



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104739412 B

(45)授权公告日 2017.11.03

(21)申请号 201310743850.6

(22)申请日 2013.12.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104739412 A

(43)申请公布日 2015.07.01

(73)专利权人 中国移动通信集团公司
地址 100032 北京市西城区金融大街29号

(72)发明人 吴寒潇 姚振杰 张志鹏 许利群

(74)专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理
有限公司 11291

代理人 郭润湘

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

(56)对比文件

- CN 102499637 A, 2012.06.20,
- CN 102138795 A, 2011.08.03,
- CN 102138796 A, 2011.08.03,
- CN 102429662 A, 2012.05.02,
- CN 1803089 A, 2006.07.19,
- CN 102579010 A, 2012.07.18,
- CN 103251388 A, 2013.08.21,
- WO 2007/004946 A1, 2007.01.11,
- JP 特开2013-236925 A, 2013.11.28,
- US 2012/0004749 A1, 2012.01.05,

审查员 张玲玲

权利要求书3页 说明书9页 附图1页

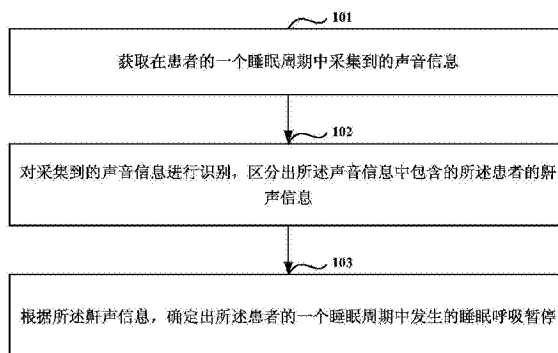
(54)发明名称

一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法和设
备

(57)摘要

本发明公开了一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法和设备,内容包括:获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息;并对采集到的声音信息进行识别,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息;根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停,这样通过对患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息的分析,确定出患者在一个睡眠周期中发出的鼾声信息,进而根据发出的鼾声信息确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停,避免了采用通过对鼾声分析判断呼吸暂停的方式存在由于睡眠情景中的背景噪声和突发噪声在时频域上与鼾声信号大量重叠,造成对鼾声信号监测不准确的问题,有效地提高了呼吸暂停监测的精度。

CN 104739412 B



1. 一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法,其特征在于,包括:

获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息,所述声音信息包含了噪声信息;并

对采集到的声音信息进行识别,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息,所述对采集到的声音信息进行识别,包括:以帧为单位,将采集到的声音信息划分成多个一帧的声音数据信息;针对得到的多个一帧的声音数据信息,执行以下操作,直至多个一帧的声音数据信息执行完毕:选择其中一帧的声音数据信息,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息;将所述声音数据信息的时频域特征信息与当前帧对应的阈值进行比较;在所述多个一帧的声音数据信息执行完毕后,确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息,计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息;在确定计算得到的时间信息介于设定的鼾声持续时间信息之间时,确定连续的多个声音数据信息为非噪声信息;

根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,通过以下方式确定当前帧对应的阈值,包括:

$$TH_{i,j} = \lambda_{i,j} TH_{i-1,j} + (1 - \lambda_{i,j}) * Val_{i,j};$$

其中, $TH_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算的阈值, $TH_{i-1,j}$ 为第j个特征在第i-1帧计算的阈值, $\lambda_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧更新的比例因子, $Val_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算结果,i为声音信息中包含的声音数据信息的个数,为不小于1的正整数,j表示时频域特征信息的个数。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息,包括:

滤除所述声音数据信息中的与鼾声无关的噪声信息;

提取滤除噪声信息后的所述声音数据信息的时频域特征信息,其中,所述时频域特征信息包含了频段能量方差、过零点方差以及谱失真方差。

4. 如权利要求1或3所述的方法,其特征在于,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息,包括:

利用动态时间规整DTW算法,计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离;

将所述动态帧最小距离与设定的距离阈值进行比较;

在所述动态帧最小距离小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为鼾声信息;

在所述动态帧最小距离不小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为非鼾声信息。

5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述鼾声信息包含了重度鼾声信息和轻度鼾声信息;

在确定所述非噪声信息为鼾声信息之后,所述方法还包括:

利用DTW算法,计算所述非噪声信息与预设的重度鼾声信息之间的第一动态帧最小距离,以及计算所述非噪声信息与预设的轻度鼾声信息之间的第二动态帧最小距离;

