



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108024759 B

(45) 授权公告日 2021.03.16

(21) 申请号 201680052398.0

P·B·贡内松

(22) 申请日 2016.07.27

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108024759 A

代理人 王英 刘炳胜

(43) 申请公布日 2018.05.11

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

62/203,416 2015.08.11 US

A61B 5/083 (2006.01)

A61B 5/097 (2006.01)

G01N 33/497 (2006.01)

A61M 16/04 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/054469 2016.07.27

(56) 对比文件

CN 107427259 A, 2017.12.01

US 2015164428 A1, 2015.06.18

US 2011040713 A1, 2011.02.17

CN 103501690 A, 2014.01.08

US 2015216447 A1, 2015.08.06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02017/025840 EN 2017.02.16

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 王珊珊

(72) 发明人 J·奥尔 L·M·布鲁尔

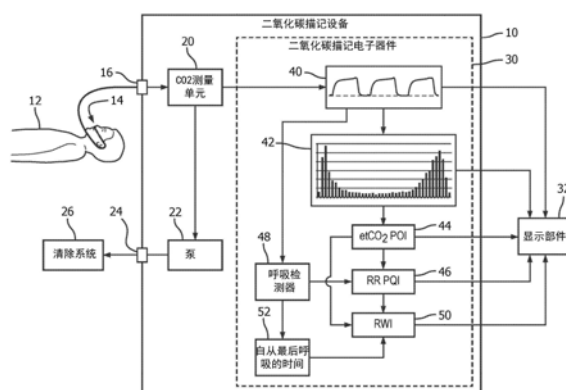
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

具有决策支持系统架构的二氧化碳描记

(57) 摘要

一种二氧化碳描记设备(10),包括二氧化碳测量部件(20)和电子处理器(30),所述电子处理器被编程为生成二氧化碳描记图(40),所述二氧化碳描记图包括根据时间而测量到的二氧化碳水平样本值。根据所述二氧化碳描记图来确定呼气末二氧化碳(etCO₂),并且使用根据所述二氧化碳描记图所计算的一个或多个定量二氧化碳描记图波形度量来计算etCO₂参数质量指数(etCO₂ PQI)(44)。也根据所述二氧化碳描记图来确定呼吸率(RR)值,并且使用所述RR值和所述etCO₂ PQI来计算RR PQI(46)。可以根据所述etCO₂和RR值以及所述etCO₂和RR PQI值来计算呼吸良好性指数(RWI)。在一些实施例中,根据从所述二氧化碳描记图所生成的二氧化碳描记图直方图来计算所述一个或多个二氧化碳描记图波形度量。



1. 一种二氧化碳描记设备(10), 包括:

二氧化碳测量部件(20), 其被配置为测量呼吸二氧化碳水平; 以及

电子处理器(30), 其被编程为:

生成二氧化碳描记图信号(40), 所述二氧化碳描记图信号包括由所述二氧化碳测量部件根据时间而测量到的二氧化碳水平样本值;

根据所述二氧化碳描记图信号来确定呼气末二氧化碳(etCO₂)值; 并且

基于所述二氧化碳描记图信号的波形来计算呼气末二氧化碳参数质量指数(etCO₂ PQI)值(44), 其中, 所述电子处理器使用从上部二氧化碳水平阈值(T_{上部})到下部二氧化碳水平阈值(T_{下部})的CO₂下降时间的度量来计算所述呼气末二氧化碳参数质量指数(44); 以及显示部件(32), 其被配置为显示所述呼气末二氧化碳值和所述呼气末二氧化碳参数质量指数值。

2. 根据权利要求1所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述电子处理器(30)还被编程为:

根据所述二氧化碳描记图信号(40)来确定呼吸率(RR)值; 并且

使用所述呼吸率值和所述呼气末二氧化碳参数质量指数(44)来计算呼吸率参数质量指数(RR PQI)值(46)。

3. 根据权利要求2所述的二氧化碳描记设备(10)中, 其中, 所述电子处理器(30)还使用以下中的至少一项来计算所述呼吸率参数质量指数(46): (i) 呼气时间/吸气时间比率的度量, (ii) 量化呼吸的所述二氧化碳描记图中的无效峰计数的度量, 以及 (iii) 量化二氧化碳描记图二氧化碳水平动态范围的度量。

4. 根据权利要求2-3中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述电子处理器(30)还被编程为:

使用所述呼吸率值、所述呼气末二氧化碳值、所述呼气末二氧化碳参数质量指数(44)、以及所述呼吸率参数质量指数(46)来确定呼吸良好性指数(RWI) (50)。

5. 根据权利要求4所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述电子处理器(30)还使用自从根据所述二氧化碳描记图(40)而确定(52)的最后升高的CO₂水平之后的时间来计算所述呼吸良好性指数(50)。

6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述电子处理器(30)通过包括以下项的操作来计算所述呼气末二氧化碳参数质量指数(44): 通过将所述二氧化碳描记图信号(40)的二氧化碳水平样本值的计数分组到二氧化碳水平分组中来生成二氧化碳描记图直方图(42)。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 还包括:

显示部件(32), 其被配置为至少显示所确定的呼气末二氧化碳值以及所计算的呼气末二氧化碳参数质量指数值(44)。

8. 一种二氧化碳描记设备(10), 包括:

二氧化碳测量部件(20), 其被配置为测量呼吸二氧化碳水平; 以及

电子处理器(30), 其被编程为:

生成二氧化碳描记图信号(40), 所述二氧化碳描记图信号包括由所述二氧化碳测量部件根据时间而测量到的二氧化碳水平样本值;

通过包括以下项的操作根据所述二氧化碳描记图信号来计算定量二氧化碳描记图波形度量：

根据所述二氧化碳描记图信号来生成二氧化碳描记图直方图 (42)，其中，所述二氧化碳描记图直方图包括存储所述二氧化碳描记图信号中的二氧化碳水平样本值的对应计数的二氧化碳水平分组；并且

根据所述二氧化碳描记图直方图来计算所述定量二氧化碳描记图波形度量；

根据所述二氧化碳描记图信号来确定呼气末二氧化碳 (etCO₂) 值和呼吸率 (RR) 值；

使用所述定量二氧化碳描记图波形度量来计算呼气末二氧化碳参数质量指数 (etCO₂ PQI) 值 (44)；并且

使用所述呼吸率值和所述呼气末二氧化碳参数质量指数 (44) 来计算呼吸率参数质量指数 (RR PQI) 值 (46)。

9. 根据权利要求8所述的二氧化碳描记设备 (10)，其中，所述电子处理器 (30) 被编程为通过包括以下项的操作根据所述二氧化碳描记图信号 (40) 来确定所述呼气末二氧化碳值：

