



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725337 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201710008075.8

(22)申请日 2017.01.05

(71)申请人 北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司

地址 100036 北京市海淀区阜成路115号丰裕写字楼A座110号

(72)发明人 马万宇 庄志

(74)专利代理机构 北京博雅睿泉专利代理事务所(特殊普通合伙) 11442

代理人 唐丽 马佑平

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

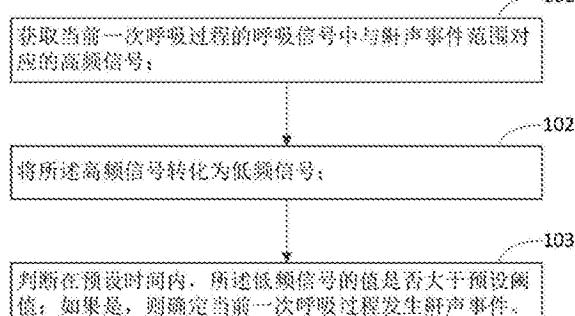
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

鼾声检测方法和装置、正压呼吸机

(57)摘要

本发明公开了鼾声检测方法、鼾声检测装置、以及正压呼吸机。所述鼾声检测方法包括以下步骤：获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号；将所述高频信号转化为低频信号；判断在预设时间内，所述低频信号的值是否大于预设阈值；如果是，则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。本发明的鼾声检测方案，将高频信号转换成相对缓慢变化的低频信号，可以降低噪声对鼾声识别的影响，提高鼾声识别的准确率。



1. 一种鼾声检测方法,其特征在于,包括以下步骤:
获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号;
将所述高频信号转化为低频信号;
判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值;
如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。
 2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述低频信号的起点和所述高频信号的起点一致,所述低频信号的最大值与所述高频信号的最大幅值相同。
 3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述低频信号的波形为所述高频信号的包络线。
 4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述将所述高频信号转换为低频信号的步骤包括:
通过公式将所述高频信号转换为低频信号,所述公式为:
- $$\begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$
- 其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第1个采样点信号和第i个采样点信号,C₁、C_i、C_{i-1}分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号,第i个采样点信号转换得到的低频信号,第i-1个采样点信号转换得到的低频信号;k为转换因数。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述将所述0高频信号转换为低频信号的步骤还包括:在S_i≤C_{i-1}并且S_{i-1}≤C_{i-2}的情况下,将所述转换因数k增加一个值。
 6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所述获取高频信号的步骤之前,所述方法还包括:通过对所述呼吸信号进行高通滤波处理,得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。
 7. 根据权利要求1所述的鼾声检测方法,其特征在于,所述呼吸信号包括声音信号、气流信号或气压信号。
 8. 一种鼾声检测装置,其特征在于,包括以下单元:

信号转换单元,用于获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号,将所述高频信号转化为低频信号;

鼾声事件判断单元,用于判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值,如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。

9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述信号转换单元,用于通过公式将所述高频信号转换为低频信号,所述公式为:

$$\begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$

其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第1个采

样点信号和第*i*个采样点信号， C_1, C_i, C_{i-1} 分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号，第*i*个采样点信号转换得到的低频信号，第*i*-1个采样点信号转换得到的低频信号； k 为转换因数。

10. 根据权利要求9所述的装置，其特征在于，所述鼾声检测系统还包括转换因数调节单元；

所述转换因数调节单元，用于在 $S_i \leq C_{i-1}$ 并且 $S_{i-1} \leq C_{i-2}$ 的情况下发生时，将所述转换因数 k 增加一个值。

11. 根据权利要求8所述的装置，其特征在于，所述鼾声检测系统还包括高通滤波单元；

所述高通滤波单元，用于对所述呼吸信号进行高通滤波处理，得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。

12. 一种正压呼吸机，其特征在于，包括根据权利要求8-11任一项所述的鼾声检测装置和压力控制装置；

所述压力控制装置，用于如果在连续数次呼吸过程中都发生鼾声事件，则升高正压呼吸机的治疗压力。

鼾声检测方法和装置、正压呼吸机

技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸机技术,具体而言,涉及一种鼾声检测方法、一种鼾声检测装置、以及一种正压呼吸机。

背景技术

[0002] 鼾症是一种普遍存在的睡眠障碍现象。轻度的鼾症对人体健康影响不大,但部分鼾症患者兼有睡眠期间不同程度的憋气现象,即伴有睡眠呼吸暂停的鼾症,可导致不同程度缺氧,损害患者的身体健康。

[0003] 打鼾的发生是由于呼吸道狭窄或轻微堵塞造成气流流通不畅引起的。使用无创正压呼吸机(Continuous Positive Airway Pressure,持续气道正压通气)治疗打鼾或睡眠呼吸暂停综合症是常用的方法。在治疗过程中,鼾声数据(主要是发生鼾声的次数)是判断治疗效果的重要依据。当使用自动调压呼吸机时,鼾声数据也是实施自动调压策略的主要条件之一。因此如何准确的判断鼾声变得十分重要。

