



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109152551 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201680085293.5
 (22)申请日 2016.05.03
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日
 2018.11.01
 (86)PCT国际申请的申请数据
 PCT/SE2016/050402 2016.05.03
 (87)PCT国际申请的公布数据
 W02017/192076 EN 2017.11.09
 (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 王萍 杨林森

(51)Int.Cl.
 A61B 5/083(2006.01)
 A61B 5/08(2006.01)
 A61B 5/029(2006.01)
 A61B 5/021(2006.01)
 A61B 5/00(2006.01)

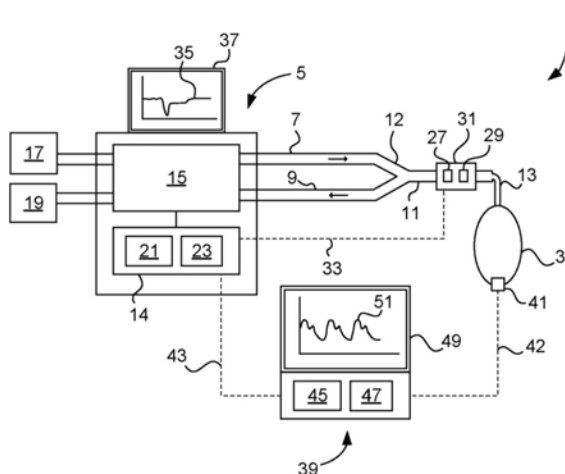
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

机械通气期间心输出量或有效肺血流量的确定

(57)摘要

本公开内容涉及用于确定机械通气的受试者(3)的心输出量或EPBF的方法。所述方法包括以下步骤:引入(S2)受试者(3)的有效通气的变化;在分析的呼吸序列期间测量(S1)呼气流量和CO₂,在分析的呼吸序列期间受试者(3)的有效通气进行变化;以及使用流量和CO₂测量结果确定(S3)受试者(3)的心输出量或EPBF。所述方法还包括以下步骤:在分析的呼吸序列期间还测量(S1)心输出量或EPBF的相对变化,以及将相对变化用于心输出量或EPBF的确定(S3)中。



1. 一种用于确定机械通气的受试者 (3) 的心输出量或EPBF的方法,包括以下步骤:
 - 引入 (S2) 所述受试者 (3) 的有效通气の変化;
 - 在分析的呼吸序列期间测量 (S1) 呼气流量和CO₂,在所述分析的呼吸序列期间所述受试者 (3) 的有效通气进行变化,以及
 - 使用所述流量和CO₂测量结果确定 (S3) 所述受试者 (3) 的心输出量或EPBF,其特征在于以下步骤:
 - 在所述分析的呼吸序列期间还测量 (S1) 心输出量或EPBF的相对变化,以及
 - 将所述相对变化用于心输出量或EPBF的所述确定 (S3) 中。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,测量所述心输出量或EPBF的相对变化的步骤涉及在所述分析的呼吸序列期间测量脉搏压力信号。
3. 根据权利要求2所述的方法,还包括以下步骤:根据所述脉搏压力信号来确定与所述通气的受试者 (3) 的心输出量或EPBF成比例地变化的未校准脉搏压力因子PP_{uncal},以及将所述未校准脉搏压力因子用于所述心输出量或EPBF的确定中。
4. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述通气的受试者 (3) 的心输出量或EPBF的确定是使用基于Fick的技术进行的。
5. 根据权利要求3和4所述的方法,其中,所述基于Fick的技术采用二氧化碳动力学方程或二氧化碳动力学方程组,其中结合了所述未校准脉搏压力因子PP_{uncal}以在所述心输出量或EPBF的确定中将所述受试者 (3) 的心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。
6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,还包括在所确定的心输出量或EPBF值落在预设范围之外的情况下生成警报的步骤。
7. 一种用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的计算机程序,包括程序代码段,所述程序代码段在由处理单元 (21) 执行时使得使用在分析的呼吸序列期间获得的呼气流量和CO₂测量结果来确定所述受试者的心输出量或EPBF,其特征在于,所述代码段使得还使用在所述分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化的测量结果来确定所述心输出量或EPBF。
8. 一种计算机程序产品,包括存储根据权利要求7所述的计算机程序的非易失性存储器 (23)。
9. 一种能够操作用于确定机械通气的受试者 (3) 的心输出量或EPBF的系统 (1),包括:
 - 用于对受试者 (3) 进行机械通气的呼吸设备 (5),所述呼吸设备 (5) 被配置成引入所述受试者 (3) 的有效通气的变化;
 - 流量传感器 (27) 和CO₂传感器 (29),所述流量传感器 (27) 和所述CO₂传感器 (29) 被配置成在分析的呼吸序列期间测量呼气流量和CO₂,在所述分析的呼吸序列中所述受试者 (3) 的有效通气进行变化,以及
 - 控制单元 (14),所述控制单元 (14) 被配置成使用在所述分析的呼吸序列期间获得的所述流量和CO₂测量结果来确定所述受试者的心输出量或EPBF,其特征在于,所述系统 (1) 还包括在所述分析的呼吸序列期间测量所述通气的受试者 (3) 的心输出量或EPBF的相对变化的装置 (39),所述控制单元 (14) 被配置成将所述相对变化用于所述心输出量或EPBF的确定中。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述装置 (39) 是被配置成测量指示所述心输出

量或EPBF的相对变化的脉搏压力信号的脉搏压力装置,所述控制单元(14)被配置成将从所述脉搏压力信号导出的脉搏压力数据用于所述心输出量或EPBF的确定中。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述脉搏压力数据包括与所述通气的受试者(3)的心输出量或EPBF成比例地变化的未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 。

12. 根据权利要求9至11中任一项所述的系统,其中,所述控制单元(14)被配置成使用基于Fick的技术来确定所述通气的受试者(3)的心输出量或EPBF。

13. 根据权利要求11和12所述的系统,其中,所述控制单元(14)被配置成使用采用了二氧化碳动力学方程或二氧化碳动力学方程组的基于Fick的技术,其中结合了所述未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 以在所述心输出量或EPBF的确定中将所述受试者(3)的心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。

14. 根据权利要求9至13中任一项所述的系统,其中,测量所述通气的受试者(3)的心输出量或EPBF的相对变化的所述装置(39)是不形成所述呼吸设备(5)的一部分的外部装置,并且所述控制单元(14)是所述呼吸设备(5)的内部控制单元并且被配置成从所述外部装置接收所述心输出量或EPBF的相对变化的测量结果。