根据所述二氧化碳描记图直方图 (42) 来确定所述呼气末二氧化碳值，作为存储二氧化碳水平样本值的非零计数的最高二氧化碳水平分组的二氧化碳水平。

10. 根据权利要求8-9中的任一项所述的二氧化碳描记设备 (10)，其中，所述定量二氧化碳描记图波形度量包括所述二氧化碳描记图直方图 (42) 在基线以上的部分的度量。

11. 根据权利要求8-9中的任一项所述的二氧化碳描记设备 (10)，其中，所述定量二氧化碳描记图波形度量包括存储非零计数的所述二氧化碳描记图直方图 (42) 的上部区域 (R3) 中的最高二氧化碳水平分组的CO₂水平与存储二氧化碳水平样本值的最高计数的所述二氧化碳描记图直方图的所述上部区域中的所述二氧化碳水平分组的CO₂水平之间的差的度量。

12. 根据权利要求8-9中的任一项所述的二氧化碳描记设备 (10)，其中，所述定量二氧化碳描记图波形度量包括将被存储在所述二氧化碳描记图直方图 (42) 的上部区域 (R3) 的所有二氧化碳水平分组中的计数与被存储在所述二氧化碳描记图直方图的中间区域 (R2) 的所有二氧化碳水平分组中的计数进行比较的度量。

13. 根据权利要求8-9中的任一项所述的二氧化碳描记设备 (10)，其中，所述定量二氧化碳描记图波形度量包括所述二氧化碳描记图直方图的上部区域 (R3) 中的所述二氧化碳描记图直方图 (42) 的所有计数的部分的度量。

14. 根据权利要求8-9中的任一项所述的二氧化碳描记设备 (10)，其中，所述电子处理器 (30) 被编程为还使用从上部二氧化碳水平阈值 (T_{上部}) 到下部二氧化碳水平阈值 (T_{下部}) 的CO₂下降时间的度量来计算所述呼气末二氧化碳参数质量指数 (44)。

具有决策支持系统架构的二氧化碳描记

技术领域

[0001] 下文总体涉及二氧化碳描记领域、医学监测领域以及相关领域。

背景技术

[0002] 二氧化碳描记设备监测呼吸气体中的二氧化碳 (CO_2) 的浓度或分压。二氧化碳描记通常协同机械通气的患者来使用以便评估呼吸系统状态。技术熟练的麻醉医师能够评价二氧化碳描记图 (亦即, 如由二氧化碳描记设备所测量到的 CO_2 趋势线) 来评估呼吸健康。

[0003] 二氧化碳描记越来越多地被用于评估患者健康的更一般的生命体征。例如, 二氧化碳描记可以被用于: 使用其中经由与专用采样泵协同的鼻导管对呼吸的空气进行采样的侧流二氧化碳描记设备配置, 来监测正在自主呼吸并且不经受机械通气的患者。在这些较宽泛的背景下, 具有麻醉学的有限专业知识的医务人员被要求基于二氧化碳描记数据来评估呼吸健康。为了促进这一点, 常见的是将二氧化碳描记设备编程为输出标准导出参数, 特别是呼吸率 (RR) 和呼气末 CO_2 (etCO_2)。RR 是被量化为二氧化碳描记图波形的 (准) 周期性的呼吸速率。 etCO_2 是在呼气阶段的结束处的分压。然而, 由于呼出的 CO_2 通常在呼气阶段的结束处最高, 因而 etCO_2 通常被定义为在呼气周期上的最大观测到的 CO_2 分压。

[0004] 尽管 RR 和 etCO_2 是有用的参数, 但是其不捕获二氧化碳描记图波形的丰富信息内容。对此, 也已知执行被设计为模拟可能由技术熟练的麻醉医师执行的临床分析的自动化二氧化碳描记图波形分析。例如, Colman 等人的美国专利 No. 8412655 以及 Colman 等人的美国专利 No. 8414488 公开了一种二氧化碳描记图波形分析, 诸如使停顿与呼吸暂停事件相关、使二氧化碳描记图波形的长的下斜变与可能的部分气道堵塞相关、使低的二氧化碳描记图波形与可能的低血压相关、使圆滑的二氧化碳描记图波形与关于鼻导管的可能问题相关, 等等。基于这样的波形分析, 二氧化碳描记设备可以提供诸如“开放气道”、“检查气道”、“检查血压”、“检查导管接口”等的信息消息。

[0005] 二氧化碳描记图波形分析根据二氧化碳描记图提供了更丰富的信息, 但是需要复杂的处理, 诸如检测呼吸周期、幅度和周期标准化, 并且分割二氧化碳描记图波形在每个呼吸周期内的各区域。这些复杂的分析引入了许多可能的误差机制, 诸如在标准化操作期间的不正确的波形分割或信息丢失。

[0006] 下文公开了一种解决上文所提到的问题和其他问题的新的并且经改进的系统和方法。

发明内容

[0007] 在一个公开的方面中, 一种二氧化碳描记设备, 包括二氧化碳测量部件和电子处理器, 所述二氧化碳测量部件被配置为测量呼吸二氧化碳水平, 所述电子处理器被编程为: 生成二氧化碳描记图信号, 所述二氧化碳描记图信号包括由所述二氧化碳测量部件根据时间而测量到的二氧化碳水平样本值; 根据所述二氧化碳描记图信号来确定呼气末二氧化碳 (etCO_2) 值; 并且基于所述二氧化碳描记图信号的波形来计算呼气末二氧化碳参数质量指

数(etCO₂ PQI)值。可以提供显示部件以显示所述etCO₂值和所述etCO₂PQI值。在一些实施例中,所述电子处理器通过包括以下项的操作来计算所述etCO₂ PQI:通过将所述二氧化碳描记图信号的二氧化碳水平样本值的计数分组到二氧化碳水平分组中来生成二氧化碳描记图直方图。

[0008] 在另一公开的方面中,一种二氧化碳描记设备,包括二氧化碳测量部件和电子处理器,所述二氧化碳测量部件被配置为测量呼吸二氧化碳水平,所述电子处理器被编程为:生成二氧化碳描记图信号,所述二氧化碳描记图信号包括由所述二氧化碳测量部件根据时间而测量到的二氧化碳水平样本值;根据所述二氧化碳描记图信号来计算定量二氧化碳描记图波形度量;根据所述二氧化碳描记图信号来确定呼气末二氧化碳(etCO₂)值和呼吸率(RR)值;使用所述定量二氧化碳描记图波形度量来计算呼气末二氧化碳参数质量指数(etCO₂ PQI);并且使用所述RR值和所述etCO₂ PQI来计算呼吸率参数质量指数(RR PQI)。

