

(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
2019年11月7日 (07.11.2019)



(10) 国际公布号
WO 2019/210470 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61M 16/00 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2018/085390
- (22) 国际申请日: 2018年5月2日 (02.05.2018)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (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科技南12路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。东南大学附属中大医院 (ZHONGDA HOSPITAL SOUTHEAST UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国江苏省南京市丁家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。
- (72) 发明人: 刘玲 (LIU, Ling); 中国江苏省南京市丁家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。刘京雷 (LIU, Jinglei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南12路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。杨毅 (YANG, Yi); 中国江苏省南京市丁家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。周小勇 (ZHOU, Xiaoyong); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南12路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。潘纯 (PAN, Chun); 中国江苏省南京市丁

- 家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。颜永生 (YAN, Yongsheng); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南12路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。谢剑锋 (XIE, Jianfeng); 中国江苏省南京市丁家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。刘松桥 (LIU, Songqiao); 中国江苏省南京市丁家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。邱海波 (QIU, Haibo); 中国江苏省南京市丁家桥87号, Jiangsu 210009 (CN)。
- (74) 代理人: 深圳舍穆专利代理事务所 (特殊普通合伙) (SHENZHEN SERMON PATENT FIRM); 中国广东省深圳市宝安区新安街道留芳路6号庭威产业园3栋4楼C区, Guangdong 518152 (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, IR, IS, 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, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(54) Title: RESPIRATOR AND VENTILATION CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 发明名称: 呼吸机和呼吸机的通气控制方法

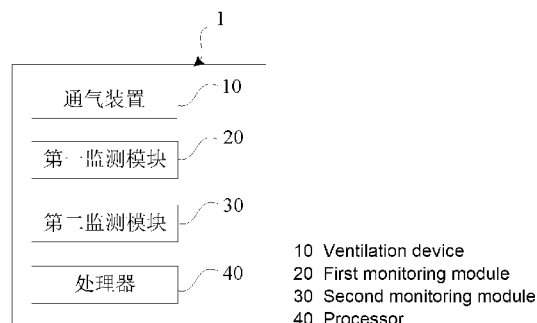


图 1

(57) Abstract: Disclosed is a respirator (1), comprising: a ventilation device (10) used for providing ventilation airflow to a patient; a first monitoring module (20) used for monitoring the pressure and/or flow velocity with which the ventilation device ventilates the patient; a second monitoring module (30) used for measuring a pressure change that reflects the self-respiratory effort of the patient; and a processor (40) identifying an inspiratory trigger moment and an expiratory trigger moment of the patient according to the measured pressure change that reflects the self-respiratory effort of the patient.

(57) 摘要: 一种呼吸机 (1), 包括: 通气装置 (10), 用于向患者提供通气气流; 第一监测模块 (20), 用于监测通气装置给患者通气的压力和/或流速; 第二监测模块 (30), 用于测量反映患者自主呼吸努力的压力变化; 以及处理器 (40), 根据测得的反映患者自主呼吸努力的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

WO 2019/210470 A1

(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)。

根据细则4.17的声明:

- 关于发明人身份(细则4.17(i))
- 关于申请人有权申请并被授予专利(细则4.17(ii))
- 发明人资格(细则4.17(iv))

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

呼吸机和呼吸机的通气控制方法

技术领域

- 5 本公开大体涉及医疗器械技术领域，具体地涉及一种呼吸机和呼吸机的通气控制方法。

背景技术

- 10 在现代临床医学中，呼吸机作为一项能人工替代自主通气功能的有效手段，已普遍用于各种原因所致的呼吸衰竭、大手术期间的麻醉呼吸管理、呼吸支持治疗和急救复苏中，在现代医学领域内占有十分重要的位置。其中，作为呼吸机的关键性能指标之一的人机同步性更得到人们的重点关注。

- 15 人机同步是指呼吸机的呼吸周期与患者的呼吸周期同步。其中，呼吸周期通常包括四个阶段，分别是吸气触发、吸气过程、呼气切换和呼气过程。呼吸机的呼吸周期与患者的呼吸周期是否同步，通常是比较呼吸机的吸气触发与患者的吸气触发是否同步以及比较呼吸机的呼气切换与患者的呼气切换是否同步。如果人机不同步会导致患者呼吸不平稳，人机对抗等问题，可能会对患者病情不利。

- 20 目前，呼吸机基本上都是采用外部测量的气道压或气道流速来判断患者的吸气触发或呼气切换。比如判断吸气触发时，当气道压低于PEEP-压力触发灵敏度时判断为患者触发吸气，或者当测量的患者的气道流速大于设置的流速触发灵敏度时判断为患者触发吸气。判断呼气切换时，一般采用吸气峰值流速的百分比作为切换条件，比如当吸气
25 流速低于吸气峰值流速的 25%时判断为呼气切换。

- 然而，当前吸气触发或呼气切换的判断方式存在如下问题：第一，由于患者的呼吸努力先体现在呼吸肌收缩，然后反映到气道处，现有的测量气道压或气道流速来判断患者的吸气触发或呼气切换，使得体外传感器测量的信号相较于患者实际触发努力存在延时，这样需要患者
30 额外做功来触发吸气或呼气，或者患者自主呼吸强度无法达到触发

阈值而产生无效触发；第二，在管路系统中负责气密性的气囊处不可避免的存在泄漏，使得呼吸机内的传感器与患者气道间的管路系统不可避免的存在泄漏，管路系统会导致体外监测信号由于泄漏而不准确，从而导致呼吸机发生误触发或触发延迟的情况，另外管路积水和管路震动也会导致呼吸机发生误触发或触发延迟的情况。

发明内容

本公开是鉴于上述情况而作出的，通过压力变化来控制呼吸机的通气模式。本公开能够减小延时，避免无效触发，并能够避免呼吸机内的传感器与患者气道间的管路系统带来的误触发或触发延迟的问题。

为此，本公开的第一方面提供了一种呼吸机，其特征在于，包括：通气装置，向患者提供通气气流；第一监测模块，监测所述通气装置给患者通气的压力和/或流速；第二监测模块，测量反映患者自主呼吸努力的压力变化；以及处理器，根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

在本公开中，通气装置向患者提供通气气流，所述通气的压力和/或流速被第一监测模块监测，第二监测模块反映患者自主呼吸努力的压力变化，处理器根据所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。由此，能够解决根据气道压或气道流速判定患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻所带来的延迟问题，另外，反映患者自主呼吸努力的压力变化能够避免泄露问题。

在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述处理器根据所述自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个识别所述吸气触发时刻或所述呼气触发时刻。在这种情况下，准确识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述压力变化包括患者的食道压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。在这种情况下，能够根据食道压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，识别到吸气触发后，控制所述通气装置由呼气相切换到吸气相，识别到呼气触发后，控制所述通气装置由吸气相切换到呼气相。在这种情况下，能够帮助患者呼气或吸气。

5 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，识别到吸气触发和呼气触发后，输出所述吸气触发时刻和所述呼气触发时刻。在这种情况下，能够读出患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

10 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，识别到吸气触发和呼气触发后，计算人机同步信息。在这种情况下，能够判断呼吸机的人机同步性。

15 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述第二监测模块获得所述压力变化的幅度和所述压力变化的趋势，所述处理器在所述压力变化呈下降趋势且所述压力变化的幅度达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化呈上升趋势且所述压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

20 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述压力变化的幅度为所述第二监测模块测得的压力与呼气末压力的差值。在这种情况下，能够基于压力变化的幅度识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

25 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述第一阈值和所述第二阈值均为固定阈值或可变阈值。在这种情况下，可以根据医护人员的经验设置或调整阈值。呼吸机也可以根据历史数据（如机器学习）自动调整阈值。

30 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述第二监测模块获得所述压力变化的速度，所述处理器在所述压力变化的速度从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化的速度减小至零附近时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

35 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述压力变化的幅度为实测压力与预测压力的变化幅度，且所述第一阈值和所述第二阈值均大于零。在这种情况下，能够基于压力变化的幅度识别患者的吸气触

发时刻或呼气切换时刻。

在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述预测压力通过对所述实测压力进行拟合预测获得。在这种情况下，能够获得预测压力。

5 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述第二监测模块获得反映患者自主呼吸努力的压力波形，所述处理器对所述压力波形提取包络，并根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。在这种情况下，基于包络能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

10 在本公开的第一方面所涉及的呼吸机中，所述根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：根据所述包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。在这种情况下，能够基于包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

