



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110292370 A

(43)申请公布日 2019.10.01

(21)申请号 201910595812.8

(22)申请日 2019.07.03

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘
路866号

(72)发明人 周聪聪 张一鸣 叶学松

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公
司 33200

代理人 傅朝栋 张法高

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

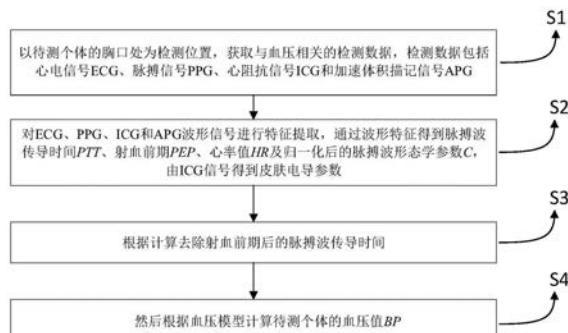
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压
检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于脉搏波传导时间的
胸口无创血压检测方法，属于无创血压监测方法
领域。本发明考虑到传统检测方法中的脉搏波传
导时间PTT忽视了射血前期这一时间参数，为此将
测量位置固定在胸口主动脉出口处，通过心电
信号ECG、主动脉加速描记信号APG得到心脏射血
期时间PEP，并去除PTT中的PEP影响，得到更加准
确的脉搏波传导时间PTT'，使得检测到的传导时
间更接近于实际的传导时间，保证能得到准确的
主动脉血压。同时本发明考虑到传统无创血压检
测准确度不理想的缺陷，对血压模型进行改进，
加入心率HR、脉搏波形态学参数C及皮肤电导ρ，
使得模型拟合结果更加准确。



1. 一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,步骤如下:

S1:以待测个体的胸口处为检测位置,获取与血压相关的检测数据,检测数据包括心电信号ECG、脉搏信号PPG、心阻抗信号ICG和加速体积描记信号APG;

S2:对ECG、PPG、ICG和APG波形信号进行特征提取,通过波形特征得到脉搏波传导时间PTT、射血前期PEP、心率值HR及归一化后的脉搏波形态学参数C,由ICG信号得到皮肤电导参数 $\rho = \frac{1}{ICG}$;

S3:根据 $PTT' = PTT - PEP$ 计算去除射血前期后的脉搏波传导时间 PTT' ;

S4:然后根据血压模型计算待测个体的血压值BP,其中血压模型为:

$$BP = \alpha * \frac{1}{PTT'^2} + \beta * HR + \gamma C + \lambda \rho$$

式中 α 、 β 、 γ 、 λ 为权重系数。

2. 如权利要求1所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的脉搏波传导时间PTT的计算方法为:对ECG波形信号和PPG波形信号进行特征提取,得到ECG信号的R峰时间刻度 t_R 以及PPG信号的波谷时间刻度 t_P ,计算脉搏波传导时间 $PTT = t_P - t_R$ 。

3. 如权利要求1所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的射血前期PEP的计算方法为:对ECG波形信号和APG波形信号进行特征提取,得到ECG信号的Q峰时间刻度 t_Q 以及APG的波峰时间刻度 t_A ,计算射血前期 $PEP = t_A - t_Q$ 。

4. 如权利要求1所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的脉搏波形态学参数C选取硬化指数SIx、上升时间RT、下降时间DT和压力常数K,C=[SIx RT DT K]。

5. 如权利要求1所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的血压模型中的权重系数由样本数据校准得到。

6. 如权利要求5所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,每条用于校准的样本数据中含有样本个体胸口处的ECG、PPG、ICG、APG波形信号及参考血压值,将ECG、PPG、ICG、APG波形信号按所述S2和S3处理得到 PTT' 、HR、C、 ρ 四个输入参数的值;然后基于多条样本数据的四个输入参数值以及参考血压值对所述血压模型进行回归,从而确定权重系数 α 、 β 、 γ 、 λ 。

7. 如权利要求1所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的检测位置位于胸口主动脉出口处。

8. 如权利要求1所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,血压相关的检测数据的获取通过胸口无创血压检测装置实现,胸口无创血压检测装置由胸口无创血压检测探头以及与探头配合的信号处理系统组成,按功能划分为心电/心阻抗信号检测单元、脉搏信号检测单元、加速体积描记信号检测单元、主控/蓝牙单元、电源管理单元和存储单元;

所述的心电/心阻抗信号检测单元包括心电信号采集前端和贴片上的电极组件,位于电极组件上的电极片用于拾取人体体表ECG和ICG信号,心电信号采集前端获取ECG和ICG信号后对信号进行处理转换;

所述的脉搏信号检测单元包括光电传感器模组及脉搏采集前端,光电传感器模组基于光电容积法拾取人体脉搏及血流容积信号,脉搏采集前端对信号进行处理转换;

所述的加速度体积描记信号检测单元包括加速度传感器及模拟前端,加速度传感器用于采集人体动脉加速体积描记APG信号,模拟前端对信号进行处理转换;

所述的主控/蓝牙单元包括主控芯片,且主控芯片包含蓝牙BLE低功耗协议栈,主控芯片用于控制各信号检测单元采集信号数据,并对信号进行分析、特征提取和血压计算,然后通过蓝牙协议栈向终端发送血压检测结果;

所述的电源管理单元用于为耗电单元供电;

所述的存储单元用于存储本地数据。

9. 如权利要求7所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的胸口无创血压检测探头由探头本体部分和贴片组成,带有电极组件的贴片可拆卸式贴合于探头本体部分上使用。

10. 如权利要求7所述的基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其特征在于,所述的胸口无创血压检测装置为可穿戴式结构。

一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于无创血压监测设备领域,具体涉及一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法。

背景技术

[0002] 血压是反映人体心血管状况的重要生理参数之一。人体血压具有波动性,连续无创血压测量能够检测逐拍动脉血压,有助于心血管疾病的预防、诊断、治疗和控制。目前的无创血压检测技术大体分为间歇测量和连续测量。间歇测量法包括听诊法和示波法,具有准确度高的特点,但是对操作者要求高且只能得到间歇血压值。连续测量法包括动脉张力法、容积补偿法及脉搏波速法等等。动脉张力法和容积补偿法虽然较为成熟,但其对传感器位置敏感且长期测量导致静脉充血,具有不适感。而脉搏波速相关方法因具备无干扰、可动态测量等优点而成为近年来的研究热点。

[0003] 传统的基于脉搏波传导时间的血压检测方法,存在一定的问题,包括:只能测量单一血压指标、需频繁校准且准确度欠佳。原因之一是传统的方法忽视了血管收缩舒张能力及射血前期PEP对血压波动的影响,仅靠PTT单一参数对血压进行估计,无法长期追踪动态血压。除此之外,传统的方法采集部位通常位于腕部、手指、四肢等,这样将导致测量的脉搏波传导时间不仅包括了与血压呈线性关系的主动脉脉搏波传导时间,还包括了心脏射血期、桡动脉或颈总动脉的传导时间及局部毛细血管末梢的传导时间,导致检测的血压参数与实际的血压参数存在误差。除此之外,传统的检测装置体积较大,使用较复杂,传感器刚度大且胶状电极易导致皮肤过敏,给用户造成了不便。

[0004] 因此,有待于提供一种穿戴舒适、稳定性强、能进一步提高血压检测的准确性的胸口无创血压检测探头。而由于需要在可穿戴式的探头上集成不同的检测元件,因此对于探头的结构设计提出了新的要求。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于解决现有技术中存在的问题,并提供一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测探头。

