

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 16/12 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480010715.X

[43] 公开日 2006 年 5 月 24 日

[11] 公开号 CN 1777454A

[22] 申请日 2004.4.21

[21] 申请号 200480010715.X

[30] 优先权

[32] 2003.4.22 [33] US [31] 60/464,610

[86] 国际申请 PCT/US2004/012237 2004.4.21

[87] 国际公布 WO2004/096333 英 2004.11.11

[85] 进入国家阶段日期 2005.10.21

[71] 申请人 医疗物理有限公司

地址 美国新泽西州

[72] 发明人 K·博拉姆 J·博根

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 张雪梅 张志醒

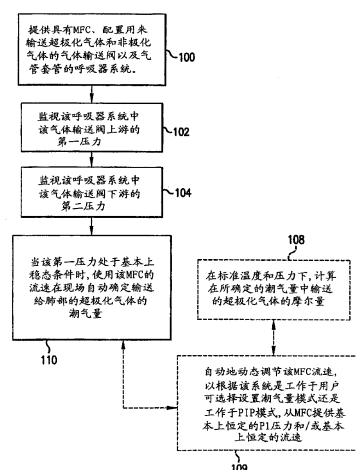
权利要求书 8 页 说明书 25 页 附图 26 页

[54] 发明名称

用于呼吸和超极化气体输送的 MRI/NMR 兼容的潮气量控制和测量系统、方法和装置

[57] 摘要

呼吸器系统包括：(a) 质量流量控制器；(b) 与该质量流量控制器连接并被配置用来选择性向对象配送多种不同气体的气体输送阀；(c) 与该气体输送阀流体相连的第一气体源；(d) 与该气体输送阀流体相连的第二气体源；(e) 位于该气体输送阀上游的第一压力传感器；(f) 位于该气体输送阀下游的第二压力传感器；和(g) 用来与该第一和第二压力传感器以及该质量流量控制器相关操作的控制器，该控制器包括监测由该第一和第二压力传感器测得的压力并自动地动态调节该质量流量控制器的流速的计算机程序代码。



1. 一种具有换气流动路程的用于对对象进行换气的呼吸器系统，包括：

质量流量控制器；

5 设置在该质量流量控制器下游并与其连通的气体输送阀，该气体输送阀被配置用来选择性地对象配送多种不同气体；

与该气体输送阀流体连通的第一气体源；

与该气体输送阀流体连通的第二气体源；

位于该气体输送阀上游的第一压力传感器；

10 位于该气体输送阀下游的第二压力传感器；和

与该第一和第二压力传感器以及该质量流量控制器相关联的控制器，该控制器被配置用来监测该第一和第二压力传感器所测得的压力以及该质量流量控制器的流速，并且当第一压力为基本上稳态条件时，使用该质量流量控制器的流速读数自动地确定所输送的潮气量。

15 2. 根据权利要求1的呼吸器系统，其中该控制器被配置用来自动地调节该质量流量控制器的流速，使得在超极化气体的输送期间，该第一压力传感器所测得的压力基本上恒定。

3. 根据权利要求2的呼吸器系统，其中该第一气体源是极化气体源并且第二气体源是非极化气体源，所述系统进一步包括与该气体输送阀流体连通的气管套管，其中该气体输送阀配置有出气口，其能够在排气期间排出呼出气体，并且其中该气体输送阀被配置为以可选择的每分钟呼吸速率和具有屏气持续期的吸气/呼气率工作，并且可选择地单独地或与非极化气体一起输送该极化气体。

25 4. 根据权利要求1的呼吸器系统，其中该系统被配置工作于用户可选择设置潮气量模式或设置峰值吸气压力模式。

5. 根据权利要求1的呼吸器系统，其中该质量流量控制器具有可变的质量流速，并且其中该控制器被配置动态地监测该第一压力，并且响应于此调节该质量流量控制器的流速以输送用户选择的预定固定潮气量。

30 6. 根据权利要求3的呼吸器系统，其中该控制器被配置以根据总潮气量与包括一部分该呼吸器流动路程和该气管套管的该呼吸器流动路程的固定几何容量之间的差计算现场调节的输送潮气量。

7. 根据权利要求1的呼吸器系统, 其中该控制器被配置以使用下面的算术关系确定所输送的潮气量:

流速/频率 = 每周期的排气量(1),

其中该流速是当该第一压力基本上稳定或恒定时该质量流量控制器所取的流速, 并且频率是每分钟的呼吸速率。

8. 根据权利要求7的呼吸器, 进一步包括与该控制器连通的温度监测器。

9. 根据权利要求8的呼吸器, 其中该温度监测器与热源连通, 该热源被配置用来在操作期间将该对象加热和/或冷却到所想要的温度。

10. 根据权利要求3的呼吸器系统, 进一步包括用于闭合该气管套管的气管套管端帽, 其中所述气体输送阀包括与多个气体流动路程连通的多个气体致动阀, 用于选择其中的至少一个气体流动路程, 所述系统进一步包括用于计算固定容积“V1”的计算机程序代码。

11. 根据权利要求3的呼吸器系统, 其中该呼吸器系统被配置用于小动物。

12. 根据权利要求11的呼吸器系统, 其中该控制器被配置用来产生所估计流速的逐渐减少或增加, 以基于所选择的每分钟呼吸速率和所估计的该动物肺部容量在第一传感器提供基本上恒定的压力。

13. 根据权利要求11的呼吸器系统, 其中该控制器与多个不同峰值吸气压力下所预测动物容积特征和/或动物容积改变的先验值库的计算机程序代码相关联。

14. 根据权利要求11的呼吸器系统, 其中该呼吸器系统被配置用来输送毫摩尔量的极化 ^{129}Xe 气体和/或极化 ^3He 。

15. 根据权利要求11的呼吸器系统, 其中该呼吸器被配置用来使用范围为约5-180的可选择的每分钟呼吸速率工作。

16. 根据权利要求1的呼吸器系统, 其中该极化气体源包括在其中保持有一袋极化气体的压力容器, 其中该袋极化气体可以通过输入到该容器的非极化气体的受控压力压缩, 并且其中该系统进一步包括计算并应用校准因子的计算机程序代码, 以定义用来压缩该袋以排放所想要量的极化气体的压力。

17. 根据权利要求16的呼吸器系统, 其中该呼吸器系统被配置用

来使用从大约 5:1 至 1:5 的可选择吸气/呼气比工作。

18. 根据权利要求 11 的呼吸器系统, 其中该呼吸器系统被配置用来使用大约 0-40 英寸 H₂O 之间的可控峰值吸气压力工作。

19. 根据权利要求 18 的呼吸器系统, 其中该呼吸器被配置用来提供大约 0-5 升/分钟之间的潮气量流。

20. 根据权利要求 11 的呼吸器系统, 其中该呼吸器系统被配置用来使用具有高达大约 5T 磁场的 MRI/NMR 系统工作。

21. 根据权利要求 11 的呼吸器系统, 其中该呼吸器系统被配置用来使用具有小于大约 100 高斯磁场的 MRI/NMR 系统工作。

22. 根据权利要求 1 的呼吸器系统, 进一步包括用于监视心率的生理监视器和 ECG (心电图) 装置。

23. 根据权利要求 3 的呼吸器系统, 其中该气体输送阀被配置用来提供用于换气呼吸吸气输入和/或接收呼气输出的气体流动路程, 其至少包括: (a) 超极化气体 A 吸入; (b) 排出; (c) 超极化气体 A 吸入和屏气; 和 (d) 非极化气体输入。

24. 根据权利要求 23 的呼吸器系统, 其中该气体输送阀被配置用来提供至少以下列的换气呼吸吸气输入和/或接收呼气输出: (a) 超极化气体 A 吸入; (b) 非极化气体 B 吸入; (c) 超极化气体 A 和非极化气体 B 组合的吸入; (d) 排出; (e) 部分排出和屏气; (f) 超极化气体 A 吸入和屏气; (g) 气体 B 吸入和屏气; 和 (h) 超极化气体 A 和气体 B 组合的吸入和屏气。

25. 根据权利要求 24 的呼吸器系统, 其中该气体输送阀使用抑止该超极化气体的去极化并且为非磁性的材料制造或涂覆有该材料。

26. 根据权利要求 1 的呼吸器系统, 其中该系统具有设置在该质量流量控制器与该气体输送阀中间的相关流体容量。

27. 一种用于向对象输送超极化气体的方法, 包括:

提供一种呼吸器系统, 其具有质量流量控制器、气管套管和配置用来向对象输送超极化气体和至少一种非极化气体的气体输送阀;

监测该呼吸器系统中气体输送阀上游的第一压力;

监测该呼吸器系统中气体输送阀下游的第二压力;

当第一压力基本上恒定时得到该质量流量控制器的读数; 和

使用所得到的质量流量控制器的读数在现场自动地确定输送给对

象的超极化气体的潮气吸气量。

28. 根据权利要求 27 的方法，其中该呼吸器系统包括设置在该气体输送阀上游的可变流速质量流量控制器，所述方法进一步包括自动地动态调节该质量流量控制器的流速，以在向该对象输送超极化气体的
5 的换气输送期间维持第一压力基本上恒定。

29. 根据权利要求 27 的方法，进一步包括接受用户输入，以选择具有所选择的想要潮气量的潮气量工作模式或具有所选择的想要峰值吸气压力的峰值吸气压力工作模式。

30. 根据权利要求 27 的方法，进一步包括根据当该气管套管的末端部分关闭时所取的
10 压力测量确定固定几何容积，并且从所确定的潮气量减去该固定几何容积。

31. 根据权利要求 27 的方法，进一步包括选择具有每分钟呼吸速率的所想要的换气输送周期、屏气持续期和吸气/呼气比。

32. 根据权利要求 31 的方法，其中该气体输送阀上游的该部分系统具有相关联的射流容量容积，其至少是所进行评估的该对象的肺部容积的 3 倍，所述方法进一步包括可控制地增加和降低该射流容量容积，以稳定该气体输送阀上游的压力，减少呼吸之间的压力波动。
15

33. 根据权利要求 32 的方法，进一步包括当超极化气体位于该对象中时，在预定部分的换气循环期间触发 MRI/NMR 超极化气体信号获取序列。
20

34. 根据权利要求 33 的方法，其中该对象是小动物。

35. 根据权利要求 34 的方法，其中在 MRI/NMR 信号获取期间，所选择的该每分钟呼吸循环是大约 30BPM。

36. 根据权利要求 34 的方法，进一步包括得到具有信号强度的 MRI/NMR 信号，并且将该 NMR/MRI 信号强度校准到所计算的潮气吸气量。
25

37. 根据权利要求 36 的方法，进一步包括监测该对象的温度。

38. 根据权利要求 27 的方法，其中该气体输送阀被配置用来选择性地单独输送超极化气体，单独输送非极化气体，和/或输送与非极化气体组合的超极化气体，该方法进一步包括控制该第一质量流量控制器和第二质量流量控制器的输出，以在非极化气体换气期间自动地向
30 该对象提供选择的换气气体的所想要的混合物。

39. 根据权利要求 34 的方法, 其中在 NMR 光谱学期间和/或 MRI 成像会话期间执行监测步骤。

40. 根据权利要求 27 的方法, 其中该超极化气体包括超极化 ^{129}Xe 。

41. 根据权利要求 27 的方法, 其中该超极化气体包括超极化 ^3He 。

5 42. 根据权利要求 27 的方法, 其中该气体输送阀被配置用来提供至少下列换气呼吸循环: (a) 超极化气体 A 吸入; (b) 非极化气体 B 吸入; (c) 超极化气体 A 和非极化气体 B 组合的吸入; (d) 排出; (e) 部分排出和屏气; (f) 超极化气体 A 吸入和屏气; (g) 气体 B 吸入和屏气; 和 (h) 超极化气体 A 和气体 B 组合的吸入和屏气。

10 43. 根据权利要求 42 的方法, 其中该气体输送阀从该对象接收排放气体, 并且将该排放气体从该气体输送阀排出。

44. 根据权利要求 27 的方法, 其中通过从该所确定的总潮气量中减去已知的固定校准容积执行该该潮气量确定。

15 45. 根据权利要求 44 的方法, 其中使用通过等式 (1) 表述的关系计算该潮气量:

$$\text{流速/频率} = \text{每周期的排气量 (1)},$$

其中“流速”是当该第一压力基本上恒定时该质量流量控制器所取的流速, 并且频率是选定的每分钟的呼吸速率。

20 46. 根据权利要求 27 的方法, 其中该气体输送阀包括多个气体致动阀, 用于致动其中可选气体输出流动路程。

47. 根据权利要求 27 的方法, 进一步包括根据所选择的每分钟呼吸速率和所估计的与进行分析的动物类型相关联的输送容积容量产生估计的逐渐增加或减少的输出流速, 该估计的逐渐增加或减少的输出流速可以提供基本上恒定的第一压力, 并且使用所产生的值调节该质
25 量流量控制器。

48. 根据权利要求 27 的方法, 进一步包括产生在多个不同峰值吸气压力下所预测动物容积特征和/或动物容积改变的先验值的计算机程序库。

30 49. 根据权利要求 30 的方法, 其中为与该呼吸器一起使用的每个尺寸的气管套管和/或为进行换气的每一种对象确定该固定几何容积。

50. 一种用于向对象输送超极化气体的系统, 包括:

配置用来向对象输送超极化气体和至少一种非极化气体的气体输送阀;

设置在该气体输送阀上游的质量流量控制器;

设置在该气体输送阀下游的气管套管;

5 用于监测该呼吸器系统中气体输送阀上游的第一压力的装置;

用于监测该呼吸器系统中气体输送阀下游的第二压力的装置;

用于自动地得到该质量流量控制器的读数的装置; 和

10 用于当该第一压力基本上恒定时, 使用所监测到的第一压力和该质量流量控制器的读数值在现场自动地确定输送给对象的超极化气体的潮气吸气量。

51. 根据权利要求 50 的系统, 其中该呼吸器系统包括设置在该气体输送阀上游的可变流速质量流量控制器, 所述系统进一步包括用于在向该对象输送该超极化气体期间自动地动态调节该质量流量控制器的流速以在该第一压力传感器维持基本上恒定的压力的装置。

15 52. 根据权利要求 50 的系统, 进一步包括:

用于接受用户输入以选择具有所选择的想要潮气量的潮气量工作模式或具有所选择的想要峰值吸气压力的峰值吸气压力工作模式的装置;

20 第二质量流量控制器, 其中该第一和第二质量流量控制器用来自动地向该对象提供所想要的所选换气气体的混合物。

53. 一种用于使用具有相关的气体输送阀和气管套管的呼吸器输送超极化气体的计算机程序产品, 该计算机程序产品包括:

监测该呼吸器系统中气体输送阀上游的第一压力的计算机程序代码;

25 监测该呼吸器系统中气体输送阀下游的第二压力的计算机程序代码;

当该第一压力稳定在基本上恒定的压力时获得质量流量控制器的读数的计算机程序代码; 和

30 当该第一压力基本上恒定时使用该质量流量控制器的读数计算潮气量的计算机程序代码。

54. 根据权利要求 53 的计算机程序产品, 其中该呼吸器系统包括设置在该气体输送阀上游的可变流速质量流量控制器, 并且其中所述

计算机程序产品进一步包括在向该对象换气输送该超极化气体期间自动地动态调节该质量流量控制器的流速以维持基本上恒定的第一压力的计算机程序代码。

55. 根据权利要求 54 的计算机程序产品, 进一步包括用于接受用户输入以从下面的预定操作模式进行选择的计算机程序代码: (a) 具有所选择的想要潮气量的潮气量工作模式; 和 (b) 具有所选择的想要峰值吸气压力的峰值吸气压力工作模式。

56. 根据权利要求 53 的计算机程序产品, 进一步包括选择性地配置该气体输送阀用于吸气、呼气、或屏气操作的计算机程序代码。

57. 根据权利要求 56 的计算机程序产品, 进一步包括选择性地操作该气体输送阀以单独地输出超极化气体, 单独地输出非极化气体, 和/或输出超极化和非极化气体的混合物的计算机程序代码。

58. 根据权利要求 53 的计算机程序产品, 进一步包括可控地致动该气体输送阀的计算机程序代码, 以至少在下列之间选择换气操作:

(a) 超极化气体吸入; (b) 非极化气体吸入; (c) 超极化气体和非极化气体组合的吸入; (d) 排出; (e) 部分排出和屏气; (f) 超极化气体吸入和屏气; (g) 非极化气体吸入和屏气; 和 (h) 超极化气体和非极化气体组合的吸入和屏气。

59. 根据权利要求 57 的计算机程序产品, 其中该超极化气体是超极化稀有气体, 并且其中该非极化气体是所选择的生物兼容的非极化气体, 其抑止该超极化气体的去极化, 并且其中该产品进一步包括操作该第一和第二质量流量控制器以自动地向该对象提供所选择换气气体的所想要混和物的计算机程序代码。

60. 一种具有用于对对象进行换气的换气流的路程的呼吸器系统, 包括:

配置用来向对象选择性地配送多种不同气体的气体输送阀;

设置在该气体输送阀上游的质量流量控制器;

与该气体输送阀流体连通的第一极化气体源;

与该气体输送阀流体连通的第二气体源;

位于该气体输送阀上游的第一压力传感器;

位于该气体输送阀下游的第二压力传感器; 和

设置在该气体输送阀上游的具有射流可调容量的歧管, 其中该射

流容量的容积至少是该对象的肺部容量的 10 倍。

61. 根据权利要求 60 的呼吸器系统，进一步包括至少一个固定容积的贮存器，其被配置用来选择性地与该歧管配合，以响应于由该第一和第二压力传感器获得的压力测量调节该射流容量。

5 62. 根据权利要求 60 的呼吸器系统，进一步包括在其中具有一定量流体的注射器，该注射器与该歧管连通，并且被配置用来选择性地向该歧管增加或从其中移去流体。

63. 根据权利要求 60 的呼吸器系统，进一步包括第二质量流量控制器，其中该第一和第二质量流量控制器用来自动地向该对象提供所
10 选择换气气体的所想要混和物。

用于呼吸和超极化气体输送的 MRI/NMR 兼容
的潮气量控制和测量系统、方法和装置

5 技术领域

本发明涉及将极化稀有气体输送给使用 NMR 光谱学和/或磁共振成像 (MRI) 进行评估的对象。

背景技术

极化惰性稀有气体可以产生改进的 NMR 信号和/或身体某些区域和
10 区的 MRI 图像。已经发现稀有气体, 诸如极化氦-3 (^3He) 和氙-129 (^{129}Xe) 特别适合于这一目的。不幸的是, 这些气体的极化状态对于处理和环境条件比较敏感, 并且不理想地, 可以相对较快速地从该极化状态衰变。

使用超极化剂 (hyperpolarizer) 来产生和聚积极化稀有气体。
15 超极化剂人为地增强了自然或平衡水平上某些稀有气体原子核 (诸如 ^{129}Xe 或 ^3He) 的极化, 即玻尔兹曼 (boltzmann) 极化。这种增加是所想要的, 因为其增强并增加了该 MRI 信号强度, 让医师能够得到体内物质的更好图像。参见美国专利号 US5545396、US5642625、US5809801、US6079213 和 US6295834, 这些专利的公开内容在此引作
20 参考。

为了产生超极化气体, 可以将稀有气体与光抽运的碱性金属蒸气, 诸如与铷 (Rb) 混和。这些光抽运的金属蒸气与稀有气体的原子核碰撞, 并且通过所已知为“自旋交换”的现象将该稀有气体极化。通过使用波长为该碱性金属的第一主共振 (例如 Rb 的为 795nm) 的循环极化的光辐射该碱性金属蒸气产生碱性金属蒸气的“光抽运”。一般说来, 基态原子变为受激, 然后接着又衰变回到基态。在合适的磁场下 (10 高斯), 原子在该基态与受激态之间的循环可以在几微秒内产生接近 100% 的原子极化。这种极化通常通过该碱性金属的孤价电子特征进行。在存在非零核自旋的稀有气体的情况下, 该碱性金属蒸气
25 原子可以通过其中将价电子的极化通过相互自旋翻转“自旋交换”转移到稀有气体原子核上的方式与该稀有气体原子发生碰撞。也可以使用替换的极化增强技术。
30

在该极化处理之后，该超极化的气体在被施用到患者之前通常地从该碱性金属（其中已经应用了自旋交换技术）中分离，以形成可接受的无毒的药学产品。不幸的是，在生产期间和/或在收集期间和之后，该超极化的气体可以相当迅速地变质或衰变（失去其超极化状态），并且因此必须仔细地进行处理、收集、运输和存储。