15. 根据权利要求9至13中任一项所述的系统,其中,测量所述通气的受试者(3)的心输出量或EPBF的相对变化的所述装置(39)至少部分地集成在所述呼吸设备(5)中。

机械通气期间心输出量或有效肺血流量的确定

技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于确定机械通气的受试者的心输出量或有效肺血流量的方法、计算机程序和系统。

背景技术

[0002] 当受试者的心血管稳定性可能受到威胁时,例如在手术期间或危重患者中,监测心输出量和EPBF(有效肺血流量(effective pulmonary blood flow))很重要。因此,常常期望监测机械通气患者的心输出量和/或EPBF。

[0003] 用于确定心输出量或EPBF的大多数非侵入性的基于呼吸的方法是基于某种形式的被称为Fick(菲克)原理的基本生理学原理的。根据Fick方程,可以使用以下基本关系来确定患者的心输出量:

$$[0004] \quad Q = \frac{VCO_2}{(CvCO_2 - CaCO_2)} \quad \text{等式 1}$$

[0005] 其中,Q是心输出量,VC02是呼吸期间从患者体内排出的二氧化碳的量(二氧化碳消除),CvCO2是患者静脉血中的二氧化碳浓度,以及CaCO2是患者动脉血中的二氧化碳浓度。

[0006] 如本领域公知的,EPBF可直接从心输出量导出为:

$$[0007] \quad Q \cdot (1-f_s) = EPBF \quad \text{等式 2}$$

[0008] 其中,fs是肺分流分数(pulmonary shunt fraction)。

[0009] 大多数用于心输出量或EPBF确定的方法采用基于以下前提的差分Fick技术(differential Fick technology):可以根据呼出的肺泡气体(PACO2)的CO2分压和CO2消除(VC02)的可测量变化来估计心输出量和EPBF。VC02的可测量变化通常通过改变患者的有效通气来引入,这意味着机械通气的受试者的心输出量或EPBF是根据分析的呼吸序列来确定的,在该分析的呼吸序列期间患者的有效通气被改变以引起VC02的变化。用于确定心输出量或EPBF的计算以及被采用以引起VC02的变化的通气模式可以变化。现有技术中采用的计算和通气模式的示例例如在W02006/119546、US7135001、W02013/141766、EP2799008和PCT/SE2015/051357中进行了描述。

[0010] 与这些方法相关联的一个问题是它们基于这样的假设:机械通气患者的灌注在分析的呼吸序列——即,在其期间获得了用于心输出量或EPBF确定的流量和CO2测量结果的呼吸序列——期间是恒定的。这种假设常常是不正确的,因为灌注部分地取决于胸腔中的压力,而胸腔中的压力又随着患者的气道压力而变化。例如,在通过改变由通气机递送至患者的呼吸的呼气阶段的持续时间——例如,通过改变呼气暂停的持续时间——来实现患者的有效通气的变化的情况下,延长的呼气的呼吸期间的气道压力常常略低于具有较短呼气阶段的呼吸期间的气道压力。因此,与具有较短呼气阶段的呼吸相比,对于延长的呼气的呼吸,灌注可能更高。灌注的这种增加通常引起患者肺部的CO2水平的增加,在心输出量或

EPBF的计算中未考虑这种增加,因此在心输出量或EPBF的确定中引入了实质性误差。

[0011] 因此,需要一种用于心输出量或EPBF确定的更精确的方法。

发明内容

[0012] 本公开内容的目的是提供对机械通气的受试者的心输出量或EBPF的改进的确定。

[0013] 特别地,本公开内容的目的是提供在基于呼吸确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的领域内的改进。

[0014] 该目的根据本公开内容的一个方面是通过用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的方法来实现的,所述方法包括以下步骤:引入受试者的有效通气的变化;在分析的呼吸序列期间测量呼气流量和CO₂,在该分析的呼吸序列期间受试者的有效通气进行变化;以及使用流量和CO₂测量结果来确定受试者的心输出量或EPBF。所述方法还包括以下步骤:在分析的呼吸序列期间还测量心输出量或EPBF的相对变化,以及将相对变化用于心输出量或EPBF的确定中。

[0015] 通过考虑在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化,可以增加根据测量的流量和CO₂含量来确定(绝对)心输出量或EPBF的准确度。

[0016] 如以上所提及的,例如借助于基于Fick的技术的基于呼吸的心输出量或EPBF的确定需要改变受试者的有效通气以实现VC₀₂的变化。另外如以上所提及的,有效通气的这种变化还可能引起受试者的心输出量和EPBF的不可预测的变化。通过考虑分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化,可以在确定通气受试者的实际心输出量或EPBF时补偿通过有效通气的变化引起的心输出量或EPBF的变化。

[0017] 可以通过在分析的呼吸序列期间测量与通气受试者的心输出量或EPBF成比例变化的量来测量心输出量或EPBF的相对变化。

[0018] 在本公开内容的一个非限制性实施方式中,测量心输出量或EPBF的相对变化的步骤涉及测量源自通气受试者的动脉脉搏压力信号以允许从分析的呼吸序列期间获得的脉搏压力信号导出所述相对变化的步骤。动脉脉搏压力(在下文中被称为“脉搏压力”)信号携带与受试者的心输出量成线性比例的信息,只要受试者的全身血管阻力恒定即可。可以在相对短的分析的呼吸序列(通常4-12次呼吸)期间假设全身血管阻力基本上恒定,或者可以补偿全身血管阻力的变化。脉搏压力信号可以是借助于动脉导管等获得的侵入性动脉脉搏压力信号中的任何一个,或者它可以是借助于非侵入性脉搏压力装置如指套获得的非侵入性脉搏压力信号。

[0019] 根据脉搏压力信号确定心输出量或EPBF的相对变化的优点在于,常常从用于监测机械通气患者的血液动力学参数的常规血液动力学监测器或心输出量监测器可容易地获取这样的信号。

[0020] 根据本公开内容的非限制性实施方式,所述方法包括以下步骤:根据脉搏压力信号确定通气受试者的心输出量或EPBF的未校准的测量结果,以及将未校准的测量结果用于通气受试者的(绝对)心输出量或EPBF的确定中。测量结果未校准是指测量结果与通气受试者的心输出量或EPBF成比例地变化,但是其本身并未指示受试者的心输出量或EPBF的实际值或绝对值。可以以本领域已知的用于根据脉搏压力信号导出心输出量或EPBF的未校准的测量结果或标称测量结果的任何方式来确定该未校准的测量结果——在下文被称为未校

准脉搏压力因子 (uncalibrated pulse pressure factor) PP_{uncal} 。例如,可以使用未校准脉搏轮廓分析来确定未校准脉搏压力因子。