[0009] 一个优点在于提供了其输出更有效地评估患者呼吸健康的二氧化碳描记设备。

[0010] 另一优点在于提供了在不要求呼吸检测或者对二氧化碳描记图波形的分割的情况下输出表征详细二氧化碳描记图波形的导出参数的二氧化碳描记设备。

[0011] 另一优点在于来自二氧化碳描记图数据的更准确的呼吸系统状态信息。

[0012] 给出的实施例可以不提供前述优点中的任何优点,可以提供前述优点中的一个、两个、更多或者全部优点,并且/或者可以提供其他优点,这对于阅读并理解了本公开内容的本领域技术人员而言将是显而易见的。

附图说明

[0013] 本发明可以采取各种部件和部件布置以及各种步骤和步骤安排的形式。附图仅仅出于图示优选实施例的目的,而不应当被解读为对本发明的限制。

[0014] 图1示意性图示了二氧化碳描记设备。

[0015] 图2示意性图示了理想化的二氧化碳描记图以及对应的二氧化碳描记图直方图。

[0016] 图3示意性绘制了针对理想化的二氧化碳描记图波形(顶部绘图)和具有补充氧气冲刷的二氧化碳描记图(底部绘图)的CO₂下降时间。

具体实施方式

[0017] 在本文中所公开的一些实施例中,计算参数质量指数以定量地评估根据二氧化碳描记图而评价的呼吸率(RR)和呼气末CO₂(etCO₂)的可靠性。也可以部分地基于etCO₂参数质量指数(etCO₂ PQI)和RR参数质量指数(RR PQI)来计算呼吸良好性指数(RWI)。这些参数质量指数使得医务人员能够使用常规工具、尤其是RR和etCO₂来解读二氧化碳描记图,但是提供度量(质量控制指数)来辅助医务人员评估RR和etCO₂是否是用于做出临床决策的可靠数据。

[0018] 此外,在一些实施例中,至少部分地使用CO₂值计数对比(分组的)CO₂水平的直方图来计算所述参数质量指数。在涵盖若干次呼吸的时间间隔期间计算该直方图。例如,在一个例示性实施例中,在30秒的时间间隔内采集直方图,其对应于针对3-5秒/呼吸(12-20次呼吸每分钟)的正常成人患者呼吸间隔的大约6-10次呼吸,对应于针对快速呼吸(60次呼吸每分钟的呼吸率)的婴儿的高达30次呼吸。

[0019] 有利地,在不将波形分割为不同的区域(例如,吸气、呼气)并且在不分割个体呼吸周期的情况下(即,在没有呼吸检测器的情况下),计算二氧化碳描记图直方图。由于在其中 CO_2 水平在吸气阶段期间接近于零而在呼气阶段期间接近于其最大值(即,接近于针对患者的 etCO_2)的典型二氧化碳描记图模式,所述二氧化碳描记图直方图有利地具有针对正常呼吸患者的“标准”形状。这两个阶段定义了所公开的二氧化碳描记图直方图的相应的低区域和高区域,以及其之间的第三过渡直方图区域。在不依赖于将二氧化碳描记图波形分割为呼吸周期(其然后被进一步分割为吸气和呼气时间间隔)的困难并且常常不精确的任务的情况下,能够根据二氧化碳描记图直方图来提取关于二氧化碳描记图波形的丰富信息。

[0020] 具体地,主要地或者全部地使用直方图来计算 etCO_2 PQI。在一些实施例中,还基于能够在不将所述二氧化碳描记图分割为吸气区域和呼气区域的情况下量化的二氧化碳描记图特性来计算 etCO_2 PQI。RR PQI的例示性实施例却依赖于呼吸检测和二氧化碳描记图波形分割,因为RR是与呼吸周期紧密相关联的(实际上是由呼吸周期定义的)。然而,RR PQI任选还基于 etCO_2 PQI,由此包含来自二氧化碳描记图直方图的波形信息。

[0021] RWI是基于 etCO_2 和RR值并且还基于 etCO_2 PQI和RR PQI来计算的。将PQI值合并到RWI中捕获了在本文中的以下认识:不良的二氧化碳描记图波形常常是不良呼吸健康的指示,而不是二氧化碳描记测量问题的指示器。

[0022] 参考图1,例示性二氧化碳描记设备10通过适合的患者附件(诸如在例示性范例中的鼻导管14)或者通过气道适配器等与患者12相连接。患者附件14任选可以包括一个或多个辅助部件,诸如空气过滤器、脱水器等(未示出)。在例示性二氧化碳描记10中,由空气泵22将呼吸的空气从患者附件14抽取到二氧化碳空气入口16中并且通过二氧化碳(CO_2)测量部件或者单元20。然后,经由二氧化碳描记10的空气出口24将所述空气释放到大气,或者,如在例示性实施例中,通过空气出口24被所述空气释放到清除系统26中以在释放到大气之前移除吸气麻醉剂或其他吸入的药物药剂。 CO_2 测量部件或单元20例如可以包括红外光学吸收单元,在所述红外光学吸收单元中,在从患者附件14抽取的呼吸空气中的二氧化碳产生由红外光源/检测器组件检测到的吸收。

[0023] 例示性二氧化碳描记设备10具有侧流配置,在所述侧流配置中,使用泵22将呼吸空气抽取到二氧化碳描记设备10中,并且 CO_2 测量单元20被定位在二氧化碳描记设备10内部。亦即,侧流二氧化碳描记设备10包括作为单元的二氧化碳测量部件20、电子处理器30、以及被连接以抽取呼吸空气通过二氧化碳测量部件20的泵22。所述侧流配置被适合地用于自主呼吸患者,即,在没有机械通气机的辅助下依靠他或她自己呼吸的患者。在被称为主流配置(未图示)的备选配置中, CO_2 测量单元被定位在二氧化碳描记设备壳体的外部,通常作为被插入到患者的“主流”气道流中的 CO_2 测量单元患者附件。这样的主流配置例如可以协同机械通气的患者来采用,其中, CO_2 测量单元患者附件被设计为配对到通气机单元的附件插座中,或者被安装在馈送到通气机中的气道软管上。所公开的应用定量地评估参数质量和患者呼吸良好性的方法要么协同侧流二氧化碳描记设备(如在图1的例示性范例中)要么协同主流二氧化碳描记设备来容易地应用。

