



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109965861 A  
(43)申请公布日 2019.07.05

(21)申请号 201910305355.4

(22)申请日 2019.04.16

(71)申请人 重庆大学

地址 400044 重庆市沙坪坝区沙坪坝正街  
174号

(72)发明人 季忠 李孟泽 吴海燕

(74)专利代理机构 北京同恒源知识产权代理有  
限公司 11275

代理人 赵荣之

(51) Int. Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

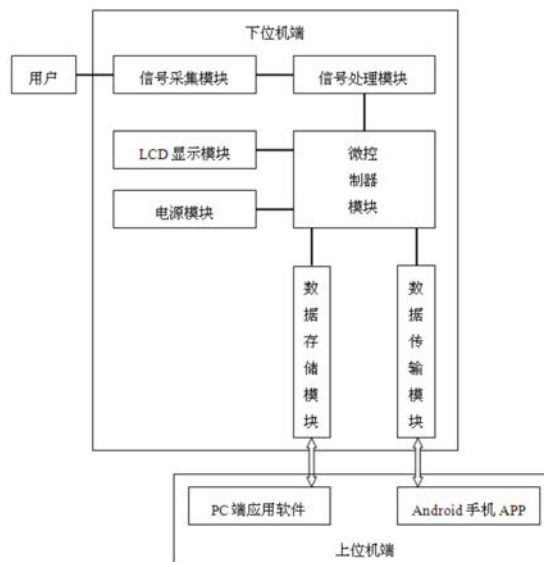
权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置

(57)摘要

本发明涉及一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,属于医学测量技术领域。该方法包括上位机端和下位机端;下位机端包括:信号采集模块、信号处理模块、微控制器模块、数据存储模块、数据传输模块、LCD显示模块以及电源模块;上位机端包括:基于移动终端的APP或基于PC的应用软件;信号采集模块包括:心电信号检测模块、脉搏波信号检测模块以及三轴加速度信号检测模块;信号处理模块包括心电信号处理模块以及脉搏波信号处理模块。本发明实现了血压的连续无创动态监测,及时了解人体心脑血管的功能情况,为心脑血管病的预防、诊断以及治疗提供丰富、有效的临床依据。



1. 一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,其特征在于,包括上位机端和下位机端;所述下位机端包括:信号采集模块、信号处理模块、微控制器模块、数据存储模块、数据传输模块、LCD显示模块以及电源模块;所述上位机端包括:基于移动终端的APP或基于PC的应用软件;所述信号采集模块包括:心电信号检测模块、脉搏波信号检测模块以及三轴加速度信号检测模块;所述信号处理模块包括心电信号处理模块以及脉搏波信号处理模块;

所述数据存储模块用于将经过滤波处理的心电信号、脉搏波信号以及三轴加速度信号存储至SD卡中;

所述LCD显示模块用于将经过滤波处理的心电信号以及脉搏波信号进行实时显示,并通过微控制器模块内置的血压预测算法得到每个心跳节拍的血压值;

所述数据传输模块用于将经过滤波处理的心电信号、脉搏波信号以及三轴加速度信号实时传输至上位机端,上位机端对信号进一步的处理和分析,得到被测者除血压外更多的生理特征参数。

2. 根据权利要求1所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,其特征在于,所述心电信号检测模块由贴片电极及导联线组成;所述脉搏波信号采集模块由基于压电聚偏氟乙烯(Piezoelectric Polyvinylidene Fluoride, PVDF)的脉搏波传感器及其导联线组成,所述三轴加速度信号采集模块由三轴加速度传感器组成。

3. 根据权利要求1所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,其特征在于,所述心电信号处理模块由前置放大电路、0.5-100Hz带通滤波电路、50Hz陷波电路、二级放大电路、光耦隔离电路、电平抬升电路组成;所述脉搏波处理电路由前置放大电路、0.1-20Hz带通滤波电路、二级放大电路、电平抬升电路组成。

4. 根据权利要求1所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,其特征在于,所述上位机端利用基于三轴加速度传感器信号进行相关信号处理,在上位机端对心电信号以及脉搏波信号的运动伪迹和基线漂移进行滤除,并对滤波后的心电信号和脉搏波信号进行特征点识别,利用内置的基于脉搏波传导时间及脉搏波特征参数的连续血压预测模型,实时计算每搏舒张压和每搏收缩压,并对计算得到的每搏舒张压和每搏收缩压在移动终端的APP或PC端的应用软件上进行显示和分析。

