



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108289784 B

(45) 授权公告日 2022. 04. 01

(21) 申请号 201680069804.4

(22) 申请日 2016.11.23

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108289784 A

(43) 申请公布日 2018.07.17

(30) 优先权数据
15196767.6 2015.11.27 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.05.25

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/078505 2016.11.23

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/089369 EN 2017.06.01

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·卡勒特 M·E·梅纳贝尼托

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.
A61H 23/02 (2006.01)
A61M 15/00 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102458544 A, 2012.05.16
US 2011071444 A1, 2011.03.24
WO 2010113046 A1, 2010.10.07
CN 1625367 A, 2005.06.08
WO 2010071919 A1, 2010.07.01

审查员 何瀚志

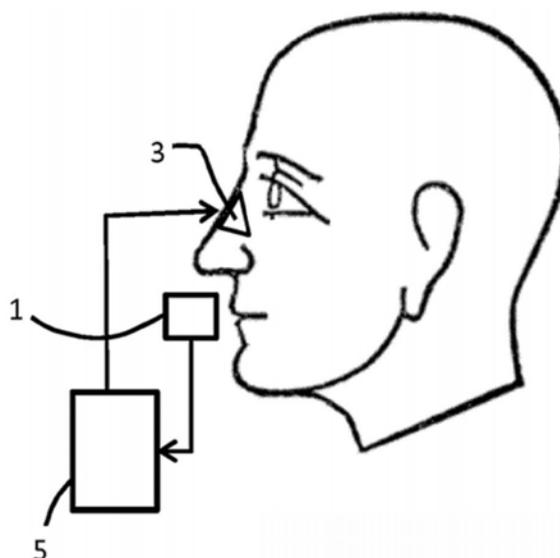
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

(54) 发明名称

控制一氧化氮水平的富集的设备和控制方法

(57) 摘要

提供了一种用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的设备。所述设备包括用于检测所述对象的呼吸周期的检测器以及用于向所述对象施加声学刺激或振动刺激的刺激器。根据检测到的呼吸周期来控制所述刺激器。特别地,可以在吸气的开始时提供声学刺激。通过这种方式,能够控制一氧化氮的流量,以确保鼻旁的一氧化氮几乎完全被吸入。这提供了肺/肺泡中更高的一氧化氮浓度。



1. 一种用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的富集的设备,其中,所述设备不与任何外部一氧化氮源相关联,所述设备包括:

检测器(1),其用于检测所述对象的呼吸周期的时间计定,其中,所述呼吸周期包括吸气事件和呼气事件的交替发生;

刺激器(3),其用于向所述对象施加声学刺激或振动刺激以刺激来自所述对象的鼻窦的一氧化氮流动;以及

控制器(5),其适于根据检测到的所述呼吸周期的时间计定和/或所述呼吸周期的事件来控制所述刺激器(3),其中,所述控制器(5)还适于解读所述检测器(1)的输出信号以提供对所述呼吸周期的下一吸气事件的开始的时间计定的预测,并且其中,所述控制器(5)适于在所述呼吸周期的所述吸气事件的开始之前将所述刺激器(3)致动预定时间段,其中,基于所述对象的上气道的死空间确定施加所述声学刺激或振动刺激的持续时间。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述检测器(1)适于提供输出信号,并且所述控制器(5)适于解读所述检测器(1)的所述输出信号以确定所述呼吸周期的呼吸率、占空比和时间计定。

3. 根据权利要求1或2所述的设备,其中,所述检测器(1)包括用于检测呼吸流量的流量检测器或用于感测胸部移动的传感器。

4. 根据权利要求1或2所述的设备,其中,所述刺激器(3)包括扬声器或振动单元。

5. 根据权利要求1或2所述的设备,包括鼻罩或全面罩和用于将加压气体输送到所述面罩的压力源,其中,所述刺激器(3)包括用于控制所述压力源的压力控制器。

6. 根据权利要求1或2所述的设备,其中,所述刺激器的频率在50Hz至1000Hz的范围内。

7. 根据权利要求1或2所述的设备,其中,所述控制器(5)适于控制所述刺激器(3)以与鼻旁窦的共振频率相对应的频率进行操作。

8. 一种在根据权利要求1-7中的任一项所述的设备中控制声学刺激器或振动刺激器的装置,包括:

用于检测对象的呼吸周期的时间计定的单元,其中,所述呼吸周期包括吸气事件和呼气事件的交替发生;

用于根据检测到的所述呼吸周期的时间计定和/或所述呼吸周期的事件来控制向所述对象施加的振动刺激或者声学刺激以刺激来自所述对象的鼻窦的一氧化氮流动的单元;并且

用于控制所述刺激在所述呼吸周期的所述吸气事件的预测开始之前的预定时间段处被致动的单元,其中,基于所述对象的上气道的死空间确定施加所述声学刺激或振动刺激的持续时间。

9. 根据权利要求8所述的装置,包括用于解读检测到的时间计定以确定所述呼吸周期的呼吸率、占空比和时间计定的单元。

10. 根据权利要求8至9中的任一项所述的装置,其中,所述振动刺激或所述声学刺激具有与鼻旁窦的共振频率相对应的频率。

11. 一种编码有计算机程序的存储介质,所述计算机程序包括计算机程序代码模块,所述计算机程序代码模块适于在所述计算机程序在计算机上运行时用于

检测对象的呼吸周期的时间计定,其中,所述呼吸周期包括吸气事件和呼气事件的交

替发生；

在不需要任何外部一氧化氮源的情况下,根据检测到的所述呼吸周期的时间计定和/或所述呼吸周期的事件来控制向所述对象施加的振动刺激或者声学刺激以刺激来自所述对象的鼻窦的一氧化氮流动;并且

控制所述刺激在所述呼吸周期的所述吸气事件的预测开始之前的预定时间段处被致动,其中,基于所述对象的上气道的死空间确定施加所述声学刺激或振动刺激的持续时间。

12. 根据权利要求11所述的存储介质,所述计算机程序代码模块适于在所述计算机程序在计算机上运行时用于

解读检测到的时间计定以确定所述呼吸周期的呼吸率、占空比和时间计定。

13. 根据权利要求11所述的存储介质,其中,所述振动刺激或所述声学刺激具有与鼻窦的共振频率相对应的频率。

控制一氧化氮水平的富集的设备和控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及控制患者的肺中的一氧化氮水平。

背景技术

[0002] 本发明有利于处置肺部疾病。

[0003] 慢性阻塞性肺病 (COPD) 是以气流阻塞为特征的进行性和高度不可逆转的疾病。由于气道和实质损伤的组合,存在气流阻塞。这种损伤是慢性炎症的结果,与哮喘中所见的不同,后者通常是由烟草烟雾引起的。

[0004] COPD会产生症状、无力和生活质量受损,这些都可能会对药物治疗和其他对气流阻塞具有有限或没有影响的治疗产生反应。COPD患者常常发生急性加重,其症状迅速且持续恶化,超出正常的日常变化。同时,COPD患者患有的共病症(例如,心血管共病症或心理相关的共病症)对疾病的严重程度、生存期以及健康状况都有重要影响 (Vanfleteren 2013)。

[0005] 肺动脉高压、收缩和塌陷的肺泡是COPD患者的典型症状,并且是导致COPD恶化和再次住院的主要原因。目前的药物治疗旨在扩张支气管和血管,以便改善肺通气和循环;然而,找到最优剂量至关重要。

[0006] 因此,对于临床和家庭健康护理应用来说,需要对血管舒张和高血压处置两者的非药物治疗。

[0007] 一氧化氮 (NO) 是众所周知的血管扩张剂,它既能够扩张、又能够松弛血管、支气管和肺泡。人体在血管中和气道中的内皮细胞中产生一氧化氮。一氧化氮的释放受血管壁中和气道中的受体的控制和刺激。

[0008] 在气道中,一氧化氮主要是在鼻旁窦中产生。充气的鼻窦腔表现为一氧化氮的储存器。在正常呼吸期间,由于吸气(或吸入)和呼气(或呼出)周期中的压力和流量的变化,一氧化氮中的一部分从鼻窦流入气道。一氧化氮部分被吸入,部分在呼气阶段被冲出并损失。

[0009] 吸入空气中的一氧化氮在肺泡内迁移通过细胞膜并进入肺血管,并有助于血管扩张和收缩血管的松弛,从而降低血管阻力和血压。这对心脏的预负荷和后负荷具有有益的影响并改善了心脏每搏输出量。

[0010] 在鼻旁窦中,气道中一氧化氮产生与一氧化氮流动是平衡的。在流出量增加的情况下,身体通过增加产量来重新平衡浓度以实现鼻旁窦中的平衡。

[0011] 能够通过发出嗡嗡声来刺激呼气期间一氧化氮的流出,这涉及自发生成嗡嗡声频率的声学信号。

[0012] 这些内容例如在V.M.D.Struben等人的“Silent and humming nasal nitric oxide measurements in adults aged 18-70years” (European Journal of Clinical Investigation,2005年,第35卷,第653-657页)中有过报道。

[0013] 这些嗡嗡声频率在鼻窦中产生声学共振,并引起鼻窦的通气改善和一氧化氮的流出增加。这使呼出气体中的一氧化氮浓度乘以系数3至5。

[0014] 在呼气期间由声带产生的嗡嗡声频率引起从鼻窦中强烈冲出一氧化氮。因此,身

体产生的一氧化氮在呼吸周期的下一吸气事件中损失。这降低了到达肺泡的吸入空气中的一氧化氮浓度,这是血管扩张不足的原因之一。

[0015] 仅在鼻腔呼吸中发生从鼻窦进入气道的气流。在口腔呼吸中,鼻窦不通气,因此一氧化氮将被捕获在鼻窦中。

[0016] 已知对于口腔呼吸(例如在重症监护室的插管患者或者鼻呼吸不足或COPD患者)来说,呼吸空气中的一氧化氮浓度降低,这是引起肺部血压升高的原因。

[0017] 在重症监护室的临床环境中,能够通过来自外部一氧化氮源的一氧化氮增强系统来补偿一氧化氮浓度的降低,但这不适用于家庭健康护理解决方案。

[0018] 因此,在家庭应用中,需要开发一种安全且易用的理念,以通过更好地使用由身体产生的一氧化氮而不需要外部一氧化氮源来增强一氧化氮。

[0019] US 2015/290418 A1描述了用于靶向输送用于处置呼吸病症的药剂的系统和方法。US 2015/290418 A1并没有提到通过更好地使用身体本身产生的一氧化氮而不需要外部一氧化氮源来增强一氧化氮。

[0020] US 2011/071444 A1描述了用于进行以下操作的设备:沿着呼吸路径选择性激发咽部导管或另一肌肉或软骨以在咽部导管完全塌陷之前提前逆转呼吸周期,从而使得吸气阶段能够重新打开并且重新填充咽部导管。US 2011/071444 A1并没有提到一氧化氮的增强。

[0021] WO 2010/071919 A1描述了一种呼吸辅助设备,其在呼吸期间刺激用户的胸壁以减少呼吸困难。WO 2010/071919 A1并没有提到一氧化氮的增强。

[0022] WO 2011/007346 A1描述了一种用于将液体引入人体气道的设备。WO 2011/007346 A1描述了一系列预定的流体压力脉冲伴随着预定的嗡嗡声振荡以刺激NO(一氧化氮)产生。

发明内容

[0023] 本发明由权利要求来定义。

[0024] 根据本发明的一方面的范例提供了一种用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的富集的设备,包含:

[0025] 检测器,其用于检测所述对象的呼吸周期的时间计定,其中,所述呼吸周期包括吸气事件(或吸气阶段)和呼气事件(或呼气阶段)的交替发生;

[0026] 刺激器,其用于向所述对象施加声学刺激或振动刺激;以及

[0027] 控制器,其适于根据检测到的所述呼吸周期的时间计定来控制所述刺激器。

[0028] 额外地或任选地,所述控制器适于根据检测到的所述呼吸周期的事件(或阶段)的时间计定来控制所述刺激器。

[0029] 在正常呼吸中,特别是在口腔呼吸中,鼻旁窦中产生的一氧化氮(NO)并不会充分达到肺泡。一氧化氮中的很大部分在呼气(或呼出)期间被冲出。通过基于呼吸周期的吸气事件(或吸气阶段)来控制刺激器,启用呼吸门控声学刺激,能够确保来自鼻旁窦更多的一氧化氮被吸入肺部深处。该设备仅在吸气(或吸入)阶段期间刺激来自鼻窦的一氧化氮流动,并且甚至可能在呼气(或呼出)期间阻挡流动。

[0030] 然而,对肺部中的一氧化氮的这种增加可能不需要该设备与任何外部一氧化氮源

相关联。

[0031] 在一个范例中,所述控制器适于在呼吸周期的吸气(或吸入)事件(或吸气(或吸入)阶段)的开始时致动所述刺激器。因此,该设备在呼吸周期的吸气的开始时刺激一氧化氮从鼻窦流出。通过在呼吸周期的吸气的开始时提供专门的声学刺激或振动刺激,能够控制一氧化氮流动以确保鼻旁的一氧化氮几乎完全被吸入。这提供了肺/肺泡中更高的一氧化氮浓度。

[0032] 所述控制器可以适于解读来自所述检测器的输出信号以确定所述呼吸周期的呼吸率、占空比和时间计定。通过确定所述呼吸周期的这些不同特征,可以以最有效的方式控制刺激器。

[0033] 所述控制器可以适于解读所述检测器的信号以提供对所述呼吸周期的下一吸气的开始的时间计定的预测。在这种情况下,所述控制器然后可以适于在所述吸气事件(或吸气阶段)的开始之前对所述刺激器致动预定时间段。

[0034] 在一个范例中,所述检测器包括用于检测呼吸流量的流量检测器。这可以例如被整合到患者面罩中。

[0035] 在另一范例中,所述检测器包括用于感测胸部移动的传感器。这提供了一种监测呼吸而不干扰对象呼吸的方法。

[0036] 在一个范例中,所述刺激器包括扬声器。然而,也可以使用其他刺激器,例如,振动单元,例如,在对象内产生振动而不是作为声波通过空气被传递到对象的贴片。所述振动单元可以包括与对象接触,优选与对象的皮肤接触的一个或多个振动元件和/或超声元件。这种振动元件和/或超声元件被配置为例如经由用户的皮肤产生可传递至对象,优选为对象的一个或多个)鼻窦的振动。刺激器通常应用于患者的面部。

[0037] 所述设备可以包括鼻罩或全面罩和用于在压力下将气体输送到所述面罩的压力源,其中,所述刺激器包括用于控制所述压力源的压力控制器。通过这种方式,该设备与正压处置系统结合。

[0038] 所述刺激器的频率可以在50Hz至1000Hz的范围内。

[0039] 然而,所述控制器适于控制所述刺激器以与所述对象的所述气道的部分(例如,鼻旁窦)的共振频率相对应的频率进行操作。

[0040] 根据本发明的第二方面的范例提供了一种控制声学刺激器或振动刺激器的方法,包括:

[0041] 检测对象的呼吸周期的时间计定,其中,所述呼吸周期包括吸气事件(或吸气阶段)和呼气事件(或呼出阶段)的交替发生;

[0042] 向所述对象施加振动刺激或声学刺激;并且

[0043] 根据检测到的所述呼吸周期的时间计定来控制所述刺激。额外地或任选地,根据检测到的所述呼吸周期的事件(或吸气阶段)的时间计定来控制所述刺激。

[0044] 可以在所述呼吸周期的吸气事件(或吸气阶段)的开始时提供所述刺激或者在所述呼吸周期的吸气事件的预测开始之前的预定时间段处提供所述刺激。

[0045] 可以分析检测到的时间计定以确定所述呼吸周期的呼吸率、占空比和时间计定。所述刺激可以处于与对象的气道的部分的共振频率相对应的频率。

[0046] 所述方法可以是计算机实施的,使得所述方法至少以软件来实施,从而能由计算

机和/或处理器来运行。

附图说明

[0047] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中:

[0048] 图1以示意图形式示出了用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的设备;并且

[0049] 图2示出了与正压系统结合的用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的设备的更详细的范例。

具体实施方式

[0050] 本发明提供了用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的富集的设备。该设备包括用于检测对象的呼吸周期的检测器以及用于向对象施加声学刺激或振动刺激的刺激器。根据检测到的呼吸周期来控制刺激器。特别地,可以在吸气(或吸入)的开始时提供刺激。通过这种方式,能够控制一氧化氮的流量,以确保鼻旁的一氧化氮几乎完全被吸入。这提供了肺/肺泡中更高的一氧化氮浓度。

[0051] 图1示出了该设备的范例。检测器1检测对象的呼吸周期。刺激器3在控制器5的控制下向对象施加声学刺激或振动刺激。根据检测到的呼吸周期来控制刺激器3。

[0052] 有多种方式来实施刺激器3。

[0053] 第一范例是扬声器在气道附近或被集成到鼻罩(或鼻口罩)中。频率例如在50Hz至1000Hz的范围内。

[0054] 代替产生外部声音,可以提供振动源,该振动源然后在对象内产生声学振动。

[0055] 例如,振动贴片可以被附接到靠近鼻旁的面部皮肤。这是图1中示意性表示的范例。

[0056] 控制器5实施具有例如50Hz至1000Hz的期望频率范围的声学信号生成器。

[0057] 检测器用于确定呼吸周期中的不同点的时间计定。最重要的是,检测器1检测吸气的开始,并且检测器1也可以检测呼气(或呼出)的开始。控制器然后实施呼吸分析器的功能,以计算呼吸率和吸气/呼气占空比。

[0058] 然后根据来自检测器1的输出来控制刺激器的操作时间计定。

[0059] 有多种方法来确定呼吸周期内的点,特别是吸气的开始和呼气(或呼出)的开始。一种方法是测量来自对象的气流(方向和速率)。这例如可能需要口部和/或鼻子上的面罩,并且因此会干扰正常的呼吸。这可以通过使用鼻用热电偶或流量计来实施。

[0060] 一种替代方法是测量胸部移动,例如使用应用于胸部的加速度计。

[0061] 另一替代方法是通过使用阻抗体积描记器来监测生理参数(例如,经胸电感)或者获取胸围的应变计测量结果。也可以使用热敏电阻测量结果。还有用于监测胸部扩张和收缩的气动呼吸换能器。对流量的直接测量是最准确的,但是会干扰正常呼吸,因此间接测量在许多应用中也很有用。

[0062] 基于监测到的呼吸率和最近几分钟的周期,处理单元也能够预先预测下一呼吸周期的开始。

[0063] 在最简单的实施方式中,在吸气事件开始时,在一段固定时间内控制刺激器,这段固定时间比吸气事件的预测持续时间短。唯一需要的是吸气事件开始时的时间点,作为来

自检测器的触发。

[0064] 在更高级的实施方式中,刺激器在预测的下一吸气事件开始之前被激活一段时间,例如,几百毫秒(例如,在100ms至500ms的范围内,例如,200ms)。

[0065] 在更完整的实施方式中,获得呼吸占空比和时间计定以及呼吸率。然后根据呼吸信息来控制刺激器的频率、时间计定和功率。例如,可以在整个吸气事件期间提供声学刺激。声学信号幅度可以是恒定的,但是它也可以作为吸气事件内的时间的函数而变化。

[0066] 在最简单的实施方式的集合中,刺激器以简单的打开/关闭模式进行操作。在打开模式期间,信号强度将是恒定的。在更为增强的实施方式中,打开模式中的信号强度将从预定义的最大信号强度线性下降到预定义的最小信号强度。

[0067] 优选根据用户的呼吸模式来调整刺激。也就是说,吸气阶段期间刺激的持续时间将考虑上气道的死空间。

[0068] 在潮式呼吸期间,男性成年人的吸气量通常在400ml至500ml之间。上气道(鼻腔气道、咽部气道、喉部和主支气管)的空间体积约为150ml。这就是所谓的死空间。

[0069] 作为近似值,在例如450ml的潮气量中,仅有300ml的吸入空气到达肺泡和细支气管,450ml中的150ml留在上气道中,并且在呼气期间将被吹出。在呼吸周期的吸气阶段中的气流中最后150ml的任何一氧化氮富集都是无效的,因为它在下次呼气时将会损失。因此,对于这个特定范例,刺激可能仅持续用于针对典型潮气量呼吸的吸气阶段的前三分之二。

[0070] 在另外的实施方式中,可以使用监测设备来测量患者的典型吸入空气体积并计算吸入空气与死空间的比率(例如,750ml/150ml)。基于这个比率,然后可以确定刺激的持续时间。在这个范例中,刺激将持续吸气阶段的80%。

[0071] 可能有故意缩短持续时间的设置,例如当需要一氧化氮的少量富集时。

[0072] 该设备不使用任何外部一氧化氮源。相反,该设备使用人体内的自然过程来控制一氧化氮的产生和流动。

[0073] 可以根据鼻腔的共振频率来选择声学刺激的频率。

[0074] 上气道、鼻腔和鼻窦都是开放的腔。每个腔的形状和体积都是因人而异的,因此共振频率也是因人而异的,并且必须被确定为提供优化的刺激治疗。

[0075] 能够用与分析乐器的方式相同的方式来分析鼻窦的声学共振。对于器官管道或管乐器的管,声学共振频率和频率谐波能够通过迫使气流通过管而凭经验确定或者通过分析腔的形状而在理论上进行确定。

[0076] 在人类中,声学共振频率能够通过3D成像或通过迫使调制的气流通过鼻腔气道来确定。例如有系统根据断层摄影图像来提取体积形状。用于计算共振的算法是已知的并且在文献中有描述,如在E.Tarhan等人的“Acoustic rhinometry in human:accuracy of nasal passage area estimates,and ability to quantify paranasal sinus volume and ostium size”(J.Appl.Physiol,第99卷,第616-623页,2005年)中所公开的内容。

[0077] 替代地,能够通过在不同刺激频率下测量一氧化氮流出量来以实验方式确定共振频率,如在M.Maniscalco等人的“Assessment of nasal and sinus nitric oxide output using single-breath humming exhalations”(Eur.Respir.J,2003年,第22卷,第323-329页)中所公开的内容。

[0078] 因此,可以根据鼻旁窦的腔的大小来选择最优声学共振频率和最优信号功率。对

于每个人来说,能够通过刺激器中的个性化设置来测量和应用共振频率。

[0079] 图2更详细地示出了该设备的一种实施方式。在图2中,该设备被并入连续气道正压通气(CPAP)系统。该系统用于以无创方式将呼吸气体流输送到患者的气道,即,不将导管插入患者的气道中或者不通过手术方式将气管套管插入患者的食管。气道正压被控制为随着患者的呼吸周期而变化,以处置诸如睡眠呼吸暂停综合征(特别是阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA))的医学病症。

[0080] 最基本的CPAP系统向患者的气道输送稳定持续的加压空气流,以防止患者的气道塌陷并导致呼吸暂停事件。通常将这种CPAP机器设置为在整晚保持一致的单一压力。但是,许多CPAP机器具有斜坡变化特征,这种特征始于较低的压力设置并逐渐积聚至规定的压力。此外,还可以使用呼吸/流量传感器来检测呼吸周期并确定呼吸率和吸气占空比。

[0081] 双相气道正压通气(BiPAP)系统包括呼吸时间计定特征,这种特征可以测量每分钟的呼吸量,并能够设置限制。如果两次呼吸之间的时间超过设置的限制,那么机器能够通过暂时增加空气压力来迫使人呼吸。因此,BiPAP机器具有两种压力设置:规定的吸入压力(IPAP)和较低的呼出压力(EPAP)。双设置允许患者使更多的空气进出他们的肺。

[0082] 这种无创通气和压力支持治疗涉及将包括面罩部件的患者接口设备放置在患者的面部上。面罩部件可以是但不限于覆盖患者鼻子的鼻罩、具有容纳于患者鼻孔内的鼻塞的鼻枕/鼻垫、覆盖鼻子和口部的鼻罩/口罩,或者覆盖患者面部的全面罩。患者接口设备在通气机或压力支持设备与患者的气道之间接口连接,使得呼吸气体流能够从压力/流量生成设备被输送到患者的气道。

[0083] 图2示出了向患者提供呼吸治疗的系统。这被称为“患者接口组件”。其被修改为额外提供上述声学刺激。

[0084] 该组件包括压力生成设备8和患者接口10。

[0085] 患者接口10包括面罩12,其在示范性实施例中是覆盖鼻子和口部的鼻口罩。然而,可以使用任何类型的面罩作为面罩12,例如,便于将呼吸气体流输送到患者的气道的仅鼻罩、鼻枕/鼻垫或全面罩。面罩12包括耦合到外壳15的衬垫14。衬垫14由柔软的柔性材料制成,例如但不限于硅树脂、适当软的热塑性弹性体、闭孔泡沫或这些材料的任意组合。外壳15中的开口允许来自压力生成设备8的呼吸气体流流通到由外壳15和衬垫14定义的内部空间,并且然后流通到患者的气道。

[0086] 输送导管16从压力生成设备耦合到患者接口10的弯头连接器18。压力生成设备8被构造为生成呼吸气体流,并且可以包括但不限于通气机、恒压支持设备(例如,连续气道正压通气设备或CPAP设备)、可变压力设备和自动滴定压力支持设备。

[0087] 输送导管16通过弯头连接器18将来自压力生成设备8的呼吸气体流流通到患者接口10。输送导管16、弯头连接器18和患者接口10通常被统称为患者回路。

[0088] 检测器1为被提供在导管16中的流量传感器的形式,用于监测去往或来自患者的气体流量,以便直接确定呼吸周期内的时间。控制器5通过对由压力生成设备8输送的压力调制合适的高频信号来控制压力生成设备以产生声学信号。

[0089] 该组件还包括头带部件19,其在所图示的实施例中是两点头带。头带部件19包括第一带和第二带20,其中的每个带都被构造为被定位在患者耳朵上方的在患者面部的一侧。头带部件18还包括第一面罩附件元件和第二面罩附件元件22,以将带20中的一个带的

端部耦合到面罩12的相应侧。

[0090] 还已知该组件包括前额支撑件以将所需的力分散到更大的区上。通过这种方式，前额上的额外衬垫支撑平衡了面罩在鼻子或鼻子和口部周围施加的力。这能够用于解决以下问题：用于实现对患者面部的鲁棒和稳定的密封所需的头带力矢量会在患者眼角附近切割直线，这会令人不舒服且分散注意力。

[0091] CPAP或BiPAP系统已经提供了实施上述声学刺激设备所需的大部分硬件。

[0092] 例如，至少一些CPAP系统和所有BiPAP系统都已经包括对用户的呼吸周期的监测，并且可以使用相同的监测来控制声学刺激。

[0093] 声学振动本身可以通过调制由压力生成设备8提供的气道压力来提供。因此，可以通过扩展CPAP或BiPAP系统的控制器的功能以激活和控制刺激器来实现声学刺激系统。

[0094] CPAP和BiPAP设备的压力通常在4cm H₂O至20cm H₂O (约为400Pa至2000Pa) 的范围内。PAP设备检测人的自主呼吸并将压力调整为受监测人的呼吸模式。因此，BiPAP设备中的低频压力调制与呼吸频率同步。

[0095] 鼻旁窦是鼻窦中最大的。由于其腔体较大，因此它是一氧化氮最大的储存器。鼻旁窦的典型共振频率约为200Hz。200Hz的刺激频率因此可以是设备的默认频率设置。较小的鼻窦的共振频率高达1000Hz。

[0096] 在高级实施方式中，刺激器可以以多个离散频率(例如，200Hz、500Hz、1000Hz) 来进行刺激。

[0097] 声学刺激系统与CPAP或BiPAP系统的组合不是必需的。例如，刺激器和控制器可以被集成到鼻罩或鼻罩/口罩中，而不需要施加连续压力或双相压力。该设备可以仅用于控制一氧化氮水平。

[0098] 如上所述，代替地，刺激器可以被集成到被贴附到靠近鼻旁窦的面部皮肤的贴片中。

[0099] 本发明对于处置肺动脉高压、处置松弛收缩的支气管以及处置肺血管的血管舒张是有利的。

[0100] 如以上所讨论的，控制器5实施控制方法。控制器可以利用软件和/或硬件以多种方式来实施，以执行所需的各种功能。处理器是采用一个或多个微处理器的控制器的一个范例，可以通过使用软件(例如，微代码) 对所述微处理器进行编程以执行所需的功能。然而，也可以在使用或不使用处理器的情况下来实施控制器，并且还可以将控制器实施为执行某些功能的专用硬件与执行其他功能的处理器(例如，一个或多个编程的微处理器和相关联的电路) 的组合。

[0101] 可以在本公开内容的各种实施例中采用的控制器部件的范例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] 在各种实施方式中，处理器或控制器可以与一种或多种存储媒介相关联，所述一种或多种存储媒介例如为易失性和非易失性计算机存储器，例如，RAM、PROM、EPROM和EEPROM。可以利用一个或多个程序来编码存储媒介，所述一个或多个程序当在一个或多个处理器和/或控制器上运行时执行所需的功能。各种存储媒介可以被固定在处理器或控制器内，或者可以是可传送的，使得其上存储的一个或多个程序能够被加载到处理器或控制器中。

[0103] 额外地或替代地,一种用于控制对象的肺内的一氧化氮水平的富集的设备包括:检测器(1),其用于检测所述对象的呼吸周期的时间计定;刺激器(3),其用于向所述对象施加声学刺激或振动刺激;以及控制器(5),其适于根据检测到的所述呼吸周期的时间计定来控制所述刺激器。

[0104] 额外地或替代地,一种控制声学刺激器或振动刺激器的方法,包括:检测对象的呼吸周期的时间计定;向所述对象施加振动刺激或声学刺激;并且根据检测到的所述呼吸周期的时间计定来控制所述刺激。

[0105] 在权利要求中,被放置在括号之间的任何附图标记不应被解释为限制权利要求。词语“包括”或“包含”不排除权利要求中列出的那些元件或步骤之外的元件或步骤存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。尽管在互不相同的从属权利要求中记载的特定元件,但是这并不指示这些元件不能被组合使用。尽管已经基于当前被认为是最实用和优选的实施例,出于图示的目的详细描述了本发明,但是应当理解,这样的详情仅出于所述目的,并且本发明不限于所公开的实施例,而是相反,旨在涵盖在权利要求的范围内的修改和等效布置。例如,应当理解,本发明预期任何实施例的一个或多个特征能够在可能的范围内与任何其他实施例的一个或多个特征组合。

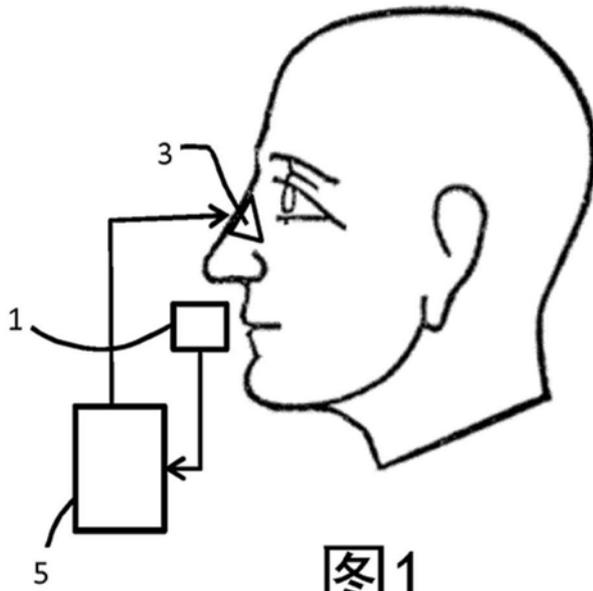


图1

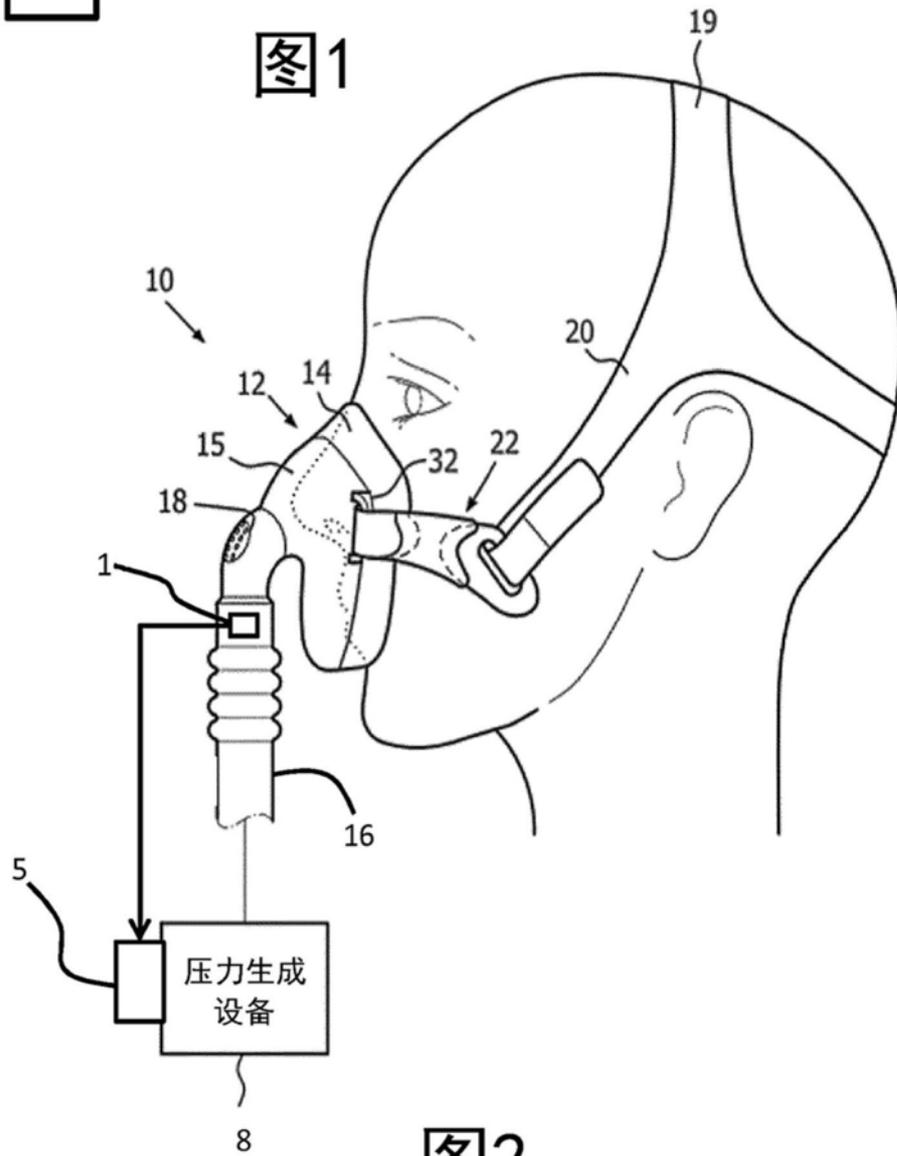


图2