



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104640591 B

(45)授权公告日 2017.12.29

(21)申请号 201380007007.X

(22)申请日 2013.01.25

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 104640591 A

(43)申请公布日 2015.05.20

(30)优先权数据  
61/591,346 2012.01.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2014.07.28

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/AU2013/000063 2013.01.25

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02013/110136 EN 2013.08.01

(73)专利权人 瑞思迈有限公司  
地址 澳大利亚新南威尔士州

(72)发明人 杰弗里·彼得·艾米特斯泰德  
迪内希·拉马南

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 王程 何冲

(51)Int.Cl.  
A61M 16/00(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件  
US 7413549 B1,2008.08.19,  
US 2012/0016218 A1,2012.01.19,  
CN 101087559 A,2007.12.12,  
US 2004/0134496 A1,2004.07.15,  
US 2006/0070624 A1,2006.04.06,  
US 7094207 B1,2006.08.22,  
US 7361146 B1,2008.04.22,  
US 2011/0054279 A1,2011.03.03,  
US 2004/0059240 A1,2004.03.25,  
US 2005/0119711 A1,2005.06.02,  
US 2007/0073181 A1,2007.03.29,  
CN 101678186 A,2010.03.24,

审查员 李晶晶

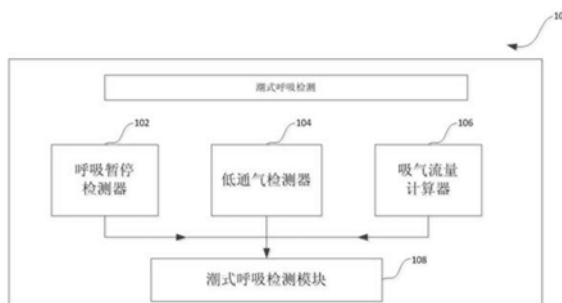
权利要求书4页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

用于辨别潮式呼吸模式的设备和方法

(57)摘要

处理器从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的方法,包括获取代表呼吸信号的数据。评估所述数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件。基于所述事件确定周期长度直方图,并基于所述周期长度直方图来检测潮式呼吸事件。



1. 处理器从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的方法,其特征在于,所述方法包括:  
获取代表呼吸信号的数据;  
评估所获取的数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件;  
估算呼吸暂停和/或低通气事件后紧随的呼吸数据,以估算表示所述呼吸数据的变化  
的形状特征;  
基于所述呼吸暂停和/或低通气事件生成周期长度直方图,所述周期长度直方图和所  
述形状特征彼此独立地生成;以及  
基于所述周期长度直方图和所估算的形状特征,检测潮式呼吸事件。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述周期长度直方图包括多个直条,每个  
所述的多个直条具有中点和直条宽度。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述多个直条等距相隔。
4. 根据前述任一项权利要求所述的方法,其特征在于,评估所获取的数据以检测呼吸  
暂停和/或低通气事件包括确定每个事件的持续时间。
5. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,检测潮式呼吸事件包括计算覆盖一组选定  
周期长度的直条组合的功率。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述形状特征代表了患者呼吸驱动的上升  
和下降中至少一种。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述形状特征为跳跃特征。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述跳跃特征是通过选择呼吸数据的第一  
峰值、选择位于所述第一峰值的预设比例处的第二峰值、以及计算所述第一峰值和所述第  
二峰值之间的梯度来计算的。
9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括缩放所述第一峰值和  
所述第二峰值之间的所述梯度。
10. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,通过将呼吸数据与逼近函数进行拟合,估  
算所述形状特征。
11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述呼吸数据包括呼吸流量峰值或潮气  
量值。
12. 一种用于从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的设备,其特征在于,所述设备包括:  
存储器,所述存储器用于存储与呼吸信号有关的呼吸数据;以及  
与所述存储器相连的处理器,所述处理器设置为(a) 评估所述呼吸数据来检测呼吸暂  
停和/或低通气事件,(b) 估算呼吸暂停和/或低通气事件后紧随的呼吸数据,以估算表示所  
述呼吸数据的变化  
的形状特征,(c) 基于所述呼吸暂停和/或低通气事件生成周期长度直方  
图,所述周期长度直方图和所述形状特征彼此独立地生成,以及(d) 基于所述周期长度直方  
图和所估计的形状特征来检测潮式呼吸事件。
13. 根据权利要求12所述的设备,其特征在于,所述形状特征代表了患者呼吸驱动的上升  
和下降中至少一种。
14. 根据权利要求12所述的设备,其特征在于,所述处理器配置为用于评估呼吸信号中  
的呼吸流量峰值、通气量或潮气量中至少一个值。
15. 处理器从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的方法,其特征在于,所述方法包括:

获取代表呼吸信号的呼吸数据；  
评估所获取的呼吸数据，以检测呼吸暂停和/或低通气事件；  
评估所述呼吸暂停或低通气事件后紧随的呼吸数据；  
估计代表在评估的所述呼吸数据中的改变的形状特征；以及  
基于所述形状特征来检测潮式呼吸事件。

16. 根据权利要求15所述的方法，其特征在于，评估呼吸数据包括计算两个相邻的呼吸暂停事件之间、两个相邻的低通气事件之间、呼吸暂停事件和相邻的低通气事件之间的至少一部分时间内的吸气潮气量。

17. 根据权利要求15或16所述的方法，其特征在于，评估呼吸数据包括计算吸气流量峰值数据和吸气潮气量的乘积，并将其存储为形态特征向量。

18. 根据权利要求17所述的方法，其特征在于，评估呼吸数据进一步包括计算形态特征向量与逼近函数之间的均方误差。

19. 根据权利要求17所述的方法，其特征在于，评估呼吸数据对呼吸暂停事件之间、低通气事件之间，或呼吸暂停事件和低通气事件之间的流量数据进行积分，并将其存储为形态特征向量。

20. 根据权利要求19所述的方法，其特征在于，评估呼吸数据进一步包括计算形态特征向量与逼近函数之间的均方误差。

21. 根据权利要求15所述的方法，其特征在于，所述方法进一步包括基于所述事件确定周期长度直方图，其中对潮式呼吸事件的检测是基于所述周期长度直方图和形状特征的。

22. 根据权利要求15所述的方法，其特征在于，所述形状特征代表患者呼吸驱动的上升和下降中至少一种。

23. 一种用于从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的设备，其特征在于，所述设备包括：  
存储器，所述存储器用于存储与呼吸信号有关的呼吸数据；以及

与所述存储器相连的处理器，所述处理器设置为 (a) 评估与所述呼吸信号有关的呼吸数据来检测呼吸暂停和/或低通气事件，(b) 评估呼吸暂停或低通气事件后紧随的数据的峰值；(c) 估计代表在评估的所述呼吸数据中的改变的形状特征，以及 (d) 基于所述形状特征来检测潮式呼吸事件。

24. 根据权利要求23所述的设备，其特征在于，所述与呼吸信号有关的数据包括流量数据和潮气量数据，该处理器设置用于：

计算吸气流量峰值和吸气潮气量，以及

计算吸气流量峰值和吸气潮气量的乘积，并将其存储为形态特征向量。

25. 根据权利要求23或24所述的设备，其特征在于，所述处理器配置为通过计算形态特征向量与逼近函数之间的均方误差来评估流量数据的峰值。

26. 根据权利要求24所述的设备，其特征在于，所述处理器配置为通过将形态特征向量转化成0到1的概率空间来使形态特征向量归一化。

27. 根据权利要求23所述的设备，其特征在于，所述形状特征代表患者呼吸驱动的上升和下降中至少一种。

28. 处理器从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的方法，其特征在于，所述方法包括：  
获取代表呼吸信号的呼吸流量数据；

评估所获取的呼吸流量数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件;  
基于所述呼吸暂停和/或低通气事件来确定周期长度直方图;  
评估呼吸暂停或低通气事件后紧随的流量数据的峰值,以估计代表流量数据峰值改变的形状特征;以及  
基于所述周期长度直方图和所述形状特征来检测潮式呼吸事件。

29. 根据权利要求28所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括通过将周期长度直方图和形状特征转化成0到1的概率空间而使周期长度直方图和形状特征归一化。

30. 根据权利要求28或29所述的方法,其特征在于,评估所获取的呼吸流量数据来检测呼吸暂停和/或低通气事件包括:计算至少一个呼吸暂停和/或低通气周期和至少一个呼吸暂停和/或低通气周期长度的持续时间,并进一步包括基于所述至少一个呼吸暂停和/或低通气周期和至少一个呼吸暂停和/或低通气周期长度的持续时间来计算占空比。

31. 根据权利要求28所述的方法,其特征在于,所述潮式呼吸事件的检测包括计算覆盖了一组选定的周期长度的直条组合的功率。

32. 根据权利要求31所述的方法,其特征在于,所述潮式呼吸事件的检测包括使用形状特征、周期长度和所述覆盖了一组选定的周期长度的直条组合的功率来确定潮式呼吸概率。

33. 根据权利要求32所述的方法,其特征在于,所述方法进一步包括通过结合多个选定周期的加权潮式呼吸概率,以确定整个睡眠期间的总体潮式呼吸概率。

34. 根据权利要求28所述的方法,其特征在于,所述形状特征代表了患者呼吸驱动的上升和下降中至少一种。

35. 一种用于从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的设备,其特征在于,所述设备包括:  
存储器,所述存储器用于存储与呼吸信号有关的呼吸数据;以及  
与所述存储器相连的处理器,所述处理器设置为(a)评估呼吸数据以检测呼吸暂停和/或低通气事件,(b)基于所述呼吸暂停和/或低通气事件来确定周期长度直方图,以及(c)评估呼吸暂停或低通气事件后紧随的呼吸数值的改变,以估计形状特征,以及(d)基于所述周期长度直方图和所述形状特征来检测潮式呼吸事件。

36. 根据权利要求35所述的设备,其特征在于,所述处理器通过计算至少一个呼吸暂停和/或低通气周期和至少一个呼吸暂停和/或低通气周期长度的持续时间,对数据进行评估,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,且所述处理器进一步设置为基于所述至少一个呼吸暂停和/或低通气周期和所述至少一个呼吸暂停和/或低通气周期长度的持续时间来计算占空比。

37. 根据权利要求36所述的设备,其特征在于,所述处理器配置为通过计算覆盖一组选定的周期长度的直条组合的功率,以及利用形状特征、周期长度和功率以确定潮式呼吸概率,来检测潮式呼吸事件。

38. 根据权利要求35所述的设备,其特征在于,所述形状特征代表患者呼吸驱动的上升和下降中至少一种。

39. 一种从呼吸信号中检测潮式呼吸的设备,其特征在于,所述设备包括:  
控制器,所述控制器具有至少一个处理器,用于获取代表呼吸信号的呼吸数据,所述控制器配置为用于:(a)评估呼吸数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,(b)基于所述呼吸

暂停和/或低通气事件来确定周期长度直方图,以及(c)评估所述呼吸暂停或低通气事件后紧随的呼吸数据,以计算形状特征,以及(d)基于所述周期长度直方图和所述形状特征来检测潮式呼吸事件。

40. 根据权利要求39所述的设备,其特征在于,所述呼吸数据包括呼吸流量、通气量或潮气量数据,且所述形状特征的计算是基于呼吸流量、通气量和潮气量数据中的至少一个。

41. 根据权利要求39或40所述的设备,其特征在于,所述设备进一步包括流量传感器,其中所述控制器进一步配置为利用所述流量传感器来确定呼吸信号。

42. 根据权利要求41所述的设备,其特征在于,所述设备进一步包括:

流量发生器,其配置为为患者产生压力高于大气压的可呼吸气体;

其中所述控制器进一步配置为:基于所检测的呼吸暂停和/或低通气事件,根据压力治疗方案,控制所述流量发生器以产生可呼吸气体。

43. 根据权利要求39所述的设备,其特征在于,所述形状特征代表患者呼吸驱动的上升和下降中至少一种。

44. 一种用于从呼吸流量信号中检测潮式呼吸存在的设备,其特征在于,所述设备包括:

存储器,所述存储器用于存储与呼吸流量信号有关的呼吸数据;以及

处理器,所述处理器与所述存储器连接,所述处理器配置为用于(a)评估呼吸数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,(b)根据所述呼吸暂停和/或低通气事件独立计算至少两个原始特征,所述原始特征选自周期长度和占空比,(c)使所述原始特征归一化,以及(d)对所述原始特征进行分类。

45. 根据权利要求44所述的设备,其特征在于,所述处理器配置为利用变换函数将所述原始特征转换为具有0和1之间的值的概率空间,以使所述原始特征归一化。

46. 根据权利要求44或45所述的设备,其特征在于,所述处理器配置为通过创建一个或多个直方图来对每个原始特征进行分类,从而对所述至少两个原始特征进行分类。

47. 根据权利要求46所述的设备,其特征在于,所述处理器配置为用于通过将原始特征归入一个或多个直方图中,计算一个或多个预设区域中的直方图的功率,以对原始特征进行分类;并且,如果每个直方图的功率大于预设阈值,则将潮式呼吸概率设定为所计算的直方图功率的最大值。

## 用于辨别潮式呼吸模式的设备和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2012年01月27日提交的美国临时专利申请61/591,346的优先权,该申请的公开内容在此通过参考引入。

### 技术领域

[0003] 本申请涉及通过分析生理信号来辨别呼吸异常。本申请尤其涉及通过分析呼吸流量信号来辨别潮式呼吸(Cheyne-Stokes respiration, CSR)。本申请还涉及分类器的训练,所述分类器能够为CSR的辨别提供概率值。

### 背景技术

[0004] 潮式呼吸(CSR)是患者在睡眠时经历的一种消长式的呼吸。一般来说,这些患者患有心脏衰竭或脑干病变(即:中风)。可能由下述原因的共同作用引起消长变化模式:(i)从血液气体受体到呼吸中枢的信号过度延迟,以及(ii)过大的环路增益,该环路增益由植物增益和控制器增益组成。

[0005] 了解处于持续气道正压通气(CPAP)治疗中的患者是否会出现CSR十分重要,因为可能需要利用例如,适应性支持通气(ASV)装置来改善治疗。可替换地,可对主体进行监控,来观察CSR是否持续,或者是否由称为CPAP-紧急的中枢性睡眠呼吸暂停综合征(CSA)所导致。CSR的“临床意义”是很重大的,而且了解在睡眠中CSR持续的时间也是非常重要的。

[0006] CSR的诊断通常涉及进行睡眠研究,并分析所得的多导睡眠图(PSG)数据。在整个诊断性的PSG研究中,需要监控一系列的生物参数,一般包括:鼻流信号,呼吸用力测量,脉搏血氧饱和度,睡眠姿势,并可能包括:脑电图(EEG),心电图(ECG),肌电图(EMG)和眼电流(EOG)。呼吸特征同样从视觉特征中进行辨别,因此使得临床医生可评估睡眠中的呼吸功能,并评估CSR的任何出现。

[0007] 临床医生的检查是最综合的检查,它的过程比较昂贵,并较大程度地依赖临床经验和理解。对于患者的筛选,本申请的申请人发明了分类器方法,该分类器方法基于鼻流信号,通过计算CSR发生的概率来进行自动评分处理。该方法公布于2007年3月28日提交的美国专利申请11/576,210(美国专利公布号:20080177195),该申请在2006年6月29日公布为W02006066337。这种方法包括基于流量的分类器,其在给定的一系列离散的流量数值中可计算出CSR的概率。

[0008] 该分类器的概念对于许多领域来说都十分普遍,其在于将物体或物体的潜在状态分配至许多类别的其中一种。这种概念例如在声音识别(其中的声音字节分类成不同的字或音节),雷达探测(视觉信号分类成敌方/友方)和医学诊断(检测结果用于分类患者的疾病状态)中使用。分类器的设计可属于模式辨别领域,分类器可以是监督类型(分类器从训练数据中建立,这些训练数据通过监管者或“专家”来预先分类),或非监督类型的(其中数据的自然顺序或群类决定了不同的级别)。时间信号分类一般依赖于代表某个特定时间点上具有“特征”的信号。该特征是简单的数字,其以压缩的形式及时地反映了信号的实质。特

征组(或向量)一般称为“模式”。分类器利用一种模式,并利用合适的计算来算数控制这种模式,以产生对于每个数字分类的可能的数值。这种将分配到具有最高概率的级别中。

[0009] W02006066337A1中所记载的算法使用了多维特征空间,并通过使用判别函数进行聚类分析,从而将这些特征分成集群。该方法的计算量大,且通常在单独的计算机上进行。

## 发明内容

[0010] 代表呼吸的信号,例如,鼻流信号,血氧饱和度信号或类似物,可用记录仪从患者处记录,该记录仪包括数据采集系统和存储器。呼吸信号可用公开的方法,通过记录装置以在线形式或使用计算机或处理器以离线形式来进行实时处理。

[0011] 本申请提供了一种用于从呼吸信号中指示潮式呼吸存在的处理器的处理方法,并包括获取代表呼吸信号的呼吸数据的步骤,以及评估所得到的数据来检测呼吸暂停和/或低通气事件。基于这些事件可生成一个周期长度直方图。基于所生成的周期长度直方图,可检测到潮式呼吸事件。

[0012] 在某些实施例中,周期长度直方图可包括多个直条,每个所述多个直条具有中点和直条宽度。该多个直条可等间距间隔。评估数据来检测呼吸暂停和/或低通气事件可包括确定每个事件的持续时间。检测潮式呼吸事件可包括计算覆盖了周期长度的选定组的直条组合的功率。该方法可进一步包括评估紧接着呼吸暂停或低通气事件的呼吸数据,以估算代表呼吸数据改变的形状特征,其中对潮式呼吸事件的检测是基于周期长度直方图和所估计的形状特征的。呼吸数据可包括呼吸流量,通气量和/或潮气量中的至少其中之一数值。呼吸流量数值可具体地包括呼吸流量峰值数据。

[0013] 在另一个实施例中,从呼吸信号中指示潮式呼吸存在的设备可包括存储器,用于存储呼吸信号,处理器,与存储器相连,该处理器设置为用于(a)评估数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,(b)基于事件产生周期长度直方图,以及(c)基于该周期长度直方图来检测潮式呼吸事件。

[0014] 在某些实施例中,该处理器进一步设置为评估紧接着呼吸暂停或低通气事件的呼吸信号,以估计代表流量数据峰值改变的形状特征,并基于该周期长度直方图和所估计的形状特征来检测潮式呼吸事件。该处理器进一步设置为评估呼吸信号中的呼吸流量峰值或潮气量值的至少其中之一。

[0015] 另一个方面,处理器从呼吸信号中指示潮式呼吸存在的方法可包括:获取代表呼吸信号的呼吸流量数据,评估所获得的数据来检测呼吸暂停和/或低通气事件,评估紧接着呼吸暂停或低通气事件的呼吸数据,以估计代表流量数据峰值改变的形状特征,并基于所估计的形状特征检测潮式呼吸的事件。

[0016] 在某些实施例中,该评估步骤还包括:在两个邻近的呼吸暂停和/或低通气事件之间的至少一部分时间内计算吸气潮气量。该评估步骤还包括计算吸气流量数值峰值和吸气潮气量的产物,并将它们存储到形态特征向量中。还可以包括计算呼气潮气量和/或呼气流量峰值。可替代地,其不可使用一次一次的呼吸特征,而是通过对呼吸流量信号进行积分来计算通气信号,并将其存储在形态特征向量中。评估呼吸数据进一步包括在形态特征向量和逼近函数之间计算均方误差。这种计算提供了通气驱动(以及等量的呼吸流量)的总体形状的指示,并构成形状特征。该方法进一步包括基于事件确定周期长度直方图,并基于周期

长度直方图和形状特征来检测潮式呼吸事件。

[0017] 在另一个方面,用于在与呼吸信号相关的呼吸数据中指示潮式呼吸存在的设备,该设备还包括用于存储呼吸数据的存储器,处理器,该处理器与该存储器连接,所述处理器设置为(a)评估呼吸数据,来检测呼吸暂停和/或低通气事件;(b)评估紧接着呼吸暂停或低通气事件的呼吸数据的特征,以估计代表流量数据峰值改变的形状特征,例如,患者呼吸驱动的升高和/或下降,以及(c)基于所评估的形状特征检测潮式呼吸事件。

[0018] 在某些实施例中,该处理器可设置为计算吸气流量数值的峰值和吸气潮气量,其中评估流量数值的特征包括计算吸气流量数值的峰值和吸气潮气量的产物,并将其存储在形态特征向量中。该处理器还设置为通过计算形态特征向量和逼近函数之间的均方误差来评估流量数据的特征。该处理器也可设置为通过将形态特征向量转化成0-1的概率空间内而使其标准化。

[0019] 另一方面,用于从呼吸信号中指示潮式呼吸存在的处理器的处理方法包括获取代表呼吸信号的呼吸数据,评估该呼吸数据以检测呼吸暂停和/或低通气事件,基于这些事件确定周期长度直方图,评估呼吸暂停或低通气事件后紧随的呼吸流量数据的特征,以估计代表流量数据峰值的改变的形状特征,例如,患者呼气驱动的上升和/或下降,并基于周期长度直方图和所估计的形状特征来检测潮式呼吸事件。

[0020] 在某些实施例中,该方法进一步包括通过将周期长度直方图和形状特征转化成0-1的概率空间内来使其得到标准化。评估数据以检测呼吸暂停和/或低通气事件可包括计算至少一个呼吸暂停周期和至少一个周期长度的持续时间,并进一步基于该至少一个呼吸暂停周期和至少一个周期长度的持续时间来计算占空比。检测潮式呼吸事件可包括计算覆盖了选定周期长度组的直条(周期直方图的直条)的结合的功率。检测潮式呼吸事件可包括利用形状特征,周期长度和功率来确定潮式呼吸概率。该方法进一步包括在整个睡眠期间确定总体的潮式呼吸概率,其通过对多重选定周期中结合加权的潮式呼吸概率。

[0021] 在另一个方面,一种用于从呼吸信号中指示潮式呼吸存在的设备,所述设备可包括存储器,所述存储器用于存储与呼吸信号有关的呼吸数据;处理器,所述处理器与所述存储器相连,该处理器可设置为(a)评估呼吸数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,(b)基于这些事件确定周期长度直方图,(c)评估紧接着呼吸暂停或低通气事件的呼吸数据的特征,以估计代表呼吸数据改变的形状特征,例如,患者呼吸驱动的上升和/或下降,以及(d)基于周期长度直方图和所估计的形状特征来检测潮式呼吸事件。

[0022] 在某些实施例中,该处理器可通过计算至少一个呼吸暂停周期和至少一个周期长度的持续时间来评估数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,该处理器进一步设置为基于所述至少一个呼吸暂停周期和所述至少一个周期长度来计算占空比。该处理器可设置为通过计算覆盖了选定周期长度组的直条的结合的功率,以及利用形状特征,周期长度和功率来确定潮式呼吸概率,来检测潮式呼吸事件。

[0023] 另一方面,从呼吸信号中检测CSR的设备可包括控制器,该控制器具有至少一个处理器,以获取代表呼吸信号的呼吸数据,该控制器进一步设置为:(a)评估呼吸数据,以检测呼吸暂停和/或低通气事件,(b)基于这些事件确定周期长度直方图,(c)评估紧接着呼吸暂停或低通气事件的呼吸数据,来计算形状特征,该形状特征代表了呼吸数据的改变,例如,患者呼吸驱动的上升和/或下降,以及(d)基于周期长度直方图和形状特征来检测潮式呼吸

事件。

[0024] 在某些实施例中,形状特征的计算可基于呼吸流量峰值或潮气量值或通气值的至少其中之一。应当注意的是通气和潮气量数据可基于呼吸流量数据来进行计算。因此,一般的处理不是直接接收通气量和/或潮气量数据,而是控制器可接收呼吸流量数据,并基于该呼吸流量数据来计算用于估计形状特征的通气和潮气量数据。

[0025] 该设备进一步包括流量传感器,其中的控制器进一步设置为利用流量传感器来确定呼吸信号。该设备可进一步包括流量发生器,所述流量发生器设置为对患者提供压力高于大气压的可呼吸气体,其中该控制器进一步设置为基于所检测的低通气,根据压力治疗方案,控制流量发生器以产生可呼吸气体。

[0026] 本发明的其它特征在以下具体的说明书,摘要和权利要求中详细说明。

### 附图说明

[0027] 本申请以非限制性的实施例,结合附图来详细说明,在附图中,相应的附图标记指代相似的元件。

[0028] 图1为本申请某些实施例的CSR检测器的结构图;

[0029] 图2展示了呼吸流量波形,其中该呼吸流量波形包括了周期性的消长特征,并描述了典型的CSR周期特征;

[0030] 图3为图1中CSR检测器的伸展的结构图,其中的检测模块由它的部件和它们的输出表示;

[0031] 图4为获得一个或多个特征的过程流程图,这些特征可能在某些实施例中需要用于检测CSR;

[0032] 图5A展示了呼吸流量波形的形态,该波形包括了阻塞性呼吸暂停;

[0033] 图5B展示了呼吸流量波形的形态,该波形包括了可能指示CSR的中枢性呼吸暂停;

[0034] 图6展示了经过计算的CSR概率的几个实施例;

[0035] 图7展示了典型的CSR周期的多导睡眠监测记录,包括CSR周期检测的不同特征;

[0036] 图8为根据本发明的示例CSR检测和/或训练设备的简要图;

[0037] 图9展示了本发明的示例CSR检测设备,该设备具有可选择的流量传感器和流量发生器。

### 具体实施方式

[0038] 本发明的实施例包括CSR事件检测的系统,装置,分类器,和/或方法。在此,结合附图,尤其是图1-7来详细说明本发明。

[0039] CSR是一种因为中枢神经系统的通气控制不稳定造成的周期性呼吸形式。CSR患者呼吸模式的特征是“消长式”的潮气量,因为呼吸在呼吸暂停/低通气和呼吸过度的重复发作之间改变。在压缩的时间范围内,鼻流信号的记录显示了与调幅(AM)波相似的模式。

[0040] 潮式呼吸(CSR)可通过直接的肺功能检查,例如:鼻流记录或气道流记录来进行观察。由于心和肺系统的连接,CSR也可通过血氧饱和度信号鉴定为去饱和再饱和的交替周期。因此,血氧饱和度信号可提供用于潮式呼吸分析的信息资源。这种方法的好处包括使用血氧计来非侵入式地测量血氧饱和水平,这种血氧饱和水平能确定主体的健康状况。通过

血氧饱和度获取信号的其他方法可在2010年4月15日提交的,名称为:Discrimination of Cheyne-Stokes Breathing Patterns By Use of Oximetry Signals的国际专利申请PCT/AU2010/000416中获得,该申请的全部内容在此引入。血氧饱和度的记录可提供CSR或其他呼吸异常(例如:阻塞性睡眠呼吸暂停)发生的证据。因此,在不同的呼吸紊乱之间可产生成功的算法来进行辨别。

[0041] 本申请运用了例如,在气流发生器中的处理器,通过分析代表患者呼吸的信号来检测CSR,包括睡眠期间发生的呼吸暂停和/或低通气。CSR患者可具有呼吸暂停和/或低通气的清晰的、可辨识的群类,其具有某些特征,使得能够确定这些呼吸暂停和/或低通气的群类是否能鉴定为CSR。

[0042] 在呼吸模检查呼吸模式中的呼吸暂停和/或低通气群类的一个相关的特征就是周期长度,周期长度被认为是分开两个邻近的呼吸暂停和/或低通气之间的时间。因此,周期长度的检测是从一个呼吸暂停和/或低通气开始,直到下一个连续的呼吸暂停和/或低通气开始的时间。该周期长度可替换地定义为从一个呼吸暂停和/或低通气结束,直到下一个连续的呼吸暂停和/或低通气结束的时间。一般来说,CSR患者的呼吸暂停和/或低通气的周期长度会在40到90秒之间变化。因此,通过将患者呼吸模式的周期长度和与CSR相关的典型周期长度相比,就可得出患者是否患有CSR的结论。要注意,两个呼吸暂停和/或低通气的开始或结束标记之间的差别仅仅是计算周期长度的一个可能的方法。

[0043] 可使用其他等同的时间点来计算周期长度,即:两个邻近呼吸暂停的n秒之间的时间,其中的n可为任意实数。更明显的例子包括:其中的n为1-30之间任意的整数,例如10。可替换地,可通过两个呼吸过度的呼吸流量信号峰值之间的时间来计算周期长度(在两个连续呼吸暂停和/或低通气事件之间的呼吸周期)。

[0044] CSR周期的另一个特征是呼吸过度周期,该呼吸过度周期包括在较小呼吸两侧的大呼吸。它们形态相关特征(一般也称为形状特征)通过以下图5A和5B作详细描述。通过提取分析这些形态模式,可以分类出一个或多个形状特征来检测CSR。

[0045] 为了开始分析,代表呼吸的信号,例如,来自流量传感器的鼻流信号,脉氧仪的血氧饱和度信号或其它类似物可用记录装置从患者处首先进行记录。所记录的信号可称为原始或收集的呼吸气流信号。在某些实施例中,信号可通过呼吸调帧器调帧成不同的呼吸。经过调帧的信号可随后进入检测器组中。

[0046] 检测器

[0047] 图1展示了CSR检测器100,所述检测器100具有几个检测和计算的部件,以及它们和示例潮式呼吸检测模块之间的关系。该多个部件可通过一个装置或设备中的一个或多个处理器来运作,例如:呼吸治疗设备中具有气流发生器或其它分开的计算或检测装置。这些部件可获取代表患者呼吸信号的数据,并评估这些数据来确定呼吸相关事件的存在。

[0048] 该多个检测部件可包括呼吸暂停检测器102。该呼吸暂停检测器102获取并评估呼吸气流信号,以检测呼吸暂停事件。例如,如果呼吸暂停周期出现了,该检测器可在呼吸暂停结束时产生一个标志。该呼吸暂停检测器102可计算呼吸暂停的持续时间。因此,该呼吸暂停检测器102设置为提供呼吸暂停群类的出现和持续时间的数据至其它模块或程序。呼吸暂停的检测方法可为本领域熟悉的方法,例如,如美国专利6,138,675中所述的方法。

[0049] 该检测器部件也可包括低通气检测器104。该低通气检测器104可评估呼吸信号,

并检测低通气事件。例如,如果测出低通气周期,可在低通气结束时产生一个标志。低通气检测器104也可计算所检测的低通气的持续时间。该低通气检测器104可与其它模块或程序连用,以提供低通气群类的存在和它们持续时间的数据。可通过本领域已知的方法来使用该低通气检测器。例如,2010年5月17日提交的美国专利申请12/781,070中所描述的方法在此引入全部内容。

[0050] 同样还包括吸气流量计算器106,该吸气流量计算器106检测呼吸的吸气部分,并计算与吸气流量相关的不同的呼吸特征。吸气流量的相关特征的例子非限制地包括,吸气时间,潮气量和流量峰值。该吸气流量计算器可计算任何或所有这些特征。在此所描述的示例方法中,通过吸气流量计算器来确定潮气量和流量峰值。这些特征可输入到下一个模块或程序中,来进一步处理和/或分类。也可基于呼吸信号中的呼气部分进行类似的处理和分类。可选择地,可通过对呼吸流量数据进行积分来计算通气信号。该信号也可随后用作下一个模块的输入。

[0051] 示例性潮式检测模块

[0052] 从检测器102,104和计算器106输出的数据传递到潮式检测模块108处,该潮式检测模块108通过分析呼吸暂停和低通气的群类来对潮式呼吸周期进行分类。具体地,该潮式检测模块基于所收集的数据组来计算一个或多个原始特征,将它们分类并随后产生指示CSR检测的输出。为了更好说明,结合附图2来说明该原始特征,附图2展示了典型的CSR周期。

[0053] 如上述讨论,该呼吸暂停检测器102,低通气检测器104和吸气流量计算器106提供了呼吸暂停和低通气发生的数据,例如,它们每个持续的时间和吸气流量特征。从这些参数来看,所述潮式呼吸检测模块可计算三个原始特征:(1)呼吸暂停和/或低通气群类的周期长度直方图;(2)形状特征以及(3)占空比。这些原始特征将依次地进行讨论。

[0054] 如图2所示,在一个典型的CSR周期中,可具有周期性的消长式呼吸。也就是说,呼吸暂停210的长度具有规律连续性,并通过呼吸周期来分开,其中的呼吸驱动缓慢地来缓慢地去。这正如图2中所示的,呼吸过度207期间内具有较大幅度的呼吸,其两侧具有较小幅度的呼吸。周期长度220可定义为两个连续的呼吸暂停210或两个连续的呼吸过度207的开始时间(或结束时间)之间所经过的时间。因此,第一个有用的原始特征是周期长度,这个周期长度可通过呼吸暂停和低通气的群类和持续时间的数据来进行计算。该信息可用周期长度直方图来进一步处理,并与CSR主体的典型周期长度进行对比。

[0055] 也可收集关于呼吸暂停210后紧随的呼吸驱动恢复的数据。因此,第二个有用地反应了这种恢复的原始特征是“形状特征”。该形状特征尤其地获得呼吸驱动的至少一部分或总体外形230。总体驱动230的特点在于呼吸暂停或低通气之后的呼吸驱动的恢复,以及导致后续呼吸暂停或低通气的呼吸驱动的减少。形状特征的一个例子是跳跃特征235,其描述了呼吸驱动上升部分的“跳跃”峰值流量的幅度改变。图2展示了该跳跃特征235,其中的斜切线在呼吸过度期间跟踪着多个呼吸流量峰值,并标记着上升的呼吸驱动。确定外形的流量峰值都是邻近的或非邻近的。因此,紧随呼吸暂停,例如跳跃特征235形式的形状特征可进行计算,以评估正常呼吸的恢复。可替代地,该形状特征可基于呼吸外形230的其它部分,或总体呼吸外形230来计算。

[0056] 跳跃特征235具体用于量化呼吸驱动恢复的方式。紧接着阻塞性呼吸暂停和/或低

通气,可预料到患者会非常快速地,并在很大程度上恢复呼吸驱动。紧接着中枢性呼吸暂停和/或低通气,该呼吸驱动将以更缓慢的方式恢复。

[0057] 第三个有用的原始特征是占空比。通过呼吸暂停长度210和周期长度220可计算出占空比。该占空比可定义为呼吸暂停长度210除以被周期长度220。对于CSR患者来说,该占空比预计为大约1/3。

[0058] 因此,对于每个原始特征,该潮式呼吸检测模块108可计算出特征,并随后进行分类来确定主体是否具有CSR。该潮式呼吸检测模块也可在计算和分类这些原始特征之后输出报告。同样可分类多于一种特征来确定主体是否具有CSR。

[0059] 原始特征的分类可通过多种方法来实现。在以下的实施例中,原始特征可用所讨论的特定方法来分类,并可通过不同的方法来分类。

[0060] 周期长度直方图

[0061] 以下首先讨论周期长度直方图。在CSR期间,形成了周期长度直方图,以描述周期长度的分布。周期长度直方图为CSR期间的呼吸暂停/低通气群类收集了周期长度数据,并基于长度,使每个周期与多个直条中的一个相关联,有效地将数据划分进入直条,以评估潜在的周期长度频率。每个直条可通过中点和宽度来确认。直条的中点可等距相隔,或根据数据的密集度来变化。在一个实施例中,直条的中点从5秒到105秒范围内等距相间,其中直条的宽度为10秒(例如,以5,15,25,35,...,105为中点地形成离散的直条)然而,直条的中点和宽度可根据需要来变化。例如,直条的宽度可设置为3秒,5秒,10秒或15秒。此外,直方图可包括根据数据密集度的不同宽度的直条。

[0062] 评估来自CSR期间群类的每个周期(例如,在达到超时阈值之前的经过确认的周期),并将其置于对应的直条内。当呼吸暂停或低通气发生时候,系统马上指示“临时的”或“可能的”CSR周期,而这种临时的CSR周期一直继续,直到周期长度达到超时阈值。周期长度计时器达到超时阈值的事实指示了两个邻近的呼吸暂停和/或低通气足够的远,以致指示患者恢复到正常呼吸。这种事件标志着目前临时的CSR周期的结束。当患者每次自发呼吸的时候这种超时阈值的计算开始,但当呼吸暂停周期得到鉴定时,计算就回到0。只有在预设时间段内没有遇到呼吸暂停周期,这种阈值才算达到。超时阈值预设期间可根据期望设置成任何的持续时间。例如,该超时阈值可设置为3,4,5或6分钟。在所描述的实施例中,该超时阈值设置为3分钟。

[0063] 图3展示了部件以及与CSR概率的潜在计算相关的输出。这种计算利用了来自呼吸暂停检测器的呼吸暂停状态和呼吸暂停持续时间,来自低通气检测器的低通气状态和低通气持续时间,以及来自吸气流量计算器的吸气流量峰值。

[0064] 图4展示了在CRS周期内,CSR特征分类的处理。在步骤401中,所展示的描述每个周期长度特征的周期处理通过使周期长度计数器递增开始。随后在步骤402中,将该周期长度与预设阈值对比,该预设阈值就是上述的超时阈值。该阈值可具有恒定的数值或可经验性地训练得到。如果周期长度高于预设阈值,则在步骤406中分类出该CSR特征(例如:周期长度直方图和对应的形状特征),重设周期长度计时器、周期长度直方图和形状特征计时器,将CRS周期内标志设置为假。在每次遇到呼吸暂停或低通气的时候,周期长度计时器重新开始计时。

[0065] 然而,如果周期长度低于预设阈值,在步骤403中,通过检查呼吸暂停或低通气是

否刚开始,即:通过分别使用呼吸暂停检测器102或低通气检测器104,处理过程继续进行。如果是的话,在步骤404中指示系统进入临时的CSR周期的CSR期间内标志设置为真,则更新该周期长度直方图,且周期长度计时器重设为0,使得下一个周期长度开始。如果呼吸暂停或低通气没有发生,周期回到步骤401,其中的周期长度计时器递增。通过重复这些步骤,来自呼吸暂停和/或低通气的群类的所收集的不同周期长度可应用到直条内。

[0066] 形状特征计算

[0067] 从呼吸暂停和/或呼吸过度的群类来看,可类似地计算出形状特征。如上所述,该形状特征是一种检测,用于描述直接紧随着呼吸暂停或低通气的流量波形的形态。图5A和5B展示了两种不同的流量形态。可以仅仅使用一个原始特征(例如,只是形状特征或只是周期长度)来分类并检测CSR。在某些实施例中,可评估多于一个原始特征,并合并这些特征来产生更精确的CSR的概率。在这种情况下可将权系数应用于一个或多个特征中。

[0068] 图5A展示了阻塞性呼吸暂停/低通气之后的信号形态,而图5B展示了中枢性呼吸暂停/低通气之后的信号形态。通过结合图5A和5B,与紧随阻塞性事件的呼吸过度周期相比,中枢性事件之后的流量峰值的形状改变幅度(形状特征)更为缓慢。这和中枢性呼吸暂停之后呼吸驱动恢复缓慢相关。因为CSR仅是中枢性呼吸暂停/低通气的高密集度周期。与典型的OSA相比,CSR事件期间的流量形态具有清晰的区别。

[0069] 计算形状特征具有多种方法。在这种计算中可使用最大和/或最小呼气流量峰值。在某些实施例中,计算在呼吸暂停/低通气之间的、从吸气流量计算器得到的吸气流量峰值和吸气潮气量的结果,并将其存储为形态特征向量(ShapeFeatVec)。随后可通过分析形态特征向量和参考向量之间的关系(从逼近函数生成的)来计算出形状特征。例如,可使用形态特征向量和参考向量之间的均方误差(MSE)作为这种关系的测量。可使用任何合适的逼近函数,而且没有只限制于一种逼近函数。例如,可用正弦函数和余弦函数来计算出均方误差,而获得的两个结果结合特征分类器来使用。此外,不是所有的呼吸过度期间的吸气流量峰值和吸气潮气量在计算形状特征时都需要被使用。同样,可将任何的吸气流量峰值和吸气潮气量的特征单独地用于CSR的检测。可使用流量信号的其它特征来描述形态“形状”(例如,吸气时间)特征。

[0070] 在另一个实施例中,形态特征向量可由呼吸暂停和/或低通气事件之间的通气量值组成(通过对流量信号进行积分计算而得)。可随后通过分析所得到的形态特征向量和参考向量之间的关系来计算得到形状特征(用逼近函数计算)。例如,可用形态特征向量和参考向量之间的均方误差(MSE)作为它们之间关系的测量。

[0071] ,where  $N$  is the size of the peak flow vector, and  $pf(y)$  is the ShapeFeatVec.

[0072] 在一个实施例中,通过应用当前的形态特征向量 $pf(y)$ 的逼近函数 $b(x)$ 来如下计算出形状特征:

[0073]  $b(x) = \sin(\pi x), 0 \leq x < 1$

[0074] 随后通过计算 $b(x)$ 和 $pf(y)$ 的均方误差(MSE)来获得该形状特征

[0075] 形态特征  $= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (pf(y_i) - b(x_i))^2$

[0076] 其中的N为峰值流量向量的大小,pf (y)为形状特征向量。

[0077] 跳跃特征

[0078] 也可使用形状特征的一个例子,跳跃特征235,在阻塞性呼吸暂停/呼吸过度和中枢性呼吸暂停/呼吸过度之间进行区分。通过对比图5A和5B,与紧随着阻塞性事件之后的相同的呼吸过度周期相比,中枢性事件之后的峰值流量的跳跃改变幅度更为缓慢。这与中枢性呼吸暂停之后呼吸驱动的缓慢恢复有关。因为,CSR仅仅是中枢性呼吸暂停/低通气的高密集周期,与典型的OSA相比,CSR事件期间的气流形态有着明显的区别。

[0079] 有许多计算跳跃特征的方法。在这种计算中可使用最大和/或最小的吸气/呼气流量峰值。可替代地使用呼吸暂停/低通气之间的,从吸气流量计算器而来的吸气/呼气潮气量。可替代地,在呼吸暂停和/或低通气之间计算得到的通气数值可存储在形态特征向量中。随后,该跳跃特征可通过选取上述的任何技术来计算。例如,该跳跃特征可通过实施以下步骤来计算:

[0080] 1. 找到形态特征向量的第一峰Pmax。

[0081] 2. 找到达到峰值的预设比例的点。该预设比例可以是峰值的百分比,例如在60%-95%之间,优选为70%-90%之间,例如85% (达到85%峰值的点可称为P85)。

[0082] 3. 在形态特征向量中计算P85和第一点 (P0) 之间的梯度。

[0083] 4. 对梯度使用任何必要的缩放比例,并设置该缩放比例的梯度成为跳跃特征。

[0084] 要注意,上述方法只是计算跳跃特征的一种方法。任何一种其它的用于量化紧随呼吸暂停之后的呼吸驱动的恢复的方法可用于计算跳跃特征。例如,可并非基于呼吸流量来计算跳跃特征,如图2所示,而是基于通气或潮气量数据。因为这些函数的积分特性,它们的外形可在视觉上与呼吸驱动外形外套230相比。在这种情况下,与上述例子类似,跳跃特征可以通过计算外套的峰值和达到峰值预设比例的外套上的点之间所画的线的梯度来获得。

[0085] 占空比

[0086] 如上所述,占空比是呼吸暂停的长度与周期长度的比值。对于典型的潮式呼吸患者来说,该占空比预计大约为1/3 (例如,在60秒的循环长度中,有20秒为呼吸暂停)。由于不同患者的自然差异,这个比例会轻微变化。数学上该占空比计算为:

$$[0087] \quad \text{占空比} = \frac{t_{\text{呼吸暂停}}}{t_{\text{周期}}}$$

[0088] 有了三个原始特征,周期长度直方图,形状特征和经过计算的占空比,可随后使用特征分类器来确定所获得的模式是否对应于CSR,以及是否CSR周期刚过。再次说明,可分类单独的特征,任何结合或所有这些原始特征,并将它们用于检测CSR。这可通过将原始特征与一组代表CSR阈值 (凭经验确定的) 进行比较。此外,需要明白可使用不同的方法来分类原始特征,来检测CSR。例如,如在此所述的,原始特征可转变成用于检测的概率空间。可替换地,运算方法可以编码贝叶斯分类系统,神经网络系统,聚类方法和/或任何其它的机器可认识的运送方法,来评估这些原始特征。

[0089] 在一个实施例中,分类处理可使获得的原始特征标准化。这可通过使用变换函数,并将原始特征转变成概率空间,这个概率空间可为0-1之间的任何数值。

[0090] 形状特征变换函数如下表达:

$$[0091] \quad J(x) = \begin{cases} 1, & x \leq 0 \\ 0, & x > 1 \\ (\sin(-(x \cdot \frac{\pi}{2})) + 1), & 0 < x \leq 1 \end{cases}$$

[0092] 其中x为原始形状特征。

[0093] 此外,周期长度直方图的峰值位置变换函数可表达成:

$$[0094] \quad NormHist = \begin{cases} 0, & p < 35, p \geq 90 \\ 0.5, & 35 \leq p < 45 \\ 1, & 45 \leq p < 90 \end{cases}$$

[0095] 其中的p为周期长度直方图的最高峰值的直条的中点。

[0096] 从周期长度直方图来看,也可计算感兴趣区域的功率。可在一个或多个预设区域中计算功率。研究的区域可定义为直条的结合,这些直条覆盖了特定的周期长度组。如上所述,该周期长度直方图具有不同的直条,它们相间0-110秒之间。在CSR周期,预计平均周期长度在40-90秒之间。因此,在一个例子中,感兴趣区域可定义为覆盖40-90秒之间的周期长度的直条。

[0097] 可用不同的方式来计算直方图功率变换函数。在一个例子中,感兴趣区域的功率从周期长度直方图计算得来,首先计算具有最大计数的直条的中点p,以及该直条内的计数pCount,接着,计算具有第二高的计数的直条中点p2,以及该直条内的计数p2Count。功率C(p)的计算如下:

$$[0098] \quad C(p) = \begin{cases} 0, & p < 35 \\ \frac{pCount + p2Count}{\sqrt{(pCount^2 + p2Count^2)}}, & 35 \leq p < 90, p2 \leq 35, p2 \geq 90 \\ pCount + p2Count, & 35 \leq p < 90, 35 < p2 < 90 \end{cases}$$

[0099] 计算CSR的概率

[0100] CSR的概率——CSRprob,可计算为形状特征J(x)、直方图功率C(p)和占空比的结果:

$$[0101] \quad CSRprob = \begin{cases} \frac{A \cdot J(x) + B \cdot C(p), & 0.2 \leq DutyCycle \leq 0.7 \\ 0, & Otherwise \end{cases}$$

[0102] 在以上的计算中,A和B为常数,可通过训练获得。这些常数可为任何实数,但可设置为0到1之间。为了说明,A可设置为0.3,B可设置为0.7。

[0103] 对于每个CSR周期,如果CSR概率CSRprob大于5,且CSR周期计时器(CSR\_PERIOD\_TIMER)大于预设周期(称为最小CSR周期,MIN\_CSR\_PERIOD),则CSR标志设置为真。如果CSR周期持续时间超过预定长度的时间,则一般要求符合包括呼吸暂停和低通气的周期才可作为CSR周期。最小CSR周期可预先设定为任何临床上可接受的数字,为了保证CSR事件的检测,根据经验确定的所述数字并不太小。在一个实施例中,最小CSR周期可为900秒。

[0104] 可根据要求上面的公式允许加权与形态相关的形态特征和基于时间的直方图,从而来平衡每个特征的贡献。

[0105] 在评估步骤406时,如果CSR概率>0.5,且最小-CSR-周期没有过去,那么CSR-标志将设定为假。如果CSR概率<0.5,CSR-标志同样设置为假。每个周期中CSR的持续时间在每个周期结束时,从CSR-周期计时器中的数值获得。

[0106] 在给定的CSR周期中计算出CSR概率后,也可从例如多重CSR周期中计算出整个睡眠周期的CSR概率。在至少的某些实施例中,整个睡眠周期的总体CSR概率可通过处理每个标有标志的CSR周期的CSR概率,例如,通过确认CSR-标志=真实周期来计算得到。在一个实施例中,这可通过对每个标有标志的CSR周期的CSR概率求平均值,通过简单的算术平均来获得,以得到整个睡眠周期的总体CSR概率。

[0107] 另外一个CSR概率的计算可包括使用HistPower和形状特征 $J(x)$ 。在这种情况下,CSR概率计算如下进行:

[0108] 1对于每个 $J(x)$ 和 $C(p)$ ,计算 $D(x,p)$ ,然后至步骤2

[0109] i.  $D(x,p) = 1 - \sqrt{((1 - C(p))^2 * (1 - J(x))^2)}$ .

[0110] 2. i. 如果 $1 - D(x,p) \leq 0.3$ ,那么设置 $CSRprob = D(x,p)$ ;

[0111] ii. 否则至步骤3

[0112] 3. 如果 $1 - D(x,p) > 0.3$ ,

[0113] i. 如果 $C(p)$ 大于等于0.5

[0114] •  $CSRprob = (C(p) + (D(x,p))) / (1 + (D(xp)))$

[0115] 否则:ii.  $CSRprob = 0$

[0116] 图6展示了三个可视点P1,P2和P3,这三个点位于从中心点延伸出来的不同半径之上,该中心点处 $C(p) = 1$ 、 $J(x) = 1$ 、 $CSRprob = 1$ 。

[0117] 点P1

[0118]  $C(p) = 0.8$ ;  $J(x) = 0.8$ ;  $D1(x,p) = 0.92$

[0119] 因为 $1 - D(x,p) \leq 0.3$ , $CSRprob$ 可仅当作 $D(x,p) = 0.92$

[0120] 点P2

[0121]  $C(p) = 0.6$ ;  $J(x) = 0.2$ ;  $D2(x,p) = 0.11$

[0122] 因为 $1 - D(x,p) > 0.3$ ,且 $C(p) \geq 0.5$ ,

[0123]  $CSRprod = (C(p) + (D(x,p))) / (1 + (D(xp))) = 0.56$

[0124] 点P3

[0125]  $C(p) = 0.4$ ;  $J(x) = 0.8$ ;  $D3(x,p) = 0.37$

[0126] 因为 $1 - D(x,p) > 0.3$ 且 $C(p) < 0.5$ , $CSRprod = 0$ 。

[0127] 在另一个实施例中,分类处理可使任何的所获得的原始特征,例如,形状特征(例如:跳跃特征),周期长度直方图得到标准化,这主要通过使用变换函数,并将原始特征转化成概率空间,其中可以取0-1之间的任何数值。其后,可应用数据分析方法对特征进行分类,然后得到CSR概率。

[0128] 在一个实施例中,数据分析可包括使用非参数分析来分类转换特征。更具体地,可形成直方图,并处理分类特征。要注意,直方图只是用于分析转化特征数据的许多技术中的一种方法。例如,以下步骤可用于获得CSR概率:

[0129] 1分类直条中的转化特征,并形成直方图(例如,形状特征或跳跃特征);

[0130] 2计算这个区域(0.5,1.0)内的直方图功率;

[0131] 3如果直方图功率大于预设的阈值组(例如0.5),随后该CSR概率( $CSRprob$ )看作是直方图功率的最大值。

[0132] 如果 $CSRprob > 0.5$ ,CSR-周期-计时器大于最小-CSR-周期,CSR标志随后设置为真。

如果 $CSR_{prob} > 0.5$ ,且最小-CSR-周期并没有过去,然后设置CSR标志至假。如果 $CSR_{prob} < 0.5$ ,随后设置CSR标志至假。

[0133] 从图6中可以看出,在上述步骤1-3中,阈值0.3是随意挑选的,用于指示中心点附近的一个范围。然而,也可选择其它数值,例如在0.1-0.6范围的,当然要 $< 1$ 。

[0134] 图7为典型CSR周期的多导睡眠检测记录,展示了普通时间轴上的多个参与CSR周期检测的特征。附图上的CSR周期延伸超过2个小时。多导睡眠检测记录的板750展示了代表患者呼吸气流的信号。板710包括了指示发生低通气的低通气标志,板720包括了指示呼吸暂停发生的呼吸暂停标志。板740展示了代表图4中讨论的CSR周期-长度-计时器的信号,该计时器从呼吸暂停或低通气发生的0重新开始。板760展示了代表CSR-周期-计时器的信号,指示该系统处于CSR周期内,而板730包含了CSR标志,该标志提供了CSR已经确定被检测到了的提示。

[0135] CRS-周期-计时器在呼吸暂停或低通气发生时开始计时,并保持计时(其数值保持增加,即使显示在板760上的数值缩短)直到周期-长度-计时器达到CSR超时阈值。在这个阶段上,如果计算期间的 $CSR_{prob}$ 大于0.5,且CSR-周期-计时器大于最小-CSR-周期,CSR标志设置为真。在图6的方法中, $CSR_{prob} = 0.76$ ,且CSR-周期-计时器值大于最小-CSR-周期,那么设定CSR-标志,指示有效CSR周期的检测。

[0136] 图7中,临时的CSR周期内在点A和B之间延伸。当两个呼吸暂停事件之间的时间,这种情况下为低通气的H1和H2,足够使得CSR-周期-长度-计时器达到最小-CSR-周期时间阈值时,开始点A被触发,用虚线t表示。板710和720的呼吸暂停和低通气的密集度使得板740的CSR周期-长度-计时器保持重新启动,并仅在点B处再次达到最小-CSR-周期,这通过低通气的H3和H4之间的类似较大距离来获得。在该点上,分类CSR特征。随着 $CSR_{prob}$ 评估恢复到0.76,且CSR-周期-计时器计时约2小时,并处于最小-CSR-周期之上,该CSR-标志设置显示“F”。

[0137] 其它处理的方法包括在每个周期中引入对于CSR概率, $CSR_{prob}$ 引入权系数。这种权系数可,例如,取决于分别的CSR周期的持续时间或平均占空比。知道了预计的持续时间以及典型的CSR周期的预计占空比,如果持续时间和/或占空比接近预计值时,对于一个或多个周期的 $CSR_{prob}$ 可以通过加权来反应CSR增加的概率。

[0138] 最后,CSR持续时间比例可计算为所有标标志CSR周期的结合持续时间和总睡眠时间之间的比例。总体CSR概率和CSR持续时间比例可指示所检测的CSR的量和临床重要性。结合持续时间,整夜的CSR标志数量,每个CSR周期的持续时间,以及与每个这些周期相关的计算所得的CSR概率可随后通过将数据输出到LCD或其他输出装置来指示CSR的概率以及严重程度。

[0139] 相应地,本申请的实施例可包括一个或多个处理器的装置或设备,用于处理特定的CSR检测和/或训练方法,例如,在此详细描述的分类器,阈值,函数和/或运算方法。因此,该装置或设备可包括集成芯片,存储器和/或其它控制仪器,数据或信息存储介质。例如,包含这种检测和/或训练方法的编程指令可编码到装置或设备的集成芯片上,例如,流量发生器。这种指令也可,或可替代地,使用合适的数据存储介质下载作为软件或固件。有了具有这样处理器的控制器,也可使用产生气流的呼吸治疗装置来检测CSR。该处理器可控制CSR出现或概率的评估,如在此的具体实施例中所述的一样。在某些实施例中,处理器控制指令

可作为软件包含在计算机可读的记录介质内,通过综合使用的计算机来运行,使得综合计算机在下载软件的时候可根据在此所述的任何方法用作特定用途的计算机。

[0140] 根据本发明的CSR检测装置(或设备,或相等的综合用途计算机)的示例结构展示在图8中。其中,CSR检测装置801可包括一个或多个处理器808。该装置可包括显示界面810,用于输出在此所述的CSR检测报告,结果或图表,例如,监控器或LCD板(未图示)。也可提供用于例如,键盘,鼠标等的控制/输入界面812来激活上述的方法。该装置也可包括传感器或数据界面814,用于接受数据,例如,编程的指令,血氧饱和度数据,流量数据,呼吸信号数据等。该装置还可包括存储器/数据存储部件。这些可包括用于信号处理的处理器控制指令(例如,在822处的重新处理方法,过滤,如在此详细说明书的)。在824处还可包括用于分类器训练方法的处理器控制指令。在826处还同样包括基于呼吸数据(例如,特征提取方法,分类方法等)用于CSR检测方法的处理器控制指令。最后,也可包括用于这些方法的存储数据828,例如是,所检测的CSR事件/概率,阈值/辨别函数,周期长度直方图特征,事件特征,流量数据,CSR报告,平均再饱和持续时间,再饱和周期等。

[0141] 如图9所示,本申请的实施例可包括CSR检测装置或设备,其具有控制器904,该控制器904可具有一个或多个处理器来实施特定的CSR检测方法,例如在此所述的方法。因此,该装置或设备可包括集成芯片,存储器和/或其它控制指令,数据或信息存储介质。例如,包含这种检测方法的编程指令可编码在装置或设备的存储器的集成芯片上,用于形成专用集成电路(ASIC)。

[0142] 这种指令也可,或可替代地通过合适的数据存储介质作为软件或固件进行下载。有了这种控制器或处理器,该装置可用于处理来自流量信号的数据。因此,该处理器可基于来自在先睡眠段的所检测或记录的呼吸流量数据来控制CSR出现或严重性的评估,如上述实施例中所述。可替代地,该检测在睡眠时段可同时与呼吸流量信号的测量同时进行。因此,在某些实施例中,该装置或设备本身可选择地与流量传感器706同时使用,用于和所实施的方法一起使用来检测呼吸流量信号。例如,可使用呼吸速度描记器,以及不同的压力传感器,或类似的装置,如:利用一捆软管或导管来获得流量信号的装置来测量流至或通过鼻导管708或面罩的气流。可选择地,流量信号可从其它传感器中获得,例如,2005年11月2日提交的PCT/AU2005/001688中的电机电流传感器,该专利申请的全部内容在此参考引入。

[0143] 通过进一步的实施例,CSR检测装置可与控制体系连用,以回应所检测的CSR作为呼吸治疗设备。例如,如图9所示,检测装置可选择地与流量发生器连用,该流量发生器例如为用于控制的具有合适传感器的伺服控制鼓风机(例如:压力传感器)。呼吸治疗或压力治疗体系,例如,与CPAP治疗有关的治疗压力水平可通过装置的控制体系进行输送。这种治疗压力水平可根据CSR状况的检测进行自动调节。例如,压力水平可增加特定的量,或基于所检测的CSR进行变化。可选择地,该压力水平可作为所检测的CSR严重性的函数来成比例地增加。

[0144] 本申请根据方法来说明,应当理解可使用非线性,非序贯,或非阶段过程来实施本发明的处理或方法,处理的顺序可改变。当所描述的技术涉及整个处理,技术方面仅涉及那个处理的子集。

[0145] 当所描述的技术与目前被认为是实用以及优选的事物连用时,应当理解本申请并非只限于所公开的实施例,反而相反,应该是覆盖了不同的修改,以及不偏离本发明技术领

域的等同设置。

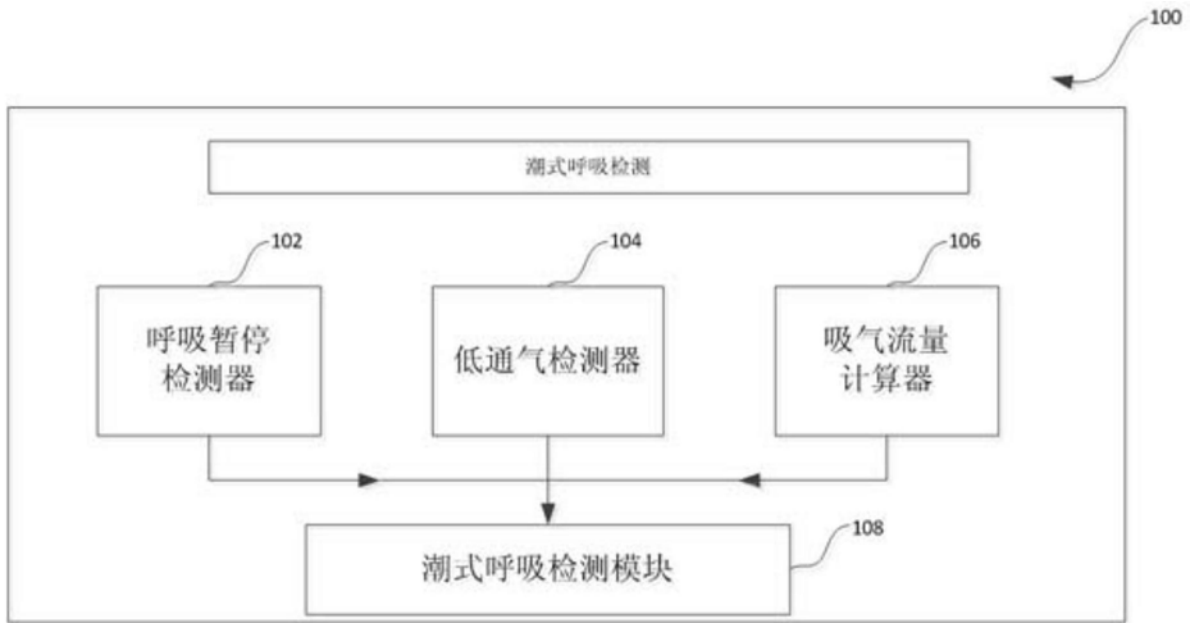


图1

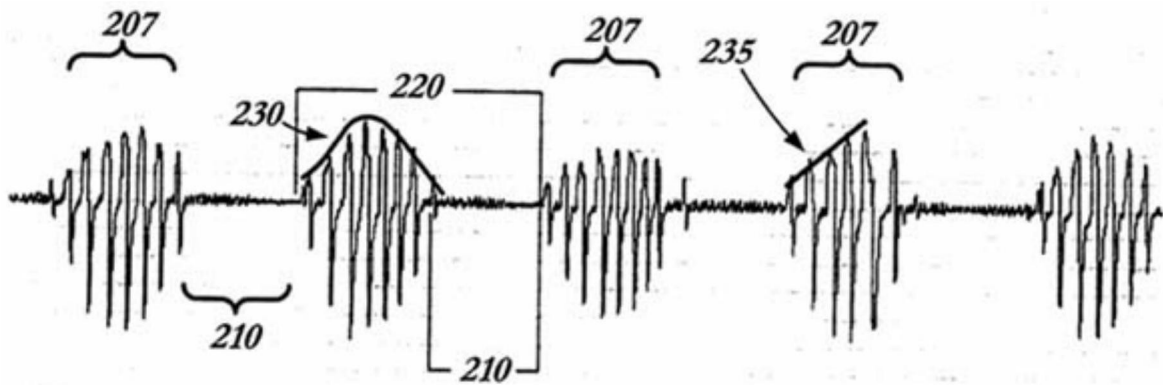


图2

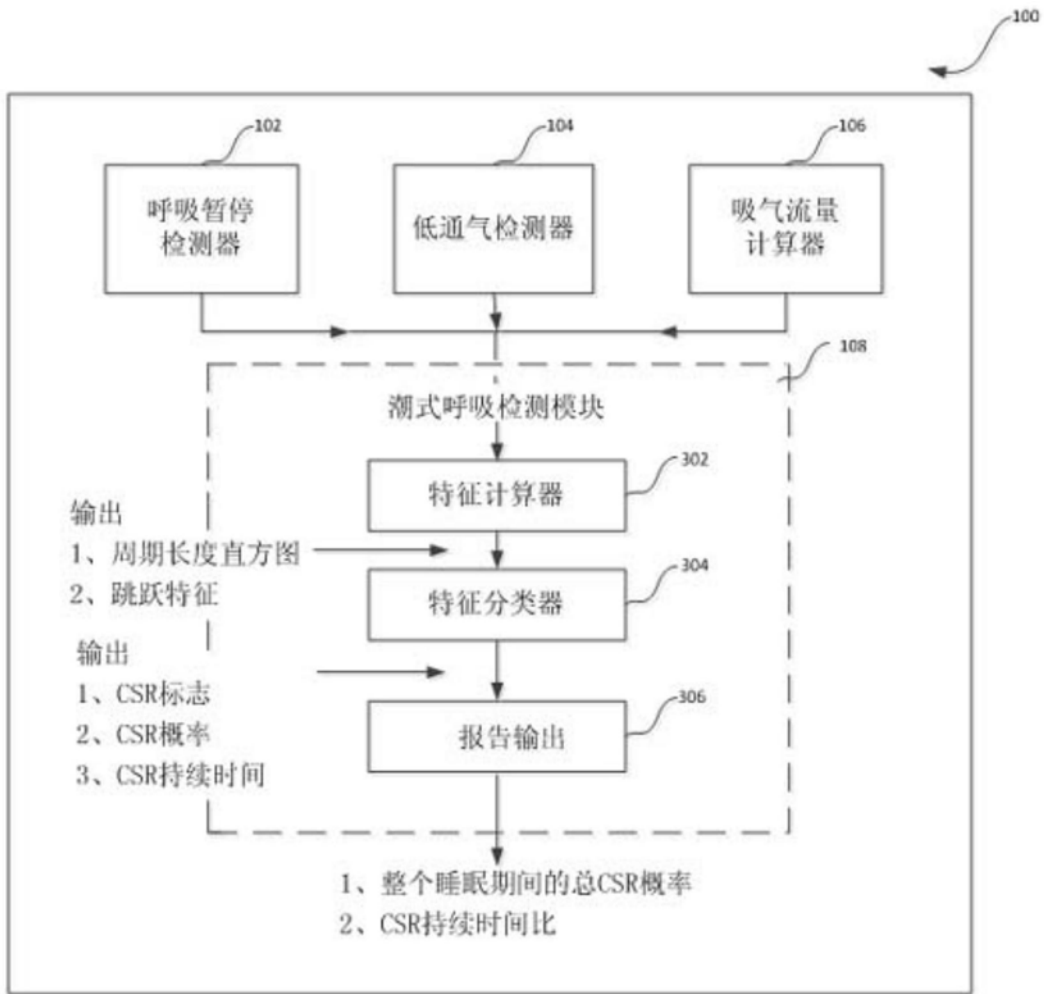


图3

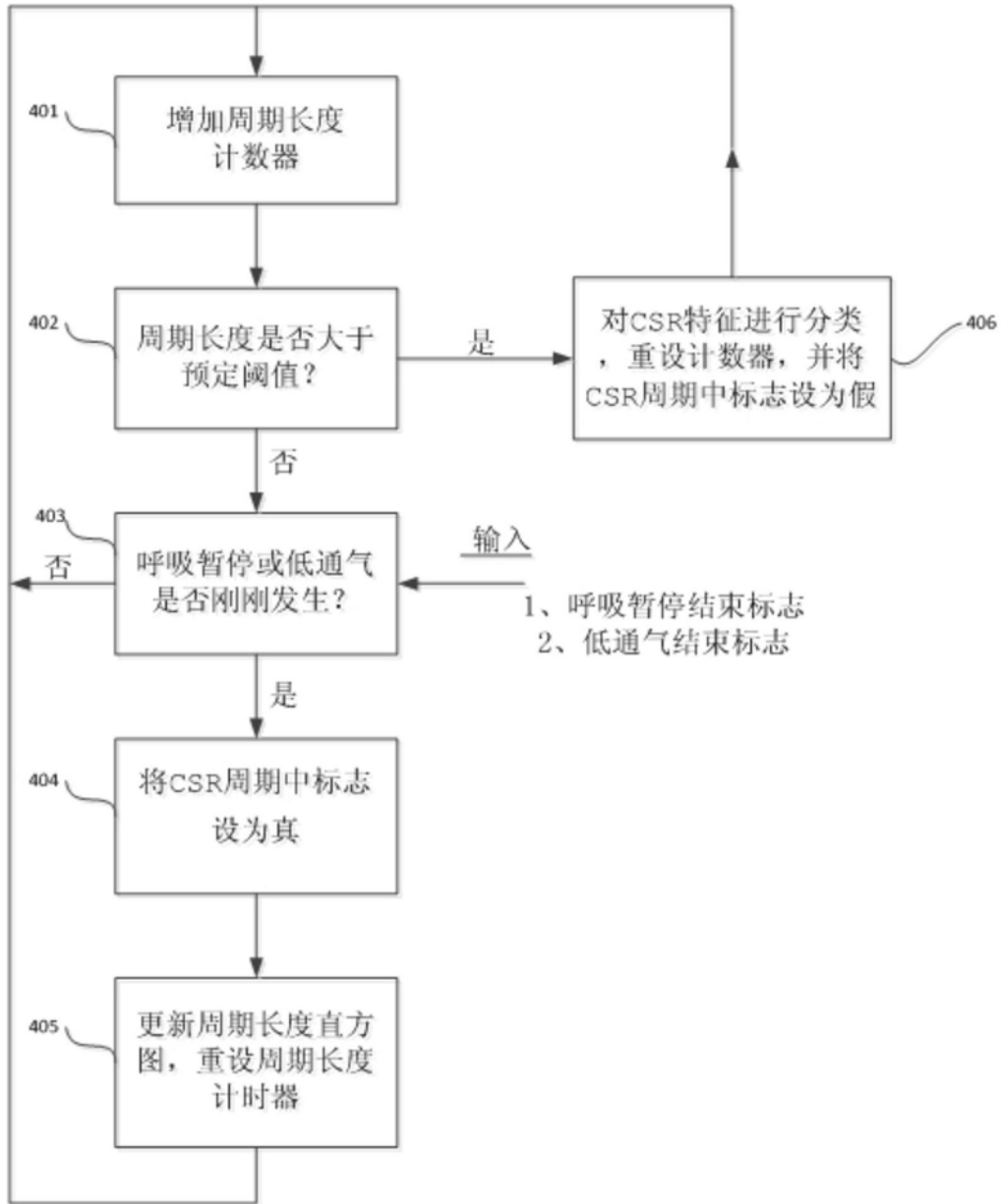


图4

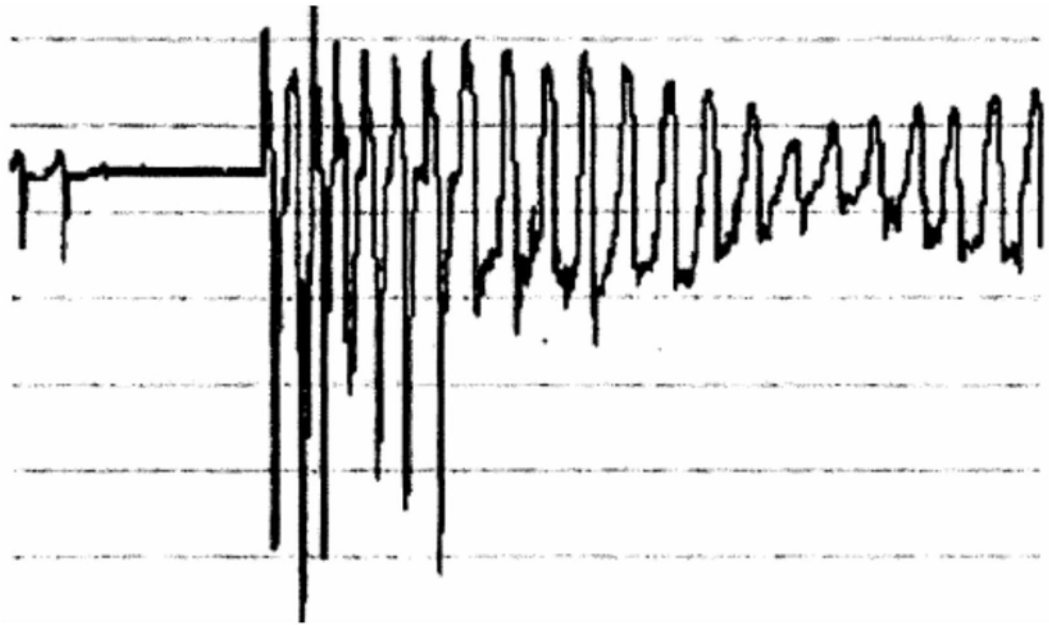


图5A

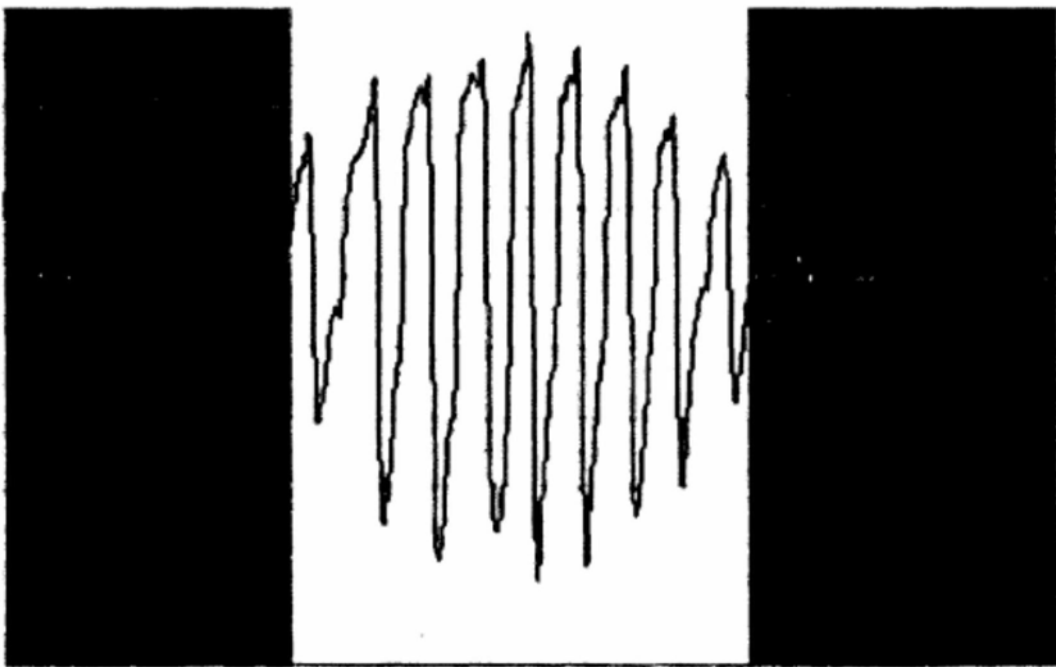


图5B

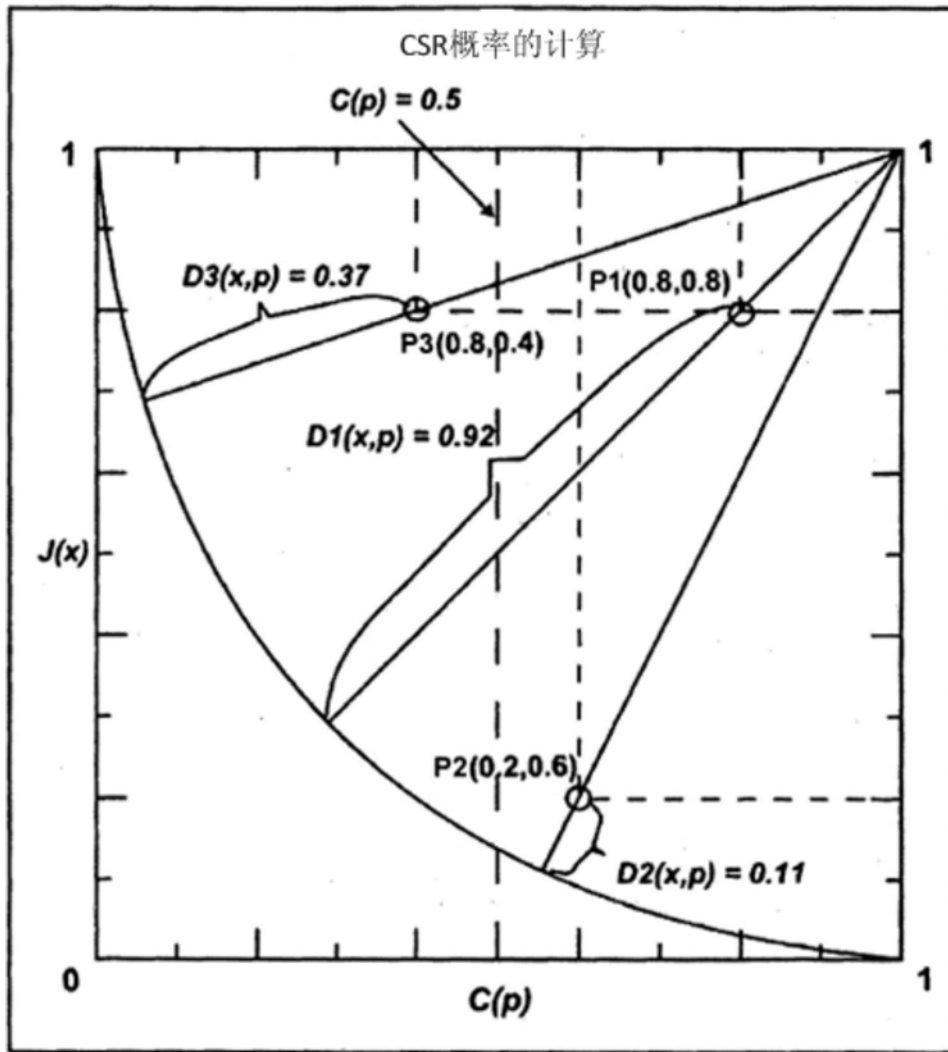


图6

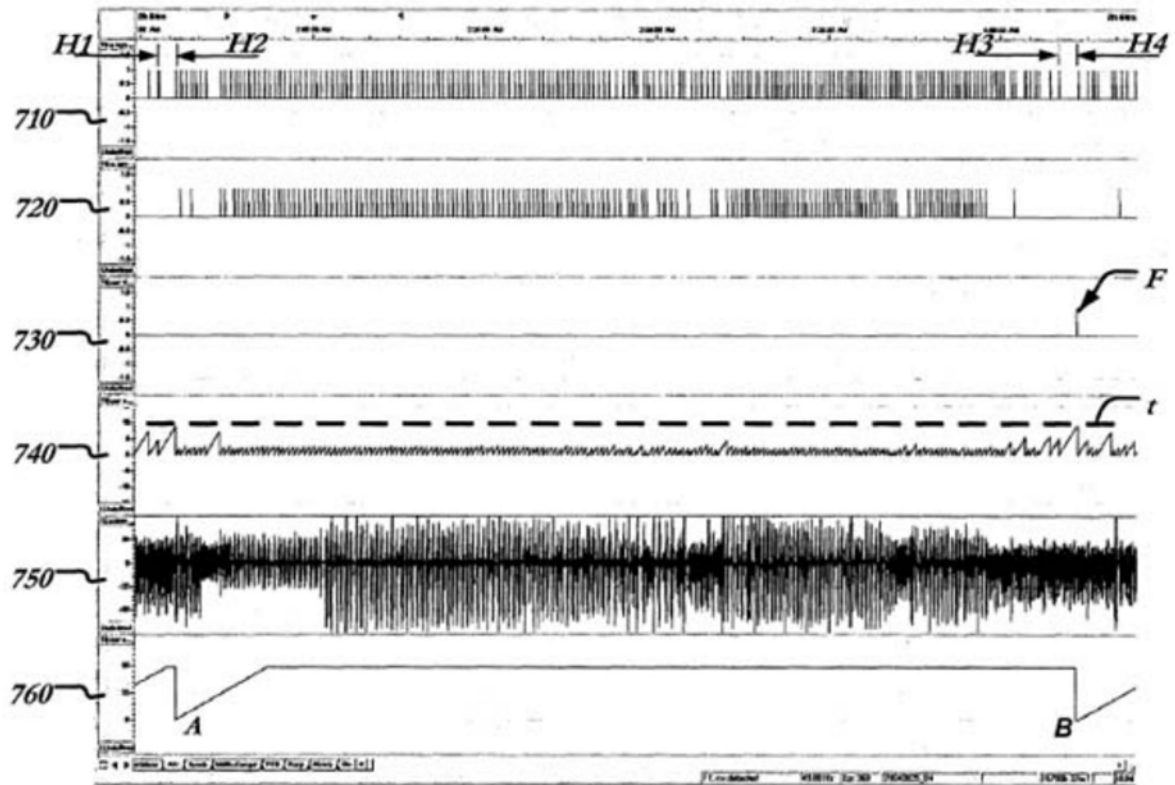


FIG. 7

图7

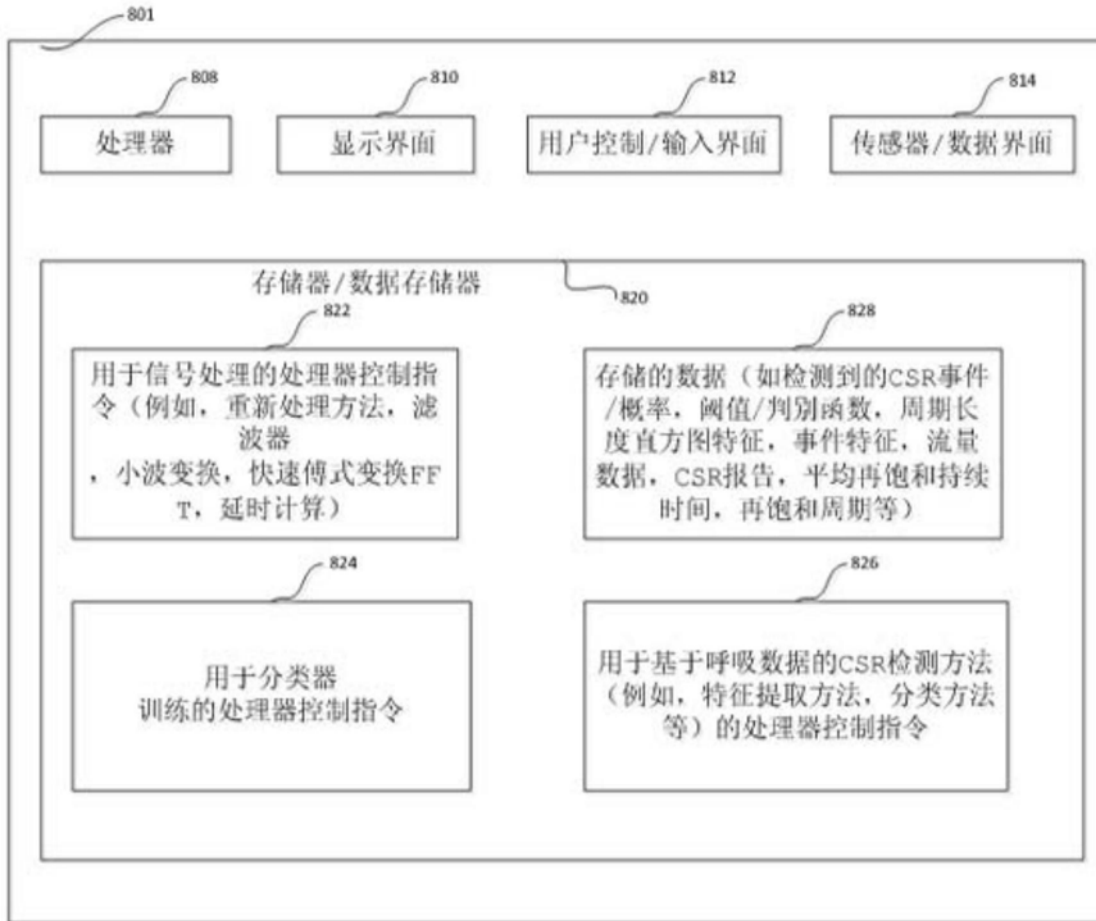


图8

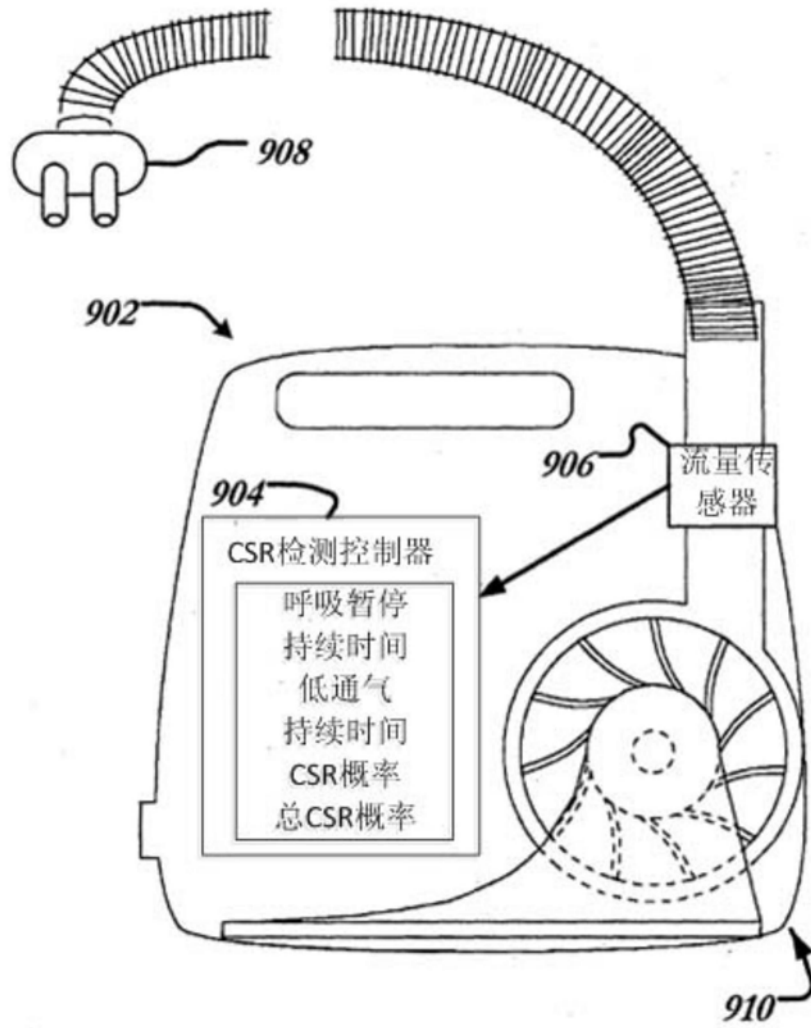


图9

专利名称(译)	用于辨别潮式呼吸模式的设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104640591B</a>	公开(公告)日	2017-12-29
申请号	CN201380007007.X	申请日	2013-01-25
[标]申请(专利权)人(译)	雷斯梅德有限公司		
申请(专利权)人(译)	瑞思迈有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	瑞思迈有限公司		
[标]发明人	杰弗里彼得艾米特斯泰德 迪内希拉马南		
发明人	杰弗里·彼得·艾米特斯泰德 迪内希·拉马南		
IPC分类号	A61M16/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/0826 A61B5/4818 A61M16/0069 A61M16/026 A61M16/0666 A61M2016/0033 A61M2230/205 A61B5/087 A61B5/091 A61B5/7275 A61B5/7282 A61M16/0003 A61M2016/003 A61M2205/3303 A61M2205/52 A61M2230/005 A61M2230/40		
代理人(译)	王程 何冲		
审查员(译)	李晶晶		
优先权	61/591346 2012-01-27 US		
其他公开文献	CN104640591A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

处理器从呼吸信号中检测潮式呼吸存在的方法，包括获取代表呼吸信号的数据。评估所述数据，以检测呼吸暂停和/或低通气事件。基于所述事件确定周期长度直方图，并基于所述周期长度直方图来检测潮式呼吸事件。

