



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111658918 A

(43)申请公布日 2020.09.15

(21)申请号 202010461768.4

(22)申请日 2020.05.27

(71)申请人 山东大学

地址 250061 山东省济南市历下区经十路
17923号

(72)发明人 李玮 马德东 和茹欣 雷晟暄
韩毅 马志祥 孟祥伟 孙海航

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限
公司 37221

代理人 祖之强

(51)Int.Cl.

A61M 16/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/087(2006.01)

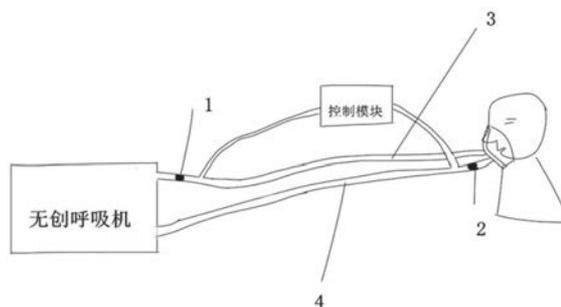
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种多呼吸指标同步测量系统及方法

(57)摘要

本公开提供了一种多呼吸指标同步测量系统及方法,包括无创呼吸机、呼吸面罩和处理器,所述无创呼吸机和呼吸面罩通过至少一根吸气管道与至少一根呼气管道连接,每根吸气管道和呼气管道上均连接有至少一根旁路管道,每根旁路管道内设有压力传感器;吸气管道内设有第一流量传感器,呼气管道内设有第二流量传感器,所述处理器根据接收到的各个旁路管道的模拟电压信号以及第一气体流量传感器和第二气体流量传感器的监测信号,得到吸气潮气量和呼气潮气量以及吸气压和呼气压;本公开实现了吸气通路和呼气通路独立以及主路气道与旁路气道的结合,将吸/呼气压与吸/呼潮气量分开测量,从而实现了精准、同步与快速的呼吸参数测量。



1. 一种多呼吸指标同步测量系统,其特征在于,包括无创呼吸机、呼吸面罩和处理器,所述无创呼吸机和呼吸面罩通过至少一根吸气管道与至少一根呼气管道连接;

每根吸气管道和呼气管道上均连接有至少一根旁路管道,每根旁路管道内设有压力传感器,用于输出与主气道压力成正比的模拟电压信号到处理器;

吸气管道内靠近无创呼吸机的位置设有与处理器连接的第一流量传感器,呼气管道内靠近呼吸面罩的位置设有与处理器连接的第二流量传感器,所述处理器根据接收到的各个旁路管道的模拟电压信号以及第一气体流量传感器和第二气体流量传感器的监测信号,同步得到多个呼吸指标。

2. 如权利要求1所述的多呼吸指标同步测量系统,其特征在于,所述第一气体流量传感器设置在吸气管道和旁路管道的交叉点与无创呼吸机之间,所述第二气体流量传感器设置在呼气管道和旁路管道的交叉点与呼吸面罩之间。

3. 如权利要求2所述的多呼吸指标同步测量系统,其特征在于,所述第一气体流量传感器的位置与吸气管道和旁路管道的交叉点之间的距离为2厘米~3厘米。

4. 如权利要求2所述的多呼吸指标同步测量系统,其特征在于,所述第一气体流量传感器的位置与呼气管道和旁路管道的交叉点之间的距离为2厘米~3厘米。

5. 如权利要求1所述的多呼吸指标同步测量系统,其特征在于,第一气体流量传感器和第二气体流量传感器均为层流式气体流量传感器。

6. 一种多呼吸指标同步测量方法,其特征在于,利用权利要求1-4任一项所述的多呼吸指标同步测量系统,包括以下步骤:

吸气时,来自无创呼吸机提供的氧气流流经吸气管道,通过第一气体流量传感器监测氧气流的气体容积流量数据,得到吸气潮气量;

当呼气时,通过面罩的呼气管道向外呼出气体,通过第二气体流量传感器监测二氧化碳流的气体容积流量数据,得到呼气潮气量;

