



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102258822 A

(43) 申请公布日 2011.11.30

(21) 申请号 201110158473.0

(22) 申请日 2011.05.31

(30) 优先权数据

10164431.8 2010.05.31 EP

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 O·I·帕维亚安恩

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 严志军 曹若

(51) Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

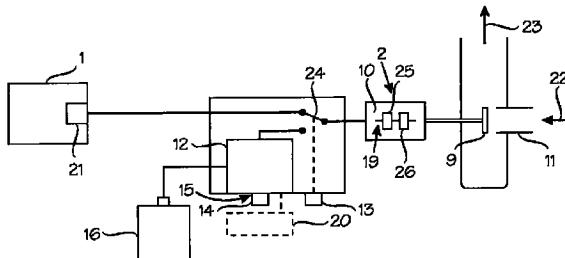
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 1 页

(54) 发明名称

呼吸管路压力控制系统

(57) 摘要

本发明涉及呼吸管路压力控制系统。与通气有关的呼吸管路压力控制系统控制在呼吸管路的气道线路中的压力，呼吸管路压力控制系统包括流控制元件、电磁致动器以及呼吸机控制单元，流控制元件用于控制在气道线路中的流动阻力，电磁致动器用于产生作用在流控制元件上的力，而呼吸机控制单元控制电磁致动器以产生作用在流控制元件上的力。呼吸管路压力控制系统还包括另一个电子控制系统和选择器开关，该另一个电子控制系统控制电磁致动器以产生作用在流控制元件上的力，选择器开关用于选择被布置成控制电磁致动器且将呼吸机控制单元从控制电磁致动器断开的另一个电子控制单元。



1. 一种与通气有关的呼吸管路压力控制系统,其控制所述呼吸管路的气道线路中的压力,所述呼吸管路压力控制系统包括:

流控制元件(9),其用于控制所述气道线路(11)中的流动阻力;

电磁致动器(10),其用于产生作用在所述流控制元件(9)上的力;以及

呼吸机控制单元(21),其用于控制所述电磁致动器以产生作用在所述流控制元件(9)上的力,

其特征在于,

所述呼吸管路压力控制系统还包括另一个电子控制系统(12,14,16),以控制所述电磁致动器从而产生作用在所述流控制元件(9)上的力,以及

选择器开关(24),其用于选择所述另一个电子控制系统,所述另一个电子控制系统被布置成控制所述电磁致动器且将所述呼吸机控制单元(21)从控制所述电磁致动器(10)断开。

2. 根据权利要求1所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,用于选择所述另一个电子控制单元的所述选择器开关(24)对所述用户而言是手动可接近的。

3. 根据权利要求1所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述另一个电子控制系统(12,14,16)设有自动安全机构,所述自动安全机构被布置成激活所述另一个电子控制系统。

4. 根据权利要求1所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述另一个电子控制系统(12,14,16)包括用户可调节的电子控制。

5. 根据权利要求4所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述用户可调节的电子控制是调整旋钮(14)。

6. 根据权利要求1所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述电磁致动器(10)包括至少一个线圈(25,26),且所述另一个电子控制系统(12,14,16)被布置成控制所述线圈电流。

7. 根据权利要求6所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,由所述电磁致动器(10)产生的对流控制元件(9)的力被布置成取决于所述线圈电流。

8. 根据权利要求2和5所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述选择器开关旋钮(13)和所述调整旋钮(14)被结合到相同的旋钮中。

9. 根据权利要求7所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,对应于所述旋钮位置的压力刻度(15)被提供在所述调整旋钮(14)附近。

10. 根据权利要求9所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述压力刻度(15)是显示对应于被供给至所述线圈中的电流的压力读数的校准刻度。

11. 根据权利要求10所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述压力刻度(15)是显示对应于被供给至所述线圈中的电流的压力读数的电控制的显示器。

12. 根据权利要求1所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述另一个电子控制系统(12,14,16)设置有独立的功率源(16)。

13. 根据权利要求6所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述电磁致动器(10)包括双线圈绕组构造(25,26)。