5. 根据权利要求4所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,其特征在于,基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除,包括以下步骤:

(1) 基于三轴加速度传感器信号的处理暂停:根据三轴加速度传感器得到的加速度数据,利用事先设定好的阈值 $a_{\text{threshold}}$ 进行判断,从而得出使用者是否处于剧烈运动状态,进而判断是否暂停数据采集;

(2) 基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除:首先,利用三轴加速度传感器测量得到心电信号/脉搏波信号,包含了人体的心电信号/脉搏波信号以及运动带来的干扰信号;在采集心电信号/脉搏波信号的同时,通过三轴加速度传感器采集人体的运动信号并以此作为自适应滤波器的参考输入信号,然后使用自适应滤波器对心电信号/脉搏波信号进行滤波处理,得到去除运动干扰的心电信号/脉搏波信号。

6. 根据权利要求5所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,其特征在于,所述基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除判断规则为:当三轴加速度传感器的总加速度

$a_{total} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} > a_{threshold}$ ，则暂停处理；否则继续基于三轴加速度传感器信号的处理；其中， $a_x$ 、 $a_y$ 、 $a_z$ 分别为三轴加速度传感器信号在x、y、z轴上的分加速度。

7. 根据权利要求5所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置，其特征在于，所述脉搏波信号的滤波方法为基于双树复小波和三次样条插值的脉搏波信号去噪算法，具体包括以下步骤：

(1) 对原始含噪脉搏波信号进行双树复小波分解，对各层小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪；

(2) 进行双树复小波逆变换，得到滤除高频噪声后的脉搏波信号；

(3) 将得到的滤除了高频噪声的脉搏波信号采用滑窗法检测出信号中的波谷点；

(4) 采用三次样条插值法拟合出近似基线漂移曲线；

(5) 用滤除了高频噪声的脉搏波信号减去拟合出的基线漂移曲线，从而实现高频噪声及基线漂移的滤除。

8. 根据权利要求5所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置，其特征在于，所述心电信号的滤波方法为基于双树复小波和形态学滤波的心电信号去噪算法，具体包括以下步骤：

(1) 对原始含噪心电信号进行双树复小波分解，对各层小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪；

(2) 进行双树复小波逆变换，得到滤除高频噪声后的心电信号；

(3) 采用扁平型结构元素对滤除高频噪声的心电信号进行形态学开运算滤波，滤除心电信号中的正脉冲；

(4) 对滤除了正脉冲的心电信号进行形态学闭运算滤波，消除心电信号中的负脉冲，从而得到滤除了正脉冲和负脉冲的信号序列，即为基线漂移量；

(5) 用步骤(2)中得到的去除了高频噪声的心电信号减去步骤(4)中的基线漂移量，从而得到不含高频噪声和基线漂移的心电信号。

9. 根据权利要求4所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置，其特征在于，对滤波后的脉搏波信号进行特征点识别的具体步骤为：

(1) 采用滑窗法检测出脉搏波信号波谷点位置，即为b点的位置；

(2) 在相邻两个b点之间寻找最大值，即为主波波峰c点的位置；

(3) 求脉搏波信号的一阶差分信号，在指定范围中寻找极值点，若有则在这一范围内寻找极大值的最大值以及极小值的最小值，分别对应特征点g和f；若在指定范围中无极值点，则求脉搏波信号的二阶差分信号并判断这一范围内是否有拐点，有则求曲率最小和最大的两个点，分别对应特征点g和f；

(4) 求脉搏波信号的一阶差分信号在c点和f点之间寻找极小值点，若有则寻找极小值的最小值作为特征点d；若无，则求脉搏波信号的二阶差分信号并寻找这一范围的拐点，即为特征点d；

(5) 对脉搏波信号进行5层双树复小波分解，d5层信号中特征点d和f对应位置之间存在最大值点对应原脉搏波信号中的特征点e。

10. 根据权利要求4所述的一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置，其特征在

于,对滤波后的心电信号进行特征点识别的具体步骤为:

- (1) 对滤波后的心电信号进行4层双树复小波分解;
- (2) 采用滑窗法识别出d4层心电信号的模极大值点;
- (3) 对应回滤波后的心电信号中,从而实现心电信号R波的识别。

## 一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学测量技术领域,涉及一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置。