根据当前时刻的吸气潮气量和呼气潮气量的比值,结合前一周期内对应的吸气潮气量和呼气潮气量的比值,根据两个比值的差的绝对值评估多呼吸指标同步测量系统的实时漏气量。

7. 如权利要求6所述的多呼吸指标同步测量方法,其特征在于,氧气流向前流经吸气管道与旁路管道交叉点,部分氧气流流经旁路气道,旁路气道的压力传感器输出模拟电压信号到处理器,处理器根据接收到的模拟电压信号实时计算吸气管道压力,得到吸气压。

8. 如权利要求6所述的多呼吸指标同步测量方法,其特征在于,二氧化碳流向前流经呼气管道与旁路管道交叉点,部分二氧化碳流流经旁路气道,旁路气道的压力传感器输出模拟电压信号到处理器,处理器根据接收到的模拟电压信号实时计算出呼气管道压力,得到呼气压。

9. 如权利要求8所述的多呼吸指标同步测量方法,其特征在于,吸气压和呼气压的计算方式,具体为:

$$y = \hat{a}x + \hat{b}$$

其中, \hat{a} 、 \hat{b} 是由历史数据得到的经验参数,y即为主气道压力,x为旁路气道的压力。

10. 如权利要求6所述的多呼吸指标同步测量方法,其特征在于,吸气潮气量与呼气潮

气量的计算方式为：

$$q_v = \frac{\pi \Delta p d^4}{128ul}$$

其中， q_v 即为所求气体容积流量数据， d 为吸气与呼气管道的等效内经， l 为吸气与呼气管道的等效长度， u 为气体动力黏度， Δp 为气体流经管道产生的静压力差。

一种多呼吸指标同步测量系统及方法

技术领域

[0001] 本公开涉及呼吸指标测量计算领域,特别涉及一种多呼吸指标同步测量系统及方法。

背景技术

[0002] 本部分的陈述仅仅是提供了与本公开相关的背景技术,并不必然构成现有技术。

[0003] 无创呼吸机,又称持续气道正压通气机,是一种用于治疗睡眠呼吸暂停综合征等相关疾病的医疗仪器。无创呼吸机可监测包括呼吸频率、吸呼气压、潮气量、漏气量、峰流速、吸呼时比等多项呼吸指标,并依据这些呼吸指标实时调节通气模式,从而实现人机同步。

[0004] 本公开发明人发现,现有的可监测呼吸指标的无创呼吸机大部分只具备准确快速监测某一呼吸指标的作用,例如潮气量监测、漏气量监测,经过单一呼吸指标进行通气调节,容易产生较大误差,不具有准确性。现有技术中还存在少部分的无创呼吸机可监测多项呼吸指标。但发明人发现,这些无创呼吸机虽然实现了多个呼吸指标的监测,但大多采用一根测量管道,很难做到真正的多指标同步与快速测量。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术的不足,本公开提供了一种多呼吸指标同步测量系统及方法,实现了吸气通路与呼气通路独立以及主路气道与旁路气道的结合,将吸/呼气压与吸/呼潮气量分开测量,从而实现了精准、同步与快速的呼吸参数测量。

[0006] 为了实现上述目的,本公开采用如下技术方案:

[0007] 本公开第一方面提供了一种多呼吸指标同步测量系统。

[0008] 一种多呼吸指标同步测量系统,包括无创呼吸机、呼吸面罩和处理器,所述无创呼吸机和呼吸面罩通过至少一根吸气管道与至少一根呼气管道连接;

[0009] 每根吸气管道和呼气管道上均连接有至少一根旁路管道,每根旁路管道内设有压力传感器,用于输出与主气道压力成正比的模拟电压信号到处理器;

[0010] 吸气管道内靠近无创呼吸机的位置设有与处理器连接的第一流量传感器,呼气管道内靠近呼吸面罩的位置设有与处理器连接的第二流量传感器,所述处理器根据接收到的各个旁路管道的模拟电压信号以及第一气体流量传感器和第二气体流量传感器的监测信号,同步得到多个呼吸指标。

[0011] 本公开第二方面提供了一种多呼吸指标同步测量方法。

[0012] 一种多呼吸指标同步测量方法,利用本公开第一方面所述的多呼吸指标同步测量系统,包括以下步骤:

[0013] 吸气时,来自无创呼吸机提供的氧气流流经吸气管道,通过第一气体流量传感器监测氧气流的气体容积流量数据,得到吸气潮气量;

[0014] 当呼气时,通过面罩的呼气管道向外呼出气体,通过第二气体流量传感器监测二

氧化碳流的气体容积流量数据,得到呼气潮气量;

[0015] 根据当前时刻的吸气潮气量和呼气潮气量的比值,结合前一周期内对应的吸气潮气量和呼气潮气量的比值,根据两个比值的差的绝对值评估多呼吸指标同步测量系统的实时漏气量。

[0016] 与现有技术相比,本公开的有益效果是:

[0017] 1、本公开第一方面所述的多呼吸指标同步测量系统,通过设置吸气管道、呼气管道以及旁路管道,实现了吸气通路和呼气通路独立,实现了主路气道与旁路气道的结合,将吸/呼气压与吸/呼潮气量分开测量,从而实现了精准、同步与快速的呼吸参数测量。

[0018] 2、本公开第二方面所述的多呼吸指标同步测量方法,根据当前时刻的吸气潮气量和呼气潮气量的比值,结合前一周期内对应的吸气潮气量和呼气潮气量的比值,根据两个比值的差的绝对值评估多呼吸指标同步测量系统的实时漏气量,提高了漏气量检测的准确度,一次测量能够得到多种参数,避免了测量仪器的复杂化,进一步的实现了精准、同步与快速的多呼吸参数测量。

附图说明

[0019] 构成本公开的一部分的说明书附图用来提供对本公开的进一步理解,本公开的示意性实施例及其说明用于解释本公开,并不构成对本公开的不当限定。

[0020] 图1为本公开实施例1提供的多呼吸指标同步测量系统的结构示意图。

[0021] 图2为本公开实施例2提供的多呼吸指标同步测量方法的流程示意图。

[0022] 1-第一流量传感器;2-第二流量传感器;3-吸气管道;4-呼气管道。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图与实施例对本公开作进一步说明。

[0024] 应该指出,以下详细说明都是例示性的,旨在对本公开提供进一步的说明。除非另有指明,本文使用的所有技术和科学术语具有与本公开所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义。

[0025] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本公开的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0026] 在本公开中,术语如“上”、“下”、“左”、“右”、“前”、“后”、“竖直”、“水平”、“侧”、“底”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,只是为了便于叙述本公开各部件或元件结构关系而确定的关系词,并非特指本公开中任一部件或元件,不能理解为对本公开的限制。

[0027] 本公开中,术语如“固接”、“相连”、“连接”等应做广义理解,表示可以是固定连接,也可以是一体地连接或可拆卸连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连。对于本领域的相关科研或技术人员,可以根据具体情况确定上述术语在本公开中的具体含义,不能理解为对本公开的限制。

[0028] 在不冲突的情况下,本公开中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0029] 实施例1:

[0030] 如图1-2所示,本公开实施例1提供了一种多呼吸指标同步测量系统,包括无创呼吸机、呼吸面罩和控制模块,所述无创呼吸机和呼吸面罩通过一根吸气管道与一根呼气管道连接;

[0031] 每根吸气管道和呼气管道上均连接有一根旁路管道,每个旁路管道均与控制模块连接,每根旁路管道内设有压力传感器,用于输出与主气道压力成正比的模拟电压信号到控制模块;

[0032] 吸气管道内靠近无创呼吸机的位置设有与控制模块连接的第一流量传感器1,呼气管道内靠近呼吸面罩的位置设有与控制模块连接的第二流量传感器2,所述控制模块根据接收到的各个旁路管道的模拟电压信号以及第一气体流量传感器1和第二气体流量传感器2的监测信号,得到吸气潮气量和呼气潮气量以及吸气压和呼气压。

[0033] 使用者佩戴无创呼吸机面罩,连接无创呼吸机与面罩有两条通路,分别是吸气管道3与呼气管道4,使用者吸气时,无创呼吸机通过吸气管道为使用者提供氧气;使用者呼气时,通过呼气管道呼出二氧化碳。