14. 根据权利要求1所述的呼吸管路压力控制系统,其特征在于,所述系统包括机械式

通气系统和手动通气系统。

15. 根据权利要求 14 所述的呼吸管路压力控制系统，其特征在于，所述另一个电子控制系统 (12, 14, 16) 已经布置成当使用所述手动通气系统时使用。

呼吸管路压力控制系统

技术领域

[0001] 本公开涉及与通气有关的呼吸管路压力控制系统，该呼吸管路压力控制系统控制呼吸管路的气道线路中的压力，呼吸管路压力控制系统包括流控制元件、电磁致动器和呼吸机控制单元，流控制元件用于控制气道线路中的流动阻力，电磁致动器用于产生作用在流控制元件上的力，呼吸机控制单元控制电磁致动器以产生作用在流控制元件上的力。

背景技术

[0002] 吸入麻醉输送机械在麻醉期间提供病人的机械通气和手动通气两者的手段。典型的手动通气装置包括通过麻醉输送系统呼吸管路连接至病人气道的弹性袋囊，使得临床医生挤压袋囊能够手动地增加气道压力，并且从而使气体流从呼吸管路进入病人气道。

[0003] 尽管对操作期间的大部分时间而言，自动机械通气被用于病人呼吸，

[0004] 1) 在麻醉操作的开始和结束，手动通气被用作进出机械通气状态的过渡阶段，且

[0005] 2) 在检查病人状况的情况期间，或在万一机械通气输送有问题而使用手动通气作为后备选项的情况期间，临床医生也会偶尔从机械通气切换至手动通气。

[0006] 在手动通气期间，气道压力限制(APL)装置常被用来调节最大的气道压力水平。APL装置是在用户设定的压力水平下打开而避免在病人气道处的过大压力水平的压力释放阀。传统的APL阀构造是机械式弹簧加载阀，用户可通过转动影响阀弹簧力的机械式转盘而调节。

[0007] 手动通气装置具有如下特征：机械式APL能够在无电功率的情况下操作，并且因此为电子机械通气故障提供后备手段，但从用户观点来看，使用APL具有例如以下的缺点：

[0008] 缺乏对实际有多少气体流至病人的敏感度，

[0009] 当要求频繁调节APL时，因此占用了临床医生的其他人力，

[0010] 机械式APL阀包括更多有待于周期性清洁和维护的零件，

[0011] 机械式APL是昂贵的，增加了系统成本，

[0012] 机械式APL限制了麻醉机械设计，因为APL必须驻留在麻醉机械气动回路中且在那里具有其自身的机械式用户接口。

[0013] 本公开呈现了可避免以上限制的用于APL操作的电子装置。

发明内容

[0014] 通过阅读和理解以下说明书将懂得本文解决了机械式APL的短处、缺点和问题。

[0015] 在一个实施例中，与通气有关的呼吸管路压力控制系统控制在呼吸器管路的气道线路中的压力，呼吸管路压力控制系统包括：流控制元件、电磁致动器以及呼吸机控制单元，流控制元件用于控制气道线路中的流动阻力，电磁致动器用于产生作用在流控制元件上的力，呼吸机控制单元控制电磁致动器以产生作用在流控制元件上的力。呼吸管路压力控制系统还包括另一个电子控制系统以及选择器开关，该另一个电子控制系统控制电磁致动器以产生作用在流控制元件上的力，选择器开关用于选择被布置成控制电磁致动器的该

另一个电子控制系统，且将呼吸机控制单元从控制电磁致动器断开。

[0016] 在另一个实施例中，该系统包括机械式通气系统和手动通气系统，而另一个电子控制系统已经布置成当使用手动通气系统时使用。机械式通气系统还可能包括麻醉输送机械。

[0017] 以上所述的实施例呈现了具有备用动力的电装置，其使用呼吸机呼气阀以提供与传统的麻醉机械的机械式 APL 功能相当的 APL(气道压力限制)功能，从而允许输送手动通气，既作为无需单独的机械 APL 控制阀的一般麻醉装置的主要 APL 机构，又作为新颖的电控手动通气在机械呼吸机或呼吸机动力供应突然失效情况下的备用机构。

