



(10) 授权公告号 CN 114760914 B

(45) 授权公告日 2025. 06. 10

(21) 申请号 202080084051.0

(22) 申请日 2020.12.02

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114760914 A

(43) 申请公布日 2022.07.15

(30) 优先权数据
62/944,388 2019.12.06 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2022.06.02

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/084192 2020.12.02

(87) PCT国际申请的公布数据
W02021/110710 EN 2021.06.10

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬市

(72) 发明人 F·维卡里奥 E·P·维格弗斯

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

专利代理师 杨飞

(51) Int.Cl.
A61B 5/083 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2018125391 A1,2018.05.10
AT A93299 A,2000.12.15

审查员 李亭亭

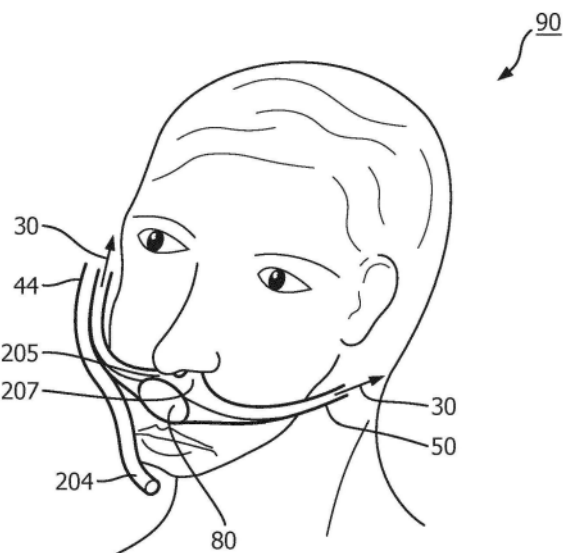
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

代谢监测系统和方法

(57) 摘要

本公开描述了一种代谢监测系统,包括用于从受试者的鼻腔气道收集呼出气体;混合腔室,用于从接口器具接收呼出气体的至少一部分;多个传感器,用于输出与一个或多个气体参数有关的信号,该一个或多个气体参数与受试者在一次或多次呼吸期间的吸入气体和呼出气体有关;以及处理器,被配置为:确定接口器具中的气体流速;确定受试者的口部附近的压力改变,以检测受试者的口部呼吸;确定混合腔室中的呼出气体的部分的 O_2 和 CO_2 的浓度测量,并且丢弃对应于口部呼吸的浓度测量;基于所确定的气体流速、所确定的 CO_2 浓度和所确定的 O_2 浓度,确定受试者的氧气消耗速率 VO_2 和二氧化碳产生速率 VCO_2 。



1. 一种代谢监测系统(100), 包括:

接口器具(80), 被配置为从受试者(70)的鼻腔气道收集呼出气体;

混合腔室(30), 与所述接口器具可操作地连接, 所述混合腔室被配置为从所述接口器具接收所述呼出气体的至少一部分;

多个传感器(40), 被配置为输出与一个或多个气体参数有关的信号, 所述一个或多个气体参数与所述受试者在一次或多次呼吸期间的吸入气体和呼出气体有关; 以及

一个或多个物理计算机处理器(60), 与所述传感器可操作地连接以接收输出信号, 所述一个或多个物理计算机处理器由计算机可读指令配置为:

基于来自所述传感器的所述输出信号, 确定所述一次或多次呼吸期间的所述接口器具中的气体流速;

基于来自所述传感器的所述输出信号, 确定所述受试者的口部附近在所述一次或多次呼吸期间的压力改变, 以检测所述受试者的口部呼吸;

基于来自所述传感器的所述输出信号, 确定所述混合腔室中的所述呼出气体的所述一部分的 O_2 和 CO_2 的浓度测量, 并且丢弃对应于口部呼吸的浓度测量; 以及

基于所确定的气体流速、所确定的所述混合腔室中的所述呼出气体的二氧化碳浓度和所确定的所述混合腔室中的所述呼出气体的氧气浓度, 确定所述受试者的氧气消耗速率 VO_2 和二氧化碳产生速率 VCO_2 。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述一个或多个物理计算机处理器被配置为: 基于所确定的 VO_2 和 VCO_2 , 确定所述受试者的代谢状态。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述一个或多个物理计算机处理器被配置为: 基于所确定的 VO_2 和 VCO_2 , 测量能量消耗(EE)和/或呼吸商(RQ)。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述接口器具被配置为将所述受试者的鼻腔与大气密封隔开。

5. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述系统被配置为在所述受试者不活动的同时, 监测所述受试者的新陈代谢。

6. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述传感器包括压力传感器(44), 所述压力传感器(44)位于所述受试者的所述口部附近, 所述压力传感器被配置为输出与所述受试者的所述口部附近的压力有关的压力信号; 其中基于来自压力传感器的输出压力信号, 丢弃 O_2 和 CO_2 的所述浓度测量。

7. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述接口器具被配置为向所述受试者的鼻腔气道提供可呼吸气体。

8. 一种代谢监测方法, 包括:

通过接口器具, 从受试者的鼻腔气道收集呼出气体;

将来自所述接口器具的所述呼出气体的至少一部分接收在混合腔室中, 所述混合腔室与所述接口器具可操作地连接;

从多个传感器, 接收与一个或多个气体参数有关的输出信号, 所述一个或多个气体参数与所述受试者在一次或多次呼吸期间的吸入气体和呼出气体有关;

通过一个或多个物理计算机处理器, 基于来自所述传感器的所述输出信号, 确定所述一次或多次呼吸期间受试者接口中的气体流速;

通过一个或多个物理计算机处理器,基于来自所述传感器的所述输出信号,确定所述受试者的口部附近在所述一次或多次呼吸期间的压力改变,以检测所述受试者的口部呼吸;

通过一个或多个物理计算机处理器,基于来自所述传感器的所述输出信号,确定所述混合腔室中的所述呼出气体的所述一部分的 O_2 和 CO_2 的浓度测量,并且丢弃对应于口部呼吸的浓度测量;以及

通过一个或多个物理计算机处理器,基于所确定的气体流速、所确定的所述混合腔室中的所述呼出气体的二氧化碳浓度和所确定的所述混合腔室中的所述呼出气体的氧气浓度,确定所述受试者的氧气消耗速率 VO_2 和二氧化碳产生速率 $VC O_2$ 。

9. 根据权利要求8所述的方法,还包括:基于所确定的 VO_2 和 $VC O_2$ 来确定所述受试者的代谢状态。

10. 根据权利要求8所述的方法,还包括:基于所确定的 VO_2 和 $VC O_2$ 来测量能量消耗 (EE) 和/或呼吸商 (RQ)。

11. 根据权利要求8所述的方法,还包括:通过所述接口器具将所述受试者的鼻腔与大气密封隔开。

12. 根据权利要求8所述的方法,还包括:在所述受试者不活动的同时,监测所述受试者的代谢。

13. 根据权利要求8所述的方法,还包括:从位于所述受试者的所述口部附近的压力传感器 (44),接收与所述受试者的所述口部附近的压力有关的输出压力信号,其中基于来自压力传感器的所述输出压力信号,丢弃 O_2 和 CO_2 的所述浓度测量。

14. 根据权利要求8所述的方法,还包括:通过所述接口器具向所述受试者的所述鼻腔气道提供可呼吸气体。

代谢监测系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及代谢监测系统和方法。

[0002] 相关技术的描述

[0003] 本公开涉及代谢监测系统和方法。现有商业设备涵盖若干应用,包括机械通气危重患者、专门探视(例如,通过饮食专家或营养学家)、对健康受试者的抽查。需要更好的新陈代谢监测设备。

