



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113951869 B

(45) 授权公告日 2024.05.28

(21) 申请号 202111363524.3

A61B 5/11 (2006.01)

(22) 申请日 2021.11.17

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

US 2018116588 A1, 2018.05.03

申请公布号 CN 113951869 A

CN 108814556 A, 2018.11.16

(43) 申请公布日 2022.01.21

CN 113164101 A, 2021.07.23

(73) 专利权人 上海跃扬医疗科技有限公司

CN 111035367 A, 2020.04.21

地址 200030 上海市徐汇区钦州北路1199

CN 111938584 A, 2020.11.17

号87号楼7楼

JP 2006187510 A, 2006.07.20

(72) 发明人 严加勇 陈雨行 杨树臣 张智明

JP 2011104248 A, 2011.06.02

(74) 专利代理机构 上海恒锐佳知识产权代理事

JP 2021142338 A, 2021.09.24

务所(普通合伙) 31286

US 2015164375 A1, 2015.06.18

专利代理师 黄海霞

刘梦星,等.一种基于心冲击图的床垫式睡眠姿态检测系统.中国医疗器械杂志.2019,第43卷(第04期),243-247.

(51) Int. Cl.

审查员 张笑阳

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

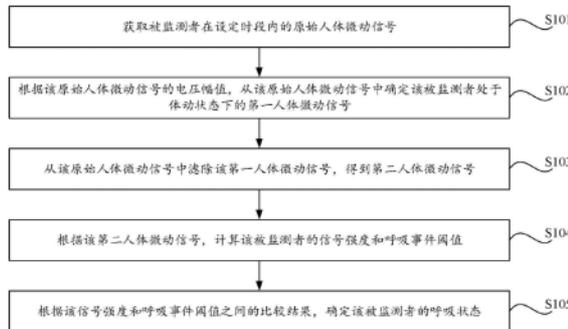
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

一种呼吸障碍检测方法、装置、设备及介质

(57) 摘要

本发明提供了一种呼吸障碍检测方法、装置、设备及介质,包括:获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号;从该原始人体微动信号中确定该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号;从该原始人体微动信号中滤除该第一人体微动信号,得到第二人体微动信号;根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的信号强度和呼吸事件阈值;根据该信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定该被监测者的呼吸状态。本发明通过获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号,并根据该原始人体微动信号的电压幅值确定此时人体是否处于体动状态,并通过滤除人体处于体动状态下的信号,排除体动状态对微动信号监测的影响,进而提高对呼吸障碍检测的准确度。



1. 一种呼吸障碍检测方法,其特征在于,包括:

获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号;

根据所述原始人体微动信号的电压幅值,从所述原始人体微动信号中确定所述被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号;

从所述原始人体微动信号中滤除所述第一人体微动信号,得到第二人体微动信号;

根据所述第二人体微动信号,计算所述被监测者的信号强度和呼吸事件阈值;

根据所述第二人体微动信号,计算所述被监测者的信号强度,包括:针对每个通道的参考人体微动信号,计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,得到每个通道的参考信号强度;将所述通道的参考信号强度取均值,得到所述被监测者的信号强度;

根据所述第二人体微动信号,计算所述被监测者的呼吸事件阈值,包括:对所述被监测者的信号强度进行降采样;对降采样后的微动信号进行滤波和线性插值,得到所述被监测者的呼吸事件阈值;

根据所述信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定所述被监测者的呼吸状态。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述原始人体微动信号包括N个通道的参考人体微动信号,所述N个通道的参考人体微动信号来源于N个压力微动传感装置;

根据所述原始人体微动信号的电压幅值,从所述原始人体微动信号中确定所述被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号,包括:

分别计算每个通道的参考人体微动信号在设定步长下的累计和值;

从所述设定时段中确定是否存在K个通道均满足累计和值大于设定阈值的目标子时段,K为小于N的正整数;

若存在,则将所述目标子时段内的通道的参考微动信号确定为所述被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号。

3. 根据权利要求1至2任一项所述的方法,其特征在于,根据所述信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定所述被监测者的呼吸状态,包括:

当所述信号强度小于参考阈值且所述信号强度小于所述参考阈值的时段达到预设时长时,确定所述时段内所述被监测者的呼吸状态处于呼吸暂停状态或低通气状态。

4. 一种呼吸障碍检测装置,其特征在于,包括:

获取单元,获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号;

滤除单元,根据所述原始人体微动信号的电压幅值,从所述原始人体微动信号中确定所述被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号;

从所述原始人体微动信号中滤除所述第一人体微动信号,得到第二人体微动信号;

计算单元,根据所述第二人体微动信号,计算所述被监测者的信号强度和呼吸事件阈值;

其中,计算单元用于针对每个通道的参考人体微动信号,计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,得到每个通道的参考信号强度;将所述通道的参考信号强度取均值,得到所述被监测者的信号强度;

所述计算单元还用于:对所述被监测者的信号强度进行降采样;对降采样后的微动信号进行滤波和线性插值,得到所述被监测者的呼吸事件阈值;

分析单元,根据所述信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定所述被监测者的

呼吸状态。

5. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述原始人体微动信号包括N个通道的参考人体微动信号,所述N个通道的参考人体微动信号来源于N个压力微动传感装置;

所述滤除单元用于:

分别计算每个通道的参考人体微动信号在设定步长下的累计和值;

从所述设定时段中确定是否存在K个通道均满足累计和值大于设定阈值的目标子时段,K为小于N的正整数;

若存在,则将所述目标子时段内的通道的参考微动信号确定为所述被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号。

6. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述分析单元用于:

当所述信号强度小于参考阈值且所述信号强度小于所述参考阈值的时段达到预设时长时,确定所述时段内所述被监测者的呼吸状态处于呼吸暂停状态或低通气状态。

7. 一种电子设备,其特征在于,包括存储器和处理器,所述存储器上存储有可在所述处理器上运行的计算机程序,当所述计算机程序被所述处理器执行时,使得所述处理器实现如权利要求1至3中任一项所述的方法。

8. 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质内存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时,实现如权利要求1至3中任一项所述的方法。

## 一种呼吸障碍检测方法、装置、设备及介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学信号处理与分析领域,特别是涉及一种呼吸障碍检测方法、装置、设备及介质。

### 背景技术

[0002] 近年来,基于人体微动信号的生命体征监测技术研究已成为主动健康领域的研究热点之一。与心电、多导睡眠记录仪等生理监测设备相比,人体微动信号检测设备如微动敏感床垫、高精度加速度传感器等具有非接触、低心理负荷等优点,所以,有望应用于对心率、呼吸和睡眠质量等生命体征、生理参数进行长期监测,呼吸障碍检测是基于人体微动信号的重要应用之一。目前,基于人体微动信号的呼吸障碍自动检测算法很少,且存在呼吸障碍检测结果不够准确的问题。

[0003] 因此,亟需一种呼吸障碍检测方案能够提高检测结果的准确度。

### 发明内容

[0004] 本发明提出了一种呼吸障碍检测方法及装置,提高了呼吸障碍检测结果的准确度。

[0005] 第一方面,本发明提供一种呼吸障碍检测方法,包括:获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号;根据该原始人体微动信号的电压幅值,从该原始人体微动信号中确定该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号;从该原始人体微动信号中滤除该第一人体微动信号,得到第二人体微动信号;根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的信号强度和呼吸事件阈值;根据该信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定该被监测者的呼吸状态。

[0006] 其有益效果在于:本发明通过获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号,并根据该原始人体微动信号的电压幅值确定此时人体是否处于体动状态,并通过滤除人体处于体动状态下的信号,排除体动状态对微动信号监测的影响,进而提高对呼吸障碍检测的准确度。

[0007] 可选地,该原始人体微动信号包括N个通道的参考人体微动信号,该N个通道的参考人体微动信号来源于N个压力微动传感装置;根据该原始人体微动信号的电压幅值,从该原始人体微动信号中确定该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号,包括:分别计算每个通道的参考人体微动信号在设定步长下的累计和值;从该设定时段中确定是否存在K个通道均满足累计和值大于设定阈值的目标子时段,K为小于N的正整数;若存在,则将该目标子时段内的通道的参考微动信号确定为该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号。其有益效果在于:因为同一设定时段使用多个压力微动传感装置可以采集到更全面的信息,所以本发明在同一设定时段内同时获取来自多个压力微动传感装置的微动信号,并对来自多个通道的微动信号进行融合,可以提到对呼吸障碍检测的准确度。

[0008] 可选地,根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的信号强度,包括:针对每个

通道的参考人体微动信号,计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,得到每个通道的参考信号强度;将该通道的参考信号强度取均值,得到该被监测者的信号强度。其有益效果在于:通过计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,可以减小信号漂移对计算过程的影响,提高信号强度计算时的准确度。

[0009] 可选地,根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的呼吸事件阈值,包括:对该被监测者的信号强度进行降采样;对降采样后的微动信号进行滤波和线性插值,得到该被监测者的呼吸事件阈值。其有益效果在于:通过对该被监测者的信号强度进行降采样处理,可以减少数据的计算量,提高计算速度;并通过滤波处理提高信号的抗干扰能力,通过上述处理,可以更加快速准确地得到呼吸事件的阈值。

[0010] 可选地,根据该信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定该被监测者的呼吸状态,包括:当该信号强度小于该参考阈值且该信号强度小于该参考阈值的时段达到预设时长时,确定该时段内该被监测者的呼吸状态处于呼吸暂停状态或低通气状态。其有益效果在于:现有技术中的呼吸时间的阈值往往是一个定值,所以有效解决因个体差异或不同睡姿引起的呼吸信号存在差异的问题,本发明通过根据实时采集到的信号强度计算呼吸事件的阈值可以有效解决现有技术中存在的这一问题,提高了对呼吸状态判断时的准确性。

[0011] 第二方面,本发明提供一种呼吸障碍检测装置,该装置包括执行上述第一方面的任意一种可能的设计的方法的模块/单元。这些模块/单元可以通过硬件实现,也可以通过硬件执行相应的软件实现。

[0012] 第三方面,本申请实施例提供一种电子设备,包括处理器和存储器。其中,存储器用于存储一个或多个计算机程序;当存储器存储的一个或多个计算机程序被处理器执行时,使得该电子设备能够实现上述第一方面的任意一种可能的设计的方法。

[0013] 第四方面,本发明提供一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质内存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时,实现如上述实施例中任一项该的方法。

[0014] 第五方面,本申请实施例另提供一种计算机程序产品,当该计算机程序产品在电子设备上运行时,使得该电子设备执行上述任一方面的任意一种可能的设计的方法。

[0015] 关于上述第二方面至第五方面的有益效果可以参见上述第一方面中的描述。

## 附图说明

[0016] 图1为本发明提供的一种呼吸障碍检测方法流程图;

[0017] 图2是本发明实施例提供的一种原始人体微动信号示意图;

[0018] 图3A和图3B是本发明实施例提供的一种识别体动状态的示意图;

[0019] 图4是本发明实施例提供的一种呼吸强度的示意图;

[0020] 图5是本发明实施例提供的一种呼吸事件阈值示意图;

[0021] 图6是本发明实施例提供的一种呼吸暂停或低通气检测结果示意图。

[0022] 图7为本申请实施例提供的一种呼吸障碍检测装置示意图;

