

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 1/00 (2006.01)

A61M 11/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310124858.0

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 100402103C

[22] 申请日 2003.12.31

[21] 申请号 200310124858.0

[30] 优先权

[32] 2003.5.22 [33] CN [31] 03256798.7

[73] 专利权人 重庆海扶(HIFU)技术有限公司

地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路
1 号

[72] 发明人 王智彪 陈文直 王芷龙

[56] 参考文献

WO9916492A1 1999.4.8

CN2460114Y 2001.11.21

WO9962581A2 1999.12.9

US5706830A 1998.1.13

US20020153010A1 2002.10.24

WO0018459A1 2000.4.6

US6112744A 2000.9.5

US5927273A 1999.7.27

审查员 王 洋

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 文 琦 张天舒

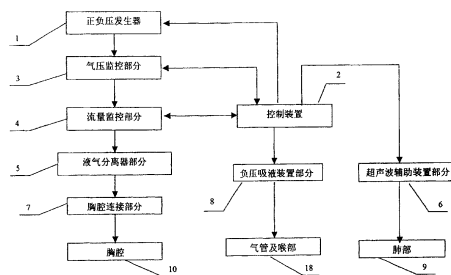
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

[54] 发明名称

排液通气呼吸系统

[57] 摘要

本发明是一种排液通气的呼吸系统，主要用于治疗急性呼吸窘迫综合征，该系统具有排出患者肺泡及肺间质积液，改善患者的肺部通气功能。该系统包括正负压发生器、控制装置、气压监控装置、流量监控装置、液气分离器、超声波辅助装置、胸腔连接管以及负压吸液装置。该系统通过正负压发生器对胸腔进行施压，再通过呼吸机的同步作用，使肺泡及肺间质积液通过负压吸液器排出体外。减压结束后，根据呼吸频率通过超声波辅助装置往肺部施加纯氧和雾化药物，以抑制肺泡内积液的再次增加和改善肺部炎症。该装置是改善肺部通气，提高体内血氧浓度的医疗抢救设备。



1. 一种排液通气呼吸系统，其特征在于，包括：

一正负压发生器，该正负压发生器与液气分离器和控制装置、气压监控装置和流量监控装置连接；

一控制装置，其一端连接气压监控装置和流量监控装置，另一端连接正负压发生器，超声波辅助装置和负压吸液装置；

一气压监控装置，其连接在导气管道上，位置介于正负压发生器和流量监控装置之间；

一流量监控装置，该流量监控装置连接在导气管道上，位置介于气压监控装置和液气分离器部分之间；

一液气分离器，该液气分离器设置在导气管道上，介于流量监控装置和胸腔连接管之间；

胸腔连接管，其一端与液气分离器连接，另一端导入胸腔；

一超声波辅助装置，与控制装置连接，并作用于肺部；

一负压吸液器，与控制装置连接，并作用与肺部。

2. 根据权利要求1所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，该超声波辅助装置产生低频超声波的频率为20KHz~100KHz。

3. 根据权利要求1或2所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，该超声波辅助装置包括作用与患者肺部的一超声头。

4. 根据权利要求1所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，该胸腔连接管分为柔性或刚性结构。

5. 根据权利要求1所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，该胸腔连接管一端连接流量监控装置和气压监控装置，另一端采用植入方式或刺入方式中的一种方式插入人体胸腔。

6. 根据权利要求 1 所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，所述的将肺部内的积液排出体外的负压吸液装置与人体喉部和支气管连接。

7. 根据权利要求 1 所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，正负压发生器由气缸、活塞或叶片泵或蠕动泵产生正负气压的装置构成。

8. 根据权利要求 1 所述的排液通气呼吸系统，其特征在于，正负压发生器由正压气瓶和负压气瓶构成。

排液通气呼吸系统

技术领域

本发明涉及一种治疗急性呼吸窘迫综合征的呼吸系统，特别是一种可排出患者肺泡及肺间质积液，改善患者肺部通气功能的呼吸系统。

背景技术

急性呼吸窘迫综合征（ARDS，Acute Respiratory Distress Snyndrome）患者肺病理显示：患者出现肺水肿，胸腔积液，肺泡及间质出现大量积液，使肺通气功能丧失或大大降低，从而引起低氧血症而导致患者死亡。因此，及时恢复肺通气功能是治疗 ARDS 的关键，例如曾流行过的非典（SARS）患者，肺部由于病毒感染而导致急性呼吸窘迫综合征 ARDS，而纠正 ARDS 又是帮助非典（SARS）患者度过生死难关，大大降低其死亡率的关键。

