



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107811610 A

(43)申请公布日 2018.03.20

(21)申请号 201710887555.6

(22)申请日 2017.09.27

(71)申请人 深圳和而泰智能控制股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区高新南
区科技南十路6号深圳航天科技创新
研究院大厦D座10楼1010-1011

(72)发明人 冯澍婷 刘洪涛 孟亚彬 梁杰

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限
公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

G10L 25/66(2013.01)

G10L 25/03(2013.01)

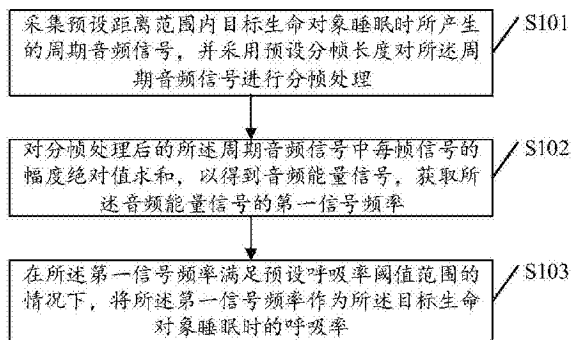
权利要求书2页 说明书13页 附图5页

(54)发明名称

一种呼吸率检测方法、装置、电子设备及存
储介质

(57)摘要

本发明实施例提供一种呼吸率检测方法、装
置、电子设备及存储介质,其中方法包括如下步
骤:采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所
产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所
述周期音频信号进行分帧处理;对经过分帧处理
后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对
值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能
量信号的第一信号频率;在所述第一信号频率满
足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一
信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸
率。采用本发明,可以减小呼吸率检测误差。



1. 一种呼吸率检测方法,其特征在于,包括:

采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理;

对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率;

在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取所述音频能量信号的第一信号频率,包括:

获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距;

计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值;

将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取所述音频能量信号的第一信号频率,包括:

对所述音频能量信号进行啾啾Z变换;

获取经过啾啾Z变换后的所述音频能量信号中能量最大值点所对应的目标信号频率;

将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率之后,所述方法还包括:

采用预设更新周期对所述音频能量信号进行更新;

获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率;

若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。

6. 一种呼吸率检测装置,其特征在于,包括:

信号分帧模块,用于采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理;

第一频率获取模块,用于对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率;

呼吸率确定模块,用于在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第一频率获取模块具体用于:

获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距;

计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值;

将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。

8. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述第一频率获取模块具体用于:

对所述音频能量信号进行啾啾Z变换;

获取经过啁啾Z变换后的所述音频能量信号能量最大值点所对应的目标信号频率；
将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。

9. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

信号更新模块,用于采用预设更新周期对所述音频能量信号进行更新;

第二频率获取模块,用于获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率;

频率缓存模块,用于若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。

10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

缓存清除模块,用于若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。

11. 一种计算机存储介质,其特征在于,所述计算机存储介质存储有多条指令,所述指令适于由处理器加载并执行如权利要求1至5任一项所述方法。

12. 一种电子设备,其特征在于,包括:处理器和存储器;其中,所述存储器存储有计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至5任一项所述方法。

一种呼吸率检测方法、装置、电子设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及电子技术领域,尤其涉及一种呼吸率检测方法、装置、电子设备及存储介质。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停低通气综合征是以反复发作的睡眠期打鼾、呼吸暂停、憋醒,并伴有日间嗜睡、乏力、反应迟钝等一系列临床表现为特征的一种疾病,该病以低氧血症、睡眠结构紊乱为特征,其中以阻塞性呼吸睡眠暂停低通气综合征最为常见。通常,可通过测试被测者在睡眠时的呼吸率,即可判断被测者是否处于发病状态。

[0003] 传统的呼吸率测试方法通常采用测试胸带、呼吸导管等接触式检测仪器来完成。例如,根据呼气 and 吸气的周期性变换使呼吸管道以及胸腹部产生周期性形变的现象,设法感受这种形变以测定呼吸频率,又例如,根据气体通过鼻腔与外界气体进行交换时会引起鼻腔内温度的变化这一特性,利用某些材料或元件将温度的变化转化为电量的变化,从而测得呼吸变化,还例如,根据呼吸随胸壁肌肉张弛,胸廓交替形变,机体组织的电阻抗也将产生交替的变化原理,在测量电极两端加一个交变的高频电信号,并检测其变化、提取呼吸信号,从而获取呼吸率。但这些方法要求被测者佩戴检测仪器,对检测仪器安放的位置要求很高,微小的位移都会导致误差增大,从而容易增大呼吸率检测误差。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供一种呼吸率检测方法、装置、电子设备及存储介质,可以解决因测试仪器移动而使得检测误差增大的问题。

[0005] 本发明实施例第一方面提供了一种呼吸率检测方法,包括:

[0006] 采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理;

[0007] 对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率;

[0008] 在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。

[0009] 可选的,所述获取所述音频能量信号的第一信号频率,包括:

[0010] 获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距;

[0011] 计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值;

[0012] 将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。

[0013] 可选的,所述获取所述音频能量信号的第一信号频率,包括:

[0014] 对所述音频能量信号进行啾啾Z变换;

[0015] 获取经过啾啾Z变换后的所述音频能量信号能量中最大值点所对应的目标信号频率;

- [0016] 将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。
- [0017] 可选的,在将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率之后,所述方法还包括:
- [0018] 采用预设更新周期对所述音频能量信号进行更新;
- [0019] 获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率;
- [0020] 若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。
- [0021] 可选的,所述方法还包括:
- [0022] 若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。
- [0023] 本发明实施例第二方面提供了一种呼吸率检测装置,所述装置包括:
- [0024] 信号分帧模块,用于采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理;
- [0025] 第一频率获取模块,用于对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率;
- [0026] 呼吸率确定模块,用于在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。
- [0027] 可选的,所述第一频率获取模块具体用于:
- [0028] 获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距;
- [0029] 计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值;
- [0030] 将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。
- [0031] 可选的,所述第一频率获取模块具体用于:
- [0032] 对所述音频能量信号进行啁啾Z变换;
- [0033] 获取经过啁啾Z变换后的所述音频能量信号能量最大值点所对应的目标信号频率;
- [0034] 将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。
- [0035] 可选的,所述装置还包括:
- [0036] 信号更新模块,用于采用预设更新周期对所述音频能量信号进行更新;
- [0037] 第二频率获取模块,用于获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率;
- [0038] 频率缓存模块,用于若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。
- [0039] 可选的,所述装置还包括:
- [0040] 缓存清除模块,用于若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。
- [0041] 本发明实施例第三方面提供一种计算机存储介质,其特征在于,所述计算机存储介质存储有多条指令,所述指令适于由处理器加载并执行上述第一方面的方法。
- [0042] 本发明实施例第四方面提供一种电子设备,包括:处理器和存储器;其中,所述存储器存储有计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现上述第一方面的方法。
- [0043] 本发明实施例第五方面提供一种应用程序,包括程序指令,所述程序指令当被执

