



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105939663 A

(43)申请公布日 2016.09.14

(21)申请号 201580006028.9

(22)申请日 2015.01.19

(30)优先权数据

14152609.5 2014.01.27 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/050838 2015.01.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/110374 EN 2015.07.30

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·M·阿尔特斯 J·卡勒特

M·P·B·范布吕根

O·奥维尔特杰斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

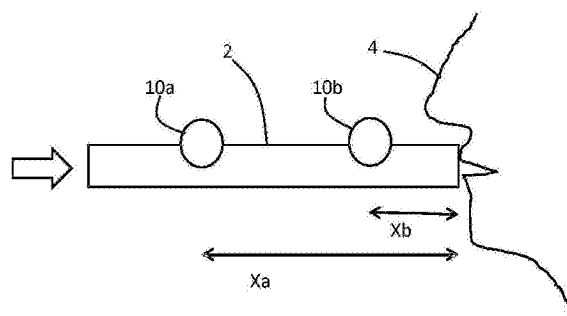
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

用于对上气道的分析的系统和方法以及呼吸压力支持系统

(57)摘要

一种用于对上气道的分析的系统具有沿着通向用户的口和/或鼻的流路径提供的至少两个传感器。在两个传感器信号之间导出关系,并且解读该关系以至少检测上气道阻塞的存在以及优选地也检测这样的阻塞的位置和/或程度。



1. 一种用于对上气道的分析的系统,包括:
通道,其用于与用户的气道相连通;
第一声学传感器(10a),其被定位在相对于所述通道的第一位置处;
第二声学传感器(10b),其被定位在相对于所述通道的第二位置处;以及
处理器(18),其适于从两个传感器信号之间的关系导出参数,所述参数根据上气道阻塞的存在而变化,

其中,所述处理器(18)适于处理仅包括从分析系统外部的噪声源接收的环境噪声以及由所述用户生成的噪声的声音信号。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括检测器(26),其用于解读所述参数以检测上气道阻塞的所述存在。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述检测器还适于检测所述上气道阻塞的位置和任选地程度。

4. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述通道包括管,并且所述第一传感器(10a)和所述第二传感器(10b)被定位在沿着所述管的第一位置和所述第二位置处,所述管具有用于在用户的口和/或鼻处终止的第一端部。

5. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述处理器(18)适于从所述传感器信号导出声学传递函数并且从所述声学传递函数导出声学阻抗形式的所述参数。

6. 根据权利要求5所述的系统,包括傅里叶变换处理装置(20a、20b),其用于在处理以导出所述声学传递函数之前处理所述第一传感器和第二传感器的输出,并且任选地,还包括平均装置(22a、22b),其用于在所述处理以导出所述声学传递函数之前对经傅里叶变换的信号进行平均。

7. 根据权利要求6至6中的任一项所述的系统,其中,所述声学阻抗被获得作为频域中的复阻抗,并且其中,所述处理器还任选地适于获得时域脉冲响应,并且因此根据距离来导出气道直径。

8. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中,所述通道(2)包括管,其中,任选地,所述管是柔性的。

9. 一种患者接口设备,包括:
面罩(36),其用于向患者的鼻和/或口递送气体;
根据任一前述权利要求所述的用于对上气道的分析的系统,其被连接到所述面罩或者被集成到所述面罩中。

10. 一种呼吸压力支持系统,包括:
加压空气的源(32);
压力控制单元(46),其用于控制空气压力;以及
根据权利要求10所述的患者接口设备,其中,所述加压空气经过所述传感器(10a、10b)被提供给所述用户,并且其中,所述空气压力根据所检测的上气道阻塞的存在而进行控制。

11. 一种用于对上气道的分析的方法,包括:
在相对于用于与用户的气道相连通的通道的第一位置处提供第一声学传感器;
在相对于所述通道的第二位置处提供第二声学传感器;
使用所述传感器检测仅包括从分析系统外部的噪声源接收的环境噪声以及由所述用

户生成的噪声的声音；

从两个传感器信号之间的关系导出参数；并且
解读所述参数以检测上气道阻塞的存在。

12. 根据权利要求11所述的方法，包括在沿着管的第一位置和第二位置处提供所述第一传感器(10a)和所述第二传感器(10b)，所述管具有在用户的口和/或鼻处终止的第一端部。

13. 根据权利要求11或12所述的方法，包括从所述传感器信号导出声学传递函数，并且从所述声学传递函数导出声学阻抗形式的所述参数。

用于对上气道的分析的系统和方法以及呼吸压力支持系统

技术领域

[0001] 本发明涉及对上气道的分析。具体而言,本发明涉及上气道分析以使得正气道压力(PAP)处置能够被适当地控制或者使得能够选择合适的备选处置。

背景技术

[0002] 阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)是高度流行的疾病,特别是在男性成年人群中。通过施加正气道压力(PAP)非常有效地处置OSA。这涉及患者在晚上佩戴面罩,面罩将在睡眠期间向患者递送加压空气。

[0003] 对于最佳压力滴定而言,自动PAP(“APAP”)必须在中枢性事件与阻塞性事件之间进行区分。中枢性睡眠呼吸暂停(CSA)事件在患者不努力呼吸时发生,而阻塞性事件在存在上气道的物理堵塞时发生。中枢性事件和阻塞性事件二者均在睡眠期间反复地发生,并且事件可能持续至少十秒直到一分钟或稍微更多。患者可能经受基本上OSA、基本上CSA或两者的组合,后者被称为混合型睡眠呼吸暂停。

[0004] 当已知的PAP系统检测到气流的完全停止时,其发送压力脉冲以验证气流的下降是否是由阻塞性或中枢性睡眠呼吸暂停引起的。如果压力脉冲(典型为2s的持续时间,并且典型为2mbar的压力增加)导致气流的增加,则呼吸暂停将清楚是气道呼吸暂停(CA),诸如中枢性睡眠呼吸暂停事件。如果压力脉冲不增加气流,则系统获知呼吸暂停是阻塞性呼吸暂停(OA)。

[0005] 然而,在呼吸不足事件的情况下(浅呼吸事件而非呼吸中断),存在通常具有小于40%的气流的减少。PAP系统不能在中枢性睡眠呼吸暂停事件与阻塞性呼吸暂停事件之间进行区分。在这两种情况下,因为气道仍然至少部分打开,因而压力脉冲导致气流的增加。在中枢性睡眠呼吸暂停的情况下,流的减少是由神经肌肉呼吸驱动的减少引起的,而在阻塞性呼吸暂停的情况下,减少是由气道的狭窄引起的,其导致上气道阻力的增加。

[0006] 在阻塞性呼吸暂停的情况下,CPAP压力的增加对于实现气道通畅是有益的。在中枢性睡眠呼吸暂停的情况下,压力增加将不增加气流,其可能甚至是相反指示的;不需要的压力增加可能导致不舒适,降低患者对使用所述系统的依从性。

[0007] 现有的PAP系统不能够测量呼吸驱动或气道阻力。然而,能够通过使用受迫振荡技术(FOT)来测量整个呼吸系统(覆盖上气道和肺)的阻力。FOT技术通过低频正弦波激励(通常为1mbar)来调制气道中的压力。所使用的频率小于20Hz。这样的在频域中的分析仅能够确定肺、喉和上气道的总体阻力,但是不提供在时域中的空间信息以定位上气道中引起阻力改变的段。

[0008] 因此,存在第一问题,即,当前的PAP系统不能确定呼吸暂停是由上气道狭窄还是由呼吸驱动的减少引起的。

[0009] 由于其干扰(obtrusive)的性质,一些患者对PAP处置的适应不良。因此,越来越多的患者寻求备选处置,并且对于经受轻度到中度OSA的患者尤其是这种情况。

[0010] OSA的病理生理学是复杂的,因为其常常起因于解剖学和神经肌肉功能障碍的相

互作用。PAP治疗的效力在于,其处置所有可塌陷水平的上气道并且因此对每个OSA患者有效而不管病理生理学原因。尽管许多处置备选方案具有较高的患者接受度,但是它们仅处置特定水平的上气道。这使得这些备选方案的适用性受限于OSA亚群体。

[0011] PAP处置备选方案不能够同时处置所有水平的上气道的结果是,患者选择对于这些备选方案变得非常关键,以确保最佳临床结果。这要求对适于PAP备选方案的那些患者的OSA发病机理的更深入的研究。

[0012] 评价上气道的声学技术在本领域中是已知的,并且Eccovison的咽反射仪和Hood Laboratories的鼻测量计系统是范例。

[0013] US 8424527公开了一种声学换能器被集成在PAP面罩中以在所施加的气道压力的情况下研究气道狭窄的系统。单个传感器用作麦克风和声音源。US 2013/0046181公开了一种患者在颈部周围佩戴的颈圈,其使用声脉冲对气道狭窄进行成像。这些范例证明解析上气道性质的声学可行性。这些范例的共同点在于,其分析由扬声器/换能器所提供的主动声音源的散射声音。

[0014] 因此,存在第二问题,即,气道分析和诊断系统,诸如被用于使得合适的非PAP处置能够选择,在其测量技术中会是干扰性的,主要因为它们在日常睡眠期间并不合适。例如,产生打扰用户的声音是不期望的,并且系统需要对用户的干扰最小化。

发明内容

[0015] 本发明由权利要求书限定。

[0016] 根据本发明,提供了一种用于对上气道的分析的系统,其包括:

[0017] 通道,其用于与用户的气道相连通;

[0018] 第一声学传感器,其被定位在相对于所述通道的第一位置处;

[0019] 第二声学传感器,其被定位在相对于所述通道的第二位置处;以及

[0020] 处理器,其适于从两个传感器信号之间的关系来导出参数,所述参数根据上气道阻塞的存在而变化,

[0021] 其中,所述处理器适于处理仅包括从分析系统外部的噪声源接收的环境噪声以及由所述用户生成的噪声的声音信号。

[0022] 所述系统能够检测气道狭窄,并且这可以被用作诊断信息。所述系统还能够被布置为检测阻塞的位置以及任选地检测气道狭窄的程度。通过这种方式,定位气道狭窄的水平以及同样任选地监测所述狭窄如何发展变得成为可能。所述气道特性被显示为由传感器所捕获的信号的改变。通过使用至少两个传感器,基于行进经过所述传感器的任何声音,能够解析上气道的动态性质和呼吸气流的动力学。这避免了对特定声音源的需求,使得使用所述分析系统外部的声音源。所述声学传感器被用于检测那些外部声音,其可以包括由用户生成的噪声、环境声音或者由患者处置系统(诸如泵)的部分所生成的噪声。所述系统能够是独立诊断设备的部分或者其能够被集成到处置设备中,诸如PAP系统或流量计或肺活量计。

[0023] 所述通道能够是其内存在空气流动的腔室。在一个范例中,第一传感器和第二传感器能够被定位在沿着为管形式的所述通道的第一位置和第二位置处,所述管具有在用户的口和/或鼻处终止的第一端部。在第二范例中,第一传感器和第二传感器能够被定位在

用于向用户递送气体流的患者接口(例如,用在PAP处置中以处置阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)的那些)内的用于接收患者的口和/或鼻的腔内。

[0024] 所述声学传感器能够每个是能够检测起因于声学波的流或压力的任何传感器。例如,所述传感器能够包括麦克风,尽管能够使用其他压力或流传感器。

[0025] 在一个范例集中,所述处理器适于从所述传感器信号导出声学传递函数并且从所述声学传递函数导出声学阻抗形式的参数。

[0026] 该系统能够使用归因于呼吸或者由压力处置设备产生的声音的噪声以便检测气道狭窄,而不要求专用主动和可听声音源。因此,沿着所述通道行进的声音能够仅包括从所述系统的外部的噪声源接收的环境噪声以及由所述用户生成的噪声。阻塞能够被显示为所述气道的截面的改变和/或引起感知的阻塞的气道段的流阻力的其他改变。

[0027] 通过避免对于紧邻用户头部的噪声源的需要,能够使所述系统较不干扰。相反,两个或更多传感器被用于测量存在的环境噪声,并且由此连续地导出呼吸道的输入声学阻抗,从其能够确定(部分)塌陷是否例如在夜间期间发生。

[0028] 然而,所述系统还能够由声音源用于提供针对分析的期望的频率谱。除环境声音之外,声音源的使用意指能够降低声音源强度,同时仍然确保跨期望频率范围的最小信号强度。除不利用专用声音源的操作模式之外,该选项能够被提供为所述设备的额外的操作模式。

[0029] 所述系统能够使用用于在处理以导出所述声学传递函数之前处理第一麦克风和第二麦克风的输出的傅里叶变换处理装置。平均装置能够被用于在处理以导出声学传递函数之前对经傅里叶变换的信号进行平均。优选地,所述声学阻抗被获得作为频域中的复阻抗。然后,能够解读该复函数的形状以例如基于训练数据库的使用来确定气道堵塞。

[0030] 所述处理器还能够适于获得时域脉冲响应并且因此根据距离导出气道直径。

[0031] 所述通道优选地包括管,所述管能够是直的、弯曲的以及柔性的。在柔性管的情况下,其能够是线圈的或者以其他方式弯曲以使所引起的阻塞最小化。然而,除管之外的形状特征能够被用于诱发流体流。例如,具有不同地定位的传感器的面罩的形状能够使得能够解析足够的信息。

[0032] 本发明还提供了一种患者接口设备,包括:

[0033] 面罩,其用于向患者的鼻和/或口递送气体;

[0034] 本发明的系统,其用于对上气道的分析。

[0035] 当传感器沿着诸如管的通道被安装时,所述通道连接到面罩。

[0036] 分析系统能够提供适于用于诊断呼吸暂停的类型的数据。备选地,所述分析能够被实时地用作呼吸支持压力系统的部分。在这种情况下,本发明提供了一种呼吸支持压力系统,包括:

[0037] 加压空气源;

[0038] 压力控制单元,其用于控制空气压力;以及

[0039] 本发明的患者接口设备,其中,所述加压空气经过所述传感器提供给所述用户,并且其中,所述空气压力根据所检测的上气道阻塞的存在(以及优选地,这样的阻塞的位置和程度)而进行控制。

[0040] 本发明还提供了一种用于对上气道的分析的方法,包括:

- [0041] 在相对于用于与用户的气道相连通的通道的第一位置处提供第一声学传感器；
- [0042] 在相对于所述通道的第二位置处提供第二声学传感器；
- [0043] 使用所述传感器检测仅包括从分析系统外部的噪声源接收的环境噪声以及由用户生成的噪声的声音；
- [0044] 从两个传感器信号之间的关系导出参数；并且
- [0045] 解读所述参数以检测上气道阻塞的存在。

附图说明

- [0046] 现在将参考附图详细描述本发明的范例，在附图中：
- [0047] 图1示出了用于分析用户的上气道的系统的一般配置；
- [0048] 图2示出了能够使用的信号处理；
- [0049] 图3示出了相对于频率所导出的复阻抗值的范例；并且
- [0050] 图4示出了合并了分析系统的PAP系统。

具体实施方式

- [0051] 实施例提供了用于对上气道的分析的系统，在所述系统中，沿着通向用户的口和/或鼻的流路径提供至少两个传感器。在两个传感器信号之间导出关系，并且解读该关系以至少检测上气道阻塞的存在并且优选地检测这样的阻塞的位置和/或程度。
- [0052] 范例能够仅被用作诊断工具并且其他范例能够被用于辅助控制PAP系统。
- [0053] 将针对诊断目的来描述第一范例。
- [0054] 图1示出了一般配置。
- [0055] 该范例利用为管的形式的通道2，所述管提供有在用户4的口和/或鼻处终止的一个端部。范例示出了通向用户的口的通道。虽然这在图1中未示出，但是所述一个端部在口（和/或鼻）周围被密封。
- [0056] 第一声学传感器10a被定位在沿着所述通道的距端部为距离Xa的第一位置处，并且第二声学传感器10b被定位在沿着所述通道的距端部为不同的距离Xb的第二位置处。通道的另一端部是打开的，使得用户的呼吸气流沿着通道通过。
- [0057] 通道2可以采取管的形式，但是其能够是被集成到另一部件中的通道并且因此不必需要形成为分离的管。基本上，传感器沿着流路径被定位，所述流路径可以在通道内或者可以由其他几何部件引起。
- [0058] 在一个范例集中，传感器10a、10b包括麦克风，但是能够使用对声音压力波或起因于这样的声音压力波的气流方向和速度的改变做出响应的其他声学传感器。因此，术语声学传感器应当被理解为涉及检测声音压力波的性质或影响的传感器。
- [0059] 通道的开口端使得环境声音或噪声能够进入并且这将被麦克风检测到。
- [0060] 人气道是打开的腔结构并且能够被认为是发射声学信号的波导。如果所述腔结构改变其几何性质，例如，上气道的段的狭窄，则声学信号的透射和反射将变化，结果是系统的声学阻抗的改变。能够在所接收的声学信号的能量密度谱中测量所述改变。因此，通过该函数的改变表示气道阻力的改变。
- [0061] 为了确定在口或鼻处的声学阻抗（其是声音压与速度之间的比率），在麦克风10a

与10b处的声学信号之间的传递函数必须是已知的,并且管的声学性质然后使得在口处的声学阻抗能够使用下式确定:

$$[0062] \quad Z = i\rho c \frac{H_{ab} \sin(kx_a) - \sin(kx_b)}{\cos(kx_b) - H_{ab} \cos(kx_a)}.$$

[0063] 此处, ρ 和 c 分别是空气的声音的密度和速度,并且 k 是波数 $=\omega/c$,其中, ω 是由STFT的性质所定义的角频率。 x_a 和 x_b 是图1中所示的距离。

[0064] 因为源特性存在于麦克风信号 H_a 和 H_b 中并且仅需要传递函数 $H_{ab}=H_a/H_b$,因而有效地取消了源特性,这意味着能够使用任何声音源,包括环境声音或甚至在测试下的对象的打鼾的声音。通过这种方式,处理仅包括从分析系统外部的噪声源接收的环境噪声以及由用户生成的噪声的声音信号。

[0065] 在低水平的环境声音的情况下,尤其是在夜晚期间,可能有利的是在较长的时间段上对麦克风信号进行平均以便增加信噪比。

[0066] 图2示出了能够使用的信号处理。

[0067] 第一,处理器18被用于通过使用傅里叶变换单元20a、20b对这两个麦克风信号进行傅里叶变换,例如所谓的短时傅里叶变换(STFT)。通过平均单元22a、22b随时间进行平均。

[0068] 所述处理器导出如由模块24所示的声学传递函数 H_{ab} 。传递函数是复值的。然后,所述传递函数被用于使用上文模块26中的关系来计算声学阻抗。

[0069] 检测器28被用于解读声学阻抗以检测上气道阻塞的存在和位置。一般而言,像检测器(28)的检测器可以被用于解读所导出的参数以检测上气道阻塞的存在、程度和/或位置。然而,对于诊断应用而言,知道是否存在阻塞可能是足够的,而治疗应用可能要求阻塞的位置和/或程度。

[0070] 因此,声学阻抗形成(在这种情况下为阻抗值对频率的)函数形式而非单个值形式的参数。因此,应当理解术语“参数”。解读参数以使得能够检测气道阻塞的存在和位置。

[0071] 通过这种方式,传递函数的推导是例行过程,并且被称为“谱估计器”。除传递函数之外,还能够例行地采集相干性。这是根据传递函数的频率对信噪比的度量。这能够被用于选择例如仅具有足够的信噪比的那些频率。

[0072] 检测器28例如能够是基于监督式学习的简单分类器。能够利用打开气道阻抗并且利用若干已知的阻塞阻抗对系统进行训练。然后,该训练集与实际的测量阻抗相比较。然后,能够通过从最接近当前值的训练集选择对应的谱来检测阻塞。能够使用任何近似/映射方法,诸如最小平方映射,来导出最接近的值。

[0073] 由于在频域中获得复阻抗,因而时域脉冲响应也是可用的。可以使用声脉冲反射计根据距离来计算气道直径。每个直径改变生成其自身的反射系数(在时间和幅度二者方面)。存在能够从反射与入射波之间的距离根据距离重建直径的算法(例如,Ware-Aki方法)。

[0074] 在图3中,示出了已经利用距口开口的三个不同距离上的阻塞的简化咽模型上的原型测量的三个复阻抗曲线。该图形清楚地示出了能够检测的大的差异。图3绘制了针对频率的声学阻抗。

[0075] 通过范例的方式,麦克风能够被安装在具有6cm的间距的19mm内径的管中。然后,

所述管能够被安装到处置系统的面罩或面盖上。通道不需要是直的,因此,当被实施为管时,其能够被容易地折叠或滚动,使得特别地当所要求的间距例如在1cm至20cm的范围中时,其能够被适配到面罩中。

[0076] 所述系统能够被用作鼻腔计(用于对鼻腔的分析),其中,通常具有与鼻孔相似直径的薄管例如被折叠在对象的脸颊上,例如被集成在鼻枕中。

[0077] 所描述的系统能够被用作监测设备以获得关于用户的气道的信息,特别是阻塞的位置,其然后能够被用于诊断的目的,例如用于确定患者是否适于如手术的CPAP处置备选方案、植入物或口腔设备。能够在家对具有阻塞性睡眠呼吸暂停的患者执行该监测,作为睡眠研究的部分。对于每个呼吸暂停或呼吸不足事件而言,能够计算在每个气道段中的气道阻力的改变,使得睡眠医师能够确定对于阻塞的主要贡献者的气道段。

[0078] 本发明还感兴趣用作呼吸压力支持系统(诸如CPAP或APAP系统)的部分,例如用于确定呼吸不足的类型,使得能够做出关于是否应当应用压力爆发的正确决策。事实上,当前PAP系统的一个问题在于,其不能够确定呼吸不足是由上气道狭窄引起还是由呼吸驱动的减少引起的。因此,测量系统能够被用于改进自动PAP(“APAP”)系统的压力滴定。

[0079] 现有的PAP系统仅在检测到流的至少40%的强减少时发送压力脉冲。上文所描述的监测系统能够在每个呼吸周期中永久地监测和计算气道阻力的改变并且因此在气道阻力从一个呼吸周期到下一周期改变时可以增加或减小压力。通过这种方式,APAP系统能够更快地对气道通畅的改变做出响应并且能够使用压力脉冲确定均匀是否适于处置。

[0080] 图4示出了像患者提供呼吸治疗的典型系统。

[0081] 系统30包括压力生成设备32、耦合到肘型连接器34的递送导管2(其还用作分析系统的通道)和患者接口设备36。压力生成设备32被构造为生成呼吸气体的流并且可以包括,但不限于,通气机、恒定压力支持设备(诸如连续正气道压力设备或CPAP设备)、可变压力设备和自动滴定压力支持设备。

[0082] 递送导管2通过肘型连接器34将来自压力生成设备32的呼吸气体的流传输至患者接口设备36。递送导管2、肘型连接器34和患者接口设备36常常共同被称为患者回路。

[0083] 患者接口设备包括为壳40和衬垫42形式的面罩38,其在示范性实施例中为鼻罩和口罩。然而,任何类型的面罩可以用作面罩,诸如仅鼻面罩、鼻枕/衬垫或全面罩,其促进将呼吸气体的流递送至患者的气道。衬垫42由软的、柔性材料制成,诸如,但不限于,硅树脂、适当地软热塑性弹性体、闭孔泡沫或者这样的材料的任意组合。

[0084] 肘型连接器34被耦合到的壳40中的开口允许来自压力生成设备32的呼吸气体的流被传输至由壳40和衬垫42限定的内部空间并且然后传输至患者的气道。

[0085] 患者接口组件36还包括头帽部件44,其在所图示的实施例中是两点式头帽。头帽部件44包括第一和第二带46,其中的每一个被构造为定位在患者的耳朵上面的患者的脸的侧面。

[0086] 患者接口组件能够额外地包括用于通过增加接触面积来减少患者的脸上的力的前额支持体(未示出)。

[0087] 通过压力控制设备46控制压力生成设备32。这进而接收来自上文所描述的监测系统的输入,所述监测系统由模块48和沿着递送导管2放置的相关联的传感器10a、10b来表示。

[0088] 在利用麦克风的一些范例中,不需要额外的声音源。例如,针对气道声学阻抗的测量的声学信号能够是来自环境的噪声或者来自治疗设备中的风扇的固有噪声。然而,声音源的使用能够给出更可靠的结果,诸如伪随机噪声信号或者时域中的脉冲刺激。通过这种方式,能够提供广谱声音源。除不利用专用声音源的操作模式之外,该选项能够被提供为设备的额外的操作模式以允许更准确的结果。

[0089] 信号处理能够使用如上文所解释的STFT。能够使用其他已知的信号处理技术(诸如时域反射计)或其他傅里叶变换(诸如快速傅里叶变换)。

[0090] 在以上范例中,对阻塞位置的检测基于将复阻抗函数(相对于频率)与训练数据进行匹配。能够使用其他方法。例如,阻抗函数能够被进一步处理以导出指示函数形状的不同度量,并且这然后能够与存储在查找表中的数据相比较。该不同的度量然后将形成“参数”,对所述“参数”进行分析以确定气道阻塞的存在和位置。因此,在阻抗函数与训练值之间的直接比较不是必要的,并且能够在进行数据评价之前执行另外的数据处理。

[0091] 以上范例利用麦克风检测声学信号的改变。麦克风能够被实施为常规的压力感测膜设备,但是它们还能够被实施为微机电系统(MEMS)传感器。此外,能够使用也对由行进的声学波引起的在通道内的气流或压力变化做出响应的其他类型的传感器,诸如风速计和所谓的Microflow(商标)传感器,其基于温度差来测量颗粒速度。

[0092] 本发明能够被用在各种诊断应用场景中,诸如:

[0093] (在家)在自然睡眠中的呼吸和气道通畅的筛查;

[0094] 在家由正气道压力治疗(CPAP、APAP)所处置的患者中的呼吸和气道压力的监测;

[0095] 在睡眠研究(多导睡眠图)期间对通畅的监测;

[0096] 在重症监护室中对气道通畅的监测;

[0097] 唤醒房间中的手术介入和手术后期间对无意识的人中的声学呼吸模式和气道通畅的监测;

[0098] 经受睡眠障碍性呼吸(SDB)的人的气道通畅监测;

[0099] 基于气道阻力的改变在APAP系统中的压力滴定。

[0100] 如上文所解释的,本发明能够被用于测量狭窄和阻塞的上气道阻力监测、对具有阻塞性睡眠呼吸暂停的患者的筛查、对阻塞位置的更准确的拓扑诊断以及在呼吸不足事件期间的气道阻力监测以提供针对PAP系统的反馈。

[0101] 所述系统利用用于实施传感器信号处理的控制器。可以被用于控制器的部件包括,但不限于,常规微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0102] 在各种实施方案中,处理器或控制器可以与一个或多个存储媒介相关联,所述存储媒介诸如是,易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM、PROM、EPROM和EEPROM。存储媒介可以被编码有一个或多个程序,所述程序在运行在一个或多个处理器和/或控制器上时,执行至少所要求的功能。各种存储媒介可以被固定在处理器或控制器内或者可以是能传输的,使得存储在其上的一个或多个程序能够被加载到处理器或控制器中。

[0103] 以上范例利用两个传感器作为解析期望的信息的最小要求。然而,能够使用超过两个传感器来收集用于处理的额外信息。因此,仅对第一传感器和第二传感器的引用不应当被认为限于仅两个传感器的使用。

[0104] 通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践所主张的

本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且量词“一”或“一个”不排除多个。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的附图标记不应当被解释为对范围的限制。

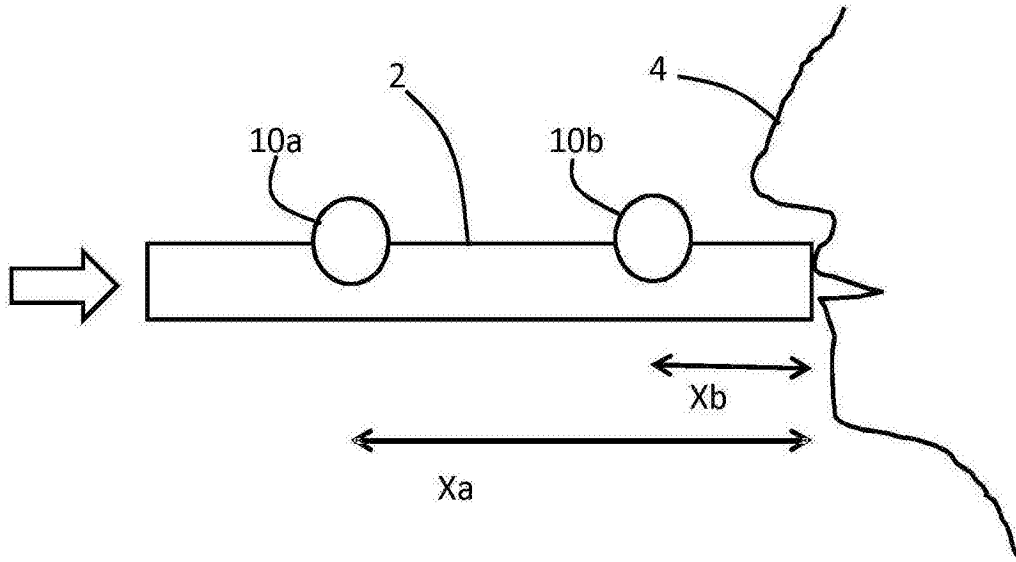


图1

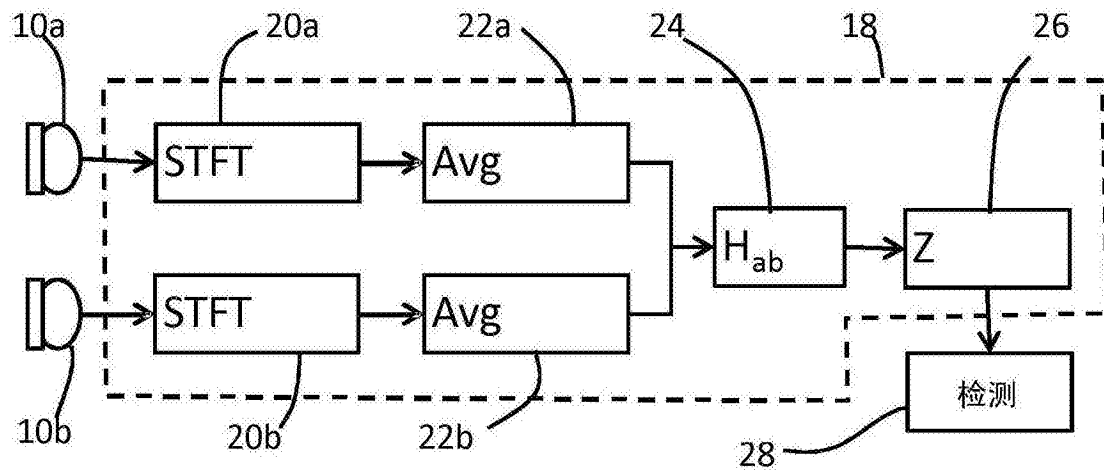


图2

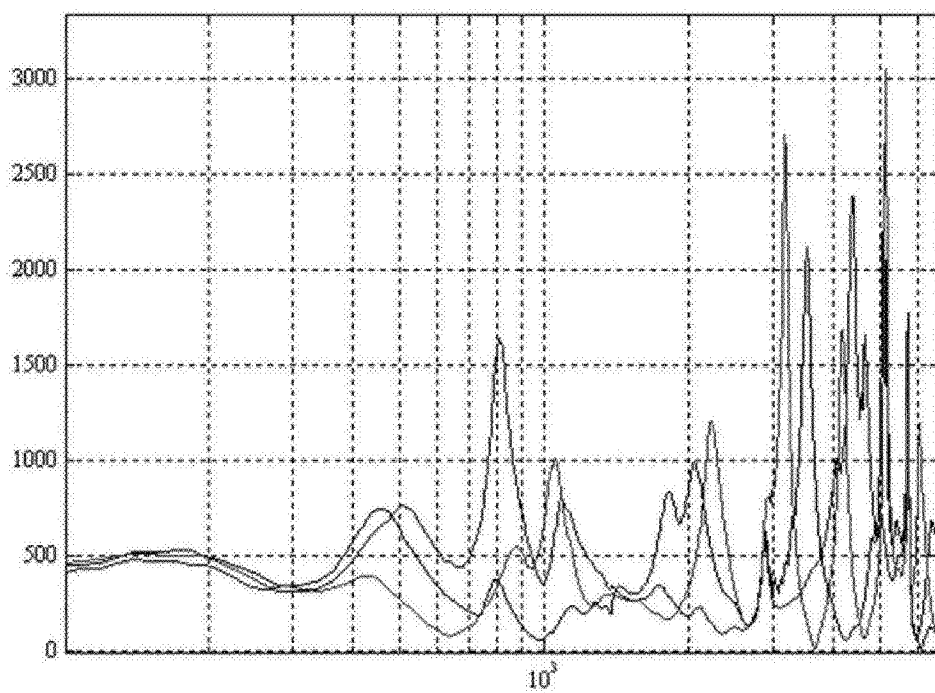


图3

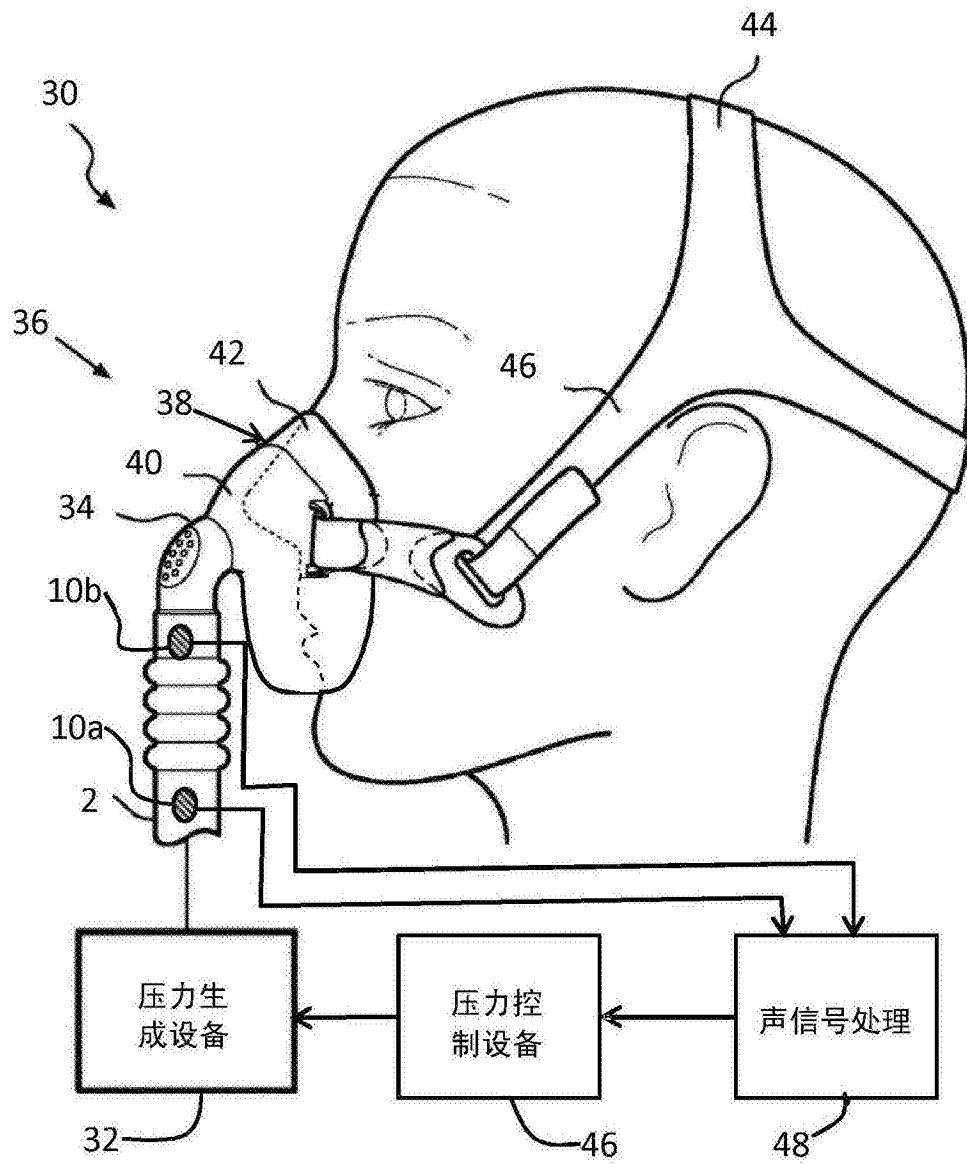


图4

专利名称(译)	用于对上气道的分析的系统和方法以及呼吸压力支持系统		
公开(公告)号	CN105939663A	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	CN201580006028.9	申请日	2015-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	RM阿尔特斯 J卡勒特 MPB范布吕根 O奥维尔特杰斯		
发明人	R·M·阿尔特斯 J·卡勒特 M·P·B·范布吕根 O·奥维尔特杰斯		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2014152609 2014-01-27 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对上气道的分析的系统具有沿着通向用户的口和/或鼻的流路径提供的至少两个传感器。在两个传感器信号之间导出关系，并且解读该关系以至少检测上气道阻塞的存在以及优选地也检测这样的阻塞的位置和/或程度。