15 本公开的第二方面提供了一种呼吸机的通气控制方法，其特征在于，包括：通过通气装置向患者提供通气气流；监测所述通气装置给患者提供的通气的压力和/或流速；测量反映患者自主呼吸努力的压力变化；并且根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

20 在本公开中，通过通气装置向患者提供通气气流，监测所述通气的压力和/或流速，测量反映患者自主呼吸努力的压力变化，并根据所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。由此，能够解决根据气道压或气道流速判定患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻所带来的延迟问题，另外，反映患者自主呼吸努力的压力变化能够避免泄露问题。

25 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，根据所述自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个识别所述吸气触发时刻或所述呼气触发时刻。在这种情况下，准确识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

30 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述压力变化包括患者的食道压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。在这种情况下，能够根据食道压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化识别

患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

5 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，识别到吸气触发时刻后，控制所述通气装置由呼气相切换到吸气相，识别到呼气触发时刻后，控制所述通气装置由吸气相切换到呼气相。在这种情况下，能够帮助患者呼气或吸气。

在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，所述通气控制方法还包括：输出所述吸气触发时刻和所述呼气触发时刻。在这种情况下，能够识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

10 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，所述通气控制方法还包括：计算人机同步信息。在这种情况下，能够判断呼吸机的人机同步性。

15 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述反映患者自主呼吸努力的压力变化为所述压力变化的幅度和趋势；所述根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：在所述压力变化呈下降趋势且所述压力变化的幅度达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化呈上升趋势且所述压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

20 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述压力变化的幅度为实测压力与呼气末压力的变化幅度。在这种情况下，能够基于压力变化的幅度识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

25 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述第一阈值和所述第二阈值均为固定阈值或可变阈值。在这种情况下，可以根据医护人员的经验设置或调整阈值。

30 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述反映患者自主呼吸努力的压力变化为所述压力变化的速度；所述根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：在所述压力变化的速度从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化的速度减小至零附近时，

识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

5 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述压力变化的幅度为实测压力与预测压力的变化幅度，且所述第一阈值和所述第二阈值均大于零。在这种情况下，能够基于压力变化的幅度识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述预测压力通过对所述实测压力进行拟合预测获得。在这种情况下，能够获得预测压力。

10 在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述测量反映患者自主呼吸努力的压力变化具体为：获得反映患者自主呼吸努力的压力波形，对所述压力波形提取包络；所述根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。
15 在这种情况下，基于包络能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

在本公开的第二方面所涉及的呼吸机的通气控制方法中，所述根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：根据所述包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。在这种情况下，能够基于包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼
20 气触发时刻。

通过本发明提供的呼吸机，可以提高呼吸气通气同步，减少吸气和呼气触发延迟，避免无效触发，避免由于呼吸管路系统泄漏、积水及振动等导致的呼吸误触发或触发延迟。

25

附图说明

现在将仅通过参考附图的例子进一步详细地解释本公开的实施例，其中：

图 1 是本公开所涉及的呼吸机的结构示意图。

30 图 2 是本公开所涉及的一种呼吸机的通气控制方法流程示意图。

图 3 是本公开所涉及食道压力的波形示意图。

图 4 是本公开所涉及的食道压的预测压力的波形示意图。

图 5 是图 4 所涉及的食道压的斜率曲线示意图。

图 6 是本公开所涉及的食道压力波形示意图。

图 7 是本公开所涉及的另一呼吸机的通气控制方法流程示意图。

5 图 8 是本公开实施例所涉及的呼吸机的人机同步的判断方法流程示意图。

图 9a 是本公开所涉及的气道压的波形示意图。

图 9b 是本公开所涉及的气道流速的波形示意图。

10 具体实施方式

以下，参考附图，详细地说明本公开的优选实施例。在下面的说明中，对于相同的部件赋予相同的符号，省略重复的说明。另外，附图只是示意性的图，部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

15 需要说明的是，本公开中的术语“包括”和“具有”以及它们的任何变形，例如所包括或所具有的一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元，而是可以包括或具有没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。本领域技术人员将认识到可以用于本公开的实践中的与本公开所描述的那些相似或等同的许多方法和材料。实际上，
20 本公开决不限于所描述的方法和材料。

另外，在本公开的下面描述中涉及的小标题等并不是为了限制本发明的内容或范围，其仅仅是作为阅读的提示作用。这样的小标题既不能理解为用于分割文章的内容，也不应将小标题下的内容仅仅限制
25 在小标题的范围内。除非另有定义，本公开所使用的技术和科学术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解相同的含义。

本公开提供一种呼吸机 1。图 1 是本公开所涉及的呼吸机的结构示意图。

30 在一些示例中，如图 1 所示，呼吸机 1 可以包括通气装置 10，第一监测模块 20，第二监测模块 30 和处理器 40。

在一些示例中，通气装置 10 可以向患者提供通气气流。也即通气装置 10 通过向患者通气以帮助患者呼吸。

5 在一些示例中，通气装置 10 可以具有为患者提供吸入气体的吸气相和帮助患者呼气的呼气相。也即，通气装置 10 可以帮助患者吸气或帮助患者呼气。

在一些示例中，通气装置 10 向患者提供的吸入气体可以是氧气，还可以是空气与氧气的混合气体。但本公开的示例不限于此，吸入气体还可以是氮氧混合气体。吸入气体可以是例如医院的中央供气系统提供的压缩气体，也可以来源于环境中的气体。

10 在一些示例中，通气装置 10 还可以包括流量调节装置。流量调节装置可以实现控制通气气流的气压和/或流速。

在一些示例中，如图 1 所示，呼吸机 1 还可以包括第一监测模块 20。第一监测模块 20 可以监测通气装置 10 给患者通气的压力和/或流速。

15 在另一些示例中，第一监测模块 20 可以测量患者气道压或气道流速中的至少一种。

20 在一些示例中，第一监测模块 20 可以包括压力传感器和流量传感器中的至少一种。第一监测模块 20 中的压力传感器可以监测通气装置 10 给患者通气的压力或患者气道压，流量传感器可以监测通气装置 10 给患者通气的流速或气道流速。

在一些示例中，如图 1 所示，呼吸机 1 还可以包括第二监测模块 30。第二监测模块 30 可以测量反映患者自主呼吸努力的压力变化。处理器 40 可以根据测得的反映患者自主呼吸努力的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

25 30 在一些示例中，压力变化可以包括患者的食道压、胸腔压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。具体而言，第二监测模块 30 可以选择测量患者的食道压、胸腔压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的至少一种压力。在一些示例中，第二监测模块 30 可以包括压力采样管。压力采样管可以是食道压力采样管、胸腔压力采样管和隆突压采样管中的至少一种。将食道压力采样管插入患者食道可以获取食道压。将胸腔压力采样管插入患者

胸膜腔可以获取胸腔压。将隆突压力采样管插入患者隆突处可以获取隆突压。处理器 40 能够根据食道压、胸腔压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

5 在一些示例中，处理器 40 可以根据自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个识别吸气触发时刻或呼气触发时刻。在这种情况下，准确识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

其中，压力变化的速度可以是指压力变化值增减的快慢。压力变化的趋势可以是指压力的变化趋势。压力变化的幅度可以是指压力变化值的大小。压力变化值有时也可以称为压力的差值。

10 在一些示例中，处理器 40 可以获得压力变化的幅度和压力变化的趋势。压力变化的幅度可以为第二监测模块 30 测得的压力与呼气末压力的差值。用于计算压力变化幅度的呼气末压力可以为前一呼吸周期的呼气末压力，也可以为前设定呼吸周期的呼气末压力的均值，还可以是医护人员根据经验设置并存储在呼吸机中的经验值。

压力变化的速度可以是指第二监测模块 30 测得的压力的斜率，有时也可以称为压力梯度值。

20 第二监测模块 30 测得的压力可以是离散信号。处理器 40 可以通过对第二监测模块 30 获得的压力进行差分运算，以获取压力变化的速度。当然，压力变化的速度还可以通过对预设时间内第二监测模块 30 获得的短时压力进行直线拟合以计算其斜率得到，预设时间段可以是 200ms 至 600ms。

25 在另一些示例中，处理器 40 可以获得压力变化的幅度和压力变化的趋势。压力变化的幅度可以为第二监测模块 30 测得的实测压力与预测压力的变化幅度。也即实测压力与预测压力的差值的大小。

