



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135633 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201580083326.8

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.07.23

A61B 17/34(2006.01)

A61M 13/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.03.23

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/NL2015/050538 2015.07.23

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/014623 EN 2017.01.26

(71)申请人 鹿特丹伊拉斯姆斯大学医疗中心
地址 荷兰鹿特丹

(72)发明人 威廉·万韦特林根 约翰尼·沃特
托马斯·吉耶斯波特斯·古斯

(74)专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204

代理人 王达佐 王艳春

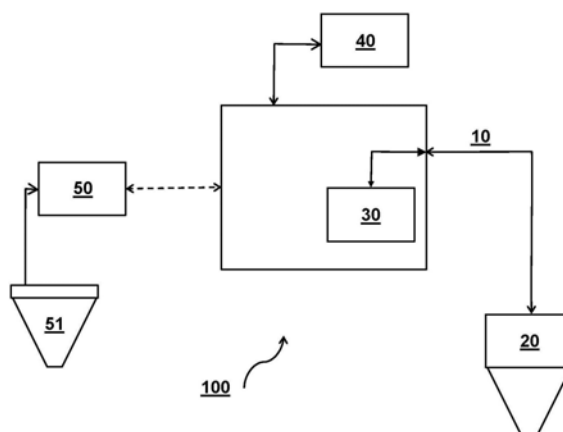
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

改进的吹入器

(57)摘要

公开了旨在使人体腔内的结构暴露以进行治疗和/或手术治疗的装置。该装置包括吹入器和呼吸率检测器,其中,该吹入器包括气体输出部和吹入器输入机构,吹入器输入机构适于将来自气体输出部的气体输入人体腔内,该吹入器还包括吹入器控制器,吹入器控制器用于通过将来自气体输出部的气体吹入人体腔内来扩大腔部分;其中,吹入器控制器布置成根据检测到的或设定的人体呼吸率实时地调整吹气频率和流量。



1. 用于使人体腔内的结构暴露以进行诊断和/或治疗性内窥镜手术的装置,包括:
 - 吹入器,包括气体输出部和吹入器输入机构,所述吹入器输入机构适于将来自所述气体输出部的气体输入至所述人体腔内,所述吹入器还包括吹入器控制器,所述吹入器控制器用于通过将来自所述气体输出部的所述气体吹入所述人体腔内来扩大所述人体腔部分;以及
 - 呼吸控制器;
 - 其中,所述吹入器控制器布置成根据从所述呼吸控制器检测到的膨胀的肺部压力和/或体积来实时地调整所述气体的吹入率。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述吹入器控制器布置成根据检测到的人体呼吸阶段来实时调整吹气阶段。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述吹入器控制器布置成根据检测到的机械呼吸机的呼吸阶段来调整所述吹气阶段。
4. 根据权利要求2或3所述的装置,其中,所述吹入器控制器布置成在移动阶段保持吹入频率和呼吸率。
5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述吹入器控制器布置为实时地调整所述吹入器的气体流量、气体输出量和气体输出压力中的至少一个,以便在所述肺部的机械通气期间抑制人体壁运动。
6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述吹入器控制器适于与呼吸机的呼吸机控制器通信地联接,以便于所述肺部受控通气,从而实时接收以下参数中的至少一个:所述呼吸机的通气流量、通气输出量或通气输出压力,以及其中,所述吹入器控制器布置成与从所述呼吸机控制器接收的所述参数中的至少一个一致地控制所述吹入器。
7. 根据前述权利要求2至6中任一项所述的装置,其中,所述呼吸机包括通气流量表和通气压力检测器中的至少一个,以测量所述呼吸机的通气流量、通气输出量和通气输出压力中的至少一个,并且将所述呼吸机的通气流量、通气输出量和通气输出压力中的至少一个实时传送至所述吹入器控制器。
8. 根据前述权利要求2至7中任一项所述的装置,其中,所述呼吸机控制器适于从所述吹入器控制器实时地接收所述吹入器的气体流量、气体输出量和气体输出压力中的至少一个,以实时地调整所述呼吸机的通气流量、通气量、通气气体和通气压力输出中的至少一个。
9. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述吹入器包括通信地联接至所述吹入器控制器的检测器,所述检测器布置成测量所述吹入器的气体输出部的气体流量、气体输出量和气体输出压力中的至少一个。
10. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述吹入器包括另外的检测器,所述另外的检测器布置成测量所述吹入器输入机构的远端部分处的气体流量、气体输出量、气体输出压力和气体温度中的至少一个。
11. 根据权利要求1所述的装置,还包括运动传感器,所述运动传感器用于机械连接至所述人体腔的体壁以感测体壁运动,其中,运动信号通信至所述吹入器控制器,以进一步调整所述吹入器的气体流量、气体输出量和气体输出压力中的至少一个,以便在所述肺部的机械通气期间抑制人体运动。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 所述吹入器输入机构是能够密封地插入所述人体腔中的套管针。

13. 根据权利要求12所述的装置, 其中, 所述套管针具有通气机构, 所述通气机构使所述吹气器从所述人体腔通气。

14. 根据权利要求13所述的装置, 其中, 所述通气机构是无源的。

15. 根据权利要求13所述的装置, 其中, 所述通气机构由所述吹入器控制器主动操作。

16. 一种计算机控制的操作吹入器的方法, 所述吹入器旨在使人体腔内的预期结构暴露以进行诊断和/或治疗性内窥镜手术, 其中, 从所述吹入器输出的气体和/或输入到所述人体腔中的气体由吹入器控制器进行调整, 以将来自气体输出部的气体经由气体输入部输入到所述人体腔中, 以便通过吹入气体来扩大所述人体腔部分, 其中, 所述吹入器控制器根据人体的呼吸率实时地调整吹气频率和流量。

17. 一种计算机程序产品, 包括其上实现有指令的非暂时性计算机可读存储介质, 所述指令在由计算机执行时使所述计算机执行权利要求16所述的方法。

改进的吹入器

技术领域

[0001] 本发明涉及吹入装置,该吹入装置旨在通过将气体吹入体腔以使人体腔内的结构暴露,从而通过内窥镜获得视野以对人体腔中的该结构进行诊断和/或治疗内窥镜手术。该装置还涉及计算机控制的操作旨在使人体腔体内的结构暴露以进行诊断和/或治疗内窥镜手术的吹入器的方法。

背景技术

[0002] 微创手术的应用(允许通过引入相机和仪器通过几个小切口进行手术)已成为大多数手术程序的标准。在胸部和腹部,通过将二氧化碳气体吹入到期望的压力水平来创建手术视野。由于体腔的第一次探查是通过使空气通过针手动吹入而进行的事实,所以气体吹入腹部现在仍被称为“气腹”或胸腔的“气胸”。Raoul Palmer于1943年率先开创了这项技术,由于在电烧灼仪器的存在下二氧化碳的非燃烧特性,他使用了二氧化碳。内窥镜(其中的小直径仪器允许在体内观察)现在是可行的。1952年引入近端照明内窥镜是一项突破,提供足够的光线来充分执行手术。然而,手动吹入二氧化碳气体的需要使手术工作空间相当难以维持。为了产生稳定的气腹,Kurt Semm在二十世纪六十年代发明了自动吹入器。该吹入器将腹内压力保持在设定值,当压力达到时自动限制流量。还登记了气体吹入量。由于Kurt Semm制造了第一台吹入器,所以今天使用的机器在设计上仍然非常相似。

[0003] 克服技术难题和仪器小型化的需要,微创手术现今即使在最小的儿童中也是可能的。吹入的原则仍然是一样的;一定体积的二氧化碳气体被吹入胸腔或腹腔以创建工作空间从而允许手术。然而,吹入加压气体具有若干负面影响。这些因素中的一个吹入的二氧化碳气体进入血液,因为这种气体在组织周围的分压增大,所以增加了我们通常呼出处理的二氧化碳的正常生成。通过人为地增大吹入血液中的二氧化碳水平,在微创手术期间必须通过通气设备从患者系统中去除更大量的二氧化碳。另一个问题是吹入气体的体积占据空间。吹入的气体压靠隔膜或肺部,因此与所需的压力竞争以机械地对患者进行通气。肺部移动的空间较小,需要较高的压力来充分排出二氧化碳,这可能导致肺部气压伤。

