



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115120197 A

(43) 申请公布日 2022. 09. 30

(21) 申请号 202210693303.0

(22) 申请日 2022.06.17

(71) 申请人 歌尔股份有限公司

地址 261031 山东省潍坊市高新技术产业  
开发区东方路268号

(72) 发明人 闫波

(74) 专利代理机构 北京市隆安律师事务所

11323

专利代理师 权鲜枝 吴昊

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

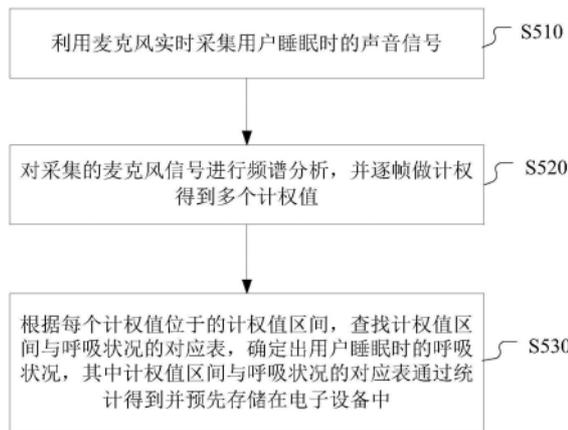
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

## (54) 发明名称

监测睡眠时呼吸状况的方法和装置、电子设备  
及存储介质

## (57) 摘要

本发明实施例公开了一种监测睡眠时呼吸状况的方法和装置、电子设备及存储介质。所述方法应用于带有麦克风的电子设备,包括:利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中所述计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在所述电子设备中。本发明实施例的方案完善了电子设备的健康监测功能,在不增加任何元器件的情况下,仅是利用电子设备中现有的麦克风,通过查表,就可实现对用户睡眠时的呼吸状况的实时监测,算法简单,且无需增加任何硬件成本。



1. 一种监测睡眠时呼吸状况的方法,应用于带有麦克风的电子设备,包括:  
利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;  
对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;  
根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中所述计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在所述电子设备中。
2. 根据权利要求1所述方法,其特征在于,所述呼吸状况包括呼吸暂停、平静呼吸和打鼾呼吸;  
所述计权值区间与呼吸状况的对应表采用如下统计方法得到:  
对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境下采集的麦克风信号分别进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值;  
对不同环境下的多个计权值进行统计并得出:夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A,平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1,平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2,有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1,有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2,且有 $A < B1 < B2 \leq C1 < C2$ ;  
将计权值区间A与呼吸暂停进行对应,将计权值区间B1和B2与平静呼吸进行对应,将计权值区间C1和C2与打鼾呼吸进行对应,得到所述计权值区间与呼吸状况的对应表。
3. 根据权利要求2所述方法,其特征在于,所述根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,包括:  
在所述计权值小于计权值区间A或者大于计权值区间C2时,舍弃所述计权值;  
在所述计权值位于计权值区间A时,继续判定下一个计权值,若连续预定数量的计权值均位于计权值区间A,则判定为一次呼吸暂停;  
在所述计权值位于计权值区间B1或B2时,继续判定下一个计权值,若相邻两个计权值轮番位于计权值区间B1和B2,则判定为一次平静呼吸;  
在所述计权值位于计权值区间C1或C2时,对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。
4. 根据权利要求3所述方法,其特征在于,还包括:  
在确定出用户睡眠时发生呼吸暂停状况时,触发电子设备中的喇叭发声或马达振动进行预警提醒。
5. 根据权利要求3所述方法,其特征在于,还包括:  
在确定出用户睡眠时发生鼾声呼吸状况时,查找麦克风信号频谱中的谐振峰,并计算所述谐振峰的中心频率与半高宽的比值,若比值大于预定阈值,则将打鼾呼吸判定为重度打鼾,否则判定为轻度打鼾。
6. 一种监测睡眠时呼吸状况的装置,应用于带有麦克风的电子设备,包括:  
采集模块,用于利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;  
计权模块,用于对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;  
查表判定模块,用于根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中所述计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在所述电子设备中。
7. 根据权利要求6所述装置,其特征在于,所述呼吸状况包括呼吸暂停、平静呼吸和打

鼾呼吸；

所述装置还包括统计模块，所述统计模块用于采用如下统计方法得到计权值区间与呼吸状况的对应表：

对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境下采集的麦克风信号分别进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值；

对不同环境下的多个计权值进行统计并得出：夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A，平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1，平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2，有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1，有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2，且有 $A < B1 < B2 \leq C1 < C2$ ；

将计权值区间A与呼吸暂停进行对应，将计权值区间B1和B2与平静呼气进行对应，将计权值区间C1和C2与打鼾呼吸进行对应，得到所述计权值区间与呼吸状况的对应表。

8. 根据权利要求7所述装置，其特征在于，所述查表判定模块具体用于：

在所述计权值小于计权值区间A或者大于计权值区间C2时，舍弃所述计权值；

在所述计权值位于计权值区间A时，继续判定下一个计权值，若连续预定数量的计权值均位于计权值区间A，则判定为一次呼吸暂停；

在所述计权值位于计权值区间B1或B2时，继续判定下一个计权值，若相邻两个计权值轮番位于计权值区间B1和B2，则判定为一次平静呼吸；

在所述计权值位于计权值区间C1或C2时，对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。

9. 根据权利要求8所述装置，其特征在于，还包括预警模块，

所述预警模块用于在确定出用户睡眠时发生呼吸暂停状况时，触发电子设备中的喇叭发声或马达振动进行预警提醒。

10. 根据权利要求8所述装置，其特征在于，还包括鼾声处理模块，

所述鼾声处理模块用于在确定出用户睡眠时发生鼾声呼吸状况时，查找麦克风信号频谱中的谐振峰，并计算所述谐振峰的中心频率与半高宽的比值，若比值大于预定阈值，则将打鼾呼吸判定为重度打鼾，否则判定为轻度打鼾。