[0006] 本发明所采用的具体技术方案如下:

[0007] 一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法,其步骤如下:

[0008] S1:以待测个体的胸口处为检测位置,获取与血压相关的检测数据,检测数据包括心电信号ECG、脉搏信号PPG、心阻抗信号ICG和加速体积描记信号APG;

[0009] S2:对ECG、PPG、ICG和APG波形信号进行特征提取,通过波形特征得到脉搏波传导时间PTT、射血前期PEP、心率值HR及归一化后的脉搏波形态学参数C,由ICG信号得到皮肤电导参数 $\rho = \frac{1}{ICG}$;

[0010] S3:根据 $PTT' = PTT - PEP$ 计算去除射血前期后的脉搏波传导时间 PTT' ;

[0011] S4:然后根据血压模型计算待测个体的血压值BP,其中血压模型为:

$$[0012] BP = \alpha * \frac{1}{PTT'^2} + \beta * HR + \gamma C + \lambda \rho$$

[0013] 式中 α 、 β 、 γ 、 λ 为权重系数。

[0014] 作为优选,所述的脉搏波传导时间PTT的计算方法为:对ECG波形信号和PPG波形信号进行特征提取,得到ECG信号的R峰时间刻度 t_R 以及PPG信号的波谷时间刻度 t_P ,计算脉搏波传导时间 $PTT=t_P-t_R$ 。

[0015] 作为优选,所述的射血前期PEP的计算方法为:对ECG波形信号和APG波形信号进行特征提取,得到ECG信号的Q峰时间刻度 t_Q 以及APG的波峰时间刻度 t_A ,计算射血前期 $PEP=t_A-t_Q$ 。

[0016] 作为优选,所述的脉搏波形态学参数C选取硬化指数SIx、上升时间RT、下降时间DT和压力常数K, $C=[SIx\ RT\ DT\ K]$ 。

[0017] 作为优选,所述的血压模型中的权重系数由样本数据校准得到。

[0018] 进一步的,每条用于校准的样本数据中含有样本个体胸口处的ECG、PPG、ICG、APG波形信号及参考血压值,将ECG、PPG、ICG、APG波形信号按所述S2和S3处理得到 PTT' 、HR、C、 ρ 四个输入参数的值;然后基于多条样本数据的四个输入参数值以及参考血压值对所述血压模型进行回归,从而确定权重系数 α 、 β 、 γ 、 λ 。

[0019] 作为优选,所述的检测位置位于胸口主动脉出口处。

[0020] 作为优选,血压相关的检测数据的获取通过胸口无创血压检测装置实现,胸口无创血压检测装置由胸口无创血压检测探头以及与探头配合的信号处理系统组成,按功能划分为心电/心阻抗信号检测单元、脉搏信号检测单元、加速体积描记信号检测单元、主控/蓝牙单元、电源管理单元和存储单元;

[0021] 所述的心电/心阻抗信号检测单元包括心电信号采集前端和贴片上的电极组件,位于电极组件上的电极片用于拾取人体体表ECG和ICG信号,心电信号采集前端获取ECG和ICG信号后对信号进行处理转换;

[0022] 所述的脉搏信号检测单元包括光电传感器模组及脉搏采集前端,光电传感器模组基于光电容积法拾取人体脉搏及血流容积信号,脉搏采集前端对信号进行处理转换;

[0023] 所述的加速度体积描记信号检测单元包括加速度传感器及模拟前端,加速度传感器用于采集人体动脉加速体积描记APG信号,模拟前端对信号进行处理转换;

[0024] 所述的主控/蓝牙单元包括主控芯片,且主控芯片包含蓝牙BLE低功耗协议栈,主控芯片用于控制各信号检测单元采集信号数据,并对信号进行分析、特征提取和血压计算,然后通过蓝牙协议栈向终端发送血压检测结果;

[0025] 所述的电源管理单元用于为耗电单元供电;

[0026] 所述的存储单元用于存储本地数据。

[0027] 进一步的,所述的胸口无创血压检测探头由探头本体部分和贴片组成,带有电极组件的贴片可拆卸式贴合于探头本体部分上使用。

[0028] 进一步的,所述的胸口无创血压检测装置为可穿戴式结构。

[0029] 进一步的,所述的胸口无创血压检测探头包括外壳和贴片;其中外壳底部设有柔性底板,柔性底板的表面设有若干个电极母扣、一个光电传感器模组和一个加速度传感器;所述的电极母扣和加速度传感器贴合柔性底板表面布置;所述的光电传感器模组固定在弹

性装置上，弹性装置包括固定伸缩杆和弹簧导电线，光电传感器模组底部固定有两条固定伸缩杆，两条固定伸缩杆插入柔性底板上开设的槽孔中构成能伸缩调节的移动副；光电传感器模组底部连接弹簧导电线一端，且弹簧导电线另一端支顶于柔性底板上；光电传感器模组在不受外部压力的状态下突出柔性底板的表面；所述的贴片中设有若干电极组件，每个电极组件包括电极片和电极公扣；贴片的外轮廓与柔性底板表面相同，且中部开设有一个镂空区域，用于将贴片贴合于柔性底板表面时供光电传感器模组穿过；所有电极组件的电极公扣镶嵌固定于贴片表面，且其位置与柔性底板表面的电极母扣一一对应，电极公扣和电极母扣成对卡合固定；每个电极公扣的表面贴有电极片。

[0030] 本发明相对于现有技术而言，具有以下有益效果：

[0031] 1) 本发明考虑到传统检测方法中的脉搏波传导时间PTT忽视了射血前期这一时间参数，为此将测量位置固定在胸口主动脉出口处，通过心电信号ECG、主动脉加速描记信号APG得到心脏射血期时间PEP，并去除PTT中的PEP影响，得到更加准确的脉搏波传导时间PTT，使得检测到的传导时间更接近于实际的传导时间，保证能得到准确的主动脉血压。

[0032] 2) 本发明考虑到传统无创血压检测准确度不理想的缺陷，对血压模型进行改进，加入心率HR、脉搏波形态学参数C及皮肤电导 ρ ， $BP = \alpha * \frac{1}{PTT^{1/2}} + \beta * HR + \gamma C + \lambda \rho$ ，使得模型拟合结果更加准确。

[0033] 3) 本发明的胸口无创血压检测探头作为可穿戴信号采集系统，可以贴附在胸口位置的人体皮肤表面，而且采用分体式的探头本体部分和贴片，通过公母扣的形式贴合安装于探头本体部分上使用，当需要更换时可直接将贴片取下重新换上新的贴片，方便使用。

[0034] 4) 本发明利用PTT无创连续测量血压的原理，将信号采集系统集成于胸口可穿戴装置，检测时可同步获取胸口I导联心电图、心阻抗描记图、主动脉容积描记脉搏波图、主动脉加速度描记图。测量设备结构简单且操作方式简便，摆脱了传统血压测量气囊对人体的束缚，提高了舒适性和便携性。该探头用于便携式人体主动脉血压的连续动态实时采集，免除了导联线的束缚，体积小、舒适性高、测量精度高，具有较高的医用价值和广阔的市场应用前景。

附图说明

- [0035] 图1为基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法流程图；
- [0036] 图2为胸口无创血压检测探头在人体上的贴附位置示意图；
- [0037] 图3为基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测装置的单元结构示意图；
- [0038] 图4为与探头配合的信号处理系统在基底板上的布置示意图。
- [0039] 图5为脉搏波传导时间PTT测量方法示意图；
- [0040] 图6为射血前期PEP测量方法示意图；
- [0041] 图7为所述脉搏波波形提取形态学参数示意图；
- [0042] 图8为采集到的人体原始ECG信号及滤波后的信号；
- [0043] 图9为处理后的ECG、PPG信号及其特征提取。
- [0044] 图10为基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测探头的整体结构示意图；
- [0045] 图11为探头本体部分立体结构示意图；

