



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210228129 U

(45)授权公告日 2020.04.03

(21)申请号 201822247224.9

(22)申请日 2018.12.29

(73)专利权人 南京茂森电子科技有限公司

地址 210008 江苏省南京市栖霞区尧化街
道科创路1号04栋705室

(72)发明人 赵王麒麟 王红亮

(74)专利代理机构 北京清诚知识产权代理有限
公司 11691

代理人 乔东峰 瞿朝兵

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

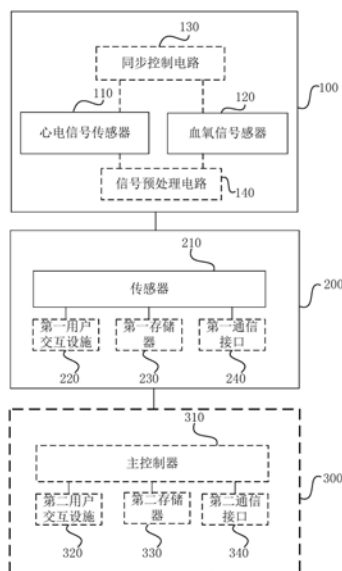
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)实用新型名称

睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备

(57)摘要

本实用新型公开了一种睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备。所述设备包括数据采集装置(100)和分析处理装置(200),所述数据采集装置(100)包括心电信号传感器(110)及血氧信号传感器(120),其分别用于采集人体的心电信号和血氧信号;所述分析处理装置(200)包括数据处理器件(210),其用于从所述心电信号中提取呼吸信号,并根据所述呼吸信号和血氧信号实时对呼吸暂停和呼吸低通气状态进行识别,计算呼吸暂停低通气指数,并对人体睡眠状态进行分析,得到分析结果。本实用新型具有操作简单、佩戴方便、舒适性好、实时性强的优点。



1. 一种睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,包括数据采集装置(100)和分析处理装置(200),其中,

所述数据采集装置(100)包括心电信号传感器(110)及血氧信号传感器(120),其分别用于采集人体的心电信号和血氧信号;

所述分析处理装置(200)包括数据处理器件(210),其用于从所述心电信号中提取呼吸信号,并根据所述呼吸信号和血氧信号对人体睡眠状态进行分析,得到分析结果。

2. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,所述数据采集装置(100)还可包括同步控制电路(130)和/或信号预处理电路(140)。

3. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,所述分析处理装置(200)还包括下述器件中的至少一个:第一用户交互设施(220)、第一存储器(230)和第一通信接口(240)。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,所述数据采集装置(100)和分析处理装置(200)在一个设备中集成。

5. 如权利要求1至3中任一项所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,所述数据采集装置(100)为可穿戴设备。

6. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,还包括远程控制装置(300),其用于和分析处理装置(200)进行通信,用于从分析处理装置(200)获得分析结果,或者向分析处理装置(200)发送控制指令,以控制分析处理装置(200)的操作。

7. 如权利要求6所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,所述远程控制装置(300)包括主控制器(310)和下述器件中的至少一个:第二用户交互设施(320)、第二存储器(330)及第二通信接口(340)。

8. 如权利要求7所述的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,其特征在于,所述远程控制装置为智能手机或平板电脑。

睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备

技术领域

[0001] 本实用新型涉及人体健康状况监测技术领域,具体涉及一种睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停低通气综合征(Sleep Apnea Hypopnea Syndrome,下称SAHS)是指各种原因导致睡眠状态下反复出现呼吸暂停和(或)低通气的睡眠呼吸疾病。临床上定义为每晚睡眠过程中呼吸暂停反复发作30次以上或睡眠呼吸暂停低通气指数(AHI) ≥ 5 次/小时,其中睡眠呼吸暂停低通气指数(AHI)是指每小时睡眠时间内呼吸暂停加低通气的次数。呼吸暂停是指睡眠过程中口鼻呼吸气流完全停止10秒以上;低通气是指睡眠过程中呼吸气流强度较基础水平降低50%以上,并伴有血氧饱和度较基础水平下降 $\geq 4\%$ 。由于呼吸暂停引起反复发作的夜间低氧和高碳酸血症,可导致高血压,冠心病,糖尿病和脑血管疾病等并发症,甚至出现夜间猝死。因此SAHS是一种有潜在致死性的睡眠呼吸疾病。对SAHS进行及时、有效的检测具有非常重大的意义。