[0024] 继续参考图1,二氧化碳描记设备10(要么在例示性侧流配置中,要么在备选主流配置中)包括二氧化碳描记电子器件30,二氧化碳描记电子器件30提供用于操作 CO_2 测量单元20和(在侧流配置中)泵22的功率和控制。应当注意,在示意性图1中未图示电源和控制链

路。二氧化碳描记电子器件30额外地执行对由CO₂测量单元20所输出的CO₂信号的处理,如在图1中示意性指示的以及如在本文中所描述的。由二氧化碳描记10所输出的临床数据被显示在显示部件32上、被存储在电子医学记录(EMR)等中或者以其他方式来利用。显示部件32可以是二氧化碳描记的部件,或者如在图1中所图示的,显示部件32可以是被连接到二氧化碳描记10的外部显示部件。例如,外部显示部件32可以是多功能床侧患者监测器和/或护士站患者监测器等。还将领会到,二氧化碳描记可以包括未在简化的示意性图1中图示的许多其他部件,诸如压力计、流量计等。

[0025] 二氧化碳描记电子器件30可以不同地实施,诸如通过被适合地编程的电子处理器,例如,二氧化碳描记10的微处理器或微控制器。尽管图示了单个电子器件单元30,但是备选地设想到了采用电子器件的各种组合,例如,不同的电子部件可以被操作性地互连以实施泵、电源、红外光源和检测器、电源(针对CO₂测量单元20)、模-数转换电路(以对CO₂测量单元20的红外光检测器进行采样)等。更进一步地,设想到了,执行二氧化碳描记数据处理的电子器件被设置在二氧化碳描记设备自身的外部。例如,所述二氧化碳描记数据处理可以由另一设备中的电子器件来执行(例如,从测量单元20接收CO₂信号、或者接收由二氧化碳描记设备所生成的二氧化碳描记图并且执行进一步的处理的护士站的计算机)。将更进一步领会到,如由二氧化碳描记电子器件30所执行的在本文中所公开的二氧化碳描记数据处理可以由存储能由微处理器、微控制器或其他电子处理器读取和运行以执行所公开的二氧化碳描记数据处理的指令的非瞬态存储介质来实现。通过非限制性例示的方式,这样的非瞬态存储介质可以包括硬盘驱动器或者其他磁性存储介质、闪速存储器、只读存储器(ROM)或者其他电子存储介质、光盘或者其他光学存储介质、其各种组合等。

[0026] 继续参考图1并且进一步参考图2,在图1中示意性示出了由二氧化碳描记电子器件30(或者备选地,全部地或部分地由护士站监测器、床侧患者监测器或者具有被适合地编程的电子数据处理器的其他设备)所执行的二氧化碳描记数据处理的例示性实施例。CO₂信号被采样并且任选针对诸如干扰气体(例如,一氧化二氮)的存在、气压等因子进行校正以便生成二氧化碳描记图40。二氧化碳描记图40是表示在图2中被表示为[CO₂]的作为时间的函数的二氧化碳的分压或浓度的信号。示意性图2将二氧化碳描记图40图示为针对健康患者的理想化波形,其中,每次呼吸是相同的并且在吸气阶段期间展示接近零的[CO₂]并且在呼气阶段逐渐出现的明确限定的最大值[CO₂]并且在对应于呼气末CO₂的最大值[CO₂]中终止,并且其中,etCO₂针对每次呼吸是相同的。在实践中,将理解,针对真实患者的二氧化碳描记图40通常由于许多因素(诸如非一致的呼吸、讲话、咳嗽、在有病患者的情况下的可能的慢性肺问题等)与该理想化曲线显著地偏离。在真实患者的二氧化碳描记图中,etCO₂可能逐呼吸地改变。图2的例示性理想化范例还假定恒定的呼吸率。再者,在真实患者中,RR通常不是恒定的——RR能够由于刺激或努力而显著地增加,可能在休息时段期间变慢,可能在睡眠呼吸暂停时段期间完全停止,和/或通常可能由于各种呼吸疾病或其他医学状况而显著地改变。

[0027] 继续参考图1和图2,二氧化碳描记电子器件30被编程为根据二氧化碳描记图40来计算二氧化碳描记图直方图42。二氧化碳描记图直方图42是CO₂样本值(y轴)对比CO₂水平(x轴)的直方图。针对持续时间为30秒的滑动窗口来计算二氧化碳描记图直方图42(针对例示性图2;设想到了其他窗口大小,优选对足够长以涵盖若干呼吸的持续时间)。通过例示性范

例的方式,如果CO₂测量单元20以10msec的间隔对样本进行采样(100个样本每秒)并且窗口是30秒,那么针对在30秒的窗口(包括3000个点)中的每个二氧化碳描记图样本,对应于针对该点的CO₂值的分组被增加。在典型二氧化碳描记图的二氧化碳描记图直方图中,存在吸气期间的较低的基线区域以及呼气期间的升高的CO₂区域。在这两个区域之间,存在组成二氧化碳描记图的上升沿和下降沿的点集。更具体地,如在图2中所描绘的,能够定义三个区域R1、R2、R3。直方图42的区域R1包括由CO₂测量单元20在呼吸的吸气阶段期间而测量到的二氧化碳描记图40中的点。在图2的例示性范例中,区域R1包括从0mmHg到3mmHg的分组。直方图42的区域R2包括来自二氧化碳描记图40的形成二氧化碳描记图40中的上升沿和下降沿的所有点。在图2的例示性范例中,区域R2包括从4mmHg到30mmHg的分组。最后,直方图42的区域R3包括在呼吸的呼气阶段期间所测量到的二氧化碳描记图40中的点。在图2的例示性范例中,区域R3包括从31mmHg到39mmHg的所有分组。

[0028] 典型二氧化碳描记图的二氧化碳描记图直方图具有特定特性。针对典型二氧化碳描记图的直方图将具有在区域R1和区域R3的分组中的CO₂样本值的较高数目的发生,并且在区域R2的分组中的发生的数目应当低于在区域R1和区域R3中的发生的数目。亦即,二氧化碳描记图直方图42具有在下部区域R1中的峰以及在上部区域R3中的峰,以及在中间区域R2中的谷。此外,在上部区域R3中的峰通常比在区域R1中的峰更扩展,如在图2的理想化二氧化碳描记图直方图42中看到的。上部区域R3中的峰的扩展是由呼气阶段期间的二氧化碳描记图40的斜变所引起的,其中,最高的CO₂值通常在呼吸的结束处发生(即,呼气末点)。在组成二氧化碳描记图直方图42的上部区域R3中的峰的点的扩展中反映了二氧化碳描记图波形40的该斜变。这样的扩展可以额外地或备选地由以下通常的情况所引起:其中,每次呼吸不具有相同的峰CO₂值(或者换句话说,etCO₂逐呼吸地改变)。在上部区域R3中的峰的扩展中反映了针对每次呼吸的etCO₂值中的差。相反,在二氧化碳描记图的吸气阶段期间,CO₂水平通常落到接近于零的平坦基线水平,并且展现出逐呼吸很少的变化,这导致了直方图42的下部区域R1中的较窄的峰。

