



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107308530 A

(43)申请公布日 2017. 11. 03

(21)申请号 201710408715.4

A61M 16/16(2006.01)

(22)申请日 2013.05.01

(30)优先权数据

61/641,504 2012.05.02 US

(62)分案原申请数据

201380023191.7 2013.05.01

(71)申请人 瑞思迈有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士州

(72)发明人 迪内希·拉马南

杰弗里·彼得·阿密斯特

(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 何冲 刘培培

(51)Int. Cl.

A61M 16/00(2006.01)

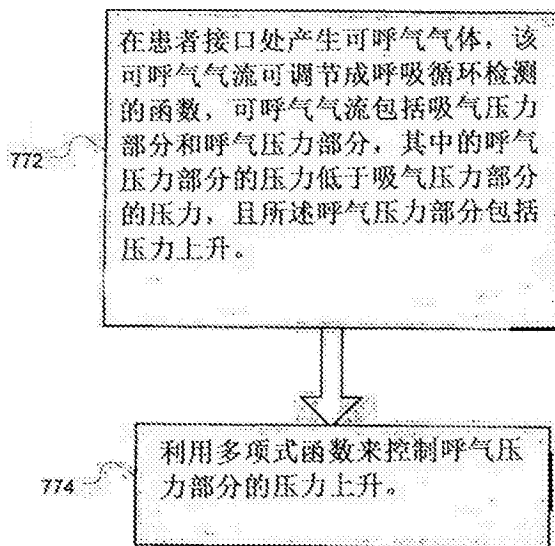
权利要求书1页 说明书24页 附图18页

(54)发明名称

用于压力治疗调节的设备

(57)摘要

呼吸压力治疗设备,包括用于在患者呼吸的吸气阶段或呼气阶段控制压力调节的自动化方法。压力的改变导致了不同的压力波形,所述压力波形可适于治疗患有呼吸功能不全例如慢性阻塞性肺病的患者。在一个示例的实施例中,可使用线性、三次和/或四次函数来在患者呼气期间控制压力上升或压力增加,所述线性、三次和/或四次函数用作处理器中控制气流发生器的控制参数。一个或多个函数可选择地用作控制参数,以控制呼气期间的压力上升和随后的呼气期间压力下降。在某些实施例中,这种函数还可在患者吸气期间进一步控制压力的下降,例如,在中段吸气之前的下降。



1. 呼吸压力治疗设备,包括:
流发生器,其产生流向患者接口的可呼吸气流;
传感器,其用于对所述可呼吸气流进行测量;以及
控制器,其控制所述流发生器,以在患者接口处递送可呼吸气流,所述可呼吸气流包括吸气部分和呼气部分,其中所述可呼吸气流在呼气部分的压力大致低于其在吸气部分的压力,且呼气部分包括压力上升;
所述控制器配置为利用潮气量的函数以及基线压力与目标呼气压力设定之间的差来控制所述呼气部分的压力上升。
2. 根据权利要求1所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,所述潮气量的函数包括瞬时潮气量与在先呼吸循环的潮气量度量值之间的比值。
3. 根据权利要求1或2所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,所述在先呼吸循环的潮气量度量值为一计算出的平均值。
4. 根据权利要求2所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,所述在先呼吸循环的潮气量度量值包括百分比值的计算量。
5. 根据权利要求1或2所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,所述潮气量的函数部分地基于测量到的呼气流。
6. 根据权利要求1或2所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,所述瞬时潮气量部分地基于当前流量的绝对值和采样率的比值。
7. 根据权利要求1或2所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,控制所述压力上升将所述呼气部分限制到一压力范围。
8. 根据权利要求1或2所述的呼吸压力治疗设备,其特征在于,所述控制器还配置为控制所述吸气部分处于恒定压力。

用于压力治疗调节的设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求了2012年5月2日提交的,专利申请号为61/641,504的美国临时专利作为优先权,该申请所公开的内容在此参考引入。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种用于控制呼吸治疗,例如呼吸功能不全的治疗的设备。尤其地,某些实施例涉及呼吸功能不全,例如慢性阻塞性肺病的压力控制治疗的方法和设备。

背景技术

[0004] 身体的呼吸系统促进气体交换。鼻子和嘴巴形成了患者气道的入口

[0005] 气道包括了一系列的分支管,这些分支管随着更深入肺部而变得更窄,更短和刚多。肺部的主要功能是气体交换,使得氧气从空气中进入静脉血以及排出二氧化碳。气管分成右边和左边的主支气管,其进一步最终分成终末细支气管。该支气管组成了传导气管,而不参与气体交换。气道可进一步划分成呼吸性细支气管,以及最终的肺泡。肺部的肺泡区域是气体交换的地方,并称为呼吸区域。请见参考文献[West,Respiratory Physiology-the essentials]。

[0006] 一系列的呼吸系统紊乱的存在。

[0007] 阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)是一种睡眠障碍性呼吸(SDB)的一种形式,其特征是上气道在睡眠中阻断或阻塞。这是睡眠中的异常的小上气道和舌头上肌肉张力的正常损失,软腭和口咽后壁的结合而导致的。这种状况导致受影响的患者停止呼吸长达30-120秒期间的循环,有时在一个晚上能达到200-300次。其会引起白天过多的嗜眠,以及引起心血管病和脑损伤。这种症状是普遍的失调,尤其对于中年的超重男性来说,尽管受影响的患者没有意识到这个问题。请见美国专利:4,944,310(Sullivan)。

[0008] 潮式呼吸(CSR)是一种患者呼吸控制器的疾病,其中存在有节奏的消长通气的更替,引起动脉血的去氧合和再氧合。CSR很可能因为重复的缺氧而有害。在一些与重复睡眠唤醒有关的CSR患者中,会引起严重的睡眠打扰,增加了交感神经活动,并增加了后负荷。请见美国专利 6,532,959(Berthon-Jones)。

[0009] 过度换气综合征(OHS)被定义为过度肥胖和清醒慢性高碳酸血症,没有其它已知的换气原因。其症状包括有呼吸困难,晨起头痛,白天过度嗜睡。

[0010] 慢性阻塞性肺疾病(COPD)包括任何一组具有某些共同特征的下气道疾病。这些包括对空气流动增加阻力,延长的呼吸呼气阶段,和肺部正常弹性的丧失。COPD的例子是肺气肿和慢性支气管炎。COPD是由长期吸烟(首要危害因素),职业接触,空气污染和遗传因素导致的。其症状包括:劳力性呼吸困难,慢性咳嗽,咳痰。

[0011] 神经肌肉疾病(NMD)是一个广义的术语,其涵盖许多直接通过内在肌病变,或间接通过神经病理学来损害肌肉功能的疾病和病症。有些NMD患者的特点是进行性肌肉损伤,导致下地活动的损失,成为坐轮椅,吞咽困难,呼吸肌无力,并最终死于呼吸衰竭。神经肌肉疾

病可分为快速进展和缓慢进展：(i) 快速进展性疾病：其特点是数月内恶化的肌肉损伤，并导致在几年内死亡（如肌萎缩性脊髓侧索硬化症（ALS）和青少年的杜氏肌营养不良症（DMD））；(ii) 变量或缓慢进展性疾病：其特点是数年内恶化的肌肉损伤，仅轻度减少寿命（如肢带型，面肩肱型和肌强直性肌营养不良）。NMD中呼吸衰竭的症状包括：增加的全身无力，吞咽困难，劳力性呼吸困难和休息，疲劳，嗜睡，晨起头痛，和集中困难以及情绪变化。

[0012] 胸壁疾病是一组会导致呼吸肌和胸廓之间低效率耦合的胸椎畸形。该疾病通常有一个限制性的缺陷，并共享潜在的长期呼吸衰竭。脊柱侧弯及/或脊柱后侧凸引起严重呼吸衰竭。呼吸衰竭的症状包括：劳力性呼吸困难，血管神经性水肿，端坐呼吸，反复肺部感染，晨起头痛，疲劳，睡眠质量差和食欲不振。

[0013] 其它健康的人群可利用这种系统和装置来防止呼吸疾病的发生。

[0014] CSR的诊断通常需要进行一项睡眠研究和分析所得到的多导睡眠图（“PSG”）的数据。在一个完整的PSG研究中，监控到一系列的生物学参数这些生物学参数包括鼻流信号，呼吸运动的度量值，脉搏血氧饱和度，睡眠姿势，并包括：脑电图（“EEG”），心电图（“ECG”），肌电图（“EMG”）和眼电流描记法（“EOG”）。呼吸特点还通过视觉特征来判别，而使得临床医生可在睡眠中估计呼吸功能并评估CSR的存在。虽然医生的检查是涵盖面最广的方法，但其过程昂贵，并很大程度上取决于临床经验和理解。

[0015] 呼吸功能不全影响了数百万人。患有这种病的患者，他们的肺是无法激发足够的氧气或排出足够的二氧化碳来满足病人的身体的细胞的需要。例如，慢性阻塞性肺疾病（“COPD”）影响大约1300万美国人和千万欧洲人。COPD是一种涉及损伤肺部的疾病。气道壁和肺部中的气泡壁可失去其弹性能力。在肺泡之间的壁可被破坏或发炎，肺部中的气道壁可壁平时产生更多的粘液，这些粘液可限制气流。这种损伤一般表现出来是难以呼吸：如呼吸困难。COPD患者一般经历咳嗽，有排出的痰液，呼吸急促，喘息和胸闷的感觉。肺气肿和慢性阻塞性支气管炎可被认为是COPD的一种形式。慢性阻塞性支气管炎的特点是肺部较大气道的炎症反应。肺气肿的特点是炎症反应影响下肺部组织被破坏。这种肺部的改变会导致一些已知的问题，例如动态肺过度充气（DH）和内源性呼气末正压（PEEPi）。

[0016] 抽烟被认为是COPD的主要原因。具有COPD的大多数人有抽烟史。过多的肺部刺激，例如，空气污染或化学烟雾可导致COPD。

[0017] COPD的发展可为缓慢，而症状随着时间恶化。COPD是残疾的主要原因。COPD可使人难以进行物理活动，例如走路或锻炼。最初，症状在剧烈活动的时候最明显。然而，随着病情发展，症状可在叫温和的活动甚至在休息期间都变得明显。COPD可导致死亡。COPD在美国是第四位导致死亡的疾病。

[0018] 目前对COPD没有已知的疗法。没有可恢复COPD患者的气道和肺部肺泡至疾病前状态的治疗。然而，治疗和生活方式的改变可帮助COPD患者感到舒服些，可保持活力并阻碍疾病的发展。

[0019] 应当理解现在需要一种技术和装置来治疗遭受呼吸功能不全或COPD的患者的状况，这些治

[0020] 疗或者可改善结果或对目前的技术有一个替代。

[0021] 本发明的背景

[0022] 治疗

[0023] 经鼻持续气道正压通气 (CPAP) 疗法已被用于治疗阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA)。有一种说法是用作气动夹板的持续气道正压通气可通过向前推压软腭和舌头并远离后口咽壁向前和远离口咽后壁来防止上气道阻塞。

[0024] 现已使用无创通气 (NIV) 来治疗 CSR, OHS, COPD, MD 和胸壁疾病。在某些 NIV 的例子中, 压力治疗可通过测量潮气量或每分钟的通气来进行控制以实行目标通气, 例如, 并控制通气度量值来满足目标通气。通气度量值的伺服-控制可用作抵制 CSR 的治疗, 这例如可通过比较瞬间通气度量值和长期通气度量值来获得。在某些情况下, 由设备输送的压力治疗的形式可为压力支持通气。这种压力治疗一般提供了吸气期间的更高压力水平 (例如: IPAP) 以及呼吸阶段的更低压力水平 (例如: EPAP)。

[0025] 患者接口

[0026] 通过使用患者接口可促进将正压气体提供至患者气道的入口, 这种患者接口例如为鼻罩, 全脸面罩或鼻枕。已知的有一系列的患者接口装置, 然而其中的某些受到一个或多个障碍, 不美观, 安装不好, 难以使用, 而且特别在佩戴长时间之后或患者不熟悉系统的情况下感到不舒服。作为个人保护装备的只为飞行员设计的面罩, 或作为麻醉剂的服用可在最初使用时被容忍, 但在佩戴长时间之后, 例如在睡觉期间则感到不舒服。

[0027] 系统

[0028] 一种用于治疗睡眠呼吸障碍的产品为 ResMed 生产的 S9 睡眠治疗系统。

发明内容

[0029] 本发明的一些实施例涉及用于呼吸功能不全的呼吸压力治疗设备中的自动控制方法。

[0030] PAP 装置

[0031] 正压气体一般通过 PAP 装置, 例如电机鼓风机来提供至患者的气道。鼓风机的出口通过柔性输送导管如上所述地连接到患者接口处。

[0032] 中枢起因的循环性呼吸疾病, 例如, 潮式呼吸可连同上气道阻塞一起发生。中枢驱动对呼吸肌肉组织的振荡可与对上气道肌肉组织驱动的振荡有关, 加重了上气道阻塞的任何趋势。任何通过向患者通气的尝试抵消呼吸驱动中自持振荡的方法在尝试输送通气辅助时需要上气道基本打开, 其中在低的患者努力期间比高的患者努力期间一般需要更多的通气驱动, 否则在某种程度上来说, 通气辅助在低的或零患者努力期间完全无效, 并因此不能稳定患者的通气。保持上气道打开的需要一般通过设置气道正压呼气 (EPAP) 来解决, 使得上气道一直保持打开。这可通过在称为滴定的过程中, 观察不同 EPAP 水平时的气道通畅的指示器来反复调整该 EPAP。滴定是技术性并一般昂贵的操作, 优选地在睡眠实验中进行, 并可能不产生足够的 EPAP 来克服上气道阻塞 (UAO)。这方面的原因包括有 UAO 一般是姿势性的, 而患者从来不会在滴定的夜晚表现出产生最严重的 UAO 的姿势, 这种最差的 UAO 姿势一般为仰卧。镇静剂和其它药物会变化地影响上气道。这是心脏衰竭的程度通过上气道水肿来影响上气道阻塞的程度的证据。因此, 心脏衰竭可恶化该上气道阻塞到在滴定夜晚不可期待的程度。

[0033] 本发明的一些实施例可涉及一种呼吸压力治疗设备。所述设备包括气流发生器, 以在患者接口处产生可呼吸的气流。所述设备还包括测量所述可呼吸气流的传感器。所述

设备还可包括控制器,所述控制器用于控制所述气流发生器,以在患者接口处输送可呼吸气流。所述可呼吸气流可调整为呼吸循环检测的函数。所述可呼吸气流可包括吸气部分和呼气部分,其中的呼气部分的压力一般低于吸气部分期间的压力,且每个所述呼气压力部分可包括压力上升。所述控制器还可通过多项式函数来控制所述呼气压力部分的压力上升。

[0034] 可选择地,在某些这种情况下,所述多项式函数可包括时间或阶段的函数。所述多项式函数可为线性,所述多项式函数可为三次函数。所述多项式函数可为二次函数。所述多项式函数可包括系数组与输入参数的乘积之和,所述输入参数可为呼吸气流,呼吸阶段和呼吸时间的至少其中之一的度量值。系数组可选择为检测的呼吸阶段的函数。可选择地,第一系数组可选择为用于较早的呼气部分,而第二系数组可选择为用于较晚的呼气部分。所述控制器可进一步设置为在呼气部分控制压力下降,使得所述压力下降在压力上升之后。所述压力下降可通过多项式函数来控制。可选择地,所述控制器可包括内呼气循环点设置,其中的控制器可将压力下降控制为内呼气循环点设置的函数。所述控制器可利用至少三次的多项式函数来控制吸气部分。该吸气部分的压力控制可在患者吸气期间减少压力。该吸气部分的压力的减少可跟随吸气部分的压力增加。所述压力上升的控制可为最大压力支持设定值的进一步函数。根据某些实施例的另一个方面,本发明为压力的自动控制,以在患者吸气和/或患者呼气部分期间提供调制的波形。

[0035] 在某些实施例中,不同波形的自动控制可通过压力模板来实行,所述压力模板例如为来自一个或多个线性,三次或二次函数的模板。

[0036] 在一些实施例中,呼气压力调制的自动控制可通过内呼气循环阈值来实施。

[0037] 在某些实施例中,吸气压力调制的自动控制可通过内-吸气循环阈值来实施。

[0038] 本发明的某些实施例涉及一种控制呼吸压力治疗装置的方法。所述方法可包括在患者的接口处产生可呼吸气流。所述可呼吸气流可调节成呼吸循环检测的函数。这样可呼吸气流可包括吸气压力部分和呼气压力部分,其中在呼气压力部分的可呼吸气体要比在吸气压力部分的可呼吸气体的压力一般要低,且所述每个呼气压力部分包括压力上升。所述方法还可包括利用多项式函数来控制呼气压力部分的压力上升。

[0039] 可选择地,所述多项式函数可包括时间或阶段的函数。所述多项式函数可为线性。例如,可为经过的呼吸时间的线性函数。所述多项式函数可为三次函数。所述多项式函数可为二次函数。所述多项式函数可包括系数组与输入参数的乘积之和,所述输入参数可为呼吸气流,呼吸阶段和呼吸时间的至少其中之一的度量值。该系数组可选择为检测呼吸阶段的函数。可选择地,第一系数组可选择为用于较早的呼气部分,而第二系数组可选择为用于较晚的呼气部分。在这种实施例下,所述方法还可包括在呼气部分控制气压下降,所述气压下降在压力上升之后,所述压力下降可通过多项式函数来控制。所述压力下降控制可为内呼气循环点设置值的函数。在某些实施例中,所述方法还包括利用至少三次的多项式函数来控制吸气压力部分。可选择地,该吸气压力部分的压力控制可在患者吸气期间减少压力。该吸气压力部分的压力的减少可跟随吸气部分的压力增加。可选择地,所述压力上升的控制可成为最大压力支持设置值的进一步函数。

