



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107209797 B

(45) 授权公告日 2021.08.24

(21) 申请号 201580073999.5

R·布伊扎 N·卡拉莫列赫科斯

(22) 申请日 2015.12.21

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107209797 A

72002

(43) 申请公布日 2017.09.26

代理人 孟杰雄 王英

(30) 优先权数据
62/096,100 2014.12.23 US

(51) Int.CI.

G16H 20/40 (2018.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.07.20

G16H 50/50 (2018.01)

A61M 16/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

G16H 40/63 (2018.01)

PCT/IB2015/059819 2015.12.21

G05B 17/02 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

(56) 对比文件

W02016/103142 EN 2016.06.30

US 2012/0330177 A1, 2012.12.27

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

US 2007/0000494 A1, 2007.01.04

(72) 发明人 A·阿尔巴内塞 N·W·什巴特

CN 103907130 A, 2014.07.02

CN 202526731 U, 2012.11.14

审查员 武茹茹

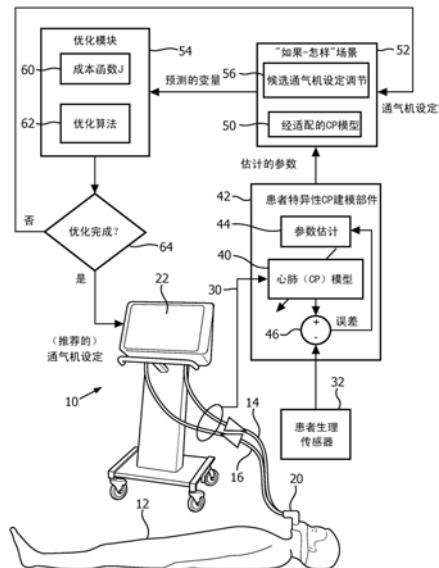
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

用于对机械通气的基于模型的优化的系统
和方法

(57) 摘要

机械通气机(10)与通气患者(12)相连接,以根据所述机械通气机的通气机设定来提供通气。使用生理传感器(32)来采集针对所述通气患者的生理值(变量)。通过精细调谐通气患者心肺(CP)模型(40)的参数(50)而将所述通气患者CP模型适配到所采集的生理变量值,以生成经适配的通气患者CP模型。通过调节所述经适配的通气患者CP模型的模型通气机设定来确定经更新的通气机设定,以使成本函数(60)最小化。可以将所述经更新的通气机设定作为针对所述通气患者的推荐的通气机设定而显示在显示部件(22)上,或者可以将所述机械通气机的所述通气机设定自动改变到所述经更新的通气机设定,以便自动控制所述机械通气机。

B
CN 107209797 B
CN

1. 一种医学通气机系统,包括:

机械通气机(10),其与通气患者(12)相连接,以根据通气机设定向所述通气患者提供通气;

生理传感器(32),其被配置为采集针对所述通气患者的监测的生理变量的测量值;

包括微处理器的心肺(CP)建模部件(42),所述CP建模部件被编程为基于针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值以及所述通气机设定来生成针对所述通气患者的未监测的生理参数的计算值,

其中,所述CP建模部件(42)被编程为通过包括以下的操作来生成针对所述通气患者的所述未监测的生理参数的所述计算值:

将通气患者CP模型(40)适配到所述通气患者(12),所述通气患者CP模型(40)包括所述通气患者的心肺系统的生理模型,其可操作用于对不同的通气机设定的患者响应进行建模,所述适配包括将所述通气患者CP模型的针对所述监测的生理变量的预测结果适配到针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值,以便生成表示所述通气患者的经适配的通气患者CP模型(50);以及

生成针对所述通气患者的所述未监测的生理参数和变量的所述计算值,作为所述经适配的通气患者CP模型的针对所述未监测的生理参数的预测结果;以及

包括微处理器的通气机优化部件(52、54),所述通气机优化部件被编程为基于针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值、针对所述通气患者的所述未监测的生理参数的所述计算值以及一个或多个生理参数约束来输出经更新的通气机设定,

其中,所述通气机优化部件(52、54)被编程为通过包括以下的操作来输出经更新的通气机设定:

(i) 对所述经适配的通气患者CP模型(50)做出候选通气机设定调节,并且计算针对利用所述候选通气机设定调节的所述经适配的通气患者CP模型的成本函数(60)的值,其中,所述成本函数包括成本项,所述成本项表示以下中的至少三个:气压伤、氧合、CO₂移除以及氧中毒;

(ii) 针对多个不同的候选通气机设定调节(56)重复操作(i);以及

(iii) 输出所述经更新的通气机设定,作为使所述成本函数最小化的所述候选通气机设定调节。

2. 根据权利要求1所述的医学通气机系统,其中,所述经更新的通气机设定的输出包括输出使所述成本函数最小化同时保持在所述生理参数约束内的所述候选通气机设定调节。

3. 根据权利要求1所述的医学通气机系统,其中,所述系统还包括用户接口,并且其中,所述系统被配置为接收所述生理参数约束作为用户输入。

4. 根据权利要求1所述的医学通气机系统,其中,所述成本函数还包括表示组织灌注和低血压的成本项。

5. 根据权利要求1所述的医学通气机系统,其中,所述通气机设定包括以下中的至少两个:呼气末正压通气(PEEP)、吸入氧气分数(FiO₂)、潮气量(V_{潮气})以及呼吸速率(RR)。

6. 根据权利要求1所述的医学通气机系统,其中,所述监测的生理变量至少包括气道流率和气道压力。

7. 根据权利要求6所述的医学通气机系统,其中,所述监测的生理变量还包括心率、血

压以及血氧饱和度。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的医学通气机系统,还包括:

通气机显示部件(22),其被配置为显示指示由所述通气机优化部件输出的所述经更新的通气机设定的信息。

9. 根据权利要求1-7中的任一项所述的医学通气机系统,其中,所述机械通气机(10)被配置为将所述机械通气机的通气机设定自动更新到由所述通气机优化部件(52、54)输出的所述经更新的通气机设定。

10. 一种存储指令的非瞬态存储介质,所述指令能由一个或多个微处理器读取和运行以结合与通气患者(12)相连接的机械通气机(10)来执行一种方法,从而根据所述机械通气机的通气机设定来提供通气,所述方法包括:

从生理传感器(32)采集针对所述通气患者的监测的生理变量值;

