



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110477887 A

(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201910882178.6

(22)申请日 2019.09.18

(71)申请人 浙江理工大学

地址 310018 浙江省杭州市经济技术开发区白杨街道2号大街928号

(72)发明人 童基均 蒋路茸 杨佳锋 柏雁捷

(74)专利代理机构 杭州天勤知识产权代理有限公司 33224

代理人 白静兰

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

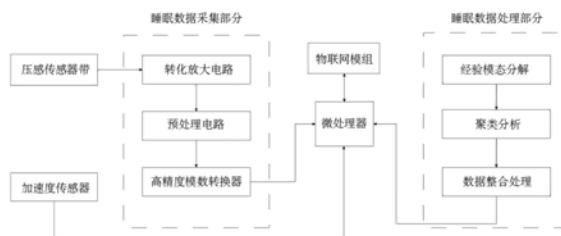
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置

(57)摘要

本发明公开了一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置:传感器阵列产生阻值变动信号并传输至采集电路;采集电路传输阻值变动信号至预处理电路;预处理电路对阻值变动信号进行噪声滤除后传输至微处理器;加速度传感器模块采集翻身的体动信号并传输至微处理器;微处理器分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号,得到呼吸类别和心跳频率并传输至云平台;云平台,根据呼吸类别判断在一段时间内人在床上的睡眠深度,并记录呼吸暂停时的时间段,并结合翻身的次数与频率、心跳频率绘制出睡眠质量时间图。该监测装置可对人体进行无影响式的心率及呼吸频率监测,并可以获取睡眠者翻身次数,可为医生或监护者提供睡眠质量和呼吸暂停病症的分析数据。



1. 一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述监测装置包括:  
传感器阵列,包括多条压感传感带及间隔贴合在多条压感传感带两侧的塑料薄板,用于根据睡眠者体动的变化产生阻值变动信号并传输至采集电路;  
采集电路,收集阻值变动信号并传输至预处理电路;  
预处理电路,对阻值变动信号进行噪声滤除后传输至微处理器;  
加速度传感器模块,采集睡眠者在睡眠过程中翻身的体动信号,包括翻身的次数与频率,并传输至微处理器;  
微处理器,分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号,分别判别和计数后得到呼吸类别和心跳频率并通过物联网通信模块传输至云平台;  
云平台,对所上传的呼吸类别进行时间排列,判断在一段时间内人在床上的睡眠深度,并记录呼吸暂停时的时间段,并结合翻身的次数与频率、心跳频率绘制出睡眠质量时间图,并将这些信息上传至客户端。
2. 根据权利要求1所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述塑料薄板包括方形塑料薄板和椭圆形薄板,所述椭圆形薄板位于多条压感传感带的中央处,所述椭圆形薄板的面积大于方形塑料薄板。
3. 根据权利要求2所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述方形塑料薄板间或方形塑料薄板与椭圆形薄板的间隔距离为8-12厘米。
4. 根据权利要求2所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述压感传感带为两条,分别贴合在塑料薄板纵向的1/4和3/4位置处。
5. 根据权利要求1所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述采集电路为存在一定比例放大的阻压转换电路和模数转换电路,所述预处理电路为巴特沃斯低通滤波电路。
6. 根据权利要求1所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述传感带阵列安装于床垫贴近睡眠者正常睡眠时的上背位置,所述加速度传感器模块安装在床侧或床背。  
所述加速度传感器模块安装在不易被睡眠者接触到的位置,防止影响睡眠环境。
7. 根据权利要求1所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述微处理器分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号的方法为:通过经验模态分解算法进行心跳、呼吸的本征模态提取,分离两者得到各自独立的信号,并在各自独立的信号中提取平均幅度、方差和短时频谱组成各自独立信号模型识别的特征向量空间,最后采用聚类分析进行分别两者的判别和计数。
8. 根据权利要求7所述的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,其特征在于,所述加速度传感器采集到翻身的体动信号时,此时传感器阵列产生的阻值变动信号为干扰信号,微处理器在去除干扰信号后再进行分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号。

## 一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于呼吸与心跳信号采集与监测技术领域,特别涉及一种非侵入式长程呼吸暂停综合征检测装置。

### 背景技术

[0002] 睡眠是人类生命过程中极其重要的生理需要,但据调查我国38.2%的人群具有睡眠障碍问题。其中,睡眠呼吸暂停低通气综合征(sleep apnea-hypopnea syndrome, SAHS)是一种严重影响人们睡眠质量和身体健康的睡眠疾病,睡眠中常见表现形式为打鼾、短暂气喘、呼吸停止、身体抽动甚至休克、危及生命安全。

