



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102686149 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 25

(21) 申请号 201080060109. 4

G06F 19/00(2011. 01)

(22) 申请日 2010. 12. 27

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

61/290, 648 2009. 12. 29 US

W0 2008/039412 A2, 2008. 04. 03, 全文.

CN 101500633 A, 2009. 08. 05, 全文.

US 2003/0045807 A1, 2003. 03. 06, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 06. 29

审查员 初博

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/056086 2010. 12. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/080695 EN 2011. 07. 07

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 L·布鲁尔 J·A·奥尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/08(2006. 01)

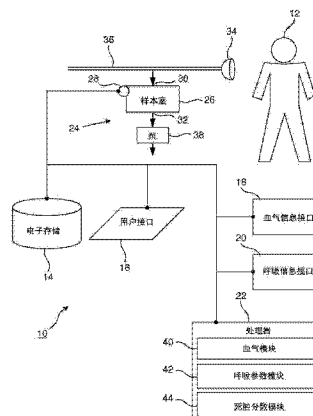
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

从间歇血气样本以持续的方式确定死腔分数的系统和方法

(57) 摘要

一种系统被配置为以基本持续的方式监测受试者的死腔分数,而不是只有在测量所述受试者的一个或多个血气参数时更新所述受试者的死腔分数。这可以促进提供给用户的呼吸治疗的增强控制,可以告知与受试者的护理有关的决定和/或可以提供其它增强。



1. 一种被配置为监测受试者的死腔分数的系统,所述系统包括:

血气信息接口,所述血气信息接口被配置为接收与指示受试者的血液中的一个或多个分子种类的浓度的一个或多个血气参数相关的血气信息;

呼吸信息接口,所述呼吸信息接口被配置为接收与所述受试者的呼吸的一个或多个呼吸参数相关的呼吸信息;以及

处理器,所述处理器被配置为从经由所述血气信息接口接收的血气信息获得一个或多个血气参数的值,从经由所述呼吸信息接口接收的呼吸信息获得一个或多个呼吸参数的值,并且基于所获得的所述一个或多个血气参数的值以及基于所获得的所述一个或多个呼吸参数的值,确定所述受试者的死腔分数,

其中,响应于 (i) 在一测量区间期间所述血气信息接口没有接收到血气信息,以及 (ii),在该测量区间期间所述呼吸信息接口接收到呼吸信息,基于在所述受试者的死腔分数的先前确定中使用的所述一个或多个血气参数的值,并且基于在该测量区间期间从所接收到的所述呼吸信息获得的所述一个或多个呼吸参数的值,在该测量区间末确定所述受试者的死腔分数。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述多个测量区间是周期性的。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述多个测量区间小于 10 分钟。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述血气信息接口包括便于所述血气信息的手动录入的用户接口。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括被配置为将由所述死腔模块进行的死腔分数的确定结果传达给用户的用户接口。

6. 一种监测受试者的死腔分数的方法,所述方法包括:

接收与指示受试者的血液中的一个或多个分子种类的浓度的一个或多个血气参数相关的血气信息;

接收与所述受试者的呼吸的一个或多个呼吸参数相关的呼吸信息;

从所接收到的血气信息获得一个或多个血气参数的值;

从所接收到的呼吸信息获得一个或多个呼吸参数的值;并且

基于所获得的所述一个或多个血气参数的值并且基于所获得的所述一个或多个呼吸参数的值,在多个测量区间,确定所述受试者的死腔分数,

其中,响应于 (i) 在一测量区间期间没有接收到血气信息,以及 (ii),在该测量区间期间接收到呼吸信息,基于在所述受试者的死腔分数的先前确定中使用的所述一个或多个血气参数的值,并且基于在该测量区间期间所获得的所述一个或多个呼吸参数的值,在该测量区间末确定所述受试者的死腔分数。

7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述多个测量区间是周期性的。

8. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述多个测量区间小于 10 分钟。

9. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,接收所述血气信息包括接收由用户手动录入的血气信息。