- [0046] 图12为探头本体部分的侧视图；
- [0047] 图13为探头本体部分柔性底板表面的平面布置示意图(双电极)；
- [0048] 图14为光电传感器模组的三种布置形式示意图；
- [0049] 图15为贴片的平面示意图；
- [0050] 图16为贴片的立体示意图；
- [0051] 图17为电极组件的结构示意图；
- [0052] 图18为另一实施例中柔性底板表面的平面布置示意图(四电极)；
- [0053] 图19为另一实施例中贴片的平面示意图(四电极)；
- [0054] 图中附图标记为：外壳1、电极母扣2-1、光电传感器模组2-2、加速度传感器2-3、柔性底板2-4、LED阵列3-1、光电接收管3-2、贴片4、电极公扣4-1、凝胶层4-2、第一电极4-3、第二电极4-4、参考电极4-5。

具体实施方式

[0055] 下面结合附图和具体实施方式对本发明做进一步阐述和说明。本发明中各个实施方式的技术特征在没有相互冲突的前提下，均可进行相应组合。

[0056] 如图1所示，本发明中的一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法，其步骤如下：

[0057] S1：以待测个体的胸口处(胸口主动脉出口处，图2)为检测位置，获取与血压相关的检测数据，检测数据包括心电信号ECG、脉搏信号PPG、心阻抗信号ICG和加速体积描记信号APG；

[0058] S2：对ECG、PPG、ICG和APG波形信号进行特征提取，通过波形特征得到脉搏波传导时间PTT、射血前期PEP、心率值HR及归一化后的脉搏波形态学参数C，由ICG信号得到皮肤电导参数 $\rho = \frac{1}{ICG}$ ；

[0059] S3：根据 $PTT' = PTT - PEP$ 计算去除射血前期后的脉搏波传导时间 PTT' ；

[0060] S4：然后根据血压模型计算待测个体的血压值BP，其中血压模型为：

$$[0061] BP = \alpha * \frac{1}{PTT'^2} + \beta * HR + \gamma C + \lambda \rho$$

[0062] 式中 α 、 β 、 γ 、 λ 为权重系数。

[0063] 其中，脉搏波传导时间PTT的计算方法为：对ECG波形信号和PPG波形信号进行特征提取，保存ECG信号的R峰时间刻度 t_R ，PPG的波谷时间刻度 t_P ，由此计算脉搏波传导时间 $PTT = t_P - t_R$ 。

[0064] 射血前期PEP的计算方法为：对ECG波形信号和APG波形信号进行特征提取，保存ECG信号的Q峰时间刻度 t_Q ，APG的波峰时间刻度 t_A ，由此计算射血前期 $PEP = t_A - t_Q$ 。

[0065] 脉搏波形态学参数C包括AIx、SIx、RT、DT、K、PA、PHH、Pmax、Pmin和Ppeak等，但为简化回归模型并防止过拟合，通过单变量和多变量的回归分析进行皮尔森相关系数的统计，本发明中仅选取相关性较高的几个形态学参数：SIx、RT、DT、K。因此，本发明中脉搏波形态学参数C=[SIx RT DT K] (其中SIx：硬化指数，RT：上升时间，DT：下降时间，K：压力常数)。

[0066] 上述血压模型中的参数 α 、 β 、 γ 、 λ 均为权重，具体取值可以预先采用含有准确血压

值的校准数据进行校准拟合,得到相应的拟合参数。每条用于校准的样本数据中含有样本个体胸口处的ECG、PPG、ICG、APG波形信号及参考血压值,将ECG、PPG、ICG、APG波形信号按所述S2和S3处理得到PTT'、HR、C、 ρ 四个输入参数的值;然后基于多条样本数据的四个输入参数值以及参考血压值对所述血压模型进行回归,从而确定权重系数 α 、 β 、 γ 、 λ 。

[0067] 由于本发明的检测方法中采用的血压模型,是在传统的基于脉搏波传导时间的血压模型上进行改进的,其考虑到射血前期及其他影响血压变动的因素,加入了心率值、脉搏波形态学参数及皮肤电导等参数对血压模型进行修正,因此能保证在较长的校准间隔内得到更加准确的血压值。利用该方法可以通过校准得到收缩压SBP和舒张压DBP。

[0068] 为了证明本发明方法的效果,选单个样本的多组数据进行误差分析,并与两个经典模型进行对比。其中经典模型1参见现有技术文献Chen MW, Kobayashi T, Ichikawa S, Takeuchi Y, Togawa T (2000) Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration.经典模型2参见现有技术文献Poon CCY, Zhang YT (2005) Cuff-less and noninvasive measurements of arterial blood pressure by pulse transit time.

[0069] 样本数据的收缩压和舒张压的平均值和方差的误差分析如下表所示,可见本发明的血压计算方法准确度均有明显提升。

[0070]

模型类别	收缩压平均值	收缩压方差	舒张压平均值	收缩压方差
经典模型 1	-0.0137	5.5834	-0.0069	2.4124
经典模型 2	-0.0049	5.2186	-0.0194	1.9884
本方法模型	-0.0046	4.0378	-0.0045	1.8884

[0071] 上述检测方法中,待测个体的血压相关的检测数据的获取,是通过胸口无创血压检测装置实现的。胸口无创血压检测装置由胸口无创血压检测探头以及与探头配合的信号处理系统组成,按功能划分为心电/心阻抗信号检测单元、脉搏信号检测单元、加速度体积描记信号检测单元、主控/蓝牙单元、电源管理单元和存储单元,其结构示意图如图3所示。胸口无创血压检测探头的作用是获取血压相关的检测信号,但其具体的数据处理需要配合相应的电路,即信号处理系统来实现。探头和信号处理系统整体起信号获取、传输和处理的功能。下面详细描述各单元模块的具体组成。

[0072] 心电/心阻抗信号检测单元包括心电信号采集前端和贴片上的电极组件,位于电极组件上的电极片用于拾取人体体表ECG和ICG信号,心电信号采集前端获取ECG和ICG信号后对信号进行处理转换;脉搏信号检测单元包括光电传感器模组及脉搏采集前端,光电传感器模组基于光电容积法拾取人体脉搏及血流容积信号,脉搏采集前端对信号进行处理转换;加速度体积描记信号检测单元包括加速度传感器及模拟前端,加速度传感器用于采集人体动脉加速体积描记APG信号,模拟前端对信号进行处理转换;主控/蓝牙单元包括主控芯片,且主控芯片包含蓝牙BLE低功耗协议栈,主控芯片用于控制心电/心阻抗信号检测单元、脉搏信号检测单元、加速度体积描记信号检测单元等信号检测单元的信号数据采集,并对信号进行接收、存储、分析、特征提取和血压计算,然后通过蓝牙协议栈向终端发送血压

检测结果。电源管理单元用于为耗电单元供电,电源管理单元可包含锂电池模组、稳压电路和USB接口,USB用于外接供电同时也用于对锂电池模组进行充电,锂电池模组用于内部供电,稳压电路用于对电压进行转换并保持稳定输出。存储单元用于存储本地数据,可采用Micro SD卡。与探头配合的信号处理系统在基底板上的一种布置示意图如图4所示。

