



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024758 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680052396.1

(22)申请日 2016.08.04

(30)优先权数据

62/203,090 2015.08.10 US

(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/IB2016/054702 2016.08.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/025869 EN 2017.02.16

(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 J·奥尔 L·M·布鲁尔凯茨

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/083(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

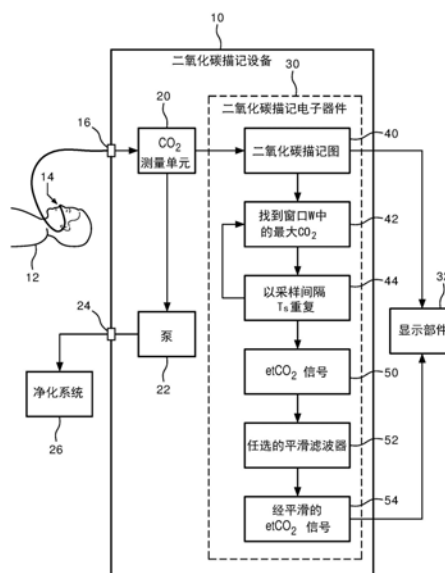
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

潮气末CO₂的简化显示

(57)摘要

一种二氧化碳描记设备包括二氧化碳测量部件(20)和电子处理器(30),所述二氧化碳测量部件(20)被配置为测量呼吸二氧化碳水平,所述电子处理器(30)被编程为生成二氧化碳描记图信号(40),并且通过对所述二氧化碳描记图信号执行滑动窗口最大操作(42、44)来计算潮气末二氧化碳(etCO₂)信号(50)。在一些实施例中,所述滑动窗口最大操作采用其持续时间(T_w)为至少30秒的滑动时间窗口(W)。可以在执行所述滑动窗口最大操作之前将平滑滤波器应用于所述二氧化碳描记图信号,并且/或者可以在所述滑动窗口最大操作之后应用平滑滤波器(52)以产生经平滑的etCO₂信号(54)。所述二氧化碳描记设备可以是侧流二氧化碳描记设备(10)或主流二氧化碳描记设备。



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:

将包括由所述二氧化碳测量部件测量的呼吸二氧化碳水平的二氧化碳描记图信号(40)生成作为时间的函数; 并且

通过包括对所述二氧化碳描记图信号执行滑动窗口最大操作(42、44)的操作将潮气末二氧化碳(etCO₂)信号(50、54)计算为时间的函数。

2. 根据权利要求1所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述滑动窗口最大操作(42、44)采用其持续时间(T_w)包含至少五次呼吸的滑动时间窗口(W)。

3. 根据权利要求1所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述滑动窗口最大操作(42、44)采用其持续时间(T_w)为至少30秒的滑动时间窗口(W)。

4. 根据权利要求1所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述滑动窗口最大操作(42、44)采用其持续时间(T_w)在一分钟至两分钟之间的滑动时间窗口(W), 含一分钟和两分钟。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述滑动窗口最大操作(42、44)采用在五秒至十五秒之间的采样间隔(T_s), 含五秒和十五秒。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 所述滑动窗口最大操作(42、44)包括将所述etCO₂信号(50)计算为:

$$etCO_2(t) = \max([CO_2])|_{W(t)}$$

其中, t指代时间, [CO₂]指代所述二氧化碳描记图信号(40), 并且W(t)将所述滑动时间窗口(W)指代为:

$$W(t) = \{[CO_2]_{t-D-T_w}, \dots, [CO_2]_{t-D}\}$$

其中, D是延迟值, 并且D ≥ 0。

7. 根据权利要求1-5中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 执行所述滑动窗口最大操作(42、44)包括计算 $etCO_2(t) = \max([CO_2])|_{W(t)}$, 其中, t指代时间, [CO₂]是所述二氧化碳描记图信号(40), 并且W(t)是滑动时间窗口。

8. 根据权利要求1-7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)被编程为通过还包括在对所述二氧化碳描记图信号执行所述滑动窗口最大操作(42、44)之前将平滑滤波器应用于所述二氧化碳描记图信号(40)的操作以将所述etCO₂信号(50)计算为时间的函数。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 其中, 执行所述滑动窗口最大操作(42、44)计算未经平滑的etCO₂信号(50), 并且所述电子处理器(30)被编程为通过将平滑滤波器(52)应用于所述未经平滑的etCO₂信号(50)以将经平滑的etCO₂信号(54)计算为时间的函数。

10. 根据权利要求1-9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), 其被配置为显示所述etCO₂信号(50、54)。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的二氧化碳描记设备(10), 包括侧流二氧化碳描记设备, 所述侧流二氧化碳描记设备作为一个单元而包括所述二氧化碳测量部件(20)、所述电子处理器(30)以及被连接为抽吸呼吸空气通过所述二氧化碳测量部件的泵(22)。

12. 一种存储指令的非瞬态存储介质, 所述指令能由电子处理器 (30) 读取并运行以执行二氧化碳描记方法, 所述二氧化碳描记方法包括:

将包括由二氧化碳测量部件 (20) 测量的呼吸二氧化碳水平的二氧化碳描记图信号 (40) 生成时间的函数; 并且

对所述二氧化碳描记图信号执行滑动窗口最大操作 (42、44) 以将潮气末二氧化碳 (etCO₂) 信号 (50) 计算为时间的函数。

13. 根据权利要求12所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述滑动窗口最大操作 (42、44) 采用其持续时间 (T_w) 为至少30秒的滑动时间窗口 (W)。

14. 根据权利要求12所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述滑动窗口最大操作 (42、44) 采用其持续时间 (T_w) 为至少一分钟的滑动时间窗口 (W)。

