

# (12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织  
国际局

(43) 国际公布日  
2023年3月30日 (30.03.2023)



(10) 国际公布号  
**WO 2023/045488 A1**

- (51) 国际专利分类号:  
*A61M 16/00* (2006.01) *A61B 5/08* (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2022/103904
- (22) 国际申请日: 2022年7月5日 (05.07.2022)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:  
PCT/CN2021/120320  
2021年9月24日 (24.09.2021) CN

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 刘京雷 (LIU, Jinglei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 邹心茹 (ZOU, Xinru); 中国广东省深圳市南山区高新技术产

业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 马振源 (MA, Zhenyuan); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 周小勇 (ZHOU, Xiaoyong); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 (DHC IP ATTORNEYS); 中国广东省深圳市福田区福田街道岗厦社区金田路3038号现代商务大厦702A, Guangdong 518048 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE,

(54) Title: MEDICAL DEVICE AND METHOD FOR MEASURING POSITIVE END-EXPIRATORY PRESSURE

(54) 发明名称: 一种医疗设备和检测呼气末正压的方法

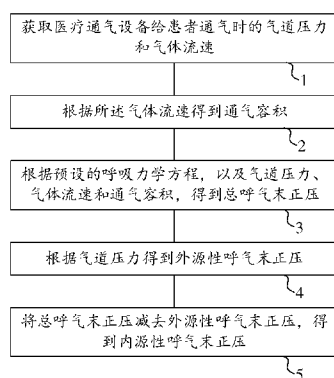


图 8

(57) Abstract: A medical device and a method for measuring a positive end-expiratory pressure. The method comprises: acquiring an airway pressure and an air flow rate when a medical ventilation device ventilates a patient (1); obtaining a ventilation volume according to the air flow rate (2); and then obtaining, by means of calculation, a total positive end-expiratory pressure according to a preset respiratory mechanics equation, the airway pressure, the air flow rate and the ventilation volume (3). It can be seen that no expiratory hold operation is required during the process of measuring a positive end-expiratory pressure, a normal ventilation process is not interrupted, and the method is suitable for use in both invasive and non-invasive ventilation.

(57) 摘要: 一种医疗设备和检测呼气末正压的方法, 获取医疗通气设备给患者通气时的气道压力和气体流速 (1), 根据气体流速得到通气容积 (2), 进而根据预设的呼吸力学方程, 以及气道压力、气体流速和通气容积, 计算得到总呼气末正压 (3)。可见, 呼气末正压的检测过程无需呼气保持操作, 不中断正常的通气过程, 且有创和无创通气均适合使用。

- 1 Acquire an airway pressure and an air flow rate when a medical ventilation device ventilates a patient
- 2 Obtain a ventilation volume according to the air flow rate
- 3 Obtain a total positive end-expiratory pressure according to a preset respiratory mechanics equation, the airway pressure, the air flow rate and the ventilation volume
- 4 Obtain an extrinsic positive end-expiratory pressure according to the airway pressure
- 5 Subtract the extrinsic positive end-expiratory pressure from the total positive end-expiratory pressure, so as to obtain an intrinsic positive end-expiratory pressure

SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ,  
UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区  
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,  
NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,  
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,  
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,  
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,  
RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,  
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

- 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

# 一种医疗设备和检测呼气末正压的方法

## 技术领域

本发明涉及医疗领域，具体涉及一种医疗设备和检测呼气末正压的方法。

## 背景技术

正常呼吸过程中，呼气末肺处于松弛状态，此时呼吸系统内外压力相平衡，即肺泡内压与气道开口处的压力相等。但是患有慢性阻塞性肺疾病（COPD）等的病人在呼气阶段由于气道陷闭，存在呼气气流受限的问题，导致呼气气流提前终止，进而使得呼末肺容积增加，即呼气末肺泡内压大于气道开口处压力，产生内源性 PEEP（即 PEEPi）。机械通气时如果呼气时间过短，导致病人呼气呼不完全也会产生内源性 PEEP（呼气末正压）。如果存在内源性 PEEP，在病人自主吸气时首先要克服内源性 PEEP，然后才能引起肺内压力低于气道开口处压力产生吸气气流。这样一是会增加患者吸气做功，二是容易引起无效触发（病人吸气努力无法克服内源性 PEEP 时）。

无创通气时主要面对的病人类型是 COPD 病人，而 COPD 病人也是临床上比较常产生 PEEPi 的病人。不过由于无创通气是开放气道，因此临床上无法使用呼吸保持的方法测量 PEEPi。目前没有现成的在无创通气中测量 PEEPi 的方法。另外在有创通气过程中，一般通过手动进行呼气保持（关闭吸气阀和呼气阀，封闭气道）操作，使得肺内压力和气道压力平衡测量内源性 PEEP。这种操作会打断病人正常通气，而且在病人有自主呼吸时往往无法准确测量。

## 发明内容

本发明主要提供一种医疗设备和检测呼气末正压的方法，能适用于有创、无创通气时呼气末正压的检测，无需呼气保持。

在一实施例中，提供了一种检测呼气末正压的方法，包括：

获取医疗通气设备给患者通气时的气道压力和气体流速；

根据所述气体流速得到通气容积；

根据预设的呼吸力学方程，以及所述气道压力、气体流速和通气容积，得到总呼气末正压；其中，所述呼吸力学方程至少由气道压力、气体流速、通气容积和总呼气末正压构建得到。

在一实施例中，提供了另一种检测内源性呼气末正压的方法，包括：

获取医疗通气设备给患者通气时患者的食道压数据，获取医疗通气设备给患者通气时患者的气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据；

根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据得到表征所述患者克服内源性呼气末正压的特征量；

根据所述食道压数据和所述特征量得到内源性呼气末正压。

在一实施例中，提供了一种医疗设备，包括：

压力传感器，采集患者在通气过程中的气道压力；

流量传感器，采集患者在通气过程中的气体流速；

处理器，用于通过所述压力传感器获取患者的气道压力；通过所述流量传感器获取患者的气体流速，并根据所述气体流速得到通气容积；根据预设的呼吸力学方程，以及所述气道压力、气体流速和通气容积，计算得到总呼气末正压；其中，所述呼吸力学方

程至少由气道压力、气体流速、通气容积和总呼气末正压构建得到。

在一实施例中，提供了另一种医疗设备，包括处理器，还包括压力传感器，流量传感器，二氧化碳传感器或电阻抗传感器；

所述压力传感器用于采集患者在通气过程中的气道压力；

所述流量传感器用于采集患者在通气过程中的气体流速；

所述二氧化碳传感器用于采集患者在通气过程中的二氧化碳浓度；

所述电阻抗传感器用于采集患者在通气过程中的胸部电阻抗数据；

所述处理器用于：

获取呼吸支持系统给患者通气时患者的食道压数据，获取所述呼吸支持系统给患者通气时患者的气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据；

根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据得到表征所述患者克服内源性呼气末正压的特征量；

根据所述食道压数据和所述特征量得到内源性呼气末正压。

在一实施例中，提供了另一种医疗设备，包括：

存储器，用于存储程序；

处理器，用于通过执行所述存储器存储的程序以实现如上所述的方法。

在一实施例中，提供了一种计算机可读存储介质，包括程序，所述程序能够被处理器执行以实现如上所述的任意一种检测方法。

依据上述实施例的一种医疗设备和检测呼气末正压的方法，获取医疗通气设备给患者通气时的气道压力和气体流速，根据气体流速得到通气容积，进而根据预设的呼吸力学方程，以及气道压力、气体流速和通气容积，计算得到总呼气末正压。可见，呼气末正压的检测过程无需呼气保持操作，不中断正常的通气过程，且有创和无创通气均适合使用。

## 附图说明

图 1 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 2 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 3 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 4 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 5 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 6 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 7 为本发明提供的医疗设备一实施例的结构原理图；

图 8 为本发明提供的检测呼气末正压的方法一实施例的流程图；

图 9 为本发明提供的检测呼气末正压的方法一实施例的流程图；

图 10 为图 8 所示的方法中，气道压力、呼吸肌产生的压力、气体流速和通气容积的波形曲线图；

图 11 为图 9 所示的方法中，气道压力、食道压力、气体流速和二氧化碳浓度的波形曲线图。

## 具体实施方式

下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中

类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中，很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而，本领域技术人员可以毫不费力的认识到，其中部分特征在不同情况下是可以省略的，或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下，本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述，这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没，而对于本领域技术人员而言，详细描述这些相关操作并不是必要的，他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

另外，说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时，方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此，说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例，并不意味着是必须的顺序，除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

本文中为部件所编序号本身，例如“第一”、“第二”等，仅用于区分所描述的对象，不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”，如无特别说明，均包括直接和间接连接（联接）。

本发明提供的医疗设备，能够在通气过程中实时监测呼气末正压，且不需要呼气保持操作，不中断正常的通气过程，有创和无创通气均适合使用。具体的实现原理有两种，下面一一举例说明。

本发明一些实施例中公开了一种医疗设备，请参照图 1-图 4，该医疗设备包括处理器 50，还可以包括压力传感器 10、流量传感器 30、二氧化碳传感器 20 和电阻抗传感器中的至少一种。

压力传感器 10 用于采集患者在通气过程中的气道压力。

流量传感器 30 用于采集患者在通气过程中的气体流速。

二氧化碳传感器 20 用于采集患者在通气过程中的二氧化碳浓度。

电阻抗传感器用于采集患者在通气过程中的胸部电阻抗数据。

本发明的医疗设备可以应用于多种场合，例如本发明的医疗设备在一些实施例中可以是监护仪或监护模块等，在一些实施例中可以是医疗通气设备，例如呼吸机和麻醉机等，在一些实施例中可以是具有运算处理能力的其他医疗设备，下面分别说明。

一些实施例中医疗设备可以是监护仪。

请参照图 5，一些实施例中医疗设备可以具有独立的外壳，外壳面板上可以具有传感器接口区，其中传感器接口区可以集成多个传感器接口，用于与外部的各个生理参数传感器附件 111 连接。外壳面板上还可以包括小型 IXD 显示器区、显示器 70、输入接口电路 122 和报警电路 120（如 LED 报警区）等中的一个或多个。医疗设备具有用于与病人监护仪、呼吸机、麻醉机等医疗设备主机进行通讯和从医疗设备主机取电的对外通讯接口 119 和电源接口 116。气道压力、气体流速通常由呼吸机/麻醉机中的传感器采集，故医疗设备可以通过与呼吸机/麻醉机通信，获得患者在通气过程中的气道压力、气体流速。医疗设备可以设置二氧化碳传感器或电阻抗传感器，进而可以采集患者在通气过程中的二氧化碳浓度或胸部电阻抗数据等。当然，二氧化碳传感器或电阻抗传感器也可以设置在其他设备（例如呼吸机）中，医疗设备通过与其他设备通信获得二氧化碳浓度或胸部电阻抗数据。医疗设备还可以支持外插参数模块，可以通过插入参数模块形成插件式监护仪主机，作为监护仪的一部分，也可以通过电缆与主机连接，外插参数模块作为

监护仪外置的一个配件。医疗设备的内部电路置于外壳内，可以包括一个或多个生理参数对应的信号采集电路 112 和前端信号处理电路 113，信号采集电路 112 可以选自于心电电路、呼吸电路、体温电路、血氧电路、无创血压电路和有创血压电路等等，这些信号采集电路 112 分别与相应的传感器接口电连接，用于电连接到不同的生理参数对应的传感器附件 111，其输出端耦合到前端信号处理电路 113，前端信号处理电路 113 的通讯口耦合到处理器 50，处理器 50 与对外通讯接口 119 和电源接口 116 电连接。各种生理参数对应的传感器附件 111 和信号采集电路 112 可采用现有技术中的通用电路，前端信号处理电路 113 完成信号采集电路 112 输出信号的采样和模数转换，并输出控制信号控制生理信号的测量过程，这些参数包括但不限于：心电，呼吸，体温，血氧，无创血压和有创血压参数。前端信号处理电路 113 可采用单片机或其它半导体器件实现。前端信号处理电路 113 可由隔离电源供电，采样得到的数据经过简单处理打包后，通过隔离通讯接口发送至处理器 50，例如前端信号处理电路 113 可以通过隔离电源接口 114 和通讯接口 115 耦合到处理器 50 上。前端信号处理电路 113 由隔离电源供电的原因是通过变压器隔离的 DC/DC 电源，起到了隔离患者与供电设备的作用，主要目的是：1、隔离患者，通过隔离变压器，将应用部分浮地，使患者漏电流足够小；2、防止除颤或电刀应用时的电压或能量影响主控板等中间电路的板卡及器件（用爬电距离和电气间隙保证）。当然，前端信号处理电路 113 还可以通过电缆直接与处理器 50 连接。处理器 50 用于完成生理参数的计算，并通过对外通讯接口 119 将参数的计算结果和波形发送到主机（如带显示器的主机、PC 机、中央站等等）；其中处理器 50 可以通过电缆直接与对外通讯接口 119 连接以进行通讯，以及通过电缆直接与电源接口 116 连接以进行取电；医疗设备还可以包括电源和电池管理电路 117，电源和电池管理电路 117 通过电源接口 116 从主机取电，并经过处理后供应给处理器 50，例如整流和滤波等；电源和电池管理电路 117 还可以对通过电源接口 116 从主机所取得的电进行监测、管理和供电保护。对外通讯接口 119 可以是以以太网（Ethernet）、令牌环（Token Ring）、令牌总线(Token Bus)以及作为这三种网的骨干网光纤分布数据接口（FDDI）构成的局域网接口中的一个或其组合，还可以是红外、蓝牙、wifi、WMTS 通讯等无线接口中的一个或其组合，或者还可以是 RS232、USB 等有线数据连接接口中的一个或其组合。对外通讯接口 119 也可以是无线数据传输接口和有线数据传输接口中的一种或两种的组合。主机可以是监护仪的主机、计算机等任何一个计算机设备，安装配合的软件，就能够组成一个监护设备。主机还可以是通讯设备，例如手机，医疗设备通过蓝牙接口将数据发送到支持蓝牙通讯的手机上，实现数据的远程传输。处理器 50 完成生理参数的计算后，还可判断生理参数是否异常，若异常，可以通过报警电路 120 进行报警。

以上是医疗设备为病人监护仪的一些说明。

一些实施例中医疗设备也可以是呼吸机，呼吸机是一种人工的机械通气装置，用以辅助或控制患者的自主呼吸运动，以达到肺内气体交换的功能，降低人体的消耗，以利于呼吸功能的恢复。请参照图 6，其示出了一种有创呼吸机，一些实施例中医疗设备还可以包括呼吸支持系统和显示器 70，呼吸支持系统用于给患者通气以提供呼吸支持。呼吸支持系统可以包括：呼吸接口 211、气源接口 212、呼吸回路和呼吸辅助装置。

呼吸回路将气源接口 212 和患者的呼吸系统选择性连通。一些实施例中如有创呼吸机，呼吸回路包括呼气支路 213a 和吸气支路 213b，呼气支路 213a 连接在呼吸接口 211

和排气口 213c 之间，用于将患者呼出的气导出到排气口 213c。排气口 213c 可以通到外界环境，也可以通道专用的气体回收装置中。一些实施例中如无创呼吸机，呼吸回路包括吸气支路 213b 但无需呼气支路 213a。气源接口 212 用于与气源（图中未示出）连接，气源用以提供气体，该气体通常可采用氧气和空气等；一些实施例中，该气源可以采用压缩气瓶或中心供气源，通过气源接口 212 为呼吸机供气，供气种类有氧气 O<sub>2</sub> 和空气等，气源接口 212 中可以包括压力表、压力调节器、流量计、减压阀和空气-氧气比例调控保护装置等常规组件，分别用于控制各种气体（例如氧气和空气）的流量。当然，对于电动式呼吸机，气源也可以采用涡轮，通过涡轮输出气体给气源接口 212。吸气支路 213b 连接在呼吸接口 211 和气源接口 212 之间，用于为患者提供氧气或空气，例如从气源接口 212 输入的气体进入吸气支路 213b 中，然后通过呼吸接口 211 进入患者的肺部。呼吸接口 211 是用于将患者连接到呼吸回路，除了将由吸气支路 213b 传输过来的气体导入到患者外，对于有创呼吸机其还可以将患者呼出的气体通过呼气支路 213a 导入到排气口 213c，而对于无创呼吸机其还可以直接将患者呼出的气体排出；根据情况，呼吸接口 211 可以是鼻插管或用于佩戴在口鼻上的面罩。呼吸辅助装置与气源接口 212 和呼吸回路连接，控制将外部气源提供的气体通过所述呼吸回路输送给患者；有创呼吸机的实施例中呼吸辅助装置可以包括呼气控制器 214a 和吸气控制器 214b，无创呼吸机的实施例中呼吸辅助装置可以包括吸气控制器 214b。呼气控制器 214a 设置在呼气支路 213a 上，用于根据控制指令接通呼气支路 213a 或关闭呼气支路 213a，或控制患者呼出气体的流速或压力。具体实现时，呼气控制器 214a 可以包括呼气阀、单向阀、流量控制器、PEEP 阀等能实现对流量或压力控制的器件中的一个或多个。吸气控制器 214b 设置在吸气支路 213b 上，用于根据控制指令接通吸气支路 213b 或关闭吸气支路 213b，或控制输出气体的流速或压力。具体实现时，吸气控制器 214b 可以包括呼气阀、单向阀或流量控制器等能实现对流量或压力控制的器件中的一个或多个。

存储器 215 可以用于存储数据或者程序，例如用于存储传感器所采集的数据、处理器经计算所生成的数据或处理器所生成的图像帧，该图像帧可以是 2D 或 3D 图像，或者存储器 215 可以存储图形用户界面、一个或多个默认图像显示设置、用于处理器的编程指令。存储器 215 可以是有形且非暂态的计算机可读介质，例如闪存、RAM、ROM、EEPROM 等。

一些实施例中处理器 50 用于执行指令或程序，对呼吸辅助装置、气源接口 212 和/或呼吸回路中的各种控制阀进行控制，或对接收的数据进行处理，生成所需要的计算或判断结果，或者生成可视化数据或图形，并将可视化数据或图形输出给显示器 70 进行显示。

以上是医疗设备为呼吸机的一些描述，需要说明的是，上面图 6 只是呼吸机的一种例子，这并不用于限定呼吸机只能是如此的结构。

一些实施例中医疗设备也可以是麻醉机，该麻醉机主要用于提供麻醉气体，并将麻醉气体通过呼吸器送至患者的呼吸系统，并对麻醉气体吸入量进行控制。请参照图 7，一些实施例的医疗设备还可以包括呼吸支持系统、麻药输出装置 330、存储器 350 和显示器 70。呼吸支持系统用于给患者通气以提供呼吸支持。呼吸支持系统可以包括：呼吸接口 311、气源接口 312、呼吸辅助装置 320 和呼吸回路。

气源接口 312 用于与气源（图中未示出）连接，气源用以提供气体。该气体通常可

采用氧气、氧化亚氮（笑气）或空气等。一些实施例中，该气源可以采用压缩气瓶或中心供气源，通过气源接口 312 为麻醉机供气，供气种类有氧气 O<sub>2</sub>、笑气 N<sub>2</sub>O、空气等。气源接口 312 中可以包括压力表、压力调节器、流量计、减压阀和 N<sub>2</sub>O-O<sub>2</sub> 比例调控保护装置等常规组件，分别用于控制各种气体（例如氧气、笑气和空气）的流量。气源接口 312 输入的气体进入呼吸回路中，和呼吸回路中原有的气体组成混合气体。

呼吸辅助装置 320 用于为患者的非自主呼吸提供动力，维持气道通畅。一些实施例中呼吸辅助装置 320 与气源接口 312 和呼吸回路连接，控制将外部气源提供的气体通过所述呼吸回路输送给患者。一些具体实施例中，呼吸辅助装置 320 将气源接口 312 输入的新鲜气体和呼吸回路中患者呼出的气体以及麻药输出装置 330 输出的麻醉药物混合后经吸气支路 340b 输出到呼吸接口 311，以驱动患者吸气，并通过呼气支路 340a 接收患者呼出的气体。在具体实施例中，呼吸辅助装置 320 通常包括机控通气模块，机控通气模块的气流管道和呼吸回路连通。在手术过程中的麻醉维持阶段或患者未恢复自主呼吸的状态下，采用机控通气模块为患者提供呼吸的动力。在有的实施例中，呼吸辅助装置 320 还包括手动通气模块，手动通气模块的气流管道和呼吸回路连通。在手术过程中对患者插管之前的诱导阶段，通常需要采用手动通气模块对患者进行呼吸辅助。当呼吸辅助装置 320 同时包括机控通气模块和手动通气模块时，可通过机控或手控开关（例如一个三通阀）来切换机控或手动通气模式，以便将机控通气模块或手动通气模块和呼吸回路连通，从而控制患者的呼吸。本领域技术人员应当理解，可以根据具体的需要，麻醉机中可以只包括机控通气模块或手动通气模块。

麻药输出装置 330 用于提供麻醉药物，通常情况下，麻醉药物以气体的形式混合到气源接口 312 引入的新鲜空气中，并被一起输送到呼吸回路中。在一种具体实施例中，麻药输出装置 330 采用麻药挥发罐实现。麻药通常为液态，存储在麻药挥发罐中，可选的，麻药挥发罐中可包括加热装置，用于加热麻药使之挥发，产生麻药蒸汽，麻药输出装置 330 与气源接口 312 的管路连通，麻药蒸汽和气源接口 312 引入的新鲜空气混合，然后被一起输送到呼吸回路中。

一些实施例中呼吸回路可以包括吸气支路 340b、呼气支路 340a 和钠石灰罐 340c，吸气支路 340b 和呼气支路 340a 连通构成一闭合回路，钠石灰罐 340c 设置在呼气支路 340a 的管路上。气源接口 312 引入的新鲜空气的混合气体由吸气支路 340b 的入口输入，通过设置在吸气支路 340b 的出口处的呼吸接口 311 提供给患者。呼吸接口 311 可以是面罩、鼻插管或气管插管。在较佳的实施例中，吸气支路 340b 上设置有单向阀，该单向阀在吸气相时打开，在呼气相时关闭。呼气支路 340a 上也设置有单向阀，该单向阀在吸气相时关闭，在呼气相时打开。呼气支路 340a 的入口和呼吸接口 311 连通，当患者呼气时，呼出的气体经呼气支路 340a 进入钠石灰罐 340c 中，呼出的气体中的二氧化碳被钠石灰罐 340c 中的物质滤除，滤除二氧化碳后的气体再循环进入吸气支路 340b 中。

存储器 350 可以用于存储数据或者程序，例如用于存储各传感器所采集的数据、处理器经计算所生成的数据或处理器所生成的图像帧，该图像帧可以是 2D 或 3D 图像，或者存储器 350 可以存储图形用户界面、一个或多个默认图像显示设置、用于处理器的编程指令。存储器 350 可以是有形且非暂态的计算机可读介质，例如闪存、RAM、ROM、EEPROM 等。

处理器 50 用于执行指令或程序，对呼吸辅助装置 320、气源接口 310 和/或呼吸回路

中的各种控制阀进行控制，或对接收的数据进行处理，生成所需要的计算或判断结果，或者生成可视化数据或图形，并将可视化数据或图形输出给显示器 70 进行显示。

以上是医疗设备为麻醉机的一些描述，需要说明的是，上面图 7 只是麻醉机的一种例子，这并不用于限定麻醉机只能是如此的结构。

医疗设备检测呼气末正压，可以采用图 8 的方法，也可以采用图 9 的方法，本实施例以图 8 为例进行说明，其包括如下步骤：

步骤 1、获取医疗通气设备给患者通气时的气道压力和气体流速。医疗设备为呼吸机或麻醉机，则如图 1 所示，其包括：压力传感器 10，处理器 20 和流量传感器 30，还可以包括图 6 或图 7 中的硬件。压力传感器 10 可以置于与患者气道连通的部位，例如可以设置在医疗通气设备的管路中，也可以设置在呼吸面罩上。呼吸支持系统给患者通气（提供呼吸支持）时，压力传感器 10 采集患者的气道压力。流量传感器 30 也可以设置于与患者气道连通的部位，例如设置在呼吸接口或呼吸回路等处。呼吸支持系统给患者通气时，流量传感器 30 采集通气的气体流速，即采集到了气体流速，根据管道的内径也就知道了气体流量，再根据时间也就知道了通气容积等。处理器 50 获取压力传感器 10 采集的患者的气道压力；获取流量传感器 30 采集的患者的气体流速。医疗设备为监护仪，则监护仪与医疗通气设备通信连接，其可以包括如图 1 所示的压力传感器 10，处理器 20 和流量传感器 30，还可以包括图 5 中的硬件。监护仪的处理器 50 通过自身的压力传感器 10 获取患者的气道压力；通过自身的流量传感器 30 获取患者的气体流速。当然有的实施例中，压力传感器 10 和流量传感器 30 不是监护仪必须的，监护仪的处理器 50 可以接收医疗通气设备的压力传感器采集的患者的气道压力，可以接收医疗通气设备的流量传感器采集的患者的气体流速。

由于无需做呼气保持操作，压力传感器 10 可以实时的采集患者的气道压力，流量传感器 30 可以实时的采集通气的气体流速。

步骤 2、处理器 50 根据气体流速得到通气容积，例如，处理器 50 在时间上对气体流速进行积分，即可得到通气容积，即呼吸支持系统输出气体的容积。处理器 50 可以对实时的气体流速进行计算得到实时的通气容积。呼吸力学方程中，对于有创通气，通常通气的密封性好，传感器采集的气体流速能反映出进入患者体内的气体的量；而对于无创通气，由于其通气方式的特点导致气体存在泄漏，因此可以对传感器采集的气体流速做补偿处理，以得到实际流速，进而通过呼吸力学方程计算得到总呼末正压。具体的，处理器 50 获取无创通气时的气体泄漏量，该气体泄漏量可以是病人端泄漏，通过总泄漏量减去系统泄漏量得到。

步骤 3、处理器 50 根据预设的呼吸力学方程，以及气道压力、气体流速和通气容积，得到总呼气末正压  $PEEP_{tot}$ ；其中，呼吸力学方程至少由气道压力  $Paw$ 、呼吸肌产生的压力  $P_{mus}$ 、气体流速  $Flow$ 、通气容积  $Volume$  和总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  构建得到。上述内容可知，气道压力和气体流速均是患者在正常通气时采集或计算得到的，故呼气末正压的检测过程无需呼气保持操作，不中断正常的通气过程，且有创和无创通气均适合使用。医疗通气设备给患者通气时，在呼气末期让患者的呼吸道保持一定的正压，能避免肺泡早期闭合，使一部分因渗出、肺不张等原因失去通气功能的肺泡复张，使减少的功能残气量增加，达到提高氧合的目的。总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  通常由外源性呼气末正压  $PEEP_e$  和内源性呼气末正压  $PEEP_i$  两部分构成。外源性呼气末正压  $PEEP_e$  顾名思义是外部原因

造成的呼气末期患者呼吸道的正压，通常是医疗通气设备给患者通气时产生的，用户通过设置医疗通气设备可以调节外源性呼气末正压 PEEPe 的大小。而内源性呼气末正压 PEEPi 是内部原因如患者的肺部情况造成的呼气末期患者呼吸道的正压。外源性呼气末正压 PEEPe 和内源性呼气末正压 PEEPi 最终叠加形成了总呼气末正压 PEEPtot。

处理器 50 可以通过连接的显示器 70 显示总呼气末正压 PEEPtot，便于医生查看。由于气道压力和气体流速可以由对应的传感器实时获取，处理器 50 可实时计算通气容积，进而实时计算得到总呼气末正压 PEEPtot，因此显示器 70 显示的总呼气末正压 PEEPtot 可以是实时的，有利于医生对患者通气情况的掌握，有利于对呼吸、麻醉等进行准确的控制，提高了对患者通气的安全性。

呼吸系统可简化为一阶 RC 系统，其中 R 代表呼吸系统的阻力（呼吸系统粘性阻力），C 代表呼吸系统的顺应性（也可以用呼吸系统弹性阻力 E 表示）。机械通气时，呼吸驱动主要来自两方面，一是呼吸机或麻醉机的驱动力减去气道压力（Paw），二是病人呼吸机的收缩（Pmus）。根据一阶模型可得所述呼吸力学方程为：

$$PEEP_{tot} = k_4 * Paw + k_1 * P_{mus} - k_2 * Flow * R - k_3 * Volume * E;$$

其中：

Paw 为气道压力，机械通气时可由气道压力传感器直接测量得到；

Flow 为气体流速，可由流量传感器测量得到；

Volume 为通气容积，为气体流速的积分；

k1、k2、k3 和 k4 均为预设的经验系数，各个经验系数之间可以相同也可以不同，经验系数可以内置在系统中，也可以由用户（如医护人员）进行设置。在一实施例中，k1、k2、k3 和 k4 可以均为 1。

PEEP<sub>tot</sub> 为总呼气末正压（即，总 PEEP），等于外源性呼气末正压 PEEPe（外源性 PEEP，即气道压力监测的 PEEP）和内源性呼气末正压 PEEPi（内源性 PEEP）之和；

Pmus 为患者呼吸肌产生的压力；

R 为患者呼吸系统粘性阻力，通常采用一常数；

E 为患者呼吸系统弹性阻力，通常采用一常数。

呼吸力学方程中各个变量的曲线图如图 10 所示。本步骤可以通过解呼吸力学方程组的方式来实现。具体的，呼吸力学方程中 PEEPtot、Pmus、R、E 为未知量，其他为已知量，在病人吸气过程中 Pmus 是随时间变化的，那么通过测量得到一系列的 Paw、Flow 和 Volume，可以得到多个方程：

$$PEEP_{tot} = k_4 * Paw(1) + k_1 * P_{mus}(1) - k_2 * Flow(1) * R - k_3 * Volume(1) * E,$$

$$PEEP_{tot} = k_4 * Paw(2) + k_1 * P_{mus}(2) - k_2 * Flow(2) * R - k_3 * Volume(2) * E,$$

... ..

$$PEEP_{tot} = k_4 * Paw(n) + k_1 * P_{mus}(n) - k_2 * Flow(n) * R - k_3 * Volume(n) * E;$$

换言之，处理器 50 将不同时刻的多组气道压力 Paw、气体流速 Flow 和通气容积 Volume 作为已知量分别代入到预设的呼吸力学方程中，得到未知量为呼吸肌产生的压力 Pmus 与总呼气末正压 PEEPtot 的方程组。

以 n 组 Paw、Flow 和 Volume 数据为例，可得到 n 个方程，但是有 n+3 个未知数，因此要使得方程组可解，本发明创造性的将 Pmus 简化，例如按照自主呼吸生理特点将 Pmus 简化为已知的函数（曲线），换言之，在呼吸力学方程中，呼吸肌产生的压力为与时间

成预设函数关系的未知量，虽然是未知量但也有其规律（与时间成预设函数关系）。预设函数关系可以包括：指数函数、三角函数、分段函数和多项式函数中的一种或多种的组合。按照自主呼吸生理特点，如图 10 所示，Pmus 的绝对值的变化趋势是：由小变大，之后再由大变小。因此，可以选取一个指数函数来模拟由小变大这一段，再选取另一个指数函数来模拟由大变小这一段，当然，这两个指数函数实际上就构成了一个分段函数。也可以选取一个一次函数来模拟由小变大这一段，再选取另一个一次函数来模拟由大变小这一段，同样的，这两个一次函数实际上就构成了一个分段函数。还可以选取三角函数、多次多项式函数等来模拟。选取的具体函数关系不同，未知数的数量也就不同。如正弦函数（如  $\sin(b_0+b_1t)$ ）、余弦函数、二次多项式函数（如  $a_1t+a_2t^2$ ）来模拟 Pmus 可以将未知数简化为 5 个。本实施例以抛物线（二次多项式函数）来简化 Pmus 为例，上述方程组可简化为：

$$Y=[Paw(1), Paw(2), \dots, Paw(n)]^T$$

$$F=[Flow(1), Flow(2), \dots, Flow(n)]^T$$

$$V=[Volume(1), Volume(2), \dots, Volume(n)]^T$$

$$\text{令： } X=[F, V, 1, t, t^2], A=[R, E, PEEP_{tot}, a_1, a_2]^T,$$

则用矩阵  $Y=X*A$  可表示上述方程组，解上述方程组，即进行矩阵求解即可得到总呼气末正压 PEEP<sub>tot</sub>。具体的，一般吸气过程数据采样点的个数（Paw、Flow 和 Volume 数据的组数）远大于 5 个，因此该方程组为超定方程组，即，n 的数量满足解 n+3 个超定方程的需要，若 R 和 E 已知，则满足解 n+1 个超定方程的需要，超定方程组的最优解可通过如下过程求解：

$Y=X*A$ ，则  $X^T*Y=X^T*X*A$ ，其中  $X^T*X$  为 5\*5 的矩阵，其可进行求逆运算，因此可解得：

$$A=(X^T*X)^{-1}X^T*Y,$$

经过矩阵求解后可得 PEEP<sub>tot</sub>。

进一步的，为了提高求解结果的准确性和有效性，在解方程组的过程中可加入一个或多个约束条件，即，处理器 50 在计算总呼气末正压 PEEP<sub>tot</sub> 时，还用于将吸气起始时刻和结束时刻的呼吸肌产生的压力 Pmus 均设为 0（见图 10 中 Pmus 的波形）；和/或，设内源性呼气末正压 PEEPi 大于等于 0；和/或，对于无自主呼吸的患者，将呼吸肌产生的压力 Pmus 设为 0，当然把对应的经验系数 k1 设置为 0 也可以；和/或，将呼吸系统粘性阻力 R 和呼吸系统弹性阻力 E 限定在预设的合理范围内。预设的合理范围可根据实际情况、临床经验等进行设置。这 4 个约束条件可选取其中的一个或多个作为解方程组时的约束条件，从而更加准确可靠的解得 PEEP<sub>tot</sub>。

得到总呼气末正压 PEEP<sub>tot</sub> 则便于医生设置呼气末正压，例如，处理器 50 根据总呼气末正压 PEEP<sub>tot</sub> 得到医疗通气设备的呼吸支持系统用于设置呼气末正压的推荐值，进而处理器 50 通过显示器显示该推荐值。医护人员看到推荐值后，可以通过输入装置发出用于将推荐值设置为呼气末正压的指令，处理器 50 通过输入装置接收到该指令后，响应于该指令，将推荐值设置为呼气末正压，以使医疗通气设备的呼吸支持系统基于推荐值给患者通气。当然，设置推荐值也可以自动进行，例如处理器 50 自动设置该推荐值，以使呼吸支持系统基于该推荐值给患者通气。外源性呼气末正压 PEEPe 通常是医疗通气设备产生的，需要进行设置，故本实施例中，上述推荐值为用于设置外源性呼气末正压 PEEPe 的推荐值。通常该推荐值是总呼气末正压 PEEP<sub>tot</sub> 的 70-80%。

在一些实施例中，还可以基于总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  计算内源性呼气末正压  $PEEP_i$ ，如图 8 所示，还可以包括如下步骤：

步骤 4、处理器 50 根据气道压力  $Paw$  得到外源性呼气末正压  $PEEP_e$ ，利用气道压力  $Paw$  计算得到外源性呼气末正压  $PEEP_e$  的具体方法采用现有技术即可，本发明不做赘述。如上所述，气道压力  $Paw$  可以是实时采集得到的，处理器可以根据实时的气道压力  $Paw$  计算得到实时的外源性呼气末正压  $PEEP_e$ 。

步骤 5、处理器 50 将总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  减去外源性呼气末正压  $PEEP_e$ ，得到内源性呼气末正压  $PEEP_i$ 。由于总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  和外源性呼气末正压  $PEEP_e$  均可实时计算得到，因此内源性呼气末正压  $PEEP_i$  也能实时计算得到。现有技术常采用的呼气保持的方式测内源性呼气末正压  $PEEP_i$ ，不仅需要打断病人的通气，而且无法做到实时测量，而本发明采用的上述方法无需呼气保持，而且能实时得到内源性呼气末正压  $PEEP_i$ ，且不受有创、无创通气的限制，非常方便。

处理器 50 通过连接的显示器可以显示总呼气末正压  $PEEP_{tot}$ ，也可以显示内源性呼气末正压  $PEEP_i$ ，还可以两者都显示，便于医生掌握病人的通气情况。由于总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  和内源性呼气末正压  $PEEP_i$  可以实时得到，因此显示的总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  和/或内源性呼气末正压  $PEEP_i$  可以是实时的，时效性好，有利于医生对病人的诊疗。

处理器 50 还可以判断总呼气末正压  $PEEP_{tot}$  是否超过第一预设值，若是则通过显示器显示报警信息；还可以判断内源性呼气末正压  $PEEP_i$  是否超过第二预设值，若是则通过显示器显示报警信息。第一预设值和第二预设值可根据需要进行设置。如此，能避免患者的总呼气末正压  $PEEP_{tot}$ 、内源性呼气末正压  $PEEP_i$  过高，提高了通气的安全性。

医疗设备检测呼气末正压，除了采用图 8 的方法，也可以采用图 9 的方法。在机械通气中能够实时监测食道压  $Pes$ ，则可以通过食道压  $Pes$  来计算  $PEEP_i$ 。临床上一般用食道压来近似胸腔内压。当病人存在  $PEEP_i$  时，进行吸气努力时首先要克服内源性呼气末正压  $PEEP_i$ ，才能引起吸气流速，如图 11 中 1 点到 2 点的食道压下降了  $\Delta P_{es}$ ，自主吸气产生大小为  $\Delta P_{es}$  的压力没有引起流速上升，也就是没有产生吸气流速，因此该压力差为克服  $PEEP_i$  的压力。所以  $PEEP_i \approx \Delta P_{es}$ 。因此可以用这种方法来实时监测  $PEEP_i$ 。1 点不需要特殊识别，该点为食道压基线值，也就是呼气期间食道压的平稳值。2 点时刻可以从流速数据识别，也就是病人流速过零的点。另外 2 点时刻也可以通过  $CO_2$  波形曲线确定，不过一般  $CO_2$  波形曲线存在延时，该延时大小相对比较确定，所以也可以通过  $CO_2$  波形曲线确定 2 点时刻。图 11 为示意图，为了方便解释，已经把  $CO_2$  和压力及流速波形曲线进行时间上的对齐。下面结合图 9 进行具体阐述。

图 9 的方法包括如下步骤：

步骤 1'、处理器 50 获取医疗通气设备的呼吸支持系统给患者通气时患者的食道压数据，食道压数据可以由处理器 50 所属的医疗设备采集得到，也可以由处理器 50 所属的医疗设备通过与其他设备（如医疗通气设备、监护仪等）通信，从其他设备获取。处理器 50 还获取呼吸支持系统给患者通气时患者的目标参数数据。目标参数数据可以是气体流速数据，也可以是气道压数据，还可以是二氧化碳浓度数据，还可以是胸部电阻抗数据。相应的，目标参数数据可由医疗设备自身的传感器采集得到，如医疗设备包括处理器 50，还包括压力传感器 10、流量传感器 30、二氧化碳传感器 20 和电阻抗传感器中的至少一种（如图 2-4 所示）；当然一些实施例中，目标参数数据也可以由医疗设备通过与

其他设备（如医疗通气设备、监护仪等）通信，从其他设备获取。

步骤 2'、处理器 50 根据目标参数数据得到表征患者克服内源性呼气末正压的特征量。特征量可以有多种具体的表现形式，例如目标时间点、目标时间点对应的目标参数、目标时间段、目标时间段对应的目标参数等。本实施例以特征量为目标时间点为例进行说明，处理器 50 可根据气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据识别到患者吸气实质开始的时间点作为目标时间点，如图 11 中流速从纵坐标的负值变为正值的时间点（流速的正负表示流速的方向），与点 2 对应，也就是开始有气体进入患者体内的时间点。点 1 虽然开始了吸气，但由于内源性呼气末正压 PEEP<sub>i</sub> 的存在，实际上气体还无法进入到患者肺部。可见，目标参数数据至少包括了吸气阶段气体流速转正前后的目标参数（气体流速，气道压、二氧化碳浓度或胸部电阻抗），根据这些目标参数可以确定目标时间点。例如，目标参数数据至少可以包括吸气开始后一段时间内的目标参数，这段时间内的目标参数可以是一个呼吸周期内的数据，由于各个呼吸周期患者的数据基本差异不大，故其也可以是不同呼吸周期内的数据。为了提高实时性，处理器 50 获取的目标参数数据可以是对应传感器实时采集的，即目标参数数据可以是实时的数据。食道压数据至少可以包括呼气阶段一个或多个时刻的食道压，以及吸气开始后一段时间内的食道压，同样的，不同时刻的食道压可以来自一个呼吸周期也可以来自不同的呼吸周期。为了提高实时性，处理器 50 获取的食道压数据可以是对应传感器实时采集的，即食道压数据可以是实时的数据。

确定目标时间点的具体方法有多种，例如，处理器 50 可以根据气体流速数据得到气体流速的变化趋势（如图 11 中的波形曲线），根据变化趋势即可确定吸气阶段气体流速转正的目标时间点，见图 11 中气体流速直线升高的时间点；当然，也可以根据气体流速数据的大小直接确定气体流速转正的目标时间点，如气体流速正的最大值对应的时间点。

又例如，处理器 50 根据气道压数据得到吸气阶段气道压的最小值，处理器 50 可以根据气道压数据得到气道压 P<sub>aw</sub> 的变化趋势（如图 11 中的波形曲线），根据变化趋势即可确定吸气阶段气道压的最小值，见图 11 中气道压 P<sub>aw</sub> 波形的最低点；当然，也可以根据气道压数据的大小直接确定气道压 P<sub>aw</sub> 的最小值。处理器 50 将该最小值对应的时刻作为目标时间点。

又例如，处理器 50 可以根据二氧化碳浓度数据，例如图 11 中二氧化碳浓度的变化趋势（如波形曲线），得到高二氧化碳浓度转为低二氧化碳浓度的时刻，将该时刻作为目标时间点。具体的，可以根据二氧化碳浓度的变化趋势得到二氧化碳浓度下降速度最快的时刻，将二氧化碳浓度下降速度最快的时刻为目标时间点。当然，处理器 50 也可以根据二氧化碳浓度数据，例如图 11 中二氧化碳浓度的变化趋势，将二氧化碳浓度开始小于预设浓度阈值的时刻作为目标时间点。预设浓度阈值可以根据需要设置，例如是二氧化碳浓度峰值的 1/3 等。

还例如，处理器 50 根据胸部电阻抗数据得到胸部电阻抗波形，根据胸部电阻抗波形得到胸部电阻抗波形中各点的斜率，将斜率开始大于预设斜率阈值的时刻作为目标时间点。预设斜率阈值可以根据需要设置。

当然，目标时间点的确定还可以采用其他方式，上述确定目标时间点的方法只是举例说明。

步骤 3'、处理器 50 根据食道压数据和特征量得到内源性呼气末正压，本实施例中处

处理器 50 根据食道压数据和目标时间点得到内源性呼气末正压。具体的，处理器 50 根据食道压数据得到呼气阶段食道压的平稳值；例如，处理器 50 根据食道压数据得到食道压的变化趋势（如波形曲线），根据该变化趋势得到呼气阶段食道压的平稳值。如图 11 所示，呼气阶段食道压  $P_{es}$  基本没有变化，此时食道压比较平稳（图中的  $P_{es}$  基线），可取这段时间内的一食道压值或平均值等作为所述平稳值，也就是确定了点 1 的食道压。处理器 50 将目标时间点对应的食道压与平稳值的压力差确定为内源性呼气末正压，即，将点 2 的食道压减去点 1 的食道压，差值即为内源性呼气末正压  $PEEP_i$ 。处理器 50 还可以通过连接的显示器显示计算得到的内源性呼气末正压  $PEEP_i$ 。同样的，由于食道压数据和目标参数数据可实时获取，因此内源性呼气末正压  $PEEP_i$  可实时计算得到，显示的内源性呼气末正压  $PEEP_i$  可以是实时的，时效性好，有利于医生对病人的诊疗。

图 9 所示的方法将没有引起气体流速增加的吸气努力（压力差）作为  $PEEP_i$ ，计算过程简单可靠，整个过程无需呼气保持操作，不中断正常的通气过程，且有创和无创通气均适合使用。

在一些实施例中，医疗设备可以包括上述处理器但不包括上述的各种传感器或不包括上述的部分传感器，气道压力、气体流速、二氧化碳浓度、胸部电阻抗等传感器采集的数据部分或全部由处理器从其他设备获取。例如医疗设备为监护仪，其从呼吸机或麻醉机获取气道压力、气体流速、二氧化碳浓度等数据，通过电阻抗传感器采集胸部电阻抗等数据，从而执行上述步骤实现呼气末正压的检测；又例如医疗设备可以是其他具备数据处理能力的设备，如各类型的电脑、中央站、超声成像设备等，其从呼吸机或麻醉机获取气道压力、气体流速、二氧化碳浓度等数据，从监护仪获取胸部电阻抗等数据，从而执行上述步骤实现呼气末正压的检测。

本领域技术人员可以理解，上述实施方式中各种方法的全部或部分功能可以通过硬件的方式实现，也可以通过计算机程序的方式实现。当上述实施方式中全部或部分功能通过计算机程序的方式实现时，该程序可以存储于一计算机可读存储介质中，存储介质可以包括：只读存储器、随机存储器、磁盘、光盘、硬盘等，通过计算机执行该程序以实现上述功能。例如，将程序存储在设备的存储器中，当通过处理器执行存储器中程序，即可实现上述全部或部分功能。另外，当上述实施方式中全部或部分功能通过计算机程序的方式实现时，该程序也可以存储在服务器、另一计算机、磁盘、光盘、闪存盘或移动硬盘等存储介质中，通过下载或复制保存到本地设备的存储器中，或对本地设备的系统进行版本更新，当通过处理器执行存储器中的程序时，即可实现上述实施方式中全部或部分功能。

本文参照了各种示范实施例进行说明。然而，本领域的技术人员将认识到，在不脱离本文范围的情况下，可以对示范性实施例做出改变和修正。例如，各种操作步骤以及用于执行操作步骤的组件，可以根据特定的应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数以不同的方式实现（例如一个或多个步骤可以被删除、修改或结合到其他步骤中）。

另外，如本领域技术人员所理解的，本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中，该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用，包括磁存储设备（硬盘、软盘等）、光学存储设备（CD-ROM、DVD、Blu Ray 盘等）、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加

载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器，使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中，该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行，这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品，包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上，从而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一个计算机实现的进程，使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步骤。

虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理，但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

前述具体说明已参照各种实施例进行了描述。然而，本领域技术人员将认识到，可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此，对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的，并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样，有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而，益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素，或使其变得更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和其任何其他变体，皆属于非排他性包含，这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素，还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外，本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

具有本领域技术的人将认识到，在不脱离本发明的基本原理的情况下，可以对上述实施例的细节进行许多改变。因此，本发明的范围应根据以下权利要求确定。

## 权 利 要 求

1. 一种检测呼气末正压的方法,其特征在于,包括:

获取医疗通气设备给患者通气时的气道压力和气体流速;

根据所述气体流速得到通气容积;

根据预设的呼吸力学方程,以及所述气道压力、气体流速和通气容积,得到总呼气末正压;其中,所述呼吸力学方程至少由气道压力、气体流速、通气容积和总呼气末正压构建得到。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

根据所述气道压力得到外源性呼气末正压;

将所述总呼气末正压减去所述外源性呼气末正压,得到内源性呼气末正压。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述呼吸力学方程至少由气道压力、呼吸肌产生的压力、气体流速、通气容积和总呼气末正压构建得到。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述医疗通气设备给患者通气的方式为无创通气。

5. 如权利要求 4 所述的方法,其特征在于,还包括:

获取无创通气时的气体泄漏量;

基于所述气体泄漏量对气体流速进行补偿处理。

6. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述呼吸力学方程中,所述呼吸肌产生的压力与时间成预设函数关系。

7. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,所述预设函数关系包括:

指数函数、三角函数、分段函数和多项式函数中的一种或多种的组合。

8. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,还包括:

根据所述总呼气末正压得到所述医疗通气设备用于设置呼气末正压的推荐值。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其特征在于,还包括:

显示所述推荐值;

自动设置所述推荐值,以使所述医疗通气设备基于所述推荐值给患者通气;或者,接收用于将所述推荐值设置为呼气末正压的指令,响应于所述指令,设置所述推荐值,以使所述医疗通气设备基于所述推荐值给患者通气。

10. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在于,还包括:

显示所述总呼气末正压和内源性呼气末正压中的至少一个。

11. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,所述根据预设的呼吸力学方程,以及所述气道压力、气体流速和通气容积,得到总呼气末正压,包括:

将不同时刻的多组气道压力、气体流速和通气容积分别代入到所述预设的呼吸力学方程中,得到呼吸肌产生的压力与总呼气末正压的方程组;

解所述方程组得到总呼气末正压。

12. 如权利要求 11 所述的方法,其特征在於,所述呼吸力学方程包括:

$$PEEP_{tot} = k_4 * P_{aw} + k_1 * P_{mus} - k_2 * Flow * R - k_3 * Volume * E;$$

其中,  $P_{aw}$  为所述气道压力,  $P_{mus}$  为所述呼吸肌产生的压力,  $Flow$  为所述气体流速,  $Volume$  为所述通气容积,  $PEEP_{tot}$  为所述总呼气末正压,  $R$  为呼吸系统粘性阻力,  $E$  为呼吸系统弹性阻力;  $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$  和  $k_4$  均为预设的经验系数。

13. 如权利要求 12 所述的方法,其特征在於,在计算总呼气末正压时,所述方法还包括:

对于无自主呼吸的患者,将呼吸肌产生的压力设为 0,或者把对应的经验系数  $k_1$  设置为 0。

14. 一种检测内源性呼气末正压的方法,其特征在於,包括:

获取医疗通气设备给患者通气时患者的食道压数据,获取医疗通气设备给患者通气时患者的气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据;

根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据得到表征所述患者克服内源性呼气末正压的特征量;

根据所述食道压数据和所述特征量得到内源性呼气末正压。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其特征在於,所述根据所述食道压数据和所述特征量得到内源性呼气末正压,包括:

根据所述食道压数据得到呼气阶段食道压的平稳值;

将所述特征量对应的食道压与所述平稳值的差值确定为内源性呼气末正压。

16. 如权利要求 14 或 15 所述的方法,其特征在於,所述特征量为目标时间点或目标时间段。

17. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在於,根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据得到表征所述患者克服内源性呼气末正压的特征量,包括:

根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点。

18. 如权利要求 17 所述的方法,其特征在於,

所述根据所述气体流速数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点,包括:

根据所述气体流速数据识别到吸气阶段气体流速转正的时间点作为所述目标时间点;

所述根据所述气道压数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点,包括:

根据所述气道压数据得到吸气阶段气道压的最小值,将所述最小值对应的时刻作为所述目标时间点;

所述根据所述二氧化碳浓度数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点，包括：

根据所述二氧化碳浓度数据得到二氧化碳浓度下降速度最快的时刻，将二氧化碳浓度下降速度最快的时刻为所述目标时间点；或者，根据所述二氧化碳浓度数据，将二氧化碳浓度开始小于预设浓度阈值的时刻作为所述目标时间点；

所述根据所述胸部电阻抗数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点，包括：

根据所述胸部电阻抗数据得到胸部电阻抗波形，根据所述胸部电阻抗波形得到胸部电阻抗波形各点的斜率，将斜率开始大于预设斜率阈值的时刻作为所述目标时间点。

19. 一种医疗设备，其特征在于，包括：

压力传感器，采集患者在通气过程中的气道压力；

流量传感器，采集患者在通气过程中的气体流速；

处理器，用于通过所述压力传感器获取患者的气道压力；通过所述流量传感器获取患者的气体流速，并根据所述气体流速得到通气容积；根据预设的呼吸力学方程，以及所述气道压力、气体流速和通气容积，计算得到总呼气末正压；其中，所述呼吸力学方程至少由气道压力、气体流速、通气容积和总呼气末正压构建得到。

20. 如权利要求 19 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器还用于：

根据所述气道压力得到外源性呼气末正压；将所述总呼气末正压减去所述外源性呼气末正压，得到内源性呼气末正压。

21. 如权利要求 19 或 20 所述的医疗设备，其特征在于，所述呼吸力学方程至少由气道压力、呼吸肌产生的压力、气体流速、通气容积和总呼气末正压构建得到。

22. 如权利要求 19 或 20 所述的医疗设备，其特征在于，所述患者的通气方式为无创通气。

23. 如权利要求 22 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器还用于：

获取无创通气时的气体泄漏量；

基于所述气体泄漏量对气体流速进行补偿处理。

24. 如权利要求 21 所述的医疗设备，其特征在于，所述呼吸力学方程中，所述呼吸肌产生的压力与时间成预设函数关系。

25. 如权利要求 24 所述的医疗设备，其特征在于，所述预设函数关系包括：

指数函数、三角函数、分段函数和多项式函数中的一种或多种的组合。

26. 如权利要求 19 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器还用于：

根据所述总呼气末正压得到用于设置呼气末正压的推荐值。

27. 如权利要求 26 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器还用于：

通过连接的显示器显示所述推荐值；

自动设置所述推荐值，以使呼吸支持系统基于所述推荐值给患者通气；或者，接收

用于将所述推荐值设置为呼气末正压的指令，响应于所述指令，设置所述推荐值，以使呼吸支持系统基于所述推荐值给患者通气；

其中，所述呼吸支持系统用于给患者通气以提供呼吸支持。

28. 如权利要求 20 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器还用于：  
通过连接的显示器显示所述总呼气末正压和内源性呼气末正压中的至少一个。

29. 如权利要求 24 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器根据预设的呼吸力学方程，以及所述气道压力、气体流速和通气容积，得到总呼气末正压，包括：

将不同时刻的多组气道压力、气体流速和通气容积分别代入到所述预设的呼吸力学方程中，得到呼吸肌产生的压力与总呼气末正压的方程组；

解所述方程组得到总呼气末正压。

30. 如权利要求 29 所述的医疗设备，其特征在于，所述呼吸力学方程包括：

$$PEEP_{tot} = k_4 * P_{aw} + k_1 * P_{mus} - k_2 * Flow * R - k_3 * Volume * E;$$

其中， $P_{aw}$  为所述气道压力， $P_{mus}$  为所述呼吸肌产生的压力， $Flow$  为所述气体流速， $Volume$  为所述通气容积， $PEEP_{tot}$  为所述总呼气末正压， $R$  为呼吸系统粘性阻力， $E$  为呼吸系统弹性阻力； $k_1$ 、 $k_2$ 、 $k_3$  和  $k_4$  均为预设的经验系数。

31. 如权利要求 30 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器在计算总呼气末正压时，还用于：

对于无自主呼吸的患者，将呼吸肌产生的压力设为 0，或者把对应的经验系数  $k_1$  设置为 0。

32. 一种医疗设备，包括处理器，还包括压力传感器，流量传感器，二氧化碳传感器或电阻抗传感器，其特征在于，

所述压力传感器用于采集患者在通气过程中的气道压力；

所述流量传感器用于采集患者在通气过程中的气体流速；

所述二氧化碳传感器用于采集患者在通气过程中的二氧化碳浓度；

所述电阻抗传感器用于采集患者在通气过程中的胸部电阻抗数据；

所述处理器用于：

获取呼吸支持系统给患者通气时患者的食道压数据，获取所述呼吸支持系统给患者通气时患者的气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据；

根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据得到表征所述患者克服内源性呼气末正压的特征量；

根据所述食道压数据和所述特征量得到内源性呼气末正压。

33. 如权利要求 32 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器根据所述食道压数据和所述特征量得到内源性呼气末正压，包括：

根据所述食道压数据得到呼气阶段食道压的平稳值；

将所述特征量对应的食道压与所述平稳值的压力差确定为内源性呼气末正压。

34. 如权利要求 32 或 33 所述的医疗设备，其特征在于，所述特征量为目标时间点或目标时间段。

35. 如权利要求 34 所述的医疗设备，其特征在于，所述处理器根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据得到表征所述患者克服内源性呼气末正压的特征量，包括：

根据所述气体流速数据、气道压数据、二氧化碳浓度数据或胸部电阻抗数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点。

36. 如权利要求 35 所述的医疗设备，其特征在于，

所述处理器根据所述气体流速数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点，包括：

根据所述气体流速数据识别到吸气阶段气体流速转正的时间点作为所述目标时间点；

所述处理器根据所述气道压数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点，包括：

根据所述气道压数据得到吸气阶段气道压的最小值，将所述最小值对应的时刻作为所述目标时间点；

所述处理器根据所述二氧化碳浓度数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点，包括：

根据所述二氧化碳浓度数据得到二氧化碳浓度下降速度最快的时刻，将二氧化碳浓度下降速度最快的时刻为所述目标时间点；或者，根据所述二氧化碳浓度数据，将二氧化碳浓度开始小于预设浓度阈值的时刻作为所述目标时间点；

所述处理器根据所述胸部电阻抗数据识别到所述患者吸气实质开始的时间点作为所述目标时间点，包括：

根据所述胸部电阻抗数据得到胸部电阻抗波形，根据所述胸部电阻抗波形得到胸部电阻抗波形各点的斜率，将斜率开始大于预设斜率阈值的时刻作为所述目标时间点。

37. 一种医疗设备，其特征在于，包括：

存储器，用于存储程序；

处理器，用于通过执行所述存储器存储的程序以实现如权利要求 1 至 18 中任一项所述的方法。

38. 一种计算机可读存储介质，其特征在于，包括程序，所述程序能够被处理器执行以实现如权利要求 1-18 中任一项所述的方法。

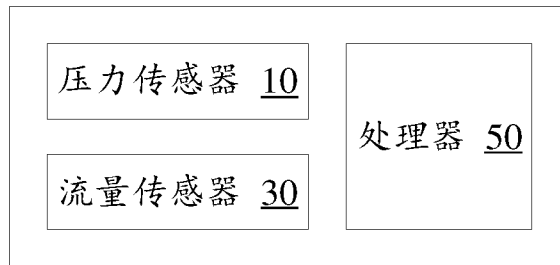


图 1

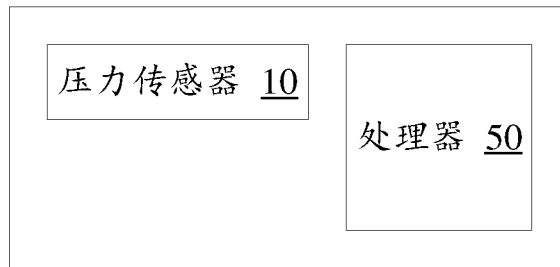


图 2

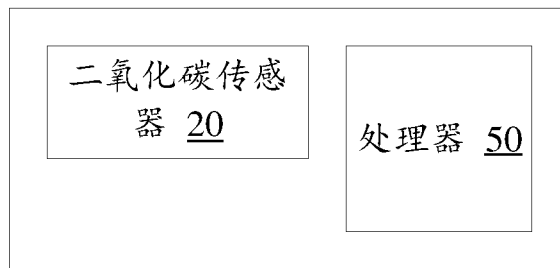


图 3

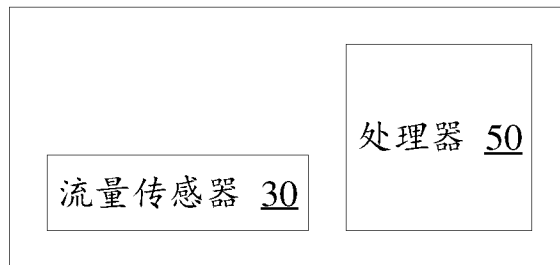


图 4

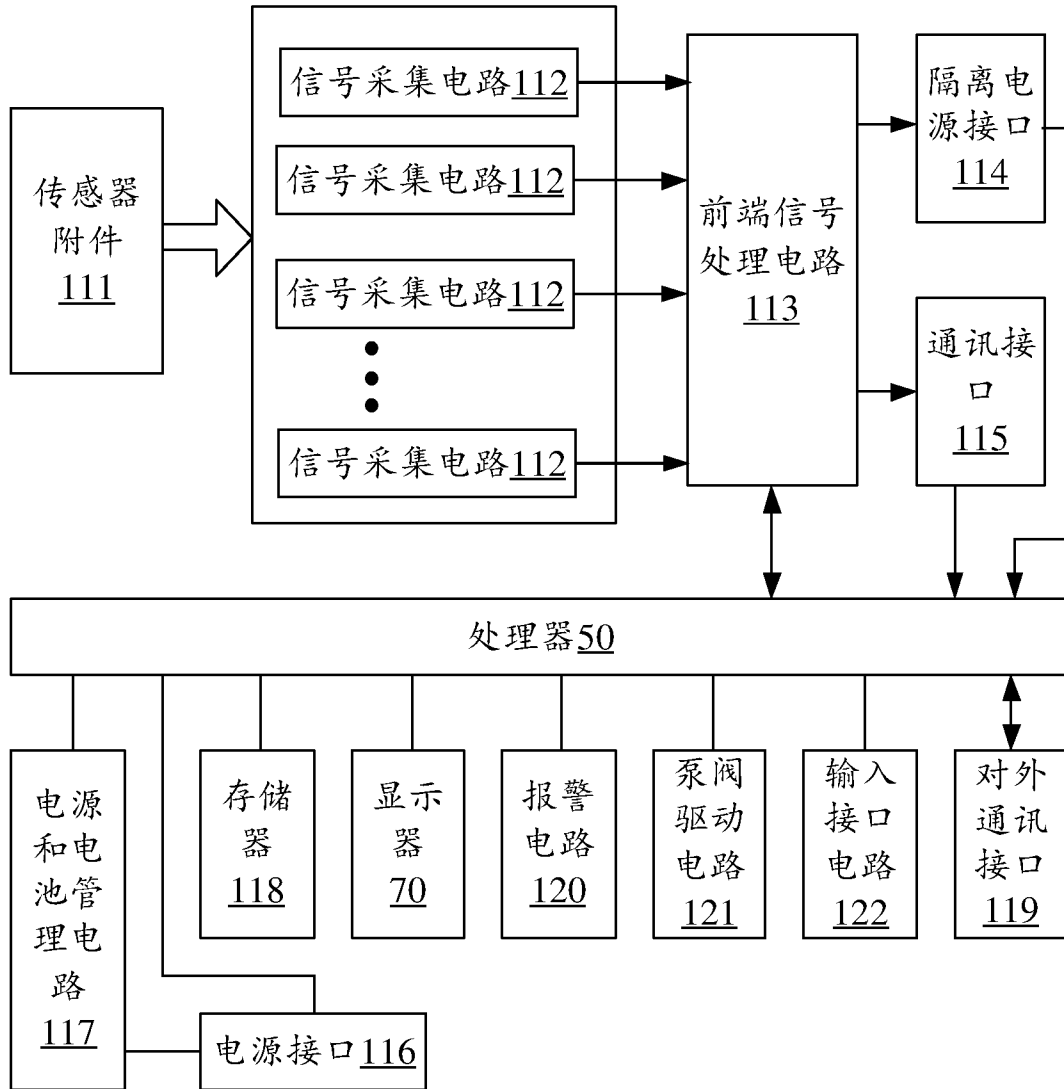


图 5

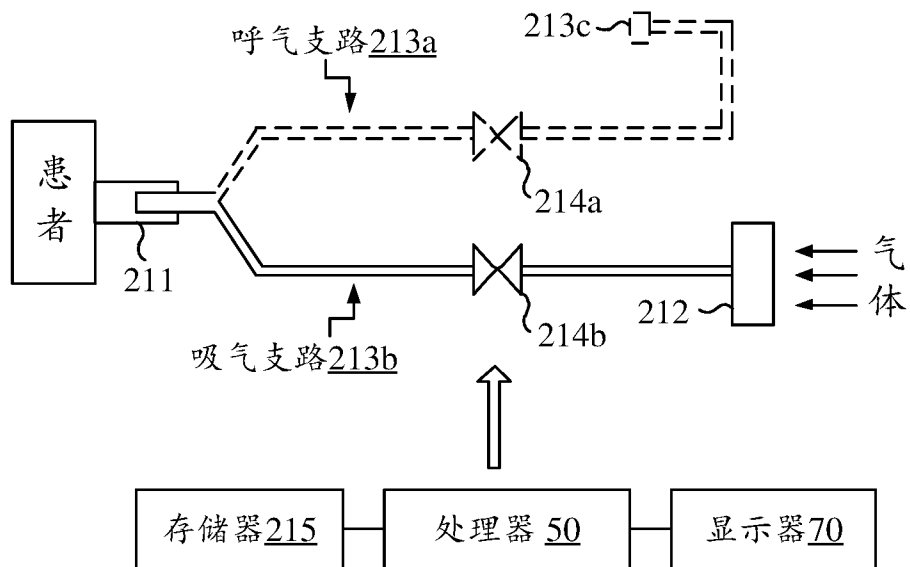


图 6

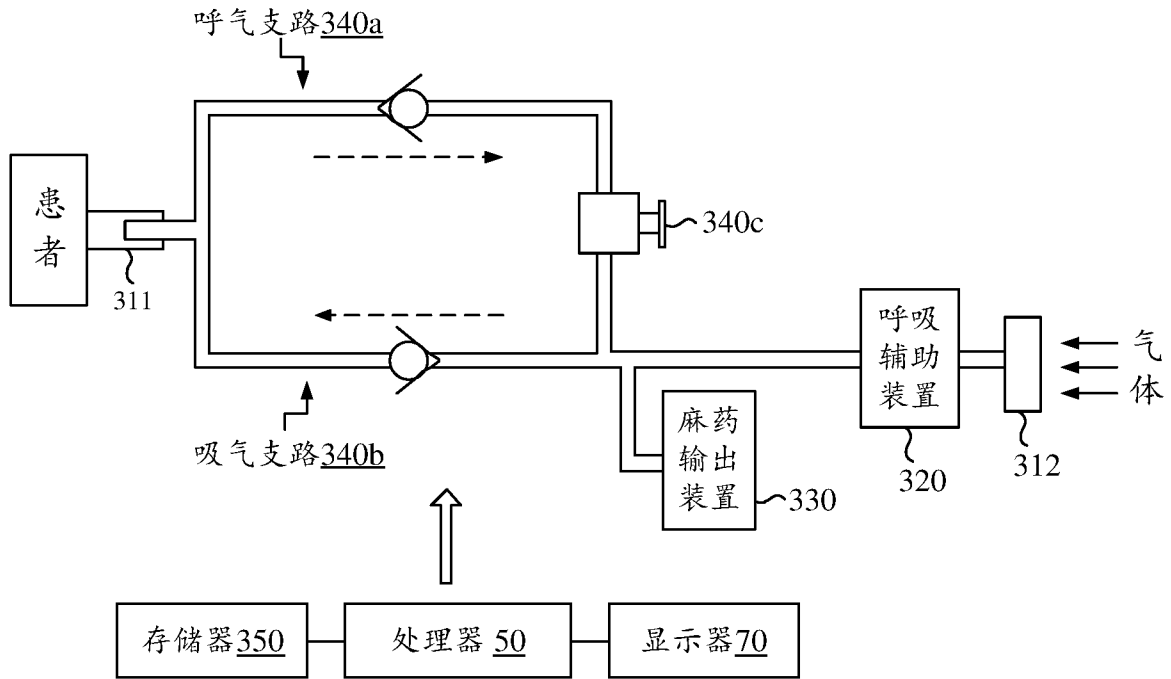


图 7

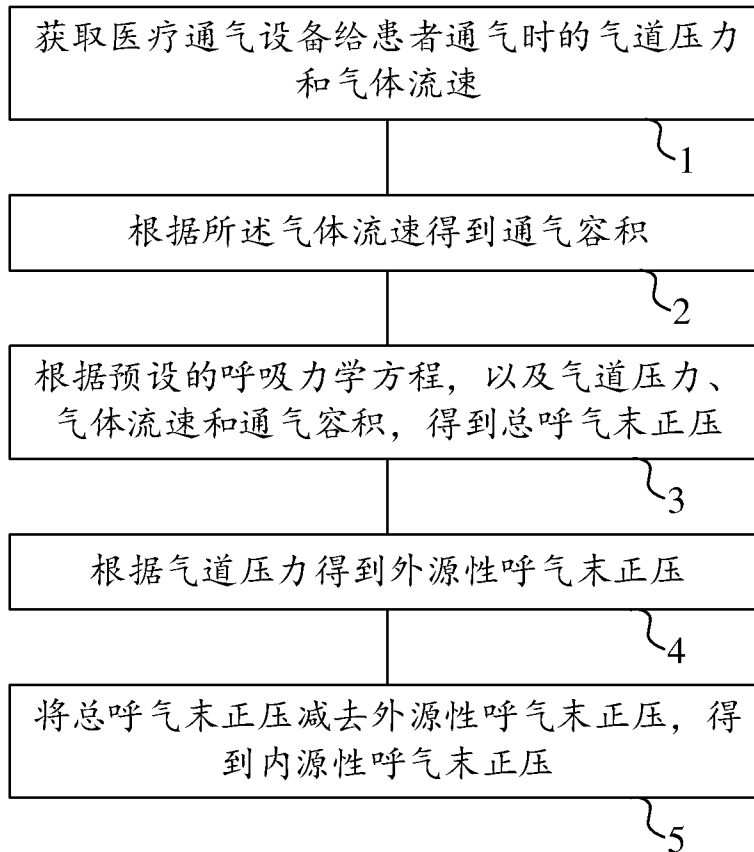


图 8

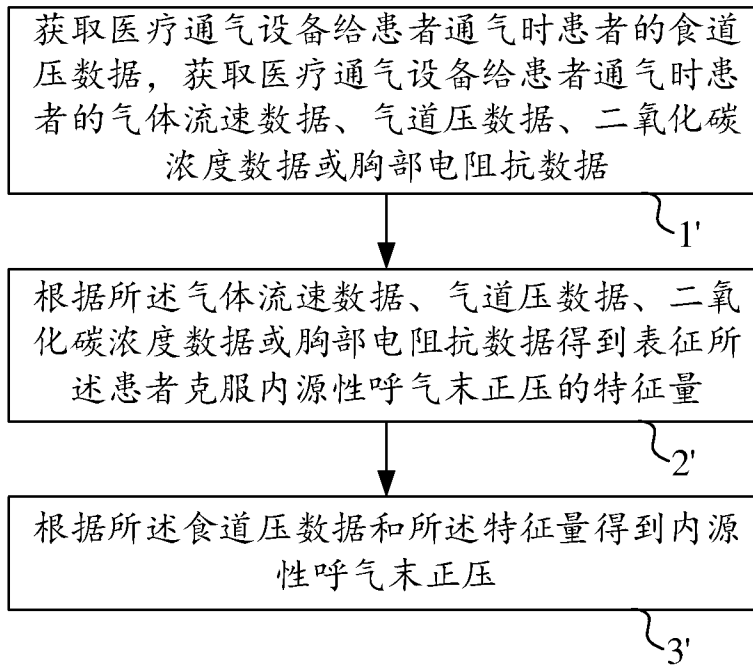


图 9

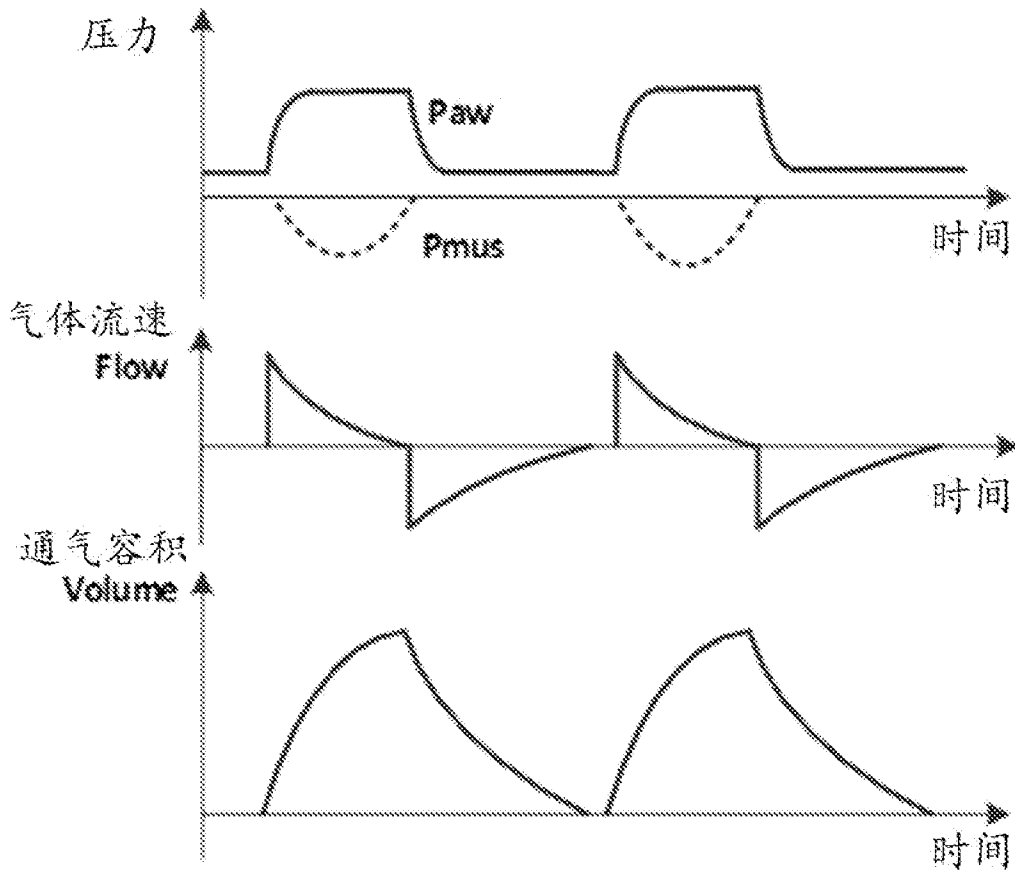


图 10

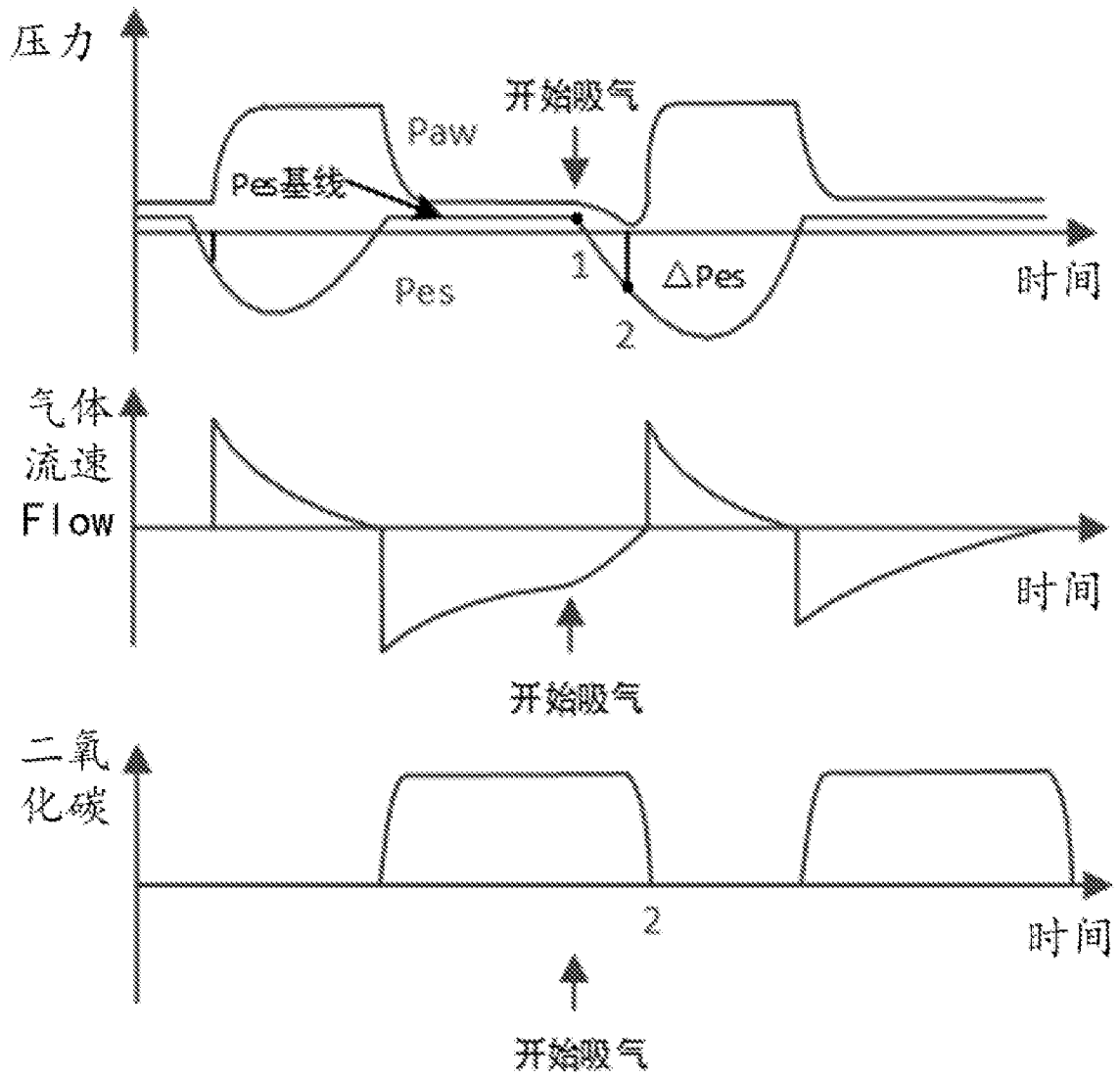


图 11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2022/103904

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61M 16/00(2006.01)i; A61B 5/08(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61M, A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) CNABS, CNTXT, VEN, OETXT: 呼气末, 气道压力, 流速, 流量, 流率, 模型, 方程, 食道, 食管, PEEPi, pressure, airway, trach+, esophag+, gullet+		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2021016035 A1 (CONVERGENT ENG INC) 21 January 2021 (2021-01-21) description, paragraphs [0052]-[0138], and figures 1-17	14-18, 32-38
Y	CN 110545872 A (KONINKL PHILIPS NV) 06 December 2019 (2019-12-06) description, paragraphs [0020]-[0070], and figures 1-8	1-13, 19-31, 37, 38
Y	"基于主动模拟肺的通气模式关键技术研究 (Research on Key Technologies of Ventilation Mode Based on Active Servo Lung)" 国防科学技术大学博士学位论文 (Non-official translation: Doctoral Dissertation of National University of Defense Technology), 01 June 2009 (2009-06-01), pp. 51-64	1-13, 19-31, 37, 38
A	CN 103182120 A (BEIJING AEONMED CO., LTD.) 03 July 2013 (2013-07-03) entire document	1-38
A	CN 111543999 A (LOWENSTEIN MEDICAL TECHNOLOGY GMBH & CO. KG) 18 August 2020 (2020-08-18) entire document	1-38
A	US 2014171817 A1 (BLANCH PAUL B et al.) 19 June 2014 (2014-06-19) entire document	1-38
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search <b>22 September 2022</b>		Date of mailing of the international search report <b>29 September 2022</b>
Name and mailing address of the ISA/CN <b>China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088, China</b> Facsimile No. (86-10)62019451		Authorized officer  Telephone No.



**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

- [1] Claims 1-13 set forth a method for detecting the positive end-expiratory pressure. Claims 14-18 set forth a method for detecting the intrinsic positive end-expiratory pressure. Claims 19-31 set forth a medical device for detecting the positive end-expiratory pressure. Claims 32-36 set forth a medical device for detecting and detecting the intrinsic positive end-expiratory pressure. Independent claim 1 or 19 and independent claim 14 or 32 do not share a same or corresponding technical feature, do not belong to a single general inventive concept, and therefore do not satisfy the requirement of unity of invention and do not comply with PCT Rule 13.1.

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/CN2022/103904**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2021016035	A1	21 January 2021	WO	2021011748	A1	21 January 2021
				EP	3998940	A1	25 May 2022
CN	110545872	A	06 December 2019	US	2019374733	A1	12 December 2019
				WO	2018153964	A1	30 August 2018
				JP	2020508194	A	19 March 2020
				EP	3585465	A1	01 January 2020
CN	103182120	A	03 July 2013	MX	2013011849	A	01 November 2013
				BR	112013026139	A2	19 January 2021
				US	2014053840	A1	27 February 2014
				WO	2013097697	A1	04 July 2013
CN	111543999	A	18 August 2020	None			
US	2014171817	A1	19 June 2014	None			
US	2005284476	A1	29 December 2005	WO	2006012205	A2	02 February 2006
				US	2009293877	A1	03 December 2009
				JP	2008504068	A	14 February 2008
				EP	1765442	A2	28 March 2007

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2022/103904

<p><b>A. 主题的分类</b></p> <p>A61M 16/00 (2006.01)i; A61B 5/08 (2006.01)i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																										
<p><b>B. 检索领域</b></p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>A61M, A61B</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>CNABS, CNTXT, VEN, OETXT:呼气末, 气道压力, 流速, 流量, 流率, 模型, 方程, 食道, 食管, PEEPi, pressure, airway, trach+, esophag+, gullet+</p>																										
<p><b>C. 相关文件</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2021016035 A1 (CONVERGENT ENG INC) 2021年1月21日 (2021 - 01 - 21) 说明书第[0052]-[0138]段、附图1-17</td> <td>14-18, 32-38</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 110545872 A (皇家飞利浦有限公司) 2019年12月6日 (2019 - 12 - 06) 说明书第[0020]-[0070]段、附图1-8</td> <td>1-13, 19-31, 37, 38</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>“基于主动模拟肺的通气模式关键技术研究” 国防科学技术大学博士学位论文, 2009年6月1日 (2009 - 06 - 01), 第51-64页</td> <td>1-13, 19-31, 37, 38</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 103182120 A (北京谊安医疗系统股份有限公司) 2013年7月3日 (2013 - 07 - 03) 全文</td> <td>1-38</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 111543999 A (律维施泰因医学技术股份有限公司) 2020年8月18日 (2020 - 08 - 18) 全文</td> <td>1-38</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2014171817 A1 (BLANCH PAUL B等) 2014年6月19日 (2014 - 06 - 19) 全文</td> <td>1-38</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2005284476 A1 (BLANCH PAUL B等) 2005年12月29日 (2005 - 12 - 29) 全文</td> <td>1-38</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	US 2021016035 A1 (CONVERGENT ENG INC) 2021年1月21日 (2021 - 01 - 21) 说明书第[0052]-[0138]段、附图1-17	14-18, 32-38	Y	CN 110545872 A (皇家飞利浦有限公司) 2019年12月6日 (2019 - 12 - 06) 说明书第[0020]-[0070]段、附图1-8	1-13, 19-31, 37, 38	Y	“基于主动模拟肺的通气模式关键技术研究” 国防科学技术大学博士学位论文, 2009年6月1日 (2009 - 06 - 01), 第51-64页	1-13, 19-31, 37, 38	A	CN 103182120 A (北京谊安医疗系统股份有限公司) 2013年7月3日 (2013 - 07 - 03) 全文	1-38	A	CN 111543999 A (律维施泰因医学技术股份有限公司) 2020年8月18日 (2020 - 08 - 18) 全文	1-38	A	US 2014171817 A1 (BLANCH PAUL B等) 2014年6月19日 (2014 - 06 - 19) 全文	1-38	A	US 2005284476 A1 (BLANCH PAUL B等) 2005年12月29日 (2005 - 12 - 29) 全文	1-38
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
X	US 2021016035 A1 (CONVERGENT ENG INC) 2021年1月21日 (2021 - 01 - 21) 说明书第[0052]-[0138]段、附图1-17	14-18, 32-38																								
Y	CN 110545872 A (皇家飞利浦有限公司) 2019年12月6日 (2019 - 12 - 06) 说明书第[0020]-[0070]段、附图1-8	1-13, 19-31, 37, 38																								
Y	“基于主动模拟肺的通气模式关键技术研究” 国防科学技术大学博士学位论文, 2009年6月1日 (2009 - 06 - 01), 第51-64页	1-13, 19-31, 37, 38																								
A	CN 103182120 A (北京谊安医疗系统股份有限公司) 2013年7月3日 (2013 - 07 - 03) 全文	1-38																								
A	CN 111543999 A (律维施泰因医学技术股份有限公司) 2020年8月18日 (2020 - 08 - 18) 全文	1-38																								
A	US 2014171817 A1 (BLANCH PAUL B等) 2014年6月19日 (2014 - 06 - 19) 全文	1-38																								
A	US 2005284476 A1 (BLANCH PAUL B等) 2005年12月29日 (2005 - 12 - 29) 全文	1-38																								
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。 <input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																										
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p> <p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&amp;” 同族专利的文件</p>																										
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2022年9月22日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2022年9月29日</p>																								
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>		<p>授权官员</p> <p>沈研研</p> <p>电话号码 (86-10)62085634</p>																								

## 第III栏 缺乏发明单一性的意见(续第1页第3项)

本国际检索单位在该国际申请中发现多项发明，即：

[1] 权利要求1-13要求保护检测呼吸末正压的方法，权利要求14-18要求保护检测内源性呼气末正压的方法，权利要求19-31要求保护检测呼吸末正压的医疗设备，权利要求32-36要求保护检测检测内源性呼气末正压的医疗设备。独立权利要求1或19与独立权利要求14或32之间不具有相同或相应的技术特征，不属于一个总的发明构思，因而不满足发明单一性的要求，不符合PCT实施细则13.1的规定。

1.  由于申请人按时缴纳了被要求缴纳的全部附加检索费，本国际检索报告涉及全部可作检索的权利要求。
2.  由于无需付出有理由要求附加费的劳动即能对全部可检索的权利要求进行检索，本单位未通知缴纳任何加费。
3.  由于申请人仅按时缴纳了部分被要求缴纳的附加检索费，本国际检索报告仅涉及已缴费的那些权利要求，具体地说，是权利要求：
4.  申请人未按时缴纳被要求缴纳的附加检索费。因此，本国际检索报告仅涉及权利要求书中首先提及的发明；包含该发明的权利要求是：

对异议的意见

- 申请人缴纳了附加检索费，同时提交了异议书，适用时，缴纳了异议费。
- 申请人缴纳了附加检索费，同时提交了异议书，但未在通知书规定的时间期限内缴纳异议费。
- 缴纳附加检索费时未提交异议书。

国际检索报告  
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2022/103904

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
US	2021016035	A1	2021年1月21日	WO	2021011748	A1	2021年1月21日
				EP	3998940	A1	2022年5月25日
CN	110545872	A	2019年12月6日	US	2019374733	A1	2019年12月12日
				WO	2018153964	A1	2018年8月30日
				JP	2020508194	A	2020年3月19日
				EP	3585465	A1	2020年1月1日
CN	103182120	A	2013年7月3日	MX	2013011849	A	2013年11月1日
				BR	112013026139	A2	2021年1月19日
				US	2014053840	A1	2014年2月27日
				WO	2013097697	A1	2013年7月4日
CN	111543999	A	2020年8月18日	无			
US	2014171817	A1	2014年6月19日	无			
US	2005284476	A1	2005年12月29日	WO	2006012205	A2	2006年2月2日
				US	2009293877	A1	2009年12月3日
				JP	2008504068	A	2008年2月14日
				EP	1765442	A2	2007年3月28日