比较所述第一动态帧最小距离与所述第二动态帧最小距离;

在所述第一动态帧最小距离小于所述第二动态帧最小距离时,确定所述非噪声信息为轻度鼾声信息;

在所述第一动态帧最小距离不小于所述第二动态帧最小距离时,确定所述非噪声信息

为重度鼾声信息。

6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停,包括:

在确定出所述声音信息中的重度鼾声信息之后,计算相邻两个重度鼾声信息之间的时间间隔;

根据计算得到的所述时间间隔满足呼吸暂停要求的时间间隔的次数,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的次数。

7. 一种对睡眠呼吸暂停进行监测的设备,其特征在于,包括:

获取模块,用于获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息,所述声音信息包含了噪声信息;

区分模块,用于对采集到的声音信息进行识别,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息,所述区分模块,具体用于以帧为单位,将采集到的声音信息划分成多个一帧的声音数据信息;针对得到的多个一帧的声音数据信息,执行以下操作,直至多个一帧的声音数据信息执行完毕:选择其中一帧的声音数据信息,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息;将所述声音数据信息的时频域特征信息与当前帧对应的阈值进行比较;在所述多个一帧的声音数据信息执行完毕后,确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息,计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息;在确定计算得到的时间信息介于设定的鼾声持续时间信息之间时,确定连续的多个声音数据信息为非噪声信息;

监测模块,用于根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停。

8. 如权利要求7所述的设备,其特征在于,通过以下方式确定当前帧对应的阈值,包括:

$$TH_{i,j} = \lambda_{i,j} TH_{i-1,j} + (1 - \lambda_{i,j}) * Val_{i,j};$$

其中, $TH_{i,j}$ 为第 j 个特征在第 i 帧计算的阈值, $TH_{i-1,j}$ 为第 j 个特征在第 $i-1$ 帧计算的阈值, $\lambda_{i,j}$ 为第 j 个特征在第 i 帧更新的比例因子, $Val_{i,j}$ 为第 j 个特征在第 i 帧计算结果, i 为声音信息中包含的声音数据信息的个数,为不小于1的正整数, j 表示时频域特征信息的个数。

9. 如权利要求7所述的设备,其特征在于,

所述区分模块,具体用于滤除所述声音数据信息中的与鼾声无关的噪声信息;提取滤除噪声信息后的所述声音数据信息的时频域特征信息,其中,所述时频域特征信息包含了频段能量方差、过零点方差以及谱失真方差。

10. 如权利要求7或9所述的设备,其特征在于,

所述区分模块,具体用于利用动态时间规整DTW算法,计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离;

将所述动态帧最小距离与设定的距离阈值进行比较;

在所述动态帧最小距离小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为鼾声信息;

在所述动态帧最小距离不小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为非鼾声信息。

11. 如权利要求10所述的设备,其特征在于,所述鼾声信息包含了重度鼾声信息和轻度鼾声信息;

所述设备还包括：

鼾声识别模块，用于在所述区分模块确定所述非噪声信息为鼾声信息之后，利用DTW算法，计算所述非噪声信息与预设的重度鼾声信息之间的第一动态帧最小距离，以及计算所述非噪声信息与预设的轻度鼾声信息之间的第二动态帧最小距离；

比较所述第一动态帧最小距离与所述第二动态帧最小距离；

在所述第一动态帧最小距离小于所述第二动态帧最小距离时，确定所述非噪声信息为轻度鼾声信息；

在所述第一动态帧最小距离不小于所述第二动态帧最小距离时，确定所述非噪声信息为重度鼾声信息。

12. 如权利要求11所述的设备，其特征在于，

所述监测模块，具体用于在确定出所述声音信息中的重度鼾声信息之后，计算相邻两个重度鼾声信息之间的时间间隔；

根据计算得到的所述时间间隔满足呼吸暂停要求的时间间隔的次数，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的次数。

一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及生理特征数据处理技术领域,尤其涉及一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法和设备。

背景技术

[0002] 研究发现,在睡眠过程中,由于阻塞等原因导致呼吸气流停止(即睡眠中憋气,呼吸停止),呼吸气流停止的持续时间超过10秒钟或者气流量低于正常的20%则视为睡眠呼吸暂停。