[0003] 睡眠呼吸暂停低通气综合征对患者的身体健康和睡眠质量具有较大的影响。临床研究表明,长期睡眠呼吸暂停低通气综合征可导致心律失常、心肌梗塞、高血压、等多种疾病。因此,睡眠呼吸暂停低通气综合征的早期诊断对治疗慢性高血压病、提升老年人生活质量具有重要意义。

[0004] 但是由于睡眠呼吸暂停低通气综合征在睡眠中间歇性发作的特点,即使是本人、配偶或家人也很难了解其夜间睡眠时的发作情况,因此采集睡眠呼吸暂停低通气综合征病史存在较大的困难。现有的睡眠呼吸暂停低通气综合征监测和检测设备从检测原理上可分为:(1)运动检测法:利用呼吸时的胸腔运动转换为电信号是一种较为简单、实用的方法。缺点是每一个个体在睡眠中呼吸深浅的变化是很大的,但通常的检测阈值却是固定不变的,因此用以判断呼吸暂停只能作为粗略判断。(2)胸透检测法:利用呼吸时肺部组织电阻率的变化来判断呼吸暂停。电阻抗法对呼吸暂停的检测是十分有效的,它能直接反映肺通气的有无,而且简单易行,无损无害,价格低廉。病人也无明显不适感,其相应的仪器装置小型、轻便,可广泛应用于家庭及病房中。但实际测量中,这种阻抗变化包含有电极极化、皮层组织等组织变化、运动伪迹,因此造成测量上的困难。阻抗法在使用中还需进一步完善。(3)热敏气流检测法:利用呼吸时口鼻处的气流温度变化来判断睡眠时的呼吸状况,此种方法优点是不受呼吸运动的影响,但是缺点也是显而易见,易受到环境温度的影响。

[0005] 睡眠监测从检测设备的类型上分类则有:(1)多导睡眠检测(PSG):多导睡眠图监测是最权威的方法,是目前国际公认的“金标准”。PSG可以记录多项生理参数包括脑电图、心电图、口鼻气流、血氧饱和度、鼾声、体位、眼球运动、肢体运动、胸腹呼吸运动等。PSG不仅可以判断睡眠呼吸暂停综合征的严重程度,而且可以定量分析患者的睡眠结构,了解患者睡眠过程中的血氧、呼吸节律以及心电血压的变化。缺点是PSG监测一次的时间需要至少8个小时,患者需要在医院监护室待上整个晚上,PSG检查费用昂贵,其次需要患者身上布满各种传感器。不习惯的睡眠环境会对被检测者的睡眠的质量产生一定影响,从而影响测量结果。(2)可穿戴式检测:常见的是手环式,利用手环中的心电传感器与加速度传感器推测睡眠的状况,通过体动频率获知睡眠状态,深度睡眠用户体动相对较少,浅度睡眠则反之。但手环无法监测出呼吸状况,且由较大部分用户难以接受佩戴手环睡觉。(3)基于床垫式呼吸检测:利用电阻或者电容式薄膜传感器采集睡眠时的呼吸、心率、体动等参数,此种方法

相对于可穿戴设备来说更加贴合患者,精度更高,受到的干扰更小,因为是隐藏在床垫中,不易被患者察觉,更能真实的反应患者的睡眠状况与呼吸暂停状况。相比与多导睡眠检测来说成本低廉,更适合在家中自行监测或者是养老院集中监护。

## 发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,在人睡眠时,可对人体进行无影响式的心率及呼吸频率监测,并可以获取睡眠者翻身次数,可为医生或监护者提供睡眠质量和呼吸暂停病症的分析数据。

[0007] 为达到以上目的,本发明是采用如下技术方式实现的:

[0008] 一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置,所述监测装置包括:

[0009] 传感器阵列,包括多条压感传感带及间隔贴合在多条压感传感带两侧的塑料薄板,用于根据睡眠者体动的变化产生阻值变动信号并传输至采集电路;

[0010] 采集电路,收集阻值变动信号并传输至预处理电路;

[0011] 预处理电路,对阻值变动信号进行噪声滤除后传输至微处理器;

[0012] 加速度传感器模块,采集睡眠者在睡眠过程中翻身的体动信号,包括翻身的次数与频率,并传输至微处理器;

