



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110248599 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201780085534.0  
 (22)申请日 2017.02.03  
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日  
 2019.08.02  
 (86)PCT国际申请的申请数据  
 PCT/SE2017/050096 2017.02.03  
 (87)PCT国际申请的公布数据  
 W02018/143844 EN 2018.08.09  
 (71)申请人 马奎特紧急护理公司  
 地址 瑞典索尔纳  
 (72)发明人 芒努斯·哈尔巴克  
 (74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227  
 代理人 高岩 杨林森

(51)Int.Cl.  
 A61B 5/0488(2006.01)  
 A61B 5/087(2006.01)  
 A61B 5/00(2006.01)  
 A61M 16/00(2006.01)  
 A61B 5/091(2006.01)

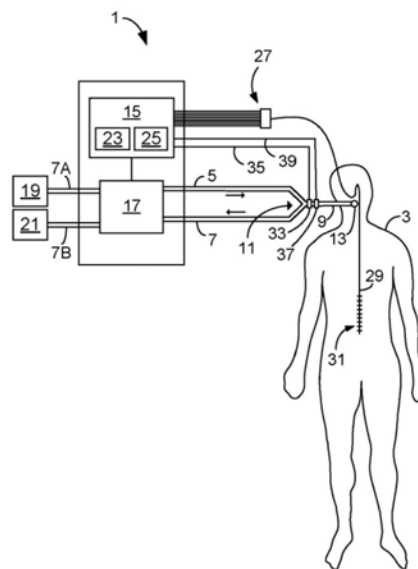
权利要求书3页 说明书12页 附图2页

(54)发明名称

在机械通气期间确定神经肌肉效率

(57)摘要

本公开内容涉及用于确定正通过呼吸设备(1)进行机械通气的患者(3)的包括神经机械效率[NME]的至少一个生理参数的方法、计算机程序和呼吸设备。这通过以下操作来实现:在以第一通气辅助水平和不同的第二通气辅助水平对患者进行通气期间,获得(S2,S4)患者(3)的气道压力( $P_{aw}$ )的样本、患者流量( $\dot{V}$ )的样本、由患者流量引起的肺容积(V)的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本;以及根据以不同的通气辅助水平获得的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本来确定(S5)包括NME的至少一个生理参数。



1. 一种计算机实现的方法,用于确定被连接至向患者(3)提供通气辅助的呼吸设备(1)的所述患者的包括神经机械效率[NME]的至少一个生理参数,其特征在于以下步骤:

在以第一通气辅助水平和不同的第二通气辅助水平对所述患者进行通气期间,获得(S2,S4)所述患者(3)的气道压力( $P_{aw}$ )的样本、患者流量( $\dot{V}$ )的样本、由所述患者流量引起的肺容积(V)的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本,以及

根据以不同的通气辅助水平获得的所述气道压力的样本、所述患者流量的样本、所述肺容积的变化的样本和所述呼吸肌的电活动的样本,来确定(S5)包括NME的所述至少一个生理参数。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一通气辅助水平和至少所述第二通气辅助水平均在零通气辅助水平以上,并且在通过所述呼吸设备可能向所述患者施加呼气末正压而提供的任何通气辅助水平以上。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,确定所述至少一个生理参数包括:针对NME来求解描述NME、气道压力、患者流量、肺容积变化、呼吸肌的电活动与所述患者(3)的呼吸系统的弹性(E)和顺应性(C)中的任一者以及阻力(R)之间的关系的方程。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,确定所述至少一个生理参数包括:将多组所述样本插入所述方程中以形成超定方程组,并且针对NME以及所述患者(3)的所述呼吸系统的所述阻力(R)、所述弹性(E)和所述顺应性(C)的任意组合来求解所述超定方程组。

5. 根据权利要求3或4所述的方法,其中,所述方程基于如下关系:

$$P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V - NME \cdot E_m$$

其中, $P_{aw}$ 是所述气道压力, $P_0$ 是吸气开始或呼气结束时的肺压力,R和E分别是所述呼吸系统的所述阻力和所述弹性, $\dot{V}$ 是所述患者流量,V是由所述患者流量引起的所述肺容积的变化,NME是所述呼吸肌的所述神经机械效率,并且 $E_m$ 是所述呼吸肌的所述电活动,或者所述方程基于如下关系:

$$V = C \cdot P_{aw} - C \cdot P_0 - C \cdot R \cdot \dot{V} + C \cdot NME \cdot E_m$$

其中,C是所述呼吸系统的所述顺应性。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述第二通气辅助水平比所述第一通气辅助水平高至少10%,更优选地至少20%,最优选地至少30%。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述呼吸肌是所述患者的膈。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,在以神经调节通气辅助[NAVA]通气模式对所述患者进行通气期间执行所述方法,其中在所述NAVA通气模式下,由所述呼吸设备与所述膈的电活动同步且成比例地向所述患者提供通气辅助。

9. 根据权利要求8所述的方法,包括通过改变NAVA增益[NAVA<sub>g</sub>]来在所述第一通气辅助水平与至少所述第二通气辅助水平之间自动切换的步骤,其中所述NAVA增益确定提供给所述患者(3)的通气辅助相对于所述膈的电活动的比例。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,还包括以下步骤:基于所确定的NME来自动控制由所述呼吸设备(1)提供给所述患者(3)的通气辅助的水平和/或自动生成警报信号。

11. 一种计算机程序,用于确定被连接至向患者(3)提供通气辅助的呼吸设备(1)的所

述患者的包括NME的至少一个生理参数,所述计算机程序包括计算机可读代码段,所述计算机可读代码段在由所述呼吸设备的控制计算机(15)执行时使所述呼吸设备:

在以第一通气辅助水平和至少不同的第二通气辅助水平对所述患者进行通气期间,获得所述患者(3)的气道压力( $P_{aw}$ )的样本、患者流量( $\dot{V}$ )的样本、由所述患者流量引起的肺容积( $V$ )的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本,以及

根据以不同通气辅助水平获得的所述气道压力的样本、所述患者流量的样本、所述肺容积的变化的样本和所述呼吸肌的电活动的样本,来确定包括NME的所述至少一个生理参数。

12. 一种呼吸设备(1),用于在由所述呼吸设备向患者(3)提供通气辅助期间确定所述患者的包括NME的至少一个生理参数,所述呼吸设备包括一组传感器和控制计算机(15),所述一组传感器包括至少一个压力传感器(37)、至少一个流量传感器(33)以及用于测量所述患者的呼吸肌的电活动的生物电传感器装置(27),所述控制计算机(15)用于控制由所述呼吸设备提供给所述患者的通气辅助的水平,其特征在于,所述控制计算机(15)被配置成:

使所述呼吸设备以第一通气辅助水平和至少不同的第二通气辅助水平对所述患者(3)进行通气;

在以至少两个不同通气辅助水平中的每一个对所述患者进行通气期间,获得所述患者(3)的气道压力( $P_{aw}$ )的样本、患者流量( $\dot{V}$ )的样本、由所述患者流量引起的肺容积( $V$ )的变化的样本以及所述呼吸肌的电活动的样本,以及

根据以所述不同通气辅助水平获得的所述气道压力的样本、所述患者流量的样本、所述肺容积的变化的样本和所述呼吸肌的电活动的样本,来确定包括NME的所述至少一个生理参数。