[0040] 当然,上述方面的部分可形成本发明的子方面。同样,不同的子方面可与不同的方式来结合,并构成本发明的其它方面或子-方面。

[0041] 通过以下附图和具体实施方式,本发明的技术将详细阐明。

附图说明

[0042] 本申请以非限制性的实施例的方式,通过附图来说明,在附图中相同的附图标记代表相似的元件:

[0043] 治疗系统

[0044] 图1展示了与本申请有关的系统。佩戴患者接口3000的患者1000接收来自PAP装置4000提供的正压气体。来自PAP装置的气体在加湿器5000中加湿,并穿过气体回路4170到达患者1000处。

[0045] 治疗

[0046] 呼吸系统

[0047] 图2a为人类呼吸系统的整体图,所述人类呼吸系统包括鼻腔和口腔,喉,声带,食道,气管,支气管,肺,肺泡囊,心脏和隔膜。

[0048] 图2b展示了人类上气道,所述上气道包括鼻腔,鼻骨,侧鼻软骨,大翼软骨,鼻孔,上唇,下唇,喉,硬腭,软腭,咽部,舌头,会厌,声带,食道和气管。

[0049] 患者接口

[0050] 图3展示了传统的面罩类型的患者接口。

[0051] PAP装置

[0052] 图4a为根据本发明的PAP装置的分解图。

[0053] 图4b为图4a的PAP装置的一个实施例的气动回路图,其指明了上游和下游的方向。

[0054] 图4c为图4a的PAP装置的示例电气部件的简要图。

[0055] 加湿器

[0056] 图5展示了根据本发明一个方面的传统的加湿器。

[0057] 压力治疗调制系统

[0058] 图6展示了根据本发明呼吸压力治疗装置的示例部件。

[0059] 图7为气流和压力相对于时间的图,展示了在几个呼吸循环中的典型的双-水平压力治疗。

[0060] 图8为呼气压力调制的控制方法的一个示例。

[0061] 图9展示了一种示例压力波形,其具有根据图3的线性呼气调制。

[0062] 图10为呼气压力调制的控制方法的另一个示例。

[0063] 图11展示了基于本发明图5方法的基于呼气调制的具有潮气量的示例压力波形。

[0064] 图12为本发明呼气压力调制的控制方法的另一个实施例。

[0065] 图13展示了根据图12示例方法的具有三次函数调制的压力波形的示例。

[0066] 图14展示了根据图12示例方法的具有三次曲线呼气上升的压力波形的另一个实施例。

[0067] 图15展示了根据图12示例方法的具有形式为呼气上升和下降的三次曲线呼气调制的压力波形的另一个实施例。

[0068] 图16展示了根据图12示例方法的具有四次曲线呼气调制的压力波形的另一个实施例。

[0069] 图17展示了根据图12示例方法的具有四次曲线呼气调制的压力模板的另一个实施例;以及

[0070] 图18为本发明示例控制器结构的方块图。

具体实施方式

[0071] 在详细说明本发明之前,要说明本申请不限于所列举的特定实施例。在本发明所使用的术语仅限于描述特定实施例,而并非用于限制本发明。

[0072] 治疗系统

[0073] 根据图1,本发明包括用于治疗呼吸疾病的设备。所述设备包括气流发生器或鼓风机,用于通过导向至患者接口3000的气体输送管提供加压的呼吸气体(例如:PAP装置4000),例如空气至患者1000。

[0074] 例如,本申请涉及一种用于例如具有呼吸功能不全或COPD患者的压力治疗调制的方法和装置。尤其地,本发明的目的在于通过在呼气期间提供上升的压力模块来缓解内源性呼气未正压(PEEPi)的问题,以此保持气道打开并使得肺泡缩小。在本发明实施的一个这种呼吸压力治疗设备102被认为是图6或PAP装置4000。在图6的实施例中,所述装置包括控制器104,以根据一个或多个控制方法来调制在吸气或呼气阶段或吸气和呼气阶段的治疗压力。所述设备102一般包括气流发生器,例如伺服-控制鼓风机110。所述设备可用于与患者接口连接,所述患者接口例如为输送管112和面罩108。所述面罩可选择地为鼻罩,鼻部或口罩,全面罩或鼻枕或其它提供与患者呼吸系统密封的装置,以便在一个或多个高于大气压或环境压力的压力下提供压力治疗。可选择地,患者接口可包括气管导管。

[0075] 所述设备102还可包括传感器,例如压力传感器105和/或气流传感器106。在这种实施例中,压力传感器105,例如压力变换器可测量由鼓风机110产生的压力,并产生指示压力度量值的压力信号 $p(t)$,例如面罩压力或估计的面罩压力。相似地,气流传感器产生代表患者呼吸气流的信号,例如,可使用呼吸速度描记器和差压变换器或类似装置来测量接近患者接口或传感管(未图示)的气流,所述类似装置例如为利用一束管或导管来获得气流信号 $f(t)$ 的装置。其它传感器可用于产生气流或压力的数据,用于设备的控制方法。

[0076] 基于所述气流 $f(t)$ 和气压 $p(t)$ 的信号,所述具有一个或多个处理器的控制器104产生鼓风机控制信号。例如,所述控制器可产生理想的压力目标,并通过将目标和压力传感器度量值的状况进行对比来伺服-控制该鼓风机。因此,所述控制器104可通过鼓风机110来对输送到患者接口的压力进行控制改变。可选择地,这种对压力的控制可通过控制机械释放阀(未图示)的排气来实施,以此在保持相对稳定的鼓风机速率时来增加或减少排气。这种压力的改变可基于患者呼吸循环的检测,如此处所详细讨论的,例如通过分析来自传感器的流量信号或压力信号的数据。有了这种控制器或处理器,所述设备可根据编程压力输送功能或确定压力设定点的等式来用于许多不同的压力治疗疗法。

[0077] 因此,所述控制器104将一般地包括处理器,所述处理器用于实施如此处所述的运算的特定控制方法。因此,所述控制器可包括集成芯片,内存和/或其它控制指令,数据或信息存储介质。例如,包含这种控制方法的所述编程指令可在装置内存的集成芯片上进行编码。这种指令还可或可替代地通过合适的数据存储介质来当作软件或固件来下载。

[0078] 疗法

[0079] 因此,在一种形式中,本申请包括一种通过患者接口将正压施加到患者气道入口来治疗呼吸疾病的方法,所述方法例如通过PAP装置4000来完成。

[0080] 患者接口3000

[0081] 图3a展示了传统面罩-类型的非侵入式患者接口3000。其一般包括以下的功能方面:密封-形成结构3100,气动壳3200,定位和稳定结构3300,通风孔3400和用于连接气体回路4170 的连接端口3600。在某些形式中,一种功能方面可由一个或多个物理部件来提供。在某些形式中,一个物理部件可提供一种或多种功能方面。在使用中,所述密封-形成结构3100设置为向外围绕着患者的气道,来促进气体以正压提供至气道。通过这样,外部密封形成在患者的皮肤上。

[0082] PAP装置4000

[0083] 根据本发明一个方面的PAP装置4000包括机械和气动部件4100,电气部件4200,并编程来执行一个或多个运算。所述PAP装置具有外部壳4010。所述外部壳4010形成两个部分,外部壳4010的上部4012和外部壳4010的下部4014。在可替代的形式中,所述外部壳4010可包括一个或多个板4015。所述PAP装置4000具有支撑一个或多个所述PAP装置4000内部部件的底盘4016。在一个形式中,气动块4020通过底盘4016来支撑,或成为所述底盘4016 的一部分。所述PAP装置4000可包括把手4018。

[0084] 所述PAP装置4000的气动道包括进气过滤器4112,进气消声器4122,可控制压力装置4140,所述可控制压力装置4140可以提供正压的气体(优选为鼓风机4142),以及出气消声器4124。在气动道上包括有一个或多个压力变换器4272和气流变换器4274。

[0085] 气动块4020包括一部分的气动道,所述一部分的气动道位于外部壳4010之内。

[0086] 所述PAP装置4000具有电气电源4210,一个或多个输入装置4220,中心控制器,治疗装置控制器4240,治疗装置4245,一个或多个保护电路4250,内存4260,变换器4270,数据通信界面4280和一个或多个输出装置4290。电气部件4200可安装在单一印刷电路板组件(PCBA) 4202上。在一个可替换的形式中,所述PAP装置4000可包括多于一个PCBA4202。PAP装置4000的中心控制器,例如控制器104可进行编程来执行一个或多个算法模块,包括一个实施中的预处理模块,治疗发动模块,压力控制模块和错误状态模块。

[0087] 以下,PAP装置4000被互换地称为通风器。

[0088] PAP装置的机械/气动部件4100

[0089] 气体过滤器4110

[0090] 根据本发明一个形式的PAP装置可包括气体过滤器4110,或多个气体过滤器4110。

[0091] 在一种形式中,所述进气过滤器4112位于鼓风机4142的上游的气动道的开始部分,见图4b。

[0092] 在一种形式中,所述出气过滤器4114,例如一种细菌过滤器,位于气动块4020的出口和患者接口3000之间,见图4b。

[0093] 消声器4120

[0094] 在本申请的一种形式中,所述进气消声器4122位于鼓风机4142上游的气动道中。见图4b。在本发明的一种形式中,所述出气消声器4124位于鼓风机4142和患者接口3000之间的气动道上。见图4b。

[0095] 压力装置4140

[0096] 在本发明的一个形式中,用于产生正压气流的压力装置4140为可控制的鼓风机4142。例如,所述鼓风机可包括具有一个或多个螺旋形设置的叶轮的无刷直流电机4144。所述鼓风机可以例如约120升/分钟来输送提供的气流,其正压在约4cmH₂O至约20cmH₂O的范围内,或以其它达到约30cmH₂O的形式

[0097] 所述压力装置4140在治疗装置控制器4240的控制下。

[0098] 变换器4270

[0099] 在本发明的一种形式中,一个或多个变换器4270位于所述压力装置4140的上游。所述一个或多个变换器4270设置并用于测量气动道上该点的气体性质。

[0100] 在本发明的一个形式中,一个或多个变换器4270位于所述压力装置4140的下游,以及气体回路4170的上游。所述一个或多个变换器4270设置并用于测量在气动道该点的气体性质。

[0101] 在本发明的一种形式中,该一个或多个变换器4270位于接近患者接口3000之处。

[0102] 防回流阀4160

[0103] 在本发明的一个形式中,在加湿器5000和气动块4020之间设有防回流阀。所述防回流阀设置并用于减少水从加湿器5000向上游地流向例如电机4144的风险。

[0104] 气体回路4170

[0105] 根据本发明的气体回路4170设置并用于使得气动块4020和患者接口3000之间的气体或可呼吸气体的流动。

[0106] 氧气输送

[0107] 在本发明的一个形式中,提供的氧气4180输送到气动道的点处。

[0108] 在本发明的一个形式中,所提供的氧气4180进行气动道上游地输送。

[0109] 在本发明的一个形式中,所提供的氧气4180输送到气体回路4170处。

[0110] 在本发明的一个形式中,所提供的氧气4180输送到患者接口3000处。

[0111] PAP装置的电气部件4200

[0112] 电源4210

[0113] 在本发明的一个形式中,电源4210在所述PAP装置4000的外部壳4010的内部。在本发明的另一个形式中,所述电源4210位于所述PAP装置4000的外部壳4010的外部。

[0114] 在本发明的一个形式中,所述电源4210仅提供到PAP装置4000的电力。在本发明的另一个形式中,所述电源4210提供电力至PAP装置4000和加湿器5000。

[0115] 输入装置4220

[0116] 在本发明的一个形式中,所述PAP装置4000包括一个或多个输入装置4220,所述输入装置4220以按钮,开关或拨号的形式,使人可与装置互动。所述按钮,开关或拨号可为物理装置,或可通过触屏进入的软件装置。所述按钮,开关或拨号的一种形式可物理地与外部壳4010连接,或以另一种形式与接收器无线通信,所述接收器与中心控制器电连接。

[0117] 在本发明的一种形式中,所述输入装置4220可被设置并用于允许使用者去选择数值和/或菜单选择。

[0118] 中心控制器或处理器4230

[0119] 在本发明的一个形式中,所述中心控制器(如图所示的处理器4230)可为适于控制PAP装置4000的处理器,例如为x86INTEL处理器。

[0120] 适用于根据本发明的另一个形式来控制PAP装置4000的所述处理器4230可包括基于来自 ARM Holdings的ARM Cortex-M处理器的处理器。例如,可使用来自ST MICROELECTRONICS的STM32系列的微处理器。

[0121] 根据本发明另一种替代形式的适用于控制PAP装置4000的另一个处理器4230包括选自 ARM9-基32-位RISC CPUs家族的部件。例如,可使用来自ST MICROELECTRONICS的STR9系列微处理器。

[0122] 在本发明的一个可替代的实施例中,可使用16-位RISC CPU作为PAP装置4000的处理器 4230。例如可使用由来自TEXAS INSTRUMENTS生产的微控制器MSP430家族的处理器。

[0123] 所述处理器4230用于接收来自一个或多个变换器4270,以及一个或多个输入装置4220的输入信号。

[0124] 所述处理器4230用于将提供信号至一个或多个输出装置4290,治疗装置控制器4240,数据通信界面4280和加湿器控制器5250。

[0125] 所述处理器4230,或多个所述处理器可用于实施一个或多个在此所述的方法,例如表达成存储在内存4260中的计算机程序的一个或多个算法4300。在某些情况下,如前所述,这种处理器可集成到PAP装置4000中。然而,在某些装置中,例如为了进行在此所述的任何方法而并非直接地控制呼吸治疗的输送时,所述处理器可从PAP装置的气流发生部件中离散地实施。例如,为了通过分析如来自在此所述的任何传感器的存储数据来确定通气或其它呼吸有关事件的控制设定时,这种处理器可进行在此所述的任何方法。

[0126] 时钟4232

[0127] 所述PAP装置优选地包括与所述处理器4230连接的时钟4232。

[0128] 治疗装置控制器4240

[0129] 在本发明的一个形式中,所述治疗装置控制器4240为压力控制模块4330,所述压力控制模块4330形成由所述处理器4230执行的部分的算法4300。

[0130] 在本申请的一种形式中,所述治疗装置控制器4240为电机控制专用集成电路。例如,可使用由ONSEMI生产的无刷直流电机控制器的MC33035的一种形式。

[0131] 保护电路4250

[0132] 优选地,根据本发明的所述PAP装置4000包括一个或多个保护电路4250。

[0133] 根据本发明的一种形式的保护电路4250为电气保护电路。

[0134] 根据本发明的一种形式的保护电路4250为温度或压力安全电路。

[0135] 内存4260

[0136] 根据本发明的一个形式,所述PAP装置4000包括内存4260,优选为非易失性内存。在某些形式中,所述内存4260包括电池驱动的静态随机存储器(RAM)。在某些形式中,内存4260 包括易失性RAM。

[0137] 优选地,所述内存4260位于PCBA4202。内存4260的形式可以为EEPROM或NAND闪存。此外或可替代地,所述PAP装置4000包括内存4260的可去除形式,所述内存例如为根据安全数字标准制成的内存卡。

[0138] 变换器4270

[0139] 所述变换器可在PAP装置的内部,或PAP装置的外部。外部变换器可例如位于如患者接口的气体输送回路处,或形成所述患者接口的气体输送回路的部分。所述外部变换器

可为非接触式传感器的形式,例如传输或转移数据至PAP装置的多普勒雷达运动传感器。

[0140] 气流

[0141] 根据本发明的气流变换器4274可基于压差变换器,例如:来自SENSIRION的SDP600系列的压差变换器。所述压差变换器与气动回路为流体连通,所述每个压力变换器的其中之一与各自的流体限制元件中的第一和第二点连接。

[0142] 在使用中,来自流量变换器4274的信号或总的流量 Q_t 信号通过处理器4230来接收。然而,可使用其它传感器来产生这种流量信号或估计流量。例如,在某些实施例中可使用质量流量传感器,例如:热线式质量流量传感器来产生流量信号。可选择地,可从在此所述的其它传感器中的一个或多个信号来估计流量,例如,根据美国专利申请12/192,247所描述的方法来估计流量,该申请的内容在此参考引用。

[0143] 压力

[0144] 根据本发明的压力变换器4272与气动回路流体连通。一种合适的压力变换器的例子是来自HONEYWELL ASDX系列的传感器。可替代的合适的压力变换器是来自GENERAL ELECTRIC的NPA系列的传感器。

[0145] 在使用中,来自压力变换器4272的信号通过处理器4230来接收。在一种形式中,来自压力变换器4272的信号在被所述处理器4230接收之前经过过滤。

[0146] 电机速率

[0147] 在本发明的一种形式中可产生电机速率信号4276。所述电机速率信号4276可优选地通过治疗装置控制器4240来提供。所述电机速率可例如通过速率传感器,例如霍尔效应传感器来产生。

[0148] 数据通信系统

[0149] 在本发明的一个优选的形式中,提供了一种与所述处理器4230连接的数据通信界面4280。

[0150] 所述数据通信界面4280优选地可与远程外部通信网络4280连接。所述数据通信界面4280优选地可与本地外部通信网络4284连接。优选地,所述远程外部通信网络4282可与远程外部装置4286连接。优选地,所述本地外部通信网络4284可与本地外部装置4288连接。

