



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112354053 B

(45) 授权公告日 2024. 10. 18

(21) 申请号 202011257268.5

皮特·乌罗达兹克

(22) 申请日 2016.03.14

(74) 专利代理机构 华进联合专利商标代理有限公司 44224

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 112354053 A

专利代理师 黄隶凡

(43) 申请公布日 2021.02.12

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61M 16/00 (2006.01)

2015900907 2015.03.13 AU

(62) 分案原申请数据

(56) 对比文件

201680020190.0 2016.03.14

US 2012291783 A1, 2012.11.22

(73) 专利权人 瑞思迈私人有限公司

审查员 陈兰西

地址 澳大利亚新南威尔士州

(72) 发明人 克兰西·约翰·丹尼斯

利亚姆·霍利

戈登·约瑟夫·马卢夫

狄翁·C·C·马丁

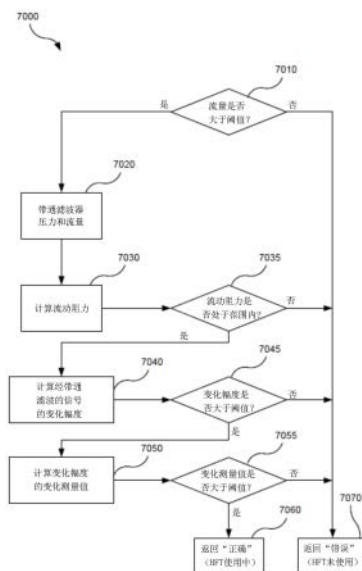
权利要求书3页 说明书24页 附图14页

(54) 发明名称

呼吸治疗装置及方法

(57) 摘要

本发明提供了一种诸如用于与呼吸治疗设备相关联的控制器的方法,该方法确定患者是否正在使用高流量治疗。所述方法可以包括:确定呼吸治疗设备沿着空气回路向非密封患者接口输送的空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡。所述方法还可以包括:根据所述确定生成患者是否正在使用高流量治疗的指示。



1. 一种用于确定患者是否正在使用来自高流量治疗设备的高流量治疗的远程处理器的方法,所述方法包括:

经由远程通信,接收由所述高流量治疗设备生成的数据,所述数据代表由所述高流量治疗设备输送的空气流的一个或多个性质;

基于对所述数据的评估,确定所述高流量治疗设备沿着空气回路向非密封患者接口输送的所述空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡,其中,所述空气流的性质是流动阻力;以及

根据所述确定步骤生成所述患者是否正在使用高流量治疗的输出指示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中当确定所述性质包含所述呼吸速率频带内的明显振荡时,所述生成步骤生成所述输出指示,以指示所述患者正在使用高流量治疗。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述确定步骤包括:

计算预定持续时间的窗口上表示所述性质的信号的呼吸速率频带内的变化幅度,以及确定所述变化幅度是否大于幅度阈值。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述计算步骤包括:将截止频率为静止时人体呼吸速率的近似上限和下限的带通滤波器应用于所述信号。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述变化幅度是所述窗口上的标准偏差。

6. 根据权利要求3所述的方法,其中所述计算步骤包括:计算所述窗口上所述呼吸速率频带内的所述信号的傅里叶变换频谱的幂值。

7. 根据权利要求3所述的方法,还包括:确定所述信号的所述变化幅度是否随所述窗口向前滑动而明显变化,其中所述生成步骤还取决于所述确定步骤。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中当确定所述变化幅度随所述窗口向前滑动而明显变化时,所述生成步骤生成所述输出指示,以指示所述患者正在使用高流量治疗。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中所述确定步骤包括:

基于预定持续时间的另一窗口计算所述变化幅度的变化测量值,以及确定所述变化测量值是否大于幅度变化阈值。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述变化测量值是方差。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,其中所述空气流的一个或多个性质包括所述空气流的总流量。

12. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,其中所述空气流的一个或多个性质包括所述空气流的压力。

13. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,还包括:通过所述空气流的总流量和所述空气流的压力计算所述流动阻力。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

确定所述流动阻力是否在预定范围内,
其中所述生成步骤还取决于所述确定步骤。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中当确定所述流动阻力不在所述预定范围内时,所述生成步骤生成输出指示,以指示所述患者未使用高流量治疗。

16. 根据权利要求14所述的方法,其中当确定所述流动阻力低于所述预定范围的下限时,所述生成步骤生成所述输出指示,以指示所述空气回路已经断开连接。

17. 根据权利要求14所述的方法,其中当确定所述流动阻力高于所述预定范围的上限时,所述生成步骤生成所述输出指示,以指示所述空气回路已经闭塞。

18. 根据权利要求13所述的方法,其中所述计算步骤包括:

将截止频率为静止时人体呼吸速率的近似上限和下限的带通滤波器应用于所述总流量和所述压力,以产生经带通滤波的压力和经带通滤波的总流量,以及

将所述经带通滤波的压力除以所述经带通滤波的总流量。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中所述压力是所述高流量治疗设备的出口处的压力。

20. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,还包括:重复所述输出指示的生成步骤,以产生多个生成的高流量治疗使用的输出指示;以及将生成的随时间的高流量治疗使用的输出指示累积到所述患者随时间的高流量治疗的使用记录中。

21. 根据权利要求20所述的方法,还包括:基于所述高流量治疗的使用记录来生成合规性报告。

22. 根据权利要求20所述的方法,还包括:基于所述高流量治疗的使用记录生成警报。

23. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,还包括:将所述空气流的第二性质与阈值进行比较,其中所生成步骤还取决于所述比较。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中所述第二性质是所述空气流的总流量,并且当确定所述总流量小于流量阈值时,所述生成步骤生成输出指示,以指示所述患者未使用高流量治疗。

25. 根据权利要求23所述的方法,其中所述第二性质是所述空气流的压力,并且当确定所述压力小于压力阈值时,所述生成步骤生成输出指示,以指示所述高流量治疗设备未启动。

26. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,还包括:通过表示所述性质的信号估计呼吸速率。

27. 根据权利要求1至10中任一项所述的方法,其中所述输出指示包括生成的患者是否在连续的时刻下使用高流量治疗的使用指示的时间序列。

28. 根据权利要求27所述的方法,还包括:通过累积所述使用指示确定高流量治疗的使用时间量。

29. 一种用于向患者输送高流量治疗的装置,所述装置包括:

伺服控制鼓风机,其配置为沿着空气回路向非密封患者接口产生空气流;

中央控制器,其配置为控制所述伺服控制鼓风机;

一个或多个换能器,其配置为产生表示所产生的空气流的相应性质的一个或多个信号;以及

处理器,其配置为:

接收所述一个或多个信号;

基于所述一个或多个信号控制流动阻力的计算;

控制对所述空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡的确定,其中,所述空气流的性质是流动阻力;以及

根据所述确定生成所述患者是否正在使用高流量治疗的指示。

30. 根据权利要求29所述的装置,其中所述处理器是中央控制器。

31. 根据权利要求29所述的装置,其中所述处理器位于配置为与所述中央控制器进行通信的远程外部计算设备中。

32. 一种用于向患者输送高流量治疗的装置,所述装置包括:

用于沿着空气回路向非密封患者接口产生空气流的流动仪器;

用于控制所述流动仪器的仪器;

用于产生表示所产生的空气流的相应性质的一个或多个信号的仪器;

用于接收所述一个或多个信号的仪器;

用于基于所述一个或多个信号确定流动阻力的仪器;

用于确定所述空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡的仪器,其中,所述空气流的性质是流动阻力;以及

用于根据所述确定生成所述患者是否正在使用高流量治疗的指示的仪器。

33. 一种高流量治疗系统,其包括:

非密封患者接口;

空气回路,其配置为连接到所述非密封患者接口;

伺服控制鼓风机,其配置为沿着空气回路产生空气流;

中央控制器,其配置为控制所述伺服控制鼓风机;

一个或多个换能器,其配置为产生表示所产生的空气流的相应性质的一个或多个信号;以及

处理器,其配置为:

接收所述一个或多个信号;

基于所述一个或多个信号控制流动阻力的计算;

控制对所述空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡的确定,其中,所述空气流的性质是流动阻力;以及

根据所述确定生成所述患者是否正在使用高流量治疗的指示。

呼吸治疗装置及方法

[0001] 分案申请声明

[0002] 本申请是国际申请日为2016年03月14日、国际申请号为PCT/AU2016/050177的PCT国际申请,于2017年09月29日进入中国国家阶段的、发明名称为“呼吸治疗装置及方法”、申请号为201680020190.0的中国发明专利申请的分案申请。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 本申请要求2015年3月13日提交的澳大利亚临时申请第2015900907号的权益,所述申请的全部公开内容在此通过引用并入本文。

技术领域

[0005] 本技术涉及呼吸系统疾病的检测、诊断、治疗、预防以及改善中的一种或多种。本技术还涉及医疗设备或装置及其用途。

背景技术

[0006] 1. 人体呼吸系统及其疾病

[0007] 人体的呼吸系统有助于气体交换。鼻子和嘴形成患者气道的入口。

[0008] 气道包括一系列支管,随着更深入肺部,它们变得更窄、更短且数量更多。肺的主要功能是气体交换,允许氧气从空气中移入到静脉血并使二氧化碳移出。气管分为左右主支气管,最终进一步分为终末细支气管。支气管组成导气管道,不参与气体交换。气道的进一步分化形成呼吸细支气管,最终形成肺泡。肺的肺泡部位发生气体交换,称为呼吸区。参见“呼吸生理学(Respiratory Physiology)”,John B. West, Lippincott Williams & Wilkins, 2011年第9版。

[0009] 现存在许多呼吸系统疾病。某些疾病的特征可以是特定的事件,例如呼吸暂停、呼吸不足和呼吸过度。

[0010] 阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)是睡眠障碍性呼吸(SDB)的一种形式,其特点是包括睡眠期间上气道的闭塞或阻塞的事件。这是由于异常小的上气道与睡眠期间舌头、软腭和后咽壁部位的肌肉张力的正常损耗的结合所导致的结果。这种情况导致受影响的患者停止呼吸通常持续30至120秒的时间,有时每晚200至300次。这常常导致白天嗜睡,并且可能引起心血管疾病和脑损伤。这种综合征是一种常见的疾病,特别是中年超重男性,尽管受影响的人可能还没有意识到这个问题。参见美国专利第4,944,310号(Sullivan)。

[0011] 潮式呼吸(CSR)是睡眠障碍性呼吸的另一种形式。CSR是一种患者呼吸控制障碍,其中换气逐渐增强和逐渐减弱的节律性交替时段被称为CSR周期。CSR的特征在于动脉血的重复脱氧复氧。由于重复的缺氧,CSR可能具有危害性。在一些患者中,CSR与重复的睡眠唤醒相关,重复的睡眠唤醒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)。

[0012] 慢性阻塞性肺疾病(COPD)包括具有某些共同特征的一组下气道疾病。这些特征包括空气运动阻力增加、呼吸的呼气阶段延长以及肺的正常弹性的损耗。COPD的示例是肺气

肿和慢性支气管炎。COPD是由慢性吸烟(主要的危险因素)、职业接触、空气污染和遗传因素引起。症状包括:活动时呼吸困难、慢性咳嗽以及产生痰液。

[0013] 已经使用许多治疗方法来治疗或改善这些病症。此外,健康的个体另外可以利用这些治疗方法来预防呼吸系统疾病的发生。但是,这些治疗方法都存在一些缺点。

[0014] 2.呼吸疗法

[0015] 诸如持续气道正压通气(CPAP)治疗的呼吸压力治疗已被用于治疗阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA)。作用机制是持续的气道正压通气作为气动夹板,可以防止上气道闭塞,如将软腭和舌头向前推而远离后咽壁。

[0016] 与呼吸压力治疗相反,高流量治疗(HFT)不依赖于输送到密封患者接口的气道正压通气,而是依赖于通过显著通大气的非密封患者接口以治疗流量朝入口附近向患者气道输送空气。高流量治疗已被用于治疗OSA、CSR和COPD。一个假设的作用机制是以高流量输送到气道的空气冲掉患者的解剖学死腔,并减少再呼吸的CO₂的量,从而提高气体交换的效率。

[0017] 输送的高流量可以在约0至120升/分钟的范围内,优选为在约0至约75升/分钟之间,更优选为在约0至约50升/分钟之间,优选的范围在约10至约35升/分钟之间,以提供舒适度和疗效并减少再呼吸。

[0018] 输送的空气的温度可以在约0°C至约50°C的范围内,更优选为约+4°C至约+45°C,更优选为室温至多40°C,最优选的范围为30°C至37°C,以提供舒适度和疗效。

[0019] 输送的空气的相对湿度可以在室内湿度至多100%的范围内,例如在约50%至约100%或约70%至约100%或约80%至约95%的范围内,优选的范围为80%至90%,以提供舒适度和疗效。绝对湿度范围可以为约0至约82mg/升,或更优选为约27至约44mg/升。

[0020] 高流量治疗可以如2009年5月28日提交为国际专利申请PCT/AU09/00671的美国专利申请公开第2011-0253136号中所述,所述申请的全部公开内容在此通过交叉引用并入本文。高流量治疗可与呼吸压力治疗结合使用。

[0021] 3.治疗系统

[0022] 呼吸疗法可以由治疗系统或治疗装置来提供。治疗系统可以包括呼吸治疗设备(RT设备)、空气回路、加湿器、患者接口以及数据管理。

[0023] 3.1患者接口

[0024] 患者接口可用于例如通过向气道的入口提供空气流而将呼吸器械与其佩戴者接合。空气流可以通过面罩提供给鼻子和/或嘴,通过管子提供给嘴,或者通过气管造口管提供给患者的气管。根据要实施的治疗,患者接口可以例如与患者面部区域形成密封,以便于在与环境压力具有足够差异性的压力(例如相对于环境压力为约10cmH₂O的正压)下输送气体,从而起到治疗的作用。密封的接口可能仍然具有一个或多个通气口,以向大气排放气体。对于诸如高流量治疗的其它形式的治疗,患者接口可以是非密封的,即可以不与气道入口形成密封。空气流可以通过插管提供给鼻子,通过管子提供给嘴,或者通过气管造口管提供给患者的气管。当使用高流量治疗时,这种类型的非密封患者接口基本上允许大量的治疗空气流在接口与患者鼻孔之间的间隙处逃逸到大气中。在这种逸流状况下,由于缺乏压力控制的环境(例如,在患者与插管接口之间),感测或检测与患者使用治疗相关的情况和/或患者的呼吸可能在很大程度上被混淆。因此,可以实施本技术的实施例以克服这些困难,

从而在仍然采用传统传感器的同时给出治疗使用的度量标准。

[0025] 3.2呼吸治疗 (RT) 设备

[0026] 气压发生器在许多应用(例如工业规模的通风系统)中是已知的。然而,用于医疗应用的气压发生器具有较为通用的气压发生器所不能满足的特定要求,例如医疗设备的可靠性、尺寸和重量要求。此外,即使设计用于医疗的设备也可能具有一些缺点,这些缺点涉及以下中的一个或多个:舒适度、噪音、易用性、功效、尺寸、重量、可制造性、成本以及可靠性。

[0027] 一种已知的用于治疗睡眠障碍性呼吸的RT设备是由瑞思迈有限公司(ResMed Limited)制造的S9睡眠治疗系统。RT设备的另一个示例是呼吸机。呼吸机(如ResMed Stellar™系列的成人和儿科呼吸机)可以为许多患者提供有创和无创非依赖性换气方面的支持而用于治疗许多病症,如但不限于CSR和COPD。

[0028] RT设备通常包括压力发生器,如电动机驱动型鼓风机或压缩气体储存器,并且配置为将空气流输送到患者的气道。RT设备的出口通过空气回路连接到如上所述的患者接口。

[0029] 3.3加湿器

[0030] 输送未加湿的空气流会导致气道干燥。将加湿器与RT设备和患者接口一起使用产生加湿气体,加湿气体使鼻和/或喉咙粘膜的干燥最小化并且增加患者气道的舒适度。此外,在较冷的气候条件下,通常在患者接口内及其周围施加给面部的温暖空气比冷空气更加舒服。已知有许多人造加湿设备和系统,但它们可能无法满足医疗加湿器的特殊要求。

