



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135489 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680059978.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.10.07

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/239,308 2015.10.09 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/06(2006.01)

2018.04.09

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/08(2006.01)

PCT/IB2016/056025 2016.10.07

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/060871 EN 2017.04.13

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 B·I·拉朱 N·W·什巴特

E·G·勒杜列斯库

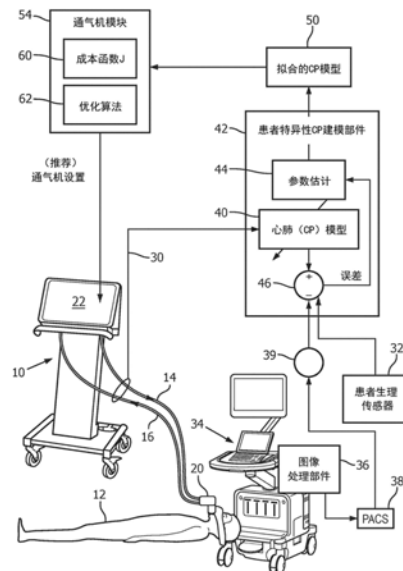
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

将成像与生理监测结合的增强的急性护理管理

(57)摘要

患者监测设备包括至少一个生理传感器(32),所述至少一个生理传感器被配置为采集针对患者的至少一个被监测的生理变量的至少一个测量值。心血管(CV)、肺部或心肺(CP)建模部件(42)包括微处理器,所述微处理器被编程为:接收至少一个被监测的生理变量的测量值;接收根据所述患者的至少一幅医学图像生成的针对至少一个患者特异性医学图像参数的值;基于针对患者的被监测的生理变量的测量值以及患者特异性医学图像参数来计算针对患者的未被监测的生理变量的值;并且执行(1)显示所计算的以及(2)基于所计算的来控制治疗设备向患者递送治疗中的至少一项。



1. 一种患者监测设备,包括:

至少一个生理传感器(32),其被配置为采集针对患者的至少一个被监测的生理变量的至少一个测量值;以及

心血管(CV)、肺部或心肺(CP)建模部件(42),其包括微处理器,所述微处理器被编程为:

接收所述至少一个被监测的生理变量的所述测量值;

接收根据所述患者的至少一幅医学图像生成的针对至少一个患者特异性医学图像参数的值;

基于针对所述患者的所述被监测的生理变量的所述测量值以及所述至少一个患者特异性医学图像参数来计算针对所述患者的未被监测的生理变量的值;并且

执行以下操作中的至少一项:(1)显示所计算的值;以及(2)基于所计算的值来控制治疗设备向所述患者递送治疗。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述至少一个患者特异性医学图像参数包括根据所述患者的所述至少一幅医学图像生成的至少一个解剖结构测量结果。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中,根据所述患者的所述至少一幅医学图像生成的所述至少一个解剖结构测量结果包括以下中的一项或多项:解剖结构的尺寸、所述解剖结构的横截面积、所述解剖结构的体积以及心肌缺血的百分比。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的设备,其中,所述至少一个患者特异性医学图像参数包括根据所述患者的所述至少一幅医学图像生成的至少一个解剖结构或组织的弹性、顺应性、阻力、剪切模量、杨氏模量或皮肤张力测量结果。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的设备,其中,所述至少一个患者特异性医学图像参数包括根据所述患者的所述至少一幅医学图像生成的至少一个血流测量结果。

6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述至少一个血流测量结果包括以下中的一项或多项:平均或瞬时速度、流率、流量分布、心脏射血分数、心输出量或二尖瓣瓣膜返流的量。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的设备,还包括:

图像处理部件(36),其包括至少一个处理器,所述至少一个处理器被编程为:

接收所述患者的至少一幅医学图像;

根据接收到的所述患者的至少一幅医学图像生成针对所述至少一个患者特异性医学图像参数的所述值;并且

经由电子链路(38)将所生成的值传送到所述CV、肺部或CP建模部件(42)。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述电子链路(38)包括:

图片存档及通信系统(PACS),在所述图片存档及通信系统中,所述图像处理部件(36)被编程为存储所述至少一幅医学图像和所生成的值;

其中,所述CV、肺部或CP建模部件(42)被编程为从所述PACS读取所生成的值。

9. 根据权利要求7-8中的任一项所述的设备,其中,所述CV、肺部或CP建模部件(42)被编程为自动检测所述至少一个患者特异性医学图像参数的经更新的值,并且使用所述经更新的值来计算所述患者的未被监测的生理变量的所述值。

