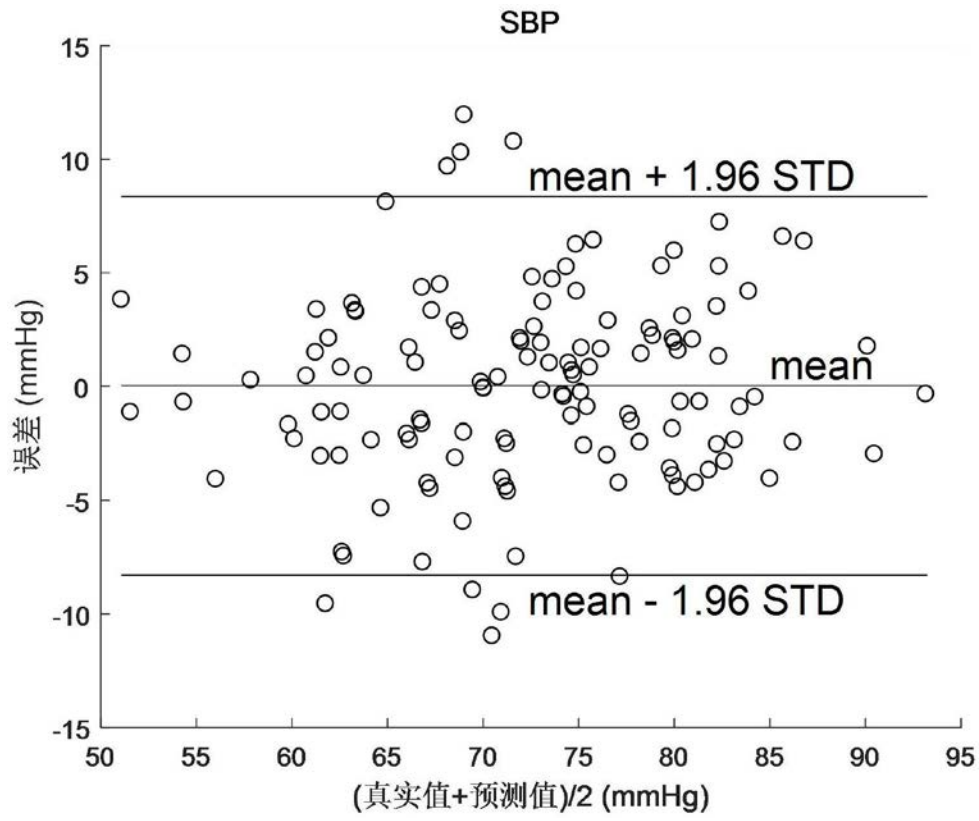


图4

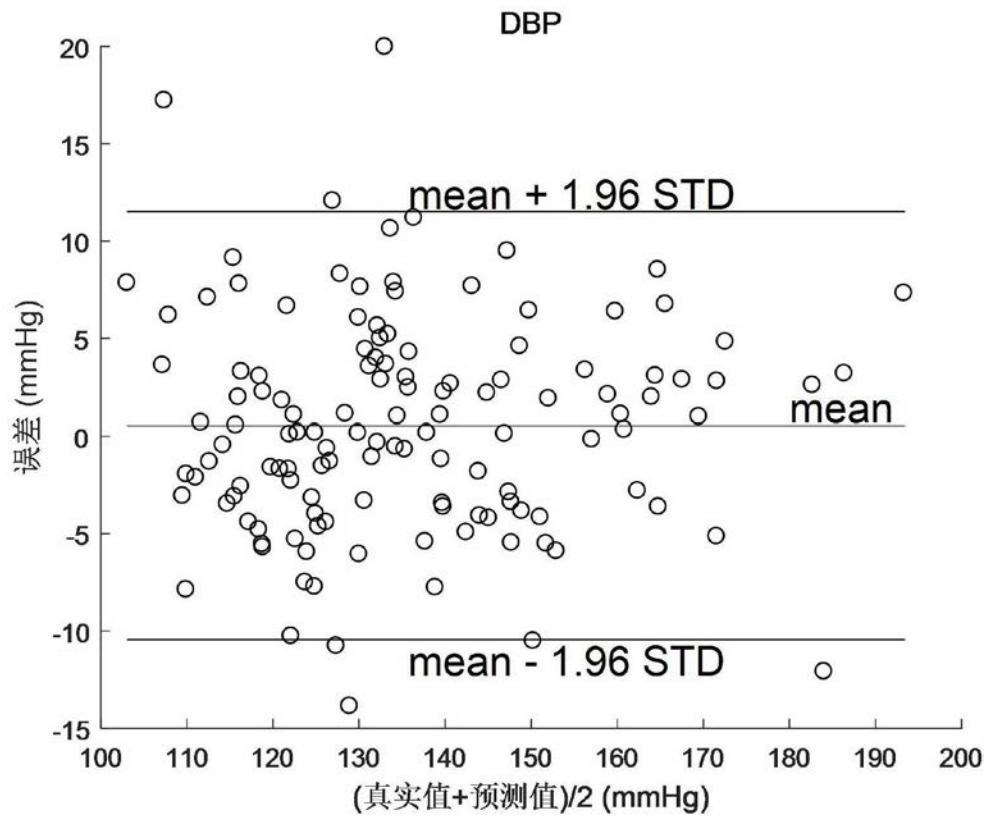


图5

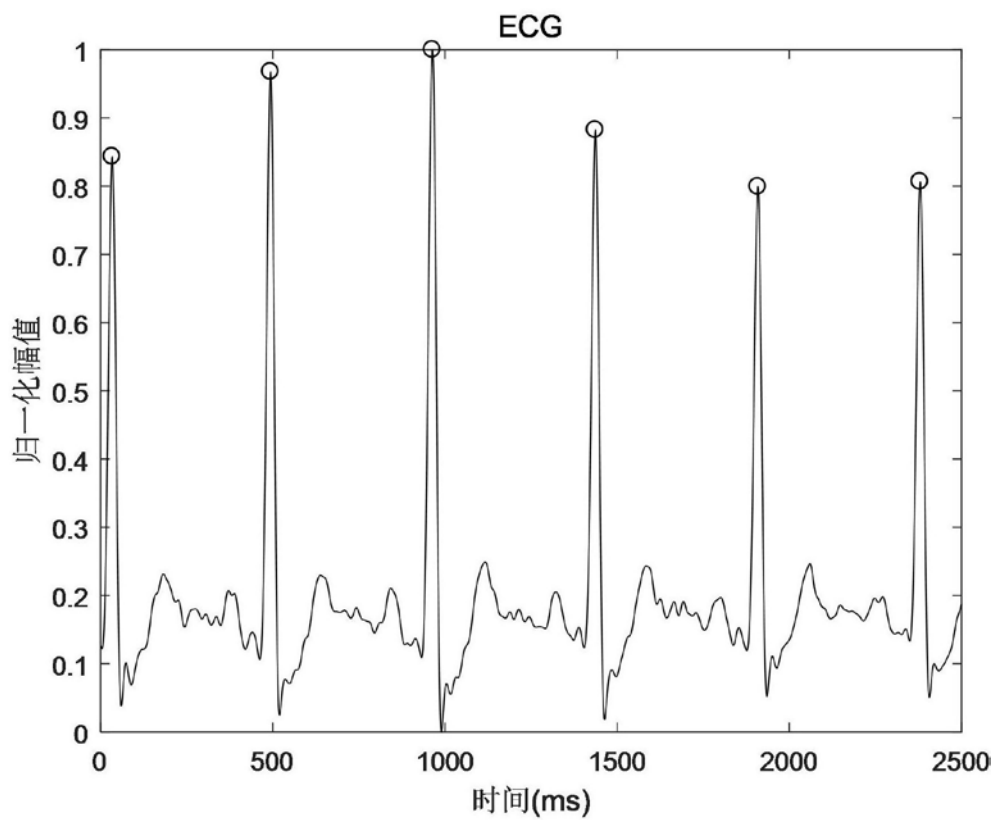


图6

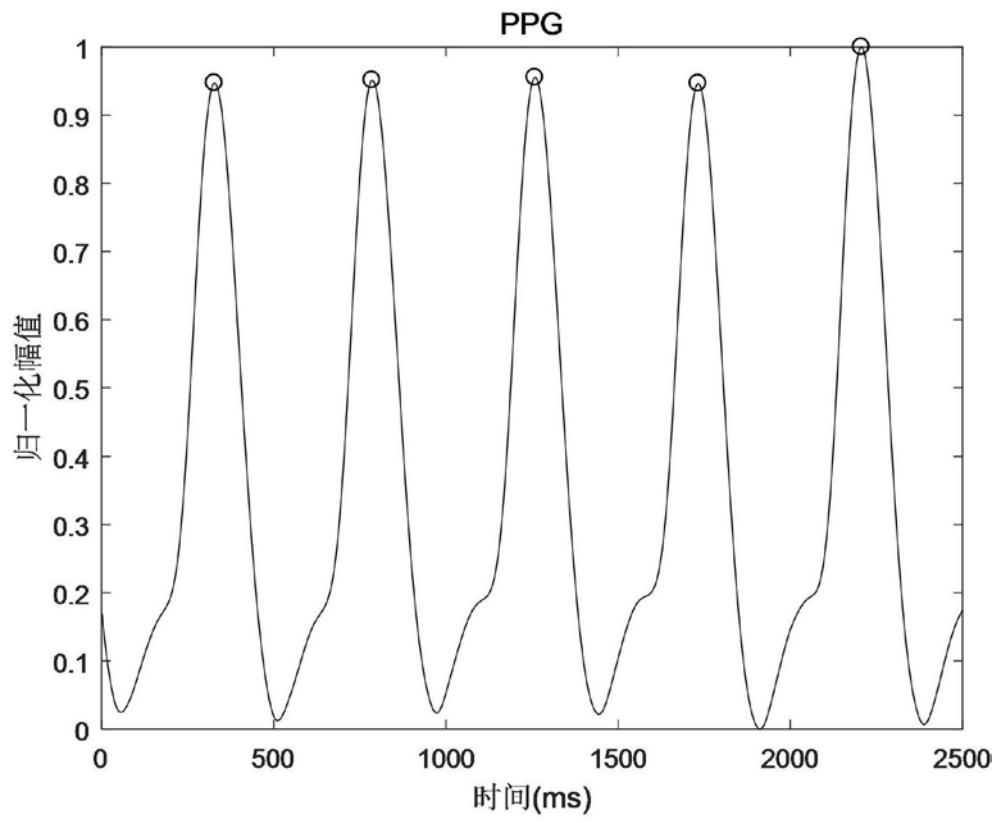


图7

专利名称(译)	一种无袖套连续血压监测方法和装置		
公开(公告)号	CN107854123A	公开(公告)日	2018-03-30
申请号	CN2017111330577.9	申请日	2017-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院		
申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院		
[标]发明人	董宇涵 康晋博 喻越 张凯 李志德		
发明人	董宇涵 康晋博 喻越 张凯 李志德		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/72 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无袖套连续血压监测方法和装置，通过采集受试者的心跳信号或心电信号，和光电容积脉搏波信号，并在每一心跳周期内从同步的心跳信号和光电容积脉搏波信号，或者，心电信号和光电容积脉搏波信号中分别提取脉搏波传导的起点和终点，计算得到脉搏波到达时间，并分别代入到本发明建立的个人血压计算模型中，计算得到当前收缩压和舒张压。通过持续地采集心跳或心电信号，和光电容积脉搏波信号，不断地计算得到实时的PAT，从而不断地计算血压值输出，实现血压的连续监测。