### 背景技术

[0002] 目前,心血管疾病的患病率越来越高,因此提高心血管疾病的知晓率、治疗率以及控制率,降低心血管疾病对国民健康的威胁,遏制心血管疾病的上升趋势,是目前面临的重要而艰巨的任务之一。

[0003] 与间断测量相比,无创血压连续测量在医学研究和临床上的重要性都越来越突出。无论是日常家庭护理,还是对心血管疾病患者的监护,甚至是在航空航天等特殊职业中的应用,以及利用收缩压和舒张压的斜率作为动态动脉硬化指数(ASSI)来反映动脉硬化等方面,无创血压连续测量都因其能够实时监测动脉血压的波形变化,从而展现出了间断测量无法比拟的优势。

[0004] 近年来,基于可穿戴式设备的人体生理状况监测系统成为生物医学工程领域的研究热点之一。穿戴式设备既要符合人机工程学原理、满足穿戴的舒适性,又要符合医学上生理信号检测的标准、为临床诊断提供依据。

[0005] 基于穿戴式设备的无创血压连续监测系统能够为高血压、冠心病等心血管疾病的预防、诊断以及治疗提供有力帮助。目前,大多数血压监测设备采用的是基于示波法进行测量的,这需要患者长时间佩戴充气袖带,而袖带的长时间束缚会造成患者的强烈不适感,同时也会对患者的日常生活、行动以及睡眠造成严重影响。而基于穿戴式设备的无创血压连续监测系统可以在不影响患者正常生理活动的前提下,对人体血压进行连续非充气式的测量,对患者不会造成严重的不适感。

[0006] 综上,亟需一种基于无袖带穿戴式设备的无创血压长时连续监测装置,通过心电和脉搏波传感器来监测血压的连续变化,及时了解人体心脑血管的功能情况,为心脑血管病的预防、诊断以及治疗提供丰富、有效的临床可用的诊断依据。

### 发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,实现连续血压无创动态监测的同时,能够及时了解人体心脑血管的功能情况,为心脑血管病的预防、诊断以及治疗提供丰富、有效的临床可用的诊断依据。

[0008] 为达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0009] 一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,包括上位机端和下位机端;所述下位机端包括:信号采集模块、信号处理模块、微控制器模块、数据存储模块、数据传输模块、LCD显示模块以及电源模块;所述上位机端包括:基于移动终端的APP或基于PC的应用软件;所述信号采集模块包括:心电信号检测模块、脉搏波信号检测模块以及三轴加速度信号检测模块;所述信号处理模块包括心电信号处理模块以及脉搏波信号处理模块;

[0010] 所述数据存储模块用于将经过滤波处理的心电信号、脉搏波信号以及三轴加速度信号存储至SD卡中；

[0011] 所述LCD显示模块用于将经过滤波处理的心电信号以及脉搏波信号进行实时显示,并通过微控制器模块内置的血压预测算法得到每个心跳节拍的血压值；

[0012] 所述数据传输模块用于将经过滤波处理的心电信号、脉搏波信号以及三轴加速度信号实时传输至上位机端,上位机端对信号进一步的处理和分析,得到被测者除血压外更多的生理特征参数。

[0013] 进一步,所述心电信号检测模块由贴片电极及导联线组成;所述脉搏波信号采集模块由基于压电聚偏氟乙烯 (Piezoelectric Polyvinylidene Fluoride, PVDF) 的脉搏波传感器及其导联线组成,所述三轴加速度信号采集模块由三轴加速度传感器组成。

[0014] 进一步,所述心电信号处理模块由前置放大电路、0.5-100Hz带通滤波电路、50Hz陷波电路、二级放大电路、光耦隔离电路、电平抬升电路组成;所述脉搏波处理电路由前置放大电路、0.1-20Hz带通滤波电路、二级放大电路、电平抬升电路组成。

[0015] 所述基于移动终端的APP与下位机端之间采用蓝牙方式进行数据传输;所述基于PC的应用软件通过读取下位机端的SD卡来获取下位机端采集的信号数据。

[0016] 进一步,所述上位机端利用基于三轴加速度传感器信号进行相关信号处理,在上位机端对心电信号以及脉搏波信号的运动伪迹和基线漂移进行滤除,并对滤波后的心电信号和脉搏波信号进行特征点识别,利用内置的基于脉搏波传导时间及脉搏波特征参数的连续血压预测模型,实时计算每搏舒张压和每搏收缩压,并对计算得到的每搏舒张压和每搏收缩压在移动终端的APP或PC端的应用软件上进行显示和分析。所述基于移动终端的APP能够将经过滤波处理的心电信号和脉搏波信号、计算得到的每搏舒张压和每搏收缩压数据上传至云平台,以供医生查看及诊断。