[0031] 3.4数据管理

[0032] 获得确定呼吸治疗所规定的患者是否已“合规”的数据(例如患者是否已经根据与规定的呼吸治疗相关联的某些“合规规则”使用其RT设备)可能有临床原因。CPAP治疗的合规规则的一个示例是:为了被认为合规,患者需要每晚使用RT设备至少四个小时,30天中至少连续21天。类似的合规规则可以应用于高流量治疗。为了确定患者的合规性,RT设备的提供者(如医疗服务人员)可以使用RT设备手动获得描述患者呼吸治疗的治疗数据,估计/计算预定时间段内的使用并且与合规规则进行比较。一旦医疗服务人员已经确定患者已经按照合规规则使用了他们的RT设备,则医疗服务人员可以通知第三方(如保险人)患者是合规的。患者治疗的其它方面可能将受益于将治疗数据传达给第三方或外部系统。

[0033] 现有用于分析治疗数据的常规方法,以确定患者何时在使用其RT设备以输送CPAP治疗或其它呼吸压力治疗。然而,由于其通常非密封的特征所导致的不同的高流量治疗气动性,如果用来确定患者是否在使用其RT设备输送高流量治疗,则这些方法产生不准确的结果。因此需要用于确定RT设备何时正在或已被用于高流量治疗的方法及装置。

发明内容

[0034] 本技术旨在提供用于诊断、改善、治疗或预防呼吸系统疾病的医疗设备,所述医疗设备具有改进的舒适度、成本、功效、易用性和可制造性的一种或多种。

[0035] 大体来说,本技术涉及用于诊断、改善、治疗或预防呼吸系统疾病的装置及方法。

[0036] 本技术的一种形式包括通过流量和/或压力信号确定患者是否正在使用或已经使用高流量治疗的装置及方法。所述装置和方法可以在这些信号中的一个或多个信号中寻找

呼吸速率频带内的明显振荡,以确定患者是否正在使用高流量治疗。

[0037] 根据本技术的一方面,提供了一种确定患者是否正在使用高流量治疗的方法。所述方法可以包括:通过评估与呼吸治疗设备相关联的控制器中来自一个或多个传感器的一个或多个信号,确定呼吸治疗设备沿着空气回路向非密封患者接口输送的空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡。所述方法还可以包括:根据所述确定步骤,在控制器中生成患者是否正在使用高流量治疗的输出指示。

[0038] 根据本技术的另一方面,提供了一种用于向患者输送高流量治疗的装置。所述装置可以包括伺服控制鼓风机,该伺服控制鼓风机配置为以预定治疗流量沿着空气回路向非密封患者接口产生空气流。所述装置可以包括一个或多个换能器,该一个或多个换能器配置为生成表示所产生的空气流的相应性质的相应信号。所述装置可以包括中央控制器,该中央控制器配置为控制伺服控制鼓风机。所述装置可以包括处理器。处理器可以配置为接收一个或多个信号。处理器可以配置为控制对由一个或多个信号中的一个信号表示的空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡的确定。处理器可以配置为根据所述确定生成患者是否正在使用高流量治疗的指示。

[0039] 根据本技术的另一方面,提供了一种用于向患者输送高流量治疗的装置。所述装置可以包括用于沿着空气回路向非密封患者接口产生空气流的流动仪器。所述装置可以包括用于控制流动仪器的仪器。所述装置可以包括用于生成表示所产生的空气流的相应性质的一个或多个信号的仪器。所述装置可以包括用于接收一个或多个信号的仪器。所述装置可以包括用于确定由一个或多个信号中的一个信号表示的空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡的仪器。所述装置可以包括用于根据所述确定生成患者是否正在使用高流量治疗的指示的仪器。

[0040] 根据本技术的另一方面,提供了一种高流量治疗系统。所述高流量治疗系统可以包括非密封患者接口。所述系统可以包括配置为连接到非密封患者接口的空气回路。所述系统可以包括配置为沿着空气回路产生空气流的伺服控制鼓风机。所述系统可以包括配置为控制伺服控制鼓风机的中央控制器。所述系统可以包括一个或多个换能器,该一个或多个换能器配置为生成表示所产生的空气流的相应性质的一个或多个信号。所述系统可以包括处理器。处理器可以配置为接收一个或多个信号。处理器可以配置为控制对由一个或多个信号中的一个信号表示的空气流的性质是否包含呼吸速率频带内的明显振荡的确定。处理器可以配置为根据所述确定生成患者是否正在使用高流量治疗的指示。

[0041] 当然,所述方面的一部分可以形成本技术的子方面。此外,子方面和/或这些方面中的各种可以以多种不同的方式组合,并且还构成本技术的另外的方面或子方面。

[0042] 参考如下详细说明书、摘要、附图以及权利要求书中所包含的信息,本技术的其它特征将是显而易见的。

附图说明

[0043] 附图中,本发明的技术以示例而非限制的方式示出,其中相同的参考标号表示类似的元件,附图包括:

[0044] 1. 治疗系统

[0045] 图1示出了包括患者1000的系统,患者1000佩戴着鼻枕式患者接口3000而从RT设

备4000接收正压空气。来自RT设备的空气在加湿器5000中被加湿,并且沿着空气回路4170通向患者1000。图中还示出了床伴1100。

[0046] 2.呼吸系统和面部解剖

[0047] 图2示出了人体呼吸系统的概观,包括鼻腔和口腔、喉、声带、食道、气管、支气管、肺、肺泡囊、心脏以及隔膜。

[0048] 3.患者接口

[0049] 图3A示出了适于呼吸压力治疗的密封患者接口3000。

[0050] 图3B示出了适于在患者1000上使用的高流量治疗的非密封患者接口3800。

[0051] 4.呼吸治疗设备

[0052] 图4A示出了根据本技术的一种形式的RT设备4000。

[0053] 图4B是根据本技术的一种形式的RT设备的气动路径的示意图。图中指出了上游和下游的方向。

[0054] 图4C是根据本技术的一种形式的RT设备的电气部件的示意图。

[0055] 5.加湿器

[0056] 图5A示出了加湿器5000的等距视图。

[0057] 图5B示出了加湿器的等距视图,示出了从加湿器储存器底座5130移除的加湿器储存器5110。

[0058] 6.治疗使用确定

[0059] 图6A是形成RT设备的简单模型的电路的电路图,该RT设备通过非密封患者接口向呼吸患者输送高流量治疗。

[0060] 图6B是形成向呼吸患者输送高流量治疗的RT设备的更复杂模型的电路的电路图。

[0061] 图6C是形成向呼吸患者输送高流量治疗的RT设备的双鼻孔模型的电路的电路图。

[0062] 图7A是示出根据本技术的一种形式的确定患者是否正在使用高流量治疗的方法的流程图。

[0063] 图7B是示出根据本技术的一种形式的监测患者的高流量治疗的方法的流程图。

具体实施方式

[0064] 在更详细地描述本技术之前,应当理解,本技术不限于本文描述的特定示例,这些示例可以变化。还应当理解,本发明中使用的术语仅用于描述本文所讨论的特定实例的目的,并不意图限制。

[0065] 关于可以共享一个或多个共同特性和/或特征的各种示例而提供了下面的描述。应当理解,任何一个示例的一个或多个特征可以与另一示例或其它示例的一个或多个特征组合。此外,任何示例中的任何单个特征或特征的组合可以构成另外的示例。

[0066] 1.治疗方法

[0067] 在一种形式中,本技术包括用于治疗呼吸障碍的方法,该方法包括以高流量朝入口附近向患者1000的气道输送空气流。

[0068] 在本技术的某些示例中,通过一个或两个鼻孔以高流量向患者的鼻道输送空气流。

[0069] 2.治疗系统

[0070] 在一种形式中,本技术包括用于治疗呼吸障碍的装置或设备。所述装置或设备可以包括RT设备4000,用于以高流量将空气通过空气回路4170输送到非密封患者接口3800进而输送给患者1000。

[0071] 3.患者接口

[0072] 根据本技术的一个方面的无创密封患者接口3000包括以下功能方面:密封成形结构3100,充气室3200,固定结构3300,通气孔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。在使用中,密封成形结构3100布置成围绕患者的气道入口,以便于向气道供应正压空气。

[0073] 呈鼻插管形式的非密封患者接口3800包括可将空气输送到患者1000的相应鼻孔的鼻叉(nasal prongs)3810a、3810b。这样的鼻叉通常不与鼻孔的内外皮肤表面形成密封。鼻叉的空气可以由一个或多个与非密封患者接口3800的鼻插管形式联接的空气供应管腔3820a、3820b来输送。从非密封患者接口3800的鼻插管形式引导的管腔3820a、3820b通向以高流量产生空气流的RT设备。

[0074] 非密封患者接口3800的另一示例是经气管接口。

[0075] 4.呼吸治疗设备

[0076] 根据本技术的一个方面的RT设备4000包括机械和气动部件4100、电气部件4200,并且配置为执行一个或多个算法4300。RT设备可以具有成形为上部4012和下部4014两部分的外壳4010。此外,外壳4010可以包括一个或多个面板4015。RT设备4000包括底架4016,底架4016支撑RT设备4000的一个或多个内部部件。RT设备4000可以包括提手4018。

[0077] RT设备4000的气动路径可以包括一个或多个空气路径项,例如入口空气过滤器4112,入口消声器4122,能够以高流量输送空气的压力发生器4140(例如鼓风机4142),出口消声器4124以及一个或多个换能器4270(如压力传感器4272和流量传感器4274)。

[0078] 一个或多个空气路径项可以位于将被称为气动块4020的可移除整体结构内。气动块4020可以位于外壳4010内。在一种形式中,气动块4020由底架4016支撑或形成为底架4016的一部分。

[0079] RT设备4000可以具有电源4210,一个或多个输入设备4220,中央控制器4230,治疗设备控制器4240,压力发生器4140,一个或多个保护电路4250,存储器4260,换能器4270,数据通信接口4280以及一个或多个输出设备4290。电气部件4200可以安装在单个印刷电路板组件(PCBA)4202上。在替代形式中,RT设备4000可以包括不只一个PCBA 4202。

[0080] 4.1RT设备机械和气动部件

[0081] RT设备可以包括一体化单元中的一个或多个以下部件。在替代形式中,以下部件中的一个或多个可以被定位成相应的独立单元。

[0082] 4.1.1空气过滤器

[0083] 根据本技术的一种形式的RT设备可以包括空气过滤器4110或多个空气过滤器4110。

[0084] 在一种形式中,入口空气过滤器4112位于压力发生器4140上游的气动路径的开始处。

[0085] 在一种形式中,出口空气过滤器4114(例如抗菌过滤器)位于气动块4020的出口与患者接口之间。

[0086] 4.1.2消声器

[0087] 在本技术的一种形式中,入口消声器4122位于压力发生器4140上游的气动路径中。

[0088] 在本技术的一种形式中,出口消声器4124位于压力发生器4140与患者接口之间的

气动路径中。

[0089] 4.1.3压力发生器

[0090] 在本技术的一种形式中,用于以高流量产生空气流的压力发生器4140是伺服控制鼓风机4142。例如,鼓风机4142可以包括无刷直流电动机4144,无刷直流电动机4144具有容纳在蜗壳内的一个或多个叶轮。鼓风机4142可被伺服控制而以治疗流量 Q_{th} 输送空气流。在这种实现方式中,通过如下所述的流量换能器和鼓风机4142的速度来监测空气流的总流量 Q_t ,从而调节鼓风机4142的输出处的空气流的压力 P_d ,以便将总流量 Q_t 保持在治疗流量 Q_{th} 或左右。治疗流量 Q_{th} 可以高达约120升/分钟,但更典型地在20至30升/分钟的范围内。

[0091] 鼓风机4142可以如以下专利或专利申请中的任一个所述,所述专利或专利申请的全部内容在此通过引用并入本文:美国专利第7,866,944号;美国专利第8,638,014号;美国专利第8,636,479号;以及PCT专利申请公开第W0 2013/020167号。

[0092] 压力发生器4140处于治疗设备控制器4240的控制之下。

[0093] 在其它形式中,压力发生器4140可以是活塞驱动式泵,连接到高压源(例如压缩空气储存器)的压力调节器或波纹管。

[0094] 4.1.4换能器

[0095] 换能器4270可以位于RT设备的内部或RT设备的外部。外部换能器可以位于例如空气回路的一部分上或形成空气回路的一部分,例如患者接口。外部换能器可以是将数据发送或传输到RT设备的非接触式传感器的形式(如多普勒雷达运动传感器)。

[0096] 在本技术的一种形式中,一个或多个换能器4270位于压力发生器4140的上游和/或下游。一个或多个换能器4270可以配置和布置为测量气动路径中的一点处的性质,如流量、压力、绝对或相对湿度或温度。换能器4270生成表示性质的信号并将信号发送到中央控制器4230。

[0097] 在本技术的一种形式中,一个或多个换能器4270可以位于患者接口附近。在本技术的另一种形式中,一个或多个换能器4270可以位于RT设备4000的空气出口附近。外部换能器也可用于测量环境条件,例如环境压力、温度或者相对湿度或绝对湿度。

[0098] 在一种形式中,可以对来自换能器4270的信号进行滤波,如通过低通、高通或带通滤波。

[0099] 4.1.4.1流量换能器

[0100] 根据本技术的流量换能器4274可以基于压差换能器,例如SENSIRION公司的SDP600系列压差换能器。

[0101] 在一种形式中,流量换能器4274生成表示由RT设备4000输送的空气流的总流量 Q_t 的信号。

[0102] 4.1.4.2压力换能器

[0103] 根据本技术的压力换能器4272位于与气动路径流体连通的位置。合适的压力换能器的示例是霍尼韦尔公司(HONEYWELL)的ASDX系列传感器。

[0104] 一种替代的合适压力传感器是通用电气公司(GENERAL ELECTRIC)的NPA系列传感器。

[0105] 在一种形式中,压力换能器4272产生表示RT设备4000出口处的空气流的压力Pd的信号。

[0106] 4.1.4.3电动机速度换能器

[0107] 在本技术的一种形式中,使用电动机速度传感器4276来确定电动机4144和/或鼓风机4142的旋转速度。来自电动机速度换能器4276的电动机速度信号可被提供给治疗设备控制器4240。电动机速度换能器4276例如可以是速度传感器,如霍尔效应传感器。

[0108] 4.1.4.4其它换能器

[0109] 可以使用一个或多个湿度/温度传感器(如Sensirion SHT75)来确定治疗空气流的湿度和温度以及环境湿度和温度。

[0110] 一个或多个电传感器可以配置为感测由电动机4144或加湿器5000或其相应电源单元消耗的电流。可以使用感测的电流来确定由治疗系统或其部件消耗的瞬时或平均功率。

[0111] 4.1.5防溢止回阀

[0112] 在本技术的一种形式中,防溢止回阀位于加湿器5000与气动块4020之间。防溢止回阀构造和布置成降低水将从加湿器5000上游流到电动机4144的风险。

[0113] 4.1.6空气回路

[0114] 根据本技术的一方面的空气回路4170是导管或管子,其在使用中构造和布置成允许空气流在两个部件(如气动块4020与患者接口)之间移动。

[0115] 特别地,空气回路4170可以与患者接口的出口和气动块流体连接。空气回路可以称为空气输送管。在一些情况下,可以存在吸气和呼气的回路的独立分支。在其它情况下,使用单个分支。

[0116] 在一些形式中,例如,空气回路4170可以包括配置为加热空气回路中的空气的一个或多个加热元件,以维持或提高空气的温度。加热元件可以是加热线路的形式,并且可以包括一个或多个换能器,例如温度传感器。在一种形式中,加热的线路可以围绕空气回路4170的轴线螺旋缠绕。加热元件可以与诸如中央控制器4230或加湿器控制器5250的控制器进行通信。在美国专利申请第US/2011/0023874号中描述了包括加热线路的空气回路4170的一个示例,所述申请的全部内容在此通过引用并入本文。