10. 根据权利要求7-9中的任一项所述的设备,还包括:

成像设备(34),其被配置为获得由所述图像处理部件(36)接收的所述患者的所述至少

一幅医学图像。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的设备,其中,所述微处理器被编程为控制治疗设备,并且所述治疗设备包括机械通气机(10),所述机械通气机与所述患者(12)连接以根据至少部分基于所计算的值被控制的通气机设置向所述患者提供通气。

12. 一种存储指令的非暂态存储介质,所述指令能够由一个或多个微处理器读取和执行以执行患者监测方法,所述患者监测方法包括:

从患者生理传感器(32)接收针对患者的至少一个被监测的生理变量的测量值;

根据所述患者的医学图像确定参数的患者特异性值;并且

使用心血管(CV)、肺部或心肺(CP)模型(40),利用包括针对所述患者的所述被监测的生理变量的所述测量值的输入,并且利用被设置为根据所述患者的所述医学图像针对所述参数确定的所述患者特异性值的所述CV、肺部或CP模型的模型参数,来计算所述患者的未被监测的生理变量的值。

13. 根据权利要求12所述的非暂态存储介质,其中,所述患者监测方法还包括:

执行以下操作中的至少一项:(1)在显示部件(22)上显示所计算的值;以及(2)基于所计算的值来控制机械通气机(10)向所述患者递送通气。

14. 根据权利要求12和13中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述参数是解剖结构的尺寸、横截面积或体积。

15. 根据权利要求12和13中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述参数是从包括以下项的组中选择的心脏参数:心肌缺血的百分比、心脏射血分数、心输出量以及二尖瓣瓣膜返流的量。

16. 根据权利要求12和13中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述参数是从包括以下项的组中选择的解剖结构或组织参数:剪切模量、相对杨氏模量、皮肤张力、移动或边界位置。

17. 根据权利要求12和13中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述参数是血流参数。

18. 根据权利要求12-17中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述患者监测方法还包括:

响应于所述患者的所述医学图像由所述患者的最新近采集的医学图像更新而重复所述确定的操作和所述计算的操作。

19. 根据权利要求12-18中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述模型是肺部或CP模型,所述参数包括以下中的至少一项:(1)根据所述患者的超声图像确定的膈膜运动,以及(2)根据所述患者的X射线图像或计算机断层摄影图像确定的肺尺寸;并且针对所述患者的未被监测的生理变量的所计算的值包括以下中的一项或多项:潮气量、分钟通气量以及死腔体积。

20. 根据权利要求12-18中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述模型是CV或CP模型,所述参数表征根据所述患者的超声图像确定的下腔静脉(IVC)中的血流,所述被监测的生理变量包括动脉血压值,并且针对所述患者的未被监测的生理变量的所计算的值包括心输出量。

将成像与生理监测结合的增强的急性护理管理

技术领域

[0001] 以下涉及医学监测和治疗领域、呼吸、心血管和心肺监测和治疗领域、医学通气领域以及相关领域。

背景技术

[0002] 心血管、肺或其他生理系统的生理建模对于具有心脏、呼吸或类似医学状况的患者的患者监测以及诸如患者通气的患者治疗能够是有利的。机械通气(MV)是常用的挽救生命的流程,其当患者不能够通过自主呼吸实现足够的通气(以及因此气体交换)时被施用。在被动患者通气中,患者不能够辅助呼吸,并且通气机在压力控制模式中操作,在压力控制模式中,通气机压力执行全部呼吸功。在主动患者通气中,患者至少可以辅助呼吸,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(WoB)中的任何不足。通气机操作的体积控制模式也是已知的,其中,流率或体积是受控参数,而不是控制压力(尽管压力限制设置也可以应用于防止肺气压伤)。尽管MV可以是挽救生命的治疗,但是不适当的通气能够危害患者,例如在高施加压力处产生肺损害性氧中毒或通气机引起的肺损伤(VILI)。