13. 根据权利要求12所述的呼吸设备(1),其中,所述第一通气辅助水平和至少所述第二通气辅助水平均在零通气辅助水平以上,并且在通过所述呼吸设备可能向所述患者施加呼气末正压而提供的任何通气辅助水平以上。

14. 根据权利要求12或13所述的呼吸设备(1),其中,所述控制计算机(15)被配置成通过以下操作来确定所述至少一个生理参数:针对NME来求解描述NME、气道压力、患者流量、肺容积变化、呼吸肌的电活动与所述患者(3)的呼吸系统的弹性(E)和顺应性(C)中的任一者以及阻力(R)之间的关系的方程。

15. 根据权利要求14所述的呼吸设备(1),其中,所述控制计算机(15)被配置成将多组所述样本插入所述方程中以形成超定方程组,并且针对NME以及所述患者(3)的所述呼吸系统的所述气道阻力(R)、所述弹性(E)和所述顺应性(C)的任意组合来求解所述超定方程组。

16. 根据权利要求14或15所述的呼吸设备(1),其中,所述方程基于如下关系:

$$P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V - NME \cdot E_m$$

其中, $P_{aw}$ 是所述气道压力, $P_0$ 是吸气开始或呼气结束时的肺压力,R和E分别是所述呼吸系统的所述阻力和所述弹性, $\dot{V}$ 是所述患者流量,V是由所述患者流量引起的所述肺容积的变化,NME是所述呼吸肌的所述神经机械效率,并且 $E_m$ 是所述呼吸肌的所述电活动,或者所述方程基于如下关系:

$$V = C \cdot P_{aw} - C \cdot P_0 - C \cdot R \cdot \dot{V} + C \cdot NME \cdot E_m$$

其中,C是所述呼吸系统的所述顺应性。

17. 根据权利要求12至16中任一项所述的呼吸设备(1), 其中, 所述第一通气辅助水平和所述第二通气辅助水平相差至少10%, 更优选地至少20%, 最优选地至少30%。

18. 根据权利要求12至17中任一项所述的呼吸设备(1), 其中, 所述生物电传感器装置(27)被配置成测量所述患者的膈的电活动。

19. 根据权利要求18所述的呼吸设备(1), 其中, 所述呼吸设备(1)被配置成以NAVA通气模式对所述患者(3)进行通气, 并且在以所述NAVA通气模式进行操作时确定所述至少一个生理参数, 其中在所述NAVA通气模式下, 由所述呼吸设备与所述膈的电活动同步且成比例地向所述患者提供通气辅助。

20. 根据权利要求19所述的呼吸设备, 其中, 所述控制计算机(15)被配置成使所述呼吸设备(1)通过改变NAVA增益[NAVA<sub>g</sub>]来在所述第一通气辅助水平与所述第二通气辅助水平之间切换, 其中所述NAVA增益确定由所述呼吸设备提供给所述患者(3)的通气辅助相对于所述膈的电活动的比例。

21. 根据权利要求12至20中任一项所述的呼吸设备, 其中, 所述控制计算机(15)被配置成基于所确定的NME来控制由所述呼吸设备(1)提供给所述患者(3)的通气辅助的水平和/或生成警报信号。

## 在机械通气期间确定神经肌肉效率

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及机械通气领域。更具体地,本发明涉及用于确定机械通气的患者的包括神经机械效率(NME)的生理参数的呼吸设备、方法和计算机程序。

### 背景技术

[0002] 例如借助于机械通气机,可以使用机械通气为自主呼吸患者提供通气辅助。

[0003] 近年来,已经发展了用于神经调节通气的技术,即,通过基于至少指示患者希望吸气和/或呼气的时间点的生物电信号控制通气机的呼吸气体供应来使由通气机提供给患者的通气模式适应于患者的呼吸努力的技术。这样的技术的示例是现在临床上成熟的神经调节通气辅助(NAVA)技术。

[0004] 呼吸的动作由大脑的呼吸中枢控制,大脑的呼吸中枢决定每次呼吸的特征,包括时间和大小。呼吸中枢沿着膈神经发送信号,刺激膈肌细胞,从而导致肌肉收缩和膈穹顶下降。结果,气道中的压力下降,从而致使空气流入肺部。

[0005] 关于NAVA,捕获膈的电活动(Eadi),将膈的电活动馈送至支持NAVA的通气机,并用于与患者自身的呼吸努力同步且成比例地辅助患者的呼吸。由于通气机和膈的工作由同一信号控制,因此膈与支持NAVA的通气机之间的耦合同时进行。

[0006] 神经调节通气辅助的挑战是在机械通气辅助与患者自身的吸气肌均对吸气有贡献时充分地确定患者的呼吸肌的去负荷水平或患者对吸气的贡献。尽管已经提出了用于预测患者呼吸肌的去负荷以及由患者的呼吸系统引起的阻力负荷和弹性负荷的方法,但是它们仍然存在未能示出患者的神经努力并且忽略了患者的肌无力的影响的缺点。

[0007] Bellani等在“Estimation of patient’s inspiratory effort from the electrical activity of the diaphragm”,*Crit Care Med.*2013年6月;41(6):1483-91.[doi:10.1097/CCM.0b013e31827caba0](https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e31827caba0)中解决了这个挑战。Bellani等提出了将由呼吸肌产生的压力与膈的电活动(Eadi)相关联以在呼气阻塞期间根据Eadi和气道压力来计算的指数,以估计患者的吸气努力。该指数(Bellani等将其称作 $P_{\text{muscle}}/E_{\text{adi}}$ 指数)是将Eadi与由膈产生的压力相关联的比例系数,并因此构成膈的神经机械效率(NME)的量度。在下文中将把呼吸肌的电活动与呼吸肌产生的压力相关联的这个指数和其他指数称为NME。

[0008] 与Bellani等人公开的方法相关联的问题是:该方法依赖于呼气阻塞操作。阻塞操作是会降低正在进行的通气治疗的效率并且对通气的患者造成不适的相当剧烈的干预。此外,尽管是有用的近似,但是在阻塞操作期间静态确定的NME指数不是在正常动态状况下对呼吸肌的神经机械效率的精确测量。

[0009] 上述挑战也由Sinderby在美国专利第8,720,441号“Determining patient-ventilator breath contribution index in spontaneously breathing mechanically ventilated patients”中解决。Sinderby公开了如下方法:该方法用于基于患者在没有机械通气辅助的情况下产生吸气体积的效率与患者在有机械通气辅助的情况下产生吸气体积的效率之间的关系来确定患者-通气机呼吸贡献(PVBC)指数。更具体地,基于吸气期间患

者的呼吸肌(例如膈)的电活动和患者的吸气体积例如潮气吸气体积来确定PVBC指数。通过将无通气辅助期间潮气吸气体积与患者的呼吸肌的电活动之间的比率与通气辅助期间潮气吸气体积与患者的呼吸肌的电活动之间的比率进行比较来确定PVBC指数。

[0010] 与Sinderby中公开的方法相关联的问题是:该方法需要确定无呼吸辅助(零辅助)期间患者呼吸肌的电活动。这意味着该方法需要间歇性的无通气辅助或几乎没有通气辅助的时段。因此,不能总是在确保对患者进行适当通气治疗的同时执行该方法。