基于针对所述通气患者的所监测的生理变量的测量值以及所述通气机设定来生成针对所述通气患者的未监测的生理参数的计算值,所述计算值的生成包括以下操作:

将通气患者CP模型(40)适配到所述通气患者(12),所述模型包括所述通气患者的心肺系统的生理模型,其可操作用于对不同的通气机设定的患者响应进行建模,所述适配包括将所述通气患者CP模型的针对所述监测的生理变量的预测结果适配到针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值,以便生成表示所述通气患者的经适配的通气患者CP模型(50);并且

生成针对所述通气患者的所述未监测的生理参数和变量的所述计算值,作为所述经适配的通气患者CP模型的针对所述未监测的生理参数的预测结果;并且

基于针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值、针对所述通气患者的所述未监测的生理参数的所述计算值以及一个或多个生理参数约束来输出经更新的通气机设定,其中,所述经更新的通气机设定的确定包括以下的操作:

(i) 对所述经适配的通气患者CP模型(50)做出候选通气机设定调节,并且计算针对利用所述候选通气机设定调节的所述经适配的通气患者CP模型的成本函数(60)的值,其中,所述成本函数包括成本项,所述成本项表示以下中的至少三个:气压伤、氧合、CO₂移除以及氧中毒;

(ii) 针对多个不同的候选通气机设定调节(56)重复操作(i);以及

(iii) 输出所述经更新的通气机设定,作为使所述成本函数最小化的所述候选通气机设定调节。

11. 根据权利要求10所述的非瞬态存储介质,其中,所述通气机设定包括:呼气末正压通气(PEEP)、吸入氧气分数(FiO₂)、潮气量(V_{潮气})以及呼吸速率(RR)。

12. 根据权利要求10所述的非瞬态存储介质,其中,所采集的生理变量值包括针对以下中的至少一个的值:气道流率、气道压力、潮气末二氧化碳、心率、血压以及血氧饱和度。

13. 根据权利要求10-12中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述方法还包括:

使得指示所述经更新的通气机设定的信息作为针对所述通气患者(12)的推荐而被显示在显示部件(22)上。

14. 根据权利要求10-12中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述方法还包括:

使得所述机械通气机(10)的所述通气机设定自动改变到所述经更新的通气机设定,由

此所述方法提供对所述机械通气机的自动控制。

15. 一种机械通气方法,包括:

使用机械通气机(10)根据所述机械通气机的通气机设定向通气患者(12)提供通气;

使用监测所述通气患者的生理传感器(32)来采集针对所述通气患者的监测的生理变量值;

基于针对所述通气患者的所监测的生理变量的测量值以及所述通气机设定来生成针对所述通气患者的未监测的生理参数的计算值,所述计算值的生成包括以下操作:

将通气患者CP模型(40)适配到所述通气患者(12),所述模型包括所述通气患者的心肺系统的生理模型,其可操作用于对不同的通气机设定的患者响应进行建模,所述适配包括将所述通气患者CP模型的针对所述监测的生理变量的预测结果适配到针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值,以便生成表示所述通气患者的经适配的通气患者CP模型(50);并且

生成针对所述通气患者的所述未监测的生理参数和变量的所述计算值,作为所述经适配的通气患者CP模型的针对所述未监测的生理参数的预测结果;并且

基于针对所述通气患者的所述监测的生理变量的所述测量值、针对所述通气患者的所述未监测的生理参数的所述计算值以及一个或多个生理参数约束来输出经更新的通气机设定,其中,所述经更新的通气机设定的确定包括以下的操作:

(i) 对所述经适配的通气患者CP模型(50)做出候选通气机设定调节,并且计算针对利用所述候选通气机设定调节的所述经适配的通气患者CP模型的成本函数(60)的值,其中,所述成本函数包括成本项,所述成本项表示以下中的至少三个:气压伤、氧合、CO₂移除以及氧中毒;

(ii) 针对多个不同的候选通气机设定调节(56)重复操作(i);以及

(iii) 输出所述经更新的通气机设定,作为使所述成本函数最小化的所述候选通气机设定调节。

16. 根据权利要求15所述的机械通气方法,还包括以下中的至少一个:(i)显示指示所述经更新的通气机设定的信息;以及(ii)将所述机械通气机的所述通气机设定自动改变到所述经更新的通气机设定。

17. 根据权利要求15所述的机械通气方法,其中,所述通气机设定包括吸入氧气分数(FiO₂)以及以下中的至少一个:压力设定和容积设定。

18. 根据权利要求17所述的机械通气方法,其中,具有以下中的一项:

(A) 提供通气的操作包括:提供容积控制通气,并且所述通气机设定包括至少一个容积设定;以及

(B) 提供通气的操作包括:提供压力控制通气,并且所述通气机设定包括至少一个压力设定。

用于对机械通气的基于模型的优化的系统和方法

技术领域

[0001] 下文涉及呼吸治疗领域、呼吸监测领域、医学通气领域和相关领域。

背景技术

[0002] 机械通气 (MV) 是当患者不能通过自主呼吸获得足够的通气 (并由此换气) 时施予的常用救生流程。在被动患者通气中, 患者不能帮助呼吸, 并且通气机在压力控制模式中操作, 在所述压力控制模式中, 通气机压力执行整个呼吸功。在主动患者通气中, 患者至少能够帮助呼吸, 并且通气机在压力支持模式中操作以提供足够的压力来克服患者的呼吸功 (W_{OB}) 中的任何不足。通气机操作的容积控制模式也是已知的, 在其中流率或流量是受控参数, 而不是控制压力 (尽管也可以应用压力限制设定来防止肺气压伤)。

[0003] 尽管多年来在危重护理环境中一直使用机械通气, 但是机械通气具有一些缺点。机械通气使得患者的肺部暴露于可能破坏性的流体和机械能量。例如, 如果对于给定患者来说空气流太过富氧 (例如, 吸入氧气分数, F_{iO₂} 设定得太高), 则这能够导致肺部损害氧中毒。如果流率或压力对给定患者来说过多, 则机械能量能够导致通气机引发的肺部损伤 (VILI)。由于通气机引起的这种肺部损害能够加剧现有的状况, 延长处于危重护理室的滞留时间, 并增加感染、肺炎和死亡的风险。