过去，有些研究者已经使用超极化气体兼容的呼吸器来将极化气体输送给对象，以对超极化稀有气体、诸如氦和氙进行成像。例如，Hedlund 等人在 MR-compatible ventilator for small animals; computer controlled ventilation for proton and noble gas imaging, 18 Magnetic Resonance Imaging, pp. 753-759(2000) 中陈述了呼吸器已经在他们的实验室中作为日常使用多年了。也可以参见 Hedlund 等人的 Three-dimensional MR microscopy of pulmonary dynamics, Society of Magnetic Resonance(New York, NY, 1996); 以及由 Hedlund 等人在 Amer 提供的宣传画。Thoracic Society 1998 International Meeting(Chicago, 1998), 其标题为 MRI of pulmonary airways with hyperpolarized helium; a computer-controlled ventilator for imaging synchronous gas delivery in animal studies (描述呼吸器的技术)。另外，Black 及其共同工作者已经使用超极化气体兼容的呼吸器来在豚鼠肺中产生被认为是首例活体内超极化的 ^3He 的图像。参见 Black 等人的 In vivo He-3 MR images of guinea pig lungs, Radiology, 199(3), pp. 867-870(1996)。现在已经可以从 CWE Inc. (Ardmore, Pennsylvania) 得到一种 Model SAR-830 的已知商用小型动物呼吸器，其已经被修改用来输送超极化气体和其它呼吸气体。

不幸的是，用来输送超极化气体的常规小型动物呼吸器并不能提供精确地确定输送给动物的容积的方式。一般说来，常规呼吸器并不能充分确定从该系统自身所输送的容量分开输送给动物肺部的容量。例如，某些常规呼吸器提出使用具有压力传感器的流量计，其控制吸气压力并通过平均输出给对象的流量来计算得到一个估计容积。这种估计中的可变性可能是不想要的，特别是当所输送的极化气体量较少时，并且 MRI/NMR 信号取决于所输送的该极化气体的量、浓度、和极化水平，诸如像是使用毫摩尔浓度范围的小动物的极化气体研究的情

况。

于是就需要一种系统，其可以更加精确地确定输送给动物肺部的气体量和/或气体摩尔数。

发明概述

- 5 本发明的实施例可以提供一种改进的 MRI 兼容的超极化气体输送系统、方法和计算机程序产品，其可以根据在动物输送现场就地进行的（自动）测量计算分配换气的极化气体量，以提供下列中的一个或多个：（a）已知的或计算的吸气或潮气量；（b）自动控制的容积输送；（c）根据压力和容积参数现场实时或动态调节流速；和（d）受
- 10 控的换气，以提供混和或可选择的呼吸气体，包括至少一种超极化气体。

- 本发明的某些实施例包括反馈压力或流速控制系统，其可以自动地监测入口和出口压力，以调节流量，维持测量/计算期间的稳态条件（即流入 = 流出）。于是，本发明的实施例可以根据与该系统相关的
- 15 参数的现场自动评估在气体输送阀的上流将该系统维持基本恒定的压力。

- 使用可调谐容量系统来配置本发明的特定实施例，以提供稳态压力，用于极化气体或气体混合物的受控输送。该容量可以通过充满流体的注射器提供，其用作具有加入到该系统流动路程或从其中取出的
- 20 流体的调谐电容器。

可以设置该吸气压力并且所输送的容积为已知，和/或可以设置该吸气容积并且所输送的压力为已知。

- 本发明的某些实施例涉及具有用于对象换气的换气流动路程的呼吸器系统。该系统包括：（a）质量流量控制器；（b）与该质量流量
- 25 控制器连接并被配置用来选择性向对象配送多种不同气体的气体输送阀；（c）与该气体输送阀流体相连的第一气体源；（d）与该气体输送阀流体相连的第二气体源；（e）位于该气体输送阀上游的第一压力传感器；（f）位于该气体输送阀下游的第二压力传感器；和（g）用来与该第一和第二压力传感器以及该质量流量控制器相关联的控制器
- 30 器，用来与该第一和第二压力传感器以及该质量流量控制器相关联的控制器，该控制器被配置用来监测该第一和第二压力传感器所测得的压力以及该质量流量控制器的流速，并且当第一压力基本上为稳态条

件时，使用该质量流量控制器的流速读数自动地确定所输送的潮气量。

该系统也可以包括气管套管，并且该控制器可以被配置用来调节流速，以在该极化气体的输送期间在该第一压力传感器处产生基本上恒定的压力。

其它实施例涉及向对象输送超极化气体的方法。该方法包括：(a) 提供一种呼吸器系统，其具有质量流量控制器、气管套管和配置用来向对象输送超极化气体和至少一种非极化气体的气体输送阀；(b) 监测该呼吸器系统中气体输送阀上游的第一压力；(c) 监测该呼吸器系统中气体输送阀下游的第二压力；(d) 当第一压力基本上为常数时得到该质量流量控制器的读数；和(e) 使用所得到的质量流量控制器的读数原地自动地确定输送给对象的超极化气体的潮气吸气量。

其它实施例涉及用于向对象输送超极化气体的系统，其包括：(a) 配置用来向对象输送超极化气体和至少一种非极化气体的气体输送阀；(b) 设置在该气体输送阀上游的质量流量控制器；(c) 设置在该气体输送阀下游的气管套管；(d) 用于监测该呼吸器系统中气体输送阀上游的第一压力的装置；(e) 用于监测该呼吸器系统中气体输送阀下游的第二压力的装置；(f) 用于自动地得到该质量流量控制器的读数的装置；和(g) 用于当该第一压力基本恒定时，使用所监测到的第一压力和所得到的质量流量控制器的读数值就地自动地确定输送给对象的超极化气体的潮气吸气量。

在某些实施例中，该呼吸器系统可以包括设置在该气体处理阀上游的可变质量流量控制器，并且可以执行该方法，以自动地动态调节该质量流量控制器的流速，以在该超极化气体向对象的换气输送期间维持基本恒定的第一压力。

该系统和/或方法也可以用来接受用户输入，以选择所想要的操作模式，诸如具有所选择的所需潮气量的潮气量操作模式或具有所选择的所需峰值吸气压力的峰值吸气压力操作模式。

本发明还有其它的实施例涉及具有用于对象换气的换气流路行程的呼吸器系统。该系统包括：(a) 配置用来选择性地对象分配多种不同气体的气体输送阀；(b) 设置在该气体输送阀上游的质量流量控制器；(c) 与该气体输送阀流体连接的第一极化源；(d) 与该气体

输送阀流体相连的第二气体源；(e)位于该气体输送阀上游的第一压力传感器；(f)位于该气体输送阀下游的第二压力传感器；和(g)具有设置在该气体输送阀上游的射流可调容量的歧管。该射流容量具有的容积至少是该对象肺部容积的约10倍。

5 该系统可以包括至少一个固定容积的储气箱(或管)，其被配置成响应于通过该第一和第二压力传感器得到的压力测量，选择性地使用该歧管来调节该射流容量。该系统可以包括在其内部具有一定量流体的注射器，并且该注射器与该歧管连接，并且配置成用来选择性地向该歧管添加或从其中移走流体。

10 上述实施例的所有或所选择的操作、特征、功能和/或配置可以按照本发明的考虑实施为方法、系统、计算机程序产品、组件和/或装置。

这里将详细解释本发明的前述及其它目的和方面。

附图说明

图1的方框图为可以根据本发明的实施例实施的操作；

15 图2A-B的方框图为可以根据本发明的其它实施例实施的操作；

图3A的示意说明为根据本发明实施例的呼吸器输送系统；

图3B的示意说明为根据本发明实施例的一部分呼吸器系统，其具有气管套管和可以用来限定固定容积的气体输送阀；

20 图4的压力时间图示出为根据本发明的实施例对呼吸器系统的容积改变；

图5A的压力时间图示出为响应于吸气和/或呼气压力的可变系统压力；

图5B的压力时间图所示为根据本发明的实施例在换气期间的系统和PIP压力；

25 图6的示意说明为根据本发明实施例的控制器和/或接口模块；

图7的示意说明为根据本发明实施例的可替换呼吸器输送系统；

图8的方框图为根据本发明的实施例，用于呼吸器的控制器端口配置；

30 图9的示意说明为根据本发明实施例的另一个可替换呼吸器输送系统；

图10A的示意说明为根据本发明实施例的再一个呼吸器输送系统；

图 10B 的示意说明为根据本发明实施例的附加呼吸器输送系统;

图 11 为可以结合本发明的实施例使用的吸气和呼气的时序图;

图 12 为可以结合本发明的实施例使用的具有屏气和相关触发区域的换气周期的时序图;

5 图 13 为根据本发明的实施例, 与吸气/呼气 and 屏气周期相关的吸气停止的时序图;

图 14 为根据本发明的实施例, 与吸气/呼气 and 屏气周期相关的呼气停止的时序图;

10 图 15 的方框图为根据本发明的实施例, 使用呼吸器系统用于控制输送超极化气体的潮气量或吸气压力的自动动态压力反馈系统;

图 16 的方框图为根据本发明的实施例在对象的换气期间可以用来配送所选择的气体的操作;

图 17 所述为如何设置图 17A-I, 以描述根据本发明实施例的自动呼吸器系统的示意说明;

15 图 17A-I 描述了根据图 17 组装的示意说明的各部分。

具体实施方式

20 此后将参照附图更加详细地描述本发明, 其中显示了本发明的优选实施例。然而, 本发明可以实施为多种形式, 并且不应该认为仅限于这里所描述的实施例。通篇中相似的附图标记表示相似的元件。在附图中, 为了清楚, 可能将层、区域、或组件夸大了。在附图中, 虚线表示任选的特征, 除非另有说明。

25 在本发明下面的说明书中, 可以采用某些词语来表示某些结构相对于其它结构的位置关系。这里所使用的词语“向前”及其派生词表示在目标气体或目标气体混合物在通过该呼吸器系统时行进的一般方向, 该词语与词语“下游”同义, “下游”通常在制造环境中使用, 用来表示所作用的某个材料比其它材料继续沿着制造流动路程更进一步。相反, 词语“向后”和“上游”及其派生词分别表示与向前和下游相反的方向。

30 而且, 如此处所述, 产生并收集极化气体, 并且在特定的实施例中可以将极化气体冷冻、解冻、单独使用和/或与其它组份一起组合, 用于 MRI 和/或 NMR 光谱学应用。也如此处所述, 词语“极化气体”包括至少一种感兴趣的极化气体(诸如 ^3He 和/或 ^{129}Xe , 但并不限于此),

并且可以包括一个或多个其它组份，诸如其它载体、混合物或缓冲气体。进一步，词语“极化”、“极化剂”、“被极化”等可以用来与词语“超极化”、“超极化剂”、“被超极化”等互换使用。

5 本发明所设计的该呼吸器系统和气体输送阀可以用于任何目标对象，并且对于 NMR 和/或 MRI 过程是超极化气体兼容的。虽然这里为了简化讨论，所描述的是使用单个气体输送阀来输送可选择的换气气体，但是也可以使用多个分立的阀门。根据本发明，“对象”可以是任何动物对象，并且优选地为哺乳动物对象（例如：人类、犬科、猫科、牛科、山羊科、绵羊科、马科、啮齿科、猪科和/或兔科）。词语
10 “小动物”包括田鼠、家鼠、豚鼠、狗、猫、猴、猪、和兔。

已经采用各种技术来积聚和捕获极化气体。例如，授予 Cates 等人的美国专利 US5642625 描述了一种用于自旋交换极化稀有气体的高容量超极化剂，以及授予 Cates 等人的美国专利 US5809801 描述了一种用于自旋极化 ^{129}Xe 的低温储存器。如此处所使用的词语“超极化”
15 “极化”等可以互换使用，并且表示在自然或平衡水平上人为地增强某些稀有气体原子核的极化。这种增加是所需要的，因为其能够得到对应于更好 NMR 光谱学的更强的成像信号，和/或身体的物质和目标区域的 MRI 图像。如本领域的熟练技术人员所知道的，可以通过与光抽运的碱性金属蒸气进行自旋交换、或可替换地通过亚稳定性交换感应
20 超极化。参见 Albert 等人的美国专利 US5545396。

在特定的实施例中，换气的该极化气体可以是稀有气体，诸如 ^{129}Xe 或 ^3He 。也可以单独或组合使用其它气体和/或稀有气体。也可以如美国专利 US6295834 中所述使用缓冲气体配方，其全部内容在此引做参考。在其它实施例中，该极化气体可以包括 ^{13}C 和/或 ^{15}N 化合物，诸如
25 富含 ^{13}C 的有机分子，可以使用动态核极化（DNP）和/或仲氢感应极化将其极化。

图 1 所述为可以根据本发明的实施例执行的操作。如图所示，提供具有 MFC（质量流量控制器）、气管套管和配置用来（选择性地）输送超极化气体和非极化气体的气体输送阀（方框 100）的呼吸器系统。
30 监测该呼吸器系统中该气体输送阀上游的第一压力（方框 102）。监测该呼吸器系统中该气体输送阀下游的第二压力（方框 104）。当该第一压力基本上处于稳态条件时（方框 110），使用该 MFC 的流速就地自动

确定输送给肺部的超极化气体的潮气量。稳态表示该压力变化位于理想的公差内，使得其在理想的时间间隔期间既不随时间增加，也不减少。在某些实施例中，该呼吸器系统自动地动态控制和调节该 MFC 流速，以在输送该超极化气体期间将第一压力维持基本恒定。该系统可以自动地动态调节该 MFC 流速，以根据该系统是工作于用户可选择的设置潮气量模式还是工作于 PIP 模式，选择性地从 MFC 提供基本上恒定的 P1 压力和/或基本上恒定的流速（方框 109）。

根据使用该 MFC 数据所确定的该潮气量可以计算在一个或多个潮气量（该潮气量可以描述为每次呼吸期间体积的改变）中输送的超极化气体的摩尔量，并且将其调节到标准温度和压力（方框 108）。也就是，可以在标准温度和压力下测量该潮气量，并且可以确定该值，其在标准温度和压力下该容积下可以转换成摩尔，以评估输送到该对象肺部的超极化气体的摩尔数。对于小动物，所测量的量的范围可以为毫摩尔。

图 2A-B 所述为根据本发明的其它实施例，可以执行用来操作呼吸器和输送超极化气体的操作。类似于上述实施例，该呼吸器输送系统可以包括 MFC、气管套管、和分开的第二压力传感器（一个位于该气体输送阀和/或气管套管的上游且一个位于该气体输送阀的下游和/或位于该气管套管上或其内）。该传感器可以被配置用来在操作期间在该呼吸器系统中分别自动地测量第一和第二压力 P1、P2。可以设置所想要的呼吸周期、速率和/或吸气速率（即每分钟的呼吸“BPM”和吸气/呼气“I/E”率）（框 153）。该气管套管可以位于该对象内（在操作模式被选择之前、期间或之后），与其肺部流体连通（方框 157）。可以调节该 MFC 流速，以提供基本上恒定的 P1（方框 159）。当 P1 处于稳态中时，使用流速/频率 = 排气量/循环（典型地以 ml/循环为单位，但是也可以使用其它单位）计算或确定在 PIP（峰值吸气压力）时标准温度和压力下该被换气对象的潮气量。可以使用所计算的该潮气量就地输出所输送的超极化气体量（方框 165）。

包括该气管套管的预定部分的该换气系统气体流动路程定义第一静态几何容积“V1”（方框 152）。在操作中，可以从所计算的潮气量 V1' 中减去该第一几何容积“V1”（方框 154），其中 V1' 是特定的一个或多个 PIP 的（每一）呼吸期间排出气体的容积。该容积修正可以提

供更具有代表性的或更“真实”的输送给小动物的潮气量，其中很小的量就可以影响结果。当该第一压力随着封闭该气管套管稳定时，可以使用已知的或测量的尺寸计算或动态地确定该固定几何容积 V_1 。

在特定实施例中，在插入到对象中之前，该气管套管的末端部分
5 （该对象中最深的端部）可以加盖或者在原地封闭（方框 155）。也就是，当 P_1 在稳态操作中时，可以使用该 MFC 的值确定 V_1' 。因为下游几何容积为恒定（该管封闭），所以可以从 PIP 与空气压力之间的压力改变计算 V_1 。当该第一压力和该峰值吸气压力（在 P_2 测得）稳定或在 PIP 期间处于稳态时，在该 V_1 固定几何评估期间，可以以已知流速
10 输送所选择的气体，那么流入就等于流出（即吸气期间的气流等于呼气期间的气流）（方框 156）。

可以监测该第一和第二压力，并且将该数据用来自动并动态地调节该系统选择的操作参数，从而达到所想要的峰值吸气压力，并且该第一压力稳定（方框 160）。可以进行该动态调节，以在该极化气体的
15 输送期间将第一压力保持基本上恒定（方框 162）。该系统可以工作于可以通过用户设置的不同可选模式；于是，可以通过所设置的吸气压力模式操作该系统，其中确定或测量该吸气压力；或者通过所设置的潮气（吸气）容积模式操作该系统，其中测量该吸气压力（方框 166）。

在任何情况下，当测量该潮气量时，测量该“总”潮气量 V_1' （主要表示该气体输送阀下游的容积）。在特定的 PIP 下可以减去该管的容积贡献 V_1 。对于中等或大动物，可以不需要该管的容积修正。
20

图 3A 所述为呼吸器系统 100 的一个实施例。如图所示，该系统 10 包括控制器 15、可变质量流量控制器（MFC）18、第一压力传感器 21（所示为压力转换器 PT1）、气体输送阀 25、第二压力传感器 27 和气管套管 30。该气体输送阀 25 与极化气体源 43 和非极化气体源 45 流体
25 连通。在某些实施例中，该气体输送阀 25 可以任选地与附加气体源（这里表示为特征 47）连通。该质量流量控制器 18 可以是可变校准的质量流量控制器，诸如可以从位于 Orangeburg, NY 的 AALBORG 得到的电压受控控制器 p/n DFC2600。

30 图 3A 也描述了流入和流出对象的方向（通过箭头显示），所示为动物对象 50。在出气或呼气期间，排气通过该气管套管 30 向后被排出该对象，并且通过出气口 25v 排出该气体输送阀 25。该出气口 25v 可

以与确定所呼出气体内容、浓度或比率的气体传感器（未示出）流体连通。

一般说来，在操作中，使用控制反馈系统来调节该质量流量控制器 18 的流速，以控制向对象输送所想要的容积。该反馈基于所监测的
5 第一和第二压力传感器 21、27 的压力读数。该第一压力传感器 21 设置在该气体输送阀 25 靠近该质量流量控制器 18 的上游。该第二压力传感器 27 设置在该气体输送阀 25 靠近该动物 50 的下游。该传感器 27 可以是压力转换器或其它类型的压力传感器。在某些实施例中，该第二传感器 27 可以位于气管内管本身内或其上面，从而通过将该传感器
10 27 尽可能地靠近该源或目标放置，就能够测量肺部中的压力。然而在某些特定实施例中，诸如当气管套管直径非常小时，诸如当用于老鼠等时，该传感器 27 可以位于肺部的上游。可以向该气体输送阀增加一个端口，其通过该阀体与该气管套管连接。

该操作前提“流入 = 流出”可以用于某些情况。流入意味着从该
15 MFC 流入到该气体输送阀上游的气体流动路程的容积，并且流出意味着流出该气体输送阀下游的容积。如果在换气期间，该第一传感器 21 的压力继续增加，那么该流速就太大，并且该控制器 5 可以动态地减小气流。如果在换气期间，该第一传感器 21 的压力降低，那么就需要附加气流，并且该控制器 15 可以动态地增加该气流。如果在峰值吸气压力计算期间，该第一和/或第二压力传感器 21、27 的压力达到稳态条件，那么该所使用的气流比较合适。

该质量流量控制器 18 的读数取决于标准压力（1ATM，14.7psia，1033.51cmH₂O）和温度（70 华氏度）下的校准气体。可以监测该温度和压力，并且使得调节适当（将该读数归一化到标准压力和温度）。
25 对于初始或“第一遍”操作建立或评估，可以假定温度影响极其微小。如果所校准的气体并不是用于输出的气体，可以应用转换常数，以确定该流量设定点。例如，如果该质量流量控制器 18 校准氮，但是使用的是氧，那么在计算中就使用 1.454 的转换因子。表 1 列出了用于默认设置（标准温度和压力）的“K”转换因子的范例，其可以用来计算
30 操作该呼吸器的参数。