10. 根据权利要求 6 所述的方法,还包括将死腔分数的确定结果传达给用户。

11. 一种被配置为监测受试者的死腔分数的系统,所述系统包括:

用于接收与指示受试者的血液中的一个或多个分子种类的浓度的一个或多个血气参

数相关的血气信息的装置；

用于接收与所述受试者的呼吸的一个或多个呼吸参数相关的呼吸信息的装置；

用于从所接收到的血气信息获得一个或多个血气参数的值的装置；

用于从所接收到的呼吸信息获得一个或多个呼吸参数的值的装置；以及

用于基于所获得的所述一个或多个血气参数的值并且基于所获得的所述一个或多个呼吸参数的值，在多个测量区间，确定所述受试者的死腔分数的装置，

其中，响应于 (i) 在一测量区间期间没有接收到血气信息，以及 (ii)，在该测量区间期间接收到呼吸信息，由用于确定的所述装置基于在所述受试者的死腔分数的先前确定中使用的所述一个或多个血气参数的值，并且基于在该测量区间期间获得的所述一个或多个呼吸参数的值，在该测量区间末确定所述受试者的死腔分数。

12. 根据权利要求 11 所述的系统，其中，所述多个测量区间是周期性的。

13. 根据权利要求 11 所述的系统，其中，所述多个测量区间小于 10 分钟。

14. 根据权利要求 11 所述的系统，其中，用于接收所述血气信息的装置包括用于接收由用户手动录入的血气信息的装置。

15. 根据权利要求 11 所述的系统，还包括用于将死腔分数的确定结果传达给用户的装置。

从间歇血气样本以持续的方式确定死腔分数的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于仅间歇地进行的血气测量确定受试者的死腔分数。

背景技术

[0002] 被配置为确定死腔分数(dead space fraction)的系统是已知的。通常,死腔分数指的是呼吸死腔与潮气量之间的比例。呼吸死腔指的是受试者每次呼吸中没有参与到与受试者的血液的气体交换中的容积。例如,这个容积将包括在肺外部的受试者的气道,以及在受试者的肺中的被通气但没有被灌注并且因此没有参与气体交换的任何容积。受试者的死腔分数能够被用于诊断、制定受试者所需要的治疗和 / 或其它目的。

[0003] 为了在传统的系统中确定死腔分数,必须进行血气测量。这通常需要针对每次死腔分数的确定从受试者收集血液。因此,通常仅间歇地更新死腔分数(例如,当患者在重症监护时,以大约 24 小时的间隔)。

发明内容

[0004] ** 一旦我们对将要包括的权利要求达成一致,将对这部分进行修改以反映权利要求。 **

附图说明

[0005] 参考附图考虑以下描述和所附权利要求,本发明的这些和其它目标、特征和特性,以及相关结构元件的操作方法和功能,以及各部分的组合和制造的经济性,将变得更加显而易见,所有附图都形成本说明书的一部分,其中在不同附图中的类似的附图标记表示对应部分。在发明的一个实施例中,在此图示的结构部件按比例绘制。不过要明确理解,附图仅仅为了说明和描述的目的,并不是对本发明的限制。此外,应当认识到在此的任何一个实施例中示出或者描述的结构特征也能够用在其它实施例中。不过要明确理解,附图仅仅为了说明和描述的目的,并非意在作为对本发明的限制的定义。如在说明书和权利要求中所使用的,单数形式“一”、“一个”和“所述”包括复数指代,除非上下文清楚地做出的其它声明。

[0006] 图 1 图示了根据发明的一个或多个实施例的、被配置为监测受试者死腔分数的系统。

具体实施方式

[0007] 图 1 图示了被配置为监测受试者 12 的死腔分数的系统 10。具体而言,系统 10 被配置为以基本持续(ongoing)的方式监测受试者 12 的死腔分数,而不是只有在测量受试者 12 的一个或多个血气参数时更新受试者 12 的死腔分数。这可以促进对提供给受试者 12 的呼吸治疗的增强控制,可以告知与受试者 12 的护理有关的决定,和 / 或可以提供其它增强。在一个实施例中,系统 10 包括电子存储 14、用户接口 16、血气信息接口 18、呼吸信息接口