[0011] 因此,需要使得能够动态地确定NME而无需阻塞操作、零辅助操作或其他积极干预的替选方法。

## 发明内容

[0012] 本发明的目的是提供用于确定机械通气的自主呼吸患者的神经机械效率(NME)的设备和方法。

[0013] 特别地,本发明的目的是提供用于动态地即非静态状况期间确定NME,以获得比在静态状况期间例如在阻塞操作期间获得的NME值更充分地反映患者的呼吸肌的真实神经机械效率的NME值的设备和方法。

[0014] 本发明的另一个目的是提供能够在患者的正在进行的通气治疗期间确定NME并且对患者和正在进行的医疗的影响最小的设备和方法。

[0015] 本发明的又一个目的是提供能够确定患者呼吸系统的阻力状态和弹性状态并且对患者和正在进行的医疗的影响最小的设备和方法。

[0016] 根据本公开内容的一个方面,通过一种用于确定被连接至向患者提供通气辅助的呼吸设备的患者的包括NME的至少一个生理参数的方法来满足这些目的和其他目的。该方法包括以下步骤:在以第一通气辅助水平和至少不同的第二通气辅助水平对患者进行通气期间,获得患者的气道压力的样本、患者流量的样本、由患者流量引起的肺容积的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本。第一通气辅助水平和至少第二通气辅助水平均可以在零通气辅助水平以上,并且也在通过呼吸设备仅向患者施加呼气末正压(PEEP)而提供的任何通气辅助水平以上。该方法还包括以下步骤:根据以不同的通气辅助水平获得的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积的变化的样本和呼吸肌的电活动的样本来确定包括NME的至少一个生理参数。

[0017] 所提出的方法使得能够在相对高的通气辅助水平即在超过零辅助水平和PEEP辅助水平的通气辅助水平期间进行NME确定,并且可以在患者的正在进行的通气治疗期间动态地执行所提出的方法。这与根据现有技术需要阻塞操作或至少间歇性的零辅助通气或PEEP辅助通气的时段的方法形成对比。因此,所提出的方法使得能够动态且准确地确定NME,同时对通气患者造成较少不适。使用所提出的原理的NME确定所需的相对小的干预使得该方法能够比根据现有技术的相应方法更频繁地执行。此外,患者安全性增加,因为可以在比以前更高的通气辅助水平下确定NME,从而使得能够在对患者的充分通气治疗期间确定NME。

[0018] 通常在以第一通气辅助水平输送至患者的至少一次呼吸期间和在以第二通气辅助水平输送至患者的至少一次呼吸期间获得样本。可以在吸气和/或呼气期间获得样本。优选地,至少在吸气期间获得样本,在这种情况下,患者流量是呼吸气体的吸气流量,并且肺

容积的变化是由吸气流量引起的肺容积的增加。在呼气期间获得样本的情况下，患者流量是呼气气体的呼气流量，并且肺容积的变化是由呼气流量引起的肺容积的减少。可以在吸气期间和呼气期间获得样本。

[0019] 对NME的确定可以包括针对NME求解这样的方程：所述方程描述NME、气道压力、患者流量、肺容积变化（即由患者流量引起的肺容积的变化）、呼吸肌的电活动与患者的呼吸系统的阻力和弹性之间的关系。

[0020] 例如，可以通过以下操作来确定NME：将多组样本插入方程中以形成超定方程组并且针对NME和患者的呼吸系统的气道阻力与弹性中的任一者或两者来求解超定方程组。优选地，针对所有参数NME、R和E来求解超定方程组，从而提供对患者的呼吸系统的阻力状态和弹性状态以及患者的神经机械效率的同时确定。

[0021] 方程优选地基于以下关系：

$$[0022] \quad P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V - NME \cdot E_m$$

[0023] 其中， $P_{aw}$ 是气道压力； $P_0$ 是吸气开始或呼气结束时的肺压力（即，当 $V=0$ 时）；R和E分别是患者的呼吸系统的阻力和弹性； $\dot{V}$ 是患者流量，即流入或流出肺部的体积流率；V是由患者流量引起的肺容积的变化，NME是呼吸肌的神经机械效率； $E_m$ 是呼吸肌的电活动。

[0024] 优选地，第一通气辅助水平和第二通气辅助水平均远高于零辅助水平，并且也远高于任何PEEP辅助水平，使得以两个通气辅助水平的通气提供了患者肺部的实质去负荷。同时，第一通气辅助水平和第二通气辅助水平之间应该存在实质性差异，以便引起大到足以可靠地确定NME的一个或多个采样量（气道压力、吸气流量、吸气体积和呼吸肌的电活动）的变化。为此，第一通气辅助水平和第二通气辅助水平应优选地彼此相差至少10%，更优选地至少20%，最优选地至少30%。取决于目前正在向患者提供的支持通气的模式，由呼吸设备提供的通气辅助可以例如被定义为施加至患者的气道以促进吸气的吸气压力，或者通过在吸气期间输送给患者的吸气体积（潮气体积）来定义。因此，第一通气辅助水平和至少第二通气辅助水平之间的通气辅助的差异可以是由呼吸设备输送的吸气压力或潮气体积的差异。

[0025] 呼吸肌可以例如是患者的膈。这是有利的，因为表示膈的电活动（ $E_{adi}$ ）的信号（Edi信号）可以通过插入患者食道的Edi导管——有时称为NAVA导管——来可靠地捕获。可以有利地在以NAVA模式对患者进行通气期间执行该方法，其中在NAVA模式下由呼吸设备与膈的电活动成比例地向患者提供通气辅助。

[0026] 当以NAVA模式对患者进行通气时，该方法通常包括通过改变通气机参数来在第一通气辅助水平与第二通气辅助水平之间自动切换的步骤，其中所述通气机参数确定通气辅助相对于膈的电活动的比例，例如，在NAVA领域中通常被称为NAVA水平或NAVA增益（NAVA<sub>g</sub>）的通气机参数。

[0027] 该方法还可以包括基于所确定的NME来自动控制由呼吸设备提供给患者的通气辅助水平的步骤。例如，当以NAVA模式来操作呼吸设备时，该方法可以通过基于所确定的NME设置NAVA水平来实现。当以另一种支持模式例如压力支持通气（PSV）模式或体积支持通气（VSV）模式操作时，可以通过基于所确定的NME确定输送给患者的吸气压力或体积（潮气体积），从而基于所确定的NME来控制由呼吸设备提供给患者的通气辅助水平。

[0028] 另外,该方法可以包括基于所确定的NME生成警报信号的步骤。

[0029] 在一些实施方式中,该方法可以包括以下步骤:将确定的NME值与一个或更多个先前确定的NME值进行比较;基于所述比较来确定患者的NME的趋势;以及基于所确定的NME趋势控制由呼吸设备提供给患者的通气辅助水平和/或生成警报信号。

[0030] 所提出的方法可以在患者的持续通气期间间歇地执行。在确定包括NME的生理参数之间,可以以基线通气辅助水平对患者进行通气。当要进行确定时,可以在处于基线通气辅助水平的至少一个呼吸循环(即,呼吸)期间获得气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本。在处于基线通气辅助水平的至少一个呼吸循环之后,通气辅助水平在至少一个呼吸循环中变为临时通气辅助水平。在处于临时通气辅助水平的至少一个呼吸循环期间,获得更多的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本。在处于临时通气辅助水平的至少一个呼吸循环之后,通气返回至基线通气辅助水平,在该基线通气辅助水平下可以维持通气直到下一次间歇地确定生理参数。临时通气辅助水平可以高于或低于基线通气辅助水平。