11. 一种电子设备，包括麦克风、存储器和处理器，

所述存储器中存储有计算机程序和计权值区间与呼吸状况的对应表，所述计算机程序由所述处理器加载并执行，以实现所述权利要求1-5中任一项所述监测睡眠时呼吸状况的方法。

12. 一种计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质存储一个或多个计算机程序，并存储有计权值区间与呼吸状况的对应表，所述一个或多个计算机程序当被处理器执行时，实现权利要求1-5任一项所述监测睡眠时呼吸状况的方法。

## 监测睡眠时呼吸状况的方法和装置、电子设备及存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及信息处理技术领域,具体地,涉及一种监测睡眠时呼吸状况的方法和装置、电子设备及存储介质。

### 背景技术

[0002] 众所周知,睡眠质量会关系到人体大脑和神经的作息,直接影响个人的精神状态,甚至是生活质量。所以睡眠对于人体的健康有着十分重要的意义。但是,现代人由于受到环境污染、工作压力、作息时间不规律等多方面因素的干扰,普遍地存在睡眠质量下降的情况。

[0003] 睡眠监测作为健康监测的重要一环,可以记录用户的睡眠时间,结合深睡、浅睡时长等数据进行睡眠质量评分。一般而言,深睡时的平静呼吸是睡眠质量较好的一种表现。浅睡时的打鼾呼吸(俗称打呼噜)是睡眠过程中常见的一种表现,极为严重的打鼾会引起呼吸暂停,导致人体缺氧,从而使睡眠的质量明显下降。

[0004] 在实现本发明的过程中,发明人发现目前市面上的电子设备还没有有效算法对睡眠时的呼吸状况进行监测,健康监测功能还有待完善。

### 发明内容

[0005] 本发明实施例所要解决的技术问题在于,提供一种监测睡眠时呼吸状况的方法和装置、电子设备及存储介质,能够对用户睡眠时的呼吸状况进行实时监测,从而完善电子设备的健康监测功能。

[0006] 依据本发明的第一方面,提供了一种监测睡眠时呼吸状况的方法,应用于带有麦克风的电子设备,包括:

[0007] 利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;

[0008] 对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;

[0009] 根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中所述计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在所述电子设备中。

[0010] 其中,所述呼吸状况包括呼吸暂停、平静呼吸和打鼾呼吸;

[0011] 所述计权值区间与呼吸状况的对应表采用如下统计方法得到:

[0012] 对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境下采集的麦克风信号分别进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值;

[0013] 对不同环境下的多个计权值进行统计并得出:夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A,平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1,平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2,有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1,有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2,且有 $A < B1 < B2 \leq C1 < C2$ ;

[0014] 将计权值区间A与呼吸暂停进行对应,将计权值区间B1和B2与平静呼气进行对应,

将计权值区间C1和C2与打鼾呼吸进行对应,得到所述计权值区间与呼吸状况的对应表。

[0015] 其中,所述根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,包括:

[0016] 在所述计权值小于计权值区间A或者大于计权值区间C2时,舍弃所述计权值;

[0017] 在所述计权值位于计权值区间A时,继续判定下一个计权值,若连续预定数量的计权值均位于计权值区间A,则判定为一次呼吸暂停;

[0018] 在所述计权值位于计权值区间B1或B2时,继续判定下一个计权值,若相邻两个计权值轮番位于计权值区间B1和B2,则判定为一次平静呼吸;

[0019] 在所述计权值位于计权值区间C1或C2时,对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。

[0020] 作为上述方案的改进,本发明实施例的方法还包括:

[0021] 在确定出用户睡眠时发生呼吸暂停状况时,触发电子设备中的喇叭发声或马达振动进行预警提醒。

[0022] 作为上述方案的改进,本发明实施例的方法还包括:

[0023] 在确定出用户睡眠时发生鼾声呼吸状况时,查找麦克风信号频谱中的谐振峰,并计算所述谐振峰的中心频率与半高宽的比值,若比值大于预定阈值,则将打鼾呼吸判定为重度打鼾,否则判定为轻度打鼾。

[0024] 依据本发明的第二方面,提供了一种监测睡眠时呼吸状况的装置,应用于带有麦克风的电子设备,包括:

[0025] 采集模块,用于利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;

[0026] 计权模块,用于对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;

[0027] 查表判定模块,用于根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中所述计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在所述电子设备中。

[0028] 其中,所述呼吸状况包括呼吸暂停、平静呼吸和打鼾呼吸;

[0029] 本发明的装置还包括统计模块,所述统计模块用于采用如下统计方法得到计权值区间与呼吸状况的对应表:

[0030] 对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境下采集的麦克风信号分别进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值;

[0031] 对不同环境下的多个计权值进行统计并得出:夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A,平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1,平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2,有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1,有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2,且有 $A < B1 < B2 \leq C1 < C2$ ;