20、处理器 22 和 / 或其它部件。

[0008] 在一个实施例中,电子存储 14 包括电子地存储信息的电子存储介质。电子存储 14 的电子存储介质可以包括系统存储和 / 或可移除存储中的一个或者两个,其中所述系统存储与系统 10 集成地(即,基本不可移除的)提供,所述可移除存储经由,例如,端口(例如,USB 端口、火线端口等)或者驱动器(例如,磁盘驱动器等)能够可移除地连接到系统 10。电子存储 14 可以包括光可读存储介质(例如,光盘等)、磁可读存储介质(例如,磁带、磁硬盘、软盘等)、基于电荷的电存储介质(例如,EEPROM、RAM 等)、固态存储介质(例如,闪存驱动器等),和 / 或其它电可读存储介质中的一个或多个。电子存储 14 可以存储软件算法、由处理器 22 所确定的信息、经由用户接口 16 接收的信息、和 / 或使得系统 10 能够正常工作的其它信息。电子存储 14 可以是系统 10 内的独立部件,或者电子存储 14 可以与系统 10 的一个或者多个其它部件(例如,处理器 22 等)集成地提供。

[0009] 用户接口 16 被配置为在系统 10 和用户(例如,用户、护理者、治疗决策者等)之间提供接口,通过所述接口用户可以给系统 10 提供信息,并且接收来自系统 10 的信息。这使得能够在用户和系统 10 之间传送统称为“信息”的数据、结果和 / 或指令以及任何其它能够传送的项目。合适于包含在用户接口 16 中的接口装置的示例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示器灯、音频警报和打印机。

[0010] 可以理解,本发明也预期硬线的或者无线的其它通信技术作为用户接口 16。例如,本发明预期用户接口 16 可以与由电子存储 14 所提供的可移除的存储接口相集成。在这个示例中,可以从可移除的存储(例如,智能卡、闪存驱动器、可移除磁盘等)加载信息到系统 10 中,使得(一个或多个)用户能够定制系统 10 的实现方式。适于作为用户接口 16 与系统 10 一起使用的其它示范性输入装置和技术包括,但不限于,RS-232 端口、RF 链路、IR 链路、调制解调器(电话、电缆等)。简而言之,本发明预期用于与系统 10 传送信息的任何技术作为用户接口 16。

[0011] 血气信息接口 18 被配置为接收血气信息给系统 10。血气信息包括与一个或多个血气参数相关的信息。血气参数指示在受试者 12 的血液中的一个或多个分子种类的浓度(例如,分压)。作为非限制性示例,所述一个或多个分子种类可以包括氧气、二氧化碳、碳酸氢盐和 / 或其它分子种类中的一个或多个。在一个实施例中,血气信息接口 18 包括电子端口、导线、无线接收器和 / 或使得能够电子接收血气信息给系统 10 的其它部件。可以从被配置为测量所述一个或多个血气参数的检测器电子地接收血气信息。在一个实施例中,血气信息接口 18 包括用户接口(例如,用户接口 16),通过该用户接口用户能够手动地输入血气信息。在一个实施例中,从打印输出、患者图表、记录簿和 / 或一些其它参考手动地输入血气信息。

[0012] 呼吸信息接口 20 被配置为接收呼吸信息。呼吸信息包括与受试者 12 的呼吸的一个或多个呼吸参数相关的信息。所述一个或多个呼吸参数可以包括压力、流速、潮气量、肺泡潮气量、成分(例如,(一个或多个)分压、(一个或多个)浓度等)、呼出二氧化碳、呼吸速率、呼出二氧化碳容积、错过(missed)的呼出二氧化碳分数、气道死区容积、设备死区容积和 / 或其它呼吸参数中的一个或多个。在一个实施例中,呼吸信息接口 20 包括电子端口、导线、无线接收器和 / 或使得能够从呼吸检测器 24 电子接收呼吸信息的其它部件。