[0023] 图8为本申请实施例提供的一种电子设备示意图。

## 具体实施方式

[0024] 在详细介绍本发明实施例之前,以下先对本申请实施例中的部分用语进行解释说明,以便于本领域技术人员理解。

[0025] 1) 人体微动信号

[0026] 人体微动信号来源于,人在呼吸时由于胸腔的扩张、收缩运动以及心脏的跳动,引起的身体其它部位的运动;因此人体一直处于运动状态之中,但是相对于肢体运动,呼吸或心跳引起的身体运动非常微弱。

[0027] 2) 呼吸障碍

[0028] 呼吸障碍指的是人体出现呼吸暂停或者呼吸低通气并且持续一定时长的呼吸状态。呼吸障碍的表现症状是比较多的,有可能是由于呼吸系统阻塞造成的,也有可能是由于过度劳累及其心律失常造成的。睡眠呼吸暂停低通气综合征是指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 $\geq 5$ 次/小时并伴有嗜睡等临床症状,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(幅度)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 $\geq 4\%$ 或微醒觉。

[0029] 3) 压力微动传感装置

[0030] 压力微动传感装置指的是可以将检测到的由于呼吸引起的身体其它部位运动带来的压力,并将检测到的压力转换为电压信号的装置,目前常见的压力微动传感装置有微动敏感床垫和高精度、高灵敏度加速度传感器等。

[0031] 4) 体动状态

[0032] 指的是当人体处于睡眠或者相对静止状态时,由于翻身或者伸展等动作带来的人体状态。

[0033] 下面结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行描述。其中,在本申请实施例的描述中,以下实施例中所使用的术语只是为了描述特定实施例的目的,而并非旨在作为对本申请的限制。如在本申请的说明书和所附权利要求书中所使用的那样,单数表达形式“一种”、“该”、“上述”、“该”和“这一”旨在也包括例如“一个或多个”这种表达形式,除非其上下文中明确地有相反指示。还应当理解,在本申请以下各实施例中,“至少一个”、“一个或多个”是指一个或两个以上(包含两个)。术语“和/或”,用于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的情况,其中A、B可以是单数或者复数。字符“/”一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0034] 在本说明书中描述的参考“一个实施例”或“一些实施例”等意味着在本申请的一个或多个实施例中包括结合该实施例描述的特定特征、结构或特点。由此,在本说明书中的不同之处出现的语句“在一个实施例中”、“在一些实施例中”、“在其他一些实施例中”、“在另外一些实施例中”等不是必然都参考相同的实施例,而是意味着“一个或多个但不是所有的实施例”,除非是以其他方式另外特别强调。术语“包括”、“包含”、“具有”及它们的变形都意味着“包括但不限于”,除非是以其他方式另外特别强调。术语“连接”包括直接连接和间接连接,除非另外说明。“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。

[0035] 在本申请实施例中,“示例性地”或者“例如”等词用于表示作例子、例证或说明。本

申请实施例中被描述为“示例性地”或者“例如”的任何实施例或设计方案不应被解释为比其它实施例或设计方案更优选或更具优势。确切而言,使用“示例性地”或者“例如”等词旨在以具体方式呈现相关概念。

[0036] 如图1所示,本发明提供一种呼吸障碍检测方法流程图,该方法包括以下步骤:

[0037] S101,获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号。

[0038] 该步骤中,该设定时段可以是人体处于睡眠状态或者身体处于相对静止状态下的时段,该设定时段下人体生命特征可以通过检测人体微动信号获得。

[0039] S102,根据该原始人体微动信号的电压幅值,从该原始人体微动信号中确定该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号。

[0040] 该步骤中,人体在睡眠过程中并不是绝对静止不动的,其翻身或者伸展等动作会使得获取的微动信号的幅值上涨,并且会影响对被监测者人体微动信号的检测,所以需要通过微动信号的电压幅值来判断人体是否处于体动状态。

[0041] S103,从该原始人体微动信号中滤除该第一人体微动信号,得到第二人体微动信号。

[0042] 该步骤中,当人体处于体动状态时,检测到的微动信号的幅值会明显大于人体由于呼吸运动带来的微动信号的幅值,所以通过判断滤除体动状态下的信号,可以提高对人体微动信号检测的准确度。

[0043] S104,根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的信号强度和呼吸事件阈值。

[0044] 该步骤中,信号强度和呼吸时间的阈值都是通过第二人体微动信号计算的,可以有效地解决现有技术中固定阈值不能解决个体差异的问题。

[0045] S105,根据该信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定该被监测者的呼吸状态。

[0046] 在上述实施例中,本发明通过获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号,并根据该原始人体微动信号的电压幅值确定此时人体是否处于体动状态,并通过滤除人体处于体动状态下的信号,排除体动状态对微动信号监测的影响,进而提高对呼吸障碍检测的准确度。

[0047] 在一些可能的实施例中,该原始人体微动信号包括N个通道的参考人体微动信号,该N个通道的参考人体微动信号来源于N个压力微动传感装置;根据该原始人体微动信号的电压幅值,从该原始人体微动信号中确定该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号,包括:分别计算每个通道的参考人体微动信号在设定步长下的累计和值;从该设定时段中确定是否存在K个通道均满足累计和值大于设定阈值的目标子时段,K为小于N的正整数;若存在,则将该目标子时段内的通道的参考微动信号确定为该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号。因为在同一设定时段使用多个压力微动传感装置可以采集到更全面的信息,所以本发明在同一设定时段内同时获取来自多个压力微动传感装置的微动信号,并对来自多个通道的微动信号进行融合,可以提到对呼吸障碍检测的准确度。

[0048] 示例性地,如图2所示,该原始人体微动信号包括5个通道的参考人体微动信号,该5个通道的参考人体微动信号来源于5个压力微动传感装置,分别计算每个通道的参考人体微动信号在设定步长下的累计和值,如图3A所示,该设定步长为1秒或3秒,但是仅以此作为示例说明,并不限制设定步长的取值。当参考人体微动信号的每个时段在设定步长为1秒时

