



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107233087 A

(43)申请公布日 2017.10.10

(21)申请号 201710300226.7

(22)申请日 2017.04.28

(71)申请人 哈尔滨工业大学深圳研究生院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽镇
深圳大学城哈工大校区

(72)发明人 马婷 陈杨 齐良坤 程硕
刘颖轲

(74)专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事
务所(普通合伙) 44248

代理人 于标

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

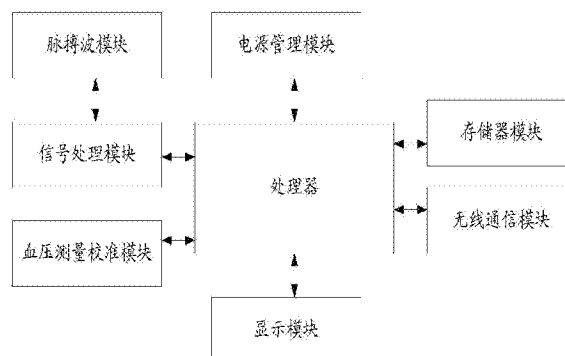
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压
测量装置

(57)摘要

本发明提供了一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置,包括处理器、脉搏波模块、信号处理模块、血压测量校准模块。本发明的有益效果是:本发明通过对光电容积脉搏波信号的处理,提取脉搏波的特征,提出了新的可以替代脉搏波传输时间的参数:平均斜率传输时间MSTT,由于平均斜率传输时间不受心脏射血前期(PEP)的影响,从而消除了PEP对于无创血压连续测量装置的影响,实现了通过单一的生理信号光电容积脉搏波来估算血压,并且采用被动式的测量方式,减少了外部因素对于测量装置的影响,本发明可以实现实时的无创血压连续测量,易于操作,可用于穿戴式,方便用户日常使用。



1. 一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置,其特征在于:包括处理器、脉搏波模块、信号处理模块、血压测量校准模块,

所述脉搏波模块,用于采集人体的脉搏波信号,得到PPG信号;

所述信号处理模块,用于接收脉搏波模块传输的PPG信号,对PPG信号进行预处理;

所述血压测量校准模块,用于提供血压的校准参数,并将校准参数传输至所述处理器;

所述处理器,用于接收血压测量校准模块传输的校准参数、以及所述信号处理模块传输的经预处理的PPG信号,从预处理后的PPG信号中提取平均斜率传输时间MSTT、特征S和特征PA,然后根据平均斜率传输时间MSTT、特征S和特征PA与血压之间的关系,结合血压测量校准模块提供的校准参数进行线性拟合建立算法模型,获取模型系数,再进行血压的估算,从而得到实时血压数据。

2. 根据权利要求1所述的无创血压测量装置,其特征在于:在所述信号处理模块中,对PPG信号进行预处理包括滤波、去基线漂移和放大处理。

3. 根据权利要求1所述的无创血压测量装置,其特征在于:所述平均斜率传输时间 $MSTT = f(A/m_1)$, m_1 是平均上坡斜度, m_1 包含最大上坡斜度 m , f 是关于 m_1 的函数, A 是在最大斜度点处给定的一个固定高度值。

4. 根据权利要求3所述的无创血压测量装置,其特征在于:根据平均斜率传输时间MSTT,建立算法模型:

$$SBP = a_1 * \ln(MSTT) + b_1$$

$$DEP = a_2 * \ln(MSTT) + b_2$$

其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

5. 根据权利要求1所述的无创血压测量装置,其特征在于:所述特征S汲取了脉搏波波形的主波波峰和波谷以及主波波峰上升支的平均值,特征S反映整体的脉搏波波形的形态特征,特征S通过反映人体的血管特性从而间接的代表血压的变化,通过只分析脉搏波的形态特点,把特征S作为血压连续估算的特征,实现血压的连续估算。

6. 根据权利要求5所述的无创血压测量装置,其特征在于:光电容积脉搏波的特征S的血压模型:

$$SBP = a_1 * \ln(\text{特征S}) + b_1$$

$$DBP = a_2 * \ln(\text{特征S}) + b_2$$

其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

7. 根据权利要求1所述的无创血压测量装置,其特征在于:所述特征PA通过分析脉搏波波形上升支和下降支之间的面积比来分析血压的波动变化,脉搏波的上升支信息代表了收缩压,下降支代表舒张压。

8. 根据权利要求7所述的无创血压测量装置,其特征在于:通过把脉搏波波形上升支和下降支的面积分别进行量化分析,建立血压与脉搏波波形面积比之间的关系模型:

$$SBP = a_1 * \ln(\text{特征PA}) + b_1$$

$$DBP = a_2 * \ln(\text{特征PA}) + b_2$$

其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

9. 根据权利要求1所述的无创血压测量装置,其特征在于:该无创血压测量装置还包括与所述处理器相连的电源管理模块、显示模块、存储器模块和无线通信模块。

10. 根据权利要求1至9任一项所述的无创血压测量装置, 其特征在于: 所述处理器将提取出的平均斜率传输时间MSTT、特征S和特征PA进行融合, 获得新的特征方程用于血压的估算:

$$SBP = a_1 * \ln(MSTT) + b_1 * \ln(\text{特征S}) + c_1 * \ln(\text{特征PA}) + d_1$$

$$DBP = a_2 * \ln(MSTT) + b_2 * \ln(\text{特征S}) + c_2 * \ln(\text{特征PA}) + d_2$$

其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 、 c_1 、 c_2 、 d_1 、 d_2 为回归系数。

一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,尤其涉及一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置。

背景技术

[0002] 血压是反映心脑血管功能的重要生理参数指标,在疾病诊断和治疗效果观察等方面具有重要的意义。在实际应用中需要能方便快捷准确连续的检测出血压指标,而目前的测量方法主要包括听诊法和示波法,恒定容积法和脉搏波波速法。

[0003] 听诊法也叫柯氏音法,就是将压力计(一般称血压计)的臂带绑扎于上臂肱动脉搏动位置,充气加压将肱动脉压瘪,然后再放气减压。随着外压力的下降,血流重新冲开血管,发出与心动节拍相同的节律音,这就是柯氏音。用听诊器探听到“第一音”时压力计显示的外压力记为收缩压,“最末音”时记为舒张压。这是国际无创血压测量的金标准,也是检验所有无创血压计精度的临床标准。但听诊法需要接受过专业培训的人员操作,并会有听觉和视觉及人为主观判断的误差,且需要对肱动脉进行加压,容易造成人体的不适,不适合长时间的血压监测。

[0004] 示波法是通过袖带加压来阻断动脉血流,利用袖带内的压力传感器来检测血流流过血管时产生的振动波,袖带放气过程中,第一个被检测到的脉动信号所对应的袖带压就叫做收缩压。继续放气脉动信号幅度由小增大,达到极值后开始减小,振幅骤然减小处的袖带压被认为舒张压,示波法的收缩压和舒张压的计算没有统一标准,因此测量结果不如听诊法准确。

[0005] 恒定容积法测量原理是当动脉血管在处于去负荷状态下的动脉压力就等于外加压力,因此可以预先设定外加压力值,并将其作用于动脉血管处使其处于去负荷状态,同时利用伺服补偿系统快速补偿因为动脉内压变化而产生的容积变化,使得动脉血管始终处于恒定容积的状态,从而可化通过测量外加压力间接获得动脉血压。容积补偿法是目前较为成熟的连续血压测量方法,这种测量方法的优点是可以连续跟踪动脉血压的变化,但长时间测量时静脉充血影响较大,舒适性差,且测得的用该原理测量装置测得的收缩压和平均压的离散型较大,没有达到AAMI标准。

[0006] 脉搏波速测定法是根据脉搏波沿动脉传播速率与动脉血压之间具有正相关性的特点提出,通过测量PWV间接推算出动脉血压值。脉搏波速可通过脉搏波在动脉中两点间传递时间计算出来,因此可采用相同原理利用脉搏波传导时间(PAT)间接推算出动脉血压值,该方法已经得到很大发展,但仍存在一些缺陷,血压算法精度上还有待提高。

[0007] 目前最相近的已有的技术方案是基于脉搏波传导时间(PAT)的血压连续测量方法及装置,包括心电信号检测单元、脉搏波信号检测单元、信息处理单元、血压测量校准单元和显示单元组成。

[0008] 具体的方案步骤是:首先利用传统的标准血压计对受测者进行血压测量用来校准,把测量值手动输入到血压测量校准单元,血压测量校准单元会根据测量值计算出校准

参数并保存在微处理器单元。利用心电信号检测单元和脉搏波信号检测单元分别采集受测者的心电信号 (ECG) 和脉搏波信号 (PPG), 通过信号处理单元对采集到的信号进行滤波去噪和放大, 然后进入微处理器单元。利用微处理器单元在心电信号 (ECG) 上选择参考点, 并在脉搏波信号 (PPG) 上选择参考点, 并根据两个信号之间的参考点算出脉搏波传导时间 PAT (详见图1), 结合微处理器单元中保存的血压测量公式计算出血压测量结果, 最后通过显示单元进行同步显示。

[0009] 背景技术的缺点及产生原因:

[0010] 受干扰严重: 现有的技术来检测血压是基于脉搏波传导时间 (PAT) 的, 而脉搏波传导时间严格意义来讲不是我们所需要的脉搏传输时间 (PTT), 脉搏波传导时间 (PAT) 它还包含有心脏射血前期的时间 (PEP), 由于心脏射血前期时间的不确定性, 会影响血压算法的精度。

[0011] 装置模块单元多: 需要同时采集心电信号 (ECG) 和脉搏波信号 (PPG)。

[0012] 检测信号种类多: 需要同时处理心电和脉搏信号, 并且要同步校准。

[0013] 便携性差: 现有的血压连续测量装置体积过于庞大, 不适合随身携带。

[0014] 主动式测量: 现有测量方式多为主动式测量, 受测者要主动去迎合检测装置才能获取检测结果, 不适合日常生活的使用。

发明内容

[0015] 本发明提供了一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置, 包括处理器、脉搏波模块、信号处理模块、血压测量校准模块, 所述脉搏波模块, 用于采集人体的脉搏波信号, 得到 PPG 信号; 所述信号处理模块, 用于接收脉搏波模块传输的 PPG 信号, 对 PPG 信号进行预处理; 所述血压测量校准模块, 用于提供血压的校准参数, 并将校准参数传输至所述处理器; 所述处理器, 用于接收血压测量校准模块传输的校准参数、以及所述信号处理模块传输的经预处理的 PPG 信号, 从预处理后的 PPG 信号中提取平均斜率传输时间 MSTT、特征 S 和特征 PA, 然后根据平均斜率传输时间 MSTT、特征 S 和特征 PA 与血压之间的关系, 结合血压测量校准模块提供的校准参数进行线性拟合建立算法模型, 获取模型系数, 再进行血压的估算, 从而得到实时血压数据。

[0016] 作为本发明的进一步改进, 在所述信号处理模块中, 对 PPG 信号进行预处理包括滤波、去基线漂移和放大处理。

[0017] 作为本发明的进一步改进, 所述平均斜率传输时间 $MSTT = f(A/m_1)$, m_1 是平均上坡斜度, m_1 包含最大上坡斜度 m , f 是关于 m_1 的函数, A 是在最大斜度点处给定的一个固定高度值。

[0018] 作为本发明的进一步改进, 根据平均斜率传输时间 MSTT, 建立算法模型:

[0019] $SBP = a_1 * \ln(MSTT) + b_1$

[0020] $DEP = a_2 * \ln(MSTT) + b_2$

[0021] 其中 SBP 和 DBP 分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

[0022] 作为本发明的进一步改进, 所述特征 S 汲取了脉搏波波形的波峰和波谷以及波峰上升支的平均值, 特征 S 反映整体的脉搏波波形的形态特征, 特征 S 通过反映人体的血管特性从而间接的代表血压的变化, 通过只分析脉搏波的形态特点, 把特征 S 作为血压

连续估算的特征,实现血压的连续估算。

[0023] 作为本发明的进一步改进,光电容积脉搏波的特征S的血压模型:

[0024] $SBP = a_1 * \ln(\text{特征S}) + b_1$

[0025] $DBP = a_2 * \ln(\text{特征S}) + b_2$

[0026] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

[0027] 作为本发明的进一步改进,所述特征PA通过分析脉搏波波形上升支和下降支之间的面积比来分析血压的波动变化,脉搏波的上升支信息代表了收缩压,下降支代表舒张压。

[0028] 作为本发明的进一步改进,通过把脉搏波波形上升支和下降支的面积分别进行量化分析,建立血压与脉搏波波形面积比之间的关系模型:

[0029] $SBP = a_1 * \ln(\text{特征PA}) + b_1$

[0030] $DBP = a_2 * \ln(\text{特征PA}) + b_2$

[0031] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

[0032] 作为本发明的进一步改进,该无创血压测量装置还包括与所述处理器相连的电源管理模块、显示模块、存储器模块和无线通信模块

[0033] 作为本发明的进一步改进,所述处理器将提取出的平均斜率传输时间MSTT、特征S和特征PA进行融合,获得新的特征方程用于血压的估算:

[0034] $SBP = a_1 * \ln(MSTT) + b_1 * \ln(\text{特征S}) + C_1 * \ln(\text{特征PA}) + d_1$

[0035] $DBP = a_2 * \ln(MSTT) + b_2 * \ln(\text{特征S}) + C_2 * \ln(\text{特征PA}) + d_2$

[0036] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 、 C_1 、 C_2 、 d_1 、 d_2 为回归系数。

[0037] 本发明的有益效果是:本发明通过对光电容积脉搏波信号的处理,提取脉搏波的特征,提出了新的可以替代脉搏波传输时间的参数:平均斜率传输时间MSTT,由于平均斜率传输时间不受心脏射血前期(PEP)的影响,从而消除了PEP对于无创血压连续测量装置的影响,实现了通过单一的生理信号光电容积脉搏波来估算血压,并且采用被动式的测量方式,减少了外部因素对于测量装置的影响,本发明可以实现实时的无创血压连续测量,易于操作,可用于穿戴式,方便用户日常使用。

附图说明

[0038] 图1是基于心电和脉搏的脉搏波传输时间示意图。

[0039] 图2是脉搏波成分图。

[0040] 图3是STT原理图。

[0041] 图4是STT计算的简易模型图。

[0042] 图5是特征S示意图。

[0043] 图6是基于MSTT的血压连续测量的流程图。

[0044] 图7是本发明的原理框图。

具体实施方式

[0045] 如图7所示,本发明公开了一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置,本发明的无创血压测量装置不但可以克服传统血压计因为袖带而通常体积较大、不便于携带的缺点,而且相对于基于脉搏波传导时间PAT的血压连续测量装置,本发明的无创血压测量

装置更加简单精准。

[0046] 本发明的基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置包括处理器、以及与所述处理器相连的脉搏波模块、信号处理模块、血压测量校准模块。

[0047] 所述脉搏波模块用于采集人体的脉搏波信号,脉搏波信号采用光电容积脉搏波法(PPG),在控制器的控制下,由脉搏波模拟前端驱动发光二极管工作并采集接收二极管的光学模拟信号进行初步处理,形成脉搏波形。

[0048] 信号处理模块:与脉搏波模块相连,用于接收被检测者的PPG信号,对接收到的PPG信号进行预处理,对PPG信号进行基本的滤波、去基线漂移和放大等处理,主要使用工频陷波器,巴特沃斯低通滤波器,形态学滤波器等使信号达到医疗诊断的标准。

[0049] 血压测量校准模块:用于提供血压的校准参数。

[0050] 处理器:对采集到PPG信号进行模数转换,特征点检测,计算平均斜率传输时间(MSTT)、波形特征S、脉搏波直径PR,结合血压测量校准模块提供的校准参数来实时的计算血压,从而得到实时血压数据。

[0051] 本发明还包括与处理器相连的显示模块,显示模块:用于接收脉搏波模块采集到的脉搏波信号和处理器计算的实时血压数据,实现对各种生理信号和血压测量值的实时直观显示。

[0052] 具体的方案:首先利用传统的标准血压计对受测者进行血压测量用来校准,把测量值手动输入到血压测量校准单元,血压测量校准单元会根据测量值计算出校准参数并保存在处理器。利用脉搏波模块采集得到脉搏波信号(PPG),通过信号处理单元对采集到的信号进行滤波去噪和放大,然后进入处理器。利用处理器在脉搏波信号(PPG)上选择参考点,结合处理器中保存的血压测量公式计算出血压测量结果,最后通过显示模块进行同步显示。

[0053] 1.光电容积脉搏波的特征MSTT:

[0054] 本发明提出一种新的可以替代脉搏波传输时间的参数平均斜率传输时间(MSTT),下面是MSTT提出的整个思路:

[0055] 脉搏波传输时间整个血压连续估算的核心,而脉搏波的传输时间与血压是呈反向变化关系,我们可以假设,在一个呼吸周期内,其将同由呼吸活动所引发的血压一起周期性变化。在吸气的时候,动脉树中的动脉血压会降低,因此传输时间就会升高。相应地,在呼气的时候,血压会升高,那么传输时间就会相应减少。然而,在整个呼吸周期中,脉搏的周期性变化以及内部脉搏分量(脉搏波由它们合成)的周期性变化相互产生反作用,共同组成了脉搏波,基于这项发现,我们就引导出了一种新型的单脉冲,单点传输时间STT。

[0056] 传感器端所接收到的信号其实是由一个初始脉冲波形叠加上一系列的反射波形所组成的,如图2所示。这些波形叠加在一起,形成了实际中最后我们所观察到PPG波形。然而,这个波形包含两个相互矛盾的时间元素(机理如图3所示):在呼气的时候,因为动脉血压会升高,所以初始波也会传输的快一些,因此PPT会下降,故周期P1变短。然而,脉搏周期P2(例如:心脏脉搏中任何两个重复特征的周期)就会增加,这是由于在这个阶段的呼吸周期中心率降低(原因是呼吸性窦性心律RSA)。事实上 $P2 = 60 / \text{HR}$ (心率)。在吸气过程中恰好相反,血压降低因此P1增加,心率升高因此P2变短。这两个时间元素互为反比,并有可能带来不好的结果——当在单个PPG脉冲中由两个基点分开来测传输时间的话,有可能会得到

两个相反的结果。

[0057] 再回到图3中来,从几何角度出发,可以看到当PTT (PAT) 以及P1相应增加的时候,初始脉冲分量的上坡梯度(m)是减少的。另外实践证明,初始脉冲信号应该在接收到的合成PPG中占主导地位,也就是说从接收到的PPG信号中提取的结果应与初始信号中的斜率m近似。再进一步,我们考虑固定高度A变化下的斜坡梯度,该梯度可以认为是特征时间差的倒数,如图4所示。作为常数可变幅度A,它可以看作是特征时间差——STT,可以根据P1的“时间伸展”来变化。因此有 $m=A/STT$,传输时间 $STT=A/m$ 。如图3所示,由于STT不受心率和心脏射血前期影响,所以相对于获取PTT的其他方式,STT更适合取代PTT。

[0058] 另一方面,由于上坡斜度m是脉搏波信号上坡斜度最大值的位置,只是一个单点的斜度,脉搏波信号的质量的好坏对于m的影响很大,造成m的稳定性不高,不能代表真个信号,所以为了提高整体的抗噪声性能,本发明提出了平均斜率传输时间 $MSTT=f(A/m_1)$, m_1 是平均上坡斜度,它包含最大上坡斜度m。 f 是关于 m_1 的函数,用来计算MSTT。根据血压和平均斜率传输时间MSTT的特点,建立算法模型:

[0059] $SBP=a_1*\ln(MSTT)+b_1$

[0060] $DBP=a_2*\ln(MSTT)+b_2$

[0061] 注:模型不仅仅局限于特征MSTT参数。

[0062] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

[0063] 该模型首先需要对受试者进行标定,获取受试者的平均斜率传输时间、收缩压、舒张压,通过回归分析求出模型系数,然后根据采集到的受试者的脉搏波提取MSTT,进行每搏血压的计算。

[0064] 2.光电容积脉搏波的特征S

[0065] MSTT作为脉搏波的特征之一可以提供血压的连续测量,除了MSTT外,我们还提出了一种新的光电容积脉搏波的特征S(如图5所示),特征S汲取了脉搏波波形的波峰和波谷以及主波波峰上升支的平均值,它可以反映整体的脉搏波波形的形态特征,脉搏波波形的形态与血管的生理信息和外周阻力有很大的关联,脉搏波波形的波峰和波谷的变化信息可以反映出血管弹性进和血管壁的僵硬化程度,人体的血压与血管的生理特征有很大的关系,当血管壁的僵硬化程度较高或者血管弹性较低时,直接的反映是脉搏波的主波波峰和波谷的绝对高端的减小,而此时血压会升高。与血管弹性相似,外周阻力大小也可以通过特征S反映出来,所以特征S可以通过反映人体的血管特性从而间接的代表血压的变化,通过只分析脉搏波的形态特点,把特征S作为血压连续估算的特征,可以实现血压的连续估算。

[0066] 光电容积脉搏波的特征S的血压模型:

[0067] $SBP=a_1*\ln(\text{特征S})+b_1$

[0068] $DBP=a_2*\ln(\text{特征S})+b_2$

[0069] 注:模型不仅仅局限于特征S参数。

[0070] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。

[0071] 该模型首先需要对受试者进行标定,获取受试者的特征S、收缩压、舒张压,通过回归分析求出模型系数,然后根据采集到的受试者的脉搏波提取特征S,进行每搏血压的计算。

[0072] 特征S的生理意义:特征S是从单一生理信号光电容积脉搏波PPG中提取,它代表了整个脉搏波波形形态,可以反映血管的生理形态信息,包括血管弹性和血管壁僵硬,同时特征S还可以反映人体血管外周阻力的大小,而血管弹性和外周阻力的大小都是血压的重要影响因素,所以特征S可以很好的反映血压的变化。

[0073] 3.光电容积脉搏波的特征PA

[0074] 本发明是基于桡动脉脉搏波特征来进行血压的连续测量,除了上述的两个特征MSTT和特征S外,光电容积脉搏波的特征PA也是一个重要特征,特征PA通过分析脉搏波波形上升支和下降支之间的面积比来分析血压的波动变化。脉搏波的上升支信息代表了收缩压,下降支代表舒张压,通过把脉搏波波形上升支和下降支的面积分别进行量化分析,可以建立血压与脉搏波波形面积比之间的关系模型。

[0075] $SBP = a_1 * \ln(\text{特征PA}) + b_1$

[0076] $DBP = a_2 * \ln(\text{特征PA}) + b_2$

[0077] 注:模型不仅仅局限于特征PA参数。

[0078] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为回归系数。注:模型不仅仅局限于特征PA参数。

[0079] 该模型首先需要对受试者进行标定,获取受试者的特征PA、收缩压、舒张压,通过回归分析求出模型系数,然后根据采集到的受试者的脉搏波提取特征PA,进行每搏血压的计算。

[0080] 生理意义:光电容积脉搏波波形的上升支和下降支的面积可以反映心脏收缩和舒张时候的强度,心脏收缩左心室射血进入动脉,血流量可以通过上升支的面积来进行量化,不同的面积可以代表血压大小,上升支和下降支的面积比也可以衡量心脏生理活动的信息。

[0081] 4.MSTT、特征S和特征PA的融合

[0082] 通过对桡动脉脉搏波波形的分析,我们提取了平均斜率传输时间、特征S和特征PA,三种特征分别可以反映不同的人体生理信息,为了提高本发明装置的准确性,我们把提取出的三个特征进行融合,获得新的特征方程用于血压的估算。

[0083] $SBP = a_1 * \ln(MSTT) + b_1 * \ln(\text{特征S}) + c_1 * \ln(\text{特征PA}) + d_1$

[0084] $DBP = a_2 * \ln(MSTT) + b_2 * \ln(\text{特征S}) + c_2 * \ln(\text{特征PA}) + d_2$

[0085] 注:模型不仅仅局限于3个参数。

[0086] 其中SBP和DBP分别为收缩压和舒张压, a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 、 c_1 、 c_2 、 d_1 、 d_2 为回归系数。

[0087] 该模型首先需要对受试者进行标定,获取受试者的收缩压、舒张压,通过回归分析求出模型系数,然后根据采集到的受试者的脉搏波提取MSTT、特征S和特征PA,进行每搏血压的计算。

[0088] 生理意义:通过对特征MSTT、特征S和特征PA的融合,可以综合的反映光电容积脉搏波中隐含的人体生理活动信息,心血管的活动变化,血管的生理状况以及外周阻力的大小,通过几个特征的结合,可以比较全面的反映与血压相关的生理参数信息,从而可以提高本发明装置的血测量血压的准确性。

[0089] 本发明具有如下特点:

[0090] 1.光电容积脉搏波的特征点提取;只利用脉搏波信号,提取脉搏波上坡斜度参数,

相比传统的利用心电信号 (ECG) 和脉搏波信号 (PPG) 来说更加简单。

[0091] 2. 平均斜率传输时间 (MSTT) 的计算; 平均斜率传输时间是我们提出的一种新的可以代替传统脉搏波传输时间 (PTT) 的参数, 因为 MSTT 不含有心脏射血前期 (PEP), 可靠性和稳定性更高。

[0092] 3. 基于 MSTT 的血压连续估算模型; 此模型是基于 MSTT (外加其他特征) 而设计的算法模型, 相比于传统的算法模型, 该算法模型更可靠, 算法精度更高, 开辟了一个新的算法模型。

[0093] 在图1中, ECG为心电图, PPG为脉搏曲线图。

[0094] 脉搏波传输时间 (PTT): 脉搏波传输时间是指脉搏波从心脏近端到心脏远端的传输时间, 传统的脉搏波传输时间是通过设备同时采集人体的心电信号 (ECG) 和脉搏波信号 (PPG), 由于人体内心电信号的传导速度要比脉搏波的传导速度快, 心电信号的传导时间可以忽略不计, 脉搏波的传输时间可以视为心电信号和脉搏波信号固定点之间的时间差, 一般取心电信号R波开始和脉搏波信号的波峰结束之间的时间差值为脉搏波传输时间 PTT。注: 此处的 PTT 其实应为 PAT ($PAT = PTT + PEP$), 由于传统的基于脉搏波传输时间 PTT 的血压算法忽略了心脏射血期 PEP, 所以把 PAT 默认为 PTT。

[0095] 如图4所示, A为定义固定高度, m为最大斜度, STT为斜率传输时间。

[0096] 平均斜率传输时间 (MSTT): 斜率传输时间是从光电容积脉搏波中提取出的新的因子, 在心脏收缩时, 心脏射血进入动脉, 此时血液容量会上升, 在脉搏波中体现为波形上升阶段, 找到脉搏波上升段的最大斜度 m, 并且在最大斜度点处给定一个固定高度值 A, 则最大斜度 $m = A / STT$, 从而可以计算出最大斜率传输时间 $STT = A / m$ 。为了减少误差和提高抗噪性能, 提出平均斜率传输时间 $MSTT = f(A / m_1)$, 其中 m_1 代表平均坡度, f 是关于 m_1 的函数。

[0097] 如图6所示, 其工作原理如下: 采集脉搏数据后, 将数据通过平滑滤波, 去基线偏移等预处理。从预处理过的脉搏信号中提取特征 MSTT、特征 S 和特征 PA, 然后根据平均斜率脉搏波传输时间 MSTT、特征 S 和特征 PA 于血压之间的关系, 结合对受测者预先进行的标定参数进行线性拟合建立算法模型, 获取模型系数, 再进行血压的估算。

[0098] 如图7所示, 其工作原理如下: 下位机通过无线方式接收到来自上位机的控制信息及用户信息, 下位机在本地数据库中检查是否存在该用户的信息, 如没有则为该用户创建本地数据目录。处理器驱动脉搏波模块采集人体生理参数, 待数据采集结束后将相关生理参数存入本地的存储器模块, 同时将其以无线方式发送至上位机, 并且采集的生理参数经处理器处理后通过显示模块展示。其中无线通信模块采用蓝牙 4.0 通信方式, 下位机到上位机采取通知的传输形式。

[0099] ECG: 心电信号, PPG: 光电容积脉搏波, PTT: 脉搏波传输时间, PAT: 脉搏波传导时间, PEP: 心脏射血前期, STT: 斜率传输时间, MSTT: 平均斜率传输时间。

[0100] 本发明具有如下有益效果: 本发明通过对光电容积脉搏波信号的处理, 提取脉搏波的特征, 提出了新的可以替代脉搏波传输时间的参数: 平均斜率传输时间 MSTT, 由于平均斜率传输时间不受心脏射血前期 (PEP) 的影响, 从而消除了 PEP 对于无创血压连续测量装置的影响, 实现了通过单一的生理信号光电容积脉搏波来估算血压, 并且采用被动式的测量方式, 减少了外部因素对于测量装置的影响, 本发明可以实现实时的无创血压连续测量, 易于操作, 可用于穿戴式, 方便用户日常使用。

[0101] 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普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

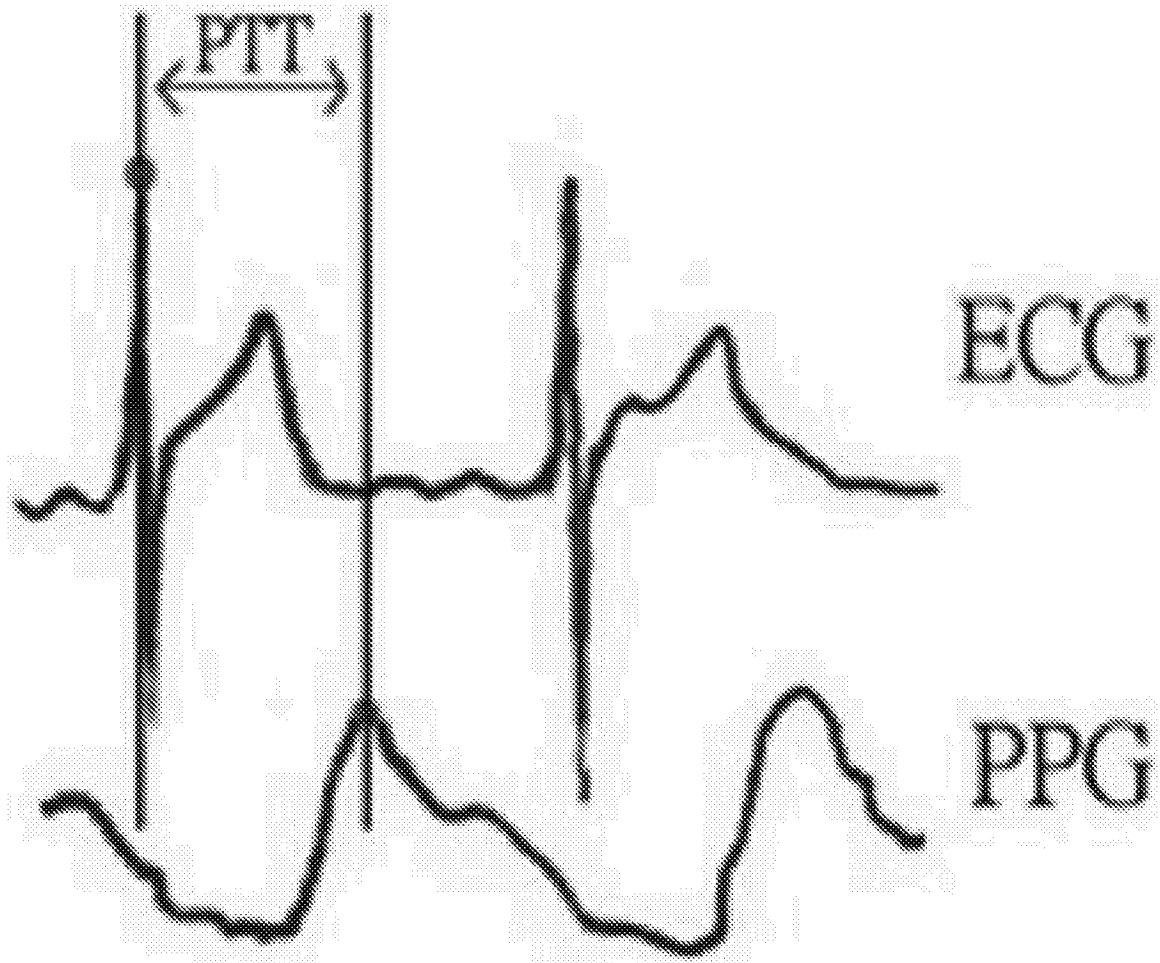


图1

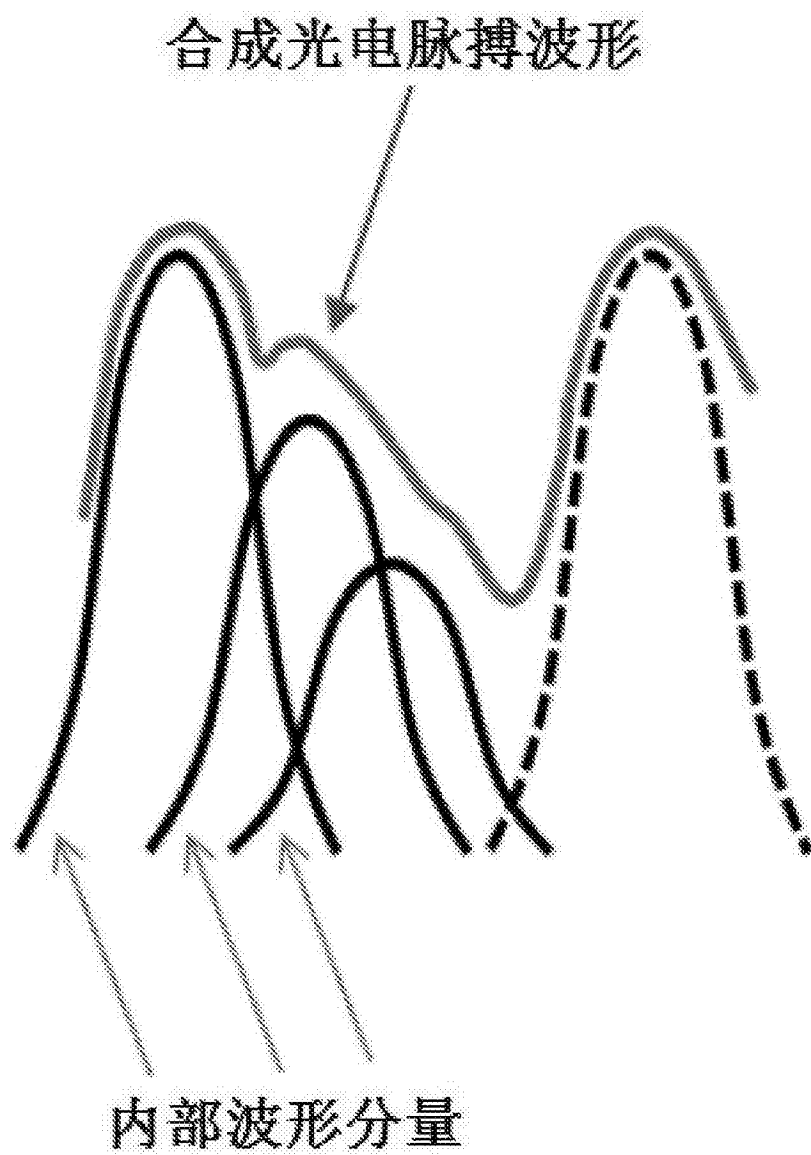


图2

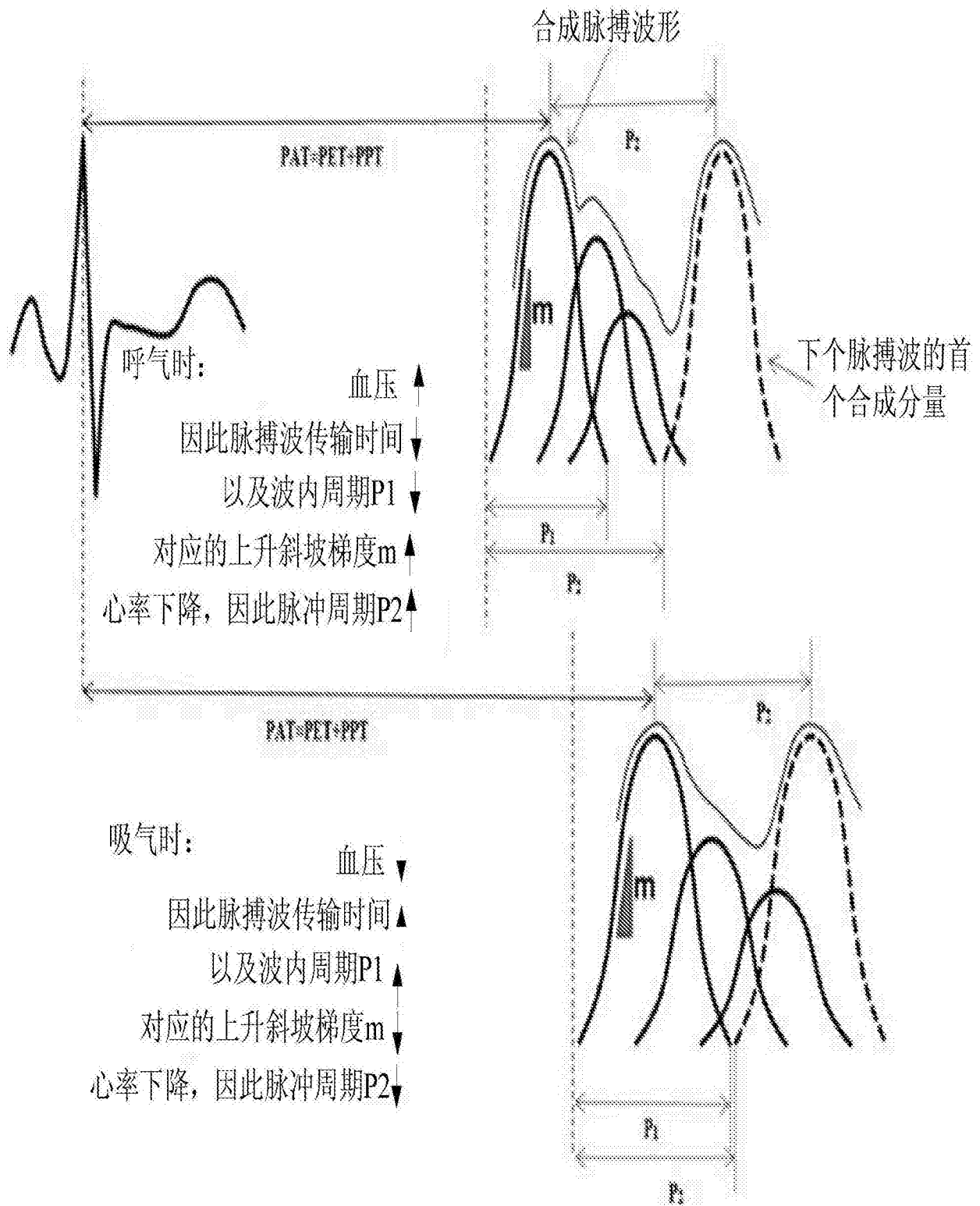


图3

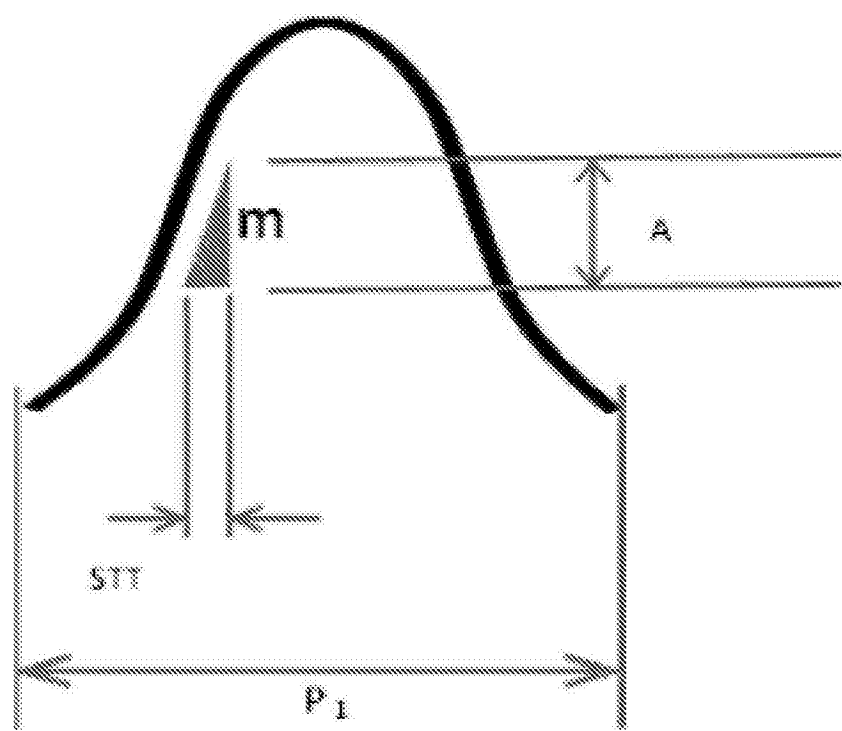


图4

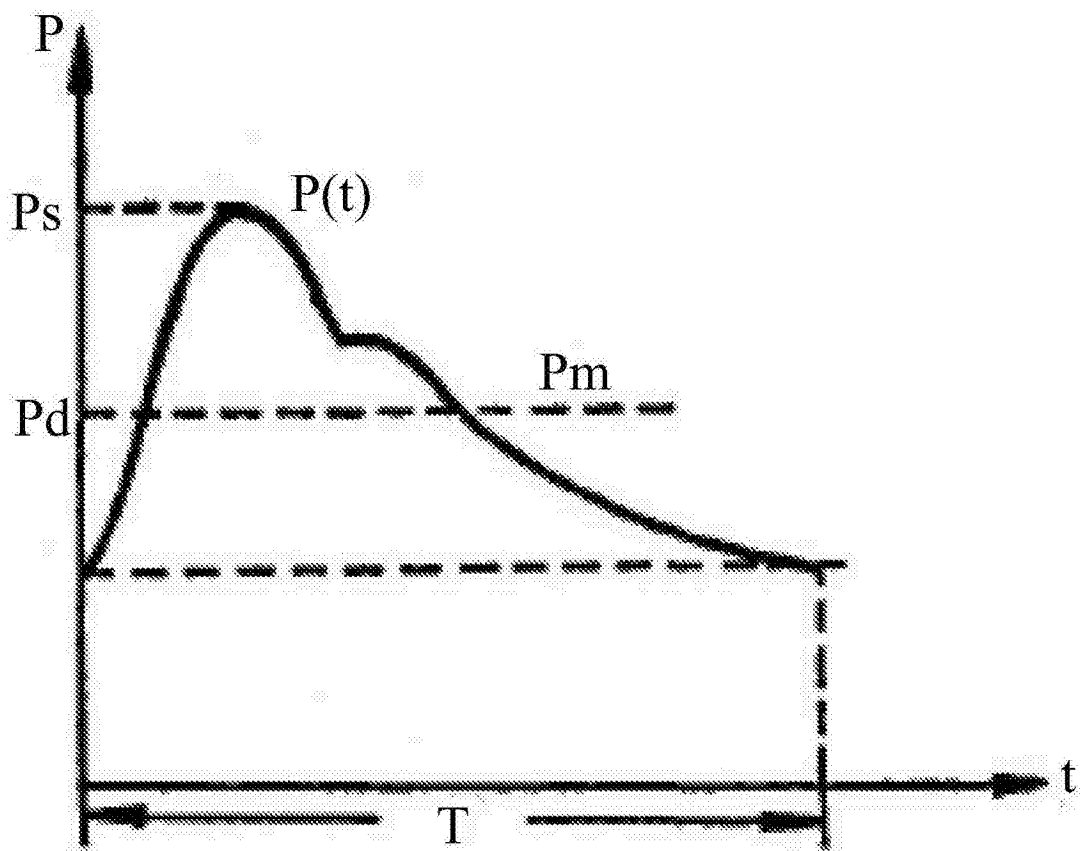


图5

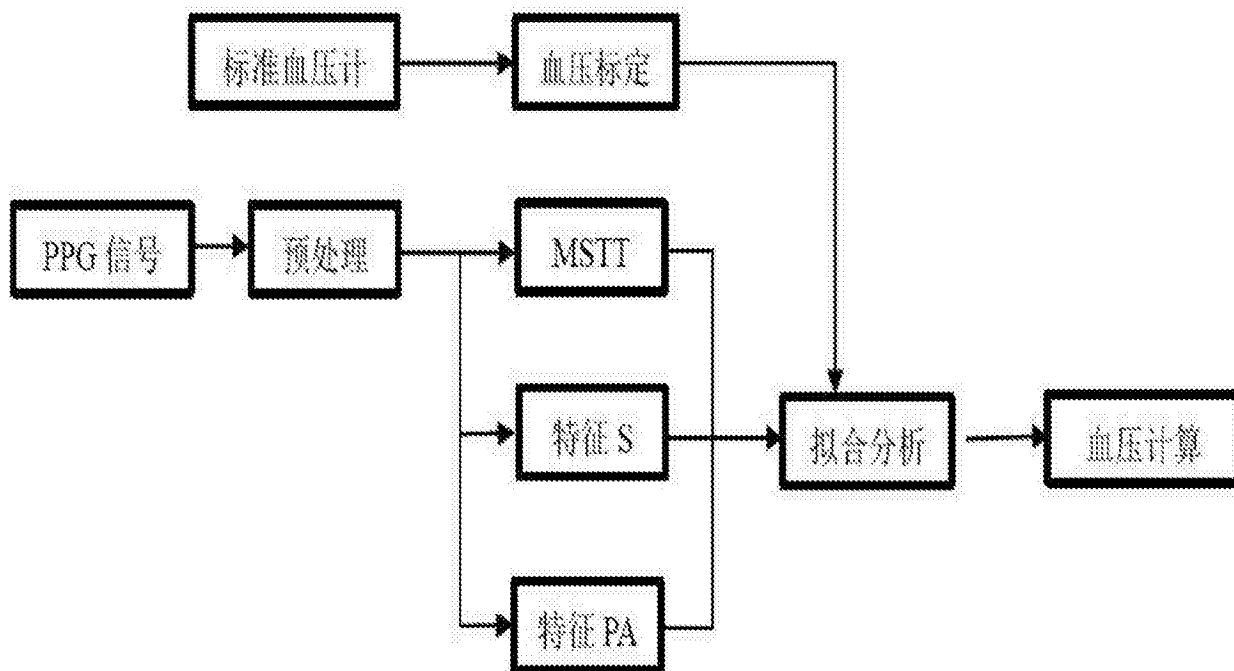


图6

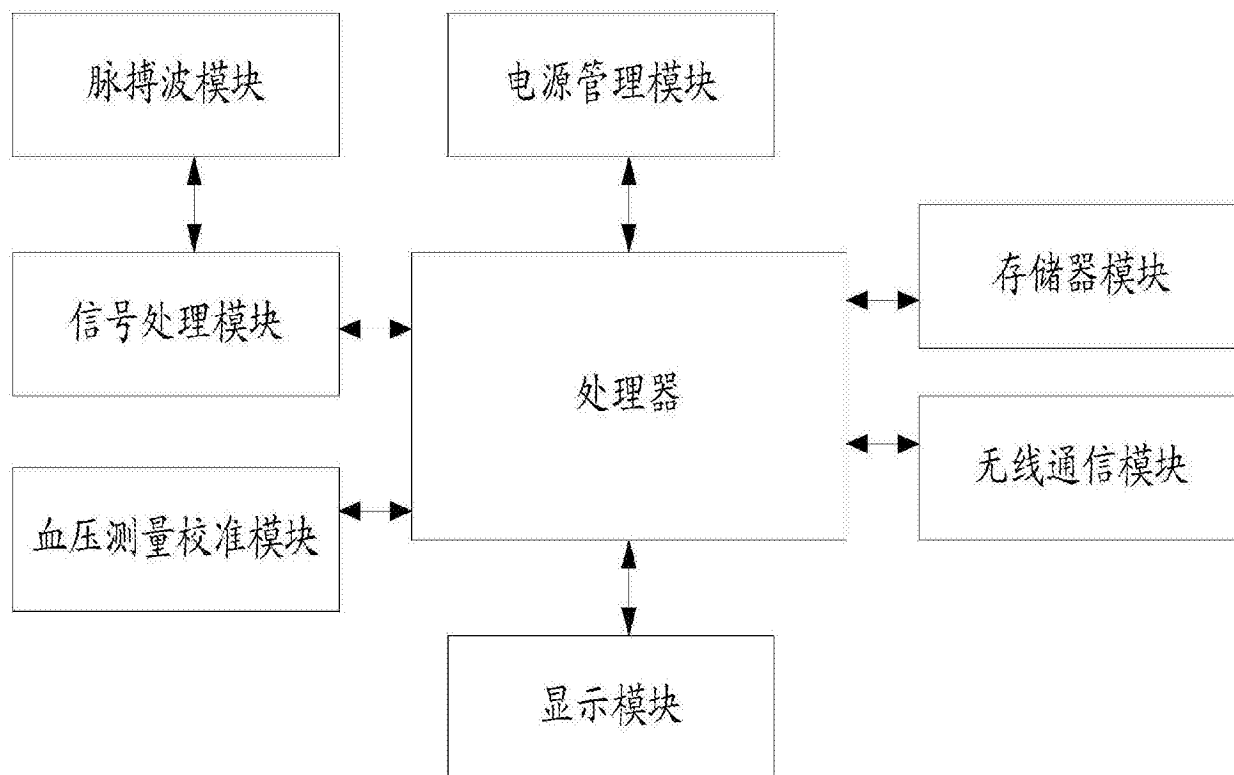


图7

专利名称(译)	一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置		
公开(公告)号	CN107233087A	公开(公告)日	2017-10-10
申请号	CN201710300226.7	申请日	2017-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学深圳研究生院		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学深圳研究生院		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学深圳研究生院		
[标]发明人	马婷 陈杨 齐良坤 程硕 刘颖轲		
发明人	马婷 陈杨 齐良坤 程硕 刘颖轲		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/0402 A61B5/7225 A61B2560/0223		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于光电容积脉搏波特征的无创血压测量装置，包括处理器、脉搏波模块、信号处理模块、血压测量校准模块。本发明的有益效果是：本发明通过对光电容积脉搏波信号的处理，提取脉搏波的特征，提出了新的可以替代脉搏波传输时间的参数：平均斜率传输时间MSTT，由于平均斜率传输时间不受心脏射血前期（PEP）的影响，从而消除了PEP对于无创血压连续测量装置的影响，实现了通过单一的生理信号光电容积脉搏波来估算血压，并且采用被动式的测量方式，减少了外部因素对于测量装置的影响，本发明可以实现实时的无创血压连续测量，易于操作，可用于穿戴式，方便用户日常使用。