[0003] 假设每晚7个小时的睡眠时间中,呼吸暂停反复发作的次数在30次以上,这种人属于患有睡眠呼吸暂停综合症。而睡眠呼吸暂停综合症的病人,容易导致窒息猝死,同时也容易诱发高血压、冠心病等心血管疾病。常见的打鼾属于睡眠呼吸暂停综合症常见的症状之一。

[0004] 目前睡眠呼吸暂停综合症的临床诊断方法是:利用多导睡眠仪在病人的7个小时睡眠过程中监测病人的脑电图、肌电图、心电图、胸腹式呼吸、血压值以及血氧饱和度值等,根据监测结果计算得到AHI数值、平均血氧饱和度值、最低血氧饱和度、呼吸暂停次数以及时间。并根据计算得到的结果,明确了解病人的诊断、分型、阻塞以及缺氧的过程,并确定病人患有睡眠呼吸暂停综合症的类型以及严重程度。

[0005] 但是,目前使用的临床诊断方法存在以下缺陷:

[0006] 1、整个监测过程操作比较复杂、专业技术要求比较高并且监测费用也不较高;

[0007] 2、多导睡眠仪监测需要在病人的脸部、胸腹部以及手指上贴监测使用的电极,严重削弱了病人睡眠的舒适度,使得监测得到的数值与病人正常睡眠存在偏差。

[0008] 由此可见,多导睡眠仪便利性比较差。为此,出现了利用鼾声分析呼吸暂停的方式,以实现病人睡眠状态进行监测的便利性。

[0009] 经研究发现,目前采用的通过对鼾声分析判断呼吸暂停的方式,存在由于睡眠情景中的背景噪声和突发噪声在时频域上与鼾声大量重叠,造成对鼾声监测不准确的问题,进一步影响了对病人睡眠呼吸暂停的判断。

发明内容

[0010] 本发明实施例提供了一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法和设备,用于解决采用通过对鼾声分析判断呼吸暂停的方式存在由于睡眠情景中的背景噪声和突发噪声在时频域上与鼾声信号大量重叠,造成对鼾声信号监测不准确的问题。

[0011] 一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法,包括:

[0012] 获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息;并

[0013] 对采集到的声音信息进行识别,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息;

[0014] 根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停。

- [0015] 所述声音信息包含了噪声信息；
- [0016] 对采集到的声音信息进行识别,包括:
- [0017] 以帧为单位,将采集到的声音信息划分成多个一帧的声音数据信息;
- [0018] 针对得到的多个一帧的声音数据信息,执行以下操作,直至多个一帧的声音数据信息执行完毕:
- [0019] 选择其中一帧的声音数据信息,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息;
- [0020] 将所述声音数据信息的时频域特征信息与当前帧对应的阈值进行比较;
- [0021] 在所述多个一帧的声音数据信息执行完毕后,确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息,计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息;
- [0022] 在确定计算得到的时间信息介于设定的鼾声持续时间信息之间时,确定连续的多个声音数据信息为非噪声信息。
- [0023] 通过以下方式确定当前帧对应的阈值,包括:
- [0024] $TH_{i,j} = \lambda_{i,j} TH_{i-1,j} + (1 - \lambda_{i,j}) * Val_{i,j}$;
- [0025] 其中, $TH_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算的阈值, $TH_{i-1,j}$ 为第j个特征在第i-1帧计算的阈值, $\lambda_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧更新的比例因子, $Val_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算结果,i为声音信息中包含的声音数据信息的个数,为不小于1的正整数,j表示时频域特征信息的个数。
- [0026] 对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息,包括:
- [0027] 滤除所述声音数据信息中的与鼾声无关的噪声信息;
- [0028] 提取滤除噪声信息后的所述声音数据信息的时频域特征信息,其中,所述时频域特征信息包含了频段能量方差、过零点方差以及谱失真方差。
- [0029] 区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息,包括:
- [0030] 利用动态时间规整DTW算法,计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离;
- [0031] 将所述动态帧最小距离与设定的距离阈值进行比较;
- [0032] 在所述动态帧最小距离小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为鼾声信息;
- [0033] 在所述动态帧最小距离不小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为非鼾声信息。
- [0034] 所述鼾声信息包含了重度鼾声信息和轻度鼾声信息;
- [0035] 在确定所述非噪声信息为鼾声信息之后,所述方法还包括:
- [0036] 利用DTW算法,计算所述非噪声信息与预设的重度鼾声信息之间的第一动态帧最小距离,以及计算所述非噪声信息与预设的轻度鼾声信息之间的第二动态帧最小距离;
- [0037] 比较所述第一动态帧最小距离与所述第二动态帧最小距离;
- [0038] 在所述第一动态帧最小距离小于所述第二动态帧最小距离时,确定所述非噪声信息为轻度鼾声信息;
- [0039] 在所述第一动态帧最小距离不小于所述第二动态帧最小距离时,确定所述非噪声信息为重度鼾声信息。

