



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 120022444 A

(43) 申请公布日 2025. 05. 23

(21) 申请号 202510488488.5

(22) 申请日 2025.04.18

(71) 申请人 北京航天长峰股份有限公司

地址 100039 北京市海淀区永定路51号航  
天数控大楼

(72) 发明人 贾存鼎 李纪念 刘会超 徐明洲  
吴高峰 成雅科 王亚伟 董石峰  
靳继丰

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限  
公司 11227

专利代理师 韩丽波

(51) Int. Cl.

A61M 1/16 (2006.01)

A61M 1/14 (2006.01)

A61M 1/36 (2006.01)

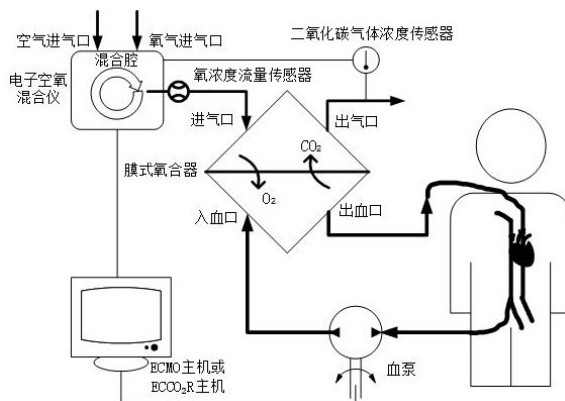
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的  
检测方法

(57) 摘要

本申请实施例提供了一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的检测方法,涉及体外生命支持技术领域。本申请实施例通过集成在电子空氧混合仪中的氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器,能够实时监测混合气体的体积流量以及膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度,使得电子空氧混合仪能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。这不仅有助于减少因定期采样所带来的误差,提高了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生能够根据二氧化碳清除率数据迅速响应,及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞情况,避免患者体内二氧化碳潴留,进而增强了患者的安全性。



1. 一种电子空氧混合仪,其特征在于,所述电子空氧混合仪包括:混合腔、氧浓度流量传感器、二氧化碳气体浓度传感器和主控制模块;

其中,所述混合腔上设置空气进气口、氧气进气口和混合气体出气口;所述氧浓度流量传感器设置于所述混合气体出气口与膜式氧合器的进气口之间的气体流路上;所述二氧化碳气体浓度传感器设置于所述膜式氧合器的出气口处;所述主控制模块与所述氧浓度流量传感器和所述二氧化碳气体浓度传感器通信连接;

所述混合腔用于,将通过所述空气进气口输入的医用压缩空气和通过所述氧气进气口输入的氧气混合,获得混合气体;通过所述混合气体出气口,将所述混合气体经由所述氧浓度流量传感器输入所述膜式氧合器的进气口;

所述氧浓度流量传感器用于,实时监测所述混合气体的体积流量;

所述二氧化碳气体浓度传感器用于,实时监测所述膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度;

所述主控制模块用于,根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度,确定二氧化碳清除率。

2. 根据权利要求1所述的电子空氧混合仪,其特征在于,所述根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度,确定二氧化碳清除率的公式如下:

$$Q_{CO_2} = V_{total} \times C_{CO_2};$$

其中, $Q_{CO_2}$ 为二氧化碳清除率, $V_{total}$ 为混合气体的体积流量, $C_{CO_2}$ 为二氧化碳浓度。

3. 根据权利要求1所述的电子空氧混合仪,其特征在于,所述电子空氧混合仪还包括第一调节阀和第二调节阀;其中,所述第一调节阀连接于所述空气进气口,所述第一调节阀用于调节进入所述混合腔的医用压缩空气的流量;所述第二调节阀连接于所述氧气进气口,所述第二调节阀用于调节进入所述混合腔的氧气的流量;

所述主控制模块还用于,根据所述二氧化碳清除率,控制所述第一调节阀和所述第二调节阀的开度。

4. 根据权利要求3所述的电子空氧混合仪,其特征在于,所述主控制模块具体用于,当所述二氧化碳清除率低于第一值时,增加所述第二调节阀的开度,和/或,减小所述第一调节阀的开度;

当所述二氧化碳清除率高于第二值时,增加所述第一调节阀的开度,和/或,减小所述第二调节阀的开度,其中,所述第二值高于所述第一值。

5. 根据权利要求1所述的电子空氧混合仪,其特征在于,所述主控制模块还用于,当所述二氧化碳清除率高于第三值,或,所述二氧化碳清除率低于第四值时,触发告警指示,其中,所述第三值高于所述第四值。

6. 根据权利要求1所述的电子空氧混合仪,其特征在于,所述电子空氧混合仪用于与显示模块通信连接;

所述主控制模块还用于,实时向所述显示模块发送所述二氧化碳清除率、所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度,以使所述显示模块显示所述二氧化碳清除率、所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度中的至少一项。

7. 根据权利要求1-6任一项所述的电子空氧混合仪,其特征在于,所述电子空氧混合仪

用于与体外膜肺氧合ECMO主机或体外二氧化碳清除 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机通信连接；

所述主控制模块还用于，实时向所述ECMO主机或所述 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机发送所述二氧化碳清除率。

8. 一种二氧化碳清除率的检测方法，其特征在于，应用于如权利要求1-7任一项所述的一种电子空氧混合仪，所述方法包括：

获取氧浓度流量传感器实时检测的混合气体的气体流量，以及，二氧化碳气体浓度传感器实时检测的膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度；

根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，确定二氧化碳清除率。

9. 根据权利要求8所述的方法，其特征在于，所述根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，确定二氧化碳清除率的公式如下：

$$Q_{CO_2} = V_{total} \times C_{CO_2} ;$$

其中， $Q_{CO_2}$  为二氧化碳清除率， $V_{total}$  为混合气体的体积流量， $C_{CO_2}$  为二氧化碳浓度。

10. 根据权利要求8或9所述的方法，其特征在于，所述电子空氧混合仪用于与体外膜肺氧合ECMO主机或体外二氧化碳清除 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机通信连接；

所述方法还包括：实时向所述ECMO主机或所述 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机发送所述二氧化碳清除率。

## 一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的检测方法

### 技术领域

[0001] 本申请涉及体外生命支持技术领域,特别是涉一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的检测方法。

### 背景技术

[0002] 在体外生命支持技术中,体外膜肺氧合(Extracorporeal Membrane Oxygenation,ECMO)和体外二氧化碳清除(Extracorporeal CO<sub>2</sub> Removal, **ECCO<sub>2</sub>R**)是两种重要的治疗方法。这两种治疗方法通过将患者的血液引出体外,经过膜式氧合器对血液进行氧合和二氧化碳清除,然后再将处理后的血液回输到患者体内,以此来维持或辅助患者的生命功能。在ECMO和 **ECCO<sub>2</sub>R** 的治疗过程中,二氧化碳清除率是评估膜式氧合器的性能的重要指标。

[0003] 目前,检测膜式氧合器的二氧化碳清除率的方法通常为血气分析法。该方法需要定期从膜式氧合器的入血口和出血口采集血液样本,然后使用血气分析仪来测量这些血液样本中的关键指标(如二氧化碳分压、碳酸氢根浓度和总二氧化碳等),并将上述关键指标输入二氧化碳溶解度模型,从而计算出二氧化碳清除率。

[0004] 然而,上述方法只能定期采集和分析血液样本,无法进行实时、连续的二氧化碳清除率检测。这不仅容易出现定期采样所带来的误差,降低了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生无法根据二氧化碳清除率数据迅速响应,限制了医生及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞的能力,这可能导致患者体内二氧化碳积累,甚至加重病情。

### 发明内容

[0005] 基于上述问题,本申请提供了一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的检测方法,能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。

[0006] 本申请实施例公开了如下技术方案:

第一方面,本申请公开了一种电子空氧混合仪,所述电子空氧混合仪包括:

混合腔、氧浓度流量传感器、二氧化碳气体浓度传感器和主控制模块;其中,所述混合腔上设置空气进气口、氧气进气口和混合气体出气口;所述氧浓度流量传感器设置于所述混合气体出气口与膜式氧合器的进气口之间的气体流路上;所述二氧化碳气体浓度传感器设置于所述膜式氧合器的出气口处;所述主控制模块与所述氧浓度流量传感器和所述二氧化碳气体浓度传感器通信连接;

所述混合腔用于,将通过所述空气进气口输入的医用压缩空气和通过所述氧气进气口输入的氧气混合,获得混合气体;通过所述混合气体出气口,将所述混合气体经由所述氧浓度流量传感器输入所述膜式氧合器的进气口;

所述氧浓度流量传感器用于,实时监测所述混合气体的体积流量;

所述二氧化碳气体浓度传感器用于,实时监测所述膜式氧合器的出气口的二氧化

碳浓度；

所述主控制模块用于，根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，确定二氧化碳清除率。

[0007] 可选地，所述根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，确定二氧化碳清除率的公式如下：

$$Q_{CO_2} = V_{total} \times C_{CO_2}$$

[0008] 其中， $Q_{CO_2}$ 为二氧化碳清除率， $V_{total}$ 为混合气体的体积流量， $C_{CO_2}$ 为二氧化碳浓度。

[0009] 可选地，所述电子空氧混合仪还包括第一调节阀和第二调节阀；其中，所述第一调节阀连接于所述空气进气口，所述第一调节阀用于调节进入所述混合腔的医用压缩空气的流量；所述第二调节阀连接于所述氧气进气口，所述第二调节阀用于调节进入所述混合腔的氧气的流量；

所述主控制模块还用于，根据所述二氧化碳清除率，控制所述第一调节阀和所述第二调节阀的开度。

[0010] 可选地，所述主控制模块具体用于，当所述二氧化碳清除率低于第一值时，增加所述第二调节阀的开度，和/或，减小所述第一调节阀的开度；

当所述二氧化碳清除率高于第二值时，增加所述第一调节阀的开度，和/或，减小所述第二调节阀的开度，其中，所述第二值高于所述第一值。

[0011] 可选地，所述主控制模块还用于，当所述二氧化碳清除率高于第三值，或，所述二氧化碳清除率低于第四值时，触发告警指示，其中，所述第三值高于所述第四值。

[0012] 可选地，所述电子空氧混合仪用于与显示模块通信连接；

所述主控制模块还用于，实时向所述显示模块发送所述二氧化碳清除率、所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，以使所述显示模块显示所述二氧化碳清除率、所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度中的至少一项。

[0013] 可选地，所述电子空氧混合仪用于与体外膜肺氧合ECMO主机或体外二氧化碳清除ECCO<sub>2</sub>R主机通信连接；

所述主控制模块还用于，实时向所述ECMO主机或所述ECCO<sub>2</sub>R主机发送所述二氧化碳清除率。

[0014] 第二方面，本申请公开了一种二氧化碳清除率的检测方法，应用于第一方面所述的一种电子空氧混合仪，所述方法包括：

获取氧浓度流量传感器实时检测的混合气体的气体流量，以及，二氧化碳气体浓度传感器实时检测的膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度；

根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，确定二氧化碳清除率。

[0015] 可选地，所述根据所述混合气体的体积流量和所述二氧化碳浓度，确定二氧化碳清除率的公式如下：

$$Q_{CO_2} = V_{total} \times C_{CO_2}$$

[0016] 其中,  $Q_{CO_2}$  为二氧化碳清除率,  $V_{total}$  为混合气体的体积流量,  $C_{CO_2}$  为二氧化碳浓度。

[0017] 可选地, 所述电子空氧混合仪用于与体外膜肺氧合 ECMO 主机或体外二氧化碳清除 ECCO<sub>2</sub>R 主机通信连接;

所述方法还包括: 实时向所述 ECMO 主机或所述 ECCO<sub>2</sub>R 主机发送所述二氧化碳清除率。

[0018] 相较于现有技术, 本申请具有以下有益效果:

本申请实施例提供了一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的检测方法, 该电子空氧混合仪包括: 混合腔、氧浓度流量传感器、二氧化碳气体浓度传感器和主控制模块; 其中, 混合腔上设置空气进气口、氧气进气口和混合气体出气口; 氧浓度流量传感器设置于混合气体出气口与膜式氧合器的进气口之间的气体流路上; 二氧化碳气体浓度传感器设置于膜式氧合器的出气口处; 主控制模块与氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器通信连接; 混合腔用于, 将通过空气进气口输入的医用压缩空气和通过氧气进气口输入的氧气混合, 获得混合气体; 通过混合气体出气口, 将混合气体经由氧浓度流量传感器输入膜式氧合器的进气口; 氧浓度流量传感器用于, 实时监测混合气体的体积流量; 二氧化碳气体浓度传感器用于, 实时监测膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度; 主控制模块用于, 根据混合气体的体积流量和二氧化碳浓度, 确定二氧化碳清除率。由此, 本申请实施例通过集成在电子空氧混合仪中的氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器, 能够实时监测混合气体的体积流量以及膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度, 使得电子空氧混合仪能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。这不仅有助于减少因定期采样所带来的误差, 提高了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性, 还使得医生能够根据二氧化碳清除率数据迅速响应, 及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞情况, 避免患者体内二氧化碳滞留, 进而增强了患者的安全性。

## 附图说明

[0019] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案, 下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍, 显而易见地, 下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例, 对于本领域普通技术人员来讲, 在不付出创造性劳动性的前提下, 还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0020] 图1为本申请实施例提供的一种电子空氧混合仪的示意图;

图2为本申请实施例提供的另一种电子空氧混合仪的示意图;

图3为本申请实施例提供的一种数据传输系统的示意图;

图4为本申请实施例提供的一种二氧化碳清除率的检测方法的流程图;

图5为本申请实施例提供的一种计算机可读介质的示意图。

## 具体实施方式

[0021] 首先, 先对本申请实施例涉及的技术术语进行解释说明:

体外膜肺氧合 (Extracorporeal Membrane Oxygenation, ECMO) 是一种重要的体

外生命支持技术,主要用于对重症心肺功能衰竭患者提供持续的体外呼吸与循环,通过将患者的血液引出体外,经过膜式氧合器进行氧合和二氧化碳清除后,再将血液回输到患者体内,从而维持患者的生命功能。

[0022] 体外二氧化碳清除(Extracorporeal CO<sub>2</sub>Removal, **ECCO<sub>2</sub>R**)是一种通过体外循环装置将患者的血液引出体外,经过膜式氧合器清除血液中二氧化碳的治疗方法,可以有效清除机体代谢生成的二氧化碳,以降低患者通气需求和呼吸机支持水平。

[0023] 正如前文描述,目前检测膜式氧合器的二氧化碳清除率的方法通常为血气分析法。该方法需要定期从膜式氧合器的入血口和出血口采集血液样本,然后使用血气分析仪来测量这些血液样本中的关键指标(如二氧化碳分压、碳酸氢根浓度和总二氧化碳等),并将上述关键指标输入二氧化碳溶解度模型,从而计算出二氧化碳清除率。

[0024] 然而,上述方法只能定期采集和分析血液样本,无法进行实时、连续的二氧化碳清除率检测。这不仅容易出现定期采样所带来的误差,降低了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生无法根据二氧化碳清除率数据迅速响应,限制了医生及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞的能力,这可能导致患者体内二氧化碳积累,甚至加重病情。

[0025] 发明人经过研究,提出了一种电子空氧混合仪及二氧化碳清除率的检测方法,本申请实施例通过集成在电子空氧混合仪中的氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器,能够实时监测混合气体的体积流量以及膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度,使得电子空氧混合仪能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。这不仅有助于减少因定期采样所带来的误差,提高了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生能够根据二氧化碳清除率数据迅速响应,及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞情况,避免患者体内二氧化碳滞留,进而增强了患者的安全性。

[0026] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请方案,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

#### [0027] 实施例一

[0028] 参见图1,该图为本申请实施例提供的一种电子空氧混合仪的示意图。该电子空氧混合仪包括混合腔、氧浓度流量传感器、二氧化碳气体浓度传感器和主控制模块(图中未示出)。

[0029] 其中,混合腔上设置空气进气口、氧气进气口和混合气体出气口,其中,空气进气口和氧气进气口通常设置于混合腔的上部,混合气体出气口通常设置于混合腔的侧面或底部。混合腔用于,将通过空气进气口输入的医用压缩空气和通过氧气进气口输入的氧气在混合腔内充分混合,获得具有一定氧浓度的混合气体。随后,通过混合气体出气口,将混合气体经由氧浓度流量传感器输入膜式氧合器的进气口。

[0030] 氧浓度流量传感器设置于混合气体出气口与膜式氧合器的进气口之间的气体流路上。氧浓度流量传感器用于,实时监测混合气体的体积流量。通过精确测量体积流量,氧浓度流量传感器能够为后续的气体混合控制和监测提供重要的数据支持。

[0031] 二氧化碳气体浓度传感器设置于膜式氧合器的出气口处。二氧化碳气体浓度传感器用于,实时监测膜式氧合器的出气口的经过氧合处理后气体的二氧化碳浓度。具体来说,

二氧化碳气体浓度传感器可采用红外吸收的测量方法,利用二氧化碳分子对4.26 $\mu\text{m}$ 红外光谱的特征吸收峰进行实时二氧化碳浓度的测量。

[0032] 主控制模块与氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器通信连接。主控制模块用于,根据混合气体的体积流量和二氧化碳浓度,确定二氧化碳清除率。具体来说,可以通过如下公式(1),根据混合气体的体积流量和二氧化碳浓度,确定二氧化碳清除率:

$$Q_{\text{CO}_2} = V_{\text{total}} \times C_{\text{CO}_2} \quad (1)$$

其中, $Q_{\text{CO}_2}$ 为二氧化碳清除率(mL/min), $V_{\text{total}}$ 为混合气体的体积流量(mL/min), $C_{\text{CO}_2}$ 为二氧化碳浓度(%)。

[0033] 可以理解的是,电子空氧混合仪和膜式氧合器的整体工作流程为:电子空氧混合仪的氧气进气口和空气进气口分别用于输入氧气和医用压缩空气,氧气和医用压缩空气经混合后,混合气体流经氧浓度流量传感器后,通过电子空氧混合仪的出气口输送到膜式氧合器进气口,进入膜式氧合器的气体腔室。此时膜式氧合器的气体腔室通过氧合膜隔开的另一侧的血液腔室有血液流过,通过氧合膜的半透性,氧气从气体侧扩散到血液侧,同时二氧化碳从血液侧扩散到气体侧,从而实现血液的氧合和二氧化碳的清除。从血液侧扩散的气体侧的二氧化碳气体连同气体腔室内剩余的混合气体一起流出膜式氧合器的出气口。在膜式氧合器的出气口有二氧化碳气体浓度传感器,对流出膜式氧合器的出气口的混合气体的二氧化碳气体进行实时测量。根据混合气体的体积流量和二氧化碳浓度,即可确定二氧化碳清除率。

[0034] 综上所述,本申请公开了一种电子空氧混合仪,本申请实施例通过集成在电子空氧混合仪中的氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器,能够实时监测混合气体的体积流量以及膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度,使得电子空氧混合仪能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。这不仅有助于减少因定期采样所带来的误差,提高了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生能够根据患者的二氧化碳清除率数据迅速响应,及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞情况,避免患者体内二氧化碳滞留,进而增强了患者的安全性。

#### [0035] 实施例二

参见图2,该图为本申请实施例提供的另一种电子空氧混合仪的示意图。如图2所示的电子空氧混合仪包括混合腔、氧浓度流量传感器、二氧化碳气体浓度传感器和主控制模块,与实施例一类似,这里不再赘述。

[0036] 在一种具体的实现方式中,如图2所示的电子空氧混合仪还包括第一调节阀和第二调节阀。其中,第一调节阀与空气进气口连接,用于调节进入混合腔的医用压缩空气流量。第二调节阀与氧气进气口连接,用于调节进入混合腔的氧气流量。可以理解的是,医用压缩空气需要经过严格的过滤和干燥处理,以确保其纯净度和安全性。

[0037] 那么,主控制模块还用于,根据二氧化碳清除率,动态调整第一调节阀和第二调节阀的开度,以控制混合气体的氧气浓度和流量。

[0038] 具体来说,当二氧化碳清除率较低(例如二氧化碳清除率低于第一值)时,这通常意味着患者可能需要更高的氧气浓度来促进二氧化碳的排出,那么主控制模块会增加第二调节阀的开度,以提高氧气流量,和/或,减小第一调节阀的开度,以降低空气流量,从而减

少混合气体中的氮气等非活性气体成分,间接提高氧气浓度。当二氧化碳清除率较高(例如二氧化碳清除率高于第二值)时,这意味着当前的氧气浓度过高,需要适当降低以避免潜在的氧中毒风险,那么主控制模块会减小第二调节阀的开度,以降低氧气流量,和/或,增加第一调节阀的开度,以提高空气流量,从而增加混合气体中的氮气等成分,间接降低氧气浓度。

[0039] 由此,通过这种动态调节机制,电子空氧混合仪能够根据患者的实时呼吸状况自动调整混合气体中氧气和空气的比例,确保治疗的安全性和有效性。这一自动化过程不仅减少了医护人员的人工干预需求,降低了操作难度和误差风险,还能够提供更加精准、个性化的治疗支持,满足不同患者的具体需求。

[0040] 在一些具体的实现方式中,主控制模块还用于,当二氧化碳清除率高于第三值或二氧化碳清除率低于第四值(即二氧化碳清除率超出预设的安全范围)时,触发告警指示,以警示操作人员或医护人员当前设备可能存在的运行异常。其中,第三值为预设最高值,第四值为预设最低值,第三值高于第四值。

[0041] 具体来说,当二氧化碳清除率高于第三值时,这通常意味着混合气体中的氧气浓度可能过高,导致二氧化碳被过度清除。过度的二氧化碳清除可能导致呼吸性碱中毒,这是一种因血液中碳酸氢盐浓度下降而引起的酸碱平衡紊乱。为了避免这一风险,主控制模块将触发告警指示,提醒操作人员或医护人员立即检查并调整氧气和空气的混合比例,确保氧气浓度在安全范围内。

[0042] 相反,当二氧化碳清除率低于第四值时,这通常意味着混合气体中的氧气浓度过低或者气体流量不足,导致二氧化碳清除效率低下。在这种情况下,患者可能面临呼吸性酸中毒的风险,即血液中碳酸氢盐浓度过高,引起酸碱平衡紊乱。为了保障患者的安全,主控制模块同样会触发告警指示,提醒操作人员或医护人员迅速采取行动,增加氧气流量或调整混合比例,以提高二氧化碳清除率,避免酸中毒的发生。

[0043] 告警指示的触发通常通过声光或其他形式的告警信号来实现,以确保操作人员或医护人员能够迅速注意到当前设备的运行状态。这些告警信号可能包括但不限于:声音告警、光信号告警、远程告警等。

[0044] 由此,告警指示功能的引入,不仅提升了电子空氧混合仪的安全性和可靠性,还增强了操作人员或医护人员对设备运行状态的监控能力。通过及时响应告警指示,可以迅速发现并纠正潜在的医疗风险,确保患者接受到安全、有效的治疗。同时,这也降低了因设备故障或操作失误导致的医疗事故风险,提升了整体医疗服务质量。

[0045] 在一些具体的实现方式中,电子空氧混合仪可以通过DC12V电源供电,并通过控制器局域网络(Controller Area Network,CAN)等通信协议与显示模块建立连接。其中,CAN总线是一种多主机的串行通信总线,具有通信速率高、抗干扰能力强、传输距离远等特点。在医疗设备中,CAN总线常用于连接各个功能模块,实现数据的高速、可靠传输。

[0046] 那么,主控制模块还用于,实时向显示模块发送二氧化碳清除率、混合气体的体积流量和二氧化碳浓度,以使显示模块通过直观的界面显示二氧化碳清除率、混合气体的体积流量和二氧化碳浓度中的至少一项。这些界面可能包括数字显示屏、图形化界面等,用户(如患者、家属)和大夫可以通过查看这些数据了解治疗效果,从而做出更明智的决策。

[0047] 综上所述,本申请公开了一种电子空氧混合仪,本申请实施例通过集成在电子空

氧混合仪中的氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器,能够实时监测混合气体的体积流量以及膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度,使得电子空氧混合仪能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。这不仅有助于减少因定期采样所带来的误差,提高了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生能够根据患者的二氧化碳清除率数据迅速响应,及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞情况,避免患者体内二氧化碳滞留,进而增强了患者的安全性。

#### [0048] 实施例三

参见图3,该图为本申请实施例提供的一种数据传输系统的示意图。如图3所示,数据传输系统包括上述实施例一或实施例二公开的电子空氧混合仪,以及ECMO主机或 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机。其中,ECMO主机或 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机用于支持或替代患者的肺功能,特别是在严重呼吸衰竭或心脏功能衰竭的情况下。它们通过膜式氧合器进行气体交换,为患者提供必要的氧气和营养,同时清除体内的二氧化碳和其他废物。并且,电子空氧混合仪通过CAN等通信协议与ECMO主机或 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机建立通信连接。

[0049] 那么,主控制模块还用于,实时向ECMO主机或 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机发送二氧化碳清除率。由此,ECMO主机或 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机通过接收电子空氧混合仪发送的二氧化碳清除率数据,可以更加精确地调整治疗参数,如气体流量、氧浓度等。这种精确调整有助于优化治疗效果,减少并发症的发生,提高患者的生存率和生活质量。

[0050] 综上所述,本申请实施例提供了一种数据传输系统,该数据传输系统通过整合电子空氧混合仪和ECMO主机或 **ECCO<sub>2</sub>R** 主机,并通过高效的通信协议实现数据交互,极大地提升了治疗的精确性和安全性。它不仅有助于医生更准确地评估患者的治疗进展和响应情况,还为治疗参数的精确调整提供了有力支持。这一技术方案的应用将有助于提高体外膜肺氧合或体外二氧化碳清除治疗的效果,为患者带来更好的治疗效果和生存质量。

#### [0051] 实施例四

参见图4,该图为本申请实施例提供的一种二氧化碳清除率的检测方法的流程图。该方法应用于如实施例一或实施例二所公开的电子空氧混合仪,该方法包括:

S401:获取氧浓度流量传感器实时检测的混合气体的气体流量,以及,二氧化碳气体浓度传感器实时检测的膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度。

[0052] S402:根据混合气体的体积流量和二氧化碳浓度,确定二氧化碳清除率。

[0053] 在一些具体的实现方式中,可以通过如下公式(2),根据混合气体的体积流量和二氧化碳浓度,确定二氧化碳清除率:

$$Q_{CO_2} = V_{total} \times C_{CO_2} \quad (2)$$

其中, $Q_{CO_2}$ 为二氧化碳清除率, $V_{total}$ 为混合气体的体积流量, $C_{CO_2}$ 为二氧化碳浓度。

[0054] 在一些具体的实现方式中,该方法还包括:当二氧化碳清除率高于第三值,或,二氧化碳清除率低于第四值时,触发告警指示,其中,第三值高于第四值。

[0055] 在一些具体的实现方式中,电子空氧混合仪用于与体外膜肺氧合ECMO主机或体外

二氧化碳清除 ECCO<sub>2</sub>R 主机通信连接;

该方法还包括:实时向ECMO主机或 ECCO<sub>2</sub>R 主机发送二氧化碳清除率。

[0056] 综上所述,本申请公开了一种二氧化碳清除率的检测方法,本申请实施例通过集成在电子空氧混合仪中的氧浓度流量传感器和二氧化碳气体浓度传感器,能够实时监测混合气体的体积流量以及膜式氧合器的出气口的二氧化碳浓度,使得电子空氧混合仪能够实时、连续地计算并更新二氧化碳清除率。这不仅有助于减少因定期采样所带来的误差,提高了二氧化碳清除率数据的准确性和可靠性,还使得医生能够根据患者的二氧化碳清除率数据迅速响应,及时发现膜式氧合器的功能下降或堵塞情况,避免患者体内二氧化碳滞留,进而增强了患者的安全性。

[0057] 参见图5,该图为本申请实施例提供的一种计算机可读介质的示意图。该计算机可读介质500上存储有计算机程序511,该计算机程序511被处理器执行时实现上述图4的二氧化碳清除率的检测方法的步骤。

[0058] 需要说明的是,本申请的上下文中,机器可读介质可以是有形的介质,其可以包含或存储以供指令执行系统、装置或设备使用或与指令执行系统、装置或设备结合地使用的程序。机器可读介质可以是机器可读信号介质或机器可读储存介质。机器可读介质可以包括但不限于电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的、或半导体系统、装置或设备,或者上述内容的任何合适组合。机器可读存储介质的更具体示例会包括基于一个或多个线的电气连接、便携式计算机盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPR0M或快闪存储器)、光纤、便捷式紧凑盘只读存储器(CD-ROM)、光学储存设备、磁储存设备、或上述内容的任何合适组合。

[0059] 需要说明的是,本申请上述的机器可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质或者是上述两者的任意组合。计算机可读存储介质例如可以是一一但不限于一一电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或器件,或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子可以包括但不限于:具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机访问存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦式可编程只读存储器(EPR0M或闪存)、光纤、便携式紧凑磁盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、磁存储器件、或者上述的任意合适的组合。在本申请中,计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质,该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。而在本申请中,计算机可读信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号,其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式,包括但不限于电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质,该计算机可读信号介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。计算机可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输,包括但不限于:电线、光缆、RF(射频)等等,或者上述的任意合适的组合。

[0060] 上述计算机可读介质可以是上述电子设备中所包含的;也可以是单独存在,而未装配入该电子设备中。

[0061] 尽管已经采用特定于结构特征和/或方法逻辑动作的语言描述了本主题,但是应

当理解所附权利要求书中所限定的主题未必局限于上面描述的特定特征或动作。相反,上面所描述的特定特征和动作仅仅是实现权利要求书的示例形式。

[0062] 虽然在上面论述中包含了若干具体实现细节,但是这些不应当被解释为对本申请的范围的限制。在单独的实施例的上下文中描述的某些特征还可以组合地实现在单个实施例中。相反地,在单个实施例的上下文中描述的各种特征也可以单独地或以任何合适的子组合的方式实现在多个实施例中。

[0063] 以上描述仅为本申请的较佳实施例以及对所运用技术原理的说明。本领域技术人员应当理解,本申请中所涉及的公开范围,并不限于上述技术特征的特定组合而成的技术方案,同时也应涵盖在不脱离上述公开构思的情况下,由上述技术特征或其等同特征进行任意组合而形成的其它技术方案。例如上述特征与本申请中公开的(但不限于)具有类似功能的技术特征进行互相替换而形成的技术方案。

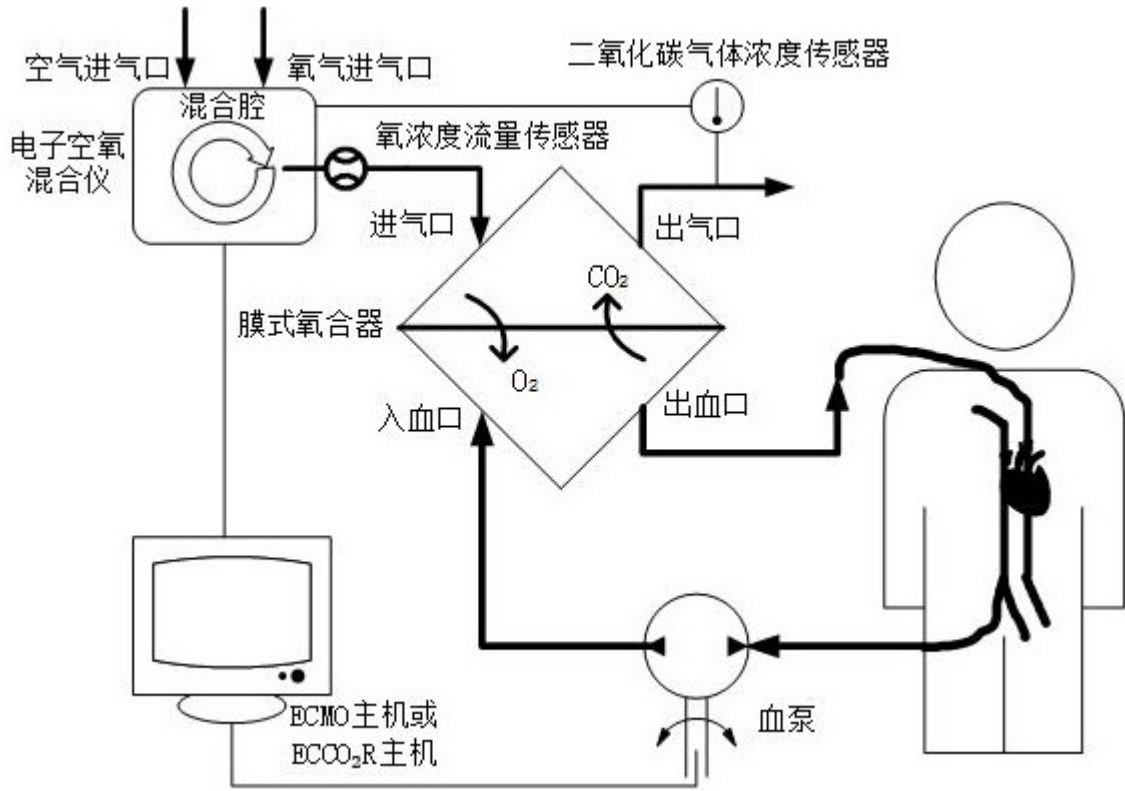


图 1

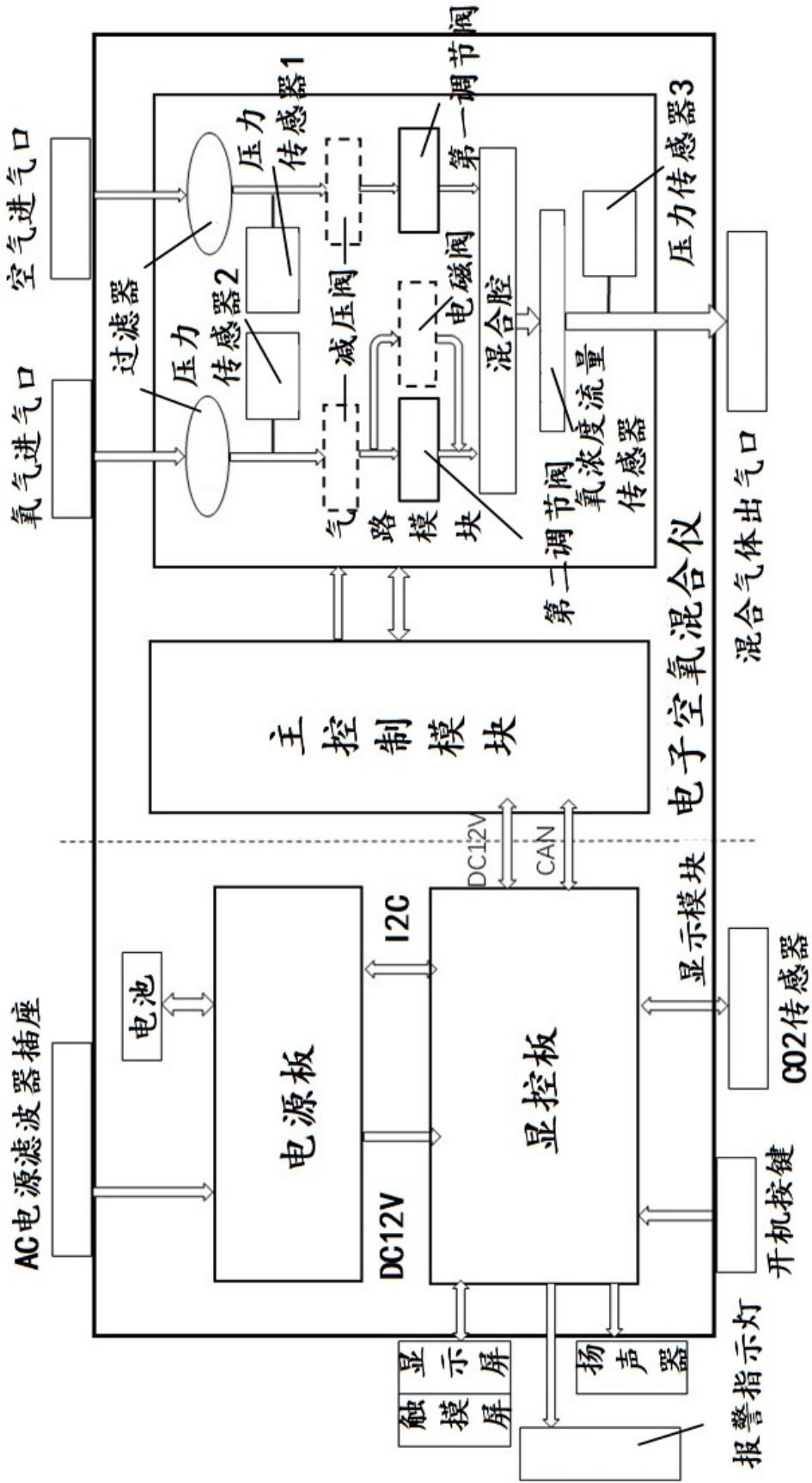


图 2

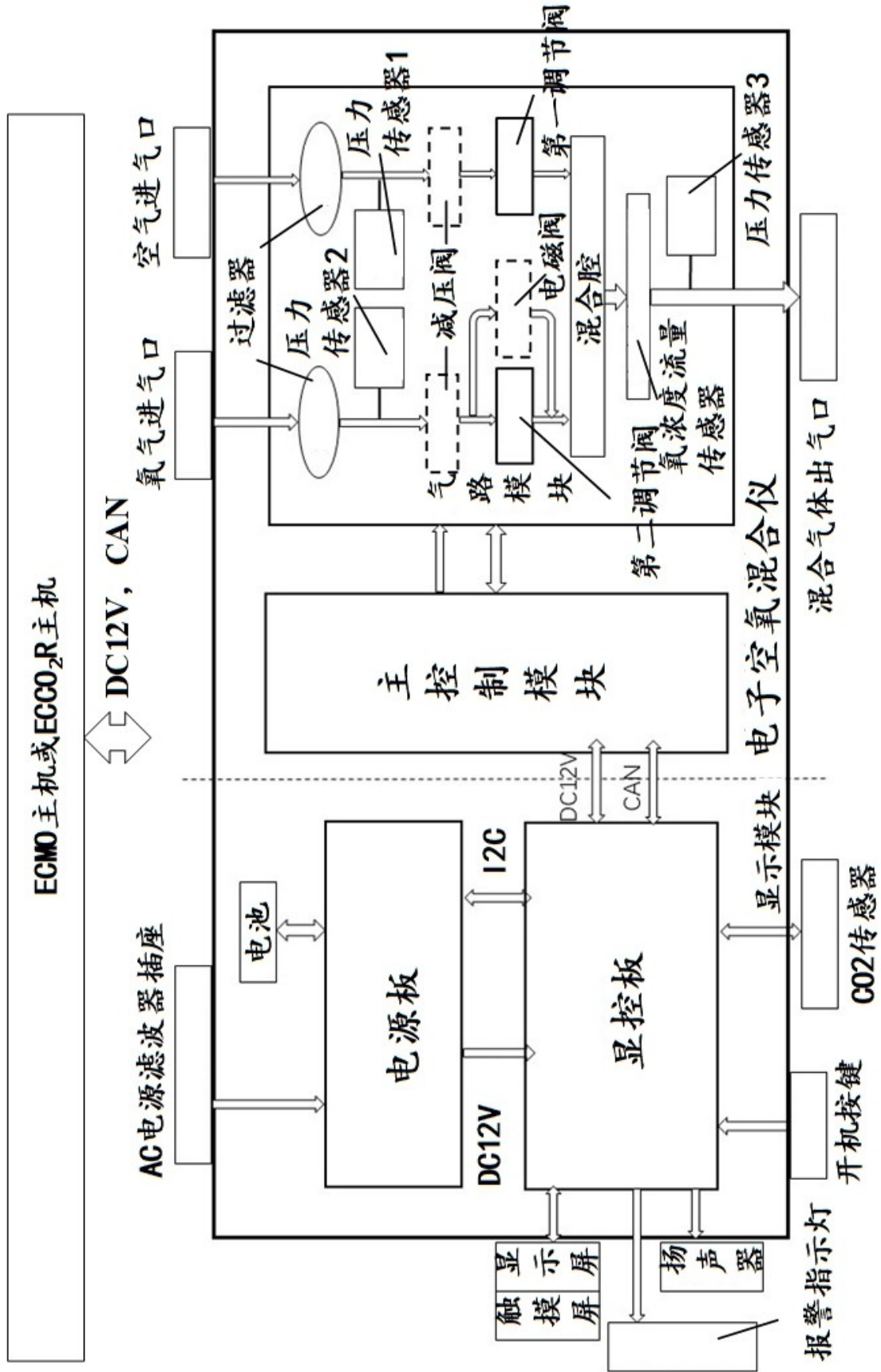


图 3

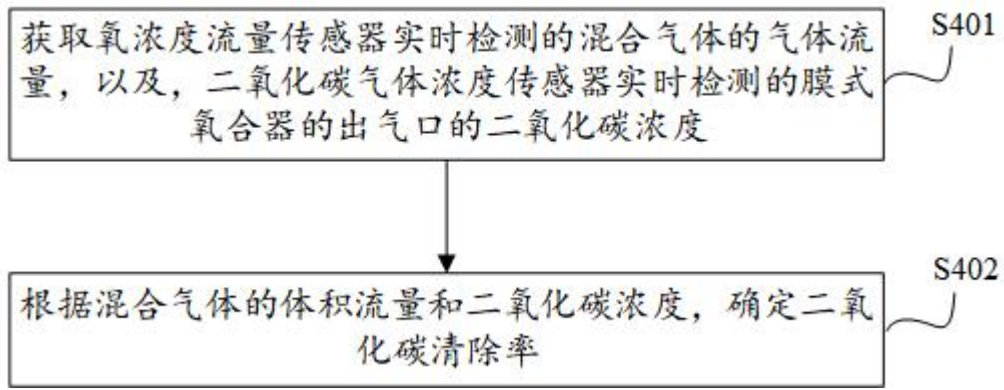


图 4

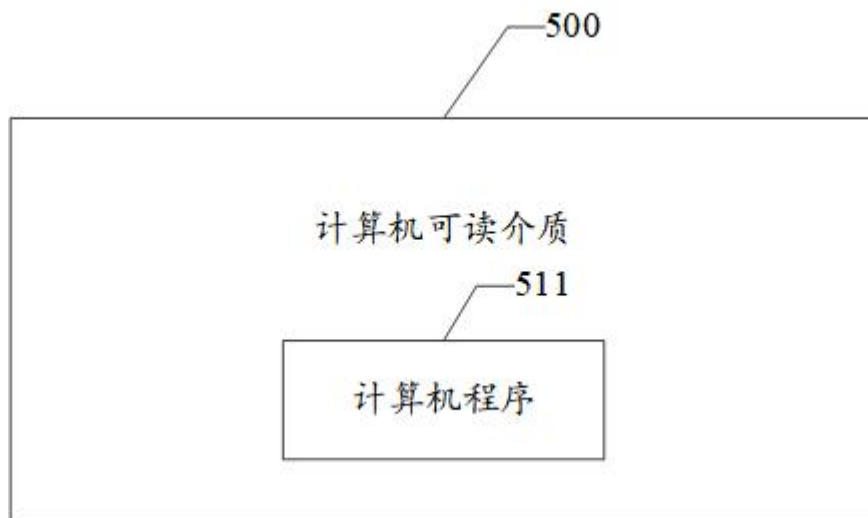


图 5