[0034] 采用主路与旁路管道,患者吸气与呼气的气流在主路与旁路的交界处进行分流,一部分流进旁路管道,两旁路管道连接同一控制模块,进行呼吸指标的测量,旁路管道中的气体流入控制模块中,经控制模块排出去。

[0035] 在主路管道(吸气管道或呼气管道)与旁路管道的交接处前2厘米-3厘米,设置一个流量传感器,本实施例中选择层流式流量传感器,利用层流条件下,流速与流体经过传感器产生的差压成正比的流体力学原理,传感器测量管道内的压力差,结合其他已知数据,根据下述公式来测量气体容积流量数据,即为吸气与呼气潮气量。

$$[0036] \quad q_v = \frac{\pi \Delta p d^4}{128ul}$$

[0037] 其中, q_v 即为所求气体容积流量数据, d 为吸气与呼气管道的等效内经, l 为吸气与呼气管道的等效长度, u 为气体动力黏度, Δp 为气体流经管道产生的静压力差。

[0038] 采用层流式流量传感器的好处在于准确且迅速,不易因管道形状的改变而使得测量数据的不准确,将其设置在主旁路交叉口的前2厘米-3厘米处,在本实施例中可以选择2厘米,也可以选择2.5厘米,或者选择3厘米,或者2厘米到3厘米之间的任意数值,避免因为气体分流造成的测量数据不准确。

[0039] 在两旁路气道口设置一压力传感器,压力传感器输出和主气道压力成正比的模拟电压信号到控制模块中,控制模块通过正比例函数计算得到主气道的压力,即吸气压与呼气压:

$$[0040] \quad y = \hat{a}x + \hat{b}$$

[0041] 其中, \hat{a} 、 \hat{b} 是由大量实验数据得到的, y 即为主气道压力, x 为旁路气道的压力。

[0042] 现有技术中由于使用者的吸气与呼气不可能同时进行,具有周期性,则吸气潮气量与呼气潮气量、吸气压与呼气压的测量不可能同步进行,只能利用前几个呼吸周期的数据,对其加权平均,从而估计下一周期的数据,达到测量的近似同步。

$$[0043] \quad \bar{n} = \frac{1}{5}(n_1 + n_2 + n_3 + n_4 + n_5)$$

[0044] 上式中 n_1 、 n_2 、 n_3 、 n_4 、 n_5 分别为前5个周期的呼吸指标,经过加权平均,求得 \bar{n} ,近似为实时测量量,测量结果并不准确。

[0045] 通过本实施例所述的方法解决了由于呼吸周期造成的吸气与呼气潮气量、吸气与呼气压难以同时测量的问题。

[0046] 根据实时测量得到的吸/呼气潮气量,结合上一呼吸周期内对应的呼/吸气潮气量,做差的绝对值,即为实时漏气量。

$$[0047] \quad y = |m_0 - m_1|$$

[0048] 其中, m_1 是实时测量的吸/呼气潮气量, m_0 为上一周期对应的呼/吸气潮气量, y 为实时漏气量。

[0049] 本实施例所述的方法在控制模块内部进行快速、精准的计算,并通过显示模块实时显示出来,所述单片机型号为LPC2468,选择此单片机的好处在于计算迅速准确,从而达到呼吸指标同步快速测量的要求。

[0050] 可以理解的,在其他的实施方式中,也可以选择其他类型的单片机,如AT89C51系列单片机,本领域技术人员可以根据具体工况自行设置,在此不作详述。

[0051] 实施例2:

[0052] 本公开实施例2提供了一种多呼吸指标同步测量方法,利用多呼吸指标同步测量系统,所述多呼吸指标同步测量系统,包括无创呼吸机、呼吸面罩和控制模块,所述无创呼吸机和呼吸面罩通过一根吸气管道与一根呼气管道连接;

[0053] 每根吸气管道和呼气管道上均连接有一根旁路管道,每个旁路管道均与控制模块连接,每根旁路管道内设有压力传感器,用于输出与主气道压力成正比的模拟电压信号到控制模块;