[0040] 根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停,包括:

[0041] 在确定出所述声音信息中的重度鼾声信息之后,计算相邻两个重度鼾声信息之间的时间间隔;

[0042] 根据计算得到的所述时间间隔满足呼吸暂停要求的时间间隔的次数,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的次数。

[0043] 一种对睡眠呼吸暂停进行监测的设备,包括:

[0044] 获取模块,用于获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息;并

[0045] 区分模块,用于对采集到的声音信息进行识别,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息;

[0046] 监测模块,用于根据所述鼾声信息,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停。

[0047] 所述声音信息包含了噪声信息;

[0048] 所述区分模块,具体用于以帧为单位,将采集到的声音信息划分成多个一帧的声音数据信息;针对得到的多个一帧的声音数据信息,执行以下操作,直至多个一帧的声音数据信息执行完毕:

[0049] 选择其中一帧的声音数据信息,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息;

[0050] 将所述声音数据信息的时频域特征信息与当前帧对应的阈值进行比较;

[0051] 在所述多个一帧的声音数据信息执行完毕后,确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息,计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息;

[0052] 在确定计算得到的时间信息介于设定的鼾声持续时间信息之间时,确定连续的多个声音数据信息为非噪声信息。

[0053] 通过以下方式确定当前帧对应的阈值,包括:

[0054] $TH_{i,j} = \lambda_{i,j} TH_{i-1,j} + (1 - \lambda_{i,j}) * Val_{i,j}$;

[0055] 其中, $TH_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算的阈值, $TH_{i-1,j}$ 为第j个特征在第i-1帧计算的阈值, $\lambda_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧更新的比例因子, $Val_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算结果,i为声音信息中包含的声音数据信息的个数,为不小于1的正整数,j表示时频域特征信息的个数。

[0056] 所述区分模块,具体用于滤除所述声音数据信息中的与鼾声无关的噪声信息;提取滤除噪声信息后的所述声音数据信息的时频域特征信息,其中,所述时频域特征信息包含了频段能量方差、过零点方差以及谱失真方差。

[0057] 所述区分模块,具体用于利用动态时间规整DTW算法,计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离;

[0058] 将所述动态帧最小距离与设定的距离阈值进行比较;

[0059] 在所述动态帧最小距离小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为鼾声信息;

[0060] 在所述动态帧最小距离不小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为非鼾声信息。

- [0061] 所述鼾声信息包含了重度鼾声信息和轻度鼾声信息；
- [0062] 所述设备还包括：
- [0063] 鼾声识别模块，用于在确定所述非噪声信息为鼾声信息之后，所述方法还包括：
- [0064] 利用DTW算法，计算所述非噪声信息与预设的重度鼾声信息之间的第一动态帧最小距离，以及计算所述非噪声信息与预设的轻度鼾声信息之间的第二动态帧最小距离；
- [0065] 比较所述第一动态帧最小距离与所述第二动态帧最小距离；
- [0066] 在所述第一动态帧最小距离小于所述第二动态帧最小距离时，确定所述非噪声信息为轻度鼾声信息；
- [0067] 在所述第一动态帧最小距离不小于所述第二动态帧最小距离时，确定所述非噪声信息为重度鼾声信息。
- [0068] 所述监测模块，具体用于在确定出所述声音信息中的重度鼾声信息之后，计算相邻两个重度鼾声信息之间的时间间隔；
- [0069] 根据计算得到的所述时间间隔满足呼吸暂停要求的时间间隔的次数，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的次数。
- [0070] 本发明有益效果如下：
- [0071] 本发明实施例通过获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息；并对采集到的声音信息进行识别，区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息；根据所述鼾声信息，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停，这样通过对患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息的分析，确定出患者在一个睡眠周期中发出的鼾声信息，进而根据发出的鼾声信息确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停，避免了采用通过对鼾声分析判断呼吸暂停的方式存在由于睡眠情景中的背景噪声和突发噪声在时频域上与鼾声信号大量重叠，造成对鼾声信号监测不准确的问题，有效地提高了呼吸暂停监测的精度。