在一些示例中，预测压力可以通过对实测压力进行拟合预测，得到预测压力。

30 在一些示例中，拟合预测是基于不少于两个采样点建立一个模型去逼近实际数据序列的过程。

5 在一些示例中，处理器 40 在第二监测模块 30 测得的压力变化呈下降趋势且压力变化的幅度达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在第二监测模块 30 测得的压力变化呈上升趋势且压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，基于压力变化的幅度和趋势能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

10 在一些示例中，第一阈值和第二阈值均为固定阈值或可变阈值。在这种情况下，可以根据医护人员的经验设置或调整阈值。其中，固定阈值是呼吸机内部设定的不可变更的阈值。可变阈值是呼吸机设置的可以人为更改的阈值。在这种情况下，第一阈值和第二阈值可以根据医护人员的经验设置或调整。当然，第一阈值和第二阈值还可以是由机器通过历史数据学习得到。

15 在一些示例中，处理器 40 在第二监测模块 30 测得的压力变化的速度从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻，在测得的压力变化的速度减小至零附近时，识别患者处于呼气切换时刻。也即，当压力梯度值过零点且逐渐减小时，识别患者处于吸气触发时刻，当压力梯度值减小至零点时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

20 在一些示例中，处理器 40 根据第二监测模块 30 获得压力变化的幅度和压力变化的趋势识别吸气触发时刻和呼气切换时刻。具体地，处理器 40 在第二监测模块 30 测得的压力变化呈下降趋势且压力变化的幅度达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在测得的压力变化呈上升趋势且压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，基于压力变化的幅度和趋势能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

25 在另一些示例中，处理器 40 对第二监测模块 30 测得的压力波形提取包络，并根据包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。在这种情况下，基于包络能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

30 在一些示例中，压力波形可能包括心跳导致压力波动等干扰信号。处理器 40 可以对压力波形进行滤波处理，以滤除心跳等干扰信号。

在一些示例中，根据包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：根据包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。在这种情况下，能够基于包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

5 在一些示例中，当压力波形处于波峰时，处理器 40 识别患者的吸气触发时刻，当压力波形处于波谷时，处理器 40 识别患者的呼气切换时刻。

10 在一些示例中，吸气触发时刻也不一定对应压力波形的波峰，可以认为压力波形上升或下降到波峰的第一设定比例时即为吸气触发时刻，或者可以认为波峰对应时刻往后延迟第一设定时间为吸气触发时刻。同样，呼气切换时刻也不一定对应压力波形的波峰，可以认为压力波形下降到上升波谷的第二设定比例时即为呼气切换时刻，或者可以认为波谷对应时刻往后延迟第二设定时间为吸气触发时刻。

15 在一些示例中，处理器 40 在识别到吸气触发时刻后，还可以控制通气装置 10 由呼气相切换到吸气相，或在识别到呼气触发时刻后，控制通气装置 10 由吸气相切换到呼气相。在这种情况下，能够帮助患者呼气或吸气。

20 在一些示例中，识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，处理器 40 可以计算人机同步信息。在这种情况下，能够判断呼吸机的人机同步性。人机同步的判断方法后续进行详细描述。

在一些示例中，呼吸机 1 还可以包括显示模块（图未示）。处理器 40 在识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，输出吸气触发时刻和呼气触发时刻，并在显示模块显示吸气触发时刻和呼气触发时刻。在这种情况下，能够读出患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

25 在本公开中，通气装置 10 向患者提供通气气流，通气的压力和/或流速被第一监测模块 20 监测，第二监测模块 30 反映患者自主呼吸努力的压力变化，处理器 40 可以根据压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。由此，能够解决根据气道压或气道流速判定患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻所带来的延迟问题，另外，反映患者自主呼吸努力的压力变化能够避免泄露问题。

30

在一些示例中，呼吸机 1 还可以测量气道压和/或气道流速。当气

道压呈下降趋势和/或气道流速呈上升趋势时处理器 40 识别患者处于吸气触发时刻，当气道压呈上升趋势和/或气道流速呈下降趋势时，处理器 40 识别患者处于呼气切换时刻。另外，处理器 40 可以根据气道压和/或气道流速目标，控制吸气相和呼气相的气压和/或流速。气道压和/或气道流速目标可以是预设的压力值或流速值。

在一些示例中，呼吸机 1 还可以同时测量气道压和/或气道流速。和反映患者自主呼吸努力的压力变化。基于上述气道压和/或气道流速的判别和上述反映患者自主呼吸努力的压力变化的判别，识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻，以使呼吸机 1 的通气切换更加准确。

上述是本公开涉及的呼吸机，下面结合流程图和波形图详细描述本公开涉及的通气控制方法。上述的压力变化与下述的压力变化是一个概念。

现有的呼吸机的通气控制方法通常是通过测量患者的气道压或气道流速，以实现呼吸机的通气控制。然而本公开涉及的呼吸机的通气控制方法，主要通过测量反映患者自主呼吸努力的压力变化，并且根据测得的反映患者自主呼吸努力的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。所测得的反映患者自主呼吸努力的压力采样位置在病人体内，能够避免管路泄漏问题带来的影响。

本公开提供一种呼吸机的通气控制方法。图 2 是本公开所涉及的一种呼吸机的通气控制方法流程示意图。

在一些示例中，如图 1 所示，呼吸机的通气控制方法包括通过通气装置向患者提供通气气流（步骤 S100）；监测通气装置给患者提供的通气的压力和/或流速（步骤 S200）；测量反映患者自主呼吸努力的压力变化（步骤 S300）；并且根据测得的反映患者自主呼吸努力的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻（步骤 S400）。

在一些示例中，步骤 S100 中，通过通气装置向患者提供通气。通气装置 10 可以具有为患者提供吸入气体的吸气相和帮助患者呼气的呼气相。通气装置 10 可以参见上述呼吸机 1 中的描述。

在一些示例中，吸气相提供的气体可以是氧气，还可以是空气与氧气的混合气体。但本公开的示例不限于此，吸入气体还可以是氮氧混合气体。吸入气体可以是例如医院的中央供气系统提供的压缩气

体，也可以来源于环境中的气体。

在一些示例中，呼吸机的通气控制方法可以包括监测通气装置给患者提供的通气的压力和/或流速（步骤 S200）。

5 但本公开的示例不限于此，步骤 S200 还可以测量患者气道压或气道流速中的至少一种。

在步骤 S200 中，通气的压力或患者气道压可以通过压力传感器测量。提供的通气的流速或患者气道流速可以通过流量传感器测量。

在一些示例中，如图 2 所示，呼吸机的通气控制方法还可以包括测量反映患者自主呼吸努力的压力变化（步骤 S300）。

10 在步骤 S300 中，压力变化可以包括患者的食道压、胸腔压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。由此，由于上述测量的压力（如食道压和胸腔压）部位不存在气流，能够避免泄露导致的误触发等问题。

15 上述的几种压力变化可以代表患者自主呼吸努力时肌肉处的压力变化。由于人体呼吸的吸气指令（或呼气指令）通常先由肌肉执行，然后反映到气道。其中，肌肉到气道之间耗时最长，因此，相比于测量气道压或气道流速，测量上述的压力变化可以省去上述通路中耗时最长的一段时间，能够在一定程度上解决测量气道压或气道流速时带来的延时问题。

20 在一些示例中，步骤 S300 可以通过压力采样管测量反映患者自主呼吸努力的压力变化。压力采样管可以是食道压力采样管、胸腔压力采样管和隆突压采样管中的至少一种。

在一些示例中，压力采样管中可以包括压力传感器。压力传感器可以用于获取反映患者自主呼吸努力的压力。

25 在一些示例中，步骤 S300 中自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个。

30 在一些示例中，步骤 S300 可以获得压力变化的幅度和压力变化的趋势。压力变化的幅度可以为测得的压力与呼气末压力的差值。呼吸机在呼气相时，当患者处于呼气末时，测得的压力为呼气末压力。呼气末压力可以是上次呼气末压力，还可以是前面预设次呼吸周期的呼

气末压力均值。其中上次呼气末压力是指测得的压力的前一个周期的呼气末压力。

5 在一些示例中，可以获得食道压变化的幅度和趋势，反映患者自主呼吸努力。具体而言，当患者自主吸气时，由于呼吸肌的收缩，导致胸腔容积增大，进而使的胸腔压（食道压）减小。在患者处于吸气末段时，由于患者自主吸气趋近结束，呼吸肌逐渐舒张，患者的胸腔压（食道压）逐渐升高。图 3 是本公开所涉及的食道压力的波形示意图。图 3 可以反映食道压变化趋势。食道压变化的幅度可以为测得的食道压与呼气末食道压的差值。