目前，临床治疗 ARDS 患者一般采用的呼吸机是向气管内实现正压通气，以达到扩大肺泡，增加肺通气，改善血氧浓度的目的。目前通气的方法只是采用向传导气管内通气的方式来改善肺通气，如图 2 肺的上半部所示，但由于 ARDS 患者的主要病理表现为肺泡及肺间质水肿，肺泡萎陷，微小肺不张，肺透明膜形成，病理生理表现为肺顺应性下降，临床表现为顽固的严重低氧血症，呼吸窘迫，尽管采用呼吸机（PEEP）机械通气，以达到扩张肺泡，增加氧合的目的。但由于人体肺泡内已被大量积液占据，普通呼吸机（PEEP）实际上很难真正持续改善氧合，达到有效通气的目的。

有鉴于此，急待研制一种新的装置和方法，以克服现有技术中的不足之处。

发明内容

本发明的目的是提供一种排液通气的呼吸系统，该系统以排出患者肺泡内积液为前提，再通过呼吸系统向肺泡内进行有效通气。该系统的技术特征是利用肺的下半部本身具有呼吸通气功能，采用一正负压发生器对肺部施于一定的压力，把肺泡及肺间质积液挤压到支气管及喉部，然后采用负压吸液器将其肺部的积液排出体外，同时再根据呼吸频率，采用一超声波辅助装置往肺部施加纯氧和雾化药物，以抑制肺泡内积液的再次增加和改善肺部炎症，这种排液通气的呼吸系统可以大大改善肺部的通气功能，提高血氧含量，并降低 ARDS 患者的死亡率。

为达上述目的，本发明提供的排液通气的呼吸系统，其包括：一正负压发生器、一控制装置、一气压监控装置、一流量监控装置、一液气分离器、一超声波辅助装置、胸腔连接管及负压吸液器。

该正负压发生器与液气分离器和控制装置、气压监控装置和流量监控装置连接。

该控制装置，其一端连接气压监控装置和流量监控装置，另一端连接正负压发生器，超声波辅助装置和负压吸液装置。

该气压监控装置，其连接在导气管道上，位置介于正负压发生器和流量监控装置之间。

该流量监控装置，该流量监控装置连接在导气管道上，位置介于气压监控装置和液气分离器部分之间。

该液气分离器，该液气分离器设置在导气管道上，介于流量监控装置和胸腔连接管之间；胸腔连接管，其一端与液气分离器连接，另一端导入胸腔。

该超声波辅助装置与控制装置连接，并作用于肺部。

该负压吸液器与控制装置连接，并作用于肺部。

该系统可以安全排出肺泡内积液，及时增加气体交换空间，以便达到增加肺泡有效通气，改善氧合，提高 ARDS 患者及重症 ARDS 患者的动脉氧分压，是降低患者病死率的关键装置。

本发明的新颖性，创造性及实用性由以下具体实施例结合所示附图作以详细说明。

附图说明

- 图 1 为本发明排液通气的呼吸系统原理框图；
- 图 2 为应用传统呼吸机连接肺部示意图；
- 图 3 为实施本发明排液通气呼吸系统连接肺部示意图；
- 图 4 为排液通气呼吸系统具体实施例 1 结构示意图；
- 图 5 为排液通气呼吸系统具体实施例 2 原理示意图。

图中符号说明

1	正负压发生器	2	控制装置
3	气压监控装置	4	流量监控装置
5	液气分离器	6	超声波辅助装置
7	胸腔连接管	8	负压吸液装置
9	肺部	10	胸腔
11	肺泡及肺间质积液	12	电机
13	减速	14	丝杆
15	气缸	16	活塞螺母
17	导气管道	18	气管及喉部