[0021] 脉搏压力信号无需被校准的事实是有利的,因为可以在不需要复杂的校准技术——例如,由来自德国慕尼黑迈柯唯洁定集团的一部分 (part of Maquet Getinge group) 的推进医疗系统 (Pulsion Medical System) 的 **PiCCO**® 加系统采用的公知的经肺热稀释技术——的情况下执行所述方法。此外,未校准脉搏压力测量装置可以被用于测量脉搏压力,从而降低用于执行所提出的方法所需的装备的复杂性和成本。

[0022] (绝对) 心输出量或EPBF的确定是根据本公开内容的一些实施方式通过使用基于Fick的技术例如差分Fick技术来进行的。

[0023] 因此,根据本公开内容的一个方面,提出:将其中测量信号与通气受试者的心输出量成比例的用于心输出量监测的未校准方法——例如未校准脉搏压力或脉搏轮廓分析——与用于根据呼吸流量和CO₂含量来确定心输出量或EPBF的基于Fick的方法相结合,以提高心输出量或EPBF的确定的准确性。

[0024] 因此,虽然以上提及的PiCCO系统使用校准的脉搏压力或脉搏轮廓分析来确定心输出量,但是所提出的方法可以采用未校准脉搏压力分析来用于测量心输出量的相对变化,相对变化被用于改善基于Fick的用于心输出量或EPBF确定的方法。

[0025] 可以以不同的方式使用从未校准的脉搏压力信号导出的信息来改善基于Fick的心输出量或EPBF的确定。另外,从未校准的脉搏压力信号导出并用于通气受试者的心输出量或EPBF的确定中的信息类型可能根据脉搏压力信号的质量和/或心输出量或EPBF确定中所需的准确度而不同。

[0026] 在一些实施方式中,从测量的脉搏压力信号导出的心输出量或EPBF的相对变化可以被用于使用常规的基于Fick的技术对根据流量和CO₂测量结果计算的心输出量或EPBF值的后修改。这意指可以使用任何已知的基于Fick的技术根据流量和CO₂测量结果来计算心输出量或EPBF的第一值——其通常表示在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的平均值,因此第一值基于如由测量的脉搏压力信号所指示的在分析的呼吸序列期间的心输出量或EPBF的相对变化被修改。例如,如果脉搏压力信号指示在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的显著增加,则第一值可以略微增加例如固定量或固定百分比或者取决于实质增加的幅度确定的量或百分比,以便与所述第一值相比更准确地反映通气受试者的当前心输出量或EPBF。

[0027] 然而,根据本公开内容的一些实施方式,可从测量的脉搏压力信号导出的数据被结合在在基于Fick的心输出量或EPBF的确定中需要求解的基于Fick的方程中。不是在所分析的呼吸序列中假设对于所有呼吸的恒定心输出量或EPBF,而是可以将脉搏压力信号导出的指示心输出量或EPBF的相对变化的数据包括在所述基于Fick的方程中,然后该方程被求解以便获得考虑所述相对变化的更准确的心输出量或EPBF值。例如,可以将以上提及的未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 结合到基于Fick的方程中,以在通气受试者的心输出量或EPBF确定中将心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。除了具有提高心输出量或EPBF确定的准确性的效果之外,将指示心输出量或EPBF的相对变化的脉搏压力数据包括在基于Fick的方程中可以具有缩短心输出量和EPBF确定中的响应时间的效果。

[0028] 根据本公开内容的一些实施方式,用于心输出量或EPBF确定的基于Fick的技术采

用二氧化碳动力学方程或者更确切地采用针对分析的呼吸序列中的每个呼吸包括一个方程的二氧化碳动力学方程组。

[0029] 根据一个实施方式,在每个二氧化碳动力学方程中与心输出量或EPBF相关的项由作为常数“k”与以上提及的未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 的乘积的项 $k*PP_{uncal}$ 替代,其中, PP_{uncal} 可直接从脉搏压力信号中导出。项 $k*PP_{uncal}$ 可以被说成构成心输出量或EPBF的可变的与脉搏压力相关的测量结果,并且常数“k”可以被说成构成将未校准脉搏压力因子与通气受试者的实际心输出量或EPBF相关的未知校准常数。代替求解如在根据现有技术的其中假设在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF是恒定的差分Fick方法中做出的关于心输出量或EPBF的二氧化碳动力学方程组,所提出的二氧化碳动力学方程组可以关于常数“k”被求解,常数“k”被假设为在分析的呼吸序列期间保持恒定(假设心血管阻力恒定,则为真)。以这种方式,项 $k*PP_{uncal}$ 可以被用作为将分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的变化考虑在内的对(绝对)心输出量或EPBF的改进测量。

[0030] 根据另一实施方式,每个二氧化碳动力学方程中的与心输出量或EPBF相关的项乘以表示未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 的相对变化的“加权因子”。然后可以关于心输出量或EPBF求解二氧化碳动力学方程组,在这种情况下,加权因子用于使结果取决于 PP_{uncal} 的相对变化并且因此取决于分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化的目的。

[0031] 在本公开内容的某些实施方式中,所述方法还包括在确定心输出量或EPBF的步骤之后的警报步骤,其中,如果确定的心输出量或EPBF值落在预设范围之外,则生成警报。以这种方式,可以向临床人员通知通气患者的心输出量或EPBF的未预期的偏差,从而允许他们根据手头的临床情况采取适当的措施。

[0032] 以上描述的方法通常是通过执行在计算机系统上运行的计算机程序来执行的计算机实现的方法。因此,根据本公开内容的另一方面,提供了一种用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的计算机程序。计算机程序包括计算机可读程序代码段,计算机可读程序代码段在由处理单元——例如,以上提及的控制单元的处理器——执行时,使机械通气的受试者的心输出量或EPBF的绝对值根据在分析的呼吸序列期间获得的呼气流量和CO₂测量结果以及指示在所述分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化的测量结果而被确定。

[0033] 计算机程序可以包括用于根据任何以上描述的原理来确定通气受试者的心输出量或EPBF的计算机可读代码段。计算机程序可以存储在以上提及的计算机系统的存储装置中。

[0034] 根据本公开内容的又一方面,提供了一种通气系统,其被配置成执行以上描述的用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的方法。