行时用于执行上述第一方面的方法。

[0044] 在本发明实施例中,呼吸率检测装置通过采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对采集到的周期音频信号进行分帧处理,然后对分帧处理后的周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,则获取该音频能量信号的第一信号频率,且在第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将第一信号频率作为目标生命对象睡眠时的呼吸率。现有技术中由于被测者必须佩戴检测仪器才可以检测到被测者的呼吸率,仪器的微小移动都将会增大呼吸率检测的误差,与现有技术相比,本发明中被测者可以不用佩戴检测仪器,通过呼吸率检测装置自动采集预设距离范围内睡眠时所产生的周期音频信号,并对该周期音频信号进行信号处理以得到信号处理后的信号频率,在确定该信号频率满足呼吸率阈值时,就可获取睡眠时的呼吸率,检测过程智能、简单、快捷,不会因呼吸率检测装置的位置移动而导致检测误差增大,减小了呼吸率检测误差。

附图说明

[0045] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术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的一些实施例,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的附图。

[0046] 图1是本发明实施例提供的一种呼吸率检测方法的流程示意图;

[0047] 图2是本发明实施例提供的另一种呼吸率检测方法的流程示意图;

[0048] 图3是本发明实施例提供的一种音频信号滤波前后的波形示意图;

[0049] 图4是本发明实施例提供的一种音频信号的幅度与时间关系的界面示意图;

[0050] 图5是本发明实施例提供的一种音频信号的时域波形示意图;

[0051] 图6是本发明实施例提供的一种音频信号的频域波形示意图;

[0052] 图7是本发明实施例提供的一种呼吸率检测装置的结构示意图;

[0053] 图8是本发明实施例提供的另一种呼吸率检测装置的结构示意图;

[0054] 图9是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清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有付出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0056] 需要说明的是,在本发明实施例中使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本发明。在本发明实施例和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。另外,本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”、“第三”和“第四”等是用于区别不同对象,而不是用于描述特定顺序。此外,术语“包括”和“具有”以及它

们任何变形,意图在于覆盖不排他的包含。例如包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元,而是可选地还包括没有列出的步骤或单元,或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0057] 本发明实施例提供的呼吸率检测方法可以应用于呼吸率测试的应用场景,例如:呼吸率检测装置通过采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对采集到的周期音频信号进行分帧处理,然后对分帧处理后的周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,则获取该音频能量信号的第一信号频率,且在第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将第一信号频率作为目标生命对象睡眠时的呼吸率。现有技术中由于被测者必须佩戴检测仪器才可以检测到被测者的呼吸率,仪器的微小移动都将会增大呼吸率检测的误差,与现有技术相比,本发明中被测者可以不用佩戴检测仪器,通过呼吸率检测装置自动采集预设距离范围内睡眠时所产生的周期音频信号,并对该周期音频信号进行信号处理以得到信号处理后的信号频率,在确定该信号频率满足呼吸率阈值时,就可获取睡眠时的呼吸率,检测过程智能、简单、快捷,不会因呼吸率检测装置的位置移动而导致检测误差增大,减小了呼吸率检测误差。

[0058] 本发明实施例涉及的呼吸率检测装置可以是任何具备存储和测试功能的设备,例如:平板电脑、手机、电子阅读器、个人计算机(Personal Computer,PC)、笔记本电脑、车载设备、网络电视、可穿戴设备等设备。

[0059] 下面将结合附图1-附图6,对本发明实施例提供的呼吸率检测方法进行详细介绍。

[0060] 请参见图1,为本发明实施例提供了一种呼吸率检测方法的流程示意图。如图1所示,本发明实施例的所述方法可以包括以下步骤S101-步骤S103。

[0061] S101,采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理。

[0062] 具体的,所述目标生命对象可以为人或动物等具有生命体征的对象。当目标生命对象在睡眠时会产生音频信号,如呼气吸气声音信号、鼾声信号等。由于每次鼾声信号发生的时间间隔大体相等,振幅基本一致,与人体呼吸节奏密切相关且鼾声信号为周期信号,因此通过呼吸率检测装置采集人或动物在睡眠时周围(附近,如小于0.3m范围内)的音频信号,并提取该音频信号中的周期音频信号,初步将该周期音频信号作为正常的鼾声信号,然后对提取到的周期音频信号进行分帧处理。其中,所谓分帧处理,就是采用预设分帧长度把连续采样的若干个点设为一帧,从而将采集到的音频信号分为多帧信号。

[0063] 需要注意的是,信号分帧一般要求一帧信号至少必须包含2个基本周期以上,这样才能够显示音频信号的特性。比如,对于已知人声的音高范围大约在50Hz~1000Hz之间,若取采样频率 f_s 为8000Hz,那么当音高 $f=50\text{Hz}$ (例如男低音的歌声)时,每个基本周期的点数是 $f_s/f=8000/50=160$,因此,每一帧必须至少是320点,若音高是1000Hz(如女高音的歌声)时,每个基本周期的点数是 $8000/1000=8$,因此,每一帧必须包含至少16个点。

[0064] 可选的,每一帧信号长度也不能过长,过长的分帧无法体现音频信号的特性随时间而变化的细微现象,同时计算量也会变大。

[0065] S102,对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率。

[0066] 具体的,对周期音频信号进行分帧处理后,将每帧信号的幅度绝对值进行求和,可

以得到音频能量信号,也就是音频信号能量随频率变化的曲线图,并获取该曲线图的信号频率,将获取到的信号频率作为第一信号频率。

[0067] 在一种可行的实施方式中,获取音频能量信号中各个相邻能量最大峰值点之间的间距,计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值,将预设采样率与所述平均值的商作为第一信号频率。

[0068] 在另一种可行的实施方式中,对音频能量信号进行啁啾Z(Chirp Z Transform, CZT)变换,获取变换后的音频能量信号中能量最大值点所对应的目标信号频率,将所述目标信号频率作为第一信号频率。

[0069] 在又一种可行的实施方式中,获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距,计算各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值,再计算预设采样率与所述平均值的商。同时对所述音频能量信号进行CZT变换,获取变换后的音频能量信号中能量最大值点所对应的目标信号频率。计算所述商与所述目标信号频率的差值,在所述差值未超过预设阈值范围时,确定第一信号频率计算准确,将所述商或所述目标信号频率中的任一值作为第一信号频率。在所述差值超过预设阈值范围时,输出错误预警信息。

[0070] S103,在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。

[0071] 具体的,正常情况下,人体在睡眠时的呼吸率为10~60次/分(婴儿呼吸率可扩大为10~80次/分),而鼾声信号的信号频率与呼吸率保持一致,对S101初步确定的周期音频信号为正常鼾声信号做进一步判断,若周期音频信号的第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围(如,10~60次/分)时,表明此周期音频信号即为正常鼾声信号,那么,此时的呼吸率即为第一信号频率。