[0004] 当前的吹入器以最大设定流量率将CO₂气体吹入直达预设压力。通过以1Hz或更低的相对低的频率测量来维持CO₂气体压力。由于当前设备不具有调整每次通气呼吸的量的能力的事实,尤其是在高频振荡通气(HFOV)的情况下,所以吹入的CO₂量是相对静态的量。因此,必须施加高气道压力才能在每次呼吸时使肺膨胀(并因此通气)。

发明内容

[0005] 在本发明的一方面中,提供了具有独立权利要求中列出的特征的装置和计算机控制的方法。具体地,本发明涉及旨在使人体腔内的结构暴露以进行诊断和/或治疗性内窥镜手术的装置,其包括吹入器。该吹入器包括气体输出部和吹入器输入机构,吹入器输入机构适于将来自气体输出部的气体输入到人体腔内,该吹入器还包括吹入器控制器,吹入器控制器用于通过将来自气体输出部的气体吹入人体腔中来扩大人体腔部分。提供了呼吸控制

器,以及吹入器控制器布置成根据呼吸控制器实时调整吹气频率。可替代地,吹入器可以产生能够输出到呼吸机的吹入速率,如果需要时与所施加的压力和/或流量率组合。

[0006] 在一些实施方式中,本发明涉及在每次通气呼吸时以相互的方式改变吹入的CO₂的压力和/或体积,降低肺部的压力张力并缓解人工通气。这可以应用于常规机械通气(CMV),在常规机械通气中,潮汐量和频率接近生理性,而且可在高频通气(HFOV)中运用,在高频通气中,在高频下给出非常小的潮汐量。HFOV中减小的压力变化对肺部有益,但相互通气潜在地允许进一步显著的压力减弱。在某种程度上,这个概念就像内部的“铁肺”。铁肺是外部包裹胸腔的设备,通过产生负压而不是气管内机械通气所需的正压对患者进行通气。因此,铁肺通气更接近生理情况,比正压通气对肺部造成较小的损伤。相互通气通过主动降低吹入的二氧化碳量来缓解肺部张力。

[0007] 在一些实施方式中,本发明基于在呼吸机设备与吹入器设备之间建立交互作用,使得吹入器设置中的改变将对呼吸机的有效性具有明显较小的负面影响。两个设备之间的联接可以例如允许呼吸机平均气道压力增加,预计吹入器压力增加,反之亦然。另外,通过相互改变吹入的工作空间体积以及进出肺部的通气量,可以获得身体的完全稳定。

[0008] 在一些实施方式中,方法涉及使吹入的体积适应由机械通气引起的压力和/或体积变化。这可以通过响应触发的方式而在通气引起的变化之后,或者通过与呼吸机硬连线联接来实现同步的压力和/或体积适应。在一些实施方式中,吹入器包括用于在设定压力和最大设定流量下使加压气体从壁或圆筒到达患者体内的套管针的元件。另外,提供控制功能以降低所要求的压力,或传感器检测到的压力(压力和/或流量)施加在体腔上时降低该压力。吹入压力可以通过硬线连接与呼吸机同步,从而与呼吸机通信。控制功能包括用户输入元件,以设置压力和流量、设置同步中的时间偏移、设置呼吸机所做更改中体积或压力的偏移。

[0009] 本发明可以通过稳定手术工作空间和降低所需的通气压力来提高进行微创手术的能力。由于这些气体的压力可以更好地控制并保持在相对较低的水平,所以本发明还将有利于在胸腔和腹腔手术期间由于吹入气体和通气气体的压力而去除溶解在身体组织中的过量CO₂。这将使传统CO₂吹入负担过重的患者群体能够使用微创技术。其概念既可用于常规正压通气,也可用于高频振荡通气。

[0010] 附图简要说明

[0011] 现在将仅通过示例的方式参照附图来描述本发明的实施方式,在附图中,相应的附图标记表示相应的部分,以及其中:

[0012] 图1示意性地描绘了根据本发明的方面的第一实施方式;

[0013] 图2示意性地描绘了胸腔(A)和腹腔(B)以及吹入加压吹入气体的影响;

[0014] 图3示出了胸腔吹气期间示例性的呼吸阶段以及常规吹入控制相对于根据本发明的方面的控制的效果;

[0015] 图4示出了腹腔吹气期间的示例性呼吸阶段以及常规吹入控制相对于根据本发明的方面的控制的效果;

[0016] 图5示意性地描绘了根据本发明的方面的第二实施方式;

[0017] 图6示意性地描绘了根据本发明的方面的第三实施方式;

[0018] 图7示意性地描绘了根据本发明的方面的第四实施方式;

[0019] 图8示意性地描绘了根据本发明的方面的第五实施方式。

具体实施方式

[0020] 除非另有定义,否则这里使用的所有术语(包括技术术语和科学术语)具有与本公开所属领域的普通技术人员在阅读说明书和附图的上下文时所通常理解的相同的含义。还应理解的是,除非这里明确定义,否则诸如在通用字典中定义的那些术语应被解释为具有与其在相关领域的上下文中的含义相一致的含义,而不是将以理想的或者过于正式的意义来进行解释。在一些情况下,可能省略对众所周知的设备和方法的详细描述,以免使本系统和方法的描述模糊。用于描述具体实施方式的术语不旨在限制本发明。如本文中所使用的,除非上下文另外清楚地指出,否则单数形式“一”、“一个”和“所述”旨在也包括复数形式。术语“和/或”包括一个或多个相关所列项的任何和所有组合。还将理解的是,术语“包括”和/或“包括有”指定所述特征的存在,但不排除一个或多个其它特征的存在或附加。本文中提及的所有出版物、专利申请、专利和其他参考文献的全部内容通过引用并入本文。在冲突的情况下,以本说明书(包括定义)为准。

[0021] 术语“吹入器”用来表示用于通过吹入加压气体使人体腔内的结构暴露以进行诊断和/或治疗内窥镜手术的装置。示例性体腔可以是胸腔或腹腔。吹入意味着将吹入气体吹入,尤其是在受控的气体流量、气体输出体积和/或气体输出压力下进行最通常的CO₂的吹入。瞬时压力可以以0.1Hz至500Hz的采样速率或甚至更高的采样速率并至少以高达20Hz的波识别来测量,以适当地预测和控制吹入气体的动力学以及气体吹入期间人体和体壁的动态响应。在示例中,吹入还可以包括吹出,即主动去除(部分)吹入量。

[0022] 术语“吹入率”可以表示通过与呼吸机或高频的内部或外部压力和/或流量传感器的硬线联接来根据瞬时膨胀的肺容量进行调节的物理参数,诸如压力、体积、温度和频率。

[0023] “呼吸控制器”可以是特殊设计的直接或间接地使吹入率与呼吸率相匹配的设备,例如,通过测量呼吸率和具有指示吹入器改变吹入率的控制逻辑。在更成熟的形式下,它匹配“呼吸机”的逻辑,“呼吸机”专门设计用于控制肺部通气,具体地,控制其膨胀的肺容量(例如通过气管插管),以及输送剂量受控的通气气体(通常是氧气和氮气等当中的组合物)。

[0024] 吹入气体和通气气体两者都可以进行调节,例如,通过使用加湿器加湿或通过加热装置使其达到一定温度。与具有大于呼吸频率的采样频率的隔离控制相比,术语“实时”表示基本连续地测量和控制。通常,对于实时测量和控制,期望的是至少两倍于呼吸频率的采样频率。

[0025] “吹入器控制器”可以是用于根据本系统执行的专用处理器,或者可以是通用处理器,在该通用处理器中,仅许多功能中的一个操作为用于根据本系统执行。处理器可以利用程序部分、多个程序段进行操作,或者可以是利用专用或多用途集成电路的硬件设备。可以使用任何类型的处理器,诸如专用或共享处理器。处理器可以包括微控制器、中央处理器(CPU)、数字信号处理器(DSP)、ASIC或任何其它处理器或控制器(诸如数字光学设备或执行相同功能并采用电子技术和架构的模拟电路)。控制器或处理器还可包括存储器,该存储器可以是控制器的一部分或者可操作地联接至控制器。存储器可以是存储数据的任何合适类型的存储器。可以存储和/或传输适用于本系统和方法的信息的已知或开发的任何介质可