[0032] 将计权值区间A与呼吸暂停进行对应,将计权值区间B1和B2与平静呼气进行对应,将计权值区间C1和C2与打鼾呼吸进行对应,得到所述计权值区间与呼吸状况的对应表。

[0033] 其中,所述查表判定模块具体用于:

[0034] 在所述计权值小于计权值区间A或者大于计权值区间C2时,舍弃所述计权值;

[0035] 在所述计权值位于计权值区间A时,继续判定下一个计权值,若连续预定数量的计权值均位于计权值区间A,则判定为一次呼吸暂停;

[0036] 在所述计权值位于计权值区间B1或B2时,继续判定下一个计权值,若相邻两个计权值轮番位于计权值区间B1和B2,则判定为一次平静呼吸;

[0037] 在所述计权值位于计权值区间C1或C2时,对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。

[0038] 作为上述方案的改进,本发明的装置还包括:预警模块,

[0039] 所述预警模块用于在确定出用户睡眠时发生呼吸暂停状况时,触发电子设备中的喇叭发声或马达振动进行预警提醒。

[0040] 作为上述方案的改进,本发明的装置还包括:鼾声处理模块,

[0041] 所述鼾声处理模块用于在确定出用户睡眠时发生鼾声呼吸状况时,查找麦克风信号频谱中的谐振峰,并计算所述谐振峰的中心频率与半高宽的比值,若比值大于预定阈值,则将打鼾呼吸判定为重度打鼾,否则判定为轻度打鼾。

[0042] 依据本发明的第三方面,提供了一种电子设备,包括麦克风、存储器和处理器,

[0043] 所述存储器中存储有计算机程序和计权值区间与呼吸状况的对应表,所述计算机程序由所述处理器加载并执行,以实现前述监测睡眠时呼吸状况的方法。

[0044] 依据本发明的第四方面,提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储一个或多个计算机程序,并存储有计权值区间与呼吸状况的对应表,所述一个或多个计算机程序当被处理器执行时,实现前述监测睡眠时呼吸状况的方法。

[0045] 本发明实施例采用上述至少一个技术方案能够达到以下有益效果:

[0046] 本发明实施例提供的监测睡眠时呼吸状况的方法和装置、电子设备及计算机可读存储介质,将统计得到的计权值区间与呼吸状况的对应表预先存储在带有麦克风的电子设备中,应用时,利用电子设备自带的麦克风,实时采集用户睡眠时的声音信号,对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值,然后根据每个计权值位于的计权值区间,通过查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况。本发明实施例的方案完善了电子设备的健康监测功能,在不增加任何元器件的情况下,仅是利用电子设备中现有的麦克风,通过查表,就可实现对用户睡眠时的呼吸状况的实时监测,算法简单,且无需增加任何硬件成本。

## 附图说明

[0047] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明中记载的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,还可以根据这些附图获得其他的附图。在附图中:

[0048] 图1是本发明实施例提供的一种夜间安静环境下麦克风信号的频谱示意图;

[0049] 图2是本发明实施例提供的一种平静呼吸环境下吸气时的麦克风信号的频谱示意图;

[0050] 图3是本发明实施例提供的一种平静呼吸环境下呼气时的麦克风信号的频谱示意图;

[0051] 图4是本发明实施例提供的一种有鼾声环境下吸气时的麦克风信号的频谱示意图;

[0052] 图5是本发明实施例提供的一种监测睡眠时呼吸状况的方法的流程示意图;

[0053] 图6是本发明实施例提供的一种监测睡眠时呼吸状况的装置的结构示意图;

[0054] 图7为本发明实施例提供的一种电子设备的结构示意图。

### 具体实施方式

[0055] 下面将参照附图更详细地描述本发明实施例。提供这些实施例是为了能够更透彻地理解本发明,并且能够将本发明的范围完整的传达给本领域的技术人员。虽然附图中显示了本发明的示例性实施例,然而应当理解,可以以各种形式实现本发明而不应被这里阐述的实施例所限制。

[0056] 在实现本发明的过程中,发明人对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境分别利用麦克风采集声音信号,对比分析采集的麦克风信号,发现不同环境下的麦克风信号的频谱范围以及是否出现谐振峰等,都表现出较明显的差异。

[0057] 图1是本发明实施例提供的一种夜间安静环境下麦克风信号的频谱示意图。参见图1,在夜间安静环境下采集的麦克风信号接近于单体及线路的底噪。对夜间安静环境下采集的麦克风信号进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值,对这些多个计权值进行统计后得出:夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A。

[0058] 图2是本发明实施例提供的一种平静呼吸环境下吸气时的麦克风信号的频谱示意图,图3是本发明实施例提供的一种平静呼吸环境下呼气时的麦克风信号的频谱示意图。在平静呼吸的环境下,吸气-呼气可看成一个完整的过程。参见图2和图3,相对于图1的夜间安静环境的频谱,平静吸气过程中的频谱在200-2KHz频段有明显的幅值提升;平静呼气过程中的频谱在1KHz-5KHz频段有明显的幅值提升。对平静呼吸环境下采集的麦克风信号进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值,对这些多个计权值进行统计后得出:平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1,平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2。

[0059] 图4是本发明实施例提供的一种有鼾声环境下吸气时的麦克风信号的频谱示意图。在有鼾声环境下,吸气-呼气也可看成一个完整的过程,并因此省略了有鼾声环境下呼气时的麦克风信号的频谱示意图。参见图4所示,相对于图1的夜间安静环境的频谱,打鼾吸气过程中的频谱除了在200-10KHz频段有明显的幅值提升外,还会有谐振峰出现。对有鼾声环境下采集的麦克风信号逐帧进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值,对这些多个计权值进行统计后得出:有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1,有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2。