[0004] 目前鼾声检测方法主要是采集呼吸信号以后,对呼吸信号进行高通滤波提取出高频震荡信号。对高频震荡信号的每次震荡的幅度进行判断,当幅度大于某一阈值时,认为该次震荡可能是由鼾声引起的,对本次震荡进行记分。在每一次呼吸过程中,连续对高频震荡信号进行如上的判断,并将记分进行累加,当记分的累加和值超过一定程度时,则判断本次呼吸中发生鼾声事件。

[0005] 但由于环境噪声大多是高频信号,经过高通滤波之后无法消除,仍然会混杂在震荡信号中。现有的方案对每一次的震荡都单独计算,无法识别出这种噪声,在计算时会把噪声也计算进去,因此会造成鼾声的误识别。此外,现有的方案对每一次符合条件的震荡幅度都要进行打分和累加,增加了装置的计算量和复杂性。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种鼾声检测方案,以降低噪声信号对鼾声识别的影响。

[0007] 根据本发明的第一方面,提供了一种鼾声检测方法,包括以下步骤:

[0008] 获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号;

[0009] 将所述高频信号转化为低频信号;

[0010] 判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值;

[0011] 如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。

[0012] 可选地,所述低频信号的起点和所述高频信号的起点一致,所述低频信号的最大值与所述高频信号的最大幅值相同。

[0013] 可选地,所述低频信号的波形为所述高频信号的包络线。

[0014] 可选地,所述将所述高频信号转换为低频信号的步骤包括:

[0015] 通过公式将所述高频信号转换为低频信号,所述公式为:

$$[0016] \quad \begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$

[0017] 其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第1个采样点信号和第i个采样点信号,C₁、C_i、C_{i-1}分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号,第i个采样点信号转换得到的低频信号,第i-1个采样点信号转换得到的低频信号;k为转换因数。

[0018] 可选地,所述将所述高频信号转换为低频信号的步骤还包括:在S_i≤C_{i-1}并且S_{i-1}≤C_{i-2}的情况下发生时,将所述转换因数k增加一个值。

[0019] 可选地,在所述获取高频信号的步骤之前,所述方法还包括:通过对所述呼吸信号进行高通滤波处理,得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。

[0020] 可选地,所述呼吸信号包括声音信号、气流信号或气压信号。

[0021] 根据本发明的第二方面,提供了一种鼾声检测装置,包括以下单元:

[0022] 信号转换单元,用于获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号,将所述高频信号转化为低频信号;

[0023] 鼾声事件判断单元,用于判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值,如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。

[0024] 可选地,所述信号转换单元,用于通过公式将所述高频信号转换为低频信号,所述公式为:

$$[0025] \quad \begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$

[0026] 其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第1个采样点信号和第i个采样点信号,C₁、C_i、C_{i-1}分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号,第i个采样点信号转换得到的低频信号,第i-1个采样点信号转换得到的低频信号;k为转换因数。

[0027] 可选地,所述鼾声检测系统还包括转换因数调节单元;

[0028] 所述转换因数调节单元,用于在S_i≤C_{i-1}并且S_{i-1}≤C_{i-2}的情况下发生时,将所述转换因数k增加一个值。

[0029] 可选地,所述鼾声检测系统还包括高通滤波单元;

[0030] 所述高通滤波单元,用于对所述呼吸信号进行高通滤波处理,得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。

[0031] 根据本发明的第三方面,提供了一种正压呼吸机,包括根据权利要求8-13任一项所述的鼾声检测装置和压力控制装置;

[0032] 所述压力控制装置,用于如果在连续数次呼吸过程中都发生鼾声事件,则升高正压呼吸机的治疗压力。

[0033] 本发明的鼾声检测方案,将高频信号转换成相对缓慢变化的低频信号进行鼾声识

别,由于噪声信号通常是随机孤立的,幅值与持续时间都很短,转换后可以得到有效排除,因此本发明的鼾声检测方案可以降低噪声信号对有效信号的影响,提高鼾声识别的准确率。可选地,本发明的鼾声检测方案,通过检测低频信号是否在预设时间内大于预设阈值来判断是否发生鼾声事件,相比于对高频信号进行累加积分判断是否发生鼾声事件的方式,降低了系统整体的计算量和复杂程度。

[0034] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附附图,作详细说明如下。

附图说明

[0035] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍。应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定。对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

- [0036] 图1示出了本发明实施例提供的鼾声检测方法的流程图;
- [0037] 图2示出了本发明实施例提供的高频信号和低频信号的示意图;
- [0038] 图3示出了本发明另一实施例提供的鼾声检测方法的流程图;
- [0039] 图4示出了本发明实施例提供的鼾声检测装置的框图;
- [0040] 图5示出了发明另一实施例提供的鼾声检测装置的框图;
- [0041] 图6示出了本发明另一实施例提供的鼾声检测装置的框图;
- [0042] 图7示出了本发明实施例提供的正压呼吸机的框图;
- [0043] 图8示出了本发明实施例提供的正压呼吸机的硬件配置的框图。

具体实施方式

[0044] 现在将参照附图来详细描述本发明的各种示例性实施例。应注意:除非另外具体说明,否则在这些实施例中阐述的部件和步骤的相对布置、数字表达式和数值不限制本发明的范围。