以用作存储器。存储器还可以存储用户偏好和/或控制器可访问的应用程序数据,以将其配置为根据本系统和方法执行操作动作。

[0026] 图1中公开了实施方式,其中,以最简单的形式示出了吹入器设备100的操作。旨在用于使人体腔内的预期结构暴露以进行治疗和/或外科治疗的系统100包括吹入器100。吹入器包括气体输出部10和吹入器输入机构20,其中,吹入器输入机构20适于将来自吹入输出部10的气体输入人体腔内。可以存在气体容器30,其中,气体容器30中存储有合适的吹入气体,或者气体可以通过外部气体供应部来供应,例如壁容槽。这个气体容器可以通过机械地改变其体积来提供吹入和吹出。设置了吹入器控制器40,以通过将来自气体输出部10的气体吹入腔中来扩大腔部分。设置了呼吸控制器50。

[0027] 吹入器控制器40布置成根据从呼吸控制器50检测到的膨胀的肺容量和/或压力实时调整吹入率。吹入器控制器40和呼吸控制器50可以集成在单个设备中,并且可以共享逻辑。

[0028] 膨胀的肺容量和/或压力可以直接或间接地测量,或者可以从模型中导出。在其最简单的形式中,吹入器可能进行主动前向控制,其中,呼吸由输入机构20机械地施加。这类似于内部“铁肺”通气,其中,胸腔以呼吸频率被吹气以及主动地放气。在其它形式中,呼吸控制器50也可以是呼吸检测器,例如,检测呼吸的机械传感器,其中,吹入器根据呼吸循环进行调整。例如,可以设置传感器51,以用于机械连接到人体的预期部位以感测体壁运动。运动信号被传送至吹入器控制器以进一步调整吹入器100的气体流量、气体输出量和气体输出压力10中的至少一个,以便在肺部通气期间抑制人体运动。如下面参照图7至图8详细描述的其他形式所示,传感器51还可以连接至检测呼吸循环的插管设备220。呼吸控制器50可以用于主动机械通气,并且吹入器遵循机械通气循环。呼吸控制器50可以通过输入/输出连接部接收来自外部呼吸控制器(例如来自呼吸机)的输入,和/或来自传感器51的输入。吹出的气体可以通过将其存储在例如内接管或柔顺气球中进行再循环。活塞开关可以在吹入模式和吹出模式之间切换;或者这可以由在这些模式之间切换的呼吸机提供。

[0029] 图2更详细地示出了输入机构20在常规使用时的功能。通常,对于微创手术,外科手术器械和内窥镜相机插入到胸腔(图2A)或腹腔(图2B)中或穿过套管针,其中,套管针可以同时用作吹入器输入机构20。在一些情况下,吹入器输入机构20可以是套管针,其可以密封地插入腔中。在一些实施方式中,套管针可以具有使吹入器从体腔通气的通气机构。当期望(另外地)控制吹入器的输入机构附近的气体流量时,可以使用这种实施方式。这样的通气机构可以是无源的,但是通气机构也可以由吹入器控制器主动地操作。

[0030] 另外,套管针可以用于插入相机。

[0031] 现在转向图3和图4,本发明的工作原理在肺部和腹部的通气受控的后续阶段ABCD和阶段PQRS中示出。如现有技术版本所示,当前的吹入器是以设定流量g将胸腔c或腹腔a中的CO₂气体g吹为设定压力的设备。通常通过以约1Hz或更低的相对低的频率进行测量来维持该CO₂气体压力。这意味着当前的吹入器决不能遵循机械通气对吹入的CO₂量造成的压力变化,从而调整到该压力变化。当应用于胸腔c时,这特别令人感兴趣,但是参见图4,也可以应用于腹腔a内的腹腔镜手术。对于胸腔,由于胸壁有限的弹性,机械通气的影响最为突出,其中,每次呼吸都必须使肺部1充气 and 放气。在腹腔内,吹入压力使腹部扩张并压靠隔膜d,从而限制肺部的通气。阶段Q和S示出由于与呼吸循环协调的吹入循环而导致的改善的吸气

和呼气阶段。

[0032] 由于当前设备不具有调节每个通气呼吸量的能力的事实,因此吹入的CO₂容量(即腔c)通常保持在相对静态的容量。作为结果,必须施加更高的通气压力,如图3A所示,以便每次呼吸时适当地使肺部1通气(并由此扩张肺部1)。另外,由于机械通气,胸壁随着每次呼吸移动。相反,根据本发明的一方面的吹入器控制器布置成实时地调整吹入器的气体流量、气体输出量和气体输出压力中的至少一个,以便在肺部的机械通气期间抑制或减弱体壁的运动。因此,在图3A中,胸腔将保持相对稳定,其中,如图3B所示,在该阶段,使肺部在吸气阶段扩张的同时,在现有技术情况下胸腔也扩展。相反,通过根据呼吸控制器实时调整吹气频率,胸腔不会扩展或仅最小程度地扩展,而肺部可以通过较低的气道压力进行机械通气。

[0033] 在图3C中,根据本发明的另一方面,示出了肺部放气在呼气阶段期间得到主动支持(参见图3D),这可能还导致使该阶段缩短。在这个阶段期间,通过输入CO₂吹入量,也可能增加肺部放气期间的工作空间容量。相反,在吸气期间,如图3A和3B所示,CO₂吹入量主动或被动地减小到保持吹入量的水平,导致通过用于手术仪器的套管针使体壁稳定。

[0034] 因此,作为根据呼吸率实时调整吹气频率的结果,主动通气的操作压力可以降低。另外,例如在间歇正压通气(IPPV)期间,工作空间可能会暂时扩大,并且与现有技术的通气/吹入相反,围绕体腔c的体壁可基本稳定。

[0035] 在图5、图6、图7和图8中示出进一步的实施方式。这些图描述了为吹入器100的呼吸控制器50提供所需信号输入的四种不同方式。通气特性可以通过吹入器100、呼吸机200或二者测量。为此目的,它们配备有传感器,并且测量结果发送回呼吸控制器50和/或60。定时和特性可以通过对经由3连线在一起的呼吸机的I/O 2和吹入器的I/O 1进行组合而进行共享。数据可以从吹入器共享到呼吸机,反之亦然,或在两个方向共享。为此目的,设置了控制系统,作为吹入器的一部分或者作为外部系统,其可以用于将改进的吹入器与呼吸控制器结合。具体地,控制系统可以包括硬件部件和软件部件,以实现计算机控制的操作吹入器的方法,所述吹入器旨在使人体腔中的预期部分暴露以进行治疗和/或手术治疗,其中,从吹入器输出的气体和/或输入到人体腔中的气体由吹入器控制器调整,以将来自气体输出部的气体经由气体输入部输入到腔内,以便通过吹入气体扩大腔部分,其中,吹入器控制器根据机械通气的呼吸率实时调整吹入。硬件部分可以设置有计算机程序产品,该计算机程序产品包括具有实现在其上的指令的非暂时性计算机可读存储介质,当由计算机执行该指令时,使得计算机执行本文公开的方法。呼吸机连接至气管插管设备220,以机械地对肺部1进行通气。吹入器经由输入机构20连接至胸腔。

[0036] 在一些情况下,吹入器输入机构可以是套管针,其可以密封地插入腔中。在一些实施方式中,套管针可以具有使吹入器从体腔通气的通气机构。当期望(另外地)控制吹入器的输入机构附近的气体流量时,可以使用这种实施方式。这种通气机构可以是无源的,但也可以由吹入器控制器主动地操作。另外,套管针可以用于插入相机。

[0037] 在图5中,经由通信链3在I/O 1与I/O 2之间接收和/或发送实时数据,实时数据包括呼吸机200的通气流量、通气输出量和通气输出压力值和/或吹入器100的吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个。吹入器控制器40布置成与经由作为呼吸检测器的呼吸控制器50从呼吸机200所接收的通气流量、通气输出量和通气输出压力值中的至少一个一致地控制吹入器100。连接至体腔的压力和/或流量传感器51提供实时数据,该实时数据包

括吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个以用于反馈至呼吸控制器50和/或吹入控制器40。

[0038] 在图6中,连接至体腔的压力和/或流量传感器51提供包括吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个的实时数据。吹入器控制器40布置成将来自吹入体腔的这些测量结果用作为呼吸检测器,从而与吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个一致地控制吹入器100。