[0072] 在本发明实施中,呼吸率检测装置通过采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对采集到的周期音频信号进行分帧处理,然后对分帧处理后的周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,则获取该音频能量信号的第一信号频率,且在第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将第一信号频率作为目标生命对象睡眠时的呼吸率。现有技术中由于被测者必须佩戴检测仪器才可以检测到被测者的呼吸率,仪器的微小移动都将会增大呼吸率检测的误差,与现有技术相比,本发明中被测者可以不用佩戴检测仪器,通过呼吸率检测装置自动采集预设距离范围内睡眠时所产生的周期音频信号,并对该周期音频信号进行信号处理以得到信号处理后的信号频率,在确定该信号频率满足呼吸率阈值时,就可获取睡眠时的呼吸率,检测过程智能、简单、快捷,不会因呼吸率检测装置的位置移动而导致检测误差增大,减小了呼吸率检测误差。

[0073] 请参见图2,为本发明实施例提供了另一种呼吸率检测方法的流程示意图。如图2所示,本发明实施例的所述方法可以包括以下步骤S201-步骤S210。

[0074] S201,采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理。

[0075] 具体的,所述目标生命对象可以为人或动物等具有生命体征的对象。当目标生命对象在睡眠时会产生音频信号,如呼气吸气声音信号、鼾声信号等。由于每次鼾声信号发生的时间间隔大体相等,振幅基本一致,与人体呼吸节奏密切相关且鼾声信号为周期信号,因

此通过呼吸率检测装置采集人或动物在睡眠时周围(附近,如小于0.3m范围内)的音频信号,并提取该音频信号中的周期音频信号,初步将该周期音频信号作为正常的鼾声信号,然后对提取到的周期音频信号进行分帧处理。其中,所谓分帧处理,就是采用预设分帧长度把连续采样的若干个采样点设为一帧,从而将采集到的音频信号分为多帧信号。

[0076] 需要注意的是,信号分帧一般要求一帧信号至少必须包含2个基本周期以上,这样才能够显示音频信号的特性。比如,对于已知人声的音高范围大约在50Hz~1000Hz之间,若取采样频率 f_s 为8000Hz,那么当音高 $f=50\text{Hz}$ (例如男低音的歌声)时,每个基本周期的点数是 $f_s/f=8000/50=160$,因此,每一帧必须至少是320点,若音高是1000Hz(如女高音的歌声)时,每个基本周期的点数是 $8000/1000=8$,因此,每一帧必须包含至少16个点。

[0077] 可选的,每一帧信号长度也不能过长,过长的分帧无法体现音频信号的特性随时间而变化的细微现象,同时计算量也会变大。

[0078] S202,对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号。

[0079] 具体的,对周期音频信号进行分帧处理后,将每帧信号的幅度绝对值进行求和,以得到音频能量信号,也就音频信号能量随频率变化的曲线图。

[0080] 例如,如图3所示为所获取的一种周期音频信号,该音频信号的信号能量随频率变化的时域曲线图如图4所示,其中,能量曲线达到预设统计时长(如1min)。

[0081] 可选的,由于音频能量信号中可能含有毛刺等局部噪声信号,为了减小计算误差,则可滤除音频能量信号中的噪声。所述滤除噪声可以为采用滤波器进行滤除,如平滑滤波器。

[0082] 例如,如图5所示为滤波前后的音频能量信号波形。在滤波前,波形中毛刺较多,滤波后,波形变得平滑。

[0083] S203,获取所述音频能量信号中各个相邻信号能量峰值点之间的间距。

[0084] 例如,根据图4所示的音频能量信号,分别记录各个能量峰值点,所述能量峰值点指在预设统计时长内幅度或能量的瞬间最大值,如图4中M1-M16均为该音频能量信号的能量峰值点,然后计算各个相邻能量峰值点的间距为 D_1 、 D_2 、 D_3 、 \dots 、 D_n 。

[0085] 可选的,获取图5所示的滤除噪声后的所述音频能量信号中各个相邻信号能量最大值之间的间距。

[0086] S204,计算所述各个相邻信号能量峰值点之间的间距的平均值。

[0087] 具体的,根据各个相邻能量峰值点之间的间距可求得能量峰值点间距的平均值 $D=(D_1+D_2+D_3+\dots+D_n)/2$ 。

[0088] S205,将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。

[0089] 具体的,若预设采样率为 f_s ,则第一信号频率为 f_s/D (次/秒) $=60*f_s/D$ (次/分)。

[0090] 可选的,对所述音频能量信号进行啾啾Z变换;

[0091] 获取经过啾啾Z变换后的所述音频能量信号中能量最大值点所对应的目标信号频率;

[0092] 将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。

[0093] 具体的,如果对所确定的音频能量信号的能量曲线做快速傅里叶变换(Fast Fourier Transformation,FFT),从而可得到对应的信号频谱。但FFT变换使得在频谱范围

内因FFT的点数不足将会导致频谱分辨率低,而导致计算结果误差大。因此,为了提高频谱分辨率,可采用啾啾Z变换,也就是CZT变换对频谱范围内的频段进行细化,从而可获得更精准的周期音频信号的频谱曲线,并获取频谱曲线中信号能量最大值点所对应的信号频率,将该信号频率确定为音频能量信号的频率。例如,若信号采样率为20Hz,信号频谱范围为0~10Hz,根据呼吸率检测最大范围10~80次/分可求得呼吸率的频谱有效范围为0~1.5Hz,仅为信号频谱范围的1/5,为了提高频谱分辨率,可对0~1.5Hz范围内的音频能量信号进行CZT变换以直接在0~1.5Hz频带内致密取值,增加频率点数,从而细化0~1.5Hz频段频谱,再计算出相应的频谱值即可,这是因为CZT变换能够以指定的、足够高的分辨率分析频率轴上任一窄带内信号的频谱结构。

[0094] 例如,对图5中滤波前后的两个信号执行CZT变换而得到图6,从而可以很轻易的确定频谱信号幅度最大值(主峰)处的频率P,并将P作为周期音频信号的频率(第一信号频率)。

[0095] S206,在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。

[0096] 具体的,正常情况下,人体在睡眠时的呼吸率为10~60次/分范围内的声音时(婴儿呼吸率可扩大到10~80次/分),而鼾声信号的信号频率与呼吸率保持一致,对S101初步确定的周期音频信号为正常鼾声信号做进一步判断,若周期音频信号的第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围(如,10~60次/分)时,表明此周期音频信号即为正常鼾声信号,那么,此时的呼吸率即为第一信号频率。