[0003] 患者监测是提供有效治疗的关键。监测的生命体征(即变量),诸如心率、呼吸率、经由二氧化碳图的二氧化碳读数等,使得医学人员能够评估心肺系统的健康和功能。然而,心肺健康的许多相关度量不能够直接被测量(例如心输出量),或者仅能够在具有高等待时间的离散时间处被测量(例如,通过抽取的动脉血液样本的周期性实验室测试来监测的动脉血气(ABG))。这样的“隐藏”度量在某些情况下可以由医师使用启发式规则等进行间接评估,但这些都是近似的并且需要熟练的医学分析。

[0004] 例如心血管和/或肺系统的生理建模可以提供用于直接和连续地监测这样的在其他情况下的“隐藏”度量的工具。生理模型采取测量的生命体征(例如心率、呼吸率、二氧化碳图值)、人口统计信息(例如年龄、性别)作为输入。生理模型将参数化方程式拟合到这些输入,其中,一些拟合的参数是感兴趣的隐藏度量,诸如心输出量、ABG值、WoB等等。为了考虑动态心肺行为,生理模型优选采用差分或其他时间相关方程。一些已知的该类型的心肺(CP)模型在以下中被描述:Lu等人的“A human cardiopulmonary system model applied to the analysis of the valsalva maneuver”,Am J Physiol Heart Circ Physiol, 281:H2661-H2679,2001;Cheng等人的“An integrative model of respiratory and cardiovascular control in sleep-disordered breathing”,Respir Physiol Neurobiol,174:4-28,2010;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 (Minneapolis,MN,USA (2009年9月2-6日))。尽管在开发越来越准确的生理模型方面已经存在实质性的成功,特别是对于心血管、肺或组合的心肺系统,但是针对临床应用的这些模型的准确度的进一步改进将是有益的。

[0005] 以下提供了克服上述问题和其他问题的新的和改进的系统和方法。

发明内容

[0006] 根据一个方面,一种患者监测设备包括至少一个生理传感器,所述至少一个生理传感器被配置为采集患者的至少一个被监测的生理变量的至少一个测量值。心血管(CV)、肺部或心肺(CP)建模部件包括微处理器,所述微处理器被编程为:接收针对至少一个被监测的生理变量的测量值;接收根据所述患者的至少一幅医学图像生成的针对至少一个患者特异性医学图像参数的值;基于患者的被监测的生理变量的测量值以及患者特异性医学图像参数来计算患者的未被监测的生理变量的值;并且执行(1)显示所计算的值,以及(2)基于所计算的值来控制将治疗递送给患者的治疗设备中的至少一项。

[0007] 根据另一方面,一种非暂态存储介质存储可由一个或多个微处理器读取和执行以执行患者监测方法的指令。从患者生理传感器接收患者的至少一个被监测的生理变量的测量值。根据患者的医学图像确定参数的患者特异性值。使用心血管(CV)、肺部或心肺(CP)模型(40),利用包括针对所述患者的所述被监测的生理变量的所述测量值的输入,并且利用被设置为根据所述患者的所述医学图像针对所述参数确定的所述患者特异性值的所述CV、肺部或CP模型的模型参数,来计算所述患者的未被监测的生理变量的值。

[0008] 一个优点在于针对未测量的生理变量和/或具有高测量等待时间的生理变量(例如由于经由实验室测试的测量)提供更准确的连续实时值。

[0009] 另一个优点在于提供这样的临床心血管、肺部或心肺建模:其具有对平均或其他近似模型参数值的减小的依赖。

[0010] 另一个优点在于经由更准确的生理建模提供具有改进的控制的机械通气机系统或其他治疗系统。

[0011] 另一个优点在于提供这样的临床心血管、肺部或心肺建模:由于在迭代模型优化期间从医学图像获得的模型参数值保持固定,因此其计算复杂度降低。

[0012] 本领域普通技术人员在阅读和理解了下面的详细描述后将意识到本发明的其他优点。将意识到,任何给定的实施例可以不实现前述优点中的任一个,可以实现前述优点中的一个、多个或全部,和/或可以实现其他优点。

附图说明

[0013] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排形式。附图仅是为了图示优选实施例而不应被解释为对本发明的限制。

[0014] 图1图解地示出了医疗通气系统。

[0015] 图2图解地示出了由图1的医疗通气系统使用的心肺模型。

具体实施方式

[0016] 针对在临床设置中采用的生理模型的本文认识到的问题是某些下层患者参数能够欠佳地被表征。例如,假设针对诸如心脏血管横截面或组织弹性(或对应的功能参数,诸如血流阻力、组织顺应性等)的关键解剖尺度的缺省值是常见的。这些假设值可能是针对一些患者的弱近似,所述一些患者的个体生理学在相关方面中从平均强烈地偏离。在本文公开的改进中,采用诸如超声成像的成像模态来直接测量一个或多个模型参数,从而改进模