[0035] 为此,所述系统包括用于对受试者进行机械通气的呼吸设备,例如通气机或麻醉设备。呼吸设备被配置成例如通过改变递送至受试者的呼吸的持续时间来引入通气受试者的有效通气的变化。所述系统还包括:流量传感器和CO₂传感器,其用于在分析的呼吸序列期间测量呼气流量和CO₂,在所述分析的呼吸序列期间受试者的有效通气进行变化;以及控制单元,例如控制计算机,其被配置成使用在分析的呼吸序列期间由流量传感器和CO₂传感器获得的流量和CO₂测量结果来确定受试者的心输出量或EPBF。此外,所述系统包括用于在分析的呼吸序列期间测量通气受试者的心输出量或EPBF的相对变化的装置,由此控制单元

被配置成还将相对变化用于心输出量或EPBF确定中。

[0036] 根据本公开内容的某些实施方式,用于测量心输出量或EPBF的相对变化的装置是脉搏压力装置,脉搏压力装置被配置成测量指示心输出量或EPBF的相对变化的脉搏压力信号,由此控制单元可以被配置成将从脉搏压力信号导出的脉搏压力数据用于心输出量或EPBF的确定中。

[0037] 用于测量心输出量或EPBF的相对变化的装置可以构成呼吸设备的组成部分,或者是不形成呼吸设备的一部分的独立装置。同样地,使用流量和CO₂测量结果以及心输出量或EPBF的相对变化两者来确定通气受试者的心输出量或EPBF的控制单元可以是呼吸设备的控制单元或外部监测系统的控制单元,外部监测系统用于监测与呼吸设备的操作和/或通气受试者相关的参数。

[0038] 在一个实施方式中,用于测量通气受试者的心输出量或EPBF的相对变化的装置是不形成呼吸设备的一部分的外部装置,例如血液动力学监测器或心输出量监测器,而控制单元是呼吸设备的被配置成从外部装置接收心输出量或EPBF的相对变化的测量结果的内部控制单元。根据本公开内容的一些实施方式,所述外部装置是被配置用于未校准脉搏压力或脉搏轮廓分析的装置,该装置能够将指示心输出量或EPBF的相对变化的未校准的脉搏压力数据发送至呼吸设备,以用于由呼吸设备的控制单元根据以上描述的任何原理进行进一步处理。

[0039] 根据本公开内容的再一方面,提供了一种通气系统,该通气系统包括与以上描述的计算机程序相关联的计算机,其中,计算机程序指导计算机根据在分析的呼吸序列期间获得的呼气流量和CO₂测量结果以及根据指示在所述分析的呼吸序列期间受试者的心输出量或EPBF的相对变化的测量结果来确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF。根据本公开内容的某些实施方式,计算机可以构成或形成呼吸设备的控制单元的一部分。

[0040] 在下文中的实施方式的具体描述中将描述所提出的方法、计算机程序和系统的更有利方面。

附图说明

[0041] 根据下文提供的具体实施方式和仅以说明方式给出的附图,本公开内容的实施方式将变得能够更全面地被理解。在不同的附图中,相同的附图标记对应于相同的要素。

[0042] 图1示出了根据本公开内容的第一实施方式的用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的系统。

[0043] 图2示出了根据本公开内容的第二实施方式的用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的系统。

[0044] 图3是示出根据本公开内容的第二实施方式的用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的方法的流程图。

具体实施方式

[0045] 图1示出了根据本公开内容的第一非限制性说明性实施方式的用于确定机械通气的受试者3——在下文中有时被称为患者——的心输出量或EPBF的系统1。

[0046] 系统1包括用于向患者3提供换气治疗的呼吸设备5,例如通气机或麻醉设备。呼吸

设备5经由吸气线7和呼气线9连接至患者3,吸气线7用于将呼吸气体供应至患者3,呼气线9用于将呼出气体输送离开患者3。吸气线7和呼气线9经由所谓的Y形件12连接至公共线11,其中,公共线经由患者连接器13——例如面罩或气管导管——连接至患者3。

[0047] 呼吸设备5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14。控制单元14通过控制呼吸设备5的气动单元15来控制患者3的通气,该气动单元15一方面连接至一个或多个气源17、19并且另一方面连接至吸气线7,以用于调节递送至患者3的呼吸气体的流量和/或压力。为此,气动单元15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、可控气体混合阀和一个或多个可控吸气阀。

[0048] 控制单元14包括处理单元21和存储用于根据本文中描述的原理来确定患者3的心输出量或EPBF的计算机程序的非易失性存储器23。除非另有说明,否则下文中描述的动作和方法步骤在由处理单元21执行存储在存储器23中的计算机程序的不同代码段时由呼吸设备5的控制单元14执行或引起。

[0049] 呼吸设备5还包括:至少一个流量传感器27,其用于至少测量由患者3呼出的呼出气体的呼气流量;以及至少一个CO₂传感器29,其用于至少测量由患者呼出的呼出气体的CO₂含量。如下面将更详细描述,控制单元14被配置成至少部分地基于分别由流量传感器和CO₂传感器获得的流量和CO₂测量结果来确定患者3的心输出量或EPBF。优选地,流量传感器27和CO₂传感器29被配置成还测量吸气流量和CO₂含量。

[0050] 在所实施的方式中,流量传感器27和CO₂传感器29形成被配置用于体积二氧化碳图测量的二氧化碳分析仪31的一部分。二氧化碳分析仪31布置在患者3的气道开口附近,即,在呼吸回路的暴露于由患者3呼出和吸入的所有气体的公共线11中。二氧化碳分析仪31经由有线或无线连接33连接至通气机5,并且被配置成将流量和CO₂测量的结果传送至通气机,以用于由通气机的处理单元21进行进一步处理。通气机5可以被配置成根据从二氧化碳分析仪31接收的流量和CO₂测量结果来生成体积二氧化碳图35,并且另外,被配置成将体积二氧化碳图35显示在通气机的显示器37上。

[0051] 系统1还包括用于测量患者3的心输出量或EPBF的相对变化的装置39。优选地,装置39是用于根据患者3的脉搏压力(即,动脉压力)导出指示心输出量或EPBF的相对变化的脉搏压力数据的脉搏压力装置或分析器。为此,该系统还包括被配置成检测指示患者3的脉搏压力的信号的脉搏压力信号传感器41。脉搏压力信号传感器41可以是非侵入式脉搏压力传感器,例如,用于脉搏压力测量的指套;或者可以是用于侵入式脉搏压力测量的侵入式脉搏压力传感器,例如,用于脉搏压力测量的动脉导管(动脉线)。在一个实施方式中,脉搏压力传感器41是被配置用于插入患者3的腋动脉、臂动脉或股动脉中的动脉导管。