[0045] 以下对至少一个示例性实施例的描述实际上仅仅是说明性的,决不作为对本发明及其应用或使用的任何限制。

[0046] 对于相关领域普通技术人员已知的技术、方法和设备可能不作详细讨论,但在适当情况下,所述技术、方法和设备应当被视为说明书的一部分。

[0047] 在这里示出和讨论的所有例子中,任何具体值应被解释为仅仅是示例性的,而不是作为限制。因此,示例性实施例的其它例子可以具有不同的值。

[0048] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步讨论。

[0049] 参考图1说明本发明实施例提供的鼾声检测方法,包括以下步骤:

[0050] 101、获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号。

[0051] 在睡眠监测领域,鼾声体现为高频震荡信号,本领域技术人员可以自行设定与鼾声事件范围对应的高频频段,从呼吸信号中获得与鼾声事件范围对应的高频信号。这属于本领域公知的技术,本发明不再具体说明。

[0052] 在一个实施例中,在步骤101获取所述高频信号之前,通过对所述呼吸信号进行高通滤波处理,得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。可以在呼吸机的出气口处持续检测呼吸信号,所述呼吸信号可以是声音信号、气流信号或气压信号。

[0053] 102、将所述高频信号转化为低频信号。

[0054] 在一个实施例中,所述低频信号的起点和所述高频信号的起点一致,所述低频信号的最大值与所述高频信号的最大幅值相同,也就是说,缓慢变化的低频信号在时间上和最大值上与高频信号保持一致,有利于本领域技术人员设定鼾声判断所需的阈值。

[0055] 在一个实施例中,所述低频信号的波形为所述高频信号的包络线,也就是说,低频信号反映了高频信号的幅度变化,可以用低频信号和阈值进行比较以判断鼾声事件是否发生。

[0056] 在一个实施例中,可以按照下列公式将高频信号转换为低频信号:

$$[0057] \begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$

[0058] 其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第一个采样点信号和第i个采样点信号,C₁、C_i、C_{i-1}分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号,第i个采样点信号转换得到的低频信号,第i-1个采样点信号转换得到的低频信号;k为转换因数。

[0059] 也就是说,如果当前采样点信号大于上一个采样点信号转换得到的低频信号,则当前采样点信号转换的低频信号将跟随该当前采样点信号,否则,当前采样点信号转换的低频信号等于上一个采样点信号转换的低频信号减去转换因数k。

[0060] 参见图2所示,A为高频信号,C为低频信号,选择合适的转换因数k,可以使得对于震荡式上升的前半程高频信号,采样点信号大于其上一个采样点信号转换的低频信号的情况和采样点信号小于等于其上一个采样点信号转换的低频信号的情况交替出现,转换后,形成整体阶梯上升、相邻阶梯之间仅出现轻微下降的低频信号。对于震荡式下降的后半程高频信号,高频信号每次下降时,采样点信号小于等于其上一个采样点信号转换的低频信号,低频信号要减去转换因数k,比高频信号下降的程度小;高频信号每次上升时,由于上升幅度在收缩,并且上一个采样点信号转换的低频信号下降的程度小,采样点信号还是小于等于上一个采样点信号转换的低频信号,低频信号继续减去转换因数k;也就是说,对于震荡式下降的后半程高频信号,低频信号表现为缓慢降低。通过这种转换方式,可以将高频震荡的高频信号转换为相对缓慢变化的低频信号C,低频信号C与高频信号A的包络线相似。图2仅为示意性的,不是对本发明的高频信号和低频信号的限制。

[0061] 在一个实施例中,转换因数k为经验常数。

[0062] 在另一个实施例中,转换因数k为变量,在一次呼吸过程中,当采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号的情况连续出现时,增大所述转换因数k。例如,在采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号的情况下连续出现时,可以逐次递增转换因数k。在一个实施例中,在每次出现S_i≤C_{i-1}并且S_{i-1}≤C_{i-2}的情况下,都将所述转换因数k增加一个值。在高频信号持续衰减的情况下,低频信号也会加快衰减速度,这种方式生成

的低频信号更有利于步骤103判断是否发生鼾声事件,可以降低误判。

[0063] 103、判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值;如果在预设时间内,所述低频信号的值大于预设阈值,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。

[0064] 例如,预设时间是1.2秒,预设阈值为4.5CMH₂O水柱,如果在当前一次呼吸过程中,低频信号在连续1.2秒或更长时间内都大于4.5CMH₂O水柱,则判断当前一次呼吸过程中发生鼾声事件。

[0065] 如果在连续数次呼吸过程中都发生鼾声事件,则说明正压呼吸机当前的治疗压力比较低,需要适当升高正压呼吸机的治疗压力,防止用户出现呼吸暂停。

[0066] 参考图3以一个具体的实施例说明本发明提供的鼾声检测方法,包括以下步骤:

[0067] 步骤201、在检测开始时,将转换因数k设置为初始值a。

[0068] 步骤202、对本次呼吸的第一个采样点信号进行转换,第一个采样点信号转换的低频信号=第一个采样点信号。

[0069] 步骤203、判断当前采样点信号是否大于上一个采样点信号转换的低频信号,如果大于,则执行步骤204,否则执行步骤206。

[0070] 步骤204、对当前采样点信号进行转换,当前一次信号转换的低频信号=当前采样点信号,执行步骤205。

[0071] 步骤205、将转换因数k重新设置为初始值a,执行步骤208。步骤205的作用在于,采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号的情况连续出现时,转换因数k会增加到一个很大的值,此时只要采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号的情况停止,就将转换因数k调整为初始值a,停止后再次出现采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号时,转换因数k会从初始值a开始进行增加,不容易导致误判。

[0072] 步骤206、对当前采样点信号进行转换,当前一次信号转换的低频信号=上一个采样点信号转换的低频信号-转换因数k,执行步骤207。

[0073] 步骤207、转换因数k增加b,执行步骤208。

[0074] 步骤208、判断本次呼吸过程是否结束,如果结束则执行步骤209,否则返回步骤203。

[0075] 步骤209、判断本次呼吸是否满足鼾声条件,鼾声条件为在预设时间内,所述低频信号的值大于预设阈值,如果满足这一条件,则判断本次呼吸中发生鼾声事件,否则认为本次呼吸中没有鼾声。

[0076] 这一实施例中,当采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号的情况连续出现时,逐次递增转换因数k。因此,在高频信号持续衰减的情况下,低频信号也会加快衰减速度,这种方式生成的低频信号更有利于步骤209判断鼾声事件,可以降低误判。

[0077] 本发明的鼾声检测方法,将高频信号转换成相对缓慢变化的低频信号进行鼾声识别,由于噪声信号通常是随机孤立的,幅值与持续时间都很短,转换后可以得到有效排除,因此本发明的鼾声检测方案可以降低噪声信号对有效信号的影响,提高鼾声识别的准确率。可选地,本发明的鼾声检测方法,通过检测低频信号是否在预设时间内大于预设阈值来判断是否发生鼾声事件,相比于对高频信号进行累加积分判断是否发生鼾声事件的方式,降低了系统整体的计算量和复杂程度。

[0078] 对于本领域技术人员来说,可以通过硬件方式、软件方式或软硬件结合的方式实

现前述鼾声检测方法。基于同一发明构思,参考图4-6介绍本发明三个实施例提供的鼾声检测装置,以执行前述鼾声检测方案。

[0079] 参见图4所示,鼾声检测装置10包括信号转换单元11和鼾声事件判断单元12。

[0080] 信号转换单元11,用于获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号,将所述高频信号转化为低频信号。所述呼吸信号可以为声音信号、气流信号或气压信号。

[0081] 鼾声事件判断单元12,用于判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值,如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。

[0082] 在一个实施例中,信号转换单元11转换出的低频信号,起点和所述高频信号的起点一致,最大值与所述高频信号的最大幅值相同,也就是说,缓慢变化的低频信号在时间上和最大值上与高频信号保持一致,有利于本领域技术人员设定鼾声判断所需的阈值。

[0083] 在一个实施例中,信号转换单元11转换出的低频信号,波形为所述高频信号的包络线,也就是说,低频信号反映了高频信号的幅度变化,鼾声事件判断单元12可以用低频信号和阈值进行比较以判断鼾声事件是否发生。

[0084] 参见图5所示,鼾声检测装置20包括高通滤波单元21、信号转换单元22、以及鼾声事件判断单元23。

[0085] 高通滤波单元21,用于对所述呼吸信号进行高通滤波处理,得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。所述呼吸信号可以为声音信号、气流信号或气压信号。

[0086] 信号转换单元22,用于按照下列公式将所述高频信号转换为低频信号:

$$[0087] \begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$

[0088] 其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第1个采样点信号和第i个采样点信号,C₁、C_i、C_{i-1}分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号,第i个采样点信号转换得到的低频信号,第i-1个采样点信号转换得到的低频信号;k为转换因数。

[0089] 通过以上转换,将高频震荡的高频信号转换为相对缓慢变化的低频信号。

[0090] 鼾声事件判断单元23,用于判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值,如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。

[0091] 参见图6所示,鼾声检测装置30包括高通滤波单元31、信号转换单元32、鼾声事件判断单元33、以及转换因数调节单元34。

[0092] 高通滤波单元31,用于对所述呼吸信号进行高通滤波处理,得到所述与鼾声事件范围对应的高频信号。所述呼吸信号可以为声音信号、气流信号或气压信号。

[0093] 信号转换单元32,用于按照下列公式将高频信号转换为低频信号:

$$[0094] \begin{cases} C_1 = S_1 \\ C_i = S_i & , \quad \text{如果 } S_i > C_{i-1} \\ C_i = C_{i-1} - k & , \quad \text{如果 } S_i \leq C_{i-1} \end{cases}$$

[0095] 其中,S为对所述高频信号采样获得的采样点信号,C为低频信号,S₁、S_i分别为第1个采样点信号和第i个采样点信号,C₁、C_i、C_{i-1}分别为第1个采样点信号转换得到的低频信号,第i个采样点信号转换得到的低频信号,第i-1个采样点信号转换得到的低频信号;k为转换因数。

[0096] 转换因数调节单元34,用于在S_i≤C_{i-1}并且S_{i-1}≤C_{i-2}的情况下发生时,将所述转换因数k增加一个值。

[0097] 通过以上转换,将高频震荡的高频信号转换为相对缓慢变化的低频信号。

[0098] 鼾声事件判断单元33,用于判断在预设时间内,所述低频信号的值是否大于预设阈值,如果是,则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。.