[0073] 基于该胸口无创血压检测装置实现前述的血压检测方法时,主控芯片对各信号检测单元得到的原始ECG/ICG、PPG、APG信号进行放大滤波,图8为滤波处理前后的ECG信号,并对各波形信号进行时域的特征提取,对提取到的特征点进行标注并根据相关性大小对脉搏波形态学特征进行筛选。根据ECG、PPG波形特征点的时间信息计算脉搏波传导时间PTT及心率值HR,计算方法如图5所示。图9展示了本发明所述系统采集到的ECG、PPG信号及其部分特征提取,由图中提取出的ECG峰值和PPG的谷值可计算得到脉搏波传导时间PTT。同理,根据ECG、APG波形特征点的时间信息计算射血前期PEP,如图6所示;并去除测量到的PTT中的PEP得到准确的PTT'。从PPG波形中可提取出各形态学参数,提取方法及各参数示意图如图7以及下表所示:

[0074]

编号	脉搏波特征参数	符号表示	计算方法
1	硬化指数	SIx	脉搏波从主波波峰到重搏波波峰的时间间隔
2	上升时间	RT	脉搏波从主波波谷到主波波峰的时间间隔
3	压力常数	K	一个心动周期内,脉搏波平均脉动分量占脉搏波波幅的比例
4	下降时间	DT	脉搏波重搏波拐点到下降支波谷的时间间隔
5	波谷	Pmin	计算脉搏波谷值

[0075] 另外,在本发明的一个优选实施例中,还提供了一种能够方便更换电极贴片的可穿戴式结构的胸口无创血压检测探头,其包括探头本体部分和贴片4。考虑到更换的便捷性,本实施例的电极片设置于贴片4上,再通过公母扣的形式贴合安装于探头本体部分上使用,当需要更换时可直接将贴片4取下重新换上新的贴片。下面具体描述该探头的结构:

[0076] 如图10所示,探头本体部分包括外壳1和柔性底板2-4,外壳1呈半椭圆壳形,柔性底板2-4设置于外壳1底部,用以闭合外壳1的下部敞口部分。外壳1与柔性底板2-4之间具有一个空腔,该空腔中可以设置于本探头配合使用的电路板、电源、存储模块等元件,具体根据实际所需的功能进行设置。为了配合探头整体的柔性变形,内部用于搭载检测电路的基底板以及外壳1和柔性底板2-4均需要采用柔性材料制成。

[0077] 如图11~13所示,柔性底板2-4上安装有各种检测元件,而且各元件均有各自的安装形式,下面具体进行介绍。柔性底板2-4的表面设有若干个电极母扣2-1、一个光电传感器模组2-2和一个加速度传感器2-3。在本实施例中,电极母扣2-1共设置两个,对称设置于光电传感器模组2-2的两侧,因此其为双电极形式。加速度传感器2-3设置于光电传感器模组2-2的上方。电极母扣2-1和加速度传感器2-3贴合柔性底板2-4表面布置,而光电传感器模组2-2固定在弹性装置上。弹性装置包括2条固定伸缩杆和1条弹簧导电线。光电传感器模组

2-2底部垂直固定有两条固定伸缩杆,两条固定伸缩杆插入柔性底板2-4上开设的槽孔中,2条固定伸缩杆与槽孔构成能上下伸缩调节的移动副,且在上下移动过程中光电传感器模组2-2始终保持与柔性底板2-4的表面平行。弹簧导电线是一条具有弹性的弹簧状导电信号线,光电传感器模组2-2底部连接弹簧导电线一端,且弹簧导电线另一端支顶于柔性底板2-4上。光电传感器模组2-2在不受外部压力的状态下,被弹簧导电线支顶进而突出柔性底板2-4的表面,当光电传感器模组2-2受到压力时可以克服弹簧导电线的弹力向柔性底板2-4一侧移动。因此,该弹性装置可以保证光电传感器模组2-2使用时与皮肤紧密接触,提高信号质量。弹簧导电线下方可以伸入柔性底板2-4的下方,与检测电路连接,传输光电接收管PD采集到的原始数据。同样的,加速度传感器2-3的信号线也伸入柔性底板2-4的下方与检测电路连接。

[0078] 由光电传感器模组2-2采集人体脉搏及血流容积信号,光电传感器模组可以基于光电容积法进行数据采集处理。光电传感器模组2-2包括一个或多个光电接收管PD3-2和一个或多个LED阵列3-1,光电接收管3-2用于接收LED阵列3-1发出并经过皮肤反射后的光束。脉搏信号PPG由光电传感器模组2-2采集,由LED阵列3-1发出一定波长的光束通过胸腔皮肤,经皮肤反射后被光电接收管3-2接收,将光电信号转变为电信号输出,得到动脉血液的波动变化。其中LED阵列3-1和光电接收管3-2的排布方式有多种,图14中列出了其中三种形式,可以根据需要进行选择。LED阵列可以包括三种波长880nm、660nm、940nm的LED,具体波长根据需要调整。

[0079] 上述探头本体部分用于集成检测所需的电子元件,并作为贴片4的安装支架。如图15和16所示,贴片4中设有2个电极组件,每个电极组件包括电极片和电极公扣4-1;贴片4的外轮廓与柔性底板2-4表面相同,且中部开设有一个镂空区域,当贴片4贴合于柔性底板2-4表面时,光电传感器模组2-2可以穿过镂空区域伸出表面,以便于与皮肤接触。所有电极组件的电极公扣4-1镶嵌固定于贴片4表面,且其位置与柔性底板2-4表面的电极母扣2-1一一对应,即当贴片4贴合于柔性底板2-4表面时,电极公扣4-1和电极母扣2-1能够成对卡合固定,公母扣的固定属于可拆卸式的固定,可以随时取下更换。如图17所示,每个电极公扣4-1的表面贴有电极片,电极片表面涂敷有凝胶层4-2,保证检测源信号的稳定性及接触的可靠性。电极母扣2-1与电极公扣4-1之间具有匹配的触点进行信号传输,电极母扣2-1向内直接与检测电路连接;贴片4与探头本体部分组装后,通过电极片采集信号,经电极公母扣进入检测电路进行后续的信号处理。另外,在贴片4的一侧边缘位置,还设有一个参考电极4-5,参考电极4-5可以直接贴合于贴片上,当然也可以采用公母扣的形式。上述各电极片材质可以为Ag/AgCl、金属或织物电极。

[0080] 电极组件成对设置,两个为一对,有双电极和四电极两种形式。在上述实施例中,采用的是双电极形式。两个电极可复用检测心电、心阻抗信号,其中检测心电信号时,第一电极4-3为RA电极,第二电极4-4为LA电极,同时RA和LA还可以配合参考电极4-5减少共模干扰,由此检测人体心脏运动的电信号ECG。RA和LA电极可复用心阻抗信号ICG检测;检测心阻抗信号时,第一电极4-3为检测电极,第二电极4-4为激励电极,两者配合提取出主动脉血流的阻抗变化信号。

[0081] 但在另一实施例中,也可以采用四电极形式,对称分布在光电传感器模组2-2的两侧。当采用四电极形式时,柔性底板表面的平面布置示意图如图18所示,而贴片的平面示意

图也需要适应性的调整为图19所示。此时存在两对电极组件,即两个第一电极4-3和两个第二电极4-4。其中在检测心电信号时,取1个第一电极4-3作为RA电极,1个第二电极4-4作为LA电极;同时4个电极复用进行心阻抗信号ICG检测,此时两个第一电极4-3作为检测电极,两个第二电极4-4作为激励电极。另外同样的,也可以配合参考电极4-5减少共模干扰。