[0017] 进一步,基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除,包括以下步骤:

[0018] (1) 基于三轴加速度传感器信号的处理暂停:根据三轴加速度传感器得到的加速度数据,利用事先设定好的阈值 $a_{threshold}$ 进行判断,从而得出使用者是否处于剧烈运动状态,进而判断是否暂停数据采集;

[0019] (2) 基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除:首先,利用三轴加速度传感器测量得到心电信号/脉搏波信号,包含了人体的心电信号/脉搏波信号以及运动带来的干扰信号;在采集心电信号/脉搏波信号的同时,通过三轴加速度传感器采集人体的运动信号并以此作为自适应滤波器的参考输入信号,然后使用自适应滤波器对心电信号/脉搏波信号进行滤波处理,得到去除运动干扰的心电信号/脉搏波信号。

[0020] 进一步,所述基于三轴加速度传感器信号的暂停处理判断规则为:当三轴加速度传感器的总加速度 $a_{total} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} > a_{threshold}$ ,则暂停处理;否则继续基于三轴加速度传感器信号的处理;其中, $a_x$ 、 $a_y$ 、 $a_z$ 分别为三轴加速度传感器信号在x、y、z轴上的分加速度。

[0021] 进一步,所述脉搏波信号的滤波方法为基于双树复小波和三次样条插值的脉搏波信号去噪算法,具体包括以下步骤:

[0022] (1) 对原始含噪脉搏波信号进行双树复小波分解,对各层小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪;

- [0023] (2) 进行双树复小波逆变换,得到滤除高频噪声后的脉搏波信号;
- [0024] (3) 将得到的滤除了高频噪声的脉搏波信号采用滑窗法检测出信号中的波谷点;
- [0025] (4) 采用三次样条插值法拟合出近似基线漂移曲线;
- [0026] (5) 用滤除了高频噪声的脉搏波信号减去拟合出的基线漂移曲线,从而实现高频噪声及基线漂移的滤除。
- [0027] 进一步,所述心电信号的滤波方法为基于双树复小波和形态学滤波的心电信号去噪算法,具体包括以下步骤:
- [0028] (1) 对原始含噪心电信号进行双树复小波分解,对各层小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪;
- [0029] (2) 进行双树复小波逆变换,得到滤除高频噪声后的心电信号;
- [0030] (3) 采用扁平型结构元素对滤除高频噪声的心电信号进行形态学开运算滤波,滤除心电信号中的正脉冲;
- [0031] (4) 对滤除了正脉冲的心电信号进行形态学闭运算滤波,消除心电信号中的负脉冲,从而得到滤除了正脉冲和负脉冲的信号序列,即为基线漂移量;
- [0032] (5) 用步骤(2)中得到的去除了高频噪声的心电信号减去步骤(4)式中的基线漂移量,从而得到不含高频噪声和基线漂移的心电信号。
- [0033] 进一步,对滤波后的脉搏波信号进行特征点识别的具体步骤为:
- [0034] (1) 采用滑窗法检测出脉搏波信号波谷点位置,即为b点的位置;
- [0035] (2) 在相邻两个b点之间寻找最大值,即为主波波峰c点的位置;
- [0036] (3) 求脉搏波信号的一阶差分信号,在指定范围中寻找极值点,若有则在这一范围内寻找极大值的最大值以及极小值的最小值,分别对应特征点g和f;若在指定范围中无极值点,则求脉搏波信号的二阶差分信号并判断这一范围内是否有拐点,有则求曲率最小和最大的两个点,分别对应特征点g和f;
- [0037] (4) 求脉搏波信号的一阶差分信号在c点和f点之间寻找极小值点,若有则寻找极小值的最小值作为特征点d;若无,则求脉搏波信号的二阶差分信号并寻找这一范围的拐点,即为特征点d;
- [0038] (5) 对脉搏波信号进行5层双树复小波分解,d5层信号中特征点d和f对应位置之间存在最大值点对应原脉搏波信号中的特征点e。
- [0039] 进一步,对滤波后的心电信号进行特征点识别的具体步骤为:
- [0040] (1) 对滤波后的心电信号进行4层双树复小波分解;
- [0041] (2) 采用滑窗法识别出d4层心电信号的模极大值点;
- [0042] (3) 对应回滤波后的心电信号中,从而实现心电信号R波的识别。
- [0043] 本发明的有益效果在于:本发明实现了无创血压长时连续动态连续监测,从而能够及时了解人体心脑血管的功能情况,为心脑血管病的预防、诊断以及治疗提供丰富、有效的临床可用的诊断依据。
- [0044] 本发明的其他优点、目标和特征在某种程度上将在随后的说明书中进行阐述,并且在某种程度上,基于对下文的考察研究对本领域技术人员而言将是显而易见的,或者可以从本发明的实践中得到教导。本发明的目标和其他优点可以通过下面的说明书来实现和获得。