附图说明

[0018] 图 1 示意性显示了典型的通气装置，其使得能够对病人进行机械式通气和手动通气。

[0019] 图 2 示意性地显示了基于呼吸机控制的电磁致动器的典型的现有技术的呼气阀装置，以及

[0020] 图 3 示意性地显示了本发明的一个实施例。

[0021] 零部件列表

[0022] 1 呼吸机

[0023] 2 呼气阀

[0024] 3 弹性袋囊

[0025] 4 手动 / 机械式通气阀

[0026] 5 机械式 APL 控制阀

[0027] 6 病人通气管路

[0028] 7 病人

[0029] 8 至病人通气管路的新鲜气体流

[0030] 9 流控制元件

[0031] 10 电磁致动器

[0032] 11 病人气道线路

[0033] 12、14、16 另一个电子控制系统

[0034] 13 选择器开关旋钮

[0035] 15 压力刻度

[0036] 17 单绕组

[0037] 18 从系统扫出的气体

[0038] 19 呼气阀线圈致动器

[0039] 20 用户接口

[0040] 21 呼吸机控制单元

[0041] 22 在病人气道线路中的呼出气体流

[0042] 23 在流控制元件后的呼出流

[0043] 24 选择器开关

[0044] 25 主要线圈

[0045] 26 次要线圈

具体实施方式

[0046] 图 1 示意性显示了使得能够进行病人的机械式通气和手动通气的现有技术的通气装置。标号 1 显示了包括呼吸机控制单元 21 的呼吸机。标号 2 显示了包括呼吸机控制致动器的呼气阀。标号 3 显示了用于手动通气的弹性袋囊，而标号 4 显示了手动 / 机械式通气阀，即通过该阀可以选择手动模式或机械操作通气。标号 5 显示了机械式 APL 控制阀，其在手动通气期间被用来调节最大的压力水平，从而避免病人气道中的过大压力水平。

[0047] 图 1 中的标号 6 显示了病人管路，标号 7 显示了病人。箭头 8 示意性地显示了新鲜气体至病人管路的流。标号 18 示意性显示了从系统扫出的气体。

[0048] 此处必须理解图 1，图 1 显示了病人通气的基本操作原理，即机械式通气且其控制由呼吸机 1 执行，而手动通气通过使用弹性袋囊 3 而被手动地执行。如上所述，在手动通气期间，呼吸管路压力由机械式 APL 控制阀控制。在此重要的是理解的是两个阀，即被用于机械式通气模式中的阀 2，以及被用于手动通气模式中的阀 5。带有机械式 APL 阀 5 的手动通气也为电子机械失效提供了后备手段。

[0049] 大致参考图 1，用语呼吸机必须在此被宽泛解释，即呼吸机还可包括麻醉输送机械等。

[0050] 以上详细所述的内容（即建设性细节和操作）对本领域技术人员是众所周知的，装置的细节因而未在此处详细论述。

[0051] 典型地，电子呼吸机通过使用由流控制元件 9 组成的呼气阀 2 控制病人气道压力和来自病人的肺的呼气流，流控制元件 9 例如是限流膜，其例如由比方说线圈 17（即如在图 2 中示意性显示的电磁线圈或音圈）的电磁致动器 10 致动。在图 2 中，标号 11 显示了病人气道线路（即呼出线路），而图 2 中的箭头 22 显示了病人气道线路 11 中的呼出气体流。呼吸机以标号 1 示意性地在图 2 中显示。呼吸机 1 包括控制电磁致动器 10 的呼吸机控制单元 21，以在呼吸机管道线路中维持希望的压力。对于该控制，呼吸机控制单元可利用测量呼吸管路压力的压力传感器。

[0052] 如上所述，图 2 示意性显示了基于呼吸机控制的电磁致动器的呼气阀。该电磁致动器 10 对流控制元件 9 施加力，流控制元件 9 例如是呼气阀膜，其移动而在自由流动和完全封闭位置之间轮换病人气道线路 11 中的流动阻力。箭头 23 显示了在流控制元件 9 之后的呼出流。

[0053] 如果呼吸机控制单元 21 失效，取决于失效模式，在呼气阀致动器中的线圈 17 可被去激励或固定不动，从而或是导致病人气道线路压力的释放，或是锁定至固定的压力限制水平。在呼吸机中，呼气阀被用作用于在手动通气期间维持或调节病人气道压力水平的装置，呼吸机控制的失效还导致失败的手动后备通气。这是为何机械式 APL 阀如先前所述被用作电子机械通气失效的后备手段的其中一个理由。