[0004] 美国专利申请号US2018/125391公开了一种用于对受试者的新陈代谢进行建模、监测和/或管理的设备,包括测量受试者的呼吸商RQ水平和/或优化和执行非线性反馈模型,以基于如下项中的至少一项以对所述受试者中的能量物质使用进行建模:所述受试者消耗的食物的大量营养素组成和热量值、所述受试者的活动强度和持续时间、所述受试者的糖原储存的速率和最大容量、所述受试者的从头合成脂肪生成速率和最大容量、所述受试者的睡眠质量和持续时间、和/或所述受试者的RQ水平。

发明内容

[0005] 因而,本公开的一个或多个方面涉及一种代谢监测系统,包括接口器具,被配置为从受试者的鼻腔气道收集呼出气体;混合腔室,与接口器具可操作地连接,该混合腔室被配置为用于从接口器具接收呼出气体的至少一部分;多个传感器,被配置为输出与一个或多个气体参数有关的信号,该一个或多个气体参数与受试者在一次或多次呼吸期间的吸入气体和呼出气体有关;以及一个或多个物理计算机处理器,与传感器可操作地连接以接收输出信号,该一个或多个物理计算机处理器由计算机可读指令配置为:基于来自传感器的输出信号,确定一次或多次呼吸期间的接口器具中的气体流速;基于来自传感器的输出信号,确定受试者的口部附近在一次或多次呼吸期间的压力改变,以检测受试者的口部呼吸;基于来自传感器的输出信号,确定混合腔室中的呼出气体的一部分的 O_2 和 CO_2 的浓度测量,并且丢弃对应于口部呼吸的浓度测量;基于所确定的气体流速、所确定的混合腔室中的呼出气体的二氧化碳浓度和所确定的混合腔室中的呼出气体的氧气浓度,确定受试者的氧气消耗速率 VO_2 和二氧化碳产生速率 VCO_2 。

[0006] 本公开的另一方面提供了一种代谢监测方法,包括:通过接口器具,从受试者的鼻腔气道收集呼出气体;将来自接口器具的呼出气体的至少一部分接收在混合腔室中,该混合腔室与接口器具可操作地连接;从多个传感器,接收与一个或多个气体参数有关的输出信号,该一个或多个气体参数与受试者在一次或多次呼吸期间的吸入气体和呼出气体有关;通过一个或多个物理计算机处理器,基于来自传感器的输出信号,确定一次或多次呼吸期间的接口器具中的气体流速;通过一个或多个物理计算机处理器,基于来自传感器的输出信号,确定受试者的口部附近在一次或多次呼吸期间的压力改变,以检测受试者的口部呼吸;通过一个或多个物理计算机处理器,基于来自传感器的输出信号,确定混合腔室中的呼出气体的一部分的 O_2 和 CO_2 的浓度测量,并且丢弃对应于口部呼吸的浓度测量;以及通过一个或多个物理计算机处理器,基于所确定的气体流速、所确定的混合腔室中的呼出气体

的二氧化碳浓度和所确定的混合腔室中的呼出气体的氧气浓度,确定受试者的氧气消耗速率 $\dot{V}O_2$ 和二氧化碳产生速率 $\dot{V}CO_2$ 。

[0007] 通过参考附图考虑以下描述和所附权利要求,本公开的这些和其他目的、特征和特点以及结构的相关元件的操作方法和功能以及部件的组合和制造的经济性会变得更加显而易见,所有附图形成本说明书的一部分,其中相同的附图标记在各个附图中表示对应部件。然而,应当清楚地理解,附图仅用于说明和描述的目的,而不旨在作为本公开的限定的定义。

附图说明

- [0008] 图1图示了根据一个或多个实施例的夜间代谢监测系统;
- [0009] 图2A图示了根据一个或多个实施例的接口器具的示例;
- [0010] 图2B至图2C图示了根据一个或多个实施例的受试者接口的示例;
- [0011] 图3图示了根据一个或多个实施例的夜间代谢监测系统的示例;
- [0012] 图4图示了根据一个或多个实施例的夜间代谢监测系统的示例;以及
- [0013] 图5图示了根据一个或多个实施例的夜间代谢监测方法。

具体实施方式

[0014] 如本文中所使用的,除非上下文另有明确说明,否则单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数引用。如本文中所使用的,两个或更多个部分或部件“耦合”的表述应意味着只要发生链接,这些部分就要么直接地要么间接地(即,通过一个或多个中间部分或部件)结合或一起操作。如本文中所使用的,“直接耦合”意味着两个元件彼此直接接触。如本文中所使用的,“固定耦合”或“固定”意味着两个部件耦合,以便作为一个部件移动,同时维持相对于彼此的恒定方位。

[0015] 如本文中所使用的,词语“一体”意味着部件作为单件或单元产生。也就是说,包括分开产生然后作为单元耦合在一起的片段的部件并非“一体”部件或本体。如本文中所采用的,两个或更多个部分或部件彼此“接合”的表述应意味着部分要么直接要么通过一个或多个中间部分或部件对彼此施加力。如本文中所采用的,术语“数目”应意味着一个或大于一个的整数(即,多个)。

[0016] 除非在其中明确陈述,否则本文中使用的方向短语(诸如例如但不限于顶、底、左、右、上、下、前、后及其派生词)涉及附图中示出的元件的方位,并且不限制权利要求。

[0017] 图1图示了根据本发明的一个或多个实施例的代谢监测系统100的示例。在一些实施例中,系统100被配置为在受试者不活动(例如,睡眠)时进行代谢监测。在一些实施例中,系统100被配置为用于夜间代谢监测。系统100可以允许在家中(在夜间并且在无需专业人员的情况下)监测受试者的新陈代谢,而不需要使用仅在专门设施中可用的新陈代谢室或其他设备来进行昂贵且零星的测量。对代谢及其变化的连续监测可以深入了解基础能量消耗以及可用糖原储备,并且可以用于定制膳食和身体活动,以便优化体重和能量管理。

[0018] 在一些实施例中,基于氧气消耗($\dot{V}O_2$)测量和二氧化碳产生($\dot{V}CO_2$)测量及其过夜改变,系统100可以提供关于受试者的代谢状态的信息。在一些实施例中,系统100包括用于气体分析(例如, CO_2 浓度测量和 O_2 浓度测量)的混合腔室。混合腔室可以做得较小并且相对便

携。除佩戴接口之外,无需受试者协作。 VO_2 测量和 VCO_2 测量可以用于估计受试者的能量消耗(EE)和呼吸商(RQ)。能量消耗(EE)可以用于评估个体的热量需求,而呼吸商(RQ)可以提供关于主要用于产生能量的大量营养素(例如,碳水化合物、脂肪、蛋白质等)的信息。

[0019] 在一些实施例中,系统100包括受试者接口90,该受试者接口90被设计为在一次或多次呼吸期间在受试者的鼻子处(例如,连续地,在每次呼吸时)收集所有呼出气体,以用于进一步分析。在一些实施例中,系统100被配置为(例如,使用压力传感器44)检测口部呼吸,以便丢弃无效测量(包括口部呼吸的测量)。这提供了对 VO_2 、 VCO_2 、EE和/或RQ的更为准确的测定。系统100又提供了对受试者的夜间代谢状态的更好的描绘。

[0020] 在一些实施例中,系统100包括受试者接口90、一个或多个传感器40、混合腔室30、一个或多个物理计算机处理器60、用户接口120、电子存储130、网络150和/或其他部件。