[0031] 在持续通气期间,可以连续地或间歇地将基线通气辅助水平调节至患者肺部的去负荷的当前需要。这可以通过基于所确定的NME控制提供给患者的通气辅助水平来实现。例如,通过使基线通气辅助水平适应患者的如通过最近确定的NME值所反映的当前神经肌肉效率,或者适应如通过上述趋势所反映的神经肌肉效率的长期趋势,可以使基线通气辅助水平适应患者的当前需要。

[0032] 该方法通常是计算机实现的方法,其在由呼吸设备的控制计算机执行计算机程序时执行。该计算机程序可以存储在呼吸设备的非易失性存储器中。

[0033] 因此,根据本公开内容的另一方面,提供了一种用于确定被连接至向患者提供通气辅助的呼吸设备的患者的包括NME的至少一个生理参数的计算机程序,该计算机程序包括计算机可读代码段,当由呼吸设备的控制计算机执行时,所述计算机可读代码段使呼吸设备:

[0034] 在以第一通气辅助水平和至少不同的第二通气辅助水平对患者进行通气期间,获得患者的气道压力的样本、患者流量的样本、由患者流量引起的肺容积的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本,以及

[0035] 根据以不同通气辅助水平获得的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积的变化的样本和呼吸肌的电活动的样本来确定包括NME的至少一个生理参数。

[0036] 根据本公开内容的又一方面,提供了一种用于在由呼吸设备向患者提供通气辅助期间确定患者的包括NME的至少一个生理参数的呼吸设备,该呼吸设备包括一组传感器,所述一组传感器包括:至少一个压力传感器,至少一个流量传感器以及用于测量患者呼吸肌的电活动的生物电传感器装置。呼吸设备还包括用于控制由呼吸设备提供给患者的通气辅助水平的控制计算机,该控制计算机被配置成:

[0037] 使呼吸设备以第一通气辅助水平和至少不同的第二通气辅助水平对患者进行通气;

[0038] 在以不同通气辅助水平中的每一个对患者进行通气期间,获得患者的气道压力的样本、患者流量的样本、由患者流量引起的肺容积的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本,以及

[0039] 根据以不同通气辅助水平获得的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积的变化的样本和呼吸肌的电活动的样本来确定包括NME的至少一个生理参数。

[0040] 控制计算机可以被配置成通过以下操作来确定至少一个生理参数：针对NME来求解描述NME、气道压力、患者流量、肺容积变化、呼吸肌的电活动、患者肺部的气道阻力与弹性之间的关系的方程，例如上文提及的的方程：

$$[0041] \quad P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V - NME \cdot E_m$$

[0042] 控制计算机可以被配置成：将多组样本插入方程中以形成超定方程组，并且针对NME和患者呼吸系统的气道阻力(R)和弹性(E)中的任一者或两者来求解超定方程组。优选地，控制计算机被配置成针对所有参数NME、R和E来求解超定方程组，从而提供对患者的呼吸系统的阻力状态和弹性状态以及患者的神经机械效率的同时确定。

[0043] 呼吸设备优选地被配置成不仅在确定至少一个生理参数时使用呼吸肌的电活动，而且还在对提供给患者的机械通气进行控制时使用呼吸肌的电活动。呼吸设备可以例如被配置成以神经控制模式操作，其中由控制计算机使用所测量的呼吸肌的电活动来确定输送给患者的呼吸的时间和/或大小。根据一个示例，可以将所测量的呼吸肌的电活动用于触发向患者输送呼吸，例如在压力支持模式下向患者输送呼吸，其中在吸气期间输送给患者的压力与测量的呼吸肌的电活动成比例。所测量的电活动也可以由呼吸设备使用，以在整个呼吸循环期间即在吸气和呼气期间为患者提供持续神经控制的压力支持。在这种情况下，可以基于在吸气和呼气期间呼吸肌的电活动，例如通过在吸气和呼气期间向患者的气道施加与呼吸肌的电活动成比例的压力，来控制施加至患者的压力。

[0044] 呼吸设备优选地是支持NAVA的呼吸设备，例如适于在NAVA模式下操作的通气机，其被配置成与患者的呼吸肌例如膈的电活动同步并且成比例地向患者提供通气辅助。在一些实施方式中，控制计算机可以被配置成：从插入患者食道的包括Edi导管的生物电传感器接收表示患者的膈的电活动的Edi信号，并控制呼吸设备与所接收的Edi信号同步且成比例地向患者提供通气辅助。因此，呼吸设备的控制计算机可以被配置成：使用表示患者的呼吸肌的电活动的生物电信号来控制由呼吸设备提供给患者的通气辅助，以及确定NME。

[0045] 呼吸设备的控制计算机可以自动执行第一通气辅助水平与第二通气辅助水平之间的切换。例如，如上所述，控制计算机可以被配置成通过改变设定的NAVA水平来从第一通气辅助水平切换至第二通气辅助水平，反之亦然。如上所述，第一通气辅助水平和第二通气辅助水平之间的差异——例如在以相应的通气辅助水平施加给患者的吸气压力或以相应的通气辅助水平输送至患者的潮气水平方面——应为至少10%，优选地至少20%，最优选地至少30%。

[0046] 在一些实施方式中，控制计算机可以被配置成基于所确定的NME来控制由呼吸设备提供给患者的通气辅助水平。例如，如上所述，控制计算机可以被配置成基于所确定的NME自动调节要提供给患者的基线通气辅助水平。

[0047] 将在下文的详细描述中描述本公开内容的方法、计算机程序和呼吸设备的更有利方面。

## 附图说明

[0048] 当结合下面简要描述的附图进行考虑时，通过参考以下详细描述，将获得对本文

所公开的发明的更完整的理解,因为发明将变得更好地理解,并且在附图中使用相同的附图标记来表示相应的功能要素。

[0049] 图1示意性地示出了用于在由呼吸设备向患者提供通气辅助期间确定包括NME的至少一个生理参数的呼吸设备的示例性实施方式。

[0050] 图2示出了根据本公开内容的一些方面的可以用作NME确定的起始点的简化的单室肺模型。

[0051] 图3是示出用于确定机械通气的患者的包括NME的至少一个生理参数的方法的示例性实施方式的流程图。

### 具体实施方式

[0052] 现在将参考示例性和非限制性实施方式来描述用于自动且动态确定由呼吸设备进行通气的患者的包括神经机械效率(NME)的至少一个生理参数的呼吸设备和关联方法。

[0053] 图1示出了用于患者3的机械通气的呼吸设备1,例如通气机或麻醉机。呼吸设备1经由用于向患者3供应呼吸气体的吸气管线5和用于将呼气气体输送离开患者3的呼气管线7连接至患者3。吸气管线5和呼气管线7经由所谓的Y形件11连接至公共管线9,该公共管线经由患者连接器13例如面罩或气管内插管连接至患者3。