15. 根据权利要求12-14中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述滑动窗口最大操作 (42、44) 采用在五秒至十五秒之间的采样间隔 (T_s), 含五秒和十五秒。

16. 根据权利要求12-15中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 执行所述滑动窗口最大操作 (42、44) 以将所述etCO₂信号 (50) 计算为时间的函数包括计算 $etCO_2(t) = \max([CO_2])|_{W(t)}$, 其中, t指代时间, [CO₂]是所述二氧化碳描记图信号 (40), 并且W(t)是滑动时间窗口。

17. 根据权利要求16所述的非瞬态存储介质, 其中, $\max([CO_2])|_{W(t)}$ 返回所述时间窗口W(t)内的被定义为以下中的一个的最大[CO₂]值:

(i) 所述时间窗口W(t)内的最大二氧化碳描记图信号样本;

(ii) 所述时间窗口W(t)内的第二最大二氧化碳描记图信号样本;

(iii) 所述时间窗口W(t)内的第三最大二氧化碳描记图信号样本; 以及

(iv) 所述时间窗口W(t)内的N个最高信号样本的平均值, 其中, N是小于或等于四的正整数。

18. 根据权利要求12-17中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述二氧化碳描记方法还包括:

在对所述二氧化碳描记图信号执行所述滑动窗口最大操作 (42、44) 之前将平滑滤波器应用于所述二氧化碳描记图信号 (40)。

19. 根据权利要求12-18中的任一项所述的非瞬态存储介质, 其中, 所述二氧化碳描记方法还包括:

将平滑滤波器应用于所述etCO₂信号 (50) 以计算经平滑的etCO₂信号 (54)。

20. 一种二氧化碳描记设备, 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

根据权利要求12-19中的任一项所述的电子处理器 (30);

其中, 所述二氧化碳描记设备为以下中的一个:

(1) 侧流二氧化碳描记设备 (10), 其作为一个单元而包括所述二氧化碳测量部件、所述电子处理器以及被连接为抽吸呼吸空气通过所述二氧化碳测量部件的泵 (22); 以及

(2) 主流二氧化碳描记设备。

潮气末CO₂的简化显示

技术领域

[0001] 以下总体上涉及二氧化碳描记领域以及相关领域。

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(CO₂)的浓度或分压。常见的二氧化碳描记参数是在概念上为呼气阶段结束时的CO₂分压的潮气末CO₂(etCO₂)。然而,由于这常常是呼吸周期中的最大观察CO₂分压,因此etCO₂在临床上被定义为呼吸周期内的最大观察CO₂分压。etCO₂通常被呈现为分压(PetCO₂)或百分比值。

[0003] 通过二氧化碳描记仪测量的etCO₂参数通常被用作作用于肺泡处的最大二氧化碳分压的可测量替代物。对最大肺泡CO₂分压的了解继而对诊断肺和心肺系统的状态有用,并且因此具有用于临床诊断和患者监测的巨大价值。稳定的etCO₂趋势线指示稳定的呼吸,而如果etCO₂正在随着时间趋于向下,则这能够指示呼吸恶化、对药物的不良反应、麻醉剂或镇静剂的影响等。

[0004] 然而,通过二氧化碳描记仪测量的etCO₂往往是嘈杂的,并且能够在呼吸之间显著变化。当患者忙于交谈、咳嗽等时,二氧化碳描记etCO₂能够随着呼吸型式的改变而变化。

[0005] 以下公开了解决上面提及的问题以及其他问题的新的且改进的系统和方法。

发明内容

[0006] 在一个公开的方面中,公开了一种二氧化碳描记设备,包括:二氧化碳测量部件,其被配置为测量呼吸二氧化碳水平;以及电子处理器,其被编程为:将包括由所述二氧化碳测量部件测量的呼吸二氧化碳水平的、二氧化碳描记图信号生成为时间的函数;并且通过包括对所述二氧化碳描记图信号执行滑动窗口最大操作的操作将潮气末二氧化碳(etCO₂)信号计算为时间的函数。在一些实施例中,所述滑动窗口最大操作采用其持续时间为至少30秒的滑动时间窗口。在一些实施例中,执行所述滑动窗口最大操作包括计算 $etCO_2 = \max([CO_2])|_{W(t)}$,其中,t指代时间,[CO₂]是所述二氧化碳描记图信号(40),并且W(t)是滑动时间窗口。所述二氧化碳描记设备可以是侧流二氧化碳描记设备或主流二氧化碳描记设备。

[0007] 在另一公开的方面中,一种非瞬态存储介质存储能由电子处理器读取并运行的指令以执行二氧化碳描记方法,所述二氧化碳描记方法包括:将包括由二氧化碳测量部件测量的呼吸二氧化碳水平的二氧化碳描记图信号生成为时间的函数;并且对所述二氧化碳描记图信号执行滑动窗口最大操作以将潮气末二氧化碳(etCO₂)信号计算为时间的函数。

[0008] 一个优点在于提供了更准确地近似最大肺泡二氧化碳水平的潮气末二氧化碳(etCO₂)值。

[0009] 另一优点在于提供了与在逐次呼吸的基础上确定的潮气末CO₂相比具有减少的噪声的etCO₂。

[0010] 另一优点在于提供了这样的etCO₂:其(1)更准确地近似最大肺泡二氧化碳水平并且(2)与在逐次呼吸的基础上确定的潮气末CO₂相比具有减少的噪声。

[0011] 另一优点在于提供了具有减少的系统误差的 etCO_2 。

[0012] 给定的实施例可以提供上述优点中的零个、一个、两个、更多个或全部优点，并且/或者可以提供在本领域普通技术人员阅读并理解了本公开内容后将变得明显的其他优点。

附图说明

[0013] 本发明可以采取各种部件和部件的布置，以及各个步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的，并且不得被解释为对本发明的限制。