[0021] 在一些实施例中,受试者接口90被配置为将可呼吸气体(例如,环境空气)流传送到受试者70的气道。受试者接口90被配置为将可呼吸环境空气输送到受试者的鼻孔,并且还(例如,使用接口器具80)从受试者鼻孔收集呼出气体。在一些实施例中,受试者接口90包括导管50、接口器具80、一个或多个阀门85和/或其他部件。在一些实施例中,接口器具80被配置为可移除地接合受试者70的气道的一个或多个外部孔口(例如,鼻孔),以在受试者70的气道与受试者接口90之间传送气体。接口器具80可以与导管50可移除地联接(例如,可以移除接口器具80以用于清洁、更换和/或用于其他目的)。在一些实施例中,接口器具80可以包括两个叉状物,这两个叉状物被配置为放置在受试者的鼻孔中并且与受试者的鼻腔形成密封。密封鼻腔允许从受试者鼻孔收集所有呼出气体以用于进一步分析,如下所述。接口器具80的示例可以包括鼻插管、或将气流与受试者的气道连通的其他非侵入性或侵入性接口器具。本公开不限于这些示例,并且设想使用任何输送装置将气流输送到受试者。

[0022] 在一些实施例中,受试者接口90包括一个或多个阀门85,该一个或多个阀门85被配置为允许可呼吸气体流向受试者鼻孔。例如,一个或多个阀门可以位于接口器具80内。在一些实施例中,一个或多个阀门85被配置为允许可呼吸气体(例如,来自大气的空气)沿一个方向流过。例如,一个或多个阀门85被配置为在吸入期间打开而在呼出期间关闭。这种阀门的示例包括单向阀、止回阀、止逆阀和/或仅允许气体沿一个方向流动的其他阀门。在一些实施例中,受试者接口90可以被配置为从气体源(例如,支持受试者呼吸的加压气体源)向受试者输送可呼吸气体。

[0023] 在一些实施例中,一个或多个传感器40被配置为生成输出信号,该输出信号传达与在一次或多次呼吸期间受试者70的一个或多个呼吸参数有关的信息。在一些实施例中,一个或多个呼吸参数可以包括与由受试者接口提供的可呼吸气体有关的气体参数、与受试者70的呼吸有关的呼吸参数、受试者70的生理参数和/或其他参数。可呼吸气体的一个或多个气体参数可以包括例如以下各项中的一项或多项:吸入流速、呼出流速、吸入体积、吸入体积、压力、湿度、温度、加速度、速度、气体成分浓度(例如, O_2 浓度、 CO_2 浓度等)和/或可呼吸气体的其他参数。与受试者70的呼吸有关的呼吸参数可以包括潮气量、定时(例如,吸入的开始和/或结束、呼出的开始和/或结束等)、吸入流速、呼出流速、呼吸速率、呼吸气流、持续时间(例如,吸入的持续时间、呼出的持续时间、呼吸周期的持续时间等)、呼吸频率、呼吸努力、呼出气体成分浓度(例如, O_2 浓度、 CO_2 浓度等)和/或其他呼吸参数。生理参数可以包括血氧测定参数、脉搏、温度、血压和/或其他生理参数。

[0024] 在一些实施例中,一个或多个传感器40可以包括(例如,通过与受试者和/或受试者接口的流体连通)直接测量这样的参数的一个或多个传感器。在一些实施例中,一个或多个传感器40可以包括(例如,通过来自系统100内或外的其他传感器或其他部件的测量)间接生成与一个或多个参数有关的输出信号的一个或多个传感器。在一些实施例中,一个或多个传感器40可以包括以下各项中的一项或多项:用于测量受试者接口的位置的位置传感器、用于测量吸入气体的体积和/或呼出气体的体积的体积传感器、用于测量受试者接口90内/外的气体压力的压力传感器、用于测量受试者接口内/外的湿度的湿度传感器、用于测量气体温度的气体温度传感器。在一些实施例中,一个或多个传感器40可以包括一个或多个传感器,其被配置为生成与受试者70的生理参数有关的输出信号。例如,用于测量受试者的心脏参数的传感器、用于检测受试者运动的运动传感器、加速度计、血氧计、音频传感器、视频传感器(相机)和/或其他传感器。例如,在一些实施例中,传感器40包括一个或多个流量传感器42(图3至图4中示出),该一个或多个流量传感器被配置为测量去往或来自受试者的吸入气体和/或呼出气体的流速。流量传感器42可以被配置为测量受试者吸入的气体的流速,受试者呼出的气体的流速,接口器具80、导管50、混合腔室30内的呼出气体的流速,和/或系统100的其他位置中的气体流速。

[0025] 在一些实施例中,一个或多个传感器40包括一个或多个压力传感器44,该一个或多个压力传感器44被配置为输出与系统100内的一个或多个位置处的气体压力有关的信号。例如,压力传感器44可以包括压力管线,该压力管线位于受试者口部处或附近并且被配置为测量受试者口部处或附近的压力。在一些实施例中,传感器40包括一个或多个 O_2 浓度传感器45(如图3至图4所示),该一个或多个 O_2 浓度传感器45被配置为输出与呼出气体中的 O_2 浓度有关的信号。在一些实施例中,一个或多个 O_2 浓度传感器45被配置为输出与吸入气体中的 O_2 浓度有关的信号。在一些实施例中,一个或多个 O_2 浓度传感器45被配置为输出与混合腔室中的呼出气体中的 O_2 浓度有关的信号。在一些实施例中,传感器40包括一个或多个 CO_2 浓度传感器47(如图3至图4所示),该一个或多个 CO_2 浓度传感器47被配置为输出与呼出气体中的 CO_2 浓度有关的信号。在一些实施例中,一个或多个 CO_2 浓度传感器47被配置为输出与吸入气体中的 CO_2 浓度有关的信号。在一些实施例中, CO_2 传感器可以是非色散红外(NDIR) CO_2 传感器。也就是说,因为可以考虑其他 CO_2 传感器,所以这不应被解释为限制,这不应暗示任何其他描述是限制性的。

[0026] 在一些实施例中,一个或多个 CO_2 浓度传感器45被配置为输出与混合腔室中的呼出气体中的 CO_2 浓度有关的信号。在一些实施例中,混合腔室包含气体传感器、以及湿度和温度的传感器,其是在计算气体传感器的气体浓度时校正那些因素所需的。在一些实施例中,呼出气体经由接口被采样,并且被引导到混合腔室,在该混合腔室中,呼出气体与先前采样并已经存在于混合腔室中的气体进行混合。

[0027] 一个或多个传感器40可以包括设置在多个位置中的传感器,诸如例如,在接口器具80内(或与接口器具80通信),在受试者70上,在呼吸设备、导管50内(或与呼吸设备、导管50通信)和/或其他位置的传感器。在一些实施例中,一个或多个处理器60可以(例如,基于来自传感器40的输出信号)检测是否存在与鼻孔的密封状态。例如,一个或多个处理器60可以被配置为检测呼出气体的泄漏(例如,基于流速和/或鼻孔处的压力的测定值、和/或基于器具相对于鼻孔的位置)。操作时,在密封破损的情况下,一个或多个处理器60可以被配置

为丢弃测量、或向受试者发送指示器具与鼻孔之间的密封破损的警报。

[0028] 图2A图示了根据一个或多个实施例的受试者接口90的示例200。在这些实施例中,受试者接口90包括接口器具80,该接口器具80被配置为接合鼻孔以在受试者的气道与受试者接口90之间传送气体。接口器具80包括两个叉状物205和207,该两个叉状物205和207被配置为放置在受试者的鼻孔中,并且与受试者的鼻腔形成密封。这将允许从受试者鼻孔收集所有呼出气体以用于进一步测量和分析。受试者接口90包括导管50,该导管50可操作地连接到接口器具80并且被配置为将呼出气体引导到混合腔室30,以用于进一步测量和分析。受试者接口90包括压力传感器44,该压力传感器44被配置为测量受试者的口部处或附近的压力(通过位于口部处或附近的压力管线204)以检测口部呼吸。基于来自压力传感器44的输出信号的改变(指示受试者口部处或附近的压力改变),可以确定口部呼吸。