19	超声头	20	控制装置
21	CO ₂ 气瓶	22	液气分离器
23	手动精密调节阀	24	电磁阀
25	压力开关	26	恒压气罐
27	流量比例阀	28	电磁阀
29	压力开关	30	液气分离器
31	液气分离器	32	电磁阀
33	流量比例阀	34	手动精密调节阀
35	负压气罐	36	压力开关
37	电磁阀	38	真空泵
39	病毒过滤器	40	呼吸传感器
41	电磁阀	42	雾化器
43	氧气瓶	44	手动精密调节阀
45	电磁阀		

具体实施方式

如图 1 所示, 本发明提供的排液通气的呼吸系统, 其包括: 一负压发生器 1、一控制装置 2、一气压监控装置 3、一流量监控装置 4、一液气分离器 5、一超声波辅助装置 6、胸腔连接管 7 及负压吸液器 8。

如图 1、图 4 所示, 本发明所述的正负压发生器 1 可由气缸 15、活塞 16、丝杆 14 或叶片泵或蠕动泵等可产生正负大气压结构的装置构成。该正负压发生器的气缸 15 上部与大气相通, 气缸底部通过导气管道 17 与液气分离器 5 以及胸腔连接管 7 相连接, 同时还与控制装置 2、气压监控装置 3、流量监控装置 4 相连。

发明所述的控制装置 2 的作用是协调和控制整体装置的运行, 使

正负压发生器 1 所产生气体的压力和流量达到治疗的要求。本发明所述的气压监控装置 3 的作用是监视并控制正负压发生器 1 所产生的大气压力，使其控制在人体肺部可承受的最大正负压力范围内。本发明所述的流量监控装置 4 的作用是监视和控制正负压发生器 1 所产生的气体流量的大小，使其能够满足治疗的要求。

图 2 所示，为应用传统呼吸机连接肺部示意图，图中虚线为肺部 9 低压时轮廓示意图，实线为肺部 9 高压时轮廓示意图，从图中可看出，使用传统的呼吸机只能改善肺部 9 部分通气功能，而不能排出肺部内的积液。

图 3 所示为胸腔连接管 7 与肺部连接、负压吸液装置 8 与气管连接示意图，从图中可以看出肺部连接管 7 通过在胸腔 10 开口，导入胸腔 10 内部，正负压发生器 1 压迫肺部 9，使肺部 9 被迫收缩或舒张，把肺泡及肺间质积液 11 挤压到气管及喉部 18，如图 3 中实线所示，然后利用负压吸液装置 8 将其排出体外，排掉积液后，可明显改善肺部通气功能，提高血氧含量。

图 4 所示为一具体实施例结构装置示意图，该装置由一正负压发生器 1，一控制装置 2、一气压监控装置 3，一流量监控装置 4、一液气分离器 5、一超声波辅助装置 6 以及胸腔连接管 7 组成。正负压发生器 1 主要包括电机 12、减速机 13、丝杆 14、气缸 15、活塞螺母 16 组成。电机 12 通过减速机 13 与丝杆 14 连接，丝杆 14 与活塞螺母 16 靠螺纹连接，丝杆 14 与活塞螺母 16 可相对移动。活塞螺母 16 与气缸壁之间密封良好，气缸 15 上部与大气相通，气缸 15 底部通过导气管道与液气分离器 5、控制装置 2、流量监控装置 4、气压监控装置 3 以及胸腔连接管 7 相连。

该控制装置 2 设置在导气管道 17 上，一端连接正负压发生器 1 和液气分离器 5，另一端连接流量监控装置 4 和气压监控装置 3，其

作用是协调和控制本装置的运行，使正负压发生器 1 所产生气体的压力和流量达到治疗的要求。控制装置 2 采集流量监控装置 4 和气压监控装置 3 反馈回的数值，通过内部计算与治疗要求，将数值进行比较，从而控制电机 12 的转速，使气缸 15 产生的流量和压力符合治疗要求。

该气压监控装置 3 连接在导气管道 17 上，位置介于气缸 15 和流量监控装置 4 之间。该流量监控装置 4 连接在导气管道 17 上，位置介于气压监控装置 3 和液气分离器 5 之间。