[0097] S207,采用预设更新周期对所述音频能量信号进行更新。

[0098] 具体的,若假设预设更新周期为10s,则呼吸率检测装置将最新采集到的音频信号经过分帧处理并对每帧信号的幅度绝对值求和后,加入到缓存的预设时长(1min)的能量曲线中最后10s的能量信息中,并清除缓存的预设时长(1min)的能量曲线中前10s的音频能量信号,以完成一次更新。

[0099] S208,获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率。

[0100] 具体的,可采用S203-S205所述的方法求得更新后该音频能量信号的信号频率,将此信号频率作为第二信号频率,此处不再具体赘述。

[0101] S209,若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。

[0102] 具体的,若第一信号频率为 f_1 ,第二信号频率为 f_2 ,则方差 $S_1^2 = (f_2^2 - f_1^2)$ 。假设预设阈值为5,在 S_1^2 小于或者等于5时,说明此时的周期音频信号仍为正常的鼾声信号,并且信号稳定,则缓存该第二信号频率,以用于后期更新音频能量信号后计算第三信号频率。

[0103] 可选的,若多次更新后的信号频率的总方差均小于或者等于所述预设阈值,则表明所更新后的周期音频信号为稳态信号。

[0104] S210,若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。

[0105] 具体的,若 S_1^2 大于所述预设阈值,说明采集到的周期音频信号为不稳定的鼾声信号,此时的第二信号频率不可靠,则可清除缓存的第二信号频率。

[0106] 可选的,为了计算的准确性,可多次采集音频信号后对音频能量信号进行更新,并

在每次更新后计算方差,若多次计算的方差大部分或者均超过预设阈值,则不再继续采集该音频信号,并将缓存的不稳定的频率值清除。

[0107] 在本发明实施中,呼吸率检测装置通过采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对采集到的周期音频信号进行分帧处理,然后对分帧处理后的周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,则获取该音频能量信号的第一信号频率,且在第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将第一信号频率作为目标生命对象睡眠时的呼吸率,并周期性更新该周期音频信号,对更新后的周期音频信号重新检测。现有技术中由于被测者必须佩戴检测仪器才可以检测到被测者的呼吸率,仪器的微小移动都将会增大呼吸率检测的误差,与现有技术相比,本发明中,被测者可以不用佩戴检测仪器,通过呼吸率检测装置自动采集预设距离范围内睡眠时所产生的周期音频信号,并对该周期音频信号进行信号处理以得到信号处理后的信号频率,在确定该信号频率满足呼吸率阈值时,就可获取睡眠时的呼吸率,一方面,检测过程智能、简单、快捷,不会因呼吸率检测装置的位置移动而导致检测误差增大,减小了呼吸率检测误差,另一方面,通过对音频能量信号的更新处理及稳定性判断,进一步增大了呼吸率检测的准确性。

[0108] 请参见图7,为本发明实施例提供了一种呼吸率检测装置的结构示意图。如图7所示,本发明实施例的所述呼吸率检测装置1可以包括:信号分帧模块11、第一频率获取模块12和呼吸率确定模块13。

[0109] 信号分帧模块11,用于采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理。

[0110] 具体的,所述目标生命对象可以为人或动物等具有生命体征的对象。当目标生命对象在睡眠时会产生音频信号,如呼气吸气声音信号、鼾声信号等。由于每次鼾声信号发生的时间间隔大体相等,振幅基本一致,与人体呼吸节奏密切相关且鼾声信号为周期信号,因此通过信号分帧模块采集人或动物在睡眠时周围(附近,如小于0.3m范围内)的音频信号,并提取该音频信号中的周期音频信号,初步将该周期音频信号作为正常的鼾声信号,然后并对提取到的周期音频信号进行分帧处理。其中,所谓分帧处理,就是采用预设分帧长度把连续采样的若干个采样点设为一帧,从而将采集到的音频信号分为多帧信号。

[0111] 需要注意的是,信号分帧一般要求一帧信号至少必须包含2个基本周期以上,这样才能够显示音频信号的特性。比如,对于已知人声的音高范围大约在50Hz~1000Hz之间,若取采样频率 f_s 为8000Hz,那么当音高 $f=50\text{Hz}$ (例如男低音的歌声)时,每个基本周期的点数是 $f_s/f=8000/50=160$,因此,每一帧必须至少是320点,若音高是1000Hz(如女高音的歌声)时,每个基本周期的点数是 $8000/1000=8$,因此,每一帧必须包含至少16个点。

[0112] 可选的,每一帧信号长度也不能过长,过长的分帧无法体现音频信号的特性随时间而变化的细微现象,同时计算量也会变大。

[0113] 第一频率获取模块12,用于对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率。

[0114] 具体的,对周期音频信号进行分帧处理后,将每帧信号的幅度绝对值进行求和,可以得到音频信号能量,也就是音频信号能量随频率变化的曲线图,并获取该曲线图的信号频率,并获取到的信号频率作为第一信号频率。

- [0115] 可选的,所述第一频率获取模块12具体用于:
- [0116] 获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距;
- [0117] 计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值;
- [0118] 将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。
- [0119] 可选的,所述第一频率获取模块12具体用于:
- [0120] 对所述音频能量信号进行啁啾Z变换;
- [0121] 获取经过啁啾Z变换后的所述音频能量信号能量最大值点所对应的目标信号频率;
- [0122] 将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。
- [0123] 可选的,所述频率获取模块12具体用于:获取所述音频能量信号中各个相邻信号能量峰值点之间的间距,计算各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值,再计算预设采样率与所述平均值的商。同时对所述音频能量信号进行啁啾Z变换,获取经过所述啁啾Z变换后的音频信号能量中最大值点所对应的目标信号频率。计算所述商与所述目标信号频率的差值,在所述差值未超过预设阈值范围时,确定第一信号频率计算准确,将所述商或所述目标信号频率中的任一值作为第一信号频率。在所述差值超过预设阈值范围时,输出错误预警信息。
- [0124] 呼吸率确定模块13,用于在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。
- [0125] 具体的,正常情况下,人体在睡眠时的呼吸率为10~60次/分,(婴儿呼吸率可扩大到10~80次/分),而鼾声信号的信号频率与呼吸率保持一致,对上述初步确定的周期音频信号为正常鼾声信号做进一步判断,若周期音频信号的第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围(如,10~60次/分)时,表明此周期音频信号即为正常鼾声信号,那么,此时的呼吸率即为第一信号频率。
- [0126] 可选的,如图8所示,所述装置1还包括:
- [0127] 信号更新模块14,用于采用预设更新周期对所述周期音频能量信号进行更新;
- [0128] 第二频率获取模块15,用于获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率;
- [0129] 频率缓存模块16,用于若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。
- [0130] 具体的,若假设预设更新周期为10s,则呼吸率检测装置将最新采集到的音频信号经过分帧处理并对每帧信号的幅度绝对值求和后,加入到缓存的预设时长(1min)的能量曲线中最后10s的能量信息中,并清除缓存的预设时长(1min)的能量曲线中前10s的音频能量信号,以完成一次更新,并可采用与上述相同的方法获取更新后的音频信号的第二信号频率,若第一信号频率为 f_1 ,第二信号频率为 f_2 ,则方差 $S_1^2 = (f_2^2 - f_1^2)$ 。假设预设阈值为5,在 S_1^2 小于或者等于5时,说明此时的周期音频信号仍为正常的鼾声信号,并且信号稳定,则缓存该第二信号频率,以用于后期更新音频能量信号后计算第三信号频率。
- [0131] 可选的,如图8所示,所述装置1还包括:
- [0132] 缓存清除模块17,用于若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。
- [0133] 具体的,若 S_1^2 大于所述预设阈值,说明采集到的周期音频信号为不稳定的鼾声信