[0004] 因此, 机械通气的一个主要挑战是选择适当的通气模式并随着患者的状况或状态改变而调节通气机设定。不幸的是, 机械通气对患者状态的影响难以预测, 并且在患者的通气治疗过程中可能需要调节通气机设定。此外, 各种通气机设定能够具有积极影响和不利影响, 这要求医生或者呼吸治疗专家仔细的平衡。例如, 为了改善患者氧合, 可以增加吸入空气中的氧气分数 (F_{iO₂}) 的水平; 然而, 提升的 F_{iO₂} 水平可能证明对患者是有毒的。类似地, 为了增加每次呼吸进入患者肺部的空气量, 可以增加吸入气压力 (在处于压力控制模式中时) 或者可以增加潮气量 (在处于容积控制模式中时)。然而, 增加吸入气压力设定可能导致气压伤, 而增加潮气量设定可能导致容积伤。

[0005] 通常基于医生或呼吸治疗专家的医学经验来选取初始通气机设定, 并且在此之后随着观察经通气的患者的响应而基于试错法进行调节。这种方法在本质上是反应性的, 并且可能不能在患者受伤发生之前校正次优的通气机设定。有时还可以采用标准化通气机管理协议和指南。然而, 这些协议和指南并不针对特定用户的病理生理学而进行调整, 并且因此可能甚至在正确地遵守协议或指南时利用次优的设定对患者通气。

[0006] 下文提供了克服上述问题和其它问题的新颖且改进的系统和方法。

发明内容

[0007] 根据一个方面, 一种医学通气机系统, 包括: 机械通气机, 其与通气患者相连接, 以根据通气机设定向所述通气患者提供通气; 生理传感器, 其被配置为采集针对所述通气患者的、监测的生理变量的测量值; 包括微处理器的心肺 (CP) 建模部件, 所述CP建模部件被编程为基于针对所述通气患者的、所述监测的生理变量的所述测量值以及所述通气机设定来

生成针对所述通气患者的、未监测的生理参数的计算值；以及包括微处理器的通气机优化部件，所述通气机优化部件被编程为基于针对所述通气患者的、所述监测的生理变量的所述测量值，针对所述通气患者的、所述未监测的生理参数的所述计算值，以及一个或多个生理参数约束来输出经更新的通气机设定。

[0008] 根据另一方面，一种存储指令的非瞬态存储介质，所述指令能由一个或多个微处理器读取和运行以结合与通气患者相连接的机械通气机来执行一种方法，从而根据所述机械通气机的通气机设定提供通气。通过运行所存储的指令来执行的方法包括：从生理传感器采集针对所述通气患者的生理变量值；将通气患者心肺(CP)模型适配到所采集的生理变量值，以生成经适配的通气患者CP模型；并且通过调节所述经适配的通气患者CP模型的模型通气机设定来确定经更新的通气机设定，以使成本函数最小化。

[0009] 根据另一方面，公开了一种机械通气方法。使用机械通气机根据所述机械通气机的通气机设定向通气患者提供通气。使用监测所述通气患者的生理传感器来采集至少包括气道流率和气道压力的生理变量值。将通气患者心肺(CP)模型适配到所采集的生理变量值，以生成经适配的通气患者CP模型。通过调节所述经适配的通气患者CP模型的模型通气机设定来确定经更新的通气机设定，以使成本函数最小化。将所述经更新的通气机设定作为针对所述通气患者的推荐通气机设定进行显示。额外地或备选地，将所述机械通气机的所述通气机设定自动改变到所述经更新的通气机设定。

[0010] 一个优点在于提供具有改善的治疗值的患者通气。

[0011] 另一优点在于提供具有减小患者受伤风险的患者通气。

[0012] 另一优点在于提供具有改善的操作者用户接口的机械通气机系统，其更易于使用、更有效且更不易受到用户错误影响。

[0013] 另一优点在于提供响应于患者状况的改变而自动调节通气机设定或者经由通气机的用户接口为这种调节提供推荐的机械通气机系统。

[0014] 本领域普通技术人员在阅读和理解以下的详细描述时，将意识到本发明的另外的优点。将意识到，任何给定的实施例可以不实现前述优点或实现前述优点中的一个、多个或全部，和/或可以实现其它优点。

附图说明

[0015] 本发明可以采取各种部件和各种部件的布置，以及各个步骤和各个步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的，而不被解释为对本发明的限制。

[0016] 图1图解性地示出了医学通气系统。

[0017] 图2图解性地示出了针对图1的医学通气系统的操作流程图。

具体实施方式

[0018] 参考图1，医学通气机系统包括机械通气机10，其根据通气机设定经由进气软管14向通气患者12递送空气流。呼出的空气经由呼气软管16返回到通气机10。Y型管或T型管20在吸气期间将来自进气软管14的排出端的空气耦合到通气患者12，并且在呼气期间将从通气患者12呼出的空气耦合到呼气软管16中。在图1中未示出众多其它辅助部件，所述众多其它辅助部件取决于通气模式和通气患者12正在接受的其它治疗而被提供。这种辅助部件通

过图示的方式可以包括：氧气瓶或其它医学级氧气源，其用于向空气流递送受控水平的氧气，通常由吸入氧气分数 (F_{iO_2}) 通气机设定来控制；垂直于进气软管14的加湿器；鼻胃管，其用于向患者12提供营养等。机械通气机10具有用户接口，在图示性范例中，所述用户接口包括触敏显示部件，医生、呼吸专家或其他医学人员能够经由所述触敏显示部件输入或调节通气机设定并监测测得的生理变量和机械通气机10的操作参数。额外地或备选地，用户接口可以包括物理用户输入控件（按钮、拨号盘、开关等）、键盘、鼠标、（一个或多个）听觉警报设备、（一个或多个）指示器灯等。

[0019] 图1的上半部分图解性地图示了一种系统，所述系统用于推荐或直接应用最优通气机设定来满足由护理者（临床医生或呼吸治疗专家）设定的针对通气患者12的特定治疗目标。通气机设定优化系统接收直接测得的或根据通气机设定已知的通气机输出信息30作为输入，例如经由Y型管20 应用到气道的受控压力和/或受控气流。通气机设定优化系统还接收由患者生理传感器32监测的针对通气患者12的生理变量的测量值作为输入。这些传感器32通过图示的方式可以包括：流量计，其测量气道流率（例如，在Y型管20处）；压力计，其测量气道压力；以及二氧化碳分析仪，其测量在呼吸气体中的二氧化碳 (CO_2)，例如，输出潮气末 CO_2 ，在本文中被指代为 $Et\ CO_2$ 。这些变量直接与呼吸相关联；然而，传感器32还可以包括监测与呼吸直接相关的生理变量的传感器，所述与呼吸直接相关的生理变量包括例如心率、血压（例如，动脉血压、中央静脉压等）以及血氧饱和度（例如， SpO_2 水平）。