10 在一些示例中，步骤 S300 可以获得压力变化的幅度和压力变化的趋势。压力变化的幅度可以为得的实测压力与预测压力的变化幅度。也即实测压力与预测压力的差值的大小。预测压力可以通过对实测压力进行拟合预测获得。拟合预测是基于不少于两个采样点建立一个模型去逼近实际数据序列的过程。

15 在一些示例中，可以获得食道压变化的幅度和趋势。图 4 是本公开所涉及的食道压的预测压力的波形示意图。图 4 可以反映实测压力和预测压力关系，以及实测压力的趋势。如图 4 所示，波形 A 为实测食道压力，波形 B 为预测食道压力。

20 在另一些示例中，步骤 S300 可以获得压力变化的速度。压力变化的速度可以是指测得的压力的斜率，有时也可以称为压力梯度值。

在一些示例中，测得的压力可以是离散信号。压力变化的速度可以通过对获得的压力进行差分运算获取。当然，压力变化的速度还可以通过预设时间内的短时压力进行直线拟合以计算其斜率得到，预设时间段可以是 200ms 至 600ms。

25 在一些示例中，可以获得食道压变化的速度，也即可以获得食道压梯度值。图 5 是图 4 所涉及的食道压的斜率曲线示意图。图 5 可以反映食道压变化的速度。

在一些示例中，步骤 S300 获得反映患者自主呼吸努力的压力波形后，可以进一步对压力波形提取包络。

30 在一些示例中，对压力波形进行短时均方根计算，获得压力波形的包络。

在一些示例中，可以获得食道压波形。图 6 是本公开所涉及的食道压力波形示意图。图 6 中的曲线 A 是食道压波形。由于食道压的采集位置靠近患者的心脏，故受心跳振动的干扰，曲线 A 中存在许多干扰信号。

5 在一些示例中，呼吸机的通气控制方法还可以包括根据测得的反映患者自主呼吸努力的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻（步骤 S400）。

10 在步骤 S400 中，由于测得的压力变化可以包括患者的食道压、胸腔压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。由此，能够根据食道压、胸腔压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

15 在一些示例中，步骤 S400 可以根据自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个识别吸气触发时刻或呼气触发时刻。在这种情况下，准确识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

20 在步骤 S400 中，当反映患者自主呼吸努力的压力变化为压力变化的幅度和趋势时，步骤 S400 的具体方法为：在压力变化呈下降趋势且压力变化的幅度达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在压力变化呈上升趋势且压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

在本实施方式中，压力变化的幅度为实测压力与呼气末压力的变化幅度。由此，步骤 S400 根据实测压力与呼气末压力的变化幅度，并结合实测压力的趋势识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

25 具体而言，步骤 S400 可以获得实测压力与呼气末压力值的第一差值。第一差值的大小可以反映实测压力变化的幅度。由此，在步骤 S400 中，实测压力变化呈下降趋势且第一差值达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在实测压力变化呈上升趋势且第一差值达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。

30 在一些示例中，第一阈值和第二阈值均为固定阈值或可变阈值。在这种情况下，可以根据医护人员的经验设置或调整阈值。其中，固

定阈值是呼吸机内部设定的不可变更的阈值。可变阈值是呼吸机设置的可以人为更改的阈值。在这种情况下，第一阈值和第二阈值可以根据医护人员的经验设置或调整。当然，第一阈值和第二阈值还可以是由机器通过历史数据学习得到。

5 在一些示例中，实测压力可以为食道压。也即，可以获得食道压变化的幅度和趋势。如图 3 所示，例如，规定直线 L1 与食道压波形图的交点满足第一差值达到第一阈值的条件，且直线 L2 与食道压波形图的交点满足第一差值达到第二阈值的条件。

10 在一些示例中，如图 3 所示，食道压呈下降趋势且食道压减小至直线 L1 与食道压波形图的交点时，患者处于吸气触发时刻。图中的 a1、a2、a3 处分别代表不同周期下的吸气触发时刻。吸气触发时刻不限于图 3 中的 a1、a2、a3。用 am 处可以代表呼吸机不同呼吸周期下的吸气触发时刻。其中 m 可以取 1、2、3、4、5、6 等。

15 在一些示例中，如图 3 所示，食道压呈上升趋势且当食道压增大至直线 L2 与食道压波形图的交点时，患者处于呼气切换时刻。图中的 b1、b2、b3 处分别代表不同周期下的呼气切换时刻。同 am 类似，bm 处可以代表呼吸机不同呼吸周期下的呼气触发时刻，其中 m 可以取 1、2、3、4、5、6 等。

20 在另一实施方式中，压力变化的幅度为实测压力与预测压力的变化幅度，实测压力与预测压力的变化幅度即为预测压力与实测压力的差值。由此，步骤 S400 根据实测压力与预测压力的变化幅度，并结合实测压力的趋势识别患者的的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

在本实施方式中，第一阈值和第二阈值均大于零。第一阈值和第二阈值可以与第一实施方式中的第一阈值和第二阈值数值不同。

25 在本实施方式中，第一阈值和第二阈值均大于零可以理解为实测压力小于预测压力。由于当预测压力与实测压力的差值满足第一阈值或第二阈值时，代表预测压力与实测压力的差值大于零，也即预测压力大于实测压力。

30 具体而言，步骤 S400 可以获得预测压力与实测压力的第二差值。第二差值的大小可以反映同一时刻实测压力与预测压力的变化幅度。由此，在步骤 S400 中，实测压力变化呈下降趋势且第二差值达到第一

阈值时识别患者处于吸气触发时刻，在实测压力变化呈上升趋势且第二差值达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。

5 在一些示例中，当实测压力呈下降趋势，实测压力小于预测压力，且第二差值达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻。当实测压力形呈上升趋势，预测压力大于实测压力，且第二差值达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，对第一阈值和第二阈值不限定阈值与零的关系。

其中，第一阈值和第二阈值均为固定阈值或可变阈值。当然，第一阈值和第二阈值还可以是由机器通过历史数据学习得到。

10 在一些示例中，实测压力可以为食道压。也即，可以获得食道压的实测压力和预测压力，获得食道压变化的幅度和趋势。如图 4 所示，波形 B 为食道压的实测压力，波形 B 为食道压的预测压力。

15 在一些示例中，如图 4 所示，当食道压的实测压力（波形 A）呈下降趋势，食道压的实测压力小于预测压力（波形 B），且第二差值达到第一阈值时，识别患者处于吸气触发时刻。当食道压的实测压力呈上升趋势，预测压力大于食道压的实测压力，且第二差值达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。

上述为基于压力变化的幅度和趋势的步骤 S400 的两种实施方式。

20 在一些示例中，当反映患者自主呼吸努力的压力变化为压力变化的速度时，步骤 S400 的具体方法为：在压力变化的速度从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻，在压力变化的速度减小至零附近时，识别患者处于呼气切换时刻。压力变化的速度也可以称为当压力梯度值，故当压力梯度值过零点且逐渐减小时，识别患者处于吸气触发时刻，当压力梯度值减小至零点时，识别患者处于呼气切换时刻。在这种情况下，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

25 在一些示例中，压力变化的速度可以是指测得的压力的斜率。

在一些示例中，测得的压力可以是离散信号。压力变化的速度可以通过对获得的压力进行差分运算获取。

30 在一些示例中，测得的压力可以是连续压力信号，并对连续压力信号进行求导获得连续压力信号的斜率。连续压力信号的斜率相当于压力变化的速度。

在一些示例中，实测压力可以为食道压。也即，可以获得食道压变化的速度。如图 5 所示，图 5 示出了食道压变化的速度（也称食道压梯度值）的曲线图。

5 在步骤 S23 中，通过比较食道压变化的速度与零点的关系，以及食道压变化的速度的变化趋势，也即，比较食道压梯度值与零点的关系，以及食道压梯度值的变化趋势，能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

10 在一些示例中，图 5 的纵轴代表食道压的斜率，也即，纵轴代表食道压变化的速度。如图 5 所示，当食道压梯度值从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻。当食道压梯度值减小至零附近时，识别患者处于呼气切换时刻。am 处可以代表呼吸机不同呼吸周期下的吸气触发时刻。其中 m 可以取 1、2、3、4、5、6 等。bm 处可以代表呼吸机不同呼吸周期下的呼气触发时刻，其中 m 可以取 1、2、3、4、5、6 等。

15 在一些示例中，当压力变化为获得反映患者自主呼吸努力的压力波形并对压力波形提取包络时，步骤 S400 的具体方法为：根据包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。在这种情况下，基于包络能够准确识别患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻。