## 附图说明

[0045] 为了使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明作优选的详细描述,其中:

[0046] 图1为本发明所述连续监测装置结构图;

[0047] 图2为基于三轴加速度传感器的信号处理暂停的流程图;

[0048] 图3为基于三轴加速度传感器的运动伪迹滤除的流程示意图;

[0049] 图4为心电信号去噪流程图;

[0050] 图5为心电信号R波识别流程图。

## 具体实施方式

[0051] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭示的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。需要说明的是,以下实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,在不冲突的情况下,以下实施例及实施例中的特征可以相互组合。其中,附图仅用于示例性说明,表示的仅是示意图,而非实物图,不能理解为对本发明的限制。

[0052] 如图1所示,本发明提供了一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置,包括上位机端和下位机端;下位机端包括:信号采集模块、信号处理模块、微控制器模块、数据存储模块、数据传输模块、LCD显示模块以及电源模块;上位机端包括:基于移动终端的APP或基于PC的应用软件。信号采集模块包括:心电信号检测模块、脉搏波信号检测模块以及三轴加速度信号检测模块。

[0053] 信号处理模块包括心电信号处理模块以及脉搏波信号处理模块;心电信号检测模块由贴片电极及导联线组成;所述脉搏波信号采集模块由基于PVDF的脉搏波传感器及其导联线组成,所述三轴加速度信号采集模块由三轴加速度传感器组成。心电信号处理模块主要由前置放大电路、0.5-100Hz带通滤波电路、50Hz陷波电路、二级放大电路、光耦隔离电路、电平抬升电路组成;所述脉搏波处理电路主要由前置放大电路、0.1-20Hz带通滤波电路、二级放大电路、电平抬升电路组成。

[0054] 数据存储模块将经过滤波处理的心电信号、脉搏波信号以及三轴加速度信号存储至SD卡中;LCD显示模块将经过滤波处理的心电信号以及脉搏波信号进行实时显示,并通过微控制器模块内置的血压预测算法得到每个心跳节拍的血压值;数据传输模块将经过滤波处理的心电信号、脉搏波信号以及三轴加速度信号实时传输至上位机端,可以是移动终端或PC,通过移动终端的APP或基于PC的应用软件对信号进一步的处理和分析,得到被测者除血压外更多的生理特征参数。

[0055] 基于移动终端的APP与下位机端之间采用蓝牙方式进行数据传输;所述基于PC的应用软件通过读取下位机端的SD卡来获取下位机端采集的信号数据。

[0056] 上位机端利用基于三轴加速度传感器信号进行相关信号处理,在上位机端对心电信号以及脉搏波信号的运动伪迹和基线漂移等噪声进行滤除,并对滤波后的心电信号和脉搏波信号进行特征点识别,利用内置的基于脉搏波传导时间及脉搏波特征参数的连续血压

预测模型,实时计算每搏舒张压和每搏收缩压,并对计算得到的每搏舒张压和每搏收缩压在移动终端的APP或PC端的应用软件上进行显示和分析。其中,基于移动终端的APP能够将经过滤波处理的心电信号和脉搏波信号、计算得到的每搏舒张压和每搏收缩压数据上传至云平台,以供医生查看及诊断。

[0057] 所述连续血压预测模型能够实现无袖带式血压无创动态长时监测过程中的模型结构及不同神经元之间连接权值的自适应动态调整,保证整个监测过程的血压预测精度,实现真正的动态连续节拍的血压长时监测,避免有创测量带来的创伤及袖带血压监测充气的束缚。某一时刻的血压预测模型是由软件子系统根据测量得到的心电信号和光电容积脉搏波信号的特征参数自适应从血压无创动态监测模型簇中匹配类别确定的,在血压动态长时测量过程中实现血压预测模型的自校正,而不需要进行血压预测模型的人为校正。