[0117] 4.1.7氧气输送

[0118] 在本技术的一种形式中,补充供氧4180被输送到气动路径中的一个或多个点(如气动块4020的上游),进而输送到空气回路4170和/或输送到患者接口。

[0119] 4.2RT设备电气部件

[0120] 4.2.1电源

[0121] 电源4210可以位于RT设备4000的外壳4010的内部或外部。

[0122] 在本技术的一种形式中,电源4210仅向RT设备4000提供电功率。在本技术的另一种形式中,电源4210向RT设备4000和加湿器5000提供电功率。

[0123] 4.2.2输入设备

[0124] 在本技术的一种形式中,RT设备4000包括呈按钮、开关或拨盘形式的一个或多个

输入设备4220,以允许人与设备交互。按钮、开关或拨盘可以是通过触摸屏访问的物理设备或软件设备。按钮、开关或拨盘可以以一种形式物理地连接到外壳4010,或者可以以另一种形式与电连接到中央控制器4230的接收器进行无线通信。

[0125] 在一种形式中,输入设备4220可以构造和布置成允许人们选择值和/或菜单选项。

[0126] 4.2.3中央控制器

[0127] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230是适于控制RT设备4000的一个或多个处理器。

[0128] 合适的处理器可以包括x86 INTEL处理器,基于ARM控股公司的ARM[®] Cortex[®]-M处理器的处理器,如ST MICROELECTRONIC的STM32系列微控制器。在本技术的某些替代形式中,32位RISC CPU(如ST MICROELECTRONICS的STR9系列微控制器)或16位RISC CPU(如来自MSP430系列微控制器的处理器(由德州仪器公司(TEXAS INSTRUMENTS)制造))也可以是合适的。

[0129] 在本技术的一种形式中,中央控制器4230是专用电子电路。

[0130] 在一种形式中,中央控制器4230是专用集成电路。在另一种形式中,中央控制器4230包括分立的电子部件。

[0131] 中央控制器4230可以配置为从一个或多个换能器4270和一个或多个输入设备4220接收输入信号。

[0132] 中央控制器4230可以配置为向输出设备4290、治疗设备控制器4240、数据通信接口4280以及加湿器控制器5250中的一个或多个提供输出信号。

[0133] 在本技术的一些形式中,中央控制器4230配置为实现本文描述的一种或多种方法,如表示为存储在非暂时性计算机可读存储介质(如存储器4260)中的计算机程序的一个或多个算法4300。在本技术的一些形式中,中央控制器4230可以与RT设备4000进行集成。然而,在本技术的一些形式中,一些方法可以由远程定位的设备来执行。例如,远程定位的设备可以确定呼吸机的控制设定或者通过分析所存储的(如来自本文所述的任何传感器)数据来检测呼吸相关事件。

[0134] 4.2.4计时器

[0135] RT设备4000可以包括连接到中央控制器4230的计时器4232。

[0136] 4.2.5治疗设备控制器

[0137] 在本技术的一种形式中,治疗设备控制器4240是控制模块4330,控制模块4330形成由中央控制器4230执行的算法4300的一部分。

[0138] 在本技术的一种形式中,治疗设备控制器4240是专用电动机控制集成电路。例如,使用由ONSEMI制造的MC33035无刷直流电动机控制器。

[0139] 4.2.6保护电路

[0140] 根据本技术的一个或多个保护电路4250可以包括电保护电路、温度和/或压力安全电路。

[0141] 4.2.7存储器

[0142] 根据本技术的一种形式,RT设备4000包括存储器4260,例如非易失性存储器。在一些形式中,存储器4260可以包括电池供电的静态RAM。在一些形式中,存储器4260可以包括易失性RAM。

[0143] 存储器4260可以位于PCBA 4202上。存储器4260可以是EEPROM或NAND型闪存的形式。

[0144] 另外或可替代地,RT设备4000包括可移除形式的存储器4260,例如根据安全数字(SD)标准制造的存储卡。

[0145] 在本技术的一种形式中,存储器4260用作非暂时性计算机可读存储介质,其上存储有表示本文所述的一种或多种方法(如一个或多个算法4300)的计算机程序指令。

[0146] 4.2.8数据通信系统

[0147] 在本技术的一种形式中,提供了数据通信接口4280,数据通信接口4280连接到中央控制器4230。数据通信接口4280可以连接到远程外部通信网络4282和/或本地外部通信网络4284。远程外部通信网络4282可以连接到远程外部设备4286。本地外部通信网络4284可以连接到本地外部设备4288。

[0148] 在一种形式中,数据通信接口4280是中央控制器4230的一部分。在另一种形式中,数据通信接口4280与中央控制器4230分离,并且可以包括集成电路或处理器。

[0149] 在一种形式中,远程外部通信网络4282是互联网。数据通信接口4280可以使用有线通信(例如通过以太网或光纤)或无线协议(例如CDMA、GSM、LTE)连接到互联网。

[0150] 在一种形式中,本地外部通信网络4284采用一种或多种通信标准,如蓝牙或消费者红外协议或电力线通信。

[0151] 在一种形式中,远程外部设备4286是一个或多个计算机,例如联网计算机集群。在一种形式中,远程外部设备4286可以是虚拟计算机,而非物理计算机。在任一种情况下,这样的远程外部设备4286可以由适当授权人员(如临床医生)访问。

[0152] 本地外部设备4288可以是个人计算机、移动电话、平板电脑或遥控器。

[0153] 4.2.9输出设备

[0154] 根据本技术的输出设备4290可以采用视觉、音频和触觉单元中的一个或多个的形式。视觉显示器可以是液晶显示器(LCD)或发光二极管(LED)显示器。

[0155] 4.2.9.1显示驱动器

[0156] 显示驱动器4292接收显示器4294上显示的字符、符号或图像作为输入,并将它们转换成命令而使得显示器4294显示这些字符、符号或图像。

[0157] 4.2.9.2显示器

[0158] 显示器4294配置为响应于从显示驱动器4292接收的命令而可视地显示字符、符号或图像。例如,显示器4294可以是八段显示器,在这种情况下,显示驱动器4292将诸如数字“0”的每个字符或符号转换成八个逻辑信号而指示是否要激活八个相应的节段以显示特定的字符或符号。

[0159] 4.2.9.3警报器

[0160] 输出设备4290可以采用警报发生器的形式。警报器可以采用视觉指示器(例如闪光灯)或音频信号(例如哔哔声)的形式。

[0161] 4.3RT设备算法

[0162] 4.3.1高流量治疗使用确定

[0163] 本技术在呼吸治疗技术领域提出了改进,特别是呼吸治疗装置的改进。例如,可以使装置能够自动地确定与患者使用高流量治疗相关联的状态,其中采用了非密封患者接

口。所述确定可以在处理器中进行,并由此在控制器或处理器的功能方面提出了改进。例如,在本技术的一种形式中,高流量治疗使用确定算法接收表示RT设备出口处的压力 P_d 的信号和表示由RT设备输送的空气的总流量 Q_t 的信号4000作为输入。高流量治疗使用确定算法产生布尔(Boolean)型使用指示的时间序列作为输出,指示患者1000是否在连续的时刻下使用高流量治疗。

[0164] 在本技术的一种形式中,RT设备4000的中央控制器4230可以执行高流量治疗使用确定算法。

[0165] 在本技术的其它形式中,高流量治疗使用确定算法可以由远程外部计算设备4286的处理器执行,远程外部计算设备4286配置为通过远程外部通信网络4282与RT设备4000进行通信。以这种形式,RT设备4000可以通过远程外部通信网络4282向远程外部计算设备4286发送表示设备压力 P_d 和总流量 Q_t 的信号。然后,远程外部计算设备4286实现高流量治疗使用确定算法。

[0166] 在其它形式中,高流量治疗使用确定算法可以部分地由RT设备4000的中央控制器4230以及部分地由远程外部计算设备4286的处理器来执行。例如,中央控制器4230可以处理设备压力和总流量信号以产生中间输出,并将中间输出发送到远程外部计算设备4286的处理器,该处理器可以进一步处理中间输出以生成使用指示的时间序列。

[0167] 在任何情况下,可以“实时”地执行高流量治疗使用确定算法,或作为对存储的表示设备压力 P_d 和总流量 Q_t 的数据的后处理(即完成疗程之后)来执行高流量治疗使用确定算法。对于后处理实现方式,设备压力和流量数据可以作为样本在预定采样率下的时间序列而被存储在RT设备4000的存储器4260上和/或远程外部计算设备4286的存储器上。

[0168] 设备压力和总流量信号分别由适当定位的压力换能器4272和流量换能器4274产生。在本技术的替代形式中,高流量治疗使用确定算法接收指示患者接口内的压力 P_m 的信号作为一个输入。患者接口压力 P_m 可以由适当定位的压力换能器4272直接生成,或者通过压力补偿算法根据设备压力 P_d 来计算,压力补偿算法也将总流量 Q_t 作为输入。压力补偿算法使用总流量 Q_t 估计通过空气回路4170的压降,并从设备压力 P_d 中减去所估计的压降来计算患者接口压力 P_m 。

[0169] RT设备4000可以将由高流量治疗使用确定算法生成的使用指示累积到患者1000随时间的高流量治疗使用的记录中。RT设备4000可以基于这样的使用记录而采取不同的动作。所述动作的一个示例是产生一个合规报告,总结出患者1000在给定时间间隔内的高流量治疗使用情况。例如,这样的报告可以通过远程外部通信网络4282传送到与医疗服务人员相关联的远程外部计算设备4286。

[0170] 在另一示例中,RT设备4000的治疗控制模块4330可以响应于高流量治疗的使用记录来调整高流量治疗的一个或多个参数,例如治疗流量 Q_{th} 。例如,如果使用记录指示使用量随时间而减少,则可以降低治疗流量 Q_{th} ,从而激励使用更多的高流量治疗。因此,在一些情况下,可以在控制器中评估使用指示或累积记录,而作为改变RT设备4000的控制器操作的触发点。作为进一步的示例,当达到充分使用的指示(例如已经满足某个时间阈值)或者使用指示显示该设备根本没有被使用时,控制器可以中断治疗(例如减少流量产生或停止流量产生,如通过修改鼓风机电动机的控制操作)。

[0171] RT设备4000可以基于使用指示或其累积记录(通过输出设备4290)生成警报。例

如,如果累积记录指示患者1000已经停止使用高流量治疗长于预定间隔,则RT设备4000可生成警报。所述警报可以例如是RT设备4000的输出,如RT设备4000的声音发生器或扬声器或与RT设备4000处于通信的设备的其它声音发生器或扬声器的启动,或者RT设备4000的显示器4294的输出警报信号灯或与RT设备4000处于通信的本地或远程外部设备4288或4286的其它显示器的启动。

[0172] 图6A是电路模型6000的电路图,电路模型6000是通过非密封患者接口(例如非密封患者接口3800)向呼吸患者1000输送高流量治疗的RT设备4000的简单模型。在电路模型6000中,电压模拟压力,电流模拟流量。受控电压源6010模拟RT设备4000。电阻6030模拟空气回路4170。空气回路电阻6030中的电流模拟总流量 Q_t ,电压源6010的输出端的电压模拟设备压力 P_d 。空气回路电阻6030末端的电压模拟非密封患者接口3800内的压力 P_m 。如果空气回路4170闭塞,则空气回路电阻6030是无限大的(即开路)。接口电阻6050模拟非密封患者接口3800内部与患者鼻子内部之间的阻力。接口电阻6050末端的电压模拟患者鼻子内部的压力 P_{nose} 。

[0173] 与电容6035和交流电压源6020串联的气道电阻6025模拟患者1000的呼吸系统。电容6035模拟患者的肺的气动顺应性。交流电压源6020通过在呼吸周期的吸气部分期间小的负电压与呼吸周期的呼气部分期间小的正电压之间振荡来模拟患者1000的呼吸。

[0174] 图6B是电路模型6100的电路图,不同于图6A的电路模型6000,电路模型6100是RT设备4000的更复杂模型,RT设备4000通过非密封患者接口3800向呼吸患者1000输送高流量治疗。电路模型6100包含元件6110、6120、6125、6130、6135和6150,这些元件与电路模型6000中其相应的对应元件6010、6020、6025、6030、6035和6050相同。电路模型6100还包含与患者1000的模型6025/6010并联的附加接地“泄漏电阻”6140。泄漏电阻6140模拟由于非密封患者接口3800与患者1000的气道入口之间(患者接口3800配置为与患者1000连接)的间隙而形成的从患者鼻子内部到环境的漏气路径。泄漏电阻6140的存在使得总流量 Q_t 明显不同于被模拟为气道电阻6125中的电流的患者呼吸流量 Q_r ,与患者气道电阻6125相比,泄漏电阻6140较小。这与用于输送呼吸压力治疗的更常规的密封或加压系统形成对比,其中泄漏电阻6140被模拟通过通气孔3400通向环境的空气流的更大阻抗所替代,同时接口被适当地安置在病人的脸上。在这样的系统中,当环境阻抗急剧下降时,患者正在使用呼吸压力治疗时与接口和患者断开连接时的系统中的静态压力存在很大的差异。因此,当患者正在使用呼吸压力治疗时,直接从静压检测。

[0175] 泄漏电阻6140取决于非密封患者接口3800相对于气道入口的位置,这是不可准确预测的,因此泄漏电阻6140被建模为变量。如果非密封患者接口3800与患者的气道入口断开连接,则泄漏电阻非常低(即接近短路)。

[0176] 在一个实现方式中,受控电压源6110被伺服控制,以使得当交流电压源6120输出电压在呼吸周期内振荡(模拟患者呼吸)时,将总流量 Q_t 保持在治疗流量 Q_{th} 或左右。在伺服控制的一个实现方式中,设备压力 P_d 以与交流电压源6120的输出同相位的患者1000呼吸速率在稳态(直流)压力附近振荡,即在吸气部分期间较低,而在呼气部分期间较高,并且总流量 Q_t 在整个呼吸周期中恒定地保持在治疗流量 Q_{th} 。该实现方式也可以通过用提供电流 Q_{th} 的恒定电流源代替受控电压源6110来模拟。在伺服控制的另一个实现方式中,设备压力 P_d 在整个呼吸周期中保持恒定,并且总流量 Q_t 以与交流电压源6120的输出反相位的患者1000

呼吸速率在治疗流量 Q_{th} 附近振荡,即在吸气部分期间高于治疗流量 Q_{th} (当交流电压为负时),而在呼气部分期间低于治疗流量 Q_{th} (当交流电压为正时)。另外,在其它的伺服控制的中间实现方式中,总流量 Q_t 以与交流电压源6120的输出反相位的患者1000呼吸速率在治疗流量 Q_{th} 附近轻微振荡,即在吸气部分期间略高于治疗流量 Q_{th} ,而在呼气部分期间略低于治疗流量 Q_{th} 。同时,设备压力 P_d 在与交流电压源6120的输出同相的稳态压力附近轻微振荡,即在吸气部分期间略微较低,而在呼气部分期间略微较高。实际上,无论实现方式如何,由于用于实现伺服控制的换能器4270的缺陷,在设备压力 P_d 和总流量 Q_t 中,将存在呼吸速率的轻微但非零的振荡。伺服控制的实现确定振荡是主要出现在设备压力 P_d 中还是总流量 Q_t 中抑或是在两个信号之间都有。

[0177] 公开的高流量治疗使用确定算法的一个目的是:检测由于使用高流量治疗的患者1000所引起的呼吸速率频带内的设备压力 P_d 和/或总流量 Q_t 的这些振荡。检测的优点在于不受伺服控制实现的支配,因为所述伺服控制实现不一定为公开的高流量使用确定算法所已知。如果患者1000不使用高流量治疗,例如,如果空气回路4170闭塞或者与患者的气道入口断开连接,则这种振荡将不存在。

[0178] 图7A是示出可用于实现根据本技术的一种形式的高流量治疗使用确定算法的方法7000的流程图。下面就设备压力 P_d 来描述方法7000。然而,方法7000可使用患者接口压力 P_m 而有效地进行,只要设定适当的阈值即可。