20 在一些示例中，根据包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体方法为：根据包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。在这种情况下，能够基于包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

在一些示例中，当压力波形处于波峰时，识别患者的吸气触发时刻，当压力波形处于波谷时，识别患者的呼气切换时刻。

25 在一些示例中，吸气触发时刻也不一定对应压力波形的波峰，可以认为压力波形上升或下降到波峰的第一设定比例时即为吸气触发时刻，或者可以认为波峰对应时刻往后延迟第一设定时间为吸气触发时刻。同样，呼气切换时刻也不一定对应压力波形的波峰，可以认为压力波形下降或到上升波谷的第二设定比例时即为呼气切换时刻，或者
30 可以认为波谷对应时刻往后延迟第二设定时间为吸气触发时刻。

在一些示例中，压力波形可能包括心跳信号等干扰信号。可以对

压力波形进行滤波处理，以滤除心跳信号等干扰信号。

5 在一些示例中，由于干扰信号中的心跳信号频率比呼吸频率高，故对于食道压来说，心跳信号是高频干扰信号，在这种情况下，可以对初始波形进行低通滤波，以去除初始波形中的心跳信号等高频干扰信号。

在一些示例中，压力波形可以为食道压的初始波形。如图 6 所示，波形 A 为食道压的初始波形，波形 B 为食道压目标波形。目标波形为初始波形进过包络提取得到的。

10 在一些示例中，如图 6 所示，当食道压的目标波形（波形 B）处于波峰时，识别患者处于吸气触发时刻，当目标波形处于波谷时，识别患者处于呼气触发时刻。

15 在本公开中，提供通气装置向患者提供通气气流，监测通气的压力和/或流速，测量反映患者自主呼吸努力的压力变化，并根据压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。由此，能够解决根据气道压或气道流速判定患者的吸气触发时刻或呼气切换时刻所带来的延迟问题，另外，反映患者自主呼吸努力的压力变化能够避免泄露问题。

图 7 是本公开所涉及的另一呼吸机的通气控制方法流程示意图。

20 在一些示例中，如图 7 所示，呼吸机的通气控制方法还可以包括识别到吸气触发时刻后，控制通气装置由呼气相切换到吸气相，识别到呼气触发时刻后，控制通气装置由吸气相切换到呼气相（步骤 S500）。在这种情况下，能够帮助患者呼气或吸气。

在一些示例中，识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，呼吸机的通气控制方法还可以包括输出吸气触发时刻和呼气触发时刻。在这种情况下，能够识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

25 在一些示例中，识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，呼吸机的通气控制方法还可以包括计算人机同步信息。在这种情况下，能够判断呼吸机的人机同步性。

图 8 是本公开实施例所涉及的呼吸机的人机同步的判断方法流程示意图。

30 在一些示例中，如图 8 所示，呼吸机的人机同步的判断方法包括获取多个吸气触发时刻和多个呼气切换时刻（步骤 S601）。

在步骤 S601 中，呼吸机在通过进行上述的通气控制方法获取切换时相应的时刻。这些时刻中包括吸气触发时刻（见图 3 的 a1）和呼气切换时刻（见图 3 的 b1）。

5 由于患者在不间断的进行呼吸，故呼吸机在吸气相和呼气相间不断地进行切换，由此，吸气触发时刻 am（例如 a1）和呼气切换时刻 bm（例如 b1）交替出现且分别有多个。其中，图 3 示意出了有限个，但本公开的吸气触发时刻 am 和呼气切换时刻 bm 不限于图 3 中所示的个数。

10 在一些示例中，如图 8 所示，呼吸机的人机同步的判断方法还可以包括计算相邻的吸气触发时刻与呼气切换时刻的差值，获取患者吸气时间和患者呼气时间，呼气切换时刻迟于吸气触发时刻时，得到的差值为患者吸气时间，吸气触发时刻迟于呼气切换时刻时，得到的差值为患者呼气时间（步骤 S602）。

15 在步骤 S602 中，由于步骤 S601 中的吸气触发时刻与呼气切换时刻是交替出现的，且吸气触发时刻与呼气切换时刻之间患者处于吸气阶段或呼气阶段，故计算相邻的吸气触发时刻与呼气切换时刻的差值，能够获取患者吸气时间和患者呼气时间。

20 在步骤 S602 中，比较用于计算差值的吸气触发时刻和呼气切换时刻，若吸气触发时刻早于呼气切换时刻，代表患者在吸气触发时刻进入吸气阶段，并于呼气切换时刻结束吸气。故获得差值为患者吸气时间。若呼气切换时刻早于吸气触发时刻，代表患者在呼气切换时刻进入呼气阶段，并于吸气触发时刻结束吸气。故获得差值为患者呼气时间。

25 在一些示例中，如图 8 所示，呼吸机的人机同步的判断方法还可以包括计算呼吸机的机械吸气时间和机械呼气时间（步骤 S603）。

在步骤 S603 中，呼吸机的机械吸气和机械呼气时，通气装置 10 内的气压或气体流速不同，根据气压或气体流速的变化情况，记录呼吸机的机械吸气时间和机械呼气时间。

30 在一些示例中，如图 8 所示，呼吸机的人机同步的判断方法还可以包括计算患者吸气时间与机械吸气时间的吸气时间差与患者呼气时间与机械呼气时间的呼气时间差（步骤 S604）。

在一些示例中，如图 8 所示，呼吸机的人机同步的判断方法还可以包括若吸气时间差和呼气时间差都小于等于第三阈值，则呼吸机人机同步，若吸气时间差和/或呼气时间差大于第三阈值，则呼吸机人机不同步（步骤 S605）。

5 在步骤 S605，第三阈值可以是医护人员根据经验设置的阈值。通常第三阈值的时间代表着在不发生人机对抗的前提下，患者最大可容忍的误差时间。若吸气时间差和呼气时间差都小于等于第三阈值，呼吸机和患者的呼吸周期基本同步，即呼吸机人机同步。若吸气时间差和呼气时间差中至少一个大于第三阈值，则呼吸机人机不同步。

10 另外，在一些示例中，记录呼吸机吸气相起始时刻和呼气相起始时刻。通过比较患者的吸气触发时刻和呼吸机的吸气起始时刻，获得呼吸机相对于患者进入吸气相的提前时间或延迟时间。还可以比较患者的呼气切换时刻和呼气相起始时刻，获得呼吸机相对于患者进入呼气相的提前时间或延迟时间。

15 在实施方式中，通过上述的人机同步的判断方法获得的同步信息可以是患者的吸气触发时刻（或呼气出发时刻）与呼吸机的吸气触发时刻（或呼气出发时刻）的时间差。

 在实施方式中，通过上述的人机同步的判断方法获得的同步信息还可以是患者的吸气时间（或呼气时间）与呼吸机的机械吸气时间（机械呼气时间）的时间差。

20

 本实施方式不限于此，通过上述的人机同步的判断方法获得的同步信息可以是时间差与呼吸周期的比例等。其中，呼吸周期还可以用吸气周期或呼气周期替换。

 另外，在一些示例中，压力变化还可以用以确认测量压力的采样管的位置。例如，在显示模块上观察第二监测模块 30 获得的压力波形，由于波形可以反映患者的呼吸节律，若观察到的波形呼吸节律不稳定时，说明采样管的位置放置错误或者患者不能正常呼吸，在这种情况下，报警装置就会工作，以提醒医护人员。

25

 在一些实施例中，呼吸节律不稳定可以有多种体现方式，例如，波形的波峰值和波谷值没有规律，波形的频率不稳定并且波峰值和波

30

谷值的差值小于预设阈值。预设阈值可以是患者正常呼吸时，所测压力波形的波峰值和波谷值的差值。

图 9a 是本公开所涉及的气道压的波形示意图。图 9b 是本公开所涉及的气道流速的波形示意图。

5 在一些示例中，呼吸机的通气控制方法还可以包括测量气道压和/或气道流速。如图 9a 或图 9b 所示，当气道压呈下降趋势和/或气道流速呈上升趋势时，识别患者处于吸气触发时刻，当气道压呈上升趋势和/或气道流速呈下降趋势时，识别患者处于呼气切换时刻。另外，可以根据气道压和/或气道流速目标，呼吸机的通气控制方法还可以控制
10 吸气相和呼气相的气压和/或流速。气道压和/或气道流速目标可以是预设的压力值或流速值。