[0151] 在一种形式中,所述数据通信界面4280为处理器4230的一部分。在另一种形式中,所述数据通信界面4280是与所述处理器4230分开的集成电路。

[0152] 在一种形式中,所述远程外部通信网络4282为因特网。所述数据通信界面4280可用有线通信(例如:通过以太网或光线)或无线协议来与因特网连接。

[0153] 在一种形式中,所述本地外部通信网络4284利用一个或多个通信标准,例如蓝牙,或消费者红外协议。

[0154] 在一种形式中,所述远程外部装置4286为一个或多个计算机,例如一串网络计算机。在一种形式中,所述远程外部装置4286可为虚拟计算机,而不是实体计算机。无论在哪种情况下,这种远程外部装置4286可由合适的授权人进入,例如:医生。

[0155] 优选地,所述本地外部装置4288为个人计算机,手机,平板电脑或远程控制。

[0156] 输出装置4290包括可选择的显示器,警报

[0157] 根据本发明的输出装置4290的形式可为视觉,声音和触觉单元的一个或多个形式。视觉显示器可为液晶显示器(LCD)或发光二极管(LED)显示器。

[0158] 显示器驱动4292

[0159] 显示器驱动4292接收用于在显示屏4294显示的字符,符号或图片,并将其转换成指令,使得所述显示器4294显示那些字符,符号或图片。

[0160] 显示器4294

[0161] 显示器4294用于视觉上显示字符,符号或图片来回应从显示器驱动4292接收到的指令。例如,显示器4294可为8段显示器,这种情况下的显示器驱动4292将每个字符或符号,例如图“0”转换成8个逻辑信号,所述逻辑信号指示8个分别的段是否被启动以显示特定的字符或符号。

[0162] 治疗装置4245

[0163] 在本发明的一个优选的形式中,所述治疗装置4245在控制模块4330的控制下来输送治疗至在此所述的患者1000。

[0164] 优选地,所述治疗装置4245为气体正压装置和/或加湿治疗装置。

[0165] 加湿器5000

[0166] 在本发明的一种形式中提供了一种加湿器5000,所述加湿器5000包括蓄水池和加热板5240。这种加湿器可提供空气中的水蒸气。

[0167] 压力调制控制

[0168] 在某些实施例中,这种控制器用于产生双-水平压力治疗,例如如美国专利7,128,069中所述的具有呼气减压的压力治疗,该专利在此参考引入。因此,可对每个吸气设置治疗压力,并通过选择呼气减压(EPR)的减少水平来减少压力。所述EPR水平可使得患者呼吸更舒服。

[0169] 图7展示了来自双水平压力治疗装置的压力传感器的典型的压力信号200,其以普通的时间比例展示了在来自流量传感器的流量信号204。某些情况下,这种压力信号200包括气道正压吸气(IPAP),所述气道正压吸气(IPAP)进行输送并在患者吸气期间保持基本恒定(如图7的“INSP”所示),并包括气道正压呼气(EPAP),所述气道正压呼气(EPAP)经过输送并在患者呼气期间保持基本恒定(如图7的“EXP”所示)。可选择地,可用在EPAP和IPAP之间的可调节的上升和下降时间来实施所述压力治疗,如图7中的特定情况所示。所述压力治疗还包括可调节的循环比例或触发灵敏度。具有现有的基于来自传感器数据的已知方法来检测患者吸气阶段(被称为“触发”的开始)和呼气阶段(被称为“循环”的开始)。这种方法可利用呼吸循环来使IPAP和EPAP的压力改变同步进行。其它的阶段检测方法包括如公开号为2010/0101574的美国专利申请所述的记录阶段;如美国专利申请6,532,957中所述的模糊阶段,或如公开号为2011/0139153的美国专利所述的S-模式阶段,这些专利所公开的内容在此参考引入。这种触发和循环设置一般分别引发该压力治疗设备的吸气循环的开始(例如IPAP)以及该压力治疗设备的呼气循环的开始(例如:EPAP)。在图7所展示的接近EPAP或IPAP结束的微小的压力干扰可对面罩处检测的压力改变有贡献,所述压力改变由患者从吸气到呼气或从呼气到吸气的改变所引起,其区别于任何双水-平控制器的压力控制方法。

[0170] 然而,在本发明的某些实施例中,例如以下讨论的具有吸气压力调制和/或呼气压力调制的实施例中,所述控制器可实施如上述的产生典型双-水平压力治疗改变的算法过程。

[0171] (A) 线性压力调制

[0172] 图8的流程图展示了这种控制器104的示例方法或算法。在332处,所述控制器控制呼吸压力治疗设备102以在患者接口处产生可呼吸气流。例如,在通过来自传感器的压力和/或气流数据的分析而检测到的吸气或呼气时,所述可呼吸气流可调节为患者呼吸循环检测的函数。所产生的可呼吸气流可随后包括吸气压力部分和呼气压力部分,使得呼气压力部分的压力可一般低于吸气压力部分。在某些情况下,所产生的呼气压力部分可包括压力上升。

[0173] 在334处,呼气压力部分的压力上升可利用经过呼吸时间的线性函数,由控制器来控制。

[0174] 例如,图9展示了在线性斜坡模板的控制下所产生的压力。如图9所示,所述吸气压力可在例如典型双-水平压力治疗中产生恒定压力。然而,该呼气压力在最初的下降,上升之后可调制为与呼气时间成线性比例。

[0175] 例如,在检测到呼气时,所述控制器根据以下呼气压力函数所产生的模板来设置呼气压力

$$[0176] \quad P_{\text{exp}} = \left[\frac{(T_{\text{cur}} - T_{\text{ft}})}{T_{\text{lexp}}} \right] * A * P_{\text{ps}}, \text{ 对于 } T_{\text{cur}} \geq T_{\text{ft}}$$

$$[0177] \quad P_{\text{exp}} = \left[\left(1 - \frac{T_{\text{cur}}}{T_{\text{ft}}}\right)^2 \right] * B * P_{\text{ps}}, \text{ 对于 } T_{\text{cur}} < T_{\text{ft}}$$

[0178] 其中: P_{exp} 为呼气压力的设置点, T_{cur} 为检测的呼吸呼气阶段的当前的样品计数或经过的时间, T_{ft} 为设置的呼气下降时间, T_{lexp} 为设置的或期望的呼气持续时间, P_{ps} 为最大压力支持值;且A和B为缩放常数。这些常数可设置来促进呼气压力模板的缩放。它们可在正实数范围内。这种常数的一个用意在于在呼气压力模板上升时改变速率。然而,它们可用于其它目的(例如,来限制 P_{exp} 至某个范围)。

[0179] 然而,在某些情况下,当 $T_{\text{cur}} < T_{\text{ft}}$ 时,可使用标准压力模块。

[0180] 在某些实施例中,期望的呼气持续时间 T_{exp} 可设置为常数。可选择地,可基于患者的呼吸循环而成为已知值。例如,如果设置成常数,其可任意选择为正常患者呼气时间的代表。可选择地, T_{lexp} 可基于一些有意义的与患者呼吸模式的检测有关的参数。例如,其可为在先测量吸气时间(例如, T_{i})的函数,一些最大的在先测量吸气时间(例如, T_{imax}),一些最大的在先测量呼气时间(例如, T_{amax})。可选择地,所述期望的呼气时间可基于模糊阶段的检测,例如在美国专利6,810,876中所描述的阶段。该专利的内容在此参考引入。可选择地,可通过对患者的呼吸模式应用机器可知的算法来得到 T_{lexp} 。在一个实施例中, T_{lexp} 可计算为数个在先呼吸(例如,2-7个范围的呼吸数量,例如5)的平均呼气时间(T_{exp}),其可在合适的缓冲区中追踪。可选择地,缩放常数A可基于最大压力支持(P_{ps})来计算。术语“压力支持”可被认为吸气结束的期望瞬时压力和呼气结束的期望瞬时压力之间的差。数学上,A的计算可表示成: $A = P_{\text{ps}} * B$,其中的B为范围在[0,1]的增益系数。

[0181] 如图9所示,基于这种线性函数,所产生的线性呼气上升LER在具有下降时间的IPAP水平压力下降之后发生。

[0182] B. 集成的气流压力调制

[0183] 如10展示了由控制器104实施的另一方法或算法的实施例。在552处,所述控制器控制呼吸压力治疗设备102以在患者接口处产生可呼吸气流。例如,在通过来自传感器的气压和/或气流数据的分析而检测到的吸气或呼气时,所述可呼吸气流可调节成患者呼吸循环检测的函数。所产生的可呼吸气流随后包括吸气压力部分和呼气压力部分,使得呼气压力部分的压力一般低于吸气压力部分。在某些情况下,所产生的呼气压力部分可包括压力上升,在554,呼气压力部分的压力上升可由控制器来控制成潮气量或潮气量度量值,例如测量的呼气流函数的函数。例如,压力上升可以由控制器生成为多个在先呼吸循环的潮气量度量值的函数,以及参考压力和目标呼气压力设置之间的差。所述参考压力可例如包括特定循环的最小压力。所述多个在先呼吸循环的潮气量度量值的函数可包括数据评估,例如平均值,中位值,百分比值等的计算。

[0184] 在一个这种实施例中,图11展示了由实施集成气流模块来控制的压力曲线。在该实施例中,所述吸气压力可选择性地为恒定压力(例如:IPAP)。然而,在呼气循环部分,该呼气压力可调制成与呼出气流成比例的上升。图11展示了这种集成气流呼气上升(图11中的“IFER”),其在从IPAP压力下降之后发生。

[0185] 在某些实施例中,这种集成的呼气气流上升可通过根据以下方法确定的呼气模板来实施:

[0186] (a) 瞬时潮气量通过以下函数,基于来自传感器的数据,例如来自气流信号的数据来重复计算:

$$[0187] \quad I_{vt}(i) = \left(I_{vt}(i-1) + \frac{|Q_c|}{F_s} \right)$$

[0188] 其中 I_{vt} 为瞬时潮气量;

[0189] $|Q_c|$ 为当前流量的绝对值;

[0190] F_s 为样品速率;

[0191] (b) 压力三角 P_Δ 可通过EPAP压力的“基线”(图11中的BPAP表示)(其一般在呼气循环中为最小的面罩压力)和目标EPAP(或呼气结束,或接近呼气结束的期望目标压力设定)之间的差值来确定(如图11中的TPAP所示):

$$[0192] \quad P_\Delta = P_{\text{targ}} - P_{\text{epap}}$$

[0193] 其中, P_{epap} 为最小或基线EPAP压力;以及

[0194] P_{targ} 为目标EPAP。

[0195] (c) 可通过以下式来随后计算新的呼气压力:

$$[0196] \quad P_{\text{exp}} = \left(P_\Delta * A * \frac{I_{vt}}{VT_{\text{ave}}} \right) + P_{\text{epap}}$$

[0197] 其中, P_{exp} 为新的呼气压力;

[0198] P_{epap} 为基线或最小EPAP压力;

[0199] P_Δ 为压力三角;

[0200] I_{vt} 为瞬时潮气量;以及

[0201] A 和 VT_{ave} 为缩放常数。

[0202] 可设置常数A来促进呼气压力模块的缩放,及其在正实数范围内的数值。A的一个目的在于改变呼气压力模板上升的速率。然而,其可用于其它目的(例如,限制 P_{exp} 至一定范围)。该比例常数 VT_{ave} 可计算为患者最近潮气量的平均值。例如,可在2-8范围的呼吸数量,例如5个呼吸的平均数来选取。对多个呼吸数量取平均值同样可以,而这种平均可以是整晚或治疗阶段的呼吸数量的平均数。 VT_{ave} 的一个目的在于允许 P_{exp} 缩放到设定IPAP。

[0203] C. 多项式函数模板

[0204] 流程图12展示了由所述控制器104实施的另一个方法或算法的实施例。在772处,控制器控制像呼吸压力治疗设备102以在患者接口处产生可呼吸气流。例如,在通过来自传感器的压力和/或气流数据的分析而检测到的吸气或呼气时,所述可呼吸气流可调节成患者呼吸循环检测的函数。所产生的可呼吸气流可随后包括吸气压力部分和呼气压力部分,使得所述呼气压力部分的压力可一般低于吸气压力部分。在某些情况下,所产生的呼气压力部分可包括压力上升。在774处,呼气压力部分的压力上升可利用多项式函数,例如二次函数或至少三次函数来由控制器所控制。可选择地,在某些情况下,所述函数可为线性函数,例如呼气三角波。因此,在呼气期间的压力调制可通过这种函数来控制。例如,呼气压力上升可利用控制器以三次函数,四次函数等来产生。类似地,在吸气期间的压力调制可通过这种函数来控制。通过这种函数来调制的吸气和/或呼气压力的控制方法可被认为用于以下的实施例。

[0205] 1. 双峰(三次曲线)

[0206] 图13展示了双峰模板。在该实施例中,所述吸气和呼气压力都是基于多项式函数,例如三次函数而来的模板,或利用所述多项式函数,例如三次函数的模板来调制的。在该例子中,所述吸气压力在吸气期间调制,以便获得较早的循环(呼气阶段的开始)。如图13所示,吸气压力可在患者吸气中达到其峰值水平(IPAP)并下降回到EPAP的压力水平。例如,其会在吸气时间的大约一半之前发生(例如,中段吸气如图13中所示的“Mid-INSPIRE”)。相似地,在呼气期间的压力可调制成在呼气开始时上升并在较晚的呼气中下降。在某些情况下,呼气期间的曲线的峰值可发生在呼气时间大约一半之前(例如:中间-呼气如图13中的“Mid-EXPIRE”)所示)。

[0207] 吸气模板

[0208] 以下计算可得到如图13所示的压力曲线的吸气压力模板:

$$[0209] \quad P_{insp} = [ax^3 + bx^2 + cx + d] * P_{ps} * A$$

[0210] 其中, P_{insp} 为新的吸气压力;

[0211] $\{a, b, c, d\}$ 为三次函数的常数;

[0212] x 是基于患者呼吸循环的当前阶段的检测而计算得到;以及

[0213] P_{ps} 是最大的压力支持;以及

[0214] A 可进行设定来促进吸气压力模板的缩放,其范围是任意正实数的范围。这种常数的一个例子可改变吸气压力模板上升时的速率。然而,该常数可用于其它目的(例如,来限制 P_{insp} 至一定范围)。

[0215] 数学上 x 可由以下状态来表示或确定:

$$[0216] \quad x = \begin{cases} \varphi_{curr}, & \varphi_{curr} \leq \varphi_{icyc} \\ \varphi_{icyc} & \end{cases}$$

$$[0217] \quad x = \begin{cases} \frac{\varphi_{curr} - \varphi_{icyc}}{\varphi_{imax} - \varphi_{icyc}}, & \varphi_{icyc} < \varphi_{curr} \leq \varphi_{imax} \\ \varphi_{imax} - \varphi_{icyc} & \end{cases}$$

[0218] $x = \{1, \text{其他情况}\}$

[0219] 其中, φ_{curr} 为当前阶段, 并在吸气期间, 其值为 $[1, \varphi_{imax}]$, 其中的 1 为吸气的开始, φ_{imax} 为吸气结束的阶段。

[0220] φ_{icyc} 为在达到吸气压力峰值的点的阶段。

[0221] 在一个实施例中, 模板的多项式函数的常数可设定如下:

[0222] $a = -0.37759$

[0223] $b = -0.24482$

[0224] $c = 1.62241$

[0225] $d = 0$

[0226] 然而, 这些常数可根据期望调节成任何数值。

[0227] 呼气模板

[0228] 以下计算可用于图 13 所示的压力曲线的呼气压力模板:

[0229] $P_{exp} = [ax^3 + bx^2 + cx + d] * P_{ps} * A$

[0230] 其中: P_{exp} 为新的呼气压力;

[0231] $\{a, b, c, d\}$ 为三次函数的常数。应当注意的是上述标记的常数“a”, “b”, “c”和“d”相对于其它的引入的与吸气模板相关的常数, 以及几个其它的在此讨论的常数设置具有相同的命名。这种命名约定不应当理解为具有相同或不同名字的常数应当分别具有相同或不同的数值。例如, 在某些情况下, 它们具有相同的数值, 但在某些情况下, 它们具有不同的数值, 这和表示的名字无关。

[0232] x 基于当前阶段来计算;

[0233] P_{ps} 为最大压力支持; 以及

[0234] 可设定 A 来促进呼气压力模板的缩放。其范围可在任意正实数范围内。这种常数的一个目的在于可改变呼气压力模板上升的速率。然而, 可用于其它目的 (例如, 限制 P_{exp} 至一定范围)。在数学上, x 可根据以下情况来确定:

$$[0235] \quad x = \begin{cases} \varphi_{ecurr}, & \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{ecyc} \\ \varphi_{ecyc} & \end{cases}$$

$$[0236] \quad x = \begin{cases} \frac{\varphi_{emax} - \varphi_{ecurr}}{\varphi_{emax} - \varphi_{ecyc}}, & \varphi_{ecyc} < \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{emax} \\ \varphi_{emax} - \varphi_{ecyc} & \end{cases}$$

[0237] $x = \{1, \text{其他情况}\}$

[0238] $\varphi_{ecurr} = \varphi_{curr} - \varphi_{imax}$

[0239] 其中, φ_{curr} 为当前阶段, 在呼气阶段中, 其范围在 $[\varphi_{i\max}, \varphi_{e\max}]$ 之间;

[0240] $\varphi_{i\max}$ 为呼气开始的阶段;

[0241] $\varphi_{e\max}$ 为呼气结束的阶段;

