



(10) 授权公告号 CN 113710151 B

(45) 授权公告日 2025. 04. 11

(21) 申请号 201980089577.5

(22) 申请日 2019.11.19

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113710151 A

(43) 申请公布日 2021.11.26

(30) 优先权数据
62/769,272 2018.11.19 US
62/784,491 2018.12.23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.07.19

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/081818 2019.11.19

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/104465 EN 2020.05.28

(73) 专利权人 瑞思迈传感器技术有限公司
地址 爱尔兰都柏林

(72) 发明人 罗克萨娜·蒂隆 格雷姆·里昂
雷德蒙·肖尔代斯
史蒂芬·麦克马洪
阿尔伯托·扎法罗尼
史蒂芬·多德

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限公司 44224
专利代理师 祝玉媛

(51) Int.Cl.
A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/113 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)

(56) 对比文件
WO 2018050913 A1, 2018.03.22
EP 1410759 A1, 2004.04.21

审查员 洪川

权利要求书6页 说明书73页 附图51页

(54) 发明名称
用于检测呼吸障碍的方法和设备

(57) 摘要

方法和设备提供对人的睡眠呼吸障碍状态的监测,例如用于筛查。一个或多个传感器可以配置为用于非接触式有源和/或无源感测。一个或多个处理器(7304,7006)可以从由使用一个或多个传感器进行有源非接触式感测产生的一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸努力信号。一个或多个处理器可以从使用一个或多个传感器进行无源非接触式感测产生的声学音频信号中提取一个或多个能带信号。一个或多个处理器可以评估能带信号和/或呼吸努力信号以生成表示睡眠障碍呼吸调制的强度信号。一个或多个处理器可以对从一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。处理器可以基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度来生成睡眠呼吸障碍指示。一些版本可以评估一个或多个感测信号以生成一个或

多个咳嗽事件和/或咳嗽类型的一个或多个指示。

1. 一种用于监测人的睡眠呼吸障碍状态的一个或多个处理器的方法,所述一个或多个处理器中的所述方法包括:

从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号,所述一个或多个运动信号由有源非接触式感测生成;

从无源信号中提取一个或多个能带信号,所述无源信号由无源非接触式感测生成,所述无源信号表示由声音传感器检测到的声学信息;

评估所述一个或多个能带信号和/或所述一个或多个呼吸信号以生成表示呼吸暂停睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号;以及

对从所述一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类或传输以进行分类,以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括以下中的一项或多项:

(a) 基于所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度生成睡眠呼吸障碍指示;(b) 在显示器上显示和/或转发所述睡眠呼吸障碍指示;以及(c) 在显示器上显示和/或转发所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述分类包括识别出睡眠时段存在睡眠呼吸障碍事件的数量超过阈值的肯定和否定之一,并且其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示所述识别的结果的二进制标志。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括睡眠呼吸障碍的概率,并且其中,当所述概率超过阈值时,所述二进制标志表示所述肯定。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示呼吸暂停事件和呼吸不足事件的总数的估计的呼吸暂停-呼吸不足指数。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括睡眠呼吸障碍的概率,并且所述方法还包括:(a) 基于所述概率生成睡眠阶段调整因子,以及(b) 根据所述睡眠阶段调整因子来调整睡眠阶段时间。

7. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,还包括:基于一个或多个强度信号生成集群标志信号,所述集群标志信号表示识别是否存在SDB调制的时间序列。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,基于所述一个或多个强度信号的值与阈值之间的比较来生成所述集群标志信号。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,当所述一个或多个强度信号的值大于第一强度阈值时,将所述集群标志信号的标志设置为真,并且其中,根据对经滤波信号的值与第二强度阈值相比较的评估来进一步设置所述集群标志信号,所述经滤波信号是通过对所述一个或多个强度信号进行滤波导出的。

10. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中,所述一个或多个特征包括:

(a) 具有SDB集群的一个或多个总睡眠时间比例;

(b) 峰值强度或峰值平均强度;和/或

(c) 从来自所述一个或多个能带信号的多个强度信号导出的多个特征。

11. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,还包括:基于表征检测到的SDB集群存在的生成的集群标志信号来生成睡眠-唤醒校正掩码信号,以及将所述睡眠-唤醒校正掩码信号应用于睡眠分段过程,在所述睡眠分段过程中,根据所述睡眠-唤醒校正掩码信号将唤醒

分类实例校正为睡眠实例。

12. 根据权利要求2至4中任一项所述的方法, 其中, 所述生成的睡眠呼吸障碍指示包括在显示装置上显示的图形风险-o-计量器, 所述图形风险-o-计量器包括指针和刻度。

13. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其中, 所述评估所述一个或多个呼吸信号以生成表示呼吸暂停睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号和对从所述一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类, 包括:

生成包络信号;

对所述包络信号进行归一化; 以及

从所述归一化的包络信号生成频谱特性。

14. 根据权利要求13所述的方法, 其中, 所述频谱特性包括以下中的任一者或两者:

(1) 在睡眠呼吸障碍频率范围内的功率谱密度操作的峰值频率;

(2) 包括以下的比率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率, 和 (b) 功率谱密度操作的谱的总功率与所述峰值频率附近的所述窄带中的功率之间的差。

15. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其中, 所述评估所述一个或多个能带信号以生成表示呼吸暂停睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号和对从所述一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类, 包括:

组合所述一个或多个能带信号中的能带信号;

从所述组合的能带信号生成包络信号;

对来自所述组合的能带信号的所述包络信号进行滤波和归一化; 以及

从经滤波并归一化的包络信号生成频谱特性。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 来自所述经滤波并归一化的包络信号的频谱特性包括:

包括以下的比率的带内量度: (a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率, 和 (b) 功率谱密度操作的谱的总功率与所述峰值频率附近的所述窄带中的功率之间的差。

17. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其中, 所述从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号包括组合多个运动信号, 所述多个运动信号中的每一个是表示来自检测范围的运动的运动信号, 所述检测范围与所述多个运动信号中的其他运动信号的检测范围不同。

18. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其中, 所述从所述无源信号中提取一个或多个能带信号包括:

通过计算所述无源信号的变换将所述无源信号的声音频率分离成带信号;

计算所述带信号的能量值; 以及

计算每个带信号的计算出的能量值的平均值。

19. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其中, (1) 所述有源非接触式感测包括以下中的任一者: (a) 使用麦克风和扬声器的声纳感测; (b) 使用射频发射器和接收器的雷达感测; 以及 (c) 调频连续波 (FMCW) 感测; 以及 (2) 无源非接触式感测包括使用麦克风对呼吸相关声音的声学感测。

20. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法, 其中, 所述一个或多个处理器在处理装置

中,所述处理装置包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

21.根据权利要求1至4中任一项所述的方法,还包括:使用一个或多个处理器基于所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度来控制对呼吸治疗装置的治疗设置的改变。

22.根据权利要求1至4中任一项所述的方法,还包括:在所述一个或多个处理器中,接收所述生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度;以及

(a) 在显示器上显示所述接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度;或(b) 经由数据通信传输将所述接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度传输到本地处理装置。

23.一种处理器可读介质,其上存储有处理器可执行指令,所述处理器可执行指令在由一个或多个处理器执行时使得所述一个或多个处理器监测人的睡眠呼吸障碍状态,所述处理器可执行指令配置为执行如权利要求1至4中任一项所述的方法。

24.一种能够访问如权利要求23所述的处理器可读介质的服务器,其中,所述服务器配置为接收通过网络将所述处理器可读介质的所述处理器可执行指令下载到处理装置的请求。

25.一种处理装置,包括:一个或多个处理器;扬声器,所述扬声器耦接至所述一个或多个处理器;麦克风,所述麦克风耦接至所述一个或多个处理器;以及如权利要求23所述的处理器可读介质。

26.根据权利要求25所述的处理装置,其中,所述处理装置包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

27.一种处理装置,包括:一个或多个处理器;麦克风,所述麦克风耦接至所述一个或多个处理器;射频传感器,所述射频传感器耦接至所述一个或多个处理器;以及如权利要求23所述的处理器可读介质。

28.一种用于能够访问如权利要求23所述的处理器可读介质的服务器的方法,所述方法包括在所述服务器处接收通过网络将所述处理器可读介质的所述处理器可执行指令下载到处理装置的请求;以及响应于所述请求将所述处理器可执行指令传输到所述处理装置。

29.一种用于监测人的睡眠呼吸障碍状态的设备,所述设备包括:

一个或多个处理器,所述一个或多个处理器配置为:

从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号,所述一个或多个运动信号由使用一个或多个传感器进行有源非接触式感测生成;

从无源信号中提取一个或多个能带信号,所述无源信号由使用所述一个或多个传感器进行无源非接触式感测生成,所述无源信号表示由所述一个或多个传感器中的声音传感器检测到的声学信息;

评估所述一个或多个能带信号和/或所述一个或多个呼吸信号以生成表示呼吸暂停睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号;以及

对从所述一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类或传输以进行分类,以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

30.根据权利要求29所述的设备,还包括所述一个或多个传感器,所述一个或多个传感器配置为用于有源非接触式感测和无源非接触式感测。

31. 根据权利要求29所述的设备,其中,所述一个或多个处理器还配置为:

- (a) 基于所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度生成睡眠呼吸障碍指示;
- (b) 在显示器上显示和/或转发所述睡眠呼吸障碍指示;和/或
- (c) 在显示器上显示和/或转发所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

32. 根据权利要求29所述的设备,其中,为了进行分类,所述一个或多个处理器配置为识别出睡眠时段存在睡眠呼吸障碍事件的数量超过阈值的肯定和否定之一,并且其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示所述识别的结果的二进制标志。

33. 根据权利要求32所述的设备,其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括睡眠呼吸障碍的概率,其中,当所述概率超过阈值时,所述二进制标志表示所述肯定。

34. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示呼吸暂停事件和呼吸不足事件的总数的估计的呼吸暂停-呼吸不足指数。

35. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个睡眠呼吸障碍的量度包括睡眠呼吸障碍的概率,并且其中,所述一个或多个处理器还配置为:

- (a) 基于所述概率生成睡眠阶段调整因子;以及
- (b) 根据所述调整因子调整睡眠阶段时间。

36. 根据权利要求31至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个处理器还配置为基于一个或多个强度信号生成集群标志信号,所述集群标志信号表示识别是否存在SDB调制的时间序列。

37. 根据权利要求36所述的设备,其中,基于所述一个或多个强度信号的值与阈值之间的比较来生成所述集群标志信号。

38. 根据权利要求37所述的设备,其中,当所述一个或多个强度信号的值大于第一强度阈值时,将所述集群标志信号的标志设置为真,并且其中,根据对经滤波信号的值与第二强度信号相比较的评估来进一步设置所述集群标志信号,所述经滤波信号是通过对所述一个或多个强度信号进行滤波导出的。

39. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个特征包括:

- (a) 具有SDB集群的一个或多个总睡眠时间比例; (b) 峰值强度或峰值平均强度;和/或
- (c) 从来自所述一个或多个能带信号的多个强度信号导出的多个特征。

40. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个处理器还配置为基于表征检测到的SDB集群存在的生成的集群标志信号来生成睡眠-唤醒校正掩码信号;并且其中,所述一个或多个处理器还配置为将所述睡眠-唤醒校正掩码信号应用于睡眠分段过程,在所述睡眠分段过程中,根据所述睡眠-唤醒校正掩码信号将唤醒分类实例校正为睡眠实例。

41. 根据权利要求31至33中任一项所述的设备,其中,所述生成的睡眠呼吸障碍指示包括在显示装置上显示的图形风险-o- 计量器,所述图形风险-o- 计量器包括指针和刻度。

42. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,为了评估所述一个或多个呼吸信号以生成表示呼吸暂停睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号和对从所述一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类,所述一个或多个处理器配置为:

生成包络信号;

对所述包络信号进行归一化;以及

从所述归一化的包络信号生成频谱特性。

43. 根据权利要求42所述的设备,其中,所述频谱特性包括以下中的任一者或两者:

(1) 在睡眠呼吸障碍频率范围内的功率谱密度操作的峰值频率;

(2) 包括以下的比率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和 (b) 功率谱密度操作的谱的总功率与所述峰值频率附近的所述窄带中的功率之间的差。

44. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,为了评估所述一个或多个能带信号以生成表示呼吸暂停睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号和对从所述一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类,所述一个或多个处理器还配置为:

组合所述一个或多个能带信号中的能带信号;

从所述组合的能带信号生成包络信号;以及

对来自所述组合的能带信号的所述包络信号进行滤波和归一化;以及

从经滤波并归一化的包络信号生成频谱特性。

45. 根据权利要求44所述的设备,其中,来自所述经滤波并归一化的包络信号的频谱特性包括:

包括以下的比率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和 (b) 功率谱密度操作的谱的总功率与所述峰值频率附近的所述窄带中的功率之间的差。

46. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,为了从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸努力信号,所述一个或多个处理器配置为组合多个运动信号,所述多个运动信号中的每一个是表示来自检测范围的运动的运动信号,所述检测范围与所述多个运动信号中的其他运动信号的检测范围不同。

47. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,为了从无源信号中提取所述一个或多个能带信号,所述一个或多个处理器配置为:

通过计算所述无源信号的变换将所述无源信号的声音频率分离成带信号;

计算所述带信号的能量值;以及

计算每个带信号的计算出的能量值的平均值。

48. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中, (1) 所述有源非接触式感测包括以下中的任一者: (a) 声纳感测,其中,所述一个或多个传感器包括麦克风和扬声器的声纳感测; (b) 雷达感测,其中,所述一个或多个传感器包括射频发射器和接收器;以及 (c) 调频连续波 (FMCW) 感测;以及 (2) 所述无源非接触式感测包括对呼吸相关声音的声学感测,其中,所述一个或多个传感器包括麦克风。

49. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个处理器在处理装置中,所述处理装置包括通用计算设备、智能电话、平板计算机、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

50. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个处理器配置为基于所述一个或多个睡眠呼吸障碍量度来控制对呼吸治疗装置的治疗设置的变化。

51. 根据权利要求29至33中任一项所述的设备,其中,所述一个或多个处理器还配置为:

接收所述生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度;以及

(a) 在显示器上显示所述接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度;或(b) 经由数据通信传输将所述接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度传输到本地处理装置。

用于检测呼吸障碍的方法和设备

[0001] 1相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年11月19日提交的美国临时专利申请第62/769,272号和于2019年12月23日提交的美国临时专利申请第62/769,272的权益,其全部内容以引用方式并入本文。

[0003] 2关于联邦资助研究或开发的声明

[0004] 不适用

[0005] 3联合研究发展各方的名称

[0006] 不适用

[0007] 4序列表

[0008] 不适用

[0009] 5背景技术

[0010] 5.1技术领域

[0011] 本技术涉及呼吸障碍例如睡眠呼吸障碍和/或咳嗽的检测、诊断、治疗、预防和改善中的一者或多者。本技术还涉及医疗装置或设备及其用途。特别地,本技术涉及筛查装置或设备及其用途,例如非接触式筛查装置。

[0012] 5.2相关技术描述

[0013] 5.2.1人类呼吸系统及其障碍

[0014] 人体的呼吸系统促进气体交换。鼻和嘴形成患者的气道入口。

[0015] 气道包括一系列分支管,当分支管穿透更深入肺部时,其变得更窄、更短且更多。肺部的主要功能是气体交换,从而允许氧气从空气进入静脉血并排出二氧化碳。气管分成左主支气管和右主支气管,它们最终再分成端部细支气管。支气管构成传导气道,但是并不参与气体交换。气道的进一步分支通向呼吸细支气管,并最终通向肺泡。肺部的肺泡区域为发生气体交换的区域,且称为呼吸区。参见《呼吸系统生理学(Respiratory Physiology)》第9版,作者John B.West,由Lippincott Williams&Wilkins于2011年出版。

[0016] 存在一系列呼吸障碍。某些障碍可以通过特定事件来表征,例如呼吸暂停、呼吸不足和呼吸过度。

[0017] 呼吸障碍的实例包括阻塞性睡眠呼吸中止症(OSA)、潮式呼吸(CSR)、呼吸功能不全、肥胖换气过度综合征(OHS)、慢性阻塞性肺病(COPD)、神经肌肉疾病(NMD)和胸壁障碍。

[0018] 阻塞性睡眠呼吸中止症(OSA)是一种形式的睡眠呼吸障碍(SDB),其特征包括上气道在睡眠期间的闭塞或阻塞的事件。它是由睡眠期间上气道异常狭窄与肌肉张力在舌、软腭及后口咽壁的区域中正常降低相结合所导致的。该病症导致受影响患者停止呼吸,典型地持续30秒至120秒的时间段,有时每晚200次至300次。这常常导致过度日间嗜睡,并可导致心血管疾病和脑损伤。该并发症是一种常见障碍,特别是在中年超重男性中,尽管受影响的人可能没有意识到这个问题。参见美国专利第4,944,310号(Sullivan)。

[0019] 潮式呼吸(CSR)是另一种形式的睡眠呼吸障碍。CSR是患者呼吸控制器的失调,其中存在称为CSR循环的盛衰通气的律动交替周期。CSR的特征在于动脉血的重复性缺氧和复

氧。由于重复性氧不足,所以CSR有可能是有害的。在一些患者中,CSR与从睡眠中重复性觉醒相关,这导致严重的睡眠中断、交感神经活动增加以及后负荷增加。参见美国专利第6,532,959号(Berthon-Jones)。

[0020] 肥胖换气过度综合征(OHS)被定义为严重肥胖与清醒时慢性高碳酸血症相结合,不存在通气不足的其他已知原因。症状包括呼吸困难、晨起头痛和过度日间嗜睡。

[0021] 慢性阻塞性肺病(COPD, Chronic Obstructive Pulmonary Disease)包括具有某些共同特征的一组下气道疾病中的任一种。这些疾病包括空气流动阻力增加、呼吸的呼气阶段延长以及肺的正常弹性丧失。COPD的实例为肺气肿和慢性支气管炎。COPD是由慢性吸烟(主要风险因素)、职业暴露、空气污染和遗传因素所引起的。症状包括:劳力性呼吸困难、慢性咳嗽和产生痰液。COPD是全世界第四大主要死亡原因,超过六十五百万人被归类为中度或重度,影响多达四分之一的四十岁以上成年人(世界卫生组织<http://www.who.int/respiratory/copd/burden/en/>)。

[0022] 神经肌肉疾病(NMD)是一个广泛的术语,其涵盖直接通过内在肌肉病理学或间接通过神经病理学损害肌肉功能的许多疾病和病痛。一些NMD患者的特征在于进行性肌肉损伤,其导致行走能力丧失、乘坐轮椅、吞咽困难、呼吸肌无力,并最终死于呼吸衰竭。神经肌肉障碍可分为快速进行性和慢进行性:(i)快速进行性障碍:特征在于肌肉损伤历经数月恶化,且在几年内导致死亡(例如,青少年中的肌萎缩性侧索硬化(ALS)和杜氏肌肉营养不良症(DMD);(ii)可变或慢进行性障碍:特征在于肌肉损伤历经数年恶化,且仅轻微缩短预期寿命(例如,肢带型、面肩肱型和强直性肌肉营养不良症)。NMD的呼吸衰竭的症状包括:渐增的全身虚弱、吞咽困难、运动中和休息时呼吸困难、疲惫、嗜睡、晨起头痛,以及注意力难以集中和情绪变化。

[0023] 胸壁障碍是一组导致呼吸肌与胸廓之间无效率联接的胸廓畸形。这些障碍通常特征在于限制性缺陷,并且具有长期高碳酸血症性呼吸衰竭的可能。脊柱侧凸和/或脊柱后侧凸可引起严重的呼吸衰竭。呼吸衰竭的症状包括:劳力性呼吸困难、外周水肿、端坐呼吸、反复胸部感染、晨起头痛、疲惫、睡眠质量差以及食欲不振。

[0024] 心力衰竭(HF)是相对常见且严重的临床病症,其特征在于心脏无法跟上身体的氧需求。由于其高患病率和严重程度,心力衰竭的管理是现代保健系统面临的重大挑战。HF是一种慢性病症,其本质上是进行性的。HF的进展的特征通常是在长时间内相对稳定(尽管心血管功能降低),偶尔会出现急性发作。在这些急性发作中,患者经历症状恶化,例如呼吸困难(呼吸困难、胆囊节律、颈静脉压增加和端坐呼吸。这通常伴随着明显的充血(其是流体在肺腔内累积)。这种多余的流体通常导致体重显著增加数千克。然而,在许多情况下,当发生明显充血时,医生帮助患者恢复稳定的选择有限,并且在许多情况下,患者需要住院治疗。在极端情况下,如果没有及时治疗,患者可能会发生急性失代偿性心力衰竭(ADHF)事件,有时称为失代偿。

[0025] 5.2.2治疗

[0026] 各种治疗,例如持续气道正压通气(CPAP)治疗、无创通气(NIV)、有创通气(IV)和高流量治疗(HFT)已经用于治疗上述呼吸障碍中的一种或多种。

[0027] 持续气道正压通气(CPAP)治疗已被用于治疗阻塞性睡眠呼吸中止症(OSA)。作用机制是连续气道正压通气充当气动夹板,并且可以诸如通过向前并远离后口咽壁推挤软腭

和舌来防止上气道闭塞。通过CPAP治疗来治疗OSA可以是自愿的,因此如果患者发现用于提供此类治疗的装置为:不舒适、难以使用、昂贵和不美观中的任一者或多者,则患者可选择
不依从治疗。

[0028] 无创通气(NIV)通过上气道向患者提供通气支持以帮助患者呼吸和/或通过完成呼吸功中的一些或全部来维持身体内适当的氧水平。通气支持经由无创患者接口提供。NIV已被用于治疗CSR以及诸如OHS、COPD、NMD和胸壁障碍等形式的呼吸衰竭。在一些形式中,可以改善这些治疗的舒适性和有效性。

[0029] 有创通气(IV)为不能够自己有效呼吸的患者提供通气支持,并且可以使用气切管提供。在一些形式中,可以改善这些治疗的舒适性和有效性。

[0030] 5.2.3治疗系统

[0031] 上述治疗可由治疗系统或装置提供。系统和装置还可以用于诊断病症而不对而不治疗它。

[0032] 治疗系统,例如呼吸治疗装置,可以包括呼吸压力治疗装置(RPT装置)、空气回路、湿化器、患者接口和数据管理。

[0033] 5.2.3.1患者接口

[0034] 患者接口可用于将呼吸设备接合到其使用者,例如通过提供空气流。空气流可以经由面罩提供到使用者的鼻和/或嘴里、经由管提供到嘴里或经由气切管提供到患者的气管中。根据待施加的治疗,患者接口可与例如患者的面部区域形成密封,从而促使气体以与环境压力有足够差异的压力(例如,约10cmH₂O的正压)进行输送,以实现治疗。对于其他形式的治疗,例如氧气输送,患者接口可以不包括足以促使将约10cmH₂O的正压下的气体供给输送至气道的密封。

[0035] 5.2.3.2RPT装置

[0036] 空气压力发生器在一系列应用中是已知的,例如工业规模的通气系统。然而,医用的空气压力发生器具有未被更普遍的空气压力发生器满足的特定要求,例如医疗装置的可靠性、尺寸和重量要求。此外,即使被设计用于医疗的装置也可具有关于以下一个或多个的缺点:舒适性、噪声、易用性、功效、尺寸、重量、可制造性、成本和可靠性。

[0037] 5.2.3.3湿化器

[0038] 输送没有加湿的空气流可能导致气道干燥。使用具有RPT装置和患者接口的湿化器产生加湿气体,使鼻黏膜的干燥最小化并提高患者气道舒适度。此外,在较冷的气候中,通常施加到患者接口中和患者接口周围的面部区域的暖空气比冷空气更舒适。

[0039] 5.2.4诊断和监测系统

[0040] 诊断是根据病症的体征和症状来鉴定病症。诊断趋于一次性过程,而监测症状的进展可以无限期地持续。一些诊断系统仅适用于诊断,而一些也可用于监测。筛查通常涉及诊断过程,例如随时间监测体征和系统,其可以相对于诊断的特定状况进行评估。

[0041] 感兴趣的是能够检测SDB和其他睡眠障碍。可以认为睡眠呼吸障碍是睡眠期间的异常呼吸,例如呼吸停止或“睡眠窒息”。最普遍的是阻塞性睡眠呼吸中止症,尽管不断努力,上气道还是会塌缩。其他类型包括中枢性睡眠呼吸暂停伴缺乏呼吸和缺乏努力,以及混合型呼吸中止。作为与睡眠相关的病症,筛查诊断或甚至监测可能是一项困难的任務。睡眠呼吸暂停超过80%未确诊(Peppard PE等.Am J Epidemiol 2013;Young T等.Sleep

1997)。例如,对于每4个睡眠呼吸暂停的人,还有22人不知道他们具有该病症。因此,用于筛查睡眠呼吸障碍或睡眠呼吸暂停以检测病症的简单、容易获得的手段可具有显著的社会效益。

[0042] 多导睡眠图 (PSG) 是用于监测患者的常规系统。PSG通常涉及在人身上放置15至20个接触传感器以记录各种身体信号,例如脑电图 (EEG)、心电图 (ECG)、眼电图 (EOG) 等。如此众多的接触式传感器和引线容易出现故障、成本高昂且可达性有限,从而使得PSG对于检测睡眠相关病症来说是一种不合需要的方法。

[0043] S+ (读作ess-plus) (ResMed Sensor Technologies Ltd, Dublin, Ireland) 是一种非接触式床边监测器,适用于长期监测诸如HF和COPD等慢性疾病。S+包含在5.8GHz或10.5GHz的免许可频带中以超低功率 (低于1mW) 工作的生物运动收发器传感器。S+能够测量0.3至1.5米距离范围内的身体移动;在床上有两个人情况下,复杂的传感器设计和智能信号处理相结合使得S+能够只测量距离传感器最近的人的移动。S+适用于SDB的长期监测,因为它不突兀,并且不存在明显的依从性问题。然而,处理原始S+信号以获得对SDB筛查、监测或诊断有用的信息是一项困难且复杂的任务。

[0044] 6发明内容

[0045] 本技术旨在提供用于诊断、监测、改善、治疗或预防呼吸障碍例如睡眠呼吸障碍和/或咳嗽的医疗装置,其具有改善的舒适性、成本、功效、易用性和可制造性中的一者或多者。

[0046] 本技术的一个方面涉及用于筛查、诊断或监测睡眠呼吸障碍 (包括例如不同类型的呼吸暂停、呼吸不足、流量限制、打鼾) 和/或咳嗽的设备。

[0047] 本技术的另一方面涉及使用非接触式传感器用于筛查、诊断或监测睡眠呼吸障碍和/或咳嗽的方法。

[0048] 本技术的一些版本可以包括用于监测人的睡眠呼吸障碍状态的一个或多个处理器的方法。该一个或多个处理器中的方法可以包括从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号,所述一个或多个运动信号由有源非接触式感测生成;该一个或多个处理器中的方法可以包括从无源信号中提取一个或多个能带信号,无源信号由无源非接触式感测生成。无源信号可以表示由声音传感器检测到的声学信息。该一个或多个处理器中的方法可以包括评估一个或多个能量带信号和/或一个或多个呼吸信号以产生表示睡眠障碍呼吸调制的强度的一个或多个强度信号。该一个或多个处理器中的方法可以包括对从一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类,以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。对特征进行分类和生成睡眠呼吸障碍量度中的任一者可以由一个或多个远程处理装置或服务器远程地生成或处理。因此,在一些实施例,该方法可以包括向远程装置或服务器传输用于分类的数据或用于生成睡眠障碍呼量度的已分类特征。

[0049] 在一些版本中,该一个或多个处理器中的方法可以包括基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度生成睡眠呼吸障碍指示。该一个或多个处理器中的方法可以包括在显示器上显示或控制显示和/或转发睡眠呼吸障碍指示。该一个或多个处理器中的方法可以包括在显示器上显示或控制显示和/或转发一个或多个睡眠呼吸障碍量度。一个或多个呼吸信号可以包括呼吸努力信号。一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以包括睡眠呼吸障碍的概率。分类可以包括识别出睡眠时段存在睡眠呼吸障碍事件的数量超过阈值的肯定和否定之一,并且其

中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以包括表示识别的结果的二进制标志。当概率超过阈值时,二进制标志可以表示肯定。睡眠呼吸障碍事件可以包括呼吸暂停事件和呼吸不足事件中的至少一者。一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以包括表示呼吸暂停事件和呼吸不足事件的总数的估计的呼吸暂停-呼吸不足指数。

[0050] 在一些版本中,该一个或多个处理器中的方法可以包括基于概率生成睡眠阶段调整因子。该一个或多个处理器中的方法可以包括根据调整因子调整睡眠阶段时间。该一个或多个处理器中的方法可以包括基于一个或多个强度信号生成集群标志信号。集群标志信号可以表示识别是否存在SDB调制的时间序列。可以基于一个或多个强度信号的值与阈值之间的比较来生成集群标志信号。当一个或多个强度信号的值大于第一强度阈值时,可以将集群标志信号的标志设置为真。可以根据对经滤波信号的值与第二强度阈值相比较的评估来进一步设置集群标志信号。经滤波信号可以是通过对一个或多个强度信号进行滤波导出的。一个或多个特征可以包括具有SDB集群的一个或多个总睡眠时间比例。一个或多个特征可以包括峰值强度或峰值平均强度。

[0051] 在一些版本中,该一个或多个处理器中的方法可以包括基于表征检测到的SDB集群存在的生成的集群标志信号来生成睡眠-唤醒校正掩码信号。该一个或多个处理器中的方法可以包括将睡眠-唤醒校正掩码信号应用于睡眠分段过程,在睡眠分段过程中,根据睡眠-唤醒校正掩码信号将唤醒分类实例校正为睡眠实例。生成的睡眠呼吸障碍指示可以包括在显示装置上显示的图形风险-o-计量器,图形风险-o-计量器包括指针和刻度。可以使用睡眠呼吸障碍危险的离散范围的指示来表示刻度。评估一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,包括以下中的任一者、多者或全部:(a)生成包络信号;(b)对包络信号进行归一化;以及(c)从归一化的包络信号生成频谱特性。频谱特性可以包括在睡眠呼吸障碍频率范围内的功率谱密度操作的峰值频率。频谱特性可以包括可以包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率或峰值频率附近的窄带中的功率,和(b)来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。频谱特性可以包括可以包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和(b)功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。带内度量可以是来自I信道运动信号和Q信道运动信号的带内度量值导出的平均度量。

[0052] 在一些版本中,评估一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,包括以下中的任一者、多者或全部:(a)组合一个或多个能带信号;(b)从组合的能带信号生成包络信号;(c)对来自组合的能带信号的包络信号进行滤波和归一化;以及(d)从经滤波并归一化的包络信号生成频谱特性。来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性可以包括包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率,和(b)来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性可以包括包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和(b)功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。

[0053] 在一些版本中,从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号可以包括组合多个运动信号。多个运动信号中的每一个可以是表示来自检测范围的运动的运动信号,该检测范围与多个运动信号中的其他运动信号的检测范围不同。组合可以包括针对多个运动

信号中的每一个根据来自功率谱密度的呼吸频率来计算权重,并且确定多个运动信号的绝对值的加权平均值。从无源信号中提取一个或多个能带信号可以包括以下中的任一者、多者或全部:(a)通过计算无源信号的变换将无源信号的声音频率分离成带信号;(b)计算带信号的能量值;以及(c)计算每个带信号的计算出的能量值的平均值。

[0054] 在一些版中,有源非接触式感测可以包括使用麦克风和扬声器的声纳感测。有源非接触式感测可以包括使用射频发射器和接收器的雷达感测。有源非接触式感测可以包括调频连续波(FMCW)感测。无源非接触式感测可以包括使用麦克风对呼吸相关声音的声学感测。该一个或多个处理器中的方法可以包括对由麦克风生成的声音信号进行预处理以产生无源信号。预处理包括以下中的一者、多者或全部:(a)使用无限冲激响应滤波器进行滤波;(b)去除基线,包括减去滑动窗口上的最小值;(c)去除伪影,采用百分位限;(d)用滑动窗口上的标准偏差进行归一化;以及(e)积分和高通滤波。该一个或多个处理器中的方法可以包括对经预处理的声音信号进行自相关处理。该一个或多个处理器中的方法可以包括检测自相关、经预处理的声音信号的预定义呼吸范围的峰值。该一个或多个处理器中的方法可以包括根据多个信号的峰值来确定呼吸率估计。多个信号中的每一个信号可以是离散频带的声音信号并且通过预处理和自相关来处理。一个或多个特征可以是来自一个或多个能带信号和一个或多个呼吸信号的多个强度信号导出的多个特征,并且生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以通过对多个特征进行分类生成的。

[0055] 在一些版本中,一个或多个处理器可以在处理装置中,处理装置可以包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。该一个或多个处理器中的方法可以包括使用一个或多个处理器基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度来控制对呼吸治疗装置的治疗设置的改变。

[0056] 在其中至少一些处理是在一个或多个远程装置上执行的一些版本中,该方法还可以包括,在一个或多个处理器中,从远程装置接收回生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度。该方法还可以包括(a)在显示器上显示接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度;或(b)经由数据通信传输将接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度传输到本地处理/显示装置。

[0057] 本技术的一些版本可以包括一种处理器可读介质,其上存储有处理器可执行指令,处理器可执行指令在由一个或多个处理器执行时使得一个或多个处理器监测人的睡眠呼吸障碍状态,处理器可执行指令配置为执行如本文所述方法中任一种的方法。

[0058] 本技术的一些版本可以包括一种能够访问如权利要求所述的处理器可读介质的服务器,其中,该服务器可以配置为接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求。

[0059] 本技术的一些版本可以包括一种处理装置,包括:一个或多个处理器;扬声器,扬声器耦接至一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;以及如本文所述的处理器可读介质。处理装置可以包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

[0060] 本技术的一些版本可以包括一种处理装置,包括一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;射频传感器,射频传感器耦接至一个或多个处理器;以及如本文所述的处理器可读介质。

[0061] 本技术的一些版本可以包括一种用于能够访问如本文所述的处理器可读介质的

服务器的方法。该方法可以包括在服务器处接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求。该方法可以包括响应于请求将处理器可执行指令传输到处理装置。

[0062] 本技术的一些版本可以包括用于监测人的睡眠呼吸障碍状态的设备。该设备可以包括一个或多个处理器。一个或多个处理器可以配置为从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号,一个或多个运动信号由使用一个或多个传感器进行有源非接触式感测生成。一个或多个处理器可以配置为从无源信号中提取一个或多个能带信号,无源信号由使用一个或多个传感器进行无源非接触式感测生成。无源信号可以表示由一个或多个传感器中的声音传感器检测到的声学信息。一个或多个处理器可以配置为评估一个或多个能带信号和/或一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号。一个或多个处理器可以配置为对从一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类或传输以进行分类,以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。一个或多个处理器还可以配置为基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度生成睡眠呼吸障碍指示。

[0063] 在一些版本中,该设备可以包括一个或多个传感器,一个或多个传感器配置为用于有源非接触式感测和无源非接触式感测。可替代地,该设备可以设置成与已经定位在该设备的周围环境中的外部传感器(例如智能扬声器等)进行通信并且利用来自外部传感器的数据。一个或多个处理器可以与一个或多个传感器通信耦接。一个或多个传感器可以配置为用于有源非接触式感测和无源非接触式感测。一个或多个处理器还可以配置为在显示器上显示和/或转发睡眠呼吸障碍指示。一个或多个处理器还可以配置为在显示器上显示和/或转发一个或多个睡眠呼吸障碍量度。一个或多个呼吸信号可以包括呼吸努力信号。一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以包括睡眠呼吸障碍的概率。分类可以包括识别出睡眠时段存在睡眠呼吸障碍事件的数量超过阈值的肯定和否定之一。一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以包括表示识别的结果的二进制标志。当概率超过阈值时,二进制标志可以表示肯定。睡眠呼吸障碍事件可以包括呼吸暂停事件和呼吸不足事件中的至少一者。一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以包括表示呼吸暂停事件和呼吸不足事件的总数的估计的呼吸暂停-呼吸不足指数。一个或多个处理器还可以配置为基于概率生成睡眠阶段调整因子。一个或多个处理器还可以配置为根据调整因子调整睡眠阶段时间。一个或多个处理器还可以配置为基于一个或多个强度信号生成集群标志信号。集群标志信号可以表示识别是否存在SDB调制的时间序列。可以基于一个或多个强度信号的值与阈值之间的比较来生成集群标志信号。当一个或多个强度信号的值大于第一强度阈值时,可以将集群标志信号的标志设置为真。可以根据对经滤波信号的值与第二强度信号相比较的评估来进一步设置集群标志信号。经滤波信号可以是通过对一个或多个强度信号进行滤波导出的。一个或多个特征可以包括具有SDB集群的一个或多个总睡眠时间比例。一个或多个特征可以包括峰值强度或峰值平均强度。

[0064] 在一些版本中,一个或多个处理器还可以配置为基于表征检测到的SDB集群存在的生成的集群标志信号来生成睡眠-唤醒校正掩码信号。一个或多个处理器还可以配置为将睡眠-唤醒校正掩码信号应用于睡眠分段过程,在睡眠分段过程中,根据睡眠-唤醒校正掩码信号将唤醒分类实例校正为睡眠实例。生成的睡眠呼吸障碍指示可以包括在显示装置上显示的图形风险-o-计量器。图形风险-o-计量器可以包括指针和刻度。可以使用睡眠呼

吸障碍危险的离散范围的指示来表示刻度。为了评估一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,一个或多个处理器配置为或控制以下的任一者、多者或全部:(a)生成包络信号;(b)对包络信号进行归一化;以及(c)从归一化的包络信号生成频谱特性。频谱特性可以包括在睡眠呼吸障碍频率范围内的功率谱密度操作的峰值频率。频谱特性可以包括可以包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率,和(b)来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。频谱特性可以包括可以包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和(b)功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。带内度量可以是来自I信道运动信号和Q信道运动信号的带内度量值导出的平均度量。

[0065] 在一些版本中,为了评估一个或多个能带信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,一个或多个处理器可以配置为、控制或执行以下的任一者、多者或全部:(a)组合一个或多个能带信号;(b)从组合的能带信号生成包络信号;(c)对来自组合的能带信号的包络信号进行滤波和归一化;以及(d)从经滤波并归一化的包络信号生成频谱特性。来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性可以包括包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率,和(b)来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性可以包括包括以下的比率的带内度量:(a)功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和(b)功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。

[0066] 在一些版本中,为了从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸努力信号,一个或多个处理器可以配置为组合多个运动信号,多个运动信号中的每一个运动信号是表示来自检测范围的运动的运动信号,该检测范围与多个运动信号中的其他运动信号的检测范围不同。为了组合多个运动信号,一个或多个处理器可以配置为针对多个运动信号中的每一个根据来自功率谱密度的呼吸频率来计算权重,并且确定多个运动信号的绝对值的加权平均值。为了从无源信号中提取一个或多个能带信号,一个或多个处理器配置为控制或执行以下中的任一者、多者或全部:(a)通过计算无源信号的变换将无源信号的声音频率分离成带信号;(b)计算带信号的能量值;以及(c)计算每个带信号的计算出的能量值的平均值。

[0067] 在该设备的一些版本中,有源非接触式感测可以包括声纳感测,其中,一个或多个传感器可以包括麦克风和扬声器。有源非接触式感测可以包括雷达感测,其中,一个或多个传感器可以包括射频发射器和接收器。有源非接触式感测可以包括调频连续波(FMCW)感测。无源非接触式感测可以包括对呼吸相关声音的声学感测,其中,一个或多个传感器可以包括麦克风。一个或多个处理器可以配置为对由麦克风生成的声音信号进行预处理以产生无源信号。预处理可以包括以下中的任一者、多者或全部:使用无限冲激响应滤波器进行滤波;去除基线,包括减去滑动窗口上的最小值;去除伪影,采用百分位限;用滑动窗口上的标准偏差进行归一化;以及积分和高通滤波。一个或多个处理器可以配置为对经预处理的的声音信号进行自相关处理。一个或多个处理器可以配置为检测自相关、经预处理的的声音信号的预定义呼吸范围的峰值。一个或多个处理器可以配置为根据多个信号的峰值来确定呼吸率估计,多个信号中的每一个是离散频带的声音信号并且通过预处理和自相关来处理。一个或多个特征可以是来自一个或多个能带信号和一个或多个努力呼吸信号的多个强度信号导出的多个特征,并且生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度可以通过对多个特征进

行分类生成的。一个或多个处理器可以在处理装置中,处理装置包括通用计算设备、智能电话、平板计算机、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。一个或多个处理器可以配置为基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度来控制对呼吸治疗装置的治疗设置的改变。该设备可以包括如本文所述的处理器可读介质。

[0068] 在该设备的一些版本中,一个或多个处理器还可以配置为接收生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度,其已经通过由一个或多个外部装置进行处理而导出。一个或多个处理器还可以配置为(a)在显示器上显示接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度;或(b)经由数据通信传输将接收的一个或多个睡眠呼吸障碍量度传输到本地处理/显示装置。

[0069] 本技术的一些版本可以包括一种用于识别人咳嗽的一个或多个处理器的方法。该一个或多个处理器中的方法可以包括访问使用麦克风生成的声学信号。声学信号由在人的附近进行无源非接触式感测生成。该一个或多个处理器中的方法可以包括从声学信号中导出一个或多个咳嗽相关特征。该一个或多个处理器中的方法可以包括对一个或多个咳嗽相关特征进行分类或传输以进行分类,以生成人的一个或多个咳嗽事件的指示。

[0070] 在一些版本中,一个或多个咳嗽相关特征涉及是否存在人的咳嗽。对一个或多个特征进行分类可以包括识别咳嗽类型。咳嗽类型可以包括以下中的任一者或多者:(a)干咳类型,(b)排痰性咳嗽类型,(c)喘息相关咳嗽类型,以及(d)痉挛相关咳嗽类型。对一个或多个特征进行分类可以包括识别咳嗽归因类型。咳嗽归因类型可以包括以下中的任一者或多者:(a)哮喘咳嗽类型,(b)慢性阻塞性肺(COPD)咳嗽类型,(c)支气管炎咳嗽类型,(d)肺结核(TB)咳嗽类型,(e)肺炎咳嗽类型,(f)肺癌咳嗽类型,(g)胃食管反流病(GERD),以及(h)上气道咳嗽综合征。一个或多个处理器还配置为生成指示一个或多个咳嗽事件中的事件的强度水平的咳嗽强度量度。咳嗽强度量度可以包括声学幅度值和/或响度值。一个或多个处理器还可以配置为确定咳嗽强度量度的可变性。从声学信号导出的一个或多个可以包括以下中的任一者、多者或全部:频率特征,时间特征,谱图特征,以及小波特征。

[0071] 在一些版本中,从声学信号导出的一个或多个特征中的频率相关特征可以包括以下中的任一者、多者或全部:(1)局部峰值,(2)主峰与一个或多个周围峰值的比率,(3)局部最大值,(4)全局最大值;(5)谐波,(6)一个或多个频率分量的积分,(8)不同频率能量估计的比率,(7)一个或多个梅尔频率倒谱系数(MFCC),(9)谱通量,(10)谱质心,(11)谐波乘积谱,(12)谱延展,(13)一个或多个谱自相关系数,(14)谱峭度,以及(15)线性预测编码(LPC)。从声学信号导出的一个或多个特征中的时间相关特征可以包括以下中的任一者、多者或全部:(1)均方根(RMS)值,(2)过零率,(3)包络;以及(4)基于自相关函数的基音周期。该方法可以包括通过语音激活检测来处理声学信号,以抑制声学信号中的背景噪声。该方法还可以包括从声学信号估计咳嗽率。该方法还可以包括估计咳嗽率的变化。一个或多个处理器可以配置为从检测到的呼吸波形中提取呼吸特征。对一个或多个特征进行分类以生成对人的一个或多个咳嗽事件的指示,可以是基于从检测到的呼吸波形中提取的一个或多个呼吸特征。一个或多个呼吸特征可以包括以下中的一者、多者或全部:(1)吸气时间,(2)吸气深度,(3)呼气时间,(4)呼气深度,(5)吸气-呼气比率,(6)由咳嗽引起的呼吸波形中的一个或多个缺口,以及(7)呼吸率。可以使用无源非接触式感测和有源非接触式感测中的一者或多者来导出所述一个或多个呼吸特征;一个或多个处理器可以配置为通过使用有源非接触式感测设备的有源非接触式感测来生成一个或多个运动信号。一个或多个处理器

可以配置为基于对生成的一个或多个运动信号的评估来生成对人的一个或多个咳嗽事件的指示。

[0072] 在一些形式中,该方法可以包括检测人的身体位置。对生成的一个或多个运动信号的评估可以包括检测该人所特有的生物测定。对生成的一个或多个运动信号的评估可以包括从一个或多个运动信号中检测睡眠阶段信息。一个或多个处理器可以配置为基于睡眠阶段信息的检测来否定声学感测到的咳嗽事件。一个或多个处理器可以配置为基于睡眠阶段信息的检测将声学感测到的咳嗽事件归于人。有源非接触式感测可以包括声学类型感测、光学类型感测和雷达类型感测中的一者或多者。一个或多个处理器可以配置为传达关于人的一个或多个咳嗽事件的指示的数据,以建议对状况进行进一步调查和/或控制以下中的一者或多者:环境参数,处理装置的设置,行为改变和/或处理参数;一个或多个处理器还可以配置为生成更换或洗涤床上用品的提醒。

[0073] 在一些版本中,分类涉及由监督机器学习、深度学习、卷积神经网络和回归神经网络中的任一者或多者导出的分类器。该方法还可以包括监测声音以检测用户环境交互。用户环境交互可以包括检测用户环境交互特征,用户环境交互特征可以包括点击器、电器和门中的任一者或多者。监测声音以检测用户环境交互可以包括评估被监测人的活动模式以生成需要与被监测人联系的指示。

[0074] 本文所述的方法、系统、装置和设备可以改善处理器中的功能,例如处理装置(例如专用计算机)的处理器,和/或睡眠和/或睡眠障碍呼吸诊断/监测设备。此外,在一些情况下,它们可以与治疗设备例如呼吸治疗装置的控制或处理器通信或集成在其中。此外,所描述的方法、系统、装置和设备可以在包括例如睡眠呼吸障碍的睡眠相关病症和/或呼吸病症的自动管理、筛查、监测和/或治疗的技术领域中提供改进。

[0075] 本技术的一些版本可以包括一种处理器可读介质,其上存储有处理器可执行指令,处理器可执行指令在由一个或多个处理器执行时使得一个或多个处理器根据本文所述方法中的任一种识别人的咳嗽。本技术的一些版本可以包括能够访问这样的处理器可读介质的服务器,该服务器接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求。这样的处理装置可以包括:一个或多个处理器;扬声器,扬声器耦接至一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;以及如本文所述的处理器可读介质或一个或多个处理器可以配置为使用服务器访问处理器可读指令。处理装置可以包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。处理装置可以包括一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;射频传感器,射频传感器耦接至一个或多个处理器;以及这样的处理器可读介质。

[0076] 本技术的一些版本可以包括一种用于能够访问这样的处理器可读介质的服务器的方法。该方法可以包括在服务器处接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求;以及响应于请求将处理器可执行指令传输到处理装置。

[0077] 本技术的一些版本可以包括一种用于识别人的咳嗽的处理装置。该装置可以包括一个或多个麦克风,一个或多个麦克风配置为用于无源非接触式感测,其中,一个或多个麦克风通过在人的附近进行无源非接触式感测生成声学信号。该装置可以包括耦接至一个或多个麦克风的一个或多个处理器。一个或多个处理器可以包括配置为访问使用一个或多个麦克风生成的声学信号的模块。一个或多个处理器可以包括配置为从声学信号导出一个或

多个特征的模块。一个或多个特征可以涉及是否存在人的咳嗽。一个或多个处理器可以包括配置为对一个或多个特征进行分类或传输以进行分类,以生成人的一个或多个咳嗽事件的指示的模块。处理装置可以包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。处理器还可以设置为在装置的显示器上显示生成的事件指示,或者将生成的事件指示转发到外部处理/显示装置。

[0078] 本文所述的方法、系统、装置和设备可以改善处理器中的功能,例如处理装置(例如专用计算机)的处理器,和/或睡眠和/或睡眠障碍呼吸诊断/监测设备。此外,在一些情况下,它们可以与治疗设备例如呼吸治疗装置的控制或处理器通信或集成在其中。此外,所描述的方法、系统、装置和设备可以在包括例如睡眠呼吸障碍的睡眠相关病症和/或呼吸病症的自动管理、筛查、监测和/或治疗的技术领域中提供改进。

[0079] 当然,这些方面的一些部分可以形成本技术的子方面。此外,各个子方面和/或方面可以以各种方式组合,并且还构成本技术的附加方面或子方面。

[0080] 通过考虑以下详细描述,摘要、附图和权利要求中包含的信息,本技术的其他特征将是显而易见的。

[0081] 7附图说明

[0082] 本技术在附图的各图中通过举例而非限制的方式示出,其中相同的附图标记表示类似的元件,包括:

[0083] 7.1治疗系统

[0084] 图1示出了根据本技术的一种形式的示例性治疗系统。佩戴患者接口3000的患者1000从RPT装置4000接收正压下的空气供给。来自RPT装置4000的空气在湿化器5000中加湿,并沿着空气回路4170传送至患者1000。

[0085] 7.2呼吸系统和面部解剖结构

[0086] 图2示出了包括鼻腔和口腔、喉、声带、食道、气管、支气管、肺、肺泡囊、心脏和膈膜的人类呼吸系统的概略图。

[0087] 7.3患者接口

[0088] 图3示出了根据本技术的一种形式的呈鼻罩形式的患者接口。

[0089] 7.4RPT装置

[0090] 图4A示出了根据本技术的一种形式的RPT装置。

[0091] 图4B示出了根据本技术的一种形式的图4A的RPT装置的气动路径的示意图。指示了上游和下游的方向。

[0092] 7.5湿化器

[0093] 图5A和5B示出了根据本技术的一个方面的加湿器的等距视图。

[0094] 7.6呼吸波形

[0095] 图6A示出了人睡眠时的模型典型呼吸波形。

[0096] 图6B示出了患者在非REM睡眠呼吸期间通常超过约90秒的多导睡眠图数据。

[0097] 图6C示出了OSA患者的多导睡眠图数据。

[0098] 图6D示出了患者正在经历一系列完全阻塞性呼吸暂停时的患者流量数据。

[0099] 图6E示出了包括有呼吸暂停的潮式呼吸的患者的多导睡眠图数据。

[0100] 图6F示出了包括有呼吸不足的潮式呼吸的患者的多导睡眠图数据。

[0101] 7.7监测设备

[0102] 图7A示出了在多导睡眠图期间的睡眠中的患者。

[0103] 图7B-1示出了用于监测睡眠中的人的例如用于声学感测的示例性处理装置,其可以适于实现用于诊断、监测或筛查SDB的本技术的过程。

[0104] 图7B-2是例如图7B-1的处理装置的示例性处理装置的示意图。

[0105] 图7B-2是根据本技术的一些形式(例如使用本文中所描述的感测和/或SDB筛查技术)配置的移动计算装置或处理装置的概念图。

[0106] 图7C-1示出了根据本技术的一种形式的用于监测睡眠中的患者的例如使用射频感测的示例性设备。

[0107] 图7C-2是更详细地示出图7C-1的监测设备的框图。

[0108] 图8示出了在本技术的一些版本中用于处理装置的例如用于处理感测信号以提供睡眠呼吸障碍病症的输出指示的示例性过程或模块。

[0109] 图8A示出了在本技术的一些版本中用于处理装置的例如用于处理感测到的信号以提供咳嗽病症、事件和/或类型的输出指示的示例性过程或模块。

[0110] 图8B示出了在本技术的一些版本中用于处理装置的例如用于处理感测到的信号以提供咳嗽病症、事件和/或类型的输出指示的另外的示例性过程或模块。

[0111] 图8C示出了使用本文描述的无源和/或有源感测技术来检测打鼾、鼻塞、咳嗽或呼吸困难的特性模式的示例性过程或模块,例如用于实现图8A或图8B中所示的咳嗽评估系统。

[0112] 图8D示出了用于处理有源和无源感测流的示例性过程或模块,其可以适用于利用例如图8C所示的技术来实现;特别强调用于处理无源感测流的示例性过程或模块。

[0113] 图9示出了与不同距离仓(range bin)中的呼吸努力相关的各种运动信号,距离仓表示距传感器的不同感测距离处的运动,例如通过利用本技术的运动感测装置中的一个来实现距离选通。

[0114] 图10示出了在本技术的一些版本中用于对与不同距离相关的运动信号进行信号处理以提取与呼吸努力相关的信息从而产生呼吸努力信号的过程。

[0115] 图11示出了本技术的一些版本中通过频谱分析对呼吸努力信号进行信号处理的过程,用于识别与SDB相关的有源集群。

[0116] 图12示出了使用例如由本文所述的处理装置实现的无源声音检测的声音传感器(例如,麦克风)生成的示例性声学信号的谱图。

[0117] 图13示出了在用于识别与SDB相关的无源集群的本技术的一些版本中,用于对声学信号进行信号处理的过程,声学信号例如通过使用声音传感器进行无源声音检测生成的声学信号。

[0118] 图14示出了可以在本技术的一些版本中生成的图形SDB风险识别器,其示出了SDB风险的正常评估以及呼吸暂停和/或呼吸不足事件的估计计数。

[0119] 图15示出了可以在本技术的一些版本中生成的图形SDB风险识别器,其示出了SDB风险的危险睡眠者评估以及呼吸暂停和/或呼吸不足事件的估计计数。该仪表显示出中等风险,计算出的概率在15%至30%的示例性范围内。

[0120] 图16示出了可以在本技术的一些版本中生成的图形SDB风险识别器,其示出了SDB

风险的危险睡眠者评估以及呼吸暂停和/或呼吸不足事件的估计计数。该仪表显示出高风险,计算出的概率在30%至100%的示例性范围内。

[0121] 图17示出了可以在本技术的一些版本中生成的图形SDB风险识别器,其示出了当没有检测到足够的数据或感测信号时SDB风险的危险睡眠者评估。

[0122] 图18至32示出了使用本文描述的有源感测技术和无源感测技术的信号生成的公共公时间标度上的图形显示,公共公时间标度具有可由本文描述的方法检测到的示例性呼吸事件(SDB)。

[0123] 图33示出了用于本文描述的设备的显示器的示例性用户界面,其输出从本文描述的有源和/或无源感测技术的信号导出的SDB风险、打鼾和睡眠质量指示。

[0124] 图34示出了用于本文描述的类似于图33的设备的显示器的示例性用户界面,其输出利用本文描述的有源和/或无源感测技术的信号导出的SDB风险(危险睡眠)、打鼾和睡眠质量指示。

[0125] 图35示出了用于本文描述的设备的显示器的示例性用户界面,其输出利用本文描述的有源和/或无源感测技术的信号导出的打鼾分析。

[0126] 图36示出了用于本文描述的设备的显示器的示例性用户界面,其输出利用本文描述的有源和/或无源感测技术的信号导出的睡眠分析(包括睡眠图和睡眠时段总结)。

[0127] 图37示出了用于本文描述的设备的显示器的示例性用户界面,其中在公共时间标度上输出利用本文描述的有源和/或无源感测技术的信号导出的睡眠分析和呼吸率显示。

[0128] 图38示出了具有信号中随时间变化的呼吸率的显示。

[0129] 8具体实施方式

[0130] 在更进一步详细描述本技术之前,应当理解的是本技术并不限于本文所描述的特定实例,本文描述的特定实例可改变。还应当理解的是本公开内容中使用的术语仅是为了描述本文所描述的特定实例的目的,并不意图进行限制。

[0131] 下面描述的设备和方法特别适合于监测,例如用于筛查咳嗽和/或睡眠呼吸障碍,并且以那些术语描述。然而,所描述的设备和方法也可以应用于监测影响患者呼吸的其他事件。

[0132] 本文描述的方法可以使用无源感测技术(声音监测)和/或一种或多种有源感测技术(例如,雷达和/或声纳感测)来实现SDB风险检测和/或咳嗽检测,并且可以由一个或多个处理器,例如本说明书中描述的任何设备,来实现。例如,本说明书中描述的方法可以由一个或多个处理器执行,例如(i)利用处理或计算装置上的应用,例如移动电话(例如,智能电话)、智能扬声器、智能TV、智能手表或平板计算机),其可以配置有扬声器和麦克风,使得本申请的处理实现无源感测(与声学呼吸相关的声音监测)和有源声学感测(例如,利用超声波感测的声纳)的协同融合。(ii)在实现为射频(RF)传感器(例如,雷达)和麦克风的专用硬件装置上,(iii)在实现为没有音频的RF传感器的专用硬件设置上;和/或(iv)在实现为没有RF感测的有源声学感测装置的专用硬件装置上。关于以下公开的细节,将认识到这样的装置的其他组合。因此,这样的装置可以是独立的或协作工作的,以利用本文描述的任何检测/监测方法来实现基于声学和射频的感测。

[0133] 例如,具有用于实现本文描述的检测和/或显示的一个或多个处理器的装置可以与该装置的壳体中的一个或多个有源和/或无源感测硬件集成。任选地,为了接收与有源

和/或无源感测相关联的信息,具有一个或多个处理器以实现本文描述的检测和/或显示的处理装置可以例如通过有线和/或无线通信而单独地耦接到外部有源和/或无源感测硬件。这样的外部传感器可以是例如位于发生感测的房间(例如,卧室)中的其他感测装置,并且可以与例如实现本文描述的检测和/或显示的处理装置(例如,RPT装置、智能电话或其他智能装置)分离。

[0134] 此外,被配置为实现其检测和/或显示的一个或多个处理器可以独立地或协作地工作,例如通过数据通信(例如,通过有线和/或无线传输)。例如,接收感测信号的处理装置可以本地地或远程地、或两者的某种组合来执行信号处理和由此的检测。在一个这样的实例中,处理装置(例如,智能电话)可以配置为在本地(即,在处理装置上)执行处理和检测(从接收的感测信号)并显示结果。在另一个这样的实例中,处理装置(例如,智能电话)可以配置为在本地(即,在处理装置上)执行一些处理和/或检测(从接收的感测信号),并且将数据传输到远程处理装置(例如,一个或多个服务器),使得可以远程地执行一些处理和/或检测。在一些这样的情况下,远程处理装置可以将结果传输回本地处理装置以在本地处理装置上显示。在其他情况下,例如在本地处理装置是具有有限处理和/或显示能力的RPT装置的情况下,本地处理装置可以将从远程装置接收的数据传输到另一本地装置(例如智能电话)以用于进一步处理和/或显示。

[0135] 在另一示例性配置中,处理装置(例如,智能电话)可以配置为将数据(例如,感应信号)传输到远程处理装置(例如,一个或多个服务器),使得可以远程地执行处理和检测。在这种情况下,远程处理装置可以将结果传输回本地处理装置以在本地处理装置上或在与本地处理装置相关联的另一装置上显示。

[0136] 8.1治疗系统

[0137] 在一种形式中,本技术包括一种用于治疗睡眠障碍的设备或装置。该设备或装置可以包括呼吸压力治疗(RPT)装置4000,用于经由通往患者接口3000的空气回路4170向患者1000供应加压空气。

[0138] 8.1.1患者接口

[0139] 根据本技术的一个方面的无创患者接口3000可以包括以下功能方面:密封形成结构3100、充气室3200、定位和稳定结构3300、通气口3400、用于连接到空气回路4170的一种形式的连接端口3600以及前额支架3700。在一些形式中,可以通过一个或多个物理部件来提供功能方面。在一些形式中,一个物理部件可以提供一个或多个功能方面。在使用中,密封形成结构3100被布置成围绕患者气道的入口,以便于向气道供应正压空气。在一些形式中,可以提供例如用于递送高流量治疗的患者接口,而没有显著的密封形成结构。

[0140] 8.1.2RPT装置

[0141] 根据本技术的一个方面,RPT装置4000或呼吸治疗装置包括机械、气动和/或电气部件,并且配置为执行一个或多个算法。RPT装置4000可以配置为产生用于输送到患者气道的空气流,比如用于治疗本文件中其他地方描述的一种或多种呼吸病症。

[0142] 在一种形式中,RPT装置4000被构造和布置成能够以-20L/min至+150L/min的范围输送空气流,同时保持至少6cmH₂O、或至少10cmH₂O、或至少20cmH₂O的正压。因此,这种装置可以配置为气道正压装置或高流量治疗装置。

[0143] RPT装置可以具有外部壳体4010,其以两部分构成:上部4012和下部4014。此外,外

部壳体4010可以包括一个或多个面板4015。RPT装置4000包括底盘4016,其对RPT装置4000的一个或多个内部部件进行支撑。RPT装置4000可以包括手柄4018。

[0144] RPT装置4000的气动路径可以包括一个或多个空气路径物品,例如,入口空气过滤器4112、入口消声器4122、能够供应正压空气的压力发生器4140(例如,鼓风机4142)、出口消声器4124以及一个或多个转换器4270,比如压力传感器4272和流量传感器4274。

[0145] 一个或多个空气路径物品可以位于将被称为气动块4020的可移除的单独结构内。气动块4020可以位于外部壳体4010内。在一种形式中,气动块4020由底盘4016支撑或形成成为底盘4016的一部分。

[0146] RPT装置4000可具有电源4210、一个或多个输入装置4220、中央控制器4230、治疗装置控制器4240、压力发生器4140、一个或多个保护电路4250、存储器4260、转换器4270、数据通信接口4280以及一个或多个输出装置4290。电气部件4200可以安装在单个印刷电路板组件(PCBA)4202上。在一种替代形式中,RPT装置4000可以包括多于一个的PCBA 4202。当利用本文描述的声学和/或射频感测部件实现时,或者当与具有这样的感测部件的设备通信以接收一个或多个这样的感测信号时,具有这样的中央控制器4230,具有具有一个或多个处理器,RPT装置可以是如在本文中更详细描述的处理装置。

[0147] 8.1.3空气回路

[0148] 根据本技术的一个方面的空气回路4170为导管或管,其被构造和布置成在使用中允许空气流在两个部件比如RPT装置4000与患者接口3000之间流动。

[0149] 8.1.4湿化器

[0150] 在本技术的一种形式中,提供了湿化器5000(例如,如图5A所示),以相对于环境空气改变用于输送至患者的空气或气体的绝对湿度。通常,湿化器5000用于在输送至患者的气道之前增加空气流的绝对湿度并增加空气流的温度(相对于环境空气)。

[0151] 湿化器5000可以包括湿化器贮存器5110、用于接收空气流的湿化器入口5002以及用于输送加湿的空气流的湿化器出口5004。在一些形式中,如图5A和图5B所示,湿化器贮存器5110的入口和出口可以分别是湿化器入口5002和湿化器出口5004。湿化器5000还可以包括湿化器基座5006,其可以适于接收湿化器贮存器5110并且包括加热元件5240。

[0152] 8.2呼吸波形

[0153] 图6A示出了人睡眠时的模型典型呼吸波形。水平轴是时间,垂直轴是呼吸流量。虽然参数值可以变化,但是典型的呼吸可以具有以下近似值:潮气量, V_t ,0.5L,吸气时间, T_i ,1.6s,峰值吸气流量, $Q_{\text{峰值}}$,0.4L/s,呼气时间, T_e ,2.4s,峰值呼气流量, $Q_{\text{峰值}}$, -0.5L/s。呼吸的总持续时间 $T_{\text{总}}$ 约为4秒。人通常以每分钟大约15次呼吸的速率(BPM),以通气量 $V_{\text{总}}$ 约7.5L/min呼吸。典型的占空比, T_i 与 $T_{\text{总}}$ 之比约为40%。

[0154] 图6B示出了患者在非REM睡眠呼吸期间的所选择的多导睡眠图通道(脉搏血氧测定法、流量、胸廓运动和腹部运动),常规为约90秒的时间段内,约34次呼吸。最上面的通道示出了血氧饱和度(SpO_2),刻度在垂直方向上具有从90%至99%的饱和度范围。患者在整個所示的时间段中维持约95%的饱和度。第二通道示出了定量的呼吸流量,刻度在垂直方向上的范围为-1至+1LPS,并且吸气为正。在第三通道和第四通道中示出了胸廓运动和腹部运动。

[0155] 8.3诊断、监测和/或筛查系统

[0156] 8.3.1多导睡眠图

[0157] 图7A示出了进行多导睡眠图 (PSG) 的患者1000。PSG系统包括头箱2000,其接收和记录来自以下传感器的信号:EOG电极2015;EEG电极2020;ECG电极2025;颞下EMG电极2030;打鼾传感器2035;位于胸带上的呼吸感应体积描记图(呼吸努力传感器) 2040;位于腹带上的呼吸感应体积描记图(呼吸努力传感器) 2045;具有口腔热敏电阻的口鼻导管2050;光电体积描记器(脉搏血氧仪) 2055;以及身体位置传感器2060。电信号参考位于前额中心的接地电极 (ISOG) 2010。

[0158] 尽管PSG系统具有良好的质量和可靠性,但它们不能很好地适用于长期的连续监测,并移动性受限,从而导致被监测的患者烦躁、痛苦和不适。这些限制已经造成了对改进的睡眠监测系统的更强烈需求。

[0159] 8.3.2不突兀的监测设备

[0160] 本技术尤其涉及用于检测受试者的运动的系统、方法和设备,受试者的运动例如包括例如当受试者睡着时的呼吸运动和/或心脏相关胸部运动。基于这样的呼吸和/或其他运动检测,可以检测受试者的睡眠状态和睡眠呼吸障碍事件(例如,呼吸暂停、呼吸不足等)。例如,处理装置,例如与处理装置(例如,通用计算设备、智能电话、平板电脑、智能扬声器、智能TV、智能手表等)相关联的应用(例如,一个或多个处理器的软件),可以使用移动设备传感器,例如扬声器和麦克风和/或射频发送器/接收器,来例如以非接触方式无源地检测这种可听的声音和/或有源地检测运动。当组合在一起时,这样的无源和有源非接触式感测技术可以彼此补充,并且在改善睡眠呼吸障碍分类方面具有协同益处,即使这些方法单独使用是可能混淆或不完全。对于本文所述的筛查方法,可以以非接触方式处理这样的感测信号信息,其中传感器可以在没有直接或间接接触受试者用户的感测模态的情况下从一定距离监测用户。如在此所理解的,通用计算设备可以是具有处理器并可访问扬声器和麦克风的任何电子设备,例如用于实现本文所描述的任何处理方法。

[0161] A.声学非接触传感设备

[0162] 现在参考图7B-1、图7B-2和图7B-3,描述了用于实现为适用于本技术的系统的示例性设备。配置有用于检测受试者1000的移动的应用7200的移动电话例如处理装置7100,或电子装置,可以放置在人或受试者(例如,患者1000)附近的床边桌上。移动电话或处理装置7100例如可以是一个或多个处理器的智能电话或平板电脑。其中,处理器可以配置为执行应用7200的功能。因此,在过程7202中,可以包括这样的功能(a)-无源感测,例如通过使用诸如麦克风的声转换来生成感测到该装置的环境中的可听环境声音的音频信号,和/或(b)-有源感测,例如通过以类似于声纳(SONAR)的方式,典型地通过空气,其作为例如该装置附近房间中的通常开放或不受限制的介质,使用扬声器生成并发送声学感测信号,利用例如麦克风的转换器感测被发送信号,以接收被发送信号的反射,并且处理感测到的信号以将身体移动确定为一个或多个运动信号。在本文中,术语声纳可以被理解为涉及有源声学感测,例如通过生成/传输超声或低频超声感测信号(例如,在大约17至23kHz、18至22kHz或17至18kHz的频率范围内)通过空气。可以考虑关于PCT/EP201 7/073613的这种系统,其公开内容通过引用并入本文。

[0163] 因此,处理装置7100除了其他部件之外还可以包括扬声器和麦克风。扬声器可以被激活以传输感测音频信号,并且麦克风可以被激活以接收反射信号或环境声音(例如,用

户呼吸声音等)。

[0164] 因此,根据本技术的一些方面,可以生成音频信号并例如使用一个或多个音调向用户发送该音频信号。音调以特定频率提供介质(例如,空气)中的压力变化。出于本说明书的目的,生成的音调(或音频信号或声音信号)可以被称为“声音”、“声学”或“音频”,因为它们可以以与可听压力波(例如,通过扬声器)类似的方式产生。然而,这样的压力变化和音调在本文中应当被理解为是可听的或不可听的,尽管它们由术语“声音”、“声学”或“音频”中的任一个表征。因此,生成的音频信号可以是可听的或不可听的,其中人群中的可听频率阈值随年龄而变化。典型的“音频”标准范围是大约20Hz到20,000Hz(20kHz)。高频听阈随年龄增加而降低,中年人通常听不到15至17kHz以上的声音,而青少年能够听到18kHz。语音的最重要的频率大约在250至6,000Hz的范围内。用于典型消费者智能电话的扬声器和麦克风信号响应被设计为在许多情况下在19至20kHz以上滚降,其中一些延伸到23kHz以上和更高(特别是在设备支持大于48kHz例如96kHz的采样速率的情况下)。因此,对于大多数人,可以使用17/18至24kHz范围内的信号,并且保持不可听。对于能够听到18kHz而听不到19kHz的年轻人,可以使用19kHz至21kHz的频带。应当注意,一些家庭宠物可能能够听到更高的频率(例如,狗高达60kHz,猫高达79kHz)。在本说明书中已经被称为“有源”和“无源”感测的技术通常对应于特定的频率范围。例如,“有源”声纳感测是无声的。因此,“有源”感测倾向于集中在难以听到或不可能听到的频率上,这些频率大约是以及高于18kHz。另一方面,“无源”感测以睡眠中的人发出的可听声音为目标,因此通常集中在低于18kHz的频率范围,例如15Hz至17kHz或甚至250Hz至6,000Hz。

[0165] 待发射用于有源感测的音频信号(例如,声纳)可以包括例如正弦波形、锯齿形线性调频脉冲、三角形线性调频脉冲等。作为背景,如本文所用,术语“线性调频脉冲”是短期非平稳信号,其可以例如具有锯齿形或三角形形状,具有线性或非线性轮廓。可以使用几种类型的信号处理方法来产生和感测音频信号、包括例如连续波(CW)零差探测、脉冲CW零差探测、调频CW(FMCW)、跳频范围选通(FHRG)、自适应FHRG(AFHRG)、超宽带(UWB)、正交频分复用(OFDM)、自适应CW、频移键控(FSK)、相移键控(PSK)、二进制相移键控(BSPK)、正交相移键控(QPSK)以及称为正交幅度调制(QAM)的广义QPSK等。

[0166] 由声纳型非接触式感测设备产生的其他运动信号可以被这种装置的实例使用,例如于2017年9月19日提交的标题为“APPARATUS, SYSTEM, AND METHOD FOR DETECTING PHYSIOLOGICAL MOVEMENT FROM AUDIO AND MULTIMODAL SIGNALS”国际PCT专利公开第W02018/050913(PCT/EP2017/073613)号中所描述的,其全部内容通过引用并入本文。例如,例如通过生成FMCW感测信号,这种声纳感测可以实现基本上同时、并行地感测来自传感器的多个范围,以产生具有来自传感器的不同范围的运动的多个运动信号。

[0167] 总体上,并且如本文更详细描述,应用7200随后可以处理这些检测到的信号,以便在过程7204处,从有源感测信号和/或来自无源感测信号的声音呼吸特性中确定/提取相关信息(例如,运动)。在过程7206处,通过评估所提取的信息,可以根据这样的处理来表征睡眠相关信息(例如,识别出的呼吸暂停和/或呼吸不足,以及量化的睡眠呼吸障碍)。然后,在过程7208处,可以生成并输出一个或多个标识。

[0168] 用于这种装置或这种装置的其他过程可以包括在美国临时专利申请第62/610,033、62/610,013和62/609,998中描述的那些,这些申请各自于2017年12月22日提交,其公

开内容通过交叉引用并入本文。

[0169] 如图7B-3所示,这样的处理装置7100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,可以在装置或设备的存储器中的集成芯片上编码包括本文描述的评估/信号处理方法的编程指令,以形成专用集成芯片(ASIC)。这样的指令还可以或可替代地使用适当的数据存储介质作为软件或固件被加载。任选地,这样的处理指令可以例如通过网络(例如,互联网)从服务器下载到移动装置,使得当指令被执行时,处理装置用作筛查或监视装置。

[0170] 因此,处理装置7100可以包括如图7B-3所示的多个部件。处理装置7100可以任选地包括麦克风或声音传感器7302、处理器7304、显示接口7306、用户控制/输入接口7308、扬声器7310和存储器/数据存储7312中的任一者,以及其他部件,例如具有本文描述的处理方法/模块的处理指令。尽管未示出,这样的处理装置还可以包括通信接口,例如用于从外部传感器接收或发送例如传感器数据的信息。

[0171] 处理装置7100的一个或多个部件可以与处理装置7100集成或可操作地耦接。例如,麦克风或声音传感器7302可以与处理装置7100集成在一起,或者例如通过有线或无线链路(例如,蓝牙、Wi-Fi或其他通信接口等)与处理装置7100耦接在一起。例如,如本文描述的射频感测设备可以与处理装置7100耦接,以从射频感测设备向处理装置提供感测信号(或反之亦然),用于本文描述的处理。

[0172] 存储器/数据存储312可以包括用于控制处理装置的处理器304的多个处理器控制指令。例如,存储器/数据存储312可以包括处理器控制指令,用于使得应用200由本文描述的处理方法/模块的处理指令来执行。任选地,这样的处理器控制指令(代码)可以使用适当的数据存储介质或处理器可读介质作为软件或固件来加载。任选地,这样的处理指令可以例如通过网络(例如,互联网或因特网)从服务器下载到处理装置或移动计算装置,使得当指令被执行时,处理装置用作筛查、诊断或监视装置。因此,服务器可以配置为响应于来自处理装置的请求,例如通过网络向处理装置发送处理器控制指令(代码)。这样的服务器可以配置为接收通过网络将处理器可执行指令从服务器的处理器可读介质下载到一个或多个处理装置的处理器可读介质的请求。

[0173] B. 射频非接触式感测设备

[0174] 参考图7C-1,可以考虑另外的感测设备,图7C-1示出了根据本技术的一种形式的不突兀监测设备7000。监测设备7000被定位成邻近并且相对靠近睡眠中的患者1000(例如,在床边桌上),并且可以任选地与如先前描述的处理装置通信或者与这样的处理装置集成在一起。

[0175] 图7C-2是更详细地示出根据本技术的一种形式的图7C-1的监测设备7000的部件的框图。在监测设备7000中,非接触式传感器单元1200包括通常指向患者1000的非接触式运动传感器7010。运动传感器7010配置为生成表示患者1000的身体移动的一个或多个信号,从这些信号可以得出表示该患者的呼吸运动的一个或多个呼吸运动信号。

[0176] 传感器单元1200还可以包括微控制器单元(MCU) 7001,以及用于记录数据的存储器7002(例如,存储卡)。在一个实现方式中,传感器单元1200可以包括通信电路7004,通信电路7004配置为经由连接7008将数据传送到外部计算装置7005(例如,诸如处理装置7100的本地通用计算机)或远程服务器。连接7008可以是有线或无线的,在这种情况下通信电路

7004具有无线能力,并且可以是直接的或经由局域网或广域网(未示出)间接的。

[0177] 传感器单元1200包括处理器7006,处理器7006配置为处理由运动传感器7010产生的信号,如以下详细描述。

[0178] 传感器单元1200可以任选地包括配置为向用户提供视觉反馈的显示装置7015。在一个实现方式中,显示装置7015包括一个或多个警示灯(例如,一个或多个发光二极管等)。显示装置7015还可以被实现为诸如LCD或触敏显示器的显示屏。处理器7006基于对患者睡眠的评估来控制显示装置7015的操作。显示装置7015可以被操作来向监测设备7000的用户(例如患者1000)或医师或其他临床医师显示信息。显示装置7015还可以显示用于操作监测设备7000的图形用户界面。

[0179] 传感器单元1200还可以包括音频输出7017,音频输出7017配置为在处理器7006的控制下向用户提供声学反馈,例如,频率随着呼吸而变化的音调,或当某些条件被满足时发出声音的警报器。在一些版本中,传感器单元1200可以包括声音转换器,例如用于无源感测的麦克风,如本文更详细描述。

[0180] 对监测设备7000的操作的用户控制可以基于由监测设备7000的处理器7006感测到的控制操作(未示出)。

[0181] 应当注意,如围绕运动传感器7010的虚线所指示的,这个传感器可以与传感器单元1200的其余部件在空间上分开定义和定位。在这种配置中,非接触式运动传感器7010可以被布置成与其余单元无线通信。

[0182] 传感器单元1200的一个实例是由ResMed Sensor Technologies Ltd制造的S+装置,其可以包含非接触式多普勒射频(RF)运动传感器7010。这样的传感器单元可以是于2013年7月13日提交的国际PCT专利公开第WO 2014/015238中描述的传感器,其全部公开内容通过引用并入本文。

[0183] 在本技术的一种形式中,例如当使用S+装置时,运动传感器7010的传感器单元1200包括被配置为发射信号7060的RF发射器7020。与上面讨论的声学非接触式传感设备相反,在这种情况下发射信号7060在射频(RF)范围内。发射的RF信号7060例如具有以下形式

[0184] $s(t) = u(t) \cos(2\pi f_c t + \theta)$ (式1)

[0185] 在式1中,载波频率为 f_c (通常在100MHz至100GHz的范围内,例如3GHz至12GHz,例如5.8GHz或10.5GHz), t 为时间,为任意相位角, $u(t)$ 为脉冲形状。在连续波系统中, $u(t)$ 的大小可能是单一的,并且可以从式1省略。更一般地,脉冲 $u(t)$ 可以在式2中定义为:

$$[0186] \quad u(t) = \begin{cases} 1, & t \in [kT, kT + T_p], k \in Z \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{式 } 2)$$

[0187] 其中, T 是周期宽度, T_p 是脉冲宽度。其中, $T_p \ll T$,这成为脉冲连续波系统。在一种情况下,当 T_p 变得非常小时,发射信号的频谱变得非常宽,该系统被称为超宽带(UWB)雷达或脉冲雷达。可替代地,可以改变(线性调频)RF发射信号7060的载波频率,以产生所谓的调频连续波(FMCW)系统。

[0188] 发射的射频信号7060可以由RF发射器7020使用与用于施加脉冲选通的电路耦接的本地振荡器7040来生成。在FMCW情况下,压控振荡器与电压-频率转换器一起使用以产生用于发射的RF信号7060。可以使用天线7050来实现将发射的RF信号7060耦合到空气中。天

线7050可以是全向的(在各个方向上或多或少相等地发射功率)或定向的(在某些方向上优先地发射功率)。使用定向天线7050可能是有利的,使得发射的和反射的能量能够在区域内感测。在监测设备7000的一个实现方式中,对于RF发射器7020和接收器7030两者使用具有单一载波频率的单一天线7050。可替代地,可以使用具有多个载波频率的多个接收和发射天线7050。

[0189] 监视设备7000在各种实施例中与各种类型的天线7050(例如简单偶极天线、贴片天线和螺旋天线)兼容,并且天线的选择可以受诸如所需的定向性、尺寸、形状或成本等因素影响。应当注意,监测设备7000可以以已被证明对人类使用是安全的方式操作。监测设备7000已经被证明具有1mW(0dBm)和更低的总系统发射平均功率。推荐的RF暴露安全水平是 $1\text{mW}/\text{cm}^2$ 。在距以0dBm发射的系统1米的距离处,等效功率密度将比该推荐极限小至少100倍。

[0190] 在使用中,发射的RF信号7060从反射无线电波的物体(例如患者1000的空气-身体界面)反射,并且反射的信号7070中的一些将在接收器7030处被接收,接收器7030可以与RF发射器7020并置,或者可以在所谓的“双站”配置中与RF发射器7020分离。接收的信号7070和发射的RF信号7060可以在混频器7080中(以模拟或数字方式)相乘。该混频器7080可以是乘法器的形式(如下面式3所示)或近似于逼近乘法器效果的电路中(例如,添加正弦波的包络检测器电路)。例如,在CW情况下,混频信号将等于

$$[0191] \quad m(t) = \gamma \cos(2\pi f_c t) \cos(2\pi f_c t + \varphi(t)) \quad (\text{式3})$$

[0192] 其中(t)是由发射的和接收的RF信号7060和7070的路径差产生的相位项(在由单个反射物体支配反射的情况下),是反射的信号7070经历的衰减。如果反射物体是固定的,则(t)是固定的。在监视设备7000中,反射物体(例如,患者1000的胸部)通常是移动的,并且(t)将是时变的。作为简单的例子,如果胸部由于呼吸而进行频率为 f_m 的正弦运动,则混频信号 $m(t)$ 包含 f_m 处的分量(以及以 $2f_c$ 为中心的分量,其可以通过低通滤波来简单地去除)。在混频之后,低通滤波器的输出处的信号被称为运动信号或解调的传感器运动信号7003,并且包含关于总体身体(非呼吸)运动和呼吸运动的信息。可以参考于2014年6月12日公开的美国专利申请公开第US2014-0163343号来考虑这种方法的实例,其全部公开内容通过引用并入本文。

[0193] 解调的传感器运动信号7003的幅度受反射信号的平均路径距离的影响,导致在运动传感器7010存在检测零值和峰值(即,运动传感器7010较不敏感或较敏感的区域)。这种影响可以通过使用正交技术来最小化,在该正交技术中RF发射器7020与式1中的发射的RF信号7060异相90度(正交)地同时发射信号。这导致产生两个反射信号,这两个反射信号都能够由混频器7080进行混频和低通滤波,产生两个解调的传感器信号,它们在相应的I信道和Q信道中被称为“I信号”和“Q信号”。运动信号7003可以包括这些信号中的一者或两者。可以参考于2014年6月12日公开的美国专利申请公开第2014-0163343号考虑这样的方法。

[0194] 在UWB实现中,可以使用获取运动信号7003的替代方法。通过测量发射脉冲和峰值反射信号之间的延迟,可以确定到最重要的空气-身体界面的路径距离。例如,如果脉冲宽度是1ns,并且从运动传感器7010到身体的距离是0.5米,则在脉冲的峰值反射到达接收器7030之前的延迟将是 $1/(3 \times 10^8) \text{ s} = 3.33 \text{ ns}$ 。通过发射大量的脉冲(例如,每 $1\mu\text{s}$ 一个1ns脉冲)并且假设路径距离在给定周期内缓慢变化,可以将运动信号7003计算为该周期内的时

间延迟的平均值。

[0195] 以这种方式,运动传感器7010(例如,射频传感器)可以估计胸壁的呼吸运动,或者更一般地估计监测设备7000正在监测的患者1000的身体部分的运动。

[0196] 如上所述,接收的信号7070可以包括大的运动伪影,例如作为整体身体运动的结果。这是因为来自身体的反射信号可以包含多于一个的反射路径,并且导致复杂的信号(例如,如果一只手朝向传感器移动,并且胸部正在移开)或者如果胸部是两个独立运动的一部分-循环(呼吸)型运动可以叠加在整个身体的一般运动上,即,当使用者在床上的位置发生调整时)。接收这种信号是有用的,因为它可以指示上身处于运动中,这在确定睡眠状态中是有用的。

[0197] 为了改善呼吸运动信号和更一般的身体运动信号的质量,可以使用各种方法来限制由传感器单元1200收集的反射能量的身体体积。例如,传感器单元1200可以被制成“定向选择性的”(即,它在某些方向上发射更多的能量),接收器7030的天线也可以如此。可以使用定向天线7050或多个RF发射器7020来实现方向选择性。例如,在多个发射器的情况下,每个RF发射阵元可以考虑成多个组,其中每个组形成定向波束并调制不同的波形,并且所有波束都是可操纵的,例如指向相同的方向。在本技术的替代形式中,使用连续波、FMCW或UWB雷达来获得类似的信号。称为“时域选通”的技术可以用于仅测量由在距传感器单元1200一定物理距离处的信号产生的反射信号7070。可以使用频域选通(滤波)来忽略高于某个频率的反射对象的运动。本领域技术人员将理解实施这些技术的方法。

[0198] 在使用多个频率(例如,500MHz和5GHz处)的监测设备7000的实现方式中,可以使用较低的频率来准确地确定较大的运动而没有相位模糊,然后可以从更高频率的传感器信号(其更适合于测量较小的运动)中将其减去。可以参考于2914年11月27日公开的美国专利申请公开第2014-0350361号考虑这样的方法。使用这样的传感器单元1200,监测设备7000从患者1000收集信息,并且使用该信息来确定呼吸运动,以及更一般的身体运动信息。

[0199] 对于每个监测时段,运动信号7003可以被存储在传感器单元1200的存储器7002中,和/或在链路(连接7008)上传输以用于云存储或用于存储在外部计算装置7005中。在一种实现方式中,每个监控时段的持续时间为一夜。

[0200] 传感器单元1200的处理器7006或外部计算装置7005的处理器7006可以根据监测过程(例如下面详细描述的那些)来处理存储的一个或多个运动信号7003。用于所描述的过程的指令可以被存储在计算机可读存储介质(例如,传感器单元1200的存储器7002)上,并且由处理器(例如,传感器单元1200的处理器7006)来解释和执行。

[0201] 应当理解,除了图7C-2中的单盒实施例之外,监测设备7000还可以具有更加分散的性质。因此,监测设备7000可以包括分布在多个位置并链接到中央存储和/或处理单元的多个RF传感器和/或智能扬声器。传感器的这种分布将允许在多个预定位置对用户进行不费力且不突兀的监测。

[0202] 8.3.3替代监测设备

[0203] 如先前所提及的本技术的另外其他形式可以涉及被配置为经由空气回路4170向患者接口3000为患者1000提供呼吸治疗(例如,压力治疗或高流量治疗)的RPT装置4000或呼吸治疗装置,如图1所示。在这种情况下,RPT装置4000也可以被配置为监测设备,例如当其被配置为本文所述的处理装置时,当其从具有本文所述的无源和/或有源感测设备的分

立装置或集成装置接收感测相关信号时。因此,基于声音的感测方法和/或射频感测方法可以在诸如床边装置(例如,呼吸治疗装置,例如持续气道正压通气(例如,“CPAP”)装置或高流量治疗装置)的其他类型的装置中或通过其他类型的装置来实现。

[0204] 8.3.4监测、筛查和/或诊断过程

[0205] 在本技术的一个方面中,监测设备执行监测过程以监测咳嗽和/或患者的睡眠,用于从有源和/或无源感测信号中筛查与患者1000的呼吸相关的SDB风险。

[0206] 本文所述的系统可以依赖于PSG或PG(多描记法)的非接触替代方案,用于检测/筛查/诊断睡眠呼吸障碍(SDB)-即,没有检测SDB所需的导线、电极、可穿戴装置或床垫。这与传统的基于实验室/医院的多导睡眠图(PSG)相反,传统的基于实验室/医院的多导睡眠图(PSG)需要将许多传感器附着或佩戴在受试者人的身体上。PSG的显著问题是,它需要很多硬件,这些硬件不舒服、不容易获得、昂贵,并且对您的睡眠(不同的睡眠环境,装有仪器)有负面影响。如前所述,PSG在睡眠期间监测许多身体功能,包括脑活动(EEG)、眼球运动(EOG)、肌肉活动或骨骼肌激活(EMG)以及心律(ECG)。

[0207] 通过例如在普适处理装置(例如,通用计算装置、智能电话、平板计算机、智能扬声器、智能TV、智能手表等)中使用非接触传感器/传感和/或结合这样的装置,可以提供非常有效的筛查设备。在这点上,处理装置可以是几乎每个人都已经拥有的装置,这允许相对便宜、广泛可用、便携、计算快速的解决方案。利用这样的系统,SDB筛查结果可以是几乎瞬时的(即,在完成睡眠时段之后),并且在一些版本中,可以提供不需要专门人员或单独工具来分析的一体化解决方案。这样的解决方案可以提供纵向监测,并且可以允许集成额外的度和风险因素。

[0208] 本技术的一些版本的一些优点概述:

[0209] 在本技术的一些版本中,筛查系统可以有利地将用于SDB风险评估和睡眠分段评估的过程相结合,以便提高任一评估的准确性。例如,在估计呼吸暂停/呼吸不足计数(AHI)时,可以使用实际睡眠参数来提高准确度(例如,允许在人睡着时(在睡眠阶段中)检测呼吸暂停,和/或调节与具有OSA的人有关的睡眠类型)。这可以缓解先前系统存在的一些问题,其中微觉醒可能导致系统指示唤醒间隔,这可能导致有可能丢失SDB相关事件。例如,该事件可能被系统忽略,因为系统确定人是清醒的,而不是存在微唤醒的睡眠中。

[0210] 该系统,例如在考虑如本文所述的SDB强度时,还可以在其评估中考虑阻塞性和中枢性呼吸暂停。在仅提供打鼾检测的系统中,这种呼吸暂停或呼吸不足的事件被忽略。相反,所描述的技术实现的方法可以检测这两者,因为系统可以测量/感测胸部位移(例如,在没有接触感测情况下的运动)以指示实际的呼吸努力。因此,如果被监测的受试者停止呼吸(即,中枢性呼吸暂停-其中脑(呼吸控制)没有发送信号来呼吸),则可以检测到这种不存在呼吸运动。相反地,当存在阻塞性事件(例如,阻塞性呼吸不足或阻塞性呼吸暂停-其中被监测的受试者正在做出(运动)努力以对抗部分或完全关闭的气道进行呼吸),系统仍可“看见”(检测或感测)调制。在无源音频分析中,可以通过感测到噪声周期跟随噪声停止而检测到努力。这也可以结合在这种存在和不存在噪声期间的呼吸努力(运动)有源感测来考虑。

[0211] 因此,如本文描述的,该装置和方法可以应用有源感测,例如使用任何射频感测系统或雷达,例如通过使用脉冲连续波(CW)、连续波(CW)、调频连续波(FMCW)、超宽带(UWB)感测方法-其中系统可以检测到呼吸努力中的调制(用户运动)。类似的运动感测可以用有源

声音感测系统(声纳)来实现。如果麦克风也是可用的,则可以通过无源声学感测技术与至少一种有源感测技术融合来实现感测技术。

[0212] 多传感器适用性:

[0213] 例如,本技术的SDB筛查系统可以实现多种非接触式感测方法-包括有源声学(例如,低频超声-声纳-由此处理声学反射)、无源声学(例如,使用一个或多个麦克风“收听”可听呼吸声音)和/或电磁(例如,射频(RF)或雷达-其中通过射频反射进行处理)。因此,在一些版本中,声学版本可以用利用相关信号分析的有源声学感测(使用扬声器和麦克风处理反射)和利用相关信号分析的无源声学感测(收听)两者的组合来实现。在一些版本中,可以通过RF系统来实现有源感测,(a)没有无源声学分析,例如麦克风不可用,或者(b)在实现RF感测和麦克风感测的融合方法中使用无源声学分析。当采用有源感测时,可以在多个范围内(例如,在距传感器不同距离处的不同运动感测信道)实现感测,诸如通过实现脉冲CW、FMCW和UWB。

[0214] 跨范围处理:

[0215] 如本文所论述,系统可以被实现为评估跨越多个感测范围的运动信号(使得其可以组合来自感测区域或感测附近的多个位置(距离)的信号中的运动信息)。这种组合可以涉及感测技术,例如FMCW(调频连续波-声纳或RF)或其他测距技术,以产生用于不同检测距离的不同运动信道/距离仓。通过评估跨越具有这种不同范围通道的范围的运动信息,可使用多范围方法产生努力信号。

[0216] 在有源处理的实例中,可以忽略与不同感测范围中的运动相关联的相位差,例如通过取有源2D信号体积的空间中的不同切片的绝对值。考虑来自“30cm”范围的检测信号(信道)或距离仓可能具有类似的运动信息,但是可能与“35cm”范围处的这种信号异相。通过组合此类信道(例如,在组合之前,取不同距离仓的绝对值),有可能解决此类信号可能异相的挑战。总之,这是使用距离仓上的校正加权和来生成有源呼吸努力信号的潜在原因。

[0217] 如此,该系统可以配置为计算跨越多个有源通道(例如,其中每个这样的有源通道是从对应于空间的FMCW信号导出的)的呼吸努力信号的包络。类似地,可以使用从声学无源声音分析得出的多个通道来导出努力信号的包络,其中从这种无源声音分析得出的这种通道可以对应于不同的音频频带。这些不同的频段信道在技术上与距离的范围没有严格的关系。然而,范围/距离可以与这样的频带相关联,使得不同频带中的幅度可能由于距离而改变。

[0218] 识别SDB事件集群(一组紧密分组的事件):

[0219] 如本文所讨论的,系统还可以被实现为识别呼吸暂停事件集群而不是单独发生的事件。例如,通过使用带内频率度量(IBM),信号调制强度可以提供信号质量(调制强度),可以评估信号质量以识别这些事件的集群。因此,这样的集群的频率可以为计算或评估SDB风险提供基础,并且可以通过有源感测技术例如利用声纳声学感测来执行。

[0220] 在考虑许多呼吸暂停的影响时,可以考虑与检测信号在更长时间段内的不稳定性有关的调制强度。例如,与仅将信号的时间段视为一个呼吸暂停相比,可以与可能发生许多呼吸暂停的时间段相关地考虑这种调制。感测信号的调制的强度(其可以与幅度相当),其中调制强度可归因于许多呼吸暂停,例如由于严重呼吸暂停,提供了同时考虑许多呼吸暂停的评估特性。它可以提供对身体的生理控制系统的稳定性(或不稳定性)的深入了解。

[0221] 另一种实现可以仅仅检测每个呼吸暂停事件,对呼吸暂停的类型进行分类,然后在个性化的基础上对它们进行计数。这种方法将不等同于“调制强度”方法。

[0222] 还已经发现,所确定的呼吸努力包络的调制频率具有可以在估计给定受试者的SDB水平时预测的受试者特定特性。因此,该度量可以被实现为用于分类器的SDB相关风险分类的特征。

[0223] 关于无源感测和分析(例如在系统使用麦克风记录人的呼吸相关声音的情况下),还可以实现无源包络生成过程以评估调制强度。这种方法在本领域中不常见,因为它不是以典型或标准的方式处理打鼾噪声。在考虑噪声的调制强度(无论其是呼吸还是打鼾)时,所关注特征可以基于对跨频率(例如,可生成9个音频频带)的基线噪声变化的考虑。通过信号处理,可以处理频带以去除基线趋势(去除伪影趋势)。可以对所得到的去除趋势的信号进行平均。因此,可以评估强度的变化。该方法(例如包括趋势减小和平均)是健壮的,使得其可以避免可能由麦克风同时记录的较短时间尺度背景噪声的影响。

[0224] 包络归一化步骤(可以是组合的混频器方法)可以用于有源和无源处理。因为每个信号本质上是“脉动的”(突出现),所以系统可以首先对信号进行积分,然后对结果进行高通滤波。这种“脉动的”或脉动信号类型可以受益于应用于无源音频呼吸努力信号的预处理。例如,使用无源音频,测量呼吸/打鼾的声音的系统可以包含这样的信号,当系统“听到”用户呼吸的呼气或吸气部分时,该信号本质上是脉动的。

[0225] 随后,归一化步骤然后将所得到的信号除以混入的运行标准偏差(即,添加到其自身的版本(其可以类似于声音处理中的“渐变旋钮”)。包络归一化的动机是减小幅度,并且因此减小可能在信号的时间窗口中发生的大运动伪影的影响。这可以使得用于后续处理的频域视觉上“更干净”,使得目标睡眠障碍呼吸事件信息可以更容易被系统评估。

[0226] 积分和高通滤波(其也可以被描述为带通滤波)的预处理步骤提供了将脉动信号变换成更适合于频谱分析的形状(例如使其在性质上更正弦化)。该处理步骤可以是,但不要求应用于声纳努力信号,因为所测量的胸部位移通常不表现出相同的脉动特性。

[0227] 这可以被认为是可变归一化方法,这可以使用于频谱分析处理方法的准确度更好。

[0228] 然后,该系统过程可以应用由声纳(和/或RF)识别的集群,以确保对于睡眠(未唤醒),例如对于SDB被辨别或测量的情况,特别是在严重SDB的情况下,对睡眠分级输出(例如,不同睡眠阶段时间的睡眠图)正确地评分。因此,频谱方法不需要例如在逐个事件的基础上识别或检测个别事件。相反,它可以使用基于过夜趋势的分类器来表征通常来自事件集群的与SDB相关的调制。

[0229] 呼吸努力的调制:

[0230] 如在此更详细地描述的,该系统可以检测呼吸努力调制以便评估或检测SDB的存在,并且包括没有中心事件的阻塞性事件。该系统还能够检测与SDB恢复/唤醒相关联的周期性运动。这在呼吸信号和/或努力调制较弱时是有用的。对于中心事件,该调制接近0,因此不能包括/反射在本文描述的调制强度信号内。对于呼吸不足,这类似于AM(幅度)调制。在阻塞性事件中,检测到更严重的AM调制。

[0231] 总之,系统可以检测所有形式的SDB事件。如本文更详细地描述的,该系统可以检测呼吸努力的调制以便评估或检测SDB事件的存在,包括呼吸不足、阻塞性、中枢性和混合

型事件。所有SDB事件最终将表现为呼吸努力信号包络中的AM调制。阻塞事件的AM调制强度通常大于呼吸不足的AM调制强度。该系统还使得能够检测与SDB恢复/唤醒相关联的周期性运动,这在呼吸信号和/或努力调制较弱时可能是有用的。因此,系统对AM调制的评估(例如利用一个或多个阈值)可以允许其区分或检测这样的事件。

[0232] 例如,系统能够通过呼吸努力信号的相同处理来检测阻塞性、呼吸不足和中枢性事件。所有这些事件可以在努力信号中引入调制,尽管其性质可能不同。阻塞性事件通常引起努力增加(即,抵抗受限气道呼吸)。呼吸不足类似于阻塞性事件,尽管气道仅部分阻塞,努力的变化较小。相反,中枢性事件将表现为努力相对于基线减少(即,没有尝试进行呼吸)。根据PSG实验室中执行的“黄金标准”评分来验证事件类型。因此,可以通过系统训练来导出用于评估AM调制的阈值。此外,可以通过评估事件相对于最近历史基线是否存在相关的努力增加或减少(也是调制形状和幅度变化)来对事件类型进行分类。

[0233] 在有源雷达或声纳(例如国际专利公开第W02018050913号中描述的表示FMCW前端系统的距离仓的解调2D矩阵的情况)上实现这一点的步骤包括组合来自不同距离仓的信号的过程(在定义的感应范围内),例如通过采用校正加权和。如本文更详细地描述的,具有这样的信号组合。然后,系统可以,例如在时间标度上(例如,大约25秒到大约100秒),例如通过使用移动窗口的谱来搜索或确定调制的强度以便计算频谱质量度量。

[0234] 对于无源感测流处理,例如其中对麦克风接收到的信号(即,声音)进行分析,可以执行不同的预处理步骤以估计与有源感测信号处理相关的包络。在这点上,可以应用不同的变换,因为信号在构成上不同。此后,该过程可以对信号(例如来自有源或无源处理流的包络)进行积分,然后例如通过高通滤波进行滤波。

[0235] 这种对无源信号进行包络检测的过程的基本原理可以结合下面的描述来考虑。由于典型地在呼吸之间存在与声音相关的间隙(例如,声音减小),所以系统可以配置为识别间隔大约5秒的峰值,并且在这些峰值之间内插信号以创建包络。随后,可以对包络进行积分并对其进行高通滤波,以处理信号的“脉动”特性。这可类似于峰值和保持方法,但可提供更合适的性能。峰值搜索和内插过程可以实现信号的初始清理,但是它们在外观上可能仍然是非常参差不齐的(例如,事件结束时的相关脉冲-与恢复呼吸有关)。因此,可以应用附加的积分和高通滤波步骤来解决这样的残留锯齿。另一种方法可以是应用带通滤波器。然而,积分处理是有用的,因为它可以变换脉冲类型形态,使得结果信号在外观或构成上更接近于正弦。

[0236] 然后,可以以类似的方式对有源和无源导出的呼吸包络进行归一化。这可以帮助准备用于高精度频谱分析的信号,可以在性能方面提供清楚的区分点。这可能是一个重要的步骤,例如当声纳包络标度在整个夜晚变化很大时(例如,运动可能导致非常大的尖峰/伪影),这种归一化可以帮助补偿这样的伪影。

[0237] 相对于有源呼吸包络,这种包络还可以提供呼吸努力调制的频率,例如中值频率。(例如,功率谱密度(PSD)操作可以产生对比噪声基底具有足够信噪比(SNR)的谱峰值)因此,这样的信息可以被评估为用于AHI和/或风险概率分类器的输入特征。例如,该方法允许系统配置为在几乎任何时间段(例如,通常大于单个事件)提取调制频率。这也适用于无源包络。任选地,整个夜晚/记录的有源/声纳调制频率的中值可以用于降噪。

[0238] 组合有源和无源特征:

[0239] 处理有源和无源感测信号的优点是它们都包含关于公共感测目标的不同信息。例如,它们测量作为用于估计存在不同类型SDB的基础的生理信号的不同方面。对于无源感测信号,分析打鼾和/或呼吸的声音,包括不同频带上的强度。对于有源感测信号,测量胸部的位移(即,当存在良好的信号质量时,系统可以感测胸部运动)。

[0240] 在一些情况下,当受试者的背部转向传感器时,有源声纳分析可能有困难(估计信号质量较低),并且该人在若干夹被(毛毯/被子)下面。对于这种情况,无源分析仍然可以感测打鼾和/或呼吸声音(包括不稳定的呼吸,以及由呼吸引起的空气湍流)。该系统还能够检测与SDB恢复/唤醒相关联的周期性运动。此处,当有源检测到的呼吸信号和/或努力调制较弱时,无源分析可能是有用的。

[0241] 可以基于确定的信号质量针对由每种方法导出的特征来优化信道的组合(从而强调具有更好信噪比(SNR)或更好质量的信道)。

[0242] 对于认为两者的质量都可接受的情况,系统可以检查两个通道的相关程度如何,并且利用该信息来估计是中枢性还是阻塞性,以及人的位置。

[0243] 系统可以通过代理来检测打鼾,例如当在音频带中(例如,在250Hz至8kHz之间)的音频强度调制反映存在打鼾并且用这样的相对声学强度来确定本文描述的SDB指示时。

[0244] 系统可以检测人的呼吸声音,并且任选地,评估呼吸声音或打鼾作为基础以排除发生中枢性呼吸暂停,因为它们通常不与打鼾关联,例如当在大约5kHz检测到呼吸声音时。这种与打鼾关联的频率分量在中枢性呼吸暂停事件期间趋于消失。

[0245] 由于环境干扰而导致的缓慢周期性调制可能会导致无源/有源感测出现问题。因为系统使用两种不同的感测模态,所以两者将同时发生不良或没有生理信号信息的可能性较小。这当然与用户离开房间的情况不同。该系统可以感测这种情况的发生,并且在这种情况下触发“不存在”模式,“不存在”模式可以暂停SDB筛查,直到用户再次“存在”为止,并且当用户返回并且睡着时恢复SDB监测。

[0246] 与血氧测定法和二氧化碳描记法相比的一些优点:

[0247] 本文描述的系统的实例可以基于事件结束时的小运动来估计觉醒时间,这相对于其他可能不会这样做的感测例如SpO2更具优势。与血氧测定法和二氧化碳描记法相比的优点在于,系统能够通过声纳或音频测量可能作为SDB相关觉醒的一部分而发生的身体的部分或全部运动。其他感测模态可以仅检测定位于传感器位置的运动,这对于SDB检测可能不那么有用。

[0248] 系统不仅测量胸部调制,还检测由于恢复事件引起的运动,这在二氧化碳描记术中通常是看不到的。

[0249] 另外,系统可以例如利用SDB相关校正来实现休眠/唤醒之间的区分。这有助于SDB检测准确性,因为AHI被定义为睡眠事件/小时。

[0250] 如何避免在床上检测到第二用户:

[0251] 对于床上有两个人的情况,系统可以考虑多个特征以将最近的人(待分析的人)与更远的床伴分开。对于更近的人,检测信号可以更强。如本文更详细描述,系统可以实现信号的加权平均。这样的处理倾向于有利于较强的信号(通过强调它),并且倾向于抑制较弱的信号。因此,该处理可以将来自较近的人的信息与来自较远的人的信息分离。在一些情况下,如果一个人打鼾不是离传感器最近的人,则可以听觉感测打鼾,但可能不会感测到相

关运动。这种不一致可以用于分离(和任选地拒绝)伙伴打鼾。换言之,无源感测分析可能与有源分析不一致,这可以作为否定SDB结论的基础。例如,可以采用诸如用控制器/处理器逻辑实现的表决机制来选择一段时间内信噪比较佳的信号。因为有源分析可以包含距离信息(例如,基于FMCW的处理),所以它可以是拒绝来自正在打鼾的较远伙伴的数据的有效手段。例如,可以使用基于质量的估计的加权和。如果两种方法在多个时间标度上彼此直接矛盾(这非常不可能发生),则系统可以标记错误状态。

[0252] 对于产生变化的范围检测(距离仓)的有源感测,不同的距离仓也可以用于将感测区域定位到最近的人。如果人滚动到床的远侧(例如,远离或接近传感器),则甚至可以提供帮助。

[0253] 系统还可以实施自然遮蔽,因为对于放置在夜台/床边桌上的电话或传感器的情况,较近的人“遮蔽”(部分地遮挡)较远的人;这适用于有源感测。可以通过将传感器朝向例如第一人的胸部定位和定向来促进这种遮蔽,从而使得另一个人难以移动到感测区域中。当智能装置被放置在被监测的第一个人附近的床边储物柜或桌子等上时,遮蔽是感测模态的自然结果。即,主要的或最近的用户将部分地或完全地物理性阻挡有源感测信号(例如,声纳波形)“撞击”/照亮次要用户,因此他们的运动/呼吸不被测量,或者较弱。在更小程度上对于无源音频也是如此,因为次要用户更加远离,因此他们的音频信号将通常更弱。如果将监测装置放置在床的后面,例如放置在架子上,面朝下朝向用户和床伴,则可以减少遮蔽(增加伙伴被检测到的机会)。如本文所述的FMCW有源系统可以配置为通过分割多个距离仓来区分两个人。

[0254] 系统还可以利用以下事实:许多现代智能电话具有多个扬声器和麦克风(例如,底边扬声器箱),以及听筒接收器,听筒接收器还可以充当用于立体声回放的第二扬声器,并且还具有底边麦克风,以及位于电话的顶部边缘或顶部背面(便携式摄像机)上的一个或多个麦克风。

[0255] 例如,用户可能为了放松想要听睡眠声音(例如与他们的呼吸同步的海浪声音)以帮助他们睡着。智能电话扬声器的常见问题是,通过将声纳感测声音与音乐或其他音频源混合,感应信号的发射功率降低,并且非常小的扬声器和相关的智能功率放大器可能产生不需要的可听伪影,可听伪影由于扬声器和/或放大器链中的非理想性而不在任何源信号中(即使音乐已经被低通滤波以便去除可能与感测波形重叠的任何频率)。一种解决方案可以为单独的扬声器分离声道。例如,系统可以仅将滤波后的音乐路由到第二扬声器(这可能需要混合立体声音乐源以形成单通道表示),并且通过第一扬声器播放声纳感测声音-从而保持感测保真度以及音乐/音频回放保真度。另一种方法是使用两个扬声器来进行感测,但是每个扬声器具有不同的感测频率范围和/或重复率。可以通过一个或多个麦克风监测反射。当使用者使用更多或更多厚的被子(夹被)和/或毯子并且信号水平低时,或者用于不同高度的天花板或墙壁材料时,这可以是有益的。典型地,两个或跟多个智能设备扬声器指向不同的方向,并且可以利用不同的多径反射来更好地检测用户的胸部和身体运动。使用不同频率范围(或者以绝对的术语,或者及时)的原因是允许直接处理反射(可能不需要编码方案);另外,因为扬声器、麦克风和相关的放大器在18kHz以上的感应频率范围内通常是非线性的,所以第二反射回波信号提供另外的信息源以从其导出呼吸和运动。还可以看出,如果在用户睡着的同时使用第二扬声器来播放声音,则一旦他们酣睡,就可以渐弱音乐并替

换为次级感测信号。

[0256] 睡眠分段确保睡眠相关的呼吸扰动

[0257] 作为AHI计算的一部分,系统考虑睡眠检测,使得仅在睡眠期间处理呼吸减少或停止。因此,通过包括睡眠分段过程,例如在本文中以及在国际专利公开第W02015006364 (PCT/US2014/045814) 号中描述的,改善了系统的准确度。

[0258] 此外,可以相对于检测到的总睡眠时间来定义呼吸暂停事件的数量,而不是更简单的考虑可能不限于睡眠的检测周期内的呼吸暂停事件的数量评估。

[0259] PLM/RLS:

[0260] 周期性肢体运动 (PLM) 和不宁腿综合征 (RLS) 可能出现在系统检测到的调制中。然而,这些调制不像呼吸暂停集群那样一致,并且可以发生在不同的时间标度。因此,系统对于中等水平的PLM是健壮的,由此PLM的重复/出现率高于呼吸暂停的重复/出现率,因此呈现出不同。另外,PLM和RLS不太可能干扰,因为取决于电话或传感器的角度和位置,人的肢体(包括腿)通常在主感测区域之外。任选地,单独的或组合的RLS/PLM检测器也可以与本文的系统一起使用以跟踪这些周期性运动。这种检测器的实例可以包括PCT/EP2016/080267中描述的任何方法,其全部公开内容通过引用并入本文。

[0261] 利用无源感测信号和有源感测信号进行的信号组合可以起到减轻PLM的作用。例如,系统可以为与发生呼吸的运动相关的距离仓实现更大的权重(例如,可以基于呼吸强度来加权)。因此,系统处理可以帮助防止PLM成为系统的重要混淆因素。

[0262] 牙齿研磨/磨牙症:

[0263] 牙齿研磨/磨牙症以较高(较快)速率发生,而不进入所处理的调制范围。因此,本文描述的SDB检测方法中可以避免这样的事件。

[0264] 中枢性与阻塞性呼吸暂停:

[0265] 系统可以基于参数的形状,以及基于无源感测信号特性与有源感测信号特性之间的特征关系来区分中枢性集群与阻塞性集群。中枢性与阻塞性事件可以被检测为呼吸努力信号中的不同类型的调制。阻塞性事件通常引起努力增加(即,抵抗受限气道呼吸)。阻塞性呼吸不足类似于阻塞性呼吸暂停事件,但因为气道仅部分阻塞,所以努力的变化较小。相反,中枢性事件将表现为努力相对于基线减少(即,没有尝试进行呼吸)。因此,系统可以通过评估其是否具有相关努力增加或减少、努力包络的特性形状或轮廓和/或振幅相对于基线努力的相对变化(局部或全局时间变化)来检测事件并按类型对事件进行分类。

[0266] 在一些情况下,设备可以实现为使用打鼾或其他特征性音频特征(例如,喘息、窒息)来确定事件本质上是阻塞性的。例如,本文中描述的系统可以实现如与2018年9月13日公开的美国专利申请公开第US-2018-0256069-A1中描述的打鼾或其他睡眠呼吸障碍事件监测,其全部内容通过引用并入本文。任选地,基于中枢性与阻塞性与混合型事件的数量(并且考虑呼吸暂停或呼吸不足),系统可以配置为推荐不同类型的治疗。

[0267] 位置变化可检测:

[0268] 系统可以检测在床上最近的人的相对位置,例如,如果他们面对传感器、背对传感器或者在背部或胃上。传感器配置和方法的实例例如检测位置可以关于于2017年3月2日公开国际专利公开第W0/2017/032873号进行考虑,其全部公开内容通过引用并入本文。

[0269] 吸气与呼气:

[0270] 在一些版本中,系统可以实现RF检测(例如,多普勒感测)以分离或区分吸气/呼气努力(当人充气时吸气总是朝向传感器)。这种区别可以例如通过处理多普勒频移(例如,探测运动方向变化)来实现,从而产生目标的行进方向,其可以被映射到吸气/呼气。一种用于检测运动方向变化的方法,其可以被实施以区分这些呼吸阶段,在于2016年10月27日公开的国际专利公开第W0 2016/170011中描述,其全部公开内容通过引用并入本文。

[0271] 产生AHI:

[0272] 系统可以提供呼吸暂停呼吸不足指数(AHI)或呼吸扰动指数(RDI)的估计。例如,这可以涉及呼吸暂停和呼吸不足事件的数量或者每小时睡眠的呼吸暂停和事件的数量。因此,可以看出,如果系统可以估计不同类型的呼吸暂停(例如,呼吸暂停和呼吸不足事件的直接计数)和睡眠时间,则可以估计AHI值。另一种方法是基于一个或多个熟练的人类PSG评分员提供的估计(标记数据),将更大规模的调制数据(例如,表示呼吸暂停和/或呼吸不足的训练或序列)提供到机器学习模型中,并开发分类器(例如逻辑回归模型分类器)以从这些特征中估计AHI。系统可以提供AHI和/或RDI的估计和/或量化SDB风险的度量(例如,逻辑回归模型的概率输出)。

[0273] 与其他风险因素结合:

[0274] 系统的输出可与其他风险因素-年龄、BMI、种族、收入、合并症、饮酒-组合以计算总的“危险睡眠”指数。这可以被输入到本文描述的分类器并且由本文描述的分类器来表征。

[0275] 8.3.4.1系统处理架构

[0276] 参考图8可以考虑例如具有本文描述的模块的示例性系统架构。这样的模块可以由本说明书中描述的任何处理装置实现,例如基于RF传感器的系统和/或移动电话。可替代地,处理模块可以通过位于附近(例如,位于RF传感器附近的移动电话或平板计算机)或远程服务器处的处理装置与传感器分开实现。通常,系统执行对SDB风险的评估,SDB风险来自与睡眠者的一个或多个感测时段(例如一夜睡眠或多夜睡眠)相关联的感测信号,例如来自本文描述的基于声学和/或射频频的感测装置。一个或多个过程可以配置为生成SDB风险指示,以便提供以下各项中的任何一项或多项:

[0277] (1) 二进制分类标志(真或假),针对超过SDB事件临床阈值(例如,AHI大于诸如15的阈值)。例如,可以将该阈值调整为10或5,或者根据需要调整为更高或更低。任选地,二进制分类标志可以是符号化的。例如,这样的指示可以是颜色编码的输出,以指示一种颜色为真而另一种颜色为假(例如,对于低于阈值的计数,为“绿色”(例如,15),而对于大于或等于阈值的计数,为红色)。

[0278] (2) SDB风险的计算概率(例如,作为在诸如1至100范围内的百分比或缩放指示,例如其中该范围的一端指示SDB较少,而范围的另一端指示SDB较多);

[0279] (3) 相关SDB事件(例如,呼吸暂停-呼吸不足指数(AHI)或SDB事件的其他计数)的估计得分。

[0280] 此外,该系统可以被配置为检测睡眠阶段和/或提供睡眠得分、精神更新得分/指示和/或身体更新得分/指示,如本文所述,并基于运动检测生成指示睡眠阶段的输出。例如,这可以如在于2014年7月8日提交的国际专利公开第W02015006364中所描述的来实现,其全部公开内容通过引用并入本文。另外,系统可以配置为实现对睡眠阶段分析的校正,以

确保这种分段确定是正确的或更准确的-甚至对于具有严重SDB的人/用户。在本文更详细描述实例中,这可以用实现睡眠/唤醒校正掩码的方法(机器算法)来实现,例如表示从感测信号的分析确定睡眠或唤醒的指示的时间序列。这种校正可以基于检测和评估在SDB频率范围内检测到的调制强度(例如,在大约25至100秒的间隔内发生的调制)。

[0281] 在这点上,事件倾向于连续发生,并且两个连续事件之间的时间段通常(基于经验分析)在25秒至100秒的范围内。系统可以例如被调谐为检测特定范围内的周期性(即,调制)。当系统检测到SDB事件的“集群”时,应用睡眠/唤醒校正。集群中的事件以一定的速率(或频率)发生。系统还可以配置为基于这些事件更可能是虚假的而忽略其周期落在与呼吸暂停相关联的典型“正常”生理范围之外的事件。可以使用单独的RLS和/或PLM检测器。

[0282] 如图8所示,例如利用一个或多个算法的处理可以实现为多个模块(例如,在本实例中为三个模块)。由一个或多个处理器实现的模块的操作/功能在以下部分中详细描述,并且可以作为关于图7B-2所示的方法的一部分来实现。在该实例中,操作模块可以实现为(a)提取模块8810,提取模块8810可以是在线的(其中在这种情况下“在线”可以被理解是指使用处理器来在收集数据块或数据帧时对它们进行处理,以便在夜晚结束时向用户给出最快的响应,并且避免潜在缓冲许多千兆字节的原始音频数据)模块,(b)评估模块8820,其可以是离线(其中在这种情况下“离线”可以被理解是指由先前的“在线”处理步骤提供的中间参数的“时段结束”处理)模块,以及(c)输出模块8830,其也可以是用于输出生成的离线模块。本文更详细地描述了每一个模块。

[0283] 通常,提取模块8810可以被配置为执行信号提取,例如从有源感测信号(例如,RF和/或声纳)感测信号和无源感测信号(例如,环境音频/声音)提取信号。这种模块可以包括例如多个通道,例如用于从输入感测信号(例如,来自RF和/或声纳运动感测的原始运动信号)中提取I&Q(同相正交)呼吸努力信号。该模块还可以具有多个声学通道,例如来自无源检测,以隔离所关注的音频能量,从而将其提取到一个或多个所关注的频带(例如,9个通道频带)。

[0284] 通常,评估模块8820利用来自提取模块的输入信号,可以确定调制特性,例如调制的频率和强度。该模块还可以基于所确定的调制强度来计算睡眠/唤醒校正掩码。这样的校正掩码可以被输入到确定睡眠阶段(例如,睡眠图信号)的睡眠分段过程,使得可以应用校正掩码来校正或避免由于SDB而不正确的唤醒指示。评估模块8820,例如具有强度、频率和睡眠分段信息(例如,通过掩码转换校正的睡眠图信号),可以应用于SDB概要评估。在这种评估中,SDB特征(例如,标量值)可以从诸如主动感测(例如,声纳和射频感测)的呼吸努力信号以及来自无源声学感测的频带中导出。这些特征可以应用于一个或多个分类器。例如,逻辑分类器可以对标量值进行分类以产生如先前所讨论的二进制分类标志和风险概率指示。作为进一步的实例,线性回归分类器可以对标量值进行分类以计算呼吸事件得分(例如,对这些事件进行计数的呼吸暂停/呼吸不足指数)。呼吸事件得分的这种计算可以被应用为调整因子,例如SDB惩罚因子,其可以调整睡眠得分的一个或多个部分,例如用作身体刷新得分/指示和/或精神刷新得分/指示中的调整因子。

[0285] 尽管在图8的示例中示出了操作,以便将操作划分为实时或近实时(在睡眠时段的记录期间)以及在记录和/或睡眠时段结束时或之后完成,但是可以实现操作的其他分离。所说明的实例中的操作划分可以特别有效地使用处理器的,例如在由智能电话实施时。

[0286] 尽管如此,在线和离线操作可以被实现为使得它们都被作为离线处理,或者离线操作的各方面可以被实现为在线处理。如图所示,在线和离线的分离被设计成有效地利用多核智能电话处理器,但可基于可用处理器的特性和存储/存储器的可用性来调整。

[0287] 8.3.4.1.1提取模块8810

[0288] 提取模块8810的目的(例如,通过实施连续的或周期性的处理,不管是在睡眠期间还是之后)是根据有源感测信号,有规律地计算相关信息信号,和/或根据无源感测信号(例如,非接触感测),有规律地计算信息信号。这种提取处理将取决于感测信号的性质,例如,它们是雷达(即,射频)产生的和/或声纳产生的。

[0289] 例如,对于有源感测信息信号,提取过程可以产生呼吸努力信号,其基于非接触式呼吸运动感测。这种呼吸努力信号可以在如本文先前所描述的声纳情况下生成,和/或根据第W02018/050913号国际PCT专利公开中描述的方法而生成;以及,在如本文所描述的雷达情况下生成,和/或根据在10月22日公布的第W02014/015238号国际PCT专利公开或第8,562,526号美国专利中描述的方法而生成。

[0290] 在一个示例中,可以通过例如产生两个信道(I和Q)的16Hz呼吸努力信号,而从声纳或射频解调信号产生一个或多个呼吸努力信号。可选地,系统可以实现其他采样率。对于调频连续波(FMCW)有源前端感测(音频或射频)的情况,提取模块的任务是执行FMCW呼吸努力检测。可以用一个或多个有源感测信号提取子模块8812来实现这种有源感测信号提取处理。可以用声纳感测信号提取子模块和/或雷达感测信号提取子模块来实现这种子模块。

[0291] 另外,对于无源感测信息信号,提取模块8810的提取处理可以从声学感测的音频信号中提取信息信号。可以从全频带音频信号(例如,实现的麦克风的可检测音频范围)提取这种无源音频能量,并将其付诸于SDB相关频带(例如,具有不同频带的9个信道)。可产生1Hz的此类信号,但可根据需要实现其他取样频率。可以由无源感测信号提取子模块8814执行这种无源音频信号提取处理。

[0292] 在一些情况下,提取模块8810可以进一步实现用于提取呼吸率信号和/或信号质量信号的模块或子模块。呼吸率信号表示随时间变化的呼吸率,并且信号质量信号表示随时间变化的所记录的感测信号的质量。

[0293] 8.3.4.1.1.1从有源感测信号中提取呼吸努力信号

[0294] 可以参考图9、10和11,考虑例如用于在8810A中生成/提取呼吸努力信号(基于呼吸运动)的有源感测信号处理。在一些版本中,这种感测信号处理可以包括对来自多个范围(距离仓)的复数解调感测信号进行组合的处理(参见图9),其中每个距离仓信号可以分成两个信道,分别来说,一个用于实部(可以是I信号),另一个用于虚部(可以是Q信号)。通常,合乎提取呼吸努力信号之需要的输入有两个:

[0295] a.在例如5秒的时间段内,每个距离仓中的声纳信号

[0296] b.对这些距离仓中的每一个距离仓的呼吸分析。

[0297] 呼吸分析基于呼吸频率范围中最高谱功率密度的度量值,告诉我们每个距离仓中存在多少呼吸信号。可以在每个时间区间(例如,5秒)执行该呼吸分析(跨越例如较长时段的信号,比如64秒)。对于每个距离仓,我们将在例如5秒时域的左边界和右边界处得到度量值输出。

[0298] 一种经由基于呼吸的度量值,将所有距离仓组合到一个单一信道中的方式,可以

包括一种方法,该方法具有以下步骤:

[0299] a.在时域的左边界和右边界处,将对应于特定距离仓的度量值除以所有距离仓上的总和,来定义每个距离仓的权重;

[0300] b.对每个距离仓在左右之间线性插入权重

[0301] c.将权重与每个距离仓中的信号相乘

[0302] d.对所有距离仓进行上述求和

[0303] 该分析可以与声纳呼吸分析一致(时间上)执行,例如,都在为时5秒的时段内执行,并且使用来自距离仓的包括呼吸信息的信号,来提取努力信号。在来自图9的示例性感测信号中,包括来自0.3m至3m处的距离仓的信号。

[0304] 该处理可能有助于解决下列问题中的任一个:

[0305] (a) 在距离仓之间,信号可能发生 180° 的相变;

[0306] (b) 必须排除不包含呼吸范围内调制(即,呼吸运动频率)的距离仓;

[0307] (c) 应当确保连续的5秒片段之间的连续性,以考虑受试者姿势可能变化。

[0308] 因此,如图10所示,这种处理可以包括:对每个离散范围信号或距离仓应用绝对值处理,然后根据对PSD操作得出的呼吸相关频率的加权平均,来组合距离仓信号。该过程可以分别针对I和Q信道中的每一个来执行。可以考虑一个示例,接受如下处理:

[0309] (1) 对于每个距离仓,在5秒时域的左边界和右边界处,可以根据体现呼吸范围中最高功率谱密度(PSD)的度量值,来计算权重;

[0310] (2) 在右边界与左边界之间线性插值,将权重遍布该时域;

[0311] (3) 可以通过下列方式组合距离仓:

[0312] (a) 取每个距离仓的绝对值;

[0313] (b) 通过与加权数组相乘,取上述绝对值的加权平均值。

[0314] 对于这一示例,权重仅仅是应用于每个距离仓信号的缩放因子。与其他距离仓相比,这成比例地“加权”某些距离仓。当评估呼吸率时,可能需要归一化,以抑制大的幅度调制分量。然而,幅度调制(AM)分量被保留用于SDB分析,因为其包括在更长的时间标度上涉及到SDB的相关调制。

[0315] 8.3.4.1.1.2SDB无源音频信号提取

[0316] 可以参照图12所示的音频信号的频谱,来考虑例如用于在子模块8812中生成/提取频带的无源感测信号处理。该子模块将原始全频带音频信号变换到例如用于稍后生成不同频带的能量测量值的频域。SDB无源音频信号提取可以涉及将音频信号分离成频带信号(例如,9个离散频带,对诸如约100Hz至8kHz或250Hz至8kHz的范围进行划分)。在一些版本中,可实现十一个频带,例如,其中频带在该范围内按250Hz的区间进行标称间隔。提取处理可以每秒(1赫兹)执行一次。这可以通过傅里叶变换(例如离散或快速傅里叶变换)来实现。

[0317] 例如,提取可以包括以下处理:

[0318] (a) 可以对音频数据的样本(例如,3000个样本)计算FFT(例如,“4096点”),例如每秒16次。可选地,这可以在应用了“去意义化”和频谱加窗之后执行。在一些情况下,可以使用中值去除(例如,以每秒为基础,执行中值去除)而不是平均值去除。可使用其他大小,例如,对1000个音频数据样本计算1024pt FFT等(例如,非重叠帧)。

[0319] (b) 可以通过计算特定频带的对应FFT系数的绝对值之和,来确定每个频带中的能

量。每个这种和,可以被认为是每个频带的能量值。对于9个频带的示例情况,每个FFT操作将导致计算9个能量值。

[0320] 为了提取SDB评估的每个频带信号,可以之后在例如为时一(1)秒的窗口期间,根据每个频带的能量值确定(计算)平均值。在每秒进行16次FFT操作的例子中,每个频带将平均16个能量值。因此,该过程在重复时,针对每个频带(例如,SDB和呼吸的9个频带)随时间产生分离的信号,其中,给定频带的信号的每个样本,表示来自时间区间的平均能量。系统可以去掉9个频带的线性分量,然后取平均值。然后,执行包络峰值寻找,执行峰值插入等(例如,通过积分生成和高通滤波),会对此另作说明。对于呼吸,通过预处理和自相关,对每个频带独立处理,用于呼吸。当存在峰值凸显时,将自相关输出与信号质量度量值一起使用,以选择可能包含呼吸的信道,并将它们组合。可以使用滑动窗口(例如,64秒滑动窗口),例如每几秒(例如,5秒),来对其进行重复。

[0321] 还可以执行有源和无源包络提取。有源信号包络提取可以包括以下步骤:(i)无效数据插入,(ii)异常值去除,(iii)在0.075Hz处截止IIR低通滤波器(或一些其他低值),(iv)滤波器延迟补偿,以及(v)以1Hz进行下采样。

[0322] 无源包络提取可以涉及图8B所示的步骤。这可能涉及以下步骤中的任何步骤、部分步骤或全部步骤:(i)信道组合,由此通过减去滑动窗口上的最小值,来去除每个频带的基线,并且通过取频带上的平均值,来组合频带。如图所示,(ii)该过程可以例如使用(例如,抗混叠滤波器)抽取无源流,之后,可以进行(iv)下采样。这些步骤例如将原始48kHz信号降低一个因数(例如,因数3),从而提高效率。

[0323] 任选地,为了增高强度SDB调制检测,(iii)可以在其他处理之前,使用诸如维纳滤波器等滤波器(使用基于随时间变化的运行SNR)对该谱进行频谱降噪,以及呼吸信道选择。

[0324] 降噪处理可以在频域中执行。该过程的目的是:最终仅从所测量的信号中,获得对所关注的信号的估计,即,从信号中去除噪声,因为所测量的信号还包括噪声。这可以通过信号的噪声版本(即,系统实际记录的噪声版本)与频谱增益G(待确定)的频谱乘积(时域中的卷积)来完成:

$$[0325] \quad \hat{S}(p,k) = G(p,k)X(p,k)$$

[0326] 其中 $\hat{S}(p,k)$ 、 $G(p,k)$ 和 $X(p,k)$ 是短时音频帧p(算法中的1/16秒、16kHz、非重叠帧)的第k个分量,分别对应估计的信号、增益,和测量的信号加噪声。在该算法中,可以使用应用于帧p加Hanning窗版本的1024点FFT,来获得频谱信号X。例如,从抽选的原始48kHz信号的16kHz输出中获取帧p,该信号来自智能设备的麦克风。

[0327] 频谱增益G是两个分量的函数,这两个分量是:音频帧的后验信噪比和先验信噪比(SNR)。这些术语指的是:在了解或不了解特定音频帧p的真实噪声的情况下的SNR计算。它们可以定义为:

$$[0328] \quad \text{SNR}_{\text{后验}}(p,k) = \frac{|X(p,k)|^2}{E[|N(p,k)|^2]}$$

[0329] 和

$$[0330] \quad \text{SNR}_{\text{先验}}(p,k) = \frac{|S(p,k)|^2}{E[|N(p,k)|^2]}$$

[0331] 其中, $S(p, k)$ 和 $N(p, k)$ 是信号和噪声的短时音频帧 p 的第 k 个分量, 且 E 是期望算子。

[0332] 然后可以使用对以上 SNR 值的估计来描述增益 G :

[0333] $G(p, k) = g(\widehat{\text{SNR}}_{\text{prio}}(p, k), \widehat{\text{SNR}}_{\text{post}}(p, k))$

[0334] 函数 g 可以采用许多不同的形式 (参见, 例如: Ref. C. Plapous, C. Marro, P. Scalart, “用于语音增强的改进的信噪比估计”, 《IEEE 音频、语音和语言处理汇刊》第 14 卷, 第 6 期, 第 2098 至 2108 页, 2006 年)。可以采用的一个示例方法是维纳滤波器。

[0335] (v) 一旦降噪处理完成, 则可从该降噪后的频谱信号获得频带中的能量, 并将其添加到先进先出 FIFO 缓冲器 (例如, 64 秒循环缓冲器)。

[0336] 信号质量和呼吸率

[0337] 在一些版本中, 该模块 8812 可以可选地实施信号分析, 例如, 对有源和/或无源信号的分析, 以估计呼吸率和/或相应的信号质量。在一些版本中, 可以如第 W02015006364 号国际专利公开所述, 确定呼吸率。这种信息可以被实现为不存在/存在检测模块的一部分, 用于识别人是否在感测区域附近, 从而提高稳健性。

[0338] 系统可以通过有源和/或无源流分开计算呼吸率, 并且可选地, 基于每个流的估计的信号质量来组合这些输出。

[0339] 无源呼吸率

[0340] 可选地, 可以使用呼吸率 (有源的或无源的), 例如, 当存在良好的信号质量时, 以提高系统的准确性。对于信号质量较差的情况, 仍然可以检测调制, 以识别呼吸暂停/呼吸不足的集群——即使实时呼吸率对于夜晚/睡眠期间部分是不可用的。

[0341] 在一些版本中, 该子模块可以被配置成处理上述频带中的每一个 (例如, 在缓冲器中), 并且估计每个时段 (例如, 64 秒缓冲器) 的呼吸率和/或信号质量 (例如, 如前所述)。这可以每 5 秒重复一次, 与根据主动感测信号确定的呼吸率 (例如, 由声纳获取的呼吸率) 一致。

[0342] 由于无源分析得到的呼吸信号一般呈周期性脉冲的形式, 因此, 首先应用一些预处理来帮助提高算法的稳健性。示例性步骤可包括下列各项中的任一项:

[0343] 1. 应用与高斯脉冲响应相匹配的滤波器

[0344] 2. 通过减去滑动窗口上的最小值来去除基线

[0345] 3. 限制在第 95 百分位, 以最小化由运动造成的伪影。

[0346] 4. 按照 std.dev (标准偏差) 在短滑动窗上归一化

[0347] 5. 对信号和高通滤波器进行积分

[0348] 6. 按照 std.dev 在滑动窗口上再次归一化

[0349] 完成这种预处理, 从而将脉冲串转换为更适合于时域分析的信号。

[0350] 可以对信号执行自相关, 并且在限定的呼吸范围内的第一峰值被选择作为呼吸率估计值。计算峰值凸度并将其用作我们的信号质量或置信度度量值。可以对每个频带重复该过程。

[0351] 最后, 可以通过取具有最高信号质量的四个估计值的平均值来计算呼吸率估计值。该信号质量输出仅仅是最高的四个信号质量度量值的平均值。这种输出可以可选地输出到评估模块 8820 或其任何子模块/方法。

[0352] 8.3.4.1.2评估模块8820

[0353] 如图8所示,评估模块8820可以包括SDB调制评估子模块8822或方法、睡眠分阶子模块8824或方法,以及SDB概要子模块8826或方法。本文将深入讨论其中每一个。通常,SDB调制评估过程可以分别针对来自提取处理的每个信号流(即,有源信号,例如,由声纳或雷达获取的呼吸运动信号,和无源信号,例如,音频声学信号)执行SDB调制评估(频率和/或强度上)。术语“SDB调制”可以理解为由SDB相关事件引起的呼吸/生物运动信号幅度调制和长期包络变化的调制。

[0354] 此外,SDB调制评估处理可以针对由提取处理的输出分别提供的有源信号流和无源音频信号流中的每一个,识别包含显著或高强度SDB调制(集群)的时间段(即,输入信号部分)。此外,SDB调制评估子模块8822可以生成如前所述的校正掩码,该校正掩码可以提供睡眠/唤醒特性,以用作用于改善子模块8824的睡眠分阶过程的睡眠分阶指示的输入。如图8所示并在此作了更详细解释的,SDB概要子模块的评估,产生AHI和二进制标记,例如,该二进制标记由可选输出模块8830输出(例如,输出到屏幕或其他用户接口)。

[0355] 8.3.4.1.2.1SDB调制子模块8822的评估

[0356] 有源(例如,声纳)和无源音频流(即,由提取模块8810的提取处理产生的信号)被分开处理,从而干扰得到量化SDB频率范围(25到100秒)中的调制的频谱特性。许多处理步骤对于这两个流是类似的。

[0357] (A)有源(例如,获取自声纳)流中的SDB调制

[0358] 对于表示呼吸努力的每个I信道和Q信道,以下处理确定了与特定SDB调制频率相关的调制强度。通常,如图11所示,从每个信道/信号中提取包络。可以对包络进行滤波和/或归一化。通过频谱分析处理该包络,以确定SDB相关范围(例如,约25至100秒)内的调制频率特性和/或其强度特性。该SDB相关频率下的调制强度,可以被输出到SDB概要子模块8826,本文会对此进行更详细的讨论。产生这样的输出的示例性步骤可以包括:

[0359] 1)包络提取(FMCW提取包络):

[0360] a.NaN插值

[0361] b.异常值去除

[0362] c.在0.075Hz截止IIRLP滤波器

[0363] d.以1Hz进行下采样

[0364] 2)通过混频器方法将包络归一化(归一化包络):

[0365] a.按照总体中值进行初始缩放

[0366] b.对上述步骤a)的包络和按照标准偏差在滑动窗口上进行的缩放的包络,进行线性组合

[0367] 3)提取SDB频率范围内的频谱特性(获得调制频率,计算ibm(频带内度量值)):

[0368] a.在应用去分量和频谱加窗之后,在6分钟的窗口期间,每分钟执行一次FFT(例如,1024点)。

[0369] b.提取以下频谱特性:

[0370] (i) fPeak:对应于SDB频率范围(即SDB频带——例如25至100秒)内的峰值PSD的频率。

[0371] (ii) ibm(频带内度量值):相应的调制强度或信号质量,写作:

$$\frac{P_{\text{信号}}}{P_{\text{噪声}}}$$

[0373] 其中“P信号”是包含在峰值频率周围的频带(例如,窄带)内的功率,“P噪声”是总功率和“P信号”之间的差值

[0374] 最后,可以确定两个信道的平均值,以产生表示调制强度(平均SDB频带内度量值(ibm))的信号。然后,可以在SDB概要子模块8826中评估该平均值,以定义用于有源流(例如,声纳或雷达)的SDB集群(有源集群),本文会对此进行更详细的讨论。

[0375] (B) 无源音频流中的SDB调制

[0376] 对于音频频带信道(例如,本例中的9个信道),以下处理确定了与特定SDB调制频率相关的调制强度。通常,如图13所示,从组合信道/信号中提取包络。可以对包络进行滤波和/或归一化。然后通过频谱分析,处理该包络,以确定在SDB相关范围(例如,约25至100秒)中的调制频率特性和/或其强度特性。在该SDB相关频率上的调制强度可以被输出到SDB概要子模块8826,本文会对此进行更详细的讨论。产生这种输出的示例性步骤可以包括:

[0377] 1) 信道组合:

[0378] a. 通过减去滑动窗口上的最小值,来去除每个频带的基线。

[0379] b. 通过取这些频带上的平均值,来组合这些频带。

[0380] 2) 包络提取:

[0381] a. 提取峰值,施加约5秒的最小峰间隔

[0382] b. 1Hz下插值,应用均值滤波器,得到该包络。

[0383] 3) 包络滤波,包括积分和高通滤波器(1/100Hz下的通带频率):

[0384] • 该步骤用于将脉冲串(它是无源音频信号包络中的阻塞性呼吸暂停的签名)转换为更适于频谱分析的信号

[0385] 4) 包络归一化——与声纳流处理的步骤2)相同

[0386] 5) 提取SDB频率范围中的频谱特性——与上述有源流处理的步骤3)相同。

[0387] 此产生的SDB相关频率下的基于无源信号感测的调制强度信号也可以被输出到SDB概要子模块8826,然后,在该处可以对其进行评估,以定义用于无源数据流的SDB集群(无源集群)。

[0388] (c) 计算用于在主动音频流中进行睡眠分阶的睡眠/唤醒校正掩码

[0389] 子模块8822还可以基于所生成的集群标志来产生睡眠/唤醒校正掩码,所生成的集群标记表征了诸如主动感测流中所检测到的SDB集群的存在。这种方法可以帮助解决以下因素:

[0390] • • 确保睡眠分阶(例如,如果仅基于声纳特征而执行)和SDB评估之间的一致性

[0391] • • 用于SDB筛选的有源感测信号(例如,声纳)特征的表现,优于仅无源音频特征的表现

[0392] 当检测到的SDB集群构成整个记录期间时长的预定百分比(例如20%)以上时,激活掩码。

[0393] 产生掩码以标记高强度SDB调制的时段,以体现该时段应当被标记为睡眠时段。将该输出校正掩码输入到睡眠分阶模块8824,在睡眠分阶模块8824中,与掩码中的SDB调制确定一致,在子模块的睡眠/唤醒分类之后,应用该输出校正掩码,以校正唤醒分类的实例(时

段),使其被标记为睡眠实例/时段。

[0394] 8.3.4.1.2.2SDB概要子模块8826

[0395] 如前所述,评估模块可以评估输入信号(例如,调制强度,如来自有源和无源感测信号的SDB相关频率)以确定SDB分类标志、SDB风险的概率和/或SDB事件的得分。这种确定也可以基于睡眠分阶信息,例如基于来自子模块8824的睡眠分阶信息。这种确定可以最初涉及SDB相关集群的检测,该SDB相关集群表示包括SDB相关调制的片段(时间段)。本文对这种确定作了更详细的描述。

[0396] (A) 识别具有高强度SDB调制的片段(集群)

[0397] 基于每个有源(例如,声纳和/或雷达)和无源音频流的调制强度度量值,来识别高强度SDB调制的集群。该方法可以包括以下处理中的任一种:

[0398] • • 通过评估度量值的最小阈值,来构造二进制标志信号(时间序列)。例如,对位于或高于阈值的强度信号的值,标志被设置为真,否则设置为假。该“强度”涉及有源或无源感测流的幅度/功率调制的强度和/或频率调制的强度。

[0399] • • 可选地,可以例如通过对强度信号应用10抽头均值滤波器,来对强度信号进行滤波。

[0400] • • 可以通过另行估计具有第二阈值的附加滤波后强度信号来获得或修改集群标志信号。例如,对位于或高于第二阈值的滤波后的强度值,将标志设置为真,否则设置为假。

[0401] 可以例如利用经验分析来优化这一阈值,以使得在检测从PSG注释得出的实际SDB集群方面具有最大程度的准确性。来自这种处理的集群信号,在图11(来自有源感测信号的集群)和图13(来自无源感测信号的集群)的底部曲线图中示出。

[0402] (B) 分类

[0403] 如前所述,SDB概要子模块8826可以包括一个或多个分类器,以对来自上述处理的输入进行分类,用于SDB风险确定、SDB识别和/或事件评分中的任一者。例如,这一模块可以根据有源感测流(例如,来自I信道和Q信道的任何强度信号、集群信号、呼吸率信号、信号质量信号、睡眠阶段等)以及根据无源感测流(例如,强度信号、集群信号、呼吸频率信号、信号质量信号等)来计算SDB相关特征,例如,表征整个记录期间的一个或多个标量值。该模块可以例如应用逻辑模型分类器,来生成二进制SDB分类标志,和相关联的SDB风险概率,和/或应用回归模型分类器,来生成(a)AHI得分的估计值或(b)睡眠期间包括的呼吸暂停和/或呼吸不足事件的数目大于阈值(例如,表示睡眠障碍的阈值)的风险概率值。该模块还可以基于SDB概率的评估,来生成睡眠分数调整(例如,处罚)因子。这可以应用于修改由睡眠分阶模块8824确定的睡眠相关分数,该睡眠相关分数被输入到SDB概要模块8826。

[0404] 用于这些分类处理中的任一种处理(可以由处理设备确定)的示例性SDB相关特征,可以包括下列特征中的任何一个、多个或全部特征:

[0405] 1.cluster_ratio_active特征:该特征可以是由从主动感测流(例如,SONAR感测)导出的SDB集群组成的总睡眠时间所占的比例。该特征可以由处理器按如下方式得出:

[0406] a. 评估所生成的睡眠图数据,以得到总睡眠时间和睡眠唤醒掩码。由睡眠分阶过程确定的睡眠图,标识了在记录期间的不同睡眠阶段(例如,深度、轻度、快速眼动)或唤醒。睡眠唤醒校正掩码是用于记录期间的指示符时间序列,其表示时间序列的特定时间子区间

中的睡眠或唤醒。因此,面罩的睡眠指示符将深度睡眠、轻度睡眠或快速眼动睡眠等中的一个归纳为睡眠区间。

[0407] b.然后,根据与声纳集群时间序列的时间关系,来评估睡眠唤醒掩码,使得能够识别伴随睡眠发生或与睡眠同时发生的特定SDB集群相关时间(即,掩码的睡眠指示)。

[0408] c.可以通过将SDB集群相关时间除以总睡眠时间(例如,SDB集群时间/总睡眠时间)来计算特征所占的比例。

[0409] 2.cluster_ratio_passive特征:该特征也是由如上所述的SDB集群组成的占总睡眠时间的比例,但是,得出这一特征的处理器,具有从无源音频流而不是从有源感测流确定的SDB集群时间序列。

[0410] 3.fpeak_median特征:该特征是可以从来自有源感测流的SDB调制频率时间序列(即,先前描述的强度信号)确定的峰值强度或峰值中值强度。可选地,该特征可以替代性地,或作为附加特征,另外地基于无源感测流。该特征可以在来自声纳流或无源声音流的调制频率的时间序列上。这一特征可以由处理器按如下方式确定/计算:

[0411] • 从有源感测流(例如,fpeak_median_active);

[0412] (a) 可以筛选出不存在的时段;

[0413] (b) I信道和Q信道,如果存在的话,可以例如取能够表示信道中的噪声最小的信道的最小值,从而组合信道,用于进一步处理;或者,可通过应用3点中值滤波器来平滑I信道和Q信道,并提取对应于具有最高调制强度的信道的值,从而组合信道,以及应用3点中值滤波器来平滑ibm(频带内度量值)。

[0414] (c) 然后,对于调制强度超过阈值的时段,可以通过计算信号或组合后的最小信号的中值来计算特征。可选地,可以从估计值中排除孤立的一个点的区块。如果超过区块的累积持续时间小于阈值,则可以返回最小频率。如果主动集群比例大,则可将频率特征计算为主动集群的均值。

[0415] • • 从无源感测流(例如,fpeak_median_passive);

[0416] (a) 可以将3点中值滤波器应用于调制频率时间序列,以进行平滑;

[0417] (b) 无源集群的中值可以作为特征。

[0418] 然后,分类器可以评估这些特征中的任何一个、多个或全部特征,以生成二进制标志、风险概率,和/或SDB相关事件的估计总数(例如,AHI估计值)。

[0419] 通过对分类特征(例如,cluster_ratio_active、cluster_ratio_passive和/或fpeak_median(例如,fpeak_median_active和/或fpeak_median_passive))应用默认逻辑模型,来确定/计算呼吸暂停/呼吸不足总数大于阈值(例如,AHI $\geq$ 15)情况下的输出风险概率,和输出标志(例如,阳性SDB标志或SDB分类标志)输出值。

[0420] 还可以通过对相同特征应用线性回归模型,来计算AHI得分的估计值(估计总数)。为了避免输出值相抵触的风险,回归模型可以“从属于”逻辑模型。因此,如果回归模型和逻辑模型的预测不一致,则可以基于概率输出修改AHI得分。

[0421] 在以下条件下,系统可以返回无效输出(NaN),例如,确认无法进行SDB风险确定:当总存在时间小于阈值(例如,4小时)时;当伪影检测器速率超过设定阈值(例如,指示信号质量差)时,和/或默认模型返回阳性结果(例如,阳性SDB指示)且基于无源特征的模型仅返回阴性结果(例如,存在来自不同检测方法的相抵触的结果)。

[0422] 在一些版本中,可以将SDB阈值设置成AHI为15。在这种情况下,阳性结果可以指示AHI>15。按照这样的结果,可以例如通过显示器上的自动消息,建议使用者去看医生。

[0423] 如前所述,处理器还可以确定调整因子或睡眠得分校正因子,该因子可以例如在SDB事件中断睡眠时,用作睡眠得分的罚分。这种调节因子可以由处理器根据以下函数来计算:

[0424] 因子= $\min\{1, \text{斜率} \times \text{risk_prob} + \text{截距}\}$

[0425] 该斜率和截距可以被预先确定或设定成使得该因子满足以下两个标准:

[0426] (a) 对于分类为阴性的受试者,因子将等于1(无罚分)(例如,SDB风险概率为0或低于阈值);

[0427] (b) 当“risk_prob”或SDB风险概率(例如,使用者的AHI大于总数阈值(例如,15)的概率)为1(例如,100%或大于百分比阈值)时,因子将等于最小值(例如,0.6)。

[0428] 因此,在该示例中,该因子将相对于SDB风险概率的确定值,在1(无罚分)至0.6(全罚分)之间变化。然后,可以将该因子与以下各项中的任何一项、多项或全部相乘:(1) 总睡眠时间、(2) 深度睡眠时间、(3) 快速眼动睡眠时间,和(4) 轻度睡眠时间。如第W02015006364号国际专利公开所说明的,这些睡眠时间例如可以根据运动信号分析来确定,无论信号是来自声纳还是射频传感器。然后,该因子,例如在存在SDB概率风险的情况下,可以用于对所报告的睡眠得分、身体放松得分和/或精神放松得分进行罚分。在一些这类版本中,可以在显示器上输出任何受该因子调整的睡眠时间,例如,相对于未调整的睡眠时间,以视觉化展示SDB症状对用户睡眠性质或睡眠时间的影响。例如,可以在具有特定颜色的显示设备上显示睡眠时间的条形图(或任何其他方式),并且,因为罚分,该条形图的某一颜色或一部分可以被阴影化或以不同颜色呈现,以便显示相对于整体的扣分值。或者,可以示出2个相邻的条形(或其他形状)——一个具有罚分因子,一个没有罚分因子。这样的视觉指示可以激励用户寻求治疗SDB症状,或加强其听从建议的意愿,例如,去使用一种治疗设备(例如,RPT设备)。可选地,这种经过罚分/扣分的睡眠时间可以仅显示为整体上的减少,而不划定任何界线来表示罚分。

[0429] 可以按如下方式计算基于SDB的校正后的睡眠相关得分(例如,睡眠得分、精神放松得分、身体放松得分)。可以按上述方式计算睡眠得分校正因子。该斜率和截距可以被计算成使得:(i) 对于分类为阴性的受试者,该因子等于1,(ii) 对于AHI $\geq$ 15的概率为1的情形,该因子例如等于最小值0.6。

[0430] 该因子可用于减少睡眠相关评分的分量,包括例如下列分量中的任一个或全部分量:

[0431] • 总睡眠时间

[0432] • 深度睡眠

[0433] • 快速眼动睡眠

[0434] • 轻度睡眠

[0435] 罚分因此会影响从这些经调整的分量得出的睡眠得分、身体放松得分和精神放松得分。这些得分可以根据2014年7月8日提交的第PCT/US2014/045814号专利申请的公开内容确定,该申请全部公开内容通过引用并入本文。

[0436] 8.3.4.1.2.3咳嗽评估

[0437] 在本技术的一些版本中,可以例如利用所提取的信号和/或用于上述传感器的有源和/或无源感测信号的其他处理来实现咳嗽评估。这样的系统可以用咳嗽评估模块8833实现,如图8A所示。例如产生关于咳嗽事件的指示信号的这种评估可以与上述评估模块8820组合实现,如图8A所示,或者作为与评估模块8820分离的独立模块实现。对于正在睡觉的人(例如,在床上,在沙发上,在椅子上),咳嗽/喘息/打喷嚏检测可以与SDB检测并行运行。对于人醒着时,SDB检测不需要运行,因为输入总是(或几乎总是)“醒着”。睡眠得分可以随着咳嗽恶化而降低(罚分),例如,通过表现为睡眠中断或睡眠片段化指数的增加。通过白天和夜晚的咳嗽或其他呼吸事件可降低总体生活质量评分。

[0438] 在这方面,必须注意的是,咳嗽评估可用于评估多种咳嗽类型,其中的一些可以指示多种严重呼吸状况的严重程度和进展,如下所述。

[0439] 哮喘是一种慢性炎性肺病,其特征在于反复发作的呼吸暂停、喘息和咳嗽(www.cdc.gov/asthma/interventions/background.htm)。

[0440] 咳嗽变异型哮喘是一种特殊类型的哮喘,其中主要症状是干性、非排痰性咳嗽,并且可能没有其它常见的哮喘症状,例如气短或喘息。这可以被称为“慢性咳嗽”,可以持续超过六至八周,并且可以包括睡眠中断。

[0441] Song等人的Meta分析(欧洲呼吸杂志,2015)估计一般成年人群的慢性咳嗽的流行病学负担,发现全球流行率很高(9.6%),相当于哮喘或慢性阻塞性肺病报道的流行率。当使用最严格的定义“咳嗽大于3个月”时,慢性咳嗽显示7.9%的流行率。

[0442] 咳嗽患者可分为急性(通常为病毒性)咳嗽患者和慢性咳嗽患者。急性咳嗽代表初级护理中最大的单一会诊原因,而慢性咳嗽是呼吸医学中最常见的表现之一,即健康护理系统上的明显负担。

[0443] 对咳嗽的归因分型有重要意义,如哮喘,COPD,支气管炎,肺结核(TB),肺炎,肺癌等。

[0444] 咳嗽的社会和经济负担很大,特别是在考虑工作和学校因感冒而缺席的情况下(估计全世界因感冒而缺席的人达1亿——Altman&Irwin,咳嗽:一种跨学科问题,2010年)。

[0445] 世界范围的咳嗽治疗市场是数百亿美元;例如,最近,全球感冒&流感口服糖浆市场是110亿美元,全球OTC咳嗽,感冒和过敏药物市场估计在2017年至2022年以4.9%的CAGR增加,达到370亿美元(Factmr,2017年)的价值。

[0446] 咳嗽的特征与其机制有关。人类大脑的髓质“咳嗽中心”使你准备咳嗽,并使膈膜向下激活以将空气拉入胸腔,声门关闭,接着膈膜和肋间肌收缩以在胸腔中积累压力,直到声门打开且加压空气逸出(潜在地具有引起咳嗽动作的任何刺激物)。吸气、用力呼吸和声门关闭有时称为咳嗽的三个阶段,用力呼吸是可以听到的主要声源。

[0447] 因此,可以看出,这种吸气和释放得特征在于检测到的胸壁运动(将空气吸入胸腔,然后在压力下排出)以及吸入的声学特征,关闭声门,打开声门,以及释放(指明人可以咳嗽关联的“声音”)方面。这具有与例如喘息、打喷嚏、喘气,爆音或哨音不同的特征。

[0448] 未治疗的流感或普通感冒(特别是伴有喘息和咳嗽)可导致危及生命的肺炎。人也可能体验到不同颜色和体积的粘液。哮喘咳嗽可能是排痰性(产生痰)或非排痰性(干咳),并且可能伴有或不伴有喘息(由气路收缩引起的高音哨声)。例如,医生可以使用听诊来检查喘息和爆音。

[0449] 大多数咳嗽发作是自限性的,并且在用或不用特定治疗解决呼吸道感染后消失。持续存在的咳嗽将需要医学关注(例如,如果其与肺癌相关)。在处理咳嗽时最重要的事情之一是确定急性严重疾病是否引起咳嗽。绝大多数急性咳嗽病因是良性上呼吸道感染,如普通感冒(Chest Foundation,2018年)。

[0450] Chan(欧洲呼吸杂志,2010)注意到慢性咳嗽(在女性中更普遍)可能是阻塞性睡眠呼吸暂停患者的唯一表现症状。他们还注意到:“SDB咳嗽未被医师很好地识别,并且可能会误诊一些被专家诊所参考的用于研究咳嗽的患者。认识SDB咳嗽有重要意义,因为初步报告提示它对SDB的特异性治疗有很好的反应。

[0451] 因此,建议基于应用的咳嗽检测系统,例如在此描述的系统,可以对人们具有各种益处,包括在增加人口中的SDB意识方面。

[0452] 其它可能的咳嗽评估解决方案需要购买和佩戴特定的硬件/装置——例如手环、手镯、项链、戒指、贴片、手表,或放置在床/睡觉区域旁边或生活空间内的硬件/装置。

[0453] 许多现有系统还需要昂贵的外部麦克风,并且这些麦克风可能需要放置在身体上或非常靠近身体(例如,作为芯片实验室贴片等的一部分,夹在翻领上,放置在颈部上),并且用于非常安静的环境中。另外,它们可能需要大量的数据存储。这可能产生隐私问题,因为会话也可能被记录。这样的系统还采用离线处理,包括人工考虑可能的咳嗽发作。对于身体佩戴的装置,装置的电池容量最终限制音频的采样率/位深度(即,降低咳嗽分类的潜在质量,以及这种和背景/虚假声音之间的辨别)与再充电之间的时间,和/或长时间使用时由于粘合剂引起的皮肤刺激;相反,非接触系统可以使用更大功率的电源或经由变压器等插入到AC插座/电源。先前的技术也可以试图检测咳嗽或分类预先检测到的咳嗽的咳嗽类型,但是需要专门的硬件,例如通过使用放置在颈部附近的具有上述约束的专业/专门的麦克风。这样的系统可能随时间磨损和扯下麦克风/换能器,受到操作、水/汗水的影响并且接触不希望的化妆品。例如,它们可能在外观上是潜在不期望的,并且使人对其他人看起来不舒服。因此,它们不会公开佩戴,或者在洗涤后不会被替换。

[0454] 相比之下,在此描述的咳嗽评估系统是基于非接触(例如,声学)咳嗽感测的,并且被容纳在如在此描述的现有处理装置内(例如,智能电话或其他基于处理器的设备,其具有对先前描述的有源和/或无源感测部件中的任一个的访问)。因此,它可以解决在各种设置(包括夜间设置)中理解咳嗽方面未满足的需要。

[0455] 如前所述,这种非接触,“声学”类型感测可以包括与空气、固体等中的机械波有关的声音、超声、次声和振动。在此描述的“无源”声音处理可以被理解为应用于来自一个或多个麦克风的电信号的数字信号处理和其他技术(其中该系统“听”声音,并且确定咳嗽、喘息、呛咳、打鼾等是否存在)。这可以包括处理来自其他源的反射和回波。然而,先前描述为“有源”处理涉及感测可由用于运动检测的系统发射的声音,例如用于感测的可听或不可听声音。对于在大约18kHz到刚好低于24kHz的范围内的这类感测声音,这些可用以48kHz采样的智能装置(智能电话平板、智能扬声器、智能电视和收音机等)中的普通扬声器和麦克风来实现。对于更高的采样率,一旦扬声器和麦克风以及外壳的机械设计支持这些配置,就可以使用更高的频率。术语声纳用于描述这样的有源系统(主要在空气中操作),其使用/产生高于大约18kHz的感测频率(其为大多数人的听力阈值)。超声可以被理解为始于大约20kHz(高于听力阈值)。因此,系统可通过产生感测声音以包括低频超声来主动操作。

[0456] 因此,本技术的示例处理装置或系统可以提供容易获得的计算机和音频处理硬件,诸如人们日常携带和使用的装置,并且可以在夜晚时于身旁定位,诸如智能电话或智能扬声器、智能电视、智能手表、智能手环、智能项链或贴片。这种系统的优点在于,它可以通过在任何操作系统(例如,Android或Apple)中执行应用程序(例如,任何智能装置(例如,智能手机或智能扬声器)上的可下载应用程序(app))来操作。然后它可以利用麦克风(例如,集成的麦克风,诸如位于底部边缘的麦克风)来补充上述非接触传感器。所提出的系统可以通过实现使电话信号处理最小化的特殊模式来操作。例如,可以使用多核CPU在帧中处理用麦克风从CODEC获取的音频样本。通常,用户可识别的音频数据没有存储在电话的存储器中。

[0457] 这样的系统的示例可以跟踪随时间发生的咳嗽发作,对每个咳嗽事件或一系列这样的事件进行分类(例如,“危险的”的咳嗽),并且可以向用户推荐进一步的测试或医疗预约,以便于及时和彻底的医疗评估。这种装置可以帮助提高用户的生活质量。

[0458] 处理装置使用由处理器运行的应用程序可对由麦克风及/或CODEC产生的实时音频信号实施时间-频率音频信号处理。这样的信号可以包含来自反射的音频信号的信息(例如,先前描述的声纳信号),以及来自被监测人的声音,和背景环境。

[0459] 可选地,咳嗽检测(例如利用检测模块或子模块)和咳嗽分类(例如利用分类模块或子模块)可以被实现为附加模块,以便用于有源感测相关的系统/模块(例如,使用扬声器和相同麦克风产生信号的声纳或雷达),或者从中接收数据。因此,咳嗽检测和分类可以与以下组合或受以下影响,或对以下提供影响:(a)关于人是否不存在/存在于感测领域中的数据(例如,这样的信息可以被实施用于拒绝背景噪声),(b)关于睡眠状态的数据(例如,咳嗽事件是否涉及最近的唤醒,和/或(c)咳嗽对象的隔离(例如,通过考虑或比较所跟踪的/所监测的呼吸曲线来确定检测的咳嗽事件被适当地归因于被监测的人而不是另一个人(例如,没有被追踪/监测的床伴)。

[0460] 因此,该系统可以检测和/或分类与呼吸和相关事件相关的特定特征(例如,咳嗽特征)。

[0461] 一个或多个咳嗽的实例分析可以涉及(a)检测(1)事件(个体咳嗽)和(2)咳嗽序列(例如相同类型的痉挛)中的一者或两者,以及(b)咳嗽类型(事件或序列)(例如排痰性或干性咳嗽)。该系统还可以提供关联输出,以便表征原因。例如,系统可以确定咳嗽与任何一种或多种特定疾病(例如,COPD、哮喘、胃食管反流病(GERD)和上呼吸道咳嗽综合征等)相关的概率。这样的估计可以例如与从包括分析评分的咳嗽类型的经验数据导出的计算机模型相关地生成。

[0462] 该系统,例如利用运行在处理装置(例如,智能电话)上的应用,可以访问不同的传感器,以便在睡眠阶段和清醒期间估计与呼吸状况相关的生理信号。在一些情况下,信号的跟踪可在检测到的睡眠阶段期间进行,睡眠阶段包括浅睡眠、深睡眠和快速眼动睡眠中的任一者。因此,可以在确定关于咳嗽的信息(例如,咳嗽类型和/或原因)中评估睡眠阶段。例如,在快速眼动睡眠中,由于快速眼动睡眠障碍,将不期望打喷嚏。因此,咳嗽(而不是打喷嚏)的事件可能是快速眼动睡眠期间更可能的声音事件。

[0463] 另外,该系统可以被配置为检测白天或夜晚的咳嗽。

[0464] 例如,咳嗽可以被表征为在快速眼动睡眠(例如,早上,晚上)或在深睡眠中发生

(或开始)。因此,还可以检测咳嗽对睡眠结构的影响。例如,咳嗽的特征可以在于其对检测到的睡眠的影响(例如,睡眠阶段的变化)。在一些情况下,特别是在呼气期间,还可以检测到特定的喘息模式。在非快速眼动睡眠期间,基础代谢率和呼吸机驱动降低。例如,该系统可以被配置成基于诸如睡眠质量和持续时间之类的因素来确定睡眠得分。因此,咳嗽评估模块可以基于睡眠得分评估用户的咳嗽事件。例如,睡眠得分可能由于咳嗽而趋于降低(尤其是在频繁的咳嗽突发时)。

[0465] 还可以应用声学分析来估计咳嗽频率、严重程度以及咳嗽分类的类型。在一些情况下,这种分析可以应用于检测特定的喘息模式,特别是当与检测到的呼气相关联时。

[0466] 在夜晚以及白天可以进行类似的确定,在此期间咳嗽可以导致经历疲劳和嗜睡的主观和/或客观测量。这些可以与对花粉的季节性过敏相关(通常组合)。

[0467] 系统的麦克风(例如,与智能电话或智能扬声器、智能电视或智能手表相关联)还可用于监测和分类与慢性咳嗽或打鼾一致的声音模式,并将这些噪声与诸如冷却风扇、道路噪声等的其它背景噪声分离。在一些情况下,可选地,可以应用低频超声感测来检测可能归因于咳嗽运动的关于胸壁和身体运动的进一步的信息。

[0468] 可以应用几种方法通过处理装置来检测和分类这样的咳嗽相关的特征。

[0469] 在一个示例方法中,可以使用标准时间、频率或时间/频率方法根据经验确定手工处理的特征。然后通过使用监督学习来实现分类系统。例如,基于来自例如PSG(多导睡眠描记术)睡眠研究和声学感测的人类标记事件,可以导出分类器系统。许多PSG已经包括可能适合于无源音频声学分析的音频记录(有时结合视频记录)。理想地,PSG还将包括有源分析,其中诸如使用声呐技术,发射并记录低频超声(例如,高于约18kHz)。

[0470] 这种分类器系统可以基于线性或二次判别分析,或通过生成多个决策树并使用多数投票来改善初始决策树的性能的随机森林分类模型,或具有一个或多个隐藏层和输出层的简单神经网络。因此,训练的分类器然后可以被实现用于咳嗽检测和类型识别(等)以及如前所述的相关输出。浅层或深层神经网络也可用于分类。

[0471] 这种方法具有一些优点,因为已经针对语音识别详细地探索了声学特征,并且可以针对这种处理(例如计算快速傅氏变换算法)来优化智能装置处理器(基于其电话传统,智能电话特别针对音频处理进行了优化)。

[0472] 该系统可以被配置成检测打鼾、抽鼻子、咳嗽或呼吸困难的特征模式,例如根据图8C中所示的示例处理。因此,可以使用诸如以下的技术来实现检测:(i)将麦克风信号数字化,(ii)数字滤波器组(用于将信号分成子频带的带通滤波器阵列),然后使用一个或多个(iii)时域度量来依次处理,时域度量例如是能量水平和/或包络和/或零和/或峰度(特别用于识别“突发”),这些可以对来自滤波器组的每个子频带进行操作,以及全带宽信号内容(iv)时间频率分解(例如使用小波或短时傅里叶变换(STFT)、“突发”噪声搜索(例如,使用频谱分析的“咳嗽特征”)和/或形态(例如应用于谱图的形状处理)),其可以在每个子带或全带宽信号上操作。计算梅尔频率倒谱系数(MFCC),可以选择在较低频率具有较窄频带而在较高频率具有较宽带的子频带。如果同时运行声纳,则可以从该咳嗽处理中排除声纳频带,并且任何相关的声纳谐波(例如,每秒16次扫描的FMCW 18-20kHz三角扫描可以引入约12kHz的小假象,其应该在处理期间被考虑)。这些候选咳嗽事件(和可能的咳嗽序列)可以任选地与在感测的运动和/或呼吸数据中识别的模式互相关。通过使用咳嗽声音的这些基

准方面,以及它们与声纳导出的呼吸信号和运动检测的可选关系,该系统可以实现事件、序列和痉挛检测。具有上述SDB处理的系统可以将咳嗽序列与诸如SDB、PLM、RLS和具有强节拍和/或重复的背景噪声的其它调制声音(可听)事件分离,或者实际上与由基于声纳的移动和活动估计子系统检测到的其它调制事件分离。

[0473] 咳嗽的声音的分析与相关所检测呼吸波形的组合的显著优点可包括:(i) 增加对咳嗽实际存在的置信度(例如通过检查音频带中的咳嗽以及通过评估/确定如波形中所见的吸气和强制呼气之间的相关性与可听事件之间的相关性来进行声纳估计),(ii) 将伙伴的咳嗽与主要被监测对象分开,(iii) 处理高背景音频,例如当老人打开电视声音大时,(iv) 拒绝讲话和大笑(对咳嗽检测的常见混杂效应),(v) 帮助咳嗽的分离(包括发喘喘声、痰咳、湿咳(每天咳痰超过两汤匙),以及干咳)等类型,喘息,哨音,打喷嚏等)。

[0474] 可以基于呼吸波形和/或咳嗽声音的强度声级的变化来估计咳嗽的强度。当查看声级时,可以通过估计具有测试回放序列的扬声器/麦克风的灵敏度,和/或还通过基于声纳使用对象距麦克风的估计范围(距离)来收集关于强度的额外信息。以更简单的术语,即使人相对于感测装置移动(或者反之亦然),系统也可以估计第一和后续咳嗽有多大声/猛烈/强烈。

[0475] 就咳嗽检测参数而言,这样的手工处理信号的处理特征的示例可以包括信号的频谱内容的计算(例如,通过使用测定峰值(频域)的快速傅里叶变换,或时间-频率处理与使用离散小波变换、适当的基础选择或测定峰值的处理相比)。还可以(例如,分别地)处理在该处理中识别的剩余低频分量以确定较长时标趋势。用于后续分类的特定特征可以从这样的处理中导出。

[0476] 也可以在咳嗽期间监测呼吸率,以便理解相互关系。恶化的咳嗽可以显示出在非咳嗽时期相对于个人基线的增加的呼吸率,特别是在人患病的情况下(无论它是普通感冒,恶化症状等等)。夜晚频繁的咳嗽也可能影响睡眠质量,并且这种咳嗽的存在可以用于调节睡眠评分指数。

[0477] 理解咳嗽频率和严重程度/强度以及呼吸速率和身体运动也可用作哮喘发作的早期预测因子(例如通过检测增加的咳嗽序列持续时间,增加的呼吸速率,较浅的呼吸与深呼吸交替)。

[0478] 对于进一步的背景介绍,咳嗽可以被认为包括声门打开(爆声),之后是呼气,然后是声门关闭。咳嗽可以是单一的(孤立的咳嗽),或短的序列(大声的咳嗽,随后快速跟上的是后续的咳嗽——通常持续5-10秒或更长的序列)。可计算咳嗽序列的包络(或实际上已知为持续大于约5分钟的痉挛的那些非常长的序列)。换言之,咳嗽还可以根据其是否在痉挛中发生来分类(例如,痉挛通常被认为是长于大约5分钟的连续咳嗽)。咳嗽还可以进一步根据其排痰性分类,或者根据其它术语来分类,该咳嗽是干性的还是湿性的(例如,粘液的存在指示排痰性咳嗽)。排痰性咳嗽的呼气时间(例如,在该系统中,由基于音频信号的一个或多个测量参数检测的,基于非接触呼吸信号测量的,基于胸腔移动测量的)通常长于干咳的呼气时间。尽管应当注意,在整个人群中可能存在广泛的变化(例如,诸如深度神经网络的机器学习方法可以有利地适用于受试者特定的打鼾,或者实际上当受试者的咳嗽随时间从湿变化到干或者反之亦然时)。

[0479] 因此,这样的咳嗽相关分类中的任何一种或多种(例如,(a) 咳嗽;(b) 持续咳嗽/痉

挛; (c) 可以通过对来自传感器 (有源和/或无源) 的信号进行分类以进行分类来得出排痰率 (干咳或湿咳, 例如, 具有粘液的或具有喘息的咳嗽)。

[0480] 咳嗽通常持续至少250毫秒, 顺序为大约5-10秒。干咳的吸气和用力呼气可产生具有大部分能量的高达16kHz的强分量 (在可用于抑制18kHz及以上的声纳的低通滤波器的3dB点附近), 具有从0.1-4kHz持续的能量, 例如, 300毫秒, 然后跟随短的安静周期, 接着是部分声门关闭/咳嗽序列的其他部分, 等等, 具有在1.5kHz附近的较低强度分量 (例如, “咳 (大声), 咳 (减弱), 咳 (减弱), 咳 (大声) ……”等)。这些仅仅是示例, 因为年龄和性别, BMI等可以影响这些范围, 其中应用于大标记 (有监督的) 或无标记 (无监督的) 咳嗽相关信号数据的机器学习是重要的。可选地, 分类器还可以考虑诸如年龄 (例如儿童和成人咳嗽可以具有不同的参数) 和性别的参数。

[0481] 例如, 如果在对象试图睡觉的夜晚发生咳嗽, 则可以通过以下中的任何一个或组合来检测咳嗽: (a) 呼吸信号中的干扰 (例如, 在主动声纳中, 可以在呼吸信号中看到缺口, 和/或在快速呼气之后的深吸气, 或在被动呼吸分析中, 声谱图中的明显干扰 (特别是最初的“咳嗽”声音响起), (b) 心率的变化 (通常由系统检测为在例如前10分钟内从基线心率的增加, 其在主要在呼气期间的咳嗽之后持续数分钟的时间段), (c) 血压的增加, 以及 (d) 总 (身体) 运动事件 (例如, 由于胸腔的机械运动)。过夜后, 可以观察到确定的睡眠得分的因子的降低, 特别是如果发生咳嗽痉挛。取决于所发生的咳嗽的类型, 可以看到大吸气接着大呼气接着大吸气的模式 (例如, 相对于最近的在前呼吸增加50%)。相反, 其它类型的咳嗽可以通过大的爆性呼气然后是吸气——大的呼气上升时间, 稳定期, 然后是恢复呼吸 (或仅大的呼气) 来强调。

[0482] 在呼吸波形中引起的“尖峰”可以导致增加的估计呼吸速率, 或者在一些情况下在短时标上导致降低的呼吸速率。因此, 除了估计呼吸率之外, 可以通过经由呼吸信号的包络的估计来处理呼吸幅度变化中的局部变化, 并且跟踪吸气/呼气波形形态的各个部分 (具体地用于识别吸气和强制呼气, 随后是声门关闭) 来分析波形。

[0483] 因此, 音频处理可以包括对从音频传感器获得的采样音频波形应用短时傅立叶变换 (STFT) 分析, 以及估计其归一化子带功率电平。可以评估梅尔频率倒谱系数 (MFCC) 以从语音中区分打鼾和/或咳嗽。可以确定和评估谱通量 (分析功率谱估计之间的变化) 以检测打鼾的开始。RMS (均方根, 或二次平均值) 可以被确定和评估, 例如结合STFT功率电平和运行的中值滤波器, 以便区分咳嗽相关声音和背景噪声。

[0484] 对于深度学习模型, 声谱图的使用是优选的, 而对于浅模型, MFCC谱图可能更好。

[0485] 信号预处理 (例如, 生成的声学声音信号的简单处理) 可以包括应用数字带通滤波器, 将频率内容保持在100Hz到4000Hz (或更高) 的范围内。这可以通过使用Kaiser窗的直接形式的FIR滤波器或通过其它方式来实现。例如如果考虑存储空间限制, 则可以将该信号重新采样到所希望的频率 (例如, 8000Hz)。可选地, 可以例如通过应用 μ 定律压缩器或类似方法, 或用压扩机对信号进行压扩。这也可以通过其它信号处理装置来管理, 并且压扩不是必需的。

[0486] 在频域中 (例如通过使用从预处理回路输出的信号的变换), 用于分类的特征可以包括以下子频带中的子频带功率 (以Hz为单位): 0.01-500, 500-1000, 1000-1500, 1500-2000, 2000-2500, 和以上。对于较高的采样率, 可以考虑较高的频带。频带也可以被分割为

更小或更大段。例如,可以考虑低于800Hz的特定子带,即,0-800Hz(去均值,去除运动窗口中的平均值)。可以被确定用于导出特征的其他频谱测量可以是频谱矩心,以及音频处理步骤,例如“音高”——谐波乘积谱、谱通量、谱扩展、谱自相关系数和/或谱峰度。

[0487] 在时域中,(可从预处理输出的信号导出的)特征可包括过零率、自相关系数和运行幅度量度。其它方法是计算短期能量和短时过零率。

[0488] 总之,可以由用于分类的处理装置模块导出的示例性特征可以包括处理音频样本的帧(其可以是不重叠的)以确定:

[0489] • 频率

[0490] • 包含幅度的时间(可以用作强度的替代物)

[0491] • 声谱图

[0492] • 小波

[0493] 对于具有16或32位分辨率的48kHz的音频采样率,例如64ms的帧大小等于750个样本。

[0494] 这样的频率(FFT)和/或时间/频率(STFT,小波,声谱图)特征可以包括以下中的任何一个或多个:

[0495] • 局部峰值(测定峰值),以及主峰的面积(例如,通过对峰周围的面积进行积分)与周围峰的比率

[0496] • 局部最大值和全局最大值以及任何谐波

[0497] • 低频分量的积分(能量估计),高频分量的积分和/或这样的低频和高频能量估计的比率,例如低与高的比率

[0498] • 分成多个频带(例如,使用滤波器组)并处理每个子频带内的数据以导出如本文另外描述的特征

[0499] • 梅尔频率倒谱系数(MFCC)-非线性间隔的滤波器组以逼近人类听觉

[0500] • 谱通量

[0501] • 谱质心

[0502] • 谐波乘积谱

[0503] • 谱扩展

[0504] • 谱自相关系数

[0505] • 谱峭度

[0506] • 线性预测编码(LPC)

[0507] 示例时间特征可以包括以下中的任何一个或多个:

[0508] • RMS(例如提供每个帧的音量(响度,例如dB的量度)的估计)

[0509] • 过零率

[0510] • 包络(如,希伯特转换的滤波绝对值)

[0511] • 基于自相关函数的基音周期

[0512] 处理装置的其他技术可以包括应用经修改的语音活动检测(VAD)处理来拒绝语音,但保留呼吸事件。在一些版本中,处理装置可以采用通用VAD来仅仅拒绝低背景噪声,并且保留与语音和呼吸相关的声音。语音识别是一个迅速发展的领域,商业云连接服务可以应用于屏蔽语音/音乐以允许改进的SDB和咳嗽检测。

[0513] 可以处理较长的咳嗽序列以估计咳嗽率的变化(例如,在每个时间段(例如分钟或小时)的咳嗽)或估计在咳嗽组(例如,在每个统一序列或突发中的咳嗽)期间的咳嗽率的调节,例如,以估计咳嗽突发的形状(例如,阵发性咳嗽频繁,以及剧烈的咳嗽使人呼吸困难)。

[0514] 在呼吸波形已经被估计并且可用于处理装置的情况下,其可以从中确定用于分类的任何一个或多个其他特征。这样的波形和/或特征可以根据任何先前提及的参考文献(例如PCT/EP2017/073613,PCT/US2014/045814,US-2018-0256069以及US2014-0163343)中所述推导出。例如,可以确定和评估以下特征中的任何一个或多个:

[0515] • 吸气时间和吸气深度

[0516] • 呼气时间和呼气深度

[0517] • 吸气呼气比率

[0518] • 由于咳嗽(例如)导致的呼吸信号波形中的凹口/凹陷

[0519] • 长期呼吸率(从波峰-波峰,波谷到波谷的估计,或过零点,或从频谱估计导出)

[0520] 该系统可以被配置成检查(例如用于分类的特征)是否存在进展到与咳嗽痉挛相关的完全、持续的清醒。该模式可以从非接触感测信号(例如,RF,声纳,光信号)、音频咳嗽特征,以及咳嗽重复率中的任一个或任何组合中是明显的。快速眼动/深睡眠期间的咳嗽是罕见的(并且与深睡眠相比,快速眼动中的咳嗽甚至更不可能),大部分咳嗽发生在清醒期间。当系统在音频处理侧检测到可能的咳嗽特征时,如果被监测对象被判定为处于深睡眠或快速眼动睡眠,则该咳嗽特征可以判定实际上是咳嗽的概率降低。

[0521] 当然,基于呼吸的REM检测可能受到长序列/咳嗽痉挛的影响。作为背景,在该系统中使用的基于呼吸和运动的睡眠分段系统能够估计个体运动事件的幅度和持续时间以及每个呼吸运动的幅度和持续时间。该算法将这些参数的高分辨率估计结合到30s历元特征中,然后评估这些历元特征以将生物运动信号映射到不同的睡眠阶段。通过增加接收的信号功率来检测床的存在。用户清醒度(W)与检测到的运动的较高水平和较长持续时间以及较高程度的呼吸率可变性相关联。快速眼动睡眠(REM)与所检测到的呼吸参数的最高可变性相关联,而浅睡(意图对应于N1和N2)和深睡(对应于N3)趋于增加所检测到的度量的稳定性。

[0522] 还可以实施这样的睡眠相关因子以增强对来自另一对象的咳嗽的检测。例如,如果基于诸如基于非接触传感器的睡眠分期模块的睡眠阶段确定被监测对象被确定为处于深睡或REM睡眠,则可以确定由麦克风或其他声学传感器检测到的声音来自床伴。然而,如果未被监测的床伴具有咳嗽痉挛,则这可导致被监测对象的唤醒。在这种情况下,可以经由非接触感测来评估检测到的呼吸波形,以使用处理逻辑验证咳嗽源(例如,被监测的对象,床伴),例如通过检测跟唤醒后咳嗽明显比睡眠期间咳嗽然后唤醒更常见。在第一种情况的检测中,系统可以确定咳嗽可归因于被监测的对象,而在第二种情况下,系统可以确定咳嗽可归因于其他情况。

[0523] 当在夜晚咳嗽的发生率增加时,被监测的受试者的睡眠评分可能降低。在白天期间,可以使用最近的活动水平和先前的白天和最后一夜的咳嗽得分作为对锻炼引起的事件(例如,哮喘发作或COPD恶化)的风险分类的输入,这可以通过这样的输入来提高。分析由咳嗽(伴有唤醒)或打鼾引起的睡眠得分的降低,以及静息呼吸率的升高和/或吸气/呼气比率的变化可以指示恶化的呼吸道感染,并且进而指示受试者的病症恶化的增加的风险,诸如

由于运动诱发的事件。换言之,当用户在夜晚和白天变得更加无法呼吸时,在呼吸(包括咳嗽)参数的变化以及当人变得更加不舒服时活动/移动性的降低中都看到了这一点。

[0524] 在夜晚监测咳嗽的时长和严重程度,提供允许定量任何所提出的治疗的有益效果(或其他)的反馈。可以向患者提供各种锻炼方案、治疗或建议的改变(药物(给定药物的调整量)、行为(呼吸深度,避免冷空气等)或其他)。患者在夜晚和/或白天的咳嗽恶化可能表明需要调整或取消所提出的治疗。可以使用各种参数来估计患者的恶化性咳嗽,诸如夜间咳嗽的总持续时间、咳嗽痉挛的次数、每次痉挛的严重程度等。“恶化”的定量标准可能比“改善”的定量标准更严格。此外,“恶化”的定量标准可以是可调的,以使患者健康和/或咳嗽恶化时变得更加严格。

[0525] 在卧室环境中,处理装置可以产生关于合适的睡眠条件的建议-诸如在优化睡眠质量方面,以及在降低咳嗽和最终恶化的风险方面。这可以通过监测和/或控制空气温度、湿度和空气质量中的任何一个或组合来实现。这些可用参数可以经由建筑物、空气处理或局部加湿器和/或空调/加热单元来自动控制,该单元具有诸如与处理装置结合的合适的控制器或控制设备。在卧室为空的白天,这些系统可以设置有控制器以增加气流并自动打开通风口/百叶窗以降低湿度并使房间清新。这种设置和/或控制可以基于如本文所述的检测咳嗽事件和/或类型的处理装置。

[0526] 该系统还可以管理(例如,利用提醒过程或模块)床上用品(例如,床单,毯子等)已经在床上的时长(例如,提醒用户每周清洗床上用品,或自动向护工等发送警告),以及提供关于洗涤它们的温度的推荐(例如,以减少尘螨、病菌等)或其他推荐(例如,在较低温度下添加额外的衣物洗涤剂,或在床上用品所支持的60℃下洗涤)。当接近睡觉时间时,房间也可以自动加热到合适的睡眠温度。该系统还可以向用户提供特定的反馈建议,诸如基于所进行的测量和/或本地天气模式分析来调整房间中的湿度。这种调节的控制还可以基于如本文所述的检测咳嗽事件和/或类型的处理装置。

[0527] 作为对具有手工制作特征的描述性和预测性监督式机器学习的替代,可以实现称为深度学习的另一种形式的机器学习。这通常依赖于更大量的评分(标记)数据(诸如数百夜晚的评分睡眠数据和/或白天咳嗽数据)。此方法可实施神经元的许多互连层以形成神经网络(比简单神经网络更深),使得每一层都“学习”越来越复杂的特征。机器学习可以使用比人类手工制作的特征更多的变量。

[0528] 卷积神经网络(CNN)在图像处理中广泛用于推断信息-诸如用于面部识别,并且可以在此上下文很好地执行(可以假设所有输入彼此独立-诸如来自一个对象的像素彼此独立)。这些也可以应用于音频谱图,但是确实受困于在谱图中观察到的频率可能属于许多累积声音-或者实际上复杂的相长和相消干扰(例如,相位消除)。在可能的情况下,该系统还可以评估音频的周期性。实际上,系统从来自记录设备的数字化音频的强度、频谱和统计估计来认知地“学习”时间特性。该表示不是语音-而是不同的呼吸问题(但是可以受益于在现代智能设备中发现的语音和声音处理)。

[0529] 与CNN相比,并非所有问题都可以表示为具有固定长度输入和输出的问题。例如,处理呼吸声音与语音识别和时间序列预测具有相似性,并且因此可以受益于用于存储和使用诸如递归神经网络(RNN)的上下文信息的系统,该RNN可以将先前的输出或隐藏状态作为输入。换言之,它们可以是能够在上下文节点中存储信息的多层神经网络。RNN允许通过跨

时间步长维持状态信息来处理可变长度输入和输出,并且可以包括LSTM(长期短期存储器类型的“神经元”以使得RNN能够增加对其的控制)以管理消失梯度问题和/或通过使用梯度限幅。

[0530] 总之,核心处理,例如在处理装置的一个或多个模块中(或具有与处理装置通信的一个或多个处理器)可以包括以下中的任何一个或多个:

[0531] • 呼吸和运动的超声检测。这可以使用大约15-20kHz或更高的频率

[0532] • 对呼吸事件进行音频检测和分类,使用麦克风以100Hz至5kHz或更高的标准可听频率进行检测。该音频处理可以与从超声检测导出的呼吸模式和运动融合

[0533] • 任选地使用智能电话加速度计和/或陀螺仪或其他运动或其他传感器(PPG)或服务跟踪白天期间的活动和步伐,并且任选地将活动或步伐计数或活动或步伐计数的变化与咳嗽事件/类型相关联

[0534] • 使用机器学习特征的个性化AI洞察,以及应用于大型现场数据集的深度学习

[0535] 因此,基于诸如来自声呐和/或雷达感测的声学/声音处理和/或运动处理,可以实现这样的处理,用于检测在清醒时(特别是在入床之后,以及在早晨醒来之后,由于身体位置的变化会加剧咳嗽)床上的不同类型的咳嗽、气喘和喘息。因此,咳嗽可以相对于检测到的身体位置进行分类,诸如身体位置的变化,例如以检查当处于俯卧与仰卧位置时咳嗽是否平息(或反之亦然)。

[0536] 该检测还可以与确定/指示人睡着的睡眠分段系统相关联地实现。因此,该系统可以评估诸如先前讨论的睡眠相关信息,用于检测咳嗽。

[0537] 另外,这样的系统也可以在不使用有源声呐及其使用扬声器的情况下以更移动或无源的布置来实现咳嗽检测,诸如当人在移动时仅使用麦克风来检测咳嗽(例如,如果诸如由用户控制的处理装置在移动处理装置正在移动(即,不在诸如床头柜上的固定位置)时激活了麦克风相关的声音感测。

[0538] 在有源(例如超声)和无源检测都可用的情况下(诸如在卧室或车辆中),处理装置可以测量/检测特定用户(被监控的人)的生物测定。例如,诸如国际专利申请No. PCT/EP2016/058789,其全部公开内容通过引用并入本文。利用这样确定的生物测定,检测的咳嗽可以与被监测的人相关联。例如,如果床伴咳嗽,则可以排除这样的声学事件影响由处理装置确定的被监测人的咳嗽量度。

[0539] 在可以实现加速度计(和/或陀螺仪)和无源检测两者并且使其可用(诸如在白天活动期间,当电话在口袋中时)的情况下,然后处理装置通过评估来自检测与咳嗽相关的胸部移动的口袋中的电话的加速度计的运动信号,诸如通过评估声音(咳嗽声音)与必然相关的运动(与咳嗽相关的胸部/身体移动)的时间相关性,可以将咳嗽(检测的声学咳嗽事件/类型)与该人(而不是另一个人或背景噪音)关联。

[0540] 一个有用的特征是将咳嗽强度(其可以是基于响度和持续时间的参数,如果距离量度可从声呐获得,则可以针对范围对其进行校正(例如,调整或归一化))和频率(以及其顺序、行列、痉挛)与较长时间尺度上的呼吸率变化相关联,并且因此基于个性化估计的打鼾度量来估计哮喘或COPD恶化的风险。

[0541] 其他方面是检测喘息、干燥的“黑客”咳嗽签名等。还可以检测有(例如,频谱图中0.1-15范围内的额外“音调”)和没有喘息发作的慢性咳嗽。

[0542] 可以看出,通过检测睡眠阶段性、打鼾和咳嗽,处理装置可以将这些事件与睡眠困难(即,咳嗽或其他烦躁或打鼾)相关联。

[0543] 分析多个白天和夜晚的咳嗽参数也可以洞察潜在的哮喘,因为由哮喘引起的咳嗽可能在夜晚更糟。例如,排痰性咳嗽的存在可增加COPD恶化的风险。

[0544] 为了管理和/或评估COPD状况,处理装置可以诸如通过评估吸气/呼气比率的变化(在呼气阶段期间的气流限制,其在气道阻塞性疾病中引起延长的呼气-COPD的指征之一)和呼吸率的增加,如经由在更长时间尺度上的调节所评估的长期呼吸率可变性的变化(例如,夜内或夜间变化),来检测呼吸困难(较浅呼吸)。这可以考虑与(诸如通过比较)群体标准值相关,以及与个人基线值相比。对于这样的COPD评估,处理装置还可以检测和评估咳嗽严重程度(重复率、强度、持续时间等)的增加,以指示COPD状况的变化。

[0545] 可以实现两个处理装置(例如,在房间中的两个智能电话或智能电话和智能对讲)的系统来将咳嗽与近和远用户分开。这些装置可以通过网络(例如互联网或因特网或短距离无线(诸如蓝牙、Wi-Fi等))传送参数(例如,咳嗽相关参数),诸如帮助将咳嗽事件归因于被监视的特定人员。

[0546] 如前所述,处理装置可以使用有源和/或无源声学处理跟踪吸气和呼气波形。

[0547] 声学处理被设计成能够处理有噪声的环境,诸如当使用电视机、平板电脑或其他智能电话音频(电话/视频呼叫)、语音、道路噪音等时。例如,处理装置可滤除其声信号以去除与此类声音相关联的频率。

[0548] 取决于所使用的神经网络的类型,本地电话人工智能(AI)加速可用于降低功耗(并且可有益于例如通常用于图像处理的CNN类型方法,或更通常用于音频处理的RNN)。

[0549] 在一些情况下,处理装置可以控制或提供与药物使用相关的输出。例如,诸如通过将使用这种药物之前的咳嗽相关数据与使用这种药物之后/期间的类似数据进行比较,它可以提供关于用户是否被咳嗽抑制剂、抗生素帮助的指示。可将此类药物使用信息/数据输入到处理装置中以提供使用时间、药物量、药物品牌等相关性。处理装置然后可以进一步表征或提供咳嗽性质的任何变化以及其是否通过药物缓解的指示。此外,这样的咳嗽事件可以用于识别它们是否相对于其他非咳嗽药物(诸如哮喘药物)的使用作出响应(改变)。如果是,这样的咳嗽可以被识别为与哮喘相关或不相关的咳嗽。类似地,如果这样检测到的咳嗽事件在使用者停止服药后(诸如在哮喘药物和/或抑制剂或抗生素断药后)仍然存在。系统可能会通过警告来标识此类持续咳嗽,以进一步考虑其他医疗问题,诸如肺癌相关咳嗽。

[0550] 该技术实现了丰富和详细的慢性病筛查、分析和管理,例如对消费者/患者的智能手机或智能扬声器的筛查、分析和管理,而无需查询其他硬件的购买。患者可以被授权,例如通过简单的下载应用程序,了解并在一定程度上管理他们的健康,使用智能应用程序,该智能应用程序启用新的传感功能以获得他们智能装置上的健康数据洞察力,并可选地通过连接(处理协助)通过云软件服务。

[0551] 关于图8A的咳嗽评估模块8833的这种系统的示例可以进一步关于图8B的处理模块来考虑。这样的模块可以包括在图8A或8B的系统中或者单独实现。系统可以包括有源传感模块8902和无源传感模块8904。有源传感模块可以经由扬声器生成基于声纳的感测信号并且经由麦克风接收反射版本并且执行解调(例如,混频)以生成原始运动信号。无源分析可以执行滤波和/或其他和信号调节(例如,预处理)。系统可包括睡眠分段处理模块8906,

诸如用于信号提取和特征提取。在评估模块8908中,来自有源流中的呼吸率、信号质量和运动/活动计数可以基于历元与原始运动信号来确定。可在过程/模块8912中从无源流中导出此类信号/参数的类似产生。由于一个或另一处理流可受到鼻部/干扰/外部移动等的不同影响,因此可实现两者的信号质量以对特征进行加权。诸如用于打鼾分类和/或指纹识别(例如咳嗽特征)的特征可以在特征提取过程/模块8914中从无源信号流中导出。还可以在模块8916中提取机器学习特征用于这样的分类。因此,利用这样的特征,打鼾分类过程/模块8920和咳嗽相关指纹过程/模块8918可以分别对无源流进行分类以产生输出8928,诸如咳嗽事件、打鼾、喘息、气喘等。模块8910可以在8902处处理来自模块8908的参数和来自有源流处理的原始运动信号,以确定呼吸努力,诸如呼吸努力信号。利用来自睡眠分段过程/模块8906的这样的信号和睡眠分段信息,SDB评估过程/模块8922可以例如通过诸如以先前描述的方式的分类来确定SDB相关输出。利用包括睡眠分段信息的这种评估,可以在过程/模块8924输出睡眠阶段,并且可以在过程/模块8926输出睡眠评分。可基于SDB评估来输出8928中的额外输出特征,诸如AHI、SDB事件、信号质量等。

[0552] 打鼾检测的实例

[0553] 实现打鼾检测器的一种方法是考虑实时或接近实时的处理(例如每秒两次更新特征)和/或在夜晚/时段结束时的“离线”操作,例如后处理,其可以包括打鼾分类处理。在这种情况下,“离线”可以被理解为表示在某个延迟的时间点(例如,在睡眠时段之后)处理数据。而“在线”过程可以理解为涉及实时或接近实时的处理。不必实时或接近实时地处理数据的事实允许将数据传输到远程服务器(或其它云计算设备)以实现使用更多或更大的处理能力。这便于在更长的时间段上处理更多的数据,这也可以允许识别数据的长期趋势。本发明的技术的实例可使用本地和/或远程处理来实施此类在线和离线处理方法中的一者或两者。

[0554] 例如,接近实时的打鼾处理可以包括滤波(诸如降噪和/或去除有源声呐波形-例如,低通滤波以去除17kHz以上的分量-诸如FIR抗混叠滤波器,和/或陷波滤波以去除50Hz或60Hz[取决于局部区域电源频率])的电源电声)和下采样(以降低数据速率和处理要求-例如,将48kHz音频重新采样为16kHz音频)。陷波(如IIR)或其他自适应滤波可用于抑制智能装置(如手机)在录制音频时充电时可能引入的伪影,因为充电周期可能会引入音频伪影。

[0555] 例如,用于打鼾的音频分类模块可以计算以下三个输出(例如,度量)中的任何一个或多个:

[0556] 给定秒的打鼾概率[p打鼾]。可以如本文更详细描述的那样计算这样的概率。这可以通过神经网络(例如深度神经网络DNN、卷积神经网络(CNN)、递归神经网络(RNN)等)来计算。该值可以用于处理,也可以显示为打鼾指示符。

[0557] 对于给定的第二[音频Rms](例如,输入音频可以由当前秒的RMS归一化)的音频信号的均方根(RMS)。其可以表示信号强度的估计。

[0558] 用于输出音频[音频RepRaw]的表示的给定秒的概要值。这可以是可用于绘制信号的相对幅度的相对强度度量。该概要度量在图36的曲线图中为音频信号提供形状。这些度量输出可由离线分类模块评估以形成打鼾检测器的额外输出(参见例如图34到36的用户界面的打鼾相关输出)。例如,可以根据分类来确定总打鼾时间并且可以在图36的用户界面示

例中显示“打鼾片段”。如图所示,可在用户界面上的播放按钮(参见图36的播放箭头符号)附近绘制可基于分类选择用于显示的更大音频时段的多个音频信号片段或子片段中的每一者,以允许用呈现用户界面的设备的扬声器来回放相关联的音频信号。

[0559] 例如,该处理可以包括例如计算梅尔频率倒谱系数MFCC,并且然后使用CNN或RNN模型(诸如在机器学习平台(例如,Tensorflow)中实现的)来估计在特定频率(例如,2Hz)下打鼾的概率,并且估计在例如另一频率(例如,1Hz)下打鼾的相对强度。还可以计算平均的RMS用于显示目的,例如,如在图中打鼾的强度的近似表示。这样的图在图36的片段中示出。系统还可以标记或选择用于用户回放的高概率和/或高强度打鼾的时段(参见例如图36)。

[0560] 在一个实例中,可以从经滤波的音频(例如,16kHz)计算MFCC;例如,对于每25ms的音频计算15个MFCC,以10ms的步长,留下98个部分来计算MFCC。为了从MFCC去除DC分量,可以删除第一MFCC。这使得最终MFCC矩阵的大小对于给定的第二为 14×98 。

[0561] 在一种实现方式中,每秒调用Tensorflow模块(或者已经在打鼾和非打鼾音频的大标记数据集上训练的AI模型的一些其他实现方式)两次以提供2Hz输出。这样做是为了减少当打鼾在当前窗口的末端附近开始时的错误。为了调用该模型两次,对该过程的每个先前调用的一部分(例如,MFCC的最后半秒值)被保留在该过程的表示其状态的存储器中。然后将该模型调用两次:(i) 状态中的MFCC的半秒和当前MFCC的前半秒,以及(ii) 当前MFCC的全秒。然后将当前MFCC的最后半秒存储在该状态下用于对该模块的下一个函数调用。在每次调用Tensor flow模块之前,MFCC被展开成长度为1372的向量。然后在调用之前缩放该向量。对Tensor flow模块的每次调用产生单个输出p打鼾值,其被存储以供使用和/或输出。因此,对于音频时段,可以实现处理(可以是本地的和/或远程的,在线的或离线的)以产生与音频信号的时间相关联的p打鼾值的时间序列。

[0562] 打鼾分类器的示例性离线版本可用于后处理从打鼾音频分类模型收集的数据(例如,使用p打鼾值)并计算可在用户界面中显示的打鼾的输出。在时段期间或时段组期间(如果在夜晚期间存在多于一个时段),离线打鼾分类器可被实现为例如以应用程序编程接口API格式为最终用户生成附加输出(例如,四个),包括以下中的任何一个、多个或全部:(i) 总打鼾持续时间[打鼾时长]-用户花费在打鼾上的总时间量的计数,诸如在特定睡眠期或一组时段期间(例如,在夜晚期间具有几个中断的睡眠夜晚)(ii) 打鼾标志[打鼾标志]-指示用户何时打鼾的二进制标志,(iii) 打鼾事件时间[打鼾片断]-用户打鼾的次数列表,其可用于音频回放,(iv) 音频显示信号[打鼾DispSig]-每秒记录的音频信号的幅度的简单表示(例如,基于信号标准偏差的幅度度量)。(例如用于用户界面(UI)用途)。

[0563] 打鼾分类器算法可以执行以下处理操作中的任一个:(i) 后处理p打鼾值,(ii) 阈值p打鼾以创建打鼾标记,(iii) 打鼾事件时间检测器,(iv) 将打鼾标记阻断成块(例如,5分钟的块),和/或(v) 后处理音频显示信号。在下文中更详细地描述这些操作中的每一个。

[0564] (i) 后处理p打鼾值:如上所述,p打鼾查看音频信号的短期(例如,仅给定秒),并且不代表数据中长期趋势的知识。因此,将p打鼾后处理为对干扰更稳健的单一特征是有用的。可以实现具有例如多个输入特征(例如,3)的逻辑回归模型。该模型可以具有从p打鼾导出的两个特征和从音频RMS导出的另一个特征。两个基于p打鼾的特征中的第一个可以是具有不同窗口长度的p打鼾的百分位过滤版本。这被执行以评估较大时间窗上的打鼾水平,因为p打鼾通常评估短期数据(例如,一秒的数据)。另一特征是基于信号质量的特征,其从呼

吸率的估计导出,例如在5和35BPM之间,其又从音频RMS导出。在作为睡眠结构图的公共时间标度上,在图38中示出了信号中随时间变化的呼吸率的显示。该特征增加了对非打鼾的非周期性噪声源的鲁棒性,但是否则可能混淆神经网络。模型的输出是打鼾可能性的测量值(以下称为p打鼾Filt)并且可以由模块的以下操作在内部使用。

[0565] (ii) 创建打鼾标签的阈值:对于该分析,通过对来自先前处理的p打鼾Filt取阈值来创建打鼾标签(例如,以2Hz频率重复生成)。该处理还可以使用睡眠结构图来消除检测到的打鼾部分,其中睡眠分级算法已经提供了超过一定量(例如,三分钟)的缺失、清醒或中断状态。换言之,该系统可以识别到所检测到的打鼾不是来自于所监测到的用户,因为睡眠系统已经识别出被监控人员醒着、不在或以其他方式从睡眠中中断。当系统被设计成只检测最近的人的睡眠和打鼾时,这种评估可以帮助拒绝床伴打鼾的声音。

[0566] (iii) 打鼾事件时间/段的检测器:为了向用户提供多个打鼾音频段以供收听,该算法检测多达特定数目(例如,5个)最可能的打鼾事件,并为每个音频段的开始和结束提供时间戳。每个部分具有最大长度(例如,一分钟)。该实例用图36的“片段”来说明。当p打鼾Filt等于或大于阈值时,将从部分中提取打鼾部分或片段。该阈值可以明显高于用于更一般地计算夜间打鼾百分比的阈值。如果小于可用区段的最大数目,则算法可报告尽可能多的可用区段。例如,给定具有极少打鼾的记录,用户可仅从算法获得三个打鼾部分。在未设置打鼾标志的情况下,p打鼾Filt被设置为0。在以5分钟的最小间隔识别p打鼾Filt中的最高峰之前,可以在滑动窗口(例如,60秒)上确定p打鼾Filt值的平均值。然后,算法选择最高有效峰值(例如,5个),并为每个音频片段返回窗口 ± 30 秒。

[0567] (iv) 将打鼾标记阻断化成块:在一个实现中,可以以更粒度的形式报告打鼾状态,例如以分钟(例如,5分钟)的数量级的块提供输出。结果,在向用户输出最终打鼾标志之前,较高频率(例如2Hz)打鼾标志被阻断成块(例如,每个5分钟长的块)。如果超过50%的5分钟打鼾标记块已被标记为打鼾(考虑较高频率(2Hz)打鼾标记),则整个块被标记为打鼾。然后,对来自该处理的输出打鼾标志进行上采样,以在三十秒(30s)的时段内显示。可提供最终打鼾标志作为API输出。从长期打鼾标志计算总打鼾持续时间输出。

[0568] (v) 后处理音频显示信号:离线打鼾检测器的最后部分是音频显示信号的简短后处理。在将整个显示信号在0和1之间归一化之前,将具有5分钟窗口的标准偏差滤波器应用于整个显示信号。这部分的输出是最终的音频显示信号。该音频信号的实例在图36的用户界面显示的中间面板中被示为图。

[0569] 估计流量限制/呼吸-努力:

[0570] 可以使用RF、声纳和/或无源声学分析基于呼吸努力的估计来估计流量限制。具体地,这涉及使用这种感测技术来估计流动限制(或一些其他呼吸努力度量)的存在或程度的过程。实例可以输出指示流量限制/呼吸-努力的标志或指标(绝对的或相对的)。

[0571] 流量限制(FL):

[0572] • 当食管压力升高不伴有流量增加时可能发生,并且是残余上气道流量限制的非侵入性评估

[0573] • 与负面健康结果相关并可干扰睡眠

[0574] • 可长期发生,即可能与呼吸暂停/呼吸不足/去氧饱和事件无关

[0575] • 可用于监测COPD(呼气FL)

- [0576] • 通常表现为流动信号形态的平坦化
- [0577] • 使用无源声学处理来估计流动限制/努力的示例性处理方法可以包括:
- [0578] • 时间/频率方法,例如谱图上的CNN/MFCC、倒谱、短时傅里叶变换(STFT);
- [0579] 使用有源声纳、RF、光检测和测距(激光雷达)来估计流量限制/努力的途径,其他光学途径可以包括:
- [0580] • 从生物运动信号形态推断(基准点分析、偏斜、峰度、呼吸部分面积等)
- [0581] • 这通常会寻找描述某种波形平坦化的量度(在适当的情况下考虑CW/FMCW失真)
- [0582] • 可以使用多普勒雷达推断呼吸循环的吸气/呼气部分(可用时)
- [0583] 使用无源声学和有源声纳、RF、激光雷达,其他光学方法来估计流量限制/努力的途径可以包括:
- [0584] • 一起使用无源和有源特征可以提供对非接触感测模态的协同改进,例如通过增加置信度,以及允许捕获不同类型的流动限制。例如,流量限制可以对应于比全阻塞事件更不严重的检测阈值,因此不同的感测技术可以允许使用不同的检测阈值。
- [0585] 这些估计可以与唤醒/活动测量相结合以估计与呼吸努力相关的唤醒(RERA)。一个潜在的用例是为具有低/轻度AHI但流量限制的群组推荐不同的疗法(例如,MRD)。它还可以被实现为睡眠得分恶化的一部分(例如,基于流限制事件的数量和/或时间段来减少睡眠得分)。
- [0586] 处理还可以通过分析音频信号的特性来估计障碍物的位置/类型。
- [0587] 分离阻塞性、中枢性和呼吸不足事件
- [0588] 以下事件背景可作为事件分类的指导原则:
- [0589] (a) 可以考虑呼吸暂停:使用口鼻热信号、PAP装置流量或可选的呼吸暂停传感器,峰值信号偏移 $\geq 90\%$ (可选地加或减5%或10%)的事件前基线下降 ≥ 10 秒(可选地加或减2秒)。不需要去氧饱和或唤醒。
- [0590] (b) 阻塞性呼吸暂停可以被认为是:前述的呼吸暂停(a),其中当呼吸停止开始时呼吸努力持续(还有,在整个呼吸停止期间可能的反常呼吸);
- [0591] (c) 可以考虑中枢性呼吸暂停:上述呼吸暂停(a)中没有呼吸努力。
- [0592] (d) 可以考虑呼吸不足:使用鼻压力、PAP装置流量或可选的呼吸不足传感器,峰值信号偏移 $\geq$ 事件前基线的30% ≥ 10 秒的下降,并且存在来自前事件基线的 $\geq 3\%$ 的氧气去氧饱和或者该事件与唤醒相关。系统可以评估:(i)事件期间打鼾,(ii)与基线相比气流信号的吸气扁平化增加,(iii)事件期间发生的胸腹部矛盾。
- [0593] (e) 可以考虑阻塞性呼吸不足:呼吸不足(d)中——如果(i)、(ii)或(iii)中的任何一个被评估为存在的
- [0594] (f) 可以考虑中枢性呼吸不足:呼吸不足(d)——如果(i)、(ii)或(iii)中没有一个被评估为存在(即,(i)、(ii)和(iii)不存在);
- [0595] (g) 可以考虑中枢性呼吸暂停呼吸:间隔 ≥ 3 个连续的中枢性呼吸暂停和/或呼吸不足,间隔为呼吸幅度的新月形/渐弱变化,周期长度 ≥ 40 秒,并且每小时睡眠有 ≥ 5 个中枢性呼吸暂停和/或中枢性呼吸不足,与监测 ≥ 2 小时期间记录的新月形/渐弱呼吸模式相关。
- [0596] 阻塞性睡眠呼吸暂停在主无源分析中的表现:
- [0597] 阻塞性呼吸暂停可仅使用无源声学流来分类,因为这样的事件可被表示为在接近

强烈打鼾的时间内持续的无声周期。事件的周期性可用于探测。这种特征对于严重的情况是非常清楚的,并且对于在实际事件中可能存在打鼾、气喘声音的中度事件具有不同的特征。

[0598] 相对于阻塞性呼吸暂停,活动信号(例如,声纳、RF、光学等)的最显著特征是幅度下降。例如,许多事件通过呼吸暂停事件表现出持续的呼吸努力(例如,呼吸运动)。

[0599] 可以使用主成分分析技术在组合距离仓的过程中提取有源信号。这可以通过检测可从无源信号中提取的特征性打鼾、吸气声音来补充。该分类系统可以例如通过评估事件的计数来输出睡眠呼吸暂停分类以对应中度或重度阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)分级。例如,对于AHI范围为约15至30个事件(任选在一个或两个范围界限加或减2或3个事件)的受试者,可以鉴定中度OSA。类似地,可以鉴定AHI高于中度范围(例如,高于30个事件(任选加或减2或3个事件))的受试者的严重OSA。图18至21示出了主要基于阻塞性呼吸暂停事件的中度OSA分类中的无源和有源感测的信号在共同时间标度上的图形显示,该共同时间标度示出了分类事件(例如,阻塞性呼吸暂停、混合型阻塞性/中枢性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和呼吸不足)的指示(参见下图)。图22至25示出了主要基于阻塞性呼吸暂停事件的严重OSA分类中的无源和有源感测的信号在共同时间标度上的图形显示,该共同时间标度示出了分类事件(例如,阻塞性呼吸暂停、混合型阻塞性/中枢性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和呼吸不足)的指示(参见下图)。参考图24可以考虑本文描述的无源和有源感测技术的协同作用的示例性益处。当与中间面板中的无源感测的数据组合时,顶部有源感测面板的运动信号可能孤立地被误解为在某些时间(例如,在幅度变化之间)没有努力,这可能混淆系统以暗示中枢性呼吸暂停,这样的信号可以被更准确地分类以反映阻塞性呼吸暂停事件,如在下面面板中所指示的。

[0600] 中心性呼吸暂停在数据中的表现:

[0601] 中枢性呼吸暂停最突出的特征是在有源信号中可见的呼吸暂停期间缺乏呼吸努力。许多例子没有打鼾。然而,可以从谱图中检测出喘息/大声呼吸的特征。这可以通过确认来自无源信号的通气/大声呼吸来补充。可以通过利用有源信号并在无源信号中缺乏不规则打鼾来实现中枢性呼吸暂停的分类。在某些较小的情况下,可以在实际的中枢性呼吸暂停事件之前检测大声的、规则的打鼾(例如,可以将训练情况提供给深度神经网络或者可以使用规则集来允许对两种情况进行分类)。图26至30示出了主要基于中枢性呼吸暂停事件的中度OSA分类中的无源和有源感测的信号在共同时间标度上的图形显示,该共同时间标度示出了分类事件(例如,阻塞性呼吸暂停、混合型阻塞性/中枢性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和呼吸不足)的指示(参见下图)。图31示出了主要基于中枢性呼吸暂停事件的严重OSA分类中的无源和有源感测的信号在共同时间标度上的图形显示,该共同时间标度示出了分类事件(例如,阻塞性呼吸暂停、混合型阻塞性/中枢性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和呼吸不足)的指示(参见下图)。

[0602] 中枢性呼吸暂停在数据中的表现:

[0603] 仅使用无源信号可能更难以将呼吸不足分类。在本节中,显示了一个严重受试者的呼吸不足事件的实例。例如,在无源流中没有清楚签名的呼吸不足序列的可视实例,而在另一实例中,打鼾/大声呼吸在无源谱图中是可见的(该特定对象显示陈施氏呼吸和可能的初次打鼾的迹象(根据打鼾检测算法的总记录时间的34%))。图32至33示出了主要基于呼吸

不足事件的严重OSA分类中的无源和有源感测的信号在共同时间标度上的图形显示,该共同时间标度示出了分类事件(例如,阻塞性呼吸暂停、混合型阻塞性/中枢性呼吸暂停、中枢性呼吸暂停和呼吸不足)的指示(参见下图)。

[0604] 打鼾并联系阻塞性呼吸暂停

[0605] 打鼾检测算法可以为SDB检测,特别是事件分类提供有用的特征。例如,在总打鼾时间和AHI之间可以有明显的相关性。具有主要阻塞性分量的记录在打鼾的总睡眠时间(TST)中比例很高。大多数具有主要中枢性分量的记录具有低水平的打鼾,然而存在例外。可能的情况是,对于这些异常,所检测到的打鼾实际上是原发性打鼾。这可以由系统通过以更粒度的水平查看(即,将打鼾标志与SDB事件相关)来进一步分析。

[0606] 医生

[0607] 医生可以洞察患有COPD或其他慢性病症的患者的健康,并且潜在地连接到需要护理的患者,但尚未认识到他们具有慢性疾病症状。因此,处理装置及其应用(app)可以被配置为产生咳嗽相关信息/将咳嗽相关信息传送到临床系统,用于远程监测咳嗽相关信息。

[0608] 老年护理/独立生活

[0609] 作为背景,在老年人护理市场存在一个为该系统提供连接的护理价值主张,其目标是通过在老年人护理数字辅助生活工具中结合有源声纳和/或无源声学技术,减少护理负担,特别是在独立生活方面。该系统具有广泛的潜力-例如,在独立生活中的那些人也可能患有哮喘、COPD、CHF、痴呆、阿尔茨海默氏病等。2015年,世界范围内每8个人中有1人年龄在60岁以上。到2030年,六人中将有一人是60岁。

[0610] 目前的“独立生活”解决方案通常是各种不同的、昂贵的硬件,配有基本的传感器(例如,门传感器、水流量、床位占用率、PIR运动、压力垫、药盒、大声电话、可穿戴运动装置)。相反,通过将无源音频和有源声纳结合到家庭周围的智能电话和/或智能扬声器中,可以提供更完整的解决方案。本文中的有源声纳和无源声学分析概述可通过在生活环境(例如,家庭、辅助生活设施、疗养院/老年护理设施等)中启用以下来填补此缺口:

[0611] 运动和活动跟踪:

[0612] 这可以在用有源感测(例如,使用CW或FMCW声纳[处理任何可用的范围“仓”-例如,所有范围]和/或通过无源感测/收听运动的特征声音)来检测房间中的任何运动的宏观标度上进行。

[0613] 对于后者(仅是无源的),需要具有有限数量的环境干扰物的安静环境(例如,具有一些外部噪声的桌或天花板风扇或开放窗口是合适的,但是大声的语音或附近的高音量TV(听力降低的老人并不罕见)使单纯的无源声学分析变得困难。相反,超声FMCW或UWB声学系统可以更好地耐受这种干扰。

[0614] FMCW或UWB技术也能够定位范围,因此除了检测任何运动之外,系统还能够基于运动的强度和持续时间对活动进行分类,并对活动的特征签名进行分类。

[0615] 坐下或躺下呼吸:

[0616] 如果他们的状况恶化(例如由于心力衰竭或者在患有COPD的人中躺下时难以呼吸),那么老人可能花费大量时间坐在TV前面,并且实际上可能在那里花费更多的时间(即,试图在椅子中睡觉)。

[0617] 这使用FMCW、(A)FHRG、UWB等来定位空间中可能的呼吸频率,并且跟踪用户。

[0618] 睡眠阶段洞察:

[0619] 跟踪睡眠片断化量度,例如通过检测睡眠量度的退化作为痴呆和阿尔茨海默病恶化的指示。

[0620] 无源听觉疾病进展洞察:

[0621] 这涉及检测声学特征随时间的变化,例如咳嗽的流行度和强度、异常呼吸率的周期。

[0622] 这可以在将一个或多个智能扬声器放置在家庭环境中(例如,诸如放置在床旁边的亚马逊回声点(Amazon Echo Dot)的商业智能装置、起居室/TV室中的Google家庭迷你、附近或厨房区域中的Google迷你等)的情况下实现。

[0623] 为日常生活添加声学特征(用户与环境的互动):

[0624] 这个系统可以无源地分析冰箱门、微波炉、烤箱、前门等开启时的特征性声音,并将这些声音传送到监测站。指示事件的其它特征声音包括微波炉定时器“叮”或门铃。诸如与电器使用有关的这样的用户环境交互签名可以提供被监控人的活动的指示,其然后可以用作诸如与被监控人的活动的规范或一致性/模式有关的用户状况/健康的指示。在预期的时间段内没有这种活动可以被认为是关注的指示,或者被认为是需要更直接的联系来检查被监测的人(例如,老人)。

[0625] 可替换地,可以在这些门上安装小的超声“点击器”等,以创建特征声音(其可以是可听的或人听不到的),以便系统可以更好地确定发生的确切事件。与通常使用的传感器相反,该点击器不需要电池或电子器件,因为它是以高频率“点击”的简单机械部件。这可以是附接到门和框架的两部分装置,或者用粘合剂和/或磁体附接到门的单个惯性装置。因此,可以实现对家庭环境的许多方面的监控。

[0626] 可以使用超声波“点击器”的活动版本来提供进一步的信息。活动点击器发送可听或不可听的数据调制CW声音,以指示事件,如窗或门的状态或状态变化。

[0627] 8.3.4.1.3输出模块8830

[0628] 可以参考图14至17和34至38的示例性图形指示符来考虑可以基于上述评估和信号在诸如计算机或移动电话的处理装置的显示器上显示的示例性输出。在这点上,评估模块产生的任何信号/信息可以作为输出模块8830的输出而产生。例如,在图形风险-o-计量器计中输出SDB风险(或SDB概率)的确定。风险-o-计量器可以包括指针(例如针)和标度(例如从1至100的标度)。还可以提供其它合适的形式和/或标度。标度可以是圆形的或形成弧形,以便允许指针指示沿标度从一个枢转点的读数。在一些版本中,标度的离散部分(范围)可以反映不同的颜色以沿着标度提供不同的特征。例如,标度可以呈现用于正常特征(例如,0至15)和危险睡眠者特征(例如,15至100)的范围。危险睡眠者特征可以由多个子特征形成,如高和低。在该实例中,危险睡眠者特征的高风险范围可以编码为红色,范围从30到100。有风险的睡眠者特征的低范围可以编码为橙色,范围从15到30。类似地,正常的睡眠特征可以由多个子特征形成,诸如低的和标称的。在该实例中,正常睡眠者特征的低风险范围可以被编码为黄色,范围从5到15。正常睡眠特征的标称范围可以编码为绿色,范围从0到5。在图14至17和图34的实例中,在评估模块8820中确定的风险概率值由输出模块8830应用以生成指示符,其具有将确定的风险指示到图形标度上的指针。文本标签还可任选地提供用于从标度范围识别睡眠特征的标签。在一些版本中,如图所示,图形指示符还可以包括具

有由评估模块8820的分类器确定的估计AHI计数的文本标签。在图34的示例性风险计量器中,曲线(例如,圆形曲线段)可以用与计算的概率相关联的风险水平的颜色指示成比例地填充。

[0629] 在一些版本中,这样的范围或风险评估(例如,计数或风险概率)可以被转发给执业医师或其他相关方,或者被应用于呼吸治疗控制器以调节由RPT装置提供的治疗。例如,指示SDB的这种风险评估可以用作RPT的处理器和/或治疗控制器的输入,例如当评估从外部处理装置传送到RPT装置时或者当它由RPT装置的处理器确定时。处理器或控制器然后可以根据SDB风险的值来改变用于解决SDB风险的治疗压力、治疗流速或其他治疗参数。

[0630] 可选地,如图17所示,指示符可以呈现数据收集不足的消息,诸如如果睡眠时段包括来自小于阈值(例如,1小时)的时段的感测信号。图35示出了与打鼾信息数据和睡眠期的睡眠得分相关联的这种用户界面显示的另一实例。

[0631] 8.3.5一些技术实例的潜在优点

[0632] 本技术的一些版本可提供以下任一项:

[0633] (1) 使用RF硬件传感器和/或使用应用(例如软件)的声纳感测设备进行非接触式SDB筛查。

[0634] (2) 可以检测睡眠阶段,包括准确估计AHI。

[0635] (3) 可以提供例如针对具有严重SDB的受试者的睡眠/唤醒校正,以提高预测AHI和睡眠阶段的准确性;

[0636] (4) 有源(声纳或RF)和无源(麦克风)传感器/特征都可以在技术的协同融合中实现,以产生结果,即使该系统没有最优地定位在最有益的感测方向上;

[0637] (5) 可评估来自有源感测信号和无源感测信号两者的特征以将中枢性与阻塞性事件和其他类型的事件区分开。

[0638] (6) 在呼吸/音频/运动(强度和频率两者)中涉及较长时间标度周期性调制而不是单独检测个别事件的评估,使得此系统可对共同干扰物/混淆物更稳健。

[0639] (7) 不仅捕捉努力或音频方面的调制,而且捕捉与SDB相关唤醒/恢复相关联的运动。

[0640] (8) 该系统可以配置为关注对床上最近的人的检测,以便避免感测到远离非接触式感测设备的其他人。

[0641] 术语表

[0642] 为了实现本技术公开内容的目的,在本技术的某些形式中可应用下列定义中的一个或多个。在本技术的其他形式中,可应用另选的定义。

[0643] 8.3.6通则

[0644] 空气:在本技术的某些形式中,空气可以被认为意指大气空气,并且在本技术的其他形式中,空气可以被认为是指可呼吸气体的一些其他组合,例如富含氧气的大气空气。

[0645] 持续气道正压通气(CPAP):CPAP治疗是指在相对于大气持续为正的压力下,并且优选地在患者的呼吸周期的整个过程中大致恒定地将空气供应施加到气道的入口。在一些形式中,气道入口处的压力在呼气期间将略微更高,并且在吸气期间略微更低。在一些形式中,压力将在患者的不同呼吸周期之间变化,例如,响应于检测到部分上气道阻塞的指示而增大,以及缺乏部分上气道阻塞的指示而减小。

[0646] 8.3.7呼吸周期的各方面

[0647] 呼吸暂停:优选地,当流量降低到低于预定阈值达持续一段时间(例如10秒)时,将认为发生呼吸暂停。当即使患者努力,气道的一些阻塞也不允许空气流动时,认为发生阻塞性呼吸暂停。当尽管气道是开放的,但是由于呼吸努力减少或不存在呼吸努力而检测到呼吸暂停时,认为发生中枢性呼吸暂停。当呼吸努力减少或不存在呼吸努力与气道阻塞同时发生时,认为发生混合性呼吸暂停。

[0648] 呼吸速率:患者的自发呼吸速率,通常以每分钟呼吸次数为单位测量。

[0649] 占空比:吸气时间 T_i 与总呼吸时间 T_{tot} 的比值。

[0650] 努力(呼吸):优选地,呼吸努力将被认为是自发呼吸者尝试呼吸所做的工作。

[0651] 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段。

[0652] 流量限制:优选地,流量限制将被认为是患者呼吸中的状态,其中患者的努力增加不会导致流量的相应增加。在呼吸周期的吸气部分期间发生流量限制的情况下,可以将其描述为吸气流量限制。在呼吸周期的呼气部分期间发生流量限制的情况下,可以将其描述为呼气流量限制。

[0653] 呼吸不足:优选地,呼吸不足将被认为是流量的减少,而不是流量的停止。在一种形式中,当流量降低到阈值以下持续存在一段时间时,可以认为发生呼吸不足。当由于呼吸努力的减少而检测到呼吸不足时,认为发生中枢性呼吸不足。

[0654] 呼吸过度:流量增大到高于正常的水平。

[0655] 呼吸周期的吸气部分:优选地,从吸气流量开始到呼气流量开始的时间段被认为是呼吸周期的吸气部分。

[0656] 开放性(气道):气道被打开的程度或气道是打开的程度。开放的气道是打开的。气道开放性可以被定量,例如值(1)为开放的,并且值零(0)为封闭的(阻塞的)。

[0657] 呼气末正压通气(PEEP):存在于呼气末的肺中的高于大气压的压力。

[0658] 峰值流量(Q峰值):呼吸流量波形的吸气部分期间的流量的最大值。

[0659] 呼吸流量、气流、患者气流、呼吸气流(Q_r):这些同义术语可被理解是指RPT装置对呼吸气流的估计,与“真实呼吸流量”或“真实呼吸气流”相反,其是由患者所经历的实际呼吸流量,通常以升/分钟表示。

[0660] 潮气量(V_t):当不施加额外的努力时,在正常呼吸期间吸入或呼出的空气体积。

[0661] (吸气)时间(T_i):呼吸流量波形的吸气部分的持续时间。

[0662] (呼气)时间(T_e):呼吸流量波形的呼气部分的持续时间。

[0663] (总)时间(T_{tot}):一个呼吸流量波形的吸气部分的开始与随后的呼吸流量波形的吸气部分的开始之间的总持续时间。

[0664] 典型的近期通气量:在一些预定时间量程内近期值围绕其趋于集群的通气值,也就是通气量近期值的集中趋势的量度。

[0665] 上气道阻塞(UAO):包括部分和全部上气道阻塞。这可能与流量限制的状态相关联,其中随着上气道上的压力差增加流量水平仅稍微增加,或者甚至降低(Starling阻抗行为)。

[0666] 通气量(Vent):每单位时间由患者呼吸系统交换的气体总量的量度,包括吸气流量和呼气流量。当表达为每分钟的体积时,此量通常被称为“每分钟通气量”。每分钟通气量

有时简单地作为体积给出,并理解成是每分钟的体积。

[0667] 8.3.8 RPT装置参数

[0668] 流量(或流):每单位时间输送的空气的瞬时体积(或质量)。虽然流量和通气量每单位时间具有相同的体积或质量规模,但是流速是在短得多的时间段内测量的。在一些情况下,对流量的提及将是对标量的提及,即仅具有大小的量。在其他情况下,对流量的提及将是对向量的提及,即具有量值和方向两者的量。当其作为带符号的量被提及时,流量对于患者的呼吸周期的吸气部分而言可以在标称上是正的,并且因此对于患者的呼吸周期的呼气部分而言是负的。流量可以符号 Q 给出。总流量 Q_t 是离开RPT装置的空气的流量。通气流量 Q_v 是离开通气口以允许冲洗呼出气体的空气的流量。泄漏流量 Q_l 是从患者接口系统无意泄漏的流量。呼吸流量 Q_r 是被接收到患者的呼吸系统空气中的空气流量。

[0669] 泄漏:优选地,单词泄漏是流向周围环境的空气流量。泄漏可能是故意的,例如为了允许清洗呼出的 CO_2 。泄漏可能是无意的,例如,由于面罩与患者面部之间的不完全密封。在一个实例中,泄漏可能发生在旋轴弯管中。

[0670] 8.4其他备注

[0671] 本专利文件的公开内容的一部分包含受版权保护的材料。版权所有者不反对由任何人以专利文件或专利公开出现在专利商标局文档或记录中的形式复制这些专利文件或专利公开,但是另外保留任何所有版权权利。

[0672] 除非上下文中明确说明并且提供数值范围的情况下,否则应当理解,在该范围的上限与下限之间的每个中间值,到下限单位的十分之一,以及在该范围内的任何其他该值或中间值均广泛地包含在本技术内。这些中间范围的上限和下限可独立地包括在中间范围内,也包括在本技术范围内,但受制于该范围内的任何明确排除的界限。在该范围包括极限值中的一个或两个的情况下,本技术中还包括排除那些所包括的极限值中的任一个或两个的范围。

[0673] 此外,在本文所述的一个值或多个值作为本技术的一部分进行实施的情况下,应理解的是,此类值可以是近似的,除非另外说明,在实际技术实现可允许或要求的范围内,这些值可用于任何合适的有效数位。

[0674] 除非另有定义,本文所使用的所有技术和科技术语具有与本技术所属领域的普通技术人员通常所理解的相同的含义。尽管任何与本文所描述的方法和材料相似或等同的方法和材料也可用于本技术的实践或测试中,但本文描述了有限数量的示例性方法和材料。

[0675] 当特定材料被认为优选地用于构造部件时,具有类似性质的明显替代材料可以用作其替代物。另外,除非相反规定,否则本文所述的任何和全部部件均被理解为能够被制造且因而可以一起或分开制造。

[0676] 必须指出,除非上下文明确地另外规定,否则如本文和所附权利要求所使用,单数形式“一个”、“一种”和“该”包括其复数等同物。

[0677] 本文提及的全部出版物通过引用并入本文,以公开并且描述作为那些出版物的主题的方法和/或材料。提供本文中讨论的出版物仅仅是因为它们在本申请的提交日期之前的公开。本文中的任何内容均不应被解释为承认由于先前发明而使本技术无权先于这些出版物。另外,所提供的出版日期可能不同于实际出版日期,出版日期可能需要进行独立地确认。

[0678] 此外,在解释本公开时,所有术语应当以与上下文一致的最广泛合理的方式来解释。特别地,术语“包括(comprises)”和“包括(comprising)”应当被解释为以非排他的方式提及元件、部件或步骤,指示所提及的元件、部件或步骤可以与未明确提及的其他元件、部件或步骤存在或利用或组合。

[0679] 详细描述中使用的主题标题仅为了便于读者参考而包括在内,而不应用于限制见于整个公开或权利要求书中的发明主题。主题标题不应用来解释权利要求书的范围或权利要求书限制。

[0680] 虽然在本文中已经参照了具体实施例来描述本技术,但应了解,这些实施例仅说明本技术的原理和应用。在一些情况下,术语和符号可以暗含实践本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”,但是除非另有规定,否则它们并非旨在指示任何顺序,而是可以用来区分不同元件。另外,尽管可以一定顺序来描述或说明方法中的过程步骤,但是此顺序不是必需的。本领域技术人员将认识到,此顺序可以被修改,和/或其各方面可以同时或甚至同步进行。

[0681] 因此,应当理解的是,可以对示例性实施例作出多种修改且可以设计出其他布置,而不脱离本技术的精神和范围。例如,通过考虑以下描述性段落和实例,还可以理解本技术的其他版本。为此,本技术还可以涉及:

[0682] 实例1.一种用于监测人的睡眠呼吸障碍状态的一个或多个处理器的方法,该一个或多个处理器中的方法包括:

[0683] 从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号,一个或多个运动信号由有源非接触式感测生成;

[0684] 从无源信号中提取一个或多个能带信号,无源信号由无源非接触式感测生成,无源信号表示由声音传感器检测到的声学信息;

[0685] 评估一个或多个能带信号和/或一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号;以及

[0686] 对从一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类,以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

[0687] 实例2.根据实例1所述的方法,还包括

[0688] 基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度生成睡眠呼吸障碍指示。

[0689] 实例3.根据实例2所述的方法,还包括在显示器上显示和/或转发睡眠呼吸障碍指示。

[0690] 实例4.根据实例1至3中任一项所述的方法,还包括在显示器上显示和/或转发一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

[0691] 实例5.根据实例1至4中任一项所述的方法,其中,一个或多个呼吸信号包括呼吸努力信号。

[0692] 实例6.根据实例1至5中任一项所述的方法,其中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括睡眠呼吸障碍的概率。

[0693] 实例7.根据实例1至6中任一项所述的方法,其中,分类包括识别出睡眠时段存在睡眠呼吸障碍事件的数量超过阈值的肯定和否定之一,并且其中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示识别的结果的二进制标志。

[0694] 实例8.根据实例7所述的方法,当从属于实例6时,其中,当概率超过阈值时,二进制标志表示肯定。

[0695] 实例9.根据实例7所述的方法,其中,睡眠呼吸障碍事件包括呼吸暂停事件和呼吸不足事件中的至少一者。

[0696] 实例10.根据实例1至9中任一项所述的方法,其中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示呼吸暂停事件和呼吸不足事件的总数的估计的呼吸暂停-呼吸不足指数。

[0697] 实例11.根据实例1至10中任一项所述的方法,当从属于实例6时,还包括基于概率生成睡眠阶段调整因子。

[0698] 实例12.根据实例11所述的方法,还包括根据调整因子调整睡眠阶段时间。

[0699] 实例13.根据实例1至12中任一项所述的方法,还包括基于一个或多个强度信号生成集群标志信号,集群标志信号表示识别是否存在SDB调制的时间序列。

[0700] 实例14.根据实例13所述的方法,其中,基于一个或多个强度信号的值与阈值之间的比较来生成集群标志信号。

[0701] 实例15.根据实例14所述的方法,其中,当一个或多个强度信号的值大于第一强度阈值时,将集群标志信号的标志设置为真。

[0702] 实例16.根据实例15所述的方法,其中,根据对经滤波信号的值与第二强度阈值相比较的评估来进一步设置集群标志信号,经滤波信号是通过对一个或多个强度信号进行滤波导出的。

[0703] 实例17.根据实例1至16中任一项所述的方法,其中,一个或多个特征包括具有SDB集群的一个或多个总睡眠时间比例。

[0704] 实例18.根据实例1至17中任一项所述的方法,其中,一个或多个特征包括峰值强度或峰值平均强度。

[0705] 实例19.根据实例1至18中任一项所述的方法,还包括基于表征检测到的SDB集群存在的生成的集群标志信号来生成睡眠-唤醒校正掩码信号。

[0706] 实例20.根据实例19所述的方法,还包括将睡眠-唤醒校正掩码信号应用于睡眠分段过程,在睡眠分段过程中,根据睡眠-唤醒校正掩码信号将唤醒分类实例校正为睡眠实例。

[0707] 实例21.根据实例1至20中任一项所述的方法,其中,生成的睡眠呼吸障碍指示包括在显示装置上显示的图形风险-o-计量器,图形风险-o-计量器包括指针和刻度。

[0708] 实例22.根据实例21所述的方法,其中,使用睡眠呼吸障碍危险的离散范围的指示来表示刻度。

[0709] 实例23.根据实例1至22中任一项所述的方法,其中,评估一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,包括:

[0710] 生成包络信号;

[0711] 对包络信号进行归一化;以及

[0712] 从归一化的包络信号生成频谱特性。

[0713] 实例24.根据实例23所述的方法,其中,频谱特性包括在睡眠呼吸障碍频率范围内的功率谱密度操作的峰值频率。

[0714] 实例25.根据实例23和24中任一项所述的方法,其中,频谱特性包括包括以下的比

率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率, 和 (b) 来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。

[0715] 实例26. 根据实例23和24中任一项所述的方法, 其中, 频谱特性包括包括以下的比率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率, 和 (b) 功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。

[0716] 实例27. 根据实例25和26中任一项所述的方法, 其中, 带内度量是从来自I信道运动信号和Q信道运动信号的带内度量值导出的平均度量。

[0717] 实例28. 根据实例1至27中任一项所述的方法, 其中, 评估一个或多个能带信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号, 包括:

[0718] 组合一个或多个能带信号;

[0719] 从组合的能带信号生成包络信号;

[0720] 对来自组合的能带信号的包络信号进行滤波和归一化; 以及

[0721] 从经滤波并归一化的包络信号生成频谱特性。

[0722] 实例29. 根据实例28所述的方法, 其中, 来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性包括包括以下的比率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率, 和 (b) 来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。

[0723] 实例30. 根据实例28所述的方法, 其中, 来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性包括包括以下的比率的带内度量: (a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率, 和 (b) 功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。

[0724] 实例31. 根据实例1至30中任一项所述的方法, 其中, 从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号包括组合多个运动信号, 多个运动信号中的每一个是表示来自检测范围的运动的运动信号, 检测范围与多个运动信号中的其他运动信号的检测范围不同。

[0725] 实例32. 根据实例31所述的方法, 其中, 组合包括针对多个运动信号中的每一个根据来自功率谱密度的呼吸频率来计算权重, 并且确定多个运动信号的绝对值的加权平均值。

[0726] 实例33. 根据实例1至32中任一项所述的方法, 其中, 从无源信号中提取一个或多个能带信号包括:

[0727] 通过计算无源信号的变换将无源信号的声音频率分离成带信号;

[0728] 计算带信号的能量值; 以及

[0729] 计算每个带信号的计算出的能量值的平均值。

[0730] 实例34. 根据实例1至33中任一项所述的方法, 其中, 有源非接触式感测包括使用麦克风和扬声器的声纳感测。

[0731] 实例35. 根据实例1至33中任一项所述的方法, 其中, 有源非接触式感测包括使用射频发射器和接收器的雷达感测。

[0732] 实例36. 根据实例1至35中任一项所述的方法, 其中, 有源非接触式感测包括调频连续波 (FMCW) 感测。

[0733] 实例37. 根据实例1至36中任一项所述的方法, 其中, 无源非接触式感测包括使用麦克风对呼吸相关声音的声学感测。

[0734] 实例38. 根据实例37所述的方法, 还包括对由麦克风生成的声音信号进行预处理

以产生无源信号,预处理包括以下中的一者或多者:使用无限冲激响应滤波器进行滤波;去除基线,包括减去滑动窗口上的最小值;去除伪影,采用百分位限;用滑动窗口上的标准偏差进行归一化;以及积分和高通滤波。

[0735] 实例39.根据实例38所述的方法,还包括对经预处理的声音信号进行自相关处理。

[0736] 实例40.根据实例39所述的方法,还包括检测自相关、经预处理的声音信号的预定义呼吸范围的峰值。

[0737] 实例41.根据实例40所述的方法,还包括根据多个信号的峰值来确定呼吸率估计,多个信号中的每一个是离散频带的声音信号并且通过预处理和自相关来处理。

[0738] 实例42.根据实例1至41中任一项所述的方法,其中,一个或多个特征是从来自一个或多个能带信号和一个或多个呼吸信号的多个强度信号导出的多个特征,并且生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度是通过多个特征进行分类生成的。

[0739] 实例43.根据实例1至42中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器在处理装置中,处理装置包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

[0740] 实例44.根据实例1至43中任一项所述的方法,还包括使用一个或多个处理器基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度来控制对呼吸治疗装置的治疗设置的改变。

[0741] 实例45.一种处理器可读介质,其上存储有处理器可执行指令,处理器可执行指令在由一个或多个处理器执行时使得一个或多个处理器监测人的睡眠呼吸障碍状态,处理器可执行指令配置为执行如实例1至44中任一项所述的方法。

[0742] 实例46.一种能够访问如实例45所述的处理器可读介质的服务器,其中,服务器配置为接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求。

[0743] 实例47.一种处理装置,包括:一个或多个处理器;扬声器,扬声器耦接至一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;以及如实例45所述的处理器可读介质。

[0744] 实例48.根据实例47所述的处理装置,其中,处理装置包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

[0745] 实例49.一种处理装置,包括:一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;射频传感器,射频传感器耦接至一个或多个处理器;以及如实例45所述的处理器可读介质。

[0746] 实例50.一种用于能够访问如实例45所述的处理器可读介质的服务器的方法,该方法包括在服务器处接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求;以及响应于请求将处理器可执行指令传输到处理装置。

[0747] 实例51.一种用于监测人的睡眠呼吸障碍状态的设备,该设备包括:

[0748] 一个或多个传感器,一个或多个传感器配置为用于有源非接触式感测和无源非接触式感测;以及

[0749] 一个或多个处理器,一个或多个处理器配置为:

[0750] 从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸信号,一个或多个运动信号由使用一个或多个传感器进行有源非接触式感测生成;

[0751] 从无源信号中提取一个或多个能带信号,无源信号由使用一个或多个传感器进行

无源非接触式感测生成,无源信号表示由一个或多个传感器中的声音传感器检测到的声学信息;

[0752] 评估一个或多个能带信号和/或一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号;以及

[0753] 对从一个或多个强度信号导出的一个或多个特征进行分类以产生一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

[0754] 实例52.根据实例51所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度生成睡眠呼吸障碍指示。

[0755] 实例53.根据实例52所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为在显示器上显示和/或转发睡眠呼吸障碍指示。

[0756] 实例54.根据实例51至53中任一项所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为在显示器上显示和/或转发一个或多个睡眠呼吸障碍量度。

[0757] 实例55.根据实例51至54中任一项所述的设备,其中,一个或多个呼吸信号包括呼吸努力信号。

[0758] 实例56.根据实例51至55中任一项所述的设备,其中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括睡眠呼吸障碍的概率。

[0759] 实例57.根据实例51至56中任一项所述的设备,其中,分类包括识别出睡眠时段存在睡眠呼吸障碍事件的数量超过阈值的肯定和否定之一,并且其中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示识别的结果的二进制标志。

[0760] 实例58.根据实例57所述的设备,当从属于实例56时,其中,当概率超过阈值时,二进制标志表示肯定。

[0761] 实例59.根据实例57所述的设备,其中,睡眠呼吸障碍事件包括呼吸暂停事件和呼吸不足事件中的至少一者。

[0762] 实例60.根据实例51至59中任一项所述的设备,其中,一个或多个睡眠呼吸障碍量度包括表示呼吸暂停事件和呼吸不足事件的总数的估计的呼吸暂停-呼吸不足指数。

[0763] 实例61.根据实例51至60中任一项所述的设备,当从属于实例54时,其中,一个或多个处理器还配置为基于概率生成睡眠阶段调整因子。

[0764] 实例62.根据实例61所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为根据调整因子调整睡眠阶段时间。

[0765] 实例63.根据实例51至62中任一项所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为基于一个或多个强度信号生成集群标志信号,集群标志信号表示识别是否存在SDB调制的时间序列。

[0766] 实例64.根据实例63所述的设备,其中,基于一个或多个强度信号的值与阈值之间的比较来生成集群标志信号。

[0767] 实例65.根据实例64所述的设备,其中,当一个或多个强度信号的值大于第一强度阈值时,将集群标志信号的标志设置为真。

[0768] 实例66.根据实例65所述的设备,其中,根据对经滤波信号的值与第二强度阈值相比较的评估来进一步设置集群标志信号,经滤波信号是通过对一个或多个强度信号进行滤波导出的。

[0769] 实例67.根据实例51至66中任一项所述的设备,其中,一个或多个特征包括具有SDB集群的一个或多个总睡眠时间比例。

[0770] 实例68.根据实例51至67中任一项所述的设备,其中,一个或多个特征包括峰值强度或峰值平均强度。

[0771] 实例69.根据实例51至68中任一项所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为基于表征检测到的SDB集群存在的生成的集群标志信号来生成睡眠-唤醒校正掩码信号。

[0772] 实例70.根据实例69所述的设备,其中,一个或多个处理器还配置为将睡眠-唤醒校正掩码信号应用于睡眠分段过程,在睡眠分段过程中,根据睡眠-唤醒校正掩码信号将唤醒分类实例校正为睡眠实例。

[0773] 实例71.根据实例51至70中任一项所述的设备,其中,生成的睡眠呼吸障碍指示包括在显示装置上显示的图形风险-o-计量器,图形风险-o-计量器包括指针和刻度。

[0774] 实例72.根据实例71所述的设备,其中,使用睡眠呼吸障碍危险的离散范围的指示来表示刻度。

[0775] 实例73.根据实例51至72中任一项所述的设备,其中,为了评估一个或多个呼吸信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,一个或多个处理器配置为:

[0776] 生成包络信号;

[0777] 对包络信号进行归一化;以及

[0778] 从归一化的包络信号生成频谱特性。

[0779] 实例74.根据实例73所述的设备,其中,频谱特性包括在睡眠呼吸障碍频率范围内的功率谱密度操作的峰值频率。

[0780] 实例75.根据实例73至74中任一项所述的设备,其中,频谱特性包括包括以下的比率的带内度量:(a) 功率谱密度操作的峰值频率,和(b) 来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。

[0781] 实例76.根据实例73至74中任一项所述的设备,其中,频谱特性包括包括以下的比率的带内度量:(a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率,和(b) 功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。

[0782] 实例77.根据实例73至76中任一项所述的设备,其中,带内度量是从来自I信道运动信号和Q信道运动信号的带内度量值导出的平均度量。

[0783] 实例78.根据实例51至77中任一项所述的设备,其中,为了评估一个或多个能带信号以生成表示睡眠呼吸障碍调制强度的一个或多个强度信号,一个或多个处理器还配置为:

[0784] 组合一个或多个能带信号;

[0785] 从组合的能带信号生成包络信号;以及

[0786] 对来自组合的能带信号的包络信号进行滤波和归一化;以及

[0787] 从经滤波并归一化的包络信号生成频谱特性。

[0788] 实例79.根据实例78所述的设备,其中,来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特性包括包括以下的比率的带内度量:(a) 功率谱密度操作的峰值频率,和(b) 来自功率谱密度操作的睡眠呼吸障碍频率范围中的功率。

[0789] 实例80.根据实例78所述的设备,其中,来自经滤波和归一化的包络信号的频谱特

性包括包括以下的比率的带内度量：(a) 功率谱密度操作的峰值频率附近的窄带中的功率，和(b) 功率谱密度操作的谱的总功率与峰值频率附近的窄带中的功率之间的差。

[0790] 实例81.根据实例51至80中任一项所述的设备,其中,为了从一个或多个运动信号中提取一个或多个呼吸努力信号,一个或多个处理器还配置为组合多个运动信号,多个运动信号中的每一个是表示来自检测范围的运动的运动信号,检测范围与多个运动信号中的其他运动信号的检测范围不同。

[0791] 实例82.根据实例81所述的设备,其中,为了组合多个运动信号,一个或多个处理器配置为针对多个运动信号中的每一个根据来自功率谱密度的呼吸频率来计算权重,并且确定多个运动信号的绝对值的加权平均值。

[0792] 实例83.根据实例51至82中任一项所述的设备,其中,为了从无源信号中提取一个或多个能带信号,一个或多个处理器配置为:

[0793] 通过计算无源信号的变换将无源信号的声音频率分离成带信号;

[0794] 计算带信号的能量值;以及

[0795] 计算每个带信号的计算出的能量值的平均值。

[0796] 实例84.根据实例51至83中任一项所述的设备,其中,有源非接触式感测包括声纳感测,其中,一个或多个传感器包括麦克风和扬声器。

[0797] 实例85.根据实例51至83中任一项所述的设备,其中,有源非接触式感测包括雷达感测,其中,一个或多个传感器包括射频发射器和接收器。

[0798] 实例86.根据实例51至85中任一项所述的设备,其中,有源非接触式感测包括调频连续波(FMCW)感测。

[0799] 实例87.根据实例51至86中任一项所述的设备,其中,无源非接触式感测包括对呼吸相关声音的声学感测,其中,一个或多个传感器包括麦克风。

[0800] 实例88.根据实例87所述的设备,其中,一个或多个处理器配置为对由麦克风生成的声音信号进行预处理以产生无源信号,其中,预处理包括以下中的一者或多者:使用无限冲激响应滤波器进行滤波;去除基线,包括减去滑动窗口上的最小值;去除伪影,采用百分位限;用滑动窗口上的标准偏差进行归一化;以及积分和高通滤波。

[0801] 实例89.根据实例88所述的设备,其中,一个或多个处理器配置为对经预处理的语音信号进行自相关处理。

[0802] 实例90.根据实例89所述的设备,其中,一个或多个处理器配置为检测自相关、经预处理的语音信号的预定义呼吸范围的峰值。

[0803] 实例91.根据实例90所述的设备,其中,一个或多个处理器配置为根据多个信号的峰值来确定呼吸率估计,多个信号中的每一个是离散频带的声音信号并且通过预处理和自相关来处理。

[0804] 实例92.根据实例51至91中任一项所述的设备,其中,一个或多个特征是从来自一个或多个能带信号和一个或多个呼吸努力信号的多个强度信号导出的多个特征,并且生成的一个或多个睡眠呼吸障碍量度是通过多个特征进行分类生成的。

[0805] 实例93.根据实例51至92中任一项所述的设备,其中,一个或多个处理器在处理装置中,处理装置包括通用计算设备、智能电话、平板计算机、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

[0806] 实例94.根据实例51至93中任一项所述的设备,其中,一个或多个处理器配置为基于一个或多个睡眠呼吸障碍量度来控制对呼吸治疗装置的治疗设置的改变。

[0807] 实例95.根据实例51所述的设备,还包括如实例45所述的处理器可读介质。

[0808] 实例96.一种用于识别人的咳嗽的一个或多个处理器的方法,该一个或多个处理器中的方法包括:

[0809] 访问使用麦克风生成的信号,该信号由在人的附近进行无源非接触式感测生成,该信号表示由麦克风检测到的声学信息;

[0810] 从信号导出一个或多个咳嗽相关特征;以及

[0811] 对一个或多个特征进行分类以生成人的一个或多个咳嗽事件的指示。

[0812] 实例97.根据实例96所述的方法,一个或多个特征涉及是否存在人的咳嗽。

[0813] 实例98.根据实例96至97中任一项所述的方法,其中,对一个或多个特征进行分类包括识别咳嗽类型。

[0814] 实例99.根据实例98所述的方法,其中,咳嗽类型包括以下中的任一者或多者:(a) 干咳类型,(b) 排痰性咳嗽类型,(c) 喘息相关咳嗽类型,以及(d) 痉挛相关咳嗽类型。

[0815] 实例100.根据实例96至99中任一项所述的方法,其中,对一个或多个特征进行分类包括识别咳嗽归因类型。

[0816] 实例101.根据实例100所述的方法,其中,咳嗽归因类型包括以下中的任一者或多者:(a) 哮喘咳嗽类型,(b) 慢性阻塞性肺(COPD)咳嗽类型,(c) 支气管炎咳嗽类型,(d) 肺结核(TB)咳嗽类型,(e) 肺炎咳嗽类型,(f) 肺癌咳嗽类型,(g) 胃食管反流病(GERD),以及(h) 上气道咳嗽综合征。

[0817] 实例102.根据实例96至101中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器还生成指示一个或多个咳嗽事件中的事件的强度水平的咳嗽强度量度。

[0818] 实例103.根据实例102所述的方法,其中,咳嗽强度量度包括声学幅度值和/或响度值。

[0819] 实例104.根据实例102至103中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器确定咳嗽强度量度的可变性。

[0820] 实例105.根据实例96至104中任一项所述的方法,其中,从声学信号导出的一个或多个特征包括以下中的任一者、多者或全部:频率特征,时间特征,谱图特征,以及小波特征。

[0821] 实例106.根据实例96至105中任一项所述的方法,其中,从声学信号导出的一个或多个特征中的频率相关特征包括以下中的任一者、多者或全部:(1) 局部峰值,(2) 主峰与一个或多个周围峰值的比率,(3) 局部最大值,(4) 全局最大值;(5) 谐波,(6) 一个或多个频率分量的积分,(8) 不同频率能量估计的比率,(7) 一个或多个梅尔频率倒谱系数(MFCC),(9) 谱通量,(10) 谱质心,(11) 谐波乘积谱,(12) 谱延展,(13) 一个或多个谱自相关系数,(14) 谱峭度,以及(15) 线性预测编码(LPC);

[0822] 实例107.根据实例96至106中任一项所述的方法,其中,从声学信号导出的一个或多个特征中的时间相关特征包括以下中的任一者、多者或全部:(1) 均方根(RMS)值,(2) 过零率,(3) 包络;以及(4) 基于自相关函数的基音周期。

[0823] 实例108.根据实例96至107中任一项所述的方法,还包括通过语音激活检测来处

理声学信号,以抑制声学信号中的背景噪声。

[0824] 实例109.根据实例96至108中任一项所述的方法,还包括从声学信号估计咳嗽率。

[0825] 实例110.根据实例109所述的方法,还包括估计咳嗽率的变化。

[0826] 实例111.根据实例96至111中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器配置为从检测到的呼吸波形中提取呼吸特征,并且其中,对一个或多个特征进行分类以生成对人的一个或多个咳嗽事件的指示,是基于从呼吸波形中提取的一个或多个呼吸波形特征。

[0827] 实例112.根据实例111所述的方法,其中,一个或多个呼吸特征包括以下中的一者、多者或全部:(1)吸气时间,(2)吸气深度,(3)呼气时间,(4)呼气深度,(5)吸气-呼气比率,(6)由咳嗽引起的呼吸波形中的一个或多个缺口,以及(7)呼吸率。

[0828] 实例113.根据实例112所述的方法,其中,使用无源非接触式感测和有源非接触式感测中的一者或多者来导出一个或多个呼吸特征。

[0829] 实例114.根据实例96至113中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器通过使用有源非接触式感测设备的有源非接触式感测来生成一个或多个运动信号;并且

[0830] 其中,一个或多个处理器基于对生成的一个或多个运动信号的评估来生成对人的一个或多个咳嗽事件的指示。

[0831] 实例115.根据实例114所述的方法,还包括检测人的身体位置。

[0832] 实例116.根据实例114至115中任一项所述的方法,其中,对生成的一个或多个运动信号的评估包括检测该人所特有的生物测定。

[0833] 实例117.根据实例113至116中任一项所述的方法,其中,对生成的一个或多个运动信号的评估包括从一个或多个运动信号中检测睡眠阶段信息。

[0834] 实例118.根据实例117所述的方法,其中,一个或多个处理器基于睡眠阶段信息的检测来否定声学感测到的咳嗽事件。

[0835] 实例119.根据实例117至118中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器基于睡眠阶段信息的检测将声学感测到的咳嗽事件归于人。

[0836] 实例120.根据实例114至119中任一项所述的方法,其中,有源非接触式感测包括声学类型感测、光学类型感测和雷达类型感测中的一者或多者。

[0837] 实例121.根据实例96至120中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器还配置为传达关于人的一个或多个咳嗽事件的指示的数据,以建议对状况进行进一步调查和/或控制以下中的一者或多者:环境参数,处理装置的设置,行为改变和/或处理参数;

[0838] 实例122.根据实例96至121中任一项所述的方法,其中,一个或多个处理器还配置为生成更换或洗涤床上用品的提醒。

[0839] 实例123.根据实例96至122中任一项所述的方法,其中,分类涉及由监督机器学习、深度学习、卷积神经网络和回归神经网络中的任一者或多者导出的分类器。

[0840] 实例124.根据实例96至123中任一项所述的方法,还包括监测声音以检测用户环境交互。

[0841] 实例125.根据实例124所述的方法,其中,用户环境交互包括检测用户环境交互特征,用户环境交互特征包括点击器、电器和门中的任一者或多者。

[0842] 实例126.根据实例124和125中任一项所述的方法,其中,监测声音以检测用户环境交互包括评估被监测人的活动模式以生成需要与被监测人联系的指示。

[0843] 实例127.一种处理器可读介质,其上存储有处理器可执行指令,处理器可执行指令在由一个或多个处理器执行时使得一个或多个处理器识别人的咳嗽,处理器可执行指令配置为执行如实例96至126中任一项的方法。

[0844] 实例128.一种能够访问如实例127所述的处理器可读介质的服务器,其中,服务器配置为接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求。

[0845] 实例129.一种处理装置,包括:一个或多个处理器;扬声器,扬声器耦接至一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;以及如实例127所述的处理器可读介质,或者其中,一个或多个处理器配置为使用如实例128所述的服务器访处理器可执行指令。

[0846] 实例130.根据实例129所述的处理装置,其中,处理装置包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

[0847] 实例131.一种处理装置,包括:一个或多个处理器;麦克风,麦克风耦接至一个或多个处理器;射频传感器,射频传感器耦接至一个或多个处理器;以及如实例127所述的处理器可读介质。

[0848] 实例132.一种用于能够访问如实例127所述的处理器可读介质的服务器的方法,该方法包括在服务器处接收通过网络将处理器可读介质的处理器可执行指令下载到处理装置的请求;以及响应于请求将处理器可执行指令传输到处理装置。

[0849] 实例133.一种用于识别人的咳嗽的处理装置,包括:

[0850] 一个或多个麦克风,一个或多个麦克风配置为用于无源非接触式感测,其中,一个或多个麦克风通过在人的附近进行无源非接触式感测来生成信号,该信号表示由一个或多个麦克风检测到的声学信息;以及

[0851] 一个或多个处理器,一个或多个处理器耦接至一个或多个麦克风,一个或多个处理器包括:

[0852] 配置为访问使用一个或多个麦克风生成的信号的模块;

[0853] 配置为从信号导出一个或多个特征的模块;以及

[0854] 配置为对一个或多个特征进行分类以生成人的一个或多个咳嗽事件的指示的模块。

[0855] 实例134.根据实例133所述的处理装置,其中,处理装置包括智能电话、平板计算机、通用计算设备、智能扬声器、智能TV、智能手表和呼吸治疗装置中的任一者。

[0856] 8.5附图标记列表

[0857]	睡眠中的患者	1000
[0858]	非接触式传感器单元	1200
[0859]	接地电极ISOG	2010
[0860]	EOG电极	2015
[0861]	EEG电极	2020
[0862]	ECG电极	2025
[0863]	颞下EMG电极	2030
[0864]	打鼾传感器	2035
[0865]	呼吸感应体积描记图呼吸努力传感器	2040

[0866]	呼吸感应体积描记图呼吸努力传感器	2045
[0867]	口-鼻导管	2050
[0868]	光电体积描记器脉搏血氧仪	2055
[0869]	身体位置传感器	2060
[0870]	患者接口	3000
[0871]	密封形成结构	3100
[0872]	充气室	3200
[0873]	结构	3300
[0874]	通气口	3400
[0875]	连接端口	3600
[0876]	前额支架	3700
[0877]	RPT装置	4000
[0878]	外部壳体	4010
[0879]	上部	4012
[0880]	部分	4014
[0881]	面板	4015
[0882]	底盘	4016
[0883]	手柄	4018
[0884]	气动块	4020
[0885]	入口空气过滤器	4112
[0886]	入口消声器	4122
[0887]	出口消声器	4124
[0888]	压力发生器	4140
[0889]	鼓风机	4142
[0890]	空气回路	4170
[0891]	电气部件	4200
[0892]	PCBA	4202
[0893]	电源	4210
[0894]	输入装置	4220
[0895]	中央控制器	4230
[0896]	治疗装置控制器	4240
[0897]	保护电路	4250
[0898]	存储器	4260
[0899]	转换器	4270
[0900]	压力传感器	4272
[0901]	流量传感器	4274
[0902]	数据通信接口	4280
[0903]	输出装置	4290
[0904]	湿化器	5000

[0905]	湿化器入口	5002
[0906]	湿化器出口	5004
[0907]	湿化器基座	5006
[0908]	湿化器贮存器	5110
[0909]	加热元件	5240
[0910]	监测设备	7000
[0911]	微控制器单元MCU	7001
[0912]	存储器	7002
[0913]	运动信号	7003
[0914]	通信电路	7004
[0915]	外部计算装置	7005
[0916]	处理器	7006
[0917]	连接	7008
[0918]	非接触式运动传感器	7010
[0919]	显示装置	7015
[0920]	音频输出	7017
[0921]	发射器	7020
[0922]	接收器	7030
[0923]	本地振荡器	7040
[0924]	(定向) 天线	7050
[0925]	传输信号	7060
[0926]	反射信号	7070
[0927]	混频器	7080
[0928]	处理装置	7100
[0929]	应用	7200
[0930]	过程	7202
[0931]	过程	7204
[0932]	过程	7206
[0933]	过程	7208
[0934]	声音传感器	7302
[0935]	处理器	7304
[0936]	显示界面	7306
[0937]	用户控制/输入接口	7308
[0938]	扬声器	7310
[0939]	存储器/数据存储	7312
[0940]	提取模块	8810
[0941]	有源感测信号提取子模块	8812
[0942]	无源感测信号提取子模块	8814
[0943]	评估模块	8820

[0944]	SDB调制评估子模块	8822
[0945]	睡眠分段模块	8824
[0946]	SDB概要模块	8826
[0947]	输出模块	8830
[0948]	咳嗽评估模块	8833
[0949]	有源感测过程/模块	8902
[0950]	无源感测过程/模块	8904
[0951]	睡眠分段过程/模块	8906
[0952]	评估过程/模块	8908
[0953]	呼吸努力过程/模块	8910
[0954]	过程/模块	8912
[0955]	特征提取过程/模块	8914
[0956]	学习特征流程/模块	8916
[0957]	咳嗽相关指纹识别过程/模块	8918
[0958]	打鼾分类过程/模块	8920
[0959]	SDB评估过程/模块	8922
[0960]	睡眠阶段输出过程/模块	8924
[0961]	睡眠评分输出过程/模块	8926
[0962]	输出过程/模块	8928



图1

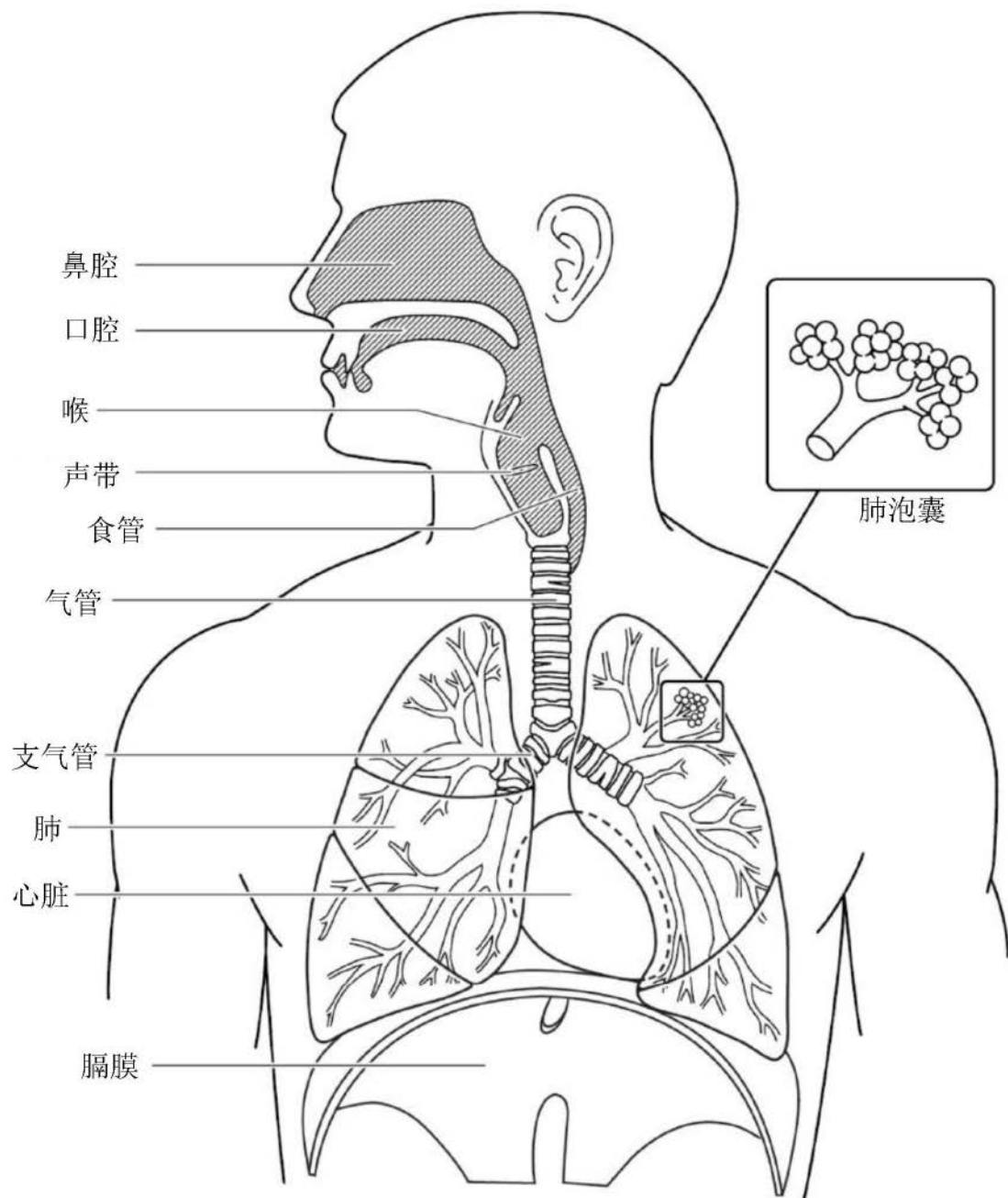


图2

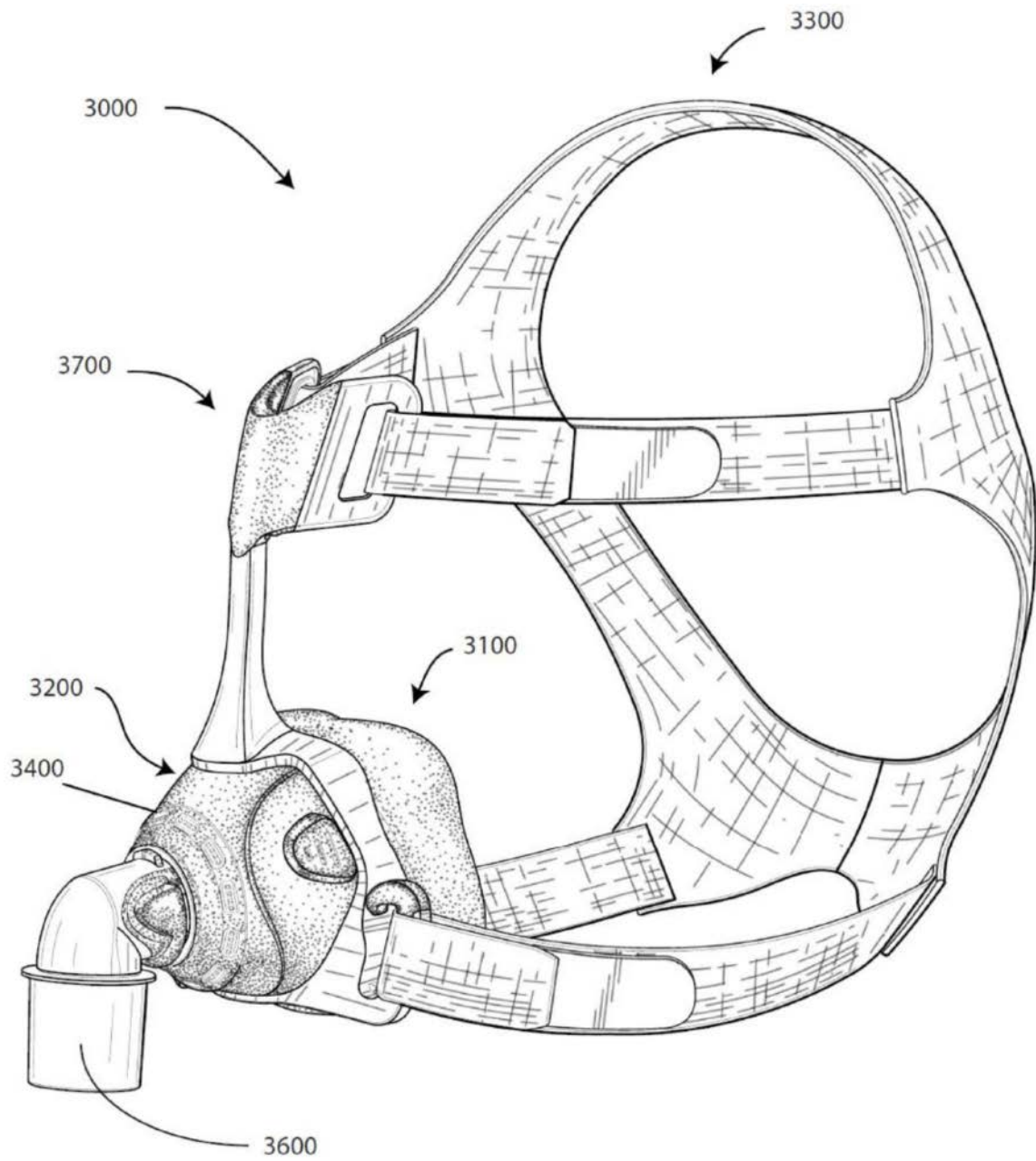


图3

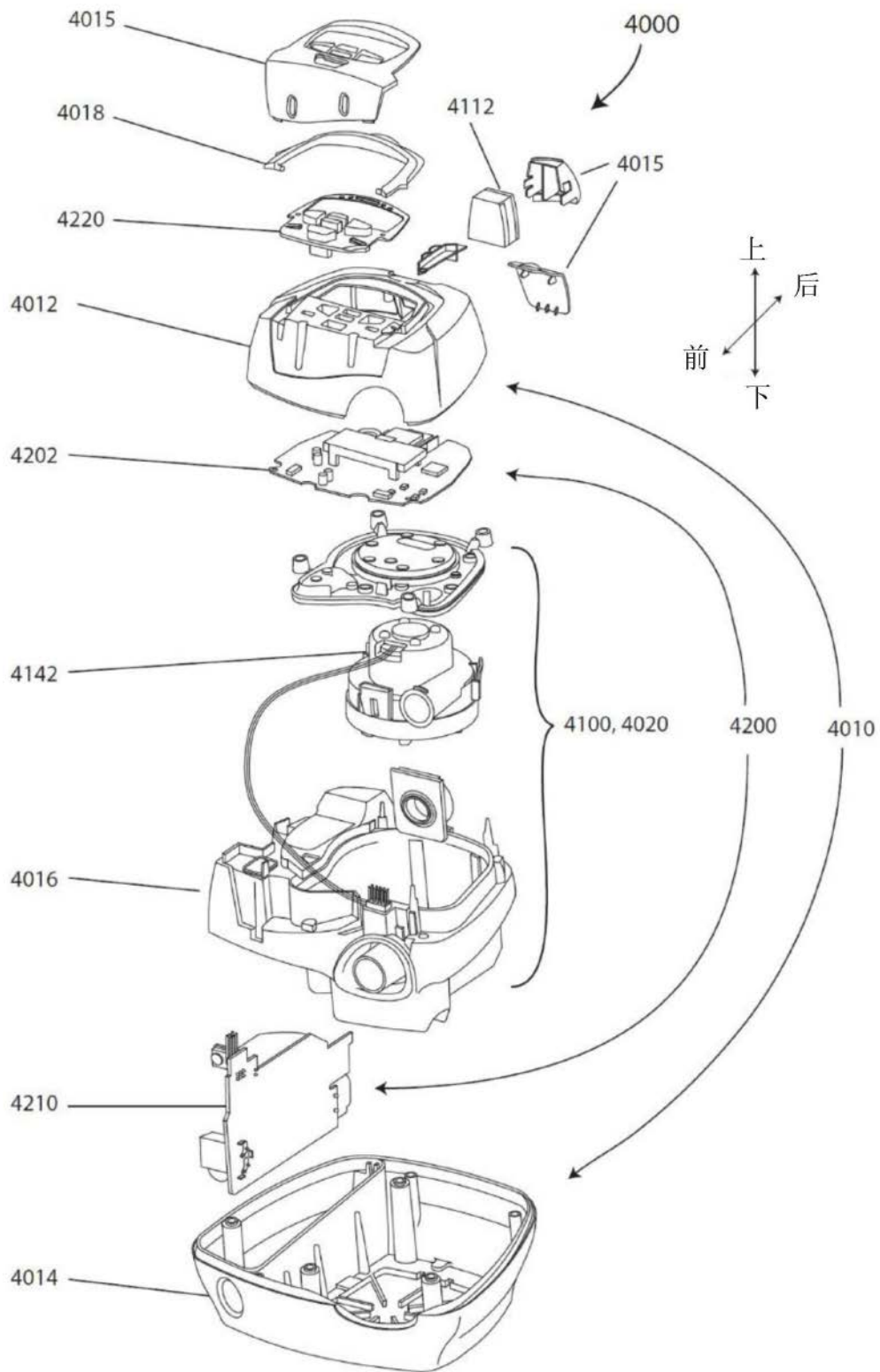


图4A

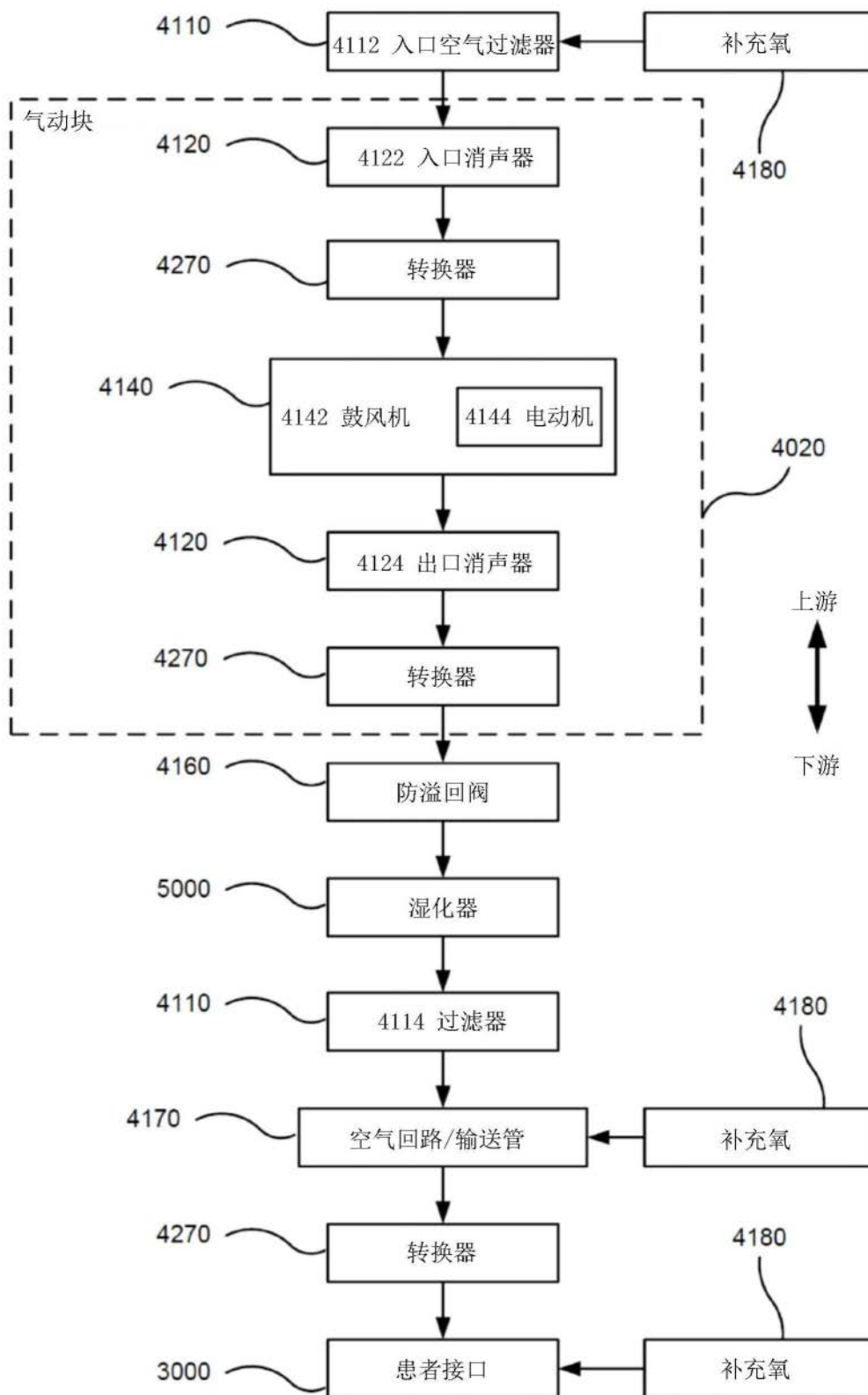


图4B

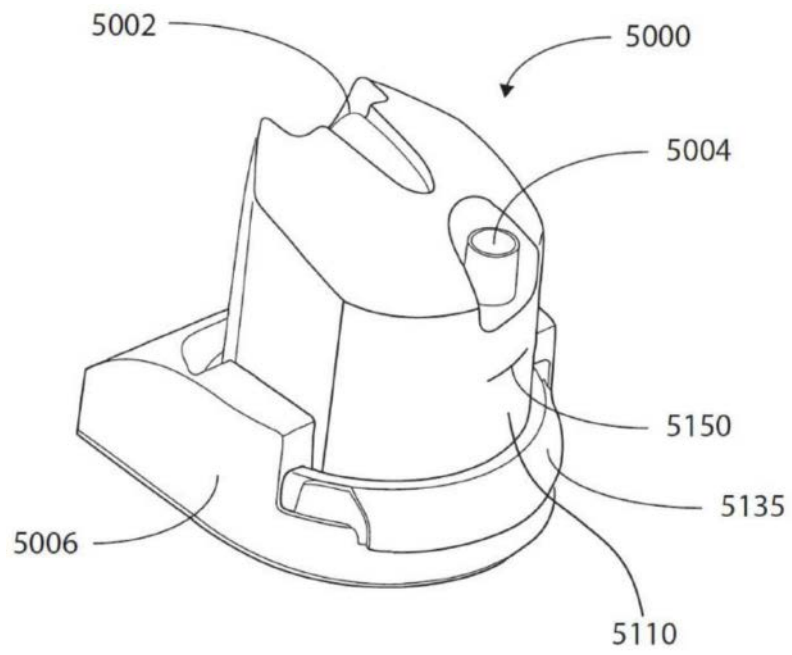


图5A

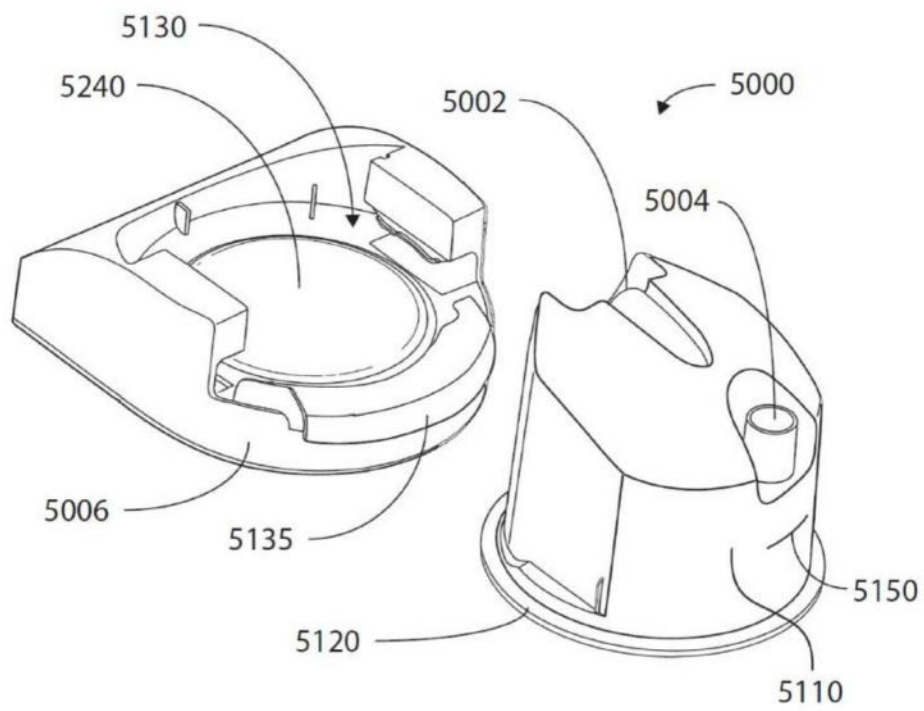


图5B

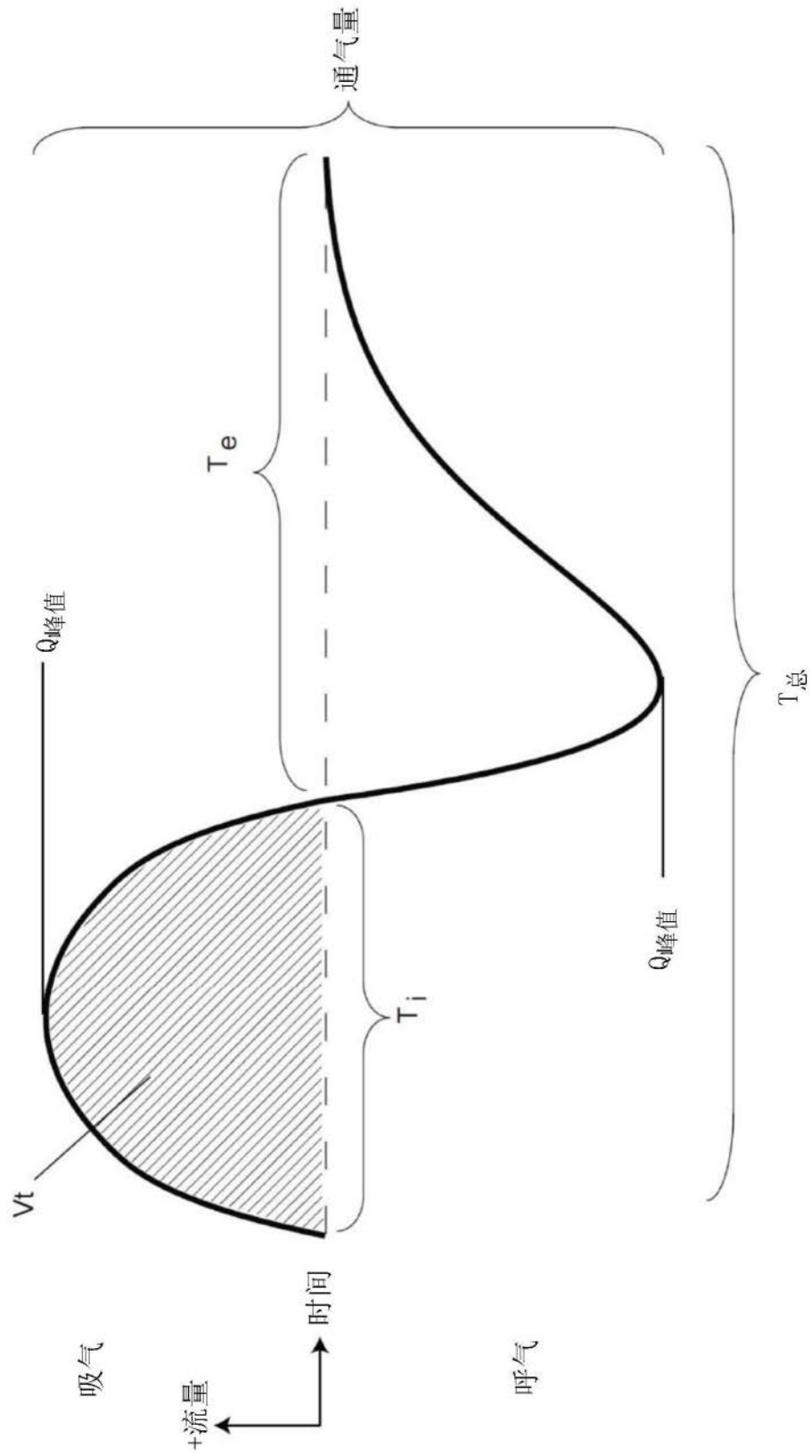


图6A

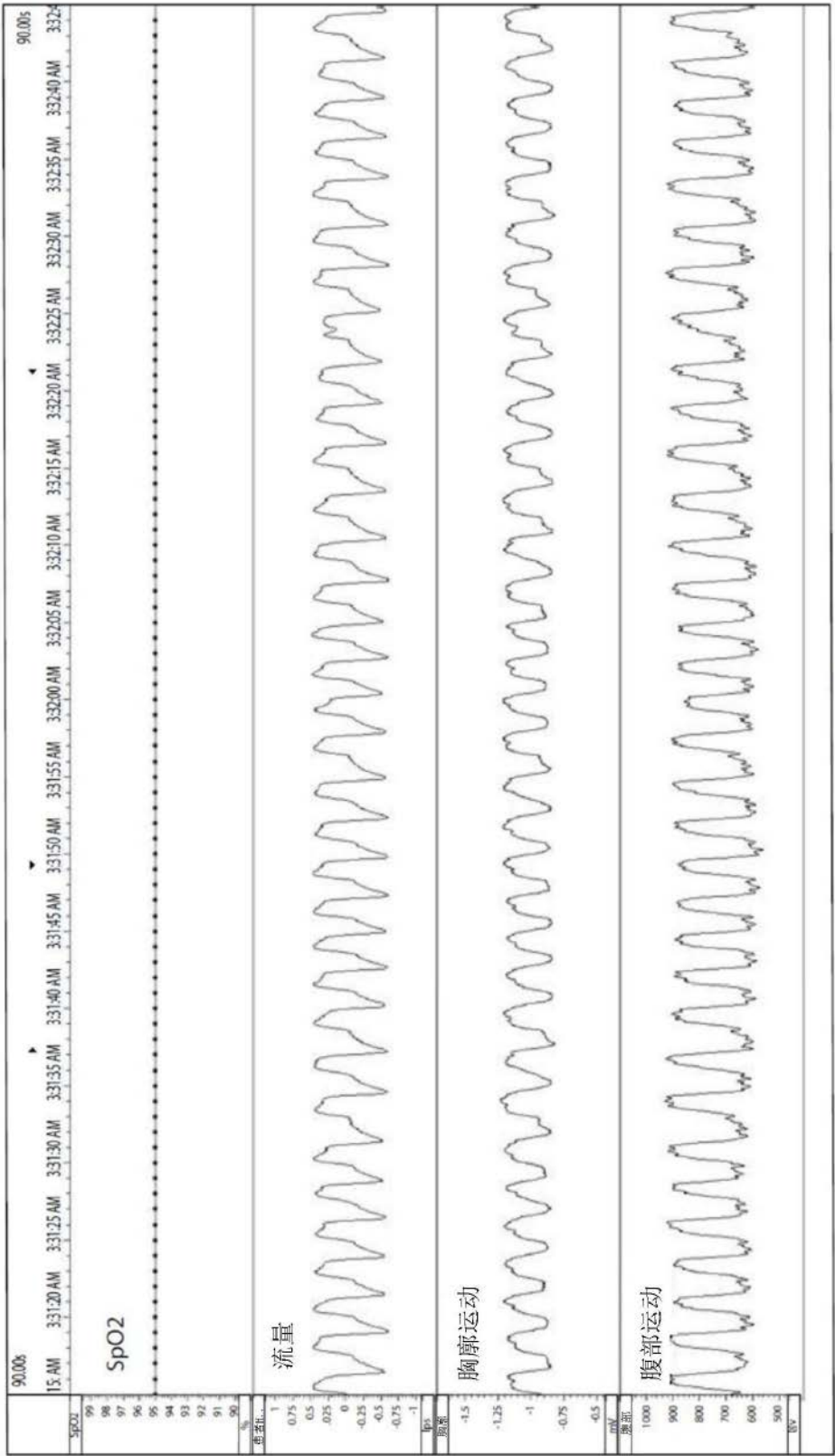


图6B

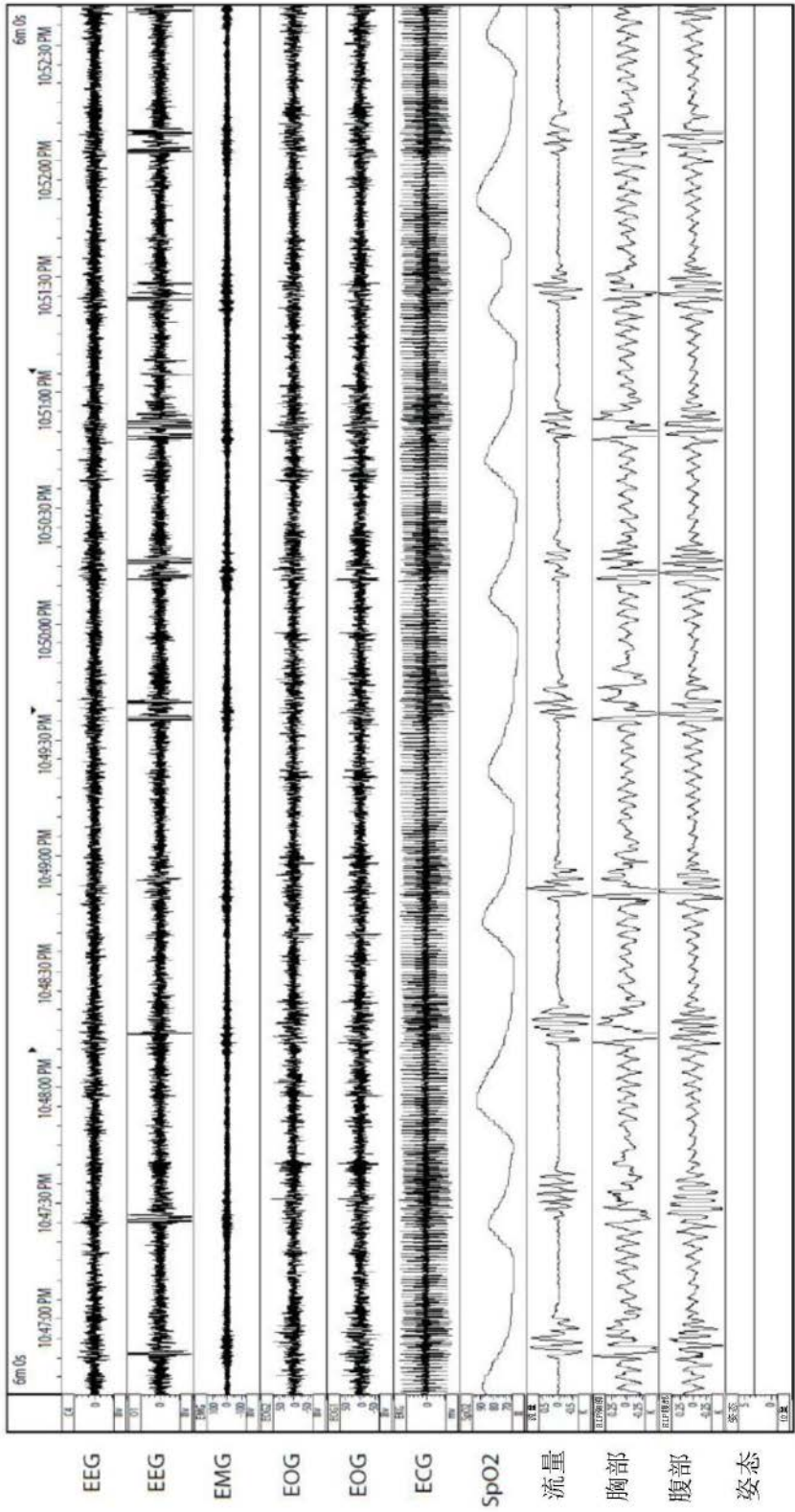


图6C

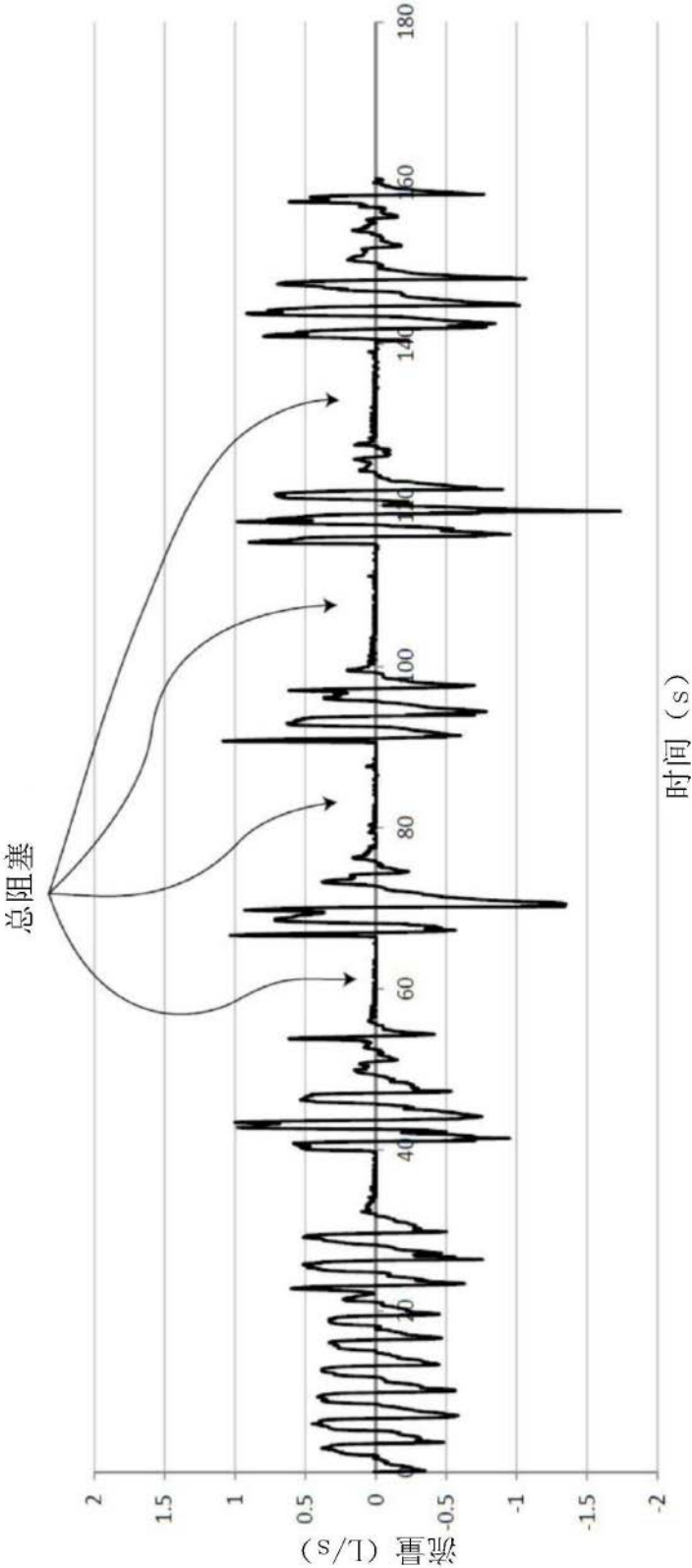


图6D

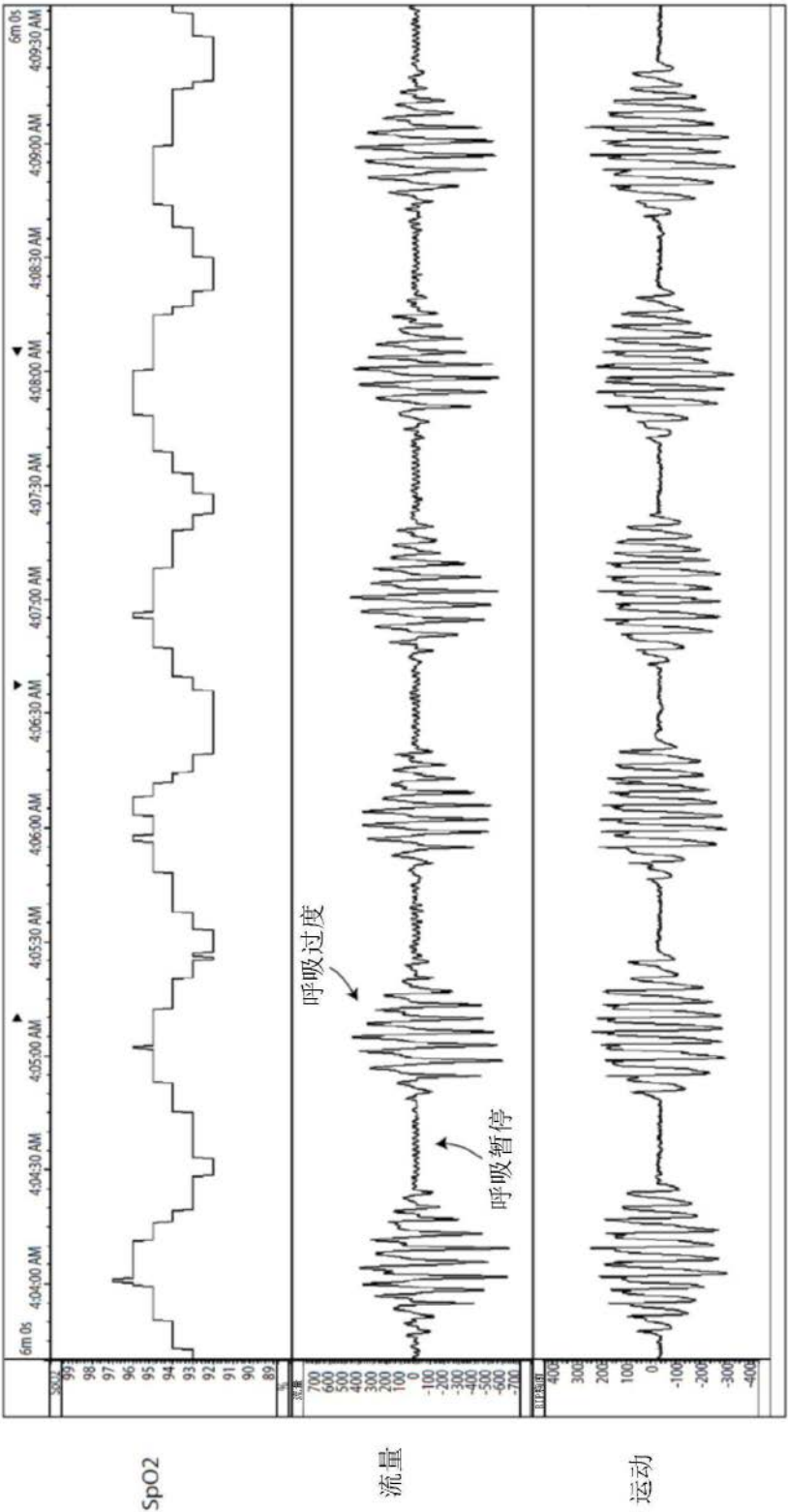


图6E

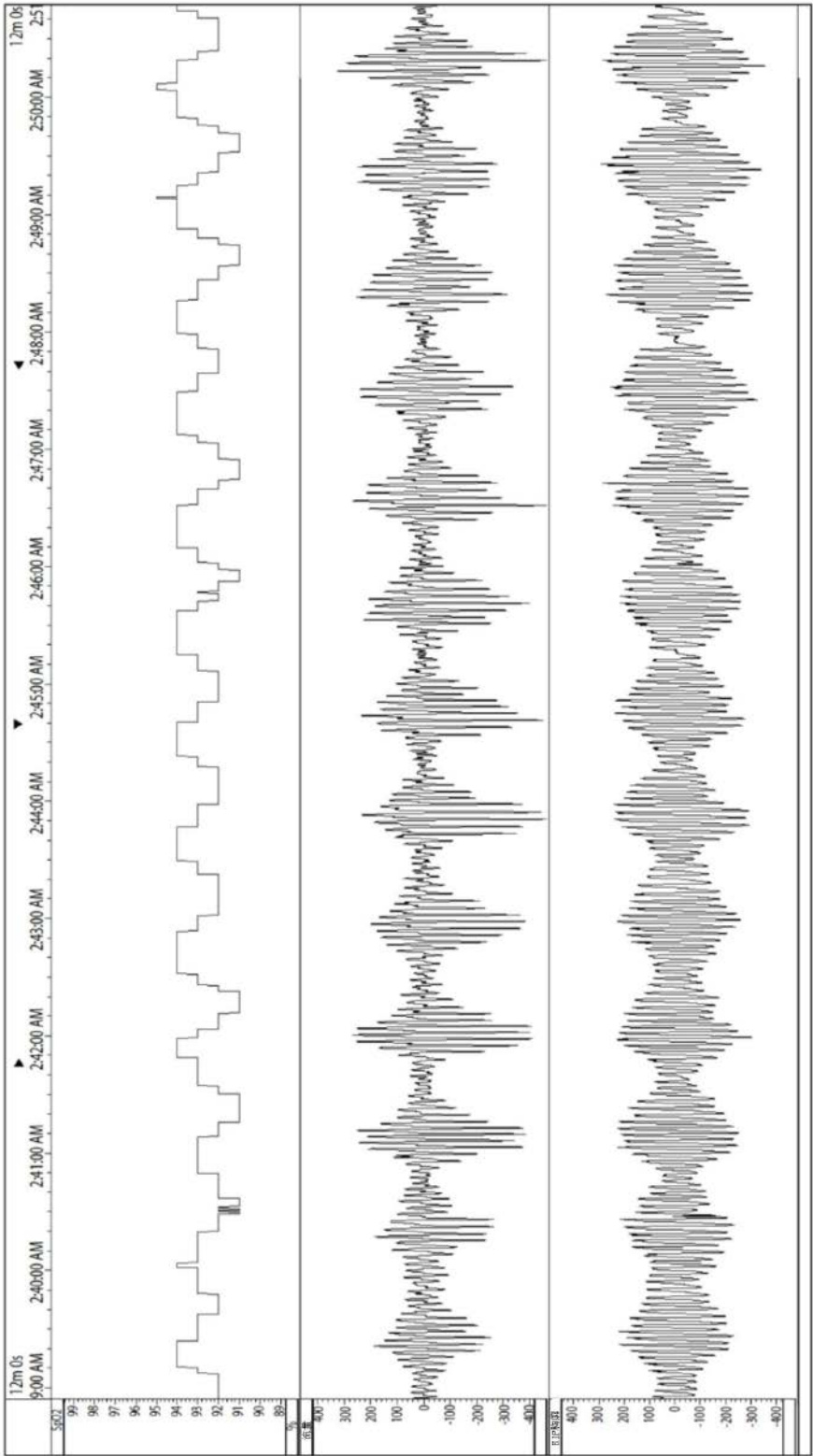


图6F

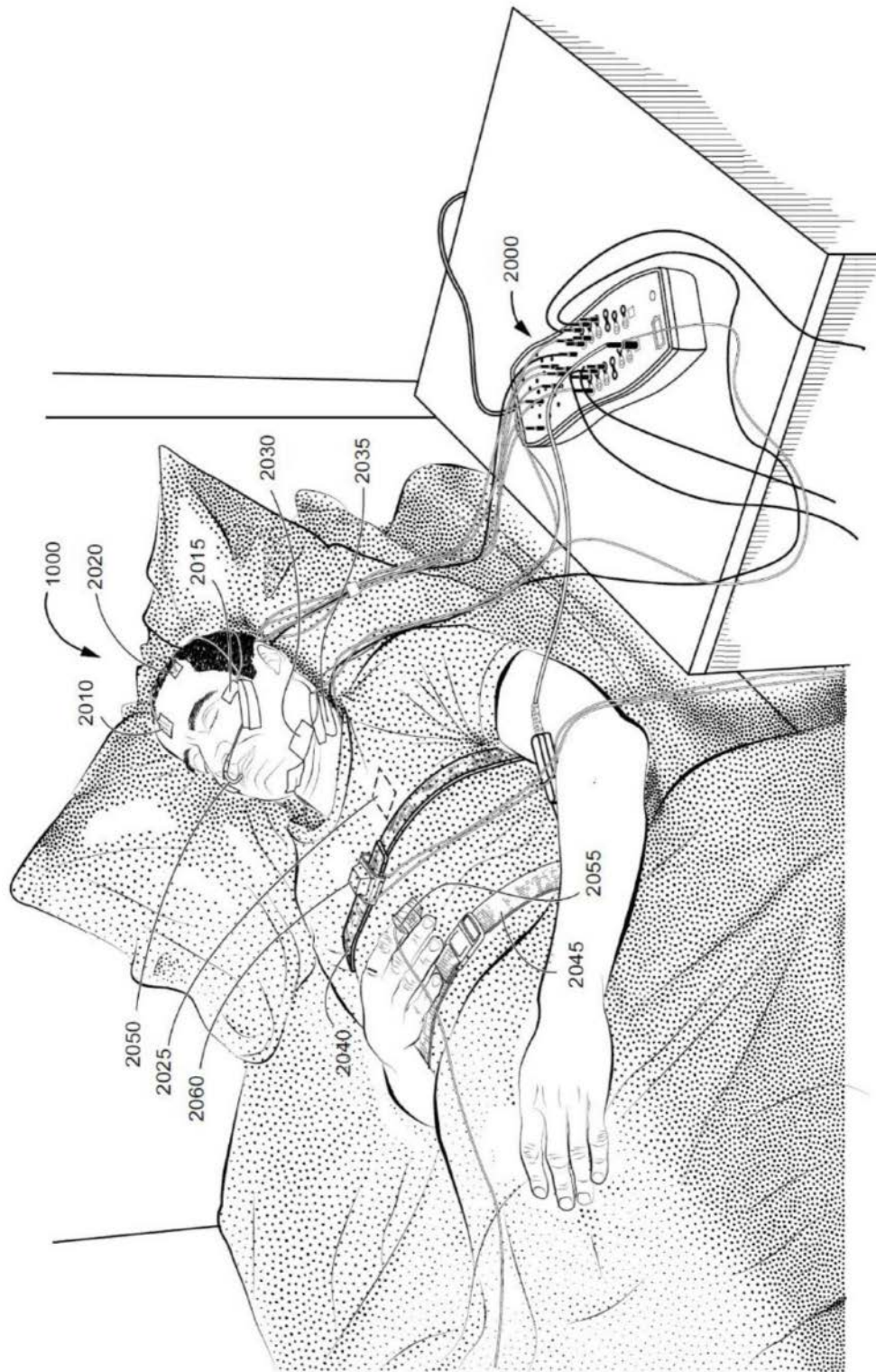


图7A



图7B-1

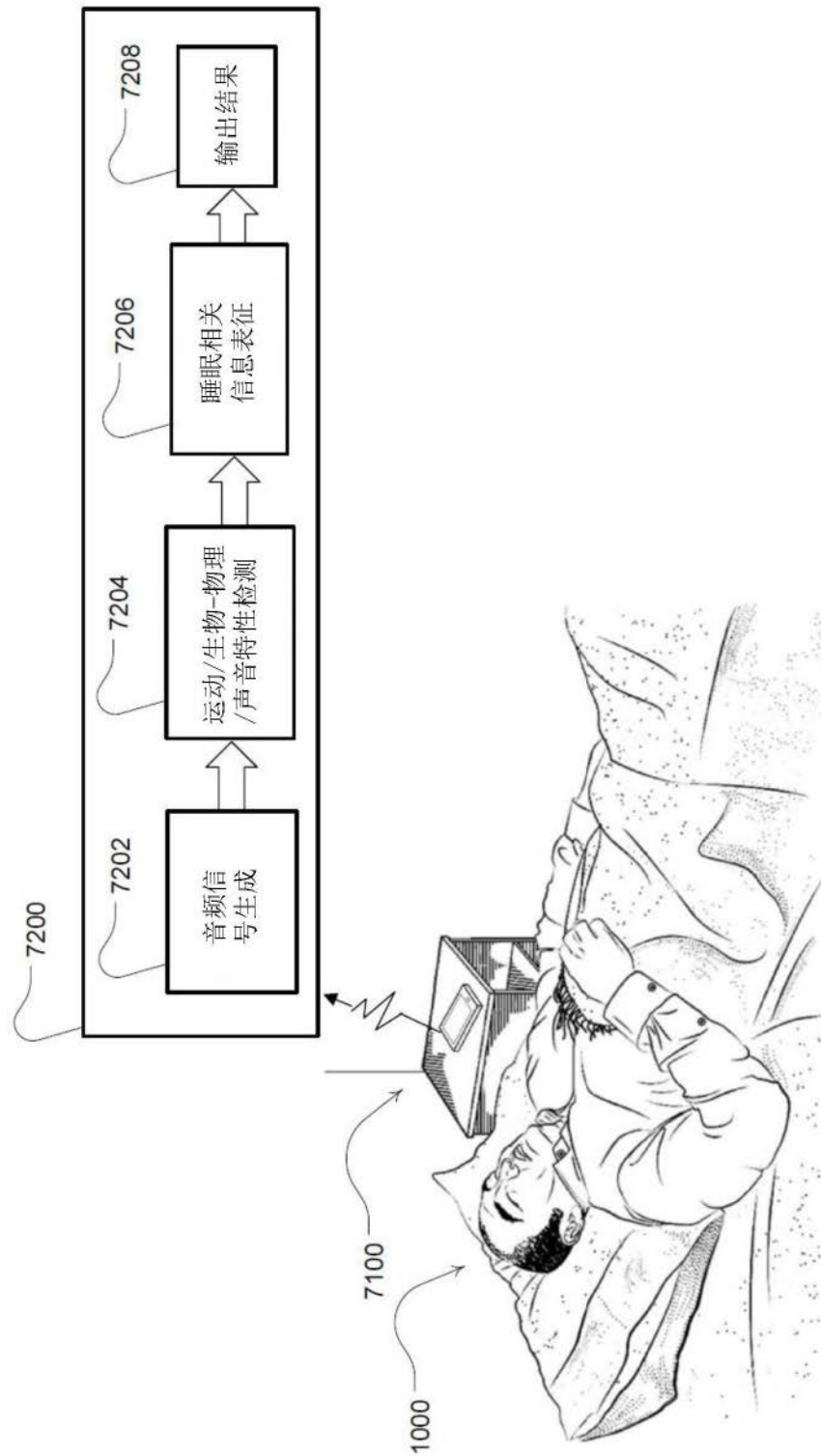


图7B-2

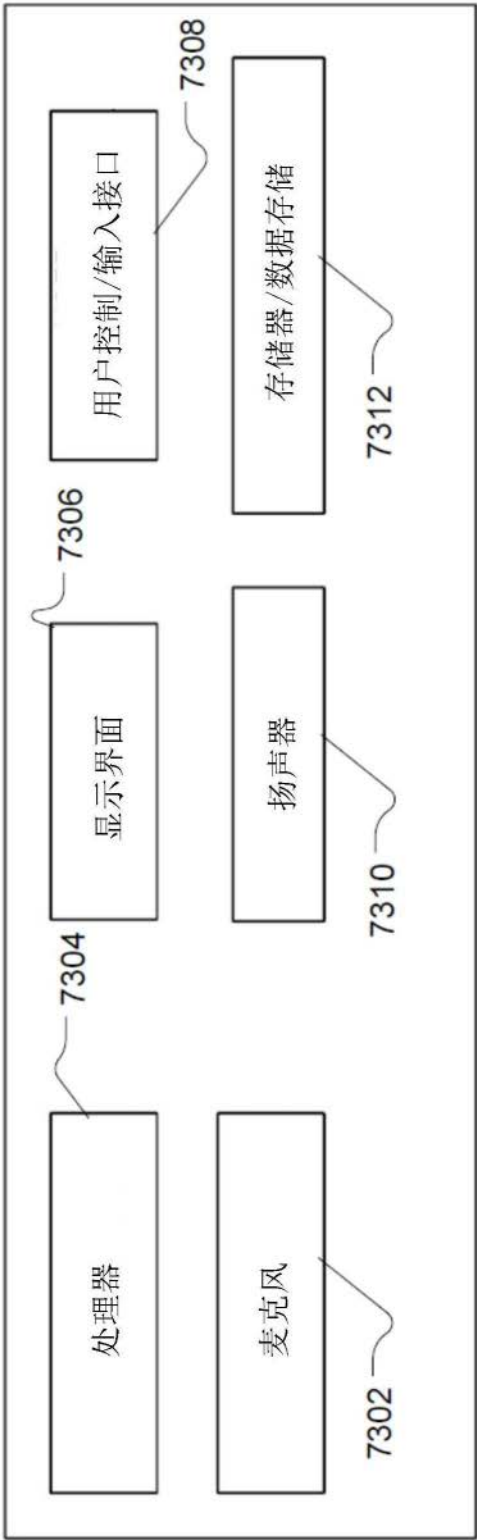


图7B-3

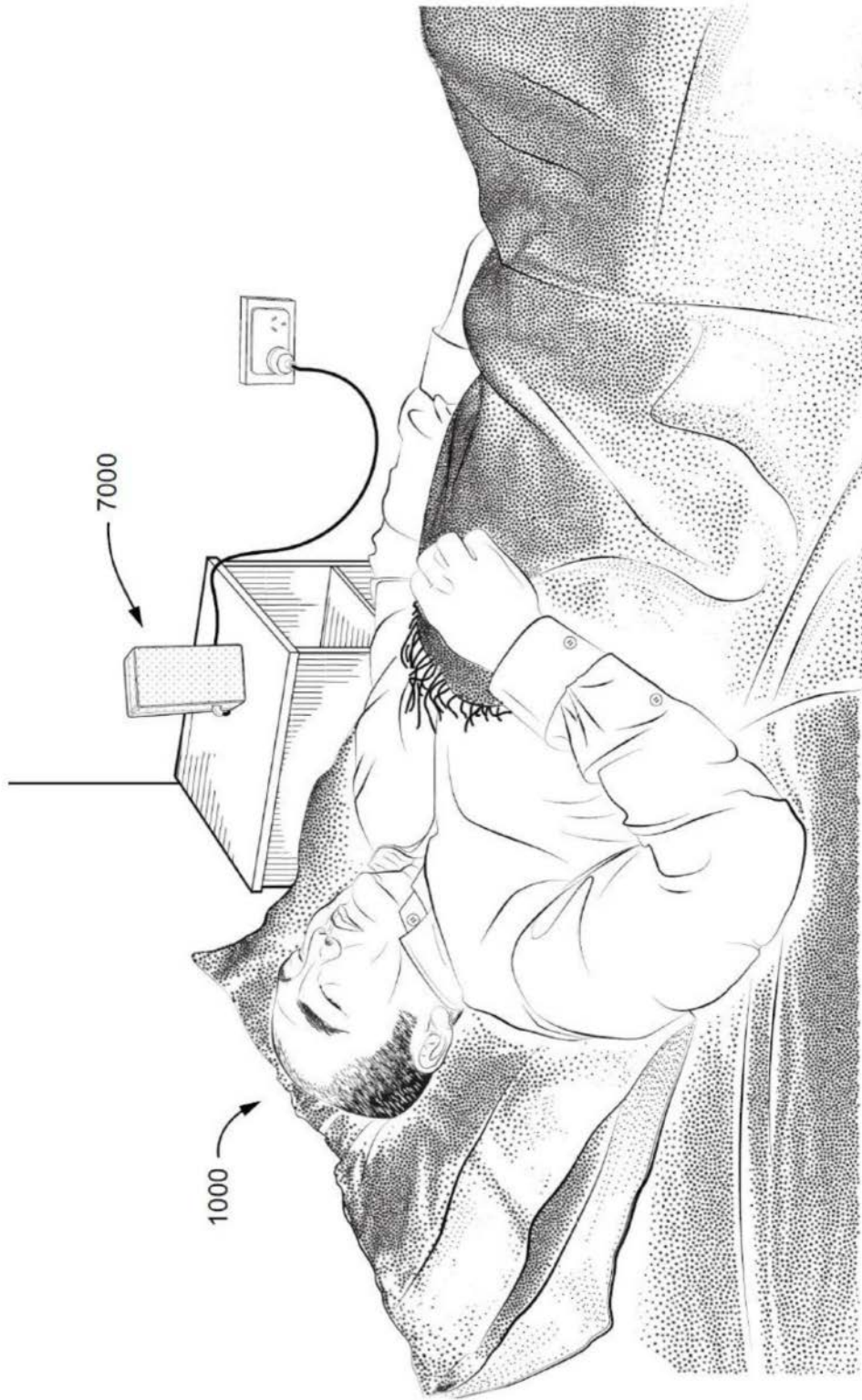


图7C-1

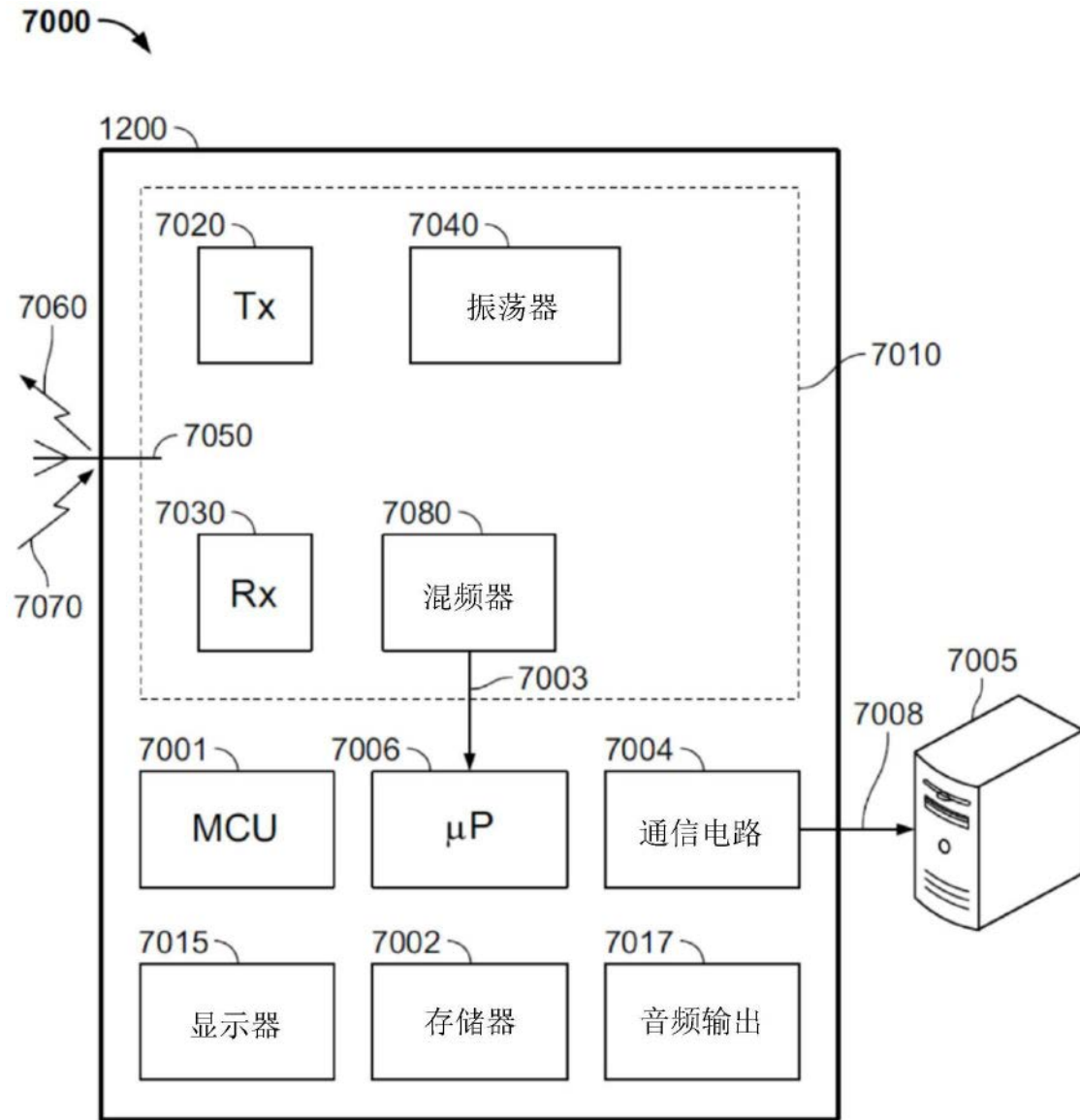


图7C-2

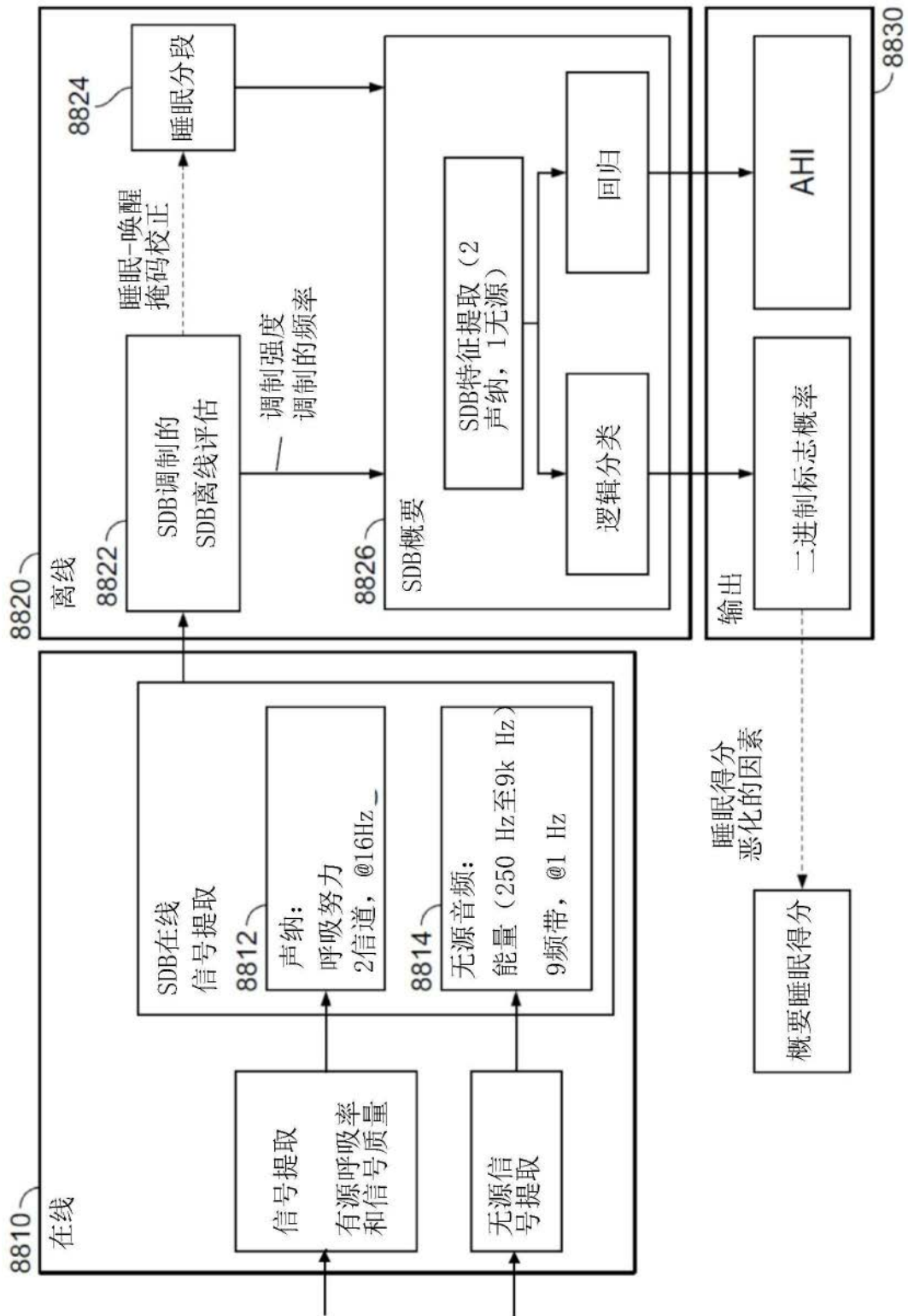


图8

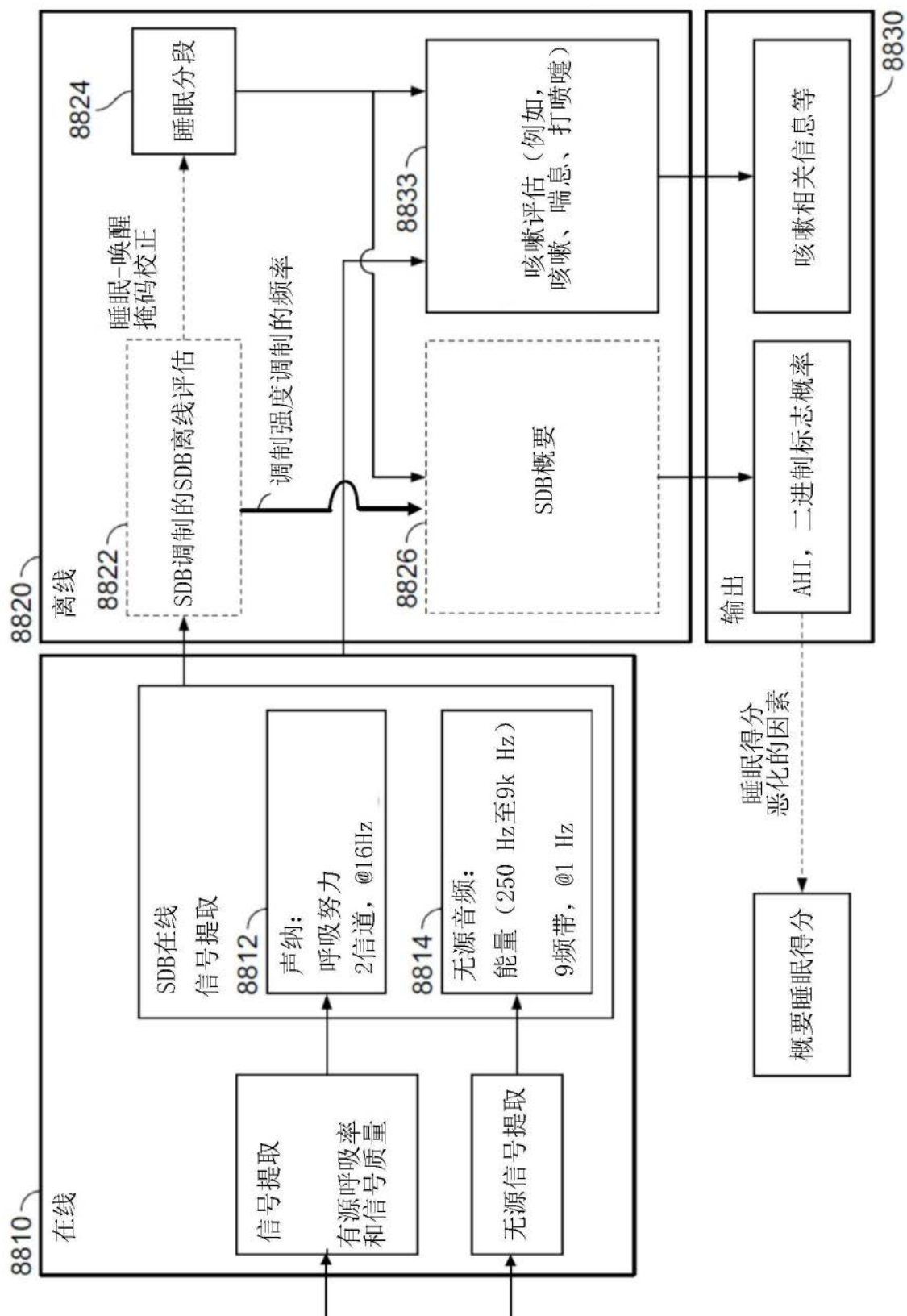


图8A

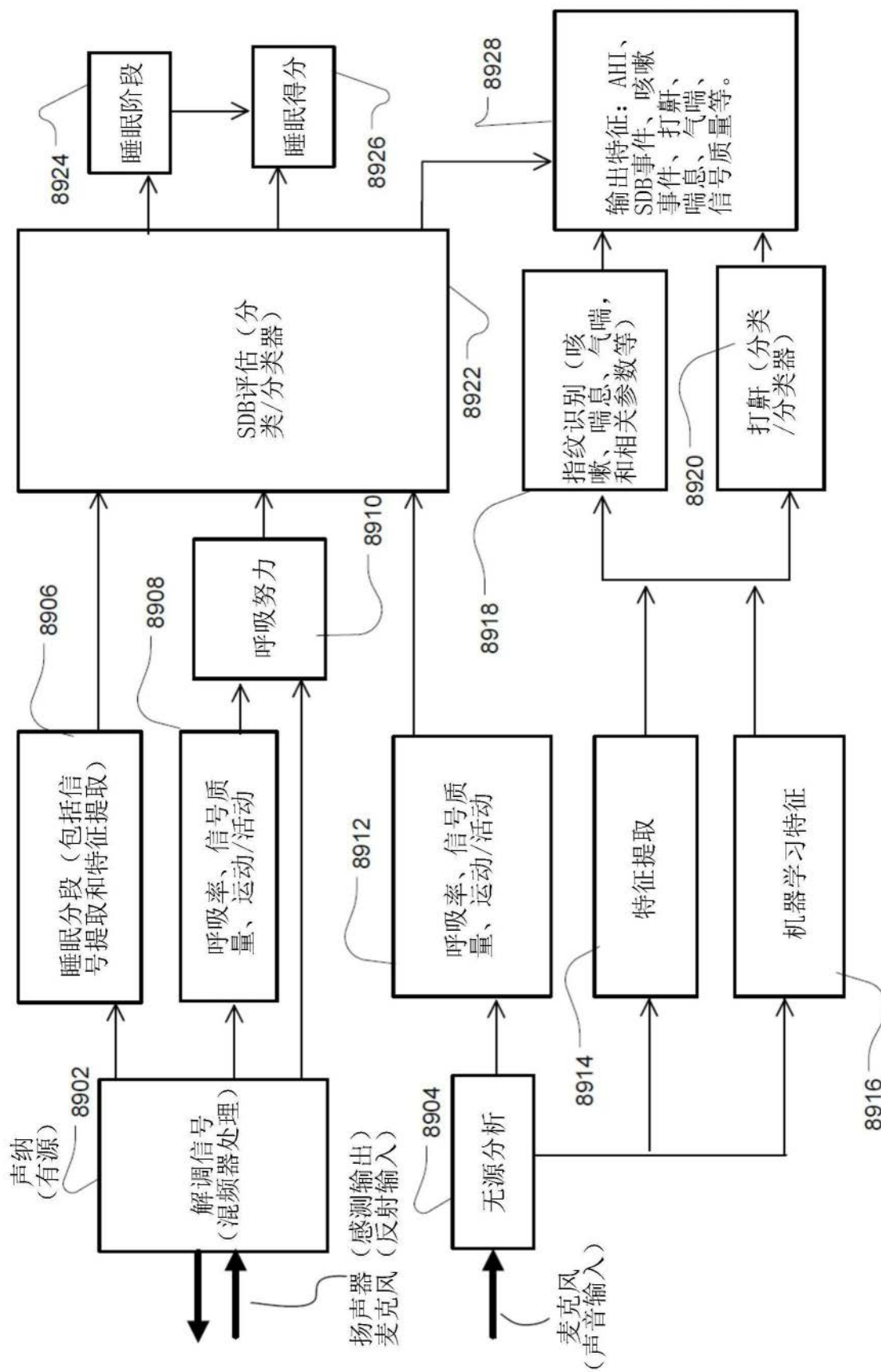


图8B

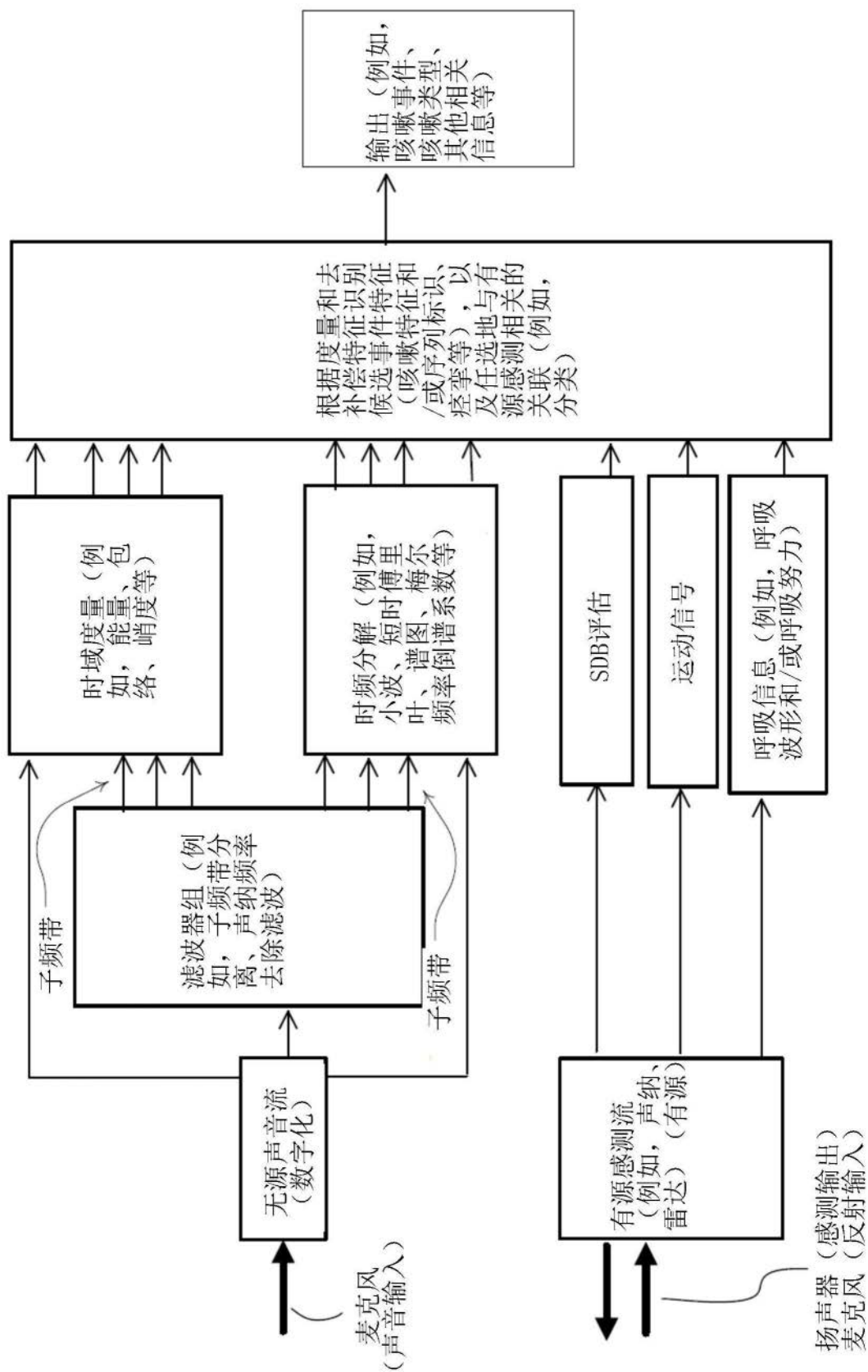


图8C

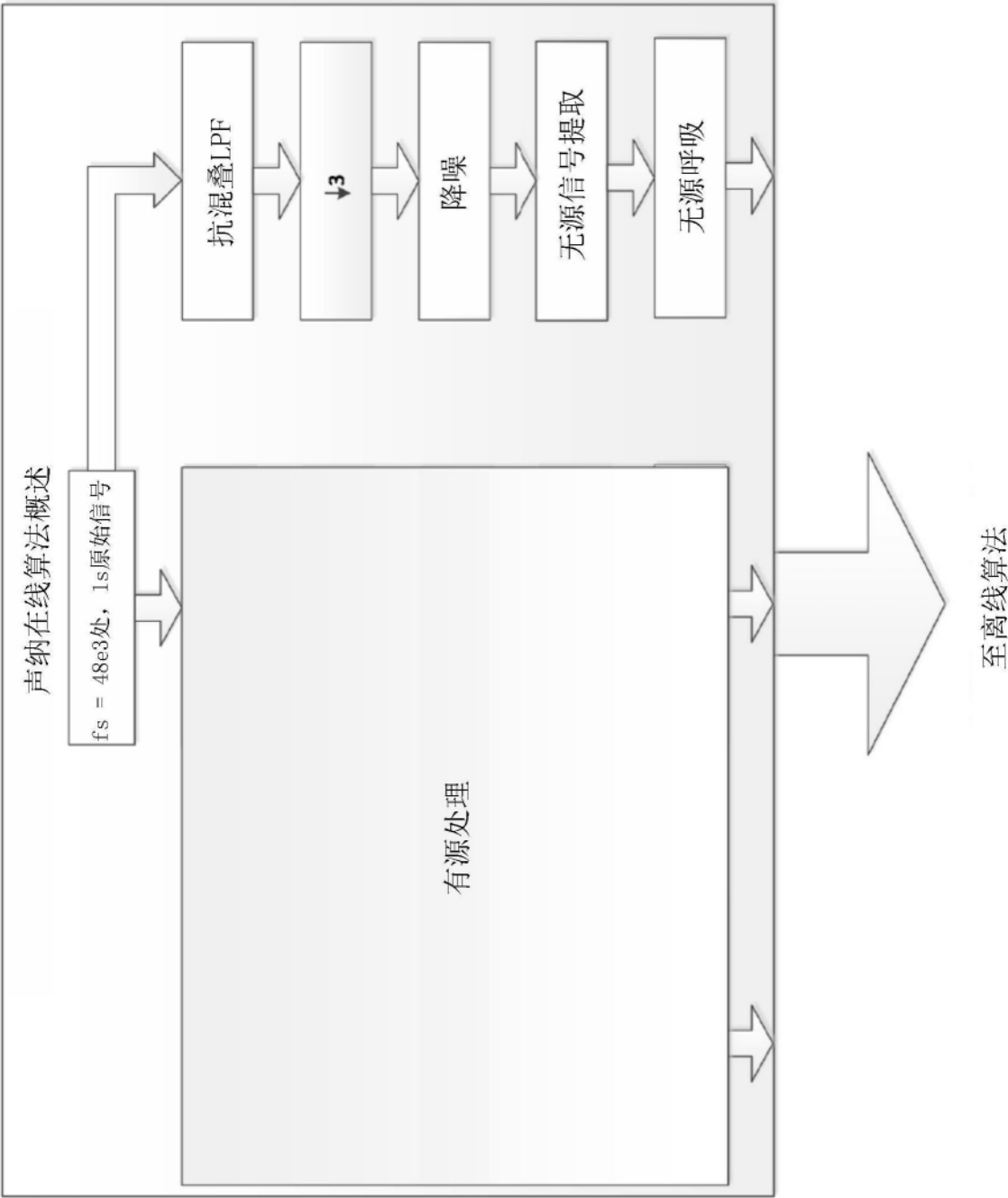


图8D

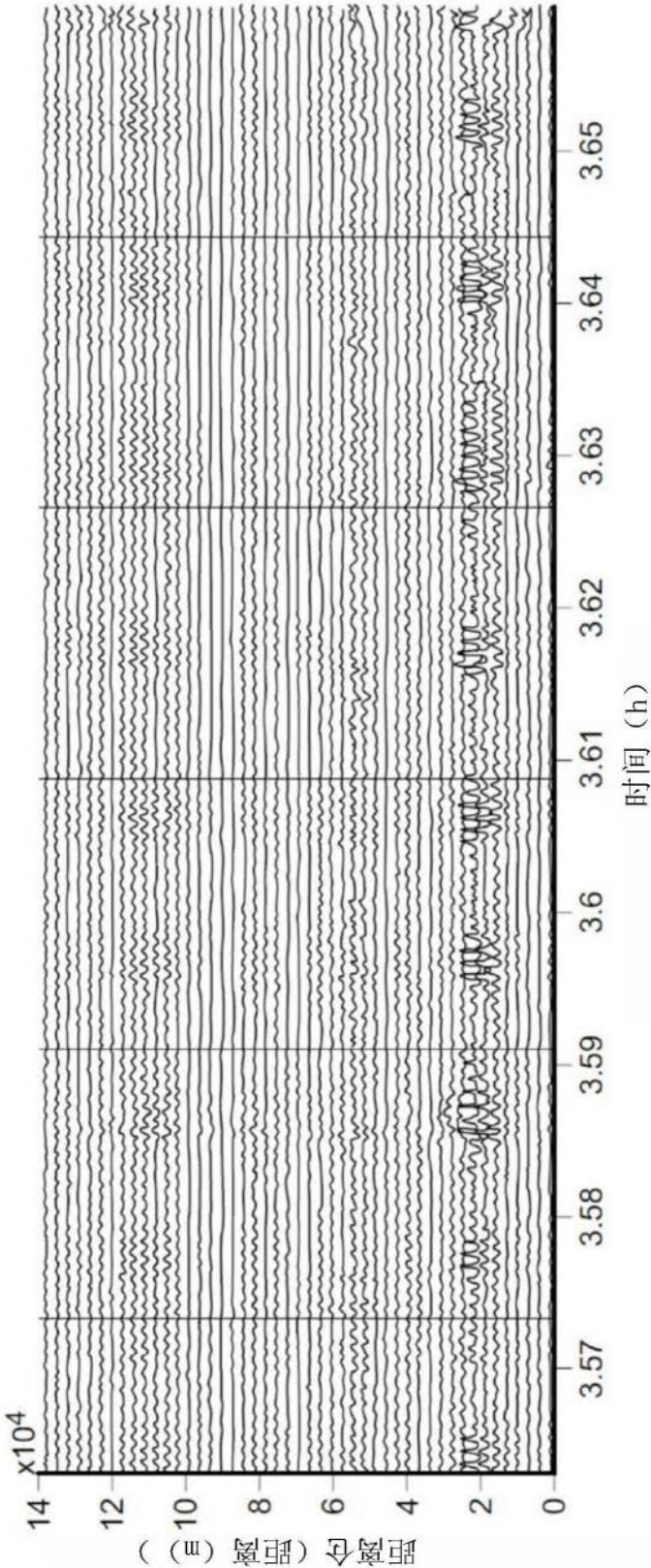


图9

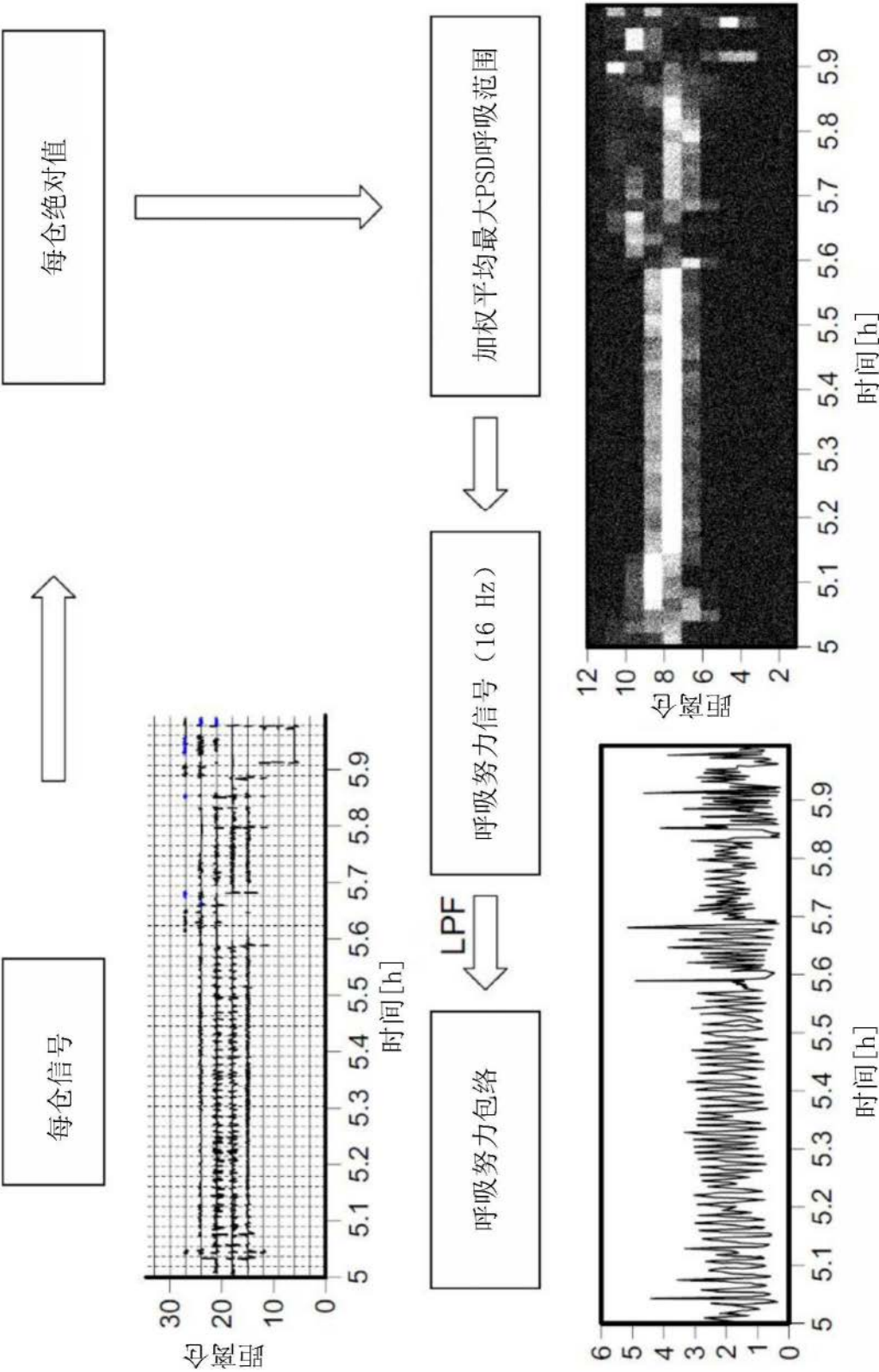


图10

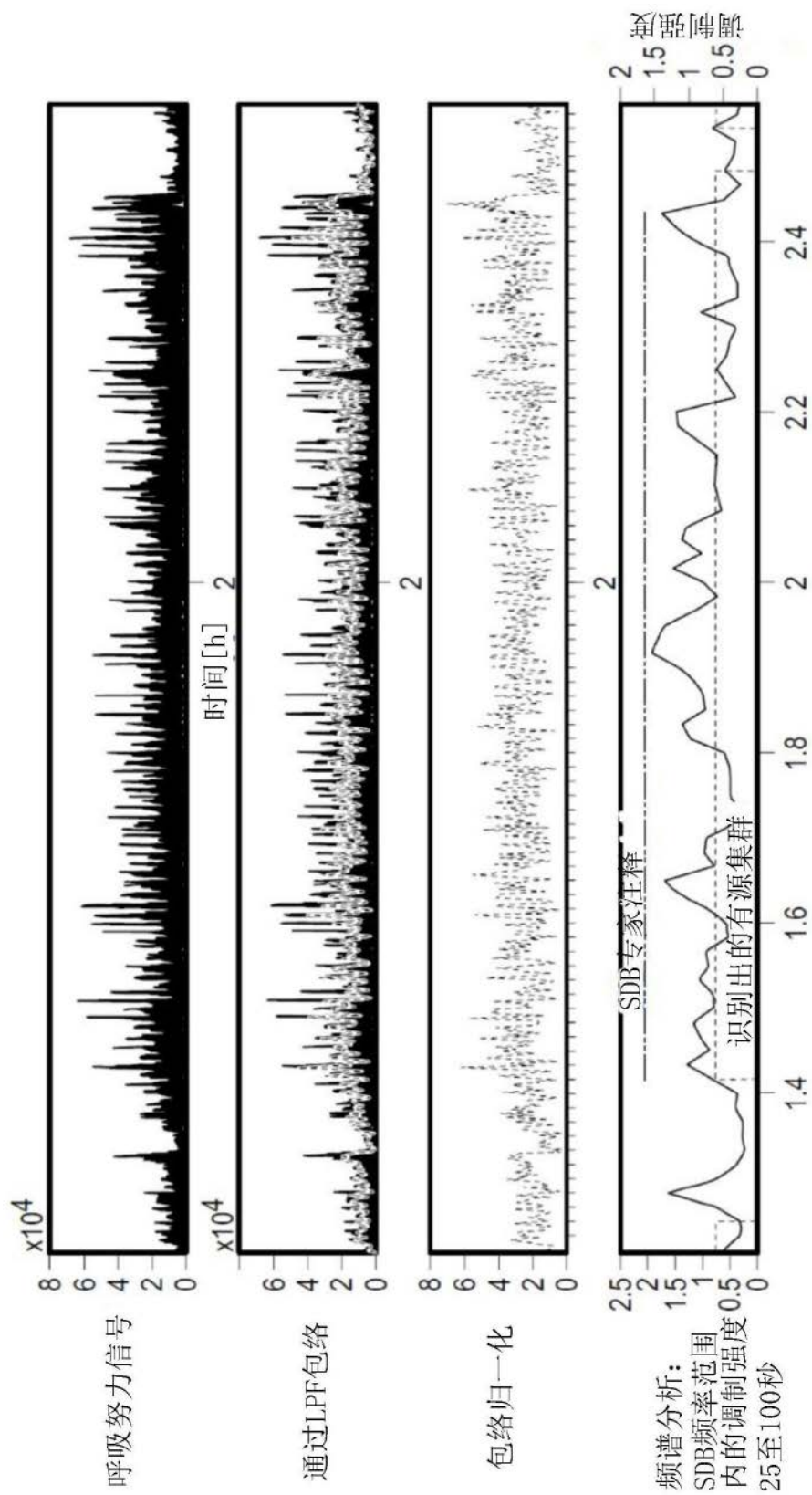


图11

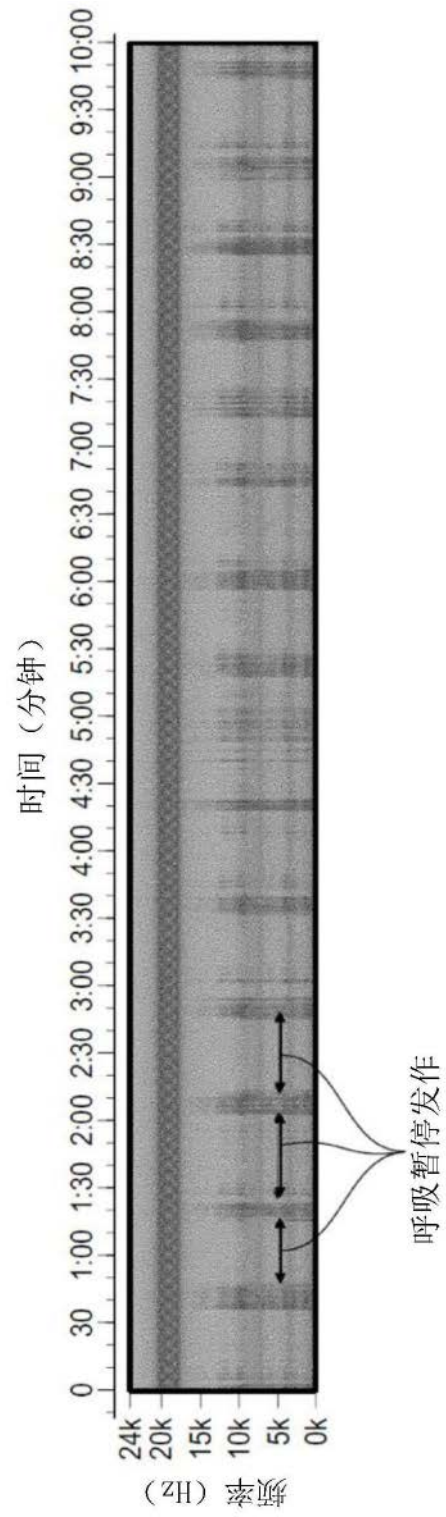


图12

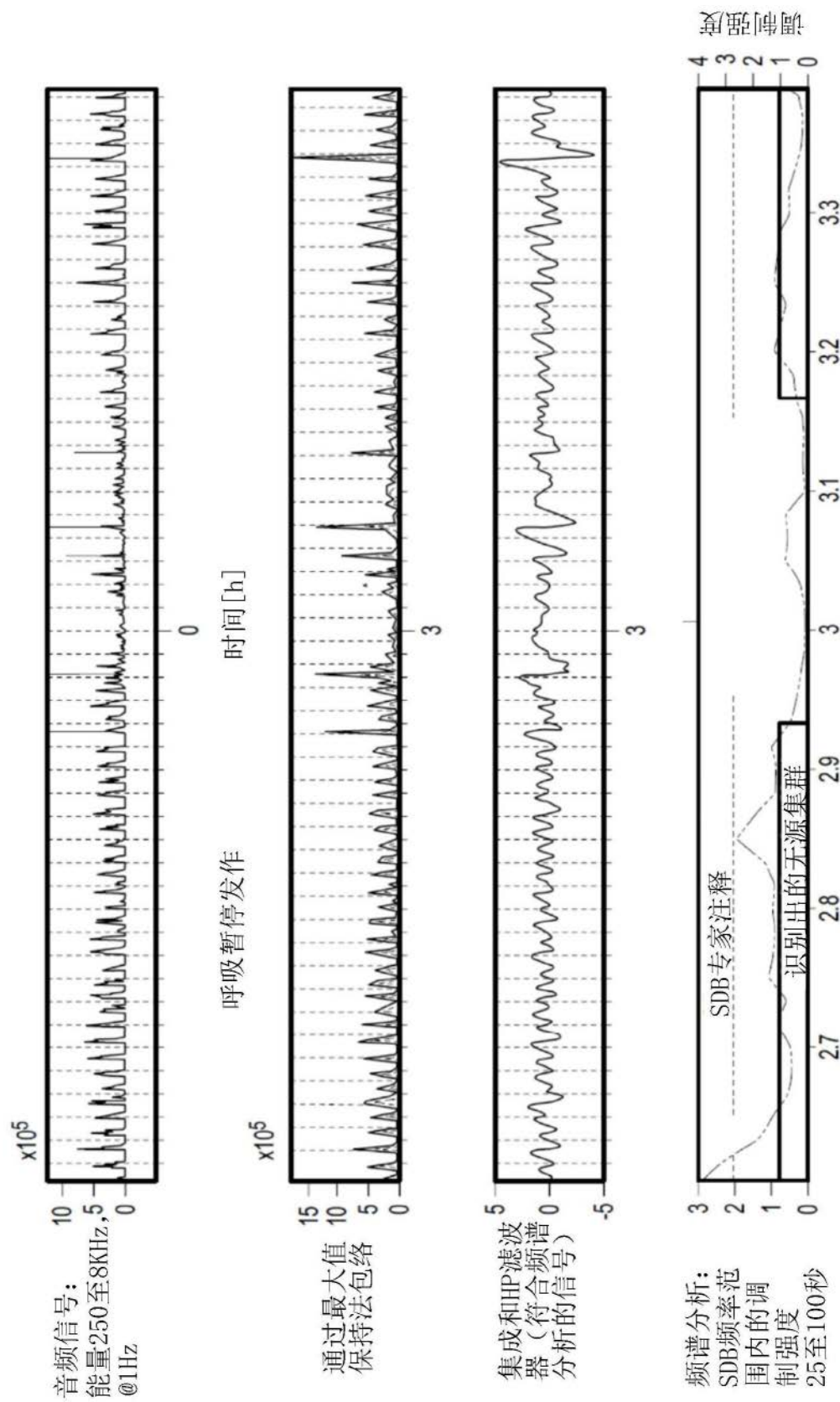


图13

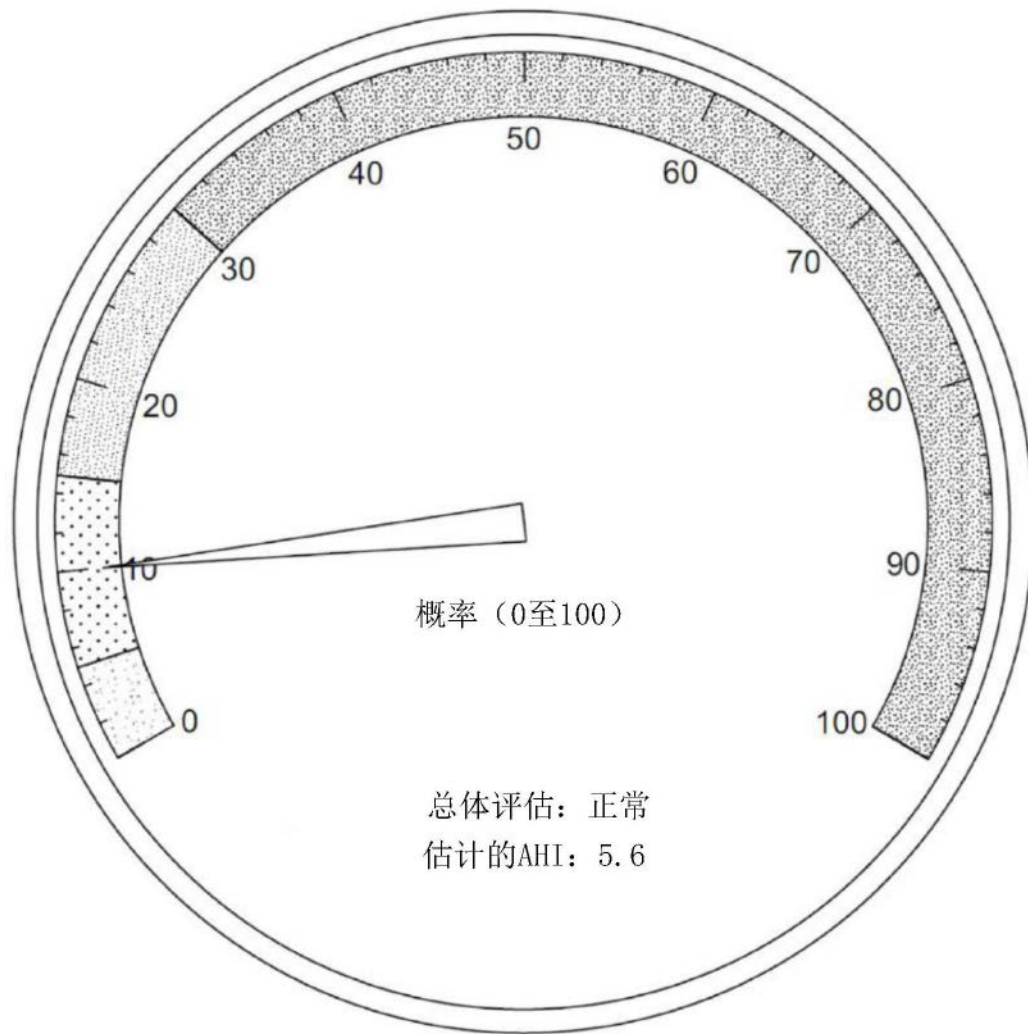


图14

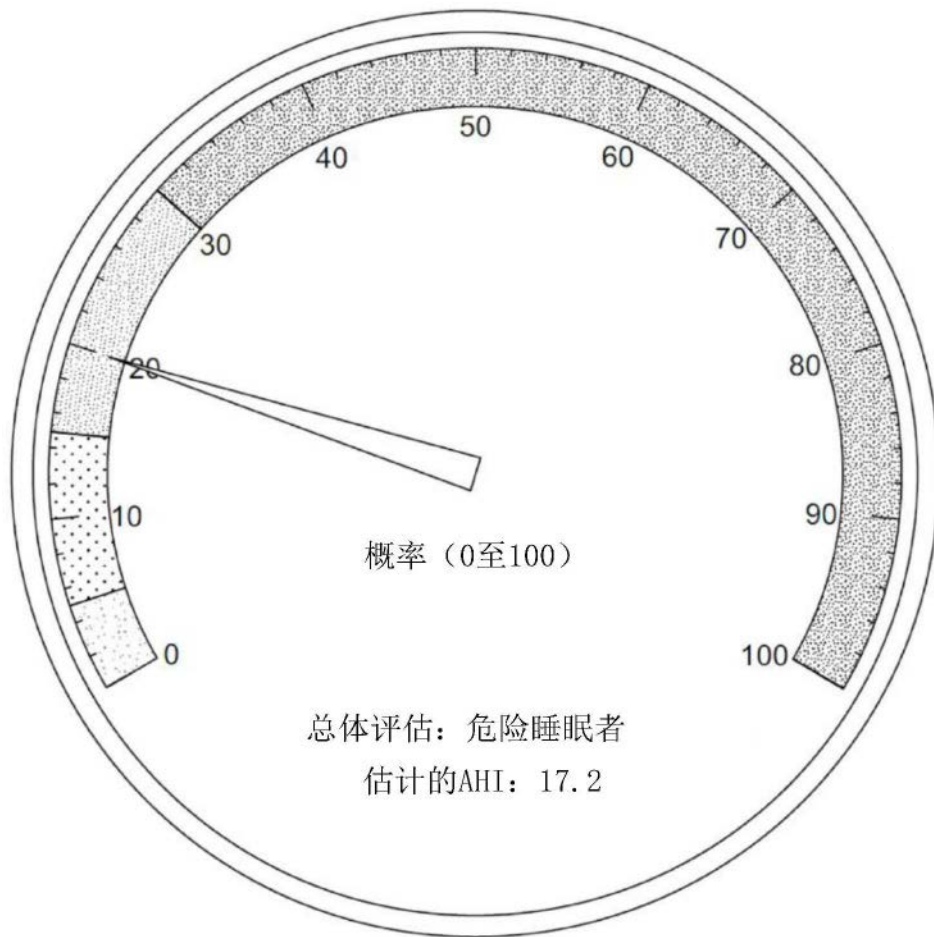


图15



图16

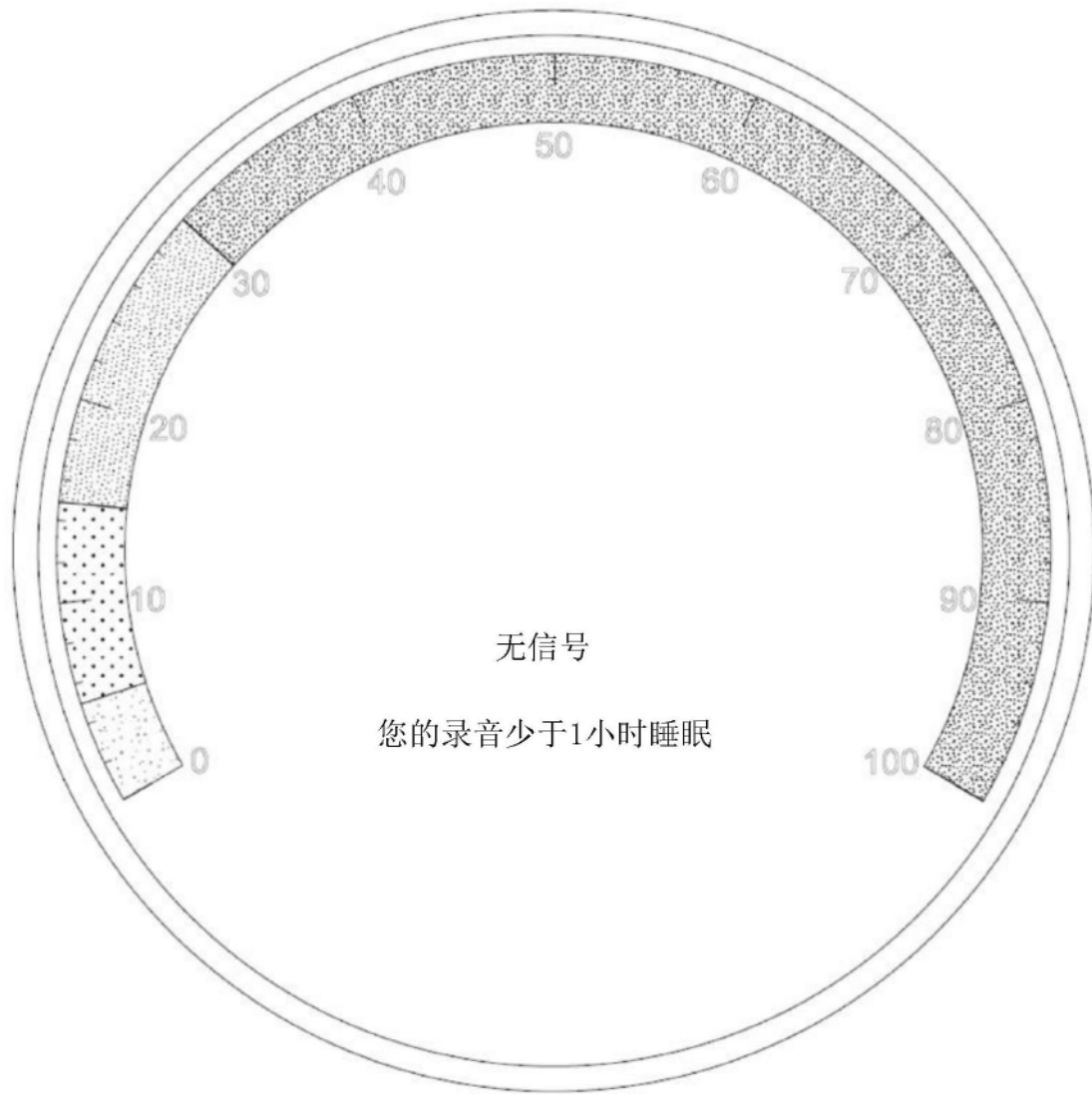


图17

阻塞性呼吸暂停; AHI = 15.7

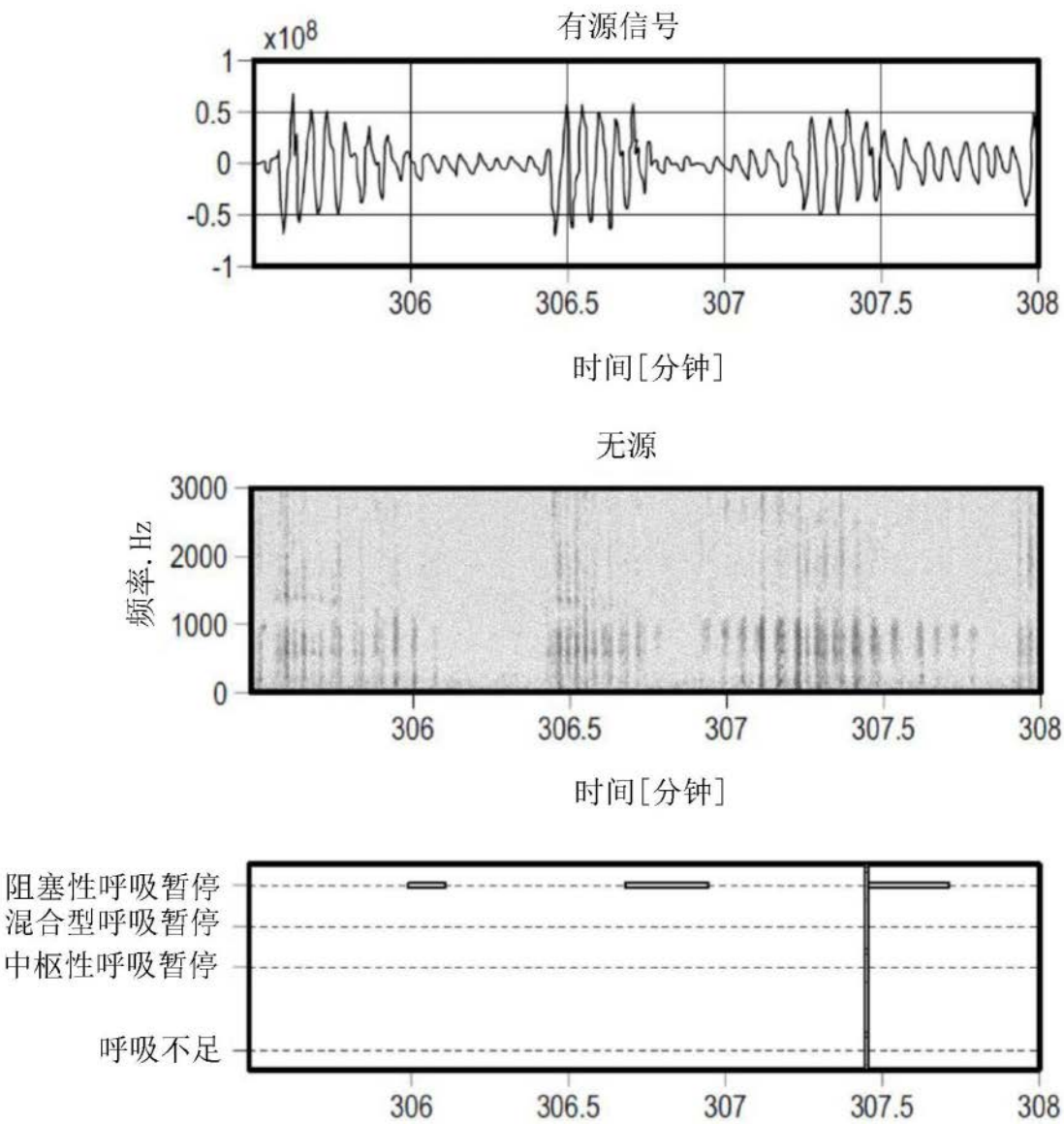


图18

阻塞性呼吸暂停; AHI = 24.0

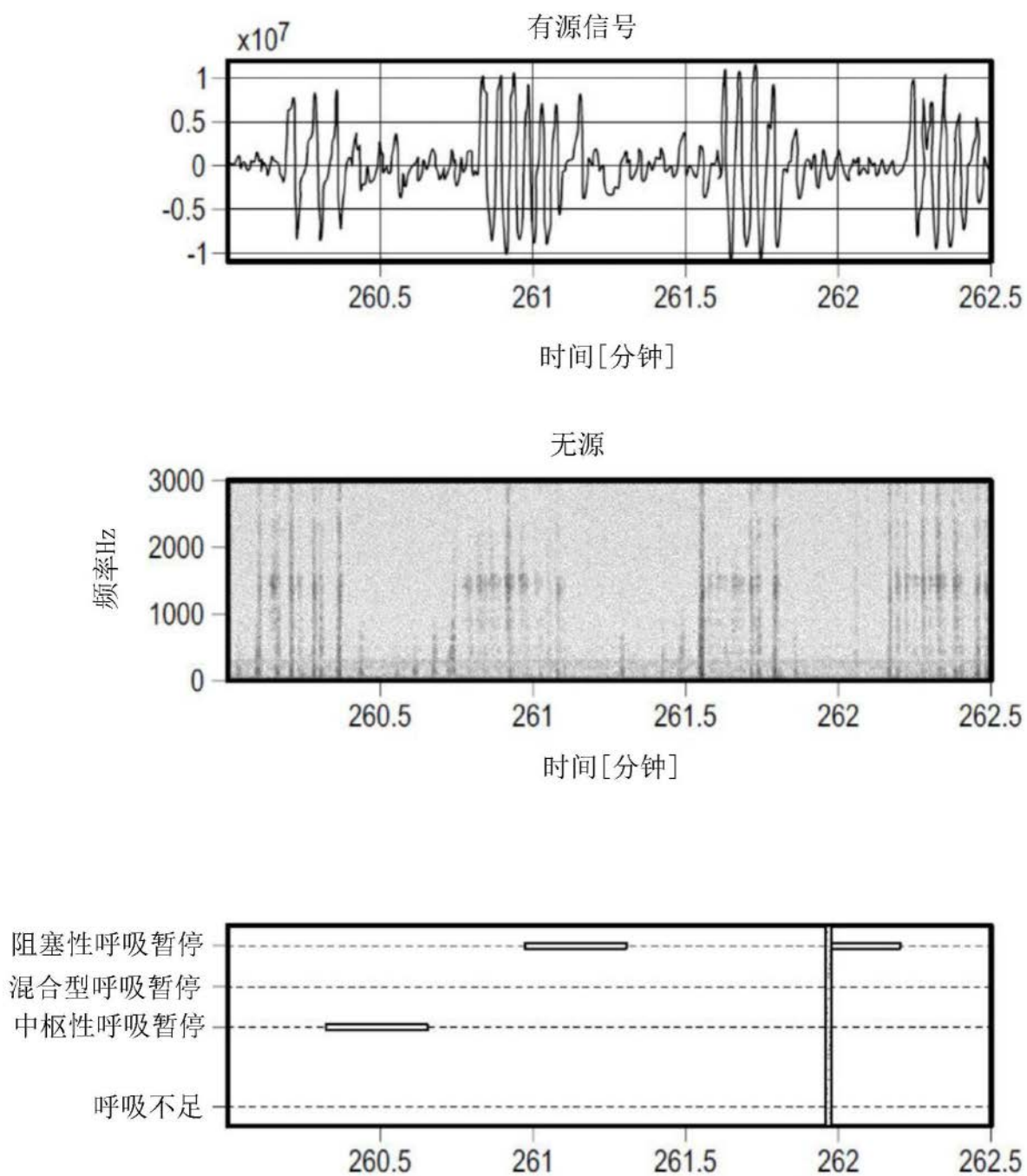


图19

阻塞性呼吸暂停；AHI = 17.2

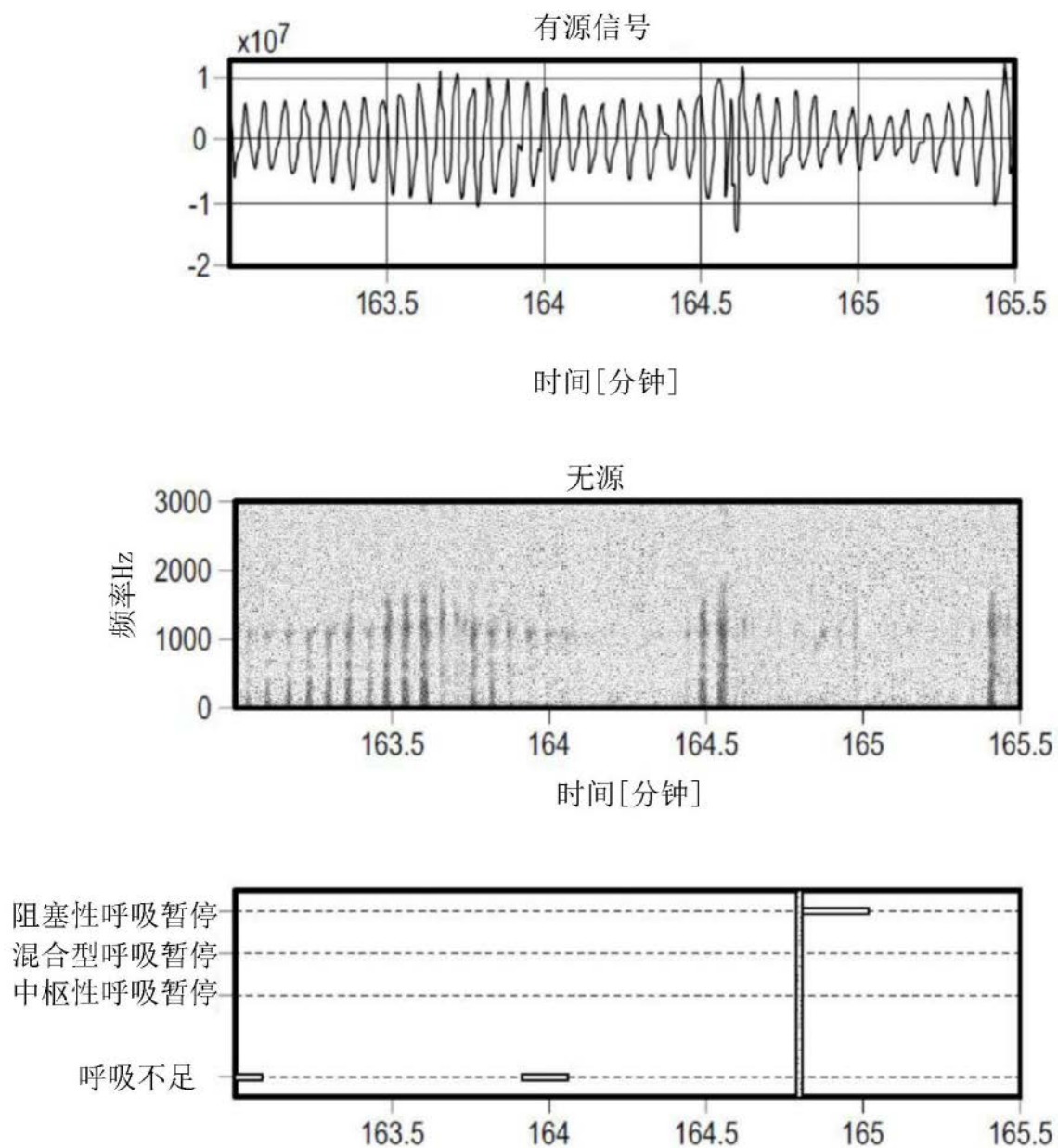


图20

阻塞性呼吸暂停; AHI = 15.1

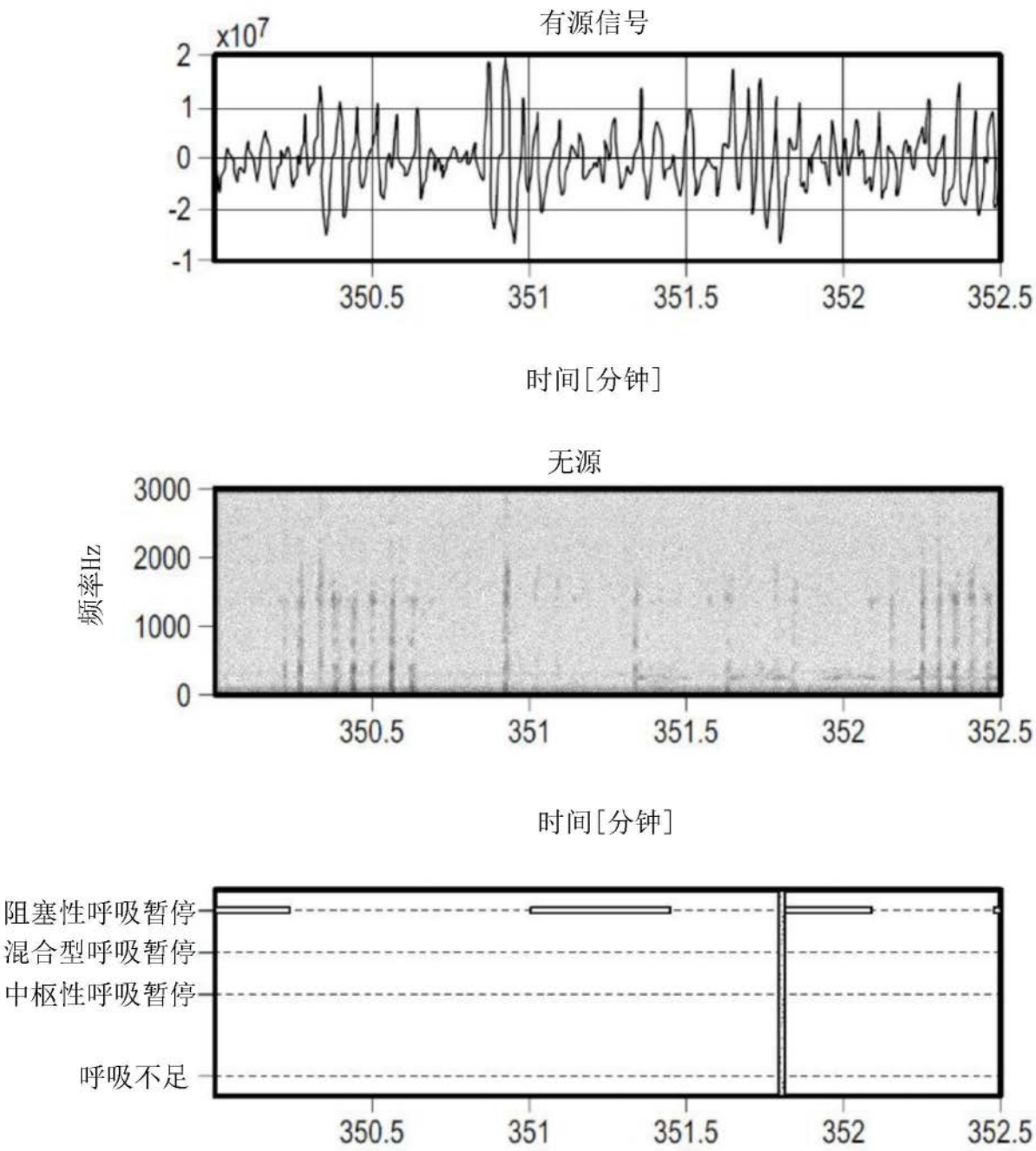


图21

阻塞性呼吸暂停; AHI = 91.4

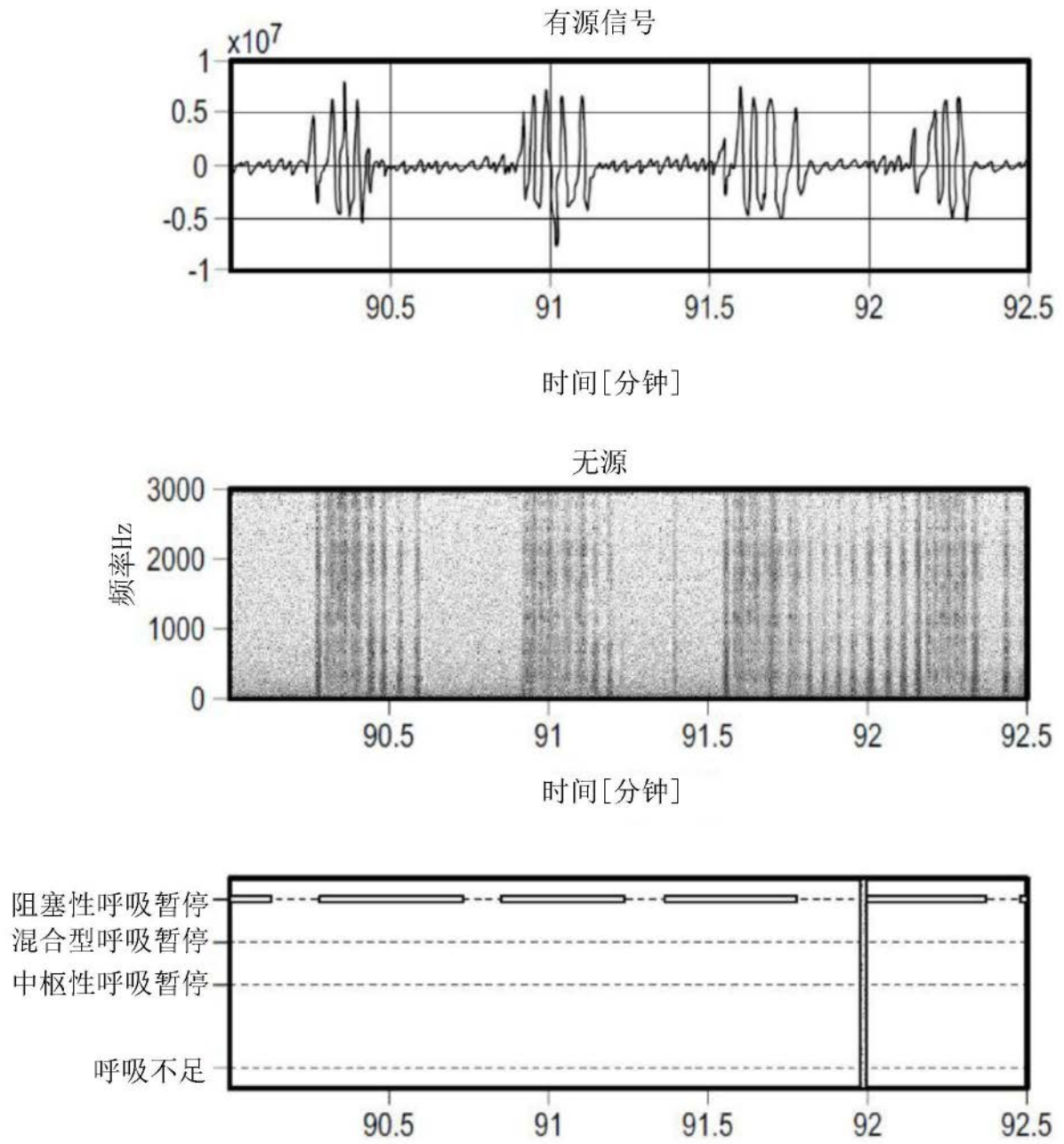


图22

阻塞性呼吸暂停; AHI = 35.5

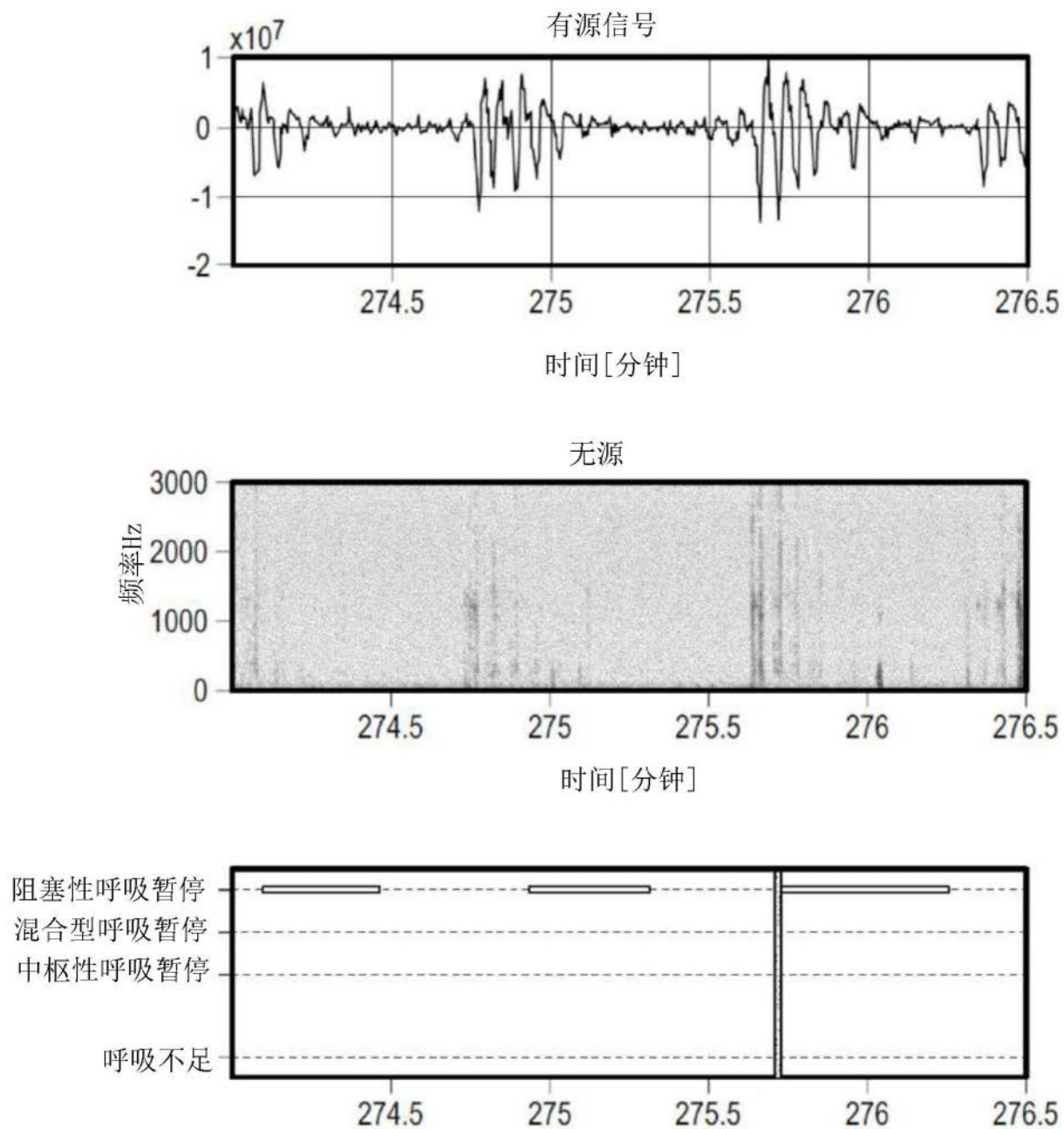


图23

阻塞性呼吸暂停; AHI = 63.4

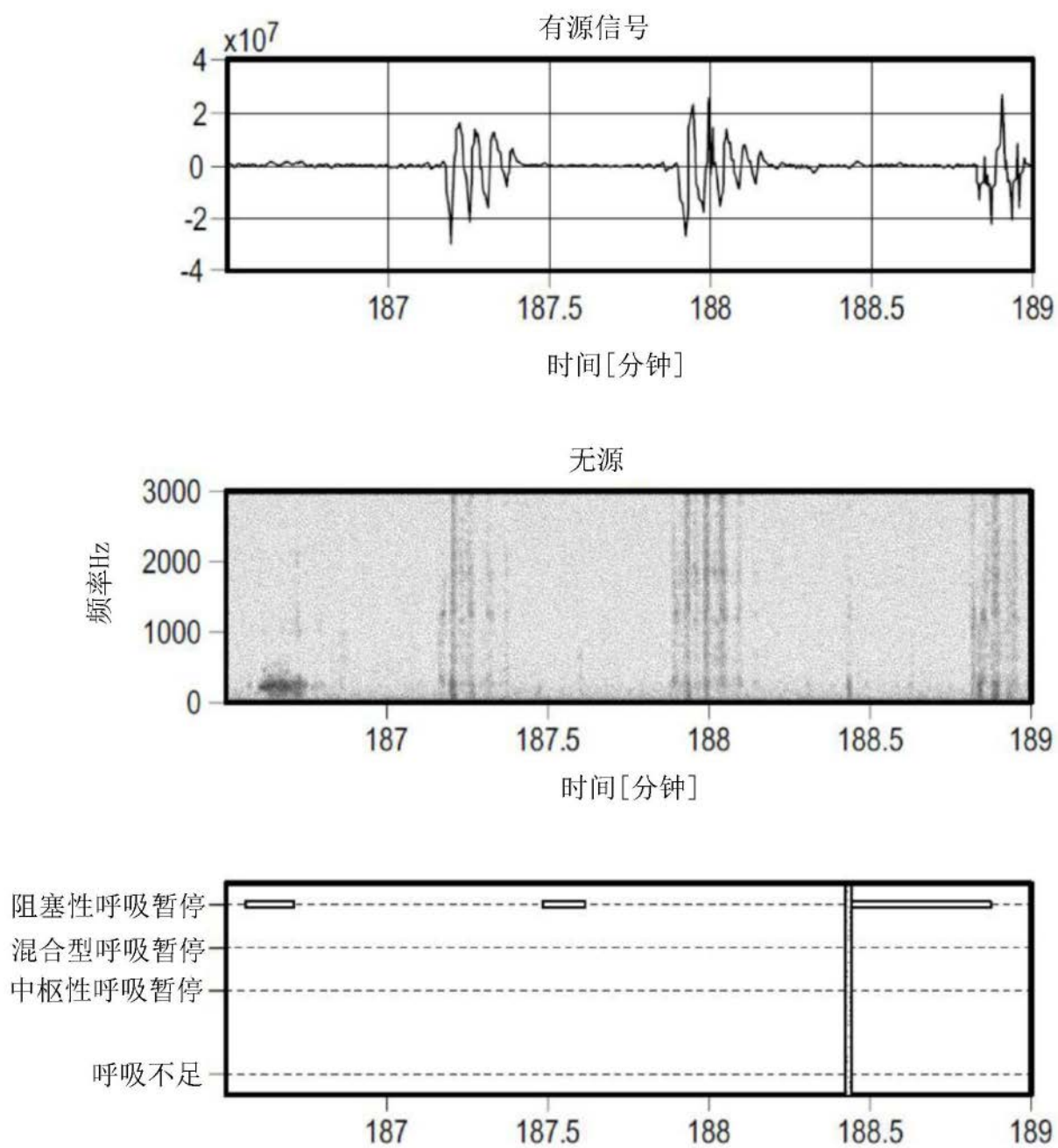


图24

阻塞性呼吸暂停; AHI = 42.2

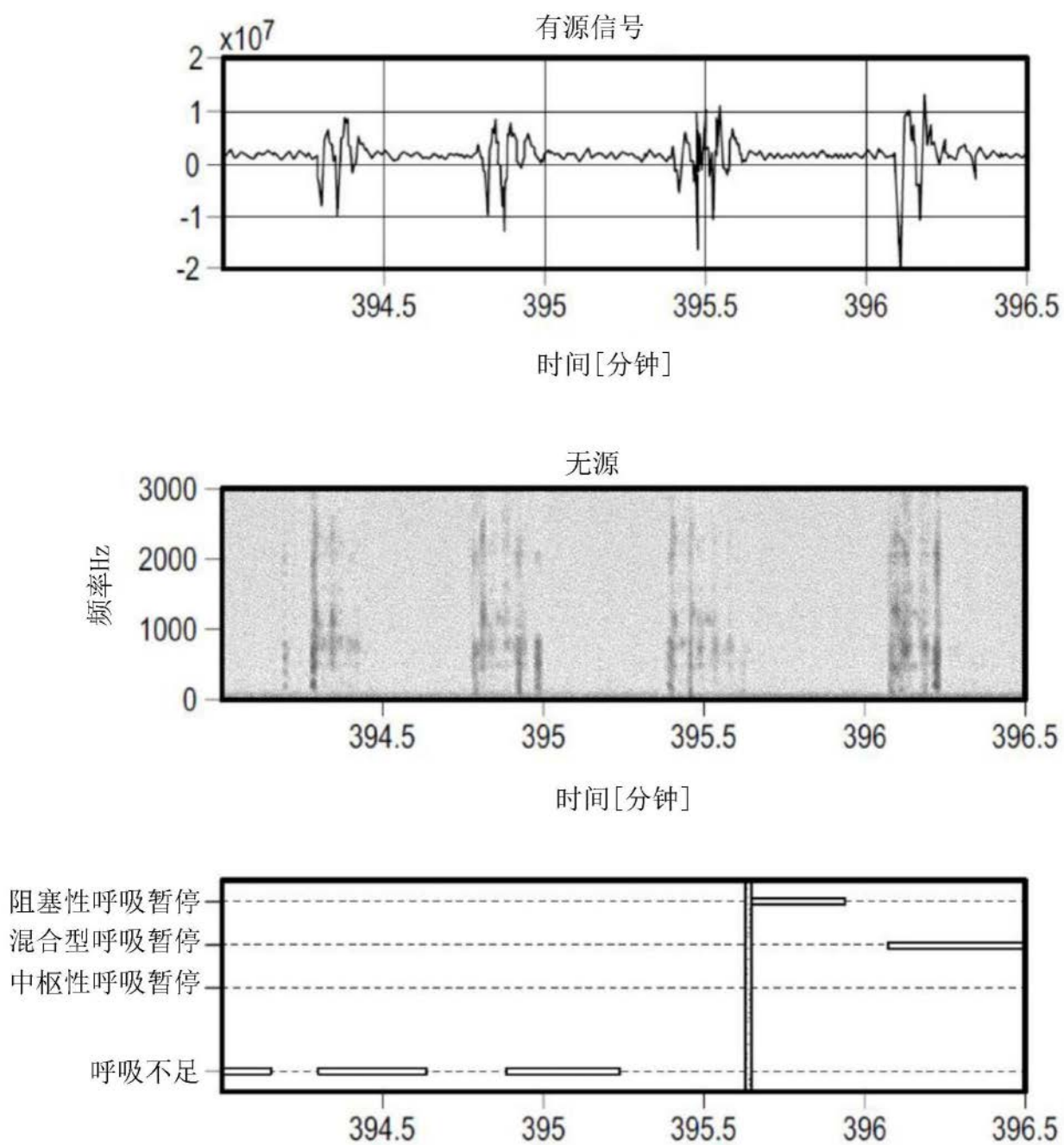


图25

中枢性呼吸暂停；AHI = 28.9

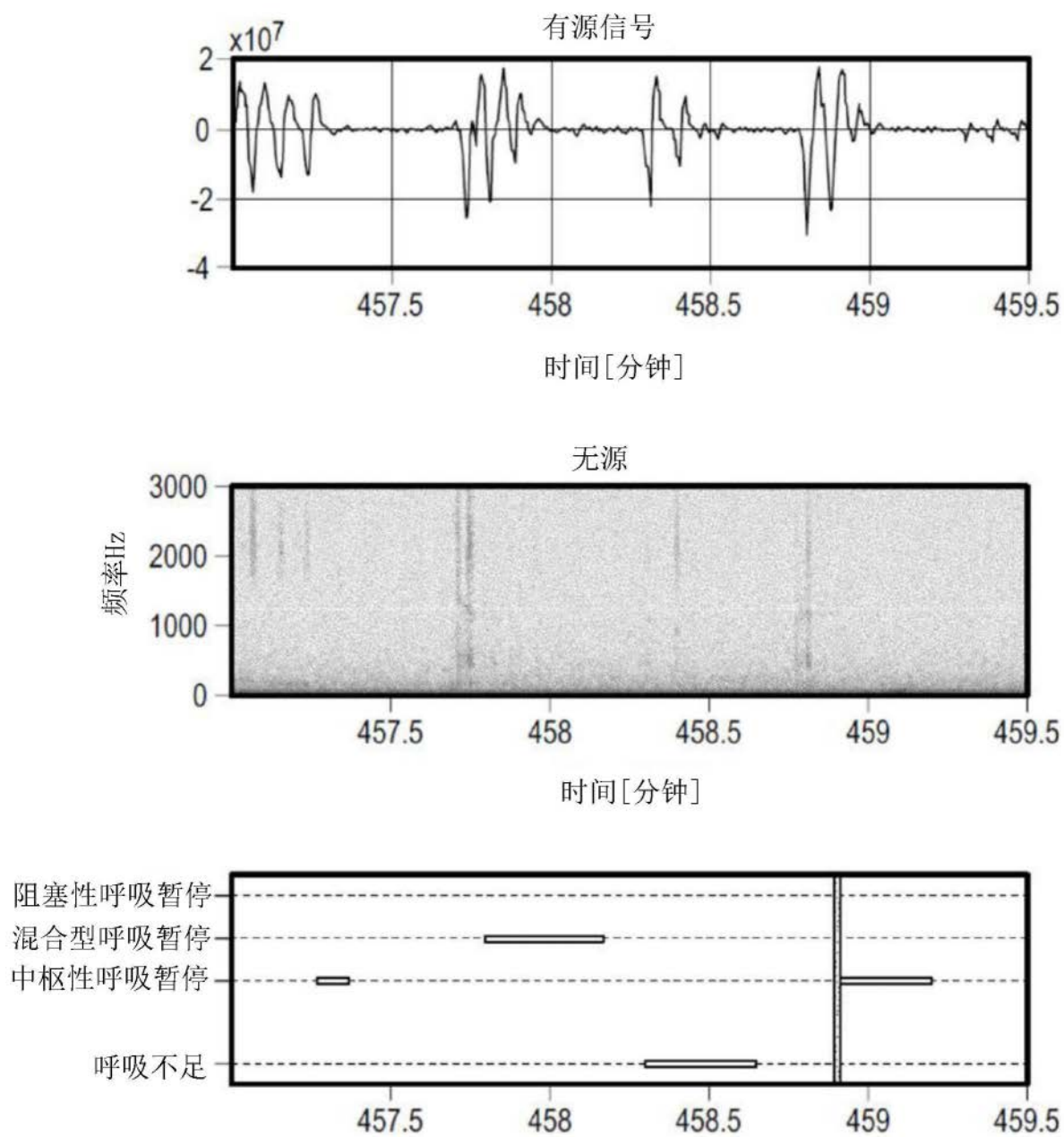


图26

中枢性呼吸暂停; AHI = 28.9

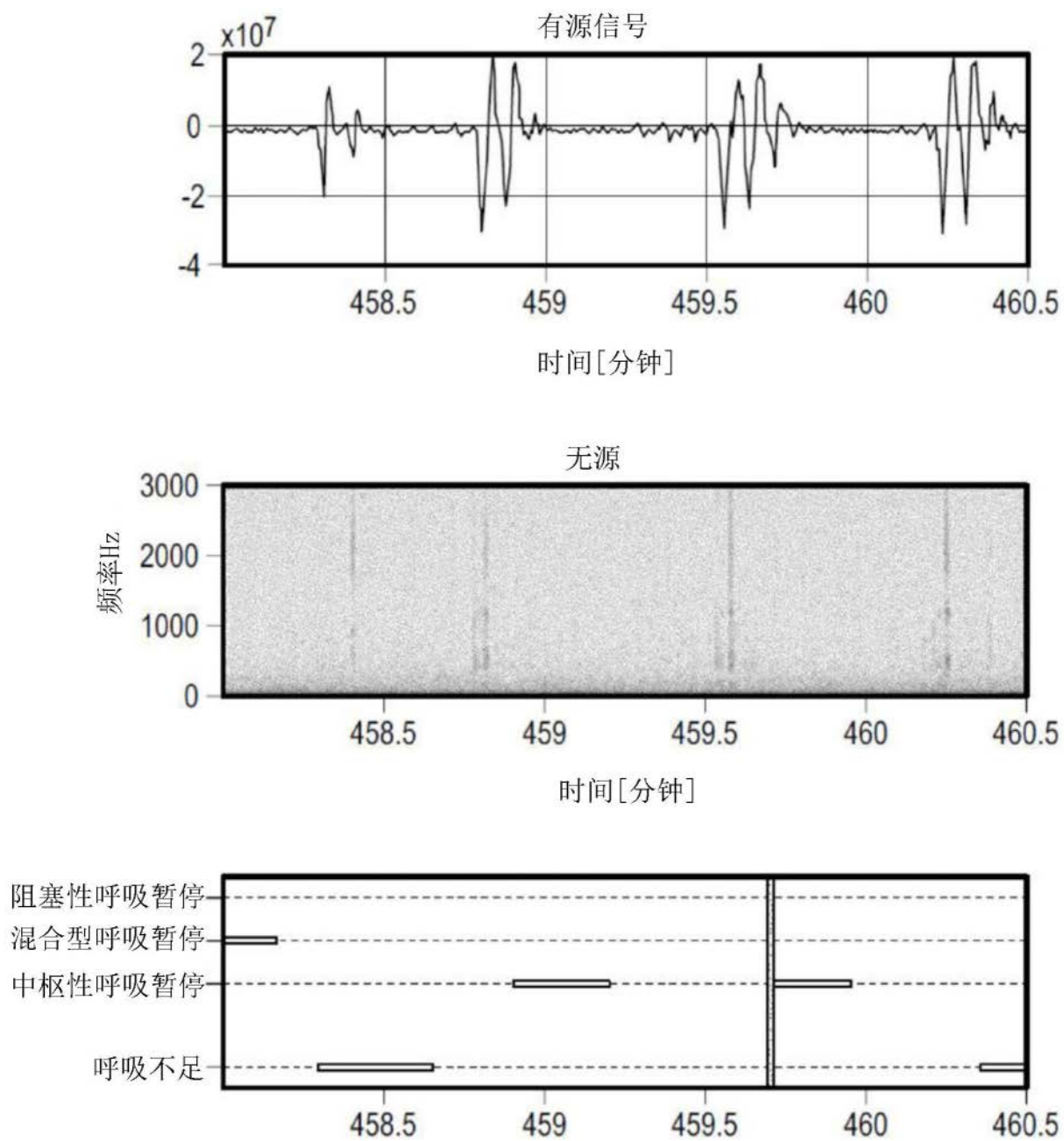


图27

中枢性呼吸暂停; AHI = 24.0

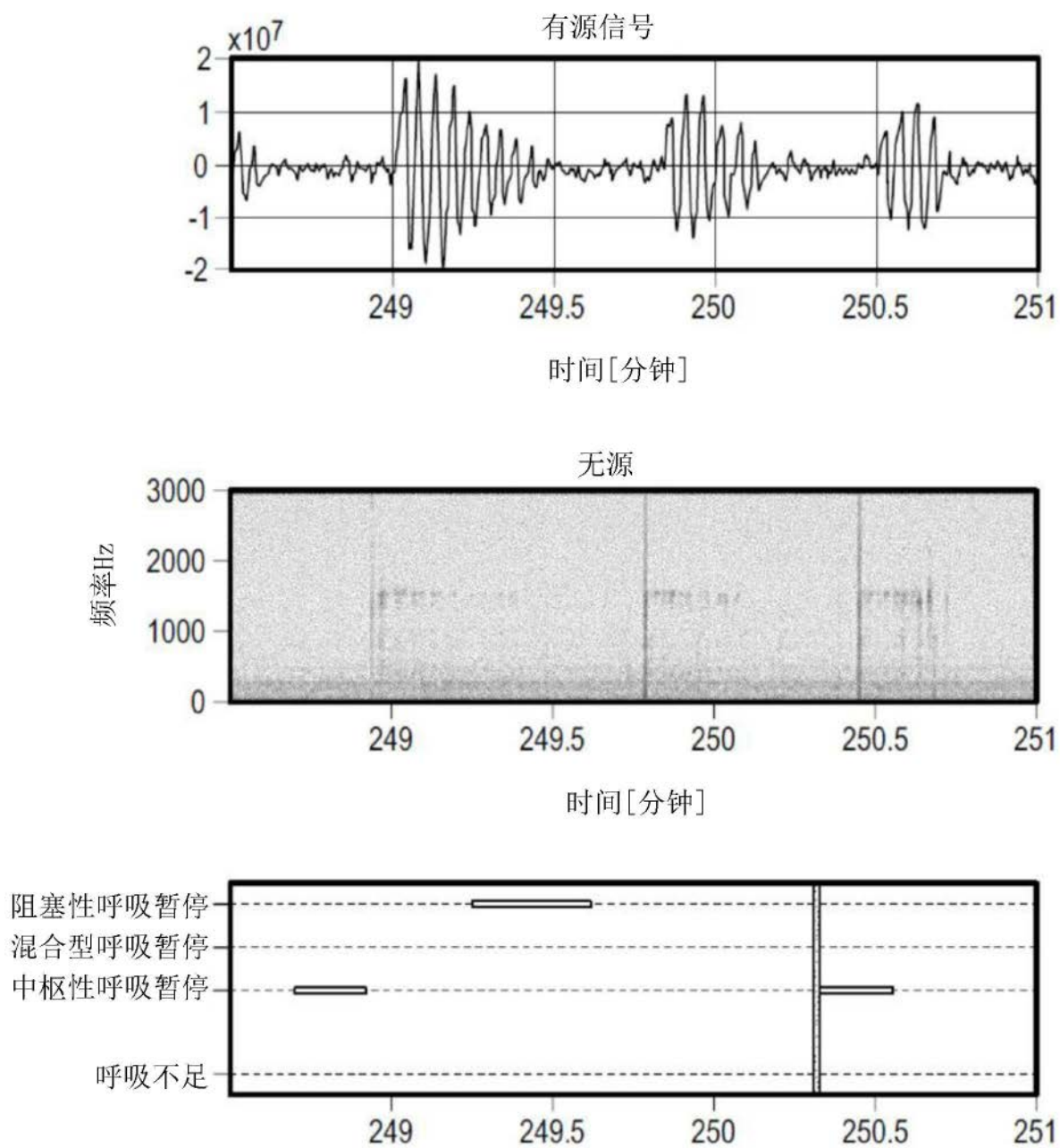


图28

中枢性呼吸暂停; AHI = 16.8

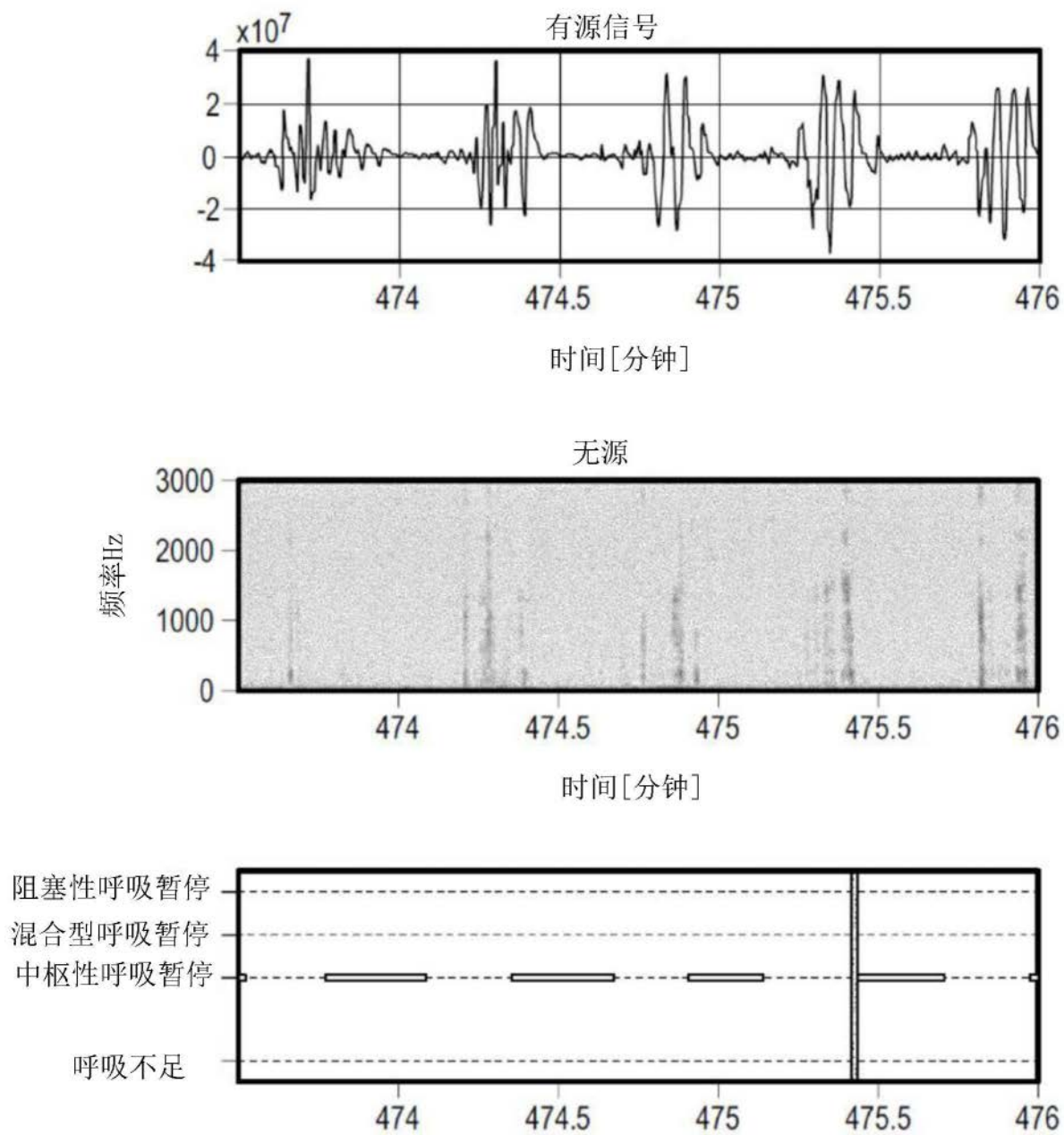


图29

中枢性呼吸暂停；AHI = 37.0

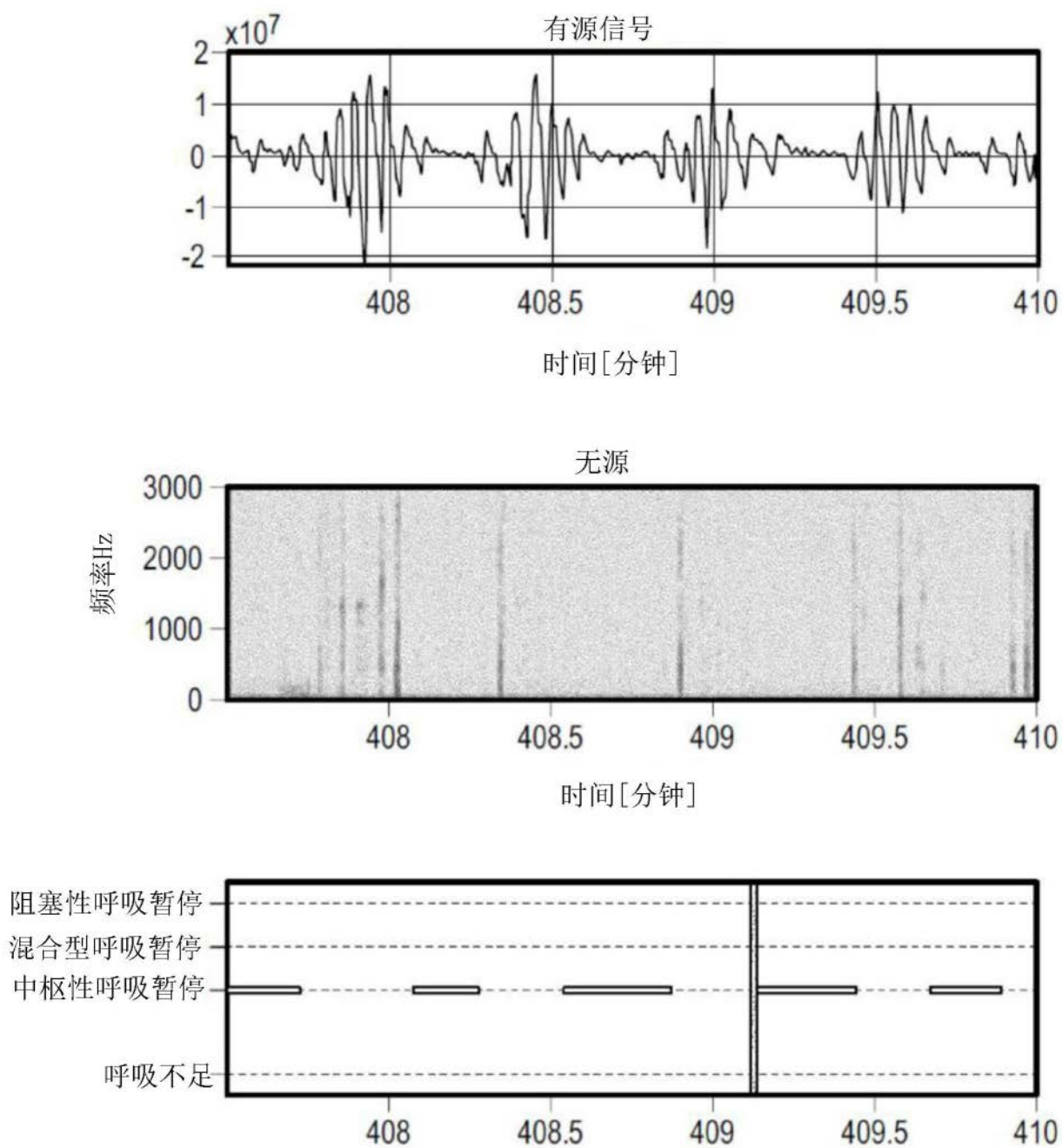


图30

中枢性呼吸暂停; AHI = 36.8

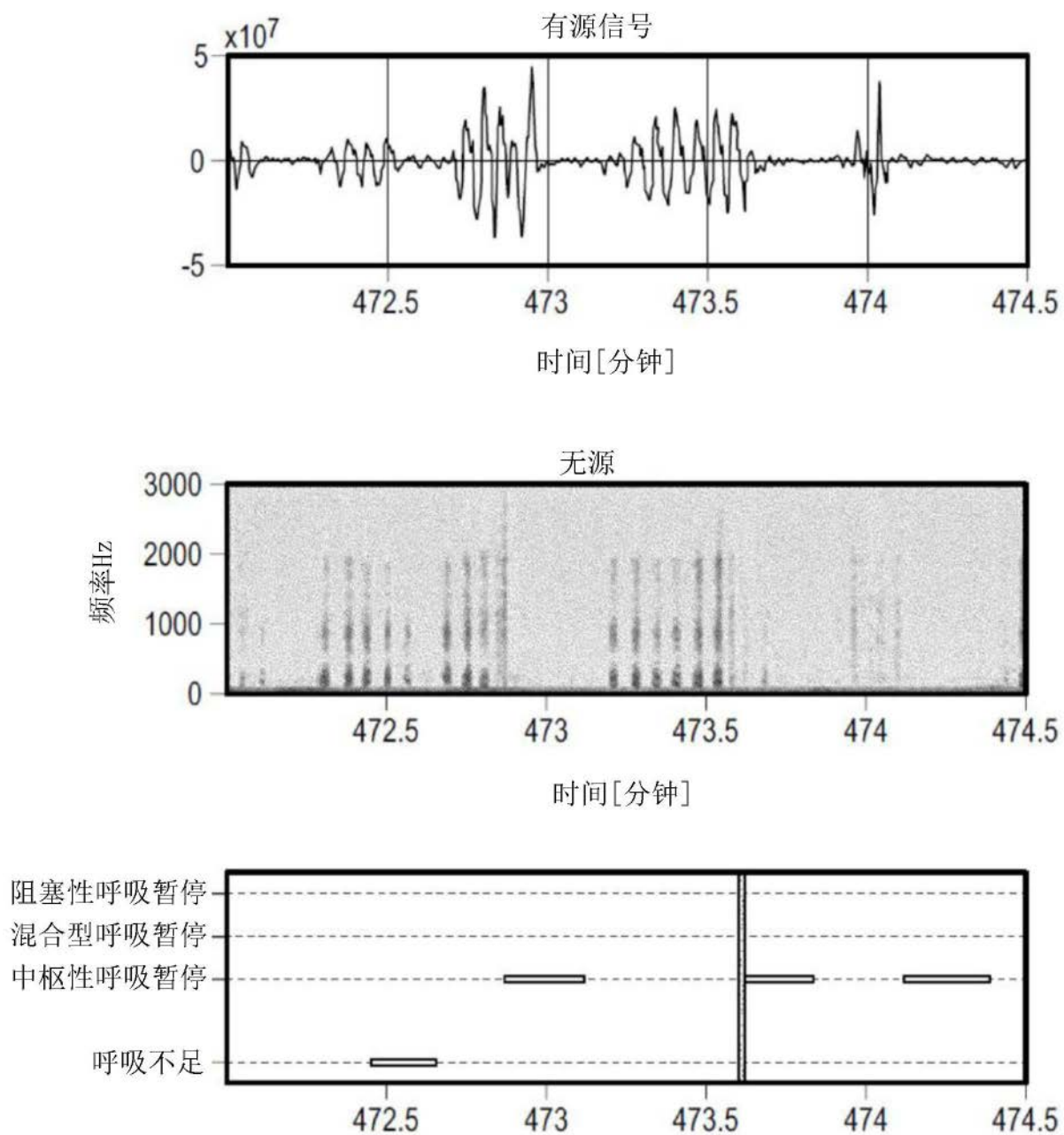


图31

呼吸不足; AHI = 74.8

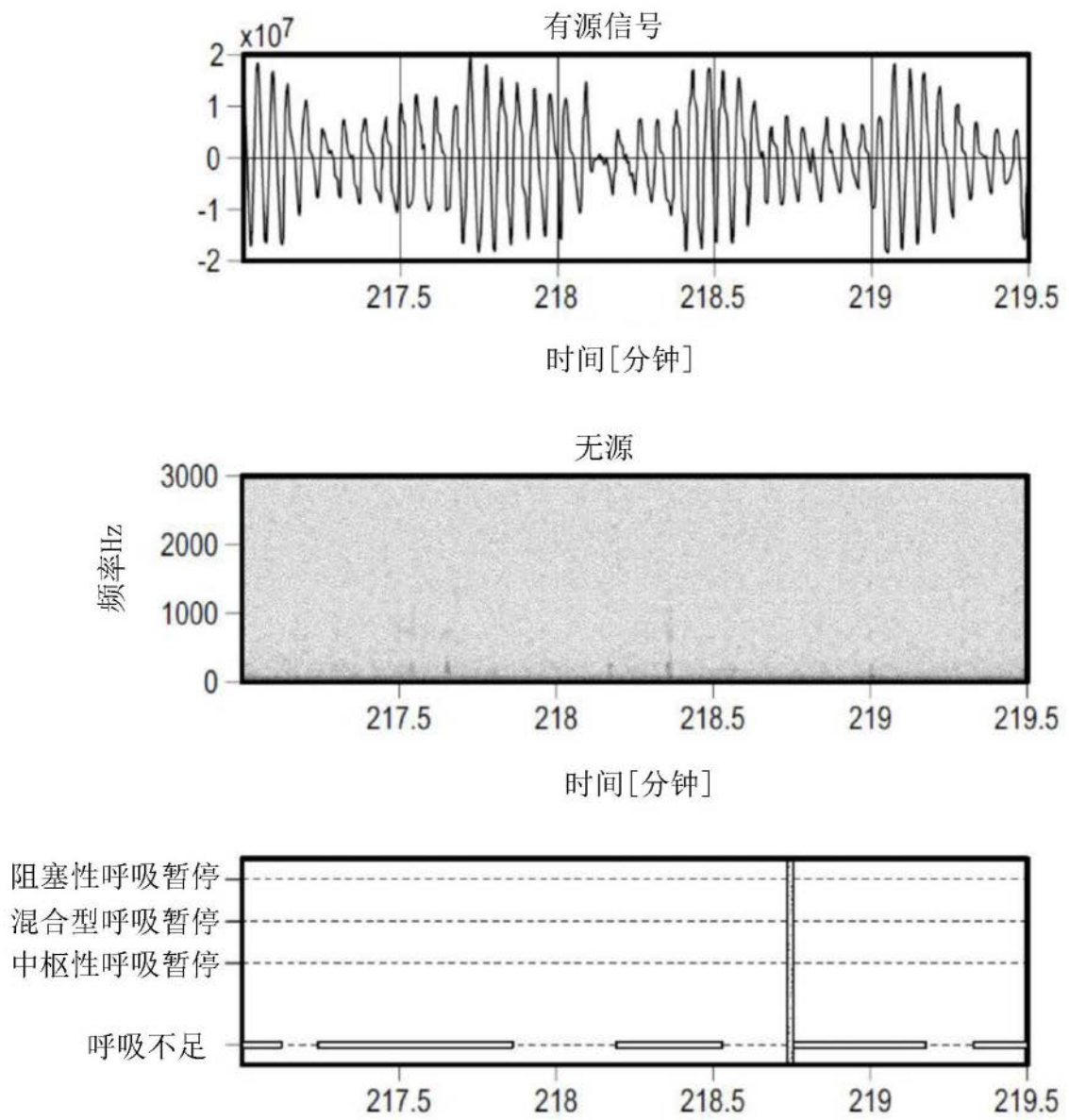


图32

呼吸不足; AHI = 74.8

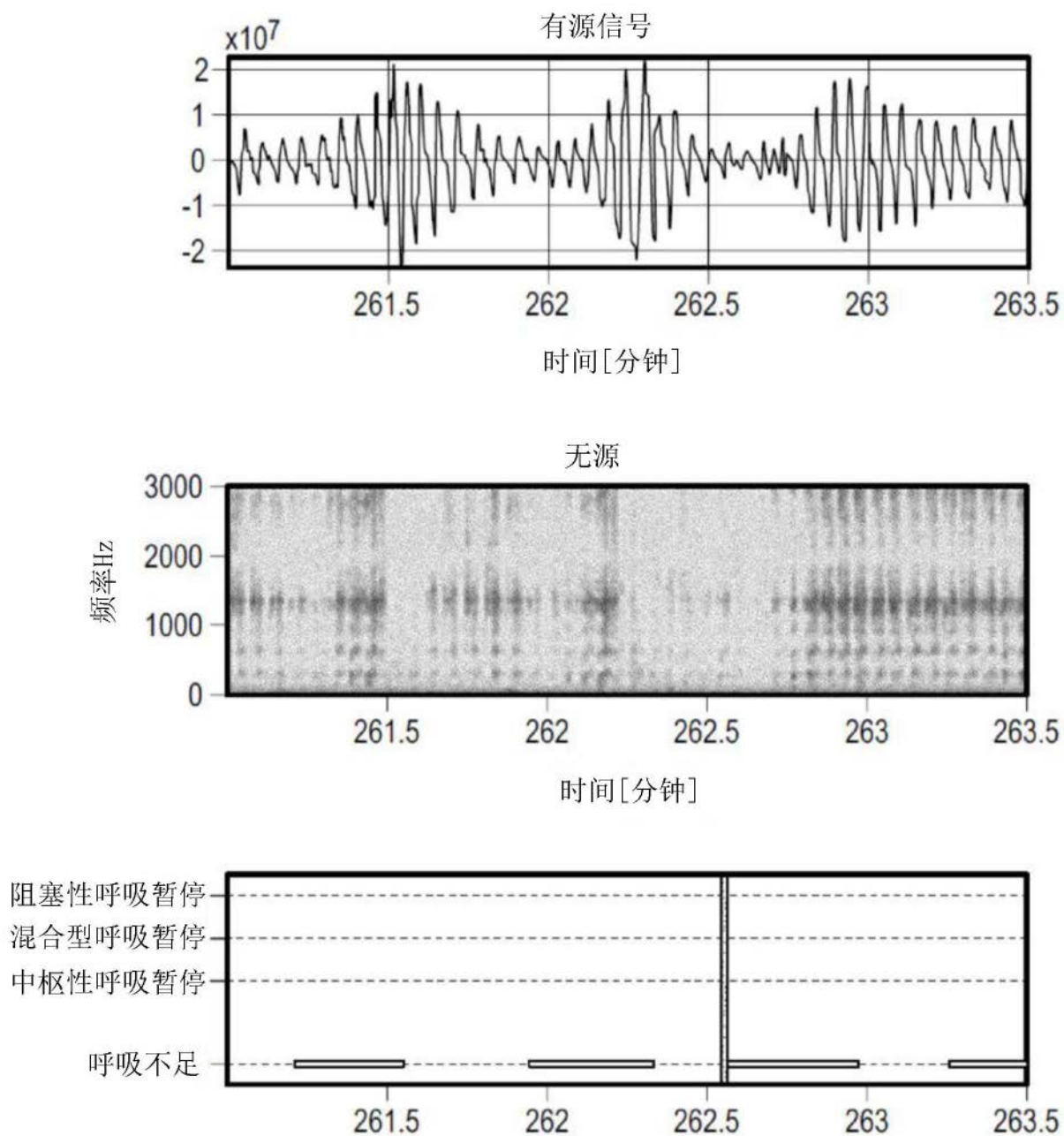


图33

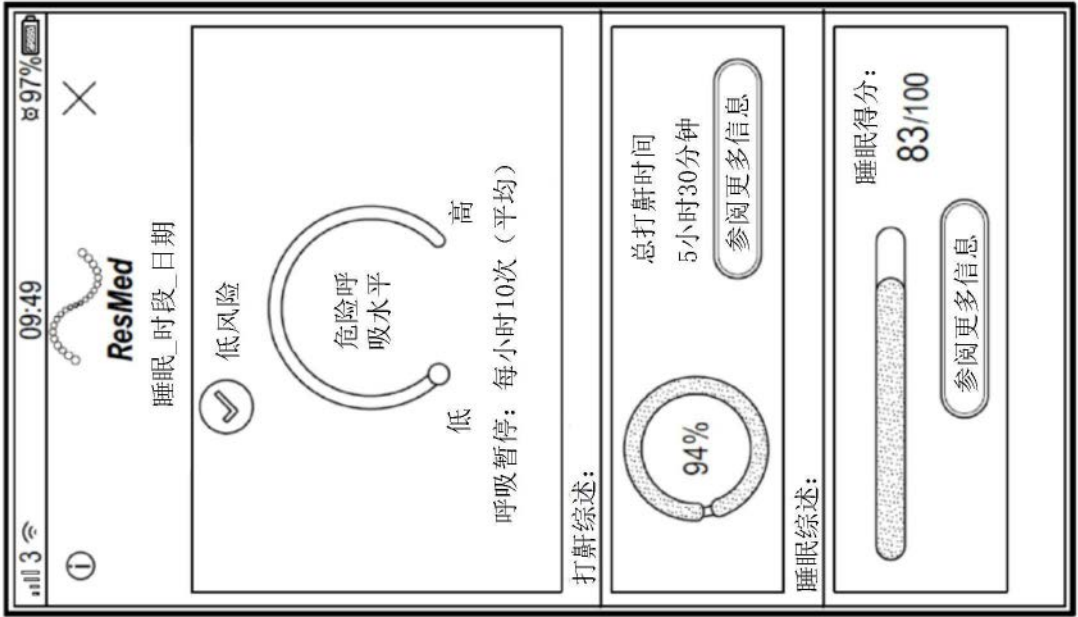


图34

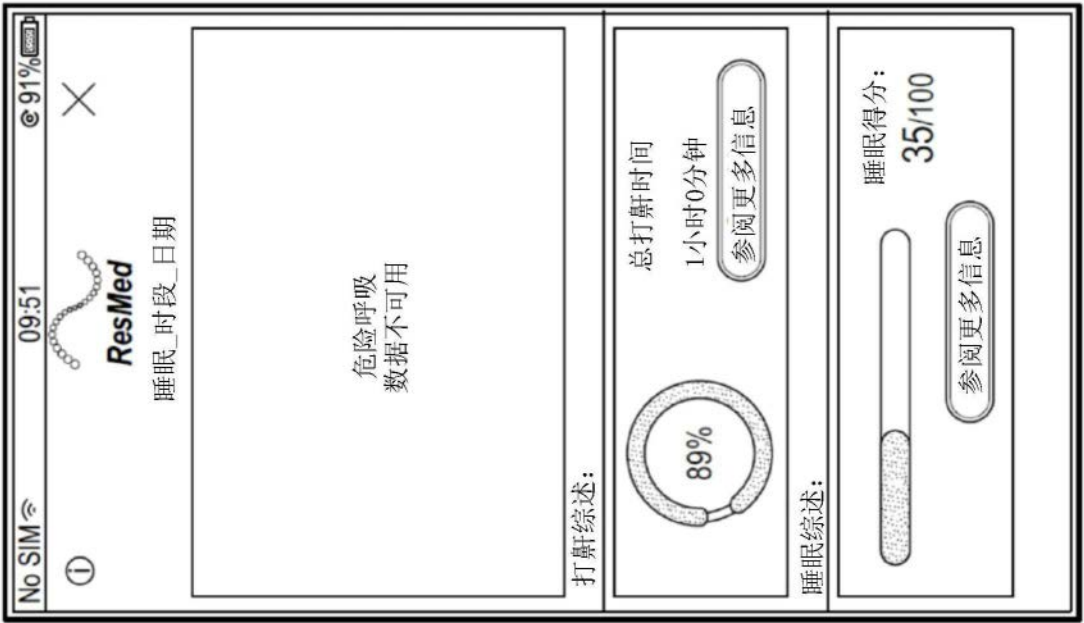


图35

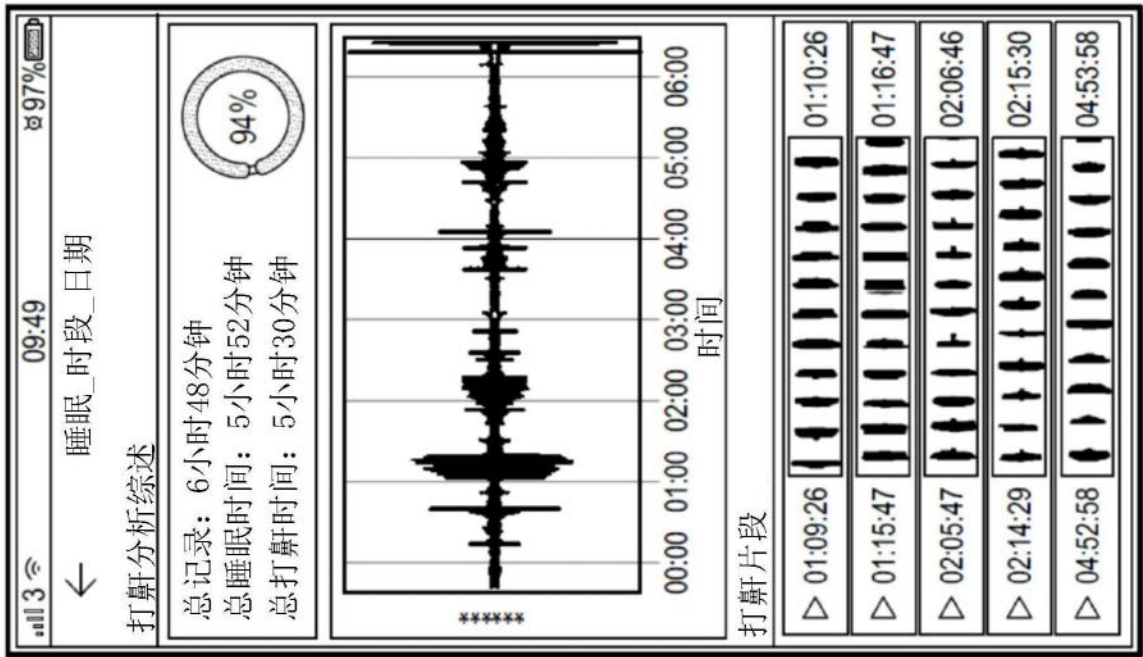


图36

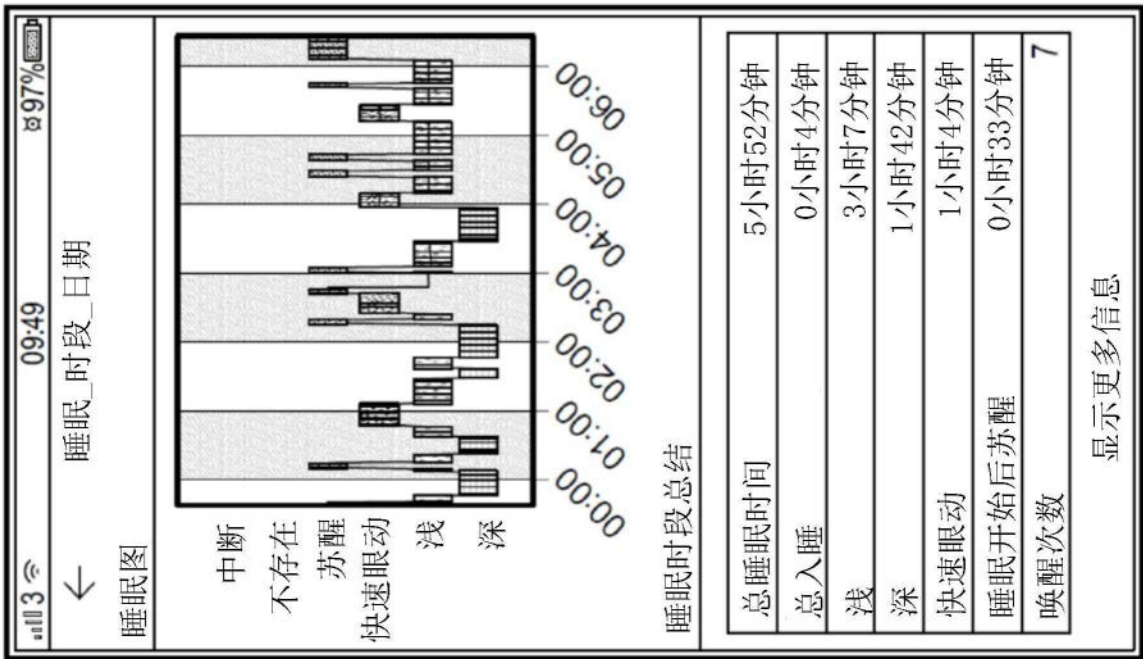


图37

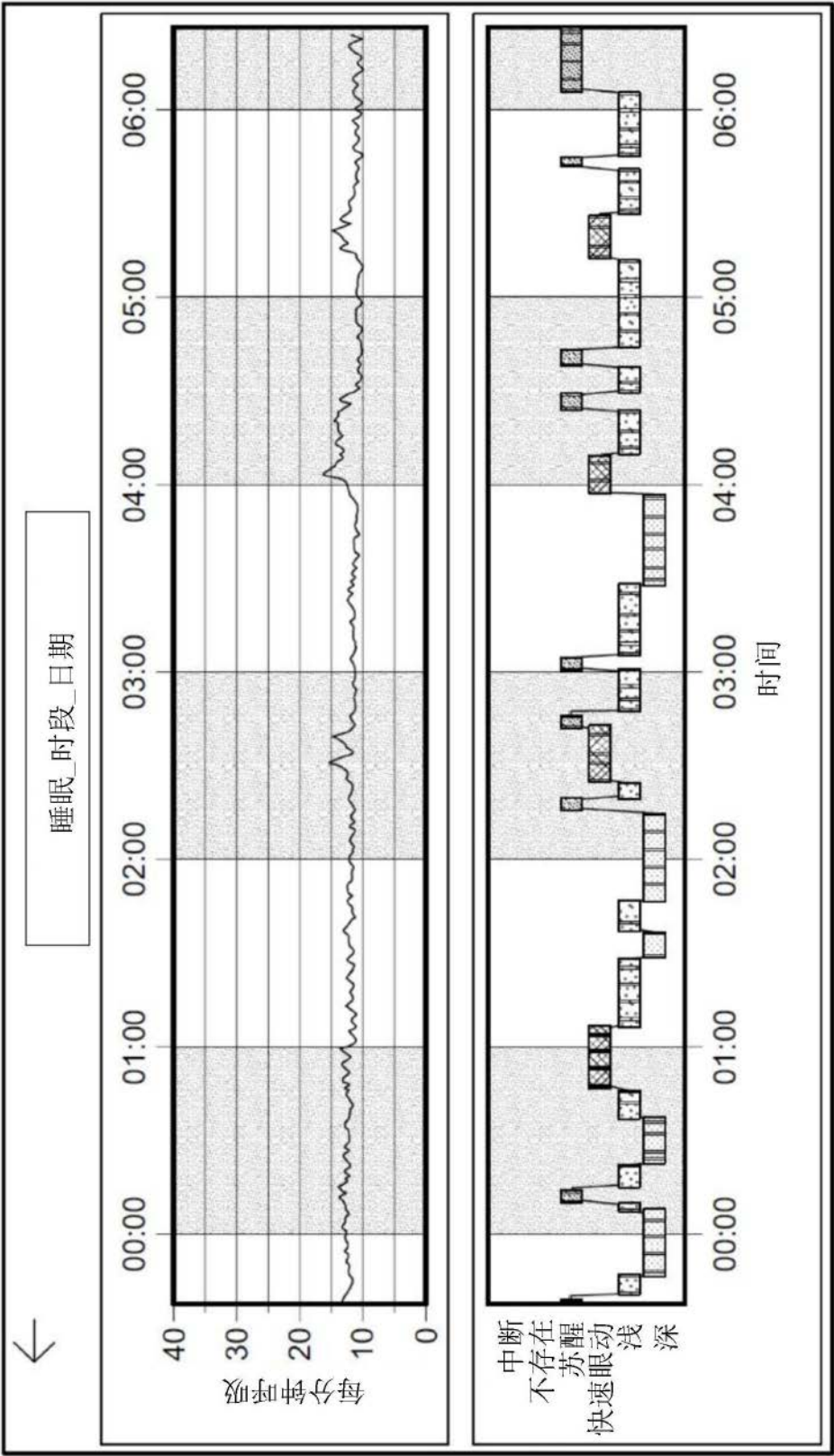


图38