[0039] 在图7中,压力和/或流量传感器51连接至体腔和插管设备220两者,其中,连接至体腔时提供包括通气流量、通气输出量和通气压力值中的至少一个的实时数据,连接至插管设备220时提供包括吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个的实时数据。吹入器控制器40布置成将来自插管设备220处的传感器51的这些测量结果作为呼吸检测器,从而与通过呼吸控制器50提供的吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个一致地控制吹入器100。

[0040] 在图8中,压力和/或流量传感器51连接至体腔以及插管设备220两者,其中,连接至体腔时提供包括通气流量、通气输出量和通气压力值中的至少一个的实时数据,连接至插管设备220时提供包括吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个的实时数据。吹入器控制器40布置成将来自插管设备220处的传感器51的这些测量结果作为呼吸检测器,从而与通过呼吸控制器50提供的吹入流量、吹入输出量和吹入压力值中的至少一个一致地控制吹入器100。经由通信链3将包括通过放置的传感器51在插管设备220处测量的通气流量、通气输出量和通气输出压力值中的至少一个的实时数据从吹入器100传输至呼吸机200。

[0041] 进一步的实施方式。

[0042] 尽管前面的示例示出了传统的机械通风实施方式,但是发明人还设想本发明的各方面与高频振荡通气(HFOV)的结合应用。可以实现以下有益效果:

[0043] a) 如本文中所述的本发明的多个方面可以使得由相对静态的吹入量引起的气道压力的显著减弱。机械通气的压力波目前在两个方向上被吹入的CO₂的静态体积减弱。

[0044] b) 本发明可以解决/减少由HFOV引起的患者抖动和机械通气引起的体壁运动。机械通气中施加于肺部的压力变化通过静态吹入的CO₂气体量传播至整个体壁。应用吹入器产生的反击波压制了这种效应,将所有运动仅限制在肺部。这消除了精细外科手术期间套管针和与之相关的手术器械的不希望的和有害的移动。

[0045] c) 高频振荡通气是指由于其机械功率而限于特定患者体型的每个通气设备。通过静态CO₂吹入量抑制振荡的效果限制了可以使用特定呼吸机的患者体型。消除压力减弱允许为更大的患者有效地应用不太强大的HFO呼吸机。

[0046] 然而,虽然期望尽可能甚至在最小的儿童中进行微创手术,但由于手术工作空间有限和通气条件不佳,常规手术通常不能使用微创技术进行。通过稳定手术工作空间并降低所需的通气压力,本发明提高了对儿童进行微创手术的能力。然而,不仅(年幼的)儿童而且其他患者群体可以显著从本发明获益。重度肥胖者例如由于他们非常高的体重而需要非常高的吹入和通气压力,这可以通过本发明来降低。

[0047] 本发明的方面中的特定优选实施方式的一部分的一种改进涉及吹入器与呼吸机的联接,以将气体吹入联接至通气以及优选联接至膨胀的肺部容量。这有助于在机械通气

下手术期间的应用所需的精确定时和调整。

[0048] 本发明可以提供恒定压力吹入,或者可替代地,提供体积和/或压力受控的吹入。

[0049] 在高频振荡通气中,吹入可以与通气同步(例如,以相互的方式),以匹配通气的潮汐量。吹入量和吹出量可以大于通气的潮汐量和/或小于通气的潮汐量。

[0050] 在替代实施方式中,吹入可以以相同的频率相移。在间歇正压通气(IPPV)期间可以同步吹入,以产生相同的体积和/或大于通气的潮汐量的体积和/或小于通气的潮汐量的体积。而且,吹入可以是具有相同频率的异步相移吹入。在替代实施方式中,在IPPV中可以触发吹入体积适应。

[0051] 可替代地,可以提供IPPV和高频振荡通气之间的切换。

[0052] 在进一步的实施方式中,目前公开的呼吸机和吹入器系统的联接在体壁和肺部机械建模的模型中进行体外测试。在进行体内研究之前,变化的大小和顺应性允许进行优化。

[0053] 在体外测试之后,该设备的原型在胸部和腹部微创手术的动物模型中进行测试和优化。这允许通过程序内计算机断层扫描广泛地监测生命体征和确定手术工作空间。

[0054] 因此,虽然已经参照系统的具体示例性实施方式特别详细地描述了本系统,但是应该理解,在不脱离如在随后的权利要求中阐述的本系统和方法的范围的情况下,本领域普通技术人员可以设计出许多修改和替代实施方式。相应地,说明书和附图认为是说明性的,并且不旨在限制所附权利要求的范围。

[0055] 有益效果

[0056] 本发明可以具有以下有益效果。通过在用于常规正压通气的吹入器和呼吸机之间建立连接,所联接的吹入器可主动支持肺部放气以缩短呼气阶段。在这个阶段,通过增加CO₂吹入量,它还可以改善肺部放气期间的通气。在吸气期间,CO₂吹入量主动减少,直到吹入量待维持的水平。

[0057] 在使用高频振荡通气(HFOV)的情况下,有益效果是显著的,这对于新生儿的微创手术是特别可行的技术。每年都有数千名儿童需要手术。尽管这些手术中的许多被认为相对简单,但仅三分之一的这些手术使用微创技术进行。仅五分之一的复杂手术可以使用微创技术进行。根据一方面,这个发明可以增加可以使用微创技术执行的手术的百分比。

[0058] 当应用本发明时,有益效果可以是多种:

[0059] 1. 它可以解决由相对静态吹入量造成的气道压力减弱,并且可以防止过度扩张引起的肺部损伤。机械通气的压力波目前在两个方向上被吹入的CO₂的静态体积减弱。

[0060] 2. 它可以减少甚至完全消除由HFOV引起的患者抖动和机械通气引起的体壁运动。机械通气中施加于肺部的压力变化通过静态吹入的CO₂气体量传播至整个体壁。应用吹入器产生的反击波压制了这种效应,将所有运动仅限制在肺部。这消除了精细外科手术期间套管针和与之相关的手术器械的不期望的和有害的移动。

[0061] 3. 高频振荡通气设备由于其机械功率而通常限于特定患者体型。通过静态CO₂吹入量抑制振荡的效果限制了可以使用特定呼吸机的患者体型。消除压力减弱允许更大体型的患者有效地使用不太强大的HFO呼吸机。

[0062] 显著受益于本发明的另一示例是例如在肥胖手术中通气和/或吹入压力特别高的患者。腹腔镜腹腔内手术期间所需的高吹入压力推动膈膜向上,严重限制了人工通气肺的运动。因此,需要较高的通气压力来抵消这种高吹入压力的影响。在呼吸机的吸气阶段期

间,相互吹入允许通过吹出腹部气体来减弱所需的通气压力。这使得肺部和隔膜向下移动,同时保持稳定的手术工作空间和腹内吹入压力。

[0063] 在解释所附权利要求时,应该理解的是,词语“包括”不排除存在除给定权利要求中列出的元件或行为之外的其它元件或行为;元件之前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这种元件;权利要求中的任何参考标记不限制其范围;若干“装置”可以由相同或不同的项或实现的结构或功能来表示;除非另外特别说明,否则公开的设备或其部分中的任何可以组合在一起或分成更多部分。某些措施列举在相互不同的权利要求中的纯粹事实并不表示这些措施的组合不能用来获益。如上所述,示例性实施方式可以是用于实践这些过程的计算机实现的过程和装置的形式。示例性实施方式还可以具有包含实现在诸如软盘、CD ROM、硬盘驱动器或任何其他计算机可读存储介质的有形介质中的指令的计算机程序代码的形式,其中,当计算机程序代码被加载到并由计算机执行时,该计算机成为用于实践示例性实施方式的装置。示例性实施方式还可以是计算机程序代码的形式,例如,不论存储在存储介质中、加载到计算机中和/或由计算机执行,或者通过一些传输介质传输、加载到计算机中和/或由计算机执行,或者通过一些传输介质传输诸如通过电线或电缆、通过光纤或者经由电磁辐射,其中,当计算机程序代码被加载到由计算机执行时,计算机变成用于实践示例性实施方式的装置。当在通用微处理器上实施时,计算机程序代码段将微处理器配置为创建特定的逻辑电路。