[0179] 方法7000从步骤7010开始,步骤7010确定总流量 Q_t 是否大于流量阈值。在一个实现方式中,流量阈值为10升/分钟。步骤7010旨在确定RT设备4000是否正在以高流量输送空气流。未输送高流量的原因包括压力发生器4140不工作或发生故障,或者空气回路4170或非密封患者接口3800阻塞或闭塞。如果总流量 Q_t 不大于流量阈值(“N”),则方法7000进行到步骤7070,步骤7070返回值“错误(false)”,指示患者没有在使用高流量治疗1000。

[0180] 如果总流量 Q_t 大于流量阈值(“Y”),则方法7000进行到步骤7020,步骤7020将总流量 Q_t 和设备压力 P_d 滤波至跨越人类呼吸速率极限的频率范围。步骤7020旨在消除压力和流量的短期变化的分量,即大于典型呼吸速率的频率下的振荡。就这些分量与确定患者1000是否正在使用高流量治疗无关的意义而言,它们是“噪声”。在一个实现方式中,带通滤波器的上截止频率为0.5Hz,这是静止时人体呼吸速率的近似上限。步骤7020还旨在消除长期变化的任何分量,即小于典型呼吸速率的频率下的振荡。在一个实现方式中,带通滤波器的下截止频率为0.1Hz,这是静止时人体呼吸速率的近似下限。带通滤波步骤7020配置为将经带通滤波的总流量 Q_t' 和设备压力 P_d' 的平均值或稳态值分别与总流量 Q_t 和设备压力 P_d 的平均值或稳态值保持不变。

[0181] 作为使用固定的上下截止频率的替代方案,带通滤波步骤7020可以首先估计患者的呼吸速率。这可以例如通过在对总流量 Q_t 、设备压力 P_d 或总流量 Q_t 与设备压力 P_d 的比率的傅里叶变换中找到最高峰的位置(例如,用快速傅立叶变换算法确定)来完成。所述比率是有用的,因为它将具有呼吸速率的重要分量而不论伺服控制的实现方式如何。最高峰位置是对患者呼吸速率的估计。然后,可以从呼吸速率估计值导出带通滤波步骤7020的上下截止频率。例如,下截止频率可以是呼吸速率估计值的一半,而上截止频率可以是呼吸速率估计值的两倍。

[0182] 在步骤7020,使用固定的上下截止频率的另一个替代方案是利用患者身高来确定

可能的上下截止频率,因为患者身高与人静止时的呼吸速率通过一种容易理解的生理关系而相关。可以通过输入设备4220输入患者身高作为RT设备4000的设定值。

[0183] 在步骤7020之后,经带通滤波的总流量 Q_t' 和设备压力 P_d' 中留下的唯一变化的分量是:由步骤7020使用的带通滤波器的截止频率(等于上述一个实现方式中的【0.1Hz, 0.5Hz】)限定的呼吸速率频带内的频率下的分量。呼吸速率频带内的这些变化的分量叠加在总流量 Q_t 和设备压力 P_d 的(正)稳态(平均)值上。

[0184] 下一步骤7030通过将经带通滤波的设备压力 P_d' 除以经带通滤波的总流量 Q_t' 来计算空气回路4170中的流动阻力。由于流动阻力是通过两个经带通滤波的信号计算出的,因此流动阻力也可以被认为是经带通滤波的信号,即使不是直接从带通滤波获得。

[0185] 然后,步骤7035确定流动阻力是否在使用高流量治疗的患者1000所具有的特性的预定范围内。在一个实现方式中,预定范围为0.4cmH₂O每升/分钟至0.9cmH₂O每升/分钟。如果步骤7035确定流动阻力不在预定范围(“N”)内,则方法7000进行到步骤7070,步骤7070返回“错误”。流动阻力基本上不受由RT设备4000施加给设备压力 P_d 的伺服控制的支配。如上所述,在伺服控制的一个实现方式中,呼吸频带的所有变化将存在于压力 P_d 中。在伺服控制的另一实现方式中,呼吸频带的所有变化将存在于总流量 Q_t 中。在任一实现方式中,对于所有的中间实现方式,只要患者1000正在使用高流量治疗,则设备压力 P_d 与总流量 Q_t 的比率(流动阻力)应该在预定范围内。然而,这不是用于确定使用高流量治疗的充分条件,因此,如果步骤7035确定流动阻力在预定范围(“Y”)内,则方法7000继续进行到步骤7040。

[0186] 步骤7040和7045旨在确定所输送的空气流的性质是否包含由步骤7020的截止频率限定的人体呼吸速率频带内的明显振荡。因此,步骤7040计算预定持续时间的滑动窗口上经带通滤波的信号之一的变化幅度。在一个实现方式中,步骤7040计算持续时间为一分钟的滑动窗口上经带通滤波的信号的标准偏差。可以使用标准偏差,因为它对窗口上的平均值不敏感,因此突显出窗口内的任何振荡。步骤7040的其它实现方式包括:

[0187] • 使用滑动窗口上平均减去(mean-subtracted)的经带通滤波的信号为零交叉数来计算变化幅度;

[0188] • 计算在滑动窗口上所计算的呼吸速率频带中(未经滤波)的信号傅立叶变换频谱的幂值;

[0189] • 计算在预定持续时间的窗口上所计算的呼吸速率频带的谐波中(未经滤波)的信号傅里叶变换频谱的幂值,由此这种谐波(其指示:例如存在打鼾)也指示患者1000呼吸。

[0190] 在步骤7040的一个实现方式中,该实现方式适于设备压力 P_d 在整个呼吸周期中保持恒定的实现,经带通滤波的信号是经带通滤波的总流量 Q_t' 。在步骤7045的另一个实现方式中,该实现方式适于总流量 Q_t 在整个呼吸周期中保持恒定的实现,经带通滤波的信号是经带通滤波的设备压力 P_d' 。在步骤7045的又一个实现方式中,该实现方式适于伺服控制的中间实现,经带通滤波的信号是步骤7030所计算的流动阻力。

[0191] 然后,步骤7045确定经带通滤波的信号的变化幅度是否大于幅度阈值。在经带通滤波的信号是经带通滤波的总流量 Q_t' 的一个实现方式中,幅度阈值为10升/分钟。如果步骤7045确定经带通滤波的信号的变化幅度不大于幅度阈值(“N”),则方法7000进行到步骤

7070,步骤7070返回值“错误”。

[0192] 否则(步骤7045为“Y”),方法7000开始确定经带通滤波的信号本身的变化幅度(例如,经带通滤波的总流量 Q_t)是否随着其上计算幅度的滑动窗口向前滑动而明显变化。经带通滤波的信号的变化幅度的这种变化的存在倾向于证实患者1000正在使用高流量治疗,因为呼吸需求通常随时间缓慢变化。因此,步骤7050计算预定持续时间的另一个滑动窗口上经带通滤波的信号的变化幅度的变化测量值。在一个实现方式中,另外的滑动窗口可以具有与在步骤7040计算经带通滤波的信号的变化幅度的滑动窗口相同的持续时间。然后,步骤7055确定经带通滤波的信号的变化幅度的变化测量值是否大于幅度变化阈值。幅度变化阈值可以根据另外的滑动窗口的持续时间来选择。滑动窗口越长,选择的幅度变化阈值会越小。在经带通滤波的信号是经带通滤波的总流量 Q_t 的一个实现方式中,另外的滑动窗口持续时间为一分钟,幅度变化的测量值是方差,并且流量幅度变化阈值为0.002。

[0193] 如果步骤7055确定经带通滤波的信号的变化幅度的变化测量值不大于幅度变化阈值(“N”),则方法7000进行到步骤7070,步骤7070返回值“错误”,指示患者1000没有使用高流量治疗。否则(“Y”),方法7000进行到步骤7060,步骤7060返回值“正确”,指示患者1000正在使用高流量治疗。

[0194] 在高流量治疗使用确定算法的替代实现方式中,可以省略步骤7050和7055,使得从步骤7045得到“Y”答案后紧接着是步骤7060。因此,步骤7050和7055可以认为是可选的。

[0195] 在高流量治疗使用确定算法的替代实现方式中,可以对设备压力 P_d 或步骤7030所计算的流动阻力(而非总流量 Q_t)执行步骤7040和7045(以及可选的7050和7055)。在这种实现方式中,在步骤7045(和7055,如果有)使用不同的阈值。

[0196] 4.3.2高流量治疗监测

[0197] 在本技术的一种形式中,高流量治疗监测算法接收表示RT设备出口处的压力 P_d 的信号和表示由RT设备4000输送的空气的总流量 Q_t 的信号作为输入。高流量治疗监测算法在连续时刻生成高流量治疗状态指示的时间序列作为输出。任何时刻的状态指示都可以采用几个值中的一个,每个值表示高流量治疗的不同状态,例如:“使用中”,“未使用”,“设备未启动”,“空气回路闭塞”,“空气回路断开连接”。这种状态指示可以存储在存储器4260中,或者被输出以显示在用户界面上,或者显示在确定指示符的RT设备4000的控制器4230的或之进行通信的显示器上。

[0198] 如上关于高流量治疗使用确定算法所述,高流量治疗监测算法可以由RT设备4000的中央控制器4230、远程外部计算设备4286的处理器或一些两者的组合“实时”地或作为后处理来执行。同样如上关于高流量治疗使用确定算法所述,高流量治疗监测算法可以将状态指示累积到高流量治疗状态随时间的记录中。RT设备4000可以基于这样的状态记录来采取不同的动作。例如,在某些情况下,可以在控制器中评估状态指示或状态指示的累积记录,以作为改变RT设备4000的控制器4230的操作的触发点。作为示例,例如,当足够数量(例如一系列)的状态指示指示未使用、闭塞和/或断开连接时,控制器4230可以停止治疗(例如减少流量产生或停止流量产生,如通过改变鼓风电动机4144的控制操作)。可选地,例如当足够数量(例如一系列)的状态指示指示闭塞时,控制器4230可以增加治疗(例如增加流量产生,如通过修改鼓风机电动机的控制操作)。

[0199] 图7B是示出可以用来实现根据本技术的一种形式的高流量治疗监测算法的方法

7100的流程图。下面就设备压力 P_d 来描述方法7100。然而,方法7100也可以使用患者接口压力 P_m 有效地进行,只要设定适当的阈值即可。

[0200] 方法7100类似于方法7000,除了如下所述,方法7100中与方法7000中编号对应的步骤(例如7130和7030)通常与方法7000中的对应编号步骤相同。

[0201] 第一个步骤7110确定设备压力 P_{dis} 是否低于阈值,如果压力发生器4140不工作或发生故障,则可能发生设备压力 P_{dis} 低于阈值。如果是(“Y”),则方法7100进行到步骤7115,结束方法7100并返回“设备未启动”的状态指示值。否则(“N”),方法7100进行到与上述步骤7020和7030相同的步骤7120和7130。

[0202] 步骤7130之后的步骤7133检查流动阻力是否过小,即低于步骤7035中使用的范围下限(在一个实现方式中等于 $0.4\text{cmH}_2\text{O}$ 每升/分钟)。如果是(“Y”),则方法7100进行到步骤7137,结束方法7100并返回指示器的“断开连接”状态指示值。该值表示非密封患者接口3800已经与患者1000气道断开连接,使得电路模型6100中的泄漏电阻6140变小。

[0203] 否则(步骤7133为“N”),方法7100进行到步骤7138,步骤7138检查流动阻力是否过大,即高于步骤7035中使用的范围上限(在一个实现方式中等于 $0.9\text{cmH}_2\text{O}$ 每升/分钟)。如果是(“Y”),则方法7100进行到步骤7139,结束方法7100并返回指示器的“闭塞”状态指示值。该值表示空气回路4170可能闭塞。如果不是(“N”),则方法7100进行到与上述步骤7040相同的步骤7140。

[0204] 在方法7100的变型中,在测试7138之后进行对流动阻力值的第二次测试(未示出)。如果该值大于“高”的阈值,但低于步骤7138所使用的阈值,则下一步骤可以返回“插管过大”的状态指示值,指示插管鼻叉与患者1000的鼻内部接近于密封。

[0205] 步骤7170(如果步骤7145的测试或步骤7155的测试失败,则到达该步骤;例如,如果患者1000经历延长的呼吸暂停或鼻道阻塞则可能发生这种情况)返回状态指示的“未使用”值,指示患者1000没有使用高流量治疗。步骤7160(如果步骤7155的测试通过,则到达该步骤)返回状态指示的“使用中”值,指示患者1000正在使用高流量治疗。

[0206] 在用于监测高流量治疗的方法7100的变型中,“返回”步骤7115、7137和7139(分别返回“设备未启动”、“断开连接”和“闭塞”)可以被相应的状态指示的测试所替代。例如,步骤7137可以为非密封患者接口3800与患者1000的断开连接而启动单独的测试,而不是返回“断开连接”的状态指示。

[0207] 4.3.3电路模型校准

[0208] 电路模型6100可以通用化,使得空气回路、接口和漏气路径不再分别由线性电阻6130、6150和泄漏电阻6140来模拟,而是由相应的非线性阻抗来模拟,非线性阻抗的压降与通过其的空气流量呈非线性关系。为了表征这些阻抗中的每个,可以进行多阶段校准。在每个阶段,使用至少两个不同的稳态设备压力值 P_d ,并对总流量 Q_t 进行相应的测量。使用的值和测量值用于拟合多项式,从而将阻抗上的压降与通过其的流量相关联。可以采用以下校准阶段顺序,每个都列出了空气回路的配置和可由此表征的对应阻抗。由每阶段表征的阻抗使得能够进行下一阶段的校准/表征。

[0209] • 接口与空气回路断开连接:空气回路阻抗与电阻元件6130相对应。

[0210] • 接口连接到空气回路但与患者断开连接:接口阻抗与电阻元件6150相对应。

[0211] • 接口连接到空气回路和患者,患者“自闭塞”:泄漏电阻与电阻元件6140相对应。

[0212] 4.3.4患者参数估计

[0213] 估计患者1000的参数可能与诊断有关,如气道电阻6125,肺顺应性6135,电路模型6100中由与这些元件串联的电感器(未示出)模拟的气道“惯性”以及可以由这些值导出的参数,如肺共振频率(等于惯性与顺应性的乘积的平方根的倒数除以2)和衰减量(等于电阻除以惯性的两倍)。为了估计这样的参数,如上所述,源6110可以具有叠加在其伺服控制值上的更多“有效”分量,无论伺服控制值是恒定的还是以呼吸速率变化。有效分量可以例如包括脉冲、斜坡、某一频率的振荡或宽带噪声。可以对所得到的总流量 Q_t 的响应与设备压力 P_d 的有效分量一起进行分析,以估计上述一个或多个患者参数。如前所述,如果电路模型6100(6130、6150和6140)的非患者元件先前已经通过校准来表征,则非常有助于该过程。

[0214] 4.3.5双鼻孔模型

[0215] 图6C是电路模型6200的电路图,电路模型6200形成通过非密封患者接口3800向呼吸患者1000输送高流量治疗的RT设备的又一更复杂的模型。电路模型6200包含元件6210、6220、6225、6230和6235,这些元件与电路模型6100中其相应的对应元件6110、6120、6120、6125、6130和6135相同。然而,电路模型6200将接口电阻6150分成两个单独的电阻6250a和6250b,分别对非密封患者接口3800的左右鼻叉进行模拟。泄漏电阻6140也分别分成左右鼻孔泄漏电阻6240a和6240b。电阻6260a和6260b的可变性质分别模拟左右鼻道的阻力。总流量 Q_t 分成通过左鼻叉的流量 Q_a 和通过右鼻叉的流量 Q_b 。