[0058] 基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除,包括以下步骤:

[0059] 1) 基于三轴加速度传感器信号的处理暂停:根据三轴加速度传感器得到的加速度数据,利用事先设定好的阈值 $a_{threshold}$ 进行判断,从而得出使用者是否处于剧烈运动状态,进而判断是否暂停数据采集。

[0060] 如图2所示,判断规则为:当三轴加速度传感器的总加速度 $a_{total} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} > a_{threshold}$ ,则暂停处理;否则继续基于三轴加速度传感器信号的处理;其中, $a_x$ 、 $a_y$ 、 $a_z$ 分别为三轴加速度传感器信号在x、y、z轴上的分加速度。

[0061] 2) 基于三轴加速度传感器信号的运动伪迹滤除,如图3所示:首先,利用三轴加速度传感器测量得到心电信号/脉搏波信号,包含了人体的心电信号/脉搏波信号以及运动带来的干扰信号;在采集心电信号/脉搏波信号的同时,通过三轴加速度传感器采集人体的运动信号(即加速度信号)并以此作为自适应滤波器的参考输入信号,然后使用自适应滤波器对心电信号/脉搏波信号进行滤波处理,得到去除运动干扰的心电信号/脉搏波信号。

[0062] 脉搏波信号的滤波方法为基于双树复小波和三次样条插值的脉搏波信号去噪算法,具体包括以下步骤:

[0063] (1) 对原始含噪脉搏波信号进行双树复小波分解,对各层小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪;

[0064] (2) 进行双树复小波逆变换,得到滤除高频噪声后的脉搏波信号;

[0065] (3) 将得到的滤除了高频噪声的脉搏波信号采用滑窗法检测出信号中的波谷点;

[0066] (4) 采用三次样条插值法拟合出近似基线漂移曲线;

[0067] (5) 用滤除了高频噪声的脉搏波信号减去拟合出的基线漂移曲线,从而实现高频噪声及基线漂移的滤除。

[0068] 如图4所示,心电信号的滤波方法为基于双树复小波和形态学滤波的心电信号去噪算法,具体包括以下步骤:

[0069] (1) 对原始含噪心电信号进行双树复小波分解,对各层小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪;

[0070] (2) 进行双树复小波逆变换,得到滤除高频噪声后的心电信号;

[0071] (3) 采用扁平型结构元素对滤除高频噪声的心电信号进行形态学开运算滤波,滤除心电信号中的正脉冲;

[0072] (4) 对滤除了正脉冲的心电信号进行形态学闭运算滤波,消除心电信号中的负脉冲,从而得到滤除了正脉冲和负脉冲的信号序列,即为基线漂移量;

[0073] (5) 用步骤(2)中得到的去除了高频噪声的心电信号减去步骤(4)式中的基线漂移量,从而得到不含高频噪声和基线漂移的心电信号。

[0074] 对滤波后的脉搏波信号进行特征点识别的具体步骤为:

[0075] (1) 采用滑窗法检测出脉搏波信号波谷点位置,即为b点的位置;

[0076] (2) 在相邻两个b点之间寻找最大值,即为主波波峰c点的位置;

[0077] (3) 求脉搏波信号的一阶差分信号,在指定范围中寻找极值点,若有则在这一范围内寻找极大值的最大值以及极小值的最小值,分别对应特征点g和f;若在指定范围中无极值点,则求脉搏波信号的二阶差分信号并判断这一范围内是否有拐点,有则求曲率最小和最大的两个点,分别对应特征点g和f;

[0078] (4) 求脉搏波信号的一阶差分信号在c点和f点之间寻找极小值点,若有则寻找极小值的最小值作为特征点d;若无,则求脉搏波信号的二阶差分信号并寻找这一范围的拐点,即为特征点d;

[0079] (5) 对脉搏波信号进行5层双树复小波分解,d5层信号中特征点d和f对应位置之间存在最大值点对应原脉搏波信号中的特征点e。

[0080] 如图5所示,对滤波后的心电信号R波识别的具体步骤为:

[0081] (1) 对滤波后的心电信号进行4层双树复小波分解;

[0082] (2) 采用滑窗法识别出d4层心电信号的模极大值点;

[0083] (3) 对应回滤波后的心电信号中,从而实现心电信号R波的识别。

[0084] 本发明所述无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置的操作流程为:

[0085] (1) 将心电电极贴在身体指定部位,并将心电导联线与心电电极连接好;