[0029] 在一些实施例中,呼出期间压力的增加(高于预定阈值)指示通过口部的呼出。通过口部的呼出使 VO_2 测量和 $VC O_2$ 测量无效。因而,在检测到口部呼出(口部压力超过阈值)的时间窗口内,处理器(60)将丢弃获取的 VO_2 测量和 $VC O_2$ 测量。丢弃包括口部呼吸的测量,以提供对受试者夜间代谢率的准确测定。例如,获取的 VO_2 测量和 $VC O_2$ 测量(以及从它们导出的对应EE值和RQ值)不会向用户显示。

[0030] 如下文所解释的,在一些实施例中,处理器(60)被配置为:响应于每次呼吸检测口部处或附近的压力改变(指示口部呼吸),丢弃 O_2 浓度测量和 CO_2 浓度测量。例如,针对每次呼吸(例如,一次或多次呼吸),确定 O_2 浓度测量和 CO_2 浓度测量。响应于一个或多个呼吸中的给定呼吸被确定为包括口部呼吸,丢弃该给定呼吸的 O_2 浓度和 CO_2 浓度(不会用于 O_2 消耗和/或 CO_2 产生的进一步分析和测量中)。换言之,仅针对其中呼出气体来自受试者的鼻腔气道的呼吸,测量 O_2 消耗 VO_2 和/或 CO_2 产生 VO_2 。在一些实施例中,针对所有呼吸(无论是否存在口部呼吸),测量 O_2 消耗 VO_2 和/或 CO_2 产生 $VC O_2$ 。在这些实施例中,随后丢弃能量消耗EE和呼吸商RQ的测量中的对应于口部呼吸的 VO_2 和 $VC O_2$ 。

[0031] 图2B至图2C图示了根据一个或多个实施例的接口器具80的示例。接口器具80是包括两个叉状物205和207的鼻接口,该两个叉状物205和207被配置为适配在受试者的鼻孔中、并且与受试者的鼻腔形成密封。接口器具80包括阀门85,该阀门85被配置为将环境气体引导到受试者的气道(如图2C中的箭头A所示)。阀门85可以是被动吸入阀(例如,单向阀、止回阀、止逆阀等)。主动阀可以被认为与本公开的实施例兼容。操作时,吸入气体(例如,环境空气)进入单向吸入阀门85,并且进入鼻部(通过如箭头B所示的叉状物)。在呼出期间,阀门关闭,并且气体转向到通向混合腔室(未示出)的管子(如图2C中的箭头C所示)。

[0032] 回到图1,系统100包括与受试者接口90可操作地连接的混合腔室30。混合腔室30被配置为收集全部的或部分的呼出气体。在一些实施例中,混合腔室30被配置为包括一个或多个传感器40,以用于测量混合腔室内呼出气体的气体参数。例如, O_2 浓度、 CO_2 浓度、流速、体积、压力等。

[0033] 一个或多个处理器60被配置为在系统100中提供信息处理能力。如此,一个或多个处理器60可以包括一个或多个数字处理器、一个或多个模拟处理器、被设计为处理信息的一个或多个数字电路、被设计为处理信息的一个或多个模拟电路、状态机、和/或用于电子处理信息的其他机制。在一些实施例中,一个或多个处理器60可操作地连接到传感器(40)、混合腔室30、受试者接口90、用户接口120和/或系统100的其他部件。尽管一个或多个处理

器60在图1中被示为单个实体,但这仅用于说明目的。在一些实现方式中,一个或多个处理器60包括多个处理单元。这些处理单元可以物理地位于同一设备(例如,传感器(40)、混合腔室30、受试者接口90、用户接口120等)内,或一个或多个处理器60可以表示与系统100协同操作并位于系统100外部(例如,云中)的多个设备的处理功能。在一些实施例中,一个或多个处理器(60)可以表示位于系统100内和/或外(例如,经由网络150通信耦合)的多个设备的处理功能。

[0034] 一个或多个处理器60被配置为执行一个或多个计算机程序部件。该一个或多个计算机程序部件可以包括以下各项中的一项或多项:参数部件62、代谢状态部件64、反馈部件66和/或其他部件。处理器60可以被配置为通过软件,硬件,固件,软件、硬件和/或固件的一些组合执行部件62、64和66;和/或通过用于配置一个或多个处理器60上的处理能力的其他机制执行部件62、64和66。

[0035] 应当领会,尽管部件62、64和66在图1中被示为共同位于单个处理单元内,但是在处理器60包括多个处理单元的实现方式中,部件62、64和66中的一个或多个部件可以位于远离其他部件的位置。因为部件62、64和66中的任一部件可以提供比所描述的功能更多或更少的功能,对由下文所描述的不同部件62、64和66提供的功能的描述出于说明性目的,而不旨在限制。例如,可以去除部件62、64和66中的一个或多个部件,并且其功能中的一些或全部功能可以由其他部件62、64和/或66提供。作为另一示例,处理器60可以被配置为执行一个或多个附加部件,该一个或多个附加部件可以执行下文归因于部件62、64和/或66中的一个部件的功能中的一些或全部功能。

[0036] 在一些实施例中,参数部件62被配置为(例如,从系统100内或外的部件)接收、确定和/或获得一个或多个参数。基于来自一个或多个传感器40的输出信号,可以确定一个或多个参数。在一些实施例中,参数部件62被配置为确定与受试者70的呼吸有关的一个或多个呼吸参数,系统100内的可呼吸气体的一个或多个参数(例如,与由呼吸设备输送的可呼吸气体的流量有关的参数)、受试者70的一个或多个生理参数和/或其他参数。与受试者70的呼吸有关的呼吸参数可以包括各个呼吸的开始和/或结束。在一些实施例中,呼吸参数可以包括潮气量、定时(例如,吸入的开始和/或结束、呼出的开始和/或结束等)、呼吸速率、持续时间(例如,吸入的持续时间、呼出的持续时间、单个呼吸周期的持续时间等)、呼吸气流、呼吸努力、呼吸频率和/或其他呼吸参数。输送给受试者的可呼吸气流的一个或多个气体参数可以包括例如以下各项中的一项或多项:流速、心率、体积、压力、湿度、温度、加速度、速度和/或其他气体参数。生理参数可以包括血氧测定参数、脉搏、温度、血压、运动和/或其他生理参数。

[0037] 在一些实施例中,参数部件62被配置为:基于来自一个或多个传感器40(例如,流量传感器42)的输出信号,确定呼出气体的流速。在一些实施例中,参数部件62被配置为确定受试者接口90(或接口器具80)内的吸入流速、呼出流速和/或其他气体流速。在一些实施例中,整个呼出流速被确定。如上所述,接口器具80被配置为与鼻孔形成密封,以允许收集全部呼出气体。在一些实施例中,参数部件62被配置为确定呼出气体的一部分的流速。例如,在一些实施例中,对呼出气体进行采样(在收集了全部呼出气体之后)。例如,在一些实施例中,将恒定比例的样品流引导到混合腔室以用于进一步测量(例如, O_2 浓度测量和 CO_2 浓度测量)。在一些实施例中,参数部件62被配置为:例如基于来自受试者接口90、混合腔室30

内的体积传感器的输出信号和/或系统100内或外的其他位置处的体积传感器的输出信号,确定吸入空气的体积和/或呼出空气的体积。在一些实施例中,吸入气体和/或呼出气体的体积可以基于来自流速传感器42的输出信号来确定。

[0038] 在一些实施例中,参数部件62被配置为确定系统100内或外的一个或多个位置中的压力。在一些实施例中,参数部件62被配置为确定受试者的口部处或附近的压力。在一些实施例中,压力可以基于来自一个或多个传感器40(例如,压力传感器44)的输出信号来确定。在一些实施例中,参数部件62被配置为确定受试者的口部处或附近的压力改变。