[0054] 呼吸设备1还包括用于基于预设参数和/或由呼吸设备的各种传感器获得的测量结果来控制患者3的通气的控制单元或控制计算机15。控制计算机15通过控制呼吸设备1的气动单元17来控制患者3的通气,该气动单元17一方面连接至一个或多个气体源19、21,另一方面连接至吸气管线5,用于调节输送给患者3的呼吸气体的流量和/或压力。为此,气动单元17可以包括通气领域公知的各种气体混合和调节装置,例如气体混合室、可控气体混合阀、涡轮机、可控吸气阀和/或呼气阀等。

[0055] 控制计算机15包括诸如微处理器的处理单元23,以及存储用于根据本文描述的的原理控制呼吸设备1的操作并确定患者3的NME的计算机程序的非易失性存储器硬件装置25。除非另外说明,否则在由处理单元23执行存储在存储器25中的计算机程序的不同代码段时,由呼吸装置1的控制计算机15执行或引起以下描述的动作和方法步骤。

[0056] 呼吸设备1还包括耦接至呼吸设备1的控制计算机15的生物电传感器装置27。生物电传感器装置27被配置成检测指示患者的呼吸努力的生物电信号并向控制计算机15提供生物电信号以用于确定患者3的NME,如下文将要描述的。

[0057] 在图1示出的示例性实施方式中,生物电传感器装置27是用于记录患者3的膈EMG的EMG检测器。为此,传感器装置27包括承载用于从患者3的膈捕获肌电信号(EMG信号)的电极阵列31的食道导管29。电极31产生多个子信号,这些子信号由控制计算机15处理以计算信号,即表示膈的电活动(Eadi)并且还指示患者的呼吸努力的Edi信号。由于传感器捕获的EMG信号被用于计算Edi信号,因此在通气领域内食管导管29通常被称为Edi导管。

[0058] 尽管以Edi导管的形式来例示,但应该理解,生物电传感器装置27可以是用于检测源自患者呼吸肌并指示患者的呼吸努力的生物电信号任何已知的生物电传感器装置。例如,生物电传感器装置27可以包括被放置在患者3的胸腔、腹部或膈神经附近以感测和滤出用于计算NME的膈EMG信号的多个表面电极。根据另一个示例,生物电传感器装置可以被设计成检测患者3的指示患者3的咽喉区域中的呼吸肌例如甲杓肌和环甲肌的电活动的咽喉

EMG信号,并使用所述喉咽EMG信号来确定NME。用于检测可用于确定NME的喉咽EMG信号的适当的生物电传感器装置的示例在同一申请人的国际专利申请W02016/153406中被公开。

[0059] 呼吸设备1可以是以任何类型的支持通气模式例如压力支持通气 (PSV) 模式或容积支持通气 (VSV) 模式操作的任何类型的呼吸设备。在以完全独立于由生物电传感器装置27捕获的生物电信号的通气模式对患者3进行通气的这样的情况下,可以捕获生物电信号并将其用于使用本文所述的原理确定患者的NME的唯一目的。

[0060] 优选地,然而,呼吸设备1被配置成以生物电控制的通气模式操作,其中控制计算机15基于由生物电传感器装置27检测到的生物电信号控制气动单元17并因此控制对患者3的通气。

[0061] 控制计算机15基于由生物电传感器装置27捕获的生物电信号控制对患者3的通气意味着:控制计算机15使用生物电信号以至少触发要输送至患者3的呼吸,即确定吸气阶段的开始时间。控制计算机15还可以使用生物电信号来控制其他呼吸相关的参数,例如呼吸期间施加的气道压力、呼吸循环的时间等。优选地,控制计算机15使用生物电信号来控制输送给患者3的呼吸的定时和强度。

[0062] 在所示出的实施方式中,呼吸设备1被配置成以NAVA模式操作,在NAVA模式下由生物电传感器装置27捕获的Edi信号用于与患者自己的呼吸努力同步且成比例地向患者3输送呼吸气体,如在W01998/48877、W01999/62580、W02006/131149和W02008/131798中更详细地描述的。

[0063] 除了表示患者3的呼吸肌的电活动的生物电信号之外,呼吸设备1的控制计算机15还被配置成获得患者流量的测量,例如在吸气期间输送至患者的呼吸气体的吸气流量。为此,呼吸设备1可以包括用于测量在吸气阶段期间输送至患者3的吸气流量的流量传感器33。优选地,流量传感器33被配置成还对在呼气阶段期间患者呼出的呼气的呼气流量进行测量。在图1示出的示例性实施方式中,流量传感器33定位在Y形件11中或靠近Y形件11,并被配置成对吸气流量和呼气流量二者均进行测量。将由流量传感器33获得的测量信号经由信号线35传输至控制计算机15,由此控制计算机15使用测量信号来确定患者3的NME,如下文将要描述的。在其他实施方式中,可以将用于测量输送至患者3的呼吸气体的吸气流量的第一流量传感器布置在呼吸设备1的吸气模块内,而可以将用于测量由患者呼出的呼气的呼气流量的第二流量传感器布置在呼吸设备1的呼气模块内。控制计算机15还使用患者流量测量来计算由患者流量引起的患者肺容积的变化,即肺容积变化,随后使用该肺容积的变化来计算NME。

[0064] 此外,控制计算机15被配置成获得在吸气和/或呼气期间施加至患者3的压力的测量,例如来自呼吸设备1的压力传感器37的测量。在图1所示出的示例性实施方式中,压力传感器37位于Y形件11中或靠近Y形件11,并且配置成测量与患者3的气道压力基本上对应的压力。将由压力传感器37获得的测量信号经由信号线39传送至控制计算机15,由此控制计算机15使用该测量信号来确定患者3的NME,如下文将描述的。在其他实施方式中,可以将用于测量可以得到患者3的气道压力的一个或更多个压力的一个或更多个压力传感器布置在呼吸设备1的吸气模块和/或呼气模块内。

[0065] 呼吸设备1,更具体地,呼吸设备1的控制计算机15,被配置成基于由生物电传感器装置27、流量传感器33和压力传感器37获得的样本来计算包括NME的患者相关的生理参数。

现在将参照图2描述NME计算背后的基本原理。

[0066] 图2示出了简化的单室肺模型,根据该模型,假设没有来自膈的肌力的贡献,则存在以下数学关系:

$$[0067] \quad P_{aw} = P_L + R \cdot \dot{V} \quad (\text{方程1})$$

$$[0068] \quad P_L = P_0 + E \cdot V \quad (\text{方程2})$$

[0069] 其中 $P_{aw}$ 是气道压力; $P_L$ 是肺压力; $R$ 是气体流入肺部或流出肺部的阻力,即呼吸系统的阻力; $\dot{V}$ 是患者流量,即流入肺部或流出肺部的气体的体积流率; $V$ 是由患者流量引起的肺容积的变化; $P_0$ 是吸气开始或呼气结束时(即,当 $V=0$ 时)肺部的压力; $E$ 是肺的弹性(等于肺顺应性的倒数,即 $1/C$ )。应当注意,在方程中,患者流量 $\dot{V}$ 在吸气流量方向上被视为正,在呼气流量方向上被视为负。

[0070] 将方程1和方程2组合产生以下表达式,该表达式有时称为呼吸系统的运动方程:

$$[0071] \quad P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V \quad (\text{方程3})$$