[0003] 针对SAHS的检测方法及装置,目前有以下几种:

[0004] 1、多导睡眠监测仪(Polysomnogram,PSG)是目前国际公认的研究和监测睡眠疾病的有效仪器,同时也是国际公认的诊断睡眠呼吸暂停低通气综合征的金标准。PSG通过夜间连续的呼吸、动脉血氧饱和度、脑电图、心电图、心率等指标的监测,可以让医生了解被试者在睡眠期间有无呼吸暂停、暂停的次数、暂停的时间、发生暂停时最低动脉血氧值及对身体健康影响的程度,有利于医生综合判断给出准确的诊断结果。但由于PSG采用大量传感器,且多数置于头部和面部,会影响被测者的舒适度;另外设备体积较大且不利于移动,被试者必须在专门的检查室进行大约8小时的观察;同时PSG价格高昂,检查成本较高,设备操作复杂,无法大规模、广泛的展开使用。

[0005] 2、专利文献CN102641125A公开了一种非接触式睡眠呼吸暂停判定装置,通过对睡眠中被测者的胸部、腹部发出的微波的反射波的检测实现对呼吸暂停状态的判定。利用微波的反射波进行监测会有一定的辐射,部分用户在心理上会对辐射有抵触;同时基于微波技术的呼吸暂停判定装置易受环境各种辐射或者电磁波的干扰,导致监测结果不准确。

[0006] 3、专利文献CN106175695A公开了一种睡眠呼吸暂停综合征的监测系统,该监测系统主要是利用指端信号采集装置采集指端血管中表示血液容积变化的光电信号,通过滤波处理和计算,获得血氧饱和度数据、心率变异性数据和脉率数据,再经过数据处理电路可得到睡眠状态数据以及呼吸时间数据。使用该装置进行睡眠呼吸暂停监测,需要被测者整晚都戴着指端信号采集装置,虽然较为简单易用,但会对被试者的监测时的舒适度造成影响。

[0007] 由此可见,上述的SAHS检测设备及方法在用户体验及灵活性方面都存在或多或少的缺陷。因此,一种高性价比、操作简单、佩戴方便、舒适性好、实时性强的SAHS监测装置具有很大的市场需求及应用前景。

发明内容

[0008] 本实用新型旨在解决目前的睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备在用户体验和灵活性上欠佳的技术问题。

[0009] 为解决上述技术问题,本实用新型提出一种睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备,包括数据采集装置和分析处理装置,其中,所述数据采集装置包括心电信号传感器及血氧信号传感器,其分别用于采集人体的心电信号和血氧信号;所述分析处理装置包括数据处理器件,其用于从所述心电信号中提取呼吸信号,并根据所述呼吸信号和血氧信号实时对呼吸暂停和呼吸低通气状态进行识别,计算呼吸暂停低通气指数,并对人体睡眠状态进行分析,得到分析结果。

[0010] 根据本实用新型的优选实施方式,所述数据采集装置还可包括同步控制电路和/或信号预处理电路。

[0011] 根据本实用新型的优选实施方式,所述分析处理装置还包括下述器件中的至少一个:第一用户交互设施、第一存储器和第一通信接口。

[0012] 根据本实用新型的优选实施方式,所述数据采集装置和分析处理装置在一个设备中集成。

[0013] 根据本实用新型的优选实施方式,所述数据采集装置为可穿戴设备。

[0014] 根据本实用新型的优选实施方式,还包括远程控制装置,其用于和分析处理装置进行通信,用于从分析处理装置获得分析结果,或者向分析处理装置发送控制指令,以控制分析处理装置的操作。