表1: K因子

气体	基于 N ₂ 校准气体的K因子
空气	1.0000
AR	1.4573
He	1.4540
N ₂	1.0000
N ₂ O	0.7128
O ₂	1.0000

图 3B 所示为当气管套管 30 封盖 (所述为具有端帽 30c), (通过帽、阀或其它装置) 封闭该气管套管 30, 并且设置在该对象身体外部的时候, 可以建立校准压力 P1, 以封闭气管套管 30 的出口端, 同时贴
 5 附于定义第一固定系统容积 “V1” 的该系统 10, 其也可以描述为校准容积 Vc (并且此后有时候描述为 Vcal)。该校准容积 Vc 与图 3A 中所示具有固定几何形状的该呼吸器系统气体流动路程的预定部分相关联。典型地, 该校准容积 Vc 是具有长度 “L” 的气体流动路程部分, 其延伸通过一部分气体输送阀 25 达到该气管套管 30 的末端。该长度
 10 可以大约为 12 英寸。该气管套管 30 可以形成 1/16 英寸的内径管状, 其可以通过公螺纹锁口 (male luer lock) (未示出) 可拆卸地与该阀门 25 连接。图 3B 所述为具有多个可单独选择的气体阀门 25₁、25₂、25₃ 的气体输送阀 25 的一个实施例。该实施例中的固定容积 V1 是通过该流动路程的交叉部分表示的容积, 其包括向阀门 25₃ 的下游或前方延
 15 伸达到前向输入流方向上的该气管套管 30 的末端 30d 的流动路程, 并且包括至该压力转换器 27, 以及在排气或输出方向上从该气管套管至与该出气口 25v 相关联的阀门 25₄ 的连接。

在将该气管套管 30 放置于工作位置之后, 其与该对象的肺部流体连通, 肺具有在呼吸期间变化的相关潮气量, 将该容积加到第一系统
 20 容积 V1 就得到了总潮气量 V1'。图 4 用图形说明了该呼吸器系统 10 与该容积的相加。也就是, 缺少压力反馈控制系统, 气管套管 30 打开并且在肺中的该系统 10 以相同的速率传送到更大的贮存容积, 从而使得压力降低 (当增加 V2 时, 通过图 4 中的压力下降表示)。然而, 该流速可以增加, 以重新使得 (或保持) 该系统处于所想要的基本恒定的

压力，如图 4 中所示，压力返回到 P1 值，并且将添加到该系统的肺稳定（当该气管套管打开并且位于对象中的适当位置）。

图 5A 和 5B 描述了在使用位于该对象中的该气管套管 30 进行操作期间，第一传感器 21 的压力 P1 关于第二传感器 27 的压力随时间 (t) 的关系。操作期间，第二传感器 27 的压力 P2 是在对象的导气管中得到的，并且对应于所选择的 BPM 和 I/E 比。最大 P2 压力为峰值吸气压力 (PIP)。图 5A 描述了第一压力中的压力波动，其可能会产生测量误差。图 5B 描述了系统 10，该系统受控以提供基本上恒定的工作或系统压力 P1，并且 P1 为稳态或稳定（不随时间增加或减少），并且根据本发明实施例基本上等于或大于 PIP。在某些实施例中，可以使用位于该气体输送阀上游的容量容积来实施该 P1 压力的稳定性，如此后所述。该容量的大小可以调谐，以减少图 5A 中所示 P1 的波动，使得 P1 的表现更加类似于图 5B 中所示。应该注意到，过大的容量可以减慢该系统的响应。

再参照图 3A，在某些实施例中，该第一传感器 21 可以是压力转换器 PT1，其用来根据流入该气体输送阀 25 中的气流，监视该系统 10 中该质量流量控制器 18 与气体输送阀 25 之间的压力。该第二传感器 27 也可以是压力转换器 PT2，并且可以用来监测来自对象（其可以是动物）的导气管压力。该气体输送阀 25 可以被配置用来向对象提供气体，和/或用于使得该对象屏住呼吸或出气。

图 6 所述为呼吸器系统 10' 的替换实施例，其使用与（多个）供气源（未示出）和/或出气口 25v 串联的流量计 31。其它实施例可以使用独立的流量计和相称的阀门（未示出）。还有其它实施例可以采用可手动调节的流量阀门（也未示出）。也可以使用上述的组合。

该肺容量可以随着 PIP 和 BPM 变化，因为肺典型的具有弹性。于是，可以编程预期动物的肺生理特征的先验评估，以帮助建立流量速率调节增量和默认操作参数。例如，该呼吸器系统 10、10' 可操作地可以与动物特征的参考库相关联，诸如估计肺容量与压力、PIP、BMP、流量速率等，但并不限于此，以帮助操作该反馈控制系统。下面的表 2 中列出了默认参数的范例。

表2 默认参数

动物	潮气量	BPM	I/E
田鼠	0.3 mL	110	30/70
家鼠	1.5 mL	60	30/70
豚鼠	4.0 mL	50	30/70
兔	18.0 mL	35	30/70

该气体输送阀 25 的某些实施例采用至少一个阀塞或柱塞，以致动 NMR/MRI 兼容的阀体中至少一个气体流动路程。该配置特别适合于在 NMR 分光镜检查和/或 MRI 成像会话期间使用的小动物呼吸器。对于阀塞或往复阀的其它描述可以参见 2003 年 2 月 26 日申请的、申请序列号为 60/450209 的美国临时专利申请，其全部内容在此引作参考。也可以 5 使用其它阀门配置，诸如隔膜阀和/或夹阀，但并不限于此。

在任何情况下，该气体输送阀 25 可以配置用来提供快速响应时间，其特别适合于在该对象以具有低吸气/排气或吸气/呼气率 (I/E) 的高 BPM 呼吸速率进行换气的情况下使用。该 I/E 率是呼气时间上的 10 吸气时间。“吸气”是在将气体提供给动物（或其它对象）期间的时间，而“呼气”是动物（或其它对象）的排气期间的时间。因此，高 BPM，诸如约 180BPM 意味着每一呼吸持续 333ms。20/80 的 I/E 意味着该装置有 67ms 将所想要的潮气量提供给该动物（或其它对象）。该 15 阀门开启的速度可能是重要的，因为该 BPM 越快，该 I/E% 就越小，并且该阀门必须开启并将所想要量的气体提供给动物（或其它对象）的时间就越少。

该 I/E 率典型地在大约 30/70 至 60/40，但是根据所想要的结果，也可以在该范围之外变化。该 I/E 率和 BPM 在“正常”（非成像）呼吸 20 期间可以基本上固定。可以将该 BPM 和 I/E 率调节为对多次成像（超极化气体）呼吸运行不同，但是一旦该成像运行结束，这些操作参数可以返回到“正常”呼吸参数。例如参见图 11-14 的根据本发明实施例的呼吸循环。

而且，注意到 180BPM 可以是许多种小动物种类的上限范围，在某些 25 实施例中，该呼吸器 10、10' 可以工作于更低的速率。该工作参数是与动物种类/重量相关的。例如，老鼠使用比兔子更快的 BPM。动物之

间的 I/E 率可以变化,但是典型地还是保持在上述范围内。在 NMR/MRI 信号获取期间,对于小动物,诸如老鼠,该 BPM 可以为大约 30BPM。

另外,可以为单种气体或不同气体的“on-off”操作配置该值,以输送或抑止单种气体(典型地为超极化气体)或不同气体,和/或打
5 开和关闭向对象输送受控吸气的该单个或多个气体流动路程(未示出);也可以配置该气体输送阀 25,以在吸气、出气、和/或屏气换气操作之间进行选择。

该阀体和极化气体流动路程(包括该气管套管 30)及其内部组件可以由一种材料和/或选择具有抑止超极化气体的去极化(诸如由于气
10 体之间的相互作用而产生的松弛)的材料形成,和/或涂覆有该材料。可以使用涂层,诸如溶胶凝胶涂层、重氢聚合物涂层、金属薄膜涂层、和其它涂层以及抑止去极化的非磁性材料。例如参见美国专利申请 09/485476 和美国专利 US5612103 和 US6423387,其全部内容在此引作参考。例如,该阀体和/或组件可以由诸如铝、TEDLAR、TEFLON、PTFE、
15 DELRIN(醛缩醇)等材料形成,但是并不限于此。应该注意通过提供光滑表面打磨和减少 O 环的数目或选择 O 环材料来减少摩擦源,以减少摩擦。另外,可以制造该阀体有公差,以能够提供足够的密封并且还能减少阀塞与阀体插孔之间的摩擦。于是,可以考虑打磨该阀体孔、
20 与该气管内管的界面、任何 O 环压缩、以及润滑剂来减少摩擦源。该气管内管也可以通过医用生物兼容的材料配置,其也可以使用抑止超极化气体衰减的材料配置或涂覆。

可以配置阀门 25,以自动地提供根据本发明实施例按照该控制器
15 指引的呼吸输出和/或输入选择。为了讨论,气体 A 描述为超极化气体而气体 B 描述为非极化气体。在操作中,也可以使用相反的配置。
25 词语“屏气”意味着在屏气时间将气体或多种气体保持在肺中,以便于气体的生物获取和/或得到相对于正常呼吸更强的超极化气体信号。该屏气持续期可以在 5-30 秒之间。

可以致动阀门 25,以容纳:(a)气体“A”吸入;(b)气体“B”吸入;(c)气体“A”+气体“B”吸入;(d)出气;(e)部分出气
30 和屏气;(f)气体“A”吸入和屏气;(g)气体“B”吸入和屏气;(h)气体“A”+气体“B”吸入和屏气。如上所述,该超极化气体可以是超极化稀有气体,诸如 ^3He 和/或 ^{129}Xe 。该非极化气体可以是非极

化气体的混和物。可以选择该非极化气体以抑制超极化气体的去极化，并且也可以选择其用于生物兼容性。适当非极化气体的实例包括氮、氦和氩，但是并不限于此。该阀门 25 也可以用来与麻醉汽化器连接。

另外，可以配置该阀门 25 和该呼吸器系统中的气体流动路程，以
5 减少（多种）吸入气体的任何死容积。词语“死容积”表示从源至对象，诸如该阀门或下游系统中在该气体到达对象之前需要填充气体的容积。该容积越小，“浪费”的气体就越少。当配送超极化气体时，特别需要减少该死容积，因为该超极化气体填充从源至对象的流动路程容积，并且残留在死容中的任何极化气体可能变为未极化的或衰减
10 到不想要的极化水平，并且在下一个极化呼吸上适当的极化气体到达对象之前必须将其置换。

在某些实施例中，该呼吸器系统 10、10' 被配置工作于 NMR/MRI 情况下，其具有的磁场强度最高大约 5T。在其它实施例中，该呼吸器系统 10、10' 可以被配置工作于低磁场环境，典型地低于大约 100 高斯。
15 该呼吸器系统 10、10' 也可以被配置工作于中等磁场强度中，诸如大于大约 100 高斯并且高达约 1.5T，但并不限于此。

在某些实施例中，该呼吸器系统 10、10' 可以被配置，提供从大约 0.2ml 至大约 100mL 增量为 0.1mL 的潮气量控制。该呼吸器系统 10、10' 可以被配置使用从大约 5 - 180 的 BPM 范围工作，具有大约 1BPM 可
20 调的增量。该呼吸器系统 10、10' 也可以被配置，可以选择从大约 5:1 至 1:5 具有 1% 增量调节力的吸气/呼气速率，并且提供从大约 0 - 40 英寸 H₂O 具有 1 英寸 H₂O 增量的受控 PIP。该潮气量流量的范围可以为大约 0 - 5 升/分钟。该呼吸器系统 10、10' 可以被屏蔽，使得所产生的 EMI/RFI 不至于过渡地影响该气体的极化水平或该 MRI/NMR 设备的操作。
25 作。

图 7 所述为根据本发明某些实施例的控制器 15 的一个结构。如图所示，该控制器 15 可以包括至少一个 RS232 通信端口 210、身体温度监测端口 212、多个模数和/或数模端口 214、以及触发器输入/输出端口 216，其在信号获取期间或信号获取之前，可以向 NMR/MRI 系统顺序输出或产生门控触发器信号。该门控触发器信号可以与屏气周期所
30 想要部分和/或所检测到的 QRS 心脏节律中的“R”触发器相关。该控制器 15 也可以包括生理监视器连接端口 218，其接受关于心率、ECG、

血压、氧饱和水平、呼气期间的 CO_2 、体温等其中至少一个的数据，以及压力转换器输入端口 219。

该温度监视器可以监视动物内部体温，并且指导对动物加热和/或冷却，以将该温度维持在所想要的范围中。该温度监视器可以独立于
5 该控制器 15。

图 8 所述为带有接口模块的控制器 15 的一个实施例，其具有多个与远程、周边和/或集成器件连接的不同接口连接。如图所示，所述连接或端口包括连接到该质量流量控制器的控制线 251，与第一和第二传感器之间的通信线 252、253，以及与气体输送阀连接的控制线 254。
10 该控制器 15 也可以具有气体输送阀控制线 255，其配置用来控制和指引该流量方向，即吸气/呼气，触发事件监视线 256，以及生理数据收集通信线 257。如图所示，该控制器 15 也可以包括通信端口 259，用于接受用户输入的操作参数，并且可以包括通信端口或线 258，其与 NMR/MRI 装置或系统线配合以记录潮气量/PIP 或有关 NMR/MRI 信号获
15 取或图像的其它信息。

图 9 所述为根据本发明实施例的呼吸器系统 10'' 的另一个实施例。该实施例可以特别适合于在特定的潮气量操作模式中近似及时（即刚刚之前或在该期间）向 MRI/NMR 成像或信号获取分配极化气体或气体混合物。如图所示，该极化气体源 43 在压力容器内部 180 中包括可
20 压缩贮存器（container）180b。在该实施例中，将恒定流量的氮送入控制流入该容器 180 中的氮的可变流量压力调节器。该容器 180 中的氮压缩该贮存器 180b，其将该超极化气体（ H_p ）排放到该气体输送阀 25。压力传感器 26 位于该贮存器中，并且测量用来压缩该贮存器 180b 的压力 P_c 。根据用来挤压该袋的气体的属性，按照需要，可以将从正
25 常呼吸（非极化气体）得到的 PIP 用作通过常数或因子调节的该压力 P_c 。也就是，氮气和空气具有相同的属性，因此可以使用正常呼吸压力。然而，氮的密度较小，并且可以使用空气对氮的修正因子，以提供所想要的压力（例如，X cc 的空气 = Y cc 的氮）。该潮气量 V_T 可以是与在正常呼吸周期中所计算的相同的值。

30 在操作中，该系统 10'' 通过挤压该容器 180 中的腔 180c 向袋 180b 施加压力。可以将该腔 180c 的压力挤压到大于“当前”PIP 压力（取为基本上实时的动态测量）。该腔 180c 的压力可以通过将该 PIP 乘以

常数调节因子确定，以调节该动物的密度和距离中的差异。

图 16 所示为根据本发明实施例的可以对对象进行换气的操作的方框图。如图所示，换气系统可以配置有气体输送阀和可调谐的射流容量（方框 400）。该系统可以配置有可调谐的容量容积，其至少是所进行评估的目标对象的肺部大小的大约 3 倍，典型地至少是大约 10 倍，并且更典型地至少是大约 100 倍（方框 401）。可以根据所进行评估的动物种类的肺部的平均大小选择该容量大小。可以通过调节保持在该气体输送阀上游的该系统歧管中的射流容量来调谐该系统（方框 405）。

10 可以通过维持基本上恒定压力来进行该调谐（方框 406）。可以通过选择性地配合或拆除一个或多个固定容量管线或贮存器（方框 407），和/或通过使用可以向该系统注入和从其中抽取流体来调节该容量的注射器来进行该流体的增加和/或减少。

图 10A 所述为带有可变质量流量调谐系统的呼吸器系统 10a 的一个实施例，其具有可调谐的容量 C，其可以减少压力变化并平缓该系统 10a 的工作压力。如图所示，该系统 10a 配置有增加的射流容积 301 和注射器 300 或其它输入/输出射流调节机构，其可以增加和/或除去所想要控制量的流体，以调谐该系统并在第一传感器 21 创建基本上恒定的压力（如图 5B 中所示）。该容量容积可以在大约 50-1500ml 之间。该系统 10a 也可以包括设置在该质量流量控制器 18 上游的压力调节器 16。该容量通过该气体输送阀 25 上游的射流容积 301 定义。该容量可以至少为肺部容积的 10 倍，并且典型地至少为该对象肺部容积的 100 倍。于是，例如对于具有 3ml 肺容量的对象，该系统 10a 可以配置有 300ml 的射流容量（fluid capacitance）。

25 图 10B 所述为系统 10b 的另一个实施例。在该实施例中，三路阀门 114 可以位于该质量流量控制器 18 与极化气体源 43 的中间。该系统 10b 也可以包括与该三路阀门 114 连通的压力调节器 14 和该质量流量控制器 18 上游的压力调节器 16。在操作中，当该系统处于潮气量分配模式（工作用来分配所选择的预定潮气量的超极化气体）中时，该三路阀门 114 被配置用来临时与该质量流量控制器 18 脱离。可以通过该压力调节器 14 和贮存器或肺容量 301（由一个或多个上游贮存器或固定容积（与该线串连或并联）定义）控制或设置该氮气压力，以在

极化气体的该潮气量的分配期间保持该压力基本上为稳态。在受控压力下的氮气然后进入容器 180，挤压该超极化气体的袋 180b。在美国专利 US6423387 中描述了适当袋的实例，其全部内容在此引作参考。

图 11 所述为在换气期间该呼吸周期的基本分量。如图所示，这是一个吸气和呼气持续期，其可以根据该 I/E 比率选择。在图 11 中所示的该实施例中，也存在用于输入触发器延迟 $300t_i$ （用于获得 MRI/NMR 信号的触发器）的区域的计时，以从该循环的这一时刻启动预定延迟周期。图 12 示出该呼吸循环具有屏气部分和用于输出触发器延迟的三个可能区域：从开始吸气的输出触发器延迟 $300t_{or}$ ；从开始屏气时间的输出触发器延迟 $300t_{on}$ ；从开始呼气的输出触发器延迟 $300t_{os}$ 。

图 13 和 14 所述为该呼吸循环的不同部分，其中用于启动该极化气体的屏气时间。图 13 所述为吸气停止，并且图 14 所述为呼气停止。

图 17 和图 17A-I 所述为根据本发明实施例的自动呼吸器系统 10d 的实例。如图所示，该系统 10d 包括气体控制模块 500，其可以被配置位于套装（desktop enclosure）中。该气体控制模块 500 包括呼吸气体控制系统 510、极化气体控制系统 520、和气体输送阀 25 控制系统 530。该呼吸气体控制系统 510 包括第一呼吸气体输入 500i，其具有相关的压力传感器、阀门、和调节器、以及质量流量控制器 18 与第一压力传感器 21。如图所示，该呼吸气体控制部分 510 也可以与可调节的容量容积贮存器 301（在某些实施例中其可以具有大约 50 - 1500ml 之间或更多的容量容积）连通。任选地，该呼吸气体控制系统 510 也可以与麻醉喷雾器和/或洗涤器连通。可以使用小内径的导管（典型地大约为 1/8-1/16 英寸）连接各组件。也如图所示，该呼吸气体控制系统 510 可以包括任选的第二呼吸气体输入 500i₂。

该极化气体控制系统 520 也可以包括压力调节器、压力传感器、和与该极化气体源 43 连通的各阀。该极化气体源 43 又通过小内径的极化友好管道（所示为 1/16 英寸 id 的管道）与该气体输送阀 25 连通。

该极化气体输送阀 25 控制系统 530 包括压力调节器和压力转换器以及一系列阀门，阀门控制吸气、呼气 and 向该对象输出气体。所示的该配置考虑使用了隔膜阀 25，但是如上所述，也可以使用其它气体输送阀 25 配置，并且相应地修改气体输送阀控制系统 530。在某些实施例中，诸如当压力过渡不够理想和/或出现问题的时候，可以向转换器