[0052] 在所实施的实施方式中,脉搏压力装置39集成在呼吸设备5中并且经由信号线42连接至脉搏压力传感器41。脉搏压力装置39还连接至呼吸设备5的控制单元14,并且被配置成向控制单元提供从由传感器41获得的脉搏压力信号导出的脉搏压力数据,以供控制单元14随后用于患者3的心输出量或EPBF的确定中。

[0053] 如下面将更详细描述,控制单元14被配置成使用非侵入性Fick方法根据由流量传感器27和CO₂传感器29获得的流量和CO₂测量结果来确定患者3的心输出量或EPBF,所述非侵入性Fick方法被调整或补充以通过使用由脉搏压力传感器41获得的脉搏压力测量结

果来将心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。

[0054] 基于Fick的心输出量或EPBF的确定通常要求呼出的CO₂水平在分析的呼吸序列期间变化至少0.2%，并且优选地变化约0.5%或更多。为此，控制单元14被配置成通过改变控制患者3的通气的一个或多个呼吸设备设置来引入患者3的有效通气的变化，并且被配置成基于在分析的呼吸序列期间获得的流量和CO₂测量结果来确定患者的心输出量或EPBF，其中，在分析的呼吸序列期间，出现有效通气的变化。

[0055] 如在大多数基于Fick的用于心输出量确定的方法中，分析的呼吸序列可以包括任何次数的呼吸但是通常包括4至20次呼吸，并且优选地包括4至12次呼吸。分析的呼吸序列包括至少一个增加通气的阶段和至少一个减少通气的阶段，其中，增加通气和减少通气的每个阶段包括至少一次呼吸，通常至少两次呼吸，并且优选地二至六次呼吸。从增加通气阶段到减少通气阶段的过渡以及从减少通气阶段到增加通气阶段的过渡通过患者3的有效通气的变化来实现。有效通气的变化可以由控制单元14以本领域已知的任何方式——例如，通过改变由呼吸设备递送至患者的呼吸的持续时间和/或潮气量——引起。

[0056] 优选地，为了连续地确定心输出量或EPBF，呼吸设备5被配置成使用循环通气模式对患者3进行通气，所述循环通气模式包括减少通气和增加通气的交替阶段，其中，紧接在每个减少通气阶段之后的是增加通气阶段，反之亦然。优选地但非必要地，循环通气模式的每个循环中的呼吸次数与分析的呼吸序列中的呼吸次数相对应。

[0057] 从由传感器41获得的脉搏压力信号导出并且供控制单元14用于患者3的心输出量或EPBF的确定中的脉搏压力数据可以是指示患者3的心输出量或EPBF的相对变化的任何脉搏压力数据。优选地，脉搏压力数据指示与患者的心输出量或EPBF成正比的量的变化。所提出的用于心输出量或EPBF确定的构思的优点在于，可以从未校准的压力脉搏信号导出脉搏压力数据，或者换言之，可以使用用于脉搏压力或脉搏轮廓分析的未校准方法来从脉搏压力信号导出脉搏压力数据。

[0058] 脉搏轮廓分析是心输出量估计的间接方法，该方法的初始构思最早由Otto Frank于1899年在“die Grundform des Arteriellen Pulses”，Zeitschrift für Biologie 37: 483-526 (1899) 中描述为经典弹性腔模型。目前使用的大多数脉搏轮廓方法都是从弹性腔模型得到的，包括例如Wesseling的cZ方法、Modelflow方法、Hemac脉搏轮廓方法、PulseCO心输出方法以及以上提及的PiCCO方法，所有这些方法都在de Wilde等人的“An evaluation of cardiac output by five arterial pulse contour techniques during cardiac surgery”，Anesthesia, 2007, 62, 第760-768页中进行了进一步详细描述。

[0059] 为了使用这些方法中的任何方法确定心输出量的绝对值，必须使用独立的用于心输出量确定的方法来校准从脉搏轮廓分析导出的心输出量的标称测量结果或未校准的测量结果。最常见的是，使用独立的稀释技术——例如，热稀释或基于锂稀释的方法——来校准心输出量的未校准的测量结果，以获得绝对心输出量值。

[0060] 虽然未校准的心输出量测量结果可以以不同方式从脉搏压力信号导出，但是通常从动脉脉搏压力信号的收缩部分下面积(the area under the systolic portion)导出。将脉搏压力信号的收缩部分下面积除以主动脉阻抗提供了每搏输出量的测量。更简化地，然后通常首先通过以各种方式补偿主动脉的横截面积的与压力有关的非线性变化、来自周边的压力反射、患者的年龄等，可以将心输出量的未经校准的测量结果计算为如此确定的

每搏输出量的测量结果乘以患者的心率。

[0061] 在根据本公开内容的原理的心输出量或EPBF的计算中使用的脉搏压力数据可以包括未校准脉搏压力因子——在本文中被称为 PP_{uncal} ， PP_{uncal} 是使用脉搏轮廓分析根据用于计算心输出量的未校准的测量的任何已知原理计算的。例如， PP_{uncal} 可以与根据以上描述的原理计算的心输出量的未校准的测量结果相对应。

[0062] 因此，所提出的方法可以使用未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} —— PP_{uncal} 是从脉搏压力信号导出的，并且优选地是从脉搏压力信号的收缩部分下面积以及通过基于Fick的用于心输出量或EPBF确定的方法在分析的呼吸序列期间获得的流量和CO₂测量结果导出的——以在所述确定中将如由未校准脉搏压力因子反映的在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。

[0063] 在一些实施方式中，控制单元14可以被配置成使用任何已知的基于Fick的技术——例如在WO 2006/119546、US7135001、WO2013/141766、EP2799008或PCT/SE2015/051357中描述的任何技术——根据在分析的呼吸序列期间获得的流量和CO₂测量结果来确定第一近似心输出量或EPBF值，并且被配置成基于如由未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 指示的在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的任何相对变化来调节近似心输出量或EPBF值。例如，控制单元14可以被配置成通过将近似心输出量或EPBF值增加或减少可以取决于如由分析的呼吸序列期间测量的脉搏压力信号指示的心输出量或EPBF的相对变化的大小来预设或选择的量或百分比来确定第二实际心输出量或EPBF值。这意味着该方法可以涉及根据以下原则来计算例如EPBF的可变绝对值：

[0064] $EPBF_{\text{variable}} \cdot = EPBF_{\text{Fick}} \cdot f(PP_{\text{uncal}})$ 等式3