[0020] 通气机设定优化系统基于通气患者的心肺系统的生理模型，该生理模型在本文中被称为通气患者心肺（CP）模型40。通气患者CP模型40适当地并入各种生理特征，例如，心血管循环、呼吸机制、组织和肺泡换气、作用于心血管和/或呼吸功能的短期神经控制机制等。一般而言，通气患者 CP模型40可以包括这些生理特征中的一些或全部，并且可以任选地包括其它生理特征。心脏和肺部的各种生理模型能够被用作通气患者CP模型 40。一些适当的CP模型在例如以下文章中得以描述：Lu等人的“A human cardiopulmonary system model applied to the analysis of the valsalva maneuver” (Am J Physiol Heart Circ Physiol, 第281卷, 第H2661-H2679页, 2001年)、Cheng等人的“An integrative model of respiratory and cardiovascular control in sleep-disordered breathing” (Respir Physiol Neurobiol, 第174卷, 第4-28页, 2010年) 以及Chbat等人的“A Comprehensive Cardiopulmonary Simulation Model for the Analysis of Hypercapnic Respiratory Failure” (31st Annual Int'l Conf. of the IEEE EMBS(明尼阿波利斯市, 明尼苏达州, 美国, 2009年9月2-6日))。通气患者CP模型40包括模拟通气机的各方面（即，通气机模型方面），例如，通过机械通气机10经由Y型管20和进气软管14施加到气道的受控压力能够被建模为应用于表示喉咙的阻力的外部通气机压力源（参考以上Chbat等人的文章），同时通过通气机10应用于气道的受控气流能够类似地被建模为外部流源。

[0021] 通气患者CP模型40提供实质性的优点，在于其能够用于基于针对通气患者12的、监测的生理变量的、由传感器32测得的值并且还基于通气机设定（因为这些也被输入到通气患者CP模型40）来生成针对通气患者 12的、未监测的生理参数的计算值（也就是，未被传感器32直接监测的生理参数）。通气患者CP模型40的另一优点在于其能够预测患者对通气机设定的改变的响应，这是因为通气患者CP模型40对通气机设定与各种生理参数之间的相互关系进行建模。

[0022] 继续参考图1,患者特异性CP建模部件42对通气患者CP模型40进行实时的个性化以适配特定的通气患者12。应用参数估计算法44,以基于传感器32从患者12收集的生理可变测量结果而针对患者的改变状况对CP 模型进行调整。比较器部件46确定以下之间的误差:(1)通气患者CP模型40的针对监测的生理变量预测结果;以及(2)针对通气患者12的、监测的生理变量的、由传感器32测得的值。在参数估计例程44中使用的标准是该误差的最小化。患者特异性CP建模部件42的输出是经适配的通气患者CP模型50,其随后由通气机优化部件52、54用于优化通气机设定。在图1的图示性范例中,通气机优化部件52、54包括“如果-怎样”场景模块52以及如下操作的优化模块54。

[0023] “如果-怎样”场景模块52使用经适配的通气患者CP模型50来评估各种候选通气机设定调节56的影响。优化模块54计算针对每种这样的调节的成本函数60,并应用优化算法模块62(例如,空间搜索或诸如梯度下降的更复杂的优化)来识别最优通气机设定调节。更具体地,“如果-怎样”场景模块52对经适配的通气患者CP模型50做出每种候选通气机设定调节 56,以预测患者对调节的响应;并且优化模块54基于所预测的患者响应来计算针对利用候选通气机设定调节的经适配的通气患者CP模型的成本函数60的值。成本函数60表示与每种候选通风机设定调节相关联的聚合成本。(注意,如在本文中所使用的“成本”还涵盖益处,例如,可以将成本函数60构建为使得被预测为通气患者12的实际聚合状况的通气机系统调节取决于成本函数设计而产生低成本或甚至负成本)。通过聚合成本项定义成本函数60,以便考虑益处或成本,例如,模型预测的与由护理者设定的治疗目标的偏差(例如,动脉 O_2 和 CO_2 血含量目标)和/或与最小化或避免不利影响(例如,氧中毒、肺泡压)相关的目标等。将意识到,一些成本项在本质上固有地是静态的,例如,气压伤成本项可以量化气压伤的风险(依照发生的可能性和/或可能的严重度)。在一个图示性实施例中,成本函数60包括成本项,其表示气压伤(风险/成本)、氧合(益处/目标)、 CO_2 移除(益处/目标)、以及氧中毒(风险/成本)。在另一图示性实施例中,成本函数60包括这些成本项以及表示组织灌注(益处/目标)和低血压(风险 /成本)的额外成本项。优化算法模块62搜索候选通气机设定调节56,以确定用于关于候选通气机设定调节56的集合使成本函数60最小化的推荐或实施的通气机设定调节。在任选的决策操作64中,针对适当性或适合性来分析输出通气机设定调节。例如,如果优化算法模块62在跨越设定空间的一些区域的候选通气机设定调节56的集合上采用简单的网格搜索,并且确定出的最优通气机设定调节位于设定空间的所述区域的边缘处,则过程流可以返回到“如果-怎样”场景部件52,以便将搜索网格移位到设定空间的邻近区域(这里基本原理是发现边缘值的网格搜索建议真正的优化在搜索区域外部)。作为另一范例,决策操作64可以验证所确定的最优通气机设定调节实际上位于能够由机械通气机10假设的设定范围内,和/或可以验证最优通气机设定调节并不违反在医学机构处采用的一些患者通气指南。

[0024] 除了使成本函数60最小化以外,由优化算法模块62执行的优化可以是约束优化,其中优化受限于由医生或其他医务人员指定的一个或多个生理参数约束。例如,一种这样的约束可能要求动脉血氧分压(PaO_2)位于医生指定的范围内,和/或动脉血二氧化碳分压($PaCO_2$)位于医生指定的范围内。有利地,这些是医生感兴趣的高水平治疗目标——约束的优化随后确保最优通气机设定实现这些高水平治疗目标,同时还关于在成本函数 60方面表示的益处/成本进行优化。