[0029] 利用每隔数秒(例如,在采用30秒的窗口的一个例示性范例中,每隔5秒)而计算的新的直方图,根据在滑动窗口中的二氧化碳描记图40来计算二氧化碳描记图直方图42。不尝试使窗口与整数数目的呼吸相同步,但是窗口优选足够大以涵盖若干次呼吸(例如,针对3-5秒/呼吸的正常成人患者呼吸间隔,例示性30秒的窗口涵盖6-10次呼吸)。通过在比窗口(例如,使用30秒的窗口每隔5秒)大小更短的时间间隔上重新计算直方图,连续的直方图窗口的显著重叠提供了作为时间的函数的平滑效果。由于不存在与呼吸循环的同步,因而不需要在构建二氧化碳描记图直方图42的过程中采用呼吸检测器,并且对直方图42的确定是非常快速的CO₂样本分组过程。

[0030] 根据二氧化碳描记图信号40来确定呼气末二氧化碳(etCO₂)值和呼吸率(RR)值。基本上,检测信号最大值的任何技术都能够被用于检测etCO₂值。例如,在一些实施例,通过分析根据二氧化碳描记图信号40而导出的直方图42根据二氧化碳描记图信号40来确定etCO₂值。在该方法中,具有非零样本计数的最高CO₂水平分组的CO₂水平提供了etCO₂值。类似地,基本上确定信号的周期性的任何技术都能够被用于检测RR值。例如,RR值能够通过使用呼吸检测器48检测呼吸并且由此确定呼吸间隔来确定(RR是平均呼吸间隔的倒数)。备选地,能够应用快速傅里叶变换(FFT)来确定频率域中的RR值。

[0031] 继续参考图1,二氧化碳描记图直方图42被用于计算呼气末 CO_2 参数质量指数(etCO_2 PQI) 44。该指数被计算为根据二氧化碳描记图直方图42并且任选也根据二氧化碳描记图40自身而导出的参数的加权和。被包括在所述加权和中的参数被适合地选取为确定在从二氧化碳描记图40所获得的 etCO_2 测量结果中的置信度的相关准则。在一个例示性实施例中,根据包括以下项的参数来计算 etCO_2 PQI 44: (1) 直方图42的在基线以上的部分的度量; (2) 区域R3中的最大值 CO_2 与具有最高直方图计数的区域R3中的 CO_2 水平之间的差的度量; (3) 将区域R3计数与区域R2计数进行比较的度量; (4) 区域R3中的总计数的分数的度量; 以及 (5) CO_2 下降时间的度量。

[0032] 直方图42的在基线以上的部分的度量表征与区域R1相比较区域R3中的直方图的部分。该度量针对正常二氧化碳描记图是大的,但是在具有不一致的呼气平稳状态的不良二氧化碳描记图波形的情况下可以是低的。

[0033] 在区域R3中的最大值 CO_2 与区域R3中具有最高直方图计数的 CO_2 水平之间的差的度量被期望是小的,因为呼气末的点应当具有最大的 CO_2 值并且在 etCO_2 处或附近的 CO_2 水平也应当具有大数目的计数,因为呼气平稳状态通常随着其接近呼气末的点而变平。可以根据具有非零计数的区域R3的分组的 CO_2 水平与存储最高计数的区域R3的分组的 CO_2 水平之间的差来计算该度量。

[0034] 将上部区域R3计数与中间区域R2计数相比较的度量量化了以下预期:在二氧化碳描记图40中从吸气阶段到呼气阶段应当存在锐利的过渡。在这样的情况下,中间区域R2计数是低的并且上部区域R3计数是高的。然而,由于在中间区域R2比在上部区域R3中存在更多的分组,因而该度量优选可以使用在区域R2的所有分组上的平均计数并且类似地使用区域R3的所有分组的平均计数来进行量化。

[0035] 上部区域R3中的总计数的分数的度量应当是高的,因为二氧化碳描记图波形的大部分包括呼气阶段。可以使用上部区域R3中的总计数与二氧化碳描记图直方图42中的总计数的比率来计算该度量。

[0036] 简要参考图3, CO_2 下降时间的度量与贡献于例示性 etCO_2 PQI的先前的四个度量的不同在于: CO_2 下降时间的度量是根据二氧化碳描记图40而不是二氧化碳描记图直方图42来计算的。 CO_2 下降时间的度量对于检测二氧化碳描记图波形何时由于补充氧气的效果而被冲刷是有用的。这被图示在图3中。图3的顶部绘图示出了用于与在图2中所示的相同的理想化二氧化碳描记图40的呼气稳定水平。 CO_2 下降时间被计算为从当高 CO_2 水平下降到小于上限阈值 $T_{\text{上部}}$ 时直到 CO_2 水平减小到小于下限阈值 $T_{\text{下部}}$ 的时间间隔。该 CO_2 下降时间被指示为示出理想化二氧化碳描记图40的图3的顶部绘图中的 $t_{\text{下降}}$ 。应当看到, $t_{\text{下降}}$ 是相对短的。相反,图3底部绘图示出了二氧化碳描记图40₀₂,其展示了补充氧气冲刷。在这种情况下,从 $T_{\text{上部}}$ 到 $T_{\text{下部}}$ 的转换是长得多的。

[0037] 将注意到,在不执行呼吸检测的情况下并且在不将二氧化碳描记图波形分割为吸气阶段和呼气阶段的情况下,能够确定 CO_2 下降时间。例如,在例示性范例中,通过识别何时高 CO_2 水平下降到小于 $T_{\text{上部}}$ 以及然后何时其下降到小于 $T_{\text{下部}}$ 时来计算 CO_2 下降时间。