型准确度并且因此改进由模型输出的变量的准确度。经改进的临床建模在心脏和呼吸临床实践中具有许多应用。在说明性的范例中,这样的模型用于监测正在接收机械通气的患者,并且任选地还用于控制机械通气机。然而,将意识到,所公开的经改进的心血管、肺部或心肺监测将在心脏和呼吸临床实践中具有多种应用,例如在评估或预测器官衰竭(例如心脏衰竭、急性呼吸窘迫综合征(ARDS)),监测呼吸机脱离等中。

[0017] 参考图1,说明性患者监测设备用于监测经由机械通气机10接收机械通气的患者,所述机械通气机根据通气机设置经由进入空气管14将空气流递送至通气患者12。呼出空气经由呼出空气管16返回至通气机10。Y形管或T形管20(或者备选地气管导管)在吸气期间将来自进入空气管14的排出端的空气耦合到通气患者12,并且在呼气期间将来自通气患者12的呼出空气耦合到呼出空气管16中。在图1中未示出可以根据通气模式和由通气患者12接收的其他治疗而提供的许多其他辅助部件。这样的辅助部件通过说明可以包括:氧气瓶或其他医用级氧气源,其用于向空气流递送受控水平的氧气,所述受控水平的氧气通常由吸入氧气分数(FiO_2)通气机设置控制;加湿器,其接通到入口线14;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,在说明性范例中,所述用户接口包括触摸敏感显示部件22,医师、呼吸专家或其他医学人员可以经由所述触摸敏感显示部件输入或调节通气机设置并监测所测量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)听得见警报设备、(一个或多个)指示灯等。

[0018] 图1示意性地图示了用于监测通气患者12的系统。患者监测设备接收通气机输出信息30作为输入,所述通气机输出信息是直接测量的或者从通气机设置知晓的,诸如,经由Y形管20施加到气道的受控压力和/或受控空气流。这些测量使用机械通气系统的内置监测设备,诸如,气道流量计、气道压力计、测量呼吸二氧化碳(CO_2)水平的二氧化碳分析仪等。患者监测设备还接收由患者生理传感器32被监测的生理变量的针对通气患者12的测量值作为输入。通过说明,这些传感器32可以包括心率监测器、血压监测器(例如动脉血压、中心静脉压等)、氧饱和度传感器(例如测量心率和 SpO_2 水平的脉搏血氧计)等等。其他生理变量可以经由在抽取的组织样本上执行的实验室测试来测量,例如血液测试。这些生理变量具有高等待时间,这意味着这样的变量的值反映了血液或组织样本被抽取的时间处的患者状态,这可能是几十分钟到几个小时之前或更长时间之前。

[0019] 图1还示出了被配置为获得通气患者12的至少一幅医学图像的成像设备34。成像设备34可以是任何合适的成像系统,例如X射线、超声、磁共振(MR)、计算机断层摄影(CT)、正电子发射断层摄影(PET)、单光子发射计算机断层摄影(SPECT)等。说明性的成像设备34是超声成像系统34,其对于常规患者监测是有利的,这是由于其高度的便携性,使得能够在患者的医院房间中执行一些超声流程。超声成像系统34通常用于为患有心脏或呼吸系统疾病的患者执行各种诊断任务。例如,超声成像系统34可以用于执行血管造影,所述血管造影将B模式成像和多普勒血流测量组合以诊断和监测血管疾病。超声成像系统34可以额外地或备选地用于执行超声心动描记以评估心脏疾病,和/或经由分析B线混响伪影来检测气管病变或执行肺充血。成像系统34通常包括图像处理部件36,所述图像处理部件可以与成像系统本身集成(例如被实施在成像系统34的控制器或其他微处理器上),或者可以被实施在与成像系统34操作性地连接的不同的系统(诸如台式计算机或笔记本计算机)上。由成像系

统34采集的医学图像和通过由图像处理部件36执行的采集后图像处理产生的额外的信息以数字成像和通信 (DICOM) 格式适当地存储在图片存档及通信系统 (PACS) 38中或存储在其他存储系统中和/或以其他存储格式存储。