[0072] 肺容积的变化不仅是由肺压力 $P_L$ 的变化引起的。由膈产生的跨膈压 $P_{di}$ 引起的膈的肌力也影响肺容积的变化。考虑到跨膈压,可以根据以下方程修改方程2:

$$[0073] \quad P_L + P_{di} = P_0 + E \cdot V \quad (\text{方程4})$$

[0074] 使用指示膈的神经肌肉效率即NME的比例常数,可以假设跨膈压 $P_{di}$ 与所捕获的 $E_{di}$ 信号成正比。因此,假设 $P_{di} = NME \cdot E_{di}$ ,则可以根据以下方程修改方程4:

$$[0075] \quad P_L = P_0 + E \cdot V - NME \cdot E_{di} \quad (\text{方程5})$$

[0076] 通过组合方程1和方程5,可以根据以下方程来表示气道压力 $P_{aw}$ :

$$[0077] \quad P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V - NME \cdot E_{di} \quad (\text{方程6})$$

[0078] 通过在一个或更多个呼吸循环(呼吸)期间获得易于测量或可得到的参数——气道压力( $P_{aw}$ )、患者流量( $\dot{V}$ )、肺容积变化( $V$ )和 $E_{di}$ ——的样本,并将每组样本插入方程6,可以根据以下方程形成使得能够确定四元未知参数 $\{P_0, R, E, NME\}$ 的超定方程组。

$$[0079] \quad \underbrace{\begin{pmatrix} \vdots \\ P_{aw} \\ \vdots \end{pmatrix}}_b = \underbrace{\begin{pmatrix} \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \dot{V} & V & -E_{di} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{pmatrix}}_A \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} P_0 \\ R \\ E \\ NME \end{pmatrix}}_x \quad (\text{方程7})$$

[0080] 超定方程组7可以例如通过根据以下方程求出最小二乘解来求解:

$$[0081] \quad x = (A^T \cdot A)^{-1} \cdot (A^T \cdot b) \quad (\text{方程8})$$

[0082] 其中, $(A^T \cdot A)$ 及其逆 $(A^T \cdot A)^{-1}$ 是 $4 \times 4$ 的方阵, $(A^T \cdot b)$ 是 $4 \times 1$ 的列向量。

[0083] 可以通过直接测量结果来获得 $P_{aw}$ 的样本、 $\dot{V}$ 的样本、 $V$ 的样本和 $E_{di}$ 的样本和/或 $P_{aw}$ 的样本、 $\dot{V}$ 的样本、 $V$ 的样本和 $E_{di}$ 的样本可以被获得为根据其他可测量量计算到的估计。例如,可以通过对捕获的 $E_{di}$ 信号进行采样来获得 $E_{di}$ 的样本。例如,可以根据由压力传感器37和流量传感器33分别获得的 $P_{aw}$ 和 $\dot{V}$ 的直接测量结果来获得 $P_{aw}$ 的样本和 $\dot{V}$ 的样本,或者可以通过根据在呼吸电路中其他地方获得的压力测量结果和流量测量结果计算 $P_{aw}$ 和 $\dot{V}$ 来获得 $P_{aw}$ 的样本和 $\dot{V}$ 的样本。可以例如通过将测量的流量相对于时间积分来获得 $V$ 的样

本。

[0084] 只要至少一些采样参数在采样时段期间变化,就可以以高的确定度明确地求解方程组即方程7。因此,为了获得未知生理参数 $P_0$ 、 $R$ 、 $E$ 和 $NME$ 的可靠测量,优选地在以两种不同的通气辅助水平对患者3进行通气期间获得样本。例如,控制计算机15可以被配置成使呼吸设备1以第一通气辅助水平向患者3提供至少第一呼吸,并且以不同的第二通气辅助水平向患者3提供至少第二呼吸,并且根据在以不同通气辅助水平提供的呼吸期间获得的样本来确定未知生理参数。可以以规则的时间间隔或不规则的时间间隔间歇地进行确定,或者根据来自呼吸设备1的操作者的请求进行确定。

[0085] 例如,呼吸设备1可以以适应于患者需要的期望的基线通气辅助水平对患者1进行通气。当要进行 $NME$ 的确定时,控制计算机15可以使呼吸设备1以不同的通气辅助水平临时输送至少一次呼吸,从而可以基于以不同通气辅助水平获得的样本进行确定。在处于临时辅助通气水平的一次或几次呼吸之后,控制计算机15可以使呼吸设备切换回“正常操作”,从而再次以基线通气辅助水平向患者输送呼吸。

[0086] 由于不同通气辅助水平的唯一要求是通气辅助从一个水平到另一个水平的变化引起一个或更多个采样参数的充分变化,因此两个通气辅助水平均可以足够高以确保患者的充足的通气。优选地,两个水平均远高于患者根本未接受任何通气辅助的零辅助水平,并且还高于可能为通气治疗设定的任何 $PEEP$ 辅助水平。就这一点而言, $PEEP$ 辅助水平可以被视为在呼气结束时保持患者3的气道打开即防止或减轻呼气结束肺泡塌陷所需的最小通气辅助水平。

[0087] 通常,第一通气辅助水平与第二通气辅助水平之间的通气辅助的差异10%足以提供对未知参数的可靠确定。然而,优选地,差异应为至少20%,甚至更优选地至少30%。如本领域所公知的,可以根据施加至患者气道的吸气压力或在呼吸期间输送给患者的呼吸气体的吸气体积(潮气体积)来表示由呼吸设备例如通气机所提供的通气辅助。因此,就吸气压力或吸气体积而言,第一通气辅助水平与第二通气辅助水平之间的差异应该为至少10%,优选地至少20%,甚至更多至少30%。

[0088] 显然,不仅所提出的方法使得能够动态和非侵入性地确定 $NME$ ,而不会使患者经受剧烈干预,例如零辅助或阻塞操作,而且对四元未知参数 $\{P_0, R, E, NME\}$ 的确定还提供与患者的呼吸系统的阻力特性和弹性特性有关的临床重要信息。

[0089] 根据当前提供给患者的支持通气模式,可以以不同方式实现通气辅助从第一水平到第二水平的变化或反之亦然。例如,如果在压力支持模式或容积支持模式下操作,则可以通过对施加至患者的吸气压力或在吸气期间输送给患者的体积(潮气体积)进行调节来改变提供给患者的通气辅助的水平。

[0090] 当在 $NAVA$ 模式下操作时,优选地通过改变通常称为 $NAVA_g$ ( $NAVA$ 增益)的 $NAVA$ 水平设置来改变通气辅助水平,该设置确定了施加于患者的与膈的电活动相关的吸气压力。如本领域所公知的,设定的 $NAVA$ 水平反映了呼吸设备将从患者接管的呼吸的工作量。通常,呼吸设备被配置成以与所测量的 $Edi$ 信号成比例的吸气压力向患者输送呼吸气体,由此通过改变 $NAVA$ 水平来调节所测量的 $Edi$ 信号与所施加的吸气压力之间的比例常数。

[0091] 可以由呼吸设备1自动执行通气辅助的改变,并且可以由控制计算机15基于传感器测量结果来预先定义或动态确定第一通气辅助水平与至少第二通气辅助水平之间的通

气辅助的改变的大小,即差异。例如,控制计算机15可以被配置成根据采样量的相关性来计算NME的确定中的误差或不确定性,并且如果误差或不确定性超过一定的阈值,则增加第一通气辅助水平与至少第二通气辅助水平之间的通气辅助的差异。