[0099] 这一实施例中,当采样点信号小于等于上一个采样点信号转换的低频信号的情况连续出现时,增大转换因数k,保证在高频信号持续衰减的情况下,低频信号会加快衰减速度,这种方式生成的低频信号更有利于判断是否发生鼾声事件,可以降低误判。

[0100] 本发明的鼾声检测装置,将高频信号转换成相对缓慢变化的低频信号进行鼾声识别,由于噪声信号通常是随机孤立的,幅值与持续时间都很短,转换后可以得到有效排除,因此本发明的鼾声检测方案可以降低噪声信号对有效信号的影响,提高鼾声识别的准确率。可选地,本发明的鼾声检测装置,通过检测低频信号是否在预设时间内大于预设阈值来判断是否发生鼾声事件,相比于对高频信号进行累加积分判断是否发生鼾声事件的方式,降低了系统整体的计算量和复杂程度。

[0101] 本发明实施例所提供的鼾声检测装置,其实现原理及产生的技术效果和前述方法实施例相同,为简要描述,装置实施例部分未提及之处,可参考前述方法实施例中相应内容。

[0102] 参考图7介绍本发明实施例提供的正压呼吸机,正压呼吸机400包括鼾声检测装置100和压力控制装置200。

[0103] 鼾声检测装置100,用于检测呼吸过程中是否发生鼾声事件。鼾声检测装置100可以利用前述任一项的鼾声检测装置。

[0104] 压力控制装置200,用于如果在连续数次呼吸过程中都发生鼾声事件,则升高正压呼吸机的治疗压力。

[0105] 由于鼾声检测装置400对鼾声事件的判断较为准确,提升了正压呼吸机的治疗效果。

[0106] 图8显示了本发明另一实施例提供的正压呼吸机的硬件配置的框图。正压呼吸机300包括处理器3010、存储器3020、接口装置3030、通信装置3040、显示装置3050、输入装置3060、扬声器3070、麦克风3080。

[0107] 所述存储器3020用于存储指令,所述指令用于控制处理器3010进行相应操作以实现前述任一项的鼾声检测方法。

[0108] 处理器3010例如可以是中央处理器CPU、微处理器MCU等。存储器3020例如包括ROM(只读存储器)、RAM(随机存取存储器)、诸如硬盘的非易失性存储器等。接口装置3030例如包括USB接口、耳机接口等。通信装置3040例如能够进行有线或无线通信。显示装置3050例如是液晶显示屏、触摸显示屏等。输入装置3060例如可以包括触摸屏、键盘等。用户可以通过扬声器3070和麦克风3080输入/输出语音信息。

[0109] 图8所示的正压呼吸机仅是解释性的，并且决不是为了要限制本发明、其应用或用途。本领域技术人员应当理解，尽管在图8中示出了多个装置，但是，本发明可以仅涉及其中的部分装置。本领域技术人员可以根据本发明所公开方案设计指令，指令如何控制处理器进行操作是本领域公知技术，故在此不再详细描述。

[0110] 需要说明的是，本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述，每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处，各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。但本领域技术人员应当清楚的是，上述各实施例可以根据需要单独使用或者相互结合使用。另外，对于装置实施例而言，由于其是与方法实施例相对应，所以描述得比较简单，相关之处参见方法实施例的对应部分的说明即可。以上所描述的系统实施例仅仅是示意性的，其中作为分离部件说明的模块可以是或者也可是物理上分开的。

[0111] 另外，附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上，流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分，所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意，在有些作为替换的实现中，方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如，两个连续的方框实际上可以基本并行地执行，它们有时也可以按相反的顺序执行，这依所涉及的功能而定。也要注意的是，框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合，可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现，或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0112] 本发明实施例所提供的计算机程序产品，包括存储了程序代码的计算机可读存储介质，所述程序代码包括的指令可用于执行前面方法实施例中所述的方法，具体实现可参见方法实施例，在此不再赘述。

[0113] 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，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。

[0114] 在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的系统、装置和方法，可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，所述单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，又例如，多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些通信接口，装置或单元的间接耦合或通信连接，可以是电性，机械或其它的形式。

[0115] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0116] 另外，在本发明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。

[0117] 所述功能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时，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，本发明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)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0118] 需要说明的是,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0119] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。应注意:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