[0039] 在一些实施例中,参数部件62被配置为测量受试者呼出气体和/或吸入气体中的 O_2 浓度。在一些实施例中,参数部件62被配置为测量混合腔室中的呼出气体的一部分中的 O_2 浓度。在一些实施例中, O_2 浓度基于来自 O_2 传感器45的输出信号来测量。如上所述, O_2 传感器可以位于混合腔室中,或位于接口器具的其他位置中。在一些实施例中,参数部件62被配置为测量来自受试者的呼出气体中的 CO_2 浓度。在一些实施例中,参数部件62被配置为测量混合腔室中的呼出气体的一部分中的 CO_2 浓度。在一些实施例中, CO_2 浓度基于来自 CO_2 传感器的输出信号来测量。如上所述, CO_2 传感器可以位于混合腔室中,或位于接口器具的其他位置中。在一些实施例中,参数部件62被配置为:响应于检测到口部处或附近的压力改变(指示口部呼吸),丢弃 O_2 浓度测量和 CO_2 浓度测量。例如,在一些实施例中,针对每次呼吸(例如,一次或多次呼吸),参数部件测量 O_2 浓度和 CO_2 浓度。如果确定呼吸中的给定呼吸包括口部呼吸,则丢弃该给定呼吸的 O_2 浓度和 CO_2 浓度(不用于 O_2 消耗和/或 CO_2 产生的进一步分析和测量)。换言之,仅针对呼出气体来自受试者的鼻腔气道的呼吸,测量 O_2 消耗和/或 CO_2 产生。在一些实施例中,针对所有呼吸(无论是否存在口部呼吸),测量 O_2 消耗 VO_2 和/或 CO_2 产生 VCO_2 。在这些实施例中,在能量消耗EE和呼吸商RQ的测量中,丢弃对应于口部呼吸(基于压力传感器输出)的 VO_2 和 VCO_2 。

[0040] 在一些实施例中,代谢状态部件64被配置为基于所确定的混合腔室中的 CO_2 浓度来确定呼出气体中的 CO_2 产生(VCO_2)。例如,在一些实施例中, VCO_2 可以被计算为以毫升每分钟为单位的二氧化碳产生速率。在一些实施例中,代谢状态部件64被配置为确定受试者的 O_2 消耗 VO_2 。在一些实施例中,基于所确定的混合腔室中的 O_2 浓度、吸入空气的体积、呼出空气的体积和吸入气体中的 O_2 浓度,确定 O_2 消耗 VO_2 。

[0041] 在一些实施例中,代谢状态部件64被配置为基于 VO_2 测量和 VCO_2 测量来计算能量消耗EE和呼吸商RQ。在一些实施例中,EE可以用于评估受试者的热量需求。RQ可以用于提供关于主要用于产生能量的大量营养素(碳水化合物、脂肪、蛋白质)的信息。在一些实施例中,呼吸商RQ是以下比例: VCO_2/VO_2 。在一些实施例中,能量消耗EE(代谢速率)可以使用以下公式计算:

[0042] 代谢速率(千卡/每天) = $1.44(3.94VO_2 + 1.11VCO_2)$

[0043] 其中 VO_2 是以毫升每分钟为单位的氧气消耗, VCO_2 是以毫升每分钟为单位的二氧化碳产生速率。对于单位卡路里/分钟,该公式还可以写成:

[0044] 代谢速率(卡/每分钟) = $3.94VO_2 + 1.11VCO_2$ 。

[0045] 在一些实施例中,反馈部件66被配置为显示所测量的参数(例如, VO_2 、 VCO_2 、EE、RQ和/或由部件62和64确定的其他参数)。测量和推荐可以经由图形接口(例如,用户接口120、专用显示器、膝上型电脑、智能电话等)来显示。在一些实施例中,反馈部件66被配置为提供

关于最佳营养和活动行为的推荐,以管理体重(例如,基于测量的膳食和/或活动以及由用户设定的目标(例如,减轻体重、优化身体性能))。

[0046] 图3图示了根据一个或多个实施例的夜间代谢监测系统的示例300。在该示例中,环境空气302被引导到受试者鼻部304(例如,通过类似于图1的受试者接口的具有阀门的受试者接口)。来自受试者鼻部的呼出气体被引导到混合腔室30,在混合腔室中,测量 O_2 浓度和 CO_2 浓度。处理器60基于在混合腔室30中测量的 O_2 浓度和 CO_2 浓度来确定 VO_2 、 $VC O_2$ 、EE和RQ。使用压力传感器44,测量口部310处或附近的压力改变,以检测口部呼吸。为了更好地测定代谢速率,丢弃包括口部呼吸的测量。

[0047] 图4图示了根据一个或多个实施例的夜间代谢监测系统的示例400。在该示例中,环境空气302被引导到受试者鼻子304。对所收集的呼出气体进行采样(在收集了全部呼出气体之后),并且将样本405引导到混合腔室30以进行进一步测量。在一些实施例中,恒定比例的气流被收集在混合腔室中。在一些情况下,总呼出气体的2%被引导到混合腔室30,在混合腔室30中测量 O_2 浓度和 CO_2 浓度。基于在混合腔室30中测量的 O_2 浓度和 CO_2 浓度,处理器60确定 VO_2 、 $VC O_2$ 、EE和RQ。使用压力传感器44,测量口部310处或附近的压力改变,以检测口部呼吸。为了更好地测定代谢速率,丢弃包括口部呼吸的测量。图3和图4中的实施例之间的区别在于,在图3的实施例中,所有呼出气体进入混合腔室,在混合腔室中,进行 O_2 测量和 CO_2 测量;在图4的实施例中,一定比例的呼出气体的样本(即,在任何时刻总流量的固定百分比)进入混合腔室,其余的直接进入环境。这两种配置都允许进行 VO_2 测量和 $VC O_2$ 测量,从而在精度与尺寸之间提供不同折衷。

[0048] 用户接口120被配置为提供系统100与受试者70和/或其他用户之间的接口,通过该接口,受试者70和/或其他用户可以向系统100提供信息和从系统100接收信息。其他用户可以包括例如护理者、医生和/或其他用户。这使得能够在用户(例如,受试者70)、处理器60和/或系统100的其他部件之间传达数据、提示、结果和/或指令以及任何其他可通信项(统称为“信息”)。作为另一示例,可以经由用户接口120向用户(例如,受试者70)显示睡眠阶段、睡眠持续时间、呼吸特征分布、治疗信息反馈、受试者70的呼吸速率和/或其他信息。适合于包括在用户接口120中的接口设备的示例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、操纵杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、可听警报、打印机、触觉反馈设备和/或其他接口设备。在一个实施例中,用户接口120包括多个单独接口。

[0049] 应当理解,本公开还将其他通信技术(硬连线或无线)设想为用户接口120。例如,本公开考虑用户接口120可以与由电子存储130提供的可移除存储接口集成。在该示例中,信息可以从使得一个或多个用户能够定制系统100的实现方式的可移除存储(例如,智能卡、闪存驱动器、可移除盘等)加载到系统100中。适于与系统100一起用作用户接口120的其他示例性输入设备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,本公开将用于通过系统100传达信息的任何技术设想为用户接口120。

[0050] 在一些实施例中,电子存储130包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储130的电子存储介质可以包括与系统100一体(即,大致不可移除)提供的系统存储、和/或经由例如端口(例如,USB端口、火线端口等)或驱动器(例如,盘驱动器等)可移除地连接到系统100的可移除存储中的一个或两个。电子存储130可以包括以下各项中的一项或多项:光学可读存储介质(例如,光盘等)、磁性可读存储介质(例如,磁带、磁性硬盘驱动器、软盘

驱动器等),基于电荷的存储介质(例如,EEPROM、RAM等)、固态存储介质(例如,闪存驱动器等)和/或其他电可读存储介质。电子存储器130可以存储软件算法、由一个或多个处理器60确定的信息、经由用户接口120接收的信息、和/或使得系统100能够正常工作的其他信息。电子存储器130可以(整体或部分)是系统100内的单独部件,或电子存储器130可以(整体或部分)与系统100的一个或多个其他部件(例如,用户接口120、一个或多个处理器60等)整体提供。