[0064] 虽然已经参照示例性实施方式描述了本发明,但是本领域技术人员将理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行各种改变并且可以用等同物替换其元件。另外,在不脱离本发明的实质范围的情况下,可以进行许多修改以使特定情况或材料适应本发明的教导。因此,意图是本发明不限于公开的用于实施本发明的特定实施方式,而是本发明将包括落入权利要求范围内的所有实施方式。此外,术语第一、第二等的使用不表示任何顺序或重要性,而是术语第一、第二等用于将一个元件和另一个元件区分开。

[0065] 此外,术语“一”、“一个”等的使用不表示数量的限制,而是表示存在所引用的项中的至少一个。

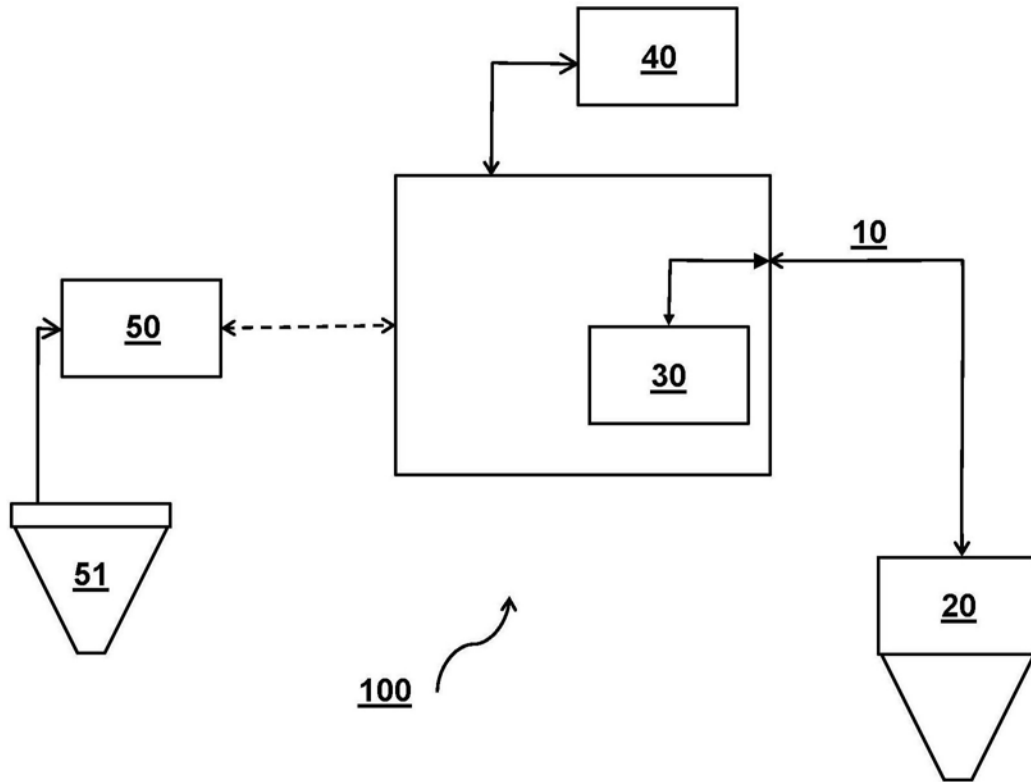


图1

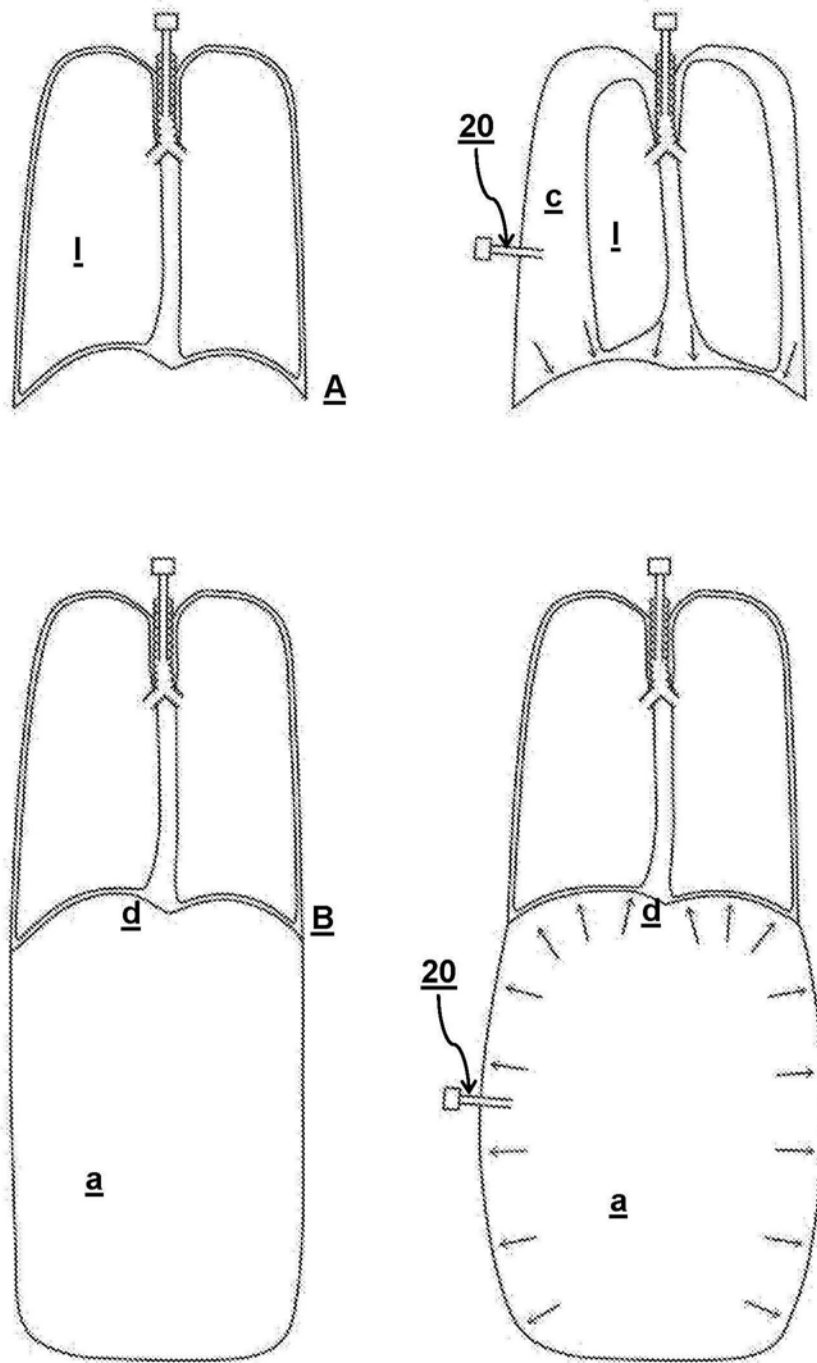
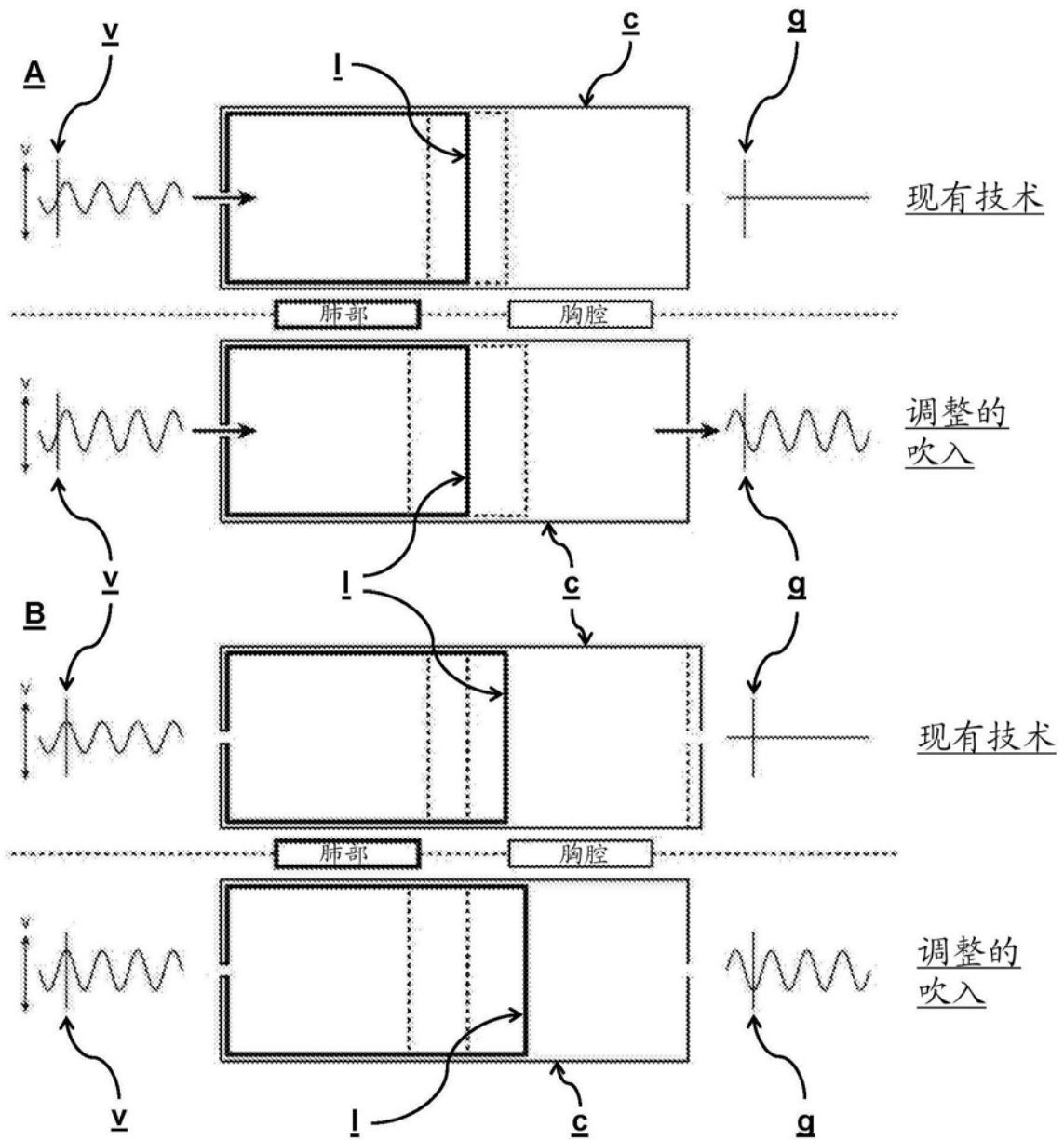