[0216] 如果鼻道电阻6260a和6260b非常小,则模型6200简化为模型6100,其中接口电阻6150等于并联的电阻6250a和6250b,泄漏电阻6140等于并联的左右鼻孔泄漏电阻6240a和6240b。然而,如果鼻道电阻6260a和6260b中的任一个是不可忽略的(例如由于鼻循环而发生),则将不是这种情况。上述使用确定方法和监测方法仍然适用于双鼻孔模型6200,以在给定时间确定使用指示和状态指示,尽管可能使用与先前识别的值不同的阈值来实现。然而,为了在任何给定的时间表征单个鼻孔电阻和泄漏电阻,将需要上述多阶段校准过程的更细致版本:

[0217] • 接口与空气回路断开连接:空气回路阻抗与电阻元件6230相对应。

[0218] • 接口连接到空气回路但与患者断开连接,右鼻叉阻塞:左鼻叉阻抗与电阻元件6250a相对应。

[0219] • 接口连接到空气回路但与患者断开连接,左鼻叉阻塞:右鼻叉阻抗与电阻元件6250b相对应。

[0220] • 接口连接到空气回路和患者,患者“自闭塞”右鼻孔:左鼻孔泄漏阻抗与电阻元件6240a相对应。

[0221] • 接口连接到空气回路和患者,患者“自闭塞”左鼻孔:右鼻孔泄漏阻抗与电阻元件6240b相对应。

[0222] 将“有效”分量添加到源6110中,每个鼻孔依次自闭塞,随后分析有效分量和得到的总流量 Q_t ,然后,可允许一起估计分别对应于电阻元件6260a和电阻元件6260b的左右鼻道阻抗与任何给定时间的其它患者参数。

[0223] 5. 加湿器

[0224] 在本技术的一种形式中,提供了一种加湿器5000(例如,如图5A所示),以改变输送给患者的空气或气体相对于环境空气的绝对湿度。通常,在输送到患者的气道之前,使用加

湿器5000来增加空气流的绝对湿度并且增加空气流的温度(相对于环境空气)。

[0225] 加湿器5000可以包括:加湿器储存器5110,用于接收空气流的加湿器入口5002以及用于输送加湿空气流的加湿器出口5004。在一些形式中,如图5A和图5B所示,加湿器储存器5110的入口和出口可以分别是加湿器入口5002和加湿器出口5004。加湿器5000还可以包括加湿器基座5006,加湿器基座5006可适于接纳加湿器储存器5110并且包括加热元件5240。加湿器储存器5110可以包括导热部分5120,导热部分5120配置为允许热量从加热元件5240有效地传递到储存器5110中的一定量的液体。加湿器储存器5110可以包括水位指示器5150。

[0226] 在一种形式中,加湿器5000可以包括加湿器储存器底座5130,加湿器储存器底座5130配置为接纳加湿器储存器5110。在一些布置中,加湿器储存器底座5130可以包括锁定特征,如锁定杆5135,锁定杆5135配置为将储存器5110保持在加湿器储存器底座5130中。

[0227] 6. 术语表

[0228] 为了本技术公开内容的目的,在本技术的某些形式中,可以应用以下一个或多个定义。在本技术的其它形式中,可以使用替代的定义。

[0229] 6.1 常规术语

[0230] 空气:在本技术的某些形式中,空气可以被认为是指大气空气,而在本技术的其它形式中,空气可以被认为是指可吸入气体的一些其它组合,例如富氧大气空气。

[0231] 呼吸压力治疗:以相对于大气的持续正压治疗压力将空气输送到气道入口。

[0232] 持续气道正压通气(CPAP)治疗:治疗压力在患者的呼吸周期内近似恒定的呼吸压力治疗。在一些形式中,气道入口处的压力在呼气期间将会略高,而在吸气期间略低。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呼吸道闭塞的指示而增大,并且在未出现部分上呼吸道闭塞的指示的情况下减小。

[0233] 患者:人,无论其是否患有呼吸道疾病。

[0234] 自动气道正压通气(APAP)治疗:CPAP治疗中,治疗压力是连续可调的,例如,根据是否存在SDB事件的指示,治疗压力可以在最小和最大限度之间从呼吸到呼吸连续调节。

[0235] 6.2 呼吸周期方面

[0236] 呼吸暂停:根据一些定义,呼吸暂停被认为是在持续时间(例如10秒)内发生流量低于预定阈值的情况。当尽管患者努力但气道闭塞不允许空气流通时,阻塞性呼吸暂停将被认为已经发生。当尽管气道通畅但由于呼吸努力减弱或没有呼吸努力而检测到呼吸暂停时,中枢性呼吸暂停将被认为已经发生。当呼吸力减弱或没有呼吸努力与气道闭塞同时发生时,出现混合性呼吸暂停。

[0237] 呼吸速率:患者的自发呼吸速率,通常以每分钟的呼吸来测量。

[0238] 呼吸度(Duty cycle):吸入时间 T_i 与总呼吸时间 T_{tot} 的比率。

[0239] 努力(呼吸):呼吸努力将被认为是自发呼吸的人试图呼吸所做的工作。

[0240] 呼吸周期的呼气部分:从呼气流量的开始到吸气流量的开始的时间段。

[0241] 流量限制:流量限制将被视为患者呼吸中的事态,其中患者的努力增加不会导致相应的流量增加。在呼吸周期的吸气部分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发生流量限制的情况下,可以将其描述为呼气流量限制。

[0242] 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,当在持续的时间内流量减少低于阈值时,呼吸不足可以被认为已经发生。当由于呼吸努力减弱而检测到呼吸不足时,中枢性呼吸不足将被认为已经发生。在成人的一种形式中,以下任一种都可以被认为是呼吸不足:

[0243] (i) 患者呼吸减少30%持续至少10秒加上相关联的4%去氧饱和;或者

[0244] (ii) 患者呼吸减少(但小于50%)持续至少10秒,伴随相关联的至少3%的去氧饱和或唤醒。

[0245] 呼吸过度:流量增加到高于正常流量的水平。

[0246] 呼吸周期的吸气部分:从吸气流量的开始到呼气流量的开始的时间段将被认为是呼吸周期的吸气部分。

[0247] 通畅度(气道):气道的开放程度或气道打开的程度。通畅(patent)的气道是开放的。气道通畅度可以被量化,例如一(1)的值表示通畅,零(0)的值表示关闭(阻塞)。

[0248] 呼气末正压通气(PEEP):在呼气结束时存在于肺部的大气压力。

[0249] 峰值流量(Qpeak):呼吸流量波形的吸气部分期间的流量最大值。

[0250] 呼吸流量、空气流量、患者空气流量、呼吸空气流量(Qr):这些同义术语可以被理解为是指RT设备对呼吸空气流量的估计,而不是患者经历的实际呼吸流量(通常用升/分钟表示):“真实的呼吸流量”或“真实的呼吸空气流量”。

[0251] 潮气量(Vt):当不施加额外的努力时,正常呼吸期间吸入或呼出的空气量。

[0252] (吸入)时间(Ti):呼吸流量波形的吸气部分的持续时间。

[0253] (吸入)时间(Te):呼吸流量波形的呼气部分的持续时间。

[0254] (总)时间(Ttot):一个呼吸流量波形的吸气部分的开始与下一个呼吸流量波形的吸气部分的开始之间的总持续时间。

[0255] 典型近期通气(Typical reserent ventilation):通气值;近期值围绕该通气值在一些预定时间范围内趋于集中在一起,即近期通气值的集中趋势的测量。

[0256] 上气道阻塞(UAO):包括局部和全部上气道阻塞。这可能与流量限制的状态相关联,其中流量水平仅稍微增加,或者甚至随着上部气道内的压力差增加而降低(Starling电阻器行为)。

[0257] 通气(通气口):测量患者呼吸系统所交换的气体总量。通气测量值可以包括每单位时间的吸气和呼气流量中的一种或两种。当以每分钟的量表示时,该量通常被称为“分钟通气”。分钟通气有时被简单地称为量,理解为每分钟的量。

[0258] 6.3RT设备参数

[0259] 流量:每单位时间输送的空气的瞬时量(或质量)。(‘流量(Flow rate)’有时简称为‘流量(flow)’)。虽然流量和通气量具有每单位时间大小相同的量或质量,但流量是在短得多的时间内被测量。在一些情况下,对流量的引用将是对标量的参考(即仅具有量值的量)。在其它情况下,对流量的引用将是对矢量(即具有量值和方向的量)的参考。在引用为带符号量的情况下,对于患者的呼吸周期的吸气部分的流量可以是正的,而因此对于患者的呼吸周期的呼气部分的流量是负的。总流量Qt是由RT设备输送的流量的流量。

[0260] 压力:每单位面积的力。压力可以在包括cmH₂O、g-f/cm²、百帕斯卡的单位范围内测量。1cmH₂O等于1g-f/cm²,约为0.98百帕斯卡。在本说明书中,除非另有说明,压力给定的单位为cmH₂O。患者接口中的压力(患者接口压力)给定为符号Pm,而RT设备出口处的压力(设

备压力) 给定为符号Pd。

[0261] 7. 其它备注

[0262] 该专利文献的一部分公开内容包含受版权保护的材料。版权所有者不反对任何专利文件或专利公开的传真复制,如专利局专利文件或备案中所示,但以其它方式保留所有版权。

[0263] 除非上下文另有明确规定,本文提供了一个范围内的值,应当理解,所述范围的上限和下限之间的每个中间值(至下限单位的十分之一)以及在该规定范围内的任何其它规定值或中间值都包含在本技术范围内。这些中间范围的上限和下限可以独立地包括在中间范围内,也包括在本技术范围内,受到规定范围内任何具体的排除性限制的约束。如果规定范围包括限制中的一个或两个,则不包括这些限制中的一个或两个的范围也包括在本技术中。

[0264] 此外,如果在本文中将值规定成实现为技术的一部分,应当理解,除非另有说明,这些值可以近似,并且所述值可以用于任何合适的有效数字,以达到实际的技术实现可以允许或要求的程度。

[0265] 除非另有定义,本文使用的所有技术和科学术语具有与本技术所属领域的普通技术人员通常理解的相同含义。本文描述了有限数量的示例性方法和材料,尽管与本文所述类似或等效的任何方法和材料也可以用于本技术的实践或测试中。

[0266] 当特定材料被认定为用于构建部件时,可以使用具有类似性质的显而易见的替代材料作为替代物。此外,除非另有规定,本文所述的任何和所有部件都应当理解为是能够被制造的,并且由此可以被一起制造或分开制造。

[0267] 必须指出,如本文和所附权利要求书中所使用的,单数形式“一(a)”,“一(an)”和“该(the)”包括其复数个等效物,除非上下文另有明确规定。

[0268] 本文提及的所有公开文献通过引用整体并入本文,用于公开和描述作为这些公开文献的主题的方法和/或材料。本文所讨论的公开文献仅提供用于在本申请的申请日之前的公开。本文中的任何内容都不得被解释为承认本技术借助在先发明而无权早于所述公开文献出现。此外,提供的公开文献的日期可能与实际公开日期不同,可能需要独立确认。

[0269] 术语“包括(comprises)”和“包括(comprising)”应被解释为以非排他性的方式指代元件、部件或步骤,表示所引用的元件、部件或步骤可以与未明确引用的其它元件、部件或步骤组合存在或使用。

[0270] 详细的描述中使用的主题标题被包括在内仅为了便于读者参考,而不应当用来限制整个发明或权利要求书中的主题。主题标题不应当用来解释权利要求书或权利要求限定内容的范围。

[0271] 虽然已经参考具体示例描述了本文的技术,但是应当理解,这些示例仅仅是本技术的原理和应用的说明性内容。在一些情况下,术语和符号可能意味着不需要实践该技术的具体细节。例如,尽管可以使用术语“第一”和“第二”,除非另有说明,但它们并不意图表示任何顺序,而是可以用来区别不同的元件。此外,虽然方法中的处理步骤可以按顺序描述或示出,但是并不需要这样的排序。本领域技术人员将认识到,可以修改这种排序,和/或其方面可以同时或甚至同步地进行。

[0272] 因此,应当理解,可以对说明性示例进行许多修改,并且在不脱离本技术的精神和

范围的情况下可以设计其它布置。

[0273] 8.参考标号列表：

[0274] 患者1000

[0275] 床伴1100

[0276] 患者接口3000

[0277] 密封成形结构3100

[0278] 充气室3200

[0279] 结构3300

[0280] 通气孔3400

[0281] 连接端口3600

[0282] 前额支架3700

[0283] 非密封患者接口3800

[0284] 鼻叉3810

[0285] 鼻叉3810

[0286] 管腔3820

[0287] 管腔3820

[0288] RT设备4000

[0289] 外壳4010

[0290] 上部4012

[0291] 下部4014

[0292] 面板4015

[0293] 底架4016

[0294] 提手4018

[0295] 气动块4020

[0296] 气动部件4100

[0297] 空气过滤器4110

[0298] 入口空气过滤器4112

[0299] 出口空气过滤器4114

[0300] 入口消声器4122

[0301] 出口消声器4124

[0302] 压力发生器4140

[0303] 鼓风机4142

[0304] 电动机4144

[0305] 空气回路4170

[0306] 补充供氧4180

[0307] 电气部件4200

[0308] 印刷电路板组件4202

[0309] 电源4210

[0310] 输入设备4220

- [0311] 中央控制器4230
- [0312] 计时器4232
- [0313] 治疗设备控制器4240
- [0314] 保护电路4250
- [0315] 存储器4260
- [0316] 换能器4270
- [0317] 压力传感器4272
- [0318] 流量换能器4274
- [0319] 电动机速度换能器4276
- [0320] 数据通信接口4280
- [0321] 远程外部通信网络4282
- [0322] 本地外部通信网络4284
- [0323] 远程外部计算设备4286
- [0324] 本地外部设备4288
- [0325] 输出设备4290
- [0326] 显示驱动器4292
- [0327] 显示器4294
- [0328] 算法4300
- [0329] 治疗控制模块4330
- [0330] 加湿器5000
- [0331] 加湿器入口5002
- [0332] 加湿器出口5004
- [0333] 加湿器基座5006
- [0334] 加湿器储存器5110
- [0335] 导热部分5120
- [0336] 加湿器储存器底座5130
- [0337] 锁定杆5135
- [0338] 水位指示器5150
- [0339] 加热元件5240
- [0340] 加湿器控制器5250
- [0341] 电路模型6000
- [0342] 电压源6010
- [0343] 交流电压源6020
- [0344] 气道电阻6025
- [0345] 空气回路电阻6030
- [0346] 肺顺应性6035
- [0347] 接口电阻6050
- [0348] 电路6100
- [0349] 电压源6110

- [0350] 交流电压源6120
- [0351] 气道电阻6125
- [0352] 空气回路电阻6130
- [0353] 肺顺应性6135
- [0354] 泄漏电阻6140
- [0355] 接口电阻6150
- [0356] 电路模型6200
- [0357] 电压源6210
- [0358] 交流电压源6220
- [0359] 气道电阻6225
- [0360] 空气回路电阻6230
- [0361] 肺顺应性6235
- [0362] 左鼻孔泄漏阻抗6240a
- [0363] 右鼻孔泄漏阻抗6240b
- [0364] 左鼻叉阻抗6250a
- [0365] 右鼻叉阻抗6250b
- [0366] 左鼻道阻抗6260a
- [0367] 右鼻道阻抗6260b
- [0368] 方法7000
- [0369] 步骤7010
- [0370] 步骤7020
- [0371] 步骤7030
- [0372] 步骤7035
- [0373] 步骤7040
- [0374] 步骤7045
- [0375] 步骤7050
- [0376] 步骤7055
- [0377] 步骤7060
- [0378] 步骤7070
- [0379] 方法7100
- [0380] 步骤7110
- [0381] 步骤7115
- [0382] 步骤7120
- [0383] 步骤7130
- [0384] 步骤7133
- [0385] 步骤7137
- [0386] 步骤7138
- [0387] 步骤7139
- [0388] 步骤7140