的累计和值大于4000毫伏或者参考人体微动信号在设定步长为3秒时的累计和值大于12000毫伏的通道个数超过2个时,认为此时段人体处于体动状态,如图3B所示。

[0049] 在又一些可能的实施例中,根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的信号强度,包括:针对每个通道的参考人体微动信号,计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,得到每个通道的参考信号强度;将该通道的参考信号强度取均值,得到该被监测者的信号强度。通过计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,可以减小信号漂移对计算过程的影响,提高信号强度计算时的准确度。

[0050] 示例性地,如图4中的(a)、(b)、(c)、(d)和(e)所示,先分别针对每个通道的参考人体微动信号,即图4中用实线标出的原始信号,计算每个通道的参考人体微动信号在固定时长内的峰峰值,并得到每个通道的参考信号强度,即图4中用虚线标出的信号强度,其中图4中的(a)表示通道一,图4中的(b)表示通道二,图4中的(c)表示通道三,图4中的(d)表示通道四,图4中的(e)表示通道五。然后计算5个通道的信号强度之后取均值,得到该被监测者的信号强度,即图4中的(f)示出的平均信号强度。

[0051] 在再一些可能的实施例中,根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的呼吸事件阈值,包括:对该被监测者的信号强度进行降采样;对降采样后的微动信号进行滤波和线性插值,得到该被监测者的呼吸事件阈值。

[0052] 在本实施例中,如图5中的(a)示出了被监测者的信号强度的示意图,对被监测者的信号强度进行降采样处理,如图5中的(b)所示,并通过降采样处理,可以减少数据的计算量,提高计算速度;然后对降采样后的微动信号进行滤波,如图5中的(c)所示,并通过滤波处理提高信号的抗干扰能力;最后通过线性插值得到被监测者的呼吸事件阈值,即图5中的(d)所示的参考阈值。通过上述处理,可以更加快速准确地得到呼吸事件的阈值。

[0053] 在还一些可能的实施例中,根据该信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定该被监测者的呼吸状态,包括:当该信号强度小于该参考阈值且该信号强度小于该参考阈值的时段达到预设时长时,确定该时段内该被监测者的呼吸状态处于呼吸暂停状态或低通气状态。如图6所示,当该信号强度小于该参考阈值且该信号强度小于该参考阈值的时段达到预设时长时,确定该时段内该被监测者的呼吸状态处于呼吸暂停状态或低通气状态,并将呼吸事件标签记为1。

[0054] 现有技术中的呼吸时间的阈值往往是一个定值,所以不能解决因个体差异或不同睡姿引起的呼吸信号存在差异的问题,本发明通过根据实时采集到的信号强度计算呼吸事件的阈值可以有效解决现有技术中存在的这一问题,提高了对呼吸状态判断时的准确性。

[0055] 第二方面,本发明提供一种呼吸障碍检测装置700,该装置包括:获取单元701、滤除单元702、计算单元703以及分析单元704。

[0056] 该获取单元701,用于获取被监测者在设定时段内的原始人体微动信号。

[0057] 该滤除单元702,用于根据该原始人体微动信号的电压幅值,从该原始人体微动信号中确定该被监测者处于体动状态下的第一人体微动信号;从该原始人体微动信号中滤除该第一人体微动信号,得到第二人体微动信号。

[0058] 该计算单元703,用于根据该第二人体微动信号,计算该被监测者的信号强度和呼吸事件阈值。

[0059] 该分析单元704,用于根据该信号强度和呼吸事件阈值之间的比较结果,确定该被

监测者的呼吸状态。

[0060] 上述方法实施例涉及的所有相关内容均可以援引到对应单元模块的功能描述,在此不再赘述。

[0061] 在本申请的另一一些实施例中,本申请实施例公开了一种电子设备,该电子设备可以指代上述方法中的压力微动传感装置,如图8所示,该电子设备可以包括:一个或多个处理器801;存储器802;显示器803;一个或多个应用程序(未示出);以及一个或多个计算机程序804,上述各器件可以通过一个或多个通信总线805连接。其中该一个或多个计算机程序804被存储在上述存储器802中并被配置为被该一个或多个处理器801执行,该一个或多个计算机程序804包括指令,上述指令可以用于执行如图1相应实施例中的各个步骤。

[0062] 通过以上的实施方式的描述,所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,仅以上述各功能模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能模块完成,即将装置的内部结构划分成不同的功能模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。上述描述的系统,装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0063] 在本申请实施例各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0064] 该集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本申请实施例的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)或处理器执行本申请各个实施例该方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:快闪存储器、移动硬盘、只读存储器、随机存取存储器、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0065] 以上该,仅为本申请实施例的具体实施方式,但本申请实施例的保护范围并不局限于此,任何在本申请实施例揭露的技术范围内的变化或替换,都应涵盖在本申请实施例的保护范围之内。因此,本申请实施例的保护范围应以该权利要求的保护范围为准。