[0020] 此外,如本文所公开的,来自说明性超声34和/或来自诸如CT、MR或PET的另一医学成像系统的医学图像被用于确定通气患者12的被用在生理建模中的至少一个参数的患者特异性值。为此,可以拍摄患者12的图像以确定针对组织、器官或血管的生理参数值,诸如尺寸、横截面积、体积、剪切模量、相对杨氏模量、皮肤张力 (skin turgor)、心肌缺血的百分比、平均或瞬时速度、流率、流量分布、心脏射血分数、心输出量、二尖瓣瓣膜返流的量、移动、边界等。例如,可以拍摄患者12的主动脉的图像以确定其直径。

[0021] 来自传感器32和来自通气机10 (如果可用) 的生理变量的测量值提供关于患者12的身体状态的实质信息。然而,其他感兴趣的生理变量不是可直接测量的,诸如心输出量;或者仅可经由具有高等待时间的实验室测试来测量。为了提供针对这样的变量的实时值,提供了生理模型40。说明性的生理模型是心肺 (CP) 模型40,所述心肺模型对心血管系统和呼吸系统建模,包括这两个系统之间的相互作用。图2图解地示出了CP模型40的合适的框图。CP模型40对各种生理特征建模,诸如心血管循环、呼吸力学、组织和肺泡气体交换、作用于心血管上的短期神经控制机制和/或呼吸功能等,如图2中详细示出的。说明性模型40是对心血管和肺系统两者及其相互作用进行建模的心肺模型。然而,在其他实施例中,这些系统中的仅一个或另一个可以被建模,例如,模型也可以是心血管 (CV) 模型或肺部模型。为了考虑动态生理行为,生理模型40优选采用差分或其他时间相关方程。可以采用心血管系统和/或肺系统的各种生理模型作为模型40。一些合适的模型例如在以下中被描述:Lu等人的“A human cardiopulmonary system model applied to the analysis of the valsalva maneuver”,*Am J Physiol Heart Circ Physiol*,281:H2661-H2679,2001;Cheng等人的“An integrative model of respiratory and cardiovascular control in sleep-disordered breathing”,*Respir Physiol Neurobiol*,174:4-28,2010;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 (Minneapolis, MN, USA (2009年9月2-6日))。在通气患者的说明性情况下,模型40任选地包括模拟机械通气机10的方面 (即,通气机模型方面),例如通过机械通气机10经由Y形管20和入口管14施加到气道的受控压力可以被建模为施加到表示喉的阻力的外部通气机压力源 (参见Chbat等人,同上),而由通气机10施加到气道的受控空气流可以被类似地建模为外部流源。由传感器32或由机械通气机系统10的内置传感器测量的每个生理变量具有与其相关联的测量值,如下面更详细描述。说明性通气患者CP模型40提供了实质性优点,其中,其可以用于基于被监测的生理变量的针对通气患者12的由传感器32测量的值并且还基于通气机设置 (因为这些也是通气患者CP模型40的输入) 来生成未被监测的生理变量 (即,不直接由传感器32监测或从由成像设备34生成的图像获得的生理变量) 的针对通气患者12的所计算的值。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置的变化响应,这是因为通气患者CP模型40对通气机设置与各种生理参数之间的相互关系进行建模。

[0022] 生理模型40还具有表示器官、组织等的各种参数。例如,在对心血管系统建模中,诸如主动脉或下腔静脉 (IVC) 的各种主要心脏血管的液压阻抗是模型参数,并且通常根据

被建模的血管(例如,主动脉)的管腔直径(即内径)来计算。更具体地,一些说明性的模型参数包括:收缩期和舒张期中的心腔容积;心脏缺血的百分比;主血管腔直径;依据剪切模量、杨氏模量等测量的组织顺应性;心脏血流参数,诸如心脏射血分数、心输出量或二尖瓣瓣膜返流;解剖结构或组织位移,诸如心脏和/或呼吸循环期间器官边界的移动;血流参数,诸如主血管中的血液速度和/或体积;肺容量;气管气体流;等。在常用方法中,采用针对这些模型参数的“平均”或“典型”值;然而,如果特定患者12具有针对该参数的非典型值,则这样的值能够实质上是错误的。例如,非典型值能够产生于医学状况,诸如血管狭窄(导致减少的血流);导致低射血分数和/或低心输出量的心脏问题;导致低有效肺容量的肺充血;等。如本文所认识的,恰好这些类型的非典型参数值可能在患有心脏和/或呼吸系统疾病的患者的情况下出现在临床设置中。