该液气分离器 5 设置在导气管道 17 上，介于流量监控装置 4 和胸腔连接管 7 之间。本发明所述的液气分离器部分 5 的作用是分离进出胸腔内气体中所含水分和杂质，同时兼缓冲设备启动瞬间高压冲击的作用。

该超声波辅助装置 6 包括一超声头 19，该超声头 19 作用于患者肺部，通过超声头 19 作用，刺激肺组织，排出肺间质积液。该超声波辅助装置 6 产生低频超声波，频率为 20KHz~100KHz。当每次减压结束后，根据呼吸频率，采用一超声波辅助装置往肺部施加纯氧和雾化药物，以抑制肺泡内积液的再次增加和改善肺部炎症。该超声波辅助装置作用于患者肺部，通过低频超声波的机械振动，刺激肺组织，使患者肺间质积液渗出到肺泡，使其更容易用负压吸液装置部分将积液吸出体外。

本发明所述的胸腔连接管 7 可分为柔性或刚性两种结构，治疗时可根据实际情况，采用植入或刺入两种不同方式中的一种方式连接设备和人体胸腔。

本发明所述的负压吸液器 8 是利用气压差把喉部和支气管 18 内积液吸出体外。亦可采用吸痰器等可产生负压的吸液装置。

在具体实施过程中,电机 12 转动通过减速机 13 带动丝杆 14 转动,丝杆 14 带动活塞螺母 16 上下移动,活塞螺母 16 向上移动时,正负压发生器 1 的气缸 15 内产生负压,活塞螺母 16 向下移动时,气缸 15 内产生正压。此正压或负压通过导气管道与胸腔连接管 7 相连,胸腔连接管 7 植入或刺入患者胸腔 10 内,在患者胸腔 10 内部产生正压或负压,压迫患者肺部 9,使肺部 9 被迫收缩或舒张,把肺泡及肺间质积液挤压到气管及喉部 18,通过负压吸液装置 8 将其排出体外,改善肺部通气,提高血氧含量。

图 5 为排液通气呼吸系统另一个具体实施例原理示意图,与实施例 1 不同的是,实施例 1 中的正负压发生器在实施例 2 中是用高压气瓶和低压气瓶来代替的。图中 CO₂ 气瓶 21 为一般的医院用 CO₂ 气瓶,气液分离器 22 用于分离 CO₂ 中的液体,手动精密调节阀 23、气液分离器 22 是 CO₂ 气瓶 21 的附属零部件,工作时,打开手动精密调节阀 23,控制装置 20 将检测压力开关 25 的数值,当数值小于设定值时,启动电磁阀 24,CO₂ 气体将充入恒压气罐 26,当达到设定值时,电磁阀 24 关闭,这样恒压气罐 26 将保持一恒定压力。

向胸腔内充入气体时,控制装置打开电磁阀 28,当压力开关 29 到达设定值时,关闭电磁阀 28,流量比例阀 27 用于控制气体流动的速度。

负压气罐 35 在压力开关的控制下将保持一恒定的负压力,当压力大于设定值时,真空泵 38 开始工作,电磁阀 37 打开,当压力达到设定值时,电磁阀 37 关闭。

抽取胸腔内气体时,先打开手动精密调节阀 34,然后控制装置 20 打开电磁阀 32,当压力开关 29 达到设定值时,关闭电磁阀 32,流量比例阀 33 用于控制气体流动的速度,气液分离器 30、气液分离器 31 用于分离气体中的液体。

氧气瓶 43 为一般的医院用氧气瓶，手动精密调节阀 44 是氧气瓶 43 的附属零部件，雾化器 42 使药液雾化成为微细的雾滴，呼吸传感器 40 可检测人的呼吸频率，当人吸气时，电磁阀 41 关闭，电磁阀 45 打开，氧气带着雾化的雾滴通过导管随病人吸气而进入呼吸道。当人呼气时，电磁阀 45 关闭，电磁阀 41 打开。病毒过滤器 39 起过滤呼出和吸入气体中病毒的作用。