[0242] φ_{cyc} 为发生内呼气时呼气循环点的循环点设定。

[0243] $\varphi_{e\max}$ 可设置为常数或基于患者呼吸循环来得知。如果设置为常数, 可被任意地选择或可基于与患者呼吸模式有关的有意义的参数, 例如 $T_i, T_{i\max}, T_{e\max}$, 或如前所述的变化的模糊阶段。可替代地, $\varphi_{e\max}$ 可通过将机械可行的运算用于患者的呼吸模式中来得知。在一个实施例中, $\varphi_{e\max}$ 可基于在先呼吸循环的时间来计算, 例如在合适缓冲器中记录的多个在先呼气循环的平均持续时间。例如, 其可基于5次呼吸呼气时间的平均值 (T_{exp})。

[0244] 在一个实施例中, 函数的常数如下设置:

[0245] $a = -0.37759$

[0246] $b = -0.24482$

[0247] $c = 1.62241$

[0248] $d = 0$

[0249] 然而, 这些系数可根据期望设置成其它数值。

[0250] 2. 三次曲线呼气压力上升

[0251] 图14展示了三次曲线上模板。在该实施例中, 所述吸气压力可维持在基本恒定的压力水平下。至少一部分的呼气压力基于三次函数来进行调制以产生三次曲线的呼气上升(如图14中的“CER”所示)。以下函数可用于控制这种呼气压力调制的生成。

[0252] 呼气模板

[0253] 可通过以下等式来计算呼气压力模板:

[0254] $P_{exp} = [ax^3 + bx^2 + cx + d] * P_{ps} * A$

[0255] 其中: P_{exp} 为新的呼气压力;

[0256] $\{a, b, c, d\}$ 为三次函数的常数;

[0257] x 基于当前阶段来计算;

[0258] P_{ps} 为最大压力支持; 以及

[0259] A 可进行设定以促进呼气压力模板的缩放。其范围可在任意正实数范围。这种常数的一个目的在于改变呼气压力模板上升时的速率。然而, 其可用于其它目的(例如: 限制 P_{exp} 至特定范围)。在该实施例中, 与之前的实施例相似, x 可根据以下状态来确定:

[0260]
$$x = \begin{cases} \frac{\varphi_{ecurr}}{\varphi_{e\max}}, & \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{e\max} \\ 1, & \text{其他情况} \end{cases}$$

[0261] $x = \{1, \text{其他情况}\}$

[0262] $\varphi_{ecurr} = \varphi_{curr} - \varphi_{i\max}$

[0263] 其中, 在呼气中, φ_{curr} 范围在 $[\varphi_{i\max}, \varphi_{e\max}]$ 之间;

[0264] $\varphi_{i\max}$ 为在呼气开始时的阶段; 以及

[0265] $\varphi_{e\max}$ 为呼气结束时的阶段; 如在前的实施例, $\varphi_{e\max}$ 可设置为常数, 或可基于患者的呼吸循环而得知。该 $\varphi_{e\max}$ 可任意地选择, 或基于与患者呼吸模式有关的有意义的参数来

选择,例如 T_i, T_{imax}, T_{emax} 或前述的模糊相。可替代地, φ_{emax} 可通过将机械可知的运算应用到患者呼吸模式中来得知。

[0266] 在一个实施例中, φ_{emax} 可基于在先呼吸循环的时间来计算,例如,平均值,中位数,最小值,第95个百分位数,或在合适的缓冲器中记录的多个在先呼气循环的最大持续时间。例如,可基于五次呼吸呼气时间 (T_{exp}) 的平均值。可选择地,其可为平均值,中位数,第95个百分位数,最近的呼气阶段结束的最大或最小值。在一个实施例中,所述常数可如下设定:

[0267] $a=0.4$

[0268] $b=-1.6$

[0269] $c=2.2$

[0270] $d=0$

[0271] 然而,它们可根据期望调节成其它数值。

[0272] 3整体三次曲线

[0273] 图15展示了三次曲线的整个模板。在该实施例中,吸气压力可选择地设定成基本恒定的压力。然而,呼气压力可基于三次函数来调制包括压力上升。此外,整个压力调制函数可包括呼气压力上升,紧随着呼气压力下降。呼气调制函数的峰一般临近于中间呼气点,但可位于呼气期间任何点。其可通过以下三次函数来控制。

[0274] 呼气模板

[0275] 呼气压力模板可用以下等式来设置:

[0276] $P_{exp}=[ax^3+bx^2+cx+d]*P_{ps}*A$

[0277] 其中, P_{exp} 为新的呼气压力;

[0278] $\{a, b, c, d\}$ 为三次函数的常数,而 x 可基于目前阶段来计算;

[0279] P_{ps} 为最大的压力支持;以及

[0280] A 可进行设定以促进呼气压力模板的缩放。其范围可在任意正实数范围。这种常数的一个目的在于改变呼气压力模板上升时的速率。然而,其可用于其它目的(例如:限制 P_{exp} 至特定范围)。如前所述,在该实施例中,呼气模板基于对应于呼气期间的峰值的呼气循环点。因此, x 可根据以下状态来确定:

$$[0281] \quad x = \begin{cases} \frac{\varphi_{ecurr}}{\varphi_{ecyc}}, & \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{ecyc} \end{cases}$$

$$[0282] \quad x = \begin{cases} \frac{\varphi_{emax} - \varphi_{ecurr}}{\varphi_{emax} - \varphi_{ecyc}}, & \varphi_{ecyc} < \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{emax} \end{cases}$$

[0283] $x = \{1, \text{其他情况}\}$

[0284] $\varphi_{ecurr} = \varphi_{curr} - \varphi_{imax}$

[0285] 其中,在呼气中 φ_{curr} 的范围在 $[\varphi_{imax}, \varphi_{emax}]$ 之间;

[0286] φ_{imax} 为呼气开始的阶段;

[0287] φ_{emax} 为上述的呼气结束的阶段;

[0288] φ_{ecyc} 为内呼气循环的呼气循环点设定。

[0289] 在图15的实施例中,系数可基于确定的呼气阶段(例如, φ_{ecurr})结合内呼气循环点来设定,其中的第一设定选自呼气的较早部分,而第二设定选自呼气的较晚部分。应当明白系数的不同数值和内呼气循环点可根据期望来实施。

[0290] 对于, $\varphi_{ecurr} \leq \varphi_{ecyc}$ 所分配的对于呼气压力控制的系数设置如下:

[0291] $a = -0.37759$

[0292] $b = -0.24482$

[0293] $c = 1.62241$

[0294] $d = 0$

[0295] 对于 $\varphi_{ecyc} < \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{emax}$ 所分配的呼气压力控制的系数设置如下:

[0296] $a = 3.77759$

[0297] $b = 1.84482$

[0298] $c = 1.0$

[0299] $d = 0$

[0300] 如图15所示,由这种呼气模板的控制下生成的压力可包括尖锐的上升梯度和尖锐的下降梯度。尽管应用了上述的三次函数来达到这些梯度,这些梯度可用其它模仿呼气压力调制的方式来获得。此外,这些梯度特征的变化可同样被实施。例如,在一个实施例中,三次上升函数可与指数下降函数结合,或三次下降函数可与指数上升函数结合。这种函数的转换可相应于呼气循环点,所述呼气循环点用作函数调节的阈值。

[0301] 4四次曲线调制

[0302] 图16展示了由四次曲线模板控制下产生的波形。在该实施例中,吸气压力可选择地为基本恒定的压力。然而,该呼气压力可根据如下的四次函数来调制:

[0303] 呼气模板

[0304] 可根据以下等式来计算呼气压力模板:

[0305] $P_{exp} = [ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e] * P_{ps} * A$

[0306] 其中, P_{exp} 为新的呼气压力;

[0307] $\{a, b, c, d, e\}$ 为四次函数的系数;

[0308] x 可根据当前的阶段来计算;

[0309] P_{ps} 为最大压力支持;以及

[0310] A 可进行设定以促进呼气压力模板的缩放。其范围可在任意正实数范围。这种常数的一个目的在于改变呼气压力模板上升时的速率。然而,其可用于其它目的(例如:限制 P_{exp} 至特定范围)。变化的 x 可根据以下状态来计算:

[0311]
$$x = \begin{cases} \frac{\varphi_{ecurr}}{\varphi_{emax}}, & \varphi_{ecurr} \leq \varphi_{emax} \\ \varphi_{emax} & \end{cases}$$

[0312] $x = \begin{cases} 1, & \text{其他情况} \end{cases}$

[0313] $\varphi_{ecurr} = \varphi_{curr} - \varphi_{imax}$

[0314] 其中, φ_{curr} 在呼气中的范围为 $[\varphi_{imax}, \varphi_{emax}]$ 之间;

[0315] $\varphi_{i\max}$ 为呼气开始的阶段;

[0316] $\varphi_{e\max}$ 为呼气结束的阶段,其可根据上述讨论来设置或确定。

[0317] 四次函数的常数可设置成以下示例的默认值:

[0318] $a=1.0$

[0319] $b=-2.0$

[0320] $c=1$

[0321] $d=0$

[0322] $e=0$

[0323] 这些数值结合四次函数可产生对应于如图11的呼气调制的模板。然而,这些数值可根据期望调节成其它的数值。此外,可使用任何合适的自动方法来基于不同的系数设置来设置或调节常数。例如,上述值导致了如图11中的上升和下降梯度之间的中间-呼气的峰值所示的内呼气循环点,而没有例如 φ_{ecyc} 的明确的呼气循环点。然而在某些实施例中如上述的三次函数所示,可实行这种呼气循环点设置 φ_{ecyc} ,并基于该设定在给定的呼气循环中选择不同的系数设定。可替代地,在某些实施例中,可使用单一的设定来用于呼气循环,取决于理想的循环点。例如,可基于理想的内呼气循环点来参数化并数学解决这些函数。因此,取决于可检测的患者状态,在一个一个循环的基础上可利用一个或多个不同的系数设定来允许在呼气中的循环点的时间位置的自动移位。图17展示了不同压力时间曲线或压力模板,其具有引用不同系数来获得的不同的循环点(例如,比图16中循环点要更后或更早的点)。

[0324] 图17展示了具有四次呼气调制的压力模板家族,其对应于图16的示例方法。这些模板的家族通过变化四次系数 a, b, c, d 和 e 来生成,并代表了可用于呼气期间压力调制的形状范围。示例系统的结构

[0325] 图18的方块图展示了另一个适用于实施本发明压力调制技术的控制器的系统结构。在该图中,所述用于呼吸压力治疗设备(未图示)的控制器1301可包括一个或多个处理器1308。所述装置还可包括显示器界面1310来输出压力和/或气流(例如,气流和/或压力相比于时间曲线,如图4a-4c,6,8和9-12等所示),例如监控器或LCD板。用户控制/输入界面1312,例如,以键盘,触板,控制按钮,鼠标等形式还可提供使得用户启动或修改在此所述的方法的控制参数或设定。所述装置还可包括传感器或数据界面1314,例如,总线,用于与传感器通信。所述数据界面1314接收/传输例如编程指令,流量数据,压力数据,吸气或呼气调制等的设定的数据。所述装置还一般包括具有上述方法的指令(例如图8-18)的内存/数据存储部件1320。这些可包括处理器,所述处理器控制在1322的流量和/或信号处理的指令,如在此所详细描述。他们还可包括处理器,所述处理器在1324处控制压力控制和调制的指令(例如:线性函数,三次函数,四次函数,循环检测,阶段检测等)。最后,它们可包括这些方法的存储数据1326,例如压力数据,流量数据,系数,系数组,函数,表格,线性模板,多项式模板,引发设定,循环设定,内-吸气循环设定,内呼气循环设定,其它设定等。

[0326] 在其它实施例中,所述用于控制上述方法的控制指令的处理器作为软件包含在计算机的可读记录介质中,其用于一般目的的计算机,使得一般目的的计算机可根据在此所述的任何方法,在下载软件到其中时用作特定目的的计算机。

[0327] 在上述的说明以及附图中,特定的术语,等式和附图标记用于更彻底地理解本发

明。在某些例子中,这些术语和符号可表明不需要实施这种技术的特定细节。例如,尽管术语“第一”和“第二”可在此使用,但除非另有说明,这些语言不限于提供特定的顺序,而只是帮助理解本发明的特别的元件。此外,尽管在检测方法中的方法步骤已经在附图中以一种顺序来进行说明,但这种顺序并非一定必要的。本领域的技术人员应当明白这种顺序可进行修改和/或其中的一些方面可平行实施。此外,尽管可独立地使用在此的特征,可对呼吸压力治疗设备进行不同的结合,例如,在此所述的任何的呼气压力调制函数可与任何的在此所述的吸气压力调制函数结合。其它的修改可在不偏离本发明精神和领域的情况下进行。

[0328] 词汇表

[0329] 为了公开本发明的技术,在某些技术形式中使用了以下的定义。在其它的技术形式中可使用替代性的定义。

[0330] 总述

[0331] 气体:在本发明的某些形式中,提供至患者的气体可为大气,在本发明的其它形式中,气体可以氧气来补充。

[0332] 持续气道正压(CPAP):CPAP治疗意味着将可呼吸气体提供到气道入口的应用是相对于大气压的持续正压,病优选地在整个患者的呼吸循环中为恒定的。在某些形式中,在单个呼吸循环中,气道入口的压力可变化几厘米的水,例如在吸气时更高,而在呼气时较低。在某些形式中,气道入口的压力一般在呼气时稍微偏高,而在吸气时稍微偏低。在某些形式中,在患者不同的呼吸循环之间压力发生变化,例如,在对应于部分上气道阻塞的检测时增加,而在部分上气道阻塞消失时减少。

[0333] PAP装置的方面

[0334] 气体回路:可使用用于在PAP装置和患者接口之间输送可呼吸气流的管或导管。特别地,气体管可与气动块和患者接口的出口为流体连接。所述气体管可被称为气体输送导管。在某些情况下,可具有吸气和呼气的分开的回路分支。在其它情况下可使用单一的分支。

[0335] APAP:自动气道正压通气。气道正压通气是在最小值和最大值之间持续可调节的,取决于SDB 事件存在与否的指示。

[0336] 鼓风机或气流发生器:输送高于大气压压力的气流的装置。

[0337] 控制器:一种基于输入来调节输出的装置,或装置的一部分。例如,一种形式的控制器为可变的,其在构成装置输入的可变控制下。所述装置的输出是可变控制的当前值和可变的设定点的函数。伺服-通风器可具有控制器,所述控制器可将通风作为输入,将目标通风作为设定点,以及压力支持水平作为输出。其它的输入形式可为一个或多个血氧饱和度(SaO_2),二氧化碳的部分压力(PCO_2),移动,来自光学体积描记术的信号,以及流量峰值。

[0338] 治疗:本发明的治疗可为一种或多种正压治疗,氧疗,二氧化碳疗,死区控制以及药物服用。

[0339] 电机:将电能转换成部件的旋转运动的装置。在本发明中,旋转部件是叶轮,其绕着固定轴旋转来给予压力增加,使得气体沿着旋转轴移动。

[0340] 气道正压(PAP)装置:用于提供正压气体至气道的装置。

[0341] 变换器:用于将一种形式的能量或信号转换成另一种形式的装置。该变换器可为

传感器或检测器,用于将机械能(例如运动)转换成电信号。所述变换器的例子包括压力传感器,流量传感器,二氧化碳(CO₂)传感器,氧气(O₂)传感器,效果传感器,运动传感器,鼻部传感器,体积描记器和相机。

[0342] 涡形壳:离心泵的套管,其接收由叶轮泵入的气体,减慢气体的流速,并增加压力。所述涡形壳的截面朝着排放端面积增大。

[0343] 呼吸循环的方面

[0344] 呼吸暂停:呼吸暂停被认为在气流在一段时间内,例如:10秒钟内低于预设阈值时发生的。阻塞性呼吸暂停是在尽管患者的努力,某些气道阻塞不让气流流过时发生。中枢性呼吸暂停是在由于呼吸努力减少,或没有呼吸努力所检测到的呼吸暂停时发生的。

[0345] 呼吸速率:患者的自主呼吸速率,一般以每分钟的呼吸来量度的。

[0346] 占空比:吸入时间 T_i ,与总呼吸时间 T_{tot} 的比例。

[0347] 努力(呼吸):自主呼吸的人尝试呼吸所付出的努力。

[0348] 呼吸循环的呼气部分:呼气气流的开始到吸气气流的开始的周期。

[0349] 气流限制:优选地,气流限制是患者增加的努力没有引起气流的相应增加的呼吸事件的状态。其中的气流限制在呼吸循环的吸气部分,并一般描述成吸气流量限制。当呼吸循环的呼气部分期间发生气流限制时,可描述成呼气流量限制。

[0350] 限制的吸气波形的气流种类:

[0351] (i):平坦,在相对平坦部分之后的上升,接着是下降。

[0352] (ii):椅-状:具有单个局部峰,所述峰在导向边缘,接着是相对平坦的部分。

[0353] (iii):翻转-椅状:在单个局部峰之后的相对平坦部分,峰在后沿上。

[0354] (iv):M-状:具有两个局部峰,一个在导向边缘,一个在后沿,而在两个峰之间相对平坦部分或下沉部分。

[0355] 呼吸不足:呼吸不足是流量的下降,并非流量的停止。在一种形式中,呼吸暂停在持续时间内的气流下降至低于阈值时发生。在一种成人的形式中,以下的形式的其中之一都被认为是呼吸不足:

[0356] (i):在至少10秒钟有30%的患者呼吸下降加上相关的4%的去饱和;或

[0357] (ii):在至少10秒钟内患者呼吸下降(但小于50%),并具有相关的至少3%的去饱和和或唤醒。喘息:气流上升到高于正常气流的水平。

[0358] 呼吸循环的吸气部分:优选地,吸气流量的开始到呼气流量的开始的周期将被认为是呼吸循环的吸气部分。

[0359] 畅通(气道):气道打开的程度,或气道打开至哪个程度。畅通的气道是打开的。气道畅通可被量化,例如,通过数值(1)表示畅通,数值(0)表示堵塞。

[0360] 呼气末正压(PEEP):存在于呼气结束时的在肺部高于大气的压力。

[0361] 峰流量(Q_{peak}):在呼吸流量波形中的吸气部分的流量最大值。

[0362] 呼吸流量:气流,患者气流,呼吸气流(Q_r):这些同义词一般理解成涉及PAP装置的估计的呼吸气流,相对于“真是呼吸流量”或“真是的呼吸气流”,其为患者所经历的真正的呼吸气流,一般表示成:升每分钟。

[0363] 潮气量(V_t):当没有施加额外的努力时,在正常呼吸中所吸入或呼出的气体体积。

[0364] (吸入)时间(T_i):呼吸气流波形的吸气部分的持续时间。

[0365] (呼出)时间 (T_e):呼吸气流波形的呼气部分的持续时间。

[0366] (总)时间 (T_{tot}):在呼吸气流波形吸气部分的开始和接下来的呼吸气流波形吸气部分的开始之间的总持续时间。

[0367] 上气道阻塞(UAO):包括部分和全部的上气道阻塞。这与气流限制的状态有关,在该状态中,由于上气道的压力差增加导致的气流稍微增加或甚至下降(斯塔林电阻行为)。

[0368] 通气(通气孔):由患者呼吸系统交换的气体总量的度量值,包括吸气和呼气气流。当表达为每分钟的体积时,该量一般称为“分钟通气”。分钟通气有时以体积来表示,应当理解为每分钟的体积。

[0369] PAP装置参数

[0370] 气流速率:单位时间内同时输送气体的体积(或质量)。当流量速率和通风在单位时间内具有相同的体积和质量时,在较短的时间周期内对流量速率进行测量。在患者呼吸循环的吸气部分中流量一般为正的,而在患者呼吸循环的呼气部分流量因此为负的。在某些情况下,流量速率的说明将是对数量,也就是只有程度的数量的说明。在其它状况下,流量速率的说明一般是对数量向量,也就是具有程度和方向的数量说明。流量的符号是 Q 。总流量 Q_t 为离开PAP装置的气流。通气气流 Q_v 为离开通风孔来冲洗排放气体的气流。泄漏气流 Q_l 为从患者接口系统中无意泄漏的气流速率。呼吸气流 Q_r 为患者呼吸系统接受的气流。

[0371] 泄漏:到大气的气流。泄漏可以有意的,例如,用于冲洗排出的 CO_2 。泄漏可以是无意的,例如,在面罩和患者面部之间的不完全密封的结果。

[0372] 压力:单元面积的力。压力的测量可以单位范围来进行,包括: cmH_2O , $g\text{-f}/cm^2$, 百帕。在该说明中,除非另有说明,压力是以 cmH_2O 为单位的。对于OSA的鼻腔CPAP治疗,治疗压力的说明是在约4-20 cmH_2O ,或约4-30 cmH_2O 范围内的压力的说明。在患者界面的压力(或,或更简洁地,面罩压力)以符号 P_m 来表示。

[0373] 声功率:声波所携带的单位时间的能量。该声功率与声压的平方和波阵面的面积的乘积成比例。声功率一般以分贝SWL来描述,也就是说,分贝相对于参考功率,一般为 10^{-12} 瓦特。

[0374] 声压:在给定时刻的大气压的局部偏离是由声波穿过介质所导致的。声功率一般以分贝SPL描述,也就是说,相对于参考功率的分贝一般为 20×10^{-6} 帕斯卡(Pa),其被认为是人类听力的阈值。

[0375] 通风器的术语

[0376] 自适应伺服-通风器。这种通风器具有可改变的而不是固定的通风目标。这种可改变的目标通风可在患者的某些特征中得知,例如,患者的呼吸特征。

[0377] 备用速率:通风器的一个参数,其建立了如果没有被触发,通风器将输送到患者处的最小速率(通常是一分钟的呼吸次数)。

[0378] 循环:通风器吸气阶段的终止。当通风器输送气体到同时呼吸的患者处,在呼气循环的吸气部分的结束时,该通风器被要求循环到停止输送气体。

[0379] EPAP(或EEP):基本压力,在呼吸中变化的压力加入到所述基本压力中来产生期望的面罩压力,该通风器将在给定的时间尝试获得这种压力。

[0380] IPAP:该通风器在呼吸的吸气部分尝试获得的期望面罩压力。

[0381] 压力支持:指示在通风器吸气期间比通风器呼气期间的压力增加,并一般指吸气

期间的最大值和呼气期间的最小值的差(例如:PS=IPAP-EPAP)。在某些情况下,压力支持意味着装置的目标要达到的,而并非实际达到的差。

[0382] 伺服-通风器:测量患者通气的通风器具有目标通风,且其调节压力支持的水平来朝着目标通风来带给患者通气。

[0383] 自主/计时((S/T):一种通风器或其它尝试检测自主呼吸患者的呼吸开始的装置的模式。但是,如果装置不可在预设的时间周期内检测呼吸,该装置会自动开始呼吸的输送。

[0384] 摆动:压力支持的等同术语。

[0385] 引发:当通风器输送呼气气体至自主呼吸患者时,这就被认为是在呼吸部分的开始通过患者的努力而引发的。

[0386] 通风器:提供压力支持到患者来执行某些或所有的呼吸工作的机械装置。

[0387] 通风器吸气和通风器呼气:在通风器认为应该输送合适的压力分别到患者吸气和呼气的周期。取决于患者-通风器同步的质量,以及上气道阻塞的存在,这些会或不会对应于实际的患者吸气或呼气。

[0388] 呼吸系统的解剖

[0389] 隔膜:延伸越过胸腔底部的肌肉片。所述隔膜将胸腔从腹腔处分开,所述胸腔包括心脏,肺部和肋骨。随着隔膜收缩,胸腔的体积增大,并将更多的气体引入肺部。

[0390] 喉:喉,或发音盒容纳声带,并将咽(下咽部)的下部分与气管连接。

[0391] 肺部:人类呼吸的器官。肺部的运作区域包括气管,支气管和细支气管,以及终端支气管。该呼气区域包含呼气细支气管,肺泡管和肺泡。

[0392] 鼻腔:鼻腔(或鼻沟)是较大的空气填充空间,其位于脸中部的鼻子之上和之后。所述鼻腔通过称为鼻中隔的垂直鳍分成两部分。在鼻腔的侧部为三个称为鼻甲(单“鼻甲”)或鼻中隔的平行生长物,直到鼻腔的前部的鼻子,当后部弯曲时,通过鼻后腔直到鼻咽部。

[0393] 咽:刚好处于鼻腔下部(之下)的喉咙的部分,并位于食管以及喉之上。所述咽一般分成三部分:鼻咽部(上咽)(咽的鼻部分),口咽部(口咽)(咽的口头部)和咽喉(咽部)。

[0394] 其它说明

[0395] 本发明的一部分的包含了获得版权保护的材料。版权人对任何专利文件或专利公开的人的复制没有意见,因为其在专利商标局档案或记录中,但保留所有版权。

[0396] 除非另有说明,所上限线和下限之间,而在该范围内的任何其它或中间数值应当包括在本技术当中。这些可独立地包括在中间范围的中间数值的上限和下限同样可包含在本技术当中,它们可在范围内受到特定的排除限制。当范围包括一个或两个限制,不包括一个或两个这些被包括限制的范围也包括在本发明中。

[0397] 此外,当说明了在此实施的作为一部分的数值或多个数值时,应当理解这些数值可是接近的,除非另有说明,这些数值可用于技术实施可允许或需要的任何合适的显著数字。

[0398] 除非另有限定,在此使用的所有技术和科技术语都具有本领域技术人员所理解的含义。尽管与此相似或等同的任何方法和材料可用于实施或测试本发明,但在此仅说明了有限的数量的方法和材料。

[0399] 当特定的材料优选地用于构造部件,具有相似性质的明显替代材料可用作替代

物。此外,在此所讨论的任何和所有部件都应当理解为可进行制造,例如可一起制造或单独制造。

[0400] 注意,在权利要求中所出现的“一个”,“单个”应该包括等同的多个,除非另有说明。

[0401] 所有在此所提及的公开出版物都参考引入来描述方法和/或材料。这些出版物在此所引用的内容在本申请的申请日之前。不应当理解为承认申请不能通过在先申请而早于这些出版物。此外,所提供的出版物日期可与实际出版日期不一样,需要单独地确认。

[0402] 此外,本发明所有的术语都应该以较宽的方式去理解。特别地,术语“包括”和“包含”应当理解为非限制地提及元件,部件,或步骤,表明所提及的元件,部件或步骤可存在或利用,或与其它没有提及的元件,部件或步骤合并。

[0403] 本发明所使用的标题仅用于方便读者阅读,并非用于限制发明的说明书和权利要求书的主题。因此,标题不应该用于限制本发明的范围。

[0404] 尽管在此所述的技术对应于特定的实施例,但这些实施例应当理解为仅对技术原理的举例。在某些情况下,一些术语和符号仅暗示了特定的细节,这些细节不需要实施整个技术。例如,可使用术语“第一”和“第二”,除非另有说明,它们并不一定指顺序,但在特定元件之间进行区分。此外,尽管在方法中的过程步骤可以一定顺序来说明,这种顺序并非一定需要。本领域的技术人员