[0023] 如本文所公开的,通过根据使用说明性超声成像系统34或另一可用成像系统采集的医学图像直接测量的模型参数来获得患者特异性模型参数值。在一些临床设置中,这样测量结果可以通过用于诸如血管造影、超声心动描记或用于评估肺充血的肺部超声的任务的已经规定的成像会话来生成,或者可以通过在这些图像上执行的额外的图像处理来生成。在其他临床设置中,可以与专用图像处理一起执行专用成像会话以采集模型参数。

[0024] 返回参考图1,成像系统34包括图像处理部件36,所述图像处理部件处理来自成像系统34的图像或成像数据以生成各种患者信息。图像处理部件36被编程为确定生理模型40的一个或多个模型参数。在一些情况下,图像处理部件36可以产生模型参数值作为一些其他分析(例如,血管造影、超声心动描记)的部分。在其他情况下,图像处理部件对着被设计为执行诸如血管造影或超声心动描记的任务的常规超声系统被修改,其中,修改包括产生生理模型参数的额外的处理模块。例如,图像处理部件36可以显示心脏的超声图像,以及医生通过使用鼠标指针标记主动脉的相对的内径侧壁来指示主动脉管腔直径的请求。血流速度可以根据多普勒超声数据来确定。

[0025] 手动地或者优选地经由电子链路39自动地将根据(一幅或多幅)医学图像确定的模型参数导入到患者特异性生理建模部件42(例如,由计算机、机械通气机10的处理器、超声系统34的处理器等实现的)。在一个范例中,电子链路39是经由图片存档及通信系统(PACS)38。该链路39可以被配置为“推”型链路,其中,成像系统34的图像处理部件36通知生理建模部件42关于PACS 38上的参数的可用性;或者被配置为“拉”型链路,其中,生理建模部件针对经更新的模型参数42周期性地检查PACS 38。此外,将意识到,经由PACS 38的通信是说明性范例,并且预期了其他通信路径,诸如经由两个部件36、42之间的直接连接(例如通过WiFi)的传输。也可以预期采用手动传输,例如通过对建模部件42进行编程以包括配置文件编辑窗口,经由所述配置文件编辑窗口用户可以输入针对特定模型参数的患者特异性值,并且成像系统34在其显示器上显示参数值,使得用户可以阅读来自成像系统34的参数值,并且然后将其输入到建模部件42的配置窗口中。

[0026] 继续参考图1,在说明性范例中,通气患者CP模型40由患者特异性CP建模部件42实时个性化以拟合特定通气患者12。通气CP模型40接收:(i)来自传感器32和/或来自通气机10的内置传感器的至少一个被监测的生理变量的测量值;并且(ii)从成像设备34、36接收根据患者的医学图像生成的一个或多个生理模型参数的值。应用参数估计算法44以基于由传感器32从患者12收集的生理变量测量结果以及根据从成像设备34获得的医学图像确定

的一个或多个生理参数来使CP模型适应于患者的变化的状况。比较器部件46确定以下之间的误差：(1) 针对被监测的生理变量的通气患者CP模型40的预测；以及(2) 如由传感器32测量的被监测的生理变量的针对通气患者12的值。在参数估计例程44中使用的标准是该误差的最小值。在执行该优化时，通常可以将模型参数视为可调节变量，其值作为参数估计44的部分被优化，或者可以保持固定。然而，从成像系统34获得的一个或多个模型参数优选地在估计44期间保持固定在根据医学图像确定的(一个或多个)值处，这降低了计算复杂度并且还减少了由于特定患者12由于诸如血管狭窄或心脏或肺部疾病的一些状况而具有非典型参数值的实质性误差的可能性。通过说明，在图2中，来自医学图像的参数值 P_i ，诸如血管横截面积、心腔容积等，被提供到CP模型40的心血管部件。患者特异性CP建模部件42的输出是拟合的通气患者CP模型50，拟合的通气患者CP模型50可以用于输出针对未测量的生理变量和/或具有高等待时间的生理变量的值(例如实验室测试值)。CP模型50可以额外地或备选地由通气机模块54使用以优化机械通气机10的通气机设置，如下面更详细描述。