[0013] 微处理器,分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号,分别判别和计数后得到呼吸类别和心跳频率并通过物联网通信模块传输至云平台;

[0014] 云平台,对所上传的呼吸类别进行时间排列,判断在一段时间内人在床上的睡眠深度,并记录呼吸暂停时的时间段,并结合翻身的次数与频率、心跳频率绘制出睡眠质量时间图,并将这些信息上传至客户端。

[0015] 本发明的原理在于:在人躺在床上睡眠过程中,翻身,肺部收缩,心脏搏动都会产生一定强度的体动信号,可被经处理的压力传感器带与加速度传感器所捕捉

[0016] 在本发明提供的监测装置中,所述物联网通信模组向云平台传输的数据皆由微处理器计算打包,并可在附带OLED显示屏上显示出网络连接状态和发送的数据简要情况。通过云平台软件的展示,可将数据共享给监护者和医生,以在远距离,非入侵,不需长时损耗监测者时间的情况下获取患者呼吸暂停症状和睡眠质量的数据。

[0017] 所述塑料薄板包括方形塑料薄板和椭圆形薄板,所述椭圆形薄板位于多条压感传感带的中央处,所述椭圆形薄板的面积大于方形塑料薄板。

[0018] 中央处塑料薄板为椭圆形,可以更加贴合在正常睡姿时胸腔的肺部投影位置,能够更好地提取体动信号。

[0019] 所述方形塑料薄板间或方形塑料薄板与椭圆形薄板的间隔距离为8-12厘米。所述方形塑料薄板的尺寸为5\*10cm。

[0020] 所述压感传感带为两条,分别贴合在塑料薄板纵向的1/4和3/4位置处。通过将压感传感带布置在上述塑料薄板位置,可以较为均匀的方式进行不同肌群间的信号采集,并在算法中将多路传感器信号进行互相融合补偿,优化数据。

[0021] 所述采集电路为存在一定比例放大的阻压转换电路和模数转换电路,所述预处理电路为巴特沃斯低通滤波电路。模数转换器为24位高精度ADC,预处理电路主要是滤除一些环境噪声以及高频的体动信号的干扰。

[0022] 所述传感带阵列安装于床垫贴近睡眠者正常睡眠时的上背位置,所述加速度传感器模块安装在床侧或床背。

[0023] 在本发明中,将所述加速度传感器模块安装在不易被睡眠者接触到的位置,防止影响睡眠环境。速度传感器可以截取翻身等幅度比较大的动作的信号,结合压感带的信号,可以评定用户的睡眠质量,并同时可为传感带截取到大幅体动信号时提供去除异样状态干扰的作用。

[0024] 所述微处理器分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号的方法为:通过经验模态分解算法进行心跳、呼吸的本证模态提取,分离两者得到各自独立的信号,并在各自独立的信号中提取平均幅度、方差和短时频谱组成各自独立信号模型识别的特征向量空间,最后采用聚类分析进行分别两者的判别和计数。

[0025] 其中,使用阈值截取,卷积,聚类分析等算法划分呼吸信号窗,在截取的一段阻值变动信号中进行呼吸和心跳信号的分离。

[0026] 优选的,所述加速度传感器采集到翻身的体动信号时,此时传感器阵列产生的阻值变动信号为干扰信号,微处理器在去除干扰信号后再进行分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号。

[0027] 即,加速度传感器采集到翻身的体动信号时,对同步的压感传感信号进行适当删除,避免对计算造成干扰和影响。

[0028] 与现有技术相比,本发明提供的监测装置为一种非侵入式装置,在人睡眠时,可对人体进行无影响式的心率及呼吸频率监测,并可以获取睡眠者翻身次数,可为医生或监护者提供睡眠质量和呼吸暂停病症的分析数据。

## 附图说明

[0029] 图1为本发明提供的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置的功能结构框图。

[0030] 图2为本发明提供的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置的传感器阵列的安装结构示意图。

[0031] 图3为本发明提供的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置的装置结构示意图。

[0032] 图4为经验模态分解算法流程示意图。

[0033] 图5为本发明提供的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置的初步采集获得数据绘制图。

[0034] 图6为本发明一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置的原采集数据经过经验模态分解得到心跳呼吸信号的绘制图。