 在一些示例中，呼吸机的通气控制方法还可以同时测量气道压和/或气道流速和反映患者自主呼吸努力的压力变化。基于上述气道压和/或气道流速的判别和上述反映患者自主呼吸努力的压力变化的判别，
15 识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻，以使呼吸机 1 的通气切换更加准确。

 另外，上述涉及到的根据食道压力变化的通气控制方法，可以代表基于压力变化的通气控制方法。例如，胸腔压和食道压的波形基本相同，由此，基于胸腔压的通气控制方法可以类比基于食道压的通气
20 控制方法。另外，隆突压波形与食道压虽有差别，但是在方法上，基于隆突压的通气控制方法与基于食道压的通气控制方法是相似的。由此，基于隆突压的通气控制方法可以类比基于食道压的通气控制方法。在这种情况下，下述各个实施方式中涉及到基于食道压的通气控制方法可以作为基于所测压力的通气控制方法。当然，肺内压、胃内
25 压或插管末端压力也可以类比基于食道压的通气控制方法。

 以上在具体实施方式中描述了本公开的各种实施例。尽管这些描述直接描述了上述实施例，但是应该理解的是，本领域技术人员可以想到对这里示出和描述的特定实施例的修改和/或变形。落入本说明书范围内的任何这样的修改或变形也意图包括在其中。除非特别指出，
30 否则发明人的意图是说明书和权利要求书中的词语和短语被赋予普通技术人员的普通和习惯的含义。

5 另外，在一些实施例中，书面描述和所附权利要求书中阐述的数字参数是近似值，其可以根据特定实施例试图获得的期望性质而变化。在一些实施例中，数字参数应该根据所报告的有效数字的数量并通过应用普通凑整技术来解释。尽管阐述本公开的一些实施例的宽泛范围的数值范围和参数是近似值，但是在具体示例中阐述的数值是尽可能精确地报告的。在本公开的一些实施例中呈现的数值可能包含必然由其相应测试测量中发现的标准偏差导致的某些误差。这里描述的主题的各方面可以单独使用或与本公开描述的其他方面中的任何一个或多个组合使用。

权利要求书

1. 一种呼吸机，其特征在于，
包括：
通气装置，向患者提供通气气流；
5 第一监测模块，监测所述通气装置给患者通气的压力和/或流速；
第二监测模块，测量反映患者自主呼吸努力的压力变化；以及
处理器，根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸
气触发时刻或呼气触发时刻。
- 10 2. 根据权利要求 1 所述的呼吸机，其特征在于：
所述处理器根据所述自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个识别所述吸气触发时刻或所述呼气触发时刻。
- 15 3. 根据权利要求 1 所述的呼吸机，其特征在于：
所述压力变化包括患者的食道压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。
- 20 4. 根据权利要求 1 所述的呼吸机，其特征在于：
识别到吸气触发时刻后，控制所述通气装置由呼气相切换到吸气相，识别
到呼气触发时刻后，控制所述通气装置由吸气相切换到呼气相。
- 25 5. 根据权利要求 1 所述的呼吸机，其特征在于：
识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，输出所述吸气触发时刻和所述呼
气触发时刻。
6. 根据权利要求 1 所述的呼吸机，其特征在于：
识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，计算人机同步信息。
- 30 7. 根据权利要求 2 所述的呼吸机，其特征在于：
所述第二监测模块获得所述压力变化的幅度和所述压力变化的趋势，
所述处理器在所述压力变化呈下降趋势且所述压力变化的幅度达到第一

阈值时，识别患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化呈上升趋势且所述压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。

8.根据权利要求 7 所述的呼吸机，其特征在于：

5 所述压力变化的幅度为所述第二监测模块测得的压力与呼气末压力的差值。

9.根据权利要求 7 所述的呼吸机，其特征在于：

所述第一阈值和所述第二阈值均为固定阈值或可变阈值。

10

10.根据权利要求 2 所述的呼吸机，其特征在于：

所述第二监测模块获得所述压力变化的速度，

所述处理器在所述压力变化的速度从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化的速度减小至零附近时，识别患者处于呼气切换时刻。

15

11.根据权利要求 7 所述的呼吸机，其特征在于：

所述压力变化的幅度为实测压力与预测压力的变化幅度，且所述第一阈值和所述第二阈值均大于零。

20

12.根据权利要求 11 所述的呼吸机，其特征在于：

所述预测压力通过对所述实测压力进行拟合预测获得。

13.根据权利要求 1 所述的呼吸机，其特征在于：

所述第二监测模块获得反映患者自主呼吸努力的压力波形，

25

所述处理器对所述压力波形提取包络，并根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

14. 根据权利要求 13 所述的呼吸机，其特征在于：

所述根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：

30

根据所述包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

15. 一种呼吸机的通气控制方法，其特征在于，

包括：

通过通气装置向患者提供通气气流；

监测所述通气装置给患者提供的通气的压力和/或流速；

测量反映患者自主呼吸努力的压力变化；并且

5 根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

16.根据权利要求 15 所述的通气控制方法，其特征在于：

10 根据所述自主呼吸努力的压力变化的速度、趋势、幅度中的一个或多个识别所述吸气触发时刻或所述呼气触发时刻。

17.根据权利要求 15 所述的通气控制方法，其特征在于：

15 所述压力变化包括患者的食道压、肺内压、隆突压、胃内压或插管末端压力中的一个或多个的压力变化。

18.根据权利要求 15 所述的通气控制方法，其特征在于：

20 识别到吸气触发时刻后，控制所述通气装置由呼气相切换到吸气相，识别到呼气触发时刻后，控制所述通气装置由吸气相切换到呼气相。

19.根据权利要求 15 所述的通气控制方法，其特征在于：识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，所述通气控制方法还包括：