附图说明

- [0072] 图1为本发明实施例一提供的一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法的流程示意图；
- [0073] 图2为本发明实施例二提供的一种基对睡眠呼吸暂停进行监测的设备的结构示意图。

具体实施方式

- [0074] 为了实现本发明的目的，本发明实施例提出了一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法和设备，通过获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息；并对采集到的声音信息进行识别，区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息；根据所述鼾声信息，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停，这样通过对患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息的分析，确定出患者在一个睡眠周期中发出的鼾声信息，进而根据发出的鼾声信息确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停，避免了采用通过对鼾声分析判断呼吸暂停的方式存在由于睡眠情景中的背景噪声和突发噪声在时频域上与鼾声信号大量重叠，造成对鼾声信号监测不准确的问题，有效地提高了呼吸暂停监测的精度。

[0075] 需要说明的是,本发明实施例涉及的一个睡眠周期是指患者从入睡到睡醒这一过程,通常是指睡眠到达7个小时。

[0076] 下面结合说明书附图对本发明各个实施例进行详细描述。

[0077] 实施例一:

[0078] 如图1所示,为本发明实施例一提供的一种对睡眠呼吸暂停进行监测的方法的流程示意图。所述方法可以如下所述。

[0079] 步骤101:获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息。

[0080] 其中,所述声音信息包含了噪声信息和鼾声信息。

[0081] 在步骤101中,由于在日常的睡眠情景中,能够产生的声音信息主要包括:与呼吸相关的声音信息(例如:鼾声信息和粗重的呼吸声信息);与呼吸无关的声音信息(例如:空调发出的声音信息、风扇发出的声音信息、汽车鸣笛发出的声音信息以及物品碰撞发出的声音信息等)。

[0082] 那么在对患者的一个睡眠周期中产生的声音信息进行采集,采集的不仅包含了鼾声信息,还包含了鼾声之外的其他声音信息,在本发明实施例中除了鼾声之外的其他声音信息被称为噪声信息。

[0083] 步骤102:对采集到的声音信息进行识别,区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息。

[0084] 在步骤102中,由于在日常的睡眠情景中,存在长时间的、持续的背景噪声,例如:空调发出的声音信息、风扇发出的声音信息,这些噪声将和鼾声信息混合在一起,因此需要对采集到的声音信息进行识别。

[0085] 具体地,对采集到的声音信息进行识别的方式包括但不限于:

[0086] 首先,以帧为单位,将采集到的声音信息划分成多个一帧的声音数据信息。

[0087] 其次,针对得到的多个一帧的声音数据信息,执行以下操作,直至多个一帧的声音数据信息执行完毕:

[0088] 第一,选择其中一帧的声音数据信息,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息。

[0089] 具体地,对所述声音数据信息进行处理,得到所述声音数据信息的时频域特征信息,包括:

[0090] 滤除所述声音数据信息中的与鼾声无关的噪声信息;

[0091] 提取滤除噪声信息后的所述声音数据信息的时频域特征信息,其中,所述时频域特征信息包含了频段能量方差、过零点方差以及谱失真方差。

[0092] 第二,将所述声音数据信息的时频域特征信息与当前帧对应的阈值进行比较。

[0093] 具体地,通过以下方式确定当前帧对应的阈值,包括:

[0094] $TH_{i,j} = \lambda_{i,j} TH_{i-1,j} + (1 - \lambda_{i,j}) * Val_{i,j}$;

[0095] 其中, $TH_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算的阈值, $TH_{i-1,j}$ 为第j个特征在第i-1帧计算的阈值, $\lambda_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧更新的比例因子, $Val_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算结果,i为声音信息中包含的声音数据信息的个数,为不小于1的正整数,j表示时频域特征信息的个数。

[0096] 需要说明的是,当前帧对应的阈值可以通过鼾声识别训练阶段获取的,还可以

是一种动态的阈值。因为假设鼾声识别阶段处于低背景噪声下，而采集到的声音信息则处于高背景噪声下，此时再使用低背景噪声下确定的阈值对处于高背景噪声下的鼾声进行识别，将使得鼾声识别的误差较大，因此，本发明实施例为了避免这种情况，提出了动态调整阈值的方式：当背景噪声变强时，阈值随之提高，起到抑制噪声的作用，当背景噪声变弱时，阈值随之减小，凸显鼾声信息，有效地提高了系统的抗噪性能。