[0013] 呼吸检测器 24 被配置为从受试者 12 的气道处或者附近获得气体,并且产生传达

通过对所获得的气体进行测量而获得的信息的输出信号。在一个实施例中,呼吸检测器 24 包括采样室 26 以及传感器 28。

[0014] 采样室 26 被配置为接收在受试者 12 的气道处或者附近所获得的气体。气体从入口 30 流经过采样室 26 到出口 32。经由受试者接口用具 34 和 / 或管道 36 将气体传送到采样室 26。受试者接口用具 34 可以以密封或者非密封的方式啮合受试者 12 的一个或多个孔。受试者接口用具 34 的一些示例可以包括,例如,气管内导管、鼻叉管、气管切开导管、鼻罩、鼻 / 口罩、全脸面罩、全面罩(total face mask)、局部再呼吸面罩、或者与受试者的气道传送气体流的其它接口用具。本发明不限于这些示例,并且预期任何受试者接口的实现方式。可以在管道 36 中直接放置采样室。在这种配置中,可以不需要泵。

[0015] 配置管道 36 以将采样室 26 的入口 30 放置成与受试者接口用具 34 流体连通,使得经由管道 36 将由受试者接口用具 34 从受试者 12 的气道处或者附近所获得的气体提供给入口 30。在一个实施例中,配置呼吸检测器 24 以用于侧流采样。在这种配置中,还配置管道 36 以将受试者接口用具 34 放置成与可呼吸物质的源流体连通。例如,可以将可呼吸气体流通过管道 36 输送到受试者 12,其具有根据治疗方案而被控制一个或多个参数。被控制的可呼吸气体流的一个或多个参数可以包括压力、流速、成分、湿度、温度和 / 或其它参数中的一个或多个。在一个实施例中,配置呼吸检测器 24 以用于主流采样。在这种配置中,采样室 26 被设置在通过采样室 26 的流动路径内,而不是偏离到侧部而设置(如图 1 中示出的)。在呼吸检测器 24 被配置用于侧流采样或者在管道 36 不用于到受试者 12 的气道的可呼吸物质的提供的一个实施例中,泵 38 被配置为从管道 36 抽取气体通过入口 30 到采样室 26 中。

[0016] 传感器 28 被配置为产生传达与采样室 26 内的气体的一个或多个参数相关的信息的输出信号。作为非限制性示例,所述气体的一个或多个参数可以包括成分、压力、流速和 / 或其它参数。在一个实施例中,由于已经从受试者 12 的气道处或者附近获得了采样室 26 内的气体,由传感器 28 所产生的输出信号成为通过呼吸信息接口 20 传送到系统 10 的呼吸信息。在一个实施例中,采样室 26 包括在通过呼吸信息接口 20 给系统 10 传送呼吸信息之前处理(至少预处理)传感器 28 的输出信号的一个或多个部件。

[0017] 应当认识到,在图 1 中传感器 28 被图示为单个部件,这种图示并不意在限制。在一个实施例中,传感器 28 包括多个传感器。此外,在采样室 26 内的传感器 28 的位置并不意在限制。传感器 28 可以包括设置在管道 36 中、受试者接口用具 34 中、在可呼吸物质的源处、在泵 38 处或者附近和 / 或设置在采样室 26 之外的其它位置的一个或多个传感单元。例如,传感器 28 可以包括设置在管道 36 中的传感器以测量气道死区容积、潮气量、呼出二氧化碳容积和 / 或其它参数。

[0018] 处理器 22 被配置为在系统 10 中提供信息处理能力。因此,处理器 22 可以包括数字处理器、模拟处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为处理信息的模拟电路、状态机和 / 或用于电子地处理信息的其它机制中的一个或多个。虽然在图 1 中处理器 22 被示为单个实体,这仅仅是为了说明的目的。在一些实现方式中,处理器 16 可以包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地位于相同的装置内,或者处理器 22 可以表示协同地操作的多个装置的处理功能性。