[0015] 根据本实用新型的优选实施方式,所述远程控制装置包括主控制器和下述器件中的至少一个:第二用户交互设施、第二存储器及第二通信接口。

[0016] 根据本实用新型的优选实施方式,所述远程控制装置为智能手机或平板电脑。

[0017] 根据本实用新型的优选实施方式,所述提取呼吸信号的步骤为通过EDR算法提取呼吸信号。

[0018] 根据本实用新型的优选实施方式,所述EDR算法包括如下步骤:

[0019] 1) 设计IIR陷波滤波器滤除心电信号中的60Hz工频干扰;

[0020] 2) 检测R波的位置,在每两个R波波峰之间确定基点的位置以用来得到心电信号的基线,从而去除信号的基线漂移;

[0021] 3) 检测出R波,利用插值得到由呼吸运动引起的R波振幅调制信号,并通过下采样和平滑处理得到呼吸信号。

[0022] 根据本实用新型的优选实施方式,设备还包括远程控制装置,其用于和分析处理装置进行通信,用于从分析处理装置获得分析结果,或者向分析处理装置发送控制指令,以控制分析处理装置的操作。

[0023] 本实用新型具有操作简单、佩戴方便、舒适性好、实时性强的优点。

附图说明

[0024] 图1是本实用新型的睡眠呼吸暂停低通气综合征(SAHS)检测设备的结构框图;

[0025] 图2是本实用新型的睡眠呼吸暂停低通气综合征(SAHS)检测设备的工作流程示意图;

[0026] 图3则本实用新型的睡眠呼吸暂停低通气综合征 (SAHS) 检测设备所包括的装置/设备的佩戴示意图;

[0027] 图4是基于PPG计算血氧值的原理图;

[0028] 图5是EDR算法框图。

具体实施方式

[0029] 下面将参照附图更详细地描述本明的示例性实施例。虽然附图中显示了本实用新型的示例性实施例,然而应当理解,本实用新型可以以各种形式实现,实施例并不是用于限制本实用新型的范围。相反,提供这些实施例的目的是为了使本领域的技术人员更透彻地理解本实用新型。

[0030] 本文中的术语“和/或”仅仅是一种描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如,“A和/或B”可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。另外,本文中字符“/”,一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0031] 本实用新型总的来说提出一种睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备。本实用新型对设备进行架构进行创新设计,采用可穿戴设计,使之更便于用户监测,改善用户体验。

[0032] 图1是本实用新型的睡眠呼吸暂停低通气综合征 (SAHS) 检测设备的结构框图。该图中,虚线表示在一些实施例中具有这些器件或电路,但在其他实施例中可以不包括这些器件或电路。如图1所示,本实用新型是一种用于检测SAHS,以及对睡眠状态进行分析的设备,该设备可以集成于可穿戴设备中,并且优选的可以向远程控制设备发送检测或分析等信息。

[0033] 如图1所示,整个设备包括数据采集装置100和分析处理装置200。其中数据采集装置100至少包括心电信号传感器110及血氧信号传感器120,其分别用于采集人体的心电信号和血氧信号;并且,数据采集装置100可以实现为一个可穿戴设备。此外,作为优选实施方式,数据采集装置100还可包括同步控制电路130和/或信号预处理电路140。同步控制电路130用于控制心电信号传感器110和血氧信号传感器120的同步采集,信号预处理电路140则用于对心电信号传感器110和血氧信号传感器120采集的信号进行预处理,例如进行放大、滤波、去噪、重采样等。

[0034] 再参照图1,分析处理装置200至少包括具有数据处理能力的数据处理器件210,作为可选的功能器件,其还可以包括第一用户交互设施220、第一存储器230和第一通信接口240。其中数据处理器件210用于从心电信号中提取呼吸信号,并根据所述呼吸信号和血氧信号实时对呼吸暂停和呼吸低通气状态进行智能识别,计算呼吸暂停低通气指数AHI及其他相关参数,并对呼吸信号和血氧信号综合反应出的人体睡眠状态进行分析,得到分析结果。