[0097] 再次，在所述多个一帧的声音数据信息执行完毕后，确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息，计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息。

[0098] 具体地，由于在日常的睡眠情景中，除了背景噪声之外，还存在突发噪声，而突发噪声的能量较大，与鼾声信息在频域上存在重叠，容易对鼾声信息的识别造成干扰，但是这些突发噪声的持续时间与鼾声信息的时间信息段或者长，因此，在确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息时，计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息。

[0099] 最后，在确定计算得到的时间信息介于设定的鼾声持续时间信息之间时，确定连续的多个声音数据信息为非噪声信息。

[0100] 其中，设定的鼾声持续时间信息为0.5S~3S。

[0101] 需要说明的是，连续的多个声音数据信息是指在采集到的声音信息中，一帧声音数据信息与另一帧声音数据信息在时间上是连续的，也可以看作是一个声音片段。

[0102] 具体地，区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息的方式包括但不限于：

[0103] 利用DTW(动态时间规整,Dynamic Time Warping)算法，计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离。

[0104] 由于MFCC是语音信号处理领域中，基于人耳听觉的重要特征参数，被广泛应用于语音识别领域的技术，因此，选择与鼾声相关的1KHz以内的Me1倒谱特征，使用动态时间规整(DTW)对鼾声信息进行识别。

[0105] 需要说明的是，DTW算法中定义每两帧声音信息之间的距离为两帧MFCC1KHz以下部分的欧氏距离。

[0106] 需要说明的是，在利用DTW算法，计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离时，需要保证预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的帧数相同，一旦出现预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的帧数不相同的情形，需要在计算动态帧最小距离之前，将预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的帧数调整至相同。

[0107] 将所述动态帧最小距离与设定的距离阈值进行比较，并在所述动态帧最小距离小于设定的距离阈值时，确定所述非噪声信息为鼾声信息；

[0108] 在所述动态帧最小距离不小于设定的距离阈值时，确定所述非噪声信息为非鼾声信息。

[0109] 在本发明的另一个实施例中，所述鼾声信息包含了重度鼾声信息和轻度鼾声信息；

[0110] 在确定所述非噪声信息为鼾声信息之后，所述方法还包括：

[0111] 利用DTW算法，计算所述非噪声信息与预设的重度鼾声信息之间的第一动态帧最小距离，以及计算所述非噪声信息与预设的轻度鼾声信息之间的第二动态帧最小距离；

- [0112] 比较所述第一动态帧最小距离与所述第二动态帧最小距离；
- [0113] 在所述第一动态帧最小距离小于所述第二动态帧最小距离时，确定所述非噪声信息为轻度鼾声信息；
- [0114] 在所述第一动态帧最小距离不小于所述第二动态帧最小距离时，确定所述非噪声信息为重度鼾声信息。
- [0115] 步骤103：根据所述鼾声信息，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停。
- [0116] 在步骤103中，由于绝大多数的呼吸暂停出现在重度打鼾过程中，因此根据所述鼾声信息，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的方式包括但不限于：
- [0117] 在确定出所述声音信息中的重度鼾声信息之后，计算相邻两个重度鼾声信息之间的时间间隔；
- [0118] 根据计算得到的所述时间间隔满足呼吸暂停要求的时间间隔的次数，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的次数。
- [0119] 通过本发明实施例一的方案，获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息；并对采集到的声音信息进行识别，区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息；根据所述鼾声信息，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停，这样通过对患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息的分析，确定出患者在一个睡眠周期中发出的鼾声信息，进而根据发出的鼾声信息确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停，避免了采用通过对鼾声分析判断呼吸暂停的方式存在由于睡眠情景中的背景噪声和突发噪声在时频域上与鼾声信号大量重叠，造成对鼾声信号监测不准确的问题，有效地提高了呼吸暂停监测的精度。
- [0120] 实施例二：
- [0121] 如图2所示，为本发明实施例二提供的一种对睡眠呼吸暂停进行监测的结构示意图，本发明实施例二是与本发明实施例一在同一发明构思下的发明，所述设备包括：获取模块11、区分模块12和监测模块13，其中：
- [0122] 获取模块11，用于获取在患者的一个睡眠周期中采集到的声音信息；并
- [0123] 区分模块12，用于对采集到的声音信息进行识别，区分出所述声音信息中包含的所述患者的鼾声信息；
- [0124] 监测模块13，用于根据所述鼾声信息，确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停。
- [0125] 所述声音信息包含了噪声信息；
- [0126] 所述区分模块12，具体用于以帧为单位，将采集到的声音信息划分成多个一帧的声音数据信息；针对得到的多个一帧的声音数据信息，执行以下操作，直至多个一帧的声音数据信息执行完毕：
- [0127] 选择其中一帧的声音数据信息，对所述声音数据信息进行处理，得到所述声音数据信息的时频域特征信息；
- [0128] 将所述声音数据信息的时频域特征信息与当前帧对应的阈值进行比较；
- [0129] 在所述多个一帧的声音数据信息执行完毕后，确定时频域特征信息小于当前帧对应的阈值的多个声音数据信息，计算连续的多个声音数据信息持续的时间信息；