[0019] 如图 1 中示出的,处理器 22 可以被配置为运行一个或多个计算机程序模块。所述

一个或多个计算机程序模块可以包括血气模块 40、呼吸参数模块 42、死腔模块 44 中的一个或多个。处理器 22 可以被配置为通过软件,硬件,固件,软件、硬件和 / 或固件的一些组合,和 / 或用于在处理器 22 上配置处理能力的其它机制,来运行模块 40、42 和 / 或 44。

[0020] 应当认识到,虽然在图 1 中模块 40、42 和 44 被图示为一起位于单个处理单元内,在处理器 38 包括多个处理单元的实现方式中,模块 40、42 和 44 中的一个或多个可以远离其它模块而被定位。下面所描述的由不同模块 40、42 和 44 所提供的功能性的描述是为了说明的目的,且不意在限制,模块 40、42 和 44 中任意一个可以比所描述的提供更多或者更少的功能性。例如,可以去除模块 40、42 和 44 中的一个或多个,并且它的功能性中的一些或者全部可以由模块 40、42 和 44 中的其它模块来提供。作为另一个示例,处理器 22 可以被配置为运行一个或者多个额外的模块,这些模块可以执行下面归属于模块 40、42 和 44 中的一个的功能性的一些或者全部。

[0021] 血气模块 40 被配置为从经由血气信息接口 18 接收到系统 10 中的血气信息来获得针对一个或多个血气信息参数的值。在一个实施例中,血气信息可以包括由用户(例如,通过用户接口 16)输入到系统 10 中的值。在这个实施例中,血气模块 40 通过访问由用户输入的值获得所述值。在一个实施例中,必须处理经由血气信息接口 18 接收到系统 10 中的血气信息以获得一个或多个血气参数的值。在这个实施例中,血气模块 40 处理血气信息以获得所述一个或多个血气参数的值。血气参数可以包括动脉氧气的分压、动脉二氧化碳的分压、氧饱和度、血红蛋白浓度和 / 或其它参数中的一个或多个。

[0022] 呼吸参数模块 42 被配置为从在呼吸信息接口 20 由系统 10 所接收到的呼吸信息中获得针对一个或多个呼吸参数的值。在一个实施例中,处理在呼吸信息接口 20 所接收到的传感器 28 的输出信号以获得针对一个或多个呼吸参数的值。由呼吸参数模块 42 获得一个或多个呼吸参数可以包括压力、流速、潮气量、肺泡潮气量、呼吸速率、成分(例如,(一个或多个)分压、(一个或多个)浓度等)、潮气末二氧化碳、呼出二氧化碳容积、混合的呼出二氧化碳分数、气道死区容积、设备死区容积和 / 或其它参数中的一个或多个。

[0023] 死腔模块 44 被配置为基于由呼吸参数模块 42 获得的针对一个或多个血气参数的值以及由死腔模块 44 获得的一个或多个呼吸参数的值来确定受试者 12 的死腔分数。从其获得血气参数的血气信息是相对不频繁的。这是因为得到血气信息涉及从受试者 12 抽取血液并且然后测试所抽取的血液。另一方面,获得呼吸信息仅需要从受试者 12 的气道中对气体进行采样(这基本上是对受试者 12 更少介入的)并且可以以基本持续的方式从呼吸检测器 24 产生输出信号。在传统的系统中,通常仅在更新一个或多个血气信息时(例如,通过从受试者 12 抽取血液)进行死腔分数的确定。但是,死腔分数可以是相对动态的,并且以基本持续的方式确定死腔分数可以增强受试者 12 的诊断和 / 或处置的不同方面。