管线添加孔 (orifice) (未示出)。

该控制模块 500 可以被配置地与各种组件和周边装置连通。如图所示, 该系统 10d 可以包括生命特征/供电电源模块 550, 其也可以设置在安装该控制模块 500 的套装外壳中。该生命特征/供电电源模块 550 可以包括与血压传感器 550s 连通的血压子模块 552, 与心脏监视传感器 550s 连通的心率计子模块 553, 以及气压子模块 551。该系统 10d 也可以包括具有温度控制器 570 的毯状加热垫 560。该系统 10d 还可包括任选的 CO₂ 分析器 575₁, 和/或与该阀门 25 的出气口 25v 连接的洗涤器 575₂。如图通过该指示 600 和软件控制盒所示, 该系统 10d 可以是受控用于自动操作的软件。

在某些实施例中, 如图 17A 中所示, 该系统可以采用两个质量流量控制器 18 和 18₂。质量流量控制器可以用来在非极化气体换气期间混和标准呼吸气体 (诸如氧气和空气)。该系统可以被配置用来自动地控制该补充质量流量控制器的操作, 以向该对象输送所想要的混合物、混和或浓缩的气体 (诸如提供大约 30% 氧气与 70% 空气的混合物)。

注意到, 上述关于这里所描述的呼吸器的一个实施例的特征可以应用于其它实施例。

如本领域的熟练技术人员会理解的是, 本发明可以实施为方法、数据或信号处理系统、或计算机程序产品。相应地, 本发明可以采取的形式有全硬件实施例、全软件实施例或硬件与软件组合的实施例。而且, 本发明可以采取计算机可使用的存储媒体上的计算机程序产品的形式, 其上面具有实施在该媒体中的计算机可使用的程序代码装置。可以使用任何适当的计算机可读媒体, 包括硬盘、CD-ROM、光存储器装置或磁存储器装置。

该计算机可使用的或计算机可读的媒体例如可以是电、磁、光、电磁、红外、或半导体系统、设备、装置或计算机媒体, 但并不限于此。该计算机可读媒体的更具体实例 (不完全列表) 可以包括下列: 具有一条或多条线的电子连接、便携计算机盘、随机访问存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、可擦除可编程只读存储器 (EPROM 或闪存)、光纤和便携微型盘只读存储器 (CD-ROM)。注意到, 该计算机可使用的或计算机可读的媒体甚至可以是纸或其上印有程序的其它适当媒体, 因为该程序可以是电子捕获的, 例如通过对该纸或其它媒

体进行光学扫描，然后如果需要以适当的方式编译、解释或处理，并然后存储在计算机存储器中。

用于执行本发明操作的计算机程序代码可以以面向对象的编程语言书写，诸如 Java7、Smalltalk、Pythod、或 C++。然而，用于执行
5 本发明操作的该计算机程序代码也可以以常规的处理编程语言书写，诸如 C 编程语言或者甚至是汇编语言。该程序代码可以作为独立的软件包完全在用户的计算机上、部分地在用户的计算机上、部分地在用户的计算机上并且部分地在远程计算机上或者完全在远程计算机上执行。在后一种情况下，该远程计算机可以通过局域网（LAN）或广域网
10 （WAN）与用户的计算机连接，或者可以与外部计算机连接（例如通过使用 ISP（互联网业务运营商）的互联网）。

图 15 的方框图为数据处理系统的示范实施例，其描述了根据本发明实施例的系统、方法和计算机程序产品。该处理器 310 通过地址/数据线 348 与该存储器 314 通信。该处理器 310 可以是任何商用的或定制的微处理器。该存储器 314 表示包含用来实施该数据处理系统 305
15 的功能的软件和数据的存储器装置整体体系结构。该存储器 314 可以包括下列类型的装置：高速缓存、ROM、PROM、EPROM、EEPROM、闪存、SRAM 和 DRAM，但是并不限于此。

如图 15 中所示，该存储器 314 可以包括在该数据处理系统 305 中使用的几类软件和数据：操作系统 352；应用程序 354；输入/输出
20 （I/O）装置驱动器 358；具有可选择的吸气潮气量和 PIP 操作模式的自动动态压力反馈流调节模块 350；以及数据 356。

数据 356 可以包括换气系统操作数据 362，其可以从该换气系统中得到，患者生理数据，和/或可以从 NMR 分光镜检查或 MRI 系统 320
25 得到的 NMR/MRI 数据。如本领域的熟练技术人员会理解的是，该操作系统 352 可以是适合于该数据处理系统使用的任何操作系统，诸如来自国际商业机器公司（IBM），Armonk, NY 的 OS/2、AIX 或 OS/390，来自微软公司（Microsoft），Redmond, WA 的 WindowsXP、WindowsCE、WindowsNT、Windows95、Windows98 或 Windows2000，来自 Palm 公
30 司的 PalmOS，来自苹果计算机公司的 MacOS，UNIX，FreeBSD 或 Linux，私有操作系统或专用操作系统，例如用于嵌入数据处理系统。

该 I/O 装置驱动器 358 典型地包括由该应用程序 354 通过该操作

系统 352 访问的软件程序，以与装置进行通信，诸如（多个）I/O 数据端口、数据存储器 356 和某些存储器 314 组件和/或图像获取系统 320。该应用程序 354 是实施该数据处理系统 305 的各种特征的程序说明，并且优选地包括至少一个支持根据本发明实施例的操作的应用程序。

- 5 最后，该数据 356 表示由该应用程序 354、该操作系统 352、该 I/O 装置启动器 358 和位于该存储器 314 中的其它软件程序使用的静态和动态数据。

虽然已经例如参照作为图 15 中的应用程序的该反馈模块 350 描述了本发明，但是本领域的熟练技术人员可以理解的是，根据本发明的教导也可以使用其它配置。例如，该压力反馈模块 350 也可以包括在
10 该操作系统 352、该 I/O 装置驱动器 358 或该数据处理系统 305 的其它这种逻辑划分中。于是，本发明不应该限制为图 15 中所示的配置，而是意欲包括能够执行这里所述操作的任何配置。

在某些实施例中，该压力反馈模块 350 包括用于定时输送所想要的吸入（多种）气体的计算机程序代码，并且可以包括用于跟踪所分配超极化气体的极化水平数据的代码。该模块 350 可以指导启动操作，其会自动地对该系统排序以所想要的每分钟呼吸速率、所想要的 I/E
15 率、目标屏气时间输出，并且可以根据所感测的压力自动地调节该系统中的压力。

20 该 I/O 数据端口可以用来触发 NMR/MRI 信号获取和/或在该数据处理系统 305 与该 NMR/MRI 数据获取系统 320 或另一计算机系统、网络（例如互联网）或通过该处理器控制的其它装置之间传送信息。这些组件可以是常规组件，诸如在许多常规数据处理系统中所使用的组件，其可以根据本发明的实施例进行配置，以按照此处所述进行操作。

25 虽然已例如参照程序、功能和存储器的特定划分描述了本发明，但是本发明不应该限制为这种逻辑划分。于是，本发明不应该解释为限制为图 15 中所示的配置，而是意欲包括能够执行这里所述操作的任何配置。

这里，某些附图的流动路程图和方框图描述了可能实施根据本发明的探针单元估计装置的体系结构、功能和操作。因此，流动路程图
30 或方框图中的每一框表示模块、分段、或部分代码，其包括用于实施（多个）指定逻辑功能的一个或多个可执行的指令。某些流动路程图

和方框图描述的方法用于操作超极化剂或其组件，以根据本发明的实施例产生极化气体。因此，该流动路程图或方框图中的每一框表示模块、分段、或部分代码，其包括用于实施（多个）指定逻辑功能的一个或多个可执行的指令。应该注意到的是，在某些替换实施例中，方框中所提到的功能可能不是按照附图中提到的顺序出现。例如，相继显示的两个方框实际上可能基本上同时执行，根据所包括的功能，或者块可能有时以相反的顺序执行。

如上所述，该系统 10、10'、10''、10a、10b 可以被配置来根据流入该系统的流量等于流出该系统的流量的原理工作。下面提供的非限制性的实例进一步描述了本发明。

实例

下面列出操作序列的该实例可以用来从该呼吸器输送气体。

1.1) 固定容积计算：

1.1.1) 计算从该吸气端口向包括该压力转换器的动物连接点的系统的固定容积。可以通过使用质量流量控制器和压力转换器的自动序列进行该计算，或通过使用容积计算和已知的管长度和直径进行该计算。

1.1.2) 自动序列可以包括下列步骤：

1.1.2.1) 提示/指导用户将在该动物连接点的该管封口。

1.1.2.2) 提示该用户所要进行换气的对象（动物）的类型。

1.1.2.3) 将该吸气/呼气比设置为 50%。

1.1.2.4) 将该 BPM 和该 PIP 设置为用于所要进行换气的动物的预编程的系统默认值。

1.1.2.5) 指导该系统为所选择的动物以默认流速进行流动。

1.1.2.6) 调节流速，直至 PT1 的压力读数基本上与 PT2 的压力读数匹配，公差在预定的范围内。

1.2) 一旦达到稳态压力，如下确定该容积：

固定容积 = $V_{cal} = FR / (BPM \cdot ((PT8 / 1033.51 \text{ cmHg}) + 1 \text{ ATM}))$ 。

其中 FR = 流速。

1.3) 正常呼吸气体输送：

1.3.1) 用户将该动物类型输入到与该呼吸器系统相关的输入装置（计算机触摸屏、键盘等）中。

1.3.2) 用户输入所想要的 PIP 或潮气量 (V_T)。

1.3.3) 用户输入所想要的吸气/呼气比。

1.3.4) 用户输入所想要的 BPM。

注意，可以编程为特定动物的每一可选择的参数和/或动物的大小的默认设置。

1.3.5) 在 PIP 模式中：（注意在 PT2 读取 PIP）

1.3.5.1) 该系统根据所校准的容积 V_{cal} 计算起始流速 (FR)。该计算可以基于 $FR_{total} = FR_{cal} + FR_{animal}$ ；其中 FR_{cal} 是用来将该固定容量从 1ATM 增加到所想要的 PIP 的流量，并且 FR_{animal} 是用来在所想要的 PIP 向该动物输送默认潮气量的流速。

1.3.5.2) 可以根据下列建立或估计初始流速：

1.3.5.2.1) $FR_{cal} = BPM \times ((1 + (PIP_{desired}/1033.51\text{cmH}_2\text{O})) \times V_{cal}$ 。

1.3.5.2.2) $FR_{animal} = BPM \times V_{Tdefault}$ 。

1.3.5.2.3) $FR_{total} = FR_{cal} + FR_{animal}$ 。

1.3.5.3) 然后可以启动流动。

1.3.5.3.1) 如果 $PIP_{read} < PIP_{desired}$ ，那么该 FR 可以（逐渐地）增加，直至达到所想要的 PIP。

1.3.5.3.2) PIP 可以基于多个循环，典型地是 5 个相邻循环的平均。

1.3.5.3.3) 如果 $PIP_{read} > PIP_{desired}$ ，那么该 FR 可以（逐渐地）减小，直至达到 $PIP_{desired}$ 。

1.3.5.3.4) 如果不能达到 $PIP_{desired}$ ，那么可以向用户指示错误。

1.3.5.4) 在 PIP 读数已经稳定之后：

1.3.5.4.1) PIP 应该是该稳定读数，单位是 cmH_2O 。

1.3.5.4.2) 然后可以计算潮气量：

1.3.5.4.2.1) $V_T = V_{Total} - V_{fixed}$ 。

1.3.5.4.2.2) $V_{fixed} = V_{cal} \times ((PIP_{read}/1033.51\text{cmH}_2\text{O}) + 1)$ 。

1.3.5.4.2.3) $V_{Total} = FR/BPM \times ((PIP_{read}/1033.51\text{cmH}_2\text{O}) + 1)$ 。

1.3.5.4.3) 一旦已经计算了潮气量，可以测试其，看其是否在进行换气的该动物的最小 (V_{Tmin}) 与最大 (V_{Tmax}) 范围内。

1.3.5.4.4) 如果 $V_T < V_{Tmin}$ ，那么该 $PIP_{desired}$ 应该增加，并且可以

向该用户发送错误消息。

1.3.5.4.5) 如果 $V_T > V_{Tmin}$, 那么该 $PIP_{desired}$ 应该减小, 并且可以向该用户发送错误消息。

1.3.6) 在 V_T 模式中:

5 1.3.6.1) 该系统可以基于该用户所输入的该所想要的 V_T 计算起始 FR。

1.3.6.1.1) $FR_{total} = FR_{cal} + FR_{animal}$ 。

1.3.6.1.2) $FR_{animal} = BPM \times V_{Tdesired}$ 。

1.3.6.1.3) $FR_{cal} = BPM \times ((1 + (PIP_{default}/1033.51\text{cmH}_2\text{O})) \times V_{cal}$ 。

1.3.6.2) 每次该 PIP 稳定时可以计算 V_T 。

1.3.6.2.1) $V_T = V_{Total} - V_{fixed}$ 。

1.3.6.2.2) $V_{fixed} = V_{cal} \times ((PIP_{read}/1033.51\text{cmH}_2\text{O}) + 1)$ 。

1.3.6.2.3) $V_{Total} = FR/BPM \times ((PIP_{read}/1033.51\text{cmH}_2\text{O}) + 1)$ 。

15 1.3.6.3) 如果 $V_T < V_{Tdesired}$, 那么 $PIP_{desired}$ 可以增加。

1.3.6.4) 如果 $V_T > V_{Tdesired}$, 那么 $PIP_{desired}$ 可以减小。

1.3.6.5) 可以测试该 PIP, 看其是否在正进行成像的该动物的最小 PIP (PIP_{min}) 与最大 PIP (PIP_{max}) 之外。

20 1.3.6.5.1) 如果 $PIP_{min} < PIP_{read} < PIP_{max}$, 那么就不产生错误消息, 并且可以使用该新值。

1.3.6.5.2) 如果 $PIP_{read} < PIP_{min}$, 那么该 PIP 增加, 并且可以向该用户显示错误消息。

1.3.6.5.3) 如果 $PIP_{read} > PIP_{max}$, 那么该 PIP 降低, 并且可以向该用户显示错误消息。

25 1.3.6.6) 改变该 PIP 值将使得计算机程序或软件改变该 FR 设置点。

1.3.6.7) 一旦达到所想要的 V_T , 该 PIP 将为 PIP_{read} 。

1.4) 成像气体呼吸:

30 1.4.1) 来自该正常呼吸分析的 PIP 可以用作压力来挤压该极化气体源。

1.4.2) 可以假定该 V_T 与在该正常呼吸循环中所计算的相同。

1.4.3) 可以通过常数因子基于用来挤压该袋的气体的属性调节

施加给该袋的实际压力。

总之，本发明的换气系统能够让计算机控制和调节输送给该动物的潮气量和峰值吸气压力。该系统也可以被配置能够从该气体输送阀的两侧得到数据反馈，并且在该装置的操作期间利用该反馈来进行自动调节。该系统可以包括质量流量控制器，从而可以确定输送给该动物的摩尔浓度。

前述是对本发明进行的描述，并且本发明不应该解释为对前述的限制。虽然已经描述了本发明的几个示范实施例，但是本领域的熟练技术人员能够直接认识到，本质上不脱离本发明的新颖教导和优点，在10 这些示范实施例中可以进行许多改变。相应地，所有这些改变意欲包括在如权利要求书所定义的本发明的范围内。在权利要求中，所使用的装置加功能的从句意欲覆盖这里所描述的执行所述功能的结构，并且不仅仅是结构等同物，而且也是等同结构。因此应该理解的是，前述只是对本发明进行的描述，并且本发明不应该被认为是限制为所公开的15 的具体实施例，并且对所公开的实施例进行的修改，以及其它实施例也包括在所附权利要求书的范围中。本发明通过下面的权利要求书、以及包括在其中的权利要求的等同物定义。