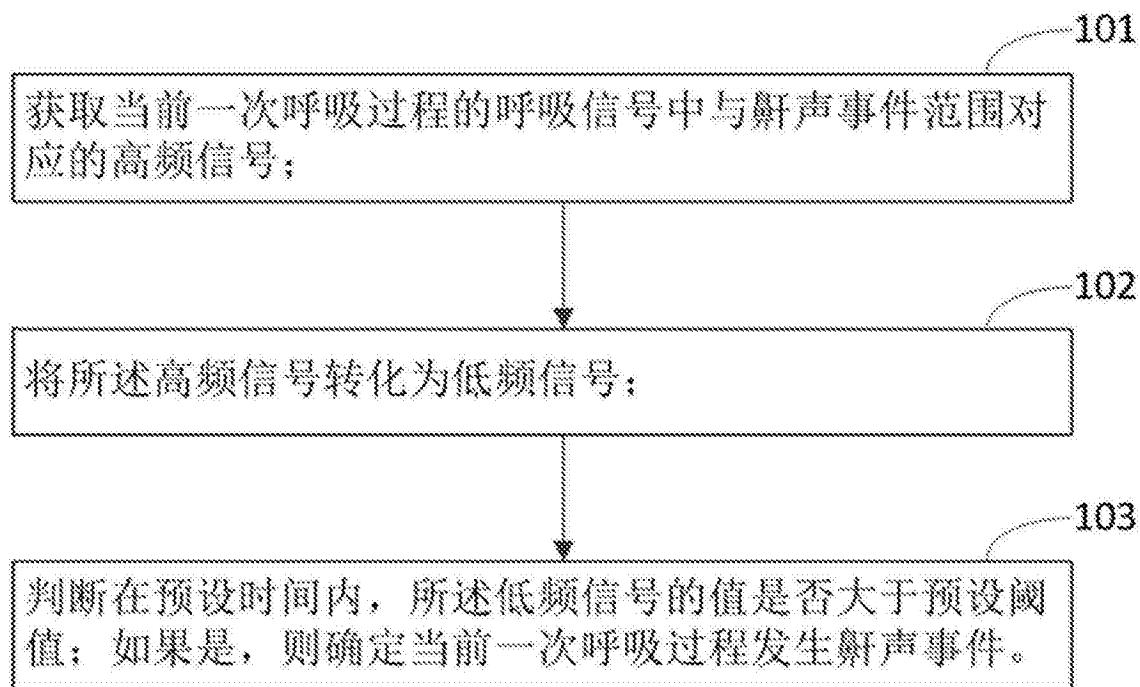


图1

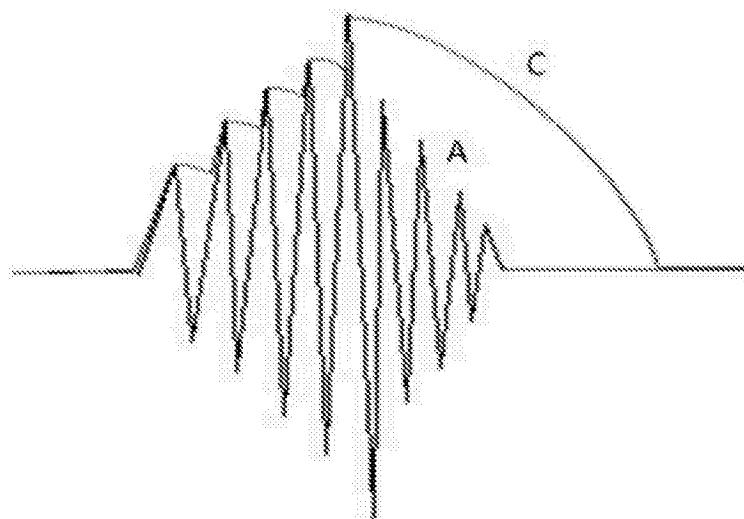


图2

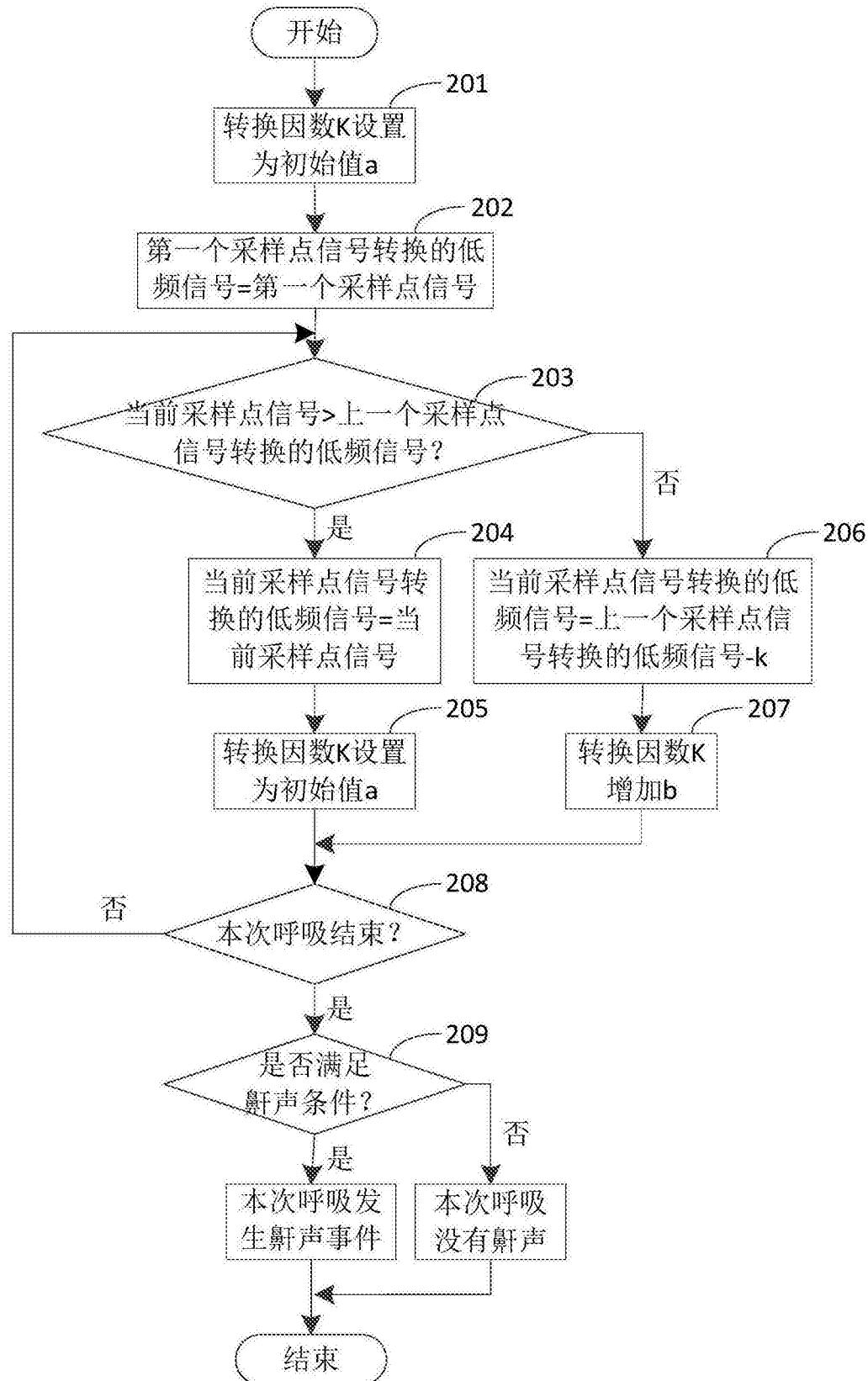


图3

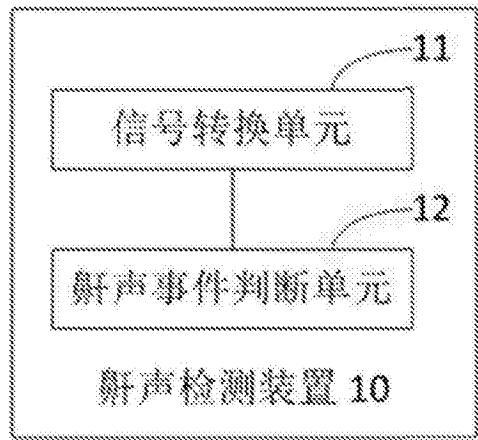


图4

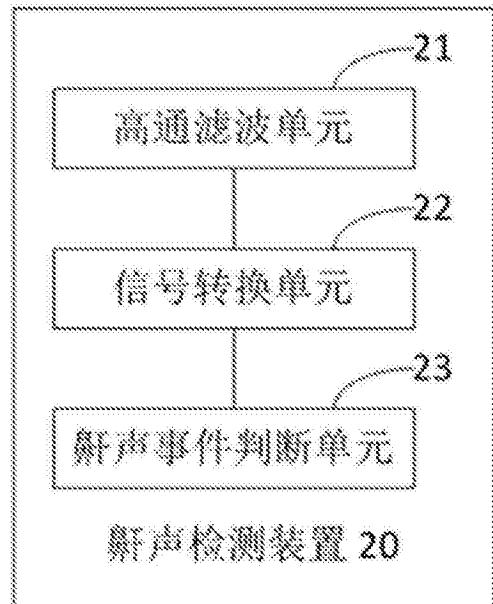


图5

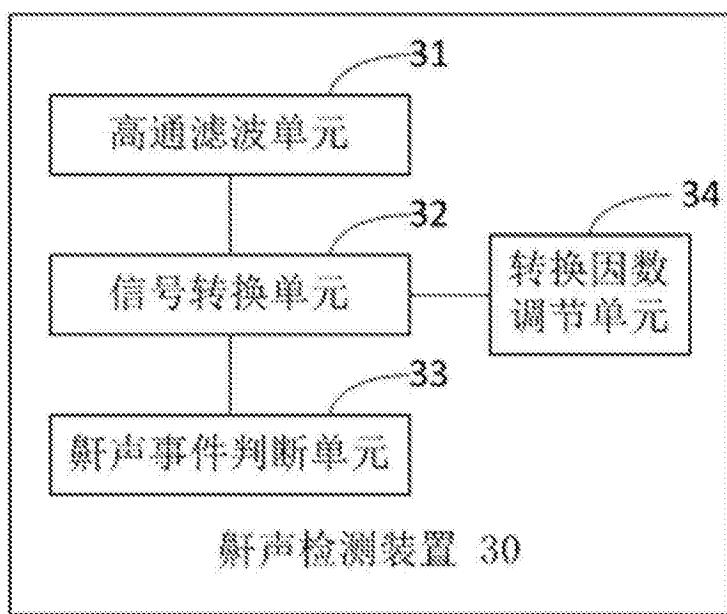


图6

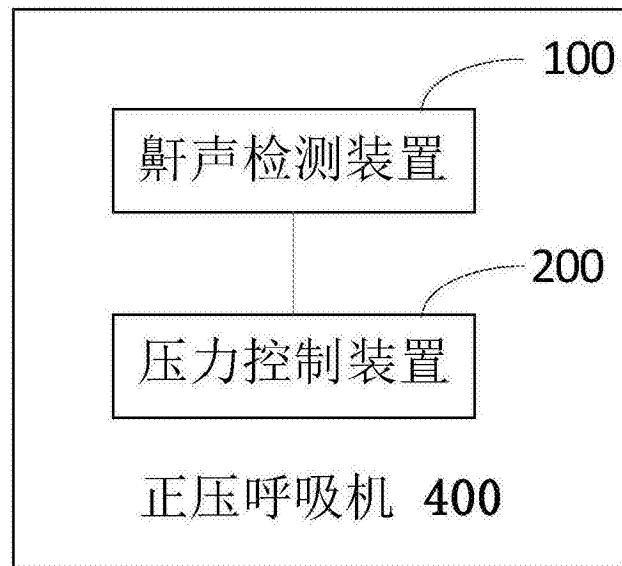


图7

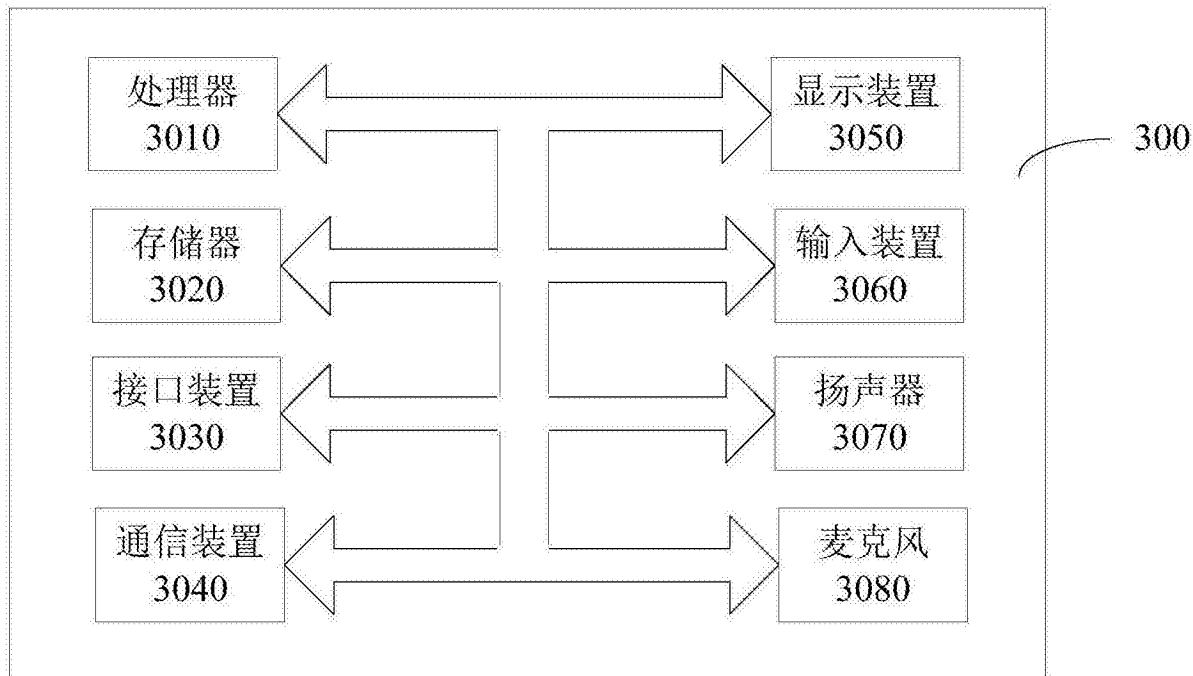


图8

专利名称(译)	鼾声检测方法和装置、正压呼吸机		
公开(公告)号	CN106725337A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201710008075.8	申请日	2017-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京怡和嘉业医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	马万宇 庄志		
发明人	马万宇 庄志		
IPC分类号	A61B5/00 A61M16/00		
CPC分类号	A61B5/4806 A61B5/4818 A61B5/7235 A61M16/0003 A61M2230/40 A61M2230/005		
代理人(译)	唐丽		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明公开了鼾声检测方法、鼾声检测装置、以及正压呼吸机。所述鼾声检测方法包括以下步骤：获取当前一次呼吸过程的呼吸信号中与鼾声事件范围对应的高频信号；将所述高频信号转化为低频信号；判断在预设时间内，所述低频信号的值是否大于预设阈值；如果是，则确定当前一次呼吸过程发生鼾声事件。本发明的鼾声检测方案，将高频信号转换成相对缓慢变化的低频信号，可以降低噪声对鼾声识别的影响，提高鼾声识别的准确率。