发明所述的控制装置 20 的作用是协调和控制整体装置的运行，使正、负压气瓶所产生气体的压力和流量达到治疗的要求。本发明所述的压力开关 29、25、36 的作用是监视并控制正、负压气体的压力，使其控制在人体肺部可承受的最大正负压压力范围内。本发明所述的流量比例阀 27、33 的作用是监视和控制正、负压气体流量的大小，使其能够满足治疗的要求。

实施例 2 中胸腔连接部分、负压吸液器等与实施例 1 相同，图中省略。

通过上述实施例 1、实施例 2 并对比图 2 和图 3，可以看出本发明与传统的呼吸机有着截然不同思路。传统呼吸机的方式仅仅是往肺部施一正压，以达到通气目的。而本发明则是采用一正负压发生器，并从肺部插管，施于一定的压力，挤压肺部液体，吸出肺部积液，同时再根据呼吸的频率，往肺部施加氧气，提高血氧含量，从而达到通气目的。该系统更为有效地解决了急性呼吸窘迫综合征患者的通气问题，具有显著的进步，特提出专利申请。

以上所述仅为本发明的具体实施例而已，并非用以限定本发明的专利申请范围，凡其它未脱离本发明所揭示的精神下所完成的等效改变或修饰，均应包含在所述的专利申请范围中。

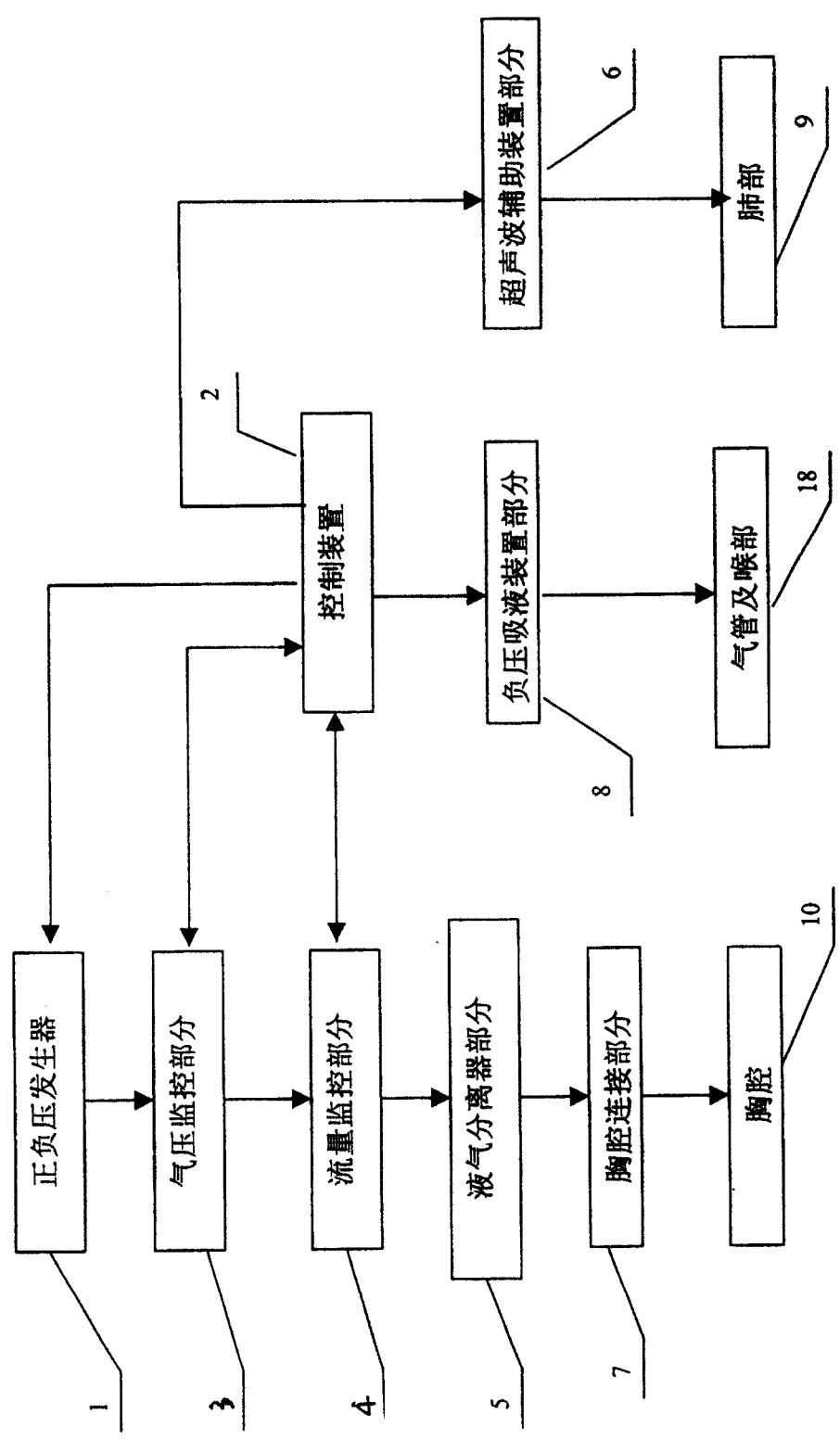


图 1