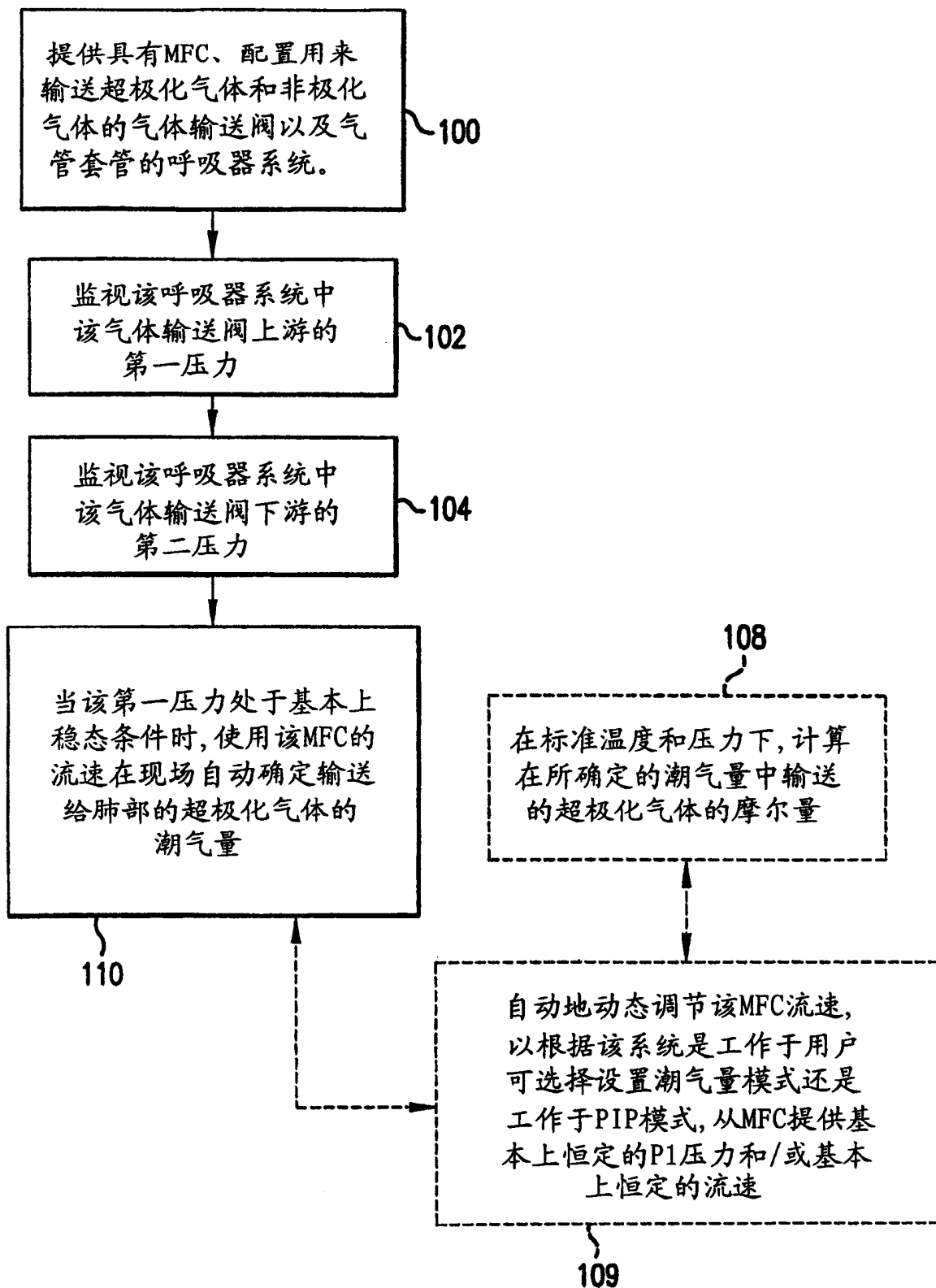


图 1

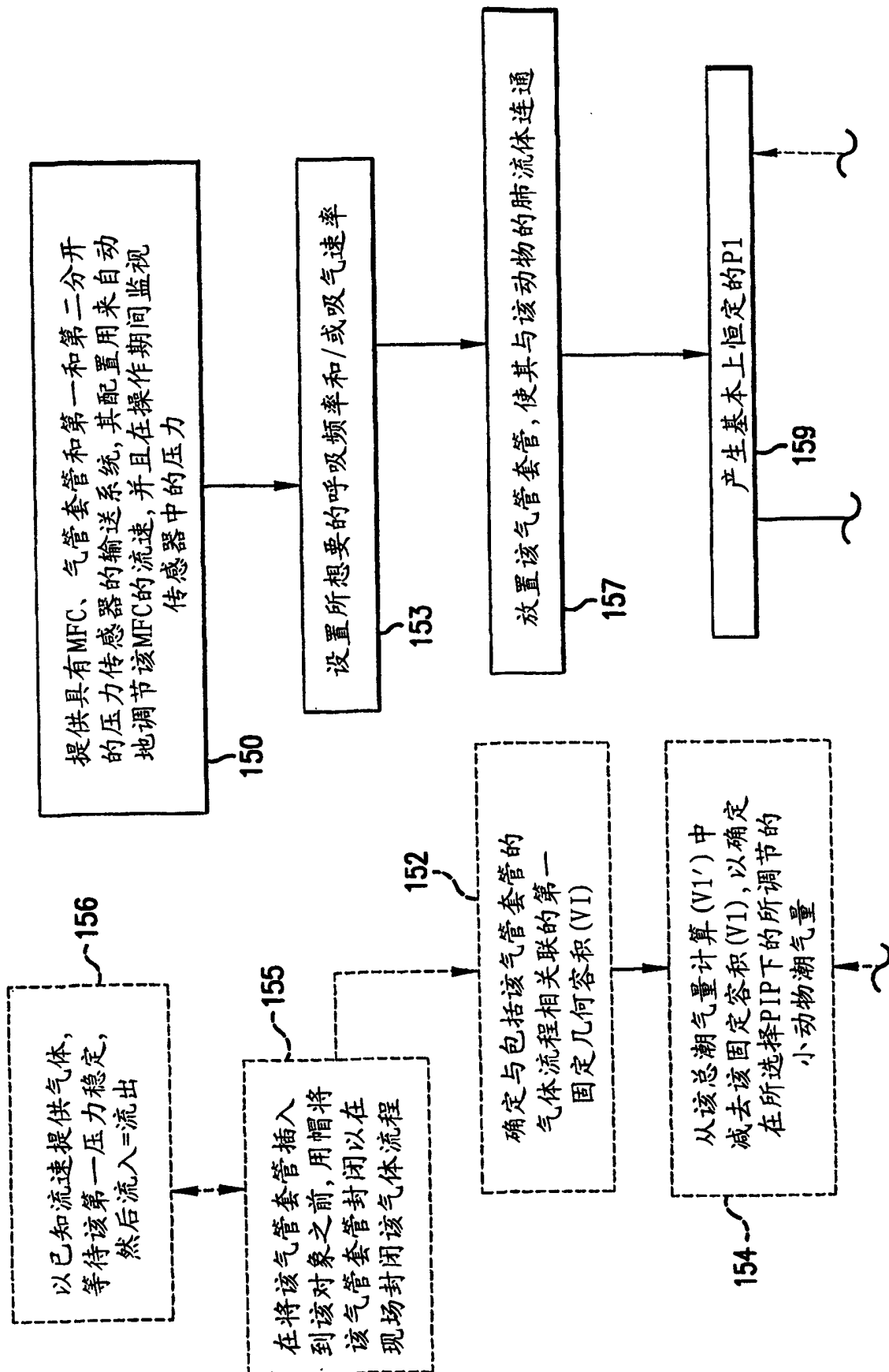


图 2A

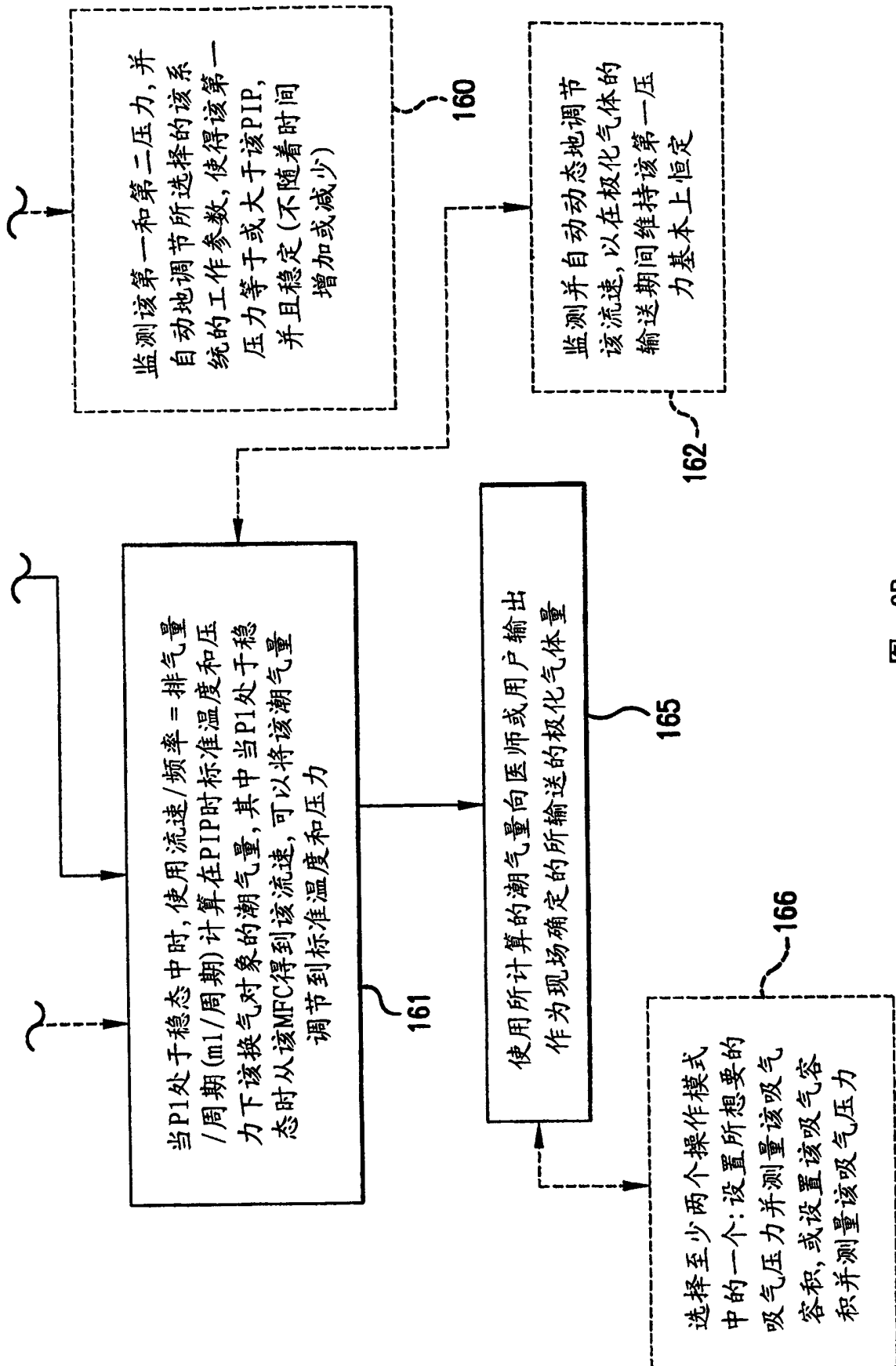


图 2B

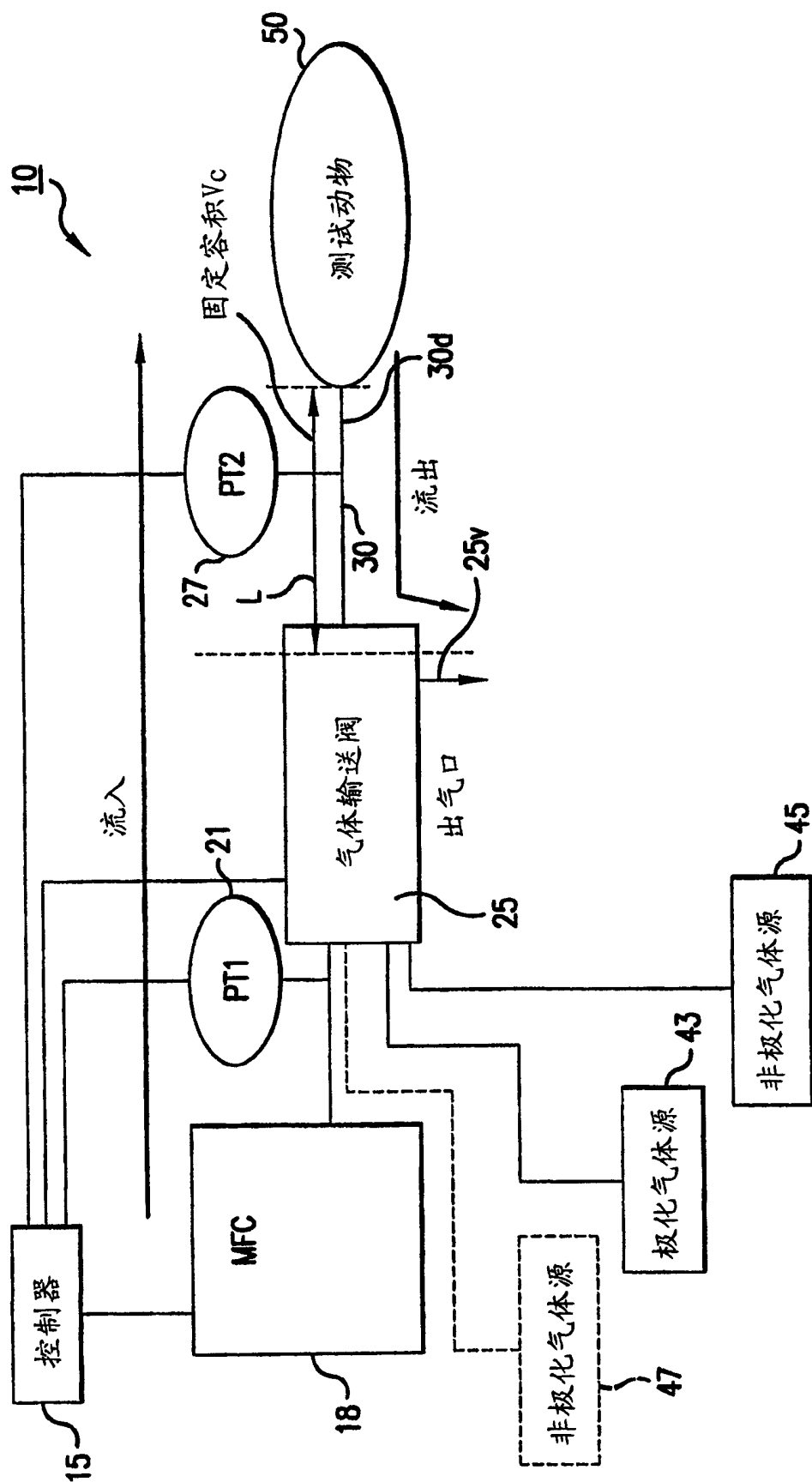


图 3A

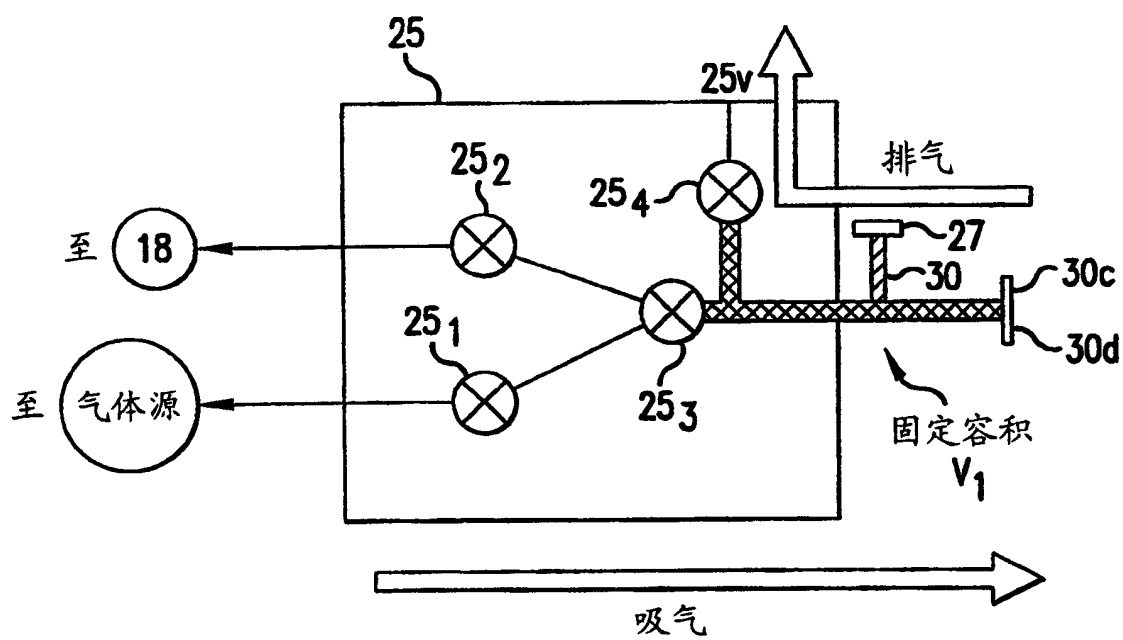


图 3B

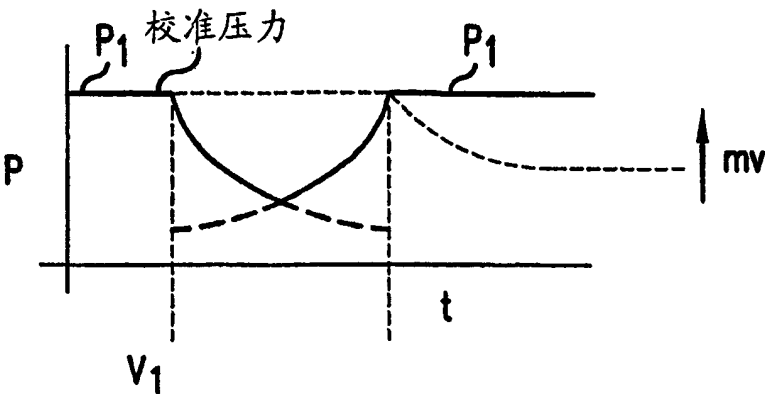


图 4

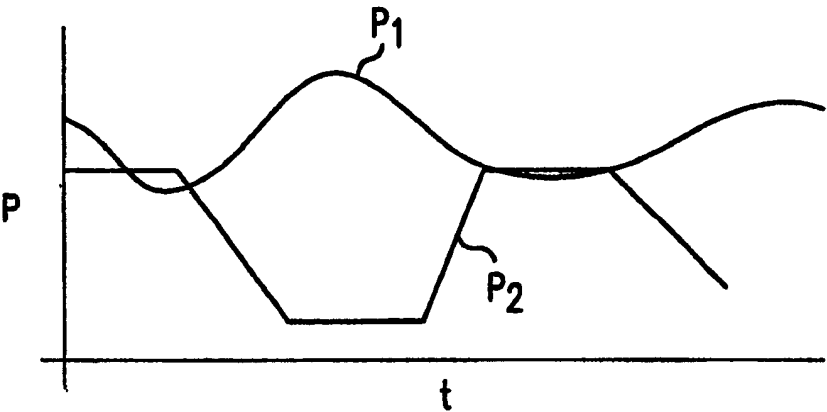


图 5A

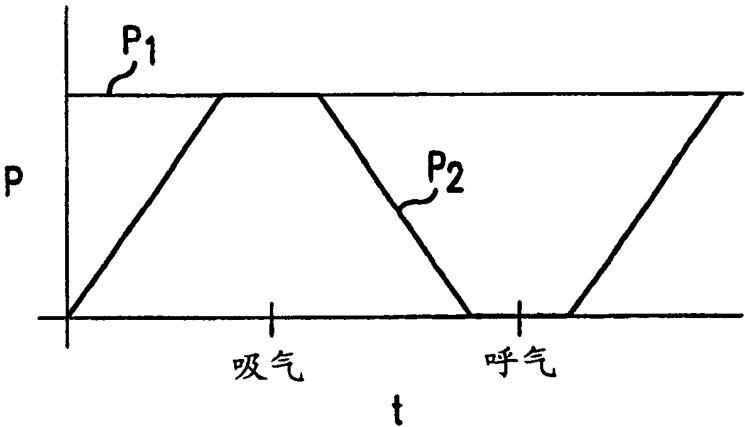


图 5B