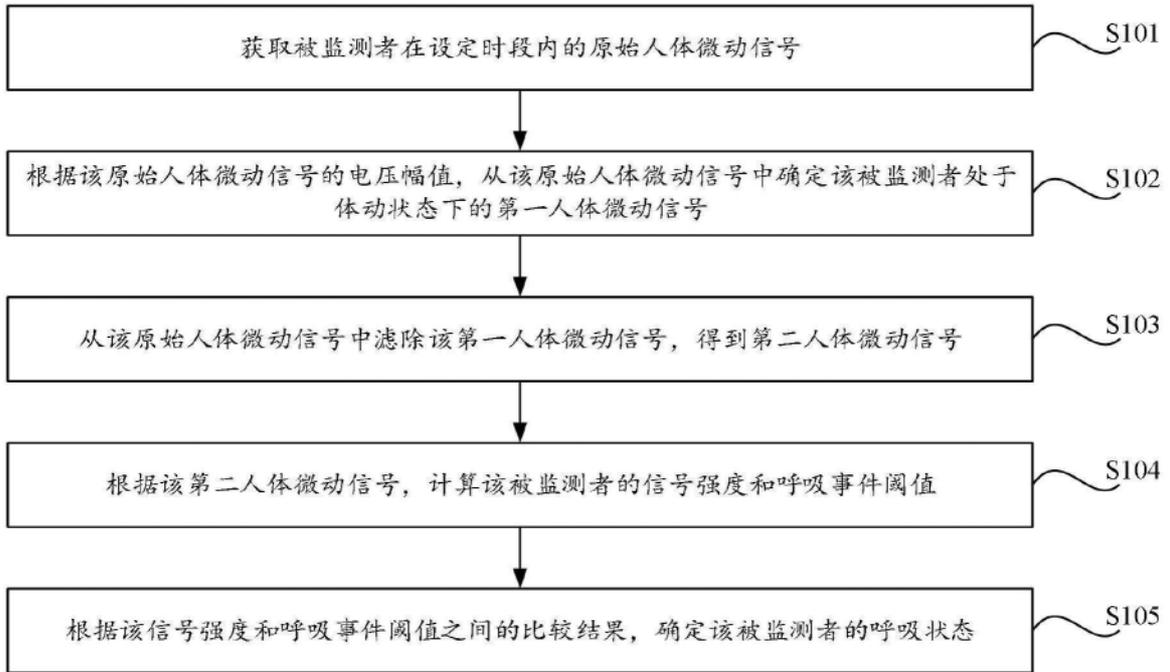


图1

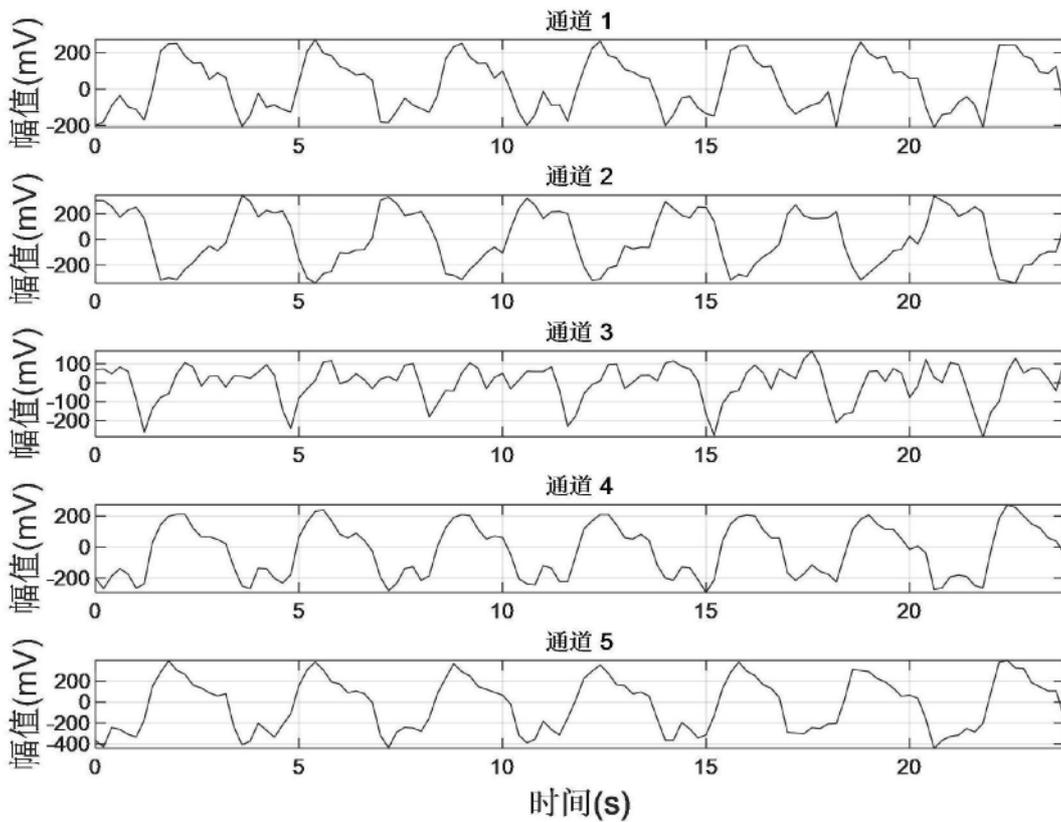


图2