[0014] 图1图解性地图示了包括如本文所公开的改进的潮气末二氧化碳(etCO_2)计算的二氧化碳描记设备。

[0015] 图2图解性地图示了对二氧化碳描记图执行滑动窗口最大操作以计算 etCO_2 。

[0016] 图3和图4标绘了在逐次呼吸的基础上计算的潮气末 CO_2 数据(图3)和通过使用滑动窗口最大操作计算的潮气末 CO_2 数据(图4)。

具体实施方式

[0017] 当患者正在自主呼吸并且呼吸程度不均匀时，难以评价 etCO_2 的趋势。在自主通气或压力支持通气期间，例如当患者交谈、咳嗽、遭受睡眠呼吸暂停或药物诱发的气道阻塞或在用于医学流程的麻醉之后经历急性呼吸抑制时，由二氧化碳描记设备测量的 etCO_2 能够显著变化。不同程度的呼吸的情况下，肺泡 CO_2 分压在生理上不可能与通过二氧化碳描记仪观察到的 etCO_2 改变一样快。

[0018] 明显的解决方案是使用低通滤波器等去除噪声来平滑 etCO_2 趋势线。然而，本文认识到该方法在通过二氧化碳描记仪测量 etCO_2 的情况下具有显著缺点。这是因为，如本文所认识到的，将噪声引入 etCO_2 测量结果的临床状况和生理事件趋向于系统地减少通过二氧化碳描记设备测量的 etCO_2 。例如，如果呼吸量太小以致于不能完全驱赶气道死体积，则测量的 etCO_2 将会减少。类似地，如果肺包含平行(肺泡)死体积，则通过二氧化碳描记仪测量的 etCO_2 将会再次减少。如果正在给患者施予补充氧气，则补充氧气能够与呼出气体相混合，并且再次减少通过二氧化碳描记仪产生的 etCO_2 读数。

[0019] 通过二氧化碳描记仪测量的 etCO_2 的常见临床应用是提供用于不能直接测量的最大肺泡 CO_2 分压的准确的能测量的替代物。然而，上述 etCO_2 噪声源中的每个都会导致通过二氧化碳描记仪测量的 etCO_2 值的减小，从而系统地偏离到肺泡最大 CO_2 分压之下。当通过二氧化碳描记仪测量的 etCO_2 被视为用于肺泡最大 CO_2 分压的替代物时，这些“噪声”源因此不是引入随机误差的真实噪声源。相反，这些“噪声”源是系统误差的来源，这是因为当与肺泡最大 CO_2 分压的(不能容易测量的)黄金标准相比时，这些“噪声”源会系统地导致通过二氧化碳描记仪测量的 etCO_2 被过低地读取。

[0020] 当鉴于上述见解观察时，低通滤波器或被设计为去除噪声(即，随机误差)的其他平滑机制不适合用于改善通过二氧化碳描记仪测量的 etCO_2 值。相反，适当的改善应当优选显示相对长的时间段(例如包含大约10-30次呼吸)内的最大观察 CO_2 ，这是因为这更可能呈现准确反映最大肺泡 CO_2 的 etCO_2 值。在一些图示性实施例中，公开了以下处理。以固定的采样时间间隔 T_s (在一些实施例中例如为5-15秒)，在较长间隔 T_w (在一些实施例中例如为30秒至3分钟，并且在一些实施例中为1-2分钟)的时间窗口 W 内识别测量的最大呼出 CO_2 。以采样

速率 ($1/T_s$) 获得的这些最大样本形成表示 $etCO_2$ 的采样信号, 其中, 信号的相继数据点 (样本) 间隔开采样间隔 T_s 。任选地, 例如使用低通滤波器去除假样本 (这些是真实噪声, 即, 被预期构成随机误差) 来对该 $etCO_2$ 信号进行平滑。

[0021] 参考图1, 图解性地示出了采用这样的 $etCO_2$ 信号生成的图示性二氧化碳描记设备10。如图1所示, 在操作期间, 二氧化碳描记设备10通过合适的患者配件 (例如, 图示性范例中的鼻插管14) 或通过气道适配器等与患者12连接。患者配件14可以任选地包括一个或多个辅助部件, 例如, 空气过滤器、脱水器等 (未示出)。在图示性二氧化碳描记仪10中, 呼吸的空气通过空气泵22从患者配件14被吸入二氧化碳描记空气进口16并且通过二氧化碳 (CO_2) 测量部件或单元20。空气然后经由二氧化碳描记仪10的空气出口24被排至大气, 或者如在图示性实施例中, 通过空气出口24被排入净化系统26以在排入大气之前去除吸入的麻醉剂或其他吸入的药剂。 CO_2 测量部件或单元20可以例如包括红外光学吸收单元, 在所述红外光学吸收单元中, 从患者配件14抽吸的呼吸的空气中的二氧化碳产生通过红外光源/检测器组件检测到的吸收。

[0022] 图示性二氧化碳描记设备10具有侧流构造, 在所述侧流构造中, 使用泵22将呼吸的空气吸入二氧化碳描记设备10, 并且 CO_2 测量单元20被定位在二氧化碳描记设备10内部。也就是说, 侧流二氧化碳描记设备10作为一个单元而包括二氧化碳测量部件20、电子处理器30以及被连接为抽吸呼吸的空气通过二氧化碳测量部件20的泵22。该侧流构造适合用于自主呼吸的患者, 即, 他或她自己正在呼吸而无需机械通气机的辅助的患者。在被称为主流构造 (未图示) 的替代性构造中, CO_2 测量单元被定位在二氧化碳描记设备壳体外部, 通常作为被插入患者的“主流”气道气流的 CO_2 测量单元患者配件。这样的主流构造可以例如结合被机械通气的患者而采用, 其中, CO_2 测量单元患者配件被设计为适配到通气机单元的配件插座中, 或者被安装在馈送到通气机中的气道软管上。所公开的用于计算 $etCO_2$ 的方法容易结合侧流二氧化碳描记设备 (如在图1的图示性范例中) 或结合主流二氧化碳描记设备进行应用。