[0082] 本实施例中,外壳1由柔性亲肤材料制成,以便于探头整体变形,更好的贴合皮肤。外壳1和柔性底板2-4的材料均可以采用聚二甲基硅氧烷(PDMS)。

[0083] 贴片4的表面除了电极和镂空位置之外,可以采用粘性材料制成或涂覆,使得其可以贴附在胸口位置的人体皮肤表面,实现可穿戴功能,摆脱了传统血压测量气囊对人的束缚,提高了舒适性和便携性。该探头用于便携式人体主动脉血压的连续动态实时采集,免除了导联线的束缚,体积小、舒适性高、测量精度高,具有较高的医用价值和广阔的市场应用前景。

[0084] 该胸口无创血压检测装置的使用流程如下:将探头本体部分与贴片部分通过电极公母扣组装,系统贴附在人体胸口主动脉出口处,电传感器模组2-2在弹力作用下紧贴皮肤,开始对人体主动脉血压进行检测。开始检测后,主控单元控制各信号检测单元开启采集信号,心电/心阻抗信号检测单元通过RA、LA及参考电极4-5拾取ECG信号,通过激励电极、检测电极拾取ICG信号,ECG/ICG信号经心电/心阻抗信号模拟前端采集转换、放大处理后送入主控单元;脉搏信号检测单元通过光电传感器模组2-2采集人体主动脉PPG信号,经脉搏信号模拟前端放大处理、转换后送入主控/蓝牙单元中的主控芯片;主控芯片对汇总后的信号进行波形处理、特征提取并根据血压计算模型计算血压,将结果通过蓝牙发送到终端(手机/PC端)。

[0085] 在信号检测的过程中,贴片上的RA、LA电极位于两侧,参考电极4-5用于减少共模干扰,检测人体心脏运动的ECG电信号;电极可复用心阻抗信号ICG检测:由激励电极输入高频低幅恒量电流,心脏周期活动引起胸腔血流周期变化进而造成胸腔电阻周期变化,检测电极检测主动脉血流感应出的电压信号,通过开关解调器从电压信号中提取出主动脉血流的阻抗变化信号ICG;加速体积描记信号APG由高灵敏度的加速度传感器2-3获取,能够可靠地捕获由于心脏收舒引起的动脉壁向皮肤表面的位移变化;脉搏信号PPG由光电传感器模组2-2采集,由LED阵列3-1发出一定波长的光束通过胸腔皮肤,经皮肤反射后被接收二极管3-2接收,将光电信号转变为电信号输出,得到动脉血液的波动变化。

[0086] 当然,上述优选实施例中分体式的探头仅仅是一种实现形式,但本发明并非仅限于此,也可以采用其他的实现结构。但该探头可以贴附在胸口位置的人体皮肤表面,实现可穿戴功能,摆脱了传统血压测量气囊对人的束缚,实现人体主动脉血压的连续动态实时采集。

[0087] 以上所述的实施例只是本发明的一种较佳的方案,然其并非用以限制本发明。有关技术领域的普通技术人员,在不脱离本发明的精神和范围的情况下,还可以做出各种变化和变型。因此凡采取等同替换或等效变换的方式所获得的技术方案,均落在本发明的保护范围内。