[0051] 网络150可以包括互联网和/或其他网络、内联网、PAN(个人区域网)、LAN(局域网)、WAN(广域网)、SAN(存储区域网)、MAN(城域网)、近场通信、频率(RF)链路、蓝牙、Wi-Fi、Li-Fi、蜂窝通信网络、公共交换电话网和/或任何类型的有线网络或无线网络。应当理解,这并非限制性的,并且本公开的范围包括其中系统100的部件经由一些其他通信介质可操作地链接的实施例。在一些情况下,网络是安全局域网,诸如防火墙后面的有线以太网网络。

[0052] 由一个或多个处理器60确定和/或由电子存储器130存储的信息可以包括与传感器测量、受试者70的呼吸、代谢速率、反馈和/或其他信息有关的信息。由电子存储器130存储的信息可以经由用户接口120、通过连接(有线和/或无线)到单独计算机、和/或经由其他方法查看。由电子存储器130存储的信息可以用于例如调整治疗设置,由医生用于做出医疗决定,和/或用于其他用途。在一些实施例中,系统100可以包括无线发射器(未示出),并且由一个或多个处理器30确定的信息、由电子存储器130存储的信息和/或其他信息可以例如通过无线网络传达到护理者。作为非限制性示例,护理者可以接收使用信息、受试者状态和/或其他信息,从而允许护理者远程跟踪由系统100输送的治疗。

[0053] 在一些实施例中,在包括上文所描述的系统100的部件的治疗设备(例如,传感器、呼吸治疗设备等)中,本地实现本文中所描述的系统100的处理功能。在一些实施例中,本文中所描述的系统100的处理功能在系统100外部实现(例如,由经由网络100连接到系统100的一个或多个设备远程实现)。在一些实施例中,本文中所描述的处理功能可以是本地执行的处理功能和远程执行的处理功能的组合。

[0054] 图5图示了夜间代谢监测方法500。下文所给出的方法500的操作旨在是说明性的。在一些实施例中,方法500可以使用未描述的一个或多个附加操作和/或不用所讨论的一个或多个操作来实现。附加地,方法500的操作在图5中图示并且在下文描述的次序并非限制性的。

[0055] 在一些实施例中,方法500可以在一个或多个处理设备(例如,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/或用于以电子方式处理信息的其他机构)中实现。一个或多个处理设备可以包括响应于以电子方式存储在电子存储介质上的指令而执行方法500的操作中的一些或全部操作的一个或多个设备。一个或多个处理设备可以包括通过硬件、固件和/或软件配置的一个或多个设备,该软件要被专门设计用于执行方法500的操作中的一个或多个操作。

[0056] 在操作502处,向受试者的鼻腔气道(70)提供可呼吸气体。在一些实施例中,操作502由与受试者接口90(图1中示出的并本文中所描述的)相同或相似的受试者接口来执行。

[0057] 在操作504处,从鼻腔气道收集呼出气体。在一些实施例中,操作504由与受试者接口90(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或相似的受试者接口来执行。

[0058] 在操作506处,收集呼出的呼吸气体的至少一部分。在一些实施例中,操作506由与混合腔室30(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或类似的混合腔室执行。

[0059] 在操作508处,接收与一个或多个气体参数有关的输出信号,该一个或多个气体参数与受试者在一次或多次呼吸期间吸入的气体 and 呼出的气体有关。在一些实施例中,操作508由与一个或多个传感器40(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或相似的多个传感器执行。

[0060] 在操作510处,基于输出信号,确定在一次或多次呼吸期间受试者接口中的气体流速。在一些实施例中,操作510由与一个或多个处理器60(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或相似的物理计算机处理器执行。

[0061] 在操作512处,基于来自传感器的输出信号,确定在一次或多次呼吸期间受试者口部附近的压力改变,以检测受试者的口部呼吸。在一些实施例中,操作512由与一个或多个处理器60(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或相似的物理计算机处理器执行。

[0062] 在操作514处,基于来自传感器的输出信号,确定混合腔室中的一部分呼出气体的 O_2 浓度测量和 CO_2 浓度测量。丢弃对应于口部呼吸的浓度测量。在一些实施例中,操作514由与一个或多个处理器60(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或相似的物理计算机处理器执行。

[0063] 在操作516处,确定受试者的氧气消耗速率 VO_2 和二氧化碳产生速率 VCO_2 。在一些实施例中,基于所测量的气体流速、所确定的混合腔室中的呼出气体的二氧化碳浓度和所确定的混合腔室中的呼出气体的氧气浓度,确定受试者的氧气消耗速率 VO_2 和二氧化碳产生速率 VCO_2 。在一些实施例中,操作516由与一个或多个处理器60(图1中示出的并且本文中所描述的)相同或相似的物理计算机处理器执行。

[0064] 在权利要求中,置于括号中的任何附图标记不应解释为限制权利要求。词语“包括”或“包含”不排除权利要求中所列出的元件或步骤之外的元件或步骤的存在。在列举了几个装置的设备权利要求中,这些装置中的几个装置可以由同一硬件项来实现。元件之前的词语“一”或“一个”不排除多个这种元件的存在。在列举了几个装置的任何设备权利要求中,这些装置中的几个装置可以由同一项硬件来实现。在相互不同的从属权利要求中叙述某些元件的事实并不表示这些元件不能组合使用。

[0065] 尽管上文所提供的描述基于当前被认为是最实用和优选的实施例提供了用于说明目的的细节,但是应当理解,这样的细节仅用于该目的,并且本公开不限于所明确公开的实施例,而是相反旨在覆盖落在所附权利要求的精神和范围内的修改和等同布置。例如,应当理解,本公开预期在可能的程度上,任何实施例的一个或多个特征可以与任何其他实施例的一个或多个特征组合。