[0038] 返回参考图1, etCO_2 PQI 44被适合地计算为这些度量的加权和(和/或与二氧化碳描记的 etCO_2 测量结果的可靠性相关的其他度量)。亦即:

$$[0039] \quad etCO_2 PQI = \sum_i W_i * S_i$$

[0040] 其中,指数i在对etCO₂ PQI 44有贡献的度量的范围上,S_i是第i个度量的得分(即,值),并且W_i是第i个度量的权重。所述权重可以手动地生成(例如,基于技术熟练的麻醉医师对各种度量的相对重要性的评估),或者可以通过使用关于从训练二氧化碳描记图所获得的etCO₂值的可靠性各自由技术熟练的麻醉医师所标记的代表性二氧化碳描记图的训练集执行机器学习来生成。

[0041] 在范例中,贡献于etCO₂ PQI的五个度量仅仅是例示性的。更一般地,将领会到,期望二氧化碳描记图直方图42展示在对应于呼吸周期的吸气阶段的下部区域R1中的大且窄的峰、在对应于呼气阶段的上部区域R3中的大且稍微更宽的峰、以及在对应于从吸气到呼气以及从呼气到吸气的过渡的中间区域R2中的深的谷。当二氧化碳描记图波形劣化时,预期与该基本直方图形状的偏离,并且因此,预期etCO₂值是较不可靠的。能够使用针对训练二氧化碳描记而构建的直方图来构建和优化各种度量,以便定量地表征度量以评估直方图形状并且因此评估二氧化碳描记图波形。对度量以及其权重的最优选择取决于二氧化碳描记设备以及其对患者的连接、被监测的人口统计学结果、期望的灵敏度(例如,二氧化碳描记图波形在etCO₂ PQI开始显著减小之前应当多么“坏”)等。在一些实施例中,可以针对不同的患者连接(例如,鼻导管对比气道适配器)、不同的患者呼吸状况(例如,自主呼吸对比各种机械通气模式)等来优化度量。二氧化碳描记图直方图形状反映了二氧化碳描记图波形,因此,在不需要检测二氧化碳描记中的呼吸间隔的情况下并且在不需要将二氧化碳描记图分割为吸气阶段和呼气阶段的情况下,直方图的定量度量提供了对二氧化碳描记图波形质量的评估。在例示性范例中,根据二氧化碳描记图40而不是根据二氧化碳描记图直方图42来直接提取一个度量(CO₂下降时间),但是这仍然是在不执行呼吸检测或者将二氧化碳描记图分割为呼吸阶段的情况下完成的。计算是快速的,并且能够实时地(亦即,在数十秒、数秒或者更少的延迟的情况下)执行。

[0042] 继续参考图1,也确定了呼吸率参数质量指数(RR PQI) 46。RR和RR PQI两者取决于检测呼吸,并且因此接收通过呼吸检测器48在二氧化碳描记图40中所检测到的呼吸间隔作为输入。通过例示性范例的方式,RR PQI 46被适合地确定为包括以下项的度量的加权和:呼吸率(RR)、呼气时间/吸气时间比率(IE比率)的度量、量化呼吸的二氧化碳描记图中的无效峰计数的度量、二氧化碳描记图二氧化碳水平动态范围度量、以及吸气CO₂水平多么接近于零的度量。RR和IE比率值应当在合理的范围内(例如,针对成人,RR在12-20次心跳每分钟附近),因此,显著地落在合理之外的值降低了RR PQI 46。额外(无效)峰会降低错误的呼吸检测,因此,更多无效峰降低了RR PQI。二氧化碳描记动态范围(最大CO₂水平减去最小CO₂水平)影响信号强度,因此,低动态范围降低了RR PQI。类似地,CO₂水平应当在吸气期间接近于零;然而,在吸气期间的较高CO₂水平使呼吸检测更困难,这导致针对RR PQI 46的较低的值。

[0043] 在图1的例示性实施例中,RR PQI 46也基于用作加权和中的额外度量的etCO₂ PQI 44来确定。etCO₂ PQI 44是二氧化碳描记图波形的“标准状态”的度量。由于高度异常的二氧化碳描记图波形使呼吸检测更困难,针对etCO₂ PQI 44的较低的值也导致较低的RR PQI值。采用etCO₂ PQI 44作为对RR PQI 46的输入度量有利地在评估RR的可靠性过程中重

新使用et CO₂ PQI 44。

[0044] RR PQI 46再次被适合地计算为贡献度量的加权和：

[0045]
$$RR\ PQI = \sum_i W_i * S_i$$

[0046] 其中，指数i在对RR PQI 46有贡献的度量的范围上，S_i是第i个度量的得分（即，值），并且W_i是针对第i个度量的权重。再次地，所述权重可以手动地生成，或者可以通过使用关于RR可靠性而标记的代表性二氧化碳描记图的训练集执行机器学习来生成。在范例中，贡献RR PQI的度量再次仅仅是例示性的，并且设想到了额外的或其他的度量。

[0047] 在一些实施例中，也计算了呼吸良好性指数 (RWI) 50，其表示使用二氧化碳描记图40来评估患者的呼吸良好性的质量得分。RWI 50被设计为帮助医务人员评价患者的总体呼吸良好性。RWI 50也可以被用于识别处于由于中枢性或阻塞性呼吸暂停（诸如在流程镇静期间）造成的肺换气不足的风险中的非插管患者。在适合的实施例中，用作对RWI 50的加权输入的度量包括所测量到的RR和etCO₂以及对应的RR PQI 44和etCO₂ PQI 46。一般而言，如果要么RR要么etCO₂在其相应的正常范围外部，那么这降低了RWI 50。较低的RR PQI 44或较低的etCO₂ PQI 46也降低了RWI 50。在一些实施例中，自从最后一次呼吸之后的时间的度量也被包含到RWI 50中，以便促进其在检测气道堵塞或呼吸暂停发作中使用。例如，可以通过评估自从最后一次升高的CO₂水平之后的时间的框52根据二氧化碳描记图40来量化所述自从最后一次呼吸之后的时间。

[0048] 每次当二氧化碳描记图直方图42被更新时（例如，在例示性范例中每隔5秒），适合地重新计算指数44、46、50。由于例示性直方图计算窗口是30秒，因而指数44、46、50的第一计算是在采集30秒的二氧化碳描记图40之后执行的。

[0049] 如果二氧化碳描记设备10被编程为基于RR值和etCO₂值来提供信息消息，那么指数44、46、50任选可以被用于当潜在的RR或etCO₂不可靠时，如由对应的PQI所指示的，来抑制这些信息消息。通过非限制性图示的方式，在一个设想到的实施例中，采用表1的消息方案，其中，仅当RWI低于某个阈值时显示输出。

[0050] 表1

[0051]

参数	当参数在“正常”范围以上	当参数在“正常”范围以下
----	--------------	--------------

[0052]