[0035] 其中,1、第一塑料薄板;2、压力传感器带;3、第二塑料薄板;4、方形塑料薄板;5、压力传感器带;6、椭圆形塑料薄板;7、总系统电路板;8、物联网通信模块;9、加速度传感器模块;10、微处理器;11、显示模块。

## 具体实施方式

[0036] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行完整的描述。显而易见,此处说描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。基于

本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护范围。

[0037] 如图1-图3所示,本发明提供的非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置包括:

[0038] 传感器阵列,包括多条压感传感带及间隔贴合在多条压感传感带两侧的塑料薄板,用于根据睡眠者体动的变化产生阻值变动信号并传输至采集电路;

[0039] 采集电路,收集阻值变动信号并传输至预处理电路;

[0040] 预处理电路,对阻值变动信号进行噪声滤除后传输至微处理器;

[0041] 加速度传感器模块9,采集睡眠者在睡眠过程中翻身的体动信号,包括翻身的次数与频率,并传输至微处理器;

[0042] 微处理器10,分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号,分别判别和计数后得到呼吸类别和心跳频率并通过物联网通信模块8传输至云平台;

[0043] 云平台,对所上传的呼吸类别进行时间排列,判断在一段时间内人在床上的睡眠深度,并记录呼吸暂停时的时间段,并结合翻身的次数与频率、心跳频率绘制出睡眠质量时间图,并将这些信息上传至客户端。

[0044] 其中,微处理器10为STM32F407,呼吸心跳分离算法,识别算法都内嵌于STM32芯片当中,如图1所示,微处理器还承担了整理数据,与物联网模组通信的工作。

[0045] 其中,如图2所示,传感器阵列的局部结构为:压感传感带2的两侧间隔贴合有第一塑料薄板1和第二塑料薄板2。

[0046] 其中,如图3所示,传感器阵列的整体结构为:两条FSR408压感传感带5,在其每隔十厘米处添加上下双5\*10cm方形塑料薄板4,压感传感器带5分别贴合在方形塑料薄板4纵向的1/4,3/4位置处,并将压感传感器带5中央处塑料薄板改为椭圆形塑料薄板6,以贴合用户在正常睡姿时胸腔的肺部投影位置。通过增加塑料薄板可以增加压感传感器带5与人体的接触面积,并且将中央处塑料薄板改为椭圆形塑料薄板6,以贴近心肺的位置,可更加完整地采集人体体动信号。

[0047] 其中,采集电路以及预处理电路,采集电路为存在一定比例放大的阻压转换电路和模数转换电路,预处理电路为巴特沃斯200Hz低通滤波电路。模数转换器采用ADS1220,其为多通道24位差分ADC,编程使其进行45Hz采样频率的采样。上述电路所用运放为LM4562低失真低噪声运放。采集电路和预处理电路集成在总系统电路板7上(总系统电路板7还集成有供电电路及微处理器外围电路等)。通过模拟电路对阻值变动信号可以进行阻抗匹配、滤波、信号放大等处理,接着由模数转换电路把人体体动参数的模拟信号转化为数字信号,为微处理器提供数据。由于采集电路采集的阻值变动信号包含各种噪声,部分数据为非有用数据,信号中蕴含的有用信息难以提取。通过预处理电路的巴特沃斯200Hz低通滤波电路,可得到滤波后的较好信号。图5为采集电路收集到的人体睡眠时信号图谱,其中0-1200帧为正常呼吸状态下的信号,1200帧后实验者停止呼吸,可见,传感器阵列和采集电路在人睡眠呼吸暂停的过程中获取的数据具有相当明显的特征性。

[0048] 由于本发明提供的监测装置的心率采集部分仅提供计数功能而非心电分析功能,故并未使用高频采样,目的获取符合心跳特征的波形即可。

[0049] 其中,加速度传感器模块9为mpu6050模块。在数据采集分析时,翻身的体动信号为较大幅度,且不规则的信号部分,在微处理器进行正常信号处理时,该部分数据可视为对于

呼吸与心跳信号而言的干扰数据,但在睡眠监护时,翻身同样是需要记录的重要数据。故加入加速度传感器,与其他模拟电路进行同时信号采集,在发生大幅度体动时,可在记录的同时,为呼吸心跳数据部分提供去除该部分干扰的功能。

[0050] 可选地,物联网通信模块8可选用ESP8266或者树莓派,两者都可以通过串口与微处理器进行通信,并使用mqtt协议将数据与因特网云平台进行沟通,并使系统接受一定可调功能的控制。