[0060] 从统计数据来看,符合 $A < B2 < B1 \leq C2 < C1$ 的客观事实,且呼吸过程呈现周期性。

[0061] 基于上述的分析,提出了本发明实施例的一种监测睡眠时呼吸状况的方法,该方法应用于带有麦克风的电子设备。该电子设备包括但不限于智能手表、智能手环、智能腕带、智能腰带等智能穿戴设备,还可以是非穿戴的智能设备,例如手机、平板、录音笔等,只要是带有麦克风的电子设备即可。

[0062] 图5是本发明实施例提供的一种监测睡眠时呼吸状况的方法的流程示意图。参见图5所示,本发明实施例的方法,应用于带有麦克风的电子设备,包括:

[0063] 步骤S510,利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号。

[0064] 该步骤S510可以是,根据需要由用户在睡眠时打开身边电子设备的麦克风开关,开启麦克风的录音功能;还可以是,当电子设备为智能穿戴设备时,智能穿戴设备检测自身

处于佩戴状态且当前位于夜间,在满足监测条件时,自主打开自带的麦克风开关,开启麦克风的录音功能。

[0065] 需要说明的是,为提升采集的麦克风信号的信噪比,提升监测的准确度,在开启麦克风录音功能的同时,将麦克风增益设置至合适的增益值。

[0066] 步骤S520,对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值。

[0067] 计权的意思是指将某个数值按一定规则权衡轻重地进行修正。为了模拟人耳听觉在不同频率有不同的灵敏性,在声级计内设有能够模拟人耳的听觉特性,把电信号修正为与听感近似值的网络,这种网络叫作计权网络。通过计权网络测得的声压级,已不再是客观物理量的线性声压级,而是经过听感修正的声压级,叫作计权声级或噪声级。

[0068] 计权网络一般有A、B、C三种。三者的主要差别是对噪声高频成分的衰减程度,A计权声级衰减最多,B计权声级次之,C计权声级最少。

[0069] 本步骤S520优选对采集的麦克风信号逐帧做C计权,这是因为C计权只是取数据进行分析,相对于其他计权方式,C计权衰减最小,最能反映信号特性。

[0070] 步骤S530,根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在电子设备中。

[0071] 在本发明实施例中,用户睡眠时的呼吸状况可以简单区分为呼吸暂停、平静呼吸和打鼾呼吸三类。

[0072] 为得到计权值区间与呼吸状况的对应表,基于发明人上述的对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境采集的麦克风信号的对比分析,本发明实施例给出了如下的统计方法:

[0073] 对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境下采集的麦克风信号分别进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值;

[0074] 对不同环境下的多个计权值进行统计并得出:夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A,平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1,平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2,有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1,有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2,且有 $A < B1 < B2 \leq C1 < C2$ ;

[0075] 将计权值区间A与呼吸暂停进行对应,将计权值区间B1和B2与平静呼吸进行对应,将计权值区间C1和C2与打鼾呼吸进行对应,得到本发明实施例的计权值区间与呼吸状况的对应表。

[0076] 需要说明的是,本发明实施例是使用字母符号来表示各种计权值区间,采用的字母符号仅是表述方便,本身没有任何含义。本发明中的A、B1、B2、C1和C2均表示的是数值区间,数值区间的范围与计权值的大小相关,而计权值的大小与计权方式相关。

[0077] 一般而言,夜间安静环境下的计权值区间A低于平静呼吸环境下的计权值区间B1和B2,平静呼吸环境下的计权值区间B1和B2低于有鼾声环境下的计权值区间C1和C2,在有些情况下平静呼吸环境下的呼气过程的计权值区间B2与有鼾声环境下的吸气过程的计权值区间C1会存在部分数值重叠。

[0078] 本步骤S530是通过查表方式来判定用户睡眠时的呼吸状况,判定过程具体可以是:

[0079] 情形一,在计权值小于计权值区间A或者大于计权值区间C2时,舍弃该计权值。因为在夜间睡眠的情况下,这些数值是不应出现的,多为错误数据,应该删除。

[0080] 情形二,在计权值位于计权值区间A时,继续判定下一个计权值,若连续预定数量的计权值均位于计权值区间A,则判定为一次呼吸暂停。因为若出现连续多个计权值均位于计权值区间A,在夜间睡眠的情况下,表明未监测到任何呼吸过程且无呼吸过程持续时长超过了预定时长,例如1分钟,此时应考虑发生了呼吸暂停状况。

[0081] 情形三,在计权值位于计权值区间B1或B2时,继续判定下一个计权值,若相邻两个计权值轮番位于计权值区间B1和B2,则判定为一次平静呼吸。也就是说,若当前计权值位于计权值区间B1,下一个计权值位于计权值区间B2,或者当前计权值位于计权值区间B2,下一个计权值位于计权值区间B1,则判定为包括平静吸气和平静呼气的一次完整的平静呼吸。

[0082] 情形四,在计权值位于计权值区间C1或C2时,对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。由于打鼾呼吸对应的计权值远远高于呼吸暂停和平静呼吸对应的计权值,不会与其他呼吸状况相混淆,因此一旦出现计权值位于计权值区间C1或C2时,无需再要求相邻两个计权值轮番位于计权值区间C1和C2,即可对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。