	时的消息	时的消息
etCO ₂	“肺换气不足”	“浅呼吸”“尝试抬起下巴”
etCO ₂ PQI 得分	N/A	“浅呼吸”“尝试抬起下巴”
RR	“患者焦虑” (如果 RR PQI 低, 则不示 出消息)	“低呼吸率”, “促进患者进行呼吸”
RR PQI 得分	N/A	“不稳定的呼吸”
自从高 CO ₂ 信号之后的时 间	“自从呼吸之后的长时 间”, “促进患者进行呼吸”	N/A

[0053] 在该例示性消息方案中,如果RR PQI 46在阈值以下,则“患者焦虑”消息被抑制。

[0054] 补充(或替代)计算和显示检验参数(诸如etCO₂、RR、etCO₂ PQI 44、RR PQI 46和/或RWI 50)的值,设想到了在显示部件32上显示二氧化碳描记图直方图42自身。如先前所讨论的,二氧化碳描记图直方图42以与读取二氧化碳描记图40(其任选也可以被显示在显示器32上,例如作为趋势线)的显示相比较可以由医务人员更容易地感知的格式实现了关于二氧化碳描记图波形的基本信息。与显示二氧化碳描记图40的趋势线相比较,显示二氧化碳描记图直方图42的一个优点在于:趋势线通常水平地滚动,而二氧化碳描记图直方图42不滚动而是被更新,例如,利用归因于连续更新之间的大的窗口重叠的连续更新之间的基本重叠每隔5秒(例如,利用30的秒窗口和5秒来更新,每个连续的直方图是从用于生成紧接先前的直方图的25秒的相同二氧化碳描记图数据以及仅5秒的新的二氧化碳描记图数据而导出的)。

[0055] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读并理解了前述详细描述之后可以想到修改和变型。本发明旨在被理解为包括所有这样的修改和变型,只要其落入权利要求书或者其等价方案的范围之内。