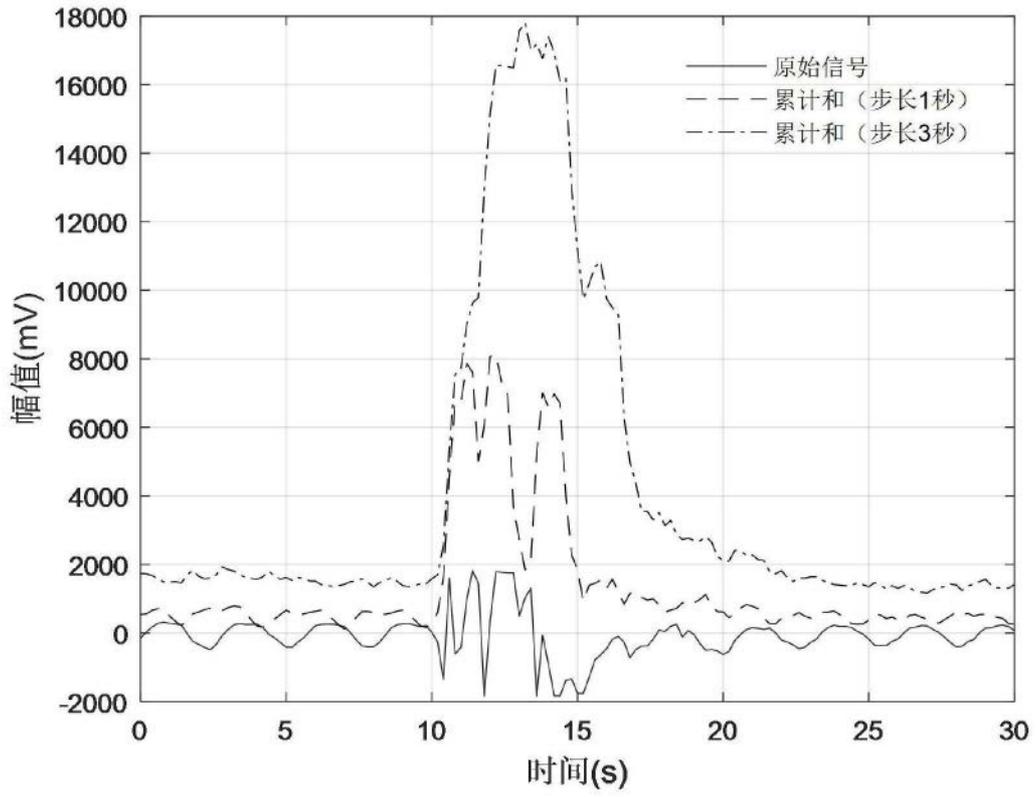


图3A

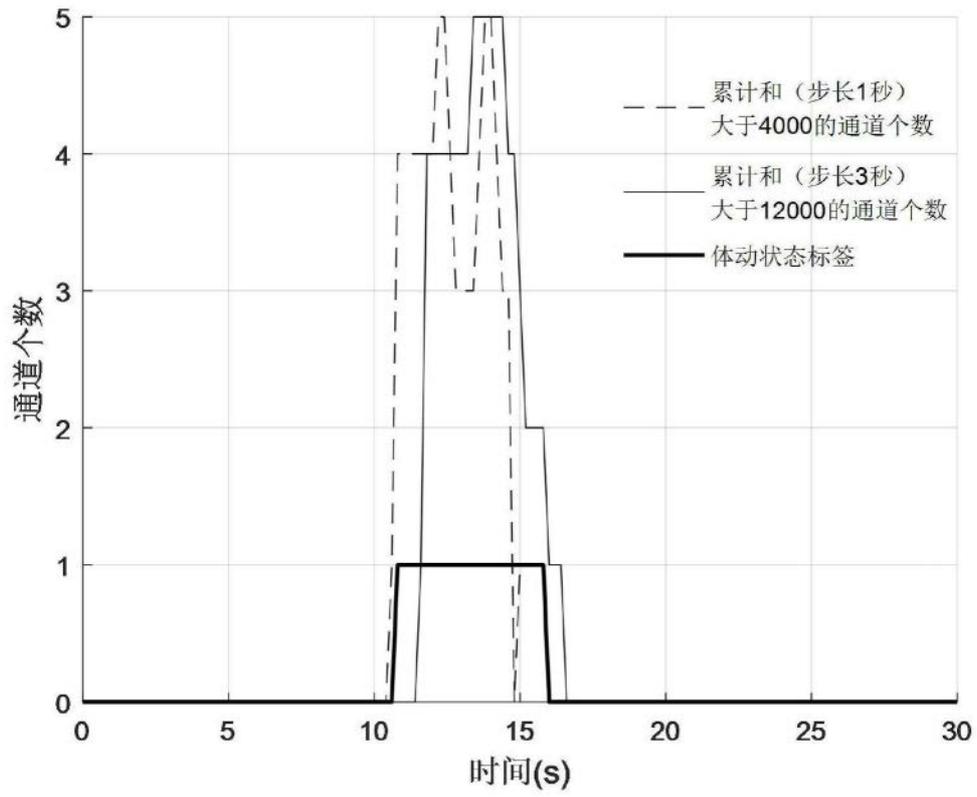


图3B

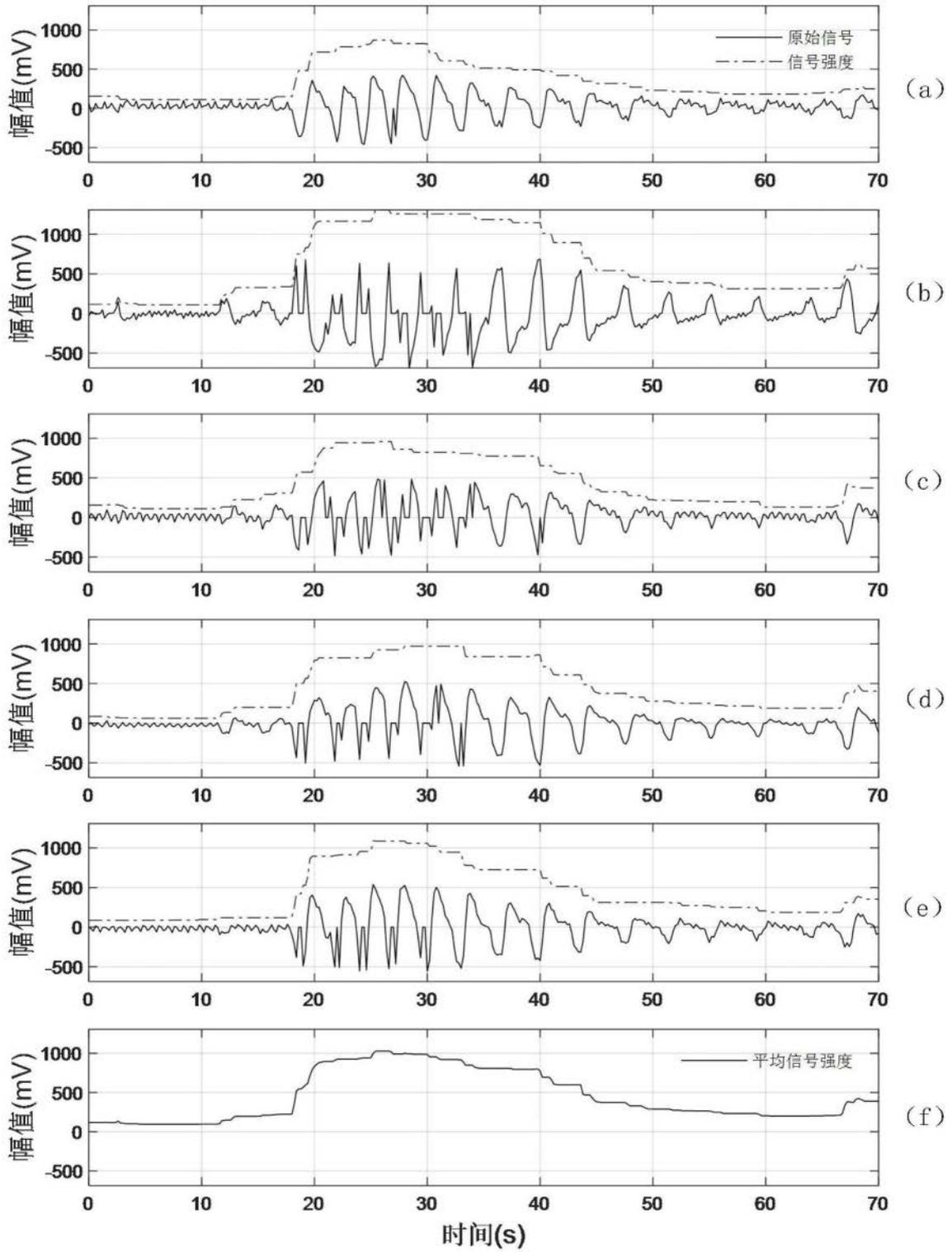