[0027] 参数估计例程44可以基于患者的被监测的生理变量的测量值来计算的未被监测的生理变量的值。可以由参数估计例程44计算的未被监测的生理变量的一些范例包括肺顺应性、上呼吸道阻力和主动脉瓣狭窄。尽管参数估计例程44能够基于由传感器32获得的被监测的生理变量值来计算生理参数和变量中的大多数(如果不是全部的话)，但是使用来自成像设备34的图像来获得一个或多个生理模型参数有利地减少了参数估计例程44要执行的计算的数量(即，要优化的值的数量被减少)。这增强了模型40的准确度，同时执行许多计算之后降低其“收益递减”。将意识到，由于成像通常在离散成像会话中执行，因此每次患者12经历超声成像会话时，基于成像的变量将被更新。实际上，这样的更新能够已经被执行以便适应测量的生理变量的实时变化。取决于医学状况和医学机构的实践，这样的成像会话能够已经出于诊断和/或监测目的按常规被安排，使得不需要执行额外的成像流程。

[0028] 在一些实施例中，CP模型50被用于提供说明性机械通气机10的闭环反馈控制，或者备选地提供通气机设置推荐。在图1的说明性范例中，通气机模块54使用拟合的通气患者CP模型50来计算用于调节通气机设置的成本函数60，并且应用优化算法62(例如，空间搜索或更复杂的优化，诸如梯度下降)以识别最优通气机设置。更具体而言，通气机模块54使用拟合的通气患者CP模型50来预测患者对调节的响应以计算针对拟合的通气患者CP模型的成本函数60的值。成本函数60表示与每个调节相关联的合计成本。(注意，如本文使用的“成本”还涵盖益处，例如，成本函数60可以被构造为使得被预测为通气患者12的实际总体状况的通气机系统调节根据成本函数设计产生低成本，甚至负成本)。成本函数60可以通过以下来限定：合计诸如动脉 O_2 和 CO_2 血液含量目标的成本项，避免氧气毒性，获得目标肺泡压力等。由优化算法62执行的优化可以是约束优化，其中，通过由医师或其他医学人员指定的一个或多个约束来约束优化。例如，一个这样的约束能够需要动脉血氧分压(PaO_2) 位于医师指定范围内，和/或动脉血二氧化碳分压($PaCO_2$) 位于医师指定范围内。

[0029] 各种数据处理部件36、42、54适当地被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和/或成像系统34，使得数据处理直接由通气机10和/或成像系统34执行。在其他实施例中，微处理器与机械通气机10分离，例如为台式计算机的微处理器。通气机设置优化系统的各种数据处理部件36、42、54还可以被实施为存储可由微处理器(例如，如上所述)读取和执行以实施所公开的操作的

指令的非暂态存储介质。非暂态存储介质例如可以包括用于通气机10的只读存储器 (ROM)、可编程只读存储器 (PROM)、闪速存储器或固件的其他存储库。额外地或备选地,非暂态存储介质可以包括计算机硬盘驱动器 (适于计算机实施的实施例)、光盘 (例如,用于安装在这样的计算机上)、通气机10或计算机可以经由因特网或另一电子数据网络从其下载软件或固件的网络服务器数据存储设备 (例如RAID阵列) 等。

[0030] 已经参考优选实施例描述了本发明。其他人在阅读和理解前面的详细描述时能够实现修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这些修改和变化,只要其落入权利要求或其等价物的范围内。