[0035] 第一用户交互设施220则用于对分析处理结果、环境信息、用户控制信息、用户操作信息等进行显示,也可用于接受用户输入,以根据用户输入对数据处理器件210、第一存储器230、第一通信接口240中的任何一个或多个的动作进行控制。第一存储器230则用于存储分析结果或原始信号,或者中间计算结果等,第一通信接口240则用于收发信息,收发的信息包括分析结果、用户控制信息等。对于数据处理器件210,其可根据功能包括不同的功能电路,例如主要包括呼吸信号提取电路、睡眠状态计算分析电路等。

[0036] 一方面,数据采集装置100和分析处理装置200可以分别构成独立的设备,二者通过蓝牙、有线等方式传送数据。另一方面,数据采集装置100和分析处理装置200也可以在一个设备中集成,这样能够提供进一步减少设备的复杂度的可能性。

[0037] 此外,本实用新型的设备还可以包括远程控制装置300,其用于和分析处理装置200进行通信,用于从分析处理装置200获得分析结果,或者向分析处理装置200发送控制指令,以控制分析处理装置200的操作。如图1所示,该远程控制装置300包括主控制器310,亦可包括第二用户交互设施320、第二存储器330及第二通信接口340。主控制器用于接收或产生指令,以控制其他各单元的动作,第二用户交互设施则用于接受用户的输入,以便对远程控制装置330进行设置,或者将分析处理的结果、环境信息、用户控制信息、用户操作信息等进行显示,也可用于接受用户输入,以根据用户输入对主控制器310、第二存储器330、第二通信接口340中的任何一个或多个的动作进行控制。

[0038] 所述的远程控制装置300可以实现为独立的设备,只要该设备具有一定的数据处理能力。当然其也可以由具有通用数据处理能力的设备进行实现,例如由智能手机、PC、平板电脑等实现。

[0039] 下面详细介绍本实用新型一个具体实施例:

[0040] 图2是本实用新型的设备的工作流程示意图;图3则是本实用新型的设备所包括的装置/设备的佩戴示意图。如图2和图3所示,该实施例的设备从人体采集两种信号,即心电、血氧信号。心电采集电路110使用可穿戴式智能织物进行心电信号的测量。两个心电电极,使心脏处于两个心电电极连线之间,进行实时心电信号的采集。血氧采集电路120佩戴于腕部,使用光电传感器进行光电容积脉搏波描记法(PPG)测量。根据朗博-比尔(Lamber-Beer)定律,物质在一定波长处的吸光度和它的浓度成正比,当恒定波长的光照射到人体组织上时,通过人体组织吸收、反射衰减后测量到的光强在一定程度上反映了被照射部位组织的结构特征。在本实施例中,我们选用的点为手腕外侧,使被测者在佩戴时更舒适,同时可以进行较为稳定的固定,减少漏光、运动等因素带来的噪声干扰。

[0041] 图4为根据PPG计算血氧值的原理图。如图4所示,氧合血红蛋白HbO₂和血红蛋白Hb对波长600~1000nm的光吸收特性具有明显的差异,从图中可以看出上600~800nm间Hb的吸收系数更高,800~1000nm之间HbO₂的吸收系数更高。由于含氧量会导致血液中氧合血红蛋白HbO₂和血红蛋白Hb比例的变化,可以使用两种波长不同的光分别对HbO₂和Hb的实时PPG信号进行检测并计算,进一步得出血氧值。上述采集的心电数据和血氧数据均为模拟信号,在采集装置中需要包括差分放大器和滤波器等预处理单元,对模拟信号进行放大和滤波,并将采集到的模拟信号作模数转换。同时两个数据采集电路分别将处理后得到的数字信号按照约定的通信协议打包,通过有线(如USB)或无线(如蓝牙)等方式将数据实时传送至数据处理器件200。

[0042] 如图2流程图所示,心电信号传感器110将采集到的心电信号送至数据处理器件200中,数据处理器件200包括呼吸信号提取电路,其在接收到数据后,按通信协议进行解包获得心电信号,并通过EDR算法(ECG-Derived Respiration)提取呼吸信息。由于实际测量得到的心电信号受到体温变化、工频干扰和呼吸运动等因素的影响,会产生基线漂移和其他噪声。不同的干扰因素对心电信号的作用也不一样。对于基线漂移,它引起变化的频率范围较低,其表现为在心电信号上出现一个比较缓慢的变化,呼吸信号的频率一般在0.1~