号,此时的第二信号频率不可靠,则可清除缓存的第二信号频率。

[0134] 可选的,为了计算的准确性,可多次采集音频信号后对音频能量信号进行更新,并在每次更新后计算方差,若多次计算的方差大部分或者均超过预设阈值,则不再继续采集该周期音频信号,并将缓存的不稳定的频率值清除。

[0135] 在本发明实施中,呼吸率检测装置通过采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对采集到的周期音频信号进行分帧处理,然后对分帧处理后的周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,则获取该音频能量信号的第一信号频率,且在第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将第一信号频率作为目标生命对象睡眠时的呼吸率,并周期性更新该周期音频信号,对更新后的周期音频信号重新检测。现有技术中由于被测者必须佩戴检测仪器才可以检测到被测者的呼吸率,仪器的微小移动都将会增大呼吸率检测的误差,与现有技术相比,本发明中,被测者可以不用佩戴检测仪器,通过呼吸率检测装置自动采集预设距离范围内睡眠时所产生的周期音频信号,并对该周期音频信号进行信号处理以得到信号处理后的信号频率,在确定该信号频率满足呼吸率阈值时,就可获取睡眠时的呼吸率,一方面,检测过程智能、简单、快捷,不会因呼吸率检测装置的位置移动而导致检测误差增大,减小了呼吸率检测误差,另一方面,通过对音频能量信号的更新处理及稳定性判断,进一步增大了呼吸率检测的准确性。

[0136] 请参见图9,为本发明实施例提供了一种电子设备的结构示意图。如图9所示,所述电子设备1000可以包括:至少一个处理器1001,例如CPU,至少一个网络接口1004,用户接口1003,存储器1005,至少一个通信总线1002。其中,通信总线1002用于实现这些组件之间的连接通信。其中,用户接口1003可以包括显示屏(Display)、键盘(Keyboard),可选用户接口1003还可以包括标准的有线接口、无线接口。网络接口1004可选的可以包括标准的有线接口、无线接口(如Wi-Fi接口)。存储器1005可以是高速RAM存储器,也可以是非不稳定的存储器(non-volatile memory),例如至少一个磁盘存储器。存储器1005可选的还可以是至少一个位于远离前述处理器1001的存储装置。如图9所示,作为一种计算机存储介质的存储器1005中可以包括操作系统、网络通信模块、用户接口模块以及呼吸率检测应用程序。

[0137] 在图9所示的电子设备1000中,用户接口1003主要用于为用户提供输入的接口;而处理器1001可以用于调用存储器1005中存储的呼吸率检测应用程序,并具体执行以下操作:

[0138] 采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理;

[0139] 对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,获取所述音频能量信号的第一信号频率;

[0140] 在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下,将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。

[0141] 在一个实施例中,所述处理器1001在执行获取所述音频能量信号的第一信号频率时,具体执行以下步骤:

[0142] 获取所述音频能量信号中各个相邻能量峰值点之间的间距;

[0143] 计算所述各个相邻能量峰值点之间的间距的平均值;

- [0144] 将预设采样率与所述平均值的商作为所述第一信号频率。
- [0145] 在一个实施例中,所述处理器1001在执行获取所述音频能量信号的第一信号频率时,具体执行以下步骤:
- [0146] 对所述音频能量信号进行啁啾Z变换;
- [0147] 获取经过啁啾Z变换后的所述音频能量信号中能量最大值点所对应的目标信号频率;
- [0148] 将所述目标信号频率作为所述第一信号频率。
- [0149] 在一个实施例中,所述处理器1001在执行在将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率之后,还执行以下步骤:
- [0150] 采用预设更新周期对所述音频能量信号进行更新;
- [0151] 获取更新后的所述音频能量信号的第二信号频率;
- [0152] 若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差小于或者等于预设阈值,则缓存所述第二信号频率。
- [0153] 在一个实施例中,所述处理器1001还执行以下步骤:
- [0154] 若所述第二信号频率与所述第一信号频率之间的方差大于所述预设阈值,则清除所述缓存。
- [0155] 在本发明实施中,呼吸率检测装置通过采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号,并采用预设分帧长度对采集到的周期音频信号进行分帧处理,然后对分帧处理后的周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和,以得到音频能量信号,则获取该音频能量信号的第一信号频率,且在第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围时,将第一信号频率作为目标生命对象睡眠时的呼吸率,并周期性更新该周期音频信号,对更新后的周期音频信号重新检测。现有技术中由于被测者必须佩戴检测仪器才可以检测到被测者的呼吸率,仪器的微小移动都将会增大呼吸率检测的误差,与现有技术相比,本发明中被测者可以不用佩戴检测仪器,通过呼吸率检测装置自动采集预设距离范围内睡眠时所产生的周期音频信号,并对该周期音频信号进行信号处理以得到信号处理后的信号频率,在确定该信号频率满足呼吸率阈值时,就可获取睡眠时的呼吸率,一方面,检测过程智能、简单、快捷,不会因呼吸率检测装置的位置移动而导致检测误差增大,减小了呼吸率检测误差,另一方面,通过对音频能量信号的更新处理及稳定性判断,进一步增大了呼吸率检测的准确性。
- [0156] 本发明实施例还提供一种计算机存储介质(非临时性计算机可读存储介质),所述计算机存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序信令,所述程序信令当被计算机执行时使所述计算机执行如前述实施例所述的方法,所述计算机可以为上述提到的呼吸率检测装置或电子设备的一部分。
- [0157] 上述非临时性计算机可读存储介质可以采用一个或多个计算机可读的介质的任意组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质。计算机可读存储介质例如可以是一——但不限于——电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或器件,或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子(非穷举的列表)包括:具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(Read Only Memory;以下简称:ROM)、可擦式可编程只读存储器(Erasable

Programmable Read Only Memory;以下简称:EPROM)或闪存、光纤、便携式紧凑磁盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、磁存储器件、或者上述的任意合适的组合。在本文件中,计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质,该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。

[0158] 计算机可读的信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号,其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式,包括——但不限于——电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读的信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质,该计算机可读介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。