[0025] 所确定的通气机设定调节充当可以被不同地使用的经更新的通气机设定。在一种方法中,通气机显示部件22被配置为显示经更新的通气机设定作为用于通气患者12的推荐的通气机设定。该方法在本文中被称为“开环”操作模式,这是因为通气机设定优化系统并没有实际上控制机械通气机10,而是提供关于可能改善患者通气的通气机设定调节的推荐。然后,医生、呼吸专家或其他医学人员可以自由使用关于是否实际上应当实施推荐的专业判定;如果是,则医学人员操作用户接口(例如,触摸屏显示器)来改变设定。在开环配置的变型实施例中,对推荐的设定的显示包括相关联的“接受”软键,如果医学人员经由触摸屏显示器选择该软键,则应用推荐的通气机设定调节。在推荐的调节包括调节若干不同的通气机设定时,这能够是尤其有用的,这是因为它们都能够通过按压单个“接受”软键而被应用。

[0026] 在闭环操作模式中,自动应用最优通气机设定调节,而无需医学人员的介入。该方法有利地使得能够对通气患者12的状况的突然改变做出非常快速(实质上是实时的)的响应。然而,医生可能关心自动改变通气机设定而无需医生的监管。解决该关心问题的一种方式是包括各种通气机设定的上限和/或下限,这些极限随后是由优化算法模块62执行的对约束优化的约束。

[0027] 通气机设定优化系统的各个数据处理部件42、52、54、64被适当地实施为由固件或软件编程以执行所公开的操作的微处理器。在一些实施例中,微处理器集成到机械通气机10,使得通过通气机10直接执行数据处理。这具有如下优点:通气机设定优化系统受益于机械通气机10的故障安全机制(例如,电池备份或其它连续电力供应、冗余等)。

[0028] 在其它实施例中,微处理器与机械通气机10是分离的,例如,是通过USB线缆、无线连接等与通气机10连接的台式计算机的微处理器。在这种实施例中,微处理器不必被分类为生命攸关系统,例如,可以不具有连续的电力供应等。对于在开环模式中的操作,这不是问题,这是因为通气机设定优化系统的故障仅会导致不提供通气机设定调节推荐。对于在闭环模式中的操作,针对通气机设定优化系统的可能故障可以优选进行一些规定。例如,在缺少从通气机设定优化系统到通气机10的控制信号的情况下,通气机10可以被设计为返回开环操作。通气机10通常还具有嵌入式通气机设定限制。

[0029] 通气机设定优化系统的各个数据处理部件42、52、54、64也可以被实施为非瞬态存储介质,其存储能由微处理器(例如,如上所述的微处理器)读取和运行的指令,以实施所公开的通气机设定优化操作。非瞬态存储介质例如可以包括只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、闪速存储器、或用于通气机10的固件的其它存储库。备选地或额外地,非瞬态存储介质可以包括计算机硬盘驱动器(适合用于计算机实施的实施例)、光盘(例如用于安装在这种计算机上)、网络服务器数据存储设备(例如,RAID阵列),通气机10或计算机能够经由互联网或另一电子数据网络等从所述网络服务器数据存储设备下载系统软件或固件。

[0030] 在下文中,将进一步详细描述通气机设定优化系统的各个部件的一些另外的图示性实施例。

[0031] 参数估计部件44适配通气患者CP模型40以生成经适配的模型,所述经适配的模型提供由通气机10向特定患者12提供通气的表示。调谐表示心肺系统的物理属性的模型参数(例如,呼吸系统阻力、胸廓应变性、心室收缩性等),即,将所述模型参数适配到患者12,其

特征在于传感器32 提供的生理变量测量结果。在一个合适的方法中,应用最小二乘法估计算法,其中将主模型的生成的输出变量(例如,血压、心率、血氧饱和度、气道压力和流量等)与对应的患者的测量结果(对应的血压、心率、血氧饱和度、气道压力和流量等测量结果)进行比较,并且比较器46输出的结果误差被用作调节模型的参数的度量。

[0032] 随后,“如果-怎样”场景模块52在“如果-怎样”例程中使用结果参数。通过候选通气机设定调节来表示每个“如果-怎样”场景,使得候选通气机设定调节56的集合表示要被测试的“如果-怎样”场景。根据每个候选通气机设定调节来调节经适配的通气患者CP模型50,并且针对每种这样的候选设定调节重复模拟,以预测特定的通气患者12将如何对每个“如果-怎样”场景做出响应。

[0033] 在优化模块54处,针对每个候选通气机设定调节,模型预测的变量用于建立成本函数60的实例,在本文中被指代为成本函数J。在图示性范例中,成本函数J考虑氧合的水平和CO₂移除的水平,以及气压伤、氧中毒、低血压的风险和与通气机设定的特定集合(指代为X)相关联的减少的心输出量(即,候选通气机设定调节) :

$$[0034] J(X) = \underbrace{f_1(P_{ALV}(X))}_{\text{气压伤}} + \underbrace{f_2(P_{ao2}(X))}_{\text{氧合}} + \underbrace{f_3(P_{aco2}(X))}_{\text{CO}_2\text{移除}} + \underbrace{f_4(CO(X))}_{\text{组织灌注}} + \underbrace{f_5(ABP(X))}_{\text{低血压}} + \underbrace{f_6(F_{io2}(X))}_{\text{氧中毒}}$$

[0035] 在该图示性成本函数J中,成本函数J的值取决于由通气机设定的集合X 表示的特定的候选通气机设定调节。成本项函数f₁,...,f₆的参数(argument) 是针对通气患者12的未监测的(即,未由传感器32测量的) 生理参数的测得的变量(例如,ABP可以是测得的变量) 或是计算值,所述计算值是基于针对通气患者的监测的(由传感器32监测的) 生理变量的测量值以及通气机设定而使用经适配的通气患者CP模型50来计算的。可以根据医学文献研究数据和/或根据潜在的生理机能的启发法或第一原理分析来适当地确定各种成本项函数f₁,...,f₆。例如,函数f₂以量化值PaO₂(X) 来量化氧合的益处,而f₆以量化值FiO₂(X) 来量化氧中毒成本(发生的风险以及在发生时可能的不利)。