[0130] 在确定计算得到的时间信息介于设定的鼾声持续时间信息之间时,确定连续的多个声音数据信息为非噪声信息。

[0131] 通过以下方式确定当前帧对应的阈值,包括:

[0132] $TH_{i,j} = \lambda_{i,j} TH_{i-1,j} + (1 - \lambda_{i,j}) * Val_{i,j}$;

[0133] 其中, $TH_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算的阈值, $TH_{i-1,j}$ 为第j个特征在第i-1帧计算的阈值, $\lambda_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧更新的比例因子, $Val_{i,j}$ 为第j个特征在第i帧计算结果,i为声音信息中包含的声音数据信息的个数,为不小于1的正整数,j表示时频域特征信息的个数。

[0134] 所述区分模块12,具体用于滤除所述声音数据信息中的与鼾声无关的噪声信息;提取滤除噪声信息后的所述声音数据信息的时频域特征信息,其中,所述时频域特征信息包含了频段能量方差、过零点方差以及谱失真方差。

[0135] 所述区分模块12,具体用于利用动态时间规整DTW算法,计算预设的鼾声信息与确定的所述非噪声信息的动态帧最小距离;

[0136] 将所述动态帧最小距离与设定的距离阈值进行比较;

[0137] 在所述动态帧最小距离小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为鼾声信息;

[0138] 在所述动态帧最小距离不小于设定的距离阈值时,确定所述非噪声信息为非鼾声信息。

[0139] 所述鼾声信息包含了重度鼾声信息和轻度鼾声信息;

[0140] 所述设备还包括:鼾声识别模块14,其中:

[0141] 鼾声识别模块14,用于在确定所述非噪声信息为鼾声信息之后,所述方法还包括:

[0142] 利用DTW算法,计算所述非噪声信息与预设的重度鼾声信息之间的第一动态帧最小距离,以及计算所述非噪声信息与预设的轻度鼾声信息之间的第二动态帧最小距离;

[0143] 比较所述第一动态帧最小距离与所述第二动态帧最小距离;

[0144] 在所述第一动态帧最小距离小于所述第二动态帧最小距离时,确定所述非噪声信息为轻度鼾声信息;

[0145] 在所述第一动态帧最小距离不小于所述第二动态帧最小距离时,确定所述非噪声信息为重度鼾声信息。

[0146] 所述监测模块13,具体用于在确定出所述声音信息中的重度鼾声信息之后,计算相邻两个重度鼾声信息之间的时间间隔;

[0147] 根据计算得到的所述时间间隔满足呼吸暂停要求的时间间隔的次数,确定出所述患者的一个睡眠周期中发生的睡眠呼吸暂停的次数。

[0148] 需要说明的是,本发明实施例所述的设备可以通过硬件实现,也可以通过软件实现,这里不做限定。

[0149] 本领域的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法、装置(设备)、或计算机程序产品。因此,本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0150] 本发明是参照根据本发明实施例的方法、装置(设备)和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0151] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0152] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0153] 尽管已描述了本发明的优选实施例,但本领域内的技术人员一旦得知了基本创造性概念,则可对这些实施例作出另外的变更和修改。所以,所附权利要求意欲解释为包括优选实施例以及落入本发明范围的所有变更和修改。