[0065] 其中， $EPBF_{\text{variable}}$ 因此是根据本公开内容的原理计算的EPBF的绝对值， $EPBF_{\text{Fick}}$ 是假设在分析的呼吸序列期间具有恒定的EPBF的情况下使用任何已知的Fick技术计算的EPBF值，并且 $f(PP_{\text{uncal}})$ 是指示在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化的未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 的任何合适的函数。

[0066] 在另一实施方式中，控制单元14被配置成使用采用二氧化碳动力学方程的基于Fick的方法来确定患者3的心输出量或EPBF，在所述二氧化碳动力学方程中，与心输出量或EPBF相关的项由作为常数 k 与从脉搏压力测量结果导出的脉搏压力因子 PP_{uncal} 的乘积的项替代，所述因子与患者3的心输出量或EPBF成比例地变化。

[0067] 对于每次呼吸 n ，在分析的呼吸序列中，以下二氧化碳动力学方程适用：

[0068] $ELV \cdot (F_A CO_2^n - F_A CO_2^{n-1}) = \Delta t^n \cdot EPBF^n \cdot (C_v CO_2 - C_a CO_2^n) - VTCO_2^n$

[0069] 方程4

[0070] 其中，ELV是分析的呼吸序列期间患者的有效肺容量(假设为常数)， $F_A CO_2^n - F_A CO_2^{n-1}$ ($\Delta F_A CO_2$)是患者自最后一次呼吸以来肺泡CO₂的体积分数的变化， Δt^n 是呼吸的持续时间， $EPBF^n$ 是在呼吸期间患者的有效肺血流量， $C_v CO_2$ 是在分析的呼吸序列期间患者的静脉血的二氧化碳含量(假设是恒定的)， $C_a CO_2$ 是在呼吸期间患者的动脉血的二氧化碳含量，并且 $VTCO_2$ 是在呼吸期间患者的CO₂的潮气量消除，即在呼吸期间由患者消除的CO₂的量。

[0071] 该方程类似于用于根据现有技术来确定心输出量或EPBF的方程(参见WO2013/141766中的方程1)，不同之处在于EPBF在分析的呼吸序列期间不被视为恒定而是被视为允许在分析的呼吸序列之间变化。

[0072] 控制单元14可以被配置成使用方程4的修改版本,其中,对于分析的呼吸序列中的每次呼吸,EPBF根据以下方程以由脉搏压力装置39根据由传感器41获得的脉搏压力信号确定的 PP_{uncal} 来表示:

[0073]

$$ELV \cdot (F_A CO_2^n - F_A CO_2^{n-1}) = \Delta t^n \cdot k \cdot PP_{\text{uncal}}^n \cdot (C_v CO_2 - C_a CO_2^n) - VTCO_2^n$$

方程 5A

[0074] 在方程5A中,方程4中的 $EPBF^n$ 已经被作为常数“k”和脉搏压力因子 PP_{uncal} 的乘积的项 $k \cdot PP_{\text{uncal}}^n$ 替代。项 $k \cdot PP_{\text{uncal}}$ 可以说构成心输出量或EPBF的可变的依赖于脉搏压力的测量结果,常数“k”可以说构成将患者3的未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 的相对变化与心输出量或EPBF的实际变化相关的校准常数。

[0075] 因此, PP_{uncal} 是在连续呼吸之间可能变化的测量的量,并且常数“k”是通过使用可直接从由流量传感器27和CO2传感器29获得的流量和CO2测量结果获得的 $F_A CO_2$ 、 $C_a CO_2$ 和 $VTCO_2$ 的测量值求解二氧化碳动力学方程5来确定的。优选地,“k”是根据W02013/141766中描述的原理确定的,这意味着参数三元组 $\{ELV, k, C_v CO_2\}$ 是例如通过使用最小二乘法来求解或者更确切地寻找超定方程组的近似解决方案来确定的,超定方程组包括与用于分析的呼吸序列中的每次呼吸的方程5相对应的一个二氧化碳动力学方程。

[0076] 一旦计算出常数“k”的值,就可以根据本公开内容的原理将患者3的可变EPBF的当前值确定为:

$$EPBF_{\text{variable}} = k \cdot PP_{\text{uncal}}^N \quad \text{等式 6A}$$

[0078] 其中,在分析的呼吸序列中, PP_{uncal}^N 是针对最后一次呼吸N确定的脉搏压力因子。

[0079] 在其他实施方式中,控制单元14可以被配置成在患者3的可变EPBF的当前值的确定中使用方程4的以下修改版本:

[0080]

$$ELV \cdot (F_A CO_2^n - F_A CO_2^{n-1}) = \Delta t^n \cdot \overline{EPBF} \cdot \frac{PP_{\text{uncal}}^n}{PP_{\text{uncal}}} \cdot (C_v CO_2 - C_a CO_2^n) - VTCO_2^n$$

方程 5B

[0081] 其中, \overline{EPBF} 是EPBF在分析的呼吸序列期间的平均值,并且 $\overline{PP_{\text{uncal}}}$ 是 PP_{uncal} 在分析的呼吸序列期间的平均值。因子 $PP_{\text{uncal}}^n / \overline{PP_{\text{uncal}}}$ 是对于每次呼吸n的 PP_{uncal} 的相对变化的测量,其中,当关于 \overline{EPBF} 求解方程5B时, $PP_{\text{uncal}}^n / \overline{PP_{\text{uncal}}}$ 用于在 \overline{EPBF} 的确定中将在分析的呼吸序列期间心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。根据以上描述的用于确定常数“k”的原理,可以通过使用W02013/141766中描述的方法求解方程5B来确定 \overline{EPBF} ,这意味着参数三元组 $\{ELV, \overline{EPBF}, C_v CO_2\}$ 是通过求解超定方程组来确定的,该超定方程组包括与用于分析的呼吸序列中的每次呼吸的方程5B相对应的一个二氧化碳动力学方程。

[0082] 呼吸设备1的控制单元14可以被配置成确定患者3的可变EPBF的值以与由此确定

的平均值 \overline{EPBF} 相对应:

$$[0083] \quad \overline{EPBF}_{variable} = \overline{EPBF} \quad \text{等式 6B}$$

[0084] 尽管根据等式6B确定的可变EPBF值即 $EPBF_{variable}$ 表示EPBF在分析的呼吸序列期间的平均值,但是应当注意的是,这是比使用其中假设EPBF在分析的呼吸序列期间恒定的常规Fick技术确定的平均值更准确的平均值。在某种程度上,方程5B中的因子 $PP_{uncal}^n / \overline{PP}_{uncal}$ 可以被视为EPBF的加权因子,用于在EPBF确定中将心输出量或EPBF的相对变化考虑在内。

