



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725396 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201611123745.2

(22)申请日 2016.12.08

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 谢蒙 于文彬 杨博

(74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司 31220

代理人 郑立

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

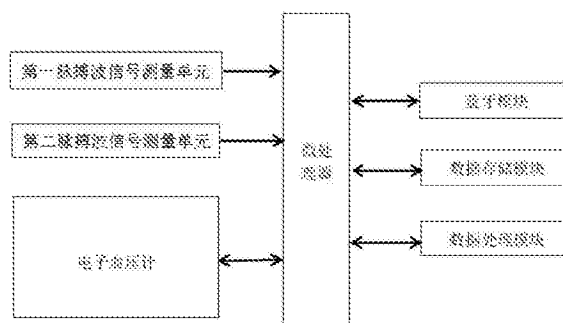
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法,涉及医疗器械领域,包括脉搏波信号测量模块、微处理器、数据存储模块和数据处理模块,其中,脉搏波信号测量模块包括第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元;微处理器用于接收第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元测得的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号,第一脉搏波信号和第二脉搏波信号通过数据处理模块处理得到血压测量值,血压测量值被存储于数据存储模块。本发明采用脉搏波信号的特征点到另一脉搏波信号的特征点的时间间隔减去缩小若干倍后的心动周期定义脉搏波传导时间,并且考虑个体的差异性导致模型参数不一样及个体生理状况在缓慢变化的情况。



1. 一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置,其特征在于,包括脉搏波信号测量模块、微处理器、数据存储模块和数据处理模块,其中,所述脉搏波信号测量模块包括第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元;所述微处理器被配置为接收所述第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元测得的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号,所述第一脉搏波信号和第二脉搏波信号通过所述数据处理模块处理得到血压测量值,所述血压测量值被存储于所述数据存储模块。

2. 如权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于,所述血压测量装置还包括蓝牙模块,所述蓝牙模块被配置为将所述血压测量值传输到智能设备上。

3. 如权利要求2所述的血压测量装置,其特征在于,所述智能设备为智能手机、平板电脑、笔记本电脑、台式电脑、智能路由器中的一种。

4. 如权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于,所述血压测量装置还包括电子血压计,所述电子血压计用于参数矫正。

5. 如权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于,所述数据处理模块包括数字滤波算法模块、特征点提取算法模块。

6. 如权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于,所述第一脉搏波信号测量单元采用反射式测量。

7. 如权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于,所述第二脉搏波信号测量单元采用透射式测量。

8. 如权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于,所述第一脉搏波信号测量单元位于左胸左上部分锁骨和第二肋骨之间靠近胳膊的位置,所述第二脉搏波信号测量单元位于左手食指上。

9. 一种使用如权利要求1-8任一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置的测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、采集两路脉搏波的同步信号;

步骤2、对两路脉搏波进行滤波处理,检测脉搏波信号的峰值点和上升支的斜率最大点进行位置标记,计算平均心动周期和脉搏波传导时间;

步骤3、将所得脉搏波传导时间带入参数因人而异且因时而异的血压模型,计算收缩压和舒张压;

步骤4、使用平均心动周期估计下一个心跳完成所需的时间,准备下一拍的测量;

其中,所述脉搏波传导时间为一个脉搏波的峰值点到另一个脉搏波的峰值点的时间间隔减去缩小后的心动周期,或一个脉搏波的上升支斜率最大点到另一个脉搏波的上升支斜率最大点的时间间隔减去缩小后的心动周期。

所述血压模型需要进行血压模型参数矫正,通过获取多组电子血压计和所述血压测量装置测量的脉搏波传导时间,通过参数辨识计算所述血压模型参数;通过伸直手臂与身体所成角度的变化,来诱导血压变化,获取多组上臂的收缩压和舒张压以及脉搏波传导时间。

10. 如权利要求9所述的测量方法,其特征在于,所述血压模型为

$$BP = \frac{a}{PTT} + b$$

或

$$BP = \frac{a}{PTT^2} + b$$

其中,BP表示收缩压或舒张压,PTT表示平均脉搏波传导时间,a和b表示与个人生理状况相关的且随时间变化的参数。

一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法。

背景技术

[0002] 血压是人体重要的生理参数,能够反应出人体心脏和血管的功能状况。血压的连续性测量具有重要的意义。首先,连续血压测量对于高血压的预防、诊断和治疗具有非常重要的意义。其次,对血压进行连续测量,了解血压的昼夜变化规律,对突发性心血管疾病的预防具有非常重要的意义。再次,动脉血压由于可以反映心血管功能状态,对于航天员在长时间的航天飞行期间,安静及正常机能符合条件下心脏和血液循环系统机能指标的总体变化规律,以及长期航天飞行造成的一系列症状群的研究都有重要的意义。最后,连续血压测量得到的血压变动信息,为睡眠信息的推断,以及睡眠质量、睡眠障碍等诊断提供依据。

[0003] 目前最常用的血压检测方式是听诊法和示波器法。医院里常用的听诊法虽然简单方便,但是需要受过长期严格的训练才能正确使用,同时很难实现自动化检测。电子血压计多采用示波法,可用于病人自我检测,但是精确度不高。这两种方法都需要使用袖带充放气,给使用者带来不良的用户体验,有很大可能导致血压升高造成误判。由于袖带膨胀会挤压人体组织,长时间使用必然导致组织坏死。最重要的是,袖带充放气过程需要一定的时间,一次测量过程至少半分钟,不可能做到逐拍测量。

[0004] 国内申请号为201510335331.5的名称为“一种无创连续血压测量方法”的专利申请,使用心电信号和脉搏波信号获得脉搏波传导时间,再估算血压,但是人体表皮的心电信号很微弱,很容易受到静电的干扰,难以用于全天监控。国内申请号为201410831159.8的名称为“一种基于双PPG的血压测量方法和装置”的专利申请,提出了使用双脉搏波估算脉搏波传导时间的方法,但是脉搏波传导时间与血压的关系是会随着时间变化的,没有涉及模型参数矫正过程,同时也未实现血压的逐拍测量。

[0005] 现有技术使用心电信号,静电干扰影响严重,不适合于全天血压监控;设备自带显示屏,不仅导致功耗极大,而且不利于设备的微型化;目前使用的脉搏波传导时间和血压的关系模型不够准确,导致误差太大;模型参数随时间的变化很大,没有一种方便易行的参数修正方法。因此,本领域的技术人员致力于开发一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法,具有设备微型化,测量准确,适于长时间连续的血压测量。

发明内容

[0006] 鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是如何消除静电干扰,如何提高设备微型化程度和微小能耗,如何提高血压估算的精度,如何实现模型参数的矫正。

[0007] 为实现上述目的,本发明提供了一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置,包括脉搏波信号测量模块、微处理器、数据存储模块和数据处理模块,其中,所述脉搏波信号测量模块包括第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元;所述微处理器被配置

为接收所述第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元测得的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号,所述第一脉搏波信号和第二脉搏波信号通过所述数据处理模块处理得到血压测量值,所述血压测量值被存储于所述数据存储模块。

[0008] 进一步地,所述血压测量装置还包括蓝牙模块,所述蓝牙模块被配置为将所述血压测量值传输到智能设备上。

[0009] 进一步地,所述智能设备为智能手机、平板电脑、笔记本电脑、台式电脑、智能路由器中的一种。

[0010] 进一步地,所述血压测量装置还包括电子血压计,所述电子血压计用于参数矫正。

[0011] 进一步地,所述数据处理模块包括数字滤波算法模块、特征点提取算法模块。

[0012] 进一步地,所述第一脉搏波信号测量单元采用反射式测量。

[0013] 进一步地,所述第二脉搏波信号测量单元采用透射式测量。

[0014] 进一步地,所述第一脉搏波信号测量单元位于左胸左上部分锁骨和第二肋骨之间靠近胳膊的位置,所述第二脉搏波信号测量单元位于左手食指上。

[0015] 本发明还提供了一种使用上述血压测量装置的测量方法,包括以下步骤:

[0016] 步骤1、采集两路脉搏波的同步信号;

[0017] 步骤2、对两路脉搏波进行滤波处理,检测脉搏波信号的峰值点和上升支的斜率最大点进行位置标记,计算平均心动周期和脉搏波传导时间;

[0018] 步骤3、将所得脉搏波传导时间带入参数因人而异且因时而异的血压模型,计算收缩压和舒张压;

[0019] 步骤4、使用平均心动周期估计下一个心跳完成所需的时间,准备下一拍的测量;

[0020] 其中,所述脉搏波传导时间为一个脉搏波的峰值点到另一个脉搏波的峰值点的时间间隔减去缩小后的心动周期,或一个脉搏波的上升支斜率最大点到另一个脉搏波的上升支斜率最大点的时间间隔减去缩小后的心动周期。

[0021] 所述血压模型需要进行血压模型参数矫正,通过获取多组电子血压计和所述血压测量装置测量的脉搏波传导时间,通过参数辨识计算所述血压模型参数;通过伸直手臂与身体所成角度的变化,来诱导血压变化,获取多组上臂的收缩压和舒张压以及脉搏波传导时间。

[0022] 进一步地,所述血压模型为

$$[0023] \quad BP = \frac{a}{PTT} + b$$

[0024] 或

$$[0025] \quad BP = \frac{a}{PTT^2} + b$$

[0026] 其中,BP表示收缩压或舒张压,PTT表示平均脉搏波传导时间,a和b表示与个人生理状况相关的且随时间变化的参数。

[0027] 本发明是通过以下技术方案实现的,包括以下步骤:

[0028] 第一步:将脉搏波信号测量单元A贴于左胸位置,脉搏波信号测量单元B戴在左手手指上。脉搏波信号测量单元A采用反射式测量。脉搏波信号测量单元B采用透射式测量。光电发射管发射的光会被组织液中的血液吸收。血液周期性地循环导致血液容积周期性地变化。血液容积大时,吸收的光多,光电接收管接受到的光弱,光电接收管产生的电压低,反之

亦然。微弱的周期性电压变化,经放大电路和低通滤波电路后,输出给微处理器。

[0029] 第二步:微处理器通过模数转换器以一定的采样率同时采集脉搏波信号测量单元A和脉搏波信号测量单元B输出的模拟信号。

[0030] 第三步:采用滤波器处理两路脉搏波信号,然后检测出两路脉搏波信号的所有波峰点,计算出当前平均心动周期。从波峰点向后搜索,找到脉搏波信号上升支的斜率最大点。计算从脉搏波信号测量单元A测量到的脉搏波信号的特征点到脉搏波信号测量单元B测量到的脉搏波信号的特征点的时间间隔,减去缩小后的心动周期,得到脉搏波传导时间。脉搏波信号的特征点包括脉搏波的峰值点和脉搏波信号上升支的斜率最大点。

[0031] 第四步:当前脉搏波传导时间和之前若干个脉搏波传导时间求平均得到平均脉搏波传导时间,再通过平均脉搏波传导时间与血压的模型计算收缩压和舒张压,模型如下:

$$[0032] \quad BP = \frac{a}{PTT} + b$$

[0033] 或

$$[0034] \quad BP = \frac{a}{PTT^2} + b$$

[0035] 其中BP表示收缩压或舒张压,PTT表示平均脉搏波传导时间,a和b表示与个人生理状况相关的且随时间变化的系数。

[0036] 第五步:收缩压和舒张压,通过蓝牙模块传输到其他智能设备上显示和后期数据处理。如果蓝牙模块暂时处于未连接状态,则将血压数据暂时存储在数据储存模块中,待其他智能设备连接到蓝牙模块后再传送出去。其他智能设备包括智能手机、平板电脑、笔记本电脑、台式电脑、智能路由器等。

[0037] 第六步:根据平均心动周期估计下一个心跳完成的时间。下一个心跳完成后,开始下一个收缩压和舒张压的计算,从而实现血压的逐拍测量。

[0038] 本发明在使用的过程中还需要定期的矫正参数,需要使用其他的血压计,方法如下:

[0039] 第一步:左手伸直,与身体平齐,微处理器以上述方法测量脉搏波传导时间,同时测量左臂的袖带压(包括收缩压和舒张压)。

[0040] 第二步:左手伸直,与身体有一定的角度,微处理器以上诉方法测量脉搏波传导时间,同时测量左臂的袖带压(包括收缩压和舒张压)。

[0041] 第三步:改变伸直的左手与身体的角度,获取多组脉搏波传导时间和袖带压。

[0042] 第四步:以上述数据,采用参数辨识算法,计算上诉公示中收缩压的a、b系数,及舒张压的a、b系数。

[0043] 本发明的优点是:采用双脉搏波信号的方式,消除了静电干扰。利用平均心动周期估计下个心跳完成时间,实现了血压的逐拍测量。采用脉搏波信号的特征点到另一脉搏波信号的特征点的时间间隔减去缩小若干倍后的心动周期定义脉搏波传导时间,提高了血压测量的精度。考虑了个体的差异性导致模型参数不一样及个体生理状况在缓慢变化的情况,提出了一种简单易用的参数矫正方法,极大提高了血压连续测量的精度。

[0044] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

附图说明

- [0045] 图1是本发明的一个较佳实施例的血压测量装置结构图；
[0046] 图2是本发明的一个较佳实施例的血压计算流程；
[0047] 图3是本发明的一个较佳实施例的脉搏波信号测量单元佩戴位置图；
[0048] 图4是本发明的心动周期和两脉搏波上升支斜率最大点的时间间隔示意图。

具体实施方式

[0049] 以下结合附图对本发明作进一步描述。本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0050] 本实施例中微处理器采用STM32F407;蓝牙模块采用HC-06无线蓝牙串口透传从机模块;存储模块采用STM32F407片上flash;脉搏波信号测量单元A采用0603绿光发光二极管、APDS-9008光学传感器、运算放大器LM358搭建的22倍放大器和截止频率为10Hz巴特沃斯低通滤波器;脉搏波信号测量单元B采用0603红外发光二极管、APDS-9008光学传感器、运算放大器LM358搭建的20倍放大器和截止频率为10Hz巴特沃斯低通滤波器;电子血压计采用改装后能与STM32F407串口通讯的泰山迈迪MD200上臂式血压仪,如图1。电子血压计只在参数矫正的步骤中使用,其余时间应该妥善保存好。不可以继续连接STM32F407,以免造成不必要的电能消耗。

[0051] 如图2所示,测量流程如下:

[0052] 第一步:将脉搏波信号测量单元A贴于左胸左上部分锁骨和第二肋骨之间靠近胳膊的位置1,脉搏波信号测量单元B戴在左手食指上2,如图3所述。

[0053] 第二步:STM32F407通过DMA使用自带的模数转换器以500Hz的采样率不停地同时采集脉搏波信号测量单元A和脉搏波信号测量单元B输出的模拟信号。

[0054] 第三步:取当前10s内的两路脉搏波信号,采用通带为0.5~5HZ数字巴特沃斯带通滤波器处理两路脉搏波信号,然后采用阈值法检测两路脉搏波信号的所有波峰点。阈值法的判据如下:

[0055] $[\max(x) - \min(x)] \times 0.6 \geq \max(x) - x[j_p]$

[0056] $x[j_p] \geq x[j], j \in [j_p - 125, j_p + 125]$

[0057] 其中x表示脉搏波信号, j_p 表示峰值点,j表示脉搏波信号上的点,max表示取最大值,min表示取最小值。从波峰向后搜索,找到脉搏波信号上升支的斜率最大点。斜率公式如下:

[0058] $k[j] = x[j] + 2 \times x[j-1] - 2 \times x[j-2] - x[j-3]$

[0059] 其中k为斜率,x为脉搏波信号,j表示脉搏波信号上的点。同一路脉搏波信号上,两相邻峰值之间的时间间隔为心动周期3。计算出10s内的平均心动周期。计算从模块A测量到的脉搏波信号的上升支斜率最大点到模块B测量到的脉搏波信号的上升支斜率最大点的时间间隔4,减去平均心动周期的7%(缩小至7%),得到脉搏波传导时间,如图4所示。

[0060] 第四步:心脏每跳一次就可以获得一个脉搏波传导时间,求取当前10s内平均脉搏波传导时间,再通过脉搏波传导时间与血压的模型计算收缩压和舒张压,模型如下:

$$[0061] \quad BP = \frac{a}{PTT} + b$$

[0062] 其中BP表示收缩压或舒张压,PTT表示平均脉搏波传导时间,a和b表示与个人生理状况相关的且随时间变化的系数,可通过后面的矫正过程获取。

[0063] 第五步:收缩压和舒张压,通过蓝牙模块传输到Android智能手机上显示。如果蓝牙模块暂时处于未连接状态,则将血压数据暂时存储在数据储存模块中,待Android智能手机连接到蓝牙模块后再传送出去。

[0064] 第六步:平均心动周期等于下次心跳所花的时间,下一次心跳结束后开始下一次血压计算,从而实现血压的逐拍测量。

[0065] 本发明在使用的过程中还需要定期的矫正参数,方法如下:

[0066] 第一步:左手伸直,与身体平齐,微处理器以上诉方法测量脉搏波传导时间,同时测量左臂的袖带压(包括收缩压和舒张压)。

[0067] 第二步:左手伸直,与身体成45度,微处理器以上诉方法测量脉搏波传导时间,同时测量左臂的袖带压(包括收缩压和舒张压)。

[0068] 第三步:左手伸直,与身体成90度,微处理器以上诉方法测量脉搏波传导时间,同时测量左臂的袖带压(包括收缩压和舒张压)。

[0069] 第四步:以上诉六组数据,采用最小二乘法,计算上诉公示中收缩压的a、b系数,及舒张压的a、b系数。

[0070] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解,本领域的普通技术无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

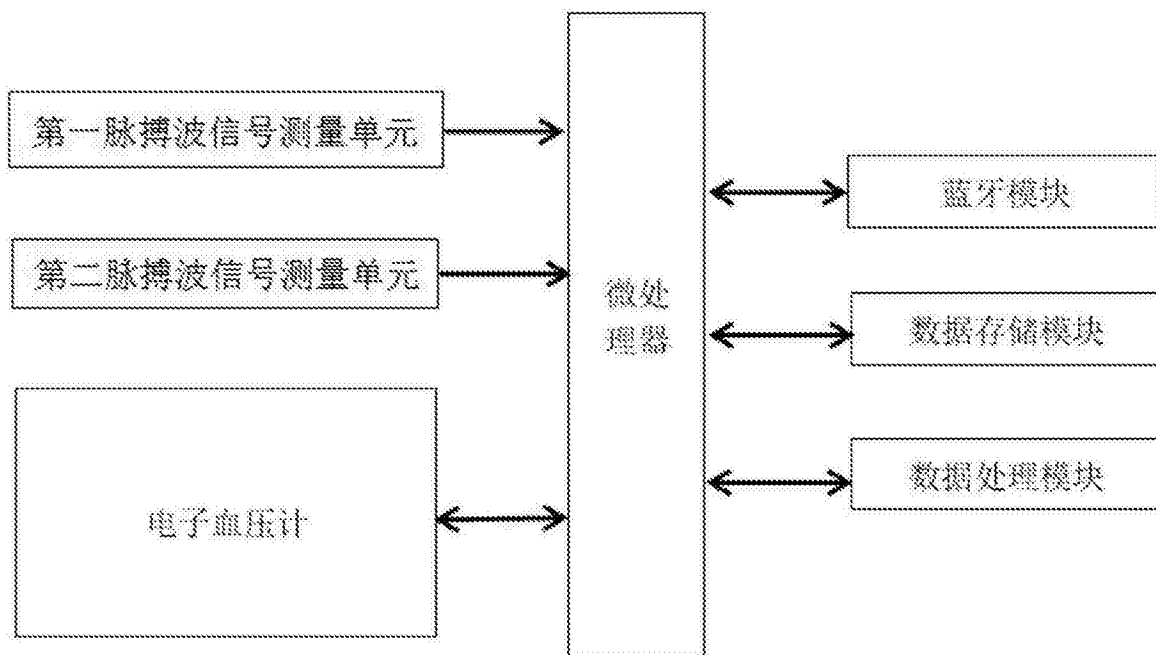


图1

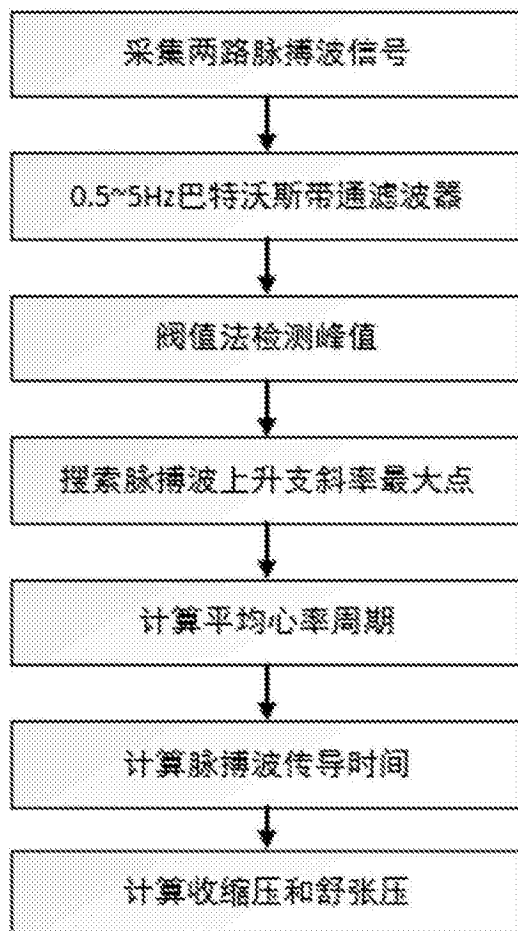


图2

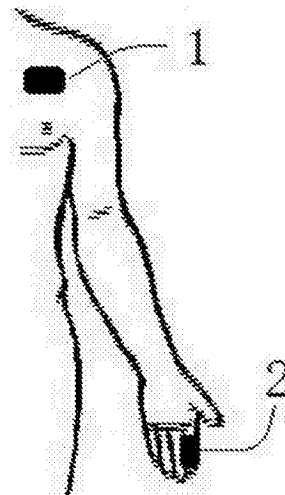


图3

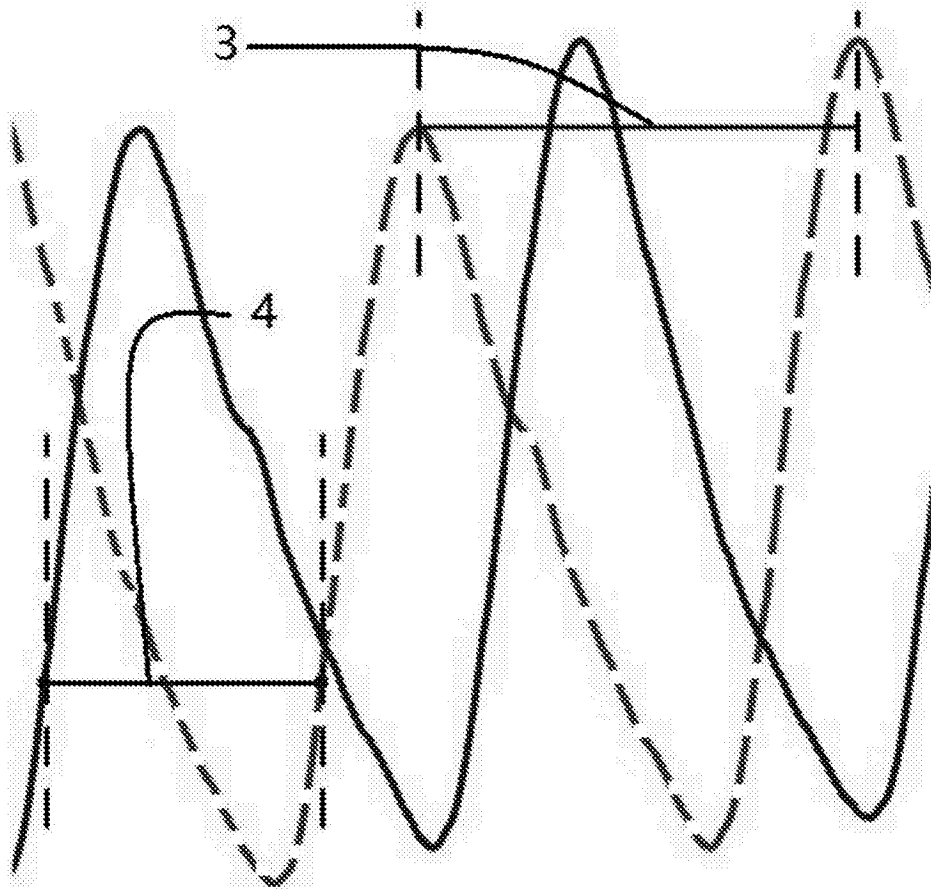


图4

专利名称(译)	一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法		
公开(公告)号	CN106725396A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201611123745.2	申请日	2016-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	谢蒙 于文彬 杨博		
发明人	谢蒙 于文彬 杨博		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/02125 A61B5/6802 A61B5/6826 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	郑立		
其他公开文献	CN106725396B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于双脉搏波的无创逐拍血压测量装置以及测量方法，涉及医疗器械领域，包括脉搏波信号测量模块、微处理器、数据存储模块和数据处理模块，其中，脉搏波信号测量模块包括第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元；微处理器用于接收第一脉搏波信号测量单元和第二脉搏波信号测量单元测得的第一脉搏波信号和第二脉搏波信号，第一脉搏波信号和第二脉搏波信号通过数据处理模块处理得到血压测量值，血压测量值被存储于数据存储模块。本发明采用脉搏波信号的特征点到另一脉搏波信号的特征点的时间间隔减去缩小若干倍后的心动周期定义脉搏波传导时间，并且考虑个体的差异性导致模型参数不一样及个体生理状况在缓慢变化的情况。