[0054] 吸气管道内靠近无创呼吸机的位置设有与控制模块连接的第一流量传感器1,呼气管道内靠近呼吸面罩的位置设有与控制模块连接的第二流量传感器2,所述控制模块根据接收到的各个旁路管道的模拟电压信号以及第一气体流量传感器1和第二气体流量传感器2的监测信号,得到吸气潮气量和呼气潮气量以及吸气压和呼气压。

[0055] 使用者佩戴无创呼吸机面罩,连接无创呼吸机与面罩有两条通路,分别是吸气管道3与呼气管道4,使用者吸气时,无创呼吸机通过吸气管道为使用者提供氧气;使用者呼气时,通过呼气管道呼出二氧化碳。

[0056] 采用主路管道(吸气管道或者呼气管道)与旁路管道,患者吸气与呼气的气流在主路与旁路的交界处进行分流,一部分流进旁路管道,两旁路管道连接同一控制模块,进行呼吸指标的测量。

[0057] 在主路管道与旁路管道的交接处前2厘米-3厘米,设置一个流量传感器,本实施例中选择层流式流量传感器,利用层流条件下,流速与流体经过传感器产生的差压成正比的流体力学原理,传感器测量管道内的压力差,结合其他已知数据,根据下述公式来测量气体容积流量数据,即为吸气与呼气潮气量。

$$[0058] \quad q_v = \frac{\pi \Delta p d^4}{128ul}$$

[0059] 其中, q_v 即为所求气体容积流量数据, d 为吸气与呼气管道的等效内经, l 为吸气与呼气管道的等效长度, u 为气体动力黏度, Δp 为气体流经管道产生的静压力差。

[0060] 采用层流式流量传感器的好处在于准确且迅速, 不易因管道形状的改变而使得测量数据的不准确, 将其设置在主旁路交叉口的的前2厘米-3厘米处, 这里可以选择2厘米, 也可以选择2.5厘米, 也可以选择3厘米, 也可以2厘米到3厘米之间的任意数值, 避免因为气体分流造成的测量数据不准确。

[0061] 在两旁路气道口设置一压力传感器, 压力传感器输出和主气道压力成正比的模拟电压信号到控制模块, 控制模块通过正比例函数计算得到主气道的压力, 即吸气压与呼气压:

$$[0062] \quad y = \hat{a}x + \hat{b}$$

[0063] 其中, \hat{a} 、 \hat{b} 是由大量实验数据得到的, y 即为主气道压力, x 为旁路气道的压力。

[0064] 现有技术中由于使用者的吸气与呼气不可能同时进行, 具有周期性, 则吸气潮气量与呼气潮气量、吸气压与呼气压的测量不可能同步进行, 只能利用前几个呼吸周期的数据, 对其加权平均, 从而估计下一周期的数据, 达到测量的近似同步。

$$[0065] \quad \bar{n} = \frac{1}{5}(n_1 + n_2 + n_3 + n_4 + n_5)$$

[0066] 上式中 n_1 、 n_2 、 n_3 、 n_4 、 n_5 分别为前5个周期的呼吸指标, 经过加权平均, 求得 \bar{n} , 近似为实时测量量, 测量结果并不准确。

[0067] 通过本实施例所述的方法解决了由于呼吸周期造成的吸气与呼气潮气量、吸气与呼气压难以同时测量的问题。

[0068] 根据实时测量得到的吸/呼气潮气量, 结合上一呼吸周期内对应的呼/吸气潮气量, 做差的绝对值, 即为实时漏气量。

$$[0069] \quad y = |m_0 - m_1|$$

[0070] 其中, m_1 是实时测量的吸/呼气潮气量, m_0 为上一周期对应的呼/吸气潮气量, y 为实时漏气量。

[0071] 本实施例所述的方法在控制模块内部进行快速、精准的计算, 并通过显示模块实时显示出来, 所述单片机型号为LPC2468, 选择此单片机的好处在于计算迅速准确, 从而达到呼吸指标同步快速测量的要求。

[0072] 可以理解的, 在其他的实施方式中, 也可以选择其他类型的单片机, 如AT89C51系列单片机, 本领域技术人员可以根据具体工况自行设置, 在此不作详述。