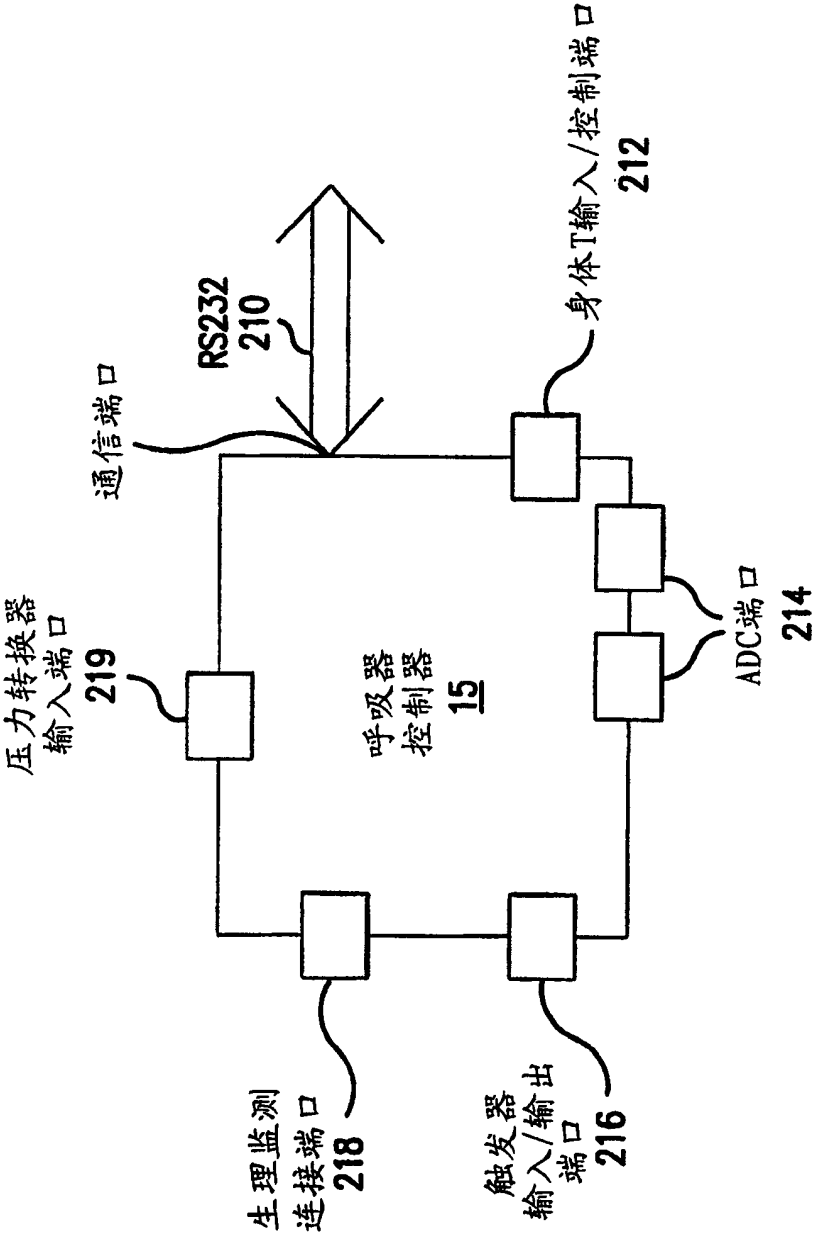


图 7

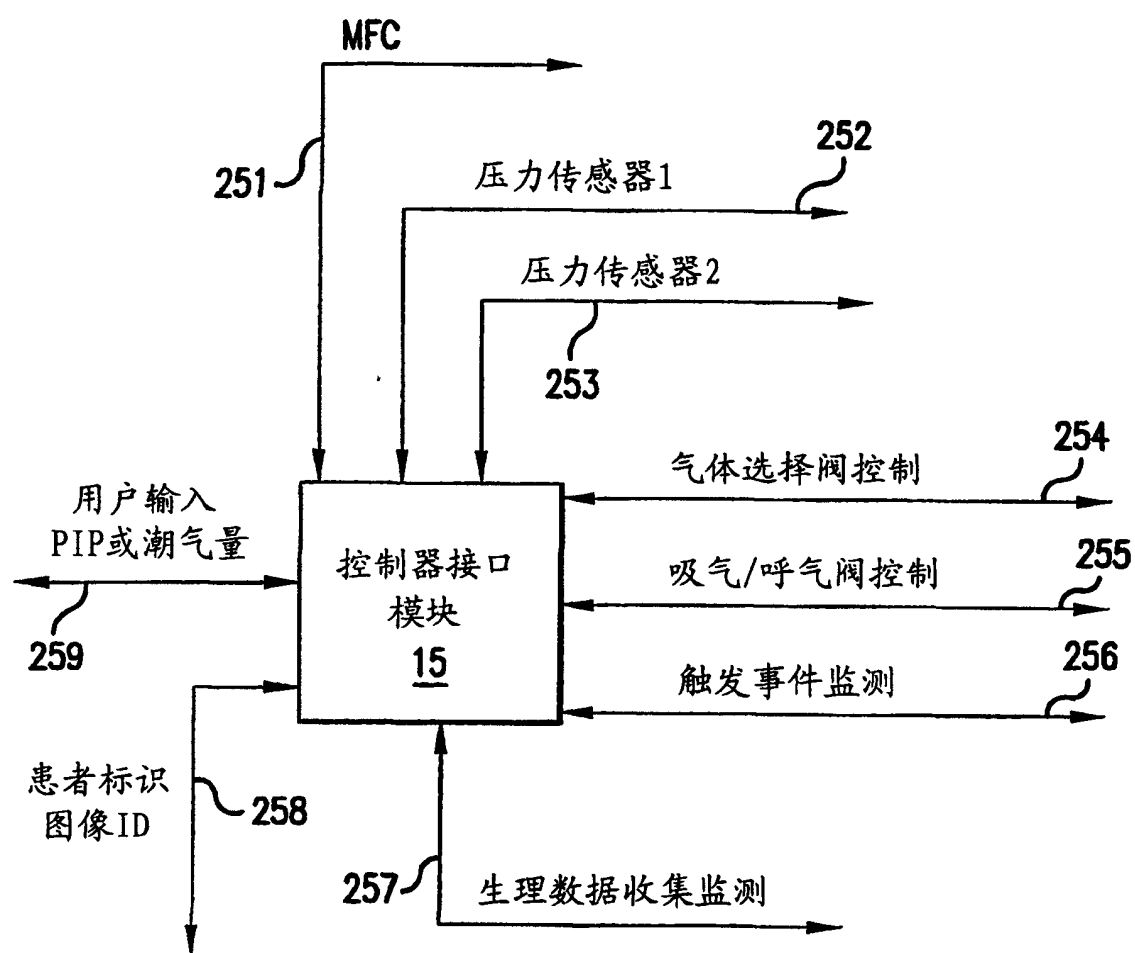


图 8

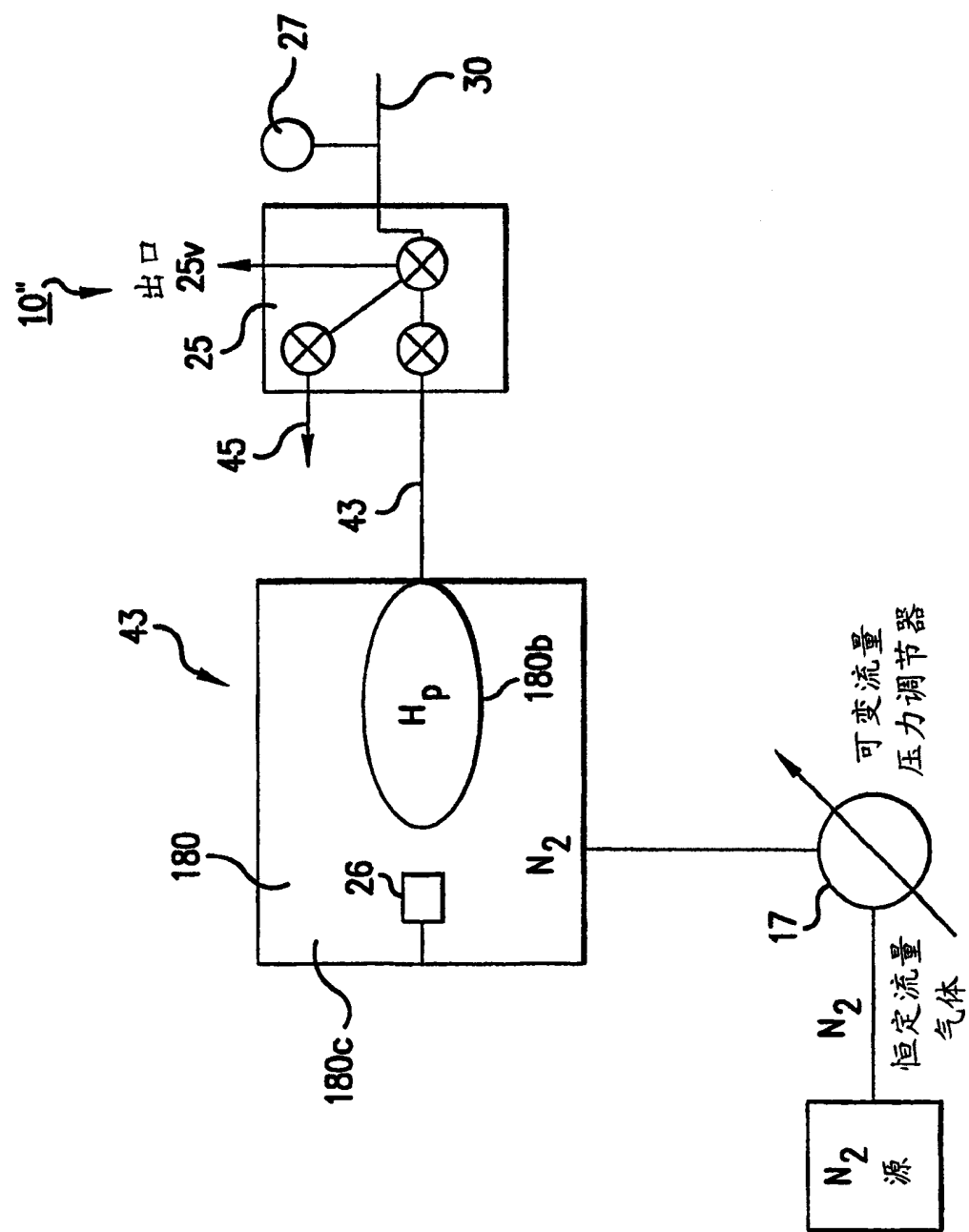


图 9

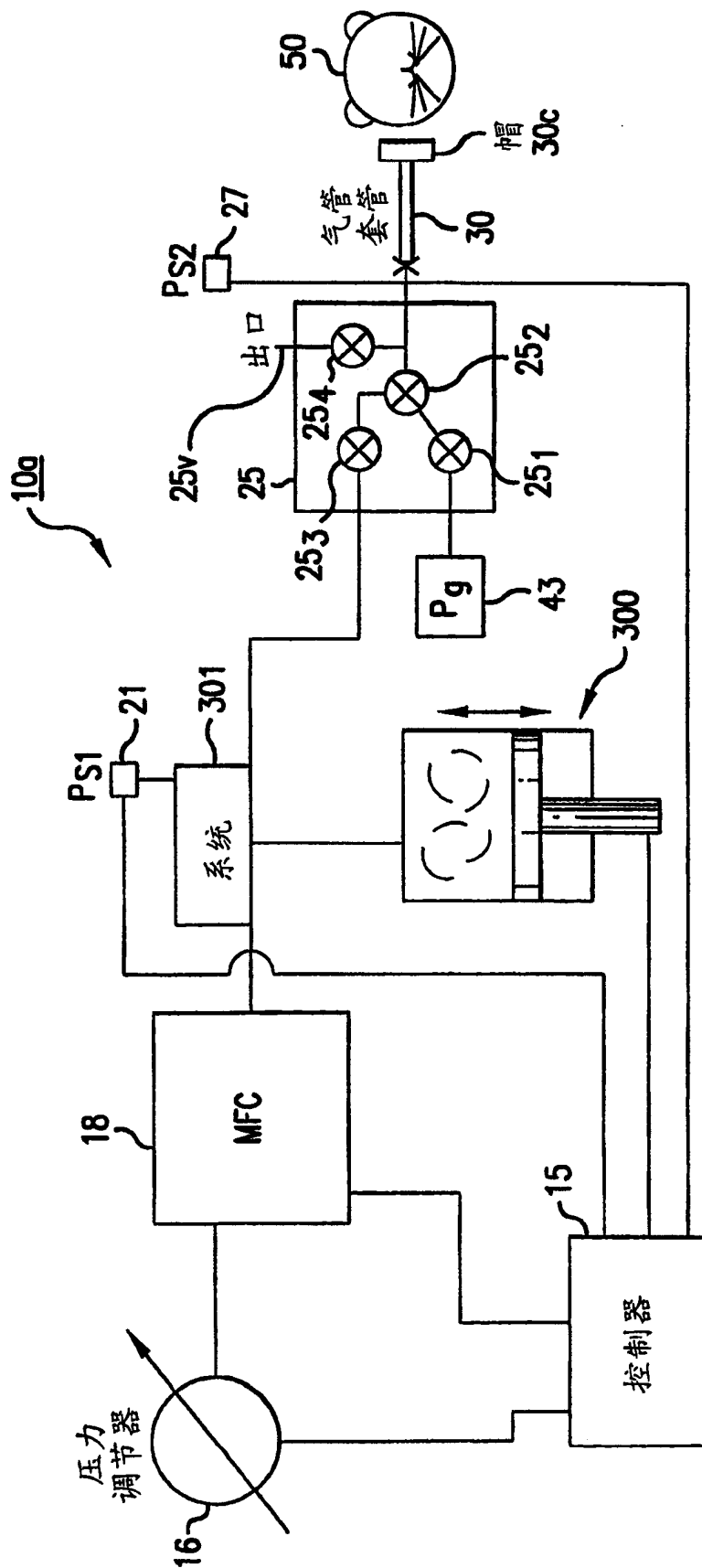


图 10A

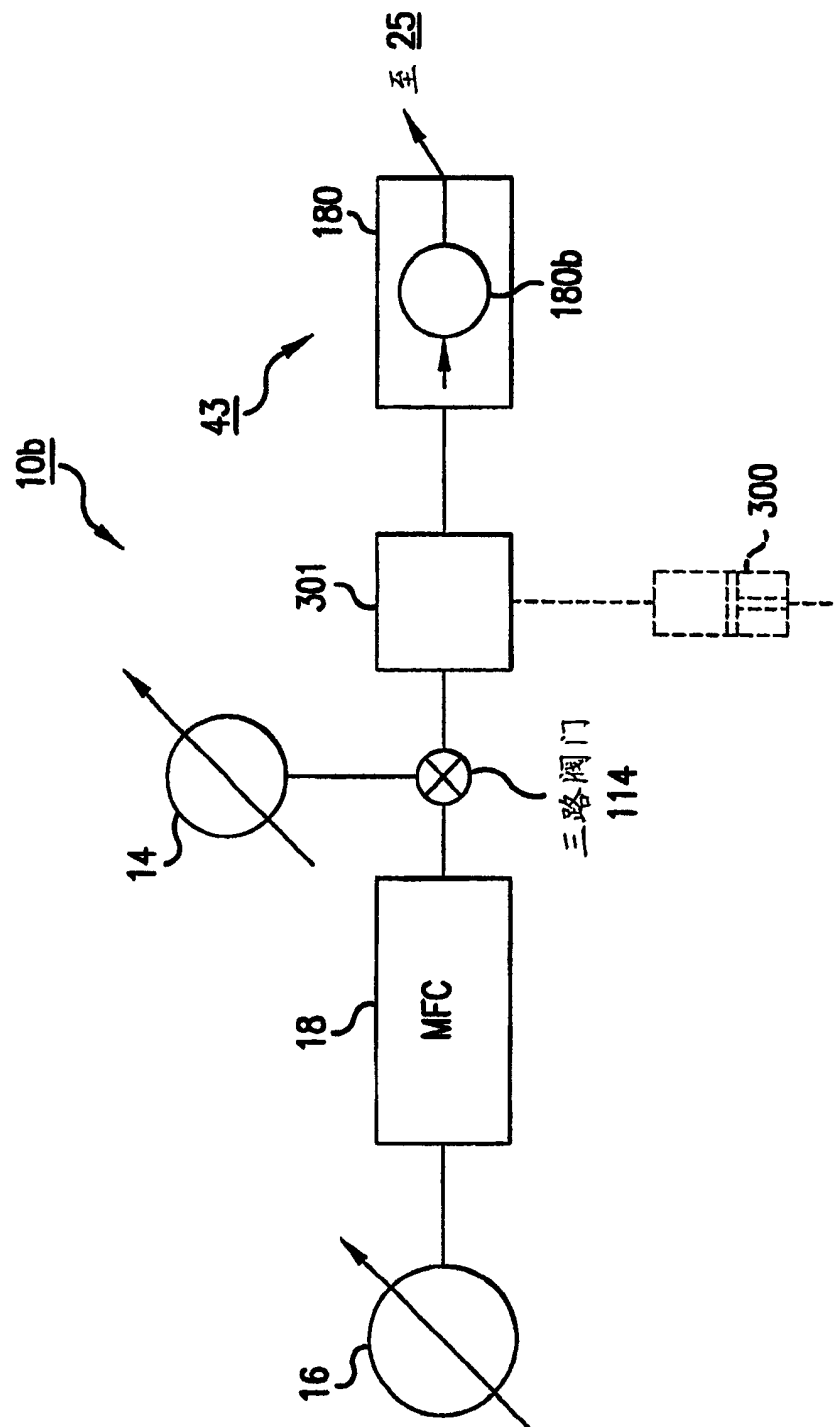


图 10B

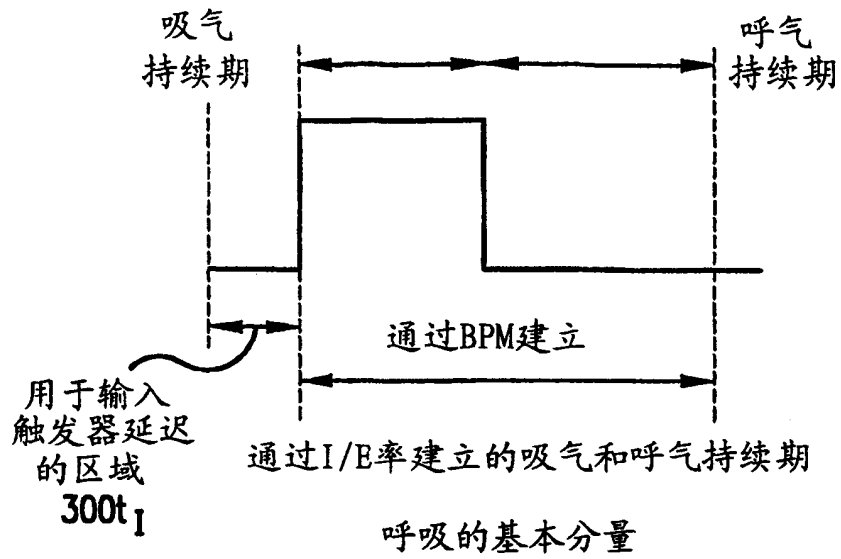


图 11

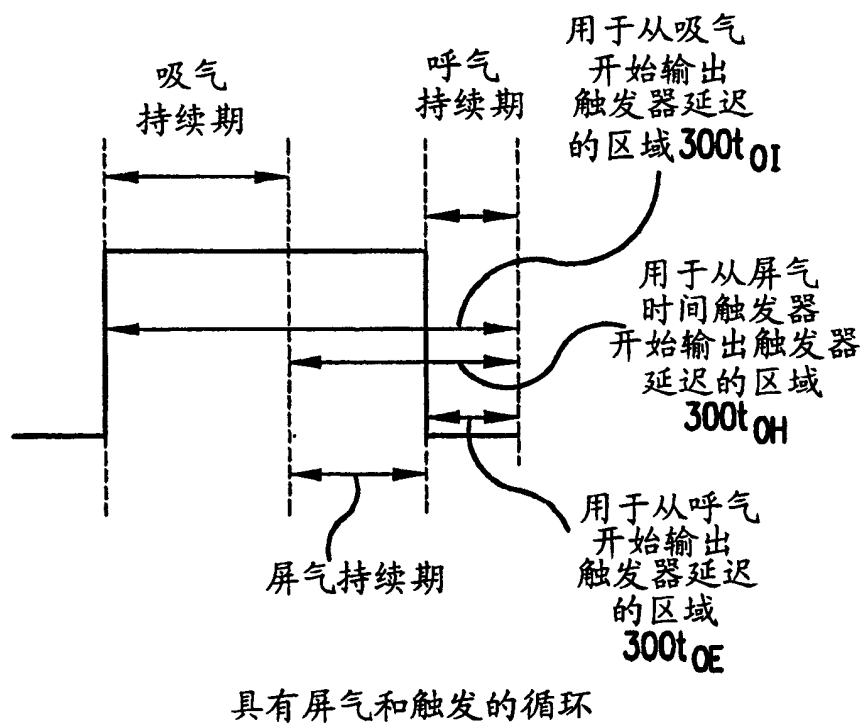
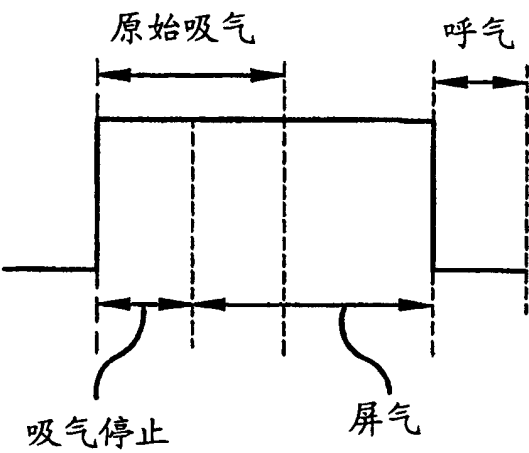
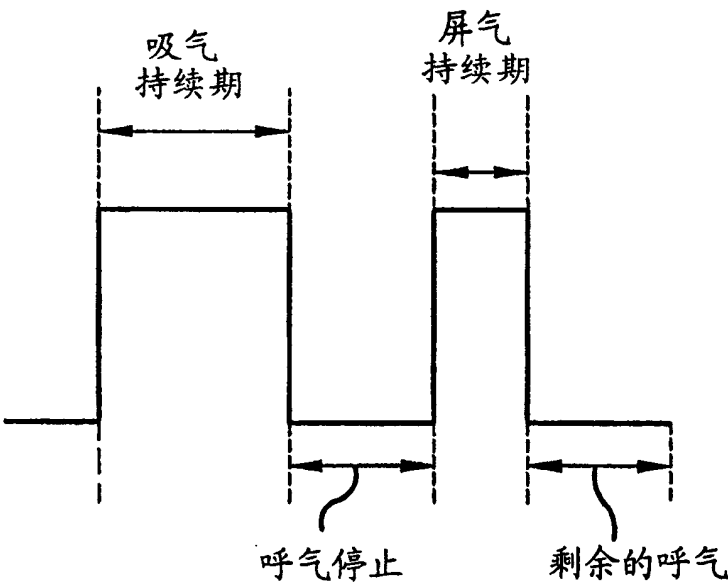