[0023] 继续参考图1, 二氧化碳描记设备10 (在图示性侧流构造中或在替代性主流构造中) 包括二氧化碳描记电子器件30, 所述二氧化碳描记电子器件30为操作 CO_2 测量单元20和 (在侧流构造中) 泵22提供功率和控制。注意, 在图解性图1中未图示功率和控制链路。二氧化碳描记电子器件30额外地执行对由 CO_2 测量单元20输出的 CO_2 信号的处理, 如在图1中图解性地指示的并且如本文所描述的。由二氧化碳描记仪10输出的临床数据 (例如, 二氧化碳描记图和 $etCO_2$ 信号) 被显示在显示部件32上, 被存储在电子病历 (EMR) 等中, 或者以其他方式被利用。显示部件32可以是二氧化碳描记仪的部件, 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仪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。将进一步意识到, 二氧化碳描记仪可以包括未在简化的图解性图1中图示的许多其他部件, 例如, 压力计、流量计等。

[0024] 可以以各种方式实施二氧化碳描记电子器件30, 例如通过适当编程的电子处理器 (例如, 二氧化碳描记仪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, 但是替代地预想到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相互连接以实施泵电源、(用于 CO_2 测量单元20的) 红外光源电源、(用于对 CO_2 测量单元20的红外光检测器进行采样的) 模数转换电路等。此外, 还预想到二氧化碳描记仪输出二氧化碳描记图 (CO_2

对时间信号)而无需所公开的CO₂信号处理,以及由另一设备(例如,接收二氧化碳描记图信号的护士站的计算机)中适当编程的电子器件来执行所公开的CO₂信号处理。将进一步意识到,本文公开的由二氧化碳描记电子器件30执行的CO₂信号处理可以通过存储这样的指令的非瞬态存储介质来实施:所述指令能由微处理器、微控制器或其他电子处理器读取并运行以执行所公开的CO₂信号处理,所公开的CO₂信号处理包括采用本文公开的方法进行的etCO₂计算。以非限制性说明的方式,这样的非瞬态存储介质可以包括硬盘驱动器或其他磁性存储介质、闪速存储器、只读存储器(ROM)或其他电子存储介质、光盘或其他光学存储介质、其各种组合等。

[0025] 继续参考图1并进一步参考图2,在图1中图解性地示出了由二氧化碳描记电子器件30(或者替代地完全或部分由护士站监测器、床侧患者监测器或具有适当编程的电子数据处理器的其他设备)执行的CO₂信号处理的图示性实施例。CO₂信号被采样,并且任选地针对诸如干扰气体(例如,一氧化二氮)的存在、大气压力等的因素进行校正,以便生成二氧化碳描记图40。二氧化碳描记图是表示二氧化碳的分压或浓度(在图2中被指代为[CO₂])的、作为时间的函数的信号。图解性图2图示了作为针对健康患者的理想化波形的二氧化碳描记图40,其中,每一次呼吸是完全相同的,并且展现出在吸气阶段期间的接近零[CO₂]和在呼气阶段内逐渐上升并且在对应于潮气末CO₂的最大[CO₂]中终止的定义明确的最大[CO₂],并且其中,etCO₂对于每一次呼吸是相同的。实际上,应当理解,由于诸如非均匀呼吸、谈话、咳嗽、在患病患者的情况下的可能存在慢性肺病等的许多因素,针对实际患者的二氧化碳描记图40通常显著偏离该理想化曲线。在实际患者的二氧化碳描记图中,etCO₂可以在呼吸之间变化。图2的图示性理想化范例还假设了4秒/次呼吸的恒定呼吸率,即,每分钟15次呼吸。如本领域中已知的,针对正常成年人患者的静息呼吸率(RR)通常为大约3-5秒/次呼吸(每分钟12-20次呼吸),其中,对于婴儿通常观察到更高的RR(多达每分钟大约60次呼吸)。在实际患者中,RR一般不是恒定的——RR能够由于激动或劳累而显著增加,可以在静息时段期间减慢,可以在睡眠呼吸暂停发作期间完全停止,并且/或者一般可以由于各种呼吸系统疾病或其他医学状况而显著变化。

[0026] 继续参考图1和图2,在当前时间t处的操作42中,确定在持续时间T_w的(过去)时间窗口W内的最大CO₂值。用于操作42的时间窗口W的持续时间T_w被选取为包含若干次呼吸。例如,在一些实施例中,T_w具有至少30秒的持续时间(对于正在以10次呼吸/分钟的慢RR呼吸的患者包含五次呼吸,即,6秒/次呼吸),但是例如对于其RR更高的婴儿,预想到更短的值。在一些实施例中,T_w在30秒至3分钟的范围内,含30秒和3分钟。对于成年人,T_w可以被选取为在1分钟至3分钟的范围内,含1分钟和3分钟。也预想到将T_w设定为长于这些图示性上限值,并且可以例如适当结合活跃的或以其他方式在二氧化碳描记图40中展现出呼吸间显著变化的患者。