图4

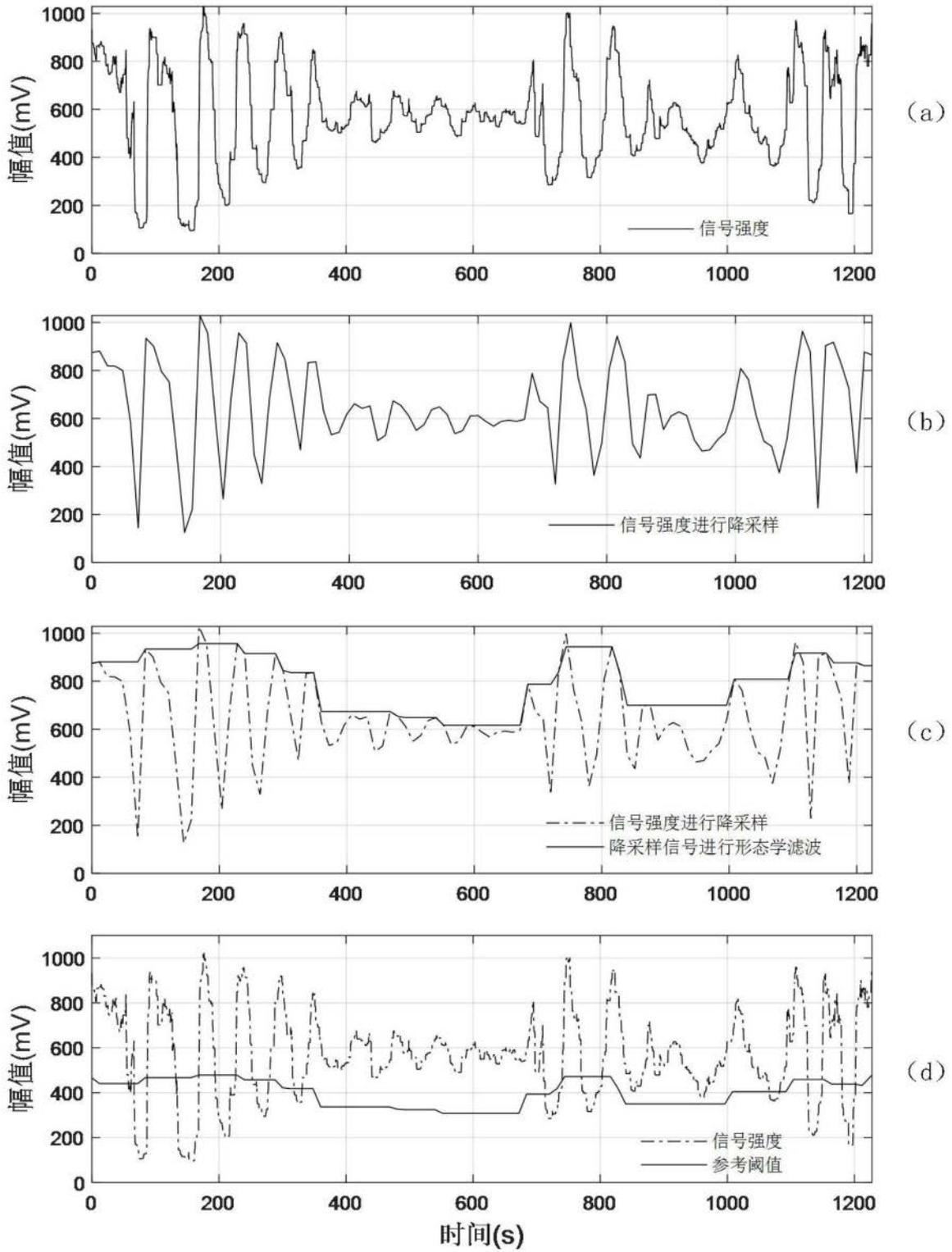


图5

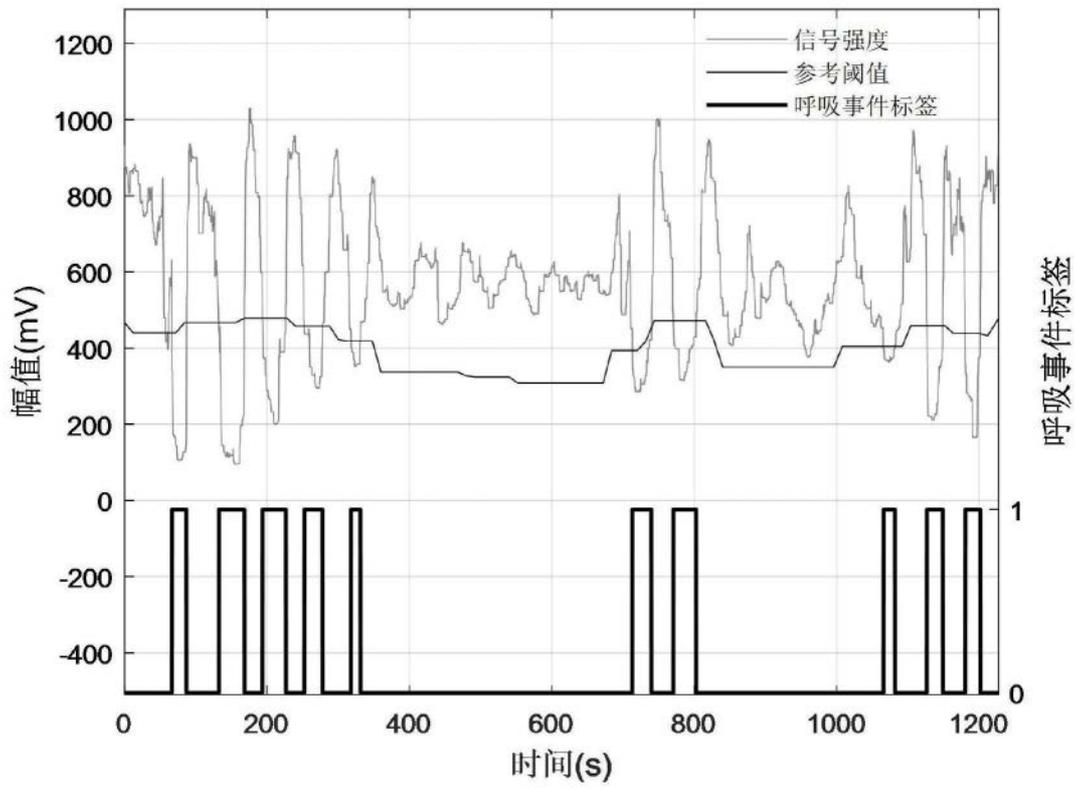