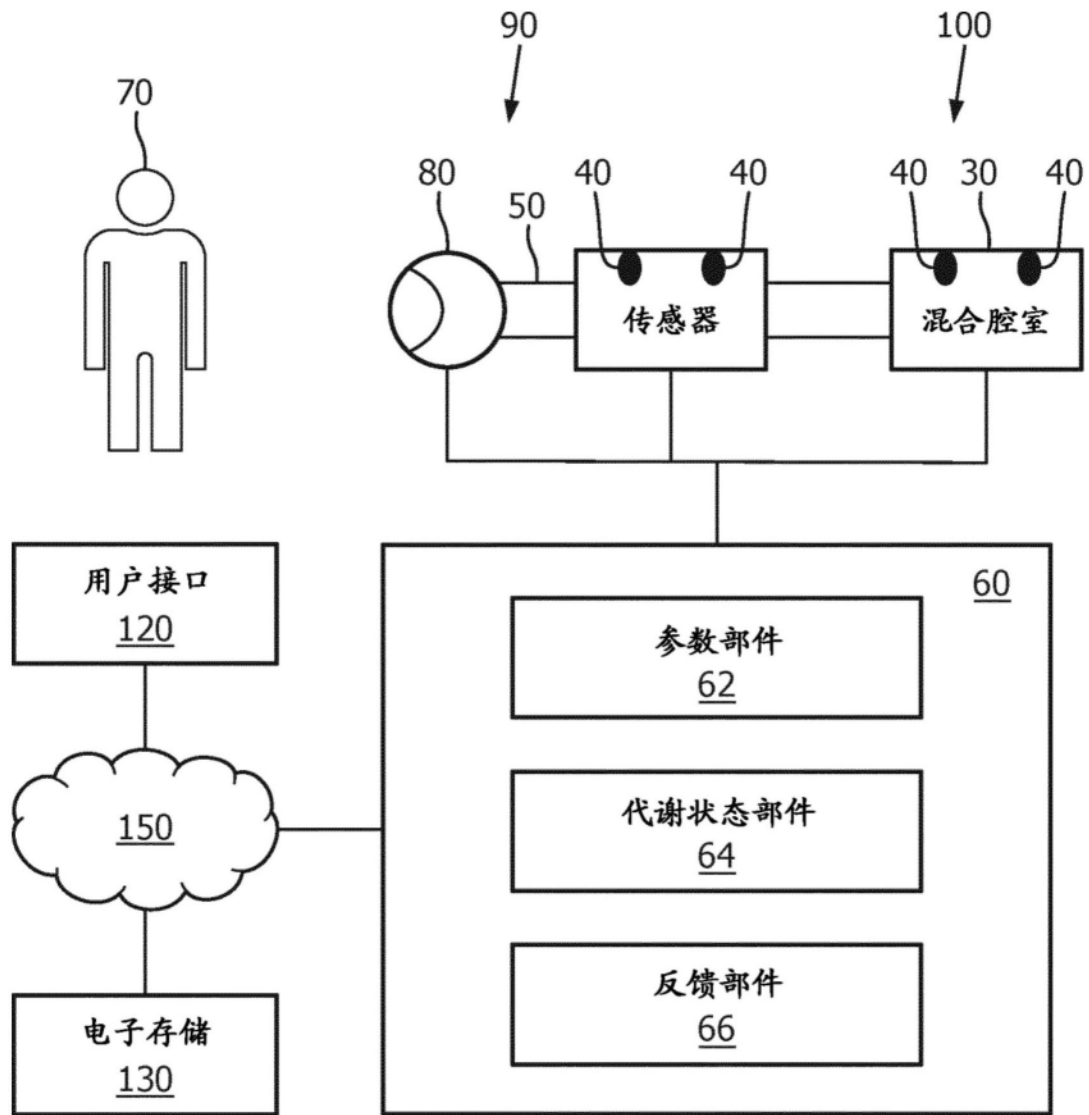


图1

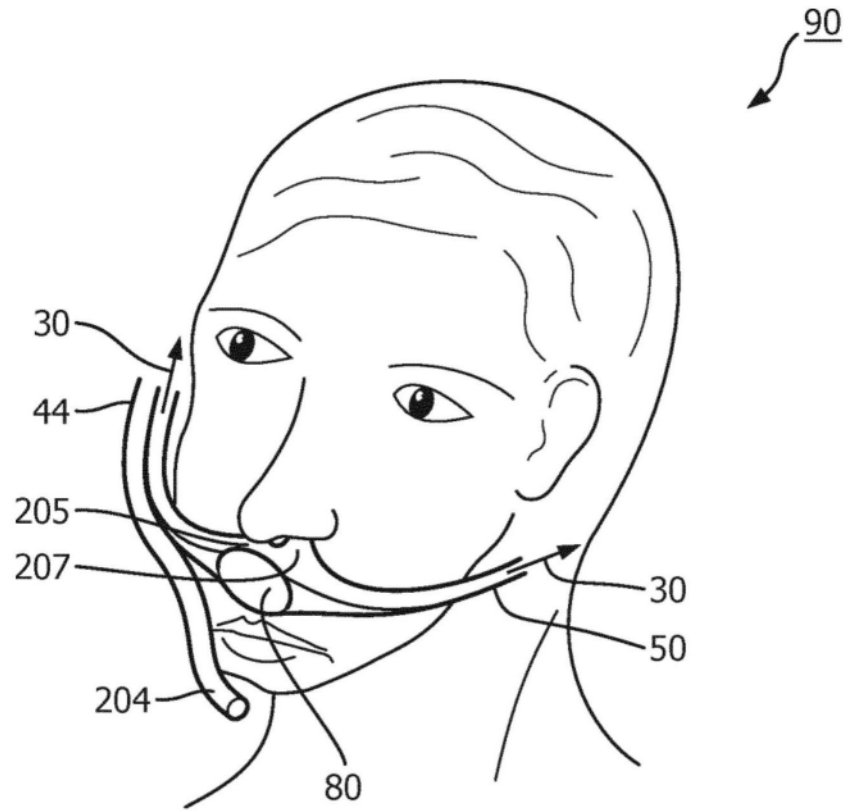


图2A

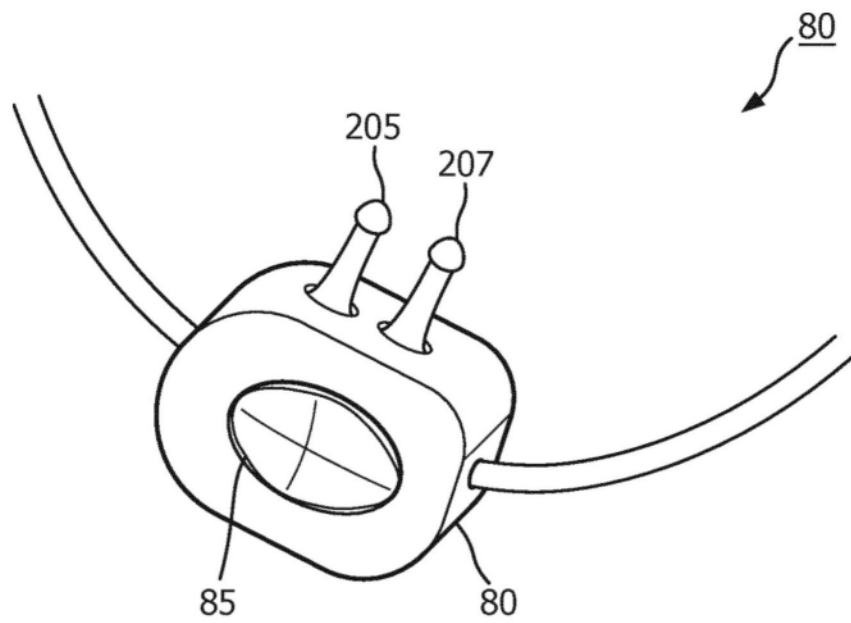


图2B

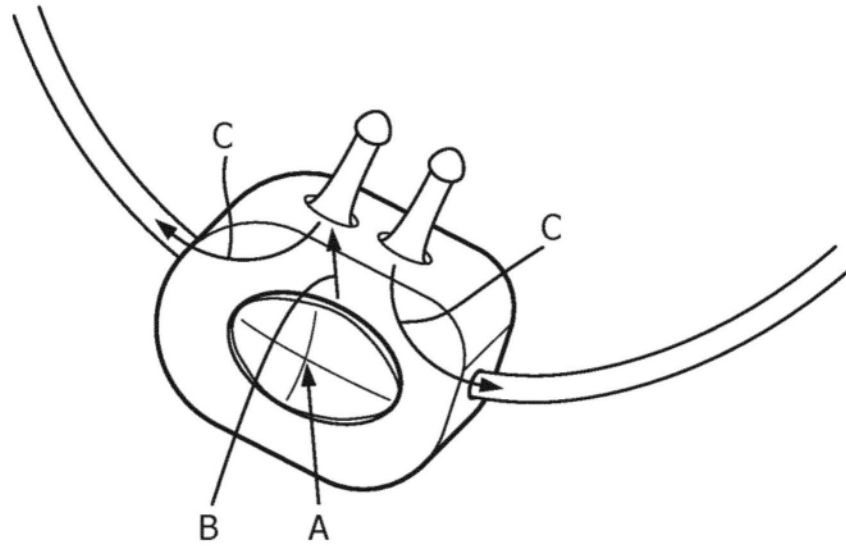