[0051] 可选地,显示模块11作为人机互动部分,采用SSD1351模块,可为用户提供部分数据展示,云平台连接状态显示等功能,可选择安装与否。

[0052] 用微处理器10对数据进行分离处理,其过程主要是用经过改进的经验模态分解算法进行心跳、呼吸的本证模态提取,分离两者,并在各自分离的信号中提取平均幅度,短时方差,短时频谱组成各自信号模式识别的特征向量空间,最后采用聚类分析进行两者的判别和计数。

[0053] 具体地,如图4所示,经验模态分解算法流程如下:

[0054] (1) 找到原信号 $x(t)$ 的所有极大值点,通过三次样条函数拟合出极大值包络线 $e_+(t)$ ;同理拟合出信号的极小值包络线 $e_-(t)$ 。上下包络线的均值为 $m_1(t)$ 。

[0055] (2) 将原信号减去 $m_1(t)$ ,即可获得一个去掉低频的新信号 $h_1^1(t)$ 。

[0056] (3) 一般 $h_1^1(t)$ 不是一个平稳信号,不满足本证模态定义的条件,重复上述过程,假定经过 $k$ 次之后, $h_1^k(t)$ 满足本证模态定义的条件。则 $h_1^k(t)$ 为 $x(t)$ 的一阶本证模态分量。重复可获得 $x(t)$ 的多阶本证模态分量。即各种信号的独立成分。

[0057] (4) 重复可获得 $x(t)$ 的多阶本证模态分量。即各种信号的独立成分。

[0058] 如图6所示,第1小图为原采集信号,第2小图为去趋势化操作后的归一信号,第3、4小图为经过基本经验模态分解算法后分解的图谱。

[0059] 用微处理器对数据进行呼吸模型识别处理,其主要过程是聚类分析算法,其流程如下:

[0060] (1) 将分离后的呼吸信号提取平均幅度、方差、频谱,用三个数据特征组成呼吸信号的特征向量。

[0061] (2) 得到上述三个特征向量后,采用聚类分析的归类方法进行呼吸模型的识别。

[0062] (3) 根据呼吸模型的数据,更深入地对呼吸数据进行据于呼吸暂停,浅睡眠呼吸,深睡眠呼吸等类别进行分类。

[0063] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,对于本领域的普通技术人员而言,可以理解在不脱离本发明的原理和精神的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由所附权利要求及其等同物限定。