[0036] 然后,优化算法模块62关于候选通气机设定调节X来使成本J最小化,也就是:

$$[0037] X_{\text{最优}} = \arg \min_X \{J(X)\}$$

[0038] 在一种方法中,这通过穷尽性空间搜索来完成,例如,候选通气机设定调节56的集合填充要被搜索的设定空间的区域,对经适配的通气患者CP模型50做出每种候选通气机设定调节X,并且计算针对利用候选通气机设定调节X的经适配的通气患者CP模型50的成本函数J(X) 的值,并且将经更新的通气机设定输出为使成本函数J最小化的候选通气机设定调节X。在更复杂的方法中,应用优化算法,例如梯度下降,其中关于每种通气机设定(即,关于向量X的每个维度) 计算成本函数J(X) 的导数,并且这些导数用于例如经由梯度下降步骤来识别设定空间中要移动以定位更优的设定调节的最佳方向,并且迭代该过程直到满足终止条件,例如,J(X) 的计算的导数变得足够小,或者J(X) 中的迭代间改善变得足够小。

[0039] 为了提供进一步的说明,接下来描述通气机设定优化系统的一些更具体的实施例。

[0040] 现在参考图2,为了提供进一步的图示,描述了通气机设定优化系统的一些更具体的实施例。在该图示性实施例中,患者12被连接到通气机,并且护理者100(例如,医生或呼吸治疗专家) 在操作102中利用由护理者选取的、作为容积控制(VC) 的通气模式来设置通气

机。(这只是图示性范例,并且所公开的通气机设定优化系统可以应用于其它通气模式,例如,压力控制模式)。针对图示性VC控制,患者是镇静且麻痹的,因此由通气机完全支配通气(即,被动患者不提供呼吸功)。护理者还针对VC通气机设定分配初始值,包括:呼气末正压通气(PEEP);氧气分数(FiO_2);潮气量($V_{\text{潮气}}$);以及针对该特定患者12的呼吸速率(RR)。(再次,在另一通气模式中,通气机设定可以不同于PEEP、 FiO_2 、 $V_{\text{潮气}}$ 和RR)。护理者100考虑熟练医生或呼吸专家已知的各种考量。例如,护理者100知道PEEP的低值可能引起肺泡单元塌陷,并因此导致不良的肺部通气。另一方面,PEEP的高值将打开更多肺泡单元,但是可能损害静脉回流并因此导致低的心输出量(CO)以及平均动脉血压(MAP)。类似地, FiO_2 的高值将增加动脉血氧分压(PaO_2),但是可能具有中毒的副作用。取决于患者肺部的机械属性,潮气量的值太低可能引起不足的通气,而太高潮气量值可能引起容积伤和气压伤。另外,用于保证足够通气的RR的最优值将取决于所选取的潮气量。明显的是,对通气机设定PEEP、 FiO_2 、 $V_{\text{潮气}}$ 和RR的同时优化是一种挑战和耗时的任务,并且护理者100理解针对特定患者12的这些设定的不正确的值会伤害患者。

[0041] 通过比较该挑战且耗时的任务,使用在本文中公开的通气机设定优化系统,护理者针对通气机设定(这里是PEEP、 FiO_2 、 $V_{\text{潮气}}$ 和RR)设定近似初始值,并且额外地根据 PaO_2 和 PaCO_2 来设定高级治疗目标,例如:

[0042] PaO_2 (期望) = 100mmHg, 约束是80mmHg < PaO_2 < 150mmHg

[0043] PaCO_2 (期望) = 40mmHg, 约束是10mmHg < PaCO_2 < 46mmHg 之后, 在由通气机设定优化系统(并且更具体地由图1的患者特异性CP建模部件42)执行的操作104中, 系统自动优化通气机设定来使得患者接近这些治疗目标, 同时使气压伤、氧中毒、低血压和减少的组织灌注的风险最小化。关于用户所选的目标定义这些风险, 例如, 关于期望的心输出量(CO)、最大肺泡压(P_{ALV})和平均动脉血压(MAP)。例如, 用户选择的目标能够是:

[0044] $P_{\text{ALV,最大}} = 30\text{mmHg}$

[0045] $CO_{\text{期望}} = 5\text{L/min}$

[0046] $MAP_{\text{期望}} = 100\text{mmHg}$

[0047] 如在图2中所图示的, 第一操作104包括对通气患者CP模型40进行个性化以及执行患者特异性参数估计。这里, 通气患者CP模型40初始地利用默认参数集运行——例如, 表示典型的健康70Kg对象的默认参数。在参数估计104期间, 将模型生成的心率(HR)、动脉血压(ABP)、血氧饱和度(SpO_2)、潮气末 CO_2 (EtCO_2)、气道压力($P_{\text{气道}}$)和流量(\dot{V})信号与经由常规床侧传感器32无创地获得的对应的患者测量结果进行比较(参见图1)。然后, 根据最小二乘法算法来使特定时间窗上的(由比较器46计算的)结果误差最小化, 并且调节模型的参数来反映接收机械通气的特定患者12的病理生理学:

$$\begin{aligned} \theta^* = \arg \min_{\theta} \sum_{n=1}^N & [ABP(n) - ABP_m(n)]^2 + [HR(n) - HR_m(n)]^2 + [SpO_2(n) - SpO_2_m(n)]^2 \\ & + [\text{EtCO}_2(n) - \text{EtCO}_2_m(n)]^2 + [P_{\text{气道}}(n) - P_{\text{气道}, m}(n)]^2 + [\dot{V}(n) - \dot{V}_m(n)]^2 \end{aligned} \quad [0048]$$

[0049] 其中, 下标m指示模型生成的输出变量,N是评估误差的时间窗的长度,n 指示在时间窗内一般采样时刻, 并且 θ^* 是包含患者特异性参数的向量。

[0050] 参数估计的输出104是针对特定通气患者12而个性化的经适配的通气患者CP模型50。在对模型进行个性化之后,存储估计的参数。如果在此之后一段时间处参数改变检测器106检测到参数的显著改变,则可以生成(视觉和/或听觉)警报以向护理提供者100通知患者状态改变。额外地,将估计的参数发送到在图2的操作108中执行的“如果-怎样”场景例程52。这里,经适配的通气患者CP模型50使用估计的参数运行。如由护理提供者100所期望的,针对通气机设定调节X的不同集合执行多个模拟。在针对图示性VC模型范例的适当形式中,通气机设定调节X由下面的向量记法来表示:

$$[0051] \quad X = \begin{bmatrix} PEEP \\ FiO_2 \\ V_{\text{潮气}} \\ RR \end{bmatrix}$$