[0092] 在替选实施方式中,在确定未知生理参数时可以采用更复杂的数学模型。例如,根据如下方程,可以假设患者的呼吸系统的阻力R根据流量 $\dot{V}$ 而变化,并且可以假设患者的肺的弹性E根据肺容积V而变化:

[0093]  $R = R_1 + R_2 \cdot |\dot{V}|$  (方程9)

[0094]  $E = E_1 + E_2 \cdot V$  (方程10)

[0095] 结合方程2和方程10得出:

[0096]  $P_L(V) = P_0 + E_1 \cdot V + 1/2 E_2 \cdot V^2$  (方程11)

[0097] 同样,根据以下方程,可以假设膈的神经肌肉效率NME根据肺容积而变化,以解释膈的肌力随着吸气肺容积的增加而减小:

[0098]  $NME = NME_0 \cdot (1 - \alpha \cdot V)$  (方程12)

[0099] 然后,对应于以上方程7的超定方程组可以表述为:

[0100] 
$$\underbrace{\begin{pmatrix} \vdots \\ P_{aw} \\ \vdots \end{pmatrix}}_b = \underbrace{\begin{pmatrix} \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \dot{V} & |\dot{V}| \cdot \dot{V} & V & \frac{1}{2} V^2 & -Edi & V \cdot Edi \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{pmatrix}}_A \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} P_0 \\ R_1 \\ R_2 \\ E_1 \\ E_2 \\ NME_0 \\ NME_0 \cdot \alpha \end{pmatrix}}_x$$
 (方程13)

[0101] 然后,可以针对在右侧的 $1 \times 7$ 向量列中找到的参数来求解这个超定方程组,例如使用最小二乘法来求解这个超定方程组,由此可以根据方程9、方程10和方程12确定生理参数R、E和NME。

[0102] 在另一替选实施方式中,可以通过将方程2修改为以下方程来解释呼吸系统的惯性:

[0103]  $P_{aw} = P_L + R \cdot \dot{V} + I \cdot \ddot{V}$  (方程14)

[0104] 其中, $\ddot{V}$ 是体积流量 $\dot{V}$ 相对于时间的导数。

[0105] 如本领域技术人员所理解的,然后可以使用上述原理建立和求解对应于方程7和方程13的超定方程组,由此可以考虑呼吸系统的惯性来确定未知生理参数R、E和NME。

[0106] 尽管在插入患者3的食道中的Edi导管用于捕获Edi信号的示例性实施方式的背景下进行了描述,但是应该理解,也可以使用其他类型的传感器来捕获患者膈的电活动。例如,膈EMG可以由放置在患者3的胸腔、腹部或膈神经附近的一组表面电极来捕获,并用于计算可以用于根据上述原理计算未知参数的Edi信号或相应信号。

[0107] 在上述示例中,指示患者3的膈的电活动的Edi信号已经被捕获,并用于确定包括NME的未知生理参数。然而,应当理解的是,通过捕获和使用指示除膈之外的呼吸肌的电活动的生物电信号,可以应用相同或相似的原理来评估膈的神经肌肉效率以及通气患者3的

呼吸系统的阻力特性和弹性特性。例如,可以以类似的方式使用根据W02016/153406中描述的原理捕获和处理的指示咽喉区域中的呼吸相关肌——例如甲杓肌和环甲肌——的电活动的喉咽EMG信号来计算参数R、E和NME。在这种情况下,可以假设喉咽EMG信号与膈的电活动成比例,并因此与Edi信号成比例,这使得可以通过用指示所测量的喉咽EMG的参数替换Edi来进行上述计算。通常,可以使用指示参与通气患者的呼吸工作的肌肉的电活动的任何生物电信号。只要所测量的肌肉的电活动取决于从患者大脑的呼吸中枢发送的呼吸信号的强度,则所计算的NME值将指示膈响应于从大脑的呼吸中枢发送的呼吸信号而产生肌力的能力,并因此指示膈的神经肌肉效率。

[0108] 因此,方程6可以推广为:

$$P_{aw} = P_0 + R \cdot \dot{V} + E \cdot V - NME \cdot E_m \quad (\text{方程15})$$

[0110] 其中, $E_m$ 是指示响应于从大脑呼吸中枢发送的呼吸信号来产生能够测量的电活动的任何呼吸肌的电活动的参数。然后,如上所述,通过寻求超定方程组的解,可以根据 $P_{aw}$ 、 $\dot{V}$ 和 $E_m$ 的样本来确定未知生理参数R、E和NME。

[0111] 如上所述,弹性E是肺顺应性C的倒数。因此,如技术人员所理解的,可以在不偏离本公开内容的原理的情况下,通过将E换成1/C来修改上述方程。例如,在方程15中将E换成1/C将得到以下方程:

$$V = C \cdot P_{aw} - C \cdot P_0 - C \cdot R \cdot \dot{V} + C \cdot NME \cdot E_m \quad (\text{方程16})$$

[0113] 将样本组插入方程16将得到超定方程组,根据该超定方程组可以例如通过最小二乘法确定参数 $\{C, C \cdot P_0, C \cdot R, C \cdot NME\}$ 。一旦确定了肺顺应性C,就可以计算未知参数 $P_0$ 、R和NME。

[0114] 图3是示出用于确定机械通气患者的包括NME的至少一个生理参数的方法的流程图。该方法优选为计算机实现的方法,其在控制计算机15执行存储在非易失性存储器25中的计算机程序时由呼吸设备1自动执行,该计算机程序包括使呼吸设备执行各种方法步骤的指令。

[0115] 在第一步骤S1中,以第一通气辅助水平对患者进行通气,这意味着以第一通气辅助水平将至少一次呼吸输送给患者。优选地,第一通气辅助水平是适应于患者需要的基线通气辅助水平。

[0116] 在第二步骤S2中,以第一通气辅助水平获得患者的气道压力 $P_{aw}$ 的样本、患者流量 $\dot{V}$ 的样本、由患者流量引起的肺容积V的变化的样本以及呼吸肌的电活动 $E_m$ 的样本。如上所述,呼吸肌的电活动的样本可以是例如指示患者膈的电活动的Edi信号的样本。

[0117] 在第三步骤S3中,将通气辅助水平改变为与第一通气辅助水平不同的第二通气辅助水平。以第二通气辅助水平向患者输送至少一次呼吸。第一通气辅助水平和第二通气辅助水平都在零通气辅助水平以上,并且在通过呼吸设备可能向患者施加PEEP而提供的任何通气辅助水平以上。

[0118] 在第四步骤S4中,还以第二通气辅助水平获得气道压力 $P_{aw}$ 的样本、患者流量 $\dot{V}$ 的样本、肺容积V的变化的样本和呼吸肌的电活动的样本。

[0119] 在第五步骤S5中,根据以不同通气辅助水平获得的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积的变化的样本和呼吸肌的电活动的样本确定包括NME的至少一个生理参数。

[0120] 在随后的和可选的步骤S6中,可以基于所确定的NME值来调节呼吸设备1的操作。例如,如果NME值低于一定阈值或者指示NME随时间的减小,则可以由控制计算机15生成警报信号以警告呼吸设备的操作者。代替生成警报信号或除了生成警报信号之外,可以将控制计算机15配置成基于所确定的NME值或者NME随时间的变化来自动调节提供给患者3的通气支持的水平,例如上述基线通气支持水平。例如,如果所确定的NME值低于一定阈值或趋于随时间而减小,则可以将控制计算机15配置成增加基线通气支持水平以补偿患者的膈的不良或减小的神经肌肉效率。