[0085] 此外,尽管方程5A和方程5B在性质上类似,但是方程5B可能是有利的,因为患者3的可变EPBF的测量被作为求解方程组的直接结果而获得。此外,虽然使用方程5A涉及要被乘以未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 的校准常数“k”的确定,但是方程5B清楚地说明了所提出的方法的优点——不需要对用于心输出量或EPBF确定中的脉搏压力数据进行校准。

[0086] 如本领域公知的,心输出量与EPBF根据以下公式相关:

$$[0087] \quad CO \cdot (1-f_s) = EPBF \quad \text{公式7}$$

[0088] 其中,CO是心输出量,并且 f_s 是肺分流分数,这意味着在恒定分流的情况下心输出量与EPBF成正比。为了完整起见,应当提及的是,在上面的计算中,假设分流分数在分析的呼吸序列期间是恒定的。如果是这样,则脉搏压力因子 PP_{uncal} 将与心输出量和EPBF两者成正比,并且以上计算将提供患者3的可变EPBF即 $EPBF_{variable}$ 的准确绝对值。然而,如果分流分数在分析的呼吸序列期间变化,则可以修改以上方程以将这样的变化考虑在内。如果需要,一旦已经根据等式3、等式6A或等式6B确定了EPBF即 $EPBF_{variable}$ 的实际值,则可以通过采用本领域已知的用于确定分流分数 f_s 的任何方法来根据公式7确定心输出量的实际值。

[0089] 图2示出了根据本公开内容的第二实施方式的用于确定机械通气患者3的心输出量或EPBF的系统1。

[0090] 除了用于获得并且向控制单元15提供指示患者3的心输出量或EPBF的相对变化的脉搏压力数据的脉搏压力装置39未集成在呼吸设备5中之外,系统1与图1所示的系统相同。替代地,脉搏压力装置39是经由有线或无线信号线43可通信地连接至呼吸设备5的单独的独立装置,并且如上面参照图1所描述的,被配置成经由信号线将从脉搏压力信号导出的脉搏压力数据发送至控制单元14,以供控制单元14随后将脉搏压力数据用于患者3的心输出量或EPBF的确定中。

[0091] 独立脉搏压力装置39可以是血液动力学监测器或心输出量监测器。例如,独立脉搏压力装置39可以是由来自推进医疗系统(Pulsion Medical System)的PICCO®加系统采用的类型的常规血液动力学监测器。如以上所提及的,通常使用经肺热稀释技术对通过PiCCO监测器提供并且通过脉搏轮廓分析获得的心输出量的标称的或未校准的测量结果——通常被称为PCCO——进行校准。如果PiCCO系统未被校准,则由PiCCO监测器递送的PCCO值将表示患者3的心输出量的未校准的测量结果,如以上描述的,该测量结果仍然指示患者3的心输出量或EPBF的相对变化,并且因此该测量结果可以由控制单元14作为未校准脉搏压力因子 PP_{uncal} 用于绝对心输出量或EPBF的确定中。

[0092] 可以看到独立脉搏压力装置39包括处理单元45和存储计算机程序的存储器47,所述计算机程序用于基于由经由信号线42连接至脉搏压力装置39的脉搏压力传感器41获得的脉搏压力信号来计算患者3的心输出量或EPBF的未校准的测量结果。还看到脉搏压力装

置39包括用于显示与患者3的脉搏压力信号、心输出量和/或EPBF有关的信息的显示单元49。在所示的情形中,表示由脉搏压力传感器41检测到的脉搏压力信号的信号曲线51显示在显示单元49上。

[0093] 图3是示出根据本公开内容的实施方式的用于确定机械通气的受试者的心输出量或EPBF的方法的流程图。

[0094] 在第一步骤S1中,在分析的呼吸序列期间测量受试者的呼气流量和CO₂以及心输出量或EPBF的相对变化。如以上提及的,可以使用被设计成测量由受试者呼出的呼气体积的流量和CO₂含量的二氧化碳分析仪等——例如,图1和图2示意性示出的二氧化碳分析仪31——测量呼气流量和CO₂。可以通过能够测量与患者的心输出量或EPBF成比例变化的量的任何装置——例如图1和图2示意性示出的脉搏压力装置39——来测量心输出量或EPBF的相对变化。

[0095] 在第二步骤S2中,引入受试者的有效通气量的变化以便引起呼出的CO₂水平的变化,从而允许使用用于心输出量或EPBF确定的基于Fick的方法根据呼气流量和CO₂测量结果来确定通气受试者的心输出量或EPBF。在进行这样的测量期间引入有效通气量的变化,使得在分析的呼吸序列期间呼出的CO₂的水平变化。这意味着在由有效通气量的变化引起的呼出的CO₂的水平变化之前和之后均获得测量结果。

[0096] 在第三步骤S3中,根据在分析的呼吸序列期间获得的受试者的呼气流量和CO₂测量结果以及心输出量或EPBF的相对变化的测量结果来确定通气受试者的心输出量或EPBF。例如,可以使用等式3、等式6A或等式6B中的任何一个等式根据测量结果来确定通气受试者的心输出量或EPBF的当前实际值。

[0097] 在随后的步骤(未示出)中,可以将步骤S3中确定的心输出量或EPBF值与定义心输出量或EPBF的推荐和预设范围的一个或多个阈值进行比较,于是如果确定的心输出量或EPBF值落在推荐范围之外,则可以响应于比较而生成警报信号。

[0098] 所述方法通常是计算机实现的,意味着它是通过计算机程序的执行来执行的。如以上提及的,各种方法步骤通常在由处理单元21执行可以存储在硬件存储器装置23中的计算机程序的不同代码段时由呼吸设备5的控制单元14执行或引起。