[0054] 以下详细描述的新的实施例介绍了独立的电子 APL 控制装置，其在被致动时从呼吸机接管呼气阀的控制，且将用户可调的电流直接供应至呼气阀致动器线圈中。用户能够通过合适的控制装置控制致动器驱动，且当用户控制的电驱动转换成至流控制元件的对应的力时，用户能够以与传统的机械式 APL 阀相似的方式使用该控制装置作为设定气道压力

限制水平的手段。这导致了机械式 APL 阀的消除,但仍然为呼吸机控制单元上的技术失效提供了后备。该新的实施例还提供了无需机械式 APL 阀而以安全方式使用手动通气的可能性。该装置因而在与现有技术的装置比较时变得更便宜。

[0055] 以上所指的新的实施例在图 3 中示意性地显示。图 3 显示了引入备选的 APL 控制模式能力的装置。图 3 显示了与图 2 中类似的电磁致动器 10 和呼气阀 2,但图 3 的实施例具有用于电磁致动器 10 的另一个(即另外的)电子控制 12、14、16,如果呼吸机控制单元 21 失效,则其允许控制呼出流和呼吸机管道线路压力。

[0056] 当另一个或另外的电子控制系统 12、14、16 被连接以控制致动器(例如通过使用被连接以致动选择器开关 24 的选择器开关旋钮 12)时,该呼吸机控制单元 21 与致动器断开,而用户可调控制(例如另一个电子控制系统的调整旋钮 14)驱动呼气阀线圈致动器 19,替代提供独立于呼吸机电子器件的用户可调的 APL 控制。图 3 显示了单独的选择器开关旋钮 13 和调整旋钮 14,但这些能够被合理地结合到相同的旋钮中。所有类型的控制旋钮均可被合理地使用。能够使用用于用户接口 20 的备选的实施方式,或者能够通过自动呼吸机失效检测逻辑激活 APL 控制模式。为了该目的,选择器开关 24 必须具有电子可达控制机构。

[0057] 独立于呼吸机 1 功能而使用呼气阀用于 APL 操作的能力由另一个电子控制系统 12、14、16 布置,如在图 3 中所示。

[0058] 在呼吸机功能因任何原因的损失(例如,呼吸机自身的失效或呼吸机功率源的损失)的情况下,可通过用户转动或移动选择器开关 24 的选择器开关旋钮 13,或是备选地或另外地通过激活电流控制的 APL 模式的自动安全机构来激活电流控制的 APL 模式。

[0059] 由于由电磁致动器 10 向流控制元件 9 施加的力取决于线圈电流,用户可控的电流源(即连接至呼气阀的调整旋钮 14)能够提供对应于传统的弹簧加载的机械式 APL 阀装置的 APL 操作。在由电磁致动器 10 向流控制元件施加的力和线圈电流之间的相依性例如可以是线性的。然而非常可能使用任何其他合适的相依性。

[0060] 为协助用户设定合适的 APL 水平,对应于 APL 控制器位置的压力刻度 15 可或者作为校准刻度而绘制在控制旋钮 14 附近(如果其被使用),或者绘制在显示了对应于被供给至阀线圈中的电流的压力读数的电控制的显示器上。电控制的显示器例如可以是数字控制的显示器、模拟指示器或任何其他合适的装置。

[0061] 为了在由于系统主要动力源的损失而丧失呼吸机功能性的情况下允许使用所述的 APL 控制模式,呈现的另一个电流控制系统 12、14、16 应该允许从此类独立的后备动力源 16 获取其动力,后备动力源 16 即使在主要动力失效的场合下仍然可用。该独立的动力源可例如是专用电池或系统后备电池。