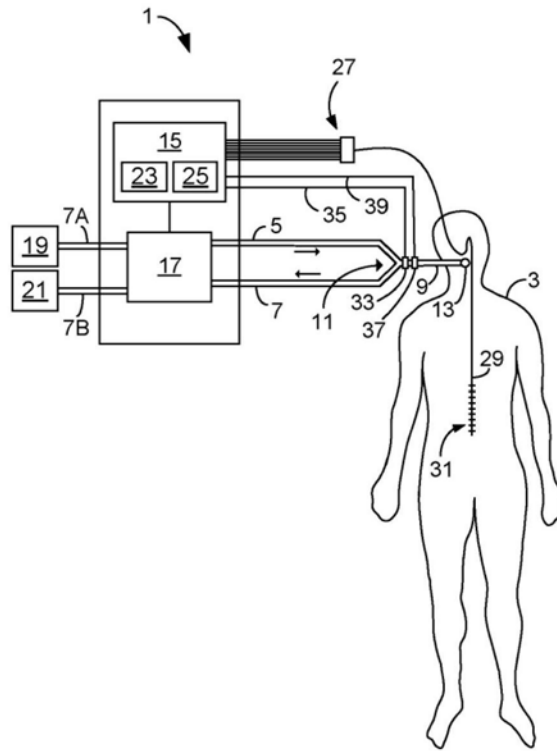


图1

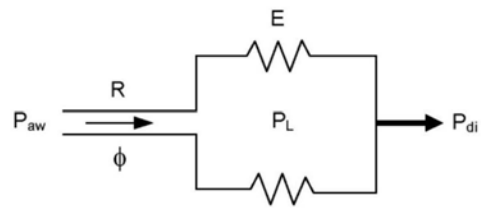


图2

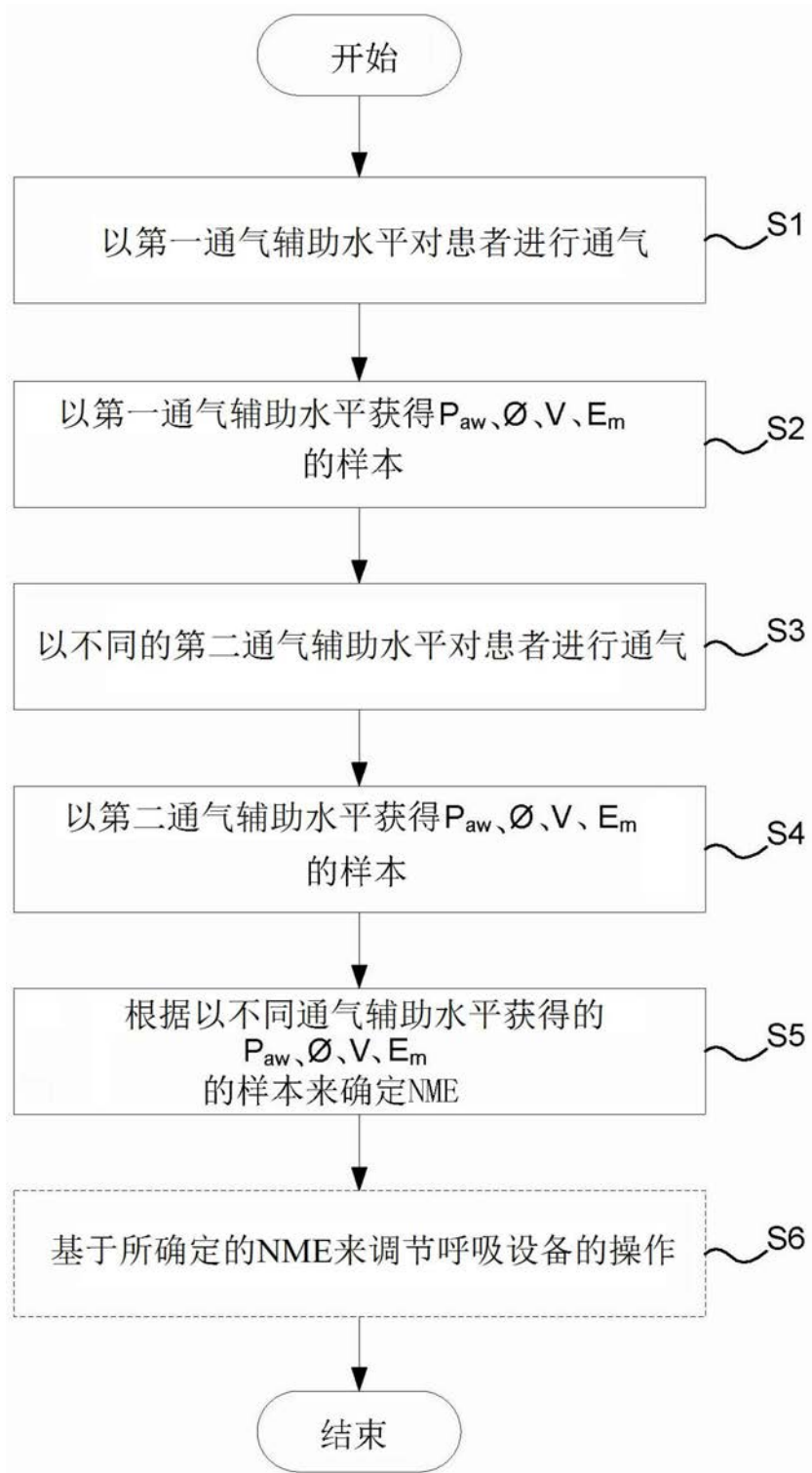


图3

专利名称(译)	在机械通气期间确定神经肌肉效率		
公开(公告)号	<a href="#">CN110248599A</a>	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201780085534.0	申请日	2017-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	马奎特紧急护理公司		
申请(专利权)人(译)	马奎特紧急护理公司		
当前申请(专利权)人(译)	马奎特紧急护理公司		
[标]发明人	芒努斯哈尔巴克		
发明人	芒努斯·哈尔巴克		
IPC分类号	A61B5/0488 A61B5/087 A61B5/00 A61M16/00 A61B5/091		
CPC分类号	A61B5/0488 A61B5/087 A61B5/091 A61B5/4041 A61B5/4836 A61M16/0051 A61M16/20 A61M2016/0027 A61M2016/003 A61M2205/3303 A61M2210/1014 A61M2230/08 A61M16/024		
代理人(译)	高岩 杨林森		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开内容涉及用于确定正通过呼吸设备(1)进行机械通气的患者(3)的包括神经机械效率[NME]的至少一个生理参数的方法、计算机程序和呼吸设备。这通过以下操作来实现：在以第一通气辅助水平和不同的第二通气辅助水平对患者进行通气期间，获得(S2, S4)患者(3)的气道压力(Paw)的样本、患者流量()的样本、由患者流量引起的肺容积(V)的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本；以及根据以不同的通气辅助水平获得的气道压力的样本、患者流量的样本、肺容积的变化的样本以及呼吸肌的电活动的样本来确定(S5)包括NME的至少一个生理参数。