图6

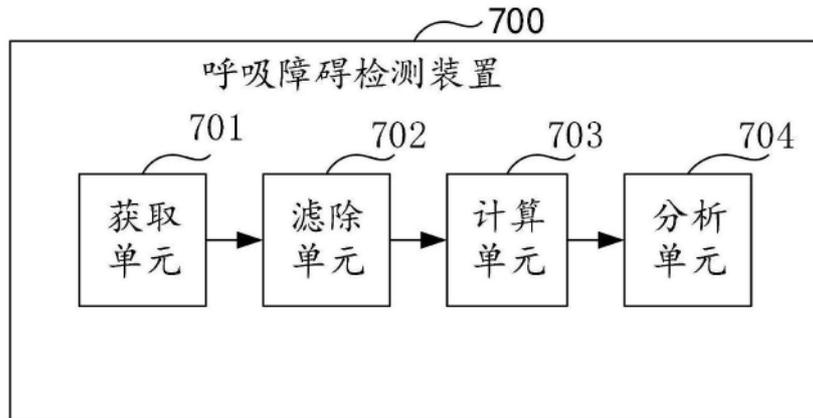


图7

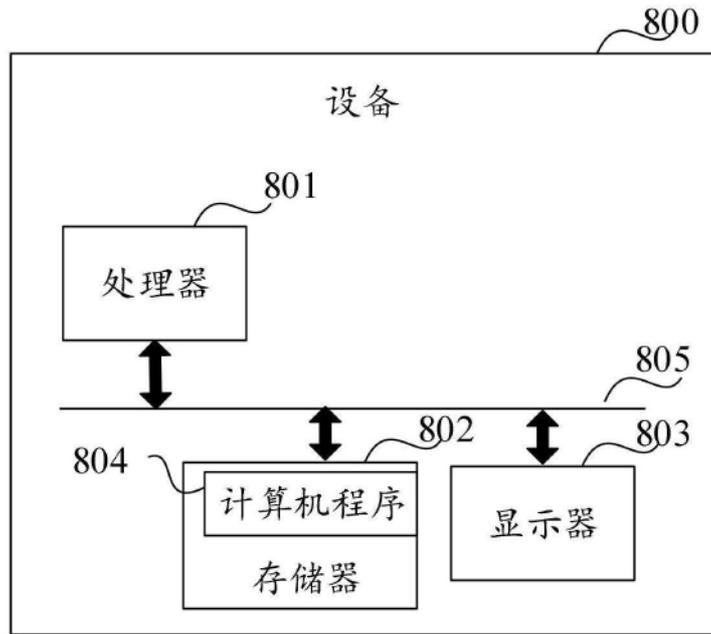


图8