[0405] 因此,在不偏离本发明精神和范围的情况下可对本发明的实施例对修改,并可设想出其它结构。

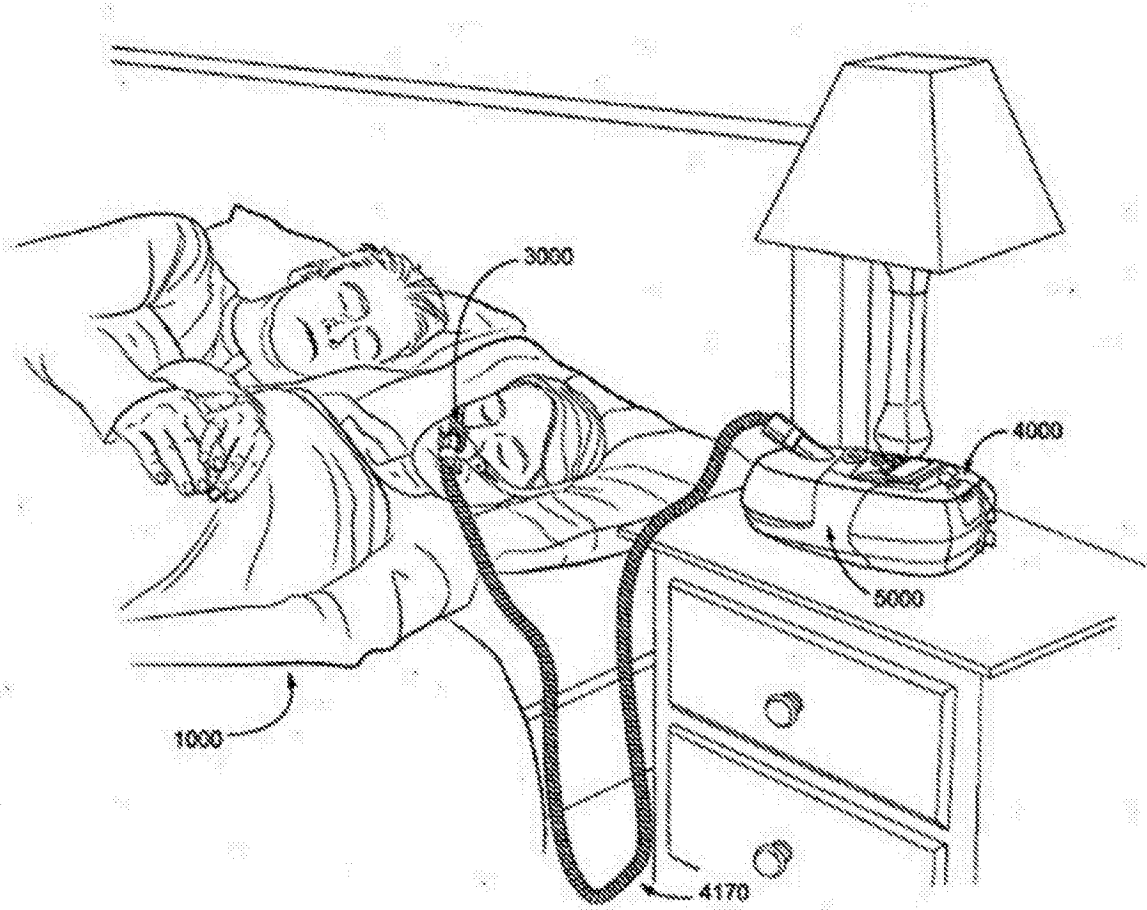


图1

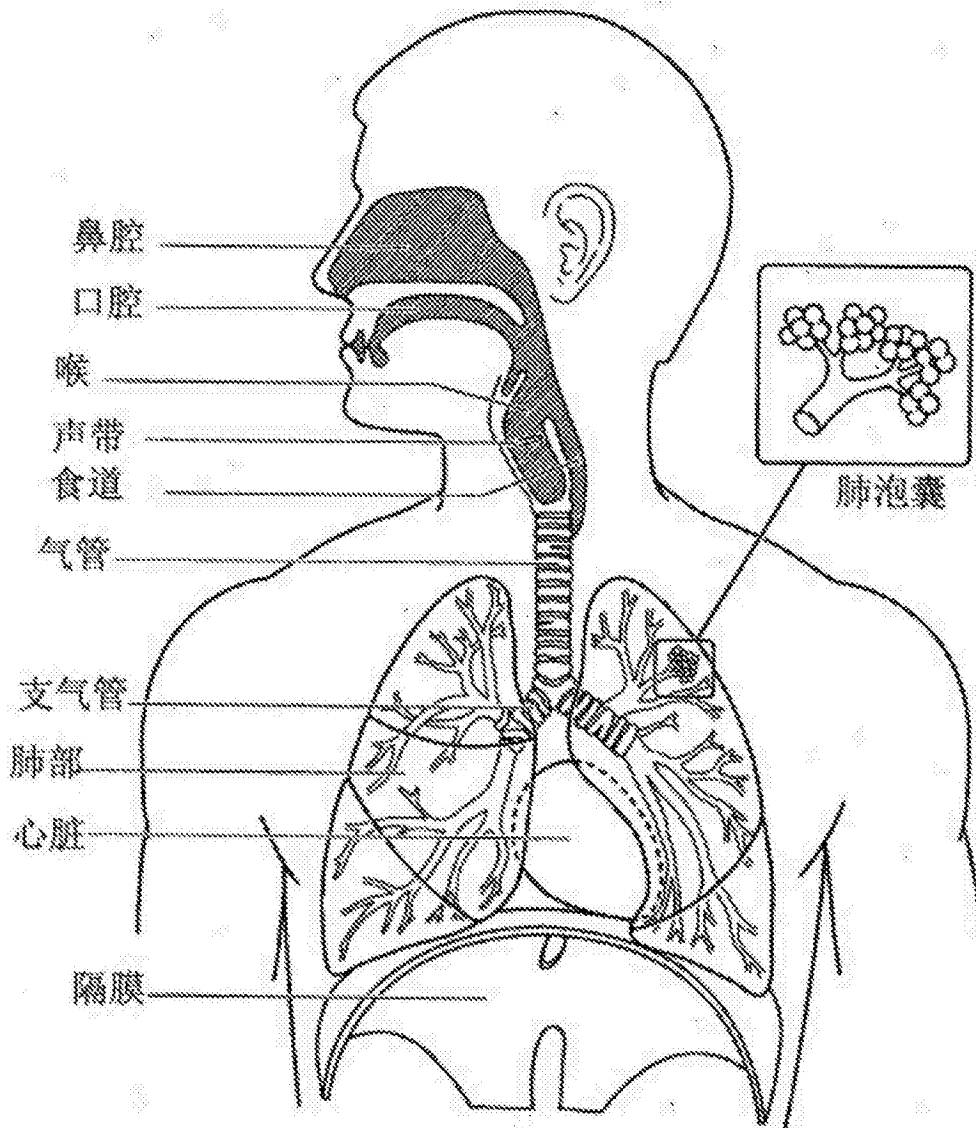


图2a

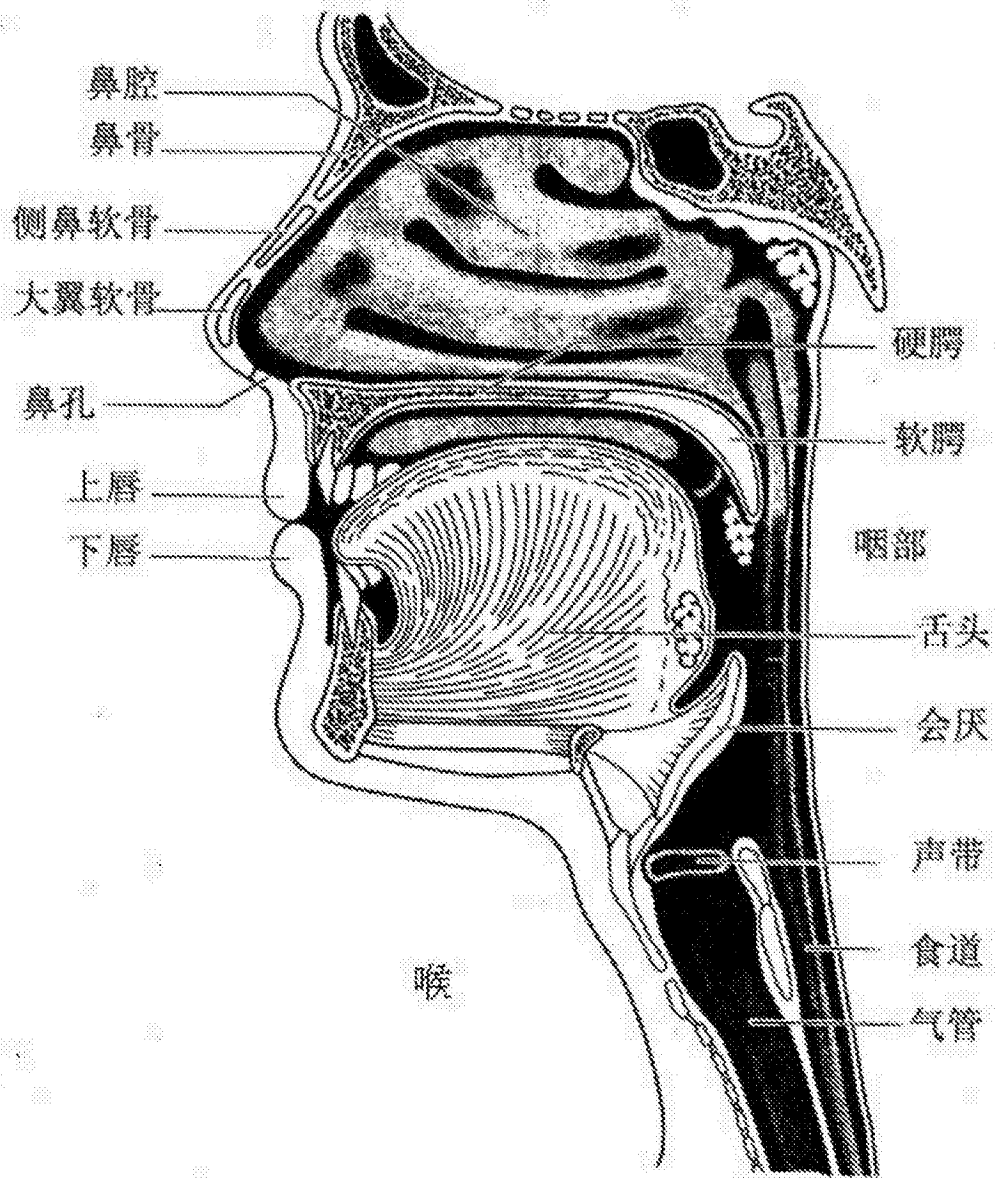


图2b

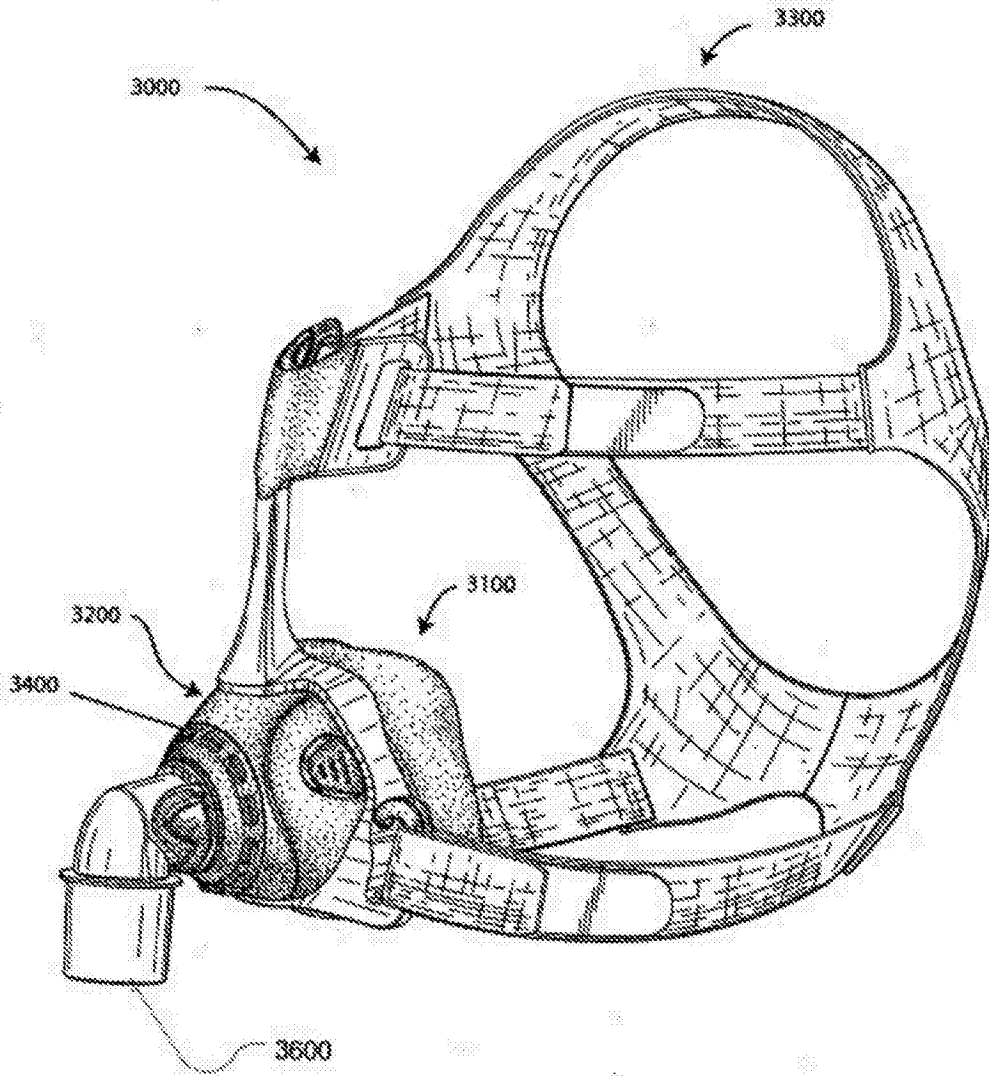


图3

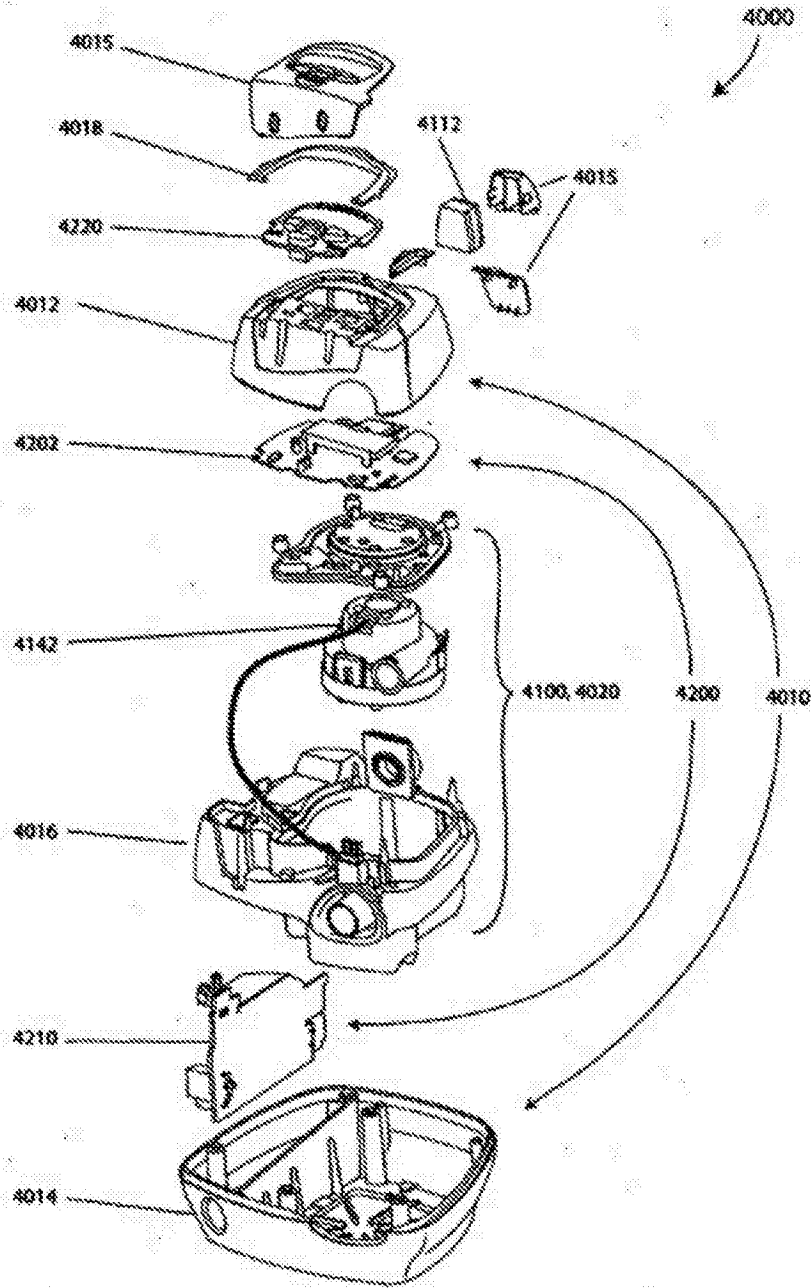


图4a

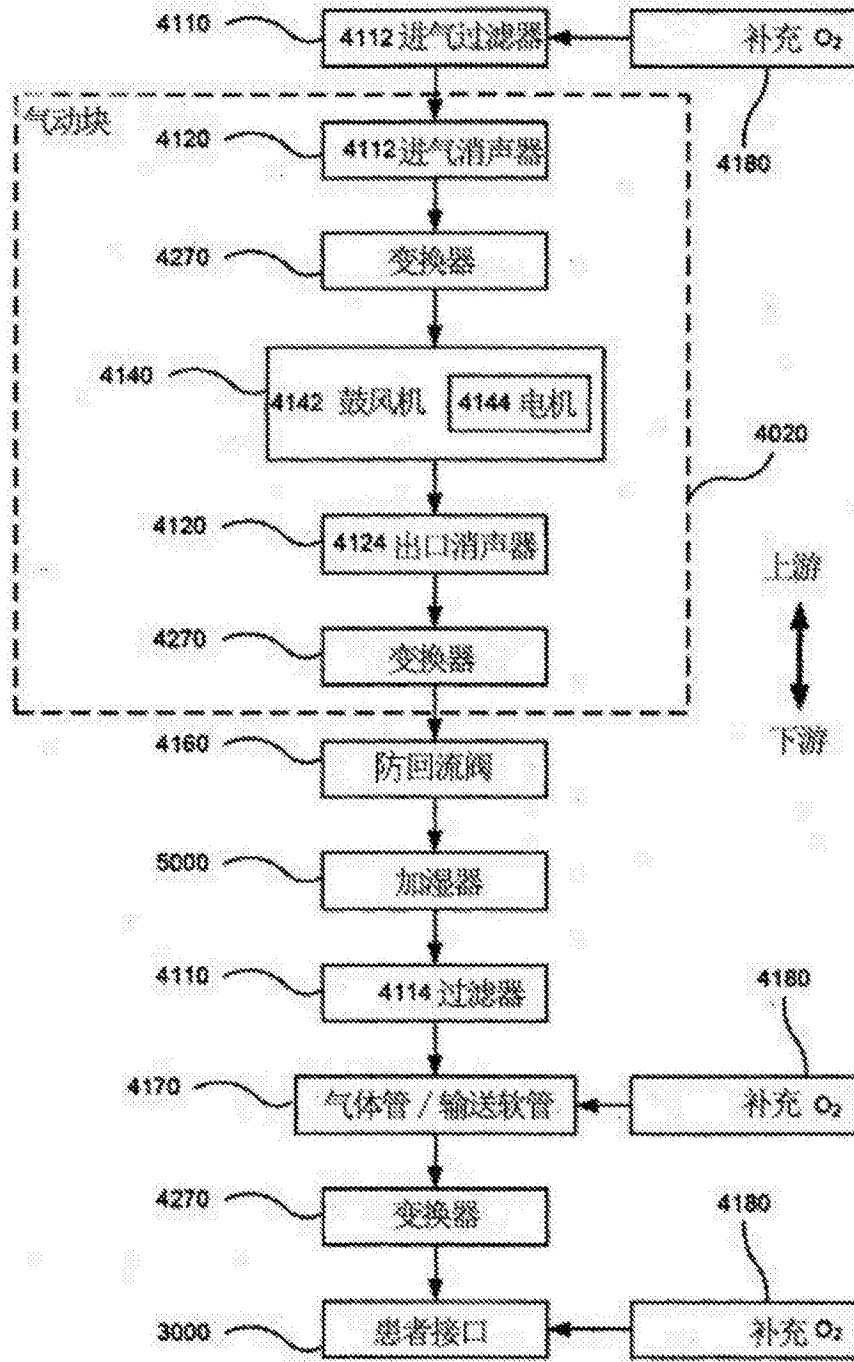


图4b

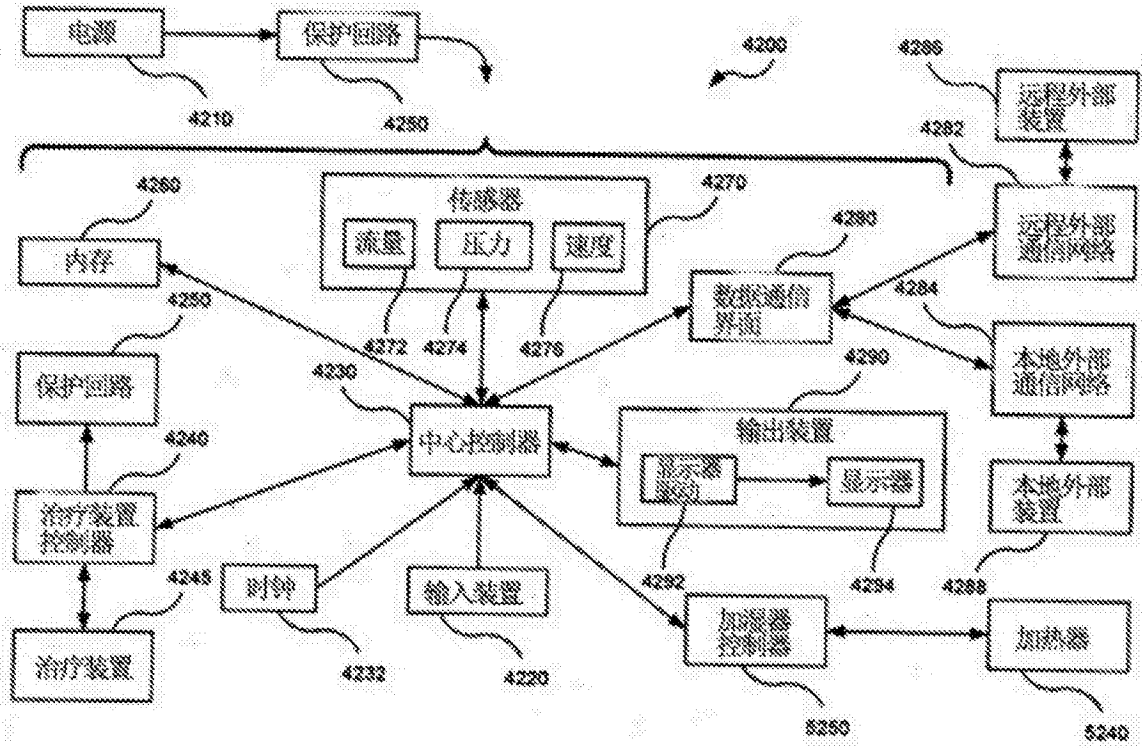


