



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118512166 A

(43) 申请公布日 2024. 08. 20

(21) 申请号 202410315288.5

A61B 7/00 (2006.01)

(22) 申请日 2016.08.17

(30) 优先权数据

62/205,823 2015.08.17 US

(62) 分案原申请数据

201680057902.6 2016.08.17

(71) 申请人 瑞思迈传感器技术有限公司

地址 爱尔兰都柏林

(72) 发明人 史蒂芬·麦克马洪

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限公司

公司 44224

专利代理师 黄爱娇

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

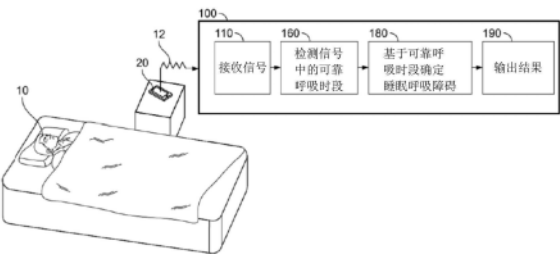
权利要求书3页 说明书21页 附图11页

(54) 发明名称

睡眠呼吸障碍筛查仪

(57) 摘要

本发明公开用于检测来自诸如声音传感器的输入音频信号中的睡眠呼吸障碍事件的方法和装置。处理器可以配置来接收体现用户在睡眠期间声音的音频信号。处理器根据包括可闻呼吸和/或鼾声时段的音频来确定可靠呼吸时段,如在逐帧基础上的音频。处理器可以在可靠呼吸时段中检测到睡眠呼吸障碍事件的存在,例如呼吸不足、呼吸暂停、呼吸暂停性鼾声或调制呼吸,并且生成输出以指示检测到的事件。可选地,所述设备可以用作高性价比的筛选设备,比如作为移动处理设备(例如,移动电话或平板电脑)的处理器控制应用程序。



1. 一种用于检测用户的睡眠呼吸障碍事件的方法,所述方法包括:
处理器接收反映用户睡眠期间声音的输入音频信号;
所述处理器检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型包括分析收到的输入音频信号的一个或多个帧的音频特性,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型进一步包括分析由所述收到的输入音频信号的所述一个或多个帧确定的呼吸信号的呼吸速率;和
由所述处理器基于检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型输出睡眠呼吸障碍事件的指标。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型进一步包括分析由所述收到的输入音频信号的所述一个或多个帧确定的音频电平。
3. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型包括将事件归类为恢复性呼吸。
4. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型包括实施帧过滤以基于音频频带中的信号能量将所述输入音频信号的多个频率分量分组为音频频带的种类。
5. 根据权利要求4所述的方法,进一步包括对每个所述音频频带的音频信号电平进行求和。
6. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中表示至少一次恢复性呼吸的所述信号类型被表征为100赫兹至4000赫兹频带的频率分量。
7. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型包括检测高于平均呼吸速率的呼吸速率。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中检测到的呼吸速率为每分钟20次至每分钟30次。
9. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中检测至少一次恢复性呼吸包括检测高于平均鼾声频率的音频频率。
10. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中检测至少一次恢复性呼吸包括检测高于平均呼吸频率的音频频率。
11. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型包括提供表示所述至少一次恢复性呼吸的所述信号类型的概率值。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中所述概率值是一组不同信号类型的多个确定的概率值的最高概率值。
13. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中所述至少一次恢复性呼吸与呼吸暂停的结束相关。
14. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,其中所述至少一次恢复性呼吸是带有喘气的鼾声。
15. 根据权利要求1至2中任一项所述的方法,进一步包括所述处理器基于表示至少一次恢复性呼吸的检测到的信号类型,通过检测表示至少一次恢复性呼吸的检测到的信号类型之前的安静时段来检测呼吸暂停的存在。
16. 一种能够检索处理器控制指令的计算机可读介质,当由处理设备执行上述指令时,所述处理设备将会执行如权利要求1至15中任一项所述的检测睡眠呼吸障碍事件的方法。

17. 一种用于检测用户睡眠呼吸障碍事件的设备,所述设备包括:

声音传感器,所述声音传感器被配置为感测靠近传感器的声音并生成表示感测的声音的音频信号;和

处理器,所述处理器被配置为:

接收表示所述感测的声音的所述音频信号,其中所述感测的声音表示用户在睡眠期间的声音;

检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,其中,为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,分析收到的音频信号的一个或多个帧的音频特性;其中,为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,所述处理器进一步被配置为分析由收到的输入音频信号的一个或多个帧确定的呼吸信号的呼吸速率;和

基于表示至少一次恢复性呼吸的检测到的信号类型输出睡眠呼吸障碍事件的指标。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中,为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,所述处理器进一步被配置为分析由所述收到的输入音频信号的一个或多个帧确定的音频电平。

19. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中,为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,所述处理器被配置为将事件归类为恢复性呼吸。

20. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中,为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,所述处理器进一步被配置为实施帧过滤以基于音频频带中的信号能量将所述输入音频信号的多个频率分量分组为音频频带的种类。

21. 根据权利要求20所述的设备,其中所述处理器进一步被配置对每个所述音频频带的音频信号电平求和。

22. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中所述处理器被配置为将表示至少一次恢复性呼吸的所述信号类型表征为100赫兹至4000赫兹频带的频率分量。

23. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,所述处理器进一步被配置为检测高于平均呼吸速率的呼吸速率。

24. 根据权利要求23所述的设备,其中检测到的呼吸速率为每分钟20次至每分钟30次。

25. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中为了检测至少一次恢复性呼吸,所述处理器被配置为检测高于平均鼾声频率的音频频率。

26. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中为了检测至少一次恢复性呼吸,所述处理器进一步被配置为检测高于平均呼吸频率的音频频率。

27. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中为了检测表示至少一次恢复性呼吸的信号类型,所述处理器进一步被配置为提供表示所述至少一次恢复性呼吸的所述信号类型的概率值。

28. 根据权利要求27所述的设备,其中所述概率值是一组不同信号类型的多个确定的概率值的最高概率值。

29. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中所述至少一次恢复性呼吸与呼吸暂停的结束相关。

30. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中所述至少一次恢复性呼吸是带有喘气的鼾声。

31. 根据权利要求17至18中任一项所述的设备,其中所述处理器进一步被配置为基于表示至少一次恢复性呼吸的检测到的信号类型,通过检测表示至少一次恢复性呼吸的检测到的信号类型之前的安静时段来检测呼吸暂停的存在。

睡眠呼吸障碍筛查仪

[0001] 本申请申明享有2015年8月17日递交的美国临时专利申请第62/205,823号的申请日的权益,该美国临时专利申请的公开内容以参考方式结合在本申请中。

背景技术

1.1技术领域

[0002] 本发明涉及呼吸相关疾病的检测、诊断、和预防中的一种或多种。本发明还涉及医疗装置、设备、系统及其用途。

1.2相关技术说明

1.2.1.人类呼吸系统及其障碍

[0003] 身体的呼吸系统促进气体交换。鼻子和嘴构成患者呼吸道的入口。

[0004] 呼吸道包括一系列分支管,随着它们穿透深入到肺部中,这些分支管变得越来越窄、越来越短、并且越来越多。肺的主要功能是气体交换,允许氧气从空气移动进入静脉血液中并且将二氧化碳移出。气管分为右主支气管和左主支气管,最终进一步分为终末细支气管。支气管构成导气管,并且不参与气体交换。呼吸道的分路进一步连通呼吸细支气管,最终通向肺泡。肺部中的肺泡区域是发生气体交换的地方,该区域被称为呼吸区。参见John B. West、Lippincott Williams和Wilkins的著作《呼吸生理学》(Respiratory Physiology),2011年出版的第9版。

[0005] 存在一系列呼吸系统障碍。某些障碍可能会表现出特定症状,例如鼾声、呼吸暂停、呼吸不足和呼吸过度等。某些此类呼吸障碍或被称为睡眠呼吸障碍(Sleep Disorder Breathing)。

[0006] 阻塞性睡眠呼吸暂停症(Obstructive Sleep Apnea)表现为包括在睡眠期间上呼吸道闭塞或阻塞等症状。这是由上呼吸道的异常狭小,以及在睡眠期间舌部、软腭和口咽后壁的区域中的肌肉张力的正常耗损共同形成的。上述病症会导致受到影响的患者在通常长达30至120秒的时间内呼吸停止,有时为每晚200至300次的呼吸停止。这经常会导致患者白天过度嗜睡,并且可能造成心血管疾病和脑损伤。该综合症是一种常见的障碍,尤其多发于体重超重的中年男性当中,然而患者却可能对此问题并没有相应的意识。参见美国专利第4,944,310号(Sullivan)。

[0007] 潮式呼吸(Cheyne-Stokes Respiration)是患者的呼吸调控性障碍,该疾病存在有节奏的呼吸增强和减弱的交替周期,被称为CSR周期。CSR表现为动脉血的重复性脱氧和复氧。由于重复性缺氧,CSR很可能会造成损害。在一些患者中,CSR与重复性睡眠觉醒相关联,重复性睡眠觉醒会导致严重的睡眠中断、交感神经活动增强以及后负荷增加。参见美国专利第6,532,959号(Berthon-Jones)。

[0008] 肥胖通气过度综合征(Obesity Hyperventilation Syndrome)被定义为在没有其他已知的通气不足的原因的情况下的严重肥胖合并醒时的慢性高碳酸血症。其症状包括呼吸困难、晨起头痛和白天过度嗜睡。

[0009] 慢性阻塞性肺病(Chronic Obstructive Pulmonary Disease)是指任何一种具有

某些共同特征的下呼吸道疾病。这些疾病包括对空气运动的阻力增加、呼吸的呼气阶段延长以及肺的正常弹性丧失。COPD的实例是肺气肿和慢性支气管炎。COPD是由长期吸烟(主要危险因素)、职业暴露、空气污染和遗传因素引起的。症状包括:劳力性呼吸困难、慢性咳嗽和产生痰液。

[0010] 神经肌肉疾病(Neuromuscular Disease)是一个广义的术语,包含直接由内在肌肉病变或间接由神经病变对肌肉功能造成损害的多种疾病和疾患。一些NMD患者存在进行性肌肉损伤,从而导致无法行走、依赖轮椅、吞咽困难、呼吸肌无力以及最终因呼吸衰竭而死亡。神经肌肉疾病可分为急进性和缓进性两种:(i)急进性疾病:表现为数月内恶化并在数年内导致死亡的肌肉损伤(例如肌萎缩性脊髓侧索硬化症(Amyotrophic lateral sclerosis)和青少年杜氏肌营养不良(Duchenne muscular dystrophy));(ii)变化性或缓进性疾病:表现为数年内恶化并且仅轻度减短预期寿命的肌肉损伤(例如肢带、面肩肱型肌和强直性肌营养不良症)。NMD呼吸衰竭的症状包括:全身无力加重、吞咽困难、施力和休息时的呼吸困难、疲劳、嗜睡、晨起头痛、注意力难以集中以及情绪易变。

[0011] 胸壁疾病是指导致呼吸肌与胸廓之间低效连结的一组胸廓畸形。这些疾病通常表现为限制性缺陷,并且都有可能长期高碳酸血症性呼吸衰竭。脊柱侧凸和/或脊柱后侧凸可能导致严重的呼吸衰竭。呼吸衰竭的症状包括:施力时呼吸困难、外周水肿、端坐呼吸、反复胸部感染、晨起头痛、疲劳、睡眠质量差和食欲不振。

1.2.2治疗系统和设备

[0012] 经确诊后,已经有一系列用来治疗或改善上述病情的疗法。这些治疗利用一种系统或装置,包含呼吸压力治疗装置(Respiratory Pressure Therapy Device)、空气回路、加湿器、患者接口和数据管理装置等。

[0013] 例如,持续气道正压通气(Continuous Positive Airway Pressure)疗法已被用于治疗阻塞性睡眠呼吸暂停(Obstructive Sleep Apnea)。该疗法假定持续气道正压能够充当气动夹板,并且可以通过将软腭和舌头推向前方并远离口咽后壁,来阻止上气道阻塞。再例如,无创通气(Non-invasive ventilation)通过上呼吸道为患者提供通气支持,通过部分或全部的呼吸工作来帮助患者充分呼吸和/或保持体内充足的氧气水平。通气支持是通过诸如面罩之类的患者接口来实现的。无创通气目前已被用于治疗潮式呼吸、肥胖通气过度综合征、慢性阻塞性肺病、神经肌肉疾病和胸壁疾病。在严重的情况下,有创通气(invasive ventilation)可以为无法再有效呼吸的患者提供通气支持,并且可以使用气管造口管来提供通气支持。

[0014] 除了其治疗方面的功效之外,该疗法对健康个体也有可取之处,健康个体可以利用它来预防呼吸障碍的发生。例如,通过持续气道正压通气疗法治疗潜在的阻塞性睡眠呼吸暂停可以是一种主动的治疗。当然,在开始任何此类预防性治疗之前,诊断是必要的。

1.2.3诊断和监测系统

[0015] 多导睡眠图(Polysomnography)是用于诊断和预测有如上所述病症的心肺疾病的常规系统。使用多导睡眠图时,通常在人体上放置15到20个接触式传感器,以记录诸如脑电图(electroencephalography)、心电图(electrocardiography)、眼电图(electrooculography)等各种身体信号。这些传感器通常用于临床睡眠研究。然而,尽管多导睡眠图系统适合用于临床环境,此类系统通常不适合用作家庭筛查工具。

[0016] 多导睡眠图的一些替代方案要求患者在睡眠时佩戴专门的监视器,例如装有流量传感器的监视器。这种传感器适用于接收用于检测睡眠呼吸紊乱事件的呼吸流量信息。这些数据经常被发送给诸如医师的第三方,以供进一步审查。此类监测方法的成本和复杂性可能会限制其广泛的使用。例如,要求患者在获得诊断结果之前与医生进行互动会显著增加成本。而且,与专用监控设备相关的设备成本也会阻碍其广泛使用。因此,为了建立公众对睡眠呼吸障碍的意识,或许尚需更多改进以便提供更具成本效益的筛查仪。

[0017] 现有鼾声检测系统。例如,一款名为“SnoreLab”(可在<http://www.snorelab.com>上获得)的应用程序可用于记录病人在夜晚睡眠期间的卧室声音,从其他背景声音中提取鼾声,并基于鼾声数据形成鼾声强度图。再例如,“SnoreClock”(可在<http://www.ralphsapps.com/index.jsp>获得)也可以用于记录病人在夜晚睡眠期间的卧室声音,从其他背景中提取鼾声,并基于鼾声数据产生图形和统计数据。

[0018] 此类型的系统的筛查能力可能不足,因为它们毫无辨别地依赖鼾声数据。这个数据集本身并不足以被用于准确可靠的睡眠呼吸障碍筛查工具中。而且,由于这些应用仅仅专注于鼾声上,因此漏掉了其他形式的更可靠的输入信号。

[0019] 因此,有必要通过改进来提供更具成本效益的筛查工具来帮助提高对睡眠呼吸障碍的认识,从而促进公众对睡眠呼吸障碍的治疗。实现此种筛查仪仍然是一个相当大的技术挑战。

发明内容

[0020] 本发明涉及一种用户友好型、具有成本效益的睡眠呼吸障碍筛查工具。此筛查工具可以基于来自用户的输入信号检测诸如鼾声、呼吸暂停、呼吸不足、潮式呼吸和/或其他睡眠呼吸障碍状况。通常,输入信号可以是捕获用户声音的音频信号。

[0021] 在一些版本中,筛查工具可以通过包含处理器和传感器的设备来实现,例如,麦克风等。在某些此类版本中,可以通过编程的应用来实现上述设备,例如,可以在配有集成麦克风或麦克风配件的智能手机或平板电脑等移动设备中操作的多用途处理器。

[0022] 在某些情况下,病人的鼾声音整个晚上都是间歇性可监测的。即使没有鼾声,患者也可能表现出长时间的呼吸困难和呼吸声音大。具有长时间鼾声或呼吸特征的可靠呼吸时段(Reliable respiration epochs)是能够被分离或确定出来的,比如,当此类阶段的输入信号具有连贯的呼吸(鼾声或呼气)成分时。由于这种连贯性,可靠呼吸时段中的一些输入信号特别有利于诊断诸如睡眠呼吸障碍之类的病情。本发明适用于确定用于病情检测的可靠呼吸时段。

[0023] 因此,本发明的第一方面涉及用于筛查诸如睡眠呼吸障碍等靶向病情的设备、方法和系统。

[0024] 本发明的另一方面涉及获得与患者睡眠相关的输入信号,并诊断一部分该输入信号中的状况。

[0025] 本发明的另一个方面利用患者一晚或多晚睡眠的相关输入信号。

[0026] 本发明的另一个方面是一种被配置用以接收输入信号、分析该信号,并且在没有医生或技术人员的支持的情况下基于部分信号来检测状况的处理器。

[0027] 本发明的另一个方面是一种用于检测输入信号内的可靠呼吸时段并确定在可靠

呼吸时段中是否存在病情的方法。

[0028] 本发明的另一方面是一种基于输入信号的特定部分来确定诸如可靠呼吸时段等若干睡眠呼吸障碍指标的方法。

[0029] 本发明的一些版本包含用于检测用户睡眠障碍事件的方法。该方法可以包括通过处理器接收反映用户睡眠期间声音的音频输入信号。该方法可以包括在处理器中从接收到的输入音频信号确认至少一个可靠呼吸时段(RRE),该时段包括至少一段与可闻呼吸相关的时间,这段时间可以有鼾声也可以没有。该方法可以包括在处理器中基于至少一个已确认的可靠呼吸时段中的数据,检测睡眠呼吸障碍事件的存在。该方法可以包括由处理器输出已检测到的睡眠呼吸障碍事件的指标。

[0030] 在一些版本中,每个可靠呼吸时段都可能包含开始阶段和事件检测阶段。开始阶段可以包括一段持续的可闻呼吸时间,且该段时间符合至少一个预定标准,作为将其归类为开始阶段的依据。事件检测阶段可以包括含有至少一种以下情况的持续的可闻呼吸的时段:a.一个或多个无可闻呼吸的安静时段,其长度短于呼吸暂停事件;b.一个或多个包含无可闻呼吸的安静时段,该时段的持续时长足以达到可将其归类为呼吸暂停的程度,但是没有长至需要将其归类为声音信号缺失事件的程度;c.一个无可闻呼吸的安静时段,该时段时长足以达到可将其归类为声音信号缺失事件的程度。在最后一种情况中,如果检测到这样的时段,即可以将其作为可靠呼吸时段结束的标记。事件检测阶段中的某个事件可以被归类为呼吸暂停事件、呼吸不足事件和周期性呼吸事件三者中的一种。由于鼾声属于一种可闻呼吸,任何存在可闻声音的时段都可能包括鼾声也可能不包括。

[0031] 在一些版本中,该方法可以包括通过分析鼾声信号的音频特性、音频电平和定时特性中的至少一个要素,以及通过检测呼吸暂停时的鼾声特性来将事件归类为呼吸暂停性鼾声。该方法可以包括通过分析呼吸信号的音频特性、音频电平和呼吸速率中的至少一个要素,以及通过检测恢复性呼吸特性来对恢复性呼吸进行归类。该方法可以包括通过分析输入音频信号来检测在检测的安静时段之后的恢复性呼吸,以确定呼吸暂停事件。该方法可以包括基于可闻呼吸和鼾声二者或者二者的其中之一来确定呼吸速率。该方法可以包括通过分析输入音频信号来检测在检测到的安静时段之后的升高的呼吸速率,以确定呼吸暂停事件。该方法可以包括利用处理器来调整输入音频信号的增益控制,以获得所需的信噪比,用于该信号的数字信号处理。

[0032] 在一些版本中,该方法可以包括处理某固定时间间隔内的音频信号,以得出在该时间间隔内多个频率槽中该信号的频率分量。该方法可以包括分析频率槽以便移除起因于至少一种下列背景声音的一个或多个频率槽:说话声音、空气处理设备声音,车辆声音和气象声音。该方法可以包括利用处理器建立输入音频信号的背景噪声水平,并且为剩余频率槽建立该背景噪声的底噪阈值水平。

[0033] 在一些版本中,该方法可以包括通过利用处理器识别一个或多个安静频率槽来确定底噪阈值;将底噪阈值设置为剩余安静频率槽中的信号振幅的函数;其中,该方法可以进一步包括仅利用这些剩余的安静频带来检测信号。

[0034] 在一些版本中,该方法可以包括基于输入音频信号与一种或多种信号类型的对应关系来鉴别输入音频信号的帧,从而确定至少一个可靠呼吸时段。该一种或多种信号类型可以包括可闻呼吸、鼾声、咳嗽、噪音干扰、语音、安静和未知的声音。该方法可以包括测定

已确定的至少一个可靠呼吸时段的呼吸速率。

[0035] 在某些情况下,可闻信号事件的缺失可用于标记可靠呼吸时段的结束,其中可闻信号事件的缺失是指超过预定时间的不可闻呼吸的时段。该方法可以包括通知至少一种下列事项:一个或多个已识别的睡眠呼吸障碍事件;测量指标和统计数据;历史数据;鼾声时间;及其他相关细节。

[0036] 在一些版本中,该至少一个可靠呼吸时段开始阶段可能符合以下至少两个或全部标准:可靠呼吸时段延伸至至少某个预定的时间量;在该至少某个预定的时间量期间,可靠呼吸时段包含至少预定数量的呼吸周期;并且该至少某个预定的时间量期间,可靠呼吸时段包括至少预定数量的连续呼吸事件。预定的时间量可以是两分钟。在两分钟预定的时间量内,呼吸周期的预定数量可以是六次。在两分钟预定的时间量内,连续呼吸事件的预定数量可以是三次。在一些情况中,可闻信号事件的缺失被用于标记可靠呼吸时段的结束,其中可闻信号事件的缺失是指超过预定时间的不可闻呼吸的时段。

[0037] 本发明的一些版本可以包括用于检测用户的睡眠呼吸障碍事件的装置。该装置可以包括被配置用来检测靠近传感器的声音的声音传感器。该装置可以包括与声音传感器连接的处理器。该处理器可以被配置用来接收来自声音传感器的体现用户在睡眠期间所发出的声音的输入音频信号。该处理器可以被配置用来根据接收到的输入音频信号确定至少一个可靠呼吸时段(RRE),该时段包括与可闻呼吸和鼾声二者或二者之一相关的至少一个周期。该处理器可以被配置用来基于至少一个已确认的可靠呼吸时段中的数据检测睡眠呼吸障碍事件的存在。该处理器可以被配置用来输出检测到的睡眠呼吸障碍事件的指标。

[0038] 在一些版本中,每个/任何一个可靠呼吸时段都可以包含开始阶段和事件检测阶段。开始阶段可以包括一段持续的可闻呼吸时间,且该段时间符合至少一个预定标准,作为将其归类为开始阶段的依据。事件检测阶段可以包括含有至少一种以下情况的持续的可闻呼吸的时段:a.一个或多个无可闻呼吸的安静时段,其长度短于呼吸暂停事件;b.一个或多个无可闻呼吸的安静时段,该时段的持续时长足以达到可将其归类为呼吸暂停的程度,但是又没有长至需要将其归类为声音信号缺失事件的程度;c.无可闻呼吸的一个安静时段,该时段时长足以达到可将其归类为声音信号缺失事件的程度。(例如,如果检测到这样的时段,即可以其作为可靠呼吸时段结束的标志)。

[0039] 在一些版本中,事件检测阶段中的某个事件被归类为呼吸暂停事件,呼吸不足事件和周期性呼吸事件三种事件中的一种。可以进一步通过配置处理器,以便通过分析鼾声信号的音频特性、音频电平和定时特性中的至少一个要素,以及通过检测呼吸暂停时的鼾声特性来将事件归类为呼吸暂停性鼾声。可以进一步通过配置处理器,以便通过分析呼吸信号的音频特性、音频电平和呼吸速率中的至少一个要素,以及通过检测恢复性呼吸特性来对恢复性呼吸进行归类。可以进一步通过配置处理器,以便通过分析输入音频信号来检测在检测到的安静时段之后的恢复性呼吸,以确定呼吸暂停事件。可以进一步通过配置处理器,以便基于可闻呼吸和鼾声二者或者二者的其中之一来确定呼吸速率。可以进一步通过配置处理器,以便通过分析输入音频信号来检测在检测到的安静时段之后的升高的呼吸速率,以确定呼吸暂停事件。

[0040] 在一些版本中,可以进一步通过配置处理器,以便调整输入音频信号的增益控制,以获得所需的信噪比,用于该信号的数字信号处理。可以进一步通过配置处理器,以便处理

某固定时间间隔内的音频信号,以得出在该时间间隔内多个频率槽中该信号的频率分量。可以进一步通过配置处理器,以便分析频率槽以便移除起因于至少一种下列背景声音的一个或多个频率槽:说话声音、空气处理设备声音、车辆声音和气象声音。可以进一步通过配置处理器,从而建立输入音频信号的背景噪声水平,并且为剩余频率槽建立该背景噪声的底噪阈值水平。在一些情况中,可以通过配置处理器,来识别一个或多个安静频率槽,并将底噪阈值设置为剩余安静频率槽中的信号振幅的函数,来确定底噪阈值;其中,可以进一步配置处理器,从而仅利用这些剩余的安静频带来检测信号。

[0041] 在一些版本中,可以通过配置处理器,以便基于输入音频信号与一种或多种信号类型的对应关系来鉴别输入音频信号的帧,从而确定至少一个可靠呼吸时段。该一种或多种信号类型包括可闻呼吸、鼾声、咳嗽、噪音干扰、语音、安静和未知的声音。可以进一步通过配置处理器,来测定已确定的至少一个可靠呼吸时段的呼吸速率。在一些版本中,该至少一个可靠呼吸时段的开始阶段可能符合以下至少两个或全部可被处理器评估的标准:可靠呼吸时段延长至至少某个预定的时间量;在该至少某个预定的时间量期间,可靠呼吸时段包含至少预定数量的呼吸周期;并且在该至少某个预定的时间量期间,可靠呼吸时段包括至少预定数量的连续呼吸事件。预定的时间量可以是两分钟。在两分钟预定的时间量内,呼吸周期的预定数量可以是六次。在两分钟预定的时间量内的连续呼吸事件的预定次数可以是三次。

[0042] 可以通过配置处理器,用所检测到的可闻信号事件的缺失标记可靠呼吸时段的结束,其中可闻信号事件的缺失是指超过预定时间的不可闻呼吸的时段。可以进一步通过配置处理器,以生成对至少一种下列事项的输通知(例如,电子通信,报告和/或显示消息):一个或多个已识别的睡眠呼吸障碍事件;测量指标和统计数据;历史数据;鼾声时间;及其他相关细节。

[0043] 本发明的一些版本可以包含能够检索处理器控制指令的非暂时性计算机可读介质,当有处理设备执行上述指令时,该处理设备将会实施一个或多个本文中所述的检测睡眠呼吸障碍事件的方法。

[0044] 本发明可以包括用于检测睡眠呼吸障碍的事件的方法。该方法可以涉及通过处理器接收反映用户睡眠期间声音的输入音频信号。该方法可以涉及在处理器中根据输入音频信号确认至少一个可靠呼吸时段,该时段可以是睡眠期间的呼吸困难和/或鼾声时段。该方法可以涉及在处理器中基于至少一个已确认的时段,检测睡眠呼吸障碍事件的存在。该方法可以涉及由处理器输出指示检测到的睡眠呼吸障碍事件的指标。

[0045] 在一些情况下,所述事件可以是呼吸暂停事件、呼吸不足事件和调制呼吸事件中的任何事件。调制呼吸可以被理解为具有调制振幅的呼吸信号,通常与潮式呼吸相关。所述事件可以是呼吸暂停性鼾声,由一个安静时段以及位于其前后的鼾声组成。该方法可能涉及基于已检测到的鼾声测定呼吸速率。该方法可以涉及确定是否存在鼾声。

[0046] 在一些情况下,该方法可以涉及通过分析检测到的安静时段之后的音频电平、速率和/或频率来分析输入音频信号,以检测恢复性呼吸。该方法可以涉及通过分析输入音频信号来检测在检测到的安静时段之后的呼吸速率,以确定呼吸暂停事件。该方法可以涉及对输入音频信号进行过滤以便移除一个或多个归因于说话声音、空气处理设备声音、车辆声音、气象声音的频率分量。该方法可以涉及通过处理器调整输入音频信号的增益控制。该

方法可以涉及利用处理器基于输入音频信号建立底噪和底噪阈值。确定底噪可以包括利用处理器识别一个或多个安静频带;并将底噪阈值设置为所述识别的安静频带的函数。在一些情况下,确定至少一个可靠的呼吸时段可以涉及基于输入音频信号与一种或多种呼吸信号类型的对应关系来鉴别输入音频信号的帧。该一种或多种呼吸信号类型可以包括呼吸、呼吸暂停性鼾声、非呼吸暂停性鼾声、咳嗽、噪音干扰、安静和未知的声音。确定至少一个可靠的呼吸时段还可以包括利用处理器测定每个时段的呼吸速率。在一些情况下,确定至少一个可靠呼吸时段可以包括利用处理器确定某个时段具有以下特点:开始于一段预设的呼吸和鼾声时间之后;是长期持续呼吸和鼾声时段中的一部分;包含每两分钟至少三次的连续呼吸事件以及每分钟平均三次的呼吸事件。

[0047] 本发明的一些版本可以包括用于检测睡眠呼吸障碍事件的装置。该装置可以包括被配置用来检测靠近传感器的声音的声音传感器。该装置可以包括与声音传感器连接的处理器。该处理器可以被配置用来接收声音传感器生成的体现用户在睡眠期间所发出的声音的输入音频信号。该处理器可以被配置用来根据输入音频信号确定至少一个可靠呼吸时段,该时段可以是睡眠期间的呼吸困难和/或鼾声时段。该处理器可以被设置用来检测在至少一个时段中,睡眠呼吸障碍事件的存在。该处理器可以被设置用来输出检测到的睡眠呼吸紊乱事件的指标。

[0048] 在一些情况下,所述事件可以是呼吸暂停事件、呼吸不足事件和调制呼吸事件中的任何事件。该事件可以是呼吸暂停性鼾声,由一个安静时段以及位于其前后的鼾声组成。

[0049] 可选择地,可以进一步配置处理器用来基于检测到的鼾声来确定呼吸速率。可以进一步配置处理器以判断是否存在鼾声。可以进一步配置处理器,以便通过分析在检测到的安静时段之后的音频电平、速率和/或频率来分析输入音频信号,以检测恢复性呼吸。可以进一步配置处理器,以便通过分析输入音频信号来检测在检测到的安静时段之后的呼吸速率,以确定呼吸暂停事件。可以进一步配置处理器,以便对输入音频信号进行过滤来移除一个或多个归因于说话声音、空气处理设备声音、车辆声音、气象声音的频率分量。可以进一步配置处理器,用来调整输入音频信号的增益控制。可以进一步配置处理器,用来建立输入音频信号的底噪和底噪阈值。

[0050] 在一些版本中,可以配置处理器用以:识别一个或多个安静频带;将底噪阈值设置为所述识别的安静频带的函数。在一些情况下,为了确定至少一个可靠的呼吸时段,可以配置处理器以便基于输入音频信号与一种或多种信号类型的对应关系来鉴别输入音频信号的帧。所述一种或多种信号类型可以包括呼吸、呼吸暂停性鼾声、非呼吸暂停性鼾声、咳嗽、噪音干扰、安静和未知的声音。在一些版本中,为了确定至少一个可靠的呼吸时段,可以配置处理器来确定每个时段的呼吸速率。为了确定至少一个可靠的呼吸时段,可以配置处理器来确定某个时段具有以下特点:开始于一段预设的呼吸和鼾声时间之后;是长期持续呼吸和鼾声时段中的一部分;包含每两分钟至少三次的连续呼吸事件以及每分钟平均三次的呼吸事件。

[0051] 本发明的一些版本可以包含能够检索处理器控制指令的非暂时性计算机可读介质,当有处理设备执行上述指令时,该处理设备将会实施一个或多个本文中所述的检测睡眠呼吸障碍事件的方法。

[0052] 当然,每个方面的不同部分都可以构成本发明的子方面。而且,不同子方面和/或

方面也可以以各种方式相互组合,以构成本发明的附加方面或子方面。

[0053] 考虑以下详细描述、摘要、附图和权利要求,可以看到本发明的其他特征。

附图说明

[0054] 本发明通过附图中的实施例以非限制的方式示出,其中相同的附图标记指代相似的元件,包括:

[0055] 图1A例示接收睡眠者音频信息的处理设备,该设备可以适合于实施本发明的步骤;

[0056] 图1B是显示适用于本发明的一些形式的示范过程的示例流程图。

[0057] 图2A是依据本发明的一实施例的系统示意图。

[0058] 图2B是依据本发明的一些形式配置的处理设备的概念图。

[0059] 图3展示睡觉时人的典型呼吸波形的音频信号。上部分A显示麦克风接收的随时间变化的呼吸信号振幅,可以用作输入信号。下部分B显示上述输入信号随着时间从0赫兹到4k赫兹的呼吸信号频率分量。

[0060] 图4说明图3中的信号在转换成离散的频带或帧之后的频率分量分割。上部分A显示随着时间变化的呼吸信号振幅(输入信号),下部分B显示在适当的持续时间段(例如,每个约250毫秒)内的帧周期($FF_1 \dots FF_6$)中上述输入信号从0赫兹到4k赫兹随时间变化的呼吸信号频率分量。

[0061] 图5例示图4中的信号底噪的检测过程。上部分A显示呼吸信号随时间变化的低信号振幅(输入信号)。下部B显示上述输入信号从0赫兹到4k赫兹随时间变化的低频分量。

[0062] 图6A例示鼾声期间鼾声事件的音频信号和频谱图。

[0063] 图6B例示鼾声期间一示例呼吸暂停事件的音频信号和频谱图。

[0064] 图6C显示与可能患有呼吸暂停症的患者相关的呼吸暂停性鼾声的信号特征。

[0065] 图6D例示咳嗽事件的音频信号和频谱图。

[0066] 图6E例示输入音频信号的帧过滤部分。帧周期 FF_1 至 FF_6 具有一段持续时间(例如250毫秒),并且用于检测的过滤带MB1至MB4具有不同范围。

[0067] 图6F例示恢复性呼吸的音频信号和频谱图。在该实施例中,音频信号例示30秒呼吸暂停,然后是5次恢复性呼吸。第一次呼吸的振幅很大,并且具有很多频率分量。呼吸速率很快,每分钟20次呼吸。

[0068] 图6G例示安静呼吸期间的音频信号和频谱图。由于声级较低,输入信号的振幅和频率分量都很低。

[0069] 图6H例示重复性呼吸暂停期间的音频信号和频谱图。信号图显示不同持续时间(30-50秒)的呼吸暂停事件,随后是几次恢复性呼吸。

[0070] 图7A例示从音频功率电平信号的帧中检测呼吸速率。可以计算和分析每个受关注频带中的信号功率。信号功率可以逐帧计算。

[0071] 图7B例示被过滤和分析之后的输出信号的频率分量。

[0072] 图8A例示表征为可靠呼吸时段的音频信号。

[0073] 图8B例示音频输入信号中的干扰检测。

[0074] 图9A例示可靠呼吸时段中的呼吸暂停事件检测。

- [0075] 图9B例示可靠呼吸时段中的潮式呼吸事件检测。
- [0076] 图9C例示异常调制呼吸或潮式呼吸事件的检测。
- [0077] 图10例示在系统的多个睡眠时域中检测到的随时间变化的睡眠参数的输出示例。

具体实施方式

[0078] 在进一步详细描述本发明之前,应该理解,本发明不限于在此描述的具体实施例,且可能发生变化。同时还应该理解,本发明中使用的术语仅供描述所述的特定实施例,而不具有限制性。

[0079] 以下描述是关于可以共享共同特性或特征的本发明的不同方式。应该理解,任何一个实施方式的一个或多个特征都可以与另一个方式的一个或多个特征组合。此外,此处所描述的任何方式中的任何单个特征或特征的组合可以构成另外的实施方式。

4.1 筛查和诊断

[0080] 本发明涉及一种筛查工具,可用来帮助初步识别诸如睡眠障碍呼吸(SDB)等状况。例如,患有急性阻塞性睡眠呼吸暂停的患者大部分(>50%)会在每个夜晚出现响亮而持续的鼾声或其他呼吸困难的情况。本发明的筛查工具可以包括在一部分输入传感器信号中确定具有该类事件存在的过程,比如通过从麦克风的音频信号中确定一个或多个可靠呼吸时段(RRE)。

[0081] 利用可靠呼吸时段的依据在于鼾声和其他可闻呼吸(即,例如通过麦克风可以听到的任何呼吸声,无论是正常的、困难的还是其他方式的呼吸声音)倾向于存在于患有睡眠呼吸障碍或潮式呼吸相关的(中枢性)呼吸暂停或呼吸不足的人的呼吸中。由于与中枢性呼吸暂停或呼吸不足相关的呼吸信号的特定形态,它们也被称为“周期性呼吸”事件或“调制呼吸”事件。因此,为了更可靠地检测到呼吸暂停事件,处理过程对可能部分或完全被清晰可闻的呼吸或鼾声时段所围绕的(即,位于之前和/或之后的)安静时段(即,呼吸暂停)进行分析。因此,可靠呼吸时段可以代表一段或多段检测到的明显的可闻呼吸围绕或邻近一段有足够时长的呼吸暂停事件。如果一段时间的安静属于该可靠呼吸时段的一部分,或者多个安静时段中穿插着恢复性呼吸和鼾声,则很可能存在/已经发生呼吸暂停事件。

[0082] 如果检测到的安静时段不是可靠呼吸时段的一部分(并未被一段或多段可闻呼吸所环绕或邻近),那么安静很有可能表示是正常的不可闻呼吸。

[0083] 根据输入信号的特性可以检测到可靠呼吸时段的存在。在本发明的一些形式中,可以基于输入信号中的呼吸速率和与呼吸相对应的输入信号的一部分(诸如呼吸、鼾声或静音)来检测可靠呼吸时段。在大多数情况下,每个可靠呼吸时段开始于一段持续的可闻呼吸(包括鼾声),可能以最后一次重复且不间断的呼吸或鼾声信号结束,且结束前有一段长时间的静音、噪音、不频繁的呼吸或不频繁的鼾声。在中间部分的事件检测阶段,事件检测可以包括检测以下情况之一:a/包括或不包括鼾声但不包括呼吸暂停的持续或不持续的可闻呼吸的时段;b/包括鼾声但包括或不包括呼吸暂停的持续或不持续的可闻呼吸的时段;和c/无呼吸/安静的时段,时段长度足以能使其被认定为呼吸暂停(例如,约10至120秒的范围内),但是又没有长至能够将其认定为“声音信号缺失”(例如时间段长于120秒)。如果信号的时长足以使其被认定为声音信号缺失,则可靠呼吸时段可以被标记为结束。

[0084] 本发明的一些形式完全依赖于可靠呼吸时段来确定病症,而另一些形式则依赖于

各种睡眠呼吸障碍指标。这些补充性指标可以基于输入信号中任何包含可靠呼吸时段或非可靠呼吸时段的部分。

[0085] 换句话说,可靠呼吸时段可以被看作是基于输入音频信号确定的可靠呼吸时段。该时段可能是在一整夜不可闻呼吸期间的一段持续10分钟的完全正常的可闻呼吸,也可能是一小段持续的鼾声时间,鼾声时段之后是一整夜的呼吸暂停事件。

[0086] 重要的考虑因素包括:

1. 有充分的用以维持呼吸检测的可闻信号(不持续/持续)(正常/困难性可闻呼吸)(呼吸声/鼾声);

2. 能够可靠地检测到沉浸于上述情况之中的呼吸暂停事件;和/或

3. 不可闻的呼吸是探测器的天敌。无法根据它检测到呼吸暂停。

[0087] 在一些情况下,可以根据以下标准中的一个或多个来确定可靠呼吸时段:

(a) 开始部分或阶段由一段持续的可闻呼吸期组成,该时段可能包含鼾声。

(b) 结束部分或阶段也由一段持续的可闻呼吸期组成,该时段可能包含鼾声。

(c) 中间部分或阶段包括以下一项或多项:

1. 一段持续的可闻呼吸,其间包含没有伴随呼吸暂停的鼾声。

2. 一段持续的可闻呼吸,其间包含可能伴随呼吸暂停事件的鼾声;

3. 有以下特征的无呼吸/安静时段:

i) 其长度足以使其被认定为呼吸暂停,但是

ii) 其短暂程度不足以被认定为是“可闻信号缺失”。

一段时间的时长如果足以使其被认定为是“可闻信号缺失”,则可将其用于终止可靠呼吸时段,并将其归类为无效的时段,不可用于检测可能存在的呼吸暂停。

[0088] 通常,检测上述开始部分和中间部分可能导致可靠呼吸时段的征兆/出现。进一步检测结束部分可能指示RRE的结束。

4.2 筛查、监测、诊断系统

[0089] 图1A和图2A中示出了基于本发明的示例系统。如图所示,用户10位于诸如移动电话或平板电脑的筛查设备20附近,且该设备配有麦克风和一个或多个处理器。通过配置处理器,可以从筛查设备的麦克风接收输入信号12,例如声音或音频电平信号,执行筛查过程100,并且输出标记以帮助检测与睡眠呼吸障碍相关的各种事件。

4.2.1 筛查设备20

[0090] 设备20可以提供用于评估输入信号12中潜在睡眠呼吸障碍的高性价比的用户友好型选项,如图2所示。在本发明的一些形式中,信号12是音频电平信号,比如来自麦克风产生的音频记录。因此,筛查设备20可以是智能手机或平板电脑等设备。筛查过程100可能会受处理器控制应用或程序(即,在筛查设备20内运行的处理器控制应用或程序)的影响。然而,此类过程可以由其他处理设备来实现。例如,过程100可以由一个或多个医疗设备的元件执行,例如呼吸压力治疗设备,通用计算机或专用计算机等。

[0091] 因此,上述处理设备或装置可以包括集成芯片、存储器和/或其他控制指令、数据或信息存储介质。例如,包含本文描述的评估/信号处理方法的编程指令可以被编码在设备或装置的存储器中的集成芯片上,以形成专用集成芯片(application specific integrated chip)。这些指令还可以或者选择性地作为软件或固件通过适当的数据存储介

质加载。可选择地,还可以通过网络(例如因特网)或其它形式将上述处理指令从服务器下载到处理设备,这样,当指令被执行时,处理设备可被用作筛查设备。

[0092] 筛查/处理装置20可以包括如图2B所示的多个部件。设备20通常可以包括麦克风或声音传感器30,处理器40和存储器/数据存储单元50。还可以包括其他部件,诸如显示器或显示器接口和用户控制/输入接口(例如,触摸屏或键盘等)。

[0093] 设备20的任何上述子元件都可以与设备20集成或可操作地与设备20连接。例如,麦克风或声音传感器30可以通过诸如有线或无线链路(例如,蓝牙等)与设备20集成或者与设备20连接。

4.2.2筛查过程100

[0094] 本发明的实施例利用筛查过程100内的一个或多个算法/过程来检测输入音频信号内的可靠呼吸时段,并通过筛查设备从一个或多个睡眠时域的可睡眠时段中确定睡眠呼吸障碍事件。示例过程可参考图1B和图2A。此过程可以在筛查设备20和/或外部处理设备上运行。

[0095] 例如,筛查过程100可以由几个子过程来表征。如图2B所示,筛查设备接收用于确定可靠呼吸时段的一个或多个输入信号,诸如来自110-150处的一个或多个睡眠时域。然后该设备可以在160-170处确定输入信号中的一个或多个可靠呼吸时段。其后该设备可以在180处检测可靠呼吸时段中的睡眠呼吸障碍相关事件。该设备可以在190处生成说明被检测事件的输出,诸如用于示出图1或图2A中的用户10的相关结果。

4.2.2.1接收输入信号(110-150)

4.2.2.1.1信号采集110

[0096] 如图1B的流程图所示,在筛查过程100的信号采集过程110中,获得输入音频信号。该信号可以是来自麦克风或麦克风音频信号中采样所得的记录数据,表示用户10的与睡眠时间T(图3)相关联的声音。在图2A中,输入信号12通过声音传感器30或麦克风在设备20处被接收,传感器30或麦克风与设备20可操作地连接。

[0097] 输入信号12可以是至少表示用户的呼吸和鼾声信号的声音以及睡眠时域的其他记录声音(例如,环境噪声)的音频信号。图3中展示的是示例性的信号12,体现出用户10在睡眠期间T当中的典型的困难性呼吸形式。睡眠期T可以包括一夜睡眠中的至少一部分。由于可靠睡眠时段可以体现任何睡眠期T的仅仅一小部分,如下所述,可以从多个睡眠期T(例如睡眠时域)接收输入信号12。因此,在一些情况下,在验证存在足够量的用于执行诸如检测可靠睡眠时段的后续处理的音频呼吸数据之后,可以进行进一步的分析。

[0098] 通常,声音传感器会响应传感器附近的声音并生成可由筛查设备20采样和记录的声音信号。可选地,在110处的信号采集可包括用于提高输入信号12的质量的自动增益控制。例如,可以通过配置设备20的处理器40来调整来自麦克风的信号12的感测音频电平的增益。例如,如果发生削波或底噪(本文中有更详细叙述)太高,则可减小增益。相反,如果音频电平太低,则可增加增益,通过增加音频电平达到底噪阈值,来提高信号12的质量。

4.2.2.1.2信号分割120

[0099] 随后可以执行信号分割处理过程120,以进一步改善输入信号12的质量。有利地,该处理的执行能允许在可靠呼吸时段检测之前从信号12中去除任何持久和无用的音频噪声部件。

[0100] 在本发明的一些版本中,处理过程120涉及将输入音频信号分成帧。例如,输入信号12可以以例如8位线性PCM的分辨率,以8kHz或更高频率来采样。音频信号可以作为一组持续帧文件(或帧)被存储在设备20的存储器50上,以用于逐帧地分析帧文件。每个持续帧文件可以包含输入信号12的大约0.1到0.25秒或其他适当的时间段。这些文件可以与下面描述的任何标记一起存储在存储器50中。

[0101] 如图4所示,通过诸如快速傅立叶转换等其它转换形式,每个帧文件被分成其频率分量。图4的示出了六个0.25秒帧,每一帧显示在包括相应帧的频率分量的矩形框 $FF_1, FF_2, FF_3, FF_4, FF_5, FF_6$ 之一中。例如,所得到的快速傅立叶转换可以将这些分量典型地分成1024个频率分量,每个频率带宽为4Hz。这些通常被称为槽或频率槽。其中一些频率分量可以用于诊断睡眠呼吸障碍,而其他频率则可能不能。因此,除呼吸和鼾声外的与频率相关的频率分量/槽可以被移除。

4.2.2.1.3底噪建立130

[0102] 可选地,可以执行底噪建立过程130,以便为每个帧建立背景底噪和底噪阈值。该过程可以改善信号12的质量,从而说明麦克风类型和/或房间背景噪声条件的变化。可以参照安静间隔时段14(图5)建立底噪阈值,该安静间隔时段14是长时间没有音频噪声的输入信号12的时长。然后可以使用与安静间隔相关联的音频电平来设置底噪阈值。

[0103] 例如,过程130最初可以涉及整合预定数量的帧的频率分量的量值,以识别多个安静频带。如图5所示,安静间隔时段14的频率分量已经被集成,用以识别安静频带15。在图5中,顶部A示出了在安静时段期间随时间变化的音频信号振幅。底部B示出了随时间变化的频率分量强度。频率分量强度由所用的颜色的深度来表示-浅色表示在该频率和时间点上没有分量,而深色表示在该频率和时间的时间点上存在分量。

[0104] 具有持续高噪声的频带(多个帧的共同频带中的高噪声)可以忽略不计。例如,小于80Hz的频率分量可能是底噪和1/f噪声的主要原因。实施例包括如空调、风扇和其他包含低频噪声部件的市电设备发出的背景声音;由于低通滤波的原因,环境音频噪声电平具有强烈的低频分量。低频噪声常见为城市环境中的背景噪声,或者是来自道路车辆、飞机、工业机械以及诸如风力涡轮机、压缩机和通风或空调机组等空气流动机械等许多人造来源的声音。由于其有效的空气传播,以及许多结构/住宅的墙壁在衰减低频噪声方面低于衰减高频噪声时的效率,低频噪声的影响被进一步弱化。另外,用于检测声音噪声并产生可检测的有用的电信号的测量系统放大器可能具有1/f噪声特性(粉色),因此,过程130可能忽略小于80Hz的频带。

[0105] 然而,小于80Hz的频率分量可能与某些类型的鼾声相关,例如呼吸暂停性鼾声。持续的底噪成分(如电源嗡声)被滤除,而鼾声等可变噪声成分被保留。

4.2.2.1.4信号类型/声音识别140

[0106] 信号类型过程140可被用来表征输入信号12的与一个或多个示例性信号类型相对应的部分,以便做进一步处理。例如,过程140可以基于检测到的输入信号12的特征来表征输入信号12的帧。

[0107] 如图6所示,信号12中与安静呼吸(图6G)、鼾声(图6A,6C)、呼吸暂停性鼾声(图6B)以及咳嗽(图6D)相关的A-D部分可能在频率、时间和振幅方面彼此不同。

[0108] 例如,图6A中的鼾声信号的呼吸速率为每分钟大约12次呼吸,并且由交替出现的

大约1.5秒的有声的高信号振幅和3.5秒的无声的低信号振幅,以及鼾声的频率分量(低频率,200-500Hz)组成。鼾声可以有若干不同源的频率分量:喉咙、嘴巴、鼻子,且可能取决于不同的人 and 鼾声类型。具体地说,24kHz至4kHz左右的非常高的分量倾向于是由鼻或口呼吸产生的哨声/嘘声,且其谐波鼾可能声音很大(即,与音频电平相关的高输入信号振幅)。

[0109] 而图6G中的不可闻呼吸可能频率很高(500Hz-4kHz)并且安静(低输入信号振幅),包括约1.5秒的有声期和约3.5秒的无声期。就这一点而言,图6G是呼吸速率为大约每分钟12次的输入信号,包括大约1/3的鼾声和2/3的安静期。

[0110] 进一步举例,图6C的呼吸暂停性鼾声信号可能在鼾声信号或困难性呼吸期间可见。它与正常鼾声的不同之处在于其具有较多的低频分量,并且往往具有较高的信号电平(声音较大)。呼吸暂停性鼾声表明鼾声者可能倾向于睡眠中的呼吸暂停。因此,尽管在本文所讨论的一些情况中,可以利用任何类型的鼾声检测方法检测呼吸暂停性鼾声,但是其与安静/呼吸期的特定关系中或范围内,在一些情况下,因为与正常鼾声不同,呼吸暂停性鼾声可能仅通过呼吸暂停性鼾声特质的特定性质来检测。在另外一些情况下,可能使用以上两种分析方法来检测呼吸暂停性鼾声事件。

[0111] 相比较而言,图6D中的咳嗽信号显示出一种随机模式,由大约0.5s的声音和0.5s或更长的安静期以及100-4kHz的具有高于鼾声频率能量的频率分量组成。

[0112] 如图6F所示,显示输入信号振幅与A部分中的时间(分钟/秒)和B部分中的频率分量的关系,与呼吸暂停结束相关的典型的恢复性呼吸可能是带有喘气的鼾声而不是只是鼾声。这些恢复性呼吸的特征可能是高频电平和高频率(例如,上述说明是相对于平均鼾声或呼吸声级和频率而言的。鼾声的振幅在某个时段内通常是合理地持续的,恢复性呼吸通常开始于一段时间的呼吸暂停,然后是高于平均水平的首次呼吸/鼾声[例如平均振幅的两倍],它也可能包含更多的谐波分量,因此可能会有更多的高频分量,例如平均基本为300-500Hz,谐波组分为800Hz,1200Hz等),并且比正常速率快(例如,再次与如12bpm的平均呼吸速率相比;恢复性呼吸可为20至30bpm)。恢复性呼吸/恢复性鼾声有声学指纹,可以通过在整夜测试期间了解用户的平均呼吸或鼾声音频特征来检测。

[0113] 下面列出了信号类型及其特性的示例列表,同时也列出了其他噪音。

信号类型	频段 (Hz)	持续时间 (s)	时段 (s)	相对振幅
正常呼吸	500-4000	1s	5s	低
恢复性呼吸	100-4000	1s	3s	高
鼾声	100-500	1s	5s	中等
呼吸暂停鼾声	20-160	1.5s	5s	高
咳嗽	0-4000	0.5s	>1s	高
安静间隔	0-4000	0s	连续	底噪
语音噪声	100-4000	随机	随机	媒介
交流噪音	0-100	持续	持续	中等
交通噪音	0-500	5s-10s	10s	低
未知	0-4000	随机	随机	变量

[0114] 为了区分这些示例性信号类型,过程140可以包括帧过滤和帧分析。

[0115] 例如,可以实施帧过滤以基于频带中的信号能量将输入信号的频率分量分组为音

频频带的种类。然后可以对每个上述频带的音频信号电平进行求和。例如,输入信号的帧可以被表征为以下频带:

(MB1) 主呼吸暂停性鼾声信号能量(例如,从0Hz到160Hz的40个频率分量(每个4hz));

(MB2) 主要非呼吸暂停性鼾声信号能量(例如,从100Hz至500Hz的100个频率分量(每个4hz));

(MB3) 低频呼吸能量(例如,从500Hz到1500Hz的250个频率分量(每个4hz));

(MB4) 高频呼吸能量(例如,从1500Hz到4000Hz的625个频率分量(每个4hz))。

图6E显示了与图4中介绍的六个0.25秒帧文件(FF_1 - FF_6)相关的所有这些主要频带(标记为MB1-MB4)。

[0116] 在帧分析中,分析上述一个或多个主音频频带中选定数量的帧与上述一个或多个示例性信号类型相对应。在图6F中描绘了其后续随着伴有大声鼾声的一系列恢复性呼吸的呼吸暂停时段的典型示例,该时段可以通过在自动系统中将上述范例信号表的规则应用于上述选定的帧期间发现的实际信号特征来确定。这一分析可以基于该表提供的每种信号类型的概率。信号的状态可以基于分析所得的最高概率信号类型来选择。通过收听音频信号可以确认自动评估的准确性。这种反馈对于微调检测系统的参数非常有帮助。

[0117] 如前面的实施例所示,此处理过程包括在滑动窗口期间(例如5s的间隔)分析帧组(例如,每个的持续时间为0.25s)以确定其特性(例如频率、持续时间、周期和/或音频电平)是否对应于前表中所标注的一种或多种信号类型的特性。如果找到对应关系,那么该组可能会被标记为指定类型。例如,可以通过配置处理器40来存储与呼吸、鼾声、呼吸暂停性鼾声、咳嗽、安静间隔、噪声干扰(例如,语音噪声、空气处理器/空调交流噪声、交通噪声)以及未知声音当中的任何一种声音的信号类型相对应的帧。

4.2.2.1.5呼吸速率检测

[0118] 可选地,过程100可以包括呼吸速率检测过程150。呼吸和鼾声的持续时段允许系统确定呼吸速率。例如,根据以呼吸或鼾声为特征的帧,可以确定呼吸速率。如图7A所示,可以由每个频带的特征帧中的音频功率电平生成信号151。一旦信号生成,所生成的信号的频率分量将被过滤,并使用快速傅立叶变换对其进行分析以确定呼吸频率分量的存在(例如像呼吸或鼾声等呼吸频率中的呼吸速率)。图7B是该频率分析的图示,其中例示了呼吸信号152、鼾声信号153和呼吸速率154。

[0119] 可选地,检测呼吸速率有助于验证框架是可靠呼吸时段的一部分,此内容将在本文中稍后描述。

4.2.2.2检测输入信号中的可靠呼吸时段(步骤160-170)

[0120] 如上所述,可靠呼吸时段是具有显着特征的鼾声或呼吸信号的延长时段。可靠呼吸时段可以具有如下几个指示性特征:

(1) 在数秒(通常为60秒)重复且不间断的呼吸或鼾声信号后开始出现可闻呼吸或鼾声信号;

(2) 所述信号延长一段时间,例如10分钟或更长时间;和/或

(3) 保持(i) 每两分钟至少三次的连续呼吸事件,和(ii) 平均每分钟三次的呼吸事件。

[0121] 图8A示出了确定位于具有上述三个可靠呼吸时段特性的输入信号12的部分16中的可靠呼吸时段。信号12的部分16显示为其本身具有两个部分16A和16B。每个16A部分表示检测到的满足可靠呼吸时段要求的呼吸或鼾声信号,而每个16B部分表示检测到的安静间隔。例如,上述部分16A可以满足可靠呼吸时段开始、中间和结束的标准。在确定可靠呼吸时段时可以分别检测这两个部分16A-B。

4.2.2.2.1可靠呼吸时段检测160

[0122] 通常,作为可靠呼吸时段的一部分的帧的表征可以基于对特定帧中的呼吸速率(诸如属于呼吸和/或鼾声范围内的速率)的检测结果来确定。在本发明的一些版本中,可靠呼吸时段检测过程160可能涉及在输入信号的基础上逐帧分析每个潜在的帧,以确定当前帧的信号电平是否在预定的重复秒数的不间断的“呼吸”或“鼾声”信号之后开始,诸如图7B所示。此分析可参考前面的信号特征表,并且基于两个频带中的信号电平以及用来定义信号特征(鼾声,呼吸等)的节奏(存在不存在比率)和周期性。“不间断”这一表达在此是指未被认定为呼吸暂停或信号缺失的无长间隙的呼吸。

[0123] 上述情况可以根据先前某帧或多个帧的信号电平的评估来确定。如果预定秒数约为60秒或更长,则当前帧中的可靠呼吸时段可能并且可以被标记为可靠呼吸时段。在本发明的一些版本中,此条件足以用于检测可靠呼吸时段。在其他形式中,可以实施其它条件。

[0124] 例如,可以通过分析输入信号的每个潜在帧来确定可靠呼吸时段,以确定其信号电平是否代表持续一段时间的呼吸、困难性呼吸或鼾声。例如,如果呼吸或鼾声存在一段延长的时间段,例如时间量级为从对后续帧和/或之前的帧的分析中确定的数分钟(例如10分钟)或更长,则可以为当前帧确定可靠呼吸时段。另举一个例子,如果一系列帧的呼吸频率分量始终维持为(i)每两分钟至少三次的连续呼吸事件,(ii)每分钟平均三次的呼吸事件。在该实施例中,利用呼吸速率的持续时间和持续性来进一步确认一系列帧中可靠呼吸时段的存在。

[0125] 如果某个帧中的呼吸分量包含最后一个重复性呼吸或鼾声信号且该信号位于长时间的静音、噪音、不频繁的呼吸或不频繁的鼾声之前(图7B),比如一个后续的帧,那么该帧可以被标记为可靠呼吸时段的结束。这里的“静音”或“静音期”是指音频信号低于信号阈值,并且不存在符合表格中提供的有关鼾声或可闻呼吸检测要求的可闻信号时段。

[0126] 每个满足上述三个特征的帧都可以被标记为位于设备20的存储器50中的可靠呼吸时段帧。相反,如果其中一个特征未被满足,则该帧可以被忽略或标记为非可靠呼吸时段。

4.2.2.2噪音干扰减少170

[0127] 无用的噪音可能会妨碍可靠呼吸时段的诊断功能。因此,为了增强信号质量,可以在标记为可靠呼吸时段的一个或多个帧上执行噪声干扰减少处理170。图8B是过程170的例示。其中显示了可靠呼吸时段的输入信号12的部分18内的无用噪声171。过程170去除来自部分18的至少一部分的无用噪声干扰。例如,诸如车辆噪音的低频噪声,或诸如风声的高频噪声,可以至少部分地从信号的快速傅立叶变换中移除(即滤出),而连续的音调可以被完全删除。

[0128] 过程170可以去除不同类型的噪声。比如,过程170可以去除诸如由空调设备发出的噪音或平静的风声等连续性噪音。比如,过程170可以在安静的呼吸间隔期间检测噪声频

率。随后,检测到的噪声的频率可以通过快速傅立叶变换从可靠呼吸时段中滤出。

[0129] 进一步举例,过程170可以去除诸如交通噪声等的周期性噪声。比如,可以通过检测底噪的增加(诸如通过与先前确定的底噪阈值进行比较)来检测周期性噪声。然后通过快速傅立叶转换过滤等过滤方式来检测周期性噪声的频率并将其从可靠呼吸时段的帧中移除。在一些版本中,含有被检测到的周期性噪声或短时段噪声的可靠呼吸时段的帧,可被标记为从可靠呼吸时段排除或被掩码为可靠呼吸时段的噪声部分(例如,小于约2至10秒的周期性噪声)。

[0130] 进一步举例,过程170可以去除诸如由语音或阵风等产生的随机性噪声。如果所检测到的随机性噪声的持续时间很短(例如,大约1到10秒),则可以通过过滤可靠呼吸时段的帧来从可靠呼吸时段中移除噪声。或者,可以将可靠呼吸时段的帧标记为包含噪声并从可靠呼吸时段移除。如果在可靠呼吸时段内检测到随机性噪声的持续时间大于可靠呼吸时段总数的约25%,则可靠呼吸时段信噪比可能会受到影响,那么可靠呼吸时段可能被标记为非可靠呼吸时段。

4.2.2.3事件检测180

[0131] 每个可靠呼吸时段中包含的可靠呼吸或鼾声信号的持续时间延长,使其成为确定某些病症的理想选择。因此,过程180可以被应用于标记为可靠呼吸时段的帧,用以检测呼吸事件,例如睡眠呼吸障碍(SDB)事件。

[0132] 可选地,为了确保有足够的数用于分析,可以在确认存在可靠呼吸时段后发起过程180,例如考虑通过利用适当的可靠呼吸时段时间来检测时间阈值。因此,可以评估可靠呼吸时段的总持续时间以确定其是否超过预定的可靠呼吸时段阈值时间,比如2分钟左右。例如,如果可靠呼吸时段有1000个持续的帧文件,每个帧的持续时间为0.25秒,那么每个可靠呼吸时段的检测时间量将是4.167分钟。根据检测阈值时间,可以评估可靠呼吸时段以检测其中的事件。

[0133] 如果至少有一个可靠呼吸时段满足可靠呼吸时段检测阈值,则过程180可以继续分析每个确认的可靠呼吸时段的音频信号(比如利用对其频率分量的分析)以确定是否存在与某些事件相关联的特性。例如,可基于检测到的安静时间段,比如在困难呼吸或鼾声之间的时间范围内,来确定是否存在呼吸暂停性鼾声,如图6B所示,一段60秒的鼾声时间之后是一段或几段10-60秒的安静时间,期间夹杂着15-60秒的短暂的鼾声时间,其后是连续的鼾声时间。

[0134] 呼吸暂停的存在还可以基于检测到的安静期间(诸如在安静呼吸之间的时间范围内)来确定。如图6H和9A所示;该例与上述情况类似,具有可检测的呼吸而不是鼾声。可选地,上述呼吸暂停事件可以通过检测如图6F所示的呼吸暂停后的恢复性呼吸来确定。此类事件可以在检测到呼吸暂停事件或安静时期之后通过分析恢复性呼吸的音频电平、速率和/或频率来检测。恢复性呼吸具有声学音频电平、速率和/或频率指纹。该指纹是判断存在先前呼吸暂停事件的有力指标。作为另一个例子,图9B的信号12不包含呼吸暂停;然而,一些类型的调制呼吸(如CSR)的存在可以基于重复性的渐强序列来确定,在图9B中信号12内的每个渐强音都被标记为渐强185。虽然未示出,但也可以检测到其他情况,例如呼吸不足。调制呼吸具有振幅调制的声学指纹。该指纹是判断调制呼吸事件存在的有力指标。在一些情况下,鼾声可以通过2014年10月6日提交的国际专利申请第PCT/US2014/059311号中所述

的任何方法来确定,该专利的全部公开内容以引用的方式并入本文。

[0135] 随后,过程180可以通过诸如时间和/或计数等方式对其进行量化来生成上述事件的指标。例如,可以生成呼吸暂停/呼吸不足的计数。

[0136] 在一些版本中,可以确定每个可靠呼吸时段的呼吸速率,诸如从可靠呼吸时段中的呼吸或鼾声中检测到的速率,并且可以计算呼吸速率之间的变化,例如任何两个或多个可靠呼吸时段之间的变化。比如基于所确定的可靠呼吸时段,可以确定诸如睡眠时间、鼾声时间、AHI和鼾声评分(例如,总鼾声时间与总睡眠时间的比率)等的睡眠参数。

[0137] 还可以有其他基于RRE事件的指标。

4.2.2.4输出报告190

[0138] 筛查设备20还可以包括基于事件检测过程和可靠呼吸时段检测过程的报告过程190。在本发明的一些实施例中,过程190可以报告(比如,在筛选装置的显示器上输出信息或由筛选装置20发送信息)检测到的指标来帮助用户。这些指标可以包括在过程180中所作判断的概要以及任何睡眠呼吸障碍指标数据,比如上述的一个或多个评分。该概要可以逐时域地进行,以显示时间顺序上的单个或多个时域。

[0139] 例如,如图10所示,可以生成并输出诊断细节报告191。报告191可以呈现在设备20的显示屏幕上。可被包括在上述报告中的指标的示例类型有:

- (A) 存在任何睡眠呼吸障碍事件,如呼吸暂停、呼吸不足、打鼾和潮式呼吸;
- (B) 测量指标和统计数据(例如,诸如AHI之类的事件计数;或基于时段的统计-例如睡眠分数)
- (C) 表格和图形格式的历史数据,如使用时间、时域时间等;
- (D) 打鼾时间;和
- (E) 任何相关的细节,例如在检测期间发生的任何故障状况或可靠呼吸时段的缺失情况。

基于上述指标,用户10可以获知他/她的睡眠呼吸状态,从而能够考虑进一步的诊断或治疗。例如,可以将关于需要进一步测试睡眠呼吸障碍状况的建议连同关于睡眠呼吸障碍治疗选项的信息一起呈现给用户。

[0140] 在本发明的其他形式中,来自过程190的指标还可以选择性地经由与筛选设备20有线或无线通信连接等方式输出给一个或多个第三方。上述指标可以与一部分输入信号12一起通过装置20的发射器输出到数据库,以作为后续分析的替代方法或其他用途。或者,指标的部分可以和信号12同时发送给用户和各种数据库,以用于后续分析或用途。

4.3术语表

[0141] 为了公开本发明,在本发明的某些形式中,可能采用一个或多个以下定义。在本发明的其他形式中,则可能采用替代定义。

4.3.1一般术语

[0142] 空气:在本发明的某些形式中,空气可以指大气,而在本发明的其他形式中,空气可以指可呼吸气体的一些其他组合形式,例如增加了氧气的大气。

[0143] 环境:在本发明的某些形式中,术语环境可以指(i)治疗系统或患者的外部,和(ii)紧靠着治疗系统或患者的外围。

[0144] 例如,加湿器的环境湿度可以是紧靠着加湿器周围的空气的湿度,比如,患者睡觉

的室内的湿度。这种环境湿度可能与患者睡觉房间外部的湿度不同。

[0145] 在另一个例子中,环境压力可以是指紧挨着身体周围或身体外部的压力。

[0146] 在某些形式中,除了诸如由呼吸压力治疗设备产生或从面罩或患者接口处发出的噪声之外,环境(比如,声学)噪声可被认为是患者所在房间中的背景噪声电平。环境噪声可能由室外来源产生。

[0147] 持续气道正压通气(CPAP)疗法:持续气道正压通气疗法意味着以相对于大气持续正向的压力向气道入口施加空气供应。通过患者的呼吸周期,上述压力可以近似恒定。在一些形式中,呼吸道入口处的压力在呼气时稍高,在吸气时稍低。在一些形式中,上述压力会在患者的不同呼吸周期之间变化,例如,随着检测到部分上呼吸道阻塞的迹象而增加,而在不存在部分上呼吸道阻塞的迹象的情况下减小。

[0148] 病人:无论是否患有呼吸系统疾病的人。

[0149] 自动气道正压通气(APAP)疗法:自动气道正压通气疗法中的治疗压力可自动调节,例如,呼吸之间,最小和最大限度之间,取决于是否存在睡眠呼吸障碍事件的迹象。

4.3.2呼吸周期的方面

[0150] 呼吸暂停:根据一些定义,一段时间内(比如10秒)当流量低于预定阈值时,即可以说发生了呼吸暂停。如果无论患者如何努力,气道内的一些阻塞都会阻碍空气流动,则可以说发生了阻塞性呼吸暂停。尽管呼吸道是畅通的,如果检测到呼吸暂停是由于呼吸努力的减弱或者呼吸努力的消失,则可以说发生了中枢性呼吸暂停。当呼吸努力减少或不存在的状况伴呼吸道阻塞时,则是发生了混合性呼吸暂停。

[0151] 呼吸率:患者自主呼吸的速率,通常以每分钟呼气量测量。

[0152] 占空比:吸气时间 T_i 与总呼吸时间 T_{tot} 的比值。

[0153] 努力(呼吸):呼吸努力可以指由尝试呼吸的自发呼吸者所做的努力。

[0154] 呼吸周期的呼气部分:从呼气流量开始到吸气流量开始的时间。

[0155] 流量限制:流量限制将被视为患者呼吸中的事件状态,其中患者努力的增加不会引起相应的流量增加。如果在呼吸周期的吸气部分期间出现流量限制,该限制可被称为吸气流量限制。如果在呼吸周期的呼气部分期间出现流量限制,该限制可被称为呼气流量限制。

[0156] 流量限制吸气波形的类型:

(i) 展平形:一段上升路线后是相对平坦的部分,接着是下行路线。

(ii) M形:具有两个局部峰值,一个在前缘,一个在后缘,两个峰值之间相对平坦。

(iii) 椅形:具有一个局部峰值,峰值位于前缘,接着是相对平坦的部分。

(iv) 倒椅形:具有相对平坦的部分,然后是单个局部峰值,峰值位于后缘。

[0157] 呼吸不足:呼吸不足最好被看做是流量的减少,但不是流量的中止。在一种形式中,一段时间内当流量在阈值率以下减少时,可以认为发生了呼吸不足。当检测到由呼吸努力减少而导致的呼吸不足时,则可以判断发生了中枢呼吸不足。在成人的一种形式中,下列任何一种情况都可能被视为呼吸不足:

(i) 患者呼吸减少30%至少10秒加上相关的4%去饱和度;或者

(ii) 患者呼吸减少(但低于50%)至少10秒,相关去饱和度至少3%或觉醒反应。

[0158] 呼吸过度:流量增加到高于正常流量的水平。

[0159] 呼吸周期的吸气部分:从吸气流量开始到呼气流量开始之间的时间段被视为呼吸周期的吸气部分。

[0160] 通畅性(气道):气道打开的程度,或气道开放的程度。畅通的气道是开放。气道通畅程度可以量化,例如值为1表示畅通,值为0表示封闭(阻塞)。

[0161] 呼气末正压通气(Positive End-Expiratory Pressure):呼气末期肺部存在的高于大气压的压力。

[0162] 高峰流速(Peak flow rate):呼吸流量波形中吸气部分流量的最大值。

[0163] 呼吸流速、气流速率、患者气流速率、呼吸气流速率(Qr):这些同义词可以被理解为呼吸压力治疗装置的呼吸气流速率的估计值,而不是“真实呼吸流量”或“真实呼吸气流流量”,这是患者经历的实际呼吸流量,通常以每分钟的升数表示。

[0164] 潮气量(Vt):无需额外努力时的正常呼吸期间吸入或呼出的空气量。

[0165] (吸气)时间(Ti):呼吸流量波形中吸气部分的持续时间。

[0166] (呼气)时间(Te):呼吸流量波形的呼气部分的持续时间。

[0167] (总)时间(Ttot):一个呼吸流量波形中吸气部分的开始与下一个呼吸流量波形中吸气部分的开始之间的总持续时间。

[0168] 典型近期通气量:在预定的时间范围内近期通气量趋于集中时的通气量值,也就是对最近通气量的中心趋势的度量。

[0169] 上呼吸道阻塞(Upper airway obstruction):包括部分和全部上呼吸道阻塞。上呼吸道阻塞可能与流量限制状态有关,其中流量水平仅略微增加,或甚至可能随着穿过上呼吸道的压力差的增加而降低(起动电阻行为)。

[0170] 通气(Vent):对患者呼吸系统正在交换的气体总量的测量。通气的测量可能包括单位时间吸气流量或者呼气流量,或二者兼顾。当以每分钟的体积表示时,该量通常被称为“每分通气量”。每分通气量有时仅用体积表示,被理解为每分钟的体积量。

4.4其他备注

[0171] 本专利文件公开内容的一部分包含受版权保护的材料。版权所有者不反对任何人复制专利文献或专利公开内容,因其出现在专利局专利文件或记录中,但在其他方面则保留所有版权。

[0172] 除非上下文另有明确规定,在提供了一个数值范围的条件下,在该范围的上限和下限之间的每个达到下限单位十分之一的中间值,以及任何其他规定的值或该规定范围内的中间值,发明范围内。可以被独立地包括在居间范围内的居间范围的上限和下限,也包含在本发明范围内,受限于所述范围内的任何明确排除的限制。如果规定的范围包括一个或两个限值,则不包括这些限值中的一个或两个的范围也包含在本发明中。

[0173] 此外,如果本文中的一个或多个值是作为本发明的一部分被陈述的,则上述值可以是近似的,除非另有说明,并且上述值可以用于实际技术实施可以允许或需要的任何适合的有效数字。

[0174] 除非另外定义,本文使用的所有技术和科学术语的含义都与本技术所属领域内的普通技术人员通常理解的含义相同。尽管与本文描述的类似或相同的任何方法和材料也都可以用于本发明的实践或测试中,但本文描述的是有限数量的示例性方法和材料。

[0175] 当一种特定的材料被确定用于构建某个组件时,明显的具有相似特性的替代材料

可以用作替代品。此外,除非另有规定,本文所述的所有部件都应是可以被合并或单独制造的。

[0176] 需要注意的是,除非上下文另有明确规定,否则如本文和所附权利要求中所使用的单数形式“一个”、“一种”和“所述”都包括其复数的等同物。

[0177] 本文提及的所有出版物通过引用整体并入本文,用以公开和描述作为此类出版物的主题的方法和/或材料。本文讨论的出版物仅用于在本申请的提交日期之前的内容公开。本文中的任何内容都不应被解释为承认本发明不得凭借以前的发明早于上述出版物。此外,所提供的公布日期可以不同于可能需要单独证实的实际公布日期。

[0178] 术语“包括”和“包含”应被解释为非排他方式的元件、部件或步骤,表示所指元件、部件或步骤可能与其他没有明显指出的元件、部件或步骤一起出现、使用或组合。

[0179] 在详细描述中使用的标题仅供易于读者参考,而不应用来限制贯穿本公开内容或权利要求书中出现的主题。标题不应用于解释权利要求或权利要求限制的范围。

[0180] 尽管对本文中的技术的描述已经参照特定实例,但是此类实例应仅作为本发明的原理和应用的说明。在一些情况下,术语和符号可能蕴含实践该技术所不需要的具体细节。例如,尽管可以使用术语“第一”和“第二”,但是除非另外指明,它们不旨在指示任何顺序,而是可以用来区分不同的元素。此外,尽管方法中的处理步骤可以按照顺序进行描述或说明,但是这种顺序不是必需的。本领域的技术人员应认识到,可以修改这些顺序,以及/或者其中的各方面可以同时或者甚至同步地执行。

[0181] 因此应当理解,可以对说明性实例进行许多修改,并且在不脱离本发明的精神和范围的情况下可以设计出其他布置形式。

[0182] 例如,本发明的描述中重点强调检测睡眠障碍呼吸事件,需要注意的是,相同的原理同样适用于检测所附表格中描述的任何类型的声音,包括咳嗽或其他声音。

[0183] 在另外的例子中,一些修改内容可能包括以下各段中的技术示例:

[0184] 示例1.用于检测睡眠呼吸障碍事件的方法,包括:

处理器接收反映用户睡眠期间声音的输入音频信号;

处理器根据输入音频信号确认至少一个可靠呼吸时段(RRE),该时段至少包含一段与呼吸困难和/或鼾声相关的时段;

处理器基于至少一个已确认的可靠呼吸时段中的数据检测至少一个已确认的可靠呼吸时段中睡眠呼吸障碍事件的存在;和

由处理器输出检测到睡眠呼吸障碍事件的指标。

[0185] 示例2.在示例1的方法中,可靠呼吸时段可以进一步包括与呼吸暂停或呼吸不足相关的时段,并且检测到的睡眠呼吸障碍事件可以是打鼾、呼吸暂停事件、呼吸不足事件和调制呼吸事件中的任何一个。

[0186] 示例3.示例1或示例2中的方法,其中检测到的睡眠呼吸障碍事件是呼吸暂停性鼾声,由一个安静时段及位于其前后的鼾声组成。

[0187] 示例4.示例1-3中的任一方法,进一步包括确定是否存在鼾声。

[0188] 示例5.示例1-4中的任一方法,进一步包括根据检测到的鼾声或可闻呼吸确定呼吸速率。

[0189] 示例6.示例1-5中的任一方法,进一步包括在根据检测到的安静时段之后通过分

析在检测的安静时段后的音频电平、速率和/或频率来分析输入音频信号,以检测恢复呼吸。

[0190] 示例7.示例1-6中的任一方法,进一步包括分析输入音频信号以检测在检测到的安静时段之后的呼吸速率,以确认呼吸暂停事件。

[0191] 示例8.示例1-7中的任一方法,进一步包括对输入音频信号进行过滤来移除一个或多个归因于说话声音、空气处理设备声音、车辆声音、气象声音等背景音的频率分量。

[0192] 示例9.示例1-8中的任一方法,进一步包括利用处理器来调整输入音频信号的增益控制。

[0193] 示例10.示例1-9中的任一方法,进一步包括利用处理器来建立输入音频信号的底噪和底噪阈值。

[0194] 示例11.示例10的方法,其中确定底噪包括:

用处理器识别一个或多个安静频带;和

将底噪阈值设置为对应所识别的安静频带的信号振幅的函数。

[0195] 示例12.示例1-11中的任一方法,其中确定至少一个可靠呼吸时段包括:

基于其与一个或多个呼吸信号类型的对应关系来表征输入音频信号的帧。

[0196] 示例13.示例12的方法,其中一种或多种呼吸信号类型包括呼吸、呼吸暂停性鼾声、非呼吸暂停性鼾声、咳嗽、噪声干扰、安静和未知声音。

[0197] 示例14.示例12的方法,其中确定所述至少一个可靠呼吸时段进一步包括利用处理器来确定每个可靠呼吸时段的呼吸速率。

[0198] 示例15.示例10的方法,其中确定所述至少一个可靠呼吸时段进一步包括利用处理器确定一个可靠呼吸时段具有以下特点:

在预定的呼吸和鼾声二者之一或两者之后开始;

是持续很长一段时间呼吸和鼾声的一部分;

包括至少每两分钟三次的连续呼吸事件和平均每分钟三次的呼吸事件。

[0199] 示例16.用于检测睡眠呼吸障碍事件的装置,该装置包括:

声音传感器,可用于检测靠近传感器的声音;

与所述声音传感器连接的处理器,该处理器被配置为用于执行前述各示例中的任何一个或多个方法。

示例17.能够检索处理器控制指令的非暂时性计算机可读介质,当有处理设备执行上述指令时,该处理设备将会实施示例1-15所述的任意一个检测睡眠呼吸障碍事件的方法。



图1A

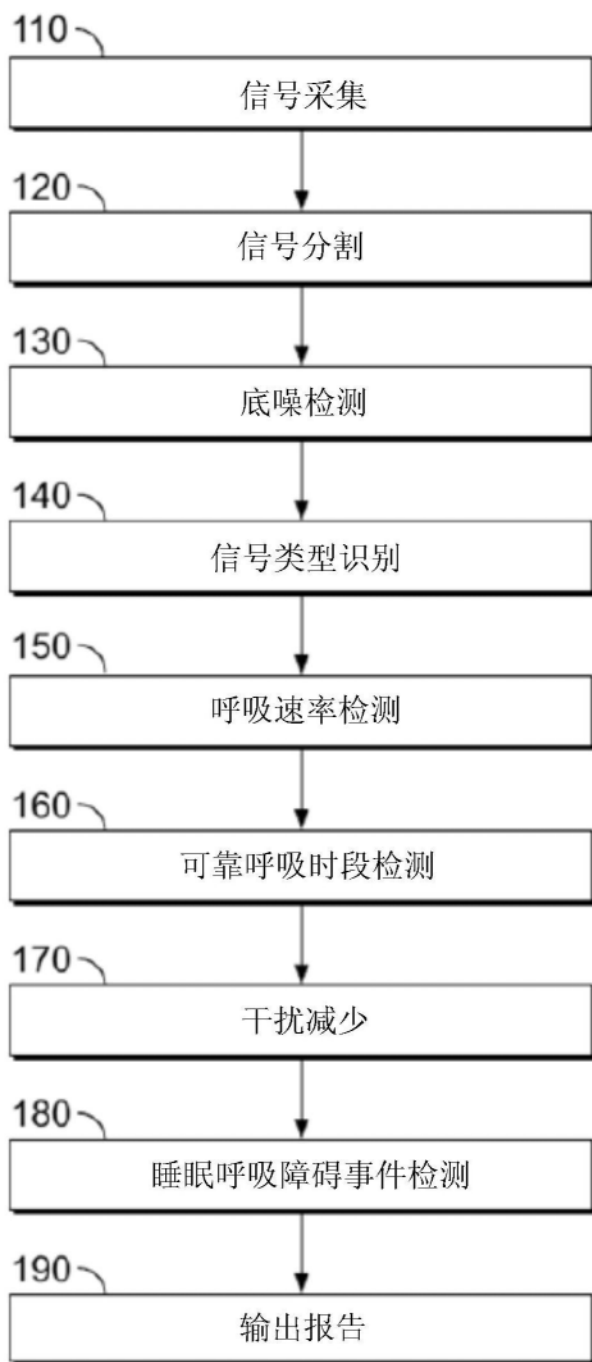


图1B

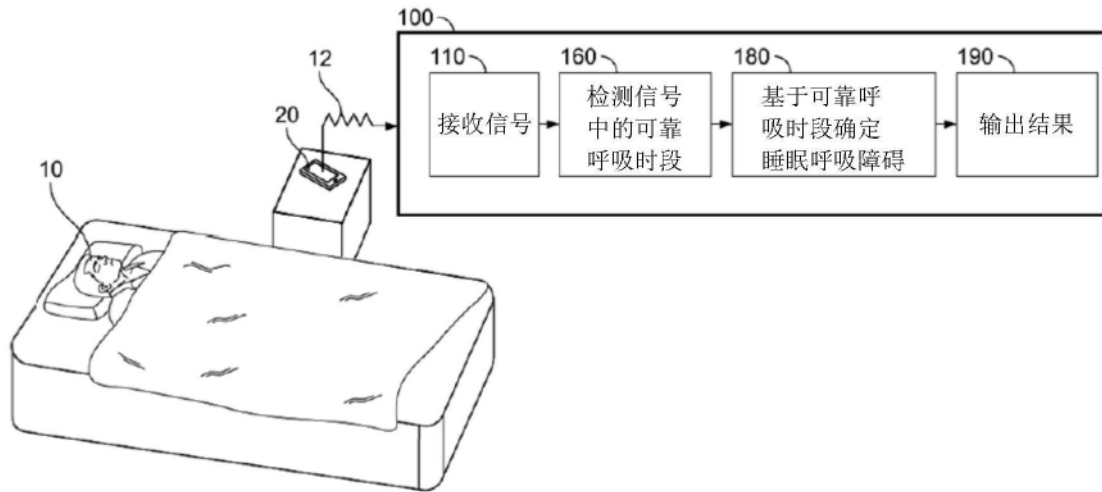


图2A

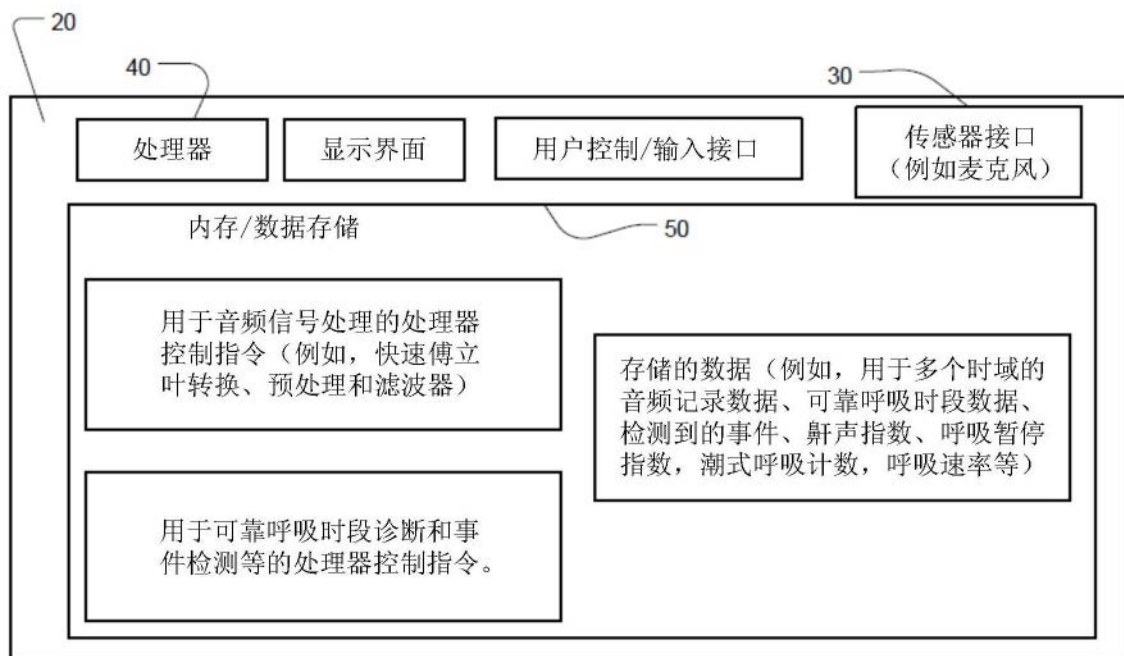


图2B

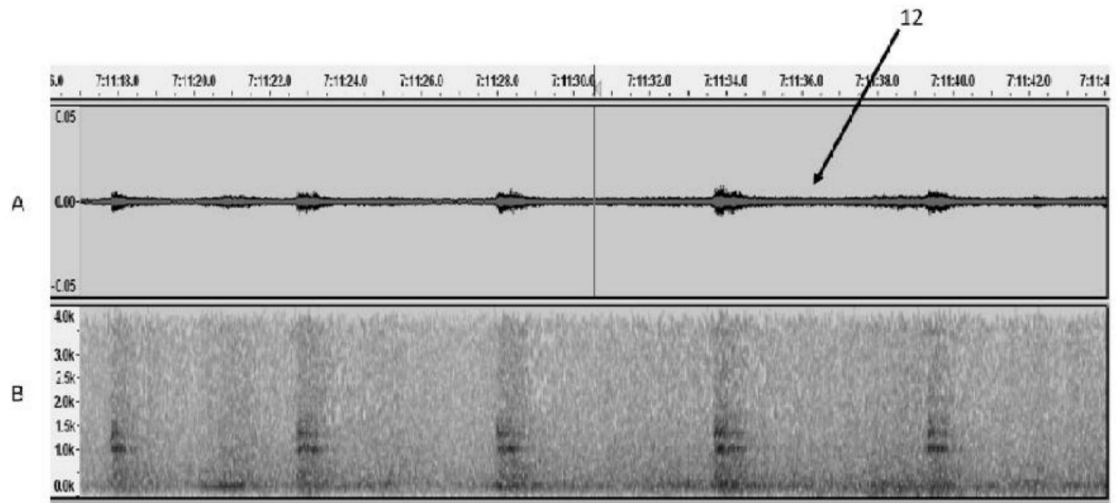


图3

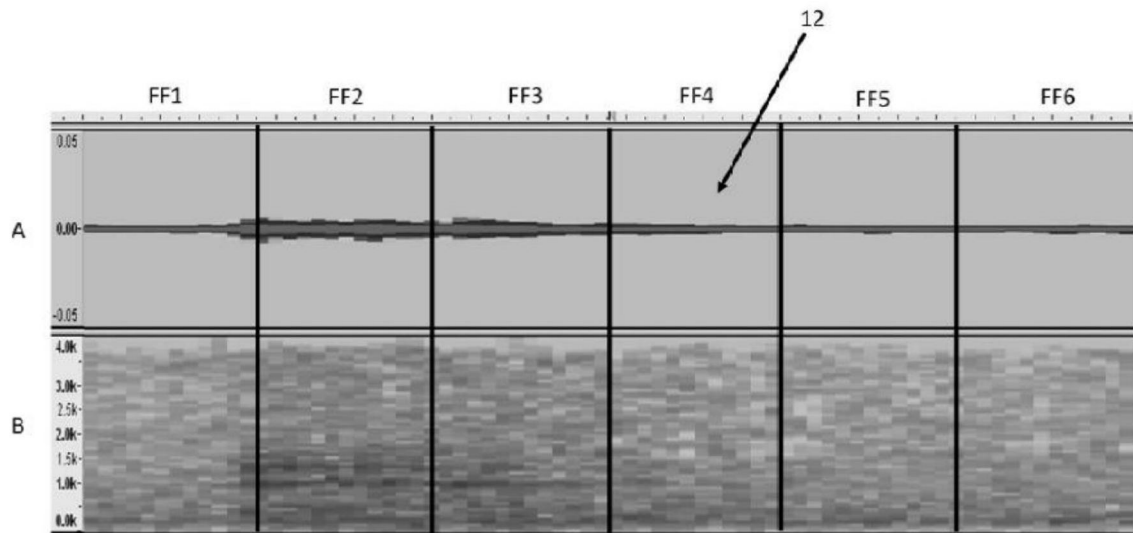


图4

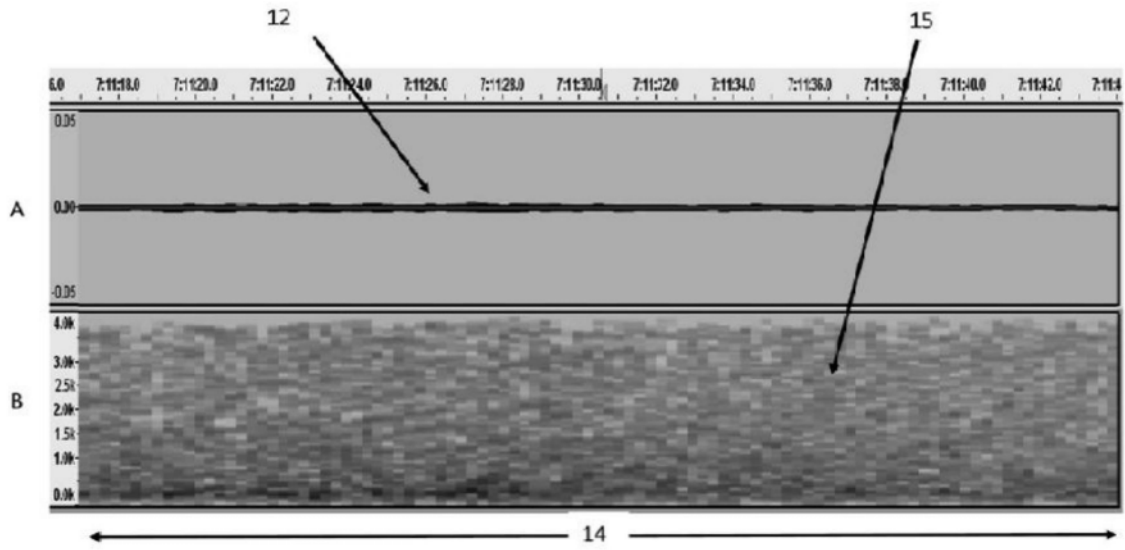


图5

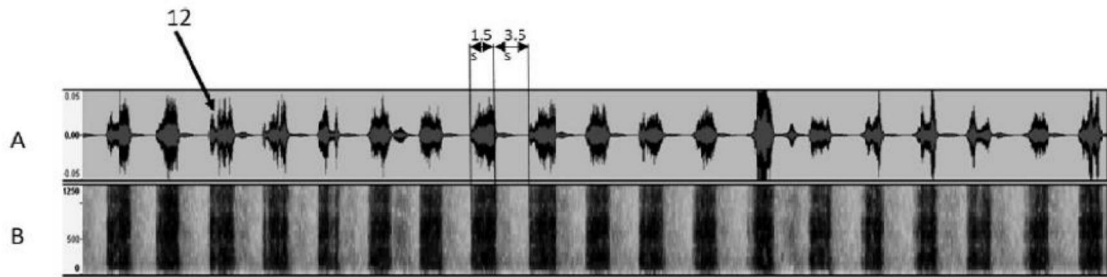


图6A

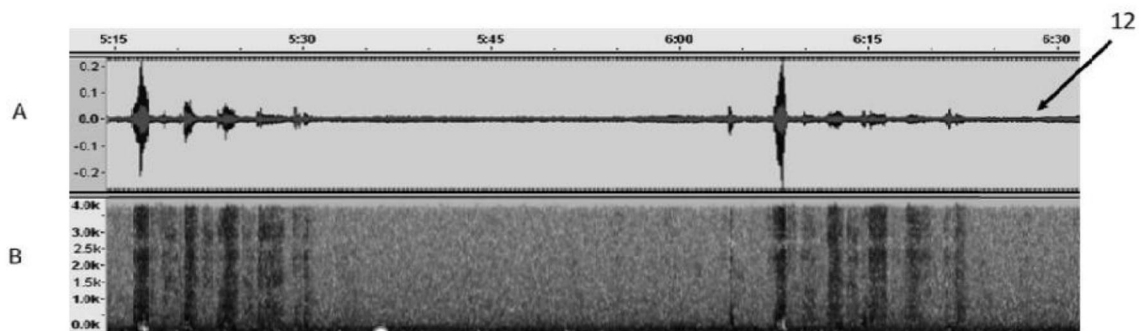


图6B

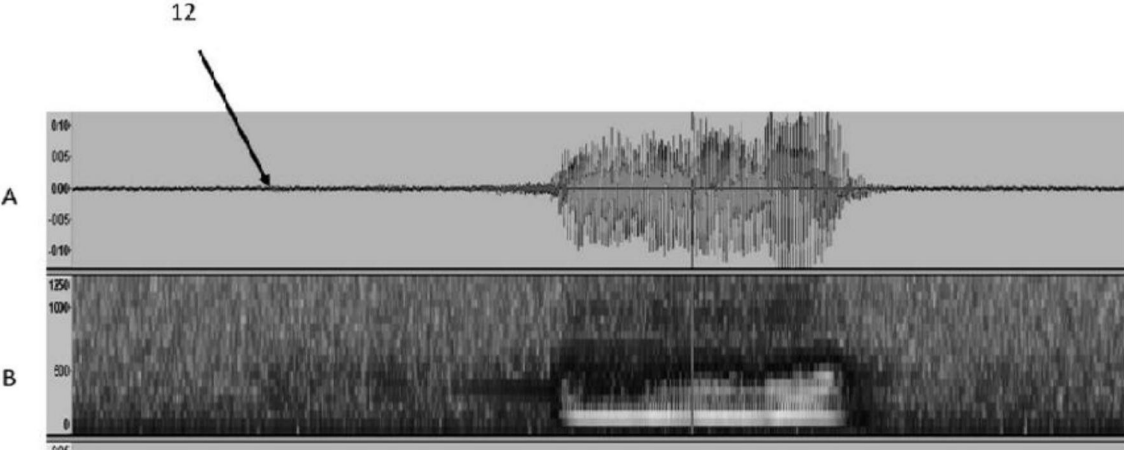


图6C

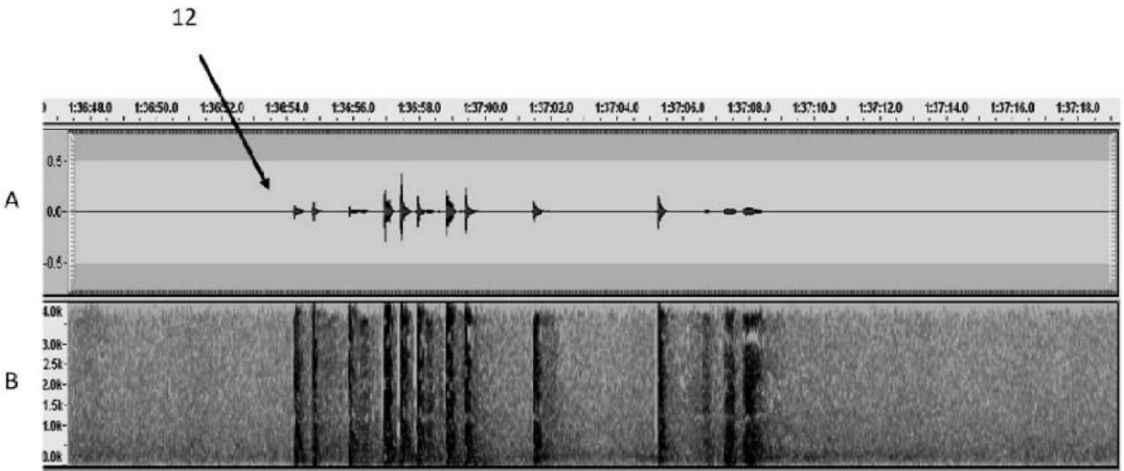


图6D

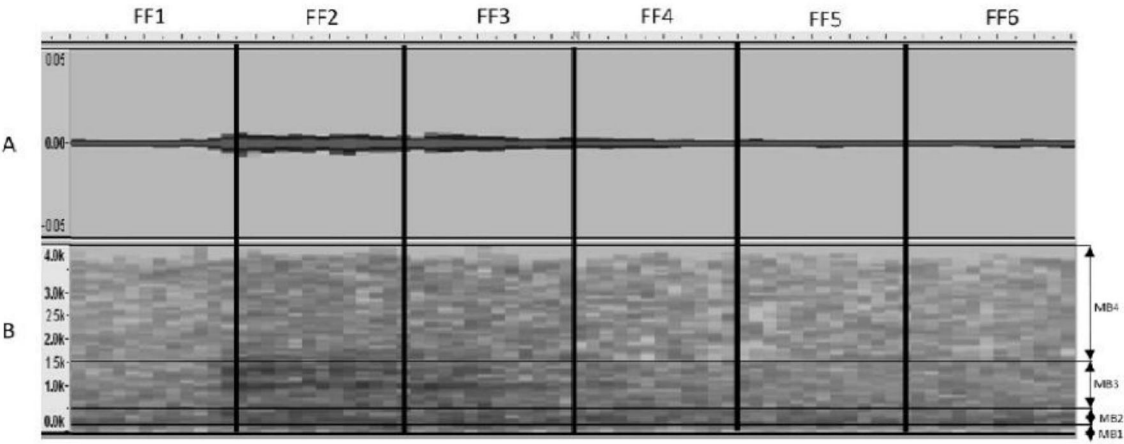


图6E

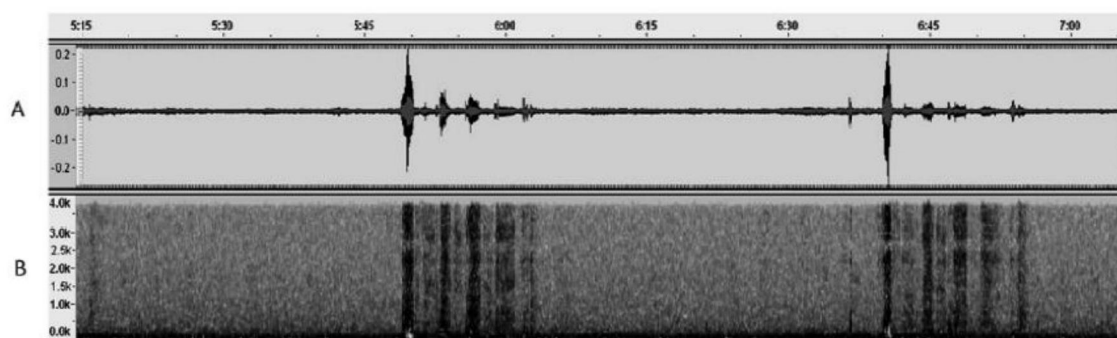


图6F

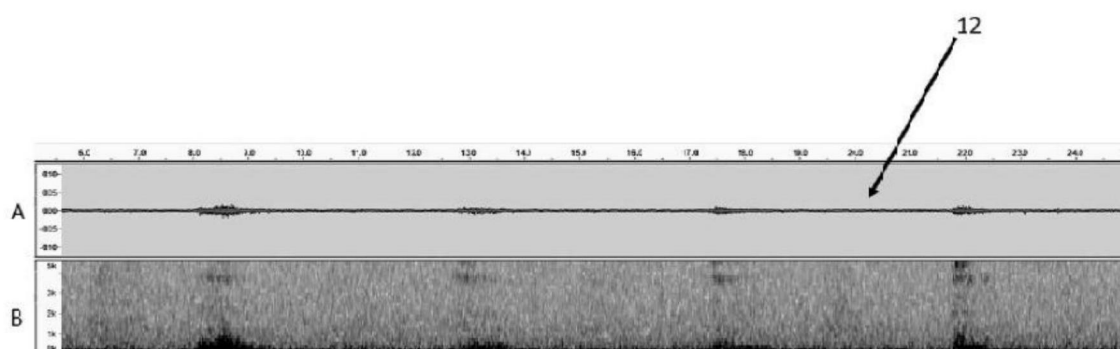


图6G

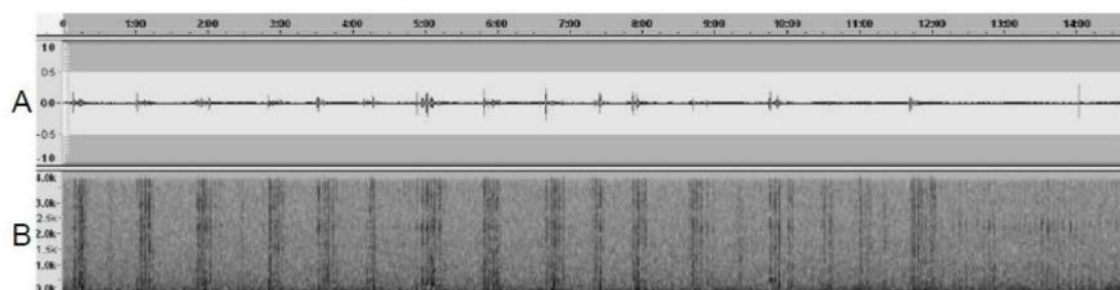


图6H

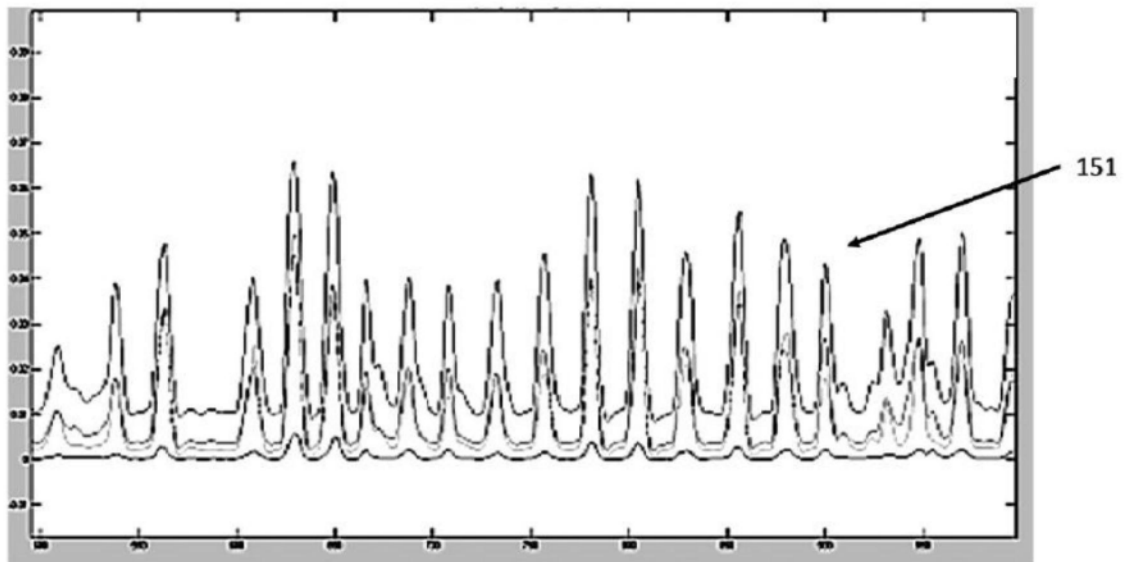


图7A

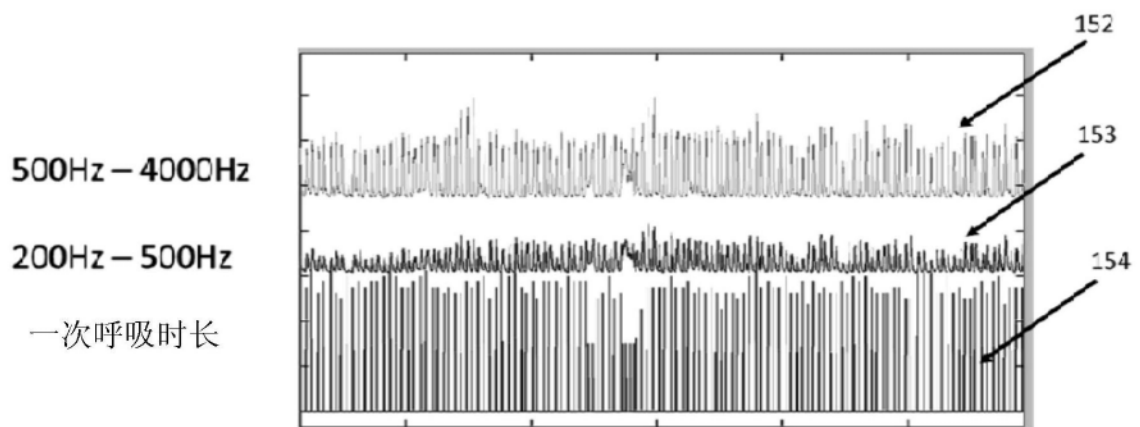


图7B

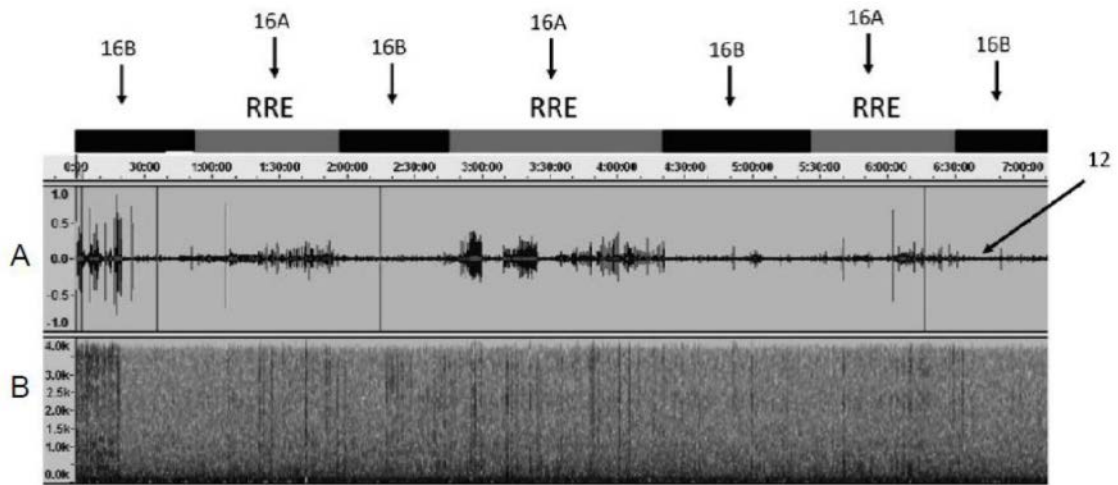


图8A

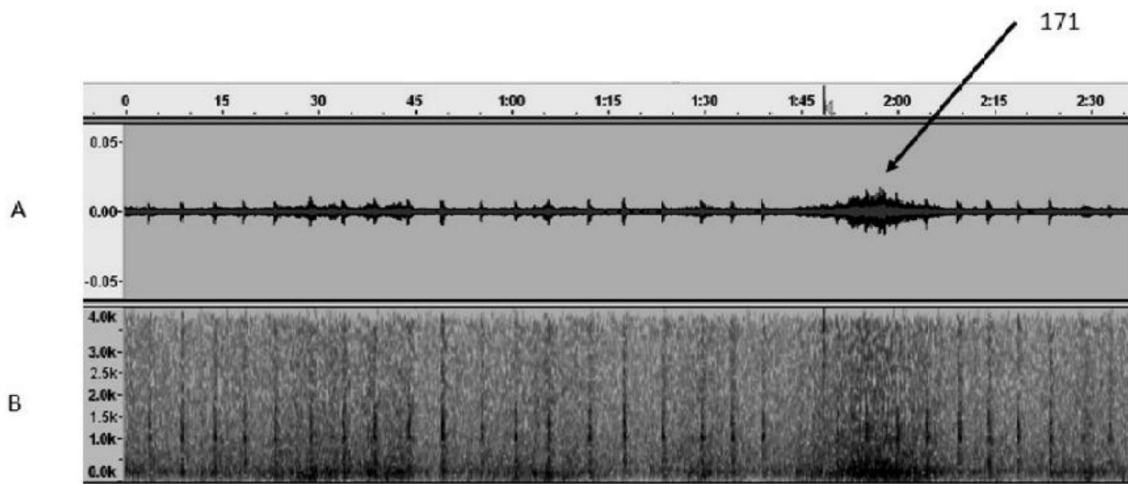


图8B

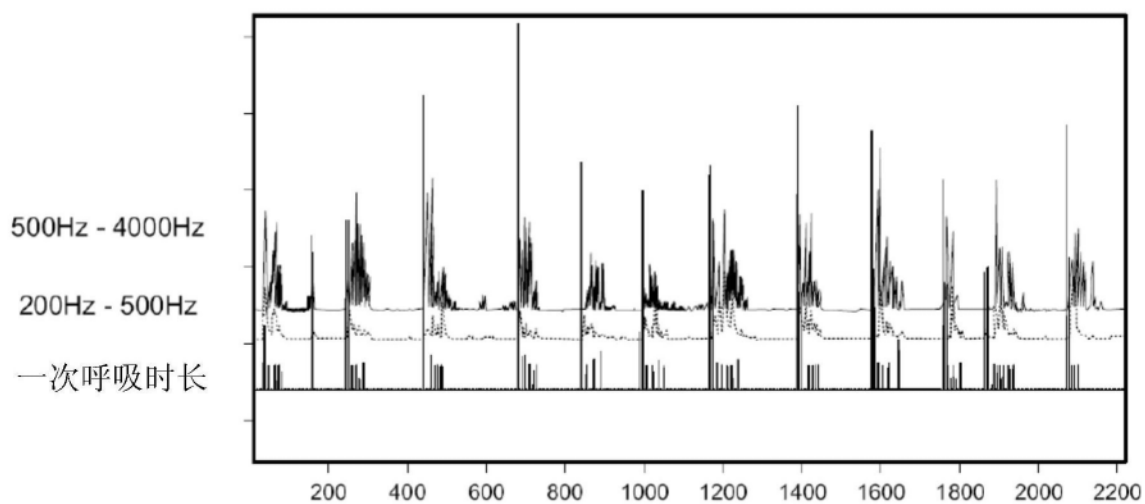


图9A

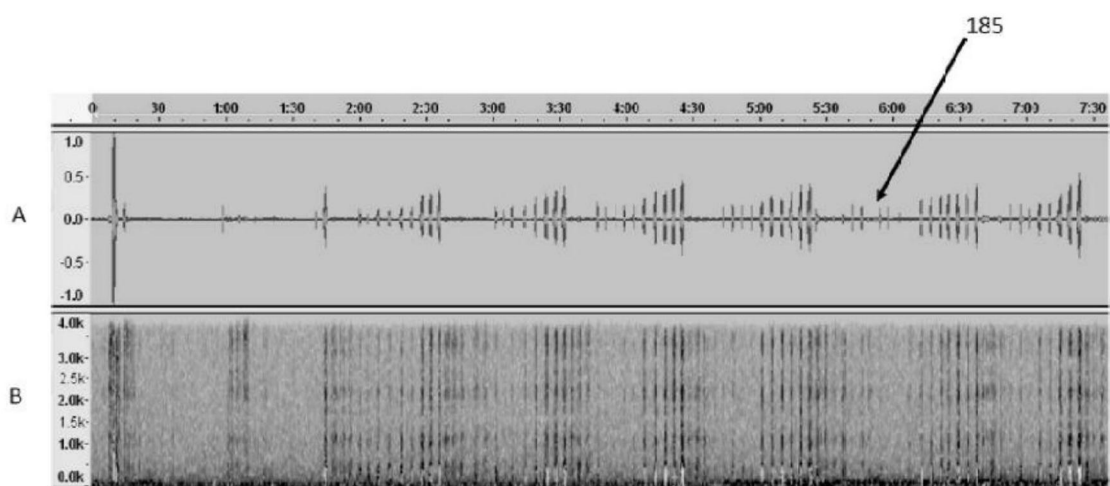


图9B

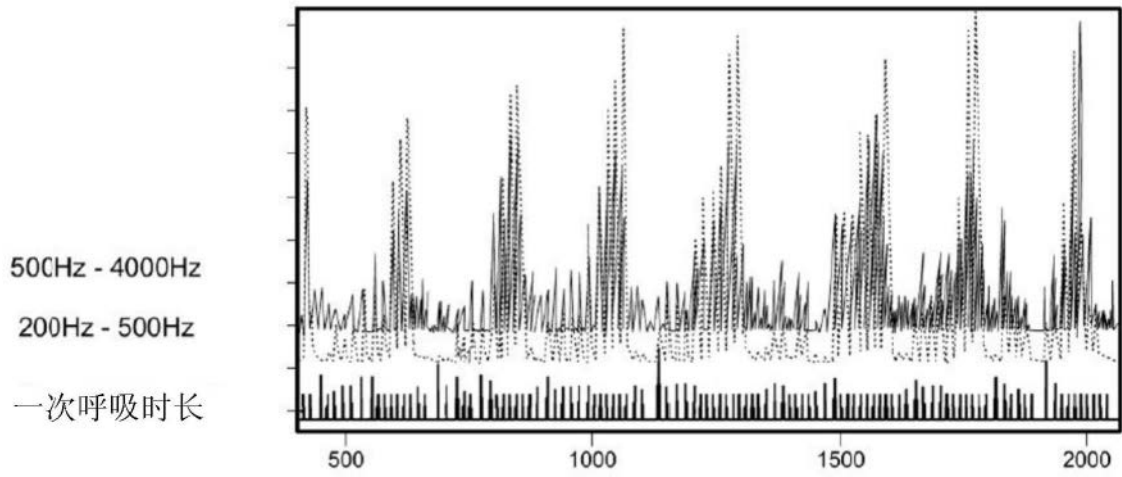


图9C

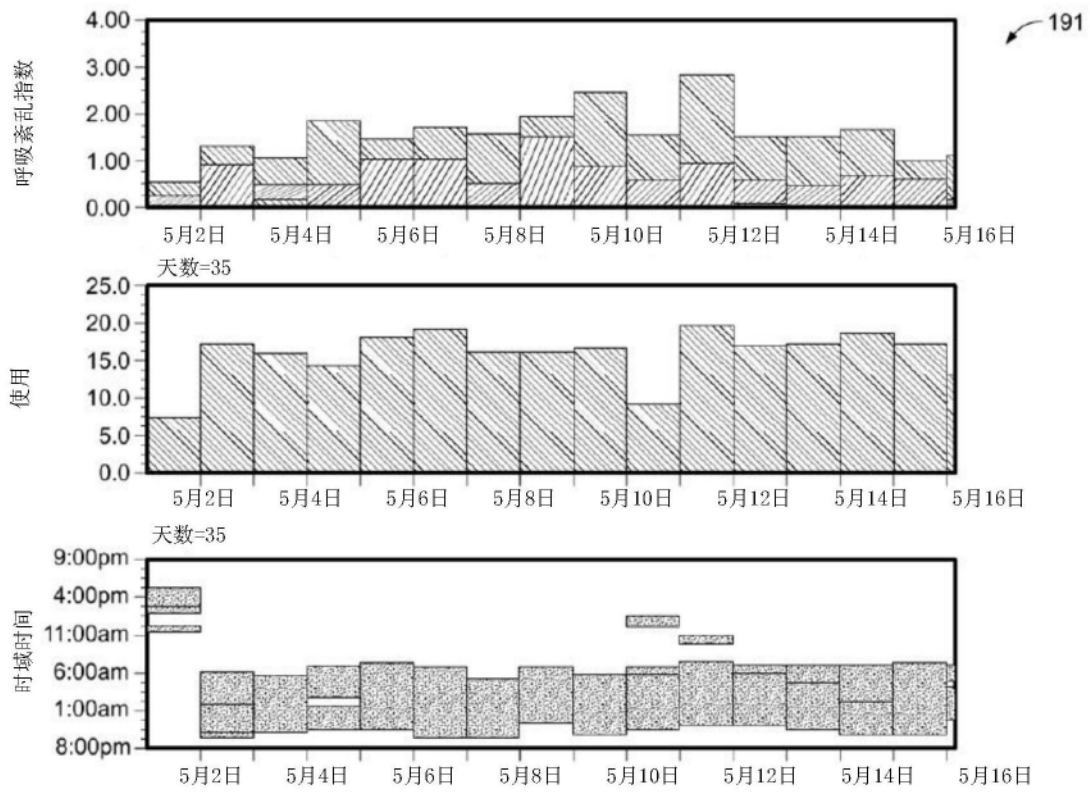


图10