[0062] 尽管呼吸机失效最有可能是因为除了呼气阀致动器线圈构件本身失效以外的其他原因,但呼气阀致动器线圈也并非不可能例如通过燃烧(即因为线圈材料失效或意想不到的电流过载的熔断)而失效。该问题可通过使用具有代替图 2 中所示的单绕组 17 的双线圈绕组 25、26 的致动器而被减轻。在此类装置中,呼吸机可通过将电流提供至主要的线圈绕组中来控制呼气阀致动器,且在呼吸机或第一线圈绕组失效的情况下,所呈现的控制系统能够将其控制电流应用至即使在主要线圈 25 熔断的情况下也工作的第二线圈绕组 26 中。

[0063] 本书面描述使用实例公开本发明,包括最佳模式,且使得本领域技术人员能够实

践本发明，包括制作使用任何装置或系统且执行任何结合的方法。本发明可被授予专利的范围由权利要求书限定，且可包括由本领域技术人员想到的其他示例。如果此类其他示例具有与权利要求书的书面语言并非不同的结构元件，或如果它们包括与权利要求书的书面语言无实质不同的等同结构元件，则它们意图落在权利要求书的范围内。

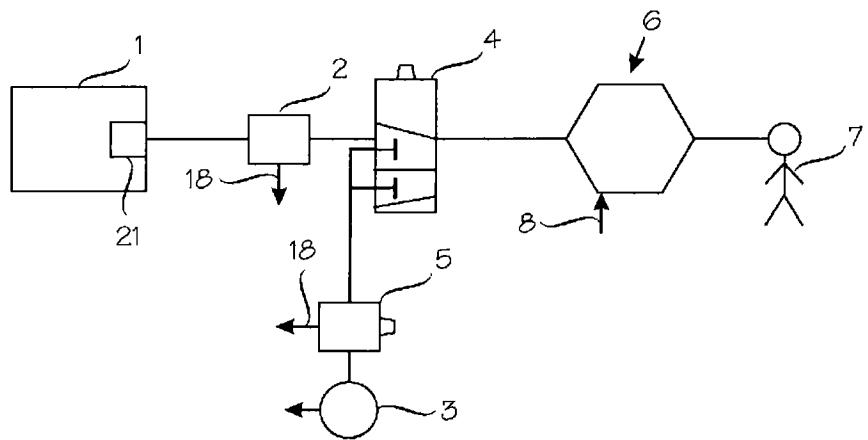


图 1(现有技术)

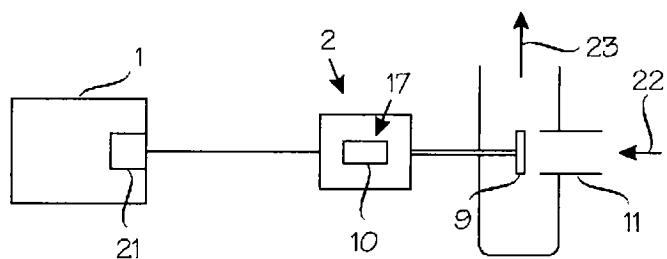


图 2

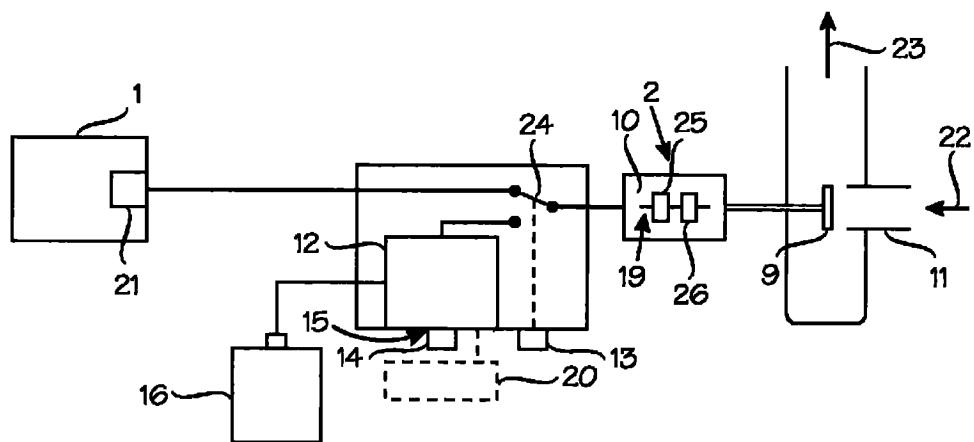


图 3