- [0389] 步骤7145
- [0390] 步骤7155
- [0391] 步骤7160
- [0392] 步骤7170

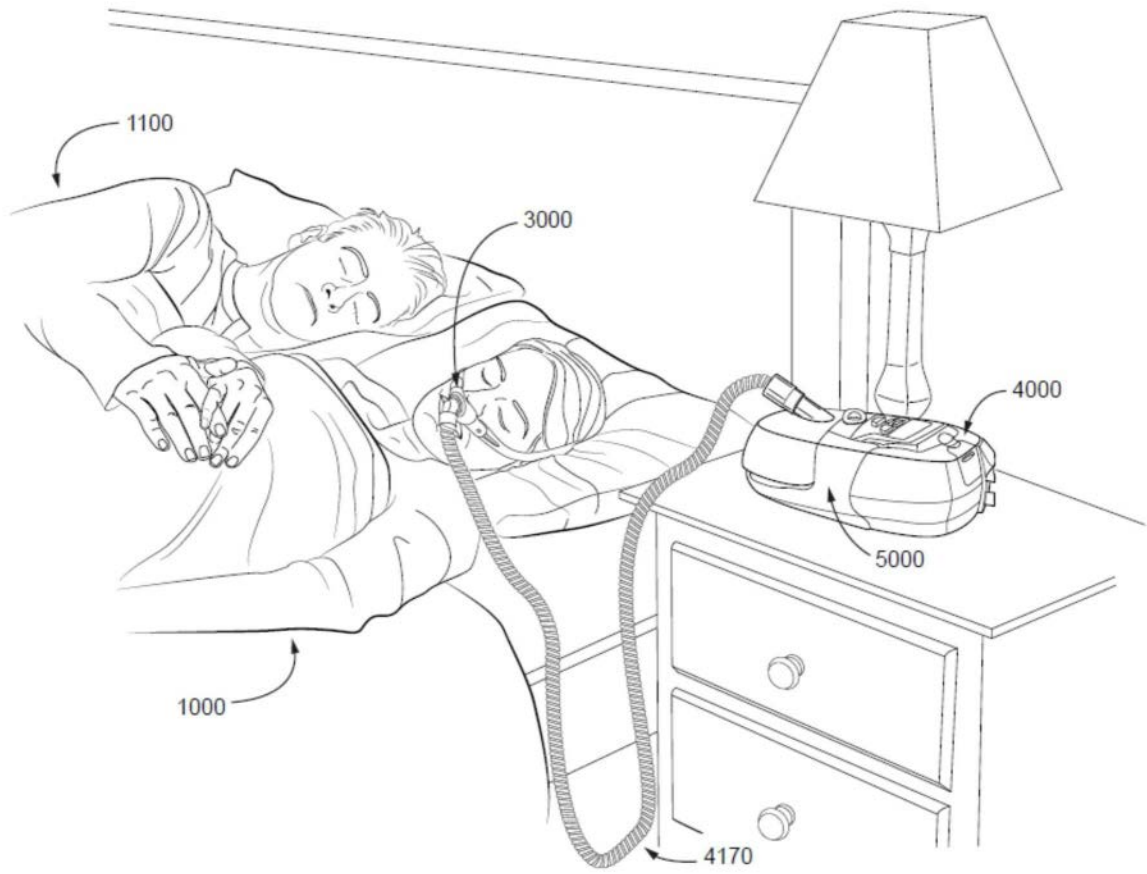


图1

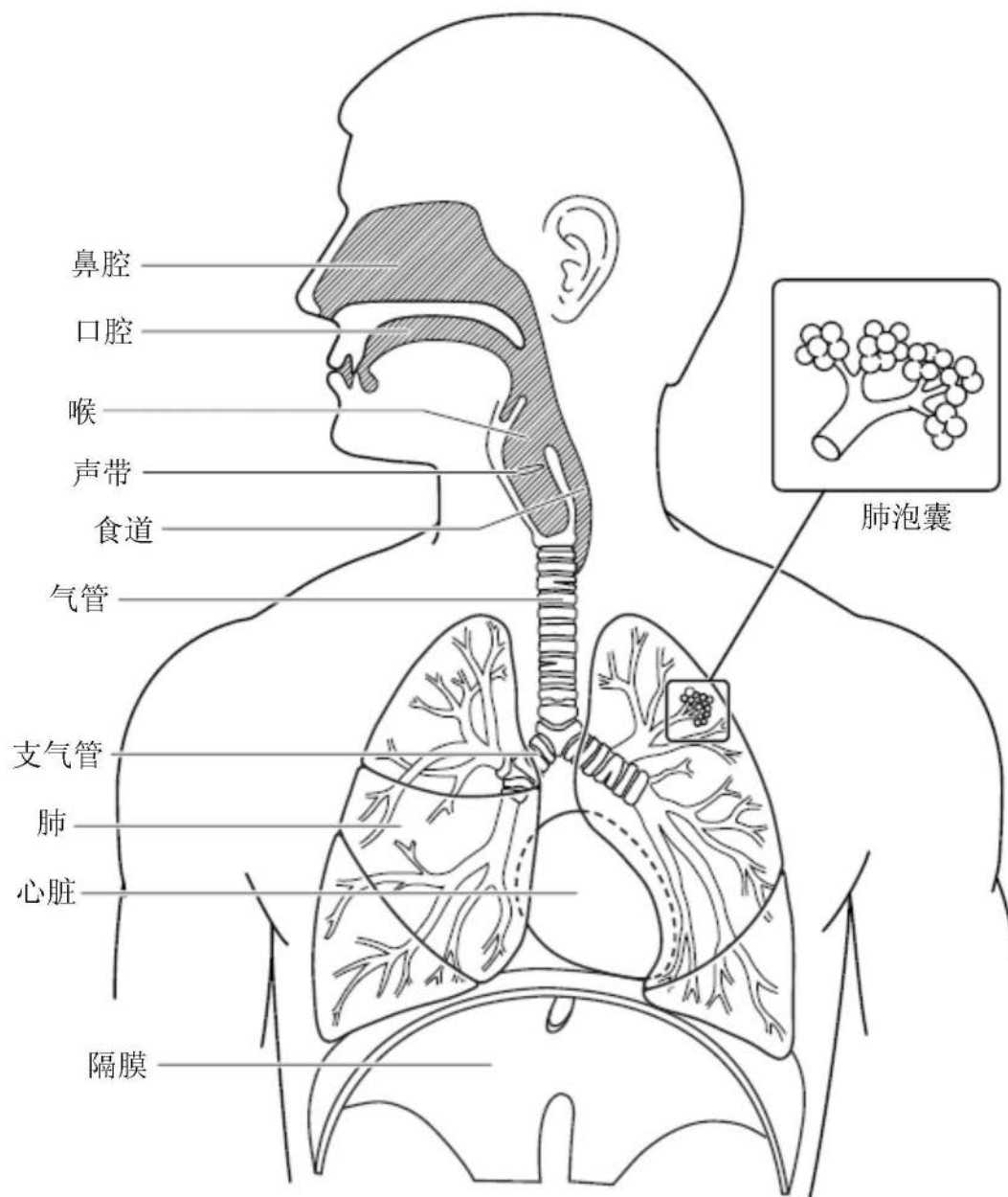


图2

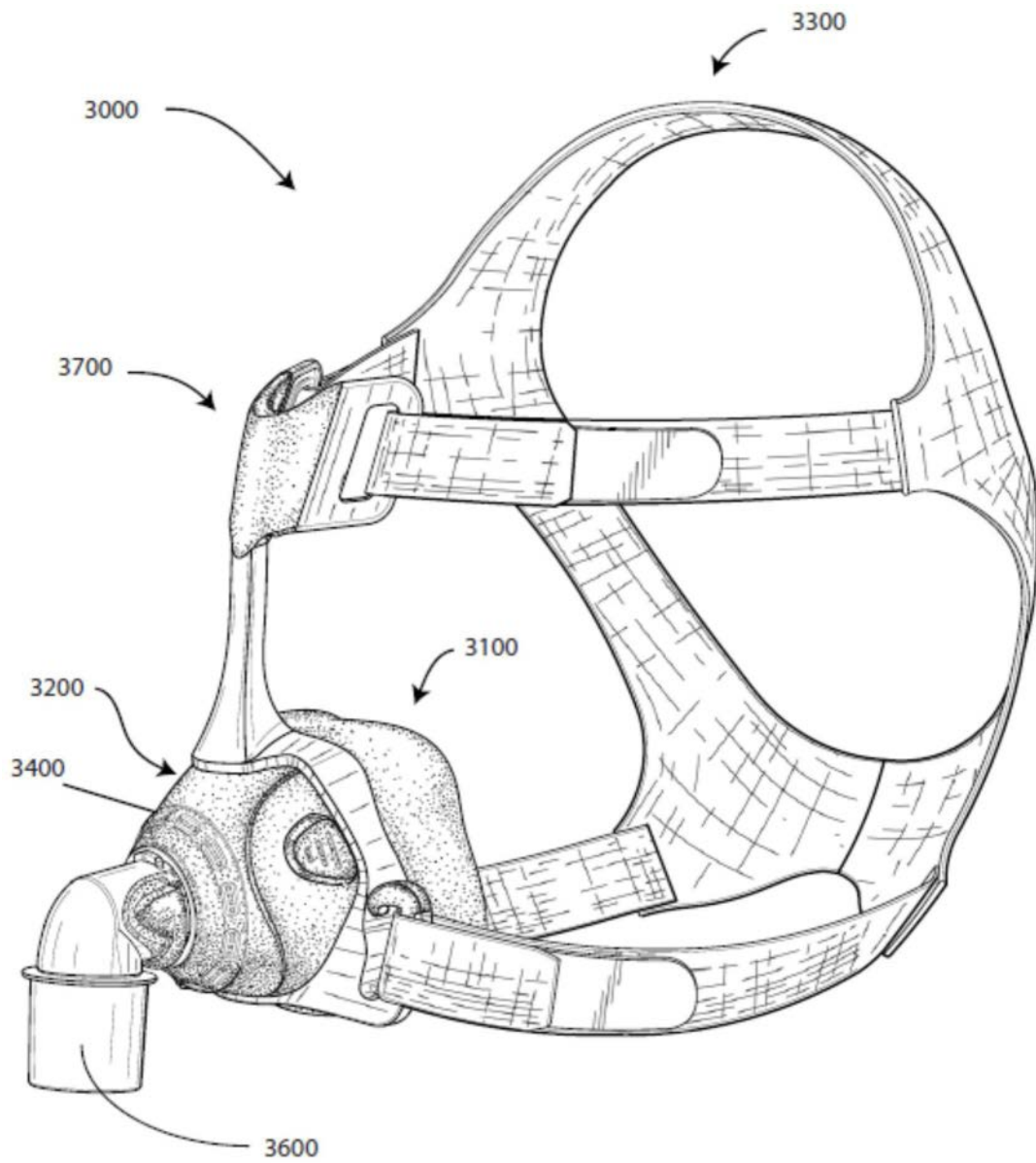


图3A

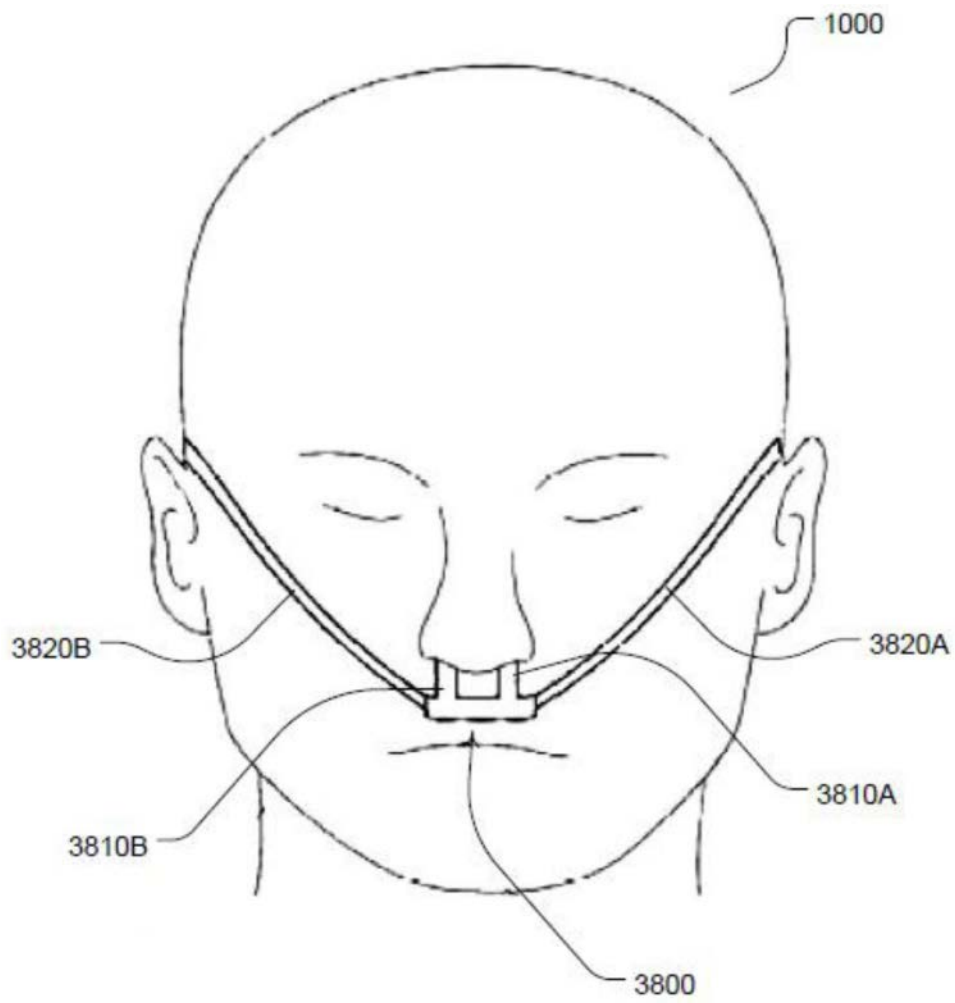


