



(43)申请公布日 2018.07.06

权利要求书3页 说明书9页 附图4页

1. 一种被配置为在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的系统,所述系统包括:

压力发生器(14),其被配置为生成能呼吸气体的加压流以用于递送到受试者的气道;

传感器(20),其被配置为提供传达与所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数相关的信息的输出信号;以及

一个或多个处理器(24),其被配置为运行计算机程序模块,所述计算机程序模块包括:

参数模块(31),其被配置为基于所述输出信号来确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数,所述一个或多个参数包括第一参数;

呼吸描记模块(34),其被配置为基于由所述参数模块确定的所述一个或多个参数来估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡;

参数极值模块(36),其被配置为识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间所述第一参数的水平的局部极值;

口呼吸检测模块(38),其被配置为通过在采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数的所述水平的形状,来确定在所述给定呼气阶段期间所述受试者是否通过口呼吸,所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所述水平的局部极值;

滤波器模块(32),其被配置为通过抑制依赖于时间的所述第一参数的高频分量,来提供经滤波的信号;并且

其中,所述呼吸描记模块还被配置为使得估计所述吸气阶段与所述呼气阶段之间的所述过渡包括在所述经滤波的信号与依赖于时间的所述第一参数被绘制在一起时,识别所述经滤波的信号与依赖于时间的所述第一参数相交的点。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述口呼吸检测模块还被配置为使得在所述采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数包括确定所述第一参数在所述采样窗口内是否最初增大并且然后变得平坦或减小,并且其中,阳性确定结果指示所述受试者进行口呼吸的发生。

3. 如权利要求1所述的系统,其中:

所述采样窗口的持续时间小于给定呼吸的持续时间;

所述第一参数为流量;或者

所述第一参数的所述水平的所述局部极值为局部最小值。

4. 一种分析压力支持设备以在涉及所述压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的方法,所述方法包括:

基于从传感器接收的输出信号,确定能呼吸气体的加压流在被递送到受试者的气道时的一个或多个参数,所述输出信号传达与所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数相关的信息(68),所述一个或多个参数包括第一参数;

基于所确定的一个或多个参数,估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡(72);

识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间所述第一参数的水平的局部极值(74);

在采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数的所述水平的形状,以确定所述受试者在所述给定呼气阶段期间是否通过口呼吸(76),所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所述水平的局部极值;

通过抑制依赖于时间的所述第一参数的高频分量来提供经滤波的信号(70);并且

其中,估计所述吸气阶段与所述呼气阶段之间的所述过渡包括在所述经滤波的信号与依赖于时间的所述第一参数被绘制在一起时,识别所述经滤波的信号与依赖于时间的所述第一参数相交的点。

5.如权利要求4所述的方法,其中,在所述采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数包括确定所述第一参数在所述采样窗口内是否最初增大并且然后变得平坦或减小,并且其中,阳性确定结果指示所述受试者进行口呼吸的发生。

6.如权利要求4所述的方法,其中:

所述采样窗口的持续时间小于给定呼吸的持续时间;

所述第一参数为流量;或者

所述第一参数的所述水平的所述局部极值为局部最小值。

7.一种被配置用于在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的系统,所述系统包括:

压力发生器件(14),其被配置为生成能呼吸气体的加压流以用于递送到受试者的气道;

传感器器件(20),其被配置为提供传达与所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数相关的信息的输出信号;

参数确定器件(31),其被配置为基于所述输出信号来确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数,所述一个或多个参数包括第一参数;

呼吸描记器件(34),其被配置为基于所述一个或多个所确定的参数,估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡;

最小流量识别器件(36),其被配置为识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间所述第一参数的水平的局部极值;

口呼吸检测器件(38),其被配置为通过在采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数的所述水平的形状,来确定所述给定呼气阶段期间所述受试者是否通过口呼吸,所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所述水平的局部极值;

滤波器器件(32),其被配置为通过抑制依赖于时间的所述第一参数的高频分量,来提供经滤波的信号;并且

其中,所述呼吸描记器件还被配置为使得估计所述吸气阶段与所述呼气阶段之间的所述过渡包括在所述经滤波的信号与依赖于时间的所述第一参数被绘制在一起时,识别所述经滤波的信号与依赖于时间的所述第一参数相交的点。

8.如权利要求7所述的系统,其中,所述口呼吸检测器件还被配置为使得在所述采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数包括确定所述第一参数在所述采样窗口内是否最初增加并且然后变得平坦或减小,并且其中,阳性确定结果指示所述受试者进行口呼吸的发生。

9.如权利要求7所述的系统,其中:

所述采样窗口的持续时间小于给定呼吸的持续时间;

所述第一参数为流量;或者

所述第一参数的所述水平的所述局部极值为局部最小值。

检测早期呼气中的口呼吸

[0001] 本申请是申请日为2012年10月11日、发明名称为“检测早期呼气中的口呼吸”的专利申请201280051560.9的分案申请。

技术领域

[0002] 本公开涉及在涉及压力支持设备的呼吸处置期间，检测早期呼气中的口呼吸。

背景技术

[0003] 已知使用医学器械用于处置医疗疾病或用于诊断、处置或监测受试者的状况。例如，常常用压力支持设备处置罹患肺或呼吸系统疾病（例如阻塞性睡眠呼吸暂停（OSA））的受试者。这种压力支持设备的一个范例为连续正气道压（CPAP）设备。CPAP设备在所述受试者的整个呼吸循环中将流体的流递送到受试者的气道，以“支撑”气道，由此防止其在睡眠期间瘫软。

[0004] 压力支持设备的另一范例提供双水平正压治疗，在双水平正压治疗中被递送到受试者的气道的流体的压力变化或与所述受试者的呼吸循环同步，以使医疗效果和/或所述受试者的舒适度最大化。这种类型的设备可以被称作双水平正气道压力（BiPAP）设备。对某些BiPAP设备而言，在受试者的呼气阶段期间向所述受试者递送与在吸气阶段期间相比更低的压力。也已知，提供一种自动滴定正压治疗，在自动滴定正压治疗中被提供给所述受试者的压力基于检测到的所述受试者的状况而改变。这样检测到的状况可以包括所述受试者是否正在打鼾或经历呼吸暂停、呼吸浅慢或气道阻力。

[0005] 一旦受试者被诊断患有呼吸疾病，他或她通常被处方以压力支持治疗，即一种压力支持的模式（例如，连续的、双水平的或自动滴定的），并被给予处方的压力支持水平。所述压力支持治疗（压力支持的模式和压力设定）通常是在所述受试者经历在睡眠实验室的睡眠研究之后，由医师处方的。

[0006] 在使用上述压力支持系统处置受试者中，所述压力支持系统中的每个均表示提供压力支持的一种模式，监测与这样的系统的使用相关联的各种参数，常常是合乎期望的。通常，基于呼吸的开始与结束之间由所述压力支持设备提供的流体的总体流量，连续地或周期性地估计压力支持设备上的泄漏。然后从由所述压力支持设备提供的流体的总体流量减去所估计的泄漏，以估计被递送给所述受试者的流体的流量。通过非限制性范例的方式，诸如潮气体积、峰值流量、吸入/呼出（I/E）状态的参数和/或其他参数，是从对被递送到所述受试者的流体的流量的估计推导出的。因此，对各个参数的准确估计常常取决于对泄漏的准确估计。

[0007] 上呼吸道呼吸异常的受试者常常使用他/她的口呼吸。当所述受试者使用压力支持设备时，他/她由于在鼻部有较高的压力而通过鼻吸入。然而，所述受试者因在口部有较小的压力而有时通过口呼出。例如，在罹患OSA和/或其他肺或呼吸系统疾病的受试者上，可以观察到呼气期间的这种口呼吸的现象。由于流量中的一些通过口腔失去，口呼吸抑制了或以其他方式影响了对被递送到所述受试者的流体的流量的估计。

发明内容

[0008] 因此,本发明的目标是在涉及压力支持设备的呼吸处置期间,检测早期呼气中的口呼吸,以克服用于泄漏估计的常规方法的缺陷。根据本发明的一个方面,该目标通过提供一种被配置为在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的系统来实现。所述系统包括压力发生器、传感器以及一个或多个处理器。所述压力发生器被配置为生成用于向所述受试者的气道的递送的能呼吸气体的加压流。所述传感器被配置为提供传达涉及所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数的信息的输出信号。所述一个或多个处理器被配置为运行计算机程序模块。所述计算机程序模块包括参数模块、呼吸描记模块、参数极值模块以及口呼吸检测模块。所述参数模块被配置为基于所述输出信号,确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的气道时的一个或多个参数。所述一个或多个参数包括第一参数。所述呼吸描记模块被配置为基于由所述参数模块确定的所述一个或多个参数来估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡。所述参数极值模块被配置为识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间所述第一参数的水平的局部极值。所述口呼吸检测模块被配置为通过分析采样窗口内依赖于时间的所述第一参数的所述水平来确定所述受试者在所述给定呼气阶段期间是否通过口呼吸。所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所述水平的局部极值。

[0009] 本发明的另一方面涉及一种用于在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的方法。所述方法包括接收来自传感器的输出信号。所述输出信号传达涉及所述能呼吸气体的加压流在被递送到受试者的气道时的一个或多个参数的信息。所述方法包括,基于所述输出信号,确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数。所述一个或多个参数包括第一参数。所述方法包括,基于一个或多个所确定的参数,估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡。所述方法包括,识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间所述第一参数的水平中的局部极值。所述方法包括,分析采样窗口内依赖于时间的所述第一参数的所述水平,以确定所述受试者在所述给定呼气阶段期间是否通过口呼吸。所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所述水平的局部极值。

[0010] 本发明的又一方面涉及一种被配置为在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的系统。所述系统包括压力发生器件、传感器器件、参数确定器件、呼吸描绘器件、最小流量识别器件以及口呼吸检测器件。所述压力发生器件被配置为生成用于向所述受试者的气道的递送的能呼吸气体的加压流。所述传感器器件被配置为提供传达所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数的信息的输出信号。所述参数确定器件被配置为基于所述输出信号,确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数。所述一个或多个参数包括第一参数。所述呼吸描绘器件被配置为基于所述一个或多个所确定的参数,估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡。所述最小流量识别器件被配置为识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间所述第一参数的水平中的局部极值。所述口呼吸检测器件被配置为通过分析采样窗口内依赖于时间的所述第一参数的所述水平,以确定所述给定呼气阶段期间所述受试者是否通过口呼吸。所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所

述水平的极值。

[0011] 在参考附图考虑以下描述及所附权利要求书时,本技术的这些及其它目的、特征和特性以及操作方法和相关结构元件的功能及各部分的组合和制造的经济性将变得更加明显,所有附图均形成本说明书的部分,其中,在各个附图中相似的附图标记指示相应的部分。在本技术的一个实施例中,本文中所图示的结构部件是按比例绘制的。然而,应明确理解,附图仅是出于图示和描述的目的,并非对本技术的限制。此外,应认识到,本文中在任意一个实施例中示出或描述的结构特征也可以被用于其他实施例中。然而,应明确理解,附图仅是出于图示和描述的目的,而并不旨在作为对本技术的限度的限制。

附图说明

[0012] 图1图示了根据一个或多个实施例的、被配置为在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的系统;

[0013] 图2A和图2B图示了呼吸期间的各种流动信号的示范性曲线图;

[0014] 图3图示了根据一个或多个实施例的、用于估计受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡的示范性方法;并且

[0015] 图4的流程图图示了根据一个或多个实施例的、用于在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的方法。

具体实施方式

[0016] 本文中使用的单数形式的“一”、“一个”以及“该”包括多个指代物,除非上下文中明确地另行规定。本文中所用的两个或多个零件或部件被“耦合”的表述将意味着所述零件直接或间接地(即,通过一个或多个中间零件或部件,只要发生连接)被结合到一起或一起工作。本文中所用的“直接耦合”意指两个元件彼此直接接触。本文中所用的“固定耦合”或“固定”意指两个部件被耦合以作为一体移动,同时维持相对于彼此的固定取向。

[0017] 本文中所用的词语“一体的”意指部件被创建为单件或单个单元。亦即,包括单独创建并然后被耦合到一起成为单元的多件的部件不是“一体的”部件或体。本文中采用的两个或多个零件或部件相互“接合”的表述将意味着所述零件直接地或通过一个或多个中间零件或部件而相互施加力。本文中采用的术语“数目”将意味着一或大于一的整数(即,多个)。

[0018] 本文中使用的方向短语,例如但不限于,顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及它们的派生词涉及附图中所示的元件的取向,并且不对权利要求构成限制,除非在权利要求中明确记载。

[0019] 示范性实施例解决或大大缓解了常规方法有关在发生口呼吸时压力支持设备中的泄漏估计的一个或多个缺陷。例如,对口呼吸的检测可以被用于提供在泄漏估计程序期间流体流动模式中的异常的指示。口呼吸检测可以改进对压力支持设备的I/E触发。口呼吸可以作为受试者事件被报告给健康照护提供者。可以通过口呼吸,指示鼻阻力(其可能导致对特定呼吸接口的低依从性)。

[0020] 图1图示了根据一个或多个实施例的、被配置为在涉及压力支持设备11的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的系统10。在呼吸处置期间,能呼吸气体的加压流根据治

疗方案被递送到受试者12的气道。所述治疗方案可以被设计为处置诸如肥胖低肺换气不足综合症、阻塞性睡眠呼吸暂停和/或其他肺或呼吸系统疾病的呼吸状况。在一个实施例中，系统10包括以下中的一个或多个：压力发生器14、电子存储器16、用户接口18、一个或多个传感器20、处理器24和/或其它部件。

[0021] 在一个实施例中，压力发生器14被配置为生成用于向受试者的气道12的递送的能呼吸气体的加压流。压力发生器14可以出于治疗目的或出于其他目的，而控制所述能呼吸气体的加压流的一个或多个参数（例如，流量、压力、体积、湿度、温度、气体组分等）。可以根据治疗方案控制所述一个或多个参数（例如，如下文进一步讨论的）。所述治疗方案可以被配置为维持和/或以其他方式改善受试者12的生活质量。通过非限制性范例的方式，压力发生器14可以被配置为控制所述能呼吸气体的加压流的压力，以处置呼吸功能不全或呼吸道阻塞综合征。压力发生器14可以包括正压发生器，其被配置为向受试者12提供正气道压治疗。这样的设备例如在美国专利US6105575中得到描述，在此通过引用将所述专利整体并入。

[0022] 所述能呼吸气体的加压流经由受试者接口26被递送到受试者12的气道。受试者接口26被配置为将由压力发生器14生成的能呼吸气体的加压流传送到受试者12的气道。这样，受试者接口26包括导管28和接口器具30。导管28将所述能呼吸气体的加压流输送到接口器具30，并且接口器具30将所述能呼吸气体的加压流递送到受试者12的气道。接口器具30的一些范例可以包括，例如，气管内导管、鼻插管、鼻罩、鼻/口罩、全罩式面罩、全面罩，或被配置为与受试者的气道传送气体的流的其他接口器具。本发明不限于这些范例，并且预期使用任意受试者接口来将所述能呼吸气体的加压流递送到受试者12。

[0023] 尽管图1将具有受试者接口26的系统10的配置图示为单支路被动系统图示，但这不旨在限制。将认识到，本公开的范围包括其中受试者接口26被形成为双支路系统的实施例，所述双支路系统包括被配置为从接口器具30接收呼出的第二导管。所述第二导管可以将这样的流体排出到大气，可以将这样的流体输送到过滤器和/或将这样的流体输送到包括系统10内的部件的其他部件。

[0024] 在一个实施例中，电子存储器16包括以电子方式存储信息的电子存储介质。电子存储器16的电子存储介质可以包括以下两者或以下之一：与系统10集成（即，基本上不可移除地）提供的系统存储器，和/或经由例如端口（例如，USB端口、火线端口等）或驱动器（例如，磁盘驱动器等）可以可移除地连接到系统10的可移除存储器。电子存储器16可以包括以下中的一个或多个：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，闪存驱动器等）和/或其他电子可读存储介质。电子存储器16可以存储软件算法、由处理器24确定的信息、经由用户接口18接收的信息和/或使得系统10能够正常运行的其他信息。电子存储器16可以（完全地或部分地）为系统10内的单独部件，或者电子存储器16可以（完全地或部分地）与系统10的一个或多个其他部件（例如，压力发生器14、用户接口18、处理器24和/或系统10的其他部件）集成提供。

[0025] 用户接口18被配置为提供系统10与一个或多个用户（例如，受试者12、照护者、研究者、治疗决策制定者和/或其他用户）之间的接口，所述用户可以通过所述接口将信息提供到系统10或从系统10接收信息。这使得数据、线索、结果和/或指令以及任意其他可通信

项目——统称为“信息”——能够在所述用户与压力发生器14、电子存储器16、处理器24和/或系统10的其他部件中的一个或多个之间被传送。适于包括在用户接口18中的接口设备的范例包括按键、按钮、开关、键盘、旋钮、控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、声音警报、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18包括多个单独的接口。在一个实施例中，用户接口18包括与压力发生器14集成提供的至少一个接口。用户接口18可以被配置为接收来自受试者12的输入，以更改系统10的可调参数。例如，用户接口18可以被配置为接收来自受试者12的输入，以修改或选择对呼吸状态检测的灵敏度或响应时间（例如，可以用分级旋钮或显示从1到10数字的数字接口来调节用于呼吸状态过渡检测的阈值水平以增大或减小灵敏度）。

[0026] 要理解，本发明也预期硬接线或无线的其他通信技术作为用户接口18。例如，本发明预期，用户接口18可以与由电子存储器16提供的可移除存储器接口集成。在该范例中，信息可以从可移除存储器（例如，智能卡、闪存驱动器、移动磁盘等等）载入系统10，这使得（一个或多个）用户能够定制系统10的实施方式。其他适于与系统10一起使用作为用户接口18的示范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、线缆或其他）。简言之，本发明预期用于与系统10传送信息的任意技术作为用户接口18。

[0027] 传感器20被配置为生成一个或多个输出信号，所述输出信号传达涉及在受试者12的呼吸期间受试者12的呼吸努力和/或流体的流量的信息。所述流体可以包括吸入的能呼吸气体、呼出的可呼吸气体和/或其他可呼吸流体。在一个实施例中，传感器20生成传达涉及所述可呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的气道时的一个或多个参数的信息。所述一个或多个参数可以包括，例如以下中的一个或多个：流量、体积、压力、组成（例如一种或多种组分的浓度）、湿度、温度、加速度、速度、声学、指示呼气的参数的改变和/或其他流体参数。在一个实施例中，传感器20为流量传感器和压力传感器。传感器20可以包括（例如通过与压力发生器14处或受试者接口26中的所述可呼吸气体的加压流连通的流体）直接测量这样的参数的一个或多个传感器。传感器20可以包括间接生成涉及所述能呼吸气体的加压流的一个或多个流体参数的输出信号的一个或多个传感器。例如，传感器20中的一个或多个可以基于压力发生器14的操作参数（例如，阀驱动或电机电流、电压、转动速度和/或其他操作参数）和/或其他传感器，来生成输出。

[0028] 预期传达涉及呼吸努力的信息的其他输出信号。例如，传感器20可以包括以机械方式检测呼吸肌努力的传感器（例如，佩戴在绕受试者12胸部的带上），捕获受试者12的图像和/或测量受试者12的位置和/或运动（例如，速度或加速度）的光学传感器。

[0029] 尽管传感器20被图示为毗邻压力发生器14设置的两个分开的传感器，和毗邻接口器具30设置的一个分开的传感器，但这旨在限制。传感器20可以包括设置在单个位置或多个位置中的一个或多个传感器，例如，在压力发生器14内，在导管28内（或与之连通），在接口器具30内（或与之连通）和/或其他位置。

[0030] 在一些实现方式中，传感器20中的一个或多个可以被放置在系统10外部，并且更接近受试者12。在这样的实施方式中，由外置传感器20生成的输出信号可以通过有线和/或无线配置被中继转发到处理器24。独立的用户接口可以被包括在接收由传感器20生成的输出信号的外置传感器20中，处理所述输出信号实现本文中描述的技术中的一些或全部，和/或显示所确定的信号中的至少一些。

[0031] 处理器24被配置为在系统100中提供信息处理能力。这样,处理器24可以包括以下中的一个或多个: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。尽管处理器24在图1中被示为单个实体,但是这仅是出于示例的目的。在一些实现方式中,处理器24可以包括多个处理单元。这些处理单元可以在物理上定位于相同设备(例如压力发生器14)内,或者处理器24可以表示协调操作的多个设备的处理功能。

[0032] 如在图1中所示,处理器24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以下中的一个或多个:参数模块31、滤波器模块32、呼吸描记模块34、参数极值模块36、口呼吸检测模块38和/或其他模块。处理器24可以被配置为通过软件;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的某种组合;和/或用于在处理器24上配置处理能力的其他机构来运行模块31、32、34、36和/或38。

[0033] 应认识到,尽管模块31、32、34、36和38在图1中被图示为共同定位于单个处理单元内,但在其中处理器24包括多个处理单元的实现方式中,模块31、32、34、36和/或38中的一个或多个可以定位为远离其他模块。对下文描述的由不同模块31、32、34、36和/或38提供的功能的描述是出于示例的目的,而并不旨在限制,因为模块31、32、34、36和/或38中的任意一个可以提供比所描述的更多或更少的功能。例如,可以消除模块31、32、34、36和/或38中的一个或多个,并且其功能中的一些或全部可以由模块31、32、34、36和/或38中其他的一些提供。作为另一个范例,处理器24可以被配置为运行一个或多个额外的模块,其可以执行下文中归属于模块31、32、34、36和/或38中的一个的功能中的一些或全部。

[0034] 参数模块31被配置为基于传感器20的输出信号,确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到受试者的气道时的一个或多个参数。如上文所提及的,所述一个或多个参数可以包括,例如以下中的一个或多个:流量、体积、压力、组分(例如,一种或多种组分的浓度)、湿度、温度、加速度、速率、声学、指示呼吸的参数的改变和/或其他流体参数。

[0035] 图2A和图2B图示了呼气期间各种流量信号的示范性曲线图。更具体地,图2A图示了依赖于时间的来自正常呼吸的流量信号40的曲线图,同时图2B示出了依赖于时间的来自出现口呼吸时的呼吸的流量信号42的曲线图。在一些实施例中,基于来自传感器20的输出信号,确定流量信号40和42作为参数。这里,根据一些实施例,流量信号40和42表示通过接口器具30的能呼吸气体的流量。

[0036] 当口呼吸发生时,与鼻呼吸相反,出现通过鼻腔的流体的流量的减少。呼气期间的口呼吸的特征在于,呼气阶段期间流量信号42中流速的减小。亦即,口呼吸降低呼气期间的流量信号42。针对呼气期间的正常呼吸,流量信号40快速减小到最小流量,逐步增大回基线流量,并然后在下一次吸气开始时再次快速增大。然而,对于口呼吸,当口腔加入呼气时,流量信号42失去其正梯度,并变平坦。口呼吸在早期呼气期间比在呼气阶段末期期间更多地扭曲流量信号42(如与流量信号40相比较)。这是因为,呼气的流速在呼气开始时比接近其结束时更高。

[0037] 再次参考图1,滤波器模块32被配置为通过抑制流量信号(例如,流量信号40和/或流量信号42)和/或来自传感器20的其他输出信号或从它们的衍生的高频分量,来提供经滤波的信号。在图2A,经滤波的流量信号44表示滤波处理流量信号40的结果。类似地,在图2B中,经滤波的流量信号46表示滤波处理流量信号42的结果。通过非限制性范例,滤波器模块

32可以通过平滑、滤波(例如,高通、低通、带通等)和/或其他处理技术,来处理流量信号(或其他输出信号)。根据一些实施例,流量信号(例如,流量信号40和/或流量信号42)被滤波,以抑制高频分量并仅传递低频分量。高频分量可以包括信号中高于大约0.2Hz的分量。低频分量可以包括信号中低于大约0.1Hz的分量。

[0038] 呼吸描记模块34被配置为估计受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡。在一些实施例中,这样的估计基于由气体参数模块31确定的一个或多个参数(例如流量信号40和/或流量信号42)、来自传感器20的其他输出信号和/或与所述受试者的呼吸相关联的其他信息。可以基于经滤波的流量信号(例如,经滤波的流量信号44和/或经滤波的流量信号46)和/或来自传感器20的其他滤波输出信号,来估计吸气阶段与呼气阶段之间的过渡。

[0039] 图3图示了根据一个或多个实施例的、估计受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡的示范性方法。在图3中,流量信号48与经滤波的流量信号50被绘制在一起。在一些实施例中,估计吸气阶段与呼气阶段之间的过渡包括识别经滤波的流量信号(例如,经滤波的流量信号50)与流量信号(例如,流量信号48)相交处的点。这样的交叉点的范例在图3中被示为交叉点52。相对应的估计呼吸状态由I/E状态信号54指示,其中高的值与吸气阶段相关联并且低的值与呼气阶段相关联。

[0040] 返回图1,参数极值模块36被配置为识别受试者12的呼吸的给定呼气阶段期间第一气体参数的水平中的局部极值(例如,最小值或最大值)。一般而言,针对给定呼吸,在从吸气期间最大流量的点到呼气期间最小流量的点的流量信号的斜坡中,通常存在急剧梯度。图2A和图2B示出针对正常呼吸和口呼吸两者,流量曲线是如何从吸气到呼气过渡(参见,例如交叉点56和/或交叉点58)减小到的最小流量的。最小值60和最小值62表示呼气期间这样的最小流量的范例。

[0041] 口呼吸检测模块38被配置为通过分析采样窗口内依赖于时间的第一气体参数的水平,来确定在给定呼气阶段期间所述受试者是否通过口呼吸。所述采样窗口始于或接近所识别的局部极值。如上文所提及地,所述第一参数的所述水平中的所述局部极值为局部最小值。在示范性实施例中,所述采样窗口的持续时间小于所述给定呼吸的持续时间。例如,所述采样窗口可以具有一秒的持续时间或某个其他持续时间。根据一些实施例,分析所述采样窗口内的所述输出信号包括确定所述输出信号在所述采样窗口内是否最初增大并然后变得平坦或减小,并且其中,阳性确定结果指示所述受试者的口呼吸的发生。

[0042] 对于正常呼吸,预期流量信号在其向呼气末期平坦化之前,为递增函数。然而,当在呼气早期期间存在口呼吸时,由于所述流量中的一些通过口腔(参见,例如图2A和图2B),所述流量仅在其平坦化之前短暂地为递增函数。在一些实施例中,可以识别这样的平坦化,以指示口呼吸的发生。可以设 Q_i 为总流量信号中从每次呼吸的最小流量的点起的第 i 个样本,其中 $i \geq 0$ 。相应地, $\bar{Q}_j$ 为 n 个 Q_i 样本的平均流量,从而:

$$[0043] \quad \bar{Q}_j = \frac{1}{n} \sum_{jn}^{(j+1)n-1} Q_i, \quad (\text{等式 1})$$

[0044] 其中 $j = (0, 1, 2, \dots)$ 。对于正常呼吸, $\bar{Q}_j$ 的梯度从最小流量的点起应最初大于零。因此,在 $\bar{Q}_j$ 的梯度从最小流量的点起小于或等于零时,可以识别口呼吸。亦即,对于 $j > 0$,

$(Q_j - Q_{j-1}) \leq 0$ 。

[0045] 对n个样本取平均相当于下采样所述流量信号。这样,n应被选择为使得确定所述流量信号的所述梯度的时间间隔足够大以消除来自传感器20的固有不一致,并且足够小以捕获来自正常呼吸流量动作的任意差异。

[0046] 图4的流程图图示了根据一个或多个实施例的、用于在涉及压力支持设备的呼吸处置期间检测早期呼气中的口呼吸的方法64。下文提供的方法64的操作意图为示例性的。在一些实现方式中,方法64可以以一个或多个未描述的额外操作,和/或无需所讨论的所述操作中的一个或多个,而得以完成。额外的,图4中图示并在下文描述的方法64的所述操作的顺序不旨在限制。

[0047] 在一些实施方式中,方法64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。所述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运行方法64的所述操作中的一个或多个的一个或多个设备。所述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,所述硬件、固件和/或软件被专门设计用于方法64的操作中的一个或多个的运行。

[0048] 在操作66,从传感器(例如传感器20)接收输出信号。所述输出信号传达涉及所述能呼吸气体的加压流在被递送到受试者(例如受试者12)的气道时的一个或多个参数的信息。根据一些实施例,由与处理器24相同或相似的处理器执行操作66。

[0049] 在操作68,基于所述输出信号,确定所述能呼吸气体的加压流在被递送到所述受试者的所述气道时的一个或多个参数。所述一个或多个参数包括第一参数。根据一些实施例,由与参数模块31相同或相似的参数模块执行操作68。

[0050] 在操作70,通过抑制依赖于时间的所述第一参数的高频分量来提供经滤波的信号。根据一些实施例,由与滤波器模块32相同或相似的滤波器模块执行操作70。

[0051] 在操作72,基于所述一个或多个所确定的参数,估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼吸阶段之间的过渡。根据一些实施例,由与呼吸描记模块34相同或相似的呼吸描记模块执行操作72。

[0052] 在操作74,在由所述受试者的呼吸的给定吸气阶段期间,识别所述第一参数的水平中的局部极值。根据一些实施例,由与参数极值模块36相同或相似的参数极值模块执行操作74。

[0053] 在操作76,分析采样窗口内依赖于时间的所述第一参数的所述水平,以确定所述受试者在所述给定呼气阶段期间是否通过口呼吸。所述采样窗口始于或接近所述第一参数的所述水平内的局部极值。根据一些实施例,由与口呼吸检测模块38相同或相似的口呼吸检测模块执行操作76。

[0054] 在权利要求书中,置于括号内的任意附图标记均不应被解释为限制权利要求。词语“包含”或“包括”不排除除权利要求中所列以外的其他元件或步骤的存在。在枚举了若干器件的装置型权利要求中,这些器件中的若干可以通过同一硬件来实现。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在枚举了若干器件的任意装置型权利要求中,这些器件中的若干可以通过同一硬件来实现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定元件,但是这并不指示不能组合使用这些元件。

[0055] 尽管已基于当前认为最实际和优选的实施例,出于示例的目的详细描述了本技术,但要理解,这样的细节仅是出于该目的,并且本技术不限于所公开的实施例,而是相反,旨在覆盖在权利要求书的精神和范围内的更改和等价布置。例如,要理解,本技术预期,任意实施例的一个或多个特征可以在可能的范围内与任意其他实施例的一个或多个特征相组合。

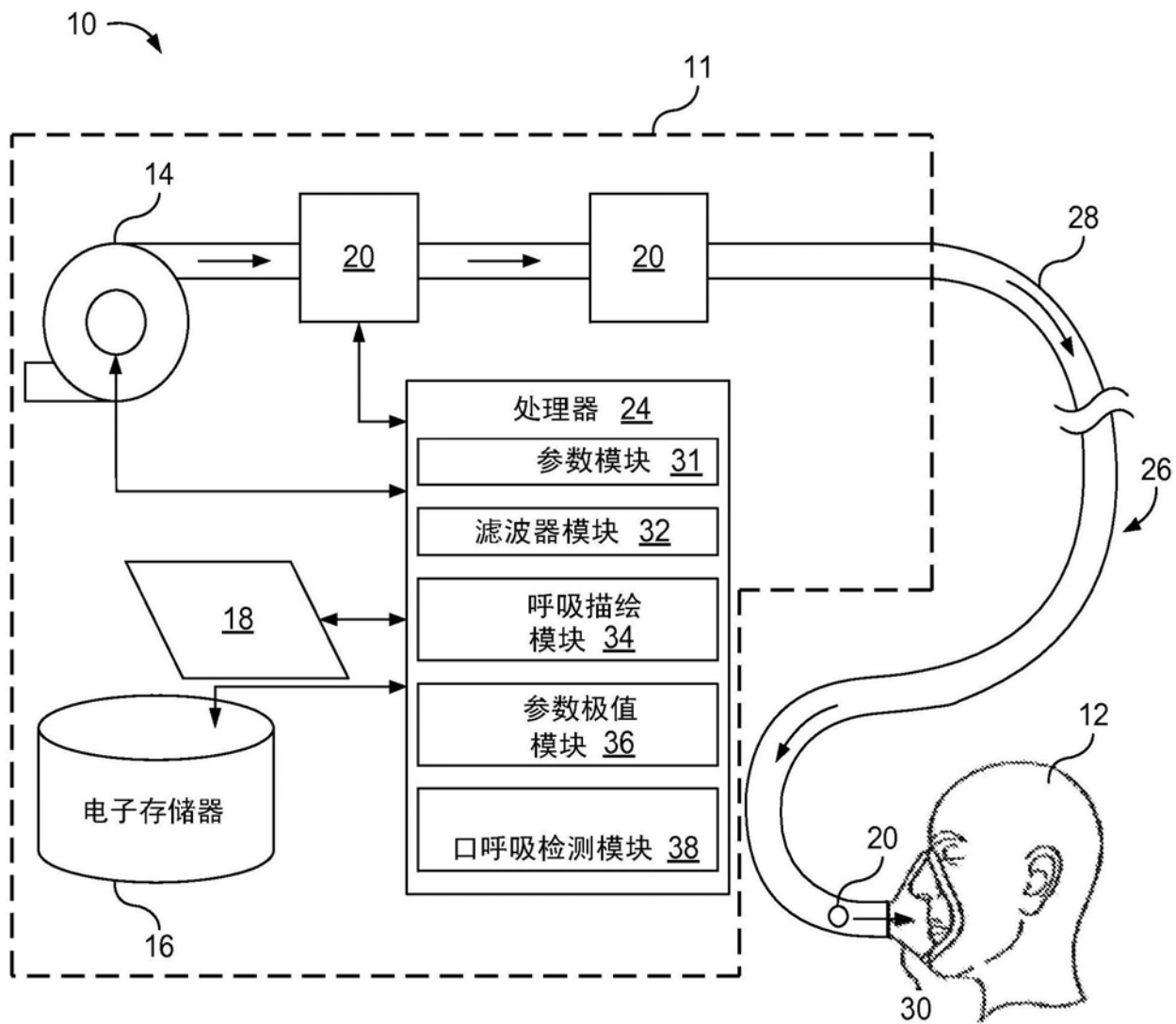


图1

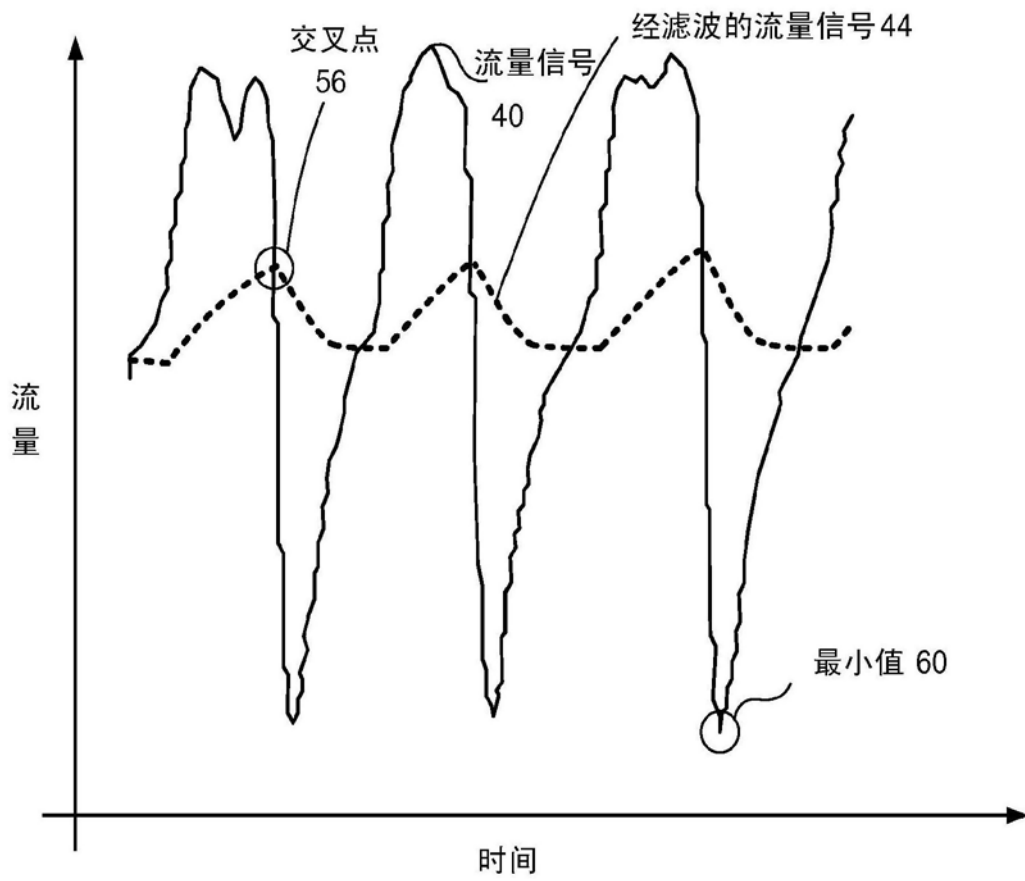


图2A

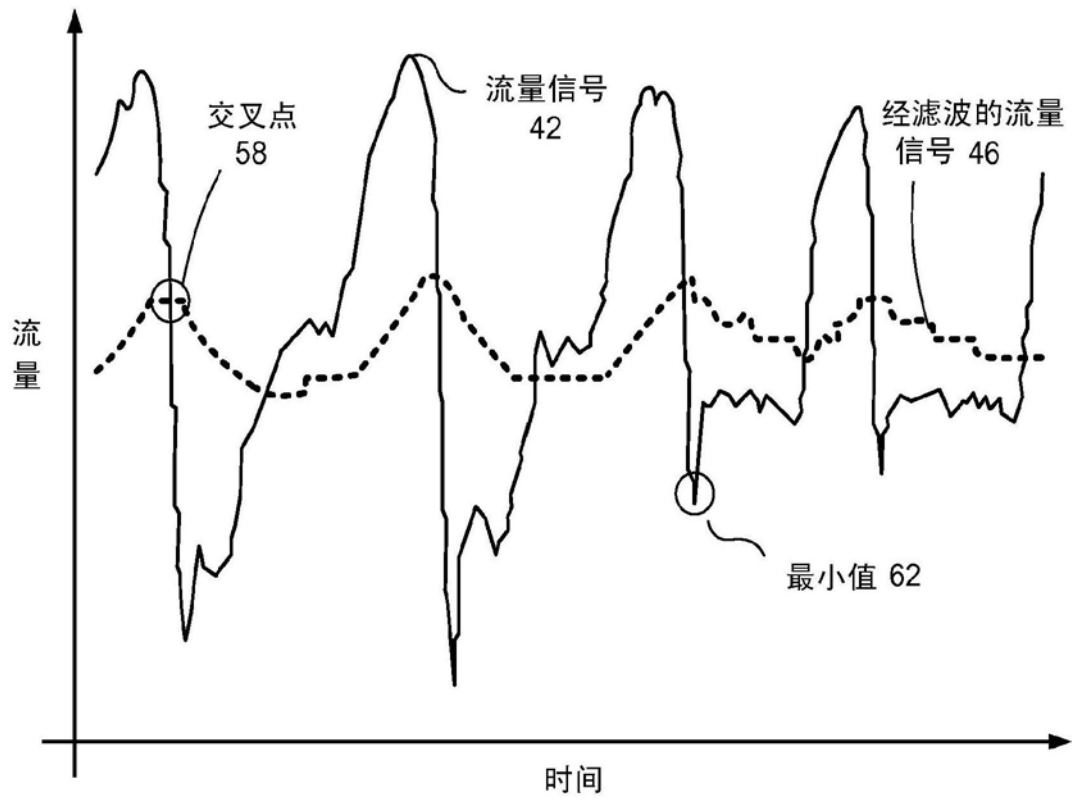


图2B

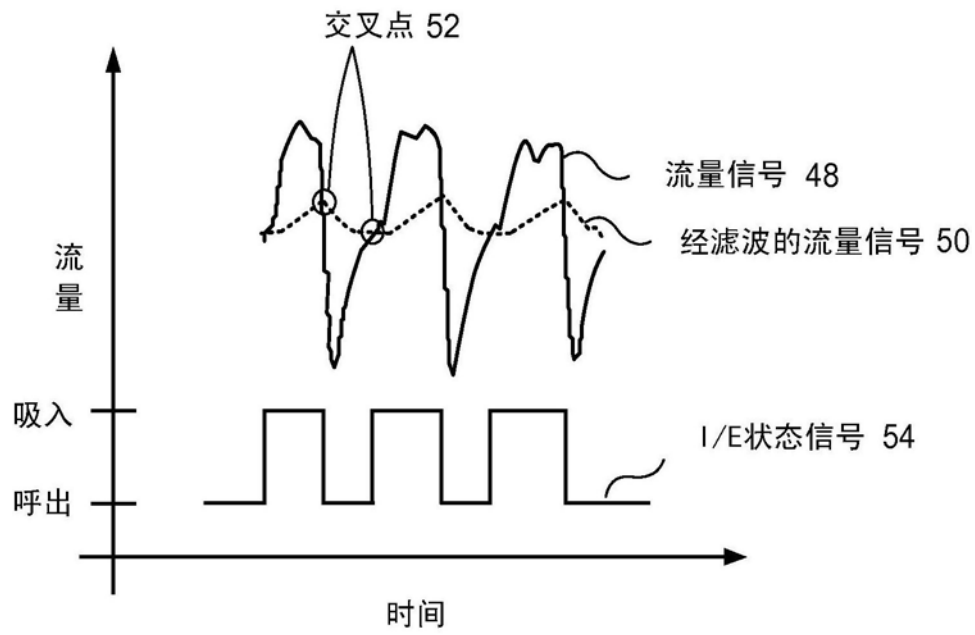


图3

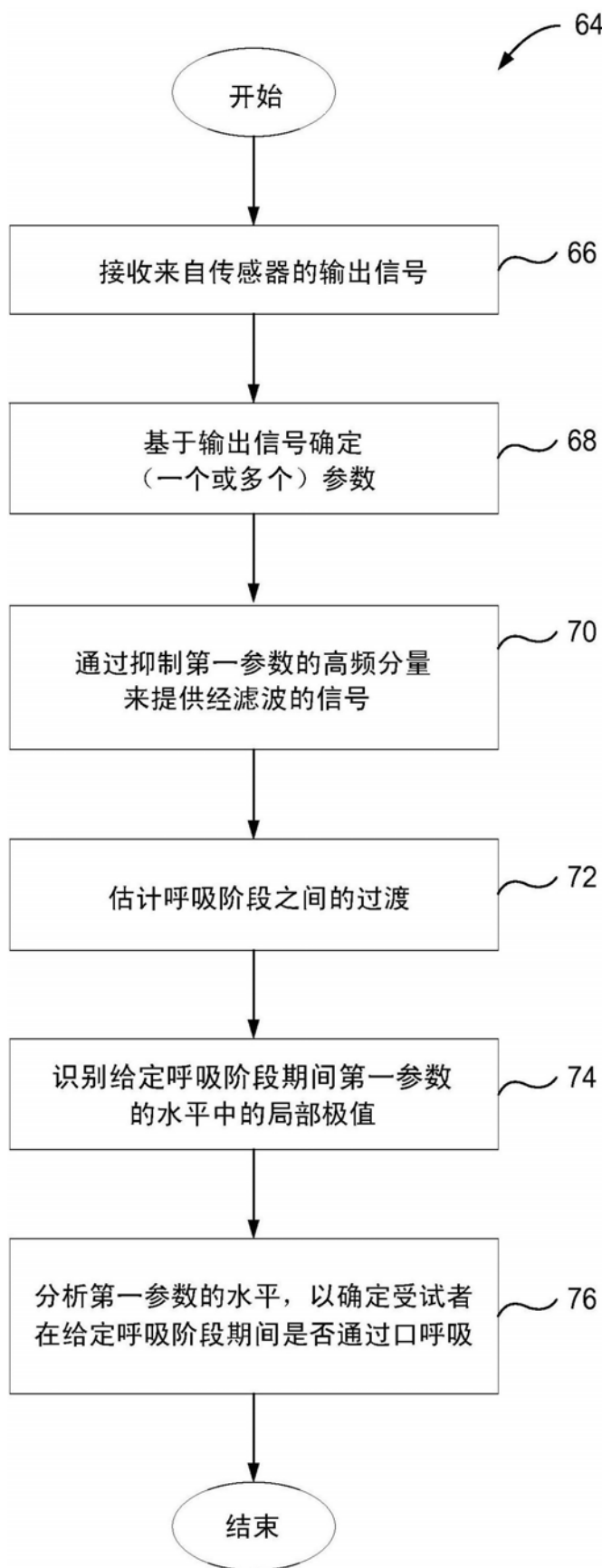


图4

专利名称(译)	检测早期呼气中的口呼吸		
公开(公告)号	CN108245131A	公开(公告)日	2018-07-06
申请号	CN201810017675.5	申请日	2012-10-11
[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	SSS维沙帕加达文卡塔萨蒂亚 LA巴洛维尔其恩 M劳拉拉普安特		
发明人	S·S·S·维沙帕加达文卡塔萨蒂亚 L·A·巴洛维尔其恩 M·劳拉拉普安特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/087		
CPC分类号	A61B5/087 A61M16/0069 A61M16/024 A61M16/161 A61M2016/0027 A61M2016/0039 A61M2016/102 A61M2205/332 A61M2205/3368 A61M2205/3375 A61M2230/43 A61B5/0826 A61B5/4836 A61B5/7278 A61B5/7282 A61M16/0003 A61M2016/003		
代理人(译)	刘瑜 王英		
优先权	61/548873 2011-10-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可以在涉及压力支持设备的呼吸处置期间，检测早期呼气中的口呼吸。根据一些实施例，从传感器接收输入信号，所述输出信号传达与所述能呼吸气体的加压流在被递送到受试者的气道时的一个或多个参数相关的信息。基于所述一个或多个所确定的参数，估计所述受试者的呼吸的吸气阶段与呼气阶段之间的过渡。识别所述受试者的呼吸的给定呼气阶段期间第一参数的水平的局部极值。在采样窗口内分析依赖于时间的所述第一参数的所述水平，以确定所述受试者在所述给定呼气阶段期间是否通过口呼吸。所述采样窗口始于或接近所识别的所述第一参数的所述水平的局部极值。