[0027] 时间窗口W是滑动时间窗口。也就是说,以采样间隔T_s对相继的当前时间值t(和时间窗口T_w的对应的时间移位,如在图2中图解性地示出的)重复确定时间窗口W中的最大[CO₂]值的操作42,以生成etCO₂信号50。用于重复44的采样间隔T_s通常比由二氧化碳描记仪10采用的[CO₂]测量间隔大得多。例如,可以以10毫秒时间间隔对由测量单元20输出的[CO₂]进行采样,以生成二氧化碳描记图40,而在图示性图2中,采样间隔T_s是10秒。另一方面,采样间隔T_s确定etCO₂信号50的时间解,并且因此其优选被选取为是相对短的,并且尤其比滑

动时间窗口W的持续时间 T_w 短得多。在一些实施例中,采样间隔 T_s 在5秒至15秒的范围内,含5秒和15秒,但是也预想到更长或更短的采样间隔。

[0028] 循环42、44因此实施滑动窗口最大操作42、44,其中,对于获取潮气末 CO_2 样本时的每个当前时间 t ,时间窗口 $W(t)$ 内的二氧化碳描记图40的最大 $[CO_2]$ 值被选取为用于当前时间 t 的 $etCO_2$ 值。输出是具有为最大肺泡 CO_2 分压的更平滑且更靠近近似结果的优点(相比于在每次呼吸的基础上计算的潮气末 CO_2 的 $etCO_2$ 信号50。 $etCO_2$ 信号50的另一优点在于 $etCO_2$ 样本以采样间隔 T_s 被相等地间隔开;然而,每次呼吸的潮气末 CO_2 信号根据呼吸间隔被不等地间隔开(但是每次呼吸信号能够被重新采样或以其他方式被后处理以提供相等地间隔开的数据)。

[0029] 该滑动窗口最大处理能够以数学方式被表示如下:

$$[0030] \quad etCO_2(t) = \max([CO_2])|_{W(t)} \quad (1)$$

[0031] 其中, t 指代时间, $[CO_2]$ 指代二氧化碳描记图信号40,窗口 $W(t)$ 是二氧化碳描记图40的以下部分:

$$[0032] \quad W(t) = \{[CO_2]_{t-T_w}, \dots, [CO_2]_{t-1}\} \quad (2)$$

[0033] 并且函数 $\max([CO_2])|_{W(t)}$ 返回窗口 $W(t)$ 内的最大二氧化碳水平。以采样间隔 T_s ,例如在时间 t_0 、 t_0+T_s 、 t_0+2T_s 、 t_0+3T_s ,...处,使用如图2所示的对应的时间窗口 $W(t_0)$ 、 $W(t_0+T_s)$ 、 $W(t_0+2T_s)$ 、 $W(t_0+3T_s)$,...来重复表达式(1)中对 $etCO_2(t)$ 计算,以将具有采样间隔 T_s 的 $etCO_2$ 信号50生成时间的函数。

[0034] 如在图2中进一步指示的,将意识到,该滑动窗口最大操作的第一次迭代被延迟以延迟时间 $T_{延迟}=T_w$,以便生成初始窗口 W_0 。如果该延迟被认为过长,则预想到使用更短的时间窗口用于第一次迭代,从而更快地采集 $etCO_2$ 信号50的第一样本,尽管由于更小的初始窗口持续时间而可能产生更大误差。

[0035] 在表达式(2)中,窗口 $W(t)$ 被定义为使其右侧(即,最高时间值)在当前时间 t 之后的一个样本上形成边缘,但是更一般地,延迟 D 可以被任选地采用,也就是说,更一般地:

$$[0036] \quad W(t) = \{[CO_2]_{t-D-T_w}, \dots, [CO_2]_{t-D}\} \quad (2a)$$

[0037] 在表达式(2a)的窗口 $W(t)$ 中,延迟 $D=0$ 是预想到的可能性,并且如果在执行操作42时可以获得针对 $[CO_2]_t$ 的稳定值,则可以使用延迟 $D=0$ 。

[0038] 注意,与在每次呼吸的基础上计算的潮气末 CO_2 相比,由于获取时间窗口 W 内的最大值的平滑措施, $etCO_2$ 信号50被平滑。然而,引起错误率高的 CO_2 值的任何随机噪声将会被滑动窗口最大操作42、44捕获。在图1的图示性实施例中,这通过任选的平滑滤波器52(例如,低通滤波器、数字均值滤波器、中值滤波器等)来抑制,以便产生经平滑的 $etCO_2$ 信号54。(注意,图2中未描绘平滑操作54)。额外地或替代地,对偶尔假性为高的 CO_2 值的抑制能够通过表达式(1)的 $\max(\dots)$ 操作的详细构建来抑制。例如, $\max(\dots)$ 操作可以输出窗口 W 中的第二最高 CO_2 值或第三最高 CO_2 值,或者可以输出窗口 W 中的 N 个最高 $[CO_2]$ 值的平均值(其中, N 是小的正整数,例如, $N \leq 4$)。作为又一方法,可以在应用操作42之前将弱平滑滤波器(未示出)应用于二氧化碳描记图信号40。例如,该弱平滑滤波器可以是实现替换 $[CO_2]_n \leftarrow \text{avg}\{[CO_2]_{n-1}, [CO_2]_n, [CO_2]_{n+1}\}$ 的移动平均滤波器。

[0039] 参考图3和图4,示出了处理循环42、44的图示性范例。图3图示了常规地通过获取

每次呼吸内的最大 $[CO_2]$ 值而测量的潮气末 CO_2 的实验范例。大量“噪声”被观察到,但是应当注意,组成该“噪声”的更大量值的偏差主要在向下的方向上,也就是说,朝向更低的 $[CO_2]$ 值。这反映出本文中得到的这样的观察结果:潮气末 CO_2 中的误差的大多数临床来源或生理来源(例如,呼吸之间的气道死体积的不完全驱赶、平行肺泡死体积、补充氧气的影响)趋向于减小通过二氧化碳描记仪在每次呼吸的基础上产生的潮气末 CO_2 值。也就是说,观察到的偏差是系统地减小在每次呼吸的基础上计算的潮气末 CO_2 值的系统误差的特性,而非真实的随机误差的特性。