图3B

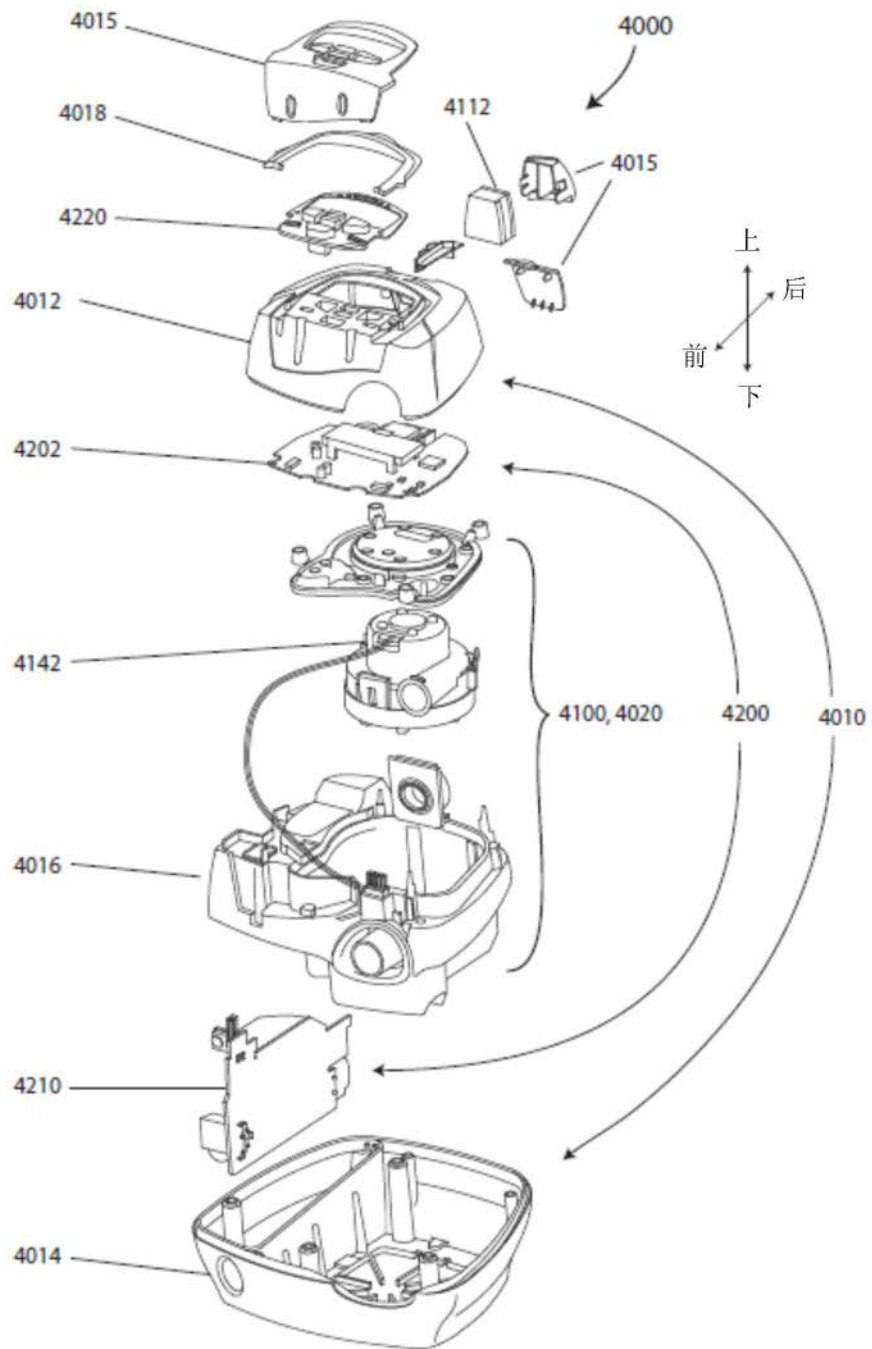


图4A

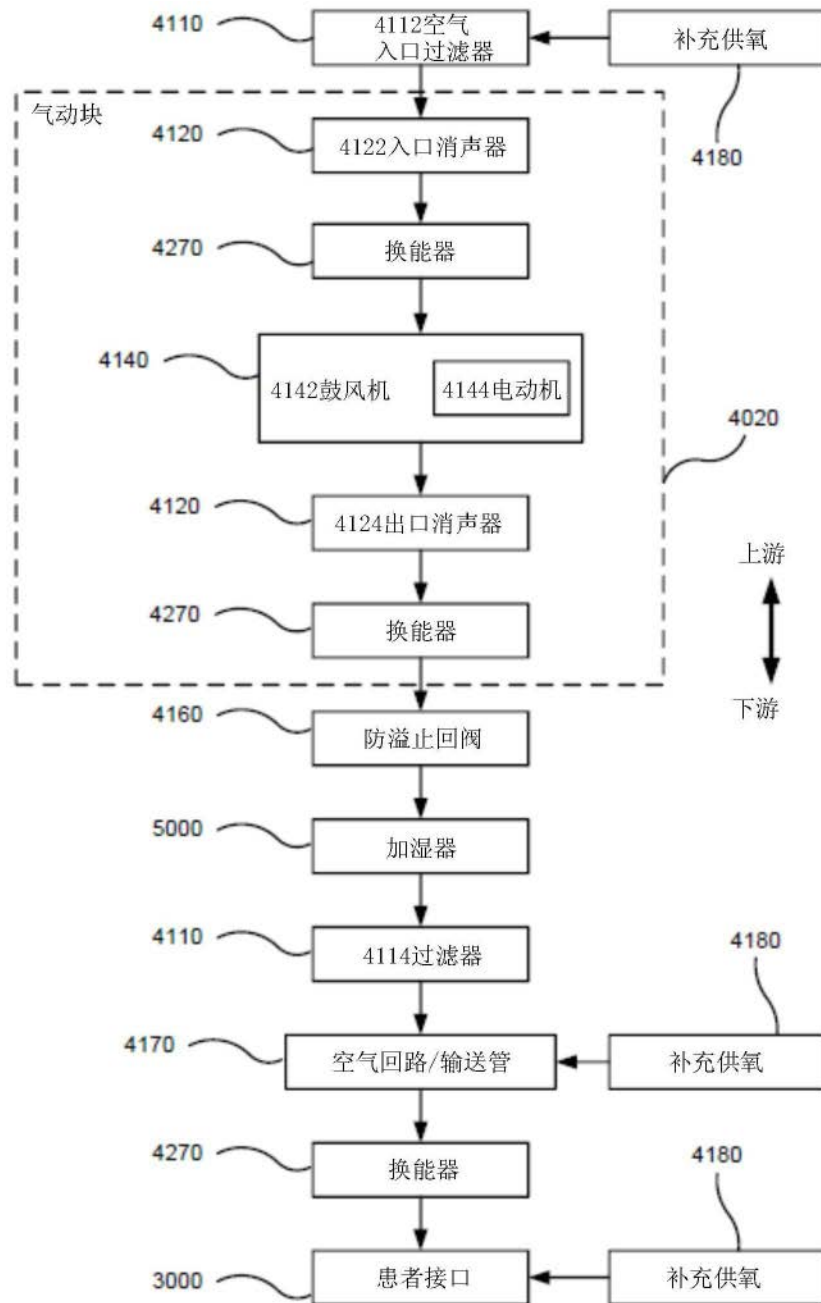


图4B

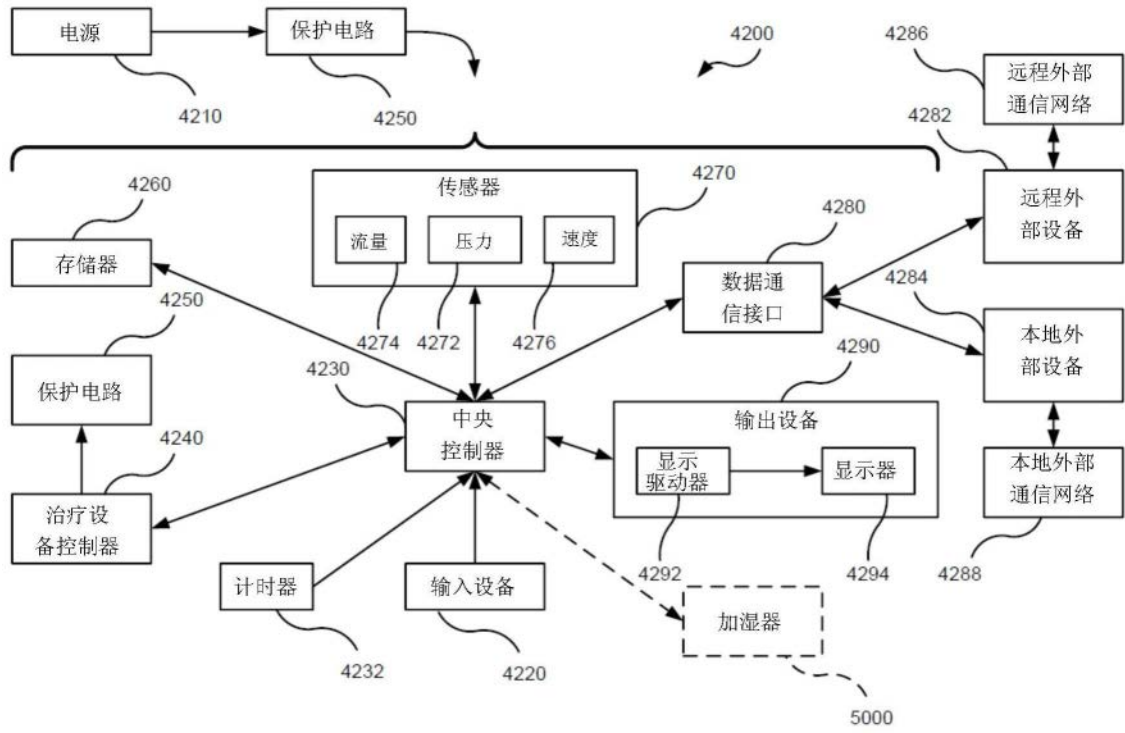


图4C

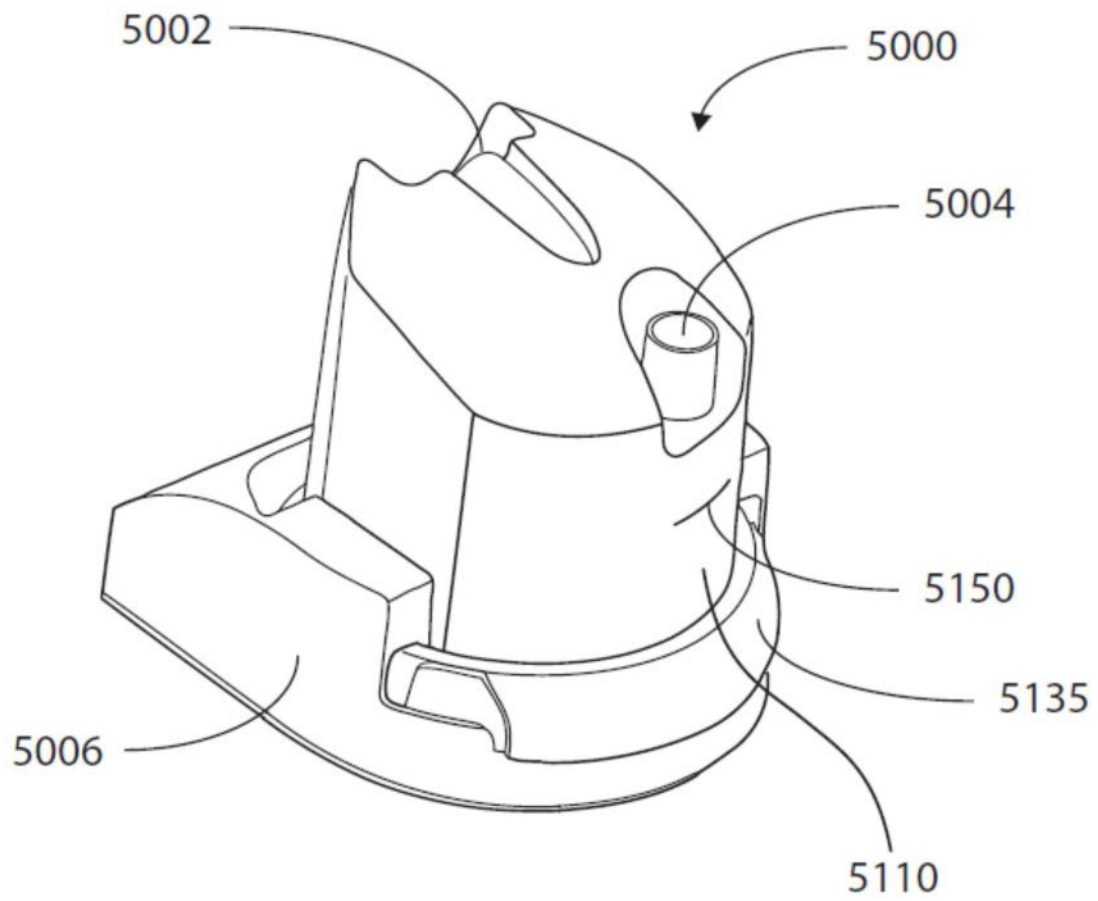


图5A

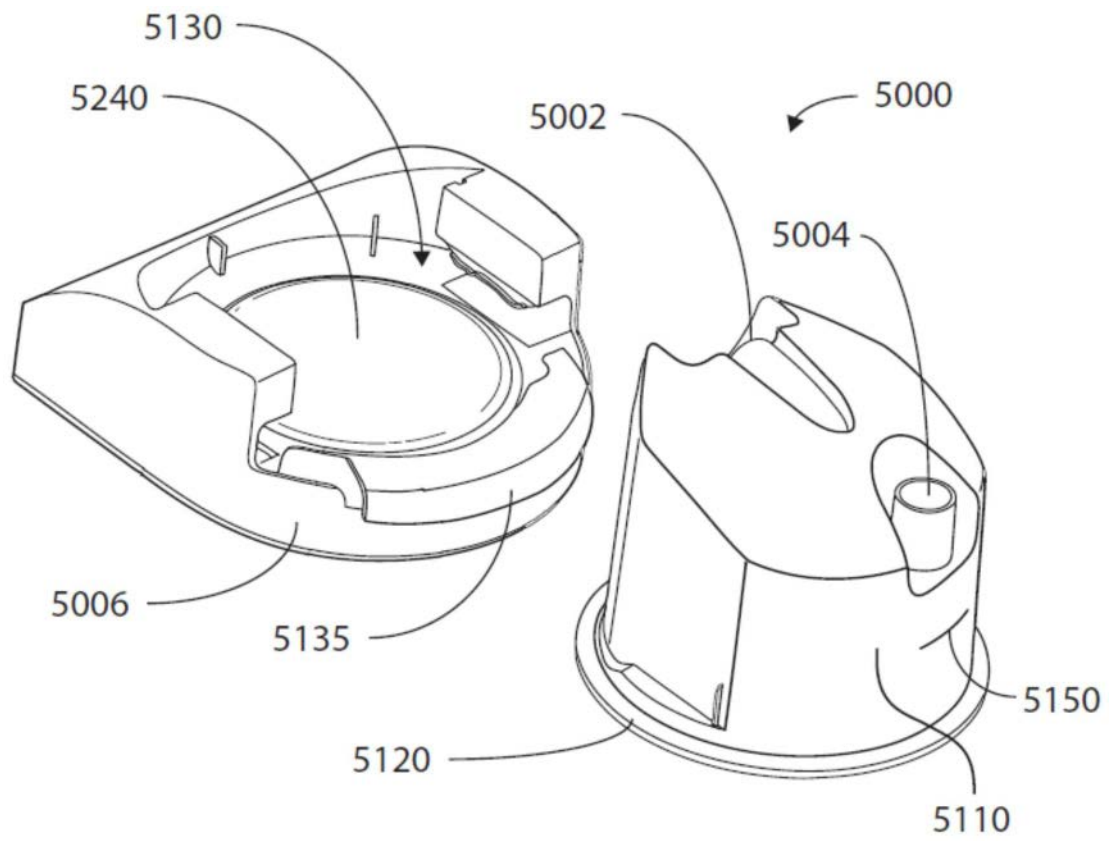