输出所述吸气触发时刻和所述呼气触发时刻。

20.根据权利要求 15 所述的通气控制方法，其特征在于：识别到吸气触发时刻和呼气触发时刻后，所述通气控制方法还包括：

25 计算人机同步信息。

21.根据权利要求 16 所述的通气控制方法，其特征在于：

所述反映患者自主呼吸努力的压力变化为所述压力变化的幅度和趋势；

30 所述根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：

在所述压力变化呈下降趋势且所述压力变化的幅度达到第一阈值时，识别

患者处于吸气触发时刻，在所述压力变化呈上升趋势且所述压力变化的幅度达到第二阈值时，识别患者处于呼气切换时刻。

5 22.根据权利要求 21 所述的通气控制方法，其特征在于：
所述压力变化的幅度为实测压力与呼气末压力的变化幅度。

23.根据权利要求 21 所述的通气控制方法，其特征在于：
所述第一阈值和所述第二阈值均为固定阈值或可变阈值。

10 24. 根据权利要求 16 所述的通气控制方法，其特征在于：所述反映患者自主呼吸努力的压力变化为所述压力变化的速度；

所述根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：

15 在所述压力变化的速度从零附近减小时，识别患者处于吸气触发时刻，在
所述压力变化的速度减小至零附近时，识别患者处于呼气切换时刻。

25.根据权利要求 21 所述的通气控制方法，其特征在于：
所述压力变化的幅度为实测压力与预测压力的变化幅度，且所述第一阈值和所述第二阈值均大于零。

20 26. 根据权利要求 25 所述的通气控制方法，其特征在于：
所述预测压力通过对所述实测压力进行拟合预测获得。

25 27. 根据权利要求 15 所述的通气控制方法，其特征在于，所述测量反映患者自主呼吸努力的压力变化具体为：

获得反映患者自主呼吸努力的压力波形，
对所述压力波形提取包络；

所述根据测得的反映患者自主呼吸努力的所述压力变化识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：

30 根据所述包络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻。

28. 根据权利要求 27 所述的通气控制方法，其特征在于：所述根据所述包

络识别患者的吸气触发时刻或呼气触发时刻具体为：

根据所述包络的波峰、波谷识别患者的吸气触发时刻和呼气触发时刻。

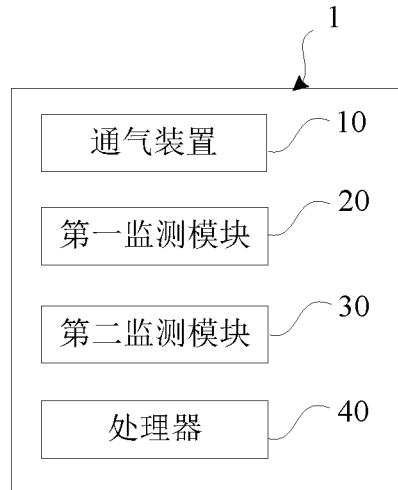


图 1

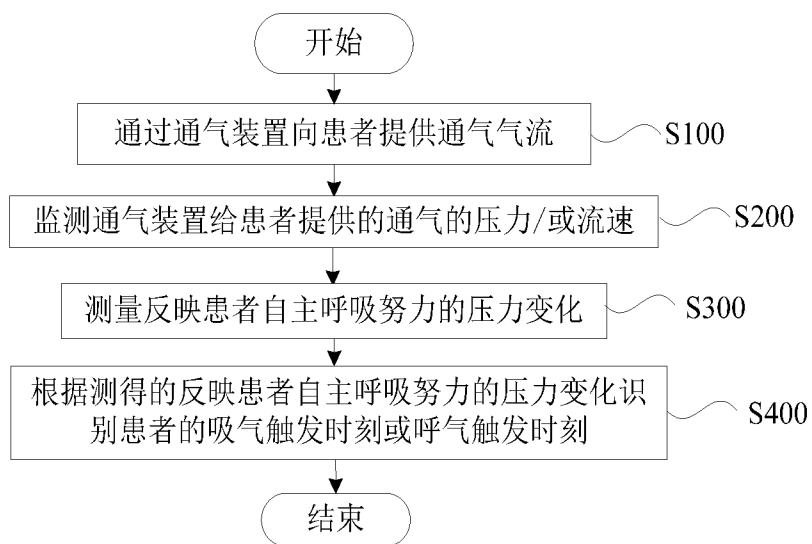


图 2

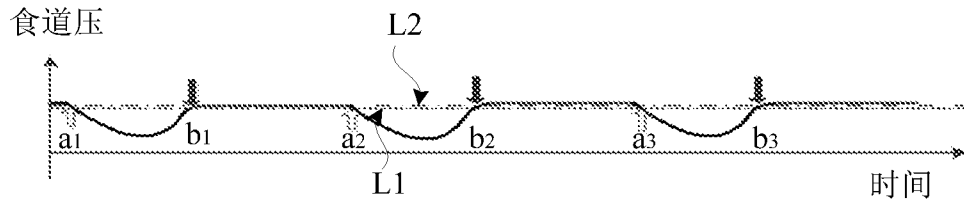


图 3

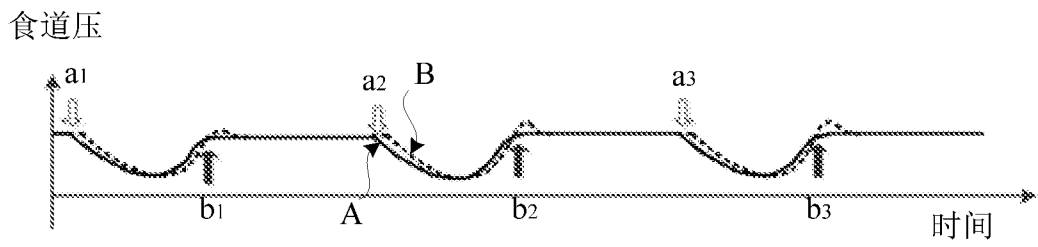


图 4

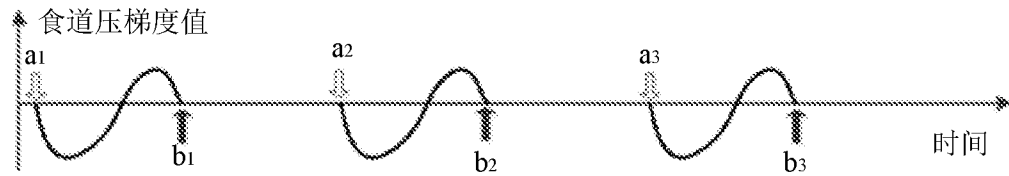


图 5

食道压 (cmH₂O)