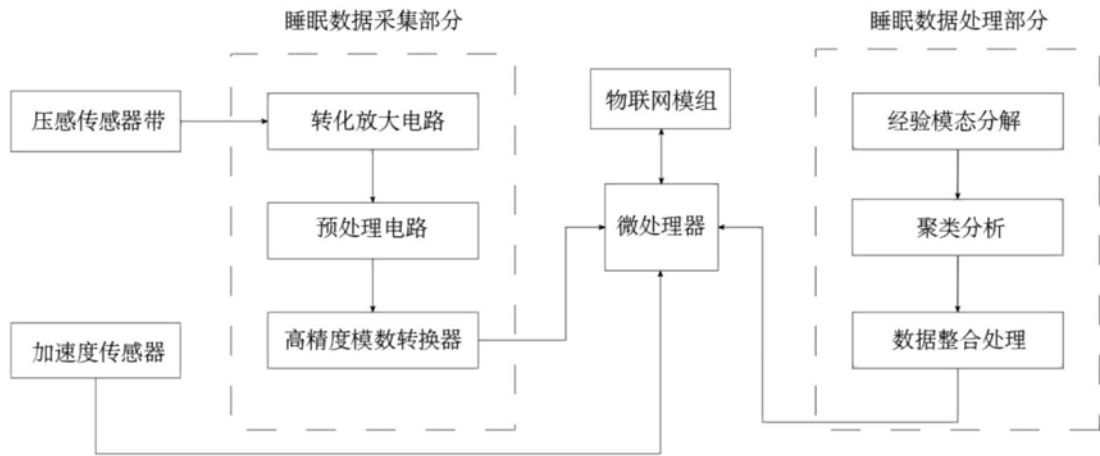


图1

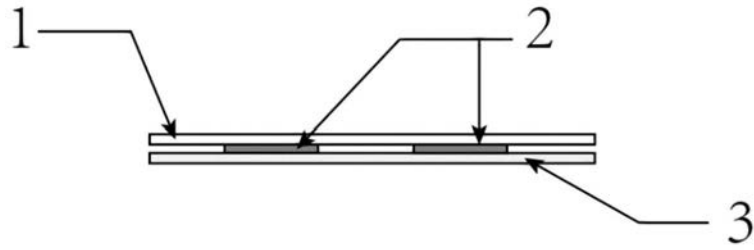


图2

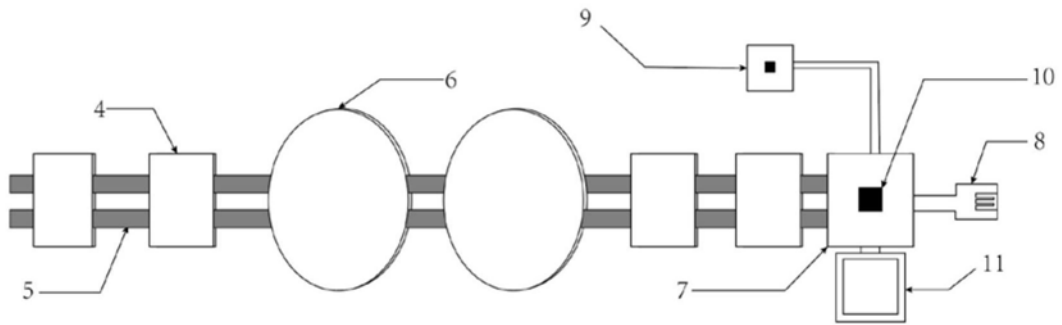


图3

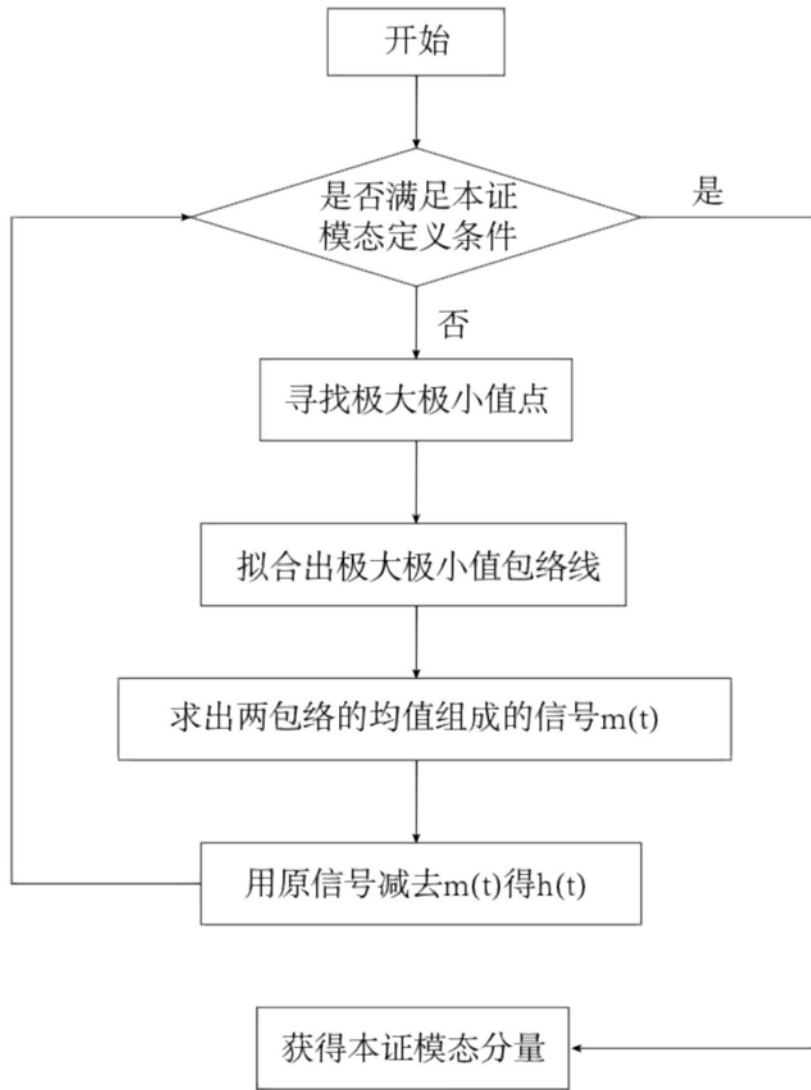


图4

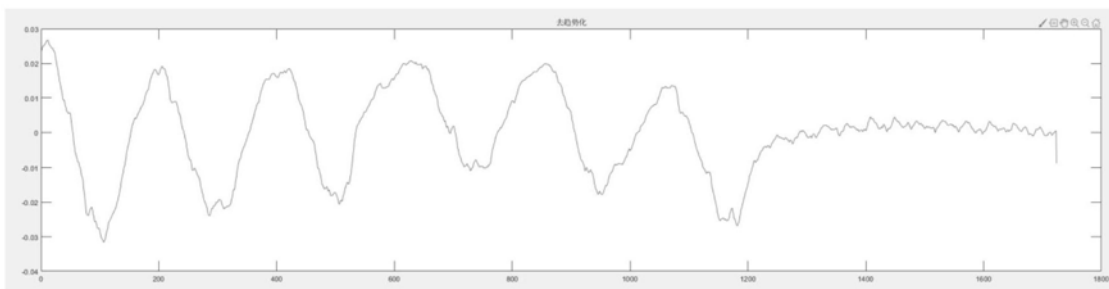


图5

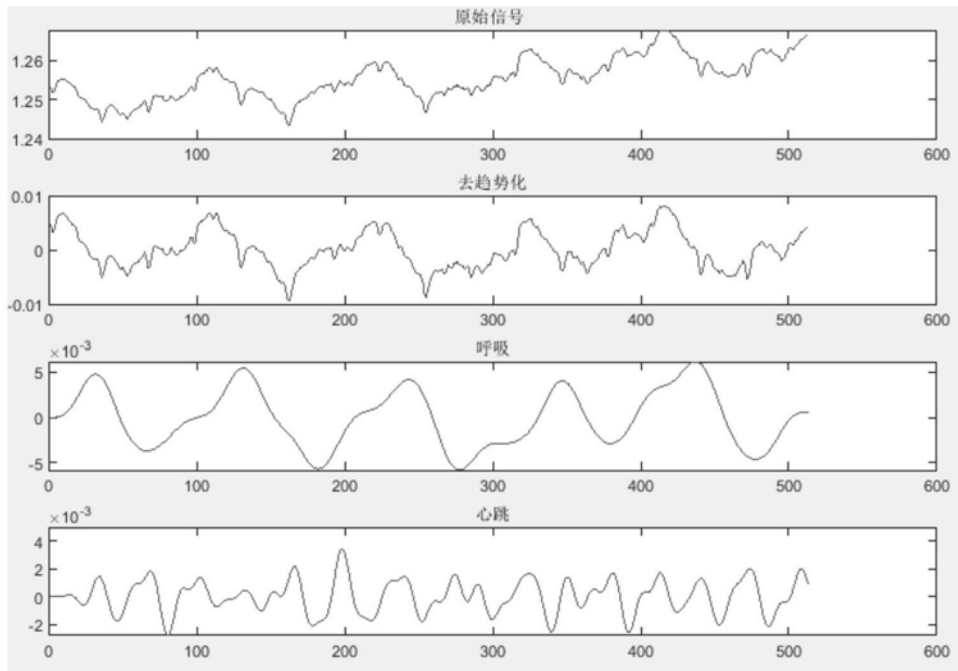


图6

专利名称(译)	一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110477887A</a>	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201910882178.6	申请日	2019-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	浙江理工大学		
申请(专利权)人(译)	浙江理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江理工大学		
[标]发明人	童基均 蒋路茸 杨佳锋 柏雁捷		
发明人	童基均 蒋路茸 杨佳锋 柏雁捷		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/0826 A61B5/1116 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B5/7264		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种非侵入式长程呼吸暂停综合征的监测装置：传感器阵列产生阻值变动信号并传输至采集电路；采集电路传输阻值变动信号至预处理电路；预处理电路对阻值变动信号进行噪声滤除后传输至微处理器；加速度传感器模块采集翻身的体动信号并传输至微处理器；微处理器分离阻值变动信号中的呼吸和心跳信号，得到呼吸类别和心跳频率并传输至云平台；云平台，根据呼吸类别判断在一段时间内人在床上的睡眠深度，并记录呼吸暂停时的时间段，并结合翻身的次数与频率、心跳频率绘制出睡眠质量时间图。该监测装置可对人体进行无影响式的心率及呼吸频率监测，并可以获取睡眠者翻身次数，可为医生或监护者提供睡眠质量和呼吸暂停病症的分析数据。