0.4Hz之间,而工频干扰是受工频的电和磁场作用而叠加产生的干扰,频率为50Hz(美国为60Hz),幅度一般较低,除此以外,还有一些高频干扰。因此可以把呼吸信号看作是心电信号的低频成分,通过去除呼吸频率范围以外的信号,得到所需的呼吸信号。

[0043] 图5所示为EDR算法的流程框图,如图5所示,算法流程步骤如下:

[0044] 1) 设计IIR陷波滤波器滤除心电信号中的60Hz工频干扰。

[0045] 2) 检测R波的位置,在每两个R波波峰之间确定基点的位置以用来得到心电信号的基线,从而去除信号的基线漂移。

[0046] 3) 检测出R波,利用插值得到由呼吸运动引起的R波振幅调制信号,并通过下采样和平滑处理得到呼吸信号。

[0047] 本实用新型在检测ECG信号的QRS波群时,应用了Pan&Tompkins算法。该算法通过对信号进行振幅、宽度和坡度的数字分析,能可靠地检测出QRS波群,并通过不断更新阈值,使设备实时适应更强的噪音。该算法可分为3个阶段,在第1阶段中,信号通过低通,高通和微分滤波器,以减少肌电噪声,工频噪声,“基线漂移”伪影等干扰的影响。M阶低通滤波器的传递函数描述为

$$[0048] \quad H_{lp}(z) = \sum_{n=0}^M a_n z^{-n}$$

[0049] 其中 a_n 是滤波器的系数。

[0050] M阶高通滤波器的传递函数描述为

$$[0051] \quad H_{hp}(z) = \sum_{n=0}^M b_n z^{-n}$$

[0052] 其中 b_n 是滤波器的系数。

[0053] 然后,利用M阶微分器对信号进行微分,以提供QRS群的斜率信息,其传递函数描述为

$$[0054] \quad H_{cn}(z) = \sum_{n=0}^M c_n z^{-n}$$

[0055] 其中 c_n 是滤波器的系数。

[0056] 在该算法的第2阶段,微分后,对信号进行逐点平方,使输出的信号值均为正数,目的是非线性放大微分输出的较高的频率(主要是心电图频率)。可表示为

$$[0057] \quad y(n) = [x(n)]^2$$

[0058] 然后利用滑动平均的方法对信号进行计算,以获得除R波的斜率以外的其他波形特征信息。可表示为

$$[0059] \quad y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(n-k)$$

[0060] 其中N为滑动窗所包含的采样点的个数。在该算法的最后阶段,算法使用两组阈值检测QRS群,并调整更新两组阈值,使其连续地适应不断变化的ECG信号质量。

[0061] 上述呼吸信号与血氧信号传感器获得的血氧信号共同被送至数据处理器件210的

睡眠状态计算电路中,实时对呼吸暂停和呼吸低通气状态进行智能识别,计算呼吸暂停低通气指数AHI及其他相关参数,并对呼吸信号和血氧信号综合反应出的被试者睡眠状态进行分析,得到分析结果。可选的,将分析结果或分析后得到的数据实时传送给第一通信接口240。第一通信接口240在接收到实时数据后,会将数据进行整理,并通过有线(如USB)或无线(如Wi-Fi)发送至远程控制装置300,远程控制装置300可以是云端、智能手机、智能手环等电子设备,被试者及他人可以在在远程控制装置300进行实时和过往历史数据的查询。

[0062] 特别的,本实用新型设备的数据处理器件210中的睡眠状态计算电路会对呼吸暂停时间过长的状态进行检测,并通过第一通信接口240对远程控制装置300告知其状态异常,并使远程控制装置300出预置的警报,从而防止因呼吸暂停导致的猝死现象。