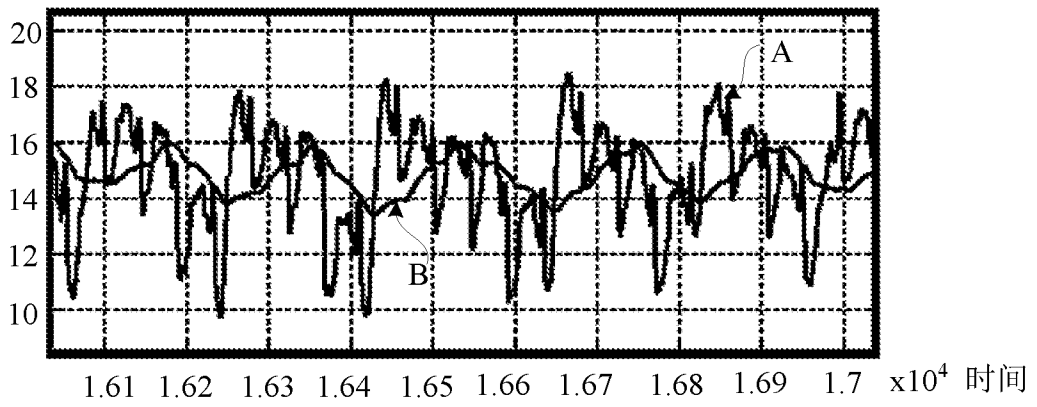


图 6

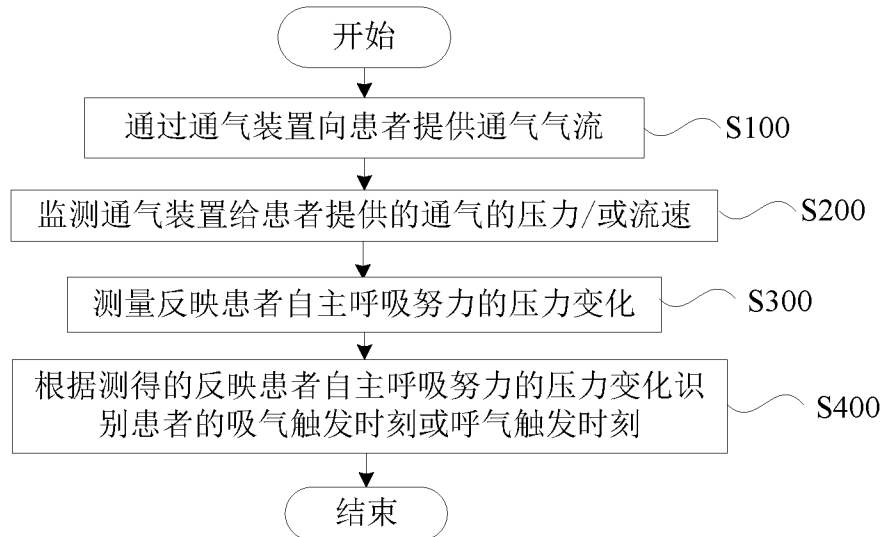


图 7

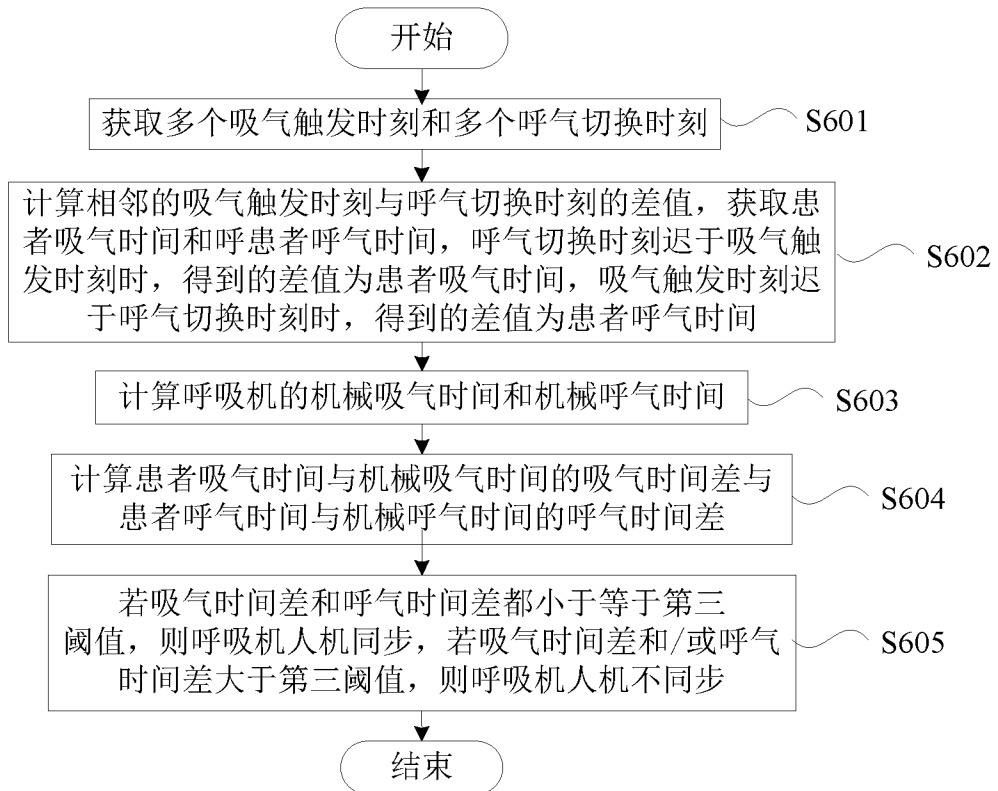


图 8

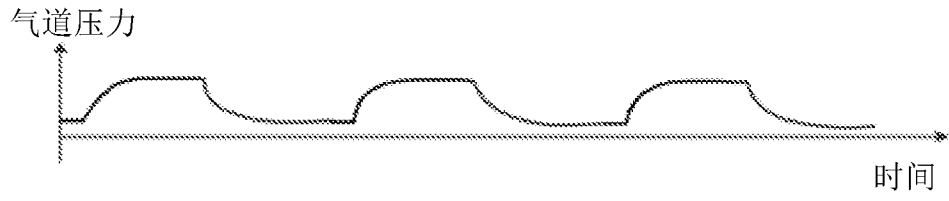


图 9a

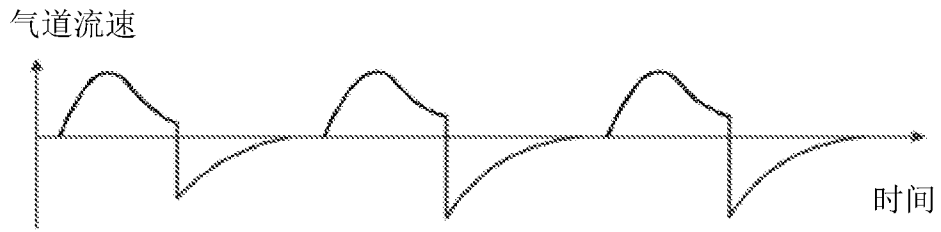


图 9b

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2018/085390

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61M 16/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61M 16 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) GBTXT; SGTXT; EPTXT; VEN; USTXT; CHTXT; WOTXT; CNABS; CATXT; ATTXT; LEXTXT; JPTXT; CNTXT: 触发, 气道, 食道, 胃, 隆突, 人机同步, 自主呼吸, trigger+, exhalat+, inspirat+, effort		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003000526 A1 (GOBEL, F.) 02 January 2003 (2003-01-02) description, paragraphs [0029]-[0085], and figures 1-6	1-28
A	CN 1733330 A (ZHENG, ZEGUANG) 15 February 2006 (2006-02-15) entire document	1-28
A	US 2016114115 A1 (COVIDIEN LP) 28 April 2016 (2016-04-28) entire document	1-28
A	CN 104135925 A (UNIVERSITY OF FLORIDA RESEARCH FOUNDATION, INC.) 05 November 2014 (2014-11-05) entire document	1-28
A	US 2014012150 A1 (MILNE, G. ET AL.) 09 January 2014 (2014-01-09) entire document	1-28
A	CN 104042439 A (QU, YANWEN) 17 September 2014 (2014-09-17) entire document	1-28
<input 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 23 January 2019		Date of mailing of the international search report 02 February 2019
Name and mailing address of the ISA/CN State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088 China Facsimile No. (86-10)62019451		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2018/085390

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2003000526	A1	02 January 2003	DE	10213905	C2	17 April 2003
				US	7040321	B2	09 May 2006
				DE	10213905	A1	10 October 2002
CN	1733330	A	15 February 2006	CN	100379471	C	09 April 2008
US	2016114115	A1	28 April 2016	US	2018193578	A1	12 July 2018
				WO	2016069350	A1	06 May 2016
				US	9950129	B2	24 April 2018
CN	104135925	A	05 November 2014	EP	2816952	A4	24 June 2015
				WO	2013126417	A1	29 August 2013
				EP	2816952	A1	31 December 2014
				CN	104135925	B	12 October 2016
				CA	2861505	A1	29 August 2013
US	2014012150	A1	09 January 2014	None			
CN	104042439	A	17 September 2014	None			

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61M 16/00 (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. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号)</p> <p>A61M 16</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>GBTXT;SGTXT;EPTXT;VEN;USTXT;CHTXT;WOTXT;CNABS;CATXT;ATTXT;LEXTXT;JPTXT;CNTXT:触发, 气道, 食道, 胃, 隆突, 人机同步, 自主呼吸, trigger+, exhalat+, inspirat+, effort</p>																							
<p>C. 相关文件</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 2003000526 A1 (FRED GOBEL) 2003年 1月 2日 (2003 - 01 - 02) 说明书第[0029]-[0085]段, 图1-6</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 1733330 A (郑则广) 2006年 2月 15日 (2006 - 02 - 15) 全文</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2016114115 A1 (COVIDIEN LP) 2016年 4月 28日 (2016 - 04 - 28) 全文</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104135925 A (佛罗里达大学研究基金会有限公司) 2014年 11月 5日 (2014 - 11 - 05) 全文</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2014012150 A1 (MILNE GARY等) 2014年 1月 9日 (2014 - 01 - 09) 全文</td> <td>1-28</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104042439 A (曲艳文) 2014年 9月 17日 (2014 - 09 - 17) 全文</td> <td>1-28</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 2003000526 A1 (FRED GOBEL) 2003年 1月 2日 (2003 - 01 - 02) 说明书第[0029]-[0085]段, 图1-6	1-28	A	CN 1733330 A (郑则广) 2006年 2月 15日 (2006 - 02 - 15) 全文	1-28	A	US 2016114115 A1 (COVIDIEN LP) 2016年 4月 28日 (2016 - 04 - 28) 全文	1-28	A	CN 104135925 A (佛罗里达大学研究基金会有限公司) 2014年 11月 5日 (2014 - 11 - 05) 全文	1-28	A	US 2014012150 A1 (MILNE GARY等) 2014年 1月 9日 (2014 - 01 - 09) 全文	1-28	A	CN 104042439 A (曲艳文) 2014年 9月 17日 (2014 - 09 - 17) 全文	1-28
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
X	US 2003000526 A1 (FRED GOBEL) 2003年 1月 2日 (2003 - 01 - 02) 说明书第[0029]-[0085]段, 图1-6	1-28																					
A	CN 1733330 A (郑则广) 2006年 2月 15日 (2006 - 02 - 15) 全文	1-28																					
A	US 2016114115 A1 (COVIDIEN LP) 2016年 4月 28日 (2016 - 04 - 28) 全文	1-28																					
A	CN 104135925 A (佛罗里达大学研究基金会有限公司) 2014年 11月 5日 (2014 - 11 - 05) 全文	1-28																					
A	US 2014012150 A1 (MILNE GARY等) 2014年 1月 9日 (2014 - 01 - 09) 全文	1-28																					
A	CN 104042439 A (曲艳文) 2014年 9月 17日 (2014 - 09 - 17) 全文	1-28																					
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><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>“&” 同族专利的文件</p>																							
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2019年 1月 23日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2019年 2月 2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>受权官员</p> <p>张红梅</p> <p>电话号码 62085626</p>																					

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2018/085390

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	2003000526	A1	2003年 1月 2日	DE	10213905	C2	2003年 4月 17日
				US	7040321	B2	2006年 5月 9日
				DE	10213905	A1	2002年 10月 10日
CN	1733330	A	2006年 2月 15日	CN	100379471	C	2008年 4月 9日
US	2016114115	A1	2016年 4月 28日	US	2018193578	A1	2018年 7月 12日
				WO	2016069350	A1	2016年 5月 6日
				US	9950129	B2	2018年 4月 24日
CN	104135925	A	2014年 11月 5日	EP	2816952	A4	2015年 6月 24日
				WO	2013126417	A1	2013年 8月 29日
				EP	2816952	A1	2014年 12月 31日
				CN	104135925	B	2016年 10月 12日
				CA	2861505	A1	2013年 8月 29日
US	2014012150	A1	2014年 1月 9日	无			
CN	104042439	A	2014年 9月 17日	无			