图5B

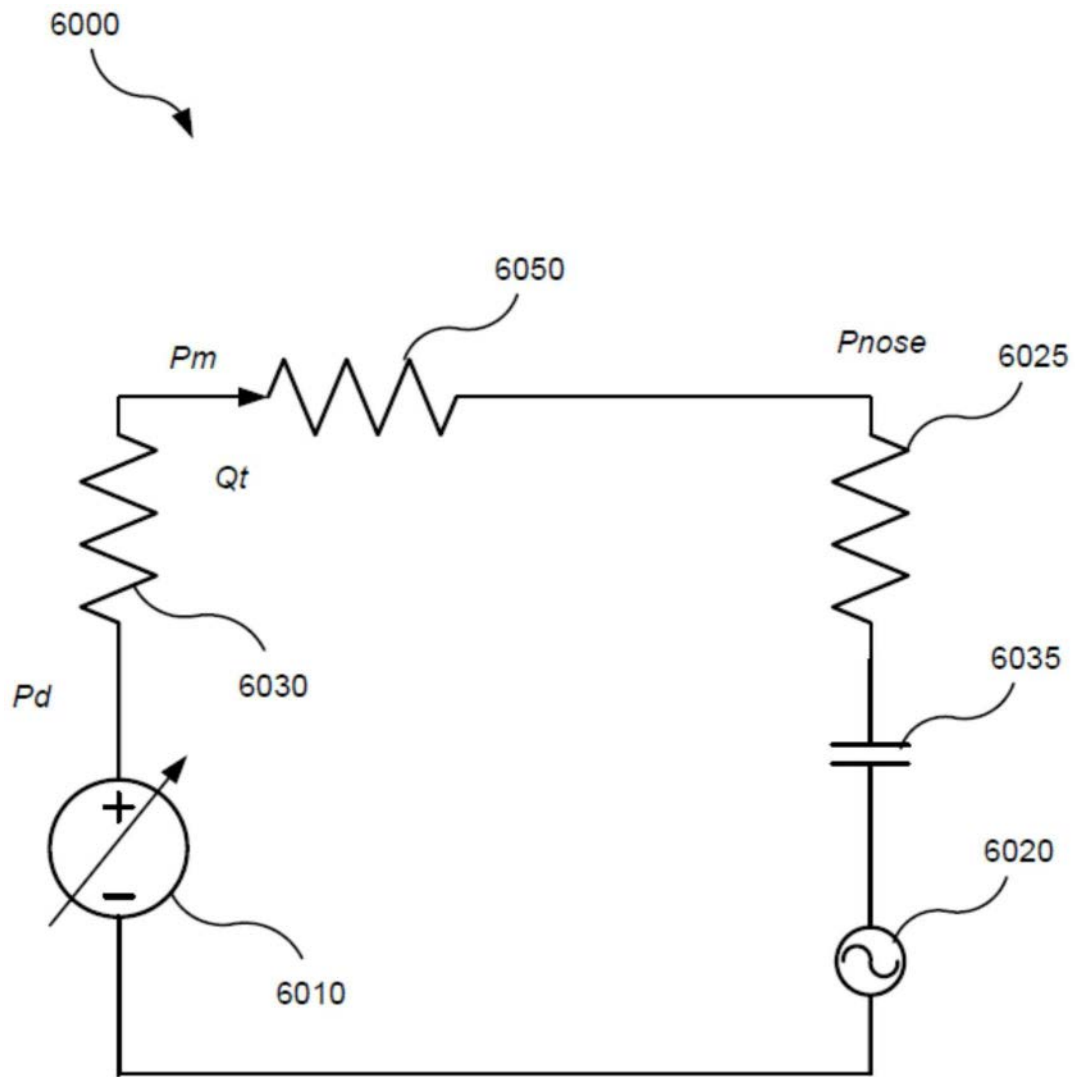


图6A

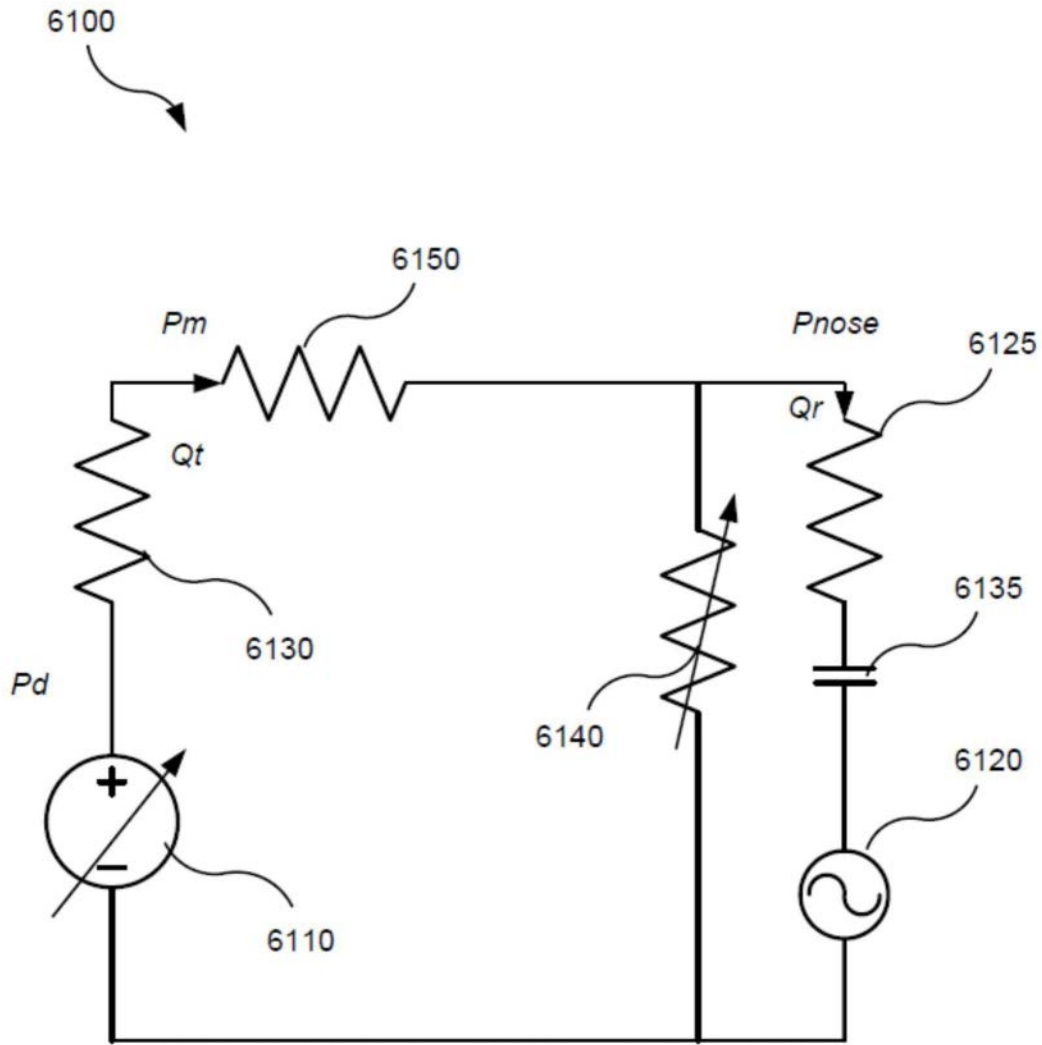


图6B

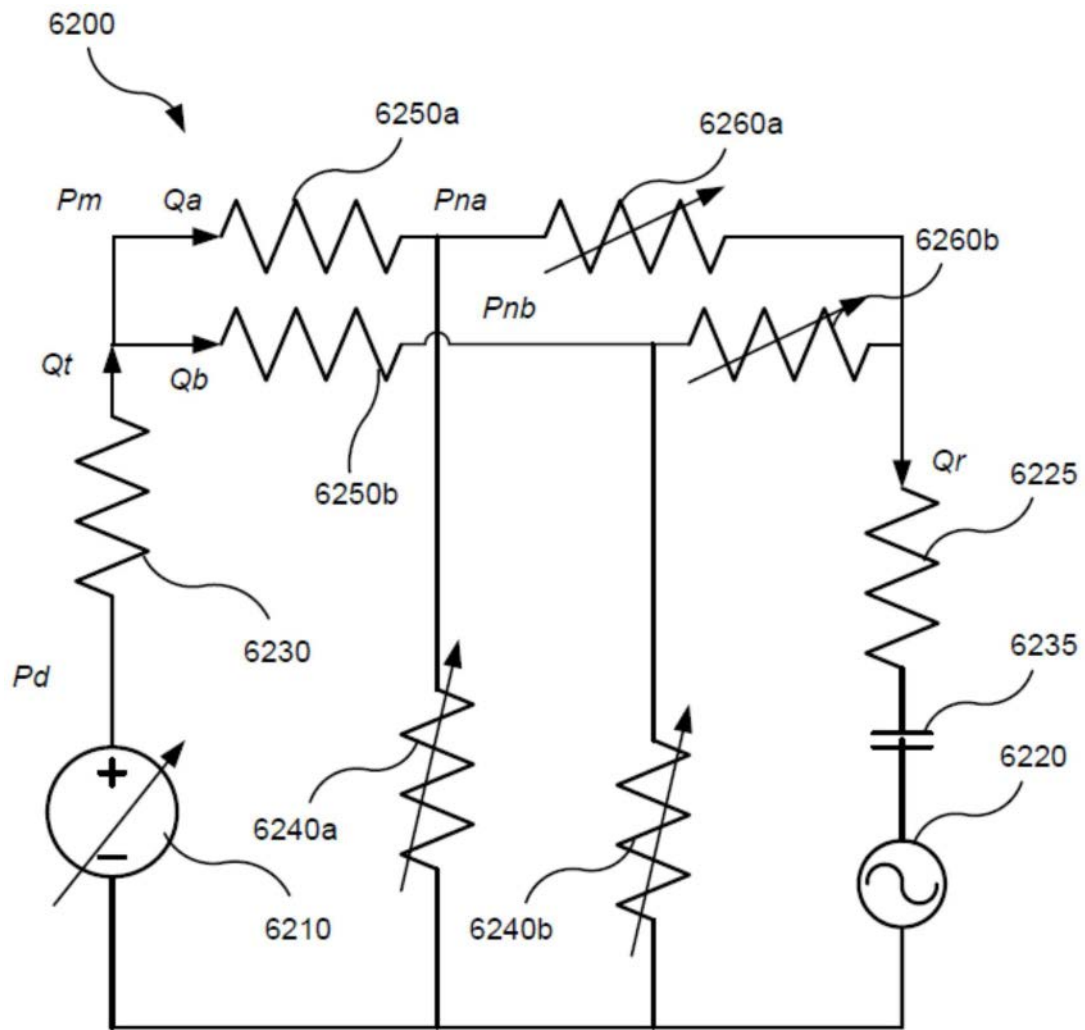


图6C

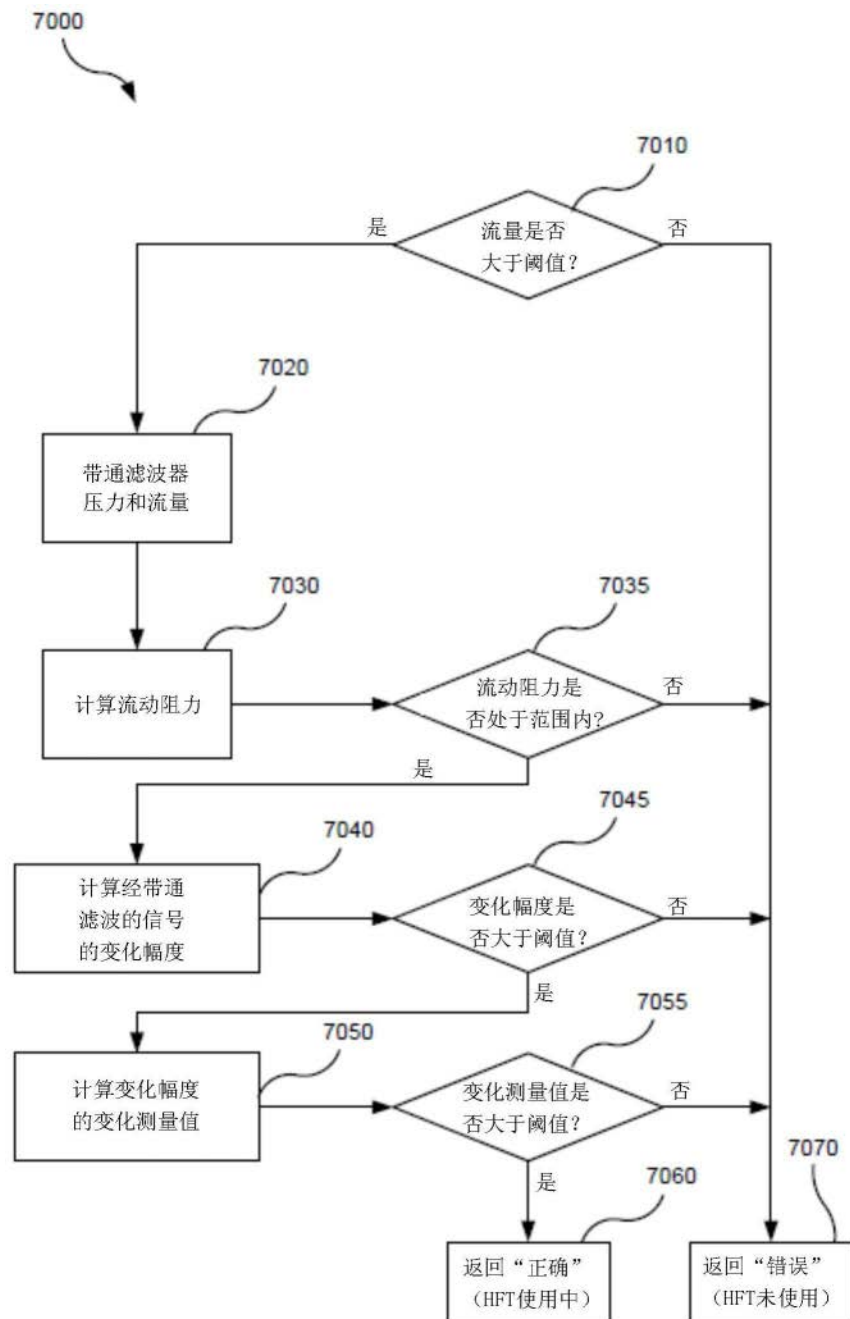


图7A

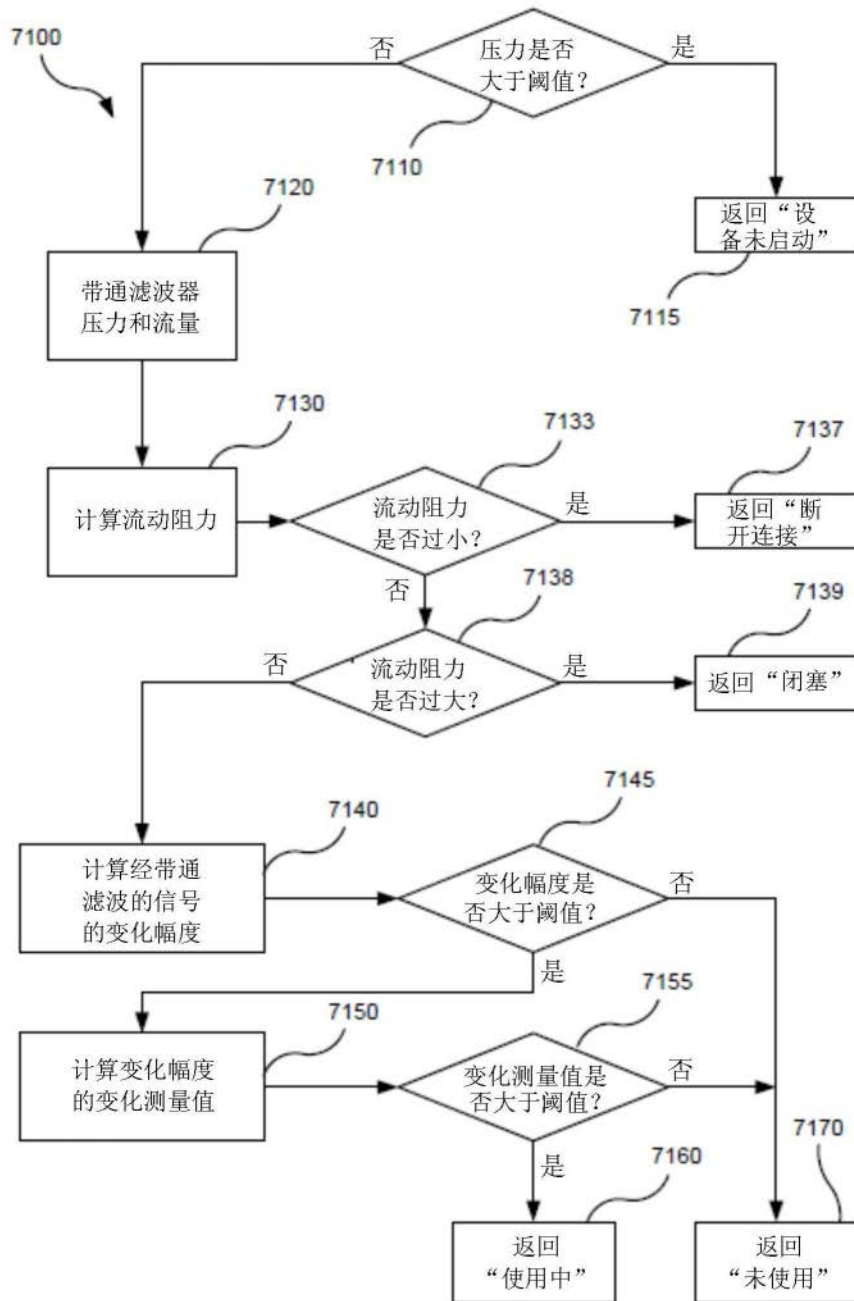


图7B