图2C

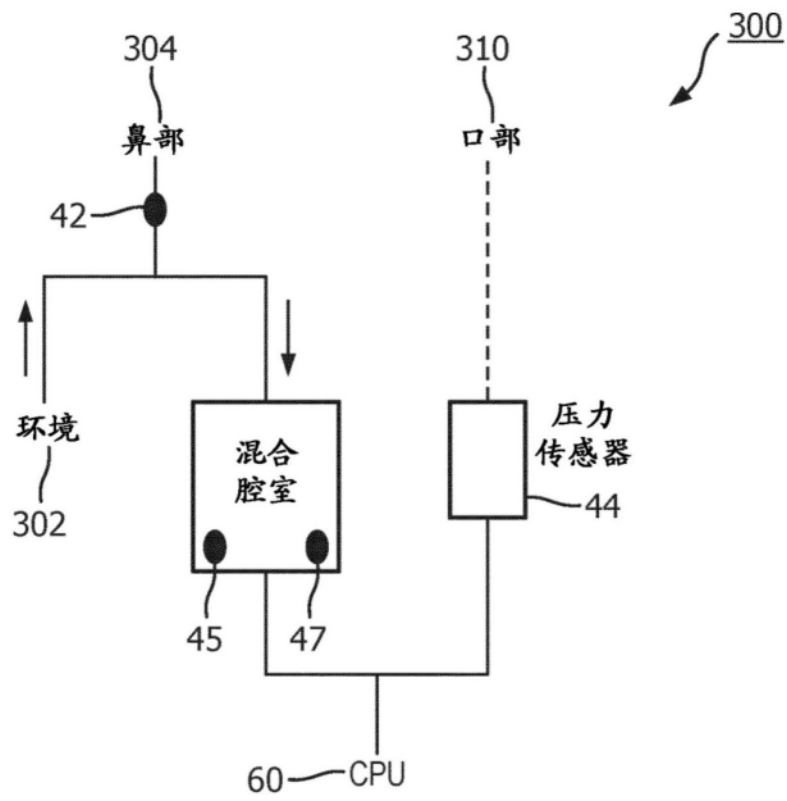


图3

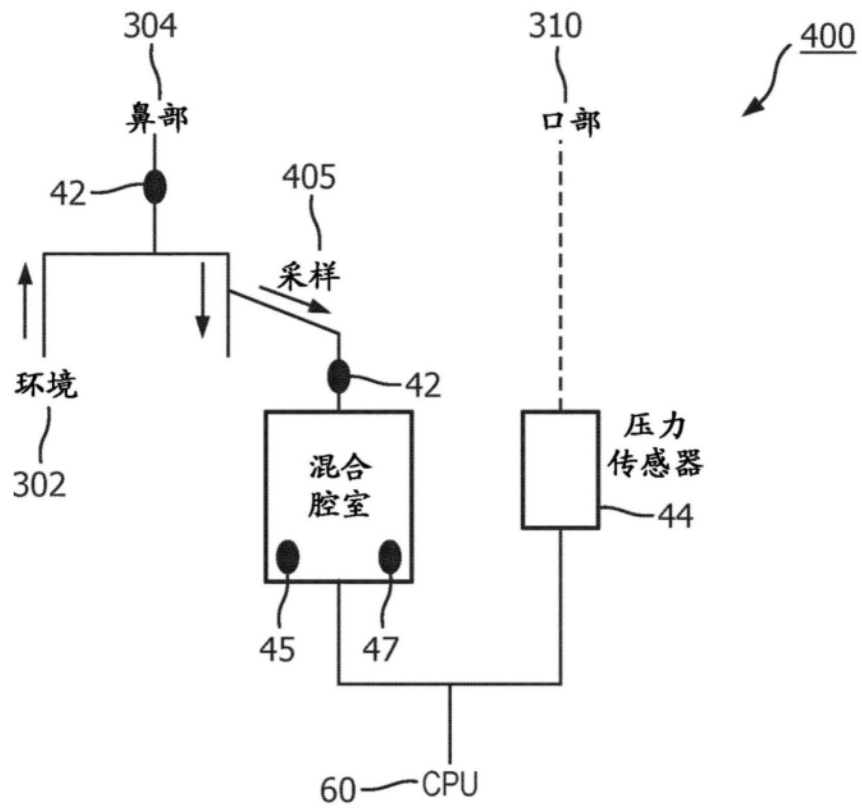


图4

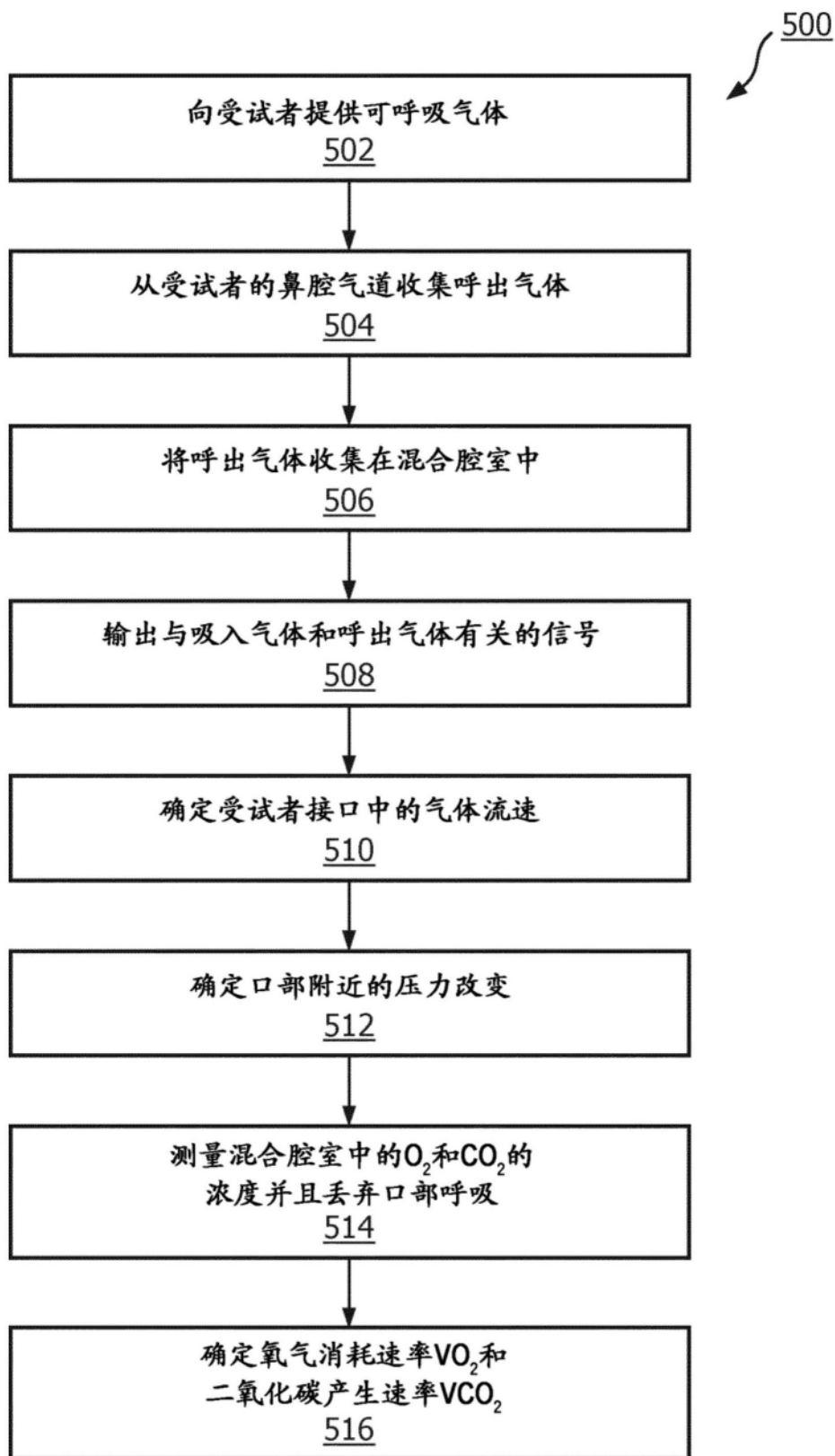


图5