[0073] 本领域内的技术人员应明白, 本公开的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此, 本公开可采用硬件实施例、软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且, 本公开可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器和光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0074] 本公开是参照根据本公开实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程

图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的控制模块以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的控制模块执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0075] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0076] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0077] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random AccessMemory,RAM)等。

[0078] 以上所述仅为本公开的优选实施例而已,并不用于限制本公开,对于本领域的技术人员来说,本公开可以有各种更改和变化。凡在本公开的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本公开的保护范围之内。

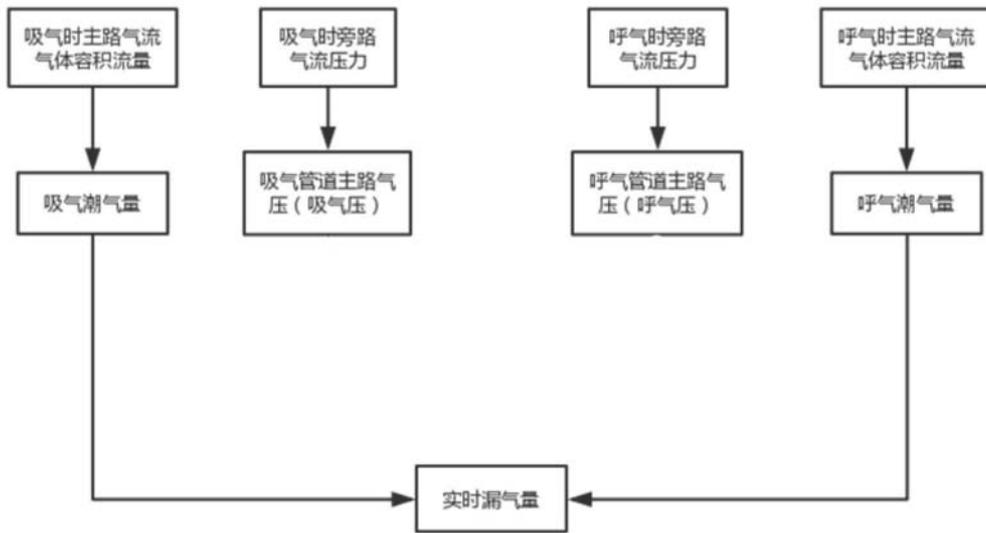


图1

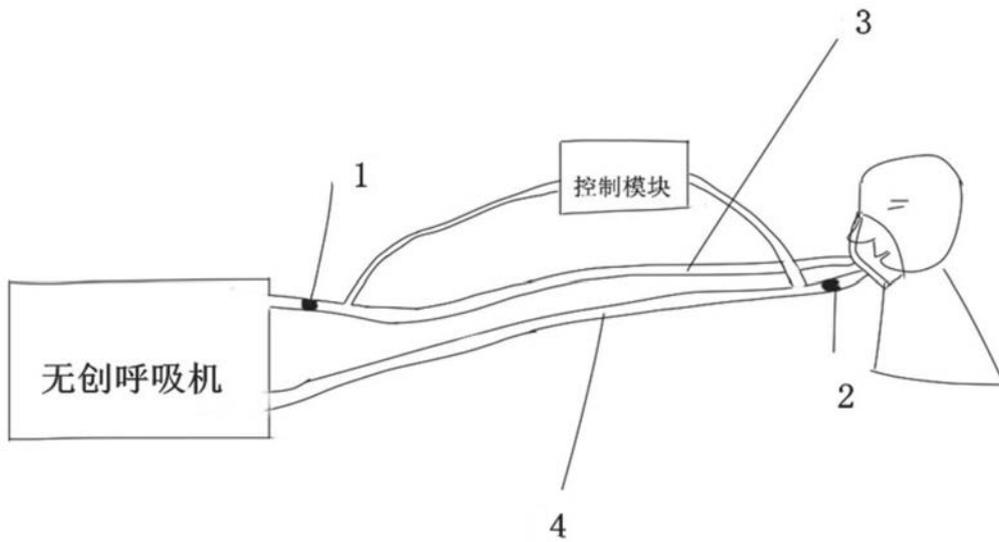


图2