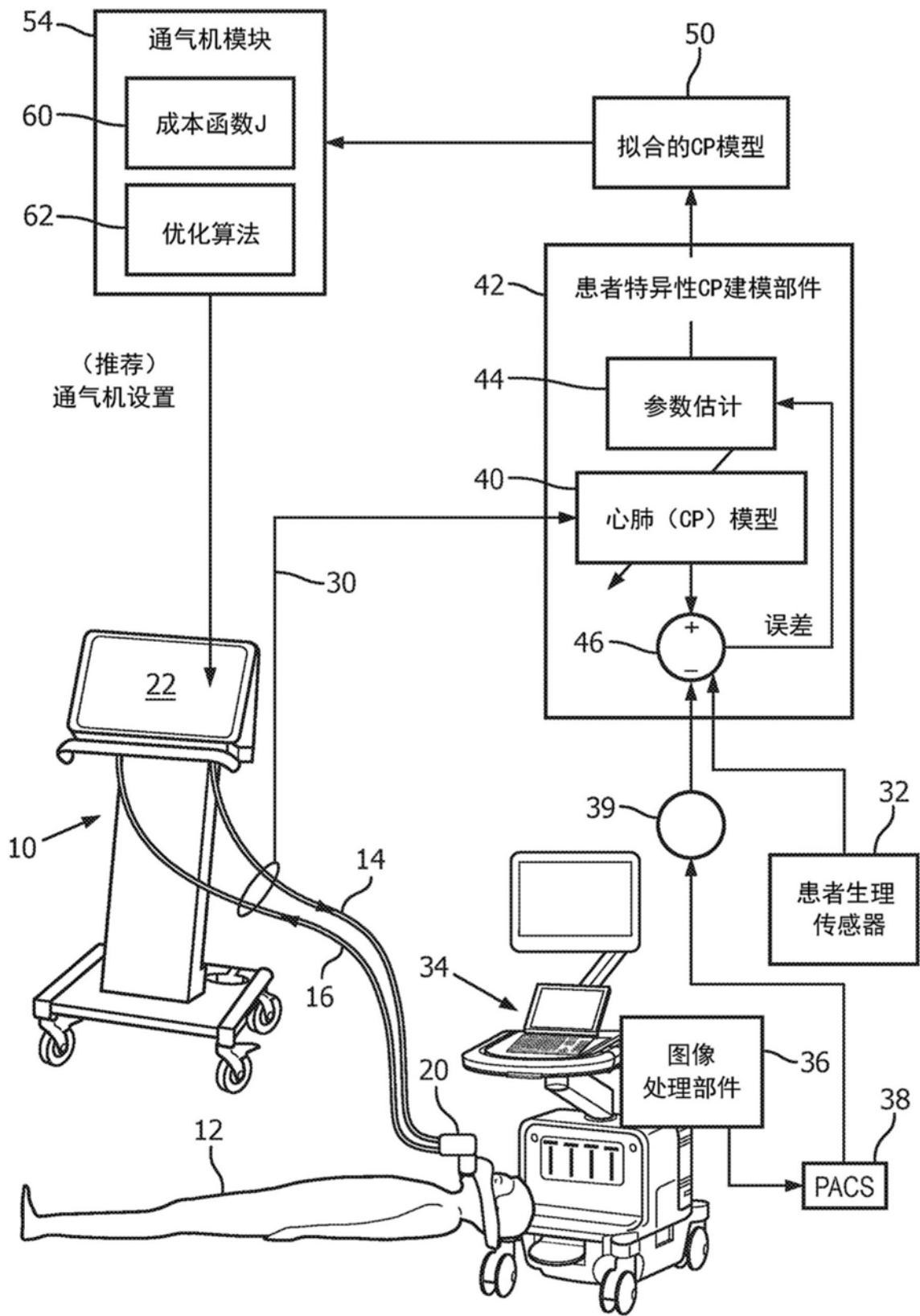


图1

专利名称(译)	将成像与生理监测结合的增强的急性护理管理		
公开(公告)号	CN108135489A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680059978.2	申请日	2016-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	BI拉朱 NW什巴特 EG勒杜列斯库		
发明人	B·I·拉朱 N·W·什巴特 E·G·勒杜列斯库		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/06 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/4836 A61B5/4848 A61B8/065 A61B2505/03 A61M16/026 A61M2205/505 A61M2205/581 A61M2205/583 A61M2230/04 A61M2230/205 A61M2230/30 A61M2230/432 A61M2230/435 G16H30/40 G16H40/63 G16H50/30 G16H50/50 G16B5/00 A61B5/02007 A61B5/02055 A61B5/0402 A61B5/1128 A61B5/14542 A61B2576/023		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/239308 2015-10-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

患者监测设备包括至少一个生理传感器(32)，所述至少一个生理传感器被配置为采集针对患者的至少一个被监测的生理变量的至少一个测量值。心血管(CV)、肺部或心肺(CP)建模部件(42)包括微处理器，所述微处理器被编程为：接收至少一个被监测的生理变量的测量值；接收根据所述患者的至少一幅医学图像生成的针对至少一个患者特异性医学图像参数的值；基于针对患者的被监测的生理变量的测量值以及患者特异性医学图像参数来计算针对患者的未被监测的生理变量的值；并且执行(1)显示所计算的值以及(2)基于所计算的值来控制治疗设备向患者递送治疗中的至少一项。