[0063] 应当理解,为了精简本实用新型并帮助本领域的技术人员理解本实用新型的各个方面,在上面对本实用新型的示例性实施例的描述中,本实用新型的各个特征有时在单个实施例中进行描述,或者参照单个图进行描述。但是,不应将本实用新型解释成示例性实施例中包括的特征均为本专利权利要求的必要技术特征。

[0064] 应当理解,可以对本实用新型的一个实施例的设备中包括的电路、单元、组件等进行自适应性地改变以把它们设置在与该实施例不同的设备中。可以把实施例的设备包括的不同电路、单元或组件组合成一个电路、单元或组件,也可以把它们分成多个子电路、子单元或子组件。

[0065] 本实用新型的实施例中的电路、单元或组件可以以硬件方式实现,也可以以一个或者多个处理器上运行的软件方式实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本实用新型实施例。本实用新型还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的计算机程序产品或计算机可读介质上。

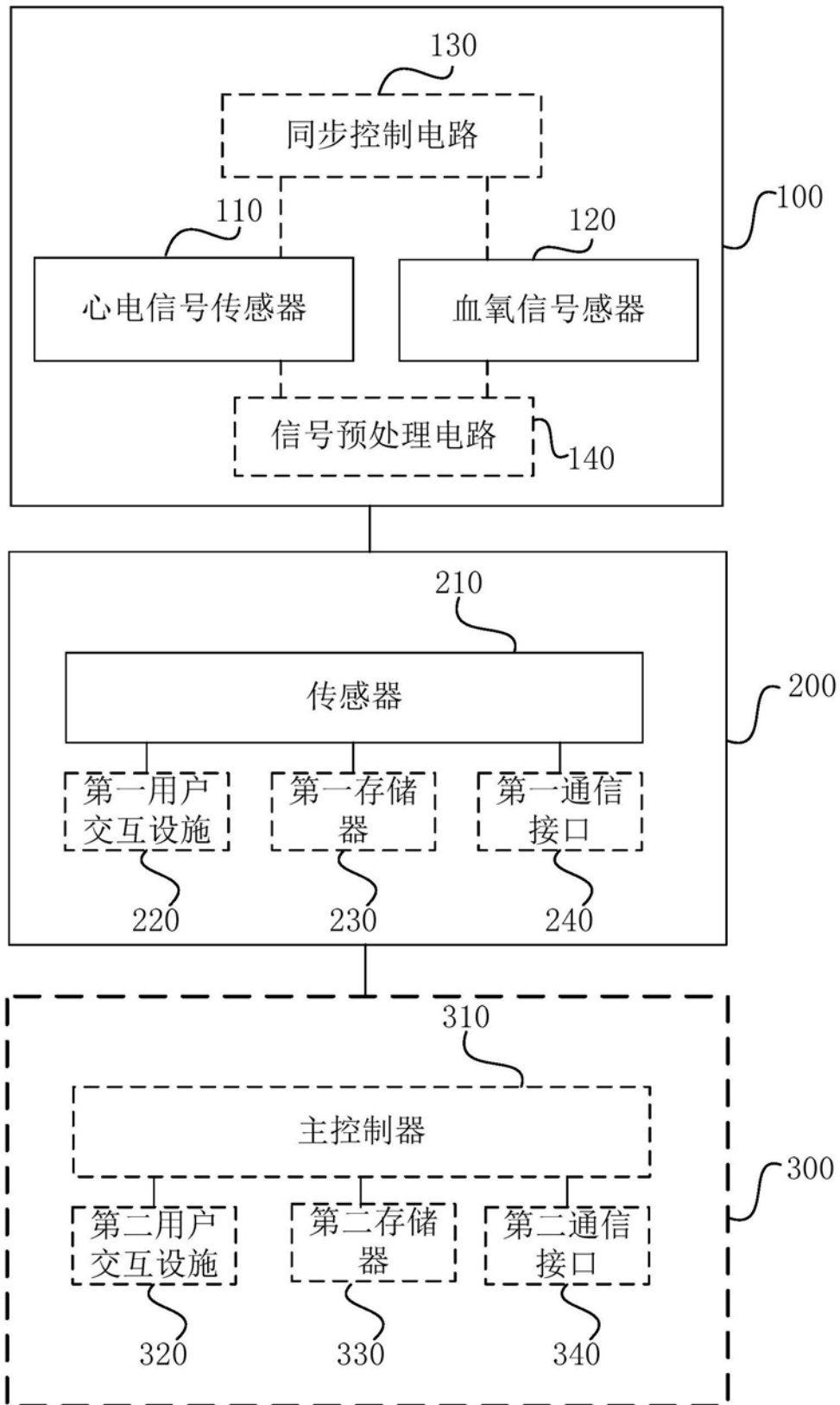


图1

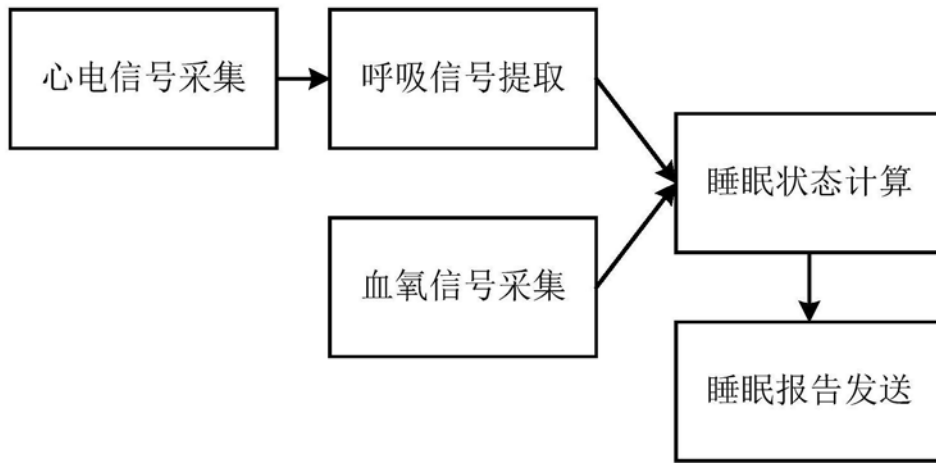


图2

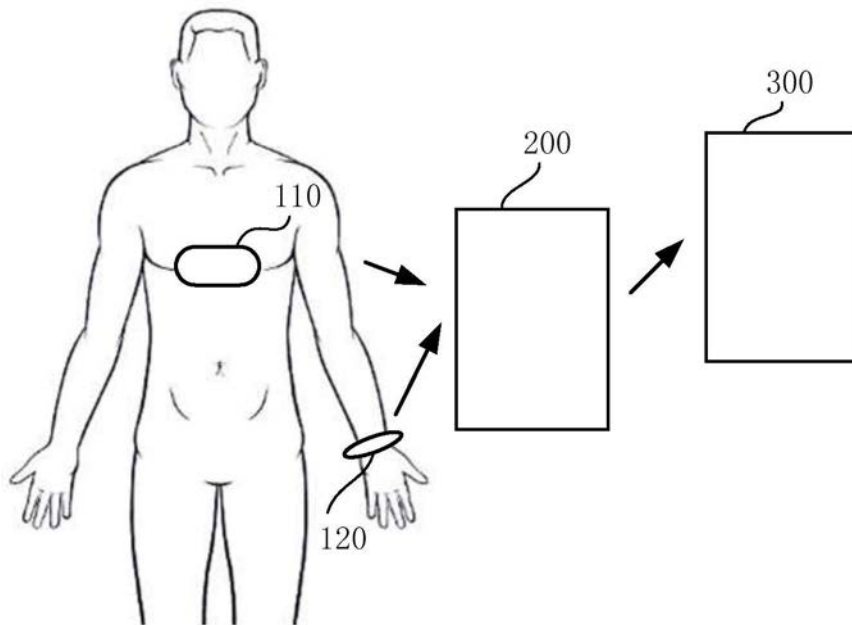


图3

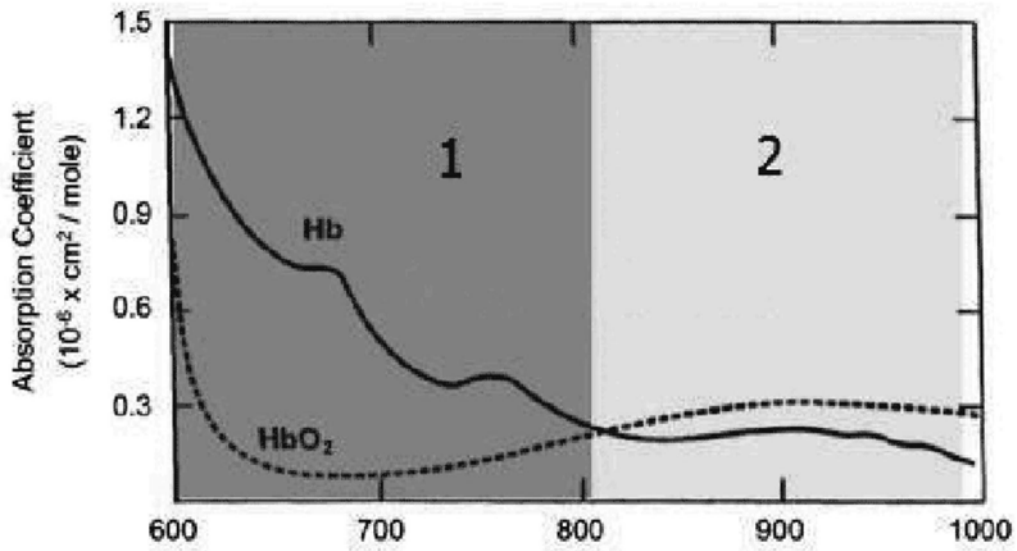


图4

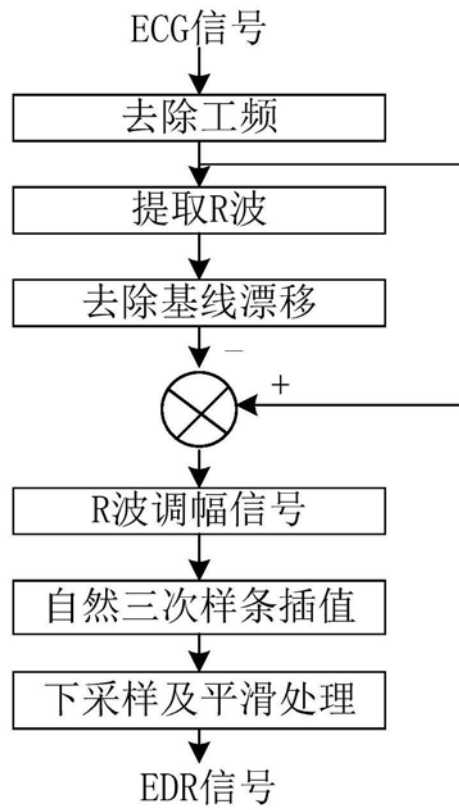


图5

专利名称(译)	睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备		
公开(公告)号	CN210228129U	公开(公告)日	2020-04-03
申请号	CN201822247224.9	申请日	2018-12-29
[标]发明人	赵王麒麟 王红亮		
发明人	赵王麒麟 王红亮		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/1455 A61B5/00 A61B5/08		
代理人(译)	瞿朝兵		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种睡眠呼吸暂停低通气综合征检测设备。所述设备包括数据采集装置(100)和分析处理装置(200)，所述数据采集装置(100)包括心电信号传感器(110)及血氧信号传感器(120)，其分别用于采集人体的心电信号和血氧信号；所述分析处理装置(200)包括数据处理器件(210)，其用于从所述心电信号中提取呼吸信号，并根据所述呼吸信号和血氧信号实时对呼吸暂停和呼吸低通气状态进行识别，计算呼吸暂停低通气指数，并对人体睡眠状态进行分析，得到分析结果。本实用新型具有操作简单、佩戴方便、舒适性好、实时性强的优点。