[0040] 相比之下,图4图示了通过将滑动窗口最大操作42、44应用于被常规地处理以产生图3的潮气末 CO_2 信号的相同二氧化碳描记图信号而产生的 $etCO_2$ 信号50。能够看出, $etCO_2$ 信号50的该实验范例是更少“噪声”的,这是因为去除了主要为向下的偏差,并且 $etCO_2$ 值总体上比图3的每次呼吸的潮气末 CO_2 信号更高。与图3的潮气末 CO_2 数据相比,通过滑动窗口最大操作42、44产生的 $EtCO_2$ 信号50因此是用于肺泡最大 CO_2 分压的更好替代物。

[0041] 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。

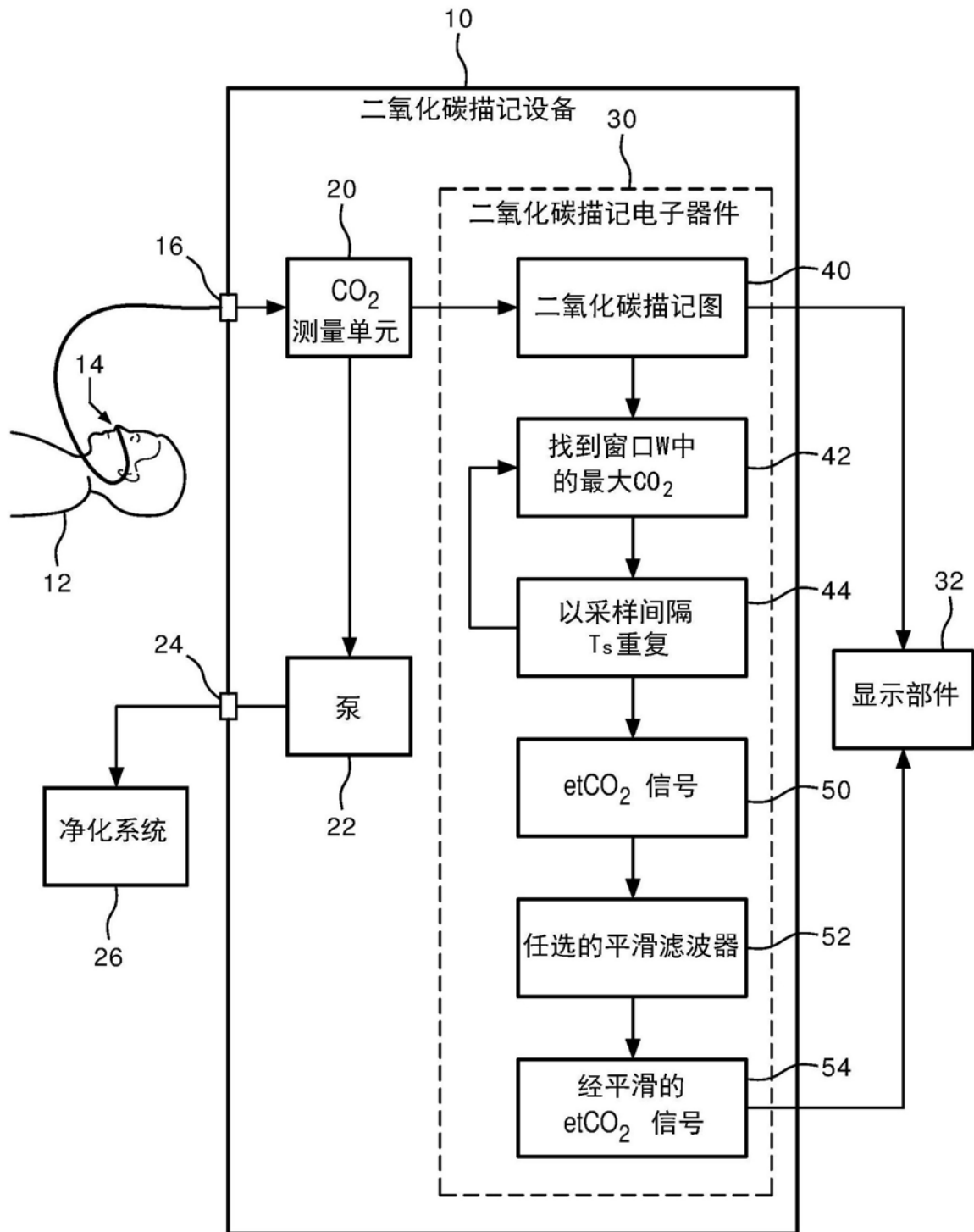


图1

该范例：呼吸率=4秒/次呼吸=15次呼吸/分钟
滑动窗口大小= $T_w=1.5$ 分钟（90秒）
采样速率= $T_s=10$ 秒/个样本

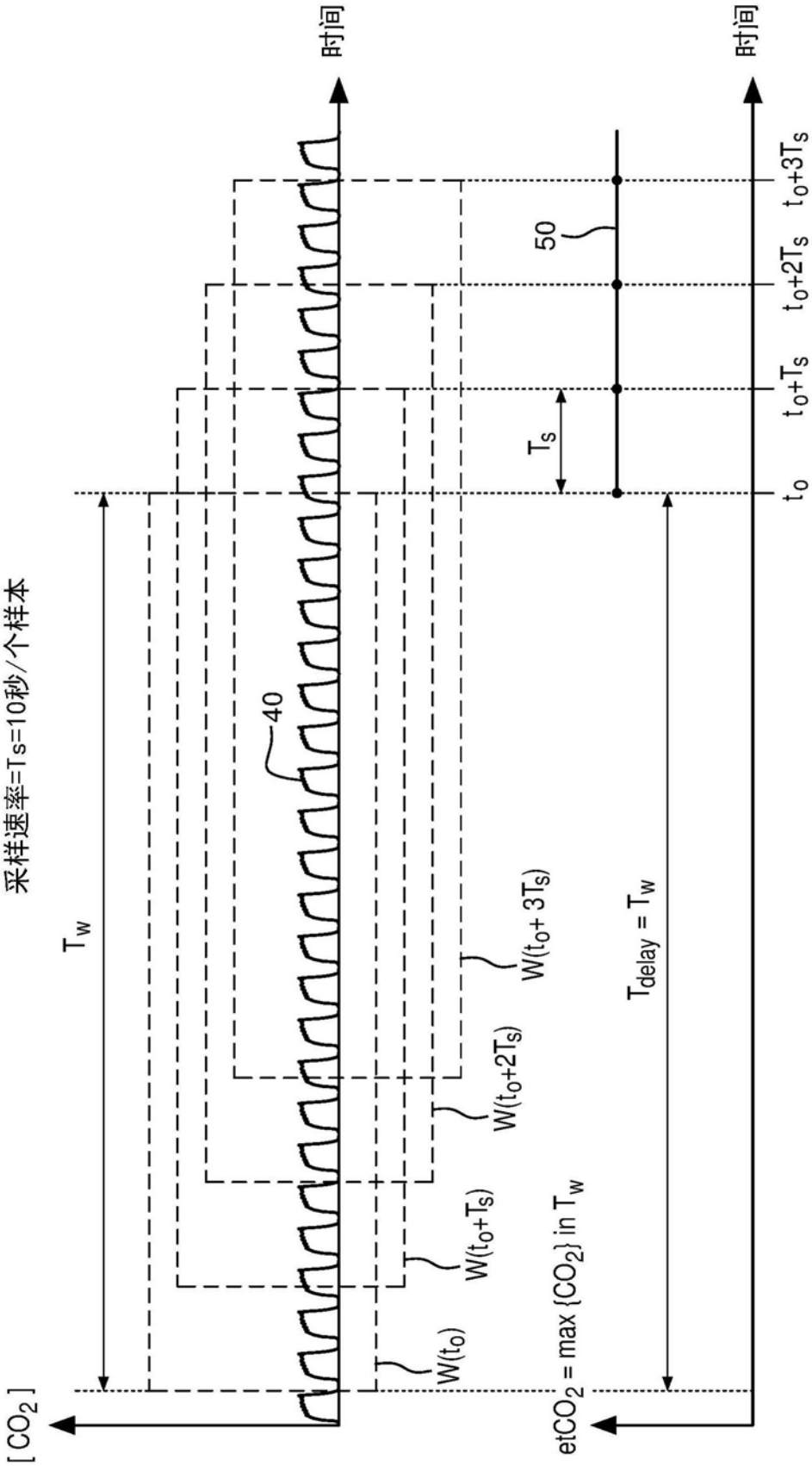


图2

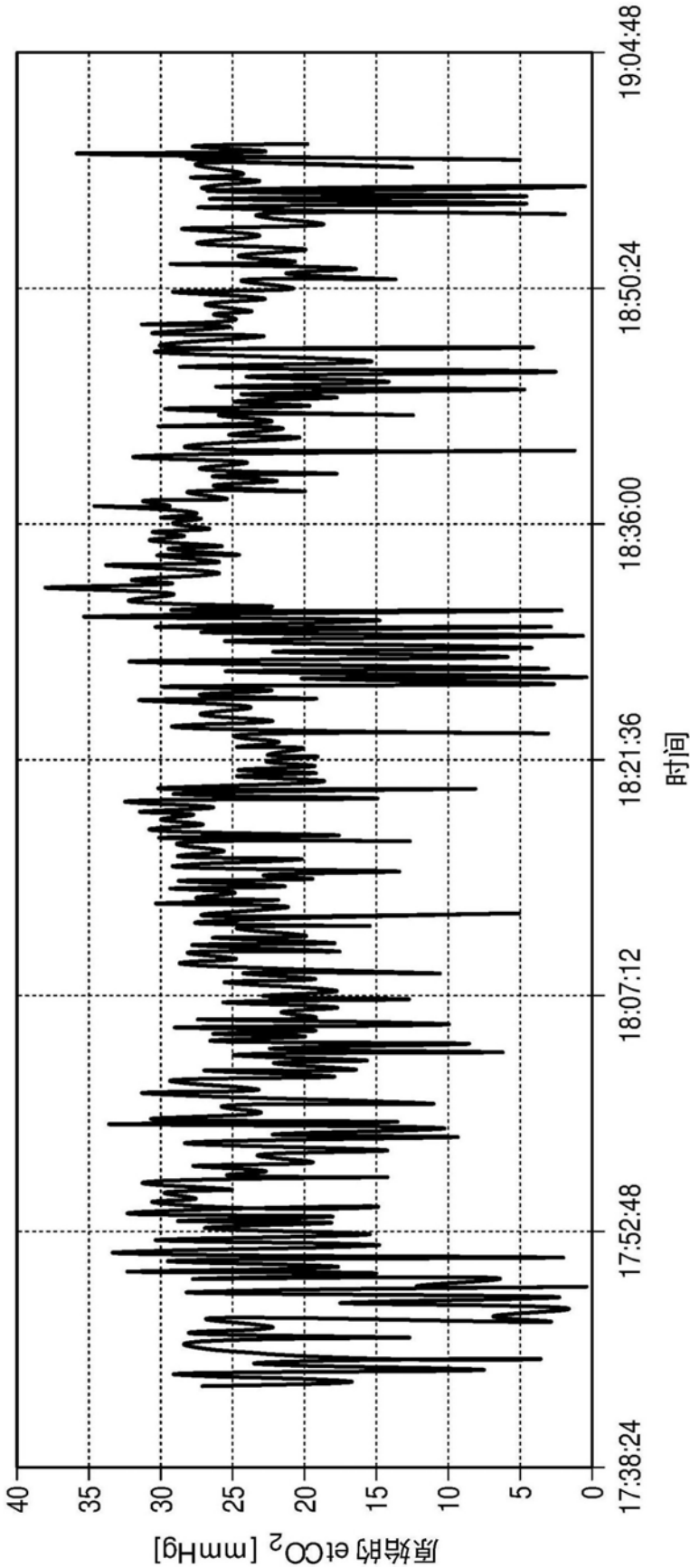


图3

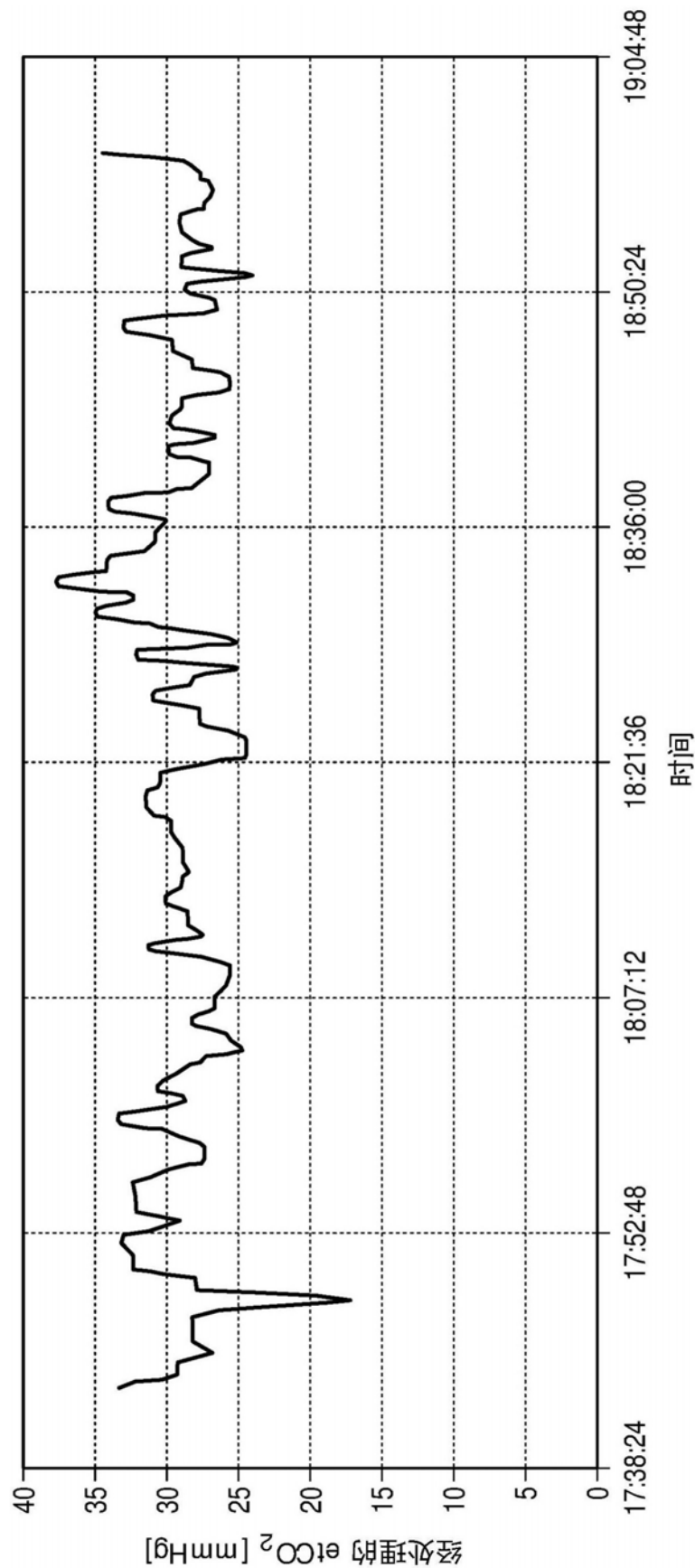


图4

专利名称(译)	潮气末CO ₂ 的简化显示		
公开(公告)号	CN108024758A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680052396.1	申请日	2016-08-04
[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	J奥尔 L M 布鲁尔凯茨		
发明人	J·奥尔 L·M·布鲁尔凯茨		
IPC分类号	A61B5/083 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0836 A61B5/082 A61B5/725 A61M2230/432		
代理人(译)	王英		
优先权	62/203090 2015-08-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种二氧化碳描记设备包括二氧化碳测量部件(20)和电子处理器(30)，所述二氧化碳测量部件(20)被配置为测量呼吸二氧化碳水平，所述电子处理器(30)被编程为生成二氧化碳描记图信号(40)，并且通过对所述二氧化碳描记图信号执行滑动窗口最大操作(42、44)来计算潮气末二氧化碳(etCO₂)信号(50)。在一些实施例中，所述滑动窗口最大操作采用其持续时间(TW)为至少30秒的滑动时间窗口(W)。可以在执行所述滑动窗口最大操作之前将平滑滤波器应用于所述二氧化碳描记图信号，并且/或者可以在所述滑动窗口最大操作之后应用平滑滤波器(52)以产生经平滑的etCO₂信号(54)。所述二氧化碳描记设备可以是侧流二氧化碳描记设备(10)或主流二氧化碳描记设备。