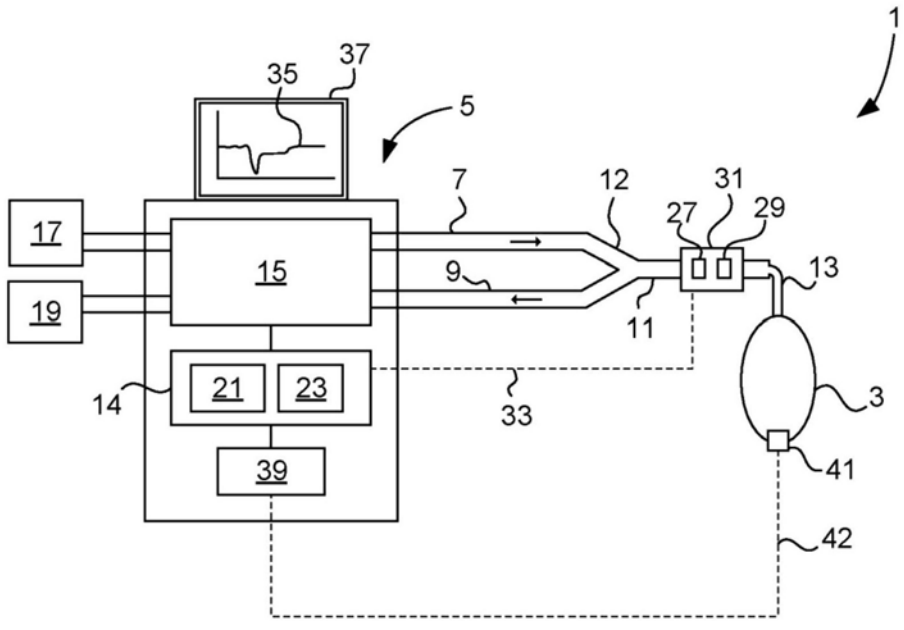


图1

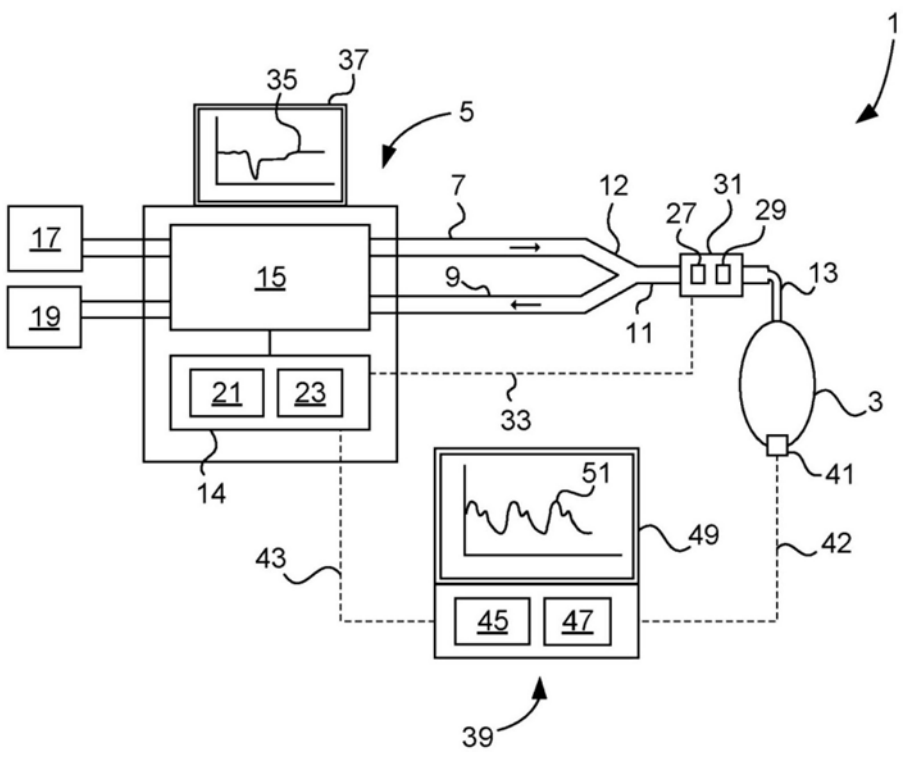


图2

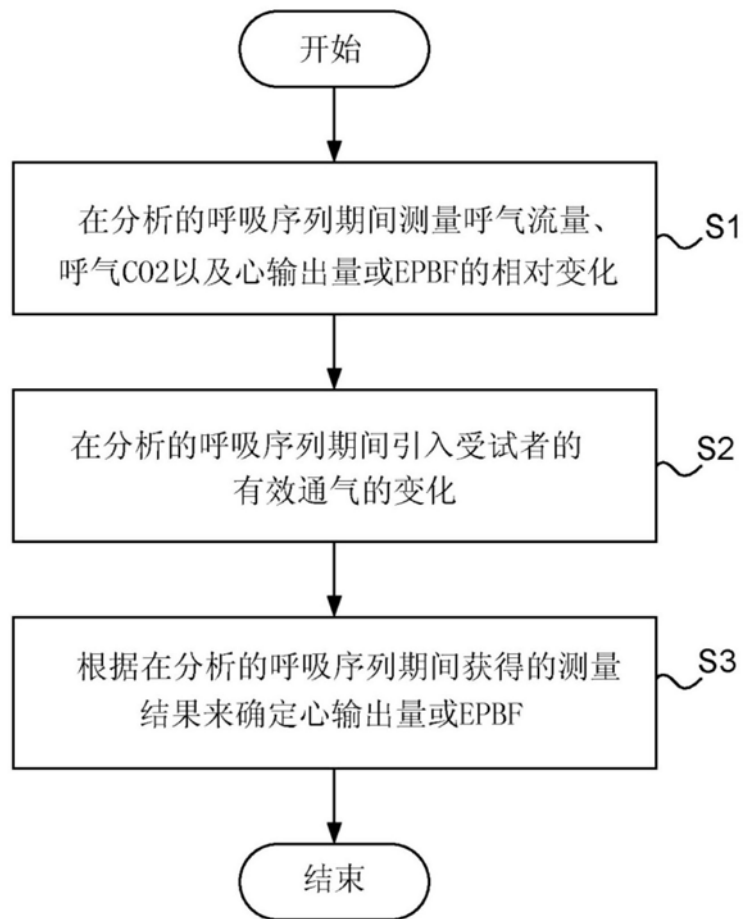


图3

专利名称(译)	机械通气期间心输出量或有效肺血流量的确定		
公开(公告)号	CN109152551A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201680085293.5	申请日	2016-05-03
[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	A61B5/083 A61B5/08 A61B5/029 A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/029 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/0836 A61B5/4836 A61B5/4884 A61B5/7225 A61B5/746 A61M16/024		
代理人(译)	王萍 杨林森		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开内容涉及用于确定机械通气的受试者(3)的心输出量或EPBF的方法。所述方法包括以下步骤：引入(S2)受试者(3)的有效通气量的变化；在分析的呼吸序列期间测量(S1)呼气流量和CO₂，在分析的呼吸序列期间受试者(3)的有效通气量进行变化；以及使用流量和CO₂测量结果确定(S3)受试者(3)的心输出量或EPBF。所述方法还包括以下步骤：在分析的呼吸序列期间还测量(S1)心输出量或EPBF的相对变化，以及将相对变化用于心输出量或EPBF的确定(S3)中。