图4c

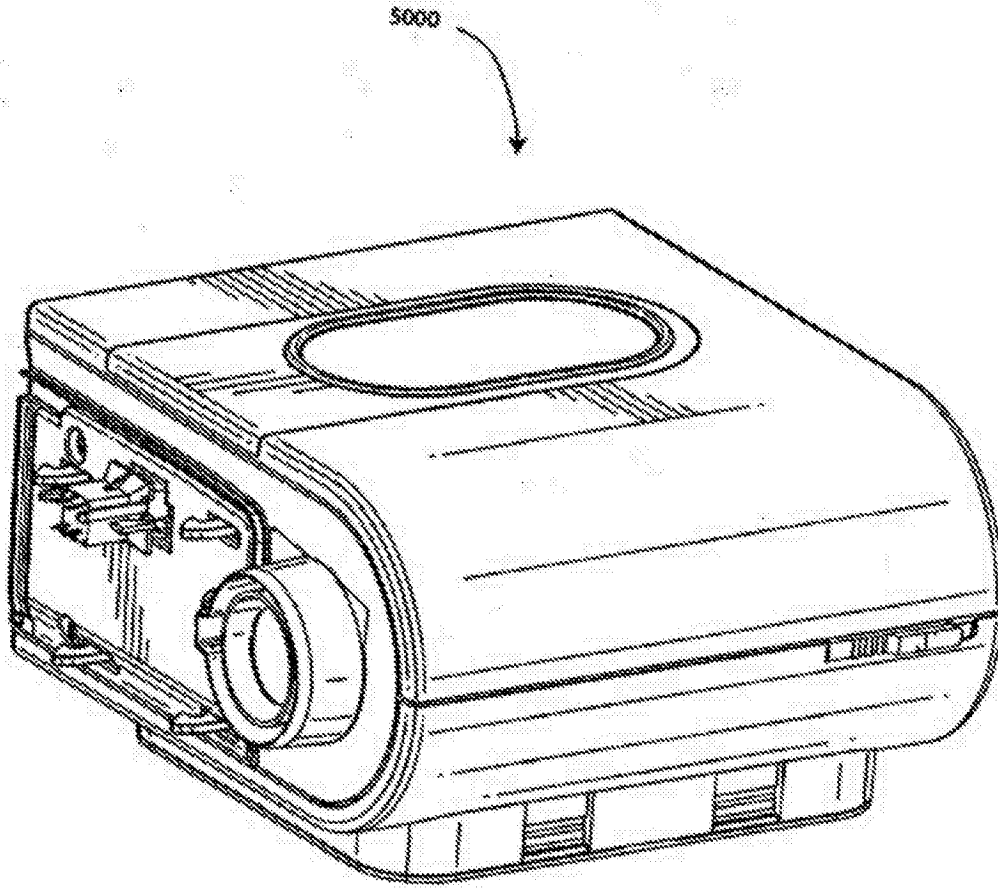


图5

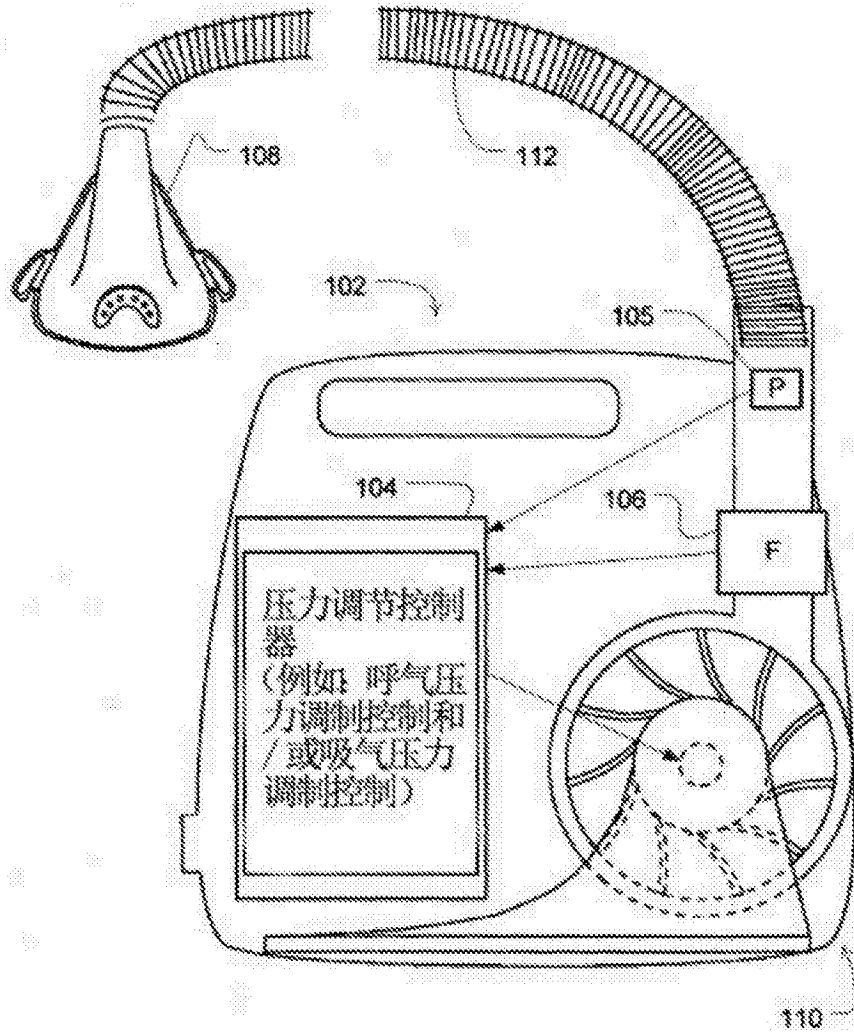


图6

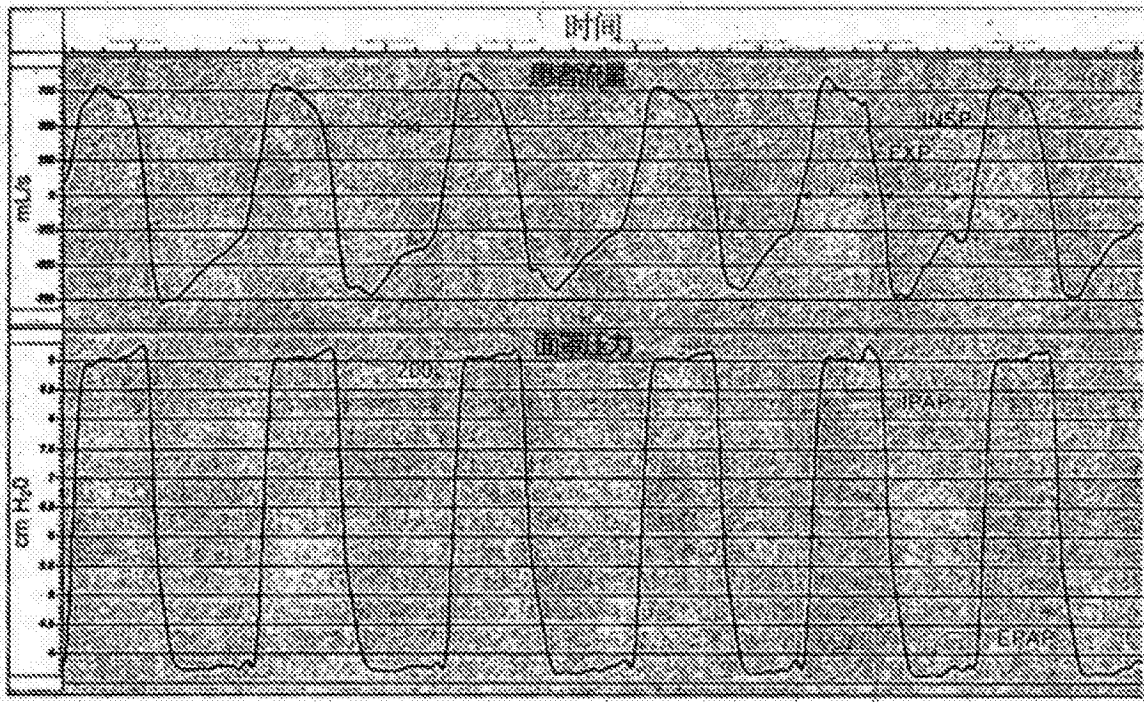


图7

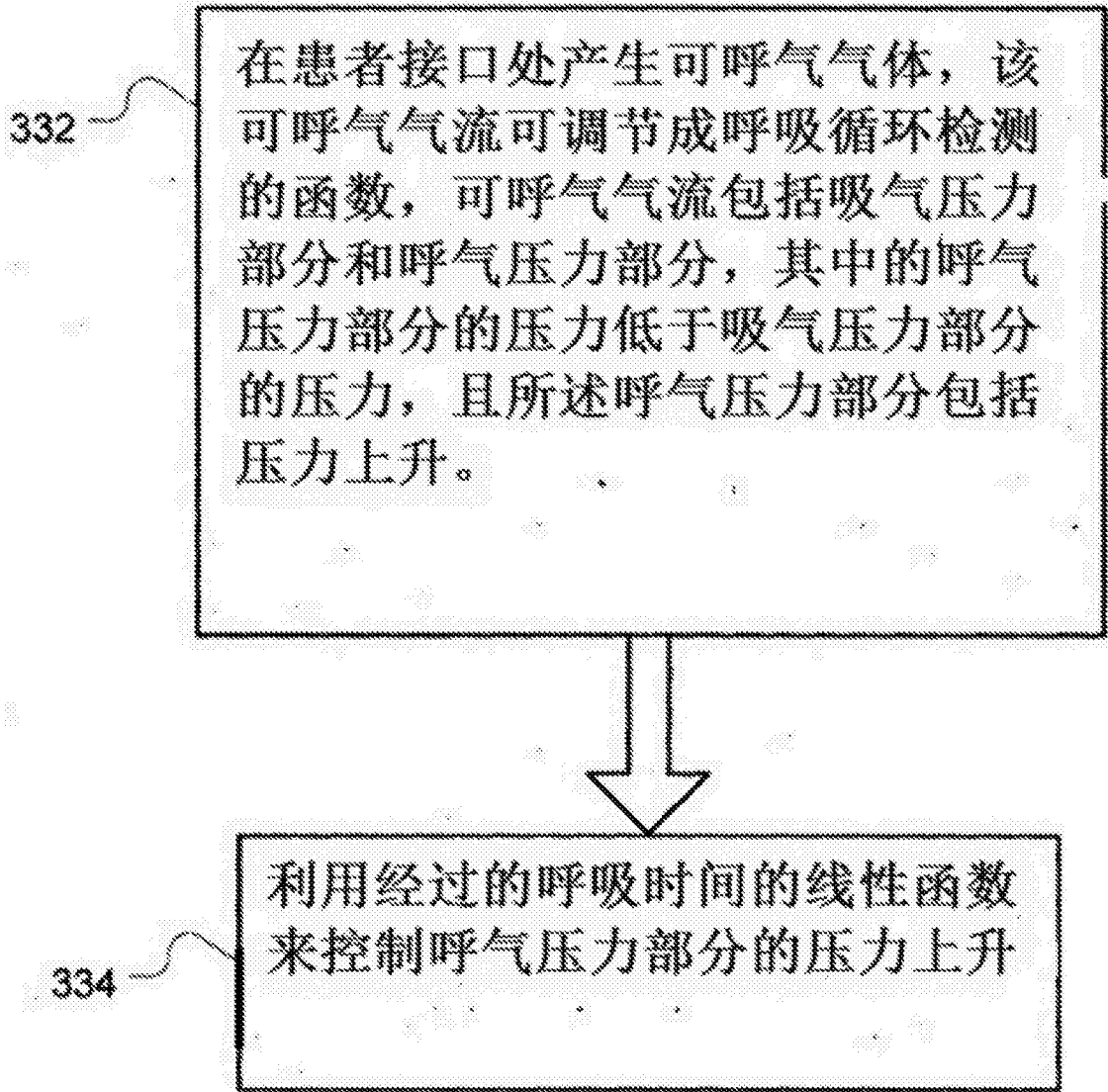


图8

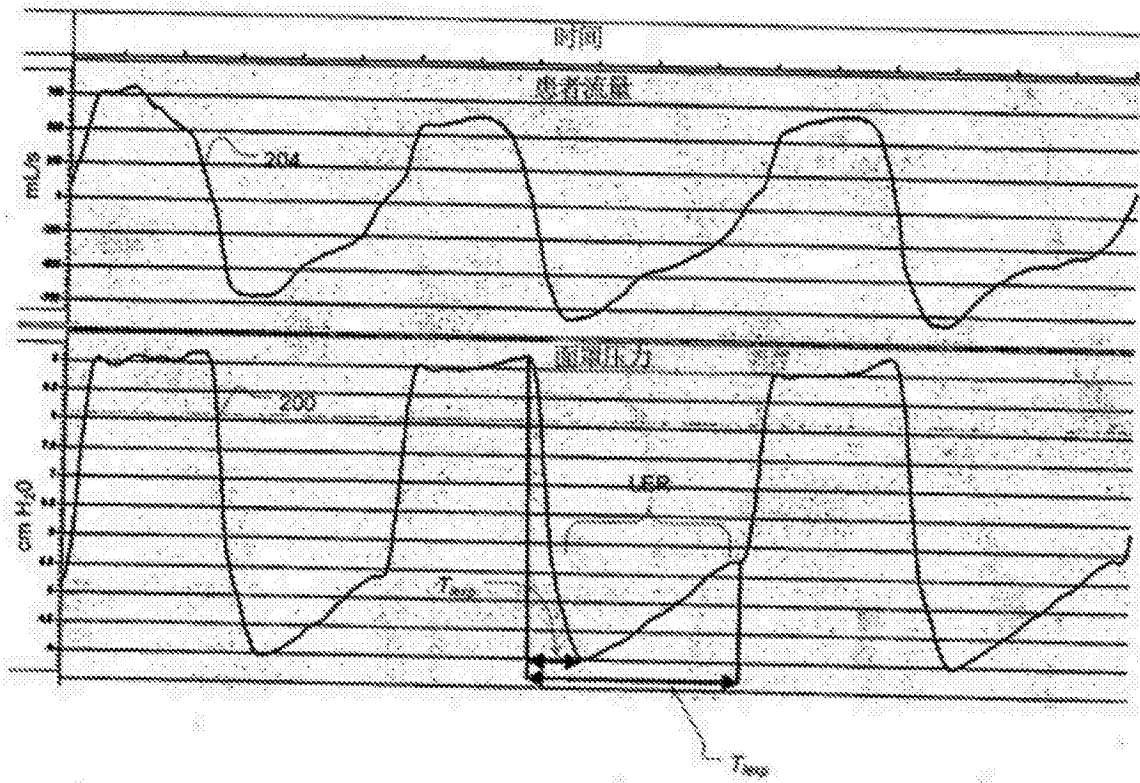
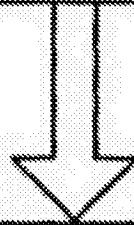


图9

552

在患者接口处产生可呼气气体，该可呼气气流可调节成呼吸循环检测的函数，可呼气气流包括吸气压力部分和呼气压力部分，其中的呼气压力部分的压力低于吸气压力部分的压力，且所述呼气压力部分包括压力上升。