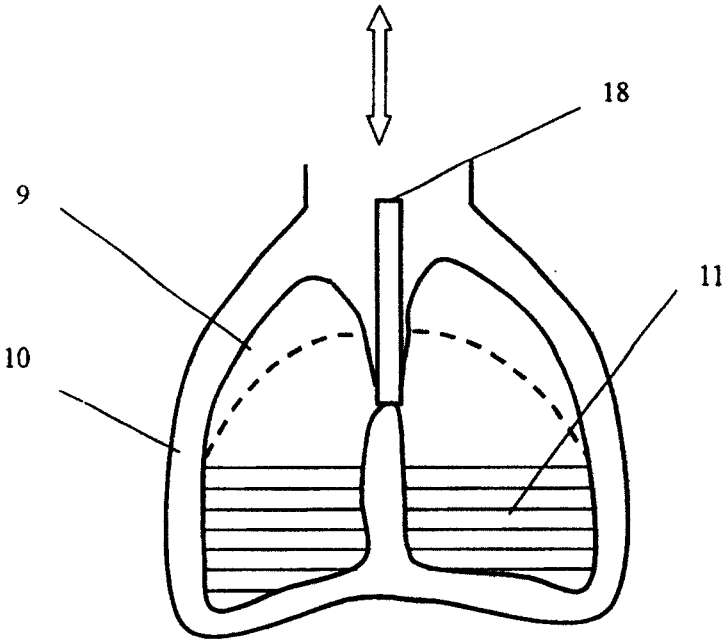


图 2

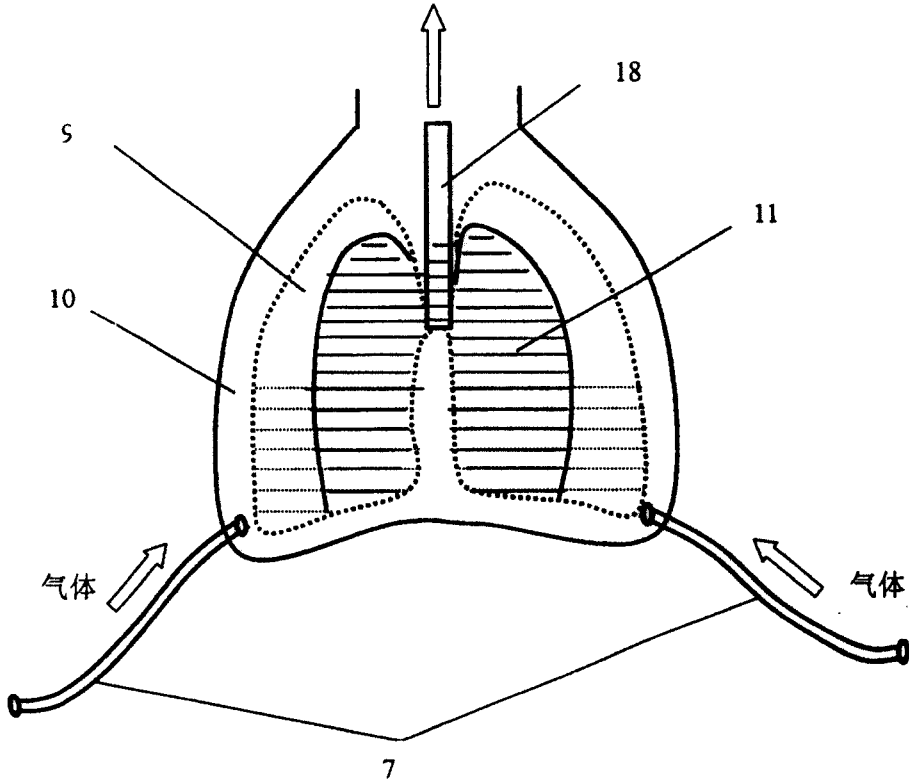


图 3

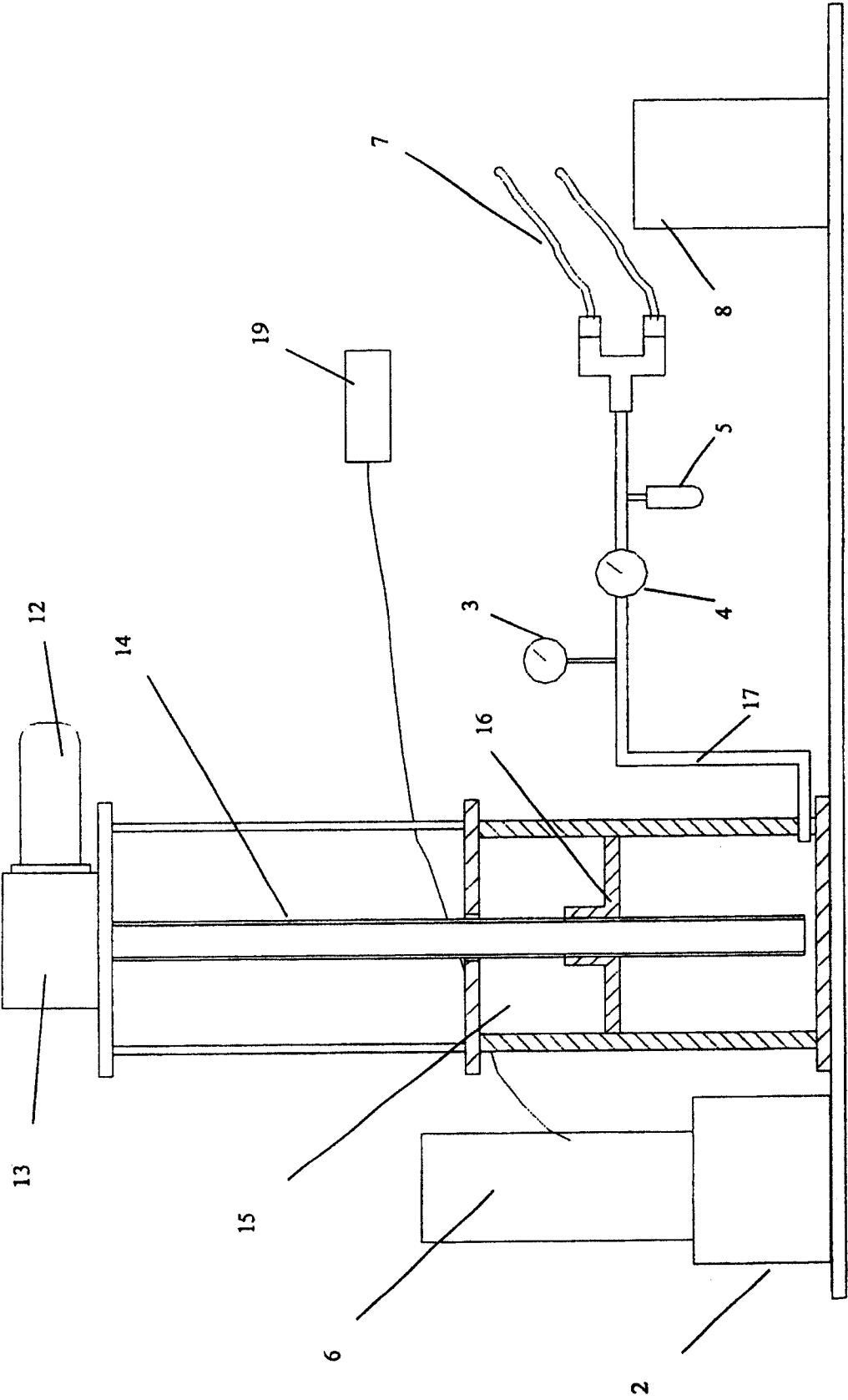


图 4

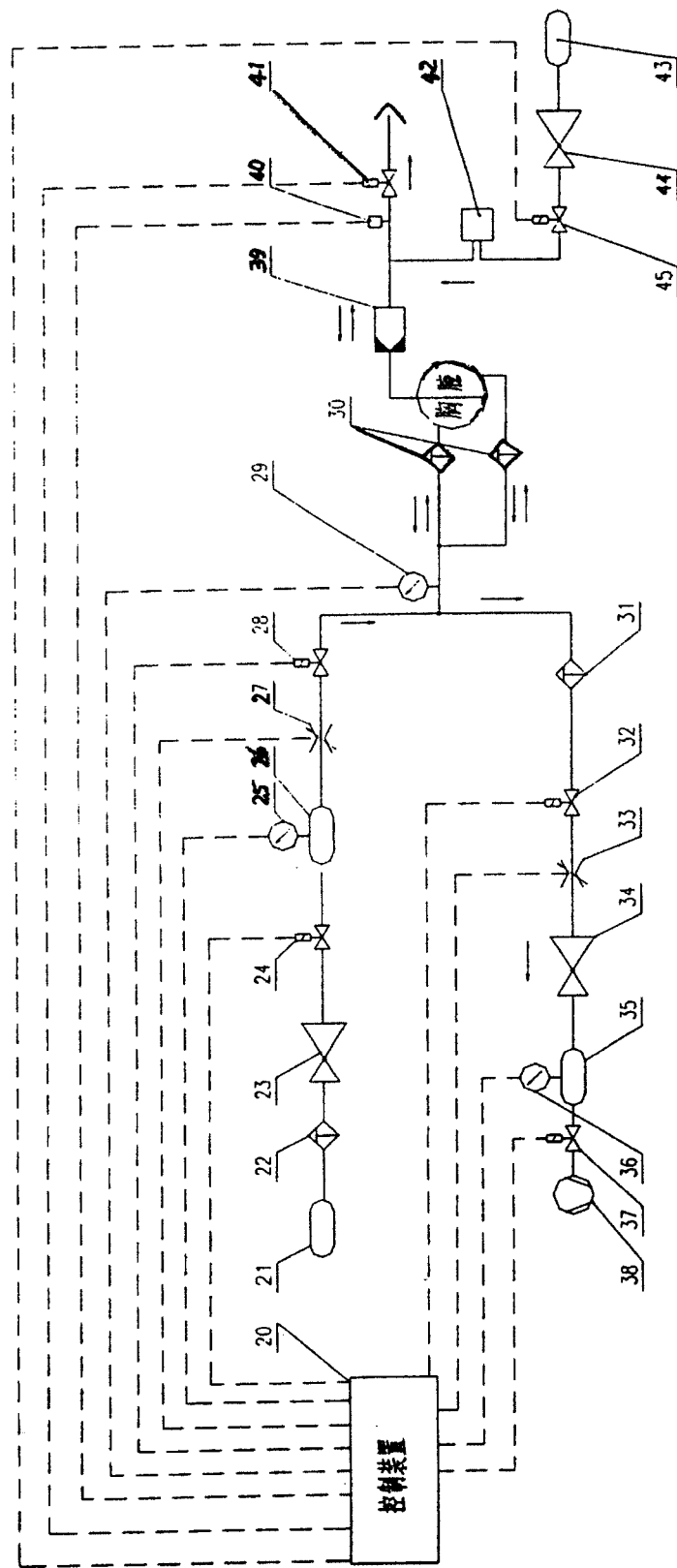


图5