[0154] 显然,本领域的技术人员可以对本发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型在内。

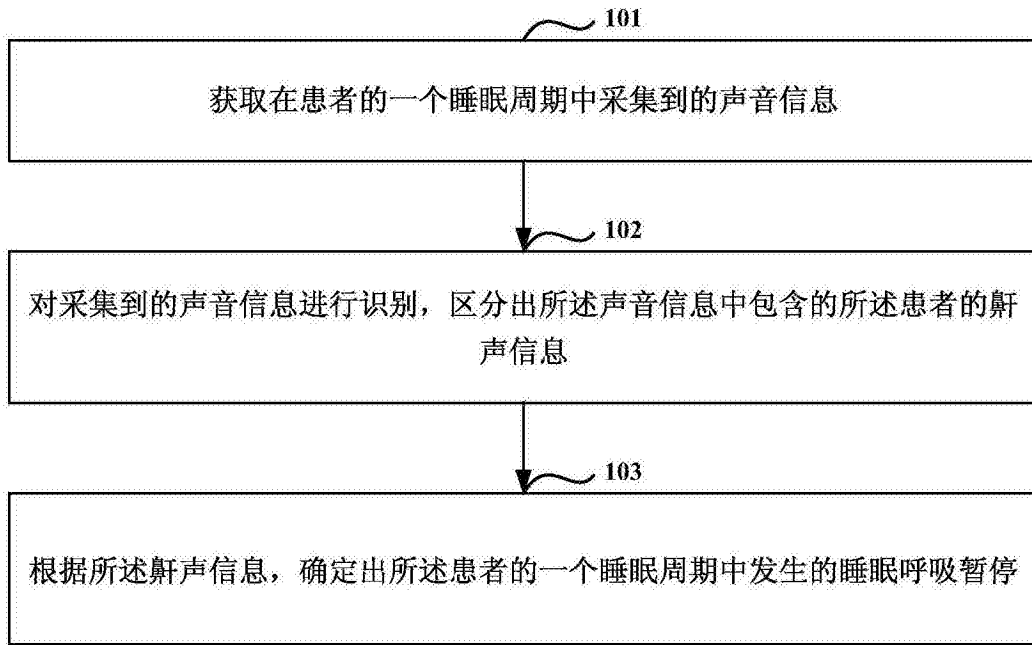


图1

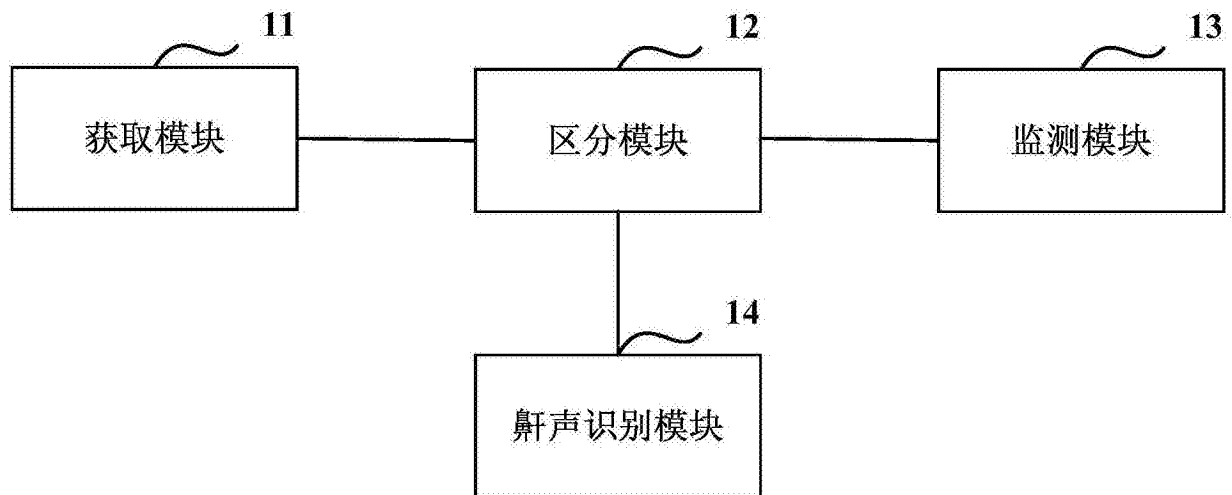


图2