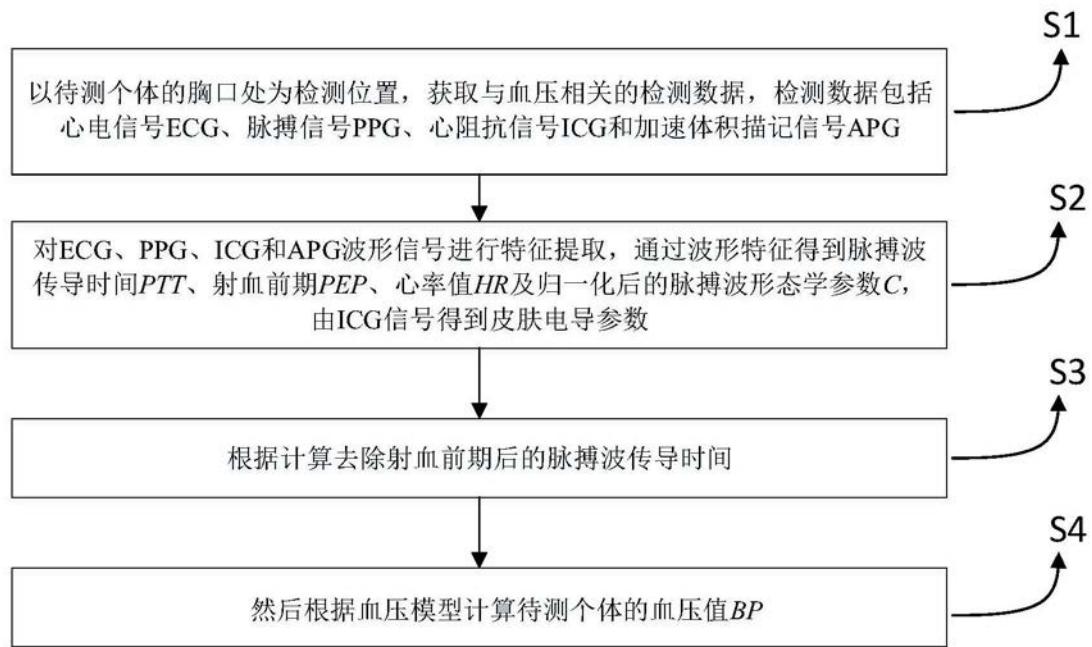


图1

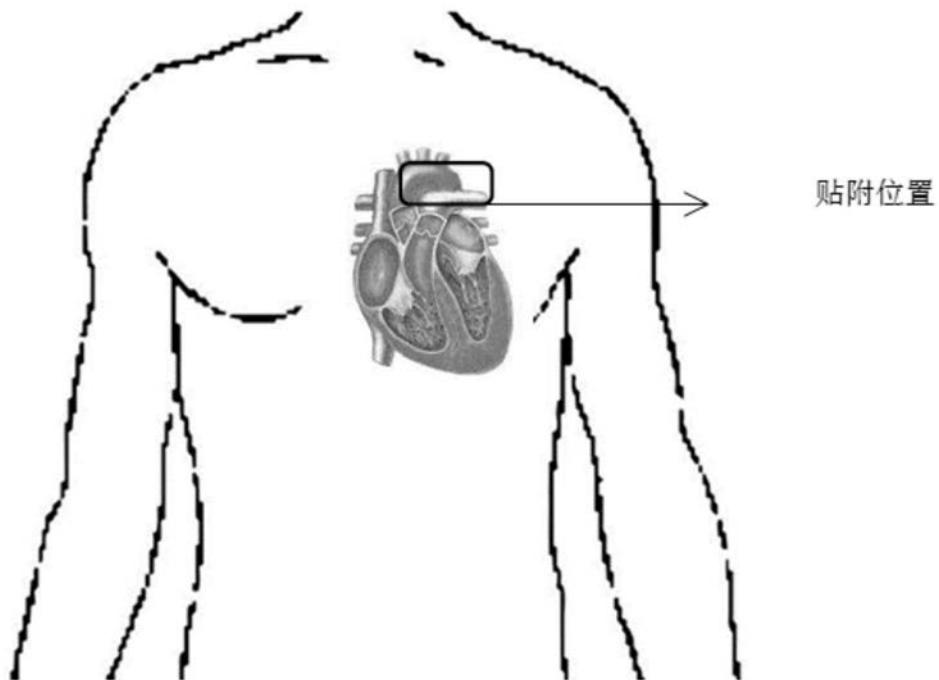


图2

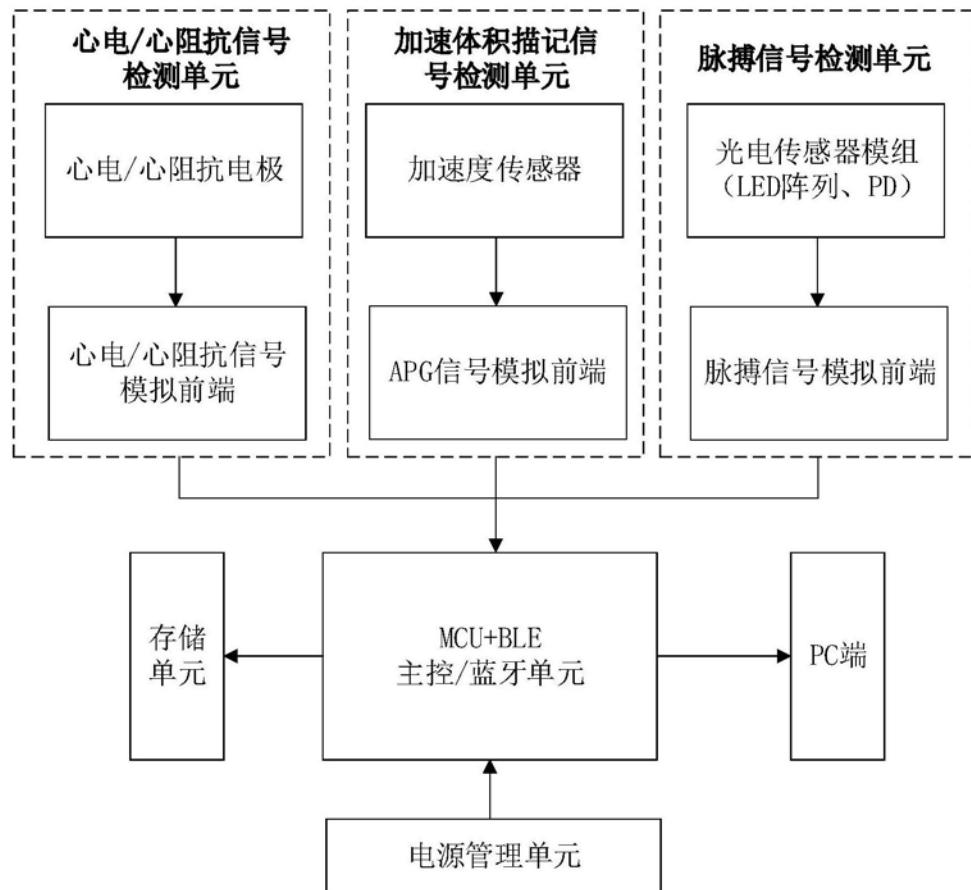


图3

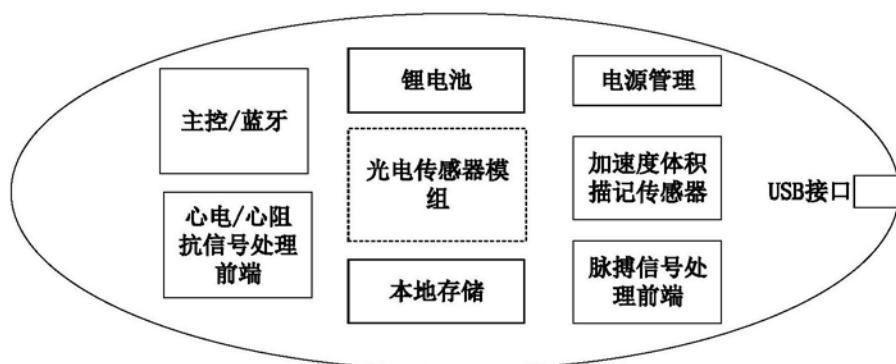


图4

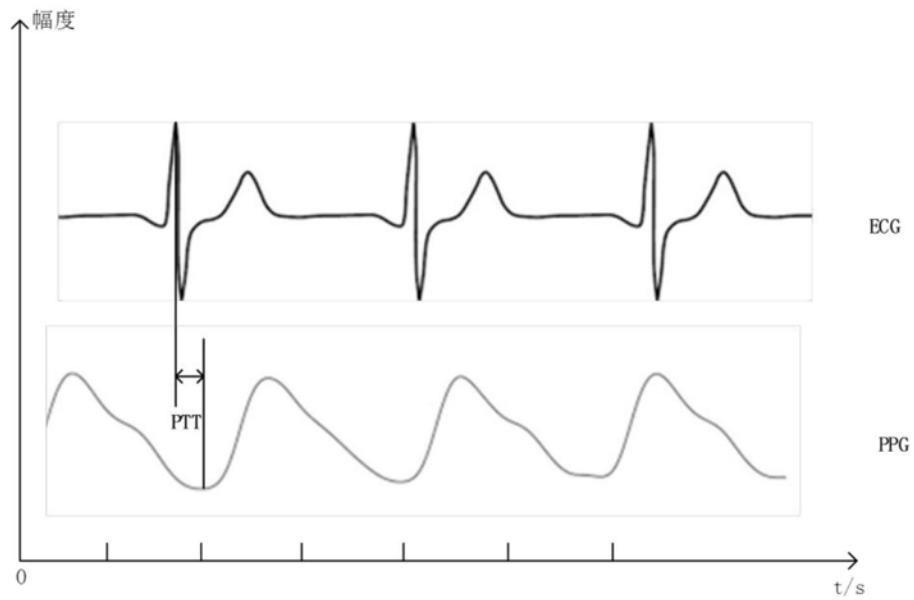


图5

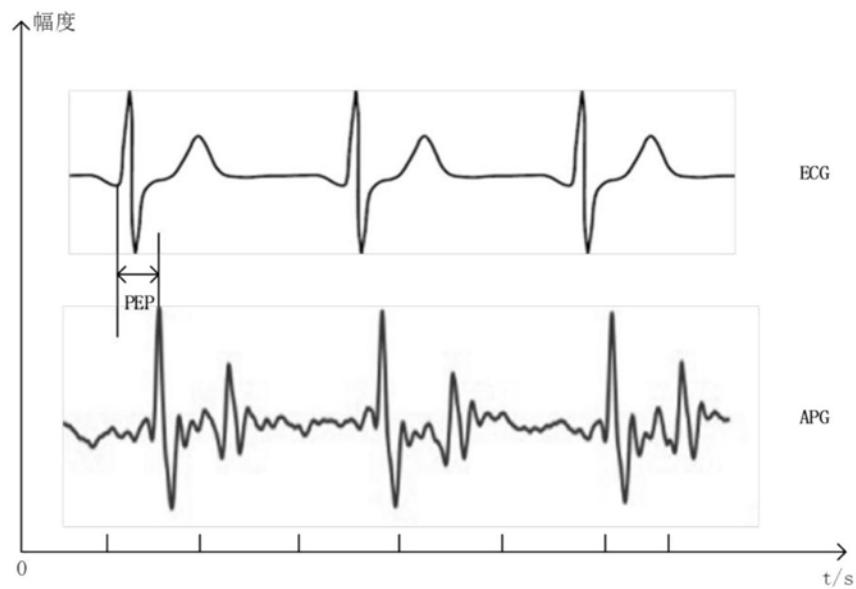


图6

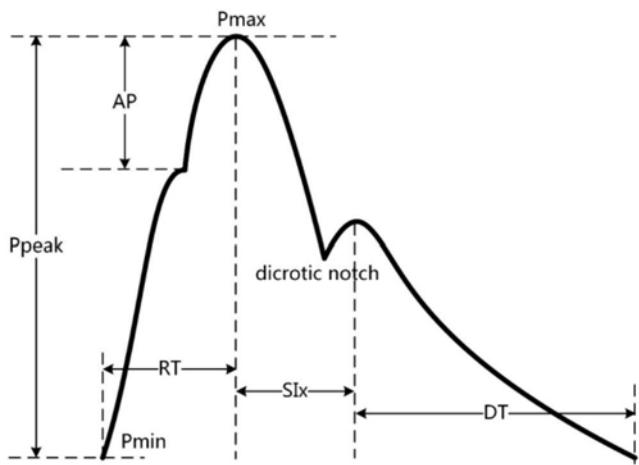


图7

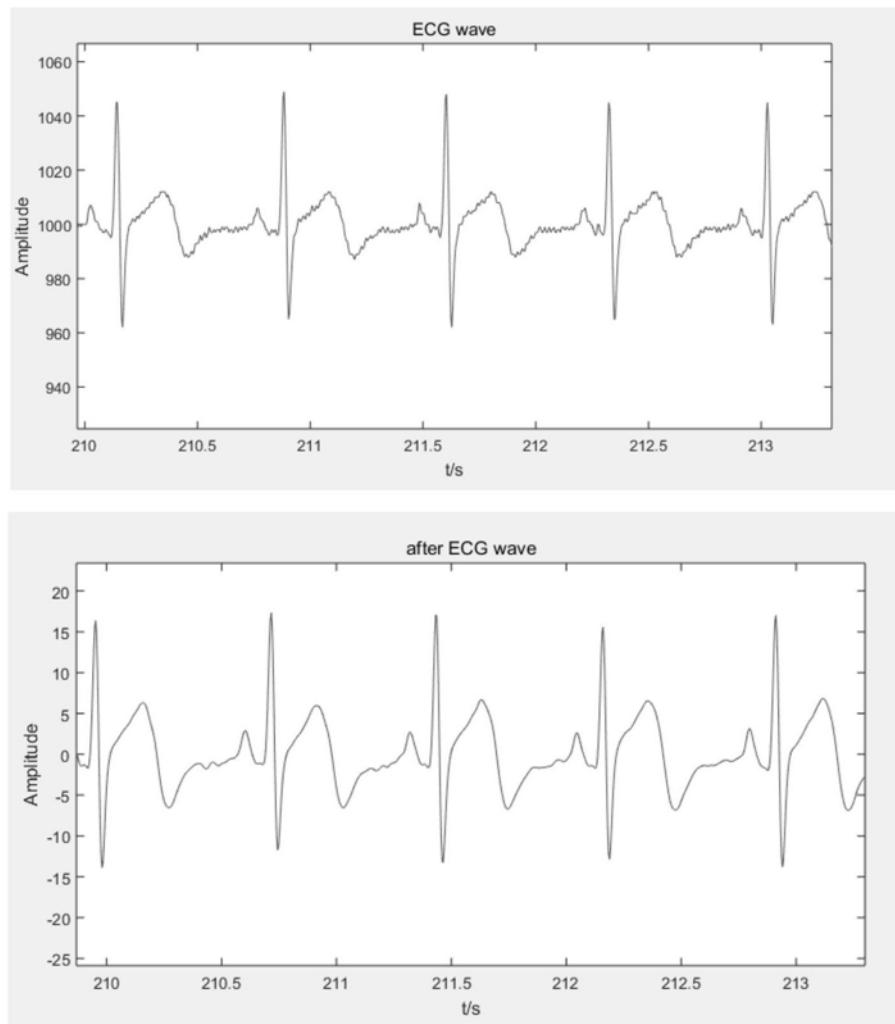


图8

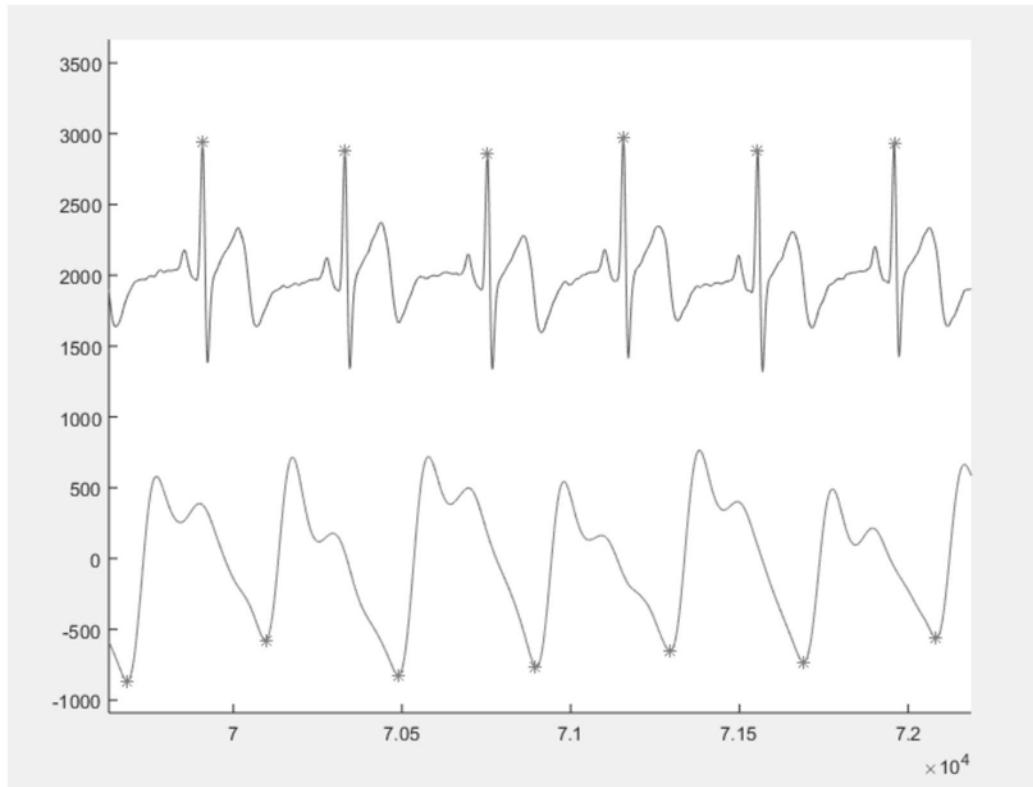


图9

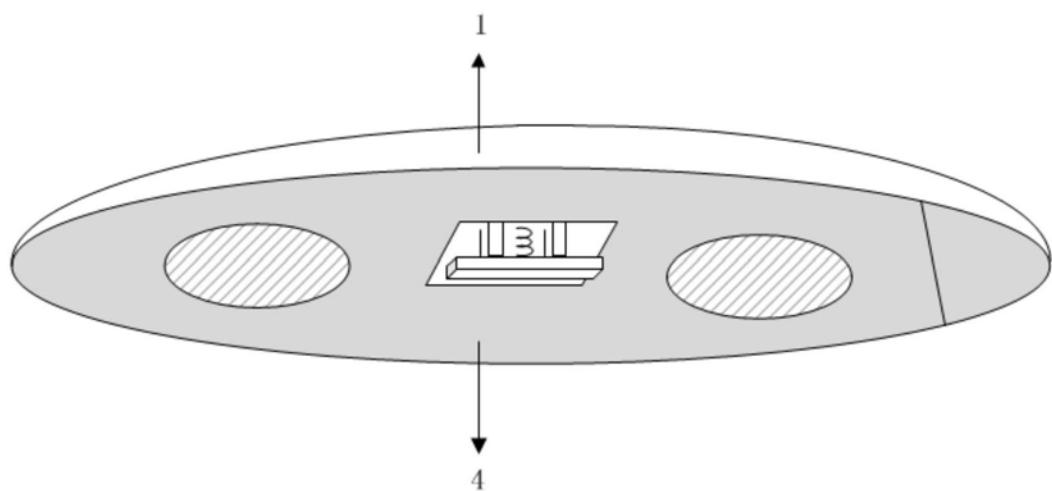


图10

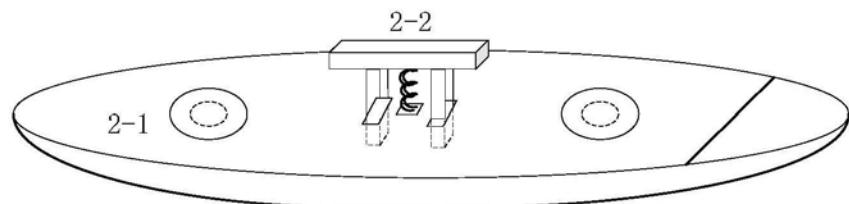