[0024] 死腔分数是呼吸死腔容积与潮气量的比值。对于死腔容积参数有两个主要部分。第一是气道死腔,或者在受试者 12 的外部的孔和在受试者 12 的肺内的肺泡之间的气道的容积,并且第二是肺泡死腔,或者在肺内的、肺泡并没有与肺部血液相协调地正常工作以交换血液中的气体的容积。气道死腔保持基本不变。肺泡死腔可以随着时间而变化,但这些变化并不是特别地动态,除非肺损伤状态已经剧烈地变化,或者已经基本改变通气 / 灌注匹配。相反,死腔分数的另一个参数,潮气量,可以相对动态些,特别是如果受试者 12 的通气被自主地触发(例如,基于受试者 12 尝试的吸气和呼气)。

[0025] 为了提供死腔分数的基本持续的确定,死腔模块 44 被配置为针对单组血气信息进行死腔分数的多次确定。针对在第一组血气信息被接收以及第二组血气信息被接收之间进行的死腔分数的多次确定中的每一次,使用从第一组血气信息中获得的一个或多个血气参数,同时将更新的呼吸参数(例如,从新接收的呼吸信息所获得的)用于每次持续的死腔分数确定。

[0026] 在一个实施例中,配置死腔模块 44 以在多个测量区间确定受试者 12 的死腔分数。这些区间可以是周期性的,可以由呼吸信息(例如,呼吸检测器 24 的输出信号)的采样速率所触发,或者以其它方式预先确定。为了以基本持续的方式提供死腔分数,区间可以小于大约 5 小时、小于大约 2 小时、小于大约 1 小时、小于大约 30 分钟、小于大约 10 分钟、小于大约 5 分钟、小于大约 2 分钟。在给定区间末,如果自从死腔分数上一次确定后还没有接收到新的血气信息,那么死腔模块 44 从死腔分数的先前确定(例如,在先前的区间)中所使用的一个或多个血气参数来确定死腔分数。另一方面,通常地,所述测量区间将与由呼吸信息接口 20 接收呼吸信息的区间相同或者更长。这样,在给定区间末进行的死腔分数的确定将基于从死腔分数上一次确定后获得的(一个或多个)呼吸参数而进行。由于血气参数(其与肺泡死腔相关)趋向于相对于呼吸参数以相当低的速率变化,以“旧的”血气参数和“新的”呼吸参数来确定死腔分数的实现方式使得能够进行死腔分数的持续确定而不会显著牺牲精确性和 / 或准确性。

[0027] 在一个实施例中,配置死腔模块 44 以根据下列关系确定受试者 12 的死腔分数:

$$[0028] \quad (1) \quad Vd/Vt = \frac{(PaCO_2 - PeCO_2)}{PaCO_2},$$

[0029] 其中 Vd/Vt 表示死腔分数, $PaCO_2$ 表示在动脉血中的二氧化碳的分压,并且 $PeCO_2$ 表示针对给定呼吸的混合呼出二氧化碳(例如,可以是平均、中间值和 / 或一些其它综合测量、或者可以是针对单次呼吸而测量)。如应当认识到的, $PaCO_2$ 是血气参数并且 $PeCO_2$ 是呼吸参数。因此,在死腔分数的给定确定中,用于 $PaCO_2$ 的值可以是“旧的”(例如,与死腔分数的先前确定相同),同时用于 $PeCO_2$ 的值是“新的”(例如,死腔分数的先前确定以后获得的)。

[0030] 在一个实施例中,配置死腔模块 44 以根据下列关系确定受试者 12 的死腔分数:

$$[0031] \quad (2) \quad Vd/Vt = \frac{Vd_{alv} + Vd_{aw}}{TV},$$

[0032] 其中, Vd_{alv} 表示肺泡死腔, Vd_{aw} 表示气道死腔,并且 TV 表示总潮气量。气道死腔本质上是恒定的。潮气量是能够从由呼吸检测器 24 产生的输出信号中通过呼吸参数模块 42 以持续的方式获得的呼吸参数。肺泡死腔是从血气信息和 / 或参数与呼吸信息和 / 或参数的组合得到的参数。在一个实施例中,为了促进在还没有接收到新的血气信息的给定区间的死腔分数确定,更新在死腔分数的先前确定中使用的肺泡死腔的值以针对给定区间提供肺泡死腔的评估。这个更新可以包括使用在给定区间期间接收到的呼吸信息,和 / 或获得的呼吸参数以调整在死腔分数的先前确定中使用的肺泡死腔的值。