[0083] 在一些方法实施例中,本发明在确定出用户睡眠时发生呼吸暂停状况时,还可以进一步触发电子设备中的喇叭发声或马达振动进行预警提醒。由于呼吸暂停会导致人体缺氧,是较为危险的呼吸状况,严重时甚至会危及到生命,因此一旦监测出呼吸暂停状况,需要及时地对睡眠中的用户进行干预,很有必要通过喇叭发声或马达振动来唤醒睡眠中的用户,对用户进行预警提醒。

[0084] 在一些方法实施例中,本发明在确定出用户睡眠时发生鼾声呼吸状况时,还可以进一步查找麦克风信号频谱中的谐振峰,并计算谐振峰的中心频率与半高宽的比值,若比值大于预定阈值,则将打鼾呼吸判定为重度打鼾,否则判定为轻度打鼾。

[0085] 由于打鼾呼吸是浅睡眠的一种表现,长时间打鼾呼吸会使睡眠质量下降,极为严重的打鼾还会引起呼吸暂停,因此也很有必要对打鼾呼吸的严重程度进行更精细地判定。本发明实施例通过查找麦克风信号频谱中的谐振峰,并定义了如下Q值,

[0086]  $Q=f_0/FWHM$

[0087] 其中 $f_0$ 表示中心频率,FWHM表示半高宽,Q值越大,代表谐振峰越尖锐,打鼾越严重。若Q值大于预定阈值M,则判定为重度打鼾,若Q小于预定阈值M,则判定为轻度打鼾。

[0088] 在用户睡眠时通过不间断地对得到的每个计权值逐个进行上述判定过程,直到用户清醒关闭电子设备的麦克风,可以实现对用户睡眠时呼吸状况的实时监测。

[0089] 本发明实施例给出的监测睡眠时呼吸状况的方法,完善了电子设备的健康监测功能,在不增加任何元器件的情况下,仅是利用电子设备中现有的麦克风,通过查表,就可实现对用户睡眠时呼吸状况的实时监测,而且在监测到发生呼吸暂停等危险状况时还可发出预警提醒用户,在监测到发生鼾声呼吸状况时,还可以进一步区分出重度打鼾或轻度打鼾,算法简单,且无需增加任何硬件成本。

[0090] 与前述的监测睡眠时呼吸状况的方法同属于一个技术构思,本发明实施例还提供了一种监测睡眠时呼吸状况的装置,应用于带有麦克风的电子设备。参见图6所示,本发明实施例的监测睡眠时呼吸状况的装置600包括:

[0091] 采集模块610,用于利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;

[0092] 计权模块620,用于对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;

[0093] 查表判定模块630,用于根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况,其中计权值区间与呼吸状况的对应表通过统计得到并预先存储在电子设备中。

[0094] 其中,睡眠时的呼吸状况包括呼吸暂停、平静呼吸和打鼾呼吸。

[0095] 在一些装置实施例中,本发明的装置还包括统计模块,该统计模块用于采用如下统计方法得到计权值区间与呼吸状况的对应表:

[0096] 对夜间安静环境、平静呼吸环境和有鼾声环境下采集的麦克风信号分别进行频谱分析并逐帧做计权得到多个计权值;

[0097] 对不同环境下的多个计权值进行统计并得出:夜间安静环境下的计权值落入计权值区间A,平静呼吸环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间B1,平静呼吸环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间B2,有鼾声环境下的吸气过程的计权值落入计权值区间C1,有鼾声环境下的呼气过程的计权值落入计权值区间C2,且有 $A < B1 < B2 \leq C1 < C2$ ;

[0098] 将计权值区间A与呼吸暂停进行对应,将计权值区间B1和B2与平静呼气进行对应,将计权值区间C1和C2与打鼾呼吸进行对应,得到计权值区间与呼吸状况的对应表。

[0099] 在一些装置实施例中,上述查表判定模块630具体用于:

[0100] 在计权值小于计权值区间A或者大于计权值区间C2时,舍弃该计权值;

[0101] 在计权值位于计权值区间A时,继续判定下一个计权值,若连续预定数量的计权值均位于计权值区间A,则判定为一次呼吸暂停;

[0102] 在计权值位于计权值区间B1或B2时,继续判定下一个计权值,若相邻两个计权值轮番位于计权值区间B1和B2,则判定为一次平静呼吸;

[0103] 在计权值位于计权值区间C1或C2时,对应判定为一次打鼾吸气或打鼾呼气。

[0104] 在一些装置实施例中,本发明还包括预警模块,该预警模块用于在确定出用户睡眠时发生呼吸暂停状况时,触发电子设备中的喇叭发声或马达振动进行预警提醒。

[0105] 在一些装置实施例中,本发明还包括鼾声处理模块,该鼾声处理模块用于在确定出用户睡眠时发生鼾声呼吸状况时,查找麦克风信号频谱中的谐振峰,并计算谐振峰的中心频率与半高宽的比值,若比值大于预定阈值,则将打鼾呼吸判定为重度打鼾,否则判定为轻度打鼾。

[0106] 本发明实施例的监测睡眠时呼吸状况的装置中的各个模块实现过程,可以参见上述方法实施例,在此不再赘述。

[0107] 与前述的监测睡眠时呼吸状况的方法同属于一个技术构思,本发明实施例还提供了一种电子设备。参见图7,本发明实施例提供的电子设备700包括:麦克风701、存储器710和处理器720,其中,存储器710可能是内存,例如高速随机存取存储器(Random-Access Memory, RAM),也可能是非易失性存储器(non-volatile memory),例如至少一个磁盘存储器等。存储器710中存储有计算机程序和计权值区间与呼吸状况的对应表,该计算机程序由处理器720加载并执行,以实现前述的监测睡眠时呼吸状况的方法。

[0108] 在硬件层面上,该电子设备700还可以选择性的包括:显示面板730、接口模块740、通信模块750等硬件。存储器710、处理器720以及显示面板730、接口模块740、通信模块750

等可以通过内部总线相互连接,该内部总线可以是ISA (Industry Standard Architecture,工业标准体系结构) 总线、PCI (Peripheral Component Interconnect,外设部件互连标准) 总线或EISA (Extended Industry Standard Architecture,扩展工业标准结构) 总线等。总线可以分为地址总线、数据总线、控制总线等。为便于表示,图7中仅用一个双向箭头表示,但并不表示仅有一根总线或一种类型的总线。

[0109] 本发明实施例还提出了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质存储一个或多个计算机程序,并存储有计权值区间与呼吸状况的对应表,该一个或多个计算机程序当被处理器执行时,实现前述的监测睡眠时呼吸状况的方法,并具体用于执行:

[0110] 利用麦克风实时采集用户睡眠时的声音信号;

[0111] 对采集的麦克风信号进行频谱分析,并逐帧做计权得到多个计权值;

[0112] 根据每个计权值位于的计权值区间,查找计权值区间与呼吸状况的对应表,确定出用户睡眠时的呼吸状况。

[0113] 本领域内的技术人员应明白,本发明各实施例可提供为方法、系统、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包含有计算机程序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。

[0114] 这些计算机程序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。

[0115] 这些计算机程序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。

[0116] 在一些典型的配置中,计算机设备包括一个或多个处理器(CPU)、输入/输出接口、网络接口和内存。内存可能包括计算机可读介质中的非永久性存储器,随机存取存储器(RAM)和/或非易失性内存等形式,如只读存储器(ROM)或闪存(flash RAM)。内存是计算机可读存储介质的示例。

[0117] 计算机可读存储介质包括永久性和非永久性、可移动和非可移动媒体,可以由任何方法或技术来实现信息存储。信息可以是计算机可读指令、数据结构、程序的模块或其他数据。计算机的存储介质的例子包括,但不限于相变内存(PRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)、其他类型的随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、快闪记忆体或其他内存技术、只读光盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能光盘(DVD)或其他光学存储、磁盒式磁带,磁带磁磁盘存储或其他磁性存储设备或任何其他非传输介质,可用于存储可以被计算设备访问的信息。按照本文中的界定,计算机可读存储介质不包括暂存电脑可读媒体(transitory media),如调制的数据信号和载波。

[0118] 还需要说明的是,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、商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、商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,并不排除在包括要素的过程、方法、商品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0119] 以上仅为本发明的实施例而已,并不用于限制本发明。对于本领域技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原理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权利要求范围之内。

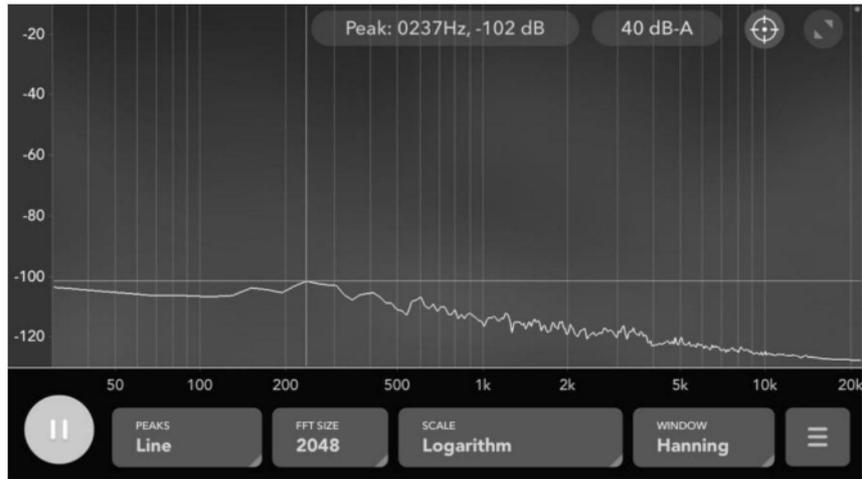


图1

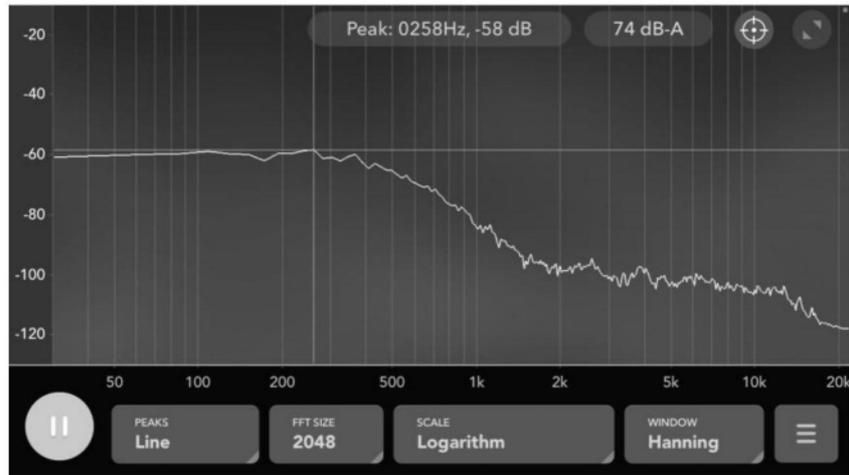


图2

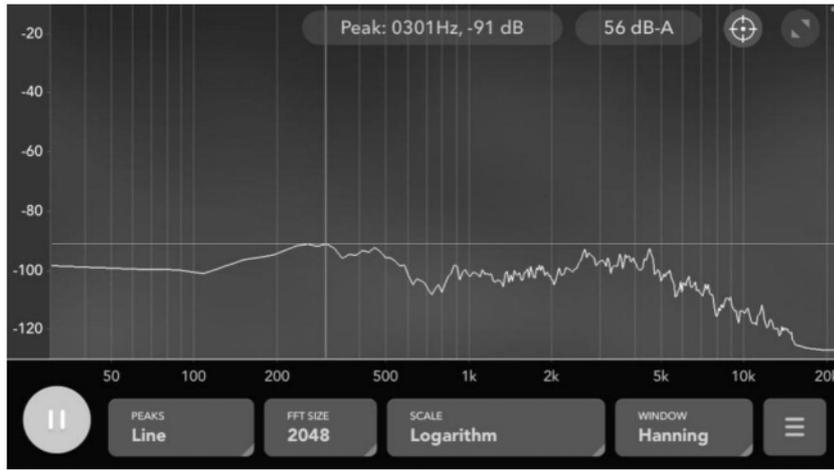


图3

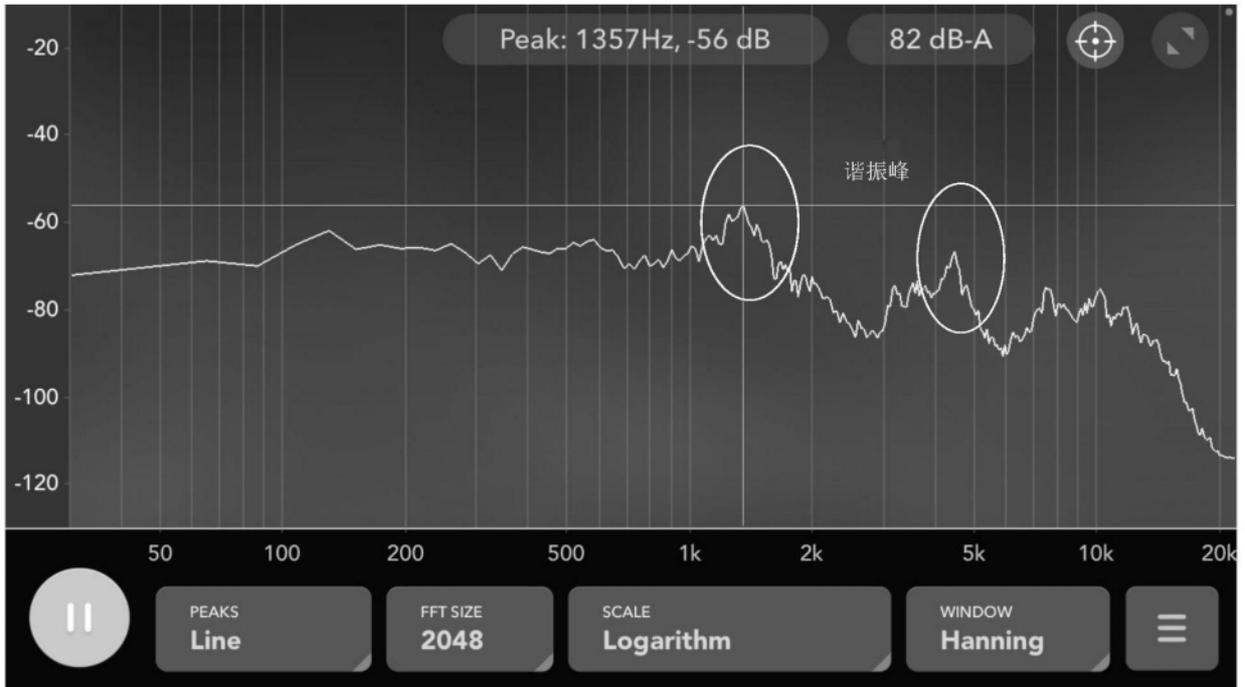


图4

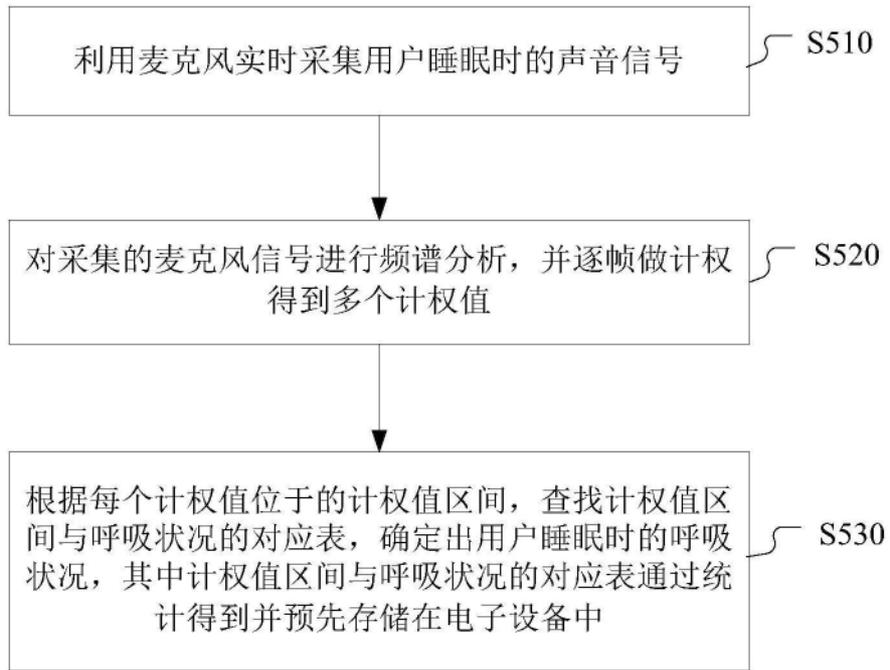


图5

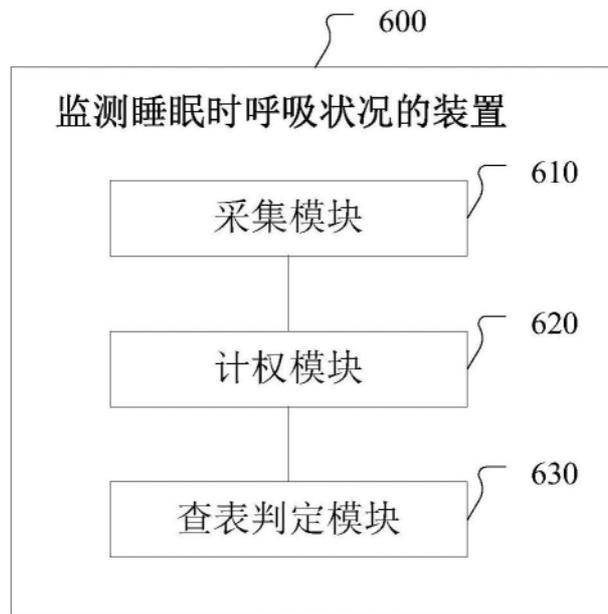


图6

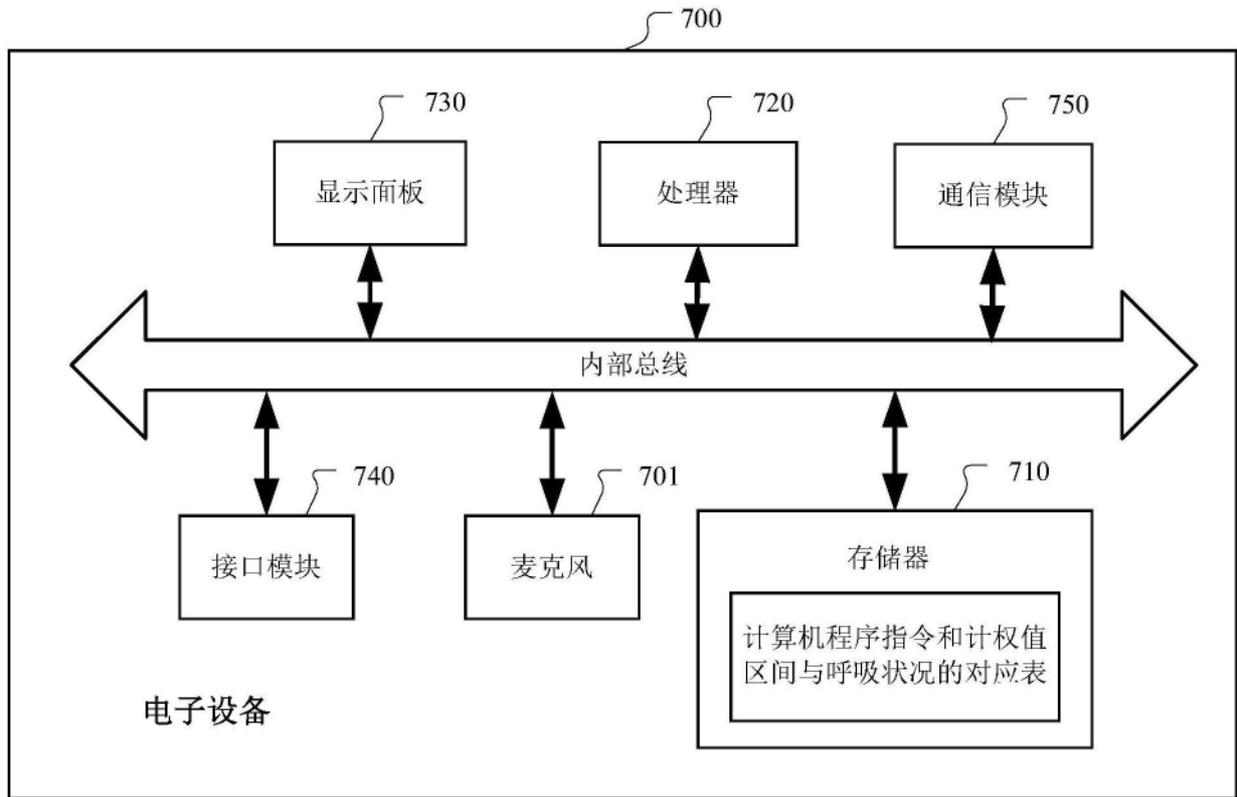


图7