[0052] 参数估计例程(操作104)在后台中继续单独地运行,同时执行“如果-怎样”场景(操作108),以便检测患者的健康状态中可能的改变。参数改变检测器106继续检查当前估计的参数是否呈现从已经发送给“如果-怎样”场景例程108的参数的严重偏离,在该情况下,将生成警报,叫护理提供者100重新开始“如果-怎样”场景例程108,这是因为患者的状况已经改变。

[0053] 然后根据以下将在每个模拟运行处的模型预测变量用于计算成本函数J:

$$[0054] \quad J = \omega_1 \cdot \frac{P_{ALV,p}}{P_{ALV,\text{最大}}} + \omega_2 \cdot \frac{|P_{aO2,p} - P_{aO2,\text{期望}}|}{P_{aO2,\text{最大}} - P_{aO2,\text{最小}}} + \omega_3 \cdot \frac{|P_{aCO2,p} - P_{aCO2,\text{期望}}|}{P_{aCO2,\text{最大}} - P_{aCO2,\text{最小}}} + \omega_4 \cdot |CO_p - CO_{\text{期望}}| \\ + \omega_5 \cdot |MAP_p - MAP_{\text{期望}}| + \omega_6 \cdot F_{io2}$$

[0055] 其中,项 ω_1 、 ω_2 、 ω_3 、 ω_4 、 ω_5 和 ω_6 是能够由用户调节的权重,以便优先处理不同的治疗目标,并且下标p指示模型预测的变量。注意,在对以上的成本函数J的计算中,变量 $P_{ALV,p}$ 、 $P_{aO2,p}$ 和 $P_{aCO2,p}$ 是固定时间窗(例如,一分钟)上的平均量。

[0056] 最后,给出成本函数J,(由图1的优化模块54执行的)优化操作112 搜索使成本函数J最小化的通气机设定的集合,也就是:

$$[0057] \quad X_{opt} = \begin{bmatrix} PEEP_{opt} \\ FiO_{2,opt} \\ V_{\text{潮气},opt} \\ RR_{opt} \end{bmatrix}$$

[0058] 在一些实施例中,优化操作112可以循环回操作108,以便测试更多“如果-怎样”场景(也就是,生成更多候选通气机设定调节),如虚线箭头114 所指示的。例如,这可能在优化112执行区域搜索并且发现 X_{opt} 位于搜索区域的边界上时出现,在该情况下,迭代114使得搜索区域能够扩展以调查最优方案是否位于初始搜索区域之外。作为另一范例,如果优化操作采用迭代方法(例如,迭代梯度下降),则迭代114使得在梯度步骤之后产生对应于该梯度步骤的新的候选通气机设定调节。

[0059] 在已经计算了最优通气机设定之后,能够将它们显示在显示部件 22上(或更一般地,在通气机屏幕上、在平板设备上、在台式计算机监视器上等),并(在开环模态下)以建

议的形式被提供给用户。

[0060] 如果期望闭环操作，则经更新的通气机设定 X_{opt} 被传送回图2中如虚线回路箭头116指示的通气机。这里，将经更新的通气机设定 X_{opt} 直接应用于通气机，而无需护理提供者100的直接同意。该闭环模态不要求护理提供者100在物理上存在以接受经更新的通气机设定。

[0061] 应当注意，图2的图示性范例的容积控制(VC)通气模式只是范例。所公开的通气机设定优化系统能够应用于其它通气模式，例如，压力控制通气(PCV)、压力支持通气(PSV)、连续气道正压通气(CPAP)、同步间歇强制通气(SIMV)等。要被优化的通气机设定不限于PEEP、FiO₂、V_{潮气}和RR，而是能够基于通气机能力和操作通气模式进行选取。例如，可以优化的其它通气机设定，包括吸气-呼气时间(I:E)比率、吸气时间、PSV水平等。还能够使用各种通气患者CP模型。用于适配通气患者CP模型的测得的生理变量也不限于图示性的HR、ABP、EtCO₂、SpO₂、P_{气道}和 \dot{V} 变量，而是可以额外地或备选地包括其它生理变量，例如，中央静脉压(CVP)、实验室值(pH、PaO₂、PaCO₂等)、CT和X射线信息等。在参数估计方法中也能够使用除了最小二乘法适配以外的技术来将该模型适配到测得的生理变量。其它适当的参数估计方法包括最大似然、最大后验概率、状态空间识别等。形成优化约束的治疗目标能够不同于图示性的目标以及针对PaO₂和PaCO₂的边界值。此外，能够以各种方式构建成本函数J，以量化地评估期望益处和风险的聚合。例如，在自发通气模态(CPAP、SIMV)的情况下，能够添加涉及患者呼吸功(WoB)的额外项，以表达与通气机设定的特定集合相关联的隔膜萎缩/疲劳的风险。

[0062] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前面的具体描述的情况下可以想到修改和替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代，只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围内。