[0033] 例如,能够根据下列关系调整肺泡死腔:

$$[0034] \quad (3) \quad Vd_{alv} = \frac{Vd_{alv_0}}{Vt_{alv_0}} Vt_{alv},$$

[0035] 其中 Vd_{alv} 表示经更新或者经调整的(针对测量区间,要在上面示出的公式(2)中

使用的)肺泡死腔的确定, Vd_{abv_0} 表示在死腔分数的先前确定中使用的肺泡死腔的值, Vt_{abv_0} 表示在死腔分数的先前确定中使用的肺泡潮气量的值,并且 Vt_{alv} 表示针对给定区间由呼吸参数模块 42 确定的肺泡潮气量的值。 Vt_{alv} 是由呼吸参数模块 42 从通过呼吸信息接口 20 接收的呼吸信息中确定的呼吸参数。在一个实施例中,值 Vt_{abv_0} 是与用于获得 Vd_{abv_0} 的血气信息同时从由系统 10 接收的呼吸中确定的值(即,它是从用于确定 Vd_{abv_0} 的相同呼吸信息中获得的)。

[0036] 由死腔模块 44 执行先前获得的肺泡死腔的值的调整以针对在其期间还没有接收到新的血气信息的区间来确定死腔分数。在一个实施例中,由血气模块 40 执行根据血气信息以及同时接收到的呼吸信息的肺泡死腔的确定。这样,为了本公开的目的,肺泡死腔的确定(不对先前确定进行调整)也被认为是血气参数的确定。

[0037] 在一个实施例中,用户接口 16 包括电子显示器。处理器 22 被配置为控制电子显示器以给用户传达由死腔模块 44 进行的死腔分数的确定结果。这以基本持续的方式给用户提供了死腔分数的更新值。这可以增强由用户进行的受试者 12 的诊断和/或处置。在一个实施例中,系统 10 包括给受试者 12 提供治疗的一个或多个部件。例如,系统 10 可以包括被配置为促进受试者 12 呼吸的通气机。处理器 22 可以基于死腔分数的持续确定来自动地调整通气机的设置中的一个或多个。

[0038] 应当认识到上面描述了用于确定死腔分数的特定的关系。本公开的范围至少包括任何这样的其它关系,所述其它关系使得能够基于新的呼吸信息和在死腔分数的一次或多次先前确定中已经被使用的血气信息来进行死腔分数的更新的确定。

[0039] 虽然基于目前被认为是最实际以及优选的实施例,为了说明的目的已经详细地描述了发明,可以理解,这样的细节仅是为了该目的,并且本发明不限于所公开的实施例,但是,相反,意在涵盖在所附权利要求的精神和范围内的修改以及等同的布置。例如,可以理解,在可能的范围内,本发明预期任何实施例的一个或多个特征可以与任何其它实施例的一个或多个特征相结合。