图 12



吸气停止

图 13



呼气停止

图 14

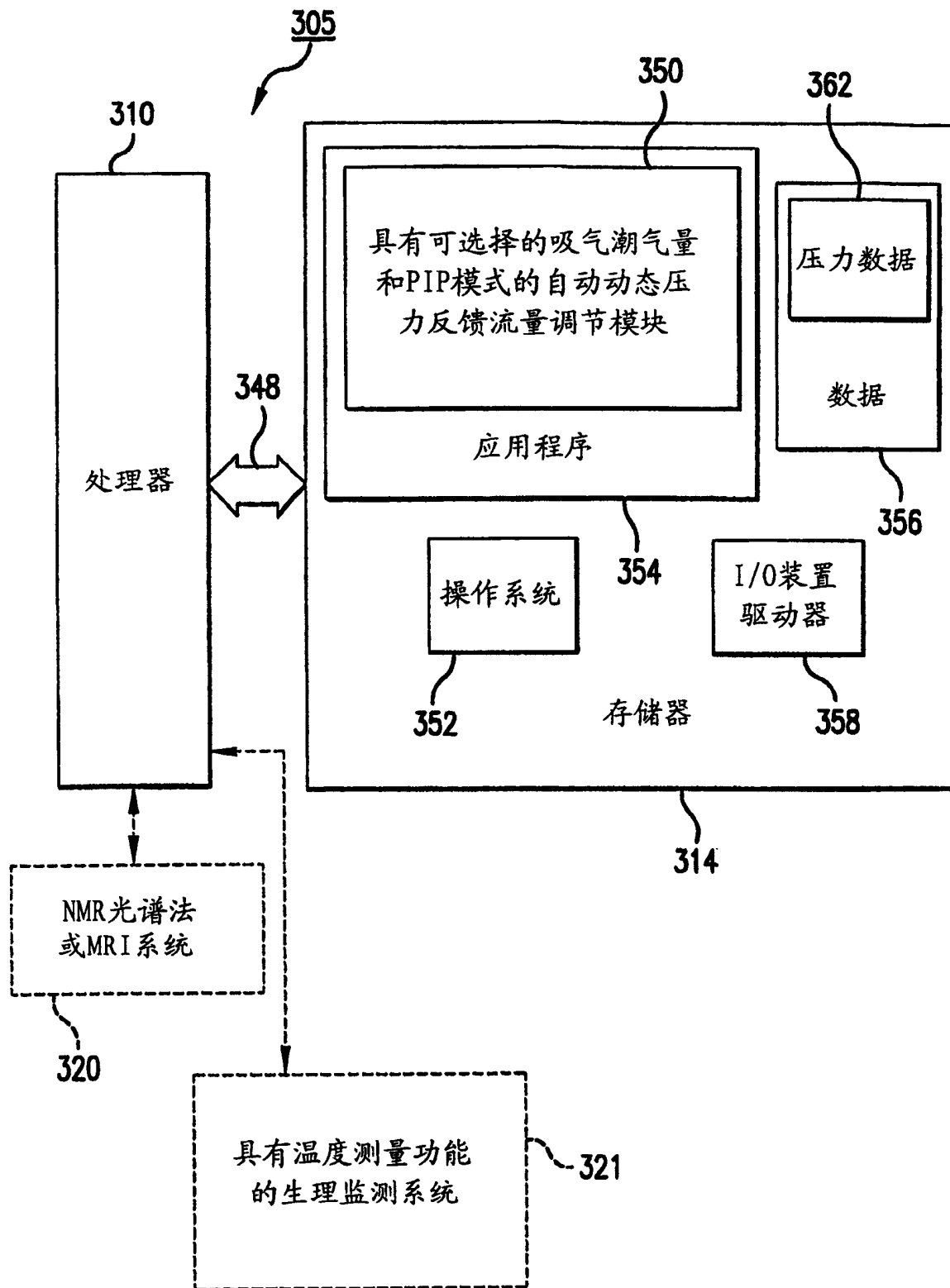


图 15

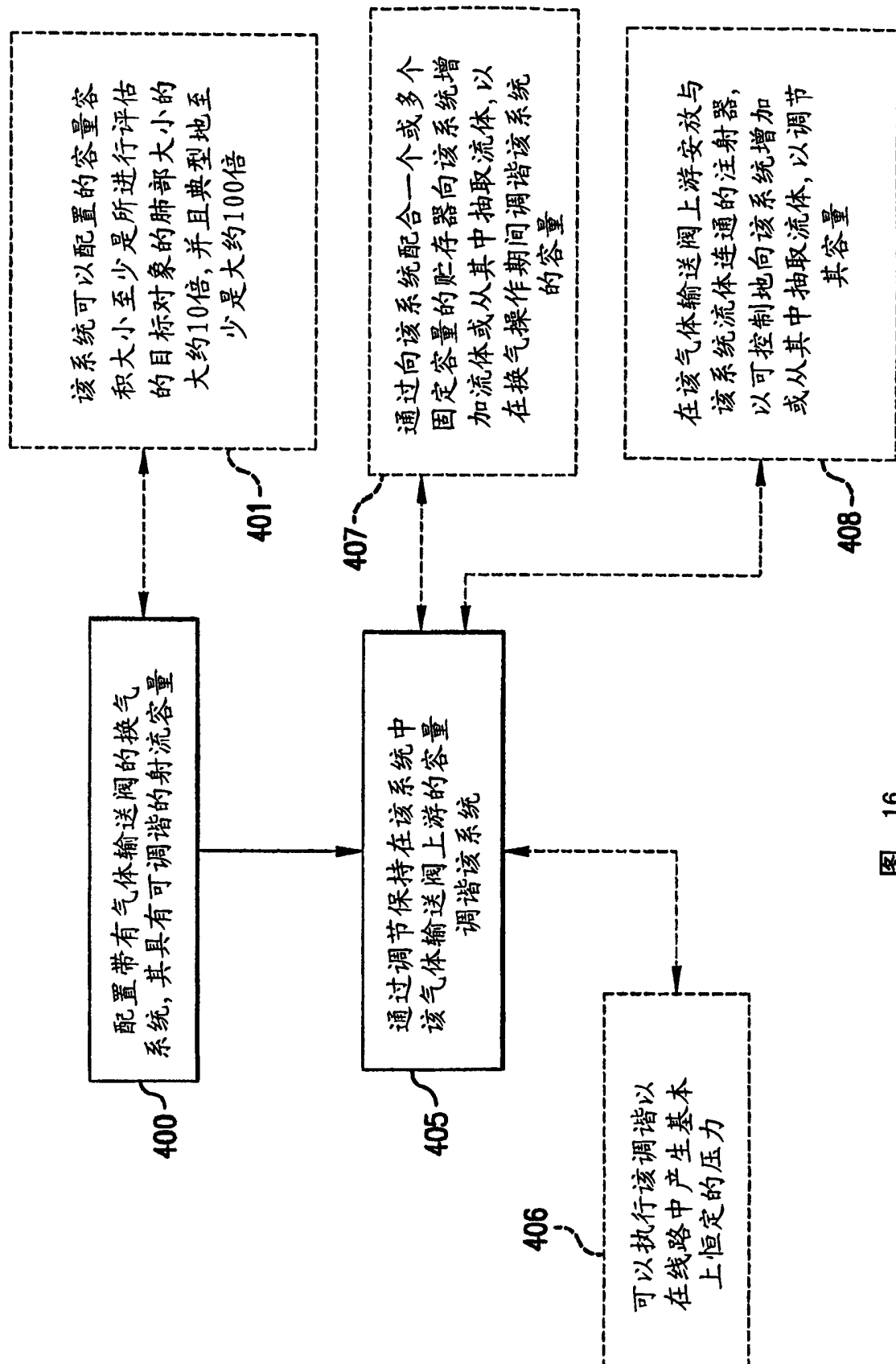


图 16

图17A	图17D	图17G
图17B	图17E	图17H
图17C	图17F	图17I

图 17

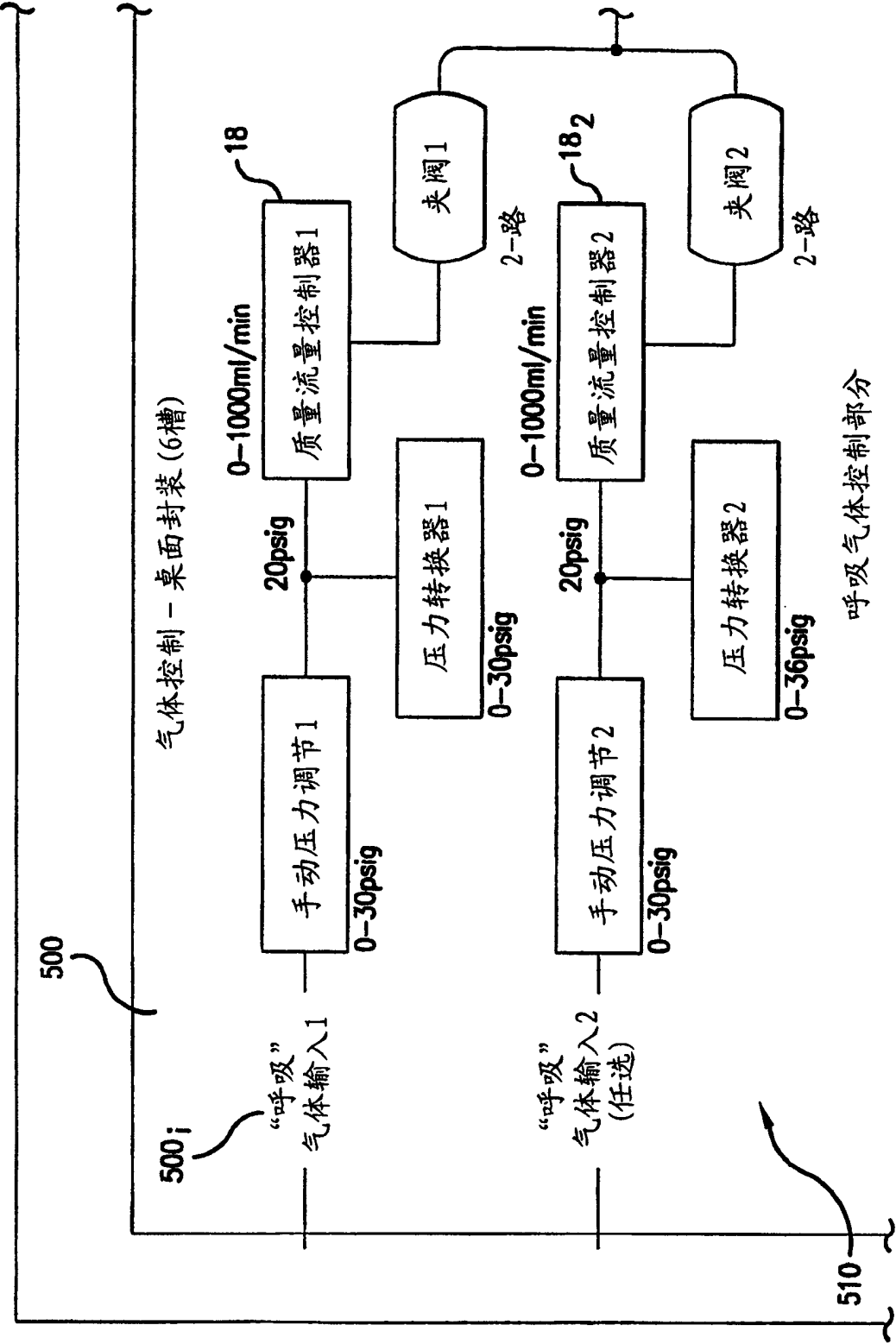


图 17A

呼吸气体控制部分

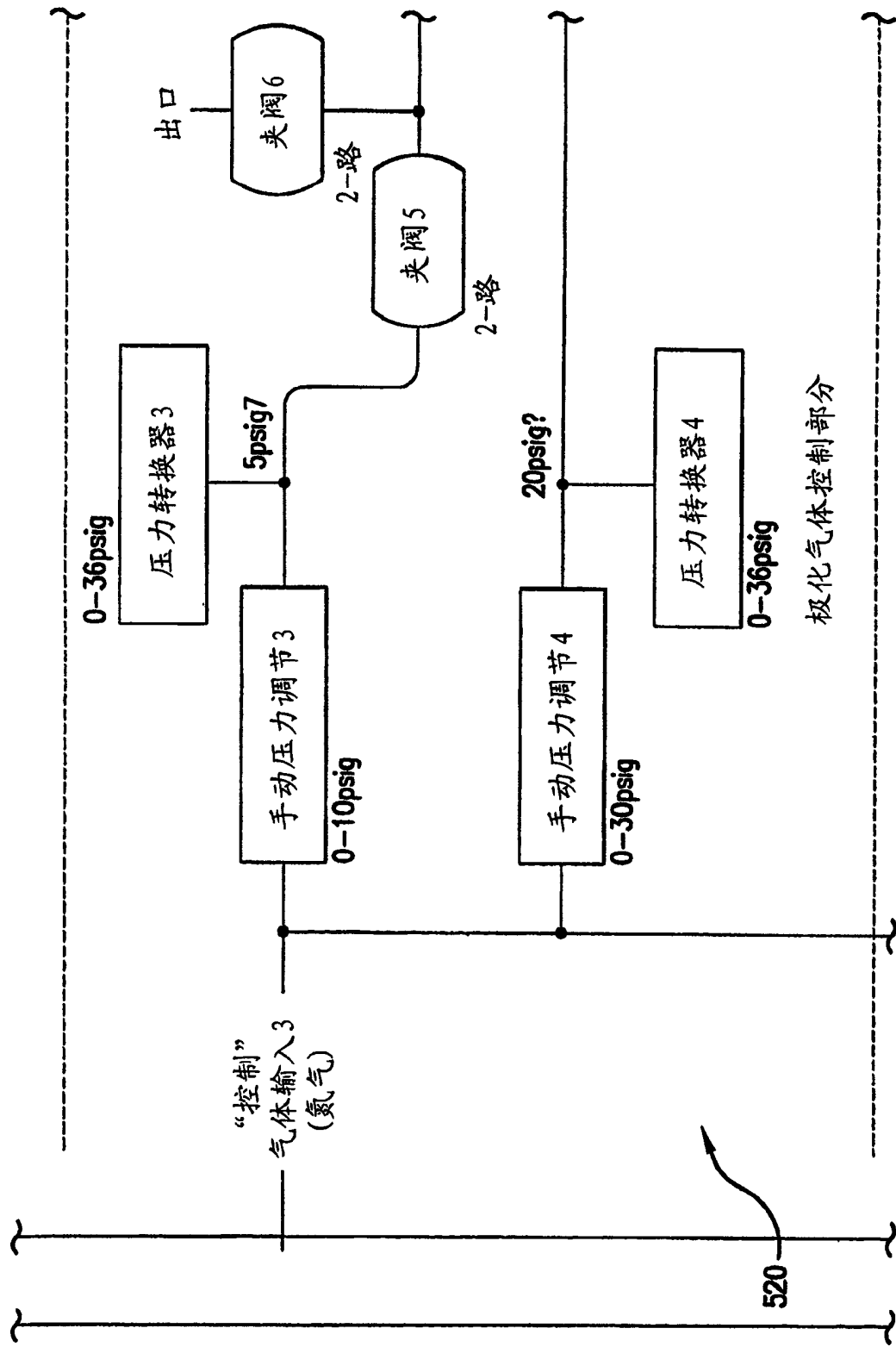


图 17B

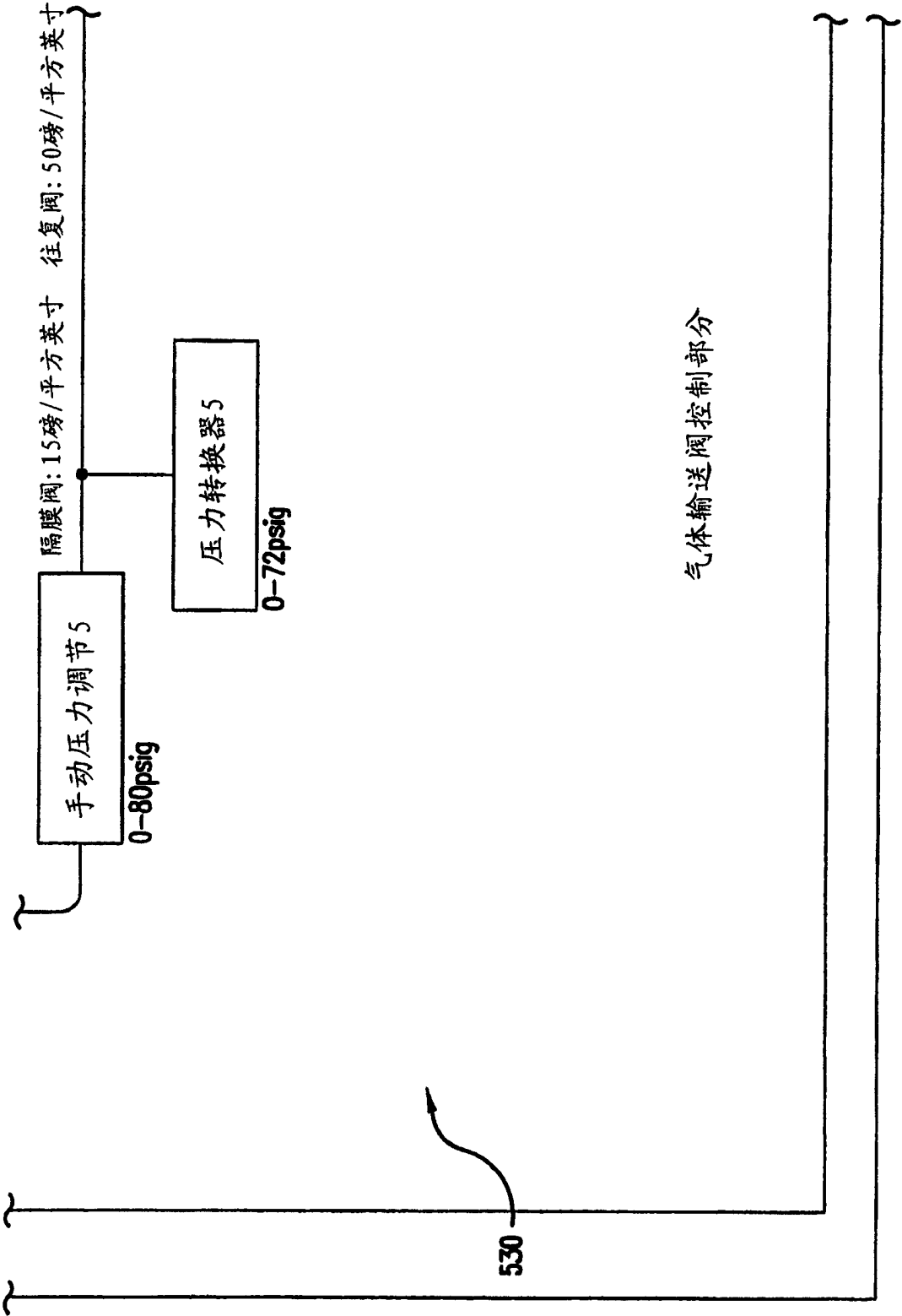