[0086] (2) 将压电聚偏氟乙烯脉搏波传感器安放在手腕指定部位,并将脉搏波导联线安装好;

[0087] (3) 将检测装置佩戴在身体指定部位,打开检测装置,开始记录数据;

[0088] (4) 打开Android手机蓝牙,与检测装置的蓝牙进行配对,同时打开Android手机APP,检测装置采集到的心电信号和脉搏波信号将在APP上实时显示,同时,每搏收缩压、每搏舒张压以及血液黏度值也将在APP上进行显示。

[0089] (5) 在记录完24小时数据之后,关闭检测装置,取出SD卡,插入PC端,打开PC端的应用软件,读取SD卡中的数据,并在应用程序的界面上显示心电信号、脉搏波信号及连续血压波形。

[0090] 最后说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

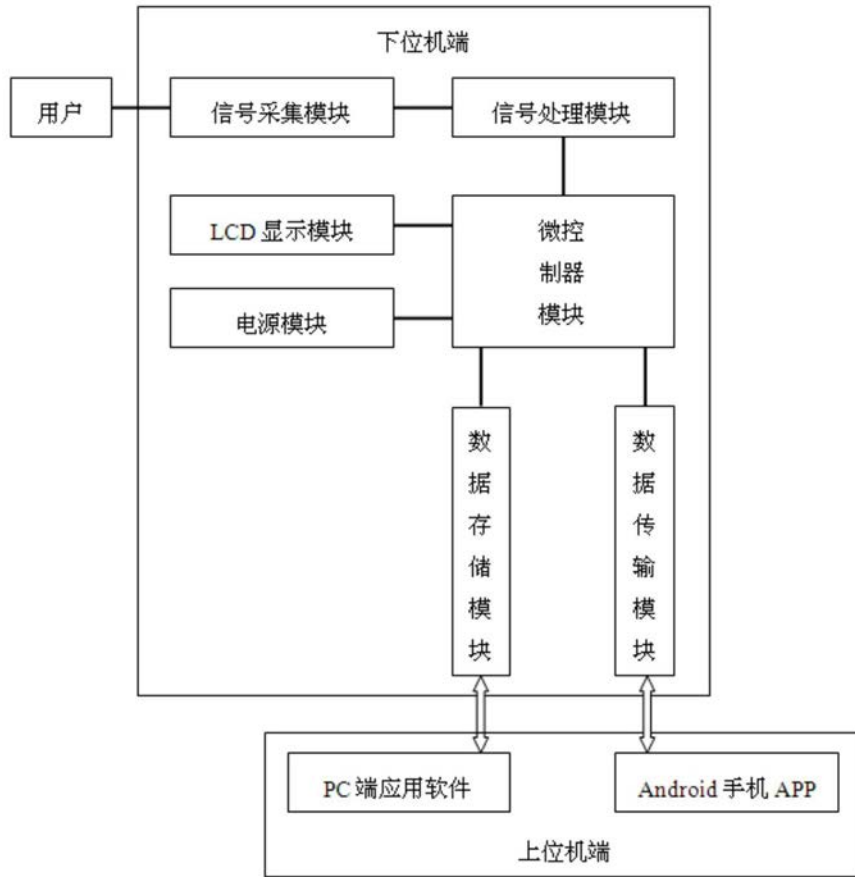


图1

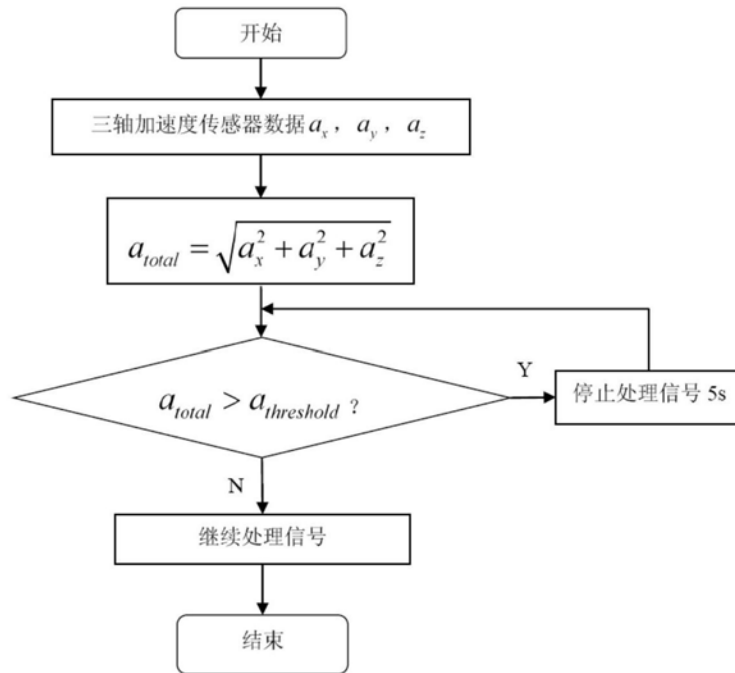


图2

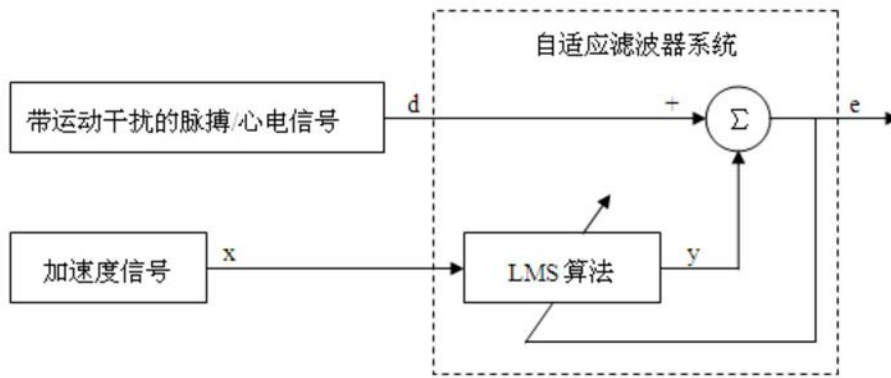


图3

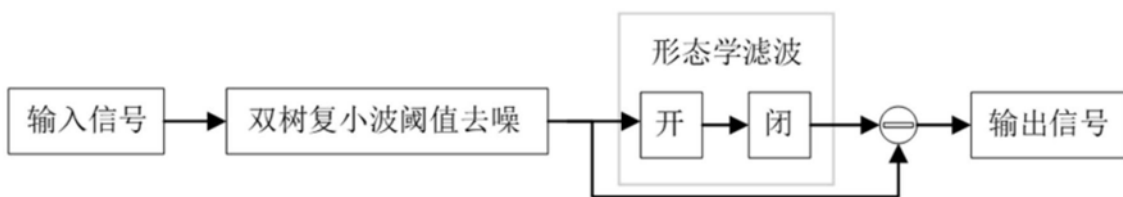


图4

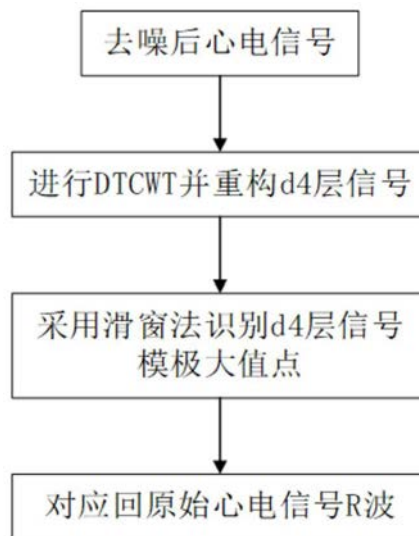


图5

专利名称(译)	一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109965861A</a>	公开(公告)日	2019-07-05
申请号	CN201910305355.4	申请日	2019-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	重庆大学		
申请(专利权)人(译)	重庆大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆大学		
[标]发明人	季忠 李孟泽 吴海燕		
发明人	季忠 李孟泽 吴海燕		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/7246		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种无袖带穿戴式无创血压长时连续监测装置，属于医学测量技术领域。该方法包括上位机端和下位机端；下位机端包括：信号采集模块、信号处理模块、微控制器模块、数据存储模块、数据传输模块、LCD显示模块以及电源模块；上位机端包括：基于移动终端的APP或基于PC的应用软件；信号采集模块包括：心电信号检测模块、脉搏波信号检测模块以及三轴加速度信号检测模块；信号处理模块包括心电信号处理模块以及脉搏波信号处理模块。本发明实现了血压的连续无创动态监测，及时了解人体心脑血管的功能情况，为心脑血管病的预防、诊断以及治疗提供丰富、有效的临床依据。