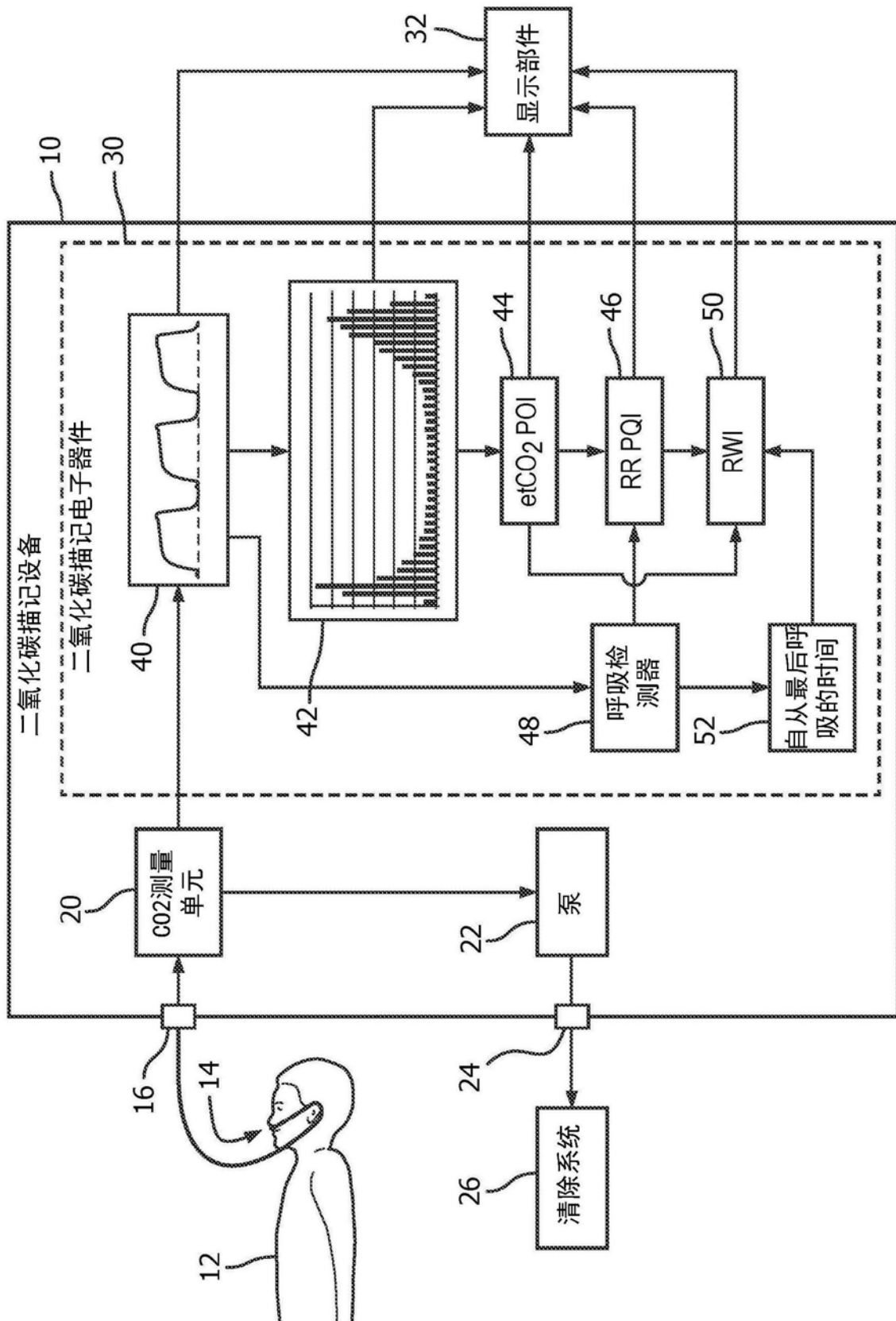


图1

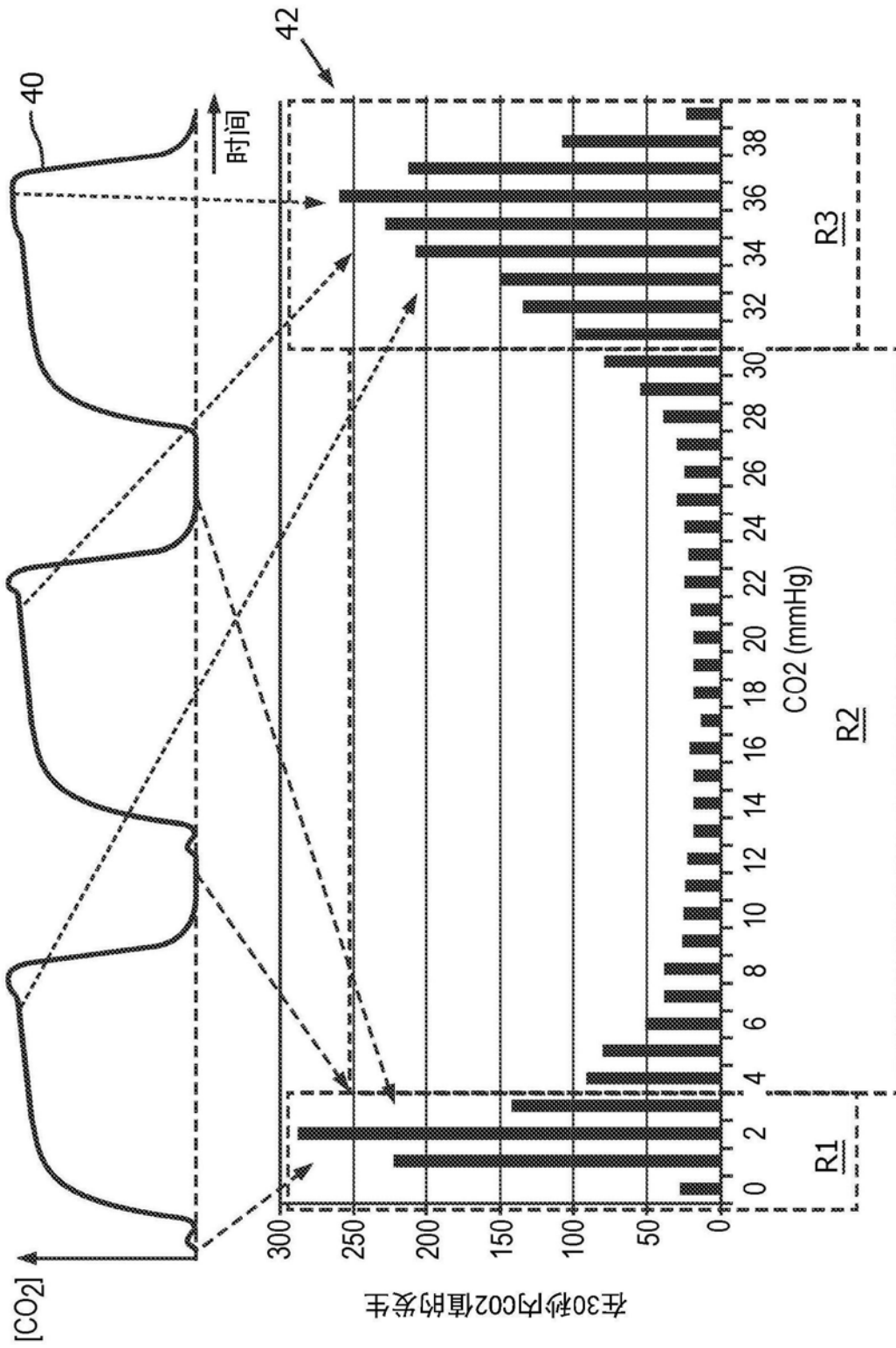


图2

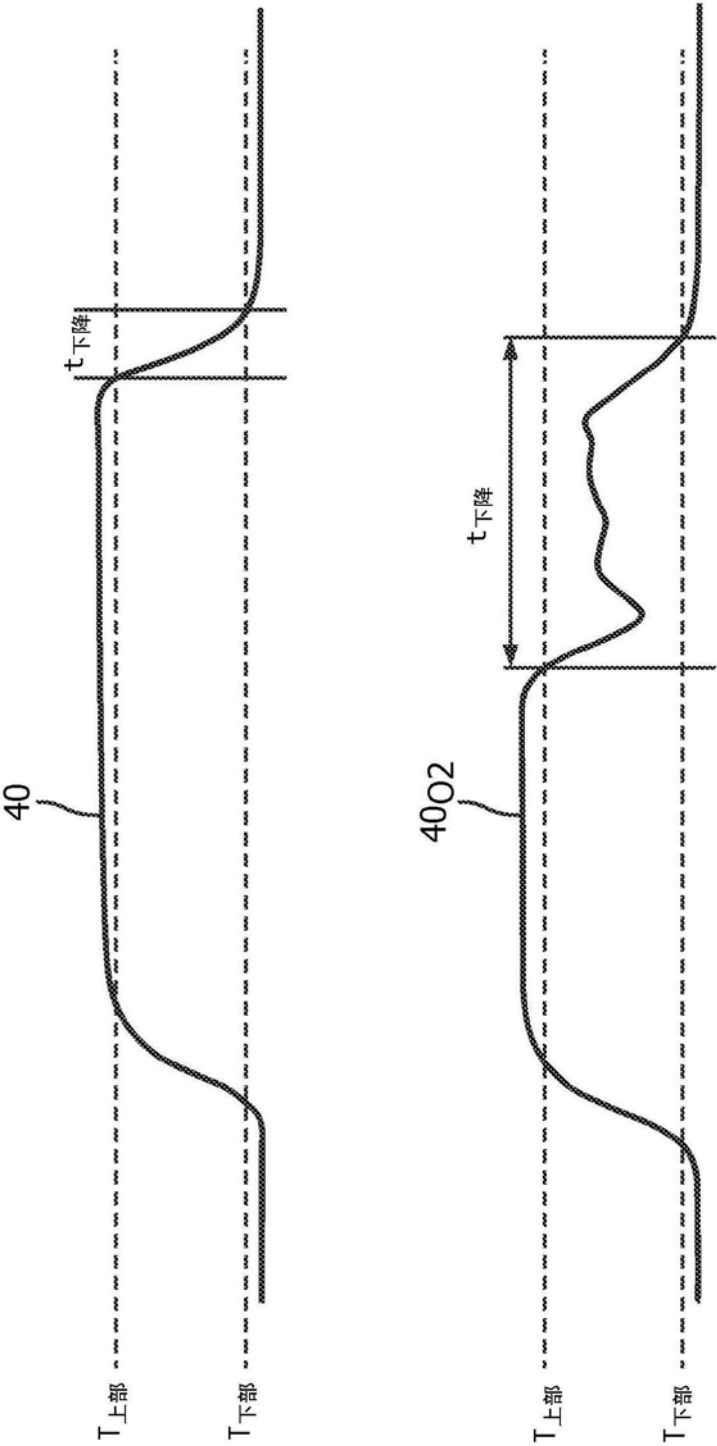


图3