图 17C

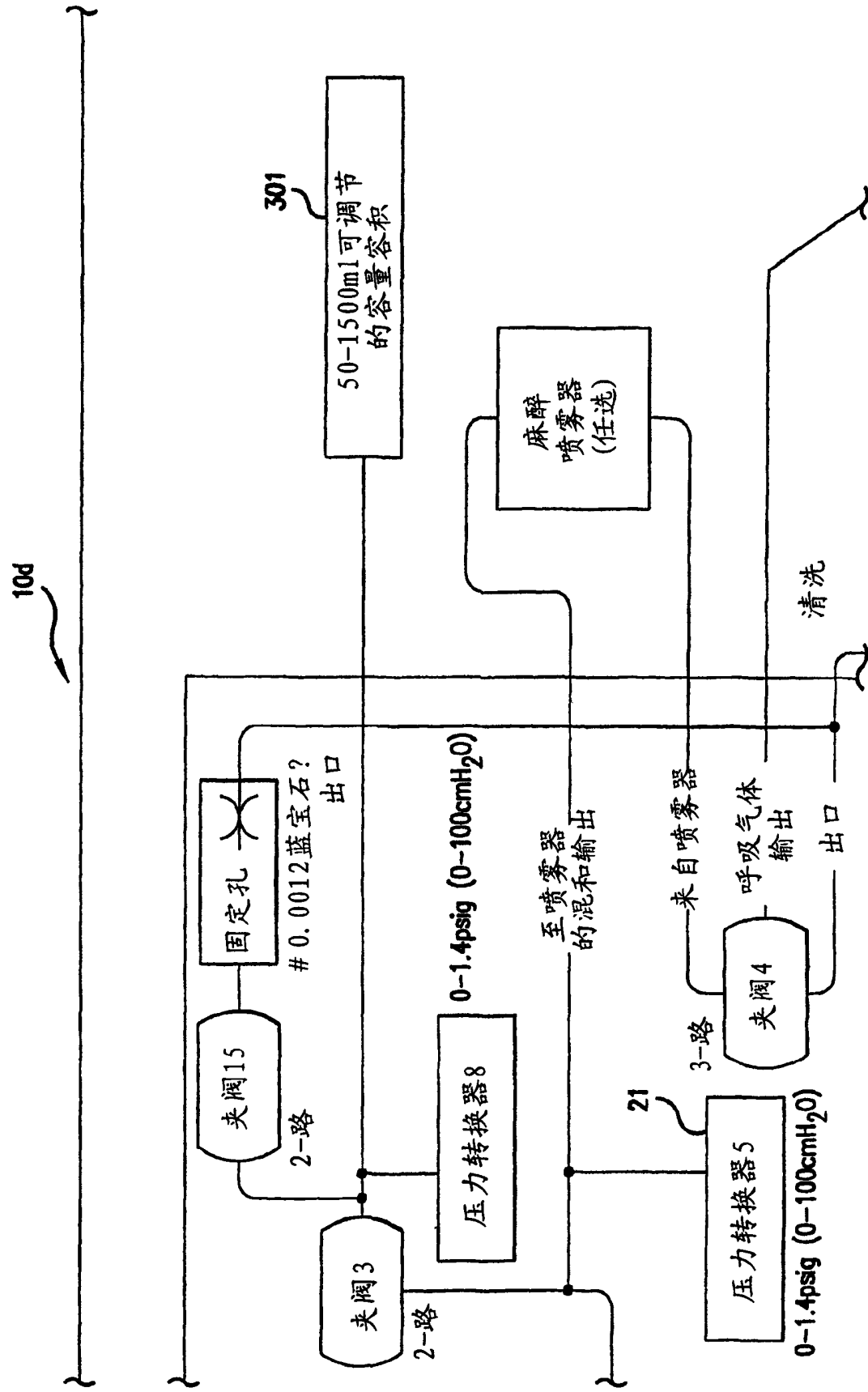


图 17D

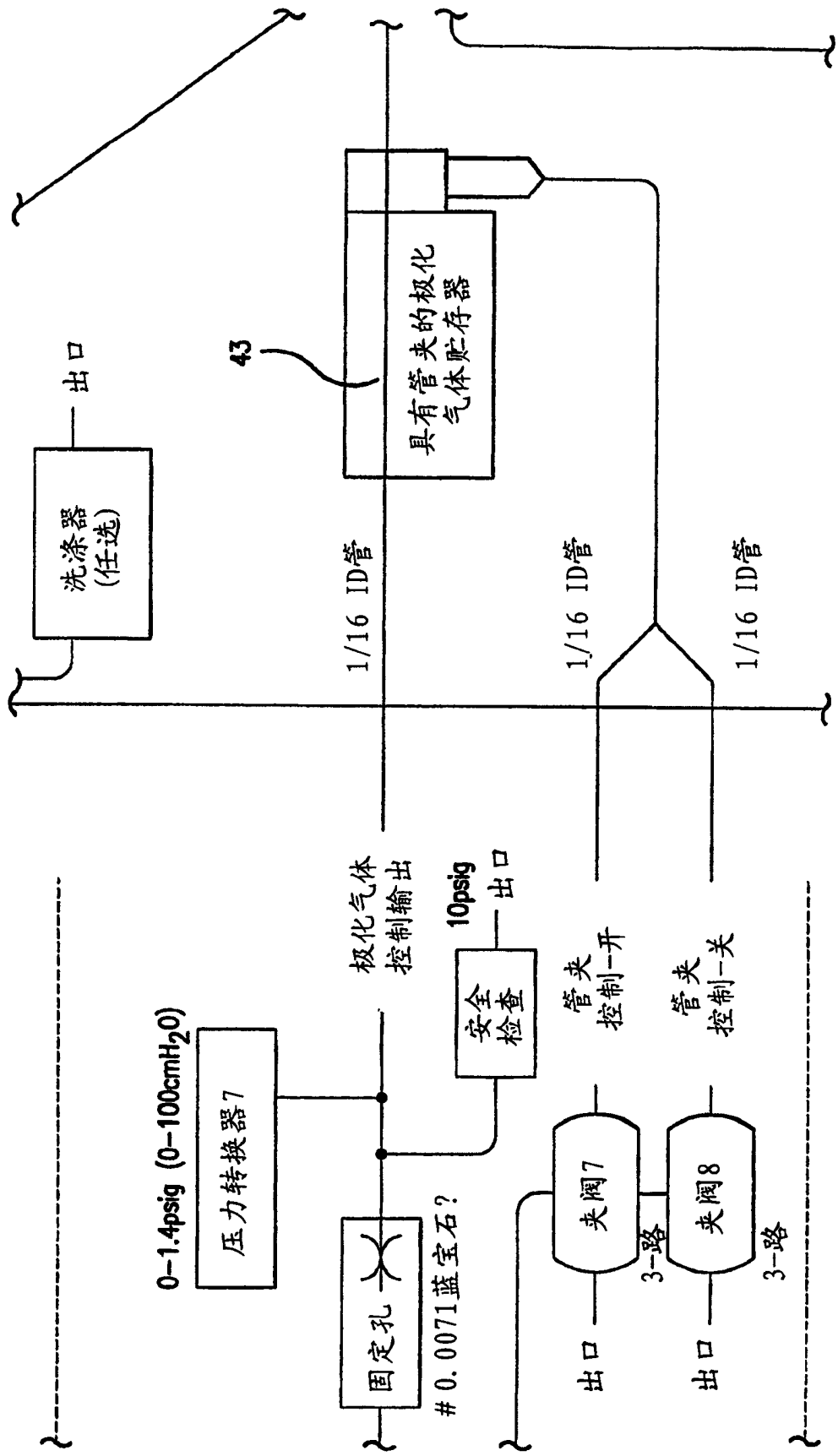


图 17E

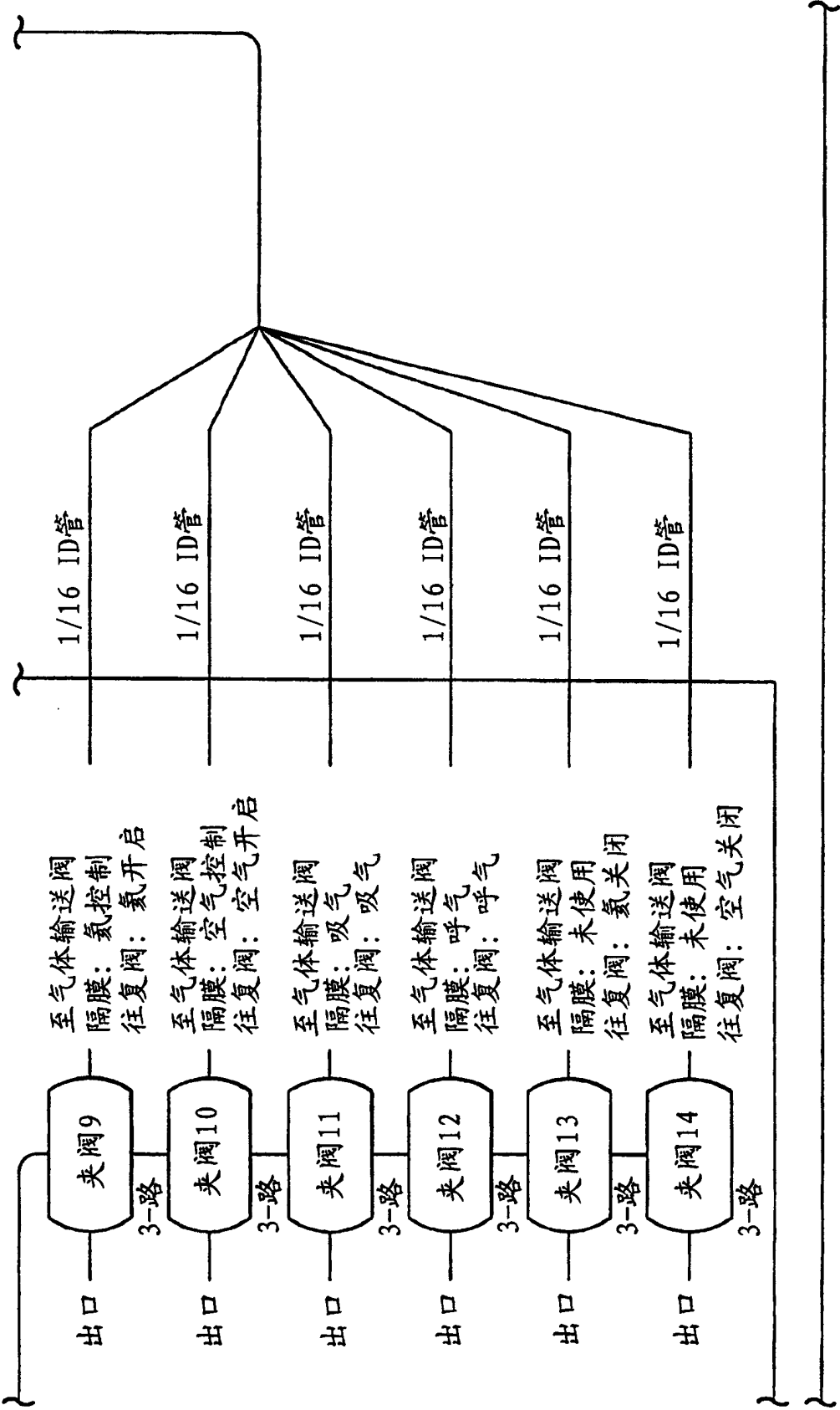


图 17F

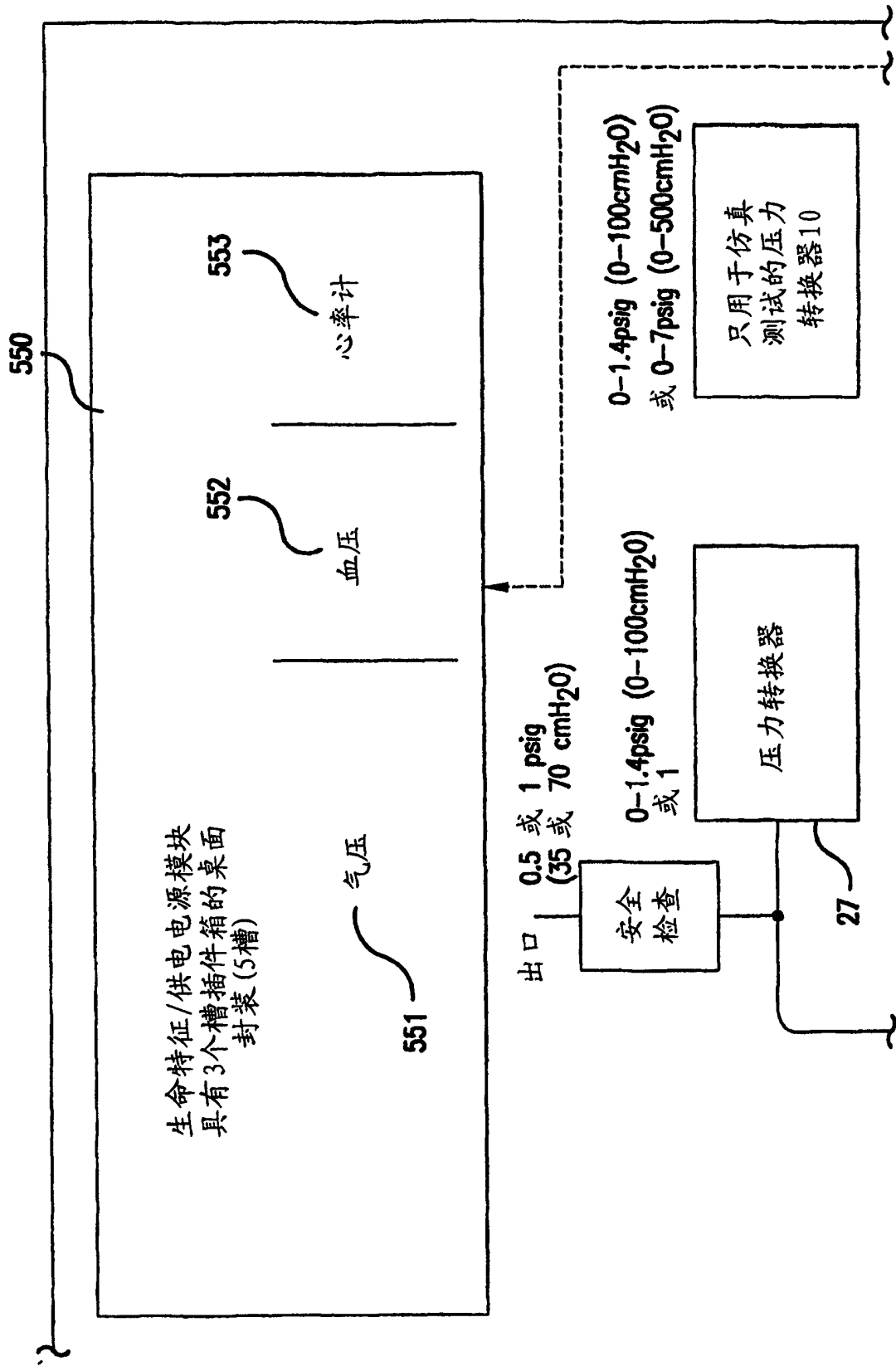
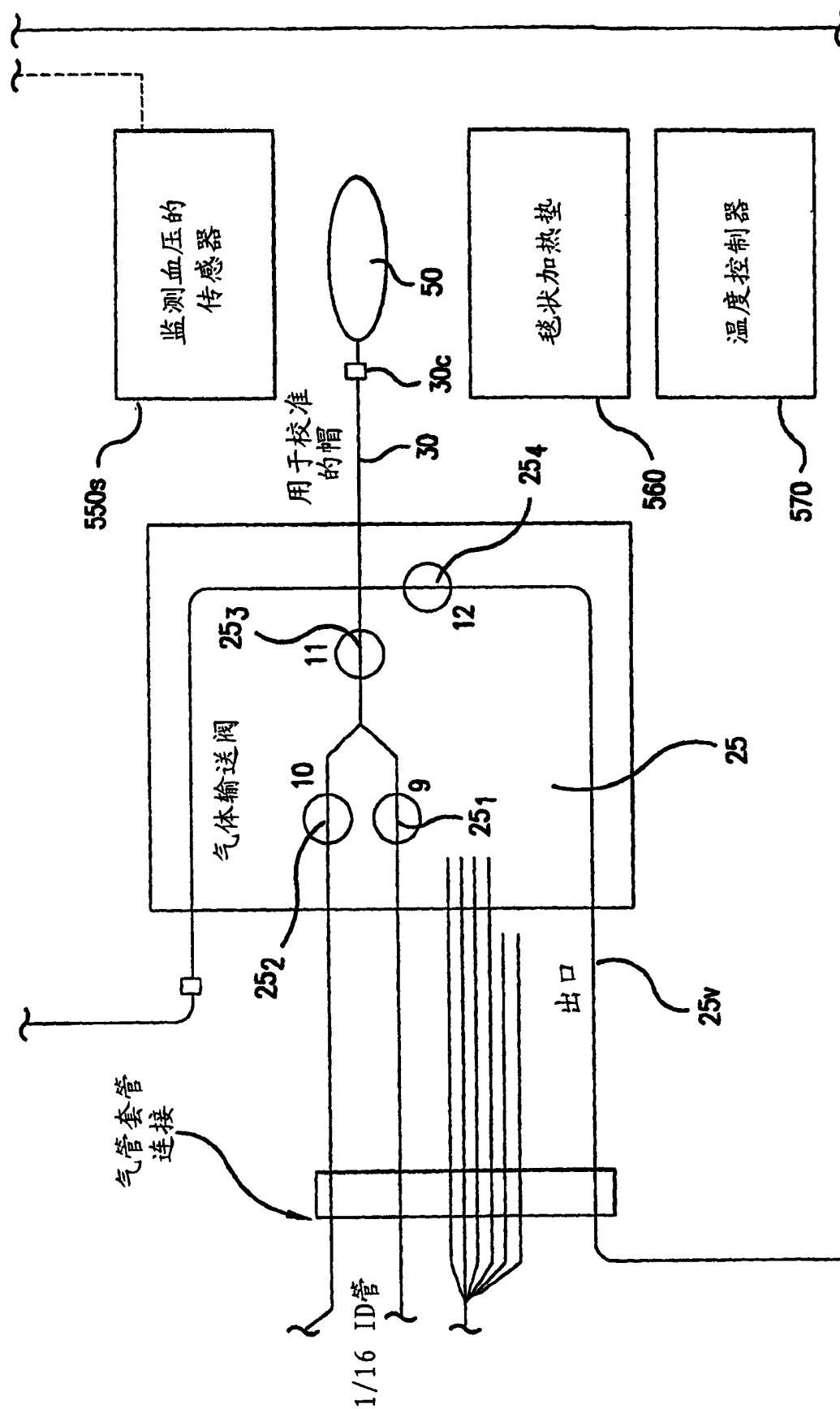


图 17G



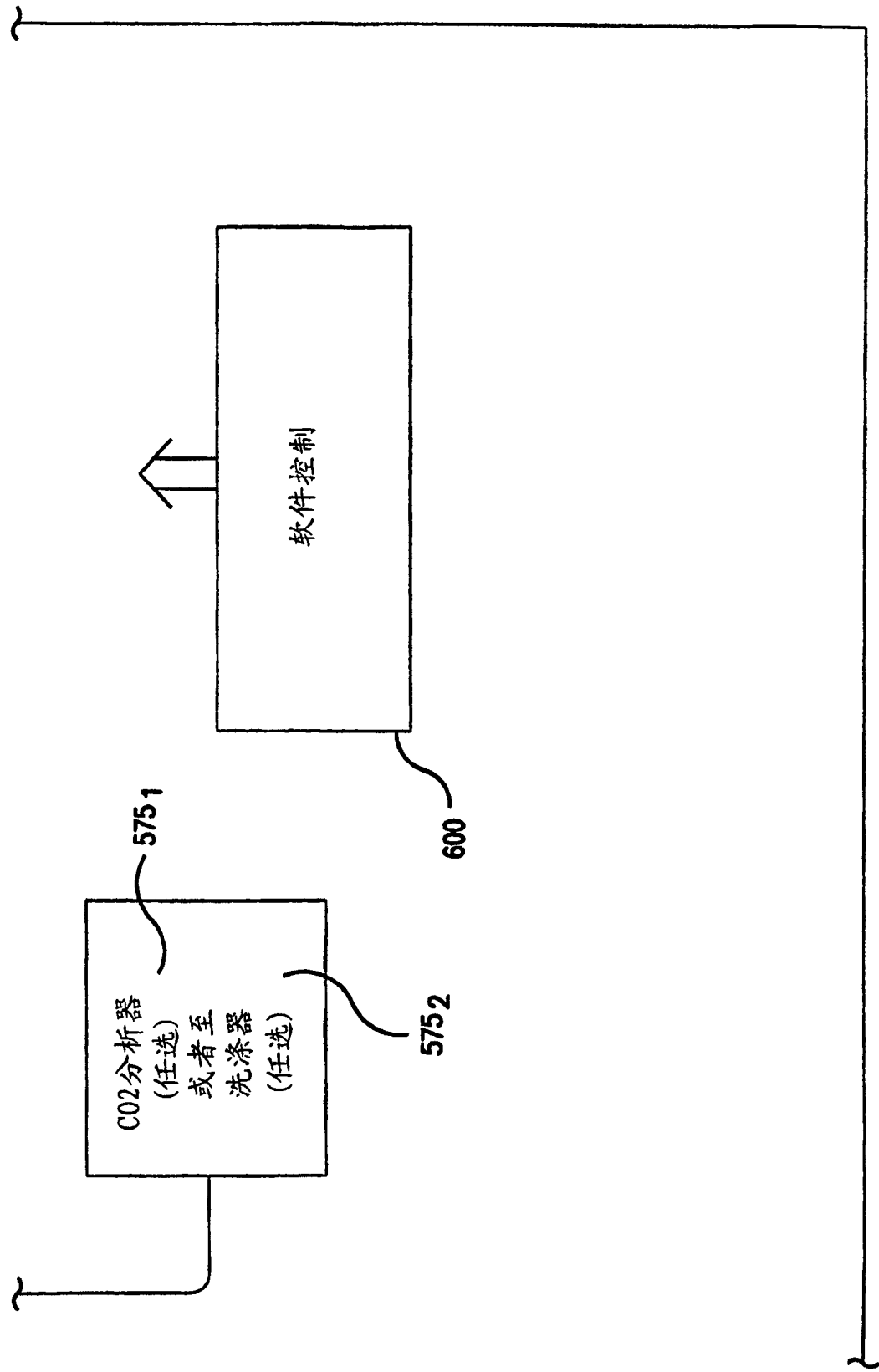


图 17