图2



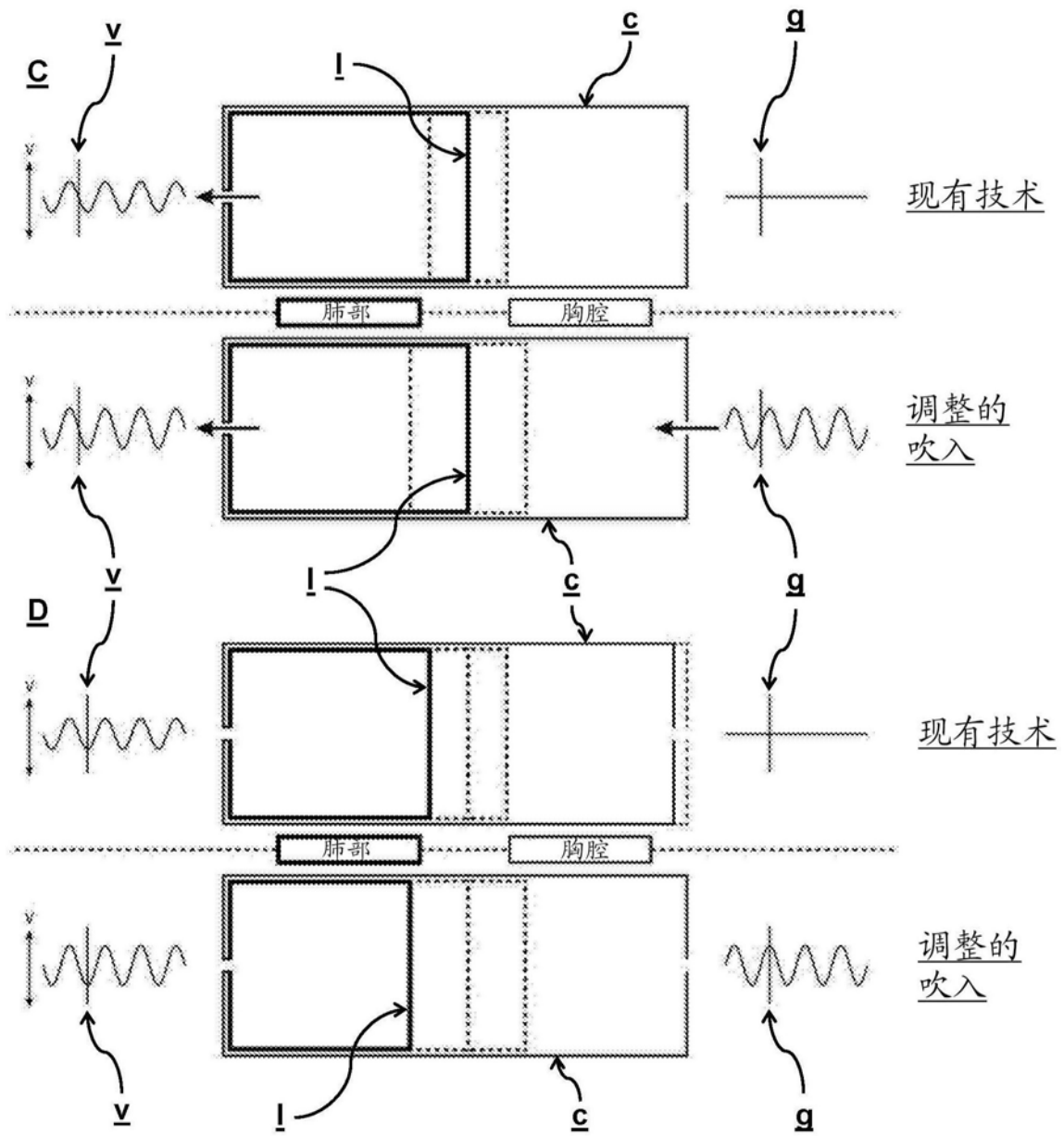
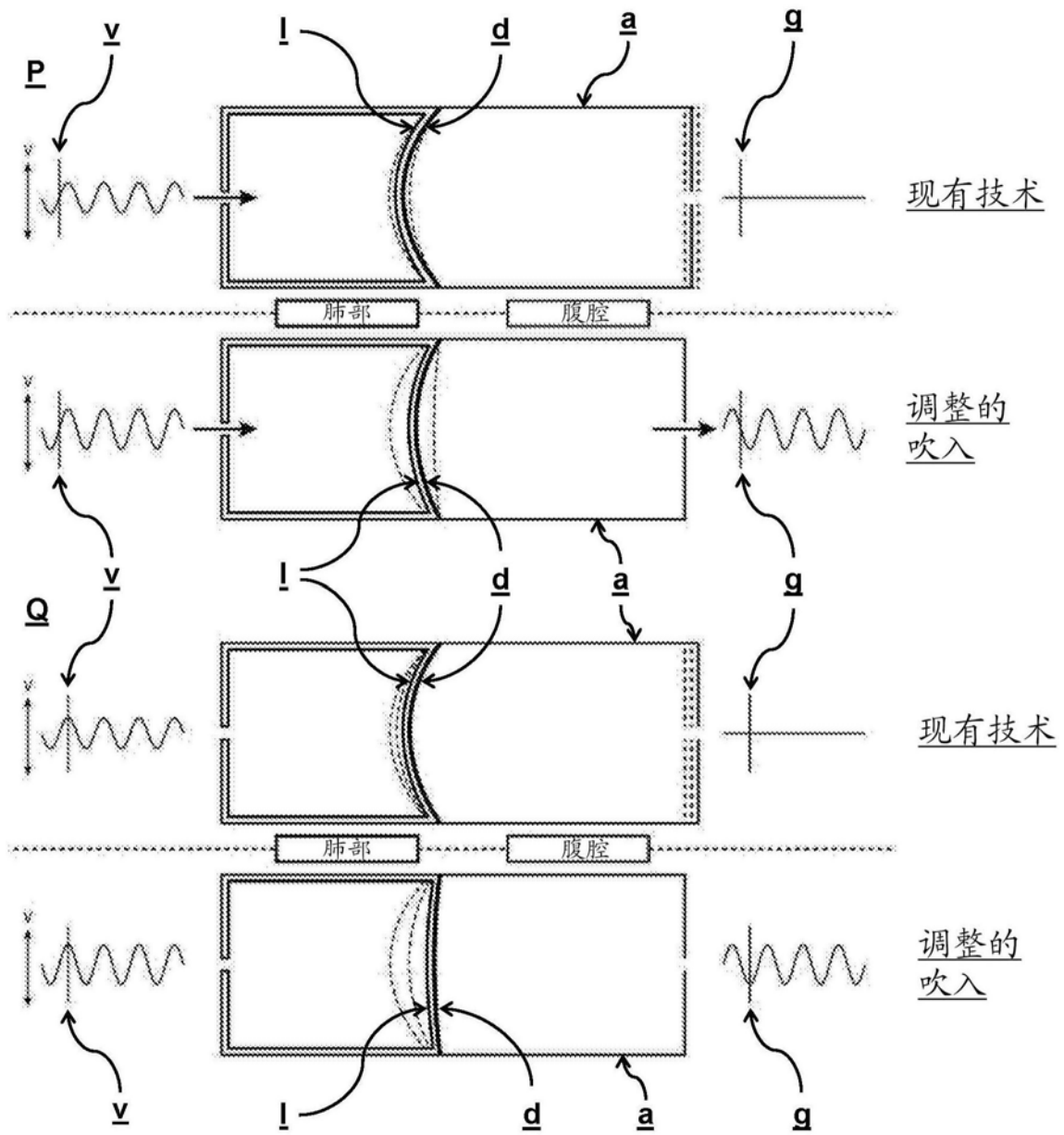


图3



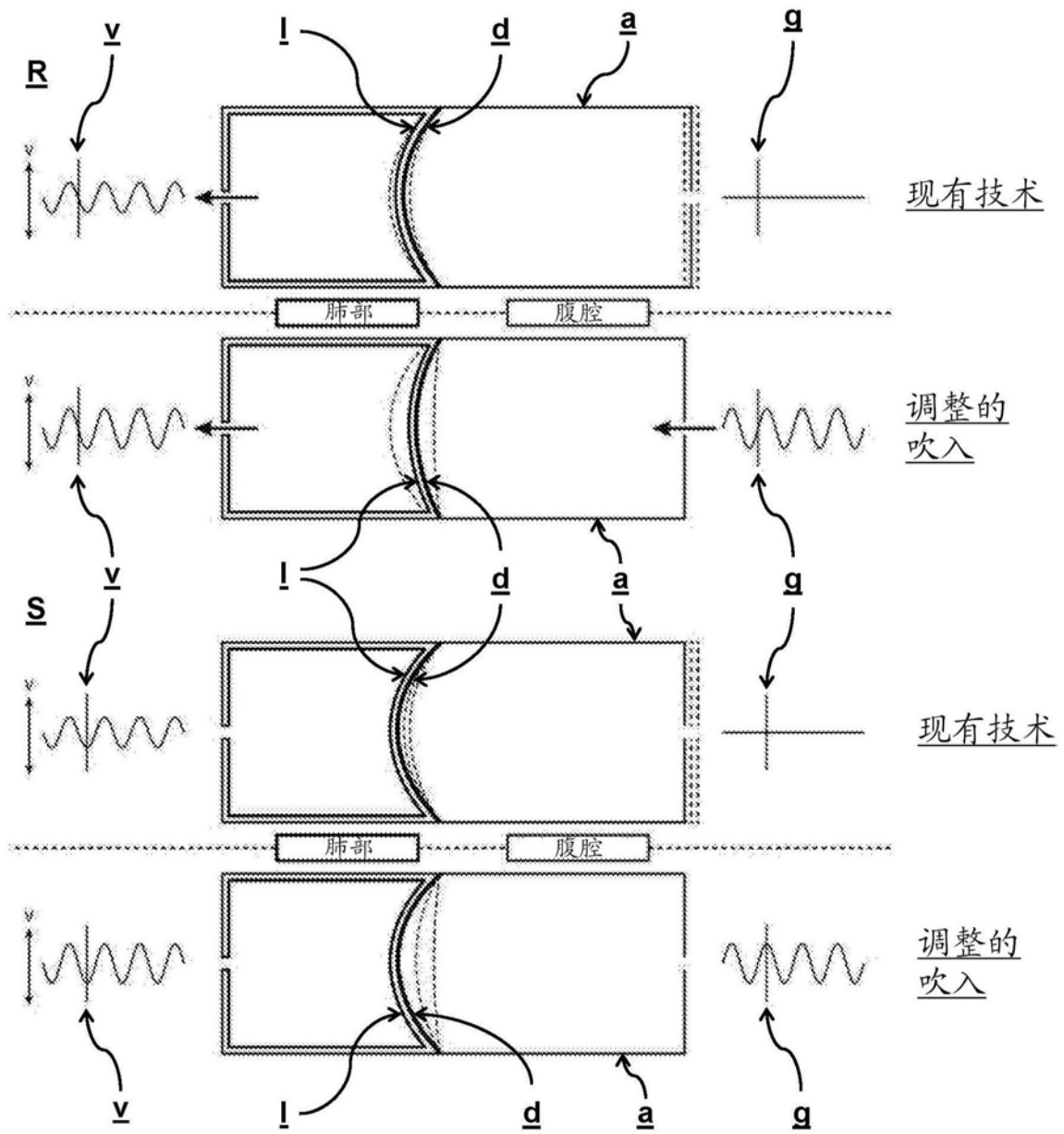


图4

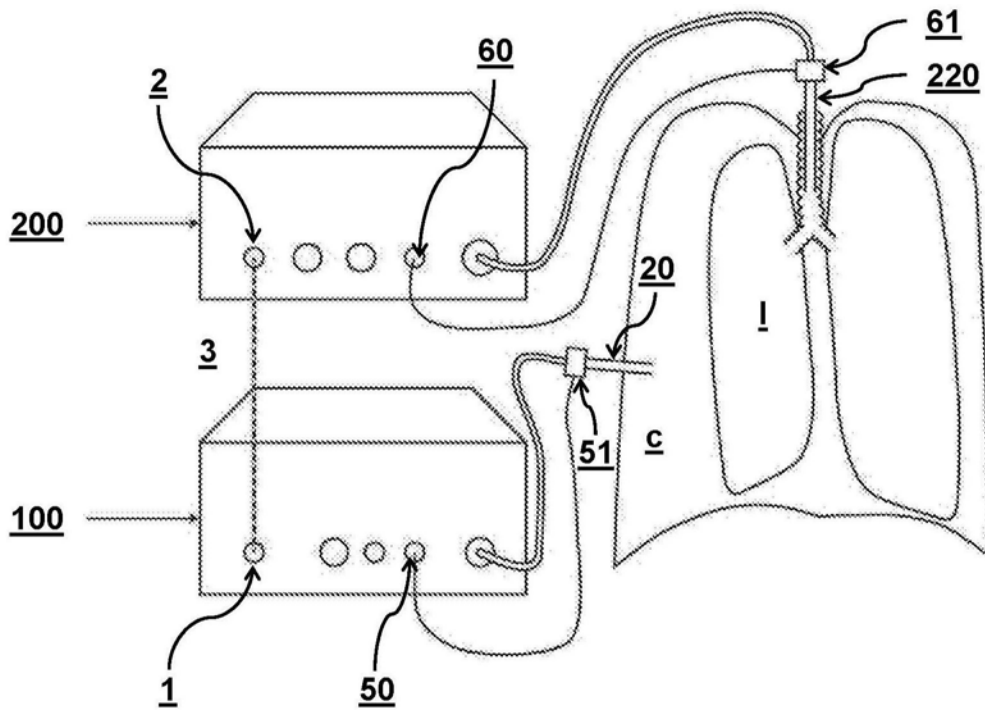


图5

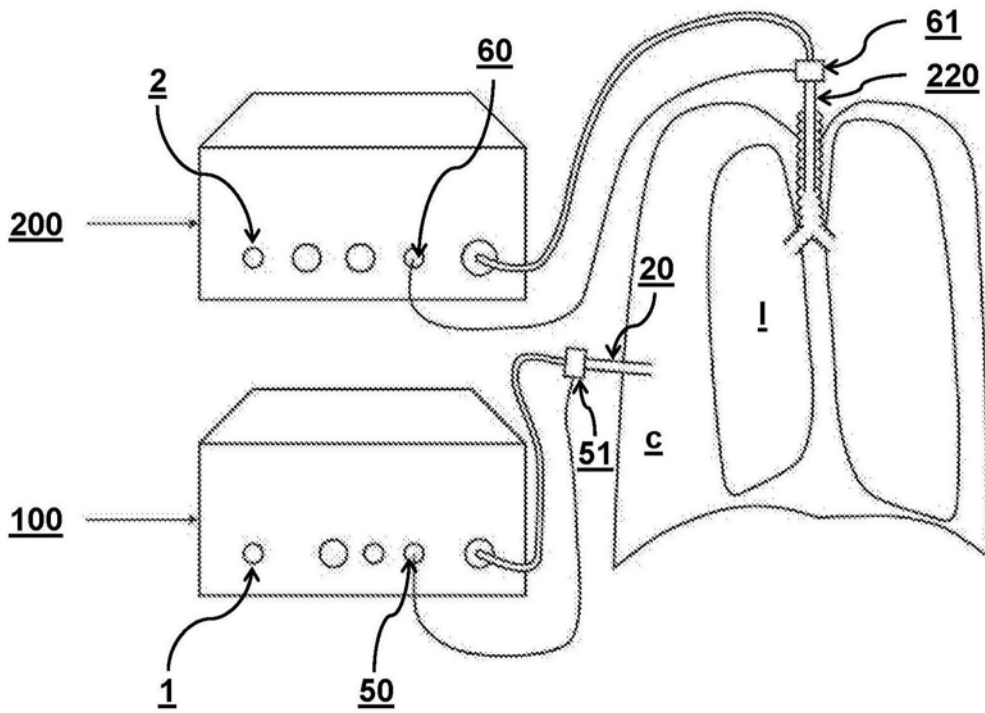


图6

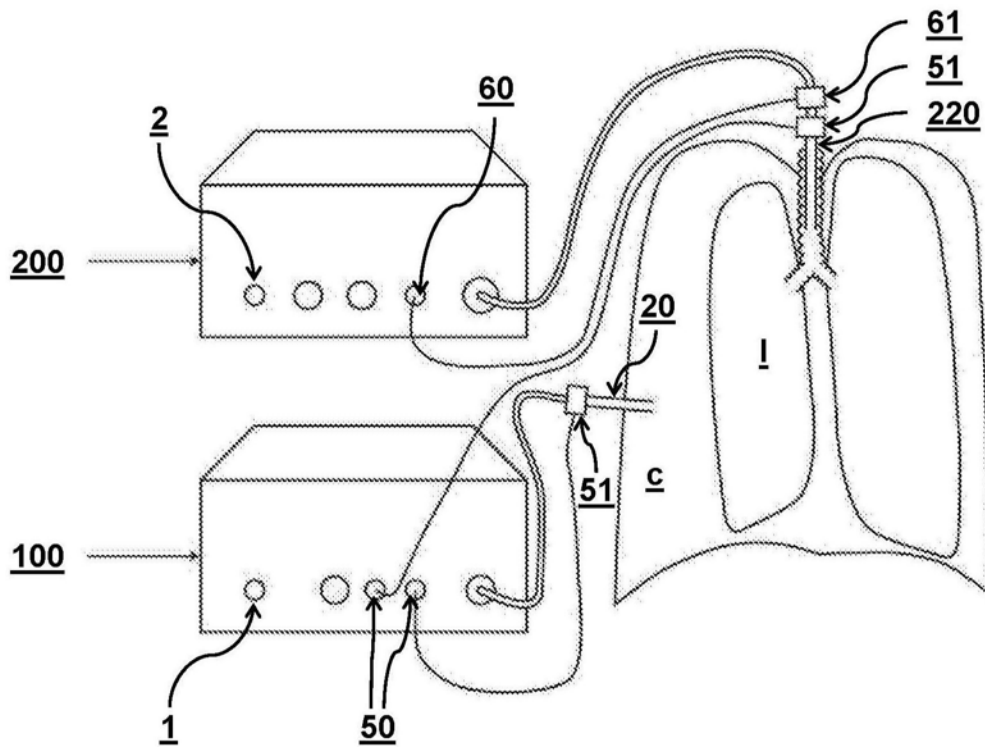


图7

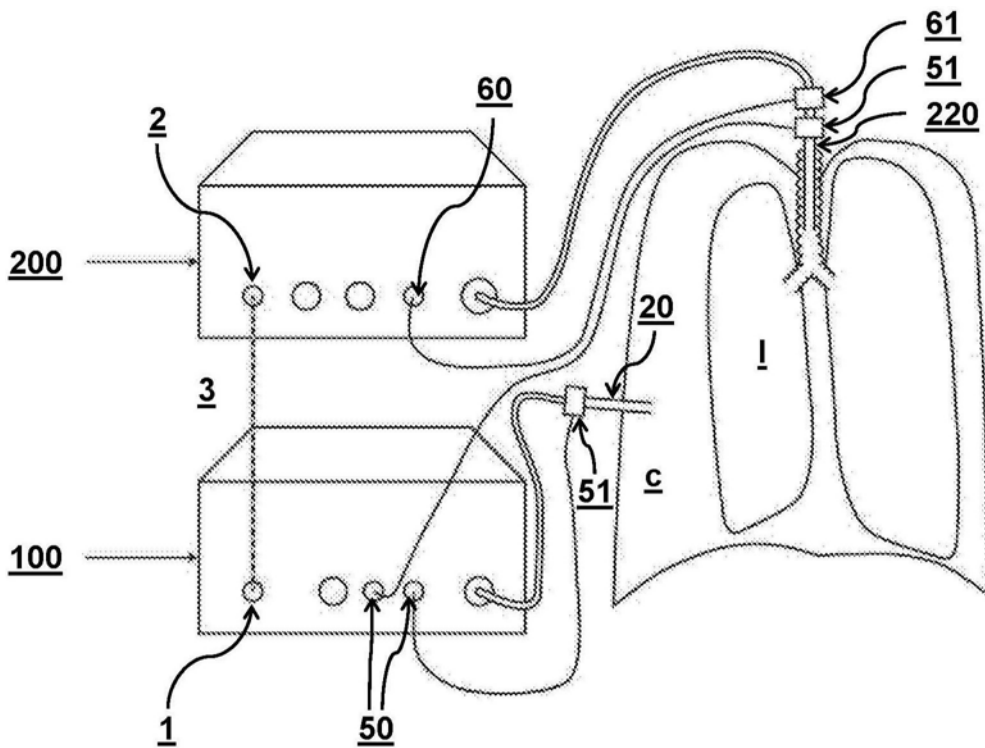


图8

专利名称(译)	改进的吹入器		
公开(公告)号	CN108135633A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201580083326.8	申请日	2015-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	鹿特丹伊拉斯谟大学医疗中心		
申请(专利权)人(译)	鹿特丹伊拉斯姆斯大学医疗中心		
当前申请(专利权)人(译)	鹿特丹伊拉斯姆斯大学医疗中心		
[标]发明人	威廉万韦特林根 约翰尼沃特 托马斯吉耶斯波特斯古斯		
发明人	威廉·万韦特林根 约翰尼·沃特 托马斯·吉耶斯波特斯·古斯		
IPC分类号	A61B17/34 A61M13/00		
CPC分类号	A61M13/003 A61M16/0006 A61M16/024 A61M2016/0021 A61M2016/0027 A61M2016/0036 A61M2205/3334 A61M2205/3344		
代理人(译)	王艳春		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了旨在使人体腔内的结构暴露以进行治疗和/或手术治疗的装置。该装置包括吹入器和呼吸率检测器，其中，该吹入器包括气体输出部和吹入器输入机构，吹入器输入机构适于将来自气体输出部的气体输入人体腔内，该吹入器还包括吹入器控制器，吹入器控制器用于通过将来自气体输出部的气体吹入人体腔内来扩大腔部分；其中，吹入器控制器布置成根据检测到的或设定的人体呼吸率实时地调整吹气频率和流量。

