



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523867 A

(43)申请公布日 2018.09.14

(21)申请号 201810262675.1

(22)申请日 2018.03.28

(71)申请人 武汉麦咚健康科技有限公司

地址 430000 湖北省武汉市东湖新技术开
发区高新大道666号

(72)发明人 袁玉平

(74)专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限
公司 11212

代理人 杨立 李航

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

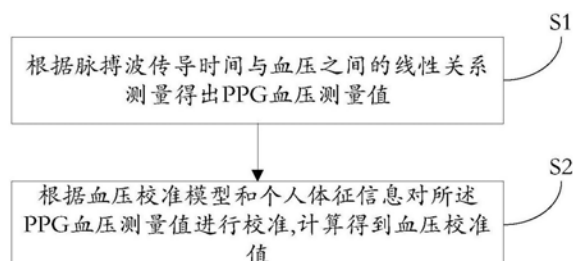
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种自校准PPG无创血压测量方法及系统

(57)摘要

本发明涉及一种自校准PPG无创血压测量方法及系统,其方法包括以下步骤,S1,根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;S2,根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。本发明一种自校准PPG无创血压测量方法首先通过PPG反映的脉搏波和心电信号测量得出PPG血压测量值,然后根据血压校准模型和个人体征信息对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果,使血压测量的结果受干扰更小,更准确,更具参考价值。



1. 一种自校准PPG无创血压测量方法,其特征在于:包括以下步骤,
S1,根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;
S2,根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。

2. 根据权利要求1所述的一种自校准PPG无创血压测量方法,其特征在于:在所述S2之前,还包括

采集多个用户的血压测量数据,并提取每个用户的多项个人体征信息;

将每个用户的多项个人体征信息分别作为特征参数,并利用SPSS统计分析每个用户的多项个人体征信息与对应用户的血压测量数据之间的相关性,得出与血压相关性最好的一项特征参数;

将与血压相关性最好的一项特征参数作为变量进行回归分析,得出血压校准模型。

3. 根据权利要求2所述的一种自校准PPG无创血压测量方法,其特征在于:所述个人体征信息包括年龄、性别和BMI,且基于年龄的特征参数与血压相关性最好。

4. 根据权利要求1至3任一项所述的一种自校准PPG无创血压测量方法,其特征在于:所述血压校准模型为:

$$SBP = sbp \pm 0.33 * age$$

$$DBP = dbp \pm 0.14 * age$$

其中,sbp、dbp为本次测量得到的高、低PPG血压测量值,age为年龄,SBP、DBP为本次计算得到的高、低血压校准值。

5. 根据权利要求1至3任一项所述的一种自校准PPG无创血压测量方法,其特征在于:所述个人体征信息还包括临床测量得到的收缩压和舒张压,并将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值。

6. 一种自校准PPG无创血压测量系统,其特征在于:包括PPG血压测量模块和PPG血压校准模块,

所述PPG血压测量模块,其用于根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;

所述PPG血压校准模块,其用于根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。

7. 根据权利要求6所述的一种自校准PPG无创血压测量系统,其特征在于:还包括血压校准模型生成模块,所述血压校准模型生成模块,其用于

采集多个用户的血压测量数据,并提取每个用户的多项个人体征信息;

将每个用户的多项个人体征信息分别作为特征参数,并利用SPSS统计分析每个用户的多项个人体征信息与对应用户的血压测量数据之间的相关性,得出与血压相关性最好的一项特征参数;

将与血压相关性最好的一项特征参数作为变量进行回归分析,得出血压校准模型。

8. 根据权利要求7所述的一种自校准PPG无创血压测量系统,其特征在于:所述个人体征信息包括年龄、性别和BMI,且基于年龄的特征参数与血压相关性最好。

9. 根据权利要求6至8任一项所述的一种自校准PPG无创血压测量系统,其特征在于:所述血压校准模型具体为:

$$SBP = sbp \pm 0.33 * age$$

$$DBP = dbp \pm 0.14 * age$$

其中, sbp、dbp为本次测量得到的高、低PPG血压测量值, age为年龄, SBP、DBP为本次计算得到的高、低血压校准值。

10. 根据权利要求6至8任一项所述的一种自校准PPG无创血压测量系统, 其特征在于: 所述个人体征信息还包括临床测量得到的收缩压和舒张压, 并将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值。

一种自校准PPG无创血压测量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量领域,具体涉及一种自校准PPG无创血压测量方法及系统。

背景技术

[0002] 如今,高血压已经成为最常见的心血管系统慢性病,是全球的公共问题之一。医院与家庭中所使用的血压测量装置,主要是基于柯式音法或示波法,虽然能够较为准确地测量出血压值,但袖带需要充气放气,只能测量出某个时刻的血压值,无法对血压进行连续监测。当前PPG技术的原理是利用LED发光射向皮肤,透过皮肤组织反射回的光被光敏传感器接受并转换成电信号再经过AD转换成数字信号,由于动脉里有血液的流动,那么对光的吸收自然也有所变化。当我们把光转换成电信号时,正是由于动脉对光的吸收有变化而其他组织对光的吸收基本不变,得到的信号就可以分为直流DC信号和交流AC信号。提取其中的AC信号,就能反应出血液流动的特点。

[0003] 在脉搏信号测量的过程中,由于各种复杂因素的影响(例如测量部位的移动、自然光、日光灯等等其他的干扰,测量出来的信号往往会收到干扰,影响测量精度),检测到的信号中一般含有大量的噪声。因此需要进行信号的噪声处理。降噪的方法主要有硬件滤波和软件滤波两种方法。硬件滤波主要用滤波电路来实现,以过滤信号中的噪声频率部分,软件滤波通常基于Fourier变换原理的一些方法,如FFT分析、倒谱分析、短时Fourier分析、Wigner分析等。但是,脉搏信号的噪声多是非稳态或突变的弱信号,硬件滤波和Fourier变换的软件滤波,在降低噪声的同时也展宽了波形,平滑甚至可能抹去信号中包含的脉搏信号特征的弱突变信息,影响测量精度。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是提供一种自校准PPG无创血压测量方法及系统,可以得到更准确的血压值。

[0005] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下:一种自校准PPG无创血压测量方法,包括以下步骤,

[0006] S1,根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;

[0007] S2,根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。

[0008] 本发明的有益效果是:本发明一种自校准PPG无创血压测量方法首先通过PPG反映的脉搏波和心电信号测量得出PPG血压测量值,然后根据血压校准模型和个人体征信息对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果,使血压测量的结果受干扰更小,更准确,更具参考价值。

[0009] 在上述技术方案的基础上,本发明还可以做如下改进。

[0010] 进一步,在所述S2之前,还包括

[0011] 采集多个用户的血压测量数据,并提取每个用户的多项个人体征信息;

[0012] 将每个用户的多项个人体征信息分别作为特征参数,并利用SPSS统计分析每个用户的多项个人体征信息与对应用户的血压测量数据之间的相关性,得出与血压相关性最好的一项特征参数;

[0013] 将与血压相关性最好的一项特征参数作为变量进行回归分析,得出血压校准模型。

[0014] 进一步,所述个人体征信息包括年龄、性别和BMI,且基于年龄的特征参数与血压相关性最好。

[0015] 采用上述进一步方案的有益效果是:通过对临床采集的血压数据进行统计分析得出个人年龄与血压有很大的相关性,进而结合个人年龄对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果,使血压测量的结果受干扰更小,更准确,更具参考价值。

[0016] 进一步,所述血压校准模型为,

[0017] $SBP = sbp \pm 0.33 * age$

[0018] $DBP = dbp \pm 0.14 * age$

[0019] 其中,sbp、dbp为本次测量得到的高、低PPG血压测量值,age为年龄,SBP、DBP为本次计算得到的高、低血压校准值。

[0020] 进一步,所述个人体征信息还包括临床测量得到的收缩压和舒张压,并将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值。

[0021] 基于上述一种自校准PPG无创血压测量方法,本发明还提供一种自校准PPG无创血压测量系统。

[0022] 一种自校准PPG无创血压测量系统,包括PPG血压测量模块和PPG血压校准模块,

[0023] 所述PPG血压测量模块,其用于根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;

[0024] 所述PPG血压校准模块,其用于根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。

[0025] 本发明的有益效果是:本发明一种自校准PPG无创血压测量系统首先通过PPG反映的脉搏波和心电信号测量得出PPG血压测量值,然后根据血压校准模型和个人体征信息对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果,使血压测量的结果受干扰更小,更准确,更具参考价值。

[0026] 在上述技术方案的基础上,本发明还可以做如下改进。

[0027] 进一步,还包括血压校准模型生成模块,所述血压校准模型生成模块,其用于

[0028] 采集多个用户的血压测量数据,并提取每个用户的多项个人体征信息;

[0029] 将每个用户的多项个人体征信息分别作为特征参数,并利用SPSS统计分析每个用户的多项个人体征信息与对应用户的血压测量数据之间的相关性,得出与血压相关性最好的一项特征参数;

[0030] 将与血压相关性最好的一项特征参数作为变量进行回归分析,得出血压校准模型。

[0031] 进一步,所述个人体征信息包括年龄、性别和BMI,且基于年龄的特征参数与血压相关性最好。

[0032] 采用上述进一步方案的有益效果是:通过对临床采集的血压数据进行统计分析得

出个人年龄与血压有很大的相关性,进而结合个人年龄对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果,使血压测量的结果受干扰更小,更准确,更具参考价值。

[0033] 进一步,所述血压校准模型具体为:

[0034] $SBP = sbp \pm 0.33 * age$

[0035] $DBP = dbp \pm 0.14 * age$

[0036] 其中,sbp、dbp为本次测量得到的高、低PPG血压测量值,age为年龄,SBP、DBP为本次计算得到的高、低血压校准值。

[0037] 进一步,所述个人体征信息还包括临床测量得到的收缩压和舒张压,并将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值。

附图说明

[0038] 图1为本发明一种自校准PPG无创血压测量方法的流程图;

[0039] 图2为本发明一种自校准PPG无创血压测量方法中一种实施例的流程图;

[0040] 图3为本发明一种自校准PPG无创血压测量系统的框图;

具体实施方式

[0041] 以下结合附图对本发明的原理和特征进行描述,所举实例只用于解释本发明,并非用于限定本发明的范围。

[0042] 如图1所示,一种自校准PPG无创血压测量方法,包括以下步骤,

[0043] S1,根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;

[0044] S2,根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。

[0045] 在所述S1中,脉搏波传导时间(pulse transit time,PTT)与血压的线性关系具体推导如下:

[0046] 1808年托马斯·杨提出血液在血管弹性腔内的传播速度公式:

$$[0047] \quad c_0 = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (1)$$

[0048] h为血管壁厚度;D为血管内径;E为血管的杨氏弹性模量; ρ 为血液密度。1878年Moens和Korteweg对脉搏波传播速度进行了实验,提出脉搏波传播速度计算公式为:

$$[0049] \quad c = K \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (2)$$

[0050] 根据实验结果,提出了莫恩斯常量K,为无量纲经验值,对于人的主动脉K=0.8。1957年,Lansdown提出同一个体脉搏波传导时间与血压在一定时间和范围内呈线性相关,且相对稳定。又因为脉搏波传导时间和脉搏波传播速度的关系可用式(3)表示:

$$[0051] \quad c = \frac{S}{T} \quad (3)$$

[0052] S为脉搏波传播距离,T为脉搏波传导时间。

[0053] Hughes等推导出了动脉血管壁杨氏弹性模量和血压的关系得到式(4)：

$$[0054] \quad E = E_0 e^{\gamma P} \quad (4)$$

[0055] 式(4)中, E_0 是压力为零时的弹性模量, P 是血压值, γ 是表征血管特征的一个量,数值在0.016-0.018 (mmHg-1) 范围内。结合Moens-Korteweg脉搏波传导速度公式和Hughes推导的公式,可以得到:

$$[0056] \quad P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d S^2}{a E_0} \right) - 2 \ln T \right] \quad (5)$$

[0057] 其中, a 为模型的系数,反映不同血管状态,由分析实验测量数据来确定, T 是脉搏波传导时间。

[0058] 假设动脉血管壁为理想弹性材料,忽略血液粘稠度、密度等不可测得参数变化的影响,可得到血压与脉搏波传导时间的关系模型:

$$[0059] \quad \Delta P = -\frac{2}{\gamma T} \Delta T \quad (6)$$

[0060] 其中, ΔP 为血压的变化量,上式可以变化为式(7)：

$$[0061] \quad BP = BP_0 + b * (T - T_0) \quad (7)$$

[0062] 即可以推导出血压与脉搏波传导时间有近似线性的关系：

$$[0063] \quad BP = a + b * T \quad (8)$$

[0064] 在所述S2之前还包括血压校准模型的步骤,具体如下：

[0065] 提取用户的年龄、性别、BMI (体重/身高²) 等多项个人体征信息,且作为特征参数,通过对约65000个用户血压测量数据进行SPSS统计分析特征参数与血压之间的相关性,找到与血压相关性最好的一项特征参数,将与血压相关性最好的一项特征参数作为变量,进行回归分析,建立回归方程(即血压校准模型)用于对血压的校准。

[0066] 在对年龄、性别、BMI进行血压相关性分析实验后,从表1看出年龄与SBP、DBP的相关性最好,分别为 $R=0.45$ 和 $R=0.35$ (R 为拟合半径);BMI与血压呈现弱相关性;性别与血压无统计显著性。

[0067] 表1特征参数与血压之间的Person相关性

[0068]

	SBP	DBP
Sex	-0.02	-0.018
Age	0.45	0.35
BMI	0.2	0.18

[0069] 利用特征参数,建立一个线性回归方程,作为血压估计的关系式,即

$$[0070] \quad SBP = a_{sbp} * Age + b_{sbp}$$

$$[0071] \quad DBP = a_{dbp} * Age + b_{dbp}$$

[0072] a 为回归系数, b_{sbp} 和 b_{dbp} 为测量得到的高、低PPG血压测量值, Age 为年龄,SBP、DBP为本次计算得到的高、低血压校准值。

[0073] 对年龄 Age 与SBP、DBP分别进行回归分析,得出 $a_{sbp} = \pm 0.33$, $a_{dbp} = \pm 0.14$, R 分别为0.63和0.55,即能拟合半数以上的数据,因此得出血压校准模型:

[0074] $SBP = sbp \pm 0.33 * age$

[0075] $DBP = dbp \pm 0.14 * age$

[0076] 其中 $\pm 0.33 * age$ 为高压的校准参数, $\pm 0.14 * age$ 为低压的校准参数。

[0077] 具体的, 若本次测量得到的PPG血压测量值大于上次测量得到的PPG血压测量值, 则

[0078] $SBP = sbp + 0.33 * age$ (9)

[0079] $DBP = dbp + 0.14 * age$ (10)

[0080] 若本次测量得到的PPG血压测量值小于上次测量得到的PPG血压测量值, 则

[0081] $SBP = sbp - 0.33 * age$ (11)

[0082] $DBP = dbp - 0.14 * age$ (12)

[0083] 其中, sbp 、 dbp 为本次测量得到的高、低PPG血压测量值, age 为个人年龄, SBP 、 DBP 为本次计算得到的高、低血压校准值。

[0084] 另外, 所述个人体征信息包括临床测量得到的收缩压和舒张压, 并将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值。例如: 当首次根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出一组PPG血压测量值, 那么在本次中, 将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值, 将首次测量的PPG血压测量值与初始PPG血压测量值进行比较, 若首次测量得到的PPG血压测量值大于初始PPG血压测量值, 则

[0085] $SBP = sbp + 0.33 * age$

[0086] $DBP = dbp + 0.14 * age$

[0087] 若首次测量得到的PPG血压测量值小于初始PPG血压测量值, 则

[0088] $SBP = sbp - 0.33 * age$

[0089] $DBP = dbp - 0.14 * age$

[0090] 本发明的方法从能更准确的趋势监测出个人血压的角度出发, 考虑单纯的PPG技术不能更准确的反映出个体血压趋势, 从而提出基于个人个体特征进行二次校准纠偏。

[0091] 本发明基于血压与脉搏波的生理学机制, 即血压与脉搏波传导时间 (具体为手臂到手腕之间的脉搏波传导时间) 之间的线性关系, 通过计算脉搏波在两点间传递时间得到人体的测量血压值。

[0092] 本具体实施例可以在手环中利用PPG技术测量获得个人的实时血压, 通过无线蓝牙方式将测量所得血压传输到用户APP暂时保存起来。APP获取到测量血压值后, 结合用户年龄依据式 (9) - (12) 对测量血压值进行校准, 运算得到更精确的实时血压值。然后, 将得到的血压值通过无线技术反馈到智能穿戴设备上显示, 同时APP相关界面显示结果以及推送后台, 回馈建议和相关保护措施。

[0093] 图2为本发明一种自校准PPG无创血压测量方法中一种实施例的流程图。

[0094] 具体来说, 自校准纠偏可以由以下过程实现:

[0095] 1. 下载注册相关APP (与测量血压相关的APP, 例如麦咚APP), 绑定智能血压测量手环 (例如麦咚智能手环);

[0096] 2. 将手环佩戴于手腕横纹上2寸的内关穴处;

[0097] 3. 绑定成功后, 输入年龄以及个体当时通过其他血压设备测量出的高压、低压, 通过蓝牙传输把该些数据写入手环;

[0098] 4.手环中启动一个定时器任务,每到一个整点时间自动开启整点测量,如北京时间12点、13点;

[0099] 5.此时手环打开传感器,手环背部的绿灯亮起,开始测量;

[0100] 6.若1分钟内传感器芯片返回提示测量成功,则步骤7执行,否则结束此次测量,关闭传感器;

[0101] 7.测量成功,把此次数据(高压、低压、测量时间)写入到手环ROM中保存,把此次数据与手环中保存的上一次测量数据进行比较,用 y_{t_sbp} 、 y_{t_dbp} 分别表示本次测量得到的高、低PPG血压测量值,用 $y_{(t-1)_sbp}$ 、 $y_{(t-1)_dbp}$ 分别表示上一次测量得到的高、低PPG血压测量值。若 $y_{t_sbp} > y_{(t-1)_sbp}$,即此次高PPG血压测量值相对上次上升,则最终高血压校准值 $y_{sbp} = y_{t_sbp} + \text{年龄} * 0.33$;若 $y_{t_sbp} < y_{(t-1)_sbp}$,即此次高PPG血压测量值相对上次下降,则最终高血压校准值 $y_{sbp} = y_{t_sbp} - \text{年龄} * 0.33$;若 $y_{t_dbp} > y_{(t-1)_dbp}$,即此次低PPG血压测量值相对上次上升,则最终低血压校准值 $y_{dbp} = y_{t_dbp} + \text{年龄} * 0.14$;若 $y_{t_dbp} < y_{(t-1)_dbp}$,即此次低PPG血压测量值相对上次下降,则最终低血压校准值 $y_{dbp} = y_{t_dbp} - \text{年龄} * 0.14$;

[0102] 8.通过蓝牙传输返回最后结果值 y_{sbp} 、 y_{dbp} 以及测量时间;

[0103] 9.关闭传感器本次测量结束。

[0104] 本发明一种自校准PPG无创血压测量方法首先通过PPG反映的脉搏波和心电信号测量得出一组PPG血压测量值,然后通过对临床采集的血压数据进行统计分析得出个人年龄与血压有很大的相关性,进而结合个人年龄对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果,使血压测量的结果受干扰更小,更准确,更具参考价值。

[0105] 基于上述一种自校准PPG无创血压测量方法,本发明还提供一种自校准PPG无创血压测量系统。

[0106] 如图3所示,一种自校准PPG无创血压测量系统,包括PPG血压测量模块和PPG血压校准模块,

[0107] 所述PPG血压测量模块,其用于根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值;

[0108] 所述PPG血压校准模块,其用于根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准,计算得到血压校准值。

[0109] 在本具体实施例中:

[0110] 本发明还包括血压校准模型生成模块,所述血压校准模型生成模块,其用于

[0111] 采集多个用户的血压测量数据,并提取每个用户的多项个人体征信息;

[0112] 将每个用户的多项个人体征信息分别作为特征参数,并利用SPSS统计分析每个用户的多项个人体征信息与对应用户的血压测量数据之间的相关性,得出与血压相关性最好的一项特征参数;

[0113] 将与血压相关性最好的一项特征参数作为变量进行回归分析,得出血压校准模型。

[0114] 所述个人体征信息包括年龄、性别和BMI,且基于年龄的特征参数与血压相关性最好。

[0115] 所述血压校准模型具体为:

[0116] $SBP = sbp \pm 0.33 * age$

[0117] $DBP = dbp \pm 0.14 * age$

[0118] 其中, sbp、dbp为本次测量得到的高、低PPG血压测量值, age为年龄, SBP、DBP为本次计算得到的高、低血压校准值。

[0119] 所述个人体征信息还包括临床测量得到的收缩压和舒张压, 并将临床测量得到的收缩压和舒张压作为初始PPG血压测量值。

[0120] 本发明一种自校准PPG无创血压测量系统首先通过PPG反映的脉搏波和心电信号测量得出一组PPG血压测量值, 然后通过对临床采集的血压数据进行统计分析得出个人年龄与血压有很大的相关性, 进而结合个人年龄对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果, 使血压测量的结果受干扰更小, 更准确, 更具参考价值。

[0121] 以上所述仅为本发明的较佳实施例, 并不用以限制本发明, 凡在本发明的精神和原则之内, 所作的任何修改、等同替换、改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。

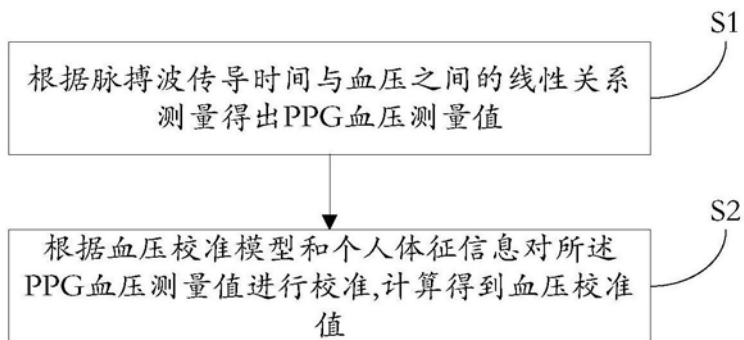


图1

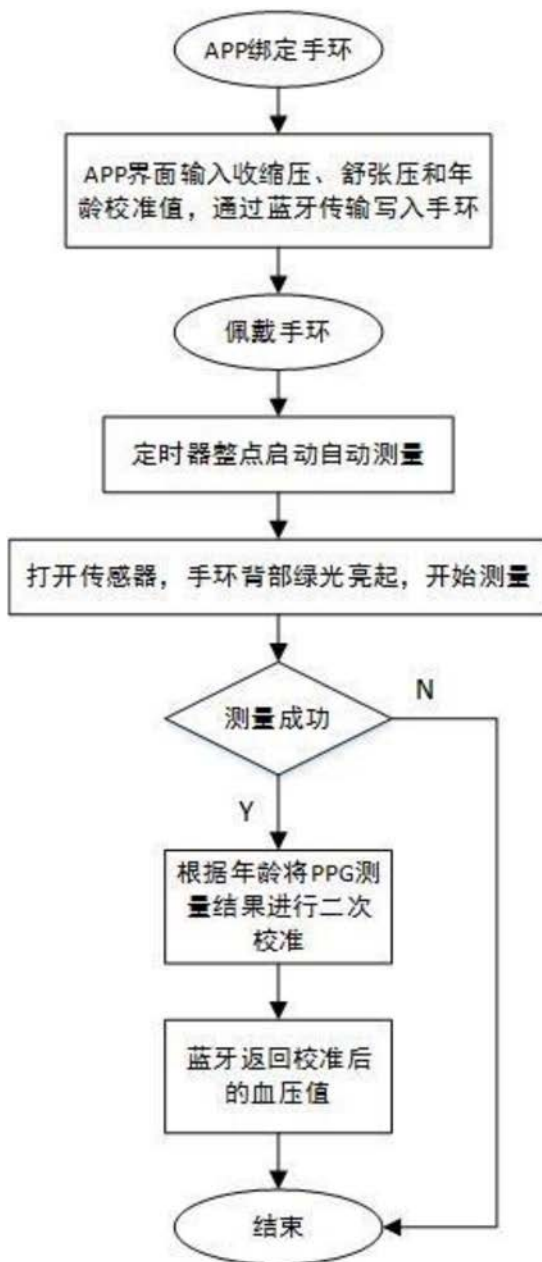


图2

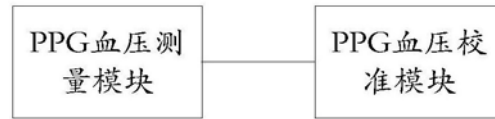


图3

专利名称(译)	一种自校准PPG无创血压测量方法及系统		
公开(公告)号	CN108523867A	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810262675.1	申请日	2018-03-28
[标]发明人	袁玉平		
发明人	袁玉平		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0004 A61B5/681 A61B5/7246		
代理人(译)	杨立 李航		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种自校准PPG无创血压测量方法及系统，其方法包括以下步骤，S1，根据脉搏波传导时间与血压之间的线性关系测量得出PPG血压测量值；S2，根据血压校准模型和个人体征信息对所述PPG血压测量值进行校准，计算得到血压校准值。本发明一种自校准PPG无创血压测量方法首先通过PPG反映的脉搏波和心电信号测量得出PPG血压测量值，然后根据血压校准模型和个人体征信息对PPG血压测量值进行校准来改善测量效率和结果，使血压测量的结果受干扰更小，更准确，更具参考价值。