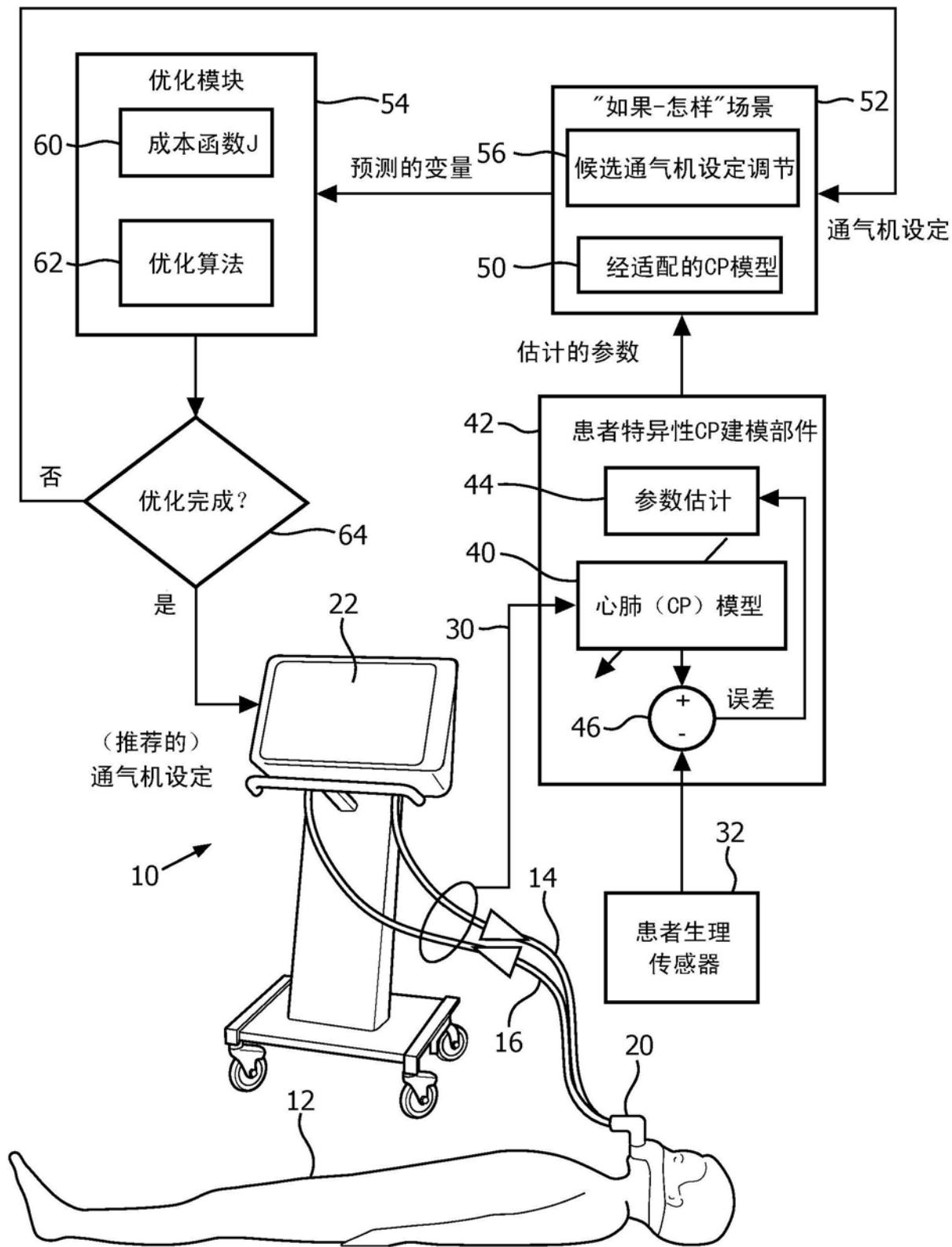


图1

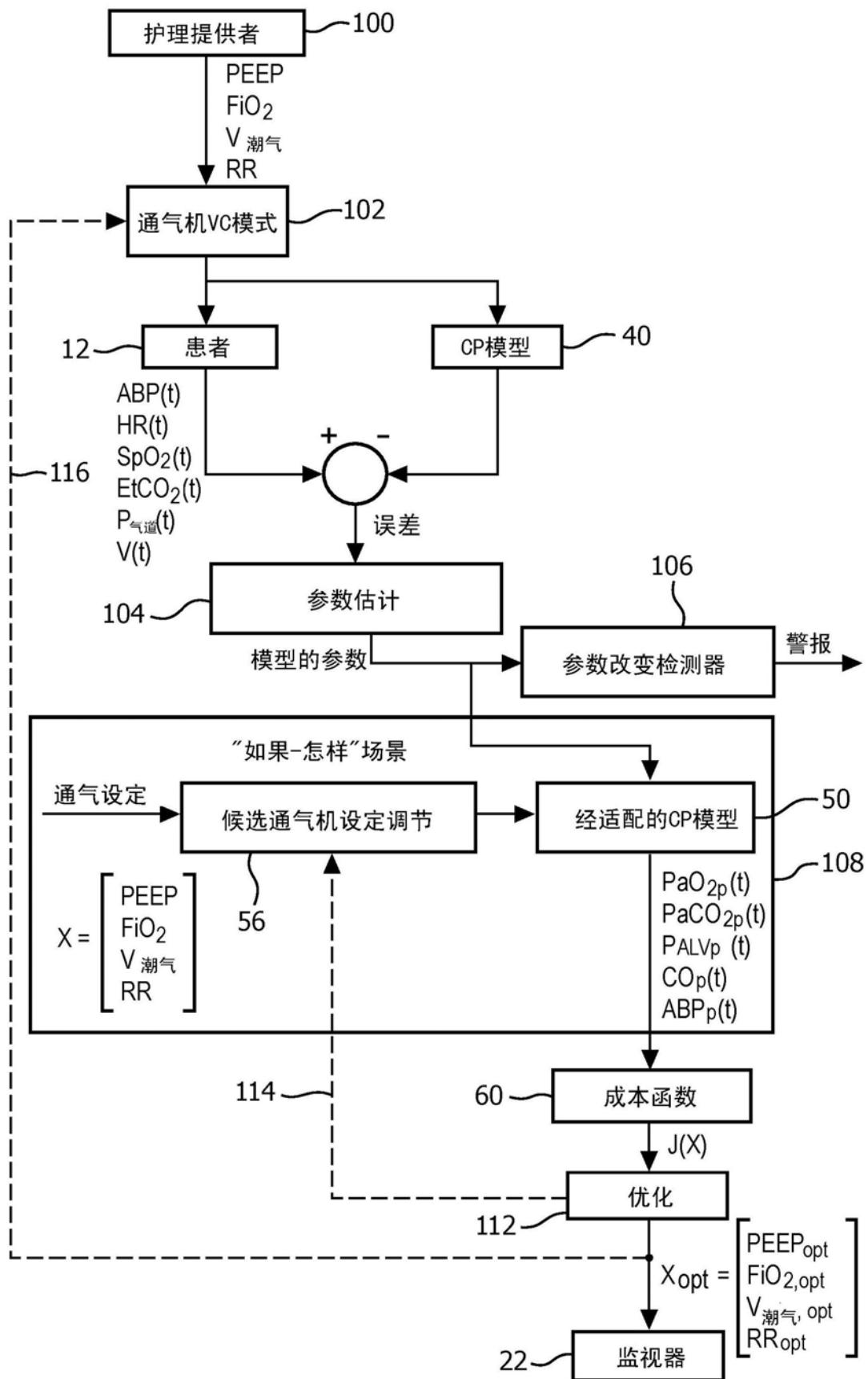


图2