图11

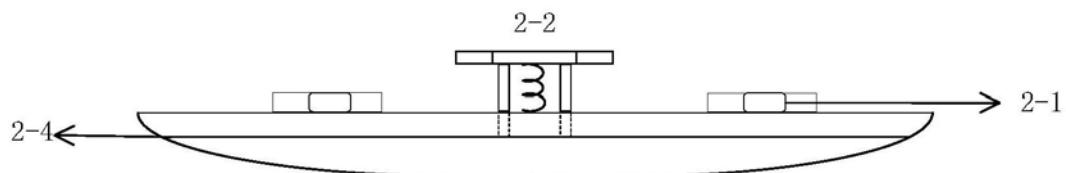


图12

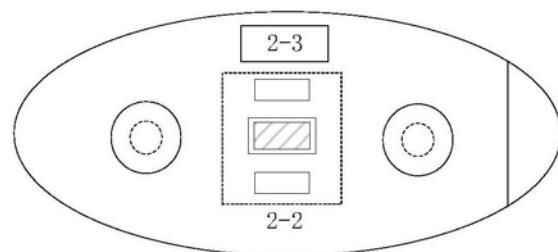


图13

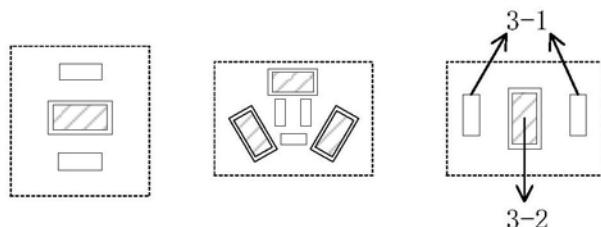


图14

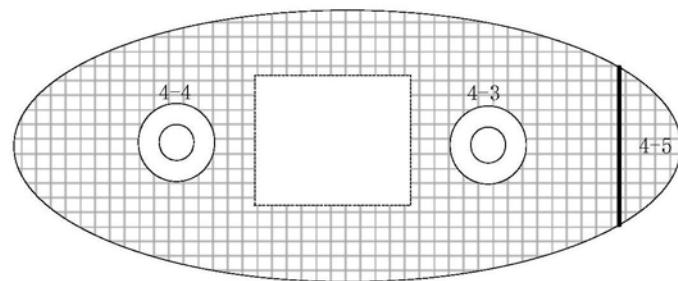


图15

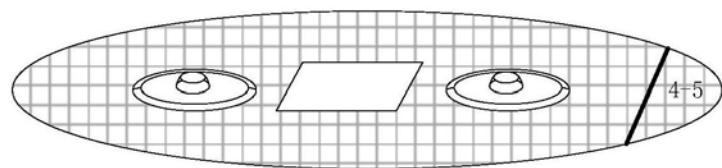


图16

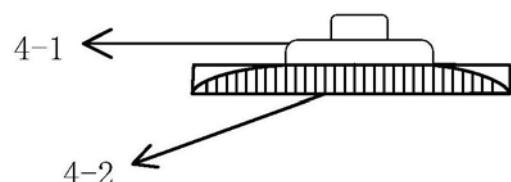


图17

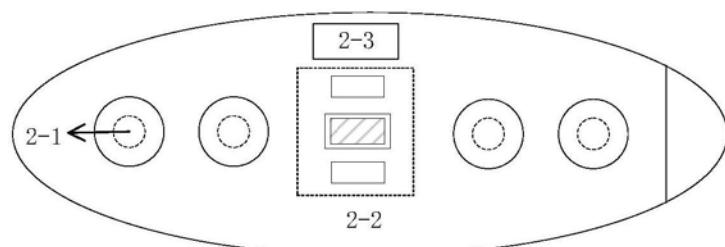


图18

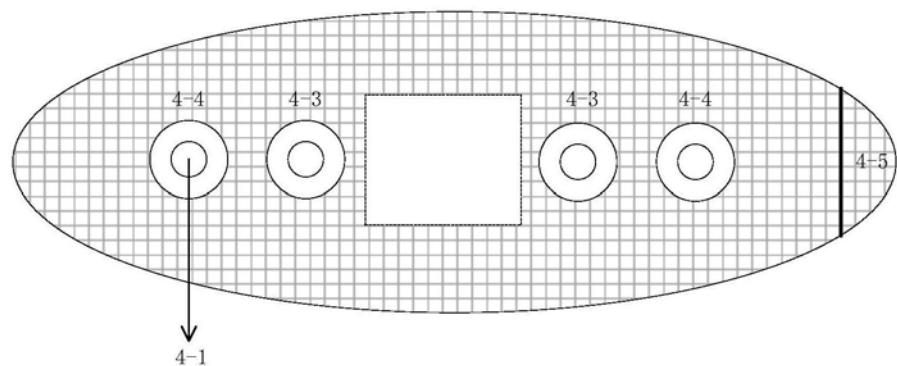


图19

专利名称(译)	一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法		
公开(公告)号	CN110292370A	公开(公告)日	2019-10-01
申请号	CN201910595812.8	申请日	2019-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	周聪聪 张一鸣 叶学松		
发明人	周聪聪 张一鸣 叶学松		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02125 A61B5/6823 A61B5/6833 A61B5/72		
代理人(译)	傅朝栋		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脉搏波传导时间的胸口无创血压检测方法，属于无创血压监测方法领域。本发明考虑到传统检测方法中的脉搏波传导时间PTT忽视了射血前期这一时间参数，为此将测量位置固定在胸口主动脉出口处，通过心电信号ECG、主动脉加速描记信号APG得到心脏射血期时间PEP，并去除PTT中的PEP影响，得到更加准确的脉搏波传导时间PTT'，使得检测到的传导时间更接近于实际的传导时间，保证能得到准确的主动脉血压。同时本发明考虑到传统无创血压检测准确度不理想的缺陷，对血压模型进行改进，加入心率HR、脉搏波形态学参数C及皮肤电导ρ，使得模型拟合结果更加准确。