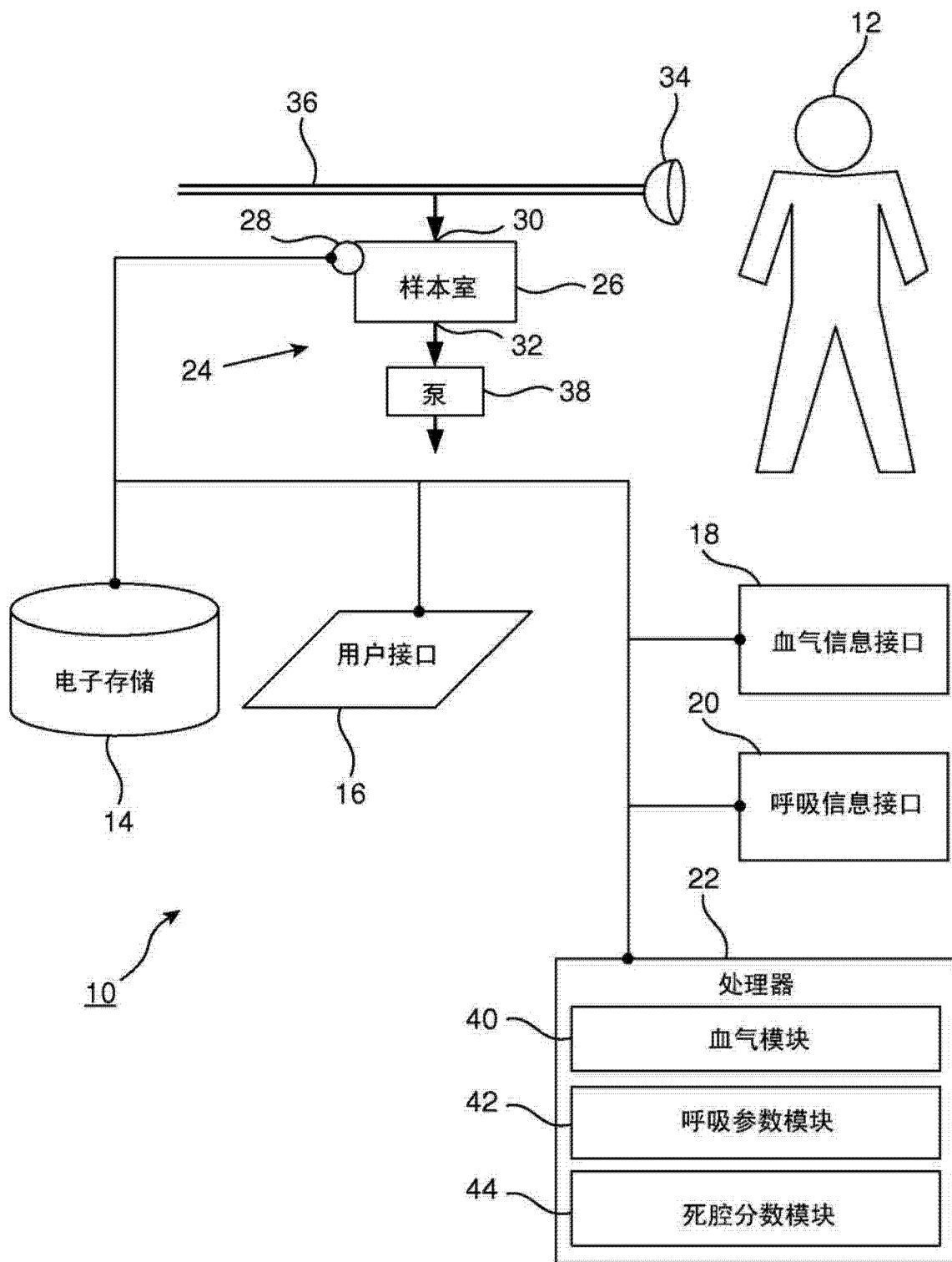


图 1

专利名称(译)	从间歇血气样本以持续的方式确定死腔分数的系统和方法		
公开(公告)号	CN102686149B	公开(公告)日	2015-02-25
申请号	CN201080060109.4	申请日	2010-12-27
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	L布鲁尔 JA奥尔		
发明人	L·布鲁尔 J·A·奥尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 G06F19/00		
CPC分类号	G06F19/3406 A61B5/08 A61B5/082 G16H40/63		
代理人(译)	陈松涛		
优先权	61/290648 2009-12-29 US		
其他公开文献	CN102686149A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统被配置为以基本持续的方式监测受试者的死腔分数，而不是只有在测量所述受试者的一个或多个血气参数时更新所述受试者的死腔分数。这可以促进提供给用户的呼吸治疗的增强控制，可以告知与受试者的护理有关的决定和/或可以提供其它增强。