554

利用多个在先呼吸循环的平均潮气量的函数以及当前压力和目标呼气压力设定的差来控制呼气压力部分的压力上升。

图10

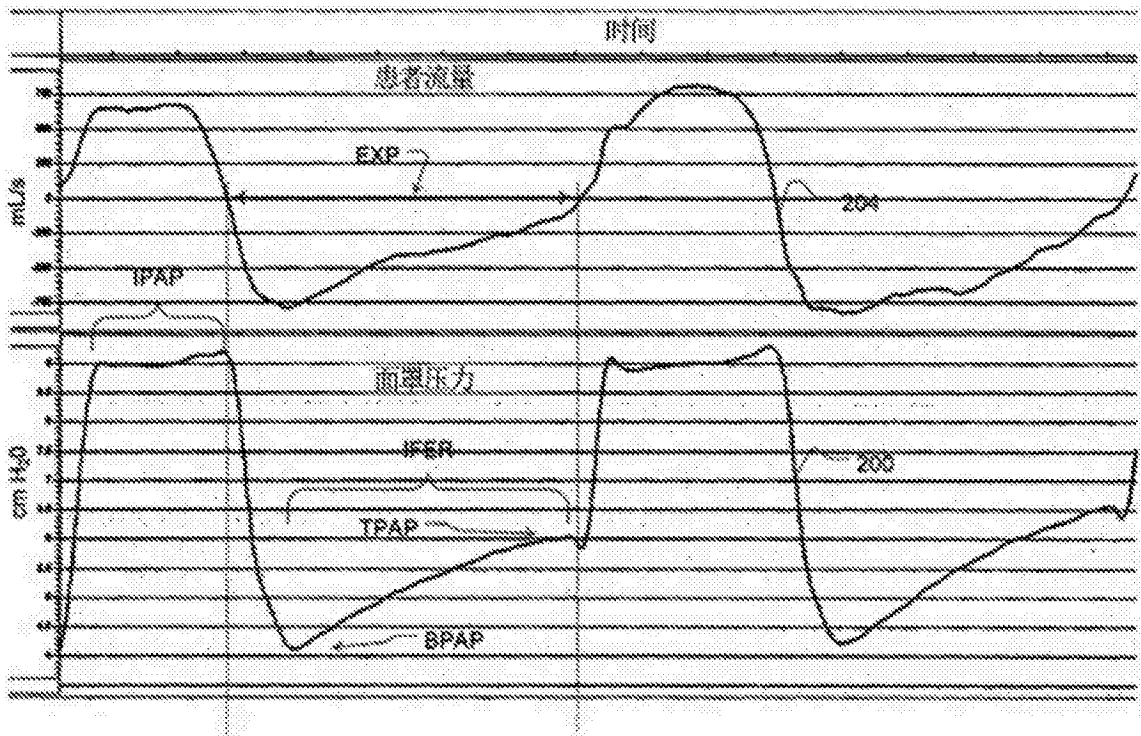


图11

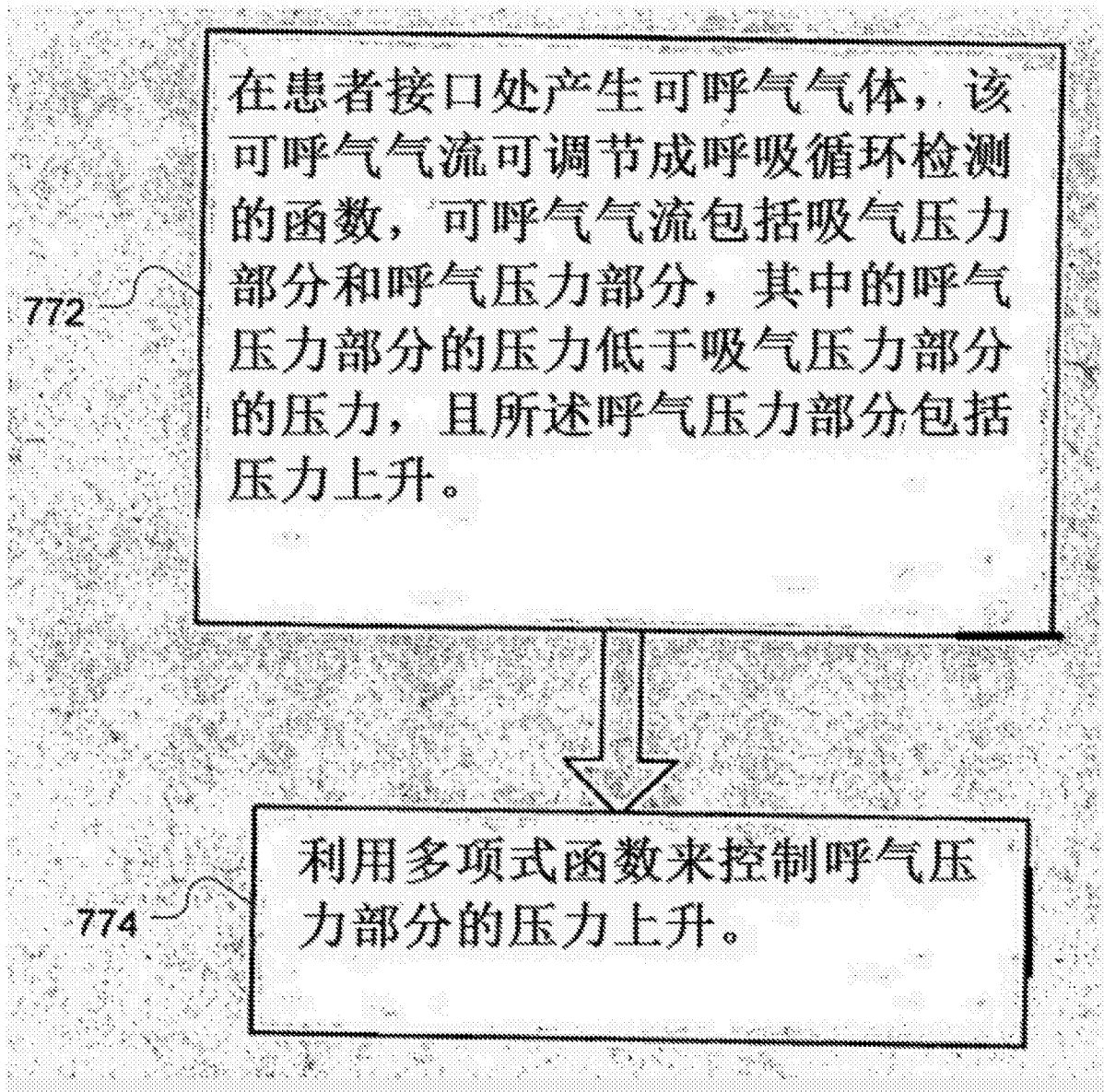


图12

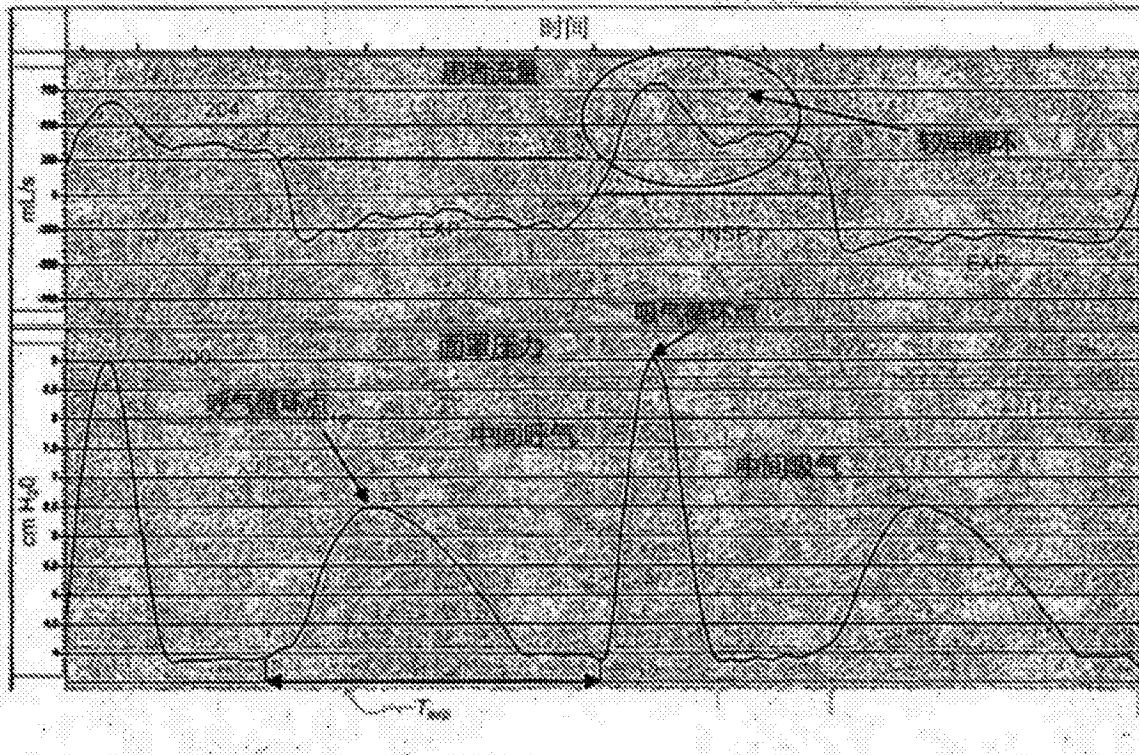


图13

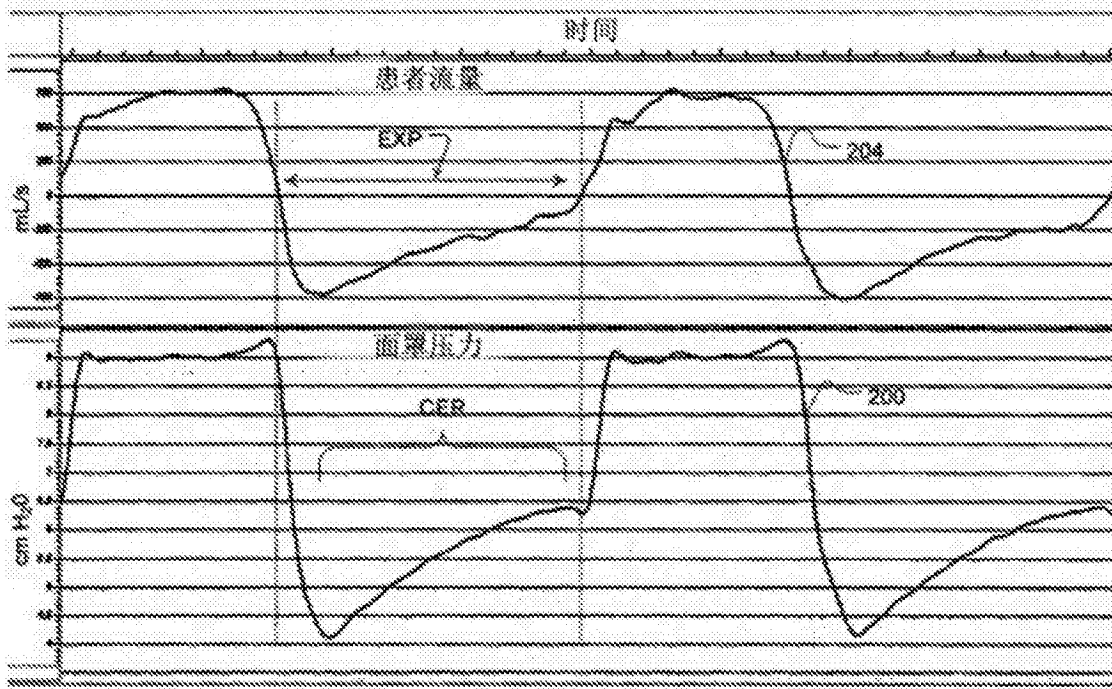


图14

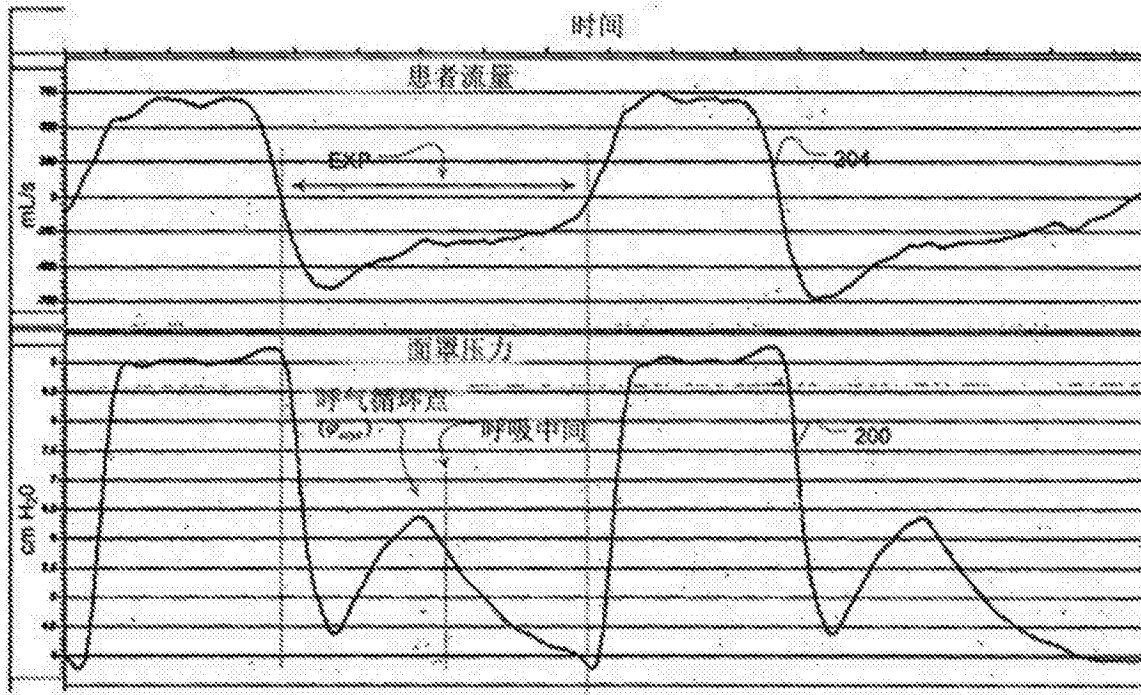


图15

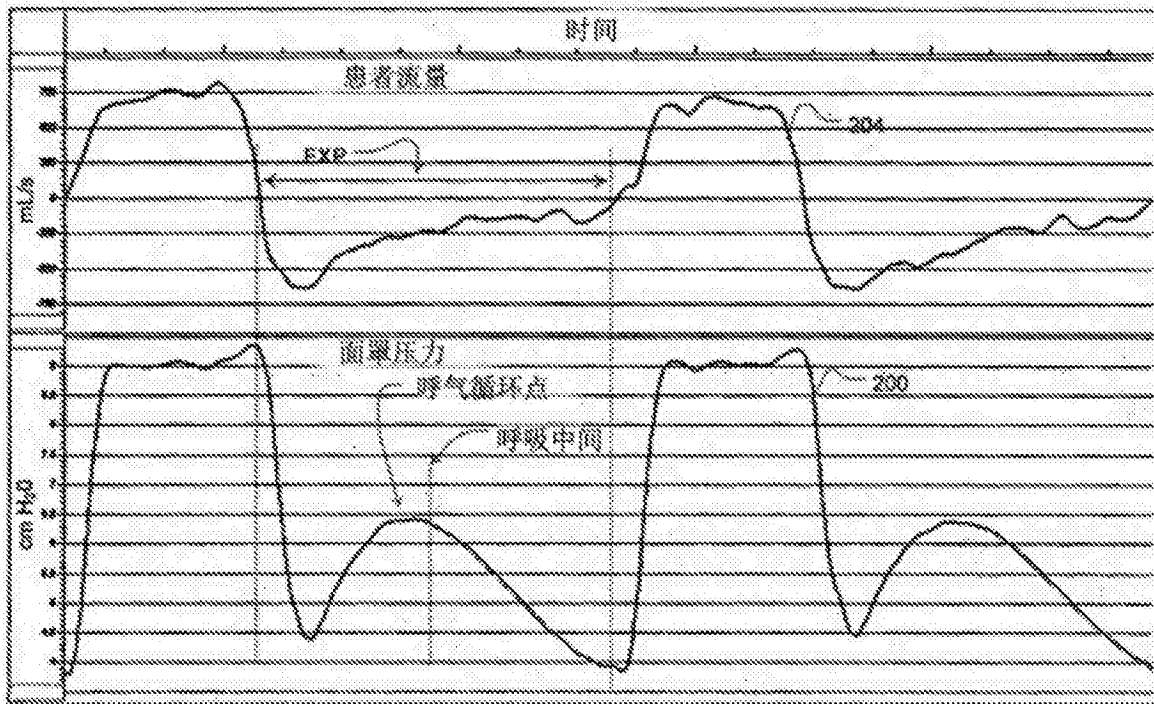


图16

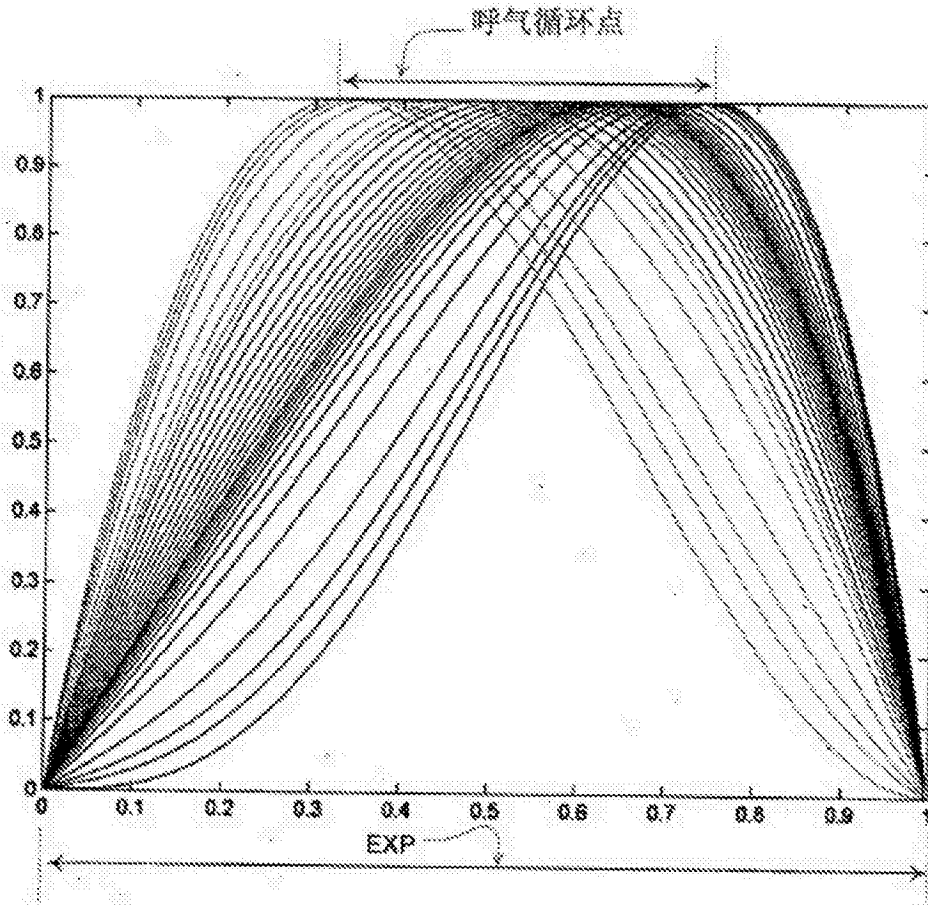


图17

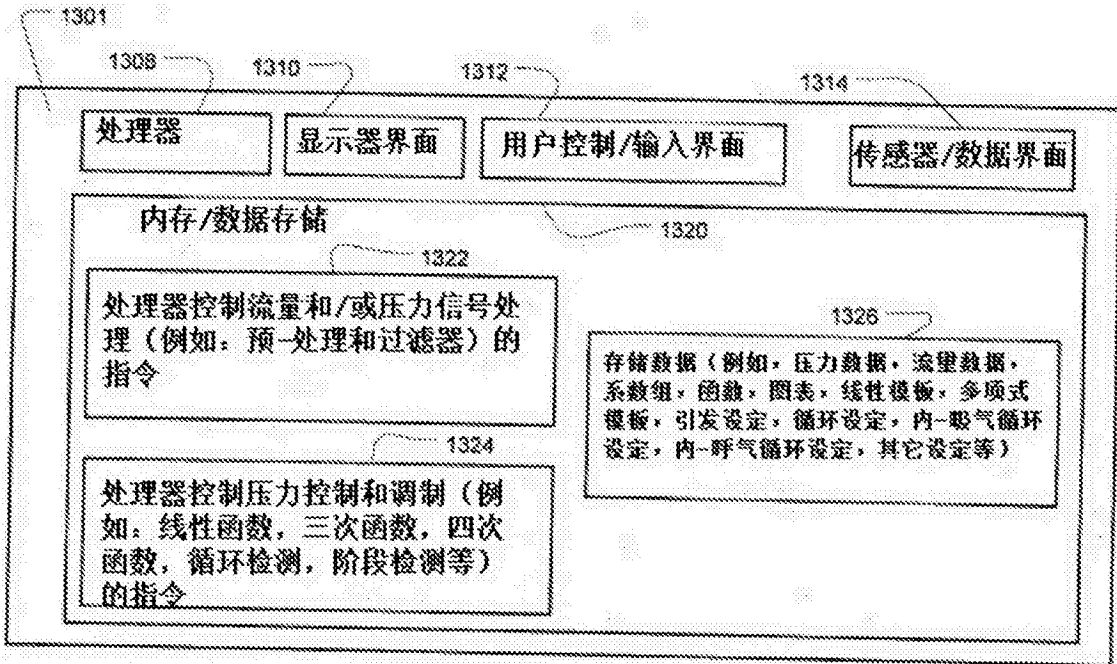


图18