

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580040332.1

[43] 公开日 2007 年 10 月 31 日

[11] 公开号 CN 101065049A

[22] 申请日 2005.12.8

[21] 申请号 200580040332.1

[30] 优先权

[32] 2004.12.15 [33] JP [31] 363368/2004

[32] 2005.4.13 [33] JP [31] 115962/2005

[32] 2005.4.13 [33] JP [31] 115963/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2005/022563 2005.12.8

[87] 国际公布 WO2006/064713 日 2006.6.22

[85] 进入国家阶段日期 2007.5.24

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

共同申请人 奥林巴斯株式会社

[72] 发明人 佐野大辅 梅村昌史 野田贤司

重昆充彦 上杉武文

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

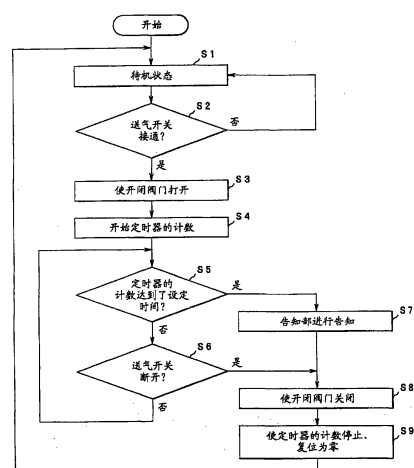
权利要求书 5 页 说明书 59 页 附图 46 页

[54] 发明名称

送气装置、送气装置的控制方法、送气系统和内窥镜系统

[57] 摘要

本发明提供送气装置、送气装置的控制方法、送气系统和内窥镜系统。送气装置与内窥镜的送气管路连接，经由该送气管路向患者的体腔输送气体，该送气装置具有：能够在向送气管路输送气体的状态或者停止送气的状态之间切换的切换部；计测气体的送气时间的时间计测部；以及与时间计测部电连接而控制切换部的控制部，控制部在将切换部控制成向送气管路输送所述气体的状态之后，被输入时间计测部的送气时间，当由时间计测部所计测的送气时间达到预先设定的设定时间时，控制部对切换部进行切换控制以从向送气管路输送所述气体的状态变为停止送气的状态。



1、一种送气装置，该送气装置与内窥镜的送气管路连接，经由该送气管路向患者的体腔输送气体，其特征在于，所述送气装置具有：

切换部，其能够切换为向所述送气管路输送所述气体的状态或者停止送气的状态；

时间计测部，其计测所述气体的送气时间；以及

控制部，其与该时间计测部电连接，控制所述切换部，

所述控制部在控制所述切换部而使其成为向所述送气管路输送所述气体的状态后，所述控制部被输入所述时间计测部的所述送气时间，在由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，所述控制部对所述切换部进行切换控制，以便从向所述送气管路输送所述气体的状态变为停止送气的状态。

2、根据权利要求1所述的送气装置，其特征在于，所述送气装置还具有：

流量计测部，其对在所述送气管路内输送的所述气体的流量进行测定；以及

比较运算部，其基于来自所述流量计测部的计测结果，对所述时间计测部的所述送气时间的计测的开始时间进行运算处理，

所述控制部在控制所述切换部而使其成为向所述送气管路输送所述气体的状态后，在基于来自所述比较运算部的运算结果的计测开始时间所述控制部被输入所述时间计测部的所述送气时间，当由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，所述控制部对所述切换部进行从送气的状态切换为停止送气的状态的控制。

3、根据权利要求2所述的送气装置，其特征在于，所述比较运算部对所述流量计测部的计测结果和设定的阈值进行比较，并基于该比较结果对所述时间计测部的所述送气时间的计测的开始时间进行运算处理。

4、根据权利要求2所述的送气装置，其特征在于，所述比较运算部使用所述流量计测部的计测结果来计算预先确定的单位时间的流量变化

量，并且对该计算结果和设定的阈值进行比较，基于该比较结果对所述时间计测部的所述动作时间的计测的开始时间进行运算处理。

5、根据权利要求1至4中任一项所述的送气装置，其特征在于，所述送气装置还具有能够自由地设定所述设定时间的时间设定部。

6、根据权利要求1至4中任一项所述的送气装置，其特征在于，所述送气装置还具有告知部，该告知部用于告知所述送气部已从送气状态切换为送气停止状态，

所述控制部进行控制，以便当由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，使用所述告知部进行告知。

7、一种内窥镜系统，其特征在于，所述内窥镜系统具备内窥镜，该内窥镜具有可以向患者的体腔送气的送气管路，

且所述内窥镜系统具备送气装置，该送气装置具有：

切换部，其能够切换为向所述送气管路输送所述气体的状态或者停止送气的状态；

时间计测部，其计测所述气体的送气时间；以及

控制部，其与该时间计测部电连接，控制所述切换部，

所述控制部在控制所述切换部而使其成为向所述送气管路输送所述气体的状态后，所述控制部被输入所述时间计测部的所述送气时间，在由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，所述控制部对所述切换部进行切换控制，以便从向所述送气管路输送所述气体的状态变为停止送气的状态。

8、根据权利要求7所述的内窥镜系统，其特征在于，所述送气装置还具有：

流量计测部，其对在所述送气管路内输送的所述气体的流量进行测定；以及

比较运算部，其基于来自所述流量计测部的计测结果，对所述时间计测部的所述送气时间的计测的开始时间进行运算处理，

所述控制部在控制所述切换部而使其成为向所述送气管路输送所述气体的状态后，在基于来自所述比较运算部的运算结果的计测开始时间

所述控制部被输入所述时间计测部的所述送气时间，当由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，所述控制部对所述切换部进行从送气的状态切换为停止送气的状态的控制。

9、一种送气装置的控制方法，其特征在于，所述控制方法具有以下步骤：

经由内窥镜的送气管路输送气体的送气步骤；

对在所述送气管路内输送的所述气体的流量进行测定的测定步骤；

基于所述测定步骤的测定结果，检测是否进行了所述内窥镜的送气操作的检测步骤；以及

当通过所述检测步骤检测出没有进行所述内窥镜的送气操作时，进行控制、调节所述气体的送气流量，以降低所述送气步骤的所述气体的送气流量的控制步骤。

10、根据权利要求9所述的送气装置的控制方法，其特征在于，

所述控制步骤中，在通过所述检测步骤检测出没有进行所述内窥镜的送气操作时，进行控制、降低所述气体的送气流量，以便针对每段预先设定的设定时间，对所述送气步骤的所述气体的送气停止状态和所述送气步骤的所述气体的送气状态进行切换。

11、根据权利要求9所述的送气装置的控制方法，其特征在于，

所述送气装置的控制方法具有经由所述内窥镜的送气管路从所述体腔吸引所述气体的吸引步骤，

所述控制步骤中，在通过所述检测步骤检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，进行控制、降低所述气体的送气流量，以便停止所述送气步骤的所述气体的送气，同时执行所述吸引步骤的所述气体的吸引。

12、一种送气装置，其特征在于，所述送气装置具有：

送气部，其经由内窥镜的送气管路输送气体；

测定部，其对在所述送气管路内输送的所述气体的流量进行测定；

检测部，其基于所述测定部的测定结果，检测是否进行了所述内窥镜的送气操作；以及

控制部，在通过所述检测部检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，该控制部进行控制、调节所述气体的送气流量，以便降低所述送气部的所述气体的送气流量。

13、根据权利要求 12 所述的送气装置，其特征在于，

所述控制部在通过所述检测部检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，进行控制、降低所述气体的送气流量，以便针对每段预先设定的设定时间，对所述送气部的所述气体的送气停止状态和所述送气部的所述气体的送气状态进行切换。

14、根据权利要求 12 所述的送气装置，其特征在于，

所述送气装置还具有吸引部，该吸引部经由所述内窥镜的送气管路从所述体腔吸引所述气体，

所述控制部在通过所述检测部检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，进行控制、降低所述气体的送气流量，以便停止所述送气部的所述气体的送气，同时执行所述吸引部的所述气体的吸引。

15、一种内窥镜系统，其特征在于，该内窥镜系统具备内窥镜，该内窥镜具有送气管路，

所述内窥镜系统具备送气装置，该送气装置具有：

送气部，其经由所述送气管路输送气体；

测定部，其对在所述送气管路内输送的所述气体的流量进行测定；

检测部，其基于所述测定部的测定结果，检测是否进行了所述内窥镜的送气操作；以及

控制部，在通过所述检测部检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，所述控制部进行控制、调节所述气体的送气流量，以便降低所述送气部的所述气体的送气流量。

16、根据权利要求 15 所述的内窥镜系统，其特征在于，所述控制部在通过所述检测部检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，进行控制、降低所述气体的送气流量，以便针对每段预先设定的设定时间，对所述送气部的所述气体的送气停止状态和所述送气部的所述气体的送气状态进行切换。

17、根据权利要求 15 所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述送气装置还具有吸引部，该吸引部经由所述内窥镜的送气管路从所述体腔吸引所述气体，

所述控制部在通过所述检测部检测出没有进行所述内窥镜的送气操作的情况下，进行控制、降低所述气体的送气流量，以便停止所述送气部的所述气体的送气，同时执行所述吸引部的所述气体的吸引。

18、一种送气系统，该送气系统与内窥镜的送气管路连接，经由该送气管路向患者的腹腔和管腔输送气体，其特征在于，所述送气系统具备：

向腹腔和管腔进行规定的气体的送气的送气部；

调节所述腹腔和所述管腔各自的内部压力的压力调节部；以及

与输出生物体信息的外部设备电连接的控制部，

所述控制部基于从所述外部设备输入的所述生物体信息的变化，调节所述腹腔和所述管腔的各自的内部压力。

19、根据权利要求 18 所述的送气系统，其特征在于，当从所述外部设备输入的所述生物体信息的检测值成为规定的第二阈值以上时，所述控制部对所述送气部进行驱动控制，以把所述腹腔和所述管腔各自的内部压力分别升压到各自的初始设定值。

20、根据权利要求 18 所述的送气系统，其特征在于，

所述送气部包括：

向腹腔和管腔进行第一气体的送气的第一送气部；以及

向所述管腔进行不同的第二气体的送气的第二送气部，

所述压力调节部包括：

调节所述腹腔的内部压力的第一压力调节部；以及

调节所述管腔的内部压力的第二压力调节部，

当从所述外部设备输入的所述生物体信息的检测值成为规定的阈值以下时，所述控制部对所述第一压力调节部进行驱动控制，以将所述腹腔的内部压力降压，然后对所述第二压力调节部进行驱动控制，以将所述管腔的内部压力降压，接着进行驱动控制，以便从所述第二送气部向所述管腔送气。

送气装置、送气装置的控制方法、送气系统和内窥镜系统

技术领域

本发明涉及将用于对腹腔内和管腔内进行观察的气体经由内窥镜的送气管路向管腔内供给的送气装置、该送气装置的控制方法、包含该送气装置的送气系统和包含该送气系统的内窥镜系统。

背景技术

近年来实行对例如大肠等管腔内插入内窥镜的插入部来治疗处理部位的手术。在该手术中将内窥镜的插入部插入患者的大肠等管腔内。另外，为了确保内窥镜视野的目的以及确保用于操作处理器具的区域的目的，经由所述内窥镜的送气管路向管腔内注入气体。

通过向管腔内注入气体使管腔成为膨胀状态。于是，通过插入管腔内的内窥镜，能够一边进行处理部位的观察、经由内窥镜的处理器具通道插入的处理器具的确认一边进行处理等。

另外，作为所述气体，例如能够取代以往使用的空气，而使用生物体易于吸收的二氧化碳气体（以下表述为二氧化碳）。

当进行这种手术时，使用具有插入大肠等管腔内的软性的插入部的软性内窥镜（以下称为软性内窥镜）。该软性内窥镜连接有光源装置和摄像机控制单元。另外，在软性内窥镜的插入部、操作部和通用线缆内设有送气/送水管路。该送气/送水管路被供给从送气装置和二氧化碳储气瓶向管腔内供给的作为观察用气体的二氧化碳。这些软性内窥镜、光源装置、摄像机控制单元、送气装置和二氧化碳储气瓶构成了内窥镜系统。

现有的内窥镜系统，在送气装置的输入侧连接从二氧化碳储气瓶延伸出的高压气体用管，在该送气装置的输出侧连接基端侧与所述光源装置连接的管腔用的送气管的一端侧。

手术者将与所述光源装置连接的内窥镜的插入部，例如从患者的肛

门插入大肠内，在这样的状态下使所述送气装置成为动作状态。由此，将二氧化碳储气瓶内的二氧化碳经由设置于与光源装置连接的内窥镜用连接器上的送气接口、设置于通用线缆内和内窥镜的操作部、插入部中的送气/送水管路而向管腔内供给。

作为这种现有的内窥镜系统，提出了很多方案。例如在日本特开 2000—139827 号公报中公开的内窥镜用送气装置，把连接于所述送气装置的送气输出侧上的送气管与内窥镜的钳子孔连接，从而经由与内窥镜的所述钳子口连通的钳子管路（处理器具管路）向管腔内或者体腔内输送气体。

但是所述现有的内窥镜系统构成为经由连接于光源装置的内窥镜的送气接口、送气/送水管路向管腔内供给二氧化碳。因此，对连接了内窥镜的光源装置连续供给来自送气装置的二氧化碳，取代从送气/送水泵经由送气接口向送气管路供给的空气。

另外，在手术者进行了堵塞设置于送气/送水按钮上的孔部的操作时，向管腔内供给二氧化碳。换言之，在手术者未堵塞送气/送水按钮的孔部的状态下，在从送气装置向送气管路内供给二氧化碳的期间，从孔部向大气中连续放出二氧化碳。即，即使在管腔内的观察或者手术完成后也继续消耗二氧化碳储气瓶内的二氧化碳，因此存在不经济的问题。

另外，除了使用上述软性内窥镜来进行管腔内治疗的手术以外，还有为了减小对患者的创伤而不开腹部来进行治疗处理的腹腔镜下外科手术（以下也表述为外科手术）。在该外科手术中将例如用于把观察用内窥镜引导到体腔内的第一套管针（trocar）和用于把处理器具引导到处理部位的第二套管针刺穿患者的腹部。

另外，为了确保内窥镜的视野的目的以及确保用于处理器具的操作的区域的目的，向腹腔内供给气腹用气体。由此，腹腔由于气腹用气体而成为膨胀状态。因此，手术者使用经由第一套管针插入腹腔内的内窥镜，能够进行对处理部位和经由第二套管针插入的处理器具的观察以及处理等。另外这里作为气腹用气体可以使用例如易于被生物体吸收的上述二氧化碳。

气腹装置使二氧化碳通过送气管路流动的状态和使通过送气管路的二氧化碳的流动被截断的状态反复。具体而言，控制部通过压力传感器检测腹腔内的压力，并且监视预先设定的患者的腹腔设定压与实际的腹腔压之差，并根据该压力差来调节二氧化碳的流量。

例如，在日本特开 2000-139827 号公报中，公开了用于向胃等体腔内供给空气来检查患部的状态的内窥镜用送气装置。与该内窥镜用送气装置的连接口连接而延伸出的连接管的端部，与连通到处理器具通道的钳子口入口连接。在该内窥镜用送气装置上连接有可进行远程操作的脚开关。

因此，通过对该脚开关或者设置于内窥镜用送气装置上的排出用开关进行适当的操作，能够从连接口排出空气。该空气通过连接管、钳子口入口、以及处理器具通道而送入到体腔内。

近年来，作为新的尝试，除了经由第一套管针而插入腹腔内的内窥镜之外，例如还进行将内窥镜的插入部插入大肠等管腔内来治疗处理部位的手术。在该手术中通过腹腔侧的内窥镜和管腔侧的内窥镜来确定处理部位，来进行治疗。

当进行该手术时，例如构成为图 51 所示的腹腔镜下外科手术系统 7000。对该腹腔镜下外科手术系统 7000 进行如下说明。经由套管针插入到腹腔侧的内窥镜（未图示）与图中的第一光源装置 101 和第一摄像机控制单元 103 连接。另外，具有插入到管腔的插入部的内窥镜（未图示）与第二光源装置 102 和第二摄像机控制单元 104 连接。

另外，第一二氧化碳储气瓶 107 与气腹装置 105 连接。气腹装置 105 经由套管针向腹腔内供给二氧化碳。经由设置于内窥镜的插入部中的送气/送水管路向管腔内供给二氧化碳的内窥镜用二氧化碳调节装置（Endoscopic CO2 Regulator：以下略记为 ECR）106 与第二二氧化碳储气瓶 108 连接。

各个装置 101、102、103、104、105、106 除了进行动作控制的系统控制器 110 等之外，还电连接有例如烧灼装置（也称为电手术刀）111 等处理装置。通过构成这样的腹腔镜下外科手术系统 7000，从而能够通过

气腹装置 105 向腹腔内供给二氧化碳，并且能够通过 ECR 106 向管腔内供给二氧化碳来进行治疗。另外，各个装置设置于第一推车 112、第二推车 113、以及 ECR 推车 114 等上。

从 ECR 106 延伸出的管腔用管 115 与第二光源装置 102 连接。从 ECR 106 供给的二氧化碳从第二光源装置 102 经由设置于内窥镜（未图示）的光源连接器（未图示）中的送气接口、送气/送水管路向管腔内供给。

另外，腹腔镜下外科手术系统 7000 具有：显示内窥镜图像等的观察监视器 117 集中操作面板 118、集中显示面板 119、图像记录装置 121、122、分配器 123、通信用连接器 124、通信用连接器 125、分配器 126、吸引瓶 127、外围设备控制器 128、通信电缆 129a、129b、以及连接电缆 130。

关于这种腹腔镜下外科手术，在“日本麻醉学会第 46 回大会リフレクシー・コースのテキスト” P36 至 43 所记载的题为“胸腔鏡・腹腔鏡の麻酔科の問題”的论文中记载了以下观点：“在腹腔压过度升高的情况下可能对循环动态产生影响或者引起气体栓塞症。因此，除了血压、心电图、脉搏血氧定量计（pulse oximeter）等参数（以下也称为生命体征）的检查以外，也需要适当地设定气腹压的上限值并对腹腔内压进行观察。”。

另外，在小儿外科 VOL.26.no.8 1994-8 的题为“小児腹腔鏡下手術の麻酔”的论文中，关于气腹时的高二氧化碳血症的防止处理，记载有“对呼气末二氧化碳浓度进行监视，在浓度不上升的状态下增加换气（呼吸）次数。另外，在腹腔内压高的情况下，存在即使增加换气次数也无法抑制呼气末二氧化碳浓度的情况，此时向手术者（外科医生）请求合作，临时中断气腹以等待患者的状态的改善。”。

另外，关于在选择二氧化碳作为气腹气体的情况下的二氧化碳栓塞的发现和处理的记载有“存在气腹气体从探针（katheter）向血管内进入的可能性，当大量的二氧化碳进入血管内时，发生二氧化碳栓塞症。此时，呼气末二氧化碳分压迅速降低。如果发生了二氧化碳栓塞症，立即将气腹装置停止，尽量从气腹回路将二氧化碳排出。”。

以往，麻醉医生管理的装置（麻醉器、呼吸器、以及患者监视装置等）的监视由麻醉医生进行。如果这些生物体信息的显示值发生异常，则根据麻醉医生的判断，在需要的情况下向手术者报告异常，对患者进行各种应对处理。另一方面，手术者管理的手术装置（气腹装置、电手术刀等）的显示由手术者或护士进行监视，并向麻醉医生报告该信息，对患者进行各种处理。

这样，在各种装置的管理和监视由多位医生分担进行的情况下，需要注意不要从各装置的显示中遗漏掉异常，或者必须留意麻醉医生与手术者之间的传达的通畅，使各种应对处理不会发生延迟。

因此，例如在日本特开 2001-170008 号公报中提出了：在报告患者的呼气末二氧化碳分压等患者的生物体信息的参数中发生了异常时，能够通过患者监视装置容易地确认患者的生物体信息的外科手术系统。

但是在如图 51 所示的外科手术系统中，向患者的体腔内供给气体并且向腹腔内插入硬性的内窥镜，向管腔内插入软性内窥镜来确定处理部位以进行治疗。但是在该外科手术系统中没有考虑到当报告患者的生物体信息的参数发生异常时的应对措施。

发明内容

本发明鉴于上述问题，目的在于提供更高性能的送气装置、送气装置的控制方法、送气系统以及内窥镜系统。

本发明的送气装置与内窥镜的送气管路连接，经由该送气管路向患者的体腔输送气体，其特征在于，所述送气装置具有：切换部，其能够切换为向所述送气管路输送所述气体的状态或者停止送气的状态；时间计测部，其计测所述气体的送气时间；以及控制部，其与该时间计测部电连接，控制所述切换部，所述控制部在控制所述切换部而使其成为向所述送气管路输送所述气体的状态后，所述控制部被输入所述时间计测部的所述送气时间，在由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，所述控制部对所述切换部进行切换控制，以便从向所述送气管路输送所述气体的状态变为停止送气的状态。

本发明的送气装置的控制方法，其特征在于，所述控制方法具有以下步骤：经由内窥镜的送气管路输送气体的送气步骤；对在所述送气管路内输送的所述气体的流量进行测定的测定步骤；基于所述测定步骤的测定结果，检测是否进行了所述内窥镜的送气操作的检测步骤；以及当通过所述检测步骤检测出没有进行所述内窥镜的送气操作时，进行控制、调节所述气体的送气流量，以降低所述送气步骤的所述气体的送气流量的控制步骤。

本发明的送气系统与内窥镜的送气管路连接，经由该送气管路向患者的腹腔和管腔输送气体，其特征在于，所述送气系统具备：向腹腔和管腔进行规定的气体的输送的送气部；调节所述腹腔和所述管腔各自的内部压力的压力调节部；以及与输出生物体信息的外部设备电连接的控制部，所述控制部基于从所述外部设备输入的所述生物体信息的变化，调节所述腹腔和所述管腔的各自的内部压力。

本发明的内窥镜系统，其特征在于，具有：内窥镜，其具备可向患者的体腔送气的送气管路；以及送气装置，其具有：切换部，其能够切换到向所述送气管路输送所述气体的状态或者停止送气的状态；时间计测部，其计测所述气体的送气时间；以及控制部，其与该时间计测部电连接，控制所述切换部，所述控制部在控制所述切换部、使其成为向所述送气管路输送所述气体的状态后，所述控制部被输入所述时间计测部的所述送气时间，在由所述时间计测部所计测的所述送气时间达到预先设定的设定时间时，所述控制部对所述切换部进行切换控制，以便从向所述送气管路输送所述气体的状态而变为停止送气的状态。

附图说明

图 1 是表示具有本发明第一实施方式的送气装置的内窥镜系统的构成例的图。

图 2 是该送气装置的主视图。

图 3 是该送气装置的后视图。

图 4 是说明该送气装置内部的构成例的框图。

图 5 是说明该送气装置的作用的时序图。

图 6 是表示该送气装置的控制例的流程图。

图 7 是说明从设置于送气/送水按钮上的孔部喷出二氧化碳的泄漏状态的剖面图。

图 8 是说明堵塞住设置于送气/送水按钮上的孔部而向插入部侧输送二氧化碳的状态的剖面图。

图 9 是说明本发明第二实施方式的送气装置的构成例的框图。

图 10 是说明该送气装置的作用的时序图。

图 11 是表示该送气装置的控制例的流程图。

图 12 是其变形例 1 的送气装置的后视图。

图 13 是说明其变形例 1 的送气装置内部的构成例的框图。

图 14 是表示具有该送气装置的内窥镜系统的构成例的结构图。

图 15 是其变形例 2 的送气装置的后视图。

图 16 是说明其变形例 2 的送气装置内部和光源装置的构成例的框图。

图 17 是说明本发明第三实施方式的送气装置的构成例的框图。

图 18 是说明该送气装置的作用的时序图。

图 19 是表示该送气装置的控制例的流程图。

图 20 是说明本发明第四实施方式的送气装置的构成例的框图。

图 21 是表示该送气装置的控制例的流程图。

图 22 是说明该送气装置的作用的时序图。

图 23 是说明本发明第五实施方式的送气装置的构成例的框图。

图 24 是表示该送气装置的控制例的流程图。

图 25 是说明该送气装置的作用的时序图。

图 26 是说明本发明第六实施方式的送气装置的构成例的框图。

图 27 是表示该送气装置的控制例的流程图。

图 28 是表示其节流阀的电压—流量特性的图表。

图 29 是说明该送气装置的作用的时序图。

图 30 是说明其变形例 1 的送气装置的构成例的框图。

图 31 是表示其变形例 1 的送气装置的控制例的流程图。

图 32 是说明其变形例 2 的送气装置的构成例的框图。

图 33 是设置在其送气管路上的节流孔（orifice）的剖面图。

图 34 是表示其变形例 2 的送气装置的控制例的流程图。

图 35 是表示本发明第七实施方式的图示了作为外部装置的监视装置和呼吸器的腹腔镜下外科手术系统的结构的图。

图 36 是说明具有送气系统的腹腔镜下外科手术系统的结构的图。

图 37 是用于说明其集中操作面板的图。

图 38 是用于说明其集中显示面板的图。

图 39 是表示其送气装置的内部结构的结构图。

图 40 是用于说明其送气装置的面板部的图。

图 41 是用于说明其送气装置向腹腔和管腔送气时的控制例的流程图。

图 42 是用于说明其呼气末二氧化碳分压确认的控制例的流程图。

图 43 是用于说明降低其腹腔和管腔的设定压力的动作的控制例的流程图。

图 44 是用于说明使其腹腔和管腔的设定压力复原的动作的控制例的流程图。

图 45 是表示其呼气末二氧化碳分压、腹腔压和管腔压的关系的时序图。

图 46 是说明本发明的第八实施方式的具有送气系统的腹腔镜下外科手术系统的结构的图。

图 47 是用于说明其送水箱的图。

图 48 是表示其送水装置的内部结构的结构图。

图 49 是用于说明降低其腹腔和管腔的设定压力的动作的控制例的流程图。

图 50 是用于说明其显示于显示面板的面板上的警告画面的图。

图 51 是说明除了插入到腹腔内的内窥镜之外，在大肠等管腔内插入内窥镜的插入部来进行治疗处理部位的手术的现有腹腔镜下外科手术系

统的图。

具体实施方式

以下参照附图对本发明实施方式进行说明。

（第一实施方式）

图 1 至图 8 关于本发明第一实施方式，图 1 是表示具有送气装置的内窥镜系统的构成例的图，图 2 是图 1 的送气装置的主视图，图 3 是图 1 的送气装置的后视图，图 4 是说明图 1 的送气装置内部的构成例的框图，图 5 是说明送气装置的作用的时序图，图 6 是表示送气装置的控制例的流程图，图 7 是说明从设置于送气/送水按钮上的孔部喷出二氧化碳的泄漏状态的剖面图，图 8 是说明堵塞住设置于送气/送水按钮上的孔部而向插入部侧输送二氧化碳的状态的剖面图。

图 1 所示的本实施方式的内窥镜系统，是管腔镜下外科手术系统（以下称为手术系统）1。该手术系统 1 构成为主要包括：内窥镜系统 2、送气系统 3、系统控制器 4、作为显示装置的监视器 5、集中显示面板 6、集中操作面板 7、以及推车 8。

另外，在配置该手术系统 1 的手术室内设有让患者 10 躺卧的手术台 9。

内窥镜系统 2 包括：具有例如插入大肠等管腔内的软性的插入部 24 的内窥镜（软性内窥镜）21、作为照明光供给单元的光源装置 22、以及摄像机控制单元（以下称为 CCU）23。

内窥镜 21 构成为具有：插入部 24、操作部 25、以及通用线缆 26。在插入部 24 的前端部，虽然未图示，设有例如 CCD、CMOS 等摄像元件。

在操作部 25 上设有：送气/送水按钮 25a、吸引按钮 25b、使未图示的弯曲部弯曲动作的弯曲操作旋钮 27 和连通至未图示的处理器具通道的处理器具插通口 28。在通用线缆 26 的基端部设有内窥镜连接器 26a。

光源装置 22 具有向内窥镜 21 供给照明光的照明单元即照明灯（未图示）等。在该光源装置 22 上装卸自由地连接具有光源连接器的内窥镜

连接器 26a。

另外，通过将内窥镜连接器 26a 与光源装置 22 连接，而成为光源连接器与照明灯对置的配置状态。因此，从照明灯射出的照明光在未图示的光导纤维中传输而从设置于插入部 24 前端部的未图示的照明窗射出。

另外，在内窥镜连接器 26a 上设置有经由通用线缆 26 内的送气管路而与上游侧送气管路 21a 连通的送气用连接器 26c。在该送气用连接器 26c 上连接送气管 33 的一端部。该送气管 33 的基端部与送气系统 3 的后述的送气装置 31 连接而被供给气体。

另外，未图示的送水管从所述内窥镜连接器 26a 延伸出而与送水箱连接。在送水箱内储存例如作为液体的水。

从送气系统 3 输送的气体通过内窥镜连接器 26a 内的送气管路（未图示）和通用线缆 26 内的送气管路，并经由上游侧送气管路 21a（参照图 5）而输送至操作部 25。另外，该气体从设置于操作部 25 的送气/送水按钮 25a 被送出。并且同时，从送气系统 3 送出的气体经由送水管（未图示）内的管路而对送水箱内部进行加压。

因此，通过手术者操作送气/送水按钮 25a 使上游侧送水管路 21a 和后述的下游侧送水管路 21b 成为连通状态（参照图 6），从而使被向内窥镜 21 的送水管路输送的气体或者水从设置于插入部 24 的未图示的前端部上的送气喷嘴喷出。

CCU 23 进行设置于内窥镜 21 的插入部 24 的未图示的前端部上的摄像元件的驱动控制，将成像于该摄像元件上的经过光电转换的电信号转换为图像信号。经该 CCU 23 转换的图像信号例如被向监视器 5 或者集中显示面板 6 输出。从而在监视器 5 或者集中显示面板 6 的画面上显示由内窥镜 21 取得的被摄体的内窥镜图像。另外，标号 29 是将设置于内窥镜连接器 26a 上的电连接器 26b 和 CCU 23 电连接的电缆。

送气系统 3 是用于向管腔内输送规定气体例如生物体易于吸收的二氧化碳气体（以下称为二氧化碳（CO₂））的系统。该送气系统 3 构成为主要包括：气体供给装置即送气装置 31、使作为规定的观察用气体的二氧化碳液化而进行储存的管腔用储气瓶（以下称为储气瓶）32、以及送

气管 33。

在送气装置 31 上设有高压连接器 31a 和送气用连接器 31c。在送气用连接器 31c 上连接送气管 33 的一端部，该送气管 33 的另一端部与连接到所述光源装置 22 上的内窥镜连接器 26a 的送气用连接器 26c 连接。另外，送气管 33 由硅或者特富龙（テフロン）（注册商标）形成。

从储气瓶 32 延伸出的高压气体用管 34 与设置于送气装置 31 上的高压连接器 31a 连接。

系统控制器 4 对手术系统 1 整体进行统一控制。在系统控制器 4 上经由未图示的通信线路连接了集中显示面板 6、集中操作面板 7、光源装置 22、CCU 23 和送气装置 31，以便能够进行双向通信。

接收从 CCU 23 输出的图像信号，在监视器 5 的画面上显示由内窥镜 21 获得的被摄体的内窥镜图像。在集中显示面板 6 上设有液晶显示器等的显示画面。集中显示面板 6 与系统控制器 4 连接。因此能够在显示画面上显示所述被摄体的内窥镜图像，并且在具有内窥镜外围装置的情况下能够集中显示该内窥镜外围装置的动作状态。

集中操作面板 7 构成为包括：液晶显示器等显示部、在该显示部的显示面上一体设置的触摸传感器部（未图示）。在该集中操作面板 7 的显示部上具有：显示内窥镜外围装置的操作开关等作为设定画面的显示功能、通过对触摸传感器部的规定区域进行触摸来操作所显示的操作开关的操作功能。

即，集中操作面板 7 与系统控制器 4 连接，因此手术者通过对显示于显示部的触摸传感器部进行适当操作，可以进行与直接操作所显示的对应于内窥镜外围装置的操作开关的情况相同的操作。即手术者在集中操作面板 7 上能够远程地进行内窥镜外围装置的各种操作或者设定等。

在推车 8 上搭载有外围装置即光源装置 22、CCU 23、送气装置 31、系统控制器 4、监视器 5、集中显示面板 6、集中操作面板 7、以及储气瓶 32 等。

另外，在本实施方式的手术系统 1 中除了内窥镜系统 2 以外，也可以具有用于进行患者 10 的腹腔镜下外科手术的由光源装置 11、CCU 12、

未图示的硬性内窥镜和内窥镜用摄像机构成的第2内窥镜系统，以及作为内窥镜外围装置的电手术刀装置13等。

下面参照图2到图4对上述送气装置31的结构进行说明。

如图2所示，在送气装置31的前表面下侧设有电源开关25、开关50和送气用连接器31c。

电源开关25是用于进行接通/断开送气装置31的电源的操作的操作开关。开关50是用于对送气装置31的送气进行打开/关闭切换的操作的操作开关。送气用连接器31c连接来自内窥镜连接器26a的送气管33的一端部。

另外，在送气装置31的前表面上侧设有气体余量显示部43。该气体余量显示部43显示储气瓶32内的二氧化碳余量。

如图3所示，在送气装置31的背面下侧设有高压连接器31a和电源连接器36。在高压连接器31a上连接如上所述从储气瓶32延伸出的高压气体用管34。电源连接器36连接用于向送气装置31供电的未图示的电源电缆的连接器。

另外，在送气装置31的背面上侧设有时间设定操作部49。该时间设定操作部49是使用后述的定时功能来设定送气装置31的动作时间的操作开关。

例如，时间设定操作部49如图3所示为“定时功能关闭”、“15min”、“30min”三个等级式的开关，通过使操作杆49a滑动而能够设定上述三者中的任一个定时时间。

另外，“定时功能关闭”是不使用定时功能的模式。另外，时间设定操作部49不限于执行定时功能时的“15min”和“30min”的例如对应于使用送气装置31的手术者的熟练度的2个等级的动作时间（送气时间），另外也不限于这些动作时间范围，而可以任意地进行各种动作时间的设定。

另外，时间设定操作部49虽然使用滑动方式的开关构成，但是也不限于此，例如也可以使用通过旋转旋钮而能够自由地调节动作时间的设定的音量调节（volume）式的开关来构成。

下面如图 4 所示,对使用由时间设定操作部 49 设定的定时功能而能够进行作为送气时间的动作时间的设定的送气装置 31 的内部结构进行说明。

如图 4 所示,送气装置 31 具有降压部 40、作为切换单元的切换部即开闭阀门 41、压力计测部 42、气体余量显示部 43、驱动部 44、作为控制单元的管腔送气控制部(以下称为控制部)45、作为告知单元的告知部 48、时间设定操作部 49、以及开关 50。

在送气装置 31 的高压连接器 31a 上连接从储气瓶 32 延伸出的高压气体用管 34,经由该高压气体用管 34 供给来自储气瓶 32 的二氧化碳。

另外,在高压连接器 31a 上连接送气管路 31b,该送气管路 31b 与降压部 40 和压力计测部 42 连通。另外,送气管路 31b 经由降压部 40 和开闭阀门与送气用连接器 31c 连通。

压力计测部 42 对从储气瓶 32 被气化供给的二氧化碳的压力进行测定,将测定结果向气体余量显示部 43 输出。该气体余量显示部 43 如图 2 所示基于来自压力计测部 42 的测定结果,显示储气瓶 32 内的二氧化碳余量。

降压部 40 将经由高压连接器 31a 供给的二氧化碳降压为规定的压力。

开闭阀门 41 基于从驱动部 44 输出的驱动信号来进行开闭动作。从而对开闭阀门 41 的输出侧的送气流量进行调节。开闭阀门 41 的输出经由送气管路 31b 而提供给送气用连接器 31c。

驱动部 44 基于来自后述的控制部 45 的控制信号而生成用于使开闭阀门 41 进行开闭动作的驱动信号。并且驱动部 44 通过供给该驱动信号而控制开闭阀门 41 的开闭动作。

驱动部 44、告知部 48、时间设定操作部 49 以及开关 50 与控制部 45 电连接。

告知部 48 例如是发出声音的扬声器或者显示部中的任何一方,或者将扬声器和显示部组合而成。该告知部 48 根据控制部 45 的控制而通过声音,或者通过声音而告知手术者等例如送气装置 31 的动作时间结束(停

止状态)。

时间设定操作部 49 将按如上所述设定的动作时间的设定信号向控制部 45 的作为时间计测单元的构成时间计测部的定时器 47 输出。另外，开关 50 将用于控制送气装置 31 的送气的接通/断开切换的开关信号向控制部 45 的判断控制部 46 输出。

控制部 45 对送气装置 31 整体的动作进行控制，具有判断控制部 46 和定时器 47。

虽未图示，定时器 47 具有定时计数器。该定时器 47 使用定时计数器对基于来自时间设定操作部 49 的设定信号的动作时间（设定时间）进行计数，同时将该计数的计数值（时间信息）向判断控制部 46 输出。

另外，定时器 47 通过判断控制部 46 的控制而使定时计数器的计数复位。

向判断控制部 46 输入来自开关 50 的开关信号和来自定时器 47 的时间信息。该判断控制部 46 基于在未图示的存储部中所存储的后述的程序（参照图 6），使用来自定时器 47 的时间信息，进行告知部 48 的告知控制、通过驱动部 44 进行开闭阀门 41 的开闭控制、进行定时器 47 中的定时计数的复位控制等。

例如，当判断控制部 46 被输入来自开关 50 的开关信号时，其控制驱动部 44 以使开闭阀门 41 成为打开状态，同时开始定时器 47 的定时计数器的计数。

另外，判断控制部 46 对所供给的定时器 47 的计数值（时间信息）和由时间设定操作部 49 设定的动作时间（设定时间）进行比较。另外，当计数值达到该动作时间时，判断控制部 46 驱动告知部 48，从而通过声音和（或）显示而向手术者等告知送气装置 31 的动作停止，同时控制驱动部 44 以使开闭阀门 41 成为关闭状态。

由此，手术者能够利用导入到管腔内的内窥镜进行观察，在手术等结束后，使送气装置 31 的送气在预先设定的规定的动作时间停止。因此，即使送气/送水按钮 25a 为打开状态，也能够防止储存在储气瓶内的二氧化碳持续地浪费地流出。

下面参照图 5 到图 8 对通过设置于如上所述构成的手术系统 1 中的送气装置 31 向管腔供给二氧化碳的动作进行说明。

在本实施例的手术系统 1 所具有的送气装置 31 中，当接通电源时，判断控制部 46 使图 6 所示的程序起动。

如图 6 所示，判断控制部 46 通过步骤 S1 的处理使送气装置 31 成为可送气的待机状态(S1)。判断控制部 46 通过后续的步骤 S2 的判断处理，根据从送气开关(开关) 50 供给的开关信号来判断该开关 50 是否为“接通”(S2)。此时，在通过判断控制部 46 判断为开关 50 不为“接通”(开关信号为“L 电平”时：参照图 5)的情况下，使处理返回步骤 S1，待机直到开关 50 被“接通”。

当判断为开关 50 为“接通”(开关信号为“H 电平”时：参照图 5)时，在图 5 所示的时刻 tS，判断控制部 46 通过后续的步骤 S3 的处理，控制驱动部 44 以打开开闭阀门 41 (S3)。这样，二氧化碳从位于插入部 24 的前端部上的送气喷嘴向管腔内输送。

此时，来自送气装置 31 的送气用连接器 31c 的二氧化碳，经由送气管 33、内窥镜连接器 26a 内的送气管路(未图示)、通用线缆 26 内的送气管路以及上游侧送气管路 21a (参照图 5)而到达操作部 25。然后，该二氧化碳到达配设有设置于操作部 25 的送气/送水按钮 25a 的送气/送水按钮用缸(以下称为送气/送水缸) 25c。

这里，在设置于送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 为开放状态的情况下，如图 7 所示，二氧化碳按图中箭头 a、箭头 b、以及箭头 c 所示，成为从孔部 25d 向外部喷出的泄漏状态。

另一方面，如图 8 所示在通过手术者的手指堵塞住了设置于送气/送水按钮 25a 上的孔部 25d 的情况下，经由上游侧送气管路 21a 输送来的二氧化碳如图中箭头 a、箭头 d、以及箭头 e 所示，不从孔部 25d 向外部泄漏，而经由弯曲管 25e 向下游侧送气管路 21b 供给。由此成为使二氧化碳经由喷嘴向管腔内输送的管腔内二氧化碳输送状态。

另外，标号 21c 为上游侧送水管路，标号 21d 为下游侧送水管路，标号 25f 为止回阀，标号 25g、标号 25h 为衬垫，以及标号 25i 为弹簧。

另外，在图 8 所示状态下，当克服弹簧 25i 的作用力而将送气/送水按钮 25a 压下规定量时，止回阀 25f 和衬垫 25g、25h 的位置移动，成为上游侧送水管路 21c 和下游侧送水管路 21d 连通的状态。

判断控制部 46 在完成上述步骤 S3 的处理后，在后续的步骤 S4 中进行控制以开始定时器 47 中的定时计数器的计数（S4）。

然后，判断控制部 46 通过后续的步骤 S5 的判断处理，对从定时器 47 供给的定时器 47 的计数值（时间信息）和由时间设定操作部 49 预先设定的动作时间（图 5 所示的设定时间 TL）进行比较，判断计数值是否达到了该设定时间（S5）。

此时，判断控制部 46 在判断为计数值没有达到设定时间 TL 的情况下，在后续步骤 S6 的判断处理中判断开关 50 是否为“断开”（S6）。判断控制部 46 在开关 50 不为“断开”的情况下使处理返回步骤 S5，而在开关 50 为“断开”的情况下使处理转入后述的步骤 S8。

另一方面，当在步骤 S5 的判断处理中，判断为计数值达到了所述设定时间时，判断控制部 46 在图 5 所示时间 tY 驱动告知部 48，而通过声音和（或）显示向手术者等告知送气装置 31 的动作停止（S7）。由此，本实施方式的送气装置 31 能够向手术者等告知达到了预先设定的设定时间 TL、送气自动停止。

然后，判断控制部 46 在时间 tY 通过后续步骤 S8 的处理，控制驱动部 44 以使开闭阀门 41 为关闭状态（S8）。即停止送气装置 31 向管腔的送气。

由此，本实施方式的送气装置 31 在送气/送水按钮 25a 为打开状态（如图 7 所示手术者没有堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 的状态）的情况下，能够防止二氧化碳经由该送气/送水按钮 25a 持续地浪费地流出。

接着，判断控制部 46 通过后续步骤 S9 的处理将定时器 47 中的定时计数的复位信号向定时器 47 输出，从而进行控制以便停止该定时器 47 的计数而复位为零，使处理返回所述步骤 S1（S9）。

因此，根据本实施方式，通过进行上述控制，从而能够使送气装置 31 的送气在从送气开始经过预先设定的设定时间 TL 后自动停止。因此，

本实施方式的送气装置 31 能够防止在利用导入管腔内的内窥镜 21 进行的观察和手术结束后忘记关闭开关的情况，同时能够防止在储气瓶内储存的二氧化碳从送气/送水按钮 25a 浪费地持续地流失。

另外，本实施方式的送气装置 31 中预先设定的设定时间例如对应于进行大肠内窥镜检查时的手术者的熟练度而设定，但是并不限定于手术者一定要在上述设定时间 TL 内结束观察、处理等。本发明对这方面也进行了改良，将这样的实施方式的例子记述如下。

（第二实施方式）

下面对第二实施方式进行说明。

图 9 到图 11 关于本发明第二实施方式，图 9 是说明送气装置的构成例的框图，图 10 是说明送气装置的作用的时序图，图 11 是表示送气装置的控制例的流程图。另外，图 9 到图 11 对与上述第一实施方式相同的构成要素和处理内容赋予相同的标号和步骤 S 编号，而省略说明，仅对不同部分进行说明。

本实施方式的手术系统的整体结构与第一实施方式中的图 1 的结构基本相同，但是用于该手术系统 1 的送气装置 31 的结构不同。

如图 9 所示，送气装置 31 与图 4 的结构基本相同，但是还具有流量计测部 51、设置于控制部 45 内的比较运算部 52 和存储部 53。

流量计测部 51 例如为流量传感器，配置成与开闭阀门 41 和送气用连接器 31c 之间的送气管路 31b 连通。

流量计测部 51 检测向送气用连接器 31c 供给的二氧化碳的流量，将检测结果向比较运算部 52 输出。

存储部 53 存储有能够任意设定的例如流量阈值 VL（参照图 10）。另外，例如在送气装置 31 的前表面设置有能够设定阈值 VL 的操作部，手术者通过该操作部能够任意设定阈值 VL，并将其存储于存储部 53 中。

比较运算部 52 从存储部 53 读出流量阈值 VL，执行运算处理以便对读出的该流量阈值 VL 和来自流量计测部 51 的检测结果即流量计测值进行比较。然后，比较运算部 52 将该比较结果向所述控制部 45 的判断控制部 46 输出。

即，比较运算部 52 的比较运算处理通过进行流量计测值和阈值 VL 的比较来判断是否有通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术，从而引导定时器 47 的计数开始定时。

即，判断控制部 46 在来自比较运算部 52 的比较结果为流量计测值比阈值 VL 大的情况下，判断为没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术，进行定时器 47 中的定时计数器的计数。

另一方面，所述判断控制部 46 在流量计测值比阈值 VL 小的情况下，判断为在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术，进行定时器 47 中的定时计数器的计数的复位。即，通过使定时器 47 的计数复位，来确定定时器 47 的计数开始定时。

由此，在没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术的情况下，定时器 47 被计数，另一方面在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术的情况下，使定时器 47 的计数被复位。因此，能够自动地变更对设定时间 TL 进行计数的定时器 47 的计数开始定时。

由此，本实施方式的送气装置 31 能够防止在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术期间的送气停止。另外，通过延长整体的送气装置 31 的动作时间，即使手术在设定时间 TL 内没有完成，送气装置 31 的送气也不会停止。另外，送气装置 31 在未进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术而经过了设定时间 TL1 后，强制地停止送气。

另外，在本实施方式中，图 10 所示的设定时间 TL1 例如可以使用时间设定操作部 49 任意设定，例如设定为 5 分钟等时间。另外，送气装置 31 的其它结构与第一实施方式相同。

下面参照图 10 和图 11 对设置于本实施方式的手术系统 1 中的送气装置 31 向管腔供给二氧化碳的动作进行说明。另外，在图 10 中显示了开闭阀门 41 的开闭状态、手术者对送气/送水按钮 25a 的按钮操作、流量计测值、流量阈值 VL、复位信号、以及定时器 47 的打开/关闭状态的各定时。

本实施例的手术系统 1 所具有的送气装置 31 中，当接通电源时，判断控制部 46 起动存储于未图示的存储部中的图 11 所示的程序。

如图 11 所示,本实施方式的程序在第一实施方式的程序(参照图 6)中的步骤 S4 和步骤 S5 之间设置步骤 S20 的判断处理和步骤 S21 的处理,而其它处理顺序、处理内容与第一实施方式相同。

因此,判断控制部 46 如图 11 所示,与第一实施方式相同,通过步骤 S1、步骤 S2 进行步骤 S3 的处理,从而在图 10 所示时刻 tS,控制驱动部 44 以打开开闭阀门 41,而向管腔内输送二氧化碳。然后,通过步骤 S4 的处理使定时器 47 的计数开始。

然后,判断控制部 46 通过本实施方式中新附加的步骤 S20 的判断处理,执行运算处理,以便对由比较运算部 52 从存储部 53 读出的流量阈值 VL 和来自流量计测部 51 的检测结果即流量计测值进行比较(S20)。

此时,判断控制部 46 在来自比较运算部 52 的比较结果中,流量计测值比阈值 VL 大的情况下,判断为没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术,使定时器 47 的计数开始,并使处理转入下一步骤 S5。相反,判断控制部 46 在流量计测值比阈值 VL 小时,判断为在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术,使处理转入步骤 S21。

在该步骤 S21 的处理中,由于是判断控制部 46 通过步骤 S20 的判断处理而判断为流量计测值比阈值 VL 小的情况,因此在图 10 所示时间 t1(时间 t2、时间 t3、时间 tY),将定时器 47 中的定时器计数的复位信号向定时器 47 输出,停止该定时器 47 的计数而复位为零(S21)。然后判断控制部 46 将处理转入步骤 S5。

以后的处理与第一实施方式相同,进行步骤 S5 的定时器 47 的计数值与设定时间 TL1(参照图 10)的比较,根据比较结果进行步骤 S6 的判断处理或者步骤 S7 的告知部 48 的告知控制处理。

在步骤 S6 的处理中,由于是判断控制部 46 判断为计数值没有达到设定时间 TL1 的情况,因此判断开关 50 是否为“断开”(S6)。然后,判断控制部 46 在开关 50 不为“断开”的情况下使处理返回步骤 S5,在为“断开”的情况下将处理转入步骤 S8。

另一方面,在通过步骤 S7 告知部 48 进行了告知控制处理后,判断控制部 46 与第一实施方式相同,在图 10 所示时间 tY 通过步骤 S8 的处

理, 控制驱动部 44 以使开闭阀门 41 成为关闭状态 (S8)。

即, 在时间 t_3 最终检测出没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术, 随之从定时器 47 被复位的时间 t_4 开始经过了设定时间 TL1 (例如 5 分钟) 后, 送气装置 31 的送气停止。

因此, 根据本实施方式的送气装置 31, 能够自动地变更对设定时间 TL1 进行计数的定时器 47 的计数开始定时, 从而在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术的期间能够防止送气停止。另外, 送气装置 31 通过延长整体的动作时间, 即使在设定时间 TL 内手术没有完成, 也不会停止送气。

另外, 当未进行通过送气/送回按钮 25a 操作的观察等手术而经过了设定时间 TL1 后, 本实施方式的送气装置 31 强制停止送气, 因此与第一实施方式相同, 能够防止储存于储气瓶内的二氧化碳从送气/送水按钮 25a 浪费地持续地流失。

另外在本实施方式的送气装置 31 中, 在送气/送水的期间, 从送气/送水按钮 25a 泄漏的期间的流量依赖于内窥镜 21 的种类。因此在相同的流量阈值 VL 下, 可能存在误判断。

因此为了防止这种误判断, 本实施方式的送气装置 31 也可以是后述的变形例 1 和变形例 2 所示的结构。下面参照图 12 到图 16 对本实施方式中的送气装置 31 的变形例 1 和变形例 2 进行说明。

图 12 和图 13 用于说明变形例 1, 图 12 为变形例 1 的送气装置的后视图, 图 13 为说明变形例 1 的送气装置内部的构成例的框图。另外, 图 12 和图 13 对于和上述各个实施方式相同的构成要素标记相同标号而仅对不同的部分进行说明。

如图 12 和图 13 所示, 变形例 1 的送气装置 31 在第二实施方式的结构的基础上, 还设有流量阈值输入部 54。

该流量阈值输入部 54 如图 12 所示, 设置于送气装置 31 的背面侧的时间设定操作部 49 的附近。流量阈值输入部 54 为能够切换流量阈值大小不同的例如 5 个等级的级别的 5 等级式开关。具体而言, 流量阈值输入部 54 通过滑动操作杆 54a 而能够设定 5 个等级中的任意级别的流量阈

值。

例如，5个等级的级别是预先根据可以使用的内窥镜21的种类而设定的大小不同的“级别1”到“级别5”的流量阈值，“级别1”为最小值的流量阈值，“级别5”为最大值的流量阈值。

另外，流量阈值输入部54将通过操作而设定的级别的流量阈值向存储部53输出。然后，设定的级别的流量阈值被存储于存储部53中。

即，第二实施方式的比较运算部52所使用的流量阈值VL是由流量阈值输入部54设定的流量阈值。

另外，流量阈值输入部54也可以是在对应于所使用的内窥镜21而预先确定的流量阈值范围内，能够通过控制杆的滑动操作而任意设定的可变电阻型开关。

送气装置31的其它结构与上述各个实施方式相同。

本变形例的送气装置31通过与第二实施方式基本相同的控制方法（图11所示程序）而动作，但是在步骤S20的判断处理中，能够通过比较运算部52使用由流量阈值输入部54设定的流量阈值VL，进行与流量计测值的比较判断处理。额外的处理内容与图11所示各个步骤S中的处理内容相同。

因此根据本变形例的送气装置31，除了第二实施方式的效果，还能够设定对应于所使用的内窥镜21的流量阈值，所以能够防止送气/送水按钮25a的操作有无的误判断，能够进行对应于内窥镜21的种类的精度良好的送气停止控制。

下面参照图14到图16对变形例2进行说明。

图14到图16用于说明变形例2，图14是表示具有变形例2的送气装置的内窥镜系统的构成例的结构图，图15是变形例2的送气装置的后视图，图16是说明变形例2的送气装置内部和光源装置的构成例的框图。另外，图14到图16对于和上述各个实施方式相同的构成要素标记相同标号而仅对不同的部分进行说明。

与变形例1中经由流量阈值输入部54输入对应于内窥镜21的流量阈值VL的情况相对，本变形例的送气装置31检测并取出基于从光源装

置 22 连接的内窥镜 21 的种类的流量阈值，设定对应于内窥镜 21 的流量阈值 VL。

如图 14 和图 15 所示，在本变形例的送气装置 31 的背面侧设置有与光源装置 22 电连接、用于进行通信的接续连接器 31d。在该连接连接器 31d 上连接设置于连接电缆 55 的一端部上的连接器（未图示）。该连接电缆 55 的另一端部与设置于光源装置 22 上的连接器 22a 连接。

虽然没有图示，用于本变形例的内窥镜 21 具有能够发送表示内窥镜 21 的种类的 ID 信号的 ID 信号产生部。该 ID 信号产生部在内窥镜 21 经由内窥镜连接器 26a 与光源装置 22 连接时，向光源装置 22 侧发送 ID 信号。

光源装置 22 上如图 16 所示设有接收 ID 信号的内窥镜种类部 22A。该内窥镜种类部 22A 基于所接收的所述 ID 信号来判别所连接的内窥镜 21 的种类。另外，内窥镜种类部 22A 使用未图示的流量阈值表来确定基于所判别出的内窥镜 21 的流量阈值，并将该确定的流量阈值经由连接电缆 55 向送气装置 31 侧发送。

本变形例的送气装置 31 具有与连接连接器 31d 电连接的通信部 56。该通信部 56 经由连接电缆 55 和连接连接器 31d 接收从光源装置 22 侧发送的流量阈值，与变形例 1 相同，向存储部 53 输出。

由此，送气装置 31 在变形例 1 中对应于内窥镜 21 使用流量阈值输入部 54 取得流量阈值，但是在变形例 2 中仅将内窥镜 21 与光源装置 22 连接，便能够自动地取得对应于所连接的内窥镜 21 的流量阈值。

送气装置 31 的其它结构与上述各个实施方式相同。

另外，本变形例的送气装置 31 的控制方法与上述变形例 1 相同。

因此根据本变形例的送气装置 31，除了上述变形例 1 的效果，还能够无需进行输入操作而自动取得对应于所使用的内窥镜 21 的流量阈值，从而能够更简便地设定对应于内窥镜 21 的流量阈值。

（第三实施方式）

下面对第三实施方式进行说明。

图 17 到图 19 关于本发明第三实施方式，图 7 是说明送气装置的构

成例的框图，图 18 是说明送气装置的作用的时序图，图 19 是表示送气装置的控制例的流程图。另外，图 17 到图 18 对于和上述各个实施方式相同的构成要素和处理内容标记相同标号和步骤 S 编号并省略说明，而仅对不同的部分进行说明。

用于本实施方式的手术系统 1 的送气装置 31 如图 17 所示，与第二实施方式中的图 9 的结构基本相同，而比较运算部 52 的比较运算处理内容不同。

另外，存储部 53 存储了比较运算部 52 进行比较运算处理所需的正的流量阈值 RL 和负的流量阈值 $-RL$ 。

比较运算部 52 使用预先设定的设定时间前的流量计测值和当前的流量计测值，计算单位时间（相当于所述设定时间）的流量变化量。另外，比较运算部 52 执行运算处理以对算出的单位时间的流量变化量和从存储部 53 读出的流量阈值 RL 、 $-RL$ （绝对值）进行比较，将比较结果向控制部 45 的判断控制部 46 输出。

即，比较运算部 52 的比较运算处理是通过对单位时间的流量变化量和流量阈值 RL 、 $-RL$ 进行比较，从而精度良好地判断有无通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术的处理，由此引导定时器 47 的计数开始定时（开始时刻）。

即，判断控制部 46 在来自比较运算部 52 的比较结果中，单位时间的流量变化量比流量阈值 RL 、 $-RL$ （绝对值）大时，判断为在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术，进行定时器 47 中的定时计数器的复位。即，通过将定时器 47 的计数复位，而确定定时器 47 的计数开始定时。

另外如图 18 所示，单位时间的负的流量变化量意味例如在从送气状态操作了送气/送水按钮 25a 的情况下，通过进行送气动作而使送气流量减小。因此，用于与该负的流动变化量进行比较的流量阈值成为流量阈值 $-RL$ ，判断控制部 46 使用该流量阈值 RL 、 $-RL$ 的绝对值。

另一方面，判断控制部 46 在单位时间的流量变化量比流量阈值 RL 、 $-RL$ （绝对值）小（也存在等于零的情况）时，判断为没有进行通过送

气/送水按钮 25a 操作的观察等手术, 进行所述定时器 47 中的定时计数器的计数。

由此, 判断控制部 46 在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术时将定时器 47 复位, 另一方面在没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术时进行定时器 47 的计数, 从而能够自动地变更对所述设定时间 TL 进行计数的定时器 47 的计数开始定时 (开始时刻)。

由此, 送气装置 31 在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术的期间能够防止送气停止。另外, 送气装置 31 通过延长整体的送气动作时间, 从而即使在设定时间 TL 内没有完成手术, 也不会停止送气。

另外, 送气装置 31 在没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术而经过了设定时间 TL1 后, 强制停止送气。另外, 本实施方式的送气装置 31 即使不像第二实施方式的变形例 1 和变形例 2 那样取得对应于内窥镜 21 的种类的流量阈值, 也能够精度良好地进行判断控制部 46 的比较判断处理。

另外在本实施方式中, 图 18 所示的设定时间 TL1 可以与上述第二实施方式相同, 例如使用时间设定操作部 49 来任意设定, 这里设定为 5 分钟等时间。

送气装置 31 的其它结构与上述各个实施方式相同。

下面参照图 18 和图 19 对设置于本实施方式的手术系统 1 中的送气装置 31 向管腔供给二氧化碳的供给动作进行说明。另外, 在图 18 中示出了开闭阀门 41 的开闭状态、手术者对送气/送水按钮 25a 的按钮操作、流量计测值、单位时间的变化量 (流量变化量)、流量阈值 RL、 $-RL$ 、复位信号和定时器 47 的接通/断开状态的各定时。

在本实施例的手术系统 1 所具有的送气装置 31 中, 当接通电源时, 判断控制部 46 起动未图示的存储部中所存储的图 19 所示的程序。

如图 19 所示, 本实施方式的程序设置步骤 S30 的处理、步骤 S31 的判断处理和步骤 S32 的处理, 来代替第二实施方式的程序 (参照图 11) 中的步骤 S4 和步骤 S5 之间的步骤 S20 的判断处理、步骤 S21 的处理, 而其它处理顺序和处理内容与第二实施方式相同。

因此,判断控制部 46 如图 19 所示,与第二实施方式相同,经由步骤 S1、步骤 S2,通过步骤 S3 的处理,在图 19 所示的时刻 t_S 控制驱动部 44,以打开开闭阀门 41。这样,从位于插入部 24 的前端部的送气喷嘴向管腔内输送二氧化碳。然后,通过步骤 S4 的处理使定时器 47 的计数开始。

然后,判断控制部 46 通过本实施方式中新附加的步骤 S30 的处理,控制比较运算部 52,使用预先设定的设定时间前的流量计测值和当前的流量计测值,计算单位时间(相当于设定时间)的流量变化量(S30)。

然后,判断控制部 46 通过后续步骤 S31 的判断处理,执行运算处理以对通过比较运算部 52 在步骤 S30 中算出的单位时间的流量变化量和从存储部 53 读出的所述流量阈值 RL 、 $-RL$ (绝对值)进行比较(S31)。

此时,判断控制部 46 在来自比较运算部 52 的比较结果中,单位时间的流量变化量比流量阈值 RL 、 $-RL$ 小时,判断为在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术,开始定时器 47 的计数并将处理转入下一步骤 S5。另一方面,判断控制部 46 在单位时间的流量变化量比所述流量阈值 RL 、 $-RL$ (绝对值)大时,判断为没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术,使处理转入步骤 S31。

在步骤 S31 的处理中,判断控制部 46 与第二实施方式中步骤 S21 的处理(参照图 11)相同,在图 18 所示的时间 t_1 (时间 t_2 、时间 t_3 、时间 t_Y)向定时器 47 输出定时器 47 中的定时计数的复位信号。然后,判断控制部 46 停止定时器 47 的计数而复位为零(S32),将处理转入步骤 S5。

以后的处理与第一实施方式相同,进行步骤 S5 的定时器 47 的计数值和设定时间 $TL1$ (参照图 18)的比较,根据比较结果进行步骤 S6 的判断处理或者步骤 S7 的告知部 48 的告知控制处理。

在步骤 S6 的处理中,由于是判断为计数值未达到设定时间 $TL1$ 的情况,因此判断控制部 46 判断开关 50 是否为“断开”(S6),在开关 50 不为“断开”的情况下使处理返回步骤 S5,在为“断开”的情况下使处理转入步骤 S8。

另一方面，当在步骤 S7 中通过告知部 48 进行了告知控制处理后，判断控制部 46 与第二实施方式相同，在图 18 所示时间 tY，通过步骤 S8 的处理，控制驱动部 44 以使开闭阀门 41 为关闭状态（S8）。

即，在时间 t3 最终检测出没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术，随之从定时器 47 被复位的时间 t4 开始经过了设定时间 TL1（例如 5 分钟）后，停止送气装置 31 的送气。

因此根据本实施方式，由于能够自动地变更对设定时间 TL1 进行计数的定时器 47 的计数开始定时，从而在进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术的期间不会停止送气，并且通过延长整体的送气装置 31 的动作时间，即使在设定时间 TL 内没有完成手术，也不会停止送气装置 31 的送气。

另外，即使没有进行通过送气/送水按钮 25a 操作的观察等手术，经过设定时间 TL1 后也能够强制停止送气，因此与第二实施方式相同，能够避免储存于储气瓶 32 内的二氧化碳从所述送气/送水按钮 25a 浪费地持续地流失。

另外，本实施方式的送气装置 31 即使不像第二实施方式的变形例 1 和变形例 2 那样取得对应于内窥镜 21 的种类的流量阈值，也能够精度良好地进行判断控制部 46 的比较判断处理。

另外，在上述第一到第三实施方式中能够实现：在结束了使用导入到管腔内的软性内窥镜的观察或者手术后，能够防止储存于储气瓶 32 内的检查用气体即二氧化碳被浪费地消耗的送气装置 31，以及具有包含该送气装置 31 的内窥镜系统 2 的手术系统 1。

（第四实施方式）

下面对第四实施方式进行说明。

图 20 到图 22 关于本发明的第四实施方式，图 20 是表示具有送气装置的内窥镜系统的构成例的结构图，图 21 是说明图 20 的送气装置的构成例的框图，图 22 是表示送气装置的控制例的流程图，图 4 是说明送气装置作用的时序图。另外在本实施方式的说明中，对于和上述各个实施方式相同的构成要素标记相同标号而省略说明，仅对不同的部分进行说

明。

下面参照图 20 对本实施方式的送气装置 31 的构成进行说明。

如图 20 所示, 本实施方式的送气装置 31 具有阀门单元 60、作为检测单元的检测部 45A、以及作为控制单元的管腔送气控制部(以下称为控制部) 45。

在送气装置 31 的高压连接器 31a 上连接从储气瓶 32 延伸出的高压气体用管 34, 经由该高压气体用管 34 从储气瓶 32 供给二氧化碳。另外, 在高压连接器 31a 上连接送气管路 31b, 该送气管路 31b 与阀门单元 60 连通。

阀门单元 60 例如具有降压器 61、作为送气单元的构成送气部的电磁阀 62、以及作为流量测定单元的构成流量测定部的流量传感器 63 等。

降压器 61 把经由高压连接器 31a 供给的二氧化碳降压为规定的压力。

电磁阀 62 基于从控制部 45 输出的控制信号进行开闭动作。由此调节电磁阀 62 的输出侧的送气流量。

电磁阀 62 的输出经由流量传感器 63、送气管路 31b 向送气用连接器 31c 供给。

流量传感器 63 检测供给到送气用连接器 31c 的二氧化碳的流量, 并将检测结果向检测部 45A 输出。

检测部 45A 取入检测结果, 并基于该检测结果来检测应向体腔内输送的二氧化碳是否从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏, 并将检测结果提供给控制部 45。

例如检测部 45A 首先对来自流量传感器 63 的作为检测结果的流力测定值和预先设定的阈值 VL (参照图 4) 进行比较。然后, 检测部 45A 在流量测定值比阈值 VL 大的情况下检测出应向体腔内输送的二氧化碳从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏。而另一方面, 检测部 45A 在流量测定值比阈值 VL 小的情况下检测出应向体腔内输送的二氧化碳没有从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏。

即, 在检测部 45A 检测出应向体腔内插入的二氧化碳从内窥镜 21

的送气/送水按钮 25a 泄漏的情况下，送气/送水按钮 25a 为打开状态（手术者没有堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 的状态）。另一方面，在检测部 45A 检测出应向体腔内插入的二氧化碳没有从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏的情况下，送气/送水按钮 25a 为关闭状态（手术者堵塞住了送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 的状态）。

控制部 45 控制阀门单元 60 的动作。具体而言，控制部 45 基于来自检测部 45A 的检测结果，控制电磁阀 62 的开闭动作。另外，在控制部 45 设有未图示的定时器，控制部 45 取得来自该定时器的时刻信息。

控制部 45 基于存储于未图示的存储部中的后述程序（参照图 21），使用来自定时器的时刻信息，进行检测部 45A 执行的检测，判断处理和基于该检测结果的电磁阀 62 的开闭控制。

下面参照图 21、图 22、在第一实施方式中使用的图 7 和图 8 对设置于如此构成的手术系统 1 中的送气装置 31 向管腔内供给二氧化碳的供给动作进行说明。

在本实例的手术系统 1 所具有的送气装置 31 中，当接通电源时，控制部 45 起动图 21 所示的程序。

如图 21 所示，控制部 45 通过步骤 S40 的处理进行控制，以便打开电磁阀 62，向体腔内输送二氧化碳（S40）。

此时，来自送气装置 31 的送气用连接器 31c 的二氧化碳经由送气管 33、内窥镜连接器 26a 内的送气管路（未图示）、通用线缆 26 内的送气管路、以及上游侧送气管路 21a（参照图 7）而到达配设有设置于操作部 25 的送气/送水按钮 25a 的送气/送水按钮用缸（以下称为送气/送水缸）25c。

这里，在设置于送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 为开放状态时，如图 7 所示二氧化碳如图中箭头 a、箭头 b、箭头 c 所示，成为从孔部 25d 向外部喷出的泄漏状态。

另一方面，如图 8 所示在利用手术者的手指堵塞住了设置于送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 的情况下，经由上游侧送气管路 21a 输送的二氧化碳如图中箭头 a、箭头 d、箭头 e 所示，不会从孔部 25d 向外部泄漏，

而经由弯曲管 25e 向下游侧送气管路 21b 供给。由此成为二氧化碳经由喷嘴向管腔内输送的管腔内二氧化碳输送状态。

另外，标号 21c 为上游侧送水管路，标号 21d 为下游侧送水管路，标号 25f 为止回阀，标号 25g、标号 25h 为衬垫，标号 25i 为弹簧。

另外，在图 8 所示状态下，当克服弹簧 25i 的作用力而将送气/送水按钮 25a 压下规定量时，止回阀 25f 和衬垫 25g、25h 的位置移动，成为上游侧送水管路 21c 和下游侧送水管路 21d 连通的状态。

控制部 45 在步骤 S41 的判断处理中，利用检测部 45A 对来自流量传感器 63 的检测结果即流量测定值和预先设定的阈值 VL（参照图 4）进行比较。

然后，控制部 45 在该比较结果中流量测定值比阈值 VL 大的情况下，检测出应向体腔内输送的二氧化碳从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态（如图 7 所示手术者没有堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 的状态）。

另一方面，控制部 45 在比较结果中流量测定值比阈值 VL 小的情况下，检测出应向体腔内输送的二氧化碳没有从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态（如图 8 所示手术者堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 的状态）。

这样通过步骤 S41 的判断处理，能够在送气装置 31 的送气动作中检测出送气/送水按钮 25a 的开闭状态。

然后，控制部 45 在通过步骤 S41 的判断处理判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态（没有进行送气的状态）的情况下转入步骤 S43 的处理。另一方面，控制部 45 在判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态（进行二氧化碳的输送的状态）的情况下重复执行步骤 S41。

在步骤 S42 的处理中，由于送气/送水按钮 25a 为打开状态（泄漏状态），因此控制部 45 为了防止二氧化碳被浪费地消耗而进行控制以关闭电磁阀 62，停止送气。然后，当经过了预先设定的设定时间时，控制部 45 通过后续步骤 S43 的处理，在设定时间后进行控制以打开电磁阀 62，使处理返回步骤 S41。

实际进行上述的控制例时的流量传感器 63 的流量测定值、送气/送水按钮 25a 的开闭动作和电磁阀 62 的开闭动作的时序图在图 22 中示出。

如图 22 所示,在时刻 t_0 以前,送气装置 31 通过控制部 45 的步骤 S40 的处理,电磁阀 62 被控制为打开状态,经由送气用连接器 31c 向内窥镜 21 输送二氧化碳。

另外,手术者在时刻 t_1 从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 移开手指,使该送气/送水按钮 25a 成为打开状态。因此,送气/送水按钮 25a 成为泄漏状态,使二氧化碳的送气流量增大。

这样,在时刻 t_0 进行控制部 45 的步骤 S41 的判断处理,从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 VL 大。即,控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。

然后,控制部 45 基于该检测结果,通过步骤 S42 的处理进行控制以关闭电磁阀 62。由此,电磁阀 62 关闭的结果使二氧化碳的送气流量降低。

在本实施方式中,针对每段设定时间进行步骤 S41 的控制部 45 的判断处理。另外,该设定时间表示从图 22 的时刻 t_1 到时刻 t_2 的时间。该设定时间例如可以在集中操作面板 7 上设置能够设定时间的操作部,并使用该操作部任意设定。

然后经过了设定时间后,即在时刻 t_2 ,通过控制部 45 的步骤 S43 的处理,进行控制以打开电磁阀 62,从而使二氧化碳的送气流量增加。

然后在时刻 t_3 ,再次进行控制部 45 的步骤 S41 的判断处理,从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 VL 大。此时也判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。

然后基于该检测结果,控制部 45 相同地通过步骤 S43 的处理,进行控制以关闭电磁阀 62。由此在时刻 t_3 ,电磁阀 62 关闭的结果使二氧化碳的送气流量降低。

这样在送气/送水按钮 25a 为打开状态的期间内,执行从步骤 S41 到步骤 S43 的处理。

由此,控制部 45 在送气/送水按钮 25a 为打开状态的情况下,针对每段设定时间进行步骤 S41 的判断处理、步骤 S42 和步骤 S43 的电磁阀 62

的开闭控制处理。因此能够使从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 泄漏的送气流量比以往的二氧化碳的送气流量小。

在时刻 t6, 手术者用手指堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d, 即, 使送气/送水按钮 25a 为关闭状态。从而使二氧化碳的送气流量降低。

这样, 在时刻 t7 进行控制部 45 的步骤 S41 的判断处理, 从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 VL 小。即, 控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态。此时控制部 45 不关闭电磁阀 62 而继续供给二氧化碳。

因此根据本实施方式, 当手术者从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 移开手指时, 二氧化碳的送气量减少, 所以能够减少二氧化碳的消耗。

(第五实施方式)

下面对第五实施方式进行说明。

图 23 到图 25 关于本发明第二实施方式, 图 23 是说明第二实施方式的送气装置的构成例的框图, 图 24 是表示送气装置的控制例的流程图, 图 25 是说明送气装置的作用的时序图。另外, 对于和上述各个实施方式相同的构成要素以及和第四实施方式相同的处理内容标记相同的标号和步骤 S 编号, 并省略说明, 仅对不同的部分进行说明。

本实施方式的手术系统的整体结构与上述各个实施方式中的图 1 的结构基本相同, 而用于该手术系统 1 的送气装置 31 的结构不同。

如图 23 所示, 送气装置 31 与第四实施方式中的图 20 的结构基本相同, 但是具有: 具有吸引泵 64 的阀门单元 60A、与吸引泵 64 连接的连接管 31D、以及连接该连接管 31D 的基端侧而用于将通过吸引泵 64 吸引的气体向大气排出的排气口 31e。

在阀门单元 60A 中, 吸引泵 64 配置成与电磁阀 62 和流量传感器 63 之间的送气管路 31b 连通。

因此, 吸引泵 64 经由送气管路 31b、送气管 33、内窥镜连接器 26a 内的送气管路 (未图示)、通用线缆 26 内的送气管路、以及上游侧送气管路 21a (参照图 7), 与操作部 25 的送气/送水按钮 25a 的孔部 25d (参照图 7) 连通。

吸引泵 64 是通过驱动而吸引送气管路 31b 内的气体的装置，由控制部 45 进行控制。

当驱动吸引泵 64 时，对送气管路 31b 内，即经由与该送气管路 31b 连通的送气/送水按钮 25a 的孔部 25d（参照图 5）吸引大气中的气体。

然后，吸引泵 64 将吸引的气体经由与进行送气时相反的路径即上游侧送气管路 21a（参照图 7）、通用线缆 26 内的送气管路、内窥镜连接器 26a 内的送气管路（未图示）、送气管 33、送气管路 31b、吸引泵 64 内部、连接管 31d、以及排气口 31e 向大气中排出。

当吸引泵 64 停止、电磁阀 62 打开时，检测部 45A 对来自流量传感器 63 的检测结果即流力测定值和预先设定的阈值 VL2（参照图 25）进行比较。然后，检测部 45A 在流量测定值比阈值 VL2 大时，检测出应向体腔内输送的二氧化碳从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏（送气/送水按钮 25a 为打开状态）。

另一方面，当电磁阀 62 关闭、驱动吸引泵 64 时，检测部 45A 对来自流量传感器 63 的检测结果即流力测定值和预先设定的阈值－VL1（参照图 25）进行比较。然后，当流量测定值比阈值－VL1 小时，检测出正从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 吸引大气中的气体（送气/送水按钮 25a 为打开状态）。

另外，阈值 VL2 和阈值－VL1 与第四实施方式相同，可以任意设定。

控制部 45 基于来自检测部 45A 的比较结果，进行电磁阀 62 和吸引泵 64 的驱动控制。

其它结构与上述各个实施方式相同。

下面参照图 24 和图 25 对设置于本实施方式的手术系统 1 中的送气装置 31 向管腔供给二氧化碳的动作进行说明。

在本实施方式的手术系统 1 所具有的送气装置 31 中，当接通电源时，控制部 45 起动存储于未图示的存储部中的图 24 所示的程序。

如图 24 所示，控制部 45 通过步骤 S40 的处理，进行控制以便打开电磁阀 62 向体腔内输送二氧化碳。

由此，来自送气装置 31 的送气用连接器 31c 的二氧化碳，经由送气

管 33、内窥镜连接器 26a 内的送气管路（未图示）、通用线缆 26 内的送气管路、以及上游侧送气管路 21a（参照图 7），到达配设有设置于操作部 25 上的送气/送水按钮 25a 的送气/送水缸 25c。

此时，控制部 45 在步骤 S44 的判断处理中，使检测部 45A 进行来自流量传感器 63 的检测结果即流力测定值和预先设定的阈值 VL2（参照图 25）的比较。

控制部 45 在流量测定值比阈值 VL2 小的情况下，判断为二氧化碳没有从送气/送水按钮 25a 泄漏而被向体腔内供给。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态。在判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态的情况下，控制部 45 继续二氧化碳的供给，重复执行步骤 S44 的处理。

另一方面，在流量测定值比阈值 VL2 大的情况下，控制部 45 判断为应向体腔内输送的二氧化碳从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。在判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态的情况下，控制部 45 使处理转入步骤 S45。

控制部 45 在步骤 S45 中关闭电磁阀 62，在步骤 S46 中驱动吸引泵 64，开始吸引。

当控制部 45 开始吸引时，大气中的气体从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d（参照图 7）被吸引，经由上游侧送气管路 21a（参照图 7）、通用线缆 26 内的送气管路、内窥镜连接器 26a 内的送气管路（未图示）、送气管 33、以及送气管路 31b，到达吸引泵 64。到达吸引泵 64 的气体经由连接管 31d 和排气口 31e 向大气排出。

此时，控制部 45 在步骤 S47 的判断处理中，使检测部 45A 对来自流量传感器 63 的检测结果即流力测定值和预先设定的阈值 $-VL1$ （参照图 25）进行比较（负号“-”表示气体沿与二氧化碳送气时相反方向流动）。

控制部 45 在流量测定值比阈值 $-VL1$ 小（沿与二氧化碳送气时相反方向流动的气体的流量大）的情况下，判断为大气中的气体被从送气/送水按钮 25a 吸引。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。在判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态的情况下，控制部 45 继续大气中

的气体的吸引，重复执行步骤 S47。

另一方面，在流量测定值比阈值 $-VL1$ 大（沿与二氧化碳送气时相反方向流动的气体的流量小）的情况下，控制部 45 判断为大气中的气体没有被从送气/送水按钮 25a 吸引。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态。在判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态的情况下，控制部 45 在步骤 S48 中停止吸引泵 64，转入步骤 S40 的处理，再次开始二氧化碳的送气。

表示实际进行上述控制例时的流量传感器 63 的流量测定值、手术者进行的送气/送水按钮 25a 的开闭动作、送气装置 31 中的电磁阀 62 和吸引泵 64 的开闭动作的时序图在图 25 中示出。

在图 25 所示的时刻 t_0 以前，手术者用手指堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d，即送气/送水按钮 25a 为关闭状态。另外，控制部 45 通过步骤 S40 的处理进行控制，以便打开电磁阀 62、向体腔内输送二氧化碳。

然后，控制部 45 进行步骤 S44 的判断处理，但是由于流量测定值比阈值 $VL2$ 小，无法检测出送气/送水按钮 25a 已打开，重复进行步骤 S44 的判断处理直到时刻 t_0 。

在时刻 t_0 ，手术者从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 移开手指，即，使送气/送水按钮 25a 成为打开状态。由此，成为二氧化碳从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 泄漏的状态，二氧化碳的送气流量增大。

这样在时刻 t_1 ，进行控制部 45 的步骤 S44 的判断处理，从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 $VL2$ 大。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。

然后，基于该检测结果，控制部 45 通过步骤 S45 的处理关闭电磁阀 62，通过步骤 S46 的处理进行控制以驱动吸引泵 64。从而在时刻 t_1 停止供给二氧化碳，使吸引泵 64 开始吸引大气中的气体。其结果，与二氧化碳送气时反向的送气流量增大。

然后，控制部 45 进行步骤 S47 的判断处理，但是由于流量测定值比阈值 $-VL1$ 小，而无法检测出送气/送水按钮 25a 已关闭，重复进行步骤 S13 的判断处理直到时刻 t_2 。

在时刻 t_2 ，手术者用手指堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d，即，使送气/送水按钮 25a 为关闭状态。由此使吸引泵 64 无法吸引大气中的气体，使与二氧化碳送气时反向的送气流量降低。

这样，在时刻 t_3 进行控制部 45 的步骤 S47 的判断处理，从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 $-VL1$ 大。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态。

然后基于该检测结果，控制部 45 通过步骤 S48 的处理停止吸引泵 64，通过步骤 S40 的处理进行控制以打开电磁阀 62。由此，使吸引泵 64 停止吸引大气中的气体，再次开始二氧化碳的供给。

因此根据本实施方式，在手术者从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 移开了手指时，不进行二氧化碳的送气，从而能够减少二氧化碳的消耗。

（第六实施方式）

下面对第六实施方式进行说明。

图 26 到图 29 关于本发明第五实施方式，图 26 是说明送气装置的构成例的框图，图 27 是表示送气装置的控制例的流程图，图 28 是表示图 26 的节流阀的电压—流量特性的图表，图 29 是说明送气装置的作用的时序图。另外，对于和上述各个实施方式相同的构成要素标记相同标号并省略说明，而仅对不同的部分进行说明。

本实施方式的手术系统的整体结构与上述各个实施方式中的图 1 的结构基本相同。用于该手术系统 1 的送气装置 31 如图 26 所示，具有内部结构与第四、第五实施方式不同的阀门单元 60B。

在阀门单元 60B 上代替图 20 的阀门单元 60 中的电磁阀 62，而设置有节流阀 66。该节流阀 66 能够对应于来自控制部 45 的控制信号中的电压而自由地改变节流开度。

即，控制部 45 进行控制以改变控制信号的电压，调节节流阀 66 的节流开度，从而能够调节供给的二氧化碳的送气流量。

节流阀 66 的特性如图 28 所示，以横轴为控制信号的电压值，以纵轴为流量值，具有如下特性：电压值 $P1$ 时流量值为 $F1$ ，在比电压值 $P1$ 大的电压值 $P2$ 时成为比流量值 $F1$ 大的流量值 $F2$ 。

在本实施方式中，与第五实施方式相同，通过检测部 45A 进行流量传感器 63 的流量测定值和两个阈值 VLL、VLH 的比较，从而检测送气/送水按钮的开闭状态。另外，在本实施方式中，两个阈值 VLL、VLH 如图 28 所示，为分别对应于流量值 F1、F2 的阈值，满足 $VLH > VLL$ 的关系。

此时，阈值 VLH 是用于判断送气/送水按钮 25a 为打开状态的阈值，而阈值 VLL 是用于判断送气/送水按钮 25a 为关闭状态的阈值。

另外，在本实施方式中，节流阀 66 的动作状态包括例如流量值 F1 时的节流动作状态（以下称为 F1 状态）和流动值 F2 时的节流动作状态（以下称为 F2 状态）这两种节流动作状态。

另外，F1、F2 这两个状态并不限于这些流量值，而可以任意设定。另外关于两个阈值 VLH、VLL，也可以与第五实施方式相同地任意设定。

其它结构与上述各个实施方式基本相同。

下面参照图 27 和图 29 对设置于本实施方式的手术系统 1 中的送气装置 31 向管腔供给二氧化碳的动作进行说明。

在本实施方式的手术系统 1 所具有的送气装置 31 中，当接通电源时，控制部 45 起动存储于未图示的存储部中的图 27 所示的程序。

如图 27 所示，控制部 45 通过步骤 S49 的处理，进行控制以便节流阀 66 成为 F2 的状态，打开节流向体腔内输送二氧化碳。

此时，来自送气装置 31 的送气用连接器 31c 的二氧化碳，经由送气管 33、内窥镜连接器 26a 内的送气管路（未图示）、通用线缆 26 内的送气管路、以及上游侧送气管路 21a（参照图 7），而到达配设有设置于操作部 25 上的送气/送水按钮 25a 的送气/送水缸 25c。

然后，控制部 45 在步骤 S50 的判断处理中，利用检测部 45A 对来自流量传感器 63 的检测结果即流力测定值和预先设定的阈值 VLH、VLL（参照图 28 和图 29）进行比较。

然后，控制部 45 在该比较结果中流量测定值比阈值 VLH 大的情况下，检测出应向体腔内送气的二氧化碳从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏，即判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。

另一方面，控制部 45 在该比较结果中流量测定值比阈值 VLL 小的情况下，检测出应向体腔内送气的二氧化碳没有从内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 泄漏，即判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态。

这样，通过步骤 S50 的判断处理，在送气装置 31 的送气动作中，检测出送气/送水按钮 25a 的开闭状态。

然后，控制部 45 在通过步骤 S50 的判断处理而判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态（没有进行送气的状态）的情况下，转入步骤 S51 的处理。而另一方面，控制部 45 在判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态（在进行二氧化碳的送气的状态）的情况下，转入步骤 S52 的处理。

在步骤 S51 的处理中，由于送气/送水按钮 25a 为打开状态（泄漏状态），所以控制部 45 为了防止二氧化碳被浪费地消耗，而将节流阀 66 控制为 F1 的状态以降低送气流量。然后控制部 45 使处理返回步骤 S50。

另一方面，在步骤 S52 的处理中，由于是在进行二氧化碳的送气的状态（送气/送水按钮 25a 为关闭状态），所以控制部 45 将节流阀 66 控制为 F2 状态以增加送气流量。然后控制部 45 使处理返回步骤 S50。

实际进行这种控制例时的流量传感器 63 的流量测定值、送气/送水按钮 25a 的开闭动作和节流阀 66 的节流动作的时序图在图 29 中示出。

如图 29 所示，在时刻 t_0 以前，送气装置 31 通过控制部 45 的步骤 S49 的处理，节流阀 66 被控制为 F2 状态，经由送气用连接器 31c 向内窥镜 21 输送二氧化碳。

另外，手术者在时刻 t_0 从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 移开手指而使该送气/送水按钮 25a 成为打开状态。因此，送气/送水按钮 25a 成为泄漏状态，而使二氧化碳的送气流量增大。

这样在时刻 t_1 ，由控制部 45 进行步骤 S50 的判断处理，从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 VLH 大。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态。

然后，基于该检测结果，控制部 45 通过步骤 S51 的处理将节流阀 66 控制为 F1 状态。从而在时刻 t_1 二氧化碳的送气流量降低。

在时刻 t_2 ，手术者用手指堵塞住送气/送水按钮 25a 的孔部 25d。即，

手术者使送气/送水按钮 25a 为关闭状态。从而二氧化碳的送气流量降低。

这样，在时刻 t3 由控制部 45 进行步骤 S50 的判断处理，从而检测部 45A 检测出流量测定值比阈值 VLL 小。即，控制部 45 判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态。

然后，基于该检测结果，控制部 45 通过步骤 S52 的处理将节流阀 66 控制为 F2 状态。从而二氧化碳的送气流量增大。

因此根据本实施方式，当手术者从送气/送水按钮 25a 的孔部 25d 移开了手指时，二氧化碳的送气流量降低，所以能够减少二氧化碳的消耗。

另外，本实施方式中的送气装置 31 也可以如后述的变形例 1 和变形例 2 所示那样构成。参照图 30 到图 34 对本实施方式的送气装置 31 的变形例 1 和变形例 2 进行说明。

图 30 和图 31 用于说明变形例 1，图 30 是说明变形例 1 的送气装置的构成例的框图，图 31 是表示送气装置的控制例的流程图，图 32 到图 34 用于说明变形例 2，图 32 是说明变形例 2 的送气装置的构成例的框图，图 33 是设置于图 32 的送气管路中的节流孔的剖面图，图 34 是表示送气装置的控制例的流程图。

如图 30 所示，变形例 1 的送气装置 31 具有设置了第一、第二电磁阀 62a、62b 来替代本实施方式中的节流阀 66 的阀门单元 60C。

在阀门单元 60C 中，第一、第二电磁阀 62a、62b 与节流阀 66 相同，基于从控制部 45 输出的控制信号而被控制开闭动作。另外，第二电磁阀 62b 在送气管路 31b 配置成与第一电磁阀 62a 并列。

当第一电磁阀 62a 在打开状态下动作时，具有能够以大流量值 Fa 来输送二氧化碳的特性，而当第二电磁阀 62b 在打开状态下动作时，具有以小流量值 Fb 来输送二氧化碳的特性。

即，在本变形例中，上述节流阀 66 的 F1 状态是通过关闭第一电磁阀 62a 并打开第二电磁阀 62b 而使送气流量成为流量值 Fb 的状态。

另外，在本变形例中，上述节流阀 66 的 F2 状态是通过打开第一电磁阀 62a 和第二电磁阀 62b 而使送气流量成为（流量值 Fa+流量值 Fb）的状态。

由此能够获得与本实施方式的节流阀 66 相同的作用。

本变形例的送气装置 31 通过与本实施方式的送气装置基本相同的控制方法（图 27 所示程序）进行动作，但是如图 31 所示，步骤 S53、步骤 S55、以及步骤 S56 的处理内容不同。

即，本变形例的控制部 45 通过步骤 S29 的处理进行控制，以便使第一、第二电磁阀 62a、62b 均打开而成为 F2 状态，向体腔内输送二氧化碳。

然后，控制部 45 在进行与步骤 S20（参照图 27）相同的判断处理的步骤 S54 中，利用检测部 45A 对来自流量传感器 63 的检测结果即流力测定值和预先设定的阈值 VLH、VLL（参照图 28 和图 29）进行比较。从而控制部 45 与本实施方式相同，能够检测出送气/送水按钮 25a 的开闭状态。

然后，控制部 45 在通过步骤 S54 的判断处理而判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态（泄漏状态）的情况下，转入步骤 S55 的处理。而另一方面，控制部 45 在判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态（没有泄漏的状态）的情况下，转入步骤 S56 的处理。

在步骤 S55 的处理中，由于送气/送水按钮 25a 为打开状态（泄漏状态），所以控制部 45 为了防止二氧化碳被浪费地消耗，进行控制以关闭第一电磁阀 62a 并打开第二电磁阀 62b，使送气流量成为小流量值 Fb 即 F1 的状态（本实施方式的节流阀 66 的 F1 状态），使送气流量降低。然后，控制部 45 使处理返回步骤 S54。

另一方面，在步骤 S56 的处理中，由于是在进行二氧化碳的送气的状态（送气/送水按钮 25a 为关闭状态），因此控制部 45 进行控制以将第一、第二电磁阀 62a、62b 都打开而使送气流量成为（流量值 Fa+流量值 Fb）的状态（本实施方式中的节流阀 66 的 F2 状态），使送气流量增加。然后，控制部 45 使处理返回步骤 S54。由此获得与本实施方式基本相同的作用和效果。

因此根据变形例 1，即使不使用节流阀 66 而使用第一、第二电磁阀 62a、62b，也能够获得与节流阀 66 基本相同的作用和效果，从而可以构

成比本实施方式的送气装置更加低价的送气装置 31。

变形例 2 的送气装置 31 如图 32 所示, 其具有设置有电磁阀 62 以及作为流量调节部件的节流孔 67 来替代本实施方式的节流阀 66 的阀门单元 60D。

在阀门单元 60D 中, 当电磁阀 62 在打开状态下动作时与变形例 1 相同具有能够以大流量值 F_a 来输送二氧化碳的特性。另外, 节流孔 67 在送气管路 31b 设置成与电磁阀 62 并列。

节流孔 67 例如图 33 所示, 是具有小的气体送气孔 67a, 从而减小送气管路 31b 的管路直径来限制送气流量的流量调节部件, 设置于对电磁阀 62 进行旁通的送气管路 31b 的规定部位内, 形成连通管路。即, 通过设置该节流孔 67 而形成的送气管路 31b 的连通管路与变形例 1 相同, 具有能够以小流量值 F_b 来输送二氧化碳的特性。

因此仅通过关闭电磁阀 62, 即可使送气流量成为流量值 F_b , 成为本实施方式的节流阀 66 的 F1 状态。

另外仅通过打开电磁阀 62, 即可使送气流量成为(流量值 F_a + 流量值 F_b), 成为本实施方式的节流阀 66 的 F2 状态。

另外, 通过设置节流孔 67 而形成的连通管路(送气管路 31b)始终与送气用连接器 31c 连通, 因此在送气管 33 没有与该送气用连接器 31c 连接的情况下, 导致二氧化碳从送气用连接器 31c 泄漏到大气中。但是在变形例 2 中, 在送气用连接器 31c 上设置了未图示的止回阀, 在没有连接送气管 33 的情况下该止回阀截断送气用连接器 31c 内的管路, 防止二氧化碳的泄漏。

通过上述结构能够获得与本实施方式的节流阀 66 相同的作用。

变形例 2 的送气装置 31 按照与本实施方式的送气装置基本相同的控制方法(图 27 所示程序)进行动作, 而如图 34 所示步骤 S58 以及图 59 的处理内容不同。

即, 当控制部 45 通过步骤 S57 的判断处理而判断为送气/送水按钮 25a 为打开状态(泄漏状态)时, 通过步骤 S58 的处理, 为了防止二氧化碳被浪费地消耗而关闭电磁阀。由此形成经过节流孔 67 的连通管路,

控制部 45 将送气流量控制为小流量值 F_b 的状态（本实施方式中的节流阀 66 的 F_1 状态），使送气流量降低。然后，控制部 45 使处理返回步骤 S57。

另一方面，控制部 45 在通过步骤 S57 的判断处理而判断为送气/送水按钮 25a 为关闭状态（没有泄漏的状态）时，通过步骤 S59 的处理打开电磁阀 62。从而形成经过节流孔 67 的连通管路，控制部 45 将送气流量控制为（流量值 F_a + 流量值 F_b ）的状态（本实施方式中的节流阀 66 的 F_2 状态）而使送气流量增加。然后，控制部 45 使处理返回步骤 S57。从而能够获得与本实施方式基本相同的作用和效果。

因此根据变形例 2，即使不使用节流阀 66 而使用电磁阀 62 和节流孔 67，也能够获得相同的作用和效果，从而可以构成比本实施方式的送气装置更低价的送气装置 31。另外比起上述变形例 1 更简单并且低价。

另外，在上述第四到第六实施方式中能够实现：可以防止储存于储气瓶 32 内的检查用气体即二氧化碳被浪费地消耗的送气装置 31 的控制方法、送气装置 31 和具有包含送气装置 31 的内窥镜系统 2 的手术系统 1。

（第七实施方式）

下面参照附图对本发明的第七实施方式进行说明。另外，对于在上述各个实施方式中已经说明的结构标记相同标号并省略说明，而仅以不同的结构、作用、效果为主进行说明。

图 35 到图 40 关于本发明的第七实施方式，图 35 是表示图示了外部装置即监视装置和呼吸器的腹腔镜下外科手术系统的结构的图，图 36 是说明具有送气系统的腹腔镜下外科手术系统的结构的图，图 37 是用于说明集中操作面板的图，图 38 是用于说明集中显示面板的图，图 39 是表示送气装置的内部结构的结构图，图 40 是用于说明送气装置的面板部的图。在本实施方式中，对和上述各个实施方式相同的结构使用相同的标号而省略其说明。

如图 35 所示，在本实施方式的腹腔镜下外科手术中，准备腹腔镜下外科手术系统 70、作为外部设备的监视装置（也称为患者监视装置）200、以及呼吸器（人工呼吸器）300。

躺在手术台 9 上的患者 10 利用呼吸面罩 301 覆盖住口腔。呼吸面罩 301 连接到一端与呼吸器 300 连接的呼气管 303 的另一端。呼气管 303 的中途安装有呼气传感器 302。

在该呼气传感器 302 上电连接有从监视器装置 200 延伸出的信号电缆 201。

这里对监视装置 200 进行简单说明。

监视装置 200 构成为主要具有：显示患者 10 的血压值、心搏数、呼吸状态等生物体信息的多参数监视器 202、被输入来自安装于患者 10 上的各种传感器的信息的生命体征测定器 203、以及处理各种生物体信息的控制部 204。

生命体征测定器 203 由安装于患者 10 上的各种传感器和未图示的电缆供给各种信号。在该生命体征测定器 203 中含有二氧化碳检测计 (capnometer)，该二氧化碳检测计经由信号电缆 201 连接呼气传感器 302。

在本实施方式中，通过配设于呼吸器 300 的呼气管 303 中的呼气传感器 302，对患者 10 排出的呼气中的二氧化碳浓度进行测定，将该二氧化碳浓度的信息信号提供给监视装置 200 的控制部 204。控制部 204 根据患者 10 排出的呼气中的二氧化碳浓度，计算呼气末二氧化碳分压，将其计算值显示于多参数监视器 202 上。

另外还将在后面叙述，监视装置 200 的控制部 204 与腹腔镜下外科手术系统 70 的系统控制器 4 电连接。

此后，下面将对本发明的腹腔镜下外科手术系统 70 进行详细说明。

如图 36 所示，本实施方式的腹腔镜下外科手术系统（以下简称为外科手术系统）1 构成为具有：第一内窥镜系统 2a、第二内窥镜系统 2b、以及送气系统 4a，并且具有：系统控制器 4、作为显示装置的监视器 5、集中显示面板（以下简称为显示面板）6、集中操作面板（以下简称为操作面板）7、以及推车 8。

在电手术刀装置 13 上连接有作为手术器具的电手术刀 13a。第一套管针 14 是将后述的内窥镜导入到腹腔内的套管针。第二套管针 15 是将

进行组织切除或处理的电手术刀 13a 等处理器具导入到腹腔内的套管针。第三套管针 16 是用于将从构成送气系统 4a 的后述的送气装置 31 供给的气腹用气体即例如与上述各个实施方式相同的二氧化碳导入到腹腔内的套管针。另外，也可以将二氧化碳从第一套管针 14 或者第二套管针 15 导入到腹腔内。

第一内窥镜系统 2a 构成为主要包括：作为第一内窥镜的例如插入部为硬性的硬性内窥镜 20、第一光源装置 11、第一摄像机控制单元（以下简称为第一 CCU）12、以及内窥镜用摄像机 20b。

硬性内窥镜 20 的插入部（未图示）插通到第一套管针 14 中，配置于腹腔内。在插入部内具有由传送被摄体像的中继透镜（未图示）等构成的观察光学系统和由光导（未图示）等构成的照明光学系统。在插入部的基端部设置有对由观察光学系统传送的光学像进行观察的目镜部 20a。在目镜部 20a 上装卸自由地配设有内窥镜用摄像机 20b。在内窥镜用摄像机 20b 的内部具有摄像元件（未图示）。

第一光源装置 11 向硬性内窥镜 20 供给照明光。第一 CCU 12 将成像于内窥镜用摄像机 20b 的摄像元件上、经过光电转换的电信号转换为图像信号，例如将该图像信号向监视器 5 和集中显示面板 6 输出。由此，在监视器 5 或者集中显示面板 6 的画面上显示由硬性内窥镜 20 所获得的被摄体的内窥镜图像。

另外，硬性内窥镜 20 和第一光源装置 11 由从硬性内窥镜 20 的侧部延伸出的光导电缆 39b 连接。第一 CCU 12 和内窥镜用摄像机 20b 由摄像电缆 37a 连接。

第二内窥镜系统 2b 构成为主要包括：具有插入到大肠等管腔内的软性的插入部 24 的第二内窥镜 21、第二光源装置 22、以及第二摄像机控制单元（以下简称为第二 CCU）23。

第二内窥镜 21 构成为包括：插入部 24、操作部 25、以及通用线缆 26。在操作部 25 上设有送气/送水按钮 25a、吸引按钮 25b、使未图示的弯曲部弯曲动作的弯曲操作旋钮 27、以及与未图示的处理器具通道连通的处理器具插通口 38。在通用线缆 26 的基端部设有光源连接器 36a。

第二CCU 23将在设置于第二内窥镜21的插入部24的未图示的前端部上的摄像元件上成像、经过光电转换的电信号转换为图像信号，例如向监视器5或者集中显示面板6输出该图像信号。根据该图像信号，在监视器5或者集中显示面板6的画面上显示由第二内窥镜21获得的被摄体的内窥镜图像。另外，标号39是将设置于光源连接器36a上的电连接器36b和第二CCU 23进行电连接的电缆。

送气系统4a构成为主要包括：送气装置31、作为二氧化碳供给部的供给源的储气瓶32、第二光源装置22、以及系统控制器4。在储气瓶32中以液化状态储存二氧化碳。

在送气装置31上设有：作为第一供给接口的腹腔供给用接口（以下称为第一接口）41a和作为第二供给接口的管腔供给用接口（以下称为第二接口）41b。在第一接口41a上连接有第一管即腹腔用管45a的一个端部，而该腹腔用管45a的另一端部与第三套管针16连接。

在第二接口41b上连接有第二管即管腔用管45b的一个端部，而该管腔用管45b的另一端部与第二内窥镜21连接。管腔用管45b的另一端部连接到与第二内窥镜21的处理器具通道开口部连接连接器37的接口39a。

即，来自送气装置31的二氧化碳经由管腔用管45b、连接器37，并通过第二内窥镜21的处理器具通道，供给到管腔内。另外，送气装置31和储气瓶32由高压气体用管34连接。

作为第二送气装置的第二光源装置22向第二内窥镜21供给照明光。在该第二光源装置22上装卸自由地连接光源连接器36a。通过把光源连接器36a与第二光源装置22连接，照明光在未图示的光导纤维中传送而从设置于插入部24的未图示的前端部上的照明窗射出。

另外，在第二光源装置22中内置有未图示的例如压缩机，其作为进行用于经由第二内窥镜21的通用线缆26和插入部24向患者10的体腔内输送空气的规定的压力调节的送气单元，构成送气部。

系统控制器4对外科手术系统70整体进行统一控制。在系统控制器4上经由未图示的通信线路连接着集中显示面板6、集中操作面板7、作

为内窥镜外围装置的电手术刀装置 13、光源装置 11、22、CCU 12、23、以及送气装置 31 等，使得它们可以进行双向通信。

在监视器 5 的画面上，接收从第一 CCU 12 或者第二 CCU 23 输出的图像信号，显示由硬性内窥镜 20 或者第二内窥镜 21 所拍摄到的被摄体的内窥镜图像。

在集中显示面板 6 上设有液晶显示器等显示画面。通过把集中显示面板 6 与系统控制器 4 连接，从而能够在显示画面上进行所述被摄体的内窥镜图像和内窥镜外围装置的动作状态的集中显示。

集中操作面板 7 构成为包括：液晶显示器等显示部以及在该显示部的显示面上一体设置的触摸传感器部。在集中操作面板 7 的显示部具有将各个内窥镜外围装置的操作开关等作为设定画面来显示的显示功能，并且具有通过对触摸传感器部的规定区域进行触摸而对操作开关进行的操作功能。

集中操作面板 7 与系统控制器 4 连接，通过对显示于显示部的触摸传感器部进行适当操作，从而与对分别设置于各个内窥镜外围装置上的操作开关进行直接操作的情况相同，能够在该集中操作面板 7 上远程地进行各种操作、设定等。

在推车 8 上搭载有作为外围装置的电手术刀装置 13、光源装置 11、22、CCU 12、23、送气装置 31、系统控制器 4、集中显示面板 6、集中操作面板 7、以及储气瓶 32 等。

这里基于图 37 对操作面板 7 的构成例进行说明。

如图 37 所示，在操作面板 7 上设有：用于调节送气装置 31 的腹腔用或者管腔用的气腹流量的设定操作按钮 9a；用于调节电手术刀装置（高频燃烧装置）12 的输出值的操作按钮 9b；用于调节 CCU（TV 摄像机）23、33 的色调的操作按钮 9c；用于指示对显示于监视器 5 上的图像信息进行显示切换的操作按钮 9d；用于指示 VTR 的录像或者录像停止的操作按钮 9e；以及用于对第一光源装置 11 和第二光源装置 22 的光量进行调节的操作按钮 9f。

下面基于图 38 对显示面板 6 的显示画面的一个例子进行说明。

如图 4 所示,例如在显示面板 6 的显示画面上,分别在各自的显示区域 6A (6a、6b)、6c、6d、6e 上显示关于系统控制器 4 进行通信控制的设备即送气装置 31、电手术刀装置 13 等的功能的设定和动作状态。另外,显示区域 6A 显示关于送气装置 31 的设定、动作状态,显示管腔内压力显示 6a、腹腔内压力显示 6b、二氧化碳余量显示、以及流量显示等。

下面基于图 39 对送气装置 31 的结构进行说明。

如图 39 所示,在送气装置 31 内,主要设置有:供给压传感器 81、传感器 82、第一电空比例阀 83、第二电空比例阀 84、第一电磁阀 85、第二电磁阀 86、作为第一压力调节单元且作为第一压力调节部的第一安全阀 87a、作为第二压力调节单元且作为第二压力调节部的第二安全阀 87b、作为第一检测单元且作为第一检测部的第一压力传感器 88、作为第二检测单元且作为第二检测部的第二压力传感器 89、第一流量传感器 90、第二流量传感器 91、以及控制部 45。另外,在送气装置 31 上除了接口 41a、41b 外,还设有高压接口 93、设定操作部 95 和显示部 96。另外,第一电空比例阀 83 和作为第一开闭单元的第一电磁阀 85 构成第一送气单元即第一送气部,第二电空比例阀 84 和第二电磁阀 86 构成第二送气单元即第二送气部。

从经由高压接口 93 输入二氧化碳的传感器 82 的输出侧分为两个分支,其中一个分支是顺序串连连接第一电空比例阀 83、第一电磁阀 85、第一压力传感器 88、第一流量传感器 90、第一接口 41a 和腹腔用管 45a 而构成的第一管路即腹腔用流路,另一个分支是顺序串连连接第二电空比例阀 84、第二电磁阀 86、第二压力传感器 89、第二流量传感器 91、第二接口 41b 和管腔用管 45b 而构成的第二管路即管腔用流路。

在高压接口 93 上连接高压气体用管 34。高压气体用管 34 与位于送气装置 31 的外部的二氧化碳储气瓶(以下简称为储气瓶)42 连接。

设定操作部 95 和显示部 96 构成面板部 97。供给压传感器 81 对从储气瓶 32 供给的二氧化碳的压力进行测定,并将该测定结果向控制部 45 输出。传感器 82 把经气化而经由高压接口 93 向送气装置 31 内供给的二氧化碳降压为规定的压力。

第一电空比例阀 83 基于从控制部 45 输出的控制信号，将由传感器 82 降压后的二氧化碳的送气压调节为大致第一压力即 0 到 80mmHg 的范围。另一方面，第二电空比例阀 84 基于从控制部 45 输出的控制信号，将由传感器 82 降压后的二氧化碳的送气压调节为第二压力即大致为 0 到 500mmHg 的范围。

第一电磁阀 85 和第二电磁阀 86 基于从控制部 45 输出的控制信号而进行开闭动作。第一压力传感器 88 对第一电空比例阀 83 的输出侧的腹腔用流路内压力进行测定，将其测定结果向控制部 45 输出。控制部 45 基于来自该第一压力传感器 88 的测定结果来计算腹腔内的压力值。

另外，第二压力传感器 89 对第二电空比例阀 84 的输出侧的管腔用流路内进行测定，将其测定结果向控制部 45 输出。控制部 45 基于来自该第二压力传感器 89 的测定结果来计算管腔内的压力值。

第一流量传感器 90 和第二流量传感器 91 对供给到接口 41a、41b 的二氧化碳的流量进行测定，将其测定结果向控制部 45 输出。

即，从储气瓶 32 供给的二氧化碳在通过传感器 82 被降压后，基于从控制部 45 输出的控制信号，经由腹腔用流路供给到腹腔内，以及经由管腔用流路供给到管腔内。

另外，当第一压力传感器 88 的测定值超过了腹腔内压力设定值时，设置于第一流量传感器 90 的输出侧的第一安全阀 87a 基于来自控制部 45 的控制信号而成为打开状态。即，通过打开第一安全阀 87a，腹腔内的二氧化碳放出到大气中，而对腹腔内压力进行降压调节。

另外，设置于第二流量传感器 91 的输出侧的第二安全阀 87a 也是当第二压力传感器 89 的测定值超过了管腔内压力设定值时，基于来自控制部 45 的信号而成为打开状态。这样对管腔内压力进行降压调节。

另外，控制部 45 与外部的系统控制器 4 连接，将各种检测信息信号、各种控制信号等提供给系统控制器 4。另外，基于来自呼气传感器 301 的患者 10 排出的呼气末二氧化碳的含量，该系统控制器 4 被供给由监视装置 200 算出的呼气末二氧化碳分压的信息信号。

下面基于图 40 对送气装置 31 的面板部 97 进行说明。

如图 6 所示,在送气装置 31 的一侧面上设置有具有设定操作部 95 和显示部 96 的面板部 97。

在面板部 97 上设有电源开关 71、送气开始按钮 72、送气停止按钮 73、作为设定操作部 95 的腹腔内压力设定按钮 74a、74b 和腹腔侧送气气体流量设定按钮 75a、75b、管腔侧送气气体流量设定按钮 91a、81b、腹腔模式切换开关 82a、管腔模式切换开关 83a、作为显示部 96 的气体余量显示部 76、腹腔内压力显示部 77a、77b、腹腔侧流量显示部 78a、78b、送气气体总量显示部 79、管腔侧流量显示部 80a、80b、腹腔模式显示部 82b、以及管腔模式显示部 83b 等。

另外,在向腹腔内供给二氧化碳时,当存在异常时,通过控制部 45 使作为第一警报通知单元的第一警报部即第一警报显示部 84a 亮灯。另外,在向管腔内供给二氧化碳时,当存在异常时,通过控制部 45 使作为第二警报通知单元的第二警报部即第二警报显示部 84b 亮灯。另外,当腹腔内和管腔内发生异常时,控制部 45 使各个警报显示部 84a、84b 亮灯,并使未图示的警报蜂鸣器鸣叫。

电源开关 71 是用于把送气装置 31 的主电源切换到接通状态或者断开状态的开关。送气开始按钮 72 是用于指示开始向腹腔侧供给二氧化碳的按钮。送气停止按钮 73 是用于指示停止向腹腔侧供给二氧化碳的开关。

腹腔内压力设定按钮 74a 和送气气体流量设定按钮 75a、81a 通过按钮操作,能够使各个设定值慢慢向提高的方向变化。另一方面,腹腔内压力设定按钮 74b 和送气气体流量设定按钮 75b、81b 通过按钮操作,能够使各个设定值慢慢向降低的方向变化。

在气体余量显示部 76 上显示储气瓶 32 内的二氧化碳余量。在腹腔内压力显示部 77a 上显示由第一压力传感器 88 测定的腹腔压的测定结果。另一方面,在腹腔内压力显示部 77b 上显示例如对腹腔内压力设定按钮 74a、74b 进行按钮操作而设定的设定压。

在腹腔侧流量显示部 78a 上显示由第一流量传感器 90 测定的测定结果。另一方面,在腹腔侧流量显示部 78b 上显示对腹腔侧送气气体流量设定按钮 75a、75b 进行按钮操作而设定的设定流量。在送气气体总量显

示部 79 上显示由控制部 45 基于第一流量传感器 90 的测定值而运算求出的送气气体总量。

在管腔侧流量显示部 80a 上显示由第二流量传感器 91 测定的测定结果。另一方面，在管腔侧流量显示部 80b 上显示对管腔侧送气气体流量设定按钮 91a、81b 进行按钮操作而设定的设定流量。

腹腔模式切换开关 82a 指示向第一接口 41a 供给二氧化碳，管腔模式切换开关 83a 指示向第二接口 41b 供给二氧化碳。当操作了腹腔模式切换开关 82a 时，腹腔模式显示部 82b 亮灯，与该腹腔模式的选择操作同时，管腔模式显示部 83b 灭灯。

相同，当操作了管腔模式切换开关 83a 时，管腔模式显示部 83b 亮灯，与该管腔模式的选择操作同时，腹腔模式显示部 82b 灭灯。另外，腹腔内压力的设定、腹腔侧和管腔侧的送气气体流量的设定等也可通过集中操作面板 7 进行。

另外，也可以在集中显示面板 6 上，显示由手术者预先从在腹腔内压力显示部 77a、77b、腹腔侧流量显示部 78a、78b、80a、80b、送气气体总量显示部 79 上显示的值中指定的一个或者多个值。

基于图 41 到图 45 对如上所述构成的本实施方式的外科手术系统 70 的动作进行说明。

图 41 是用于说明送气装置向腹腔和管腔送气时的控制例的流程图，图 42 是用于说明呼气末二氧化碳分压的确认的控制例的流程图，图 43 是用于说明降低腹腔和管腔的设定压的动作的控制例的流程图，图 44 是用于说明把腹腔和管腔的设定压复原的动作的控制例的流程图，图 45 是表示呼气末二氧化碳分压、腹腔压和管腔压的关系的时序图。

首先从本实施方式的外科手术系统 70 的送气装置 31 通常进行的动作开始进行说明。

首先医生或者护士把图 40 所示的送气装置 31 的电源开关 71 接通，对腹腔内压力设定按钮 74a、74b、送气气体流量设定按钮 75a、81a 和送气气体流量设定按钮 75b、81b 进行操作，设定腹腔和管腔的内部压力、向腹腔和管腔供给的二氧化碳的供给流量。

另外，腹腔内的压力被医生或者护士设定为例如 8 到 15mmHg。另一方面，管腔内的压力通过送气装置 31，对应于对管腔侧送气气体流量设定按钮 81a、81b 进行按钮操作而设定的设定流量和腹腔内压，被设定为例如 10mmHg。

当送气装置 31 的电源开关 71 被接通时，控制部 45 进行基于图 7 的流程图所示的各个步骤 S(S) 的顺序的控制。此时，第一电磁阀 85 和第二电磁阀 86 为关闭状态。

另外，如图 41 所示，当送气装置 31 的电源开关 71 被接通时，控制部 45 进行呼气末二氧化碳分压的确认(S60)，判断是否为腹腔模式(S61)。关于该呼气末二氧化碳分压的确认，由控制部 45 进行基于图 42 的流程图的处理。后面将对其详细说明。

首先对腹腔模式中的送气装置 31 的动作进行说明。

控制部 45 如上所述判断是否为腹腔模式(S61)。另外，在腹腔模式下，向腹腔内供给的二氧化碳的流量控制使二氧化碳流动的状态和二氧化碳的流动被截断的状态重复。

具体而言，首先控制部 45 利用第一压力传感器 88 检测实际的腹腔内压力(S62)，在腹腔内压力显示部 77a 上显示腹腔内压力。同时，根据显示于腹腔内压力显示部 77b 上的设定值与腹腔内压之差，决定第一电空比例阀 83 的送气压。

此时，控制部 45 被提供由供给压传感器 81 和第一流量传感器 90 测定的测定结果，判断腹腔内压是否达到设定值(S63)。然后，在气体余量显示部 76 上显示气体余量，在腹腔内压力显示部 77a 上显示腹腔内压力，在腹腔侧流量显示部 78a 上显示流量，在送气气体总量显示部 79 上显示通过运算求出的送气气体的总量。

判断为腹腔内压力没有达到设定压的控制部 45 打开第一电磁阀 85(S64)，打开第一电空比例阀 83(S65)，在经过规定时间后关闭第一电磁阀 85(S66)，再次转入步骤 S10。送气装置 31 重复进行上述控制动作直至设定的腹腔压。

这样，从储气瓶 32 向送气装置 31 内供给的二氧化碳，通过传感器

82和第一电空比例阀83被降压至规定的压力,并且被调节为规定的流量,通过第一电磁阀85并经由第一接口41a、腹腔用管45a和第三套管针16而送入腹腔内。

另外,如上所述,腹腔内压力被医生或者护士设定为例如8到15mmHg。在本实施方式中,设医生或者护士设定的腹腔内压力例如为10mmHg。另外,手术开始时的患者10的腹腔内压力为比设定压(10mmHg)小的压力,即与大气压基本相同。因此,在通常的手术开始时,送气装置31判断为腹腔内压力没有达到设定压(10mmHg)。

在步骤S73中,判断为腹腔内压力达到了设定值(10mmHg)的控制部45转入判断是否为管腔模式的步骤S71。

即,在腹腔压的控制中,只要判断为是腹腔模式,则重复地进行二氧化碳流动的状态和截断二氧化碳的流动的状态。另外,当腹腔内压力达到在腹腔内压力显示部77b上所显示的设定值附近的规定值时,成为停止向腹腔送气的状态。

由此,通过规定的压力在腹腔内形成空间,手术者通过配置于第一套管针14的硬性内窥镜20,对处理部位进行观察,同时通过经由第二套管针15插入到腹腔内的电手术刀13a进行处理等。另外,在输入到控制部45的来自第一压力传感器88的测定结果比在腹腔内压力显示部77b上显示的设定值高的情况下,控制部45向第一安全阀87a输出控制信号。由此,使第一安全阀87a成为打开状态,将腹腔内的二氧化碳放出到大气中,使腹腔内压力降压。

下面对管腔模式中的送气装置31的动作进行说明。

当在步骤S61中判断为不是腹腔模式时,或者在步骤S63中判断为腹腔压达到了设定压时,判断是否为管腔模式(S71)。在该步骤S71中,控制部45判断为不是管腔模式时,再次转入步骤S60。

另一方面,判断为是管腔模式的控制部45利用第二压力传感器89检测实际的管腔内压力(S72),对应于对管腔侧送气气体流量设定按钮81a、81b进行按钮操作而设定的设定流量和腹腔内压,确定第二电空比例阀84的送气压。

此时,对控制部 45 供给由供给压传感器 81 和第二流量传感器 91 测定的测定结果,判断管腔内压是否达到了设定值 (S73)。与腹腔模式相同,在气体余量显示部 76 上显示气体余量,在管腔侧流量显示部 80a 上显示流量,在送气气体总量显示部 79 上显示通过运算求出的送气气体的总量。

判断为管腔内压力没有达到设定压的控制部 45 打开第二电磁阀 86 (S74),打开第二电空比例阀 84 (S75),经过规定时间后关闭第二电磁阀 86 (S76),再次转入步骤 S60。送气装置 31 重复进行从步骤 S74 到步骤 S76 的控制动作直至成为设定的管腔压。

另外,如上所述,对应于医生或者护士对管腔侧送气气体流量设定按钮 81a、81b 进行按钮操作而设定的设定流量和腹腔内压,把管腔内压力设定为例如 10mmHg。另外,手术开始时的患者 10 的管腔内压力比设定压 (10mmHg) 小,即与大气压基本相同。因此在通常的手术开始时,送气装置 31 判断为管腔内压力没有达到设定压 (10mmHg)。

从储气瓶 32 向送气装置 31 内供给的二氧化碳通过传感器 82 和第二电空比例阀 84 被降压为规定的压力,并且被调节为规定的流量,通过第二电磁阀 86 并经由第二接口 41b、管腔用管 45b 和第二内窥镜 21 送入腹腔内。

在步骤 S73 中判断为管腔内压力达到了设定值 (10mmHg) 的控制部 45 转入步骤 S60。

即,与腹腔模式相同,在管腔压的控制中,只要判断为是管腔模式,则重复进行二氧化碳流动的状态和截断二氧化碳的流动的状态。然后,当管腔内压力达到设定值 (10mmHg) 附近的规定值时,成为停止向管腔送气的状态。

因此,当为管腔模式的期间,从储气瓶 32 经由高压气体用管 34 向送气装置 31 内供给的二氧化碳,由传感器 82 和第二电空比例阀 84 降压为规定的压力,并且以规定的流量通过第二电磁阀 86,经由第二流量传感器 91、第二接口 41b、管腔用管 45b、以及第二内窥镜 21 而送入到管腔内。

在向管腔送气的状态时，对控制部 45 输入由供给压传感器 81 和第二流量传感器 91 测定的测定结果。由此，在气体余量显示部 76 上显示气体余量，在管腔侧流量显示部 80a 上显示流量，在送气气体总量显示部 79 上显示通过运算求出的送气气体的总量。

当向管腔供给二氧化碳的期间，第一压力传感器 88 和第二压力传感器 89 一直检测腹腔内和管腔内的压力，处于由控制部 45 进行监视的状态。这里，当在向管腔送气过程中腹腔内压力与设定值相比上升到规定的压力值以上时，控制部 45 关闭第二电磁阀 86 和第二电空比例阀 84、停止向管腔送气，并且使第二安全阀 87b 成为打开状态。由此，使第二安全阀 87b 为打开状态，将管腔内的二氧化碳放出到大气中，而使管腔内压降压至设定值附近。

下面使用图 42 到图 44 的流程图和图 45 的表示呼气末二氧化碳分压、腹腔压和管腔压的各压力值的时序图，对在进行图 41 所示的步骤 S10 中的呼气末二氧化碳分压的确认时送气装置 31 进行的动作进行说明。

首先经由系统控制器 4 对控制部 45 输入来自监视装置 200 的呼气末二氧化碳分压的计算值。然后，控制部 45 进行图 42 所示的输入的呼气末二氧化碳分压的压力值是否比阈值小的判断（S81）。

另外，本实施方式的患者 10 的呼气末二氧化碳分压的阈值设为呼气末二氧化碳分压例如为 5mmHg 的值。

在步骤 S81 中判断为呼气末二氧化碳分压的值在阈值即 5mmHg 以上的控制部 45，结束呼气末二氧化碳分压的确认，转入图 41 所示的步骤 S61。

另一方面，在步骤 S81 中判断为呼气末二氧化碳分压的值在阈值即 5mmHg 以下的控制部 45，降低腹腔设定压（S82），降低管腔设定压（S83）。然后，在经过规定时间后，控制部 45 判断从系统控制器 4 输入的呼气末二氧化碳分压的值是否比阈值（5mmHg）大（S84）。

例如在本实施方式中，在步骤 S82 中腹腔设定压被重新设定为设定压（10mmHg）值的一半的值（5mmHg）。另外，腹腔内的压力值即使被设为再设定值（5mmHg），但在经过规定的时间后，呼气末二氧化碳分压

的值没有达到 5mmHg 以上时,进一步进行重新设定以使腹腔设定压为再设定压力值 (5mmHg) 的一半的值 (2.5mmHg)。

相同,在步骤 S83 中管腔设定压被重新设定为本实施方式中的设定压 (10mmHg) 值的一半的值 (5mmHg)。另外,即使管腔内压力值为再设定值 (5mmHg),在经过规定时间后,当呼气末二氧化碳分压的值没有达到 5mmHg 以上时,进一步进行重新设定以使腹腔设定压为再设定压力值 (5mmHg) 的一半的值 (2.5mmHg)。

在步骤 S84 中判断为从系统控制器 4 输入的呼气末二氧化碳分压为阈值 (5mmHg) 以上的控制部 45,使腹腔设定压恢复到初始设定的值即由手术者设定的值 (10mmHg) (S85)。然后,根据由手术者设定的设定流量和腹腔压之间的关系,使管腔设定压恢复到初始的管腔设定压值 (10mmHg) (S86),结束呼气末二氧化碳分压的确认,转入图 41 所示的步骤 S61。

以下使用图 43 到图 45 对上述送气装置 31 的更具体的动作进行说明。

另外,在以下说明中,图 42 所示的步骤 S82 的降低腹腔设定压的动作与图 43 的步骤 S91 到步骤 S94 的动作相当。另外,图 42 的步骤 S83 的降低管腔设定压的动作与从图 43 的步骤 S95 到步骤 S98 的动作相当。另外,图 42 所示的步骤 S85 的把腹腔设定压复原的动作,与图 44 的步骤 S101 到步骤 S106 的动作相当。另外,图 42 的步骤 S86 的把管腔设定压复原的动作,与图 44 的步骤 S107 到步骤 S111 的动作相当。

例如在图 45 所示时刻 t_0 ,基于由呼气传感器 301 检测出的患者 10 的呼气末二氧化碳浓度,由监视装置 200 计算出的呼气末二氧化碳分压的值低于阈值 (5mmHg)。此时,控制部 45 如图 43 所示,变更腹腔设定压 (S91),打开第一安全阀 87a (S92),经过规定时间后关闭第一安全阀 87a (S93)。如上所述,变更的腹腔设定压的值成为变更前的腹腔设定压值 (10mmHg) 的一半的值 (5mmHg)。

然后,控制部 45 接收由第一压力传感器 88 和第一流量传感器 90 测定的测定结果,判断腹腔内压是否达到了再设定压 (S94)。即,第一安

全阀 87a 重复进行开闭动作直到腹腔内压达到再设定压(5mmHg)。由此,被供给到腹腔内的二氧化碳在第一安全阀 87a 为打开状态时排出到外部。即,在步骤 S94 中腹腔压未达到再设定压时,控制部 45 再次转入步骤 S92。

例如在图 45 的时刻 t1,控制部 45 判断为腹腔内压达到了再设定压(5mmHg)时,变更管腔设定压(S95)。如上所述,变更的管腔设定压的值为变更前的管腔设定压值(10mmHg)的一半的值(5mmHg)。

控制部 45 在腹腔内的压力达到再设定压(5mmHg)的图 45 的时刻 t1,为了降低管腔内的压力,打开第二安全阀 87b(S96),经过规定时间后关闭第二安全阀 87b(S97),接收由第二压力传感器 89 和第二流量传感器 91 测定的测定结果,判断管腔内压是否达到了再设定压(5mmHg)(S97)。即,第二安全阀 87b 重复进行开闭动作直到管腔内压达到再设定压(5mmHg)。由此,被供给到管腔内的二氧化碳经由第二安全阀 87b 向外部排出。

例如在图 45 的时刻 t2,当判断为管腔内压达到了设定值(5mmHg)时,控制部 45 转入图 42 所示的步骤 S84。另外,如上所述,变更的管腔设定压的值为变更前的管腔设定压值(10mmHg)的一半的值(5mmHg)。

然后,控制部 45 进行步骤 S84 的呼气末二氧化碳分压是否比阈值大的判断。例如在图 45 所示时刻 t3,根据从呼气传感器 301 输入的呼气末二氧化碳浓度,监视装置 200 计算呼气末二氧化碳分压所得到的值比阈值(5mmHg)大。此时,经由系统控制器 4 对控制部 45 输入呼气末二氧化碳分压的计算信号。然后,控制部 45 如图 44 所示恢复到初始的腹腔设定压即由手术者设定的腹腔设定压(10mmHg)(S101)。

然后,控制部 45 为了提高腹腔内的压力而关闭第二电磁阀 86(S102),打开第一电磁阀 85(S103),打开第一电空比例阀 83(S104)。由此,从储气瓶 32 供给到送气装置 31 内的二氧化碳被传感器 82 和第一电空比例阀 83 降压为规定的压力,并且被调节为规定的流量,通过第一电磁阀 85 并经由第一接口 41a、腹腔用管 45a、以及第三套管针 16 而送入腹腔内。然后,控制部 45 在经过规定时间后关闭第一电磁阀 85(S105)。

接着对控制部 45 供给由供给压传感器 81 和第一流量传感器 90 测定

的测定结果，控制部 45 判断腹腔内压是否达到了设定压（10mmHg）（S106）。这样，重复进行步骤 S103 到步骤 S106 的动作，对腹腔进行送气直至内部压力达到设定压（10mmHg）。然后，判断为腹腔内压达到了设定压（10mmHg）的控制部 45 转入步骤 S107。这样，停止向腹腔送气，例如图 45 的时刻 t4 所示将腹腔内的压力保持一定。

在该时刻 t4，当停止向腹腔内送气时，从系统控制器 4 向控制部 45 输入初始的管腔设定压（10mmHg）（S107）。然后，控制部 45 基于所输入的设定压，为了提高管腔内的压力，打开第二电磁阀 86（S108），打开第二电空比例阀 84（S109），经过规定时间后关闭第二电磁阀（S110）。由此，从储气瓶 32 供给到送气装置 31 内的二氧化碳被传感器 82 和第二电空比例阀 84 降压为规定的压力，并且被调节为规定的流量，通过第二电磁阀 86 并经由第二接口 41b、管腔用管 45b、以及第二内窥镜 21 而送入管腔内。

接着对控制部 45 供给由第二压力传感器 89 和第二流量传感器 91 测定的测定结果。然后，控制部 45 判断管腔内压是否达到了设定压（10mmHg）（S111）。这样，重复进行步骤 S108 到步骤 S111 的动作，对管腔进行送气直至内部压力达到设定压（10mmHg）。然后，判断为管腔内压达到了设定压（10mmHg）的控制部 45 结束控制。这样，例如图 45 所示在时刻 t5，停止向管腔送气，管腔保持设定压力（10mmHg）。

如上所述，利用呼吸器 300 的呼气传感器 301 从患者 10 所排出的呼气中检测的呼气末二氧化碳浓度，根据由监视器 200 算出的呼气末二氧化碳分压，送气装置 31 对腹腔和管腔进行降压或者升压。

本实施方式的送气装置 31 在患者 10 的呼气末二氧化碳分压低的情况下，如图 45 所示首先排出腹腔内的二氧化碳，把腹腔压调节为再设定的压力（这里为 5mmHg），接着排出管腔内的二氧化碳直至达到再设定的压力（这里为 5mmHg）。由此，进行手术的腹腔的区域不会变得过分狭小，所以手术者能够持续进行患部的处理。因此，手术者伴随患者 10 的呼气末二氧化碳分压的低下状态，能够对手术中的患部进行应急处理，而临时中断手术。

另外,在本实施方式中,说明了对初始的腹腔和管腔的各设定压进行一次降压的动作,但是根据患者10的呼气末二氧化碳分压的低下状态,送气系统4a进行阶段性的腹腔和管腔的内部压力的降压动作。

以上的结果为,根据本实施方式的送气系统4a,能够抑制向患者10的腹腔内和管腔内供给的气腹用气体的过剩供给。

另外,在本实施方式中,为了对腹腔和管腔进行降压或者升压,控制部45进行判断的呼气末二氧化碳分压的阈值为相同值,但是控制部45也可以分别判断两个阈值,即对腹腔和管腔进行降压的第一阈值和对腹腔和管腔进行升压的第二阈值。

(第八实施方式)

以下参照附图对本发明第八实施方式进行说明。另外,对于在上述各个实施方式中已经说明的结构标记相同标号而省略说明,仅以不同的结构、作用、效果为主进行说明。

图46是说明本实施方式涉及的具有送气系统的腹腔镜下外科手术系统的结构的图,图47是用于说明送水箱的图,图48是表示送气装置的内部结构的结构图。

如图46所示,本实施方式的腹腔镜下外科手术系统70中,一端与送气装置31连接的管腔用管45b的另一端与设置于推车8上的送水箱32a连接。

即,来自送气装置31的二氧化碳经由管腔用管45b、送水箱32a、送气送水管36A、以及光源连接器36a,通过通用线缆26内的送气通道,向管腔内供给。

第二内窥镜21的光源连接器36a也与第二光源装置22连接。即,来自第二光源装置22的未图示的压缩机的空气从光源连接器36a经由第二内窥镜21的通用线缆26和插入部24向管腔内供给。另外,该第二光源装置22的压缩机由系统控制器4控制,通常被控制为不驱动。

具体而言,在从送气装置31向管腔内供给二氧化碳时,系统控制器4停止第二光源装置22的压缩机的驱动。即,第二光源装置22的压缩机的空气被系统控制器4控制成不与送气装置31的二氧化碳的送气同时向

管腔内供给。

因此，在送气装置 31 向管腔内送二氧化碳的过程中，即使用户操作了第二内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a，也不驱动第二光源装置 22 的压缩机。

这里对图 47 所示送水箱 32a 进行说明。

如图 47 所示，在送水箱 32a 内储存有蒸馏水等液体。送水箱 32a 在箱内部与和第二光源装置 22 连接的送气送水管 36A、以及和送气装置 31 连接的管腔用管 45b 各自的管端的开口部连通。另外，在送气送水管 36A 内，插通有分支成 Y 字形的送气管 36B 和送水管 36C。送气管 36B 一端与第二光源装置 22 连接，另一端分支为两个分支，与送水箱 32a 和光源连接器 36a 连接。送水管一端浸入送水箱 32a 内的液体中，另一端与光源连接器 36a 连接。

通过操作第二内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a，将来自送气装置 31 的二氧化碳或者来自第二光源装置 22 的空气、和送水箱 32a 内的蒸馏水选择性地从第二内窥镜 21 的插入部 24 的前端向管腔内供给。具体而言，当在送气/送水按钮 25a 中选择了送水时，送气管 36B 在第二内窥镜 21 的操作部 25 内部成为被闭塞的结构。

通过向送水箱 32a 内供给的来自送气装置 31 的二氧化碳或者来自第二光源装置 22 的空气，使送水箱 32a 内的压力上升，送水箱 32a 内的蒸馏水被推着流入送水管 36C 内，并经由光源连接器 36a、通用线缆 26 而从第二内窥镜 21 的插入部 24 前端向管腔内供给。另外，当在送气/送水按钮 25a 中选择了送气时，送水管 36C 在第二内窥镜 21 的操作部 25 的内部被闭塞。

被供给到送水箱 32a 内的来自送气装置 31 的二氧化碳或者来自第二光源装置 22 的空气，通过送水箱 32a 流到送气管 36B 内，从第二内窥镜 21 的插入部 24 前端向管腔内供给。另外，第二内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 由手术者操作。

另外，如图 48 所示，系统控制器 4 与第七实施方式相同，与送气装置 31 的控制部 45 和监视装置 200 电连接。因此，系统控制器 4 根据被

输入的呼吸器 300 的呼气传感器 301 检测的呼气末二氧化碳浓度，向控制部 45 供给监视装置 200 计算出的呼气末二氧化碳分压的检测信号。另外，系统控制器 4 与第二光源装置 22 电连接。

以下使用图 49 的流程图对如上所述构成的本实施方式的送气系统 4a 的动作进行说明。

另外，图 49 的步骤 S91 到步骤 S98，在第七实施方式的图 43 的流程图中已进行了说明，因此省略其说明。在本实施方式中，在步骤 S98 之后，控制部 45 向系统控制器 4 供给第二光源装置 22 的压缩机驱动请求信号（S99）。

然后，从控制部 45 接收到控制信号的系统控制器 4 使第二光源装置 22 的压缩机起动，并且还在显示面板 6 的面板上显示图 50 所示的警报画面 6B。在该警报画面 6B 中，显示图 50 所示的“将向管腔内送气切换为由光源装置进行空气的送气”这样的警报消息。

由此，手术者基于第二内窥镜 21 的送气/送水按钮 25a 的规定操作，能够从第二光源装置 22 的压缩机向管腔内供给规定压力的空气。

以上的结果为，本实施方式的送气系统 4a 除了上述各个实施方式的效果以外，当患者 10 的呼气末二氧化碳分压为阈值以下时，能够停止向管腔供给二氧化碳，并通过供给空气，而防止手术中断。

另外，在第七、第八实施方式中，送气系统 4a 能够基于来自监视装置 200 的例如动脉血氧饱和度、血流量等的变化，对腹腔和管腔的内部压力进行降压或者加压。另外，也可以对于这些生物体信息的组合，对应于其变化来对腹腔和管腔的内部压力进行降压或者加压。

根据上述说明的第七、第八实施方式，能够实现在获知患者的生物体信息的参数发生了异常时，能够减轻医生和护士的负担（医生和护士能顺利地进行处理）的送气系统 4a。

另外，本发明不限于上述实施方式，可以在不脱离发明的要旨的范围内实施各种变形。

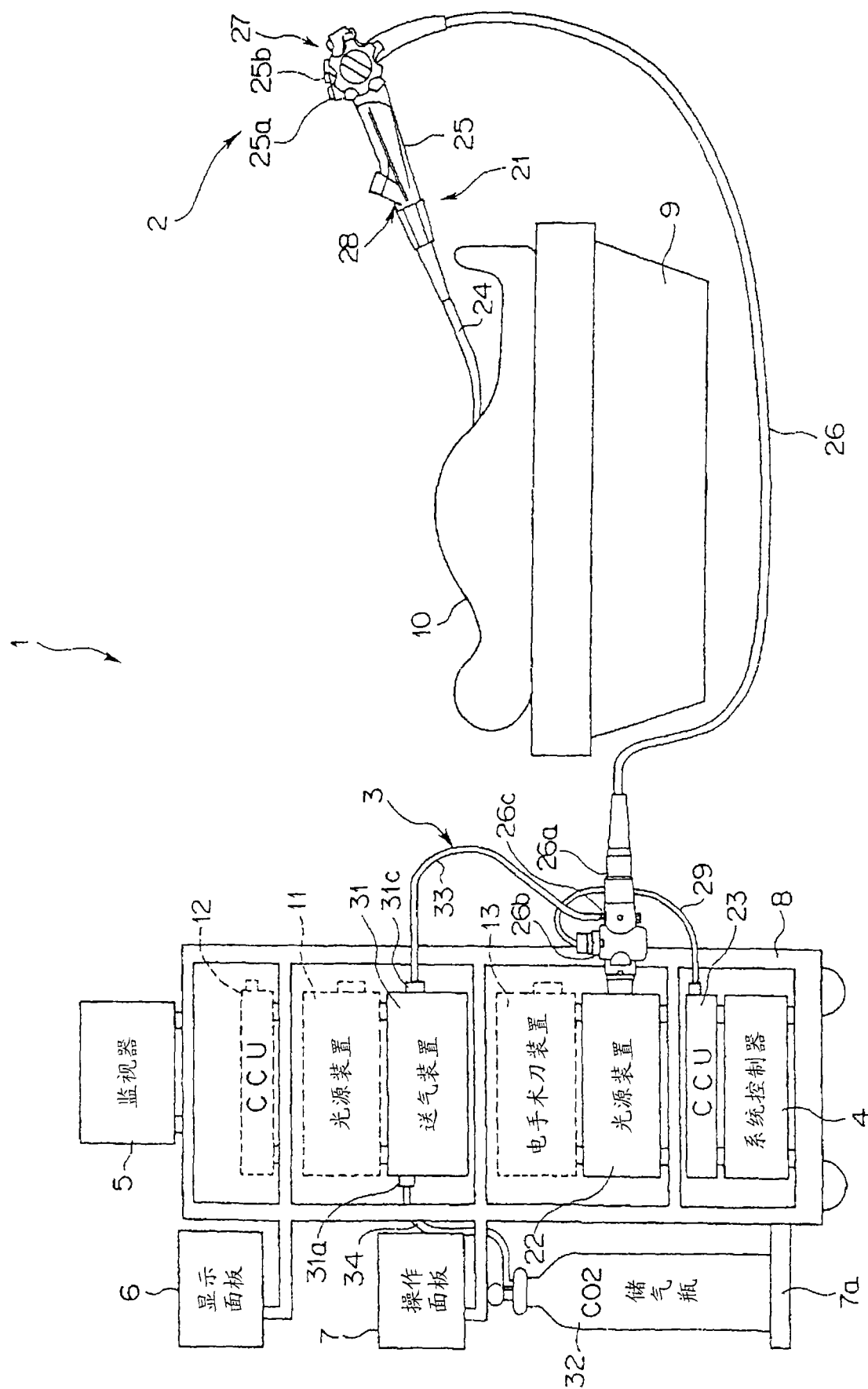


图1

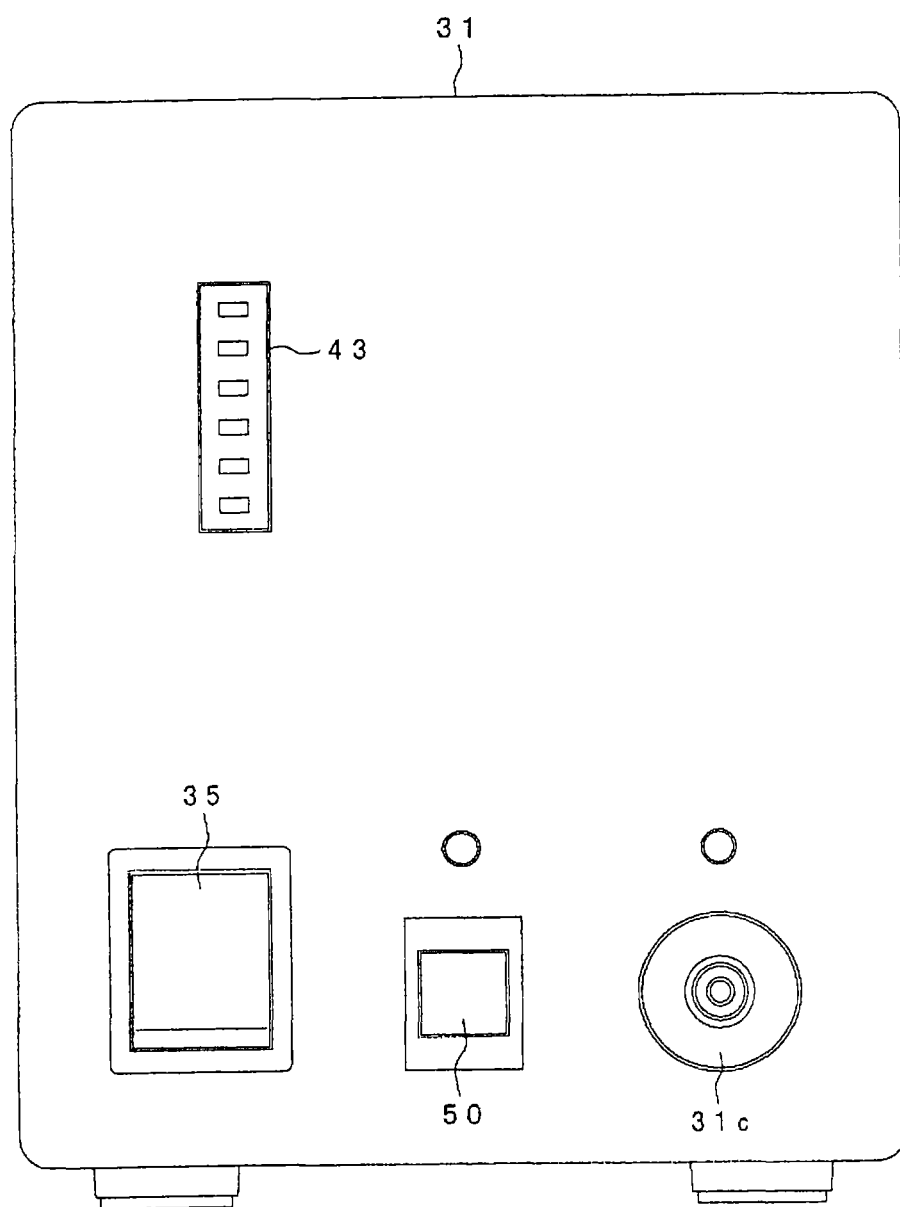


图 2

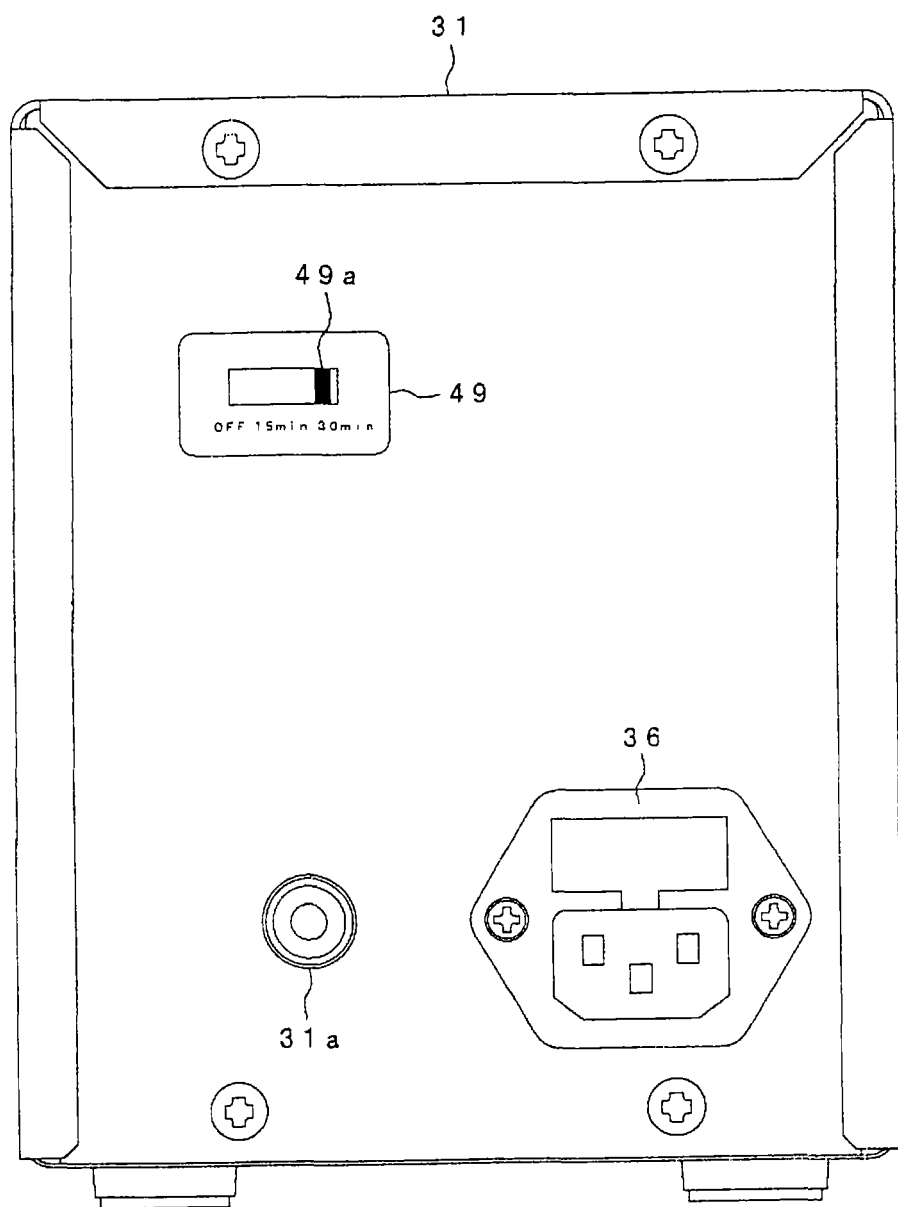


图 3

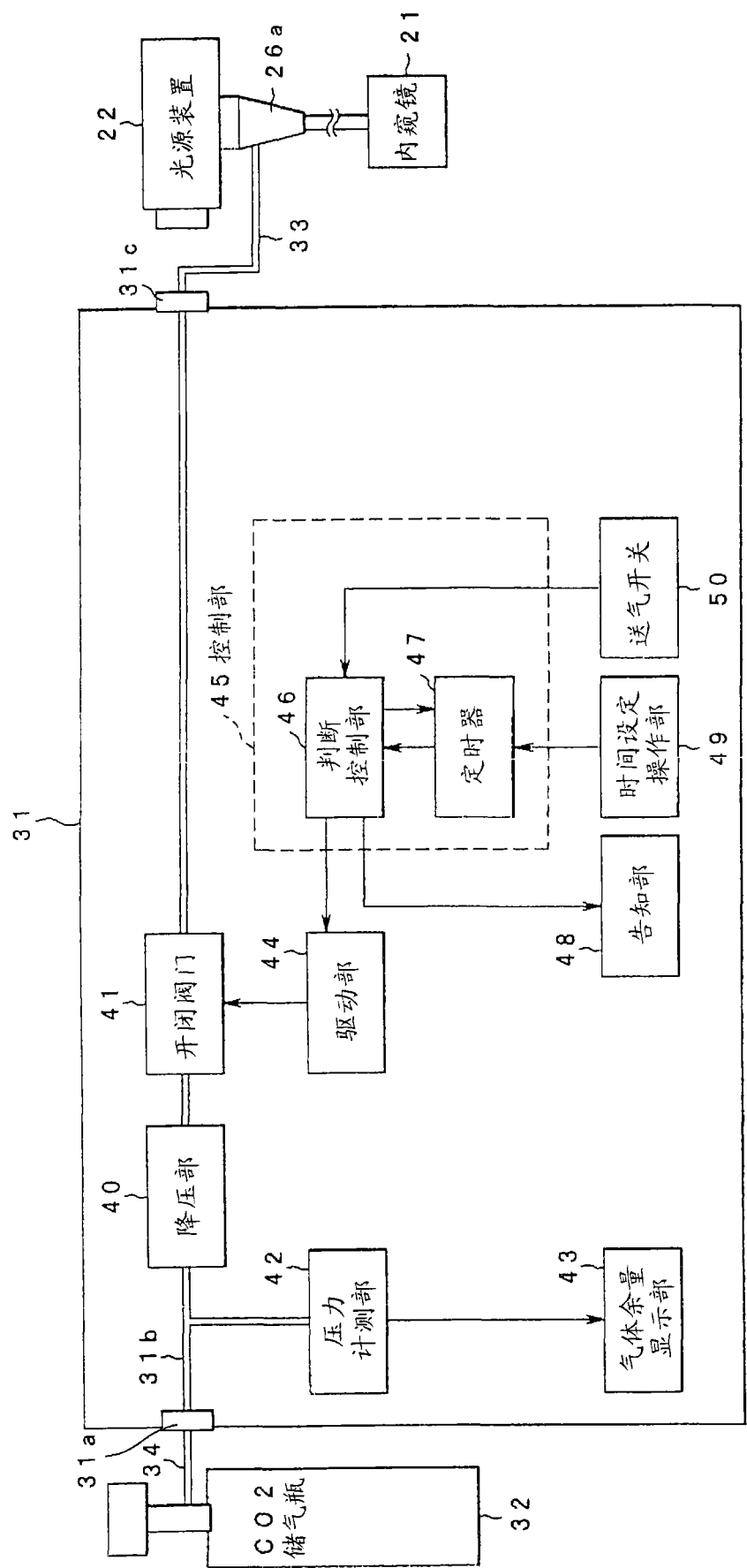


图 4