[0159] 计算机可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输,包括——但不限于——无线、电线、光缆、RF等等,或者上述的任意合适的组合。

[0160] 可以以一种或多种程序设计语言或其组合来编写用于执行本申请操作的计算机程序代码,所述程序设计语言包括面向对象的程序设计语言——诸如Java、Smalltalk、C++,还包括常规的过程式程序设计语言——诸如“C”语言或类似的设计语言。程序代码可以完全地在用户计算机上执行、部分地在用户计算机上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算机上部分在远程计算机上执行、或者完全在远程计算机或服务器上执行。在涉及远程计算机的情形中,远程计算机可以通过任意种类的网络——包括局域网(Local Area Network;以下简称:LAN)或广域网(Wide Area Network;以下简称:WAN)连接到用户计算机,或者,可以连接到外部计算机(例如利用因特网服务提供商来通过因特网连接)。

[0161] 本申请实施例还提供一种计算机程序产品,当上述计算机程序产品中的指令由处理器执行时,可以实现本申请图1或图2所示实施例提供的呼吸率检测方法。

[0162] 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。

[0163] 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。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,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,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。

[0164] 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。

[0165] 另外,在本申请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。

[0166] 所述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
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,本申请的技术方案本质上
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(processor)执行本申请各个
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
(Read Only Memory;以下简称:ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory;以下简称:
RAM)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0167] 以上所述,仅为本申请的具体实施方式,但本申请的保护范围并不局限于此,任何
熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵
盖在本申请的保护范围之内。因此,本申请的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

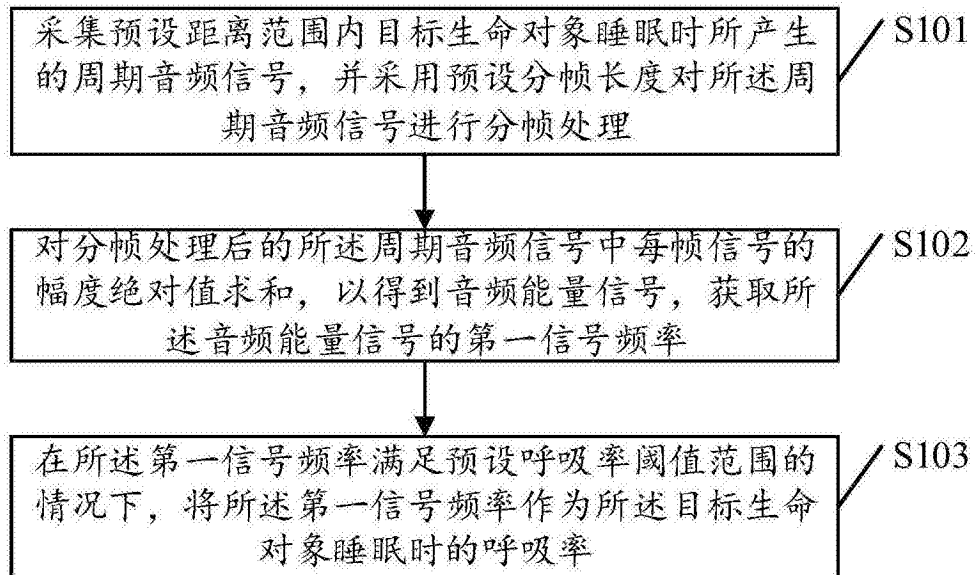


图1

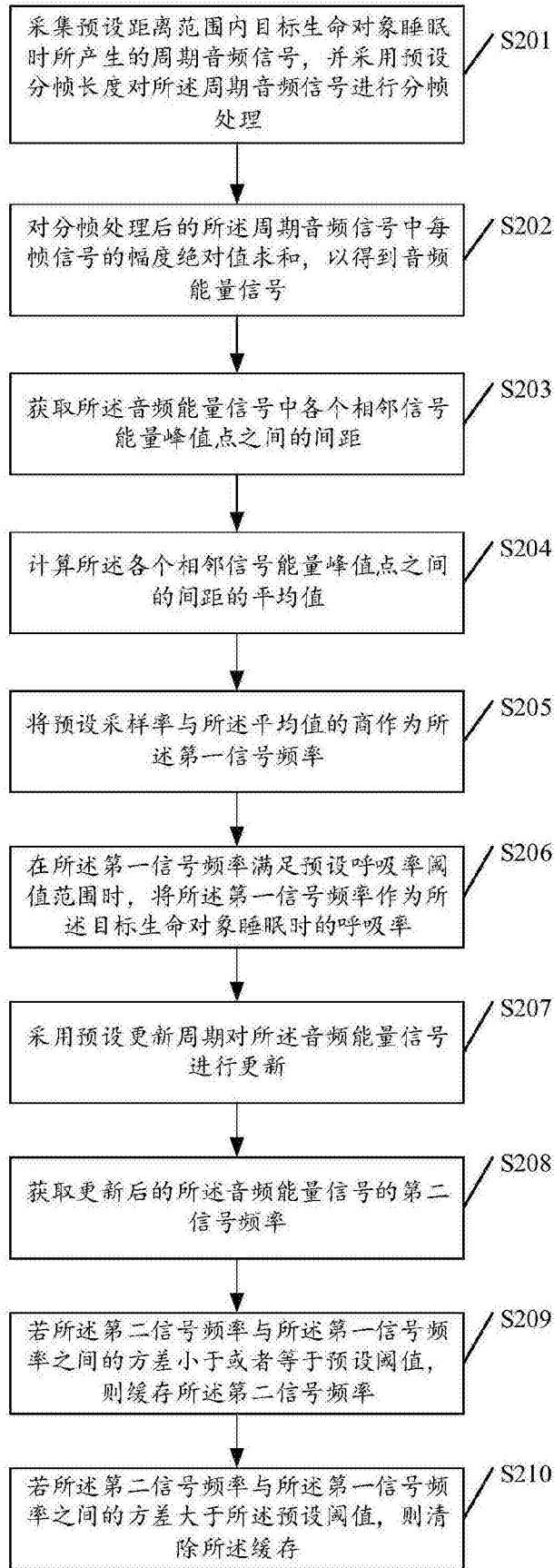


图2

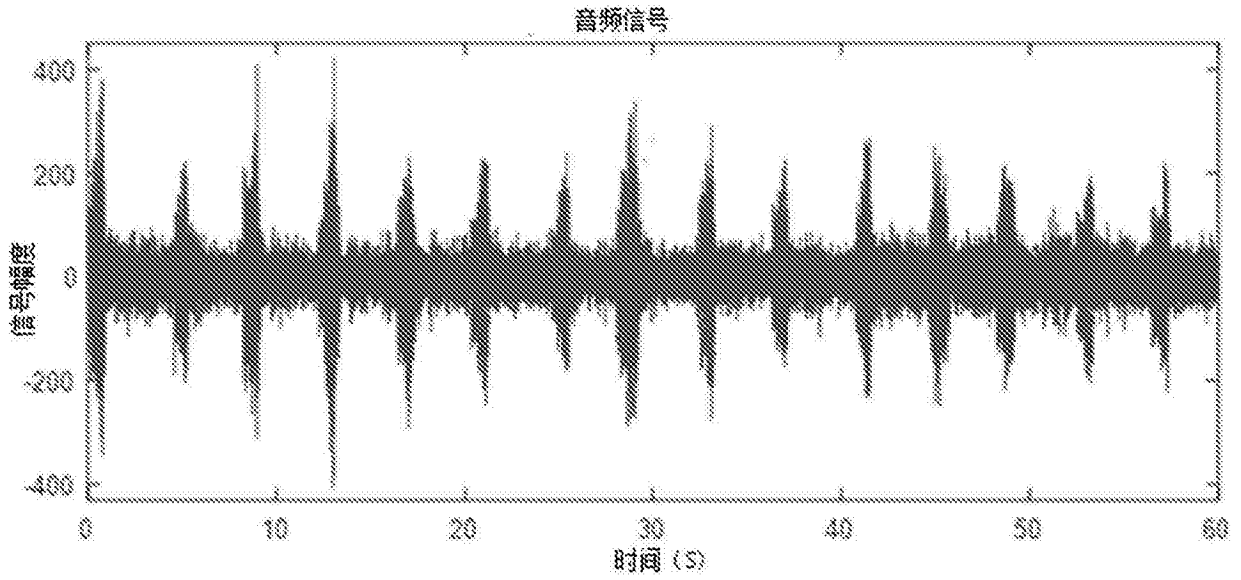


图3

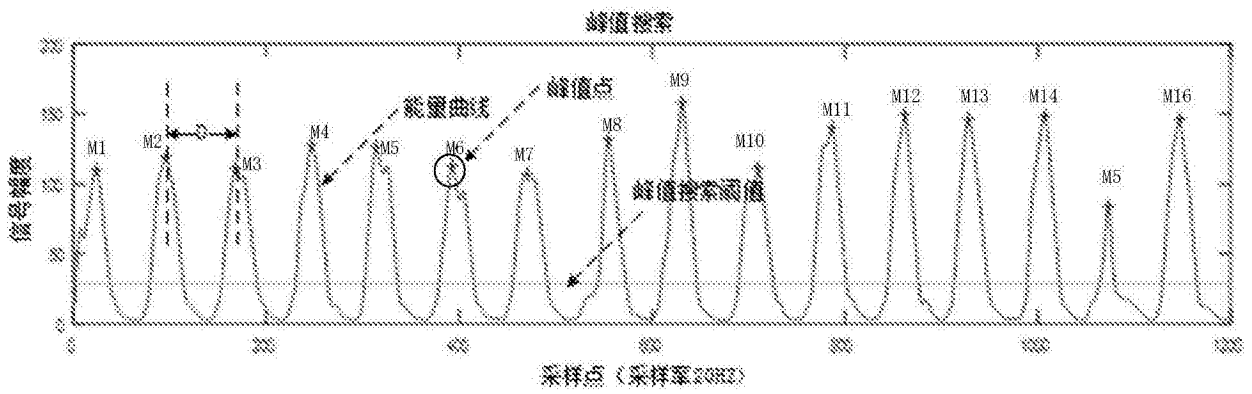


图4

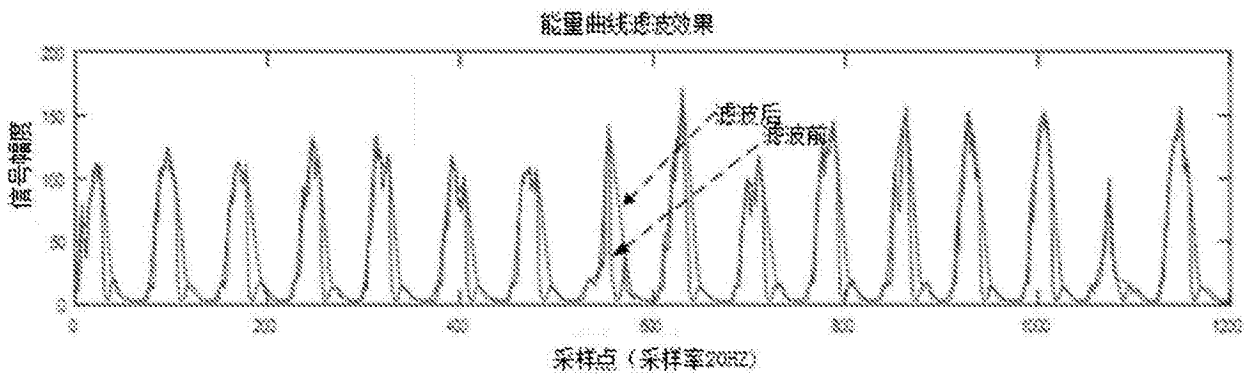


图5

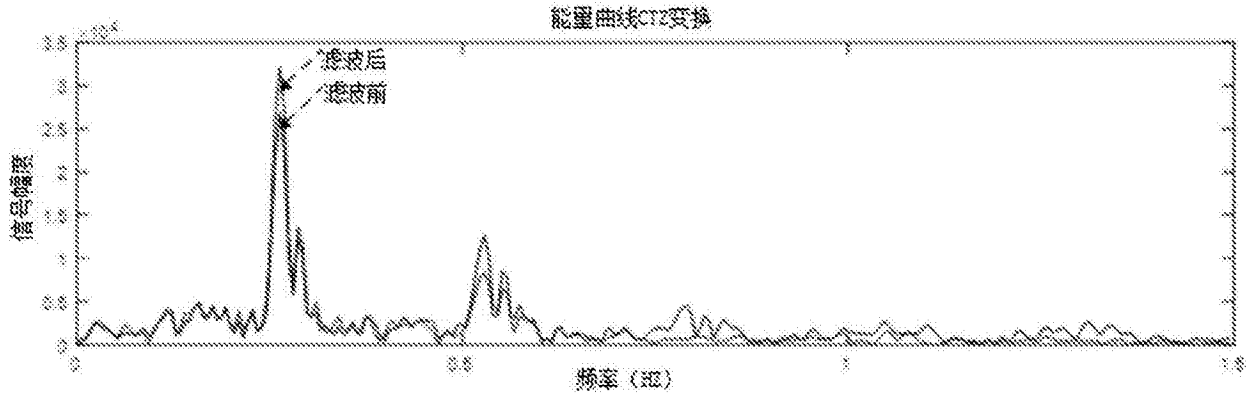


图6

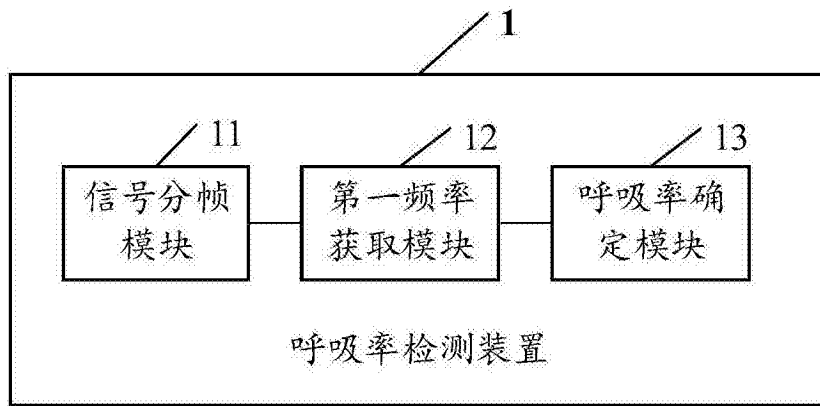


图7

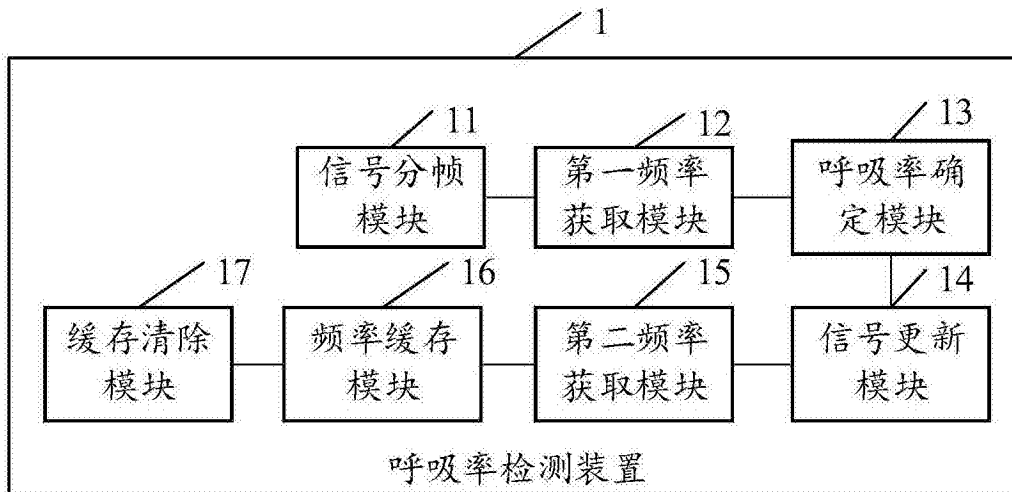


图8

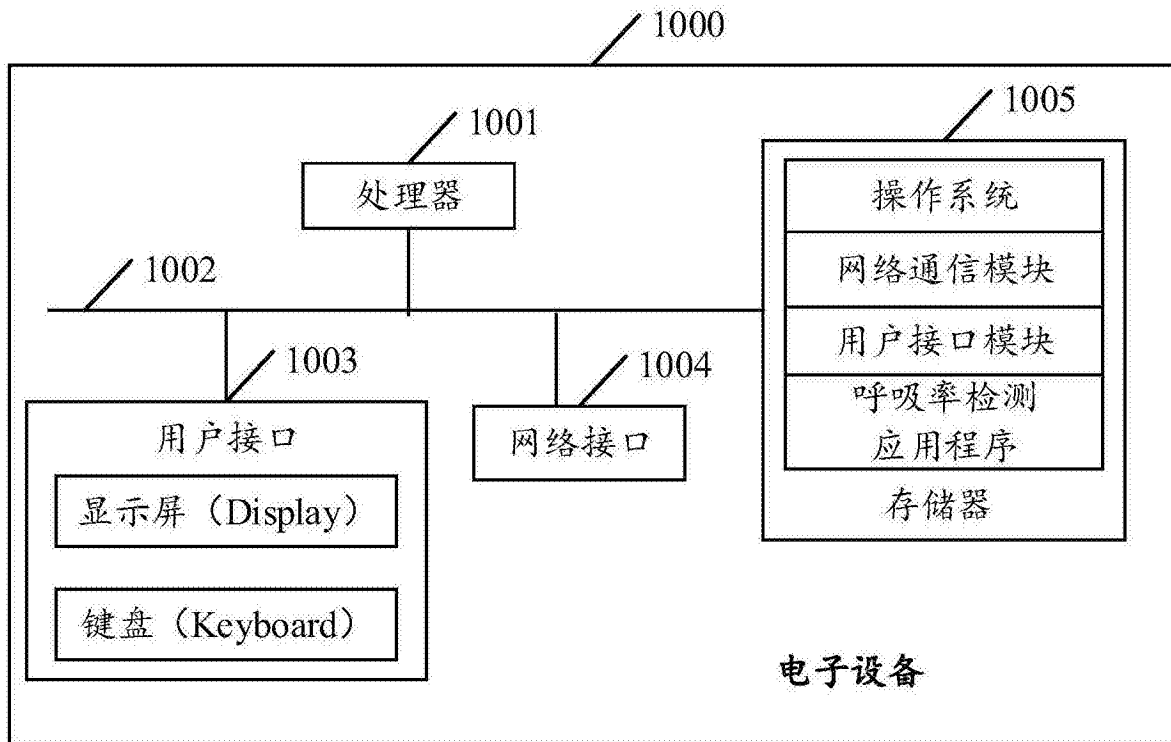


图9

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种呼吸率检测方法、装置、电子设备及存储介质 | | |
| 公开(公告)号 | CN107811610A | 公开(公告)日 | 2018-03-20 |
| 申请号 | CN2017110887555.6 | 申请日 | 2017-09-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳和而泰智能控制股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳和而泰智能控制股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳和而泰智能控制股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 冯澍婷 刘洪涛 孟亚彬 梁杰 | | |
| 发明人 | 冯澍婷 刘洪涛 孟亚彬 梁杰 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B5/08 G10L25/66 G10L25/03 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0816 A61B5/4818 A61B5/72 G10L25/03 G10L25/66 | | |
| 代理人(译) | 熊永强 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明实施例提供一种呼吸率检测方法、装置、电子设备及存储介质，其中方法包括如下步骤：采集预设距离范围内目标生命对象睡眠时所产生的周期音频信号，并采用预设分帧长度对所述周期音频信号进行分帧处理；对经过分帧处理后的所述周期音频信号中每帧信号的幅度绝对值求和，以得到音频能量信号，获取所述音频能量信号的第一信号频率；在所述第一信号频率满足预设呼吸率阈值范围的情况下，将所述第一信号频率作为所述目标生命对象睡眠时的呼吸率。采用本发明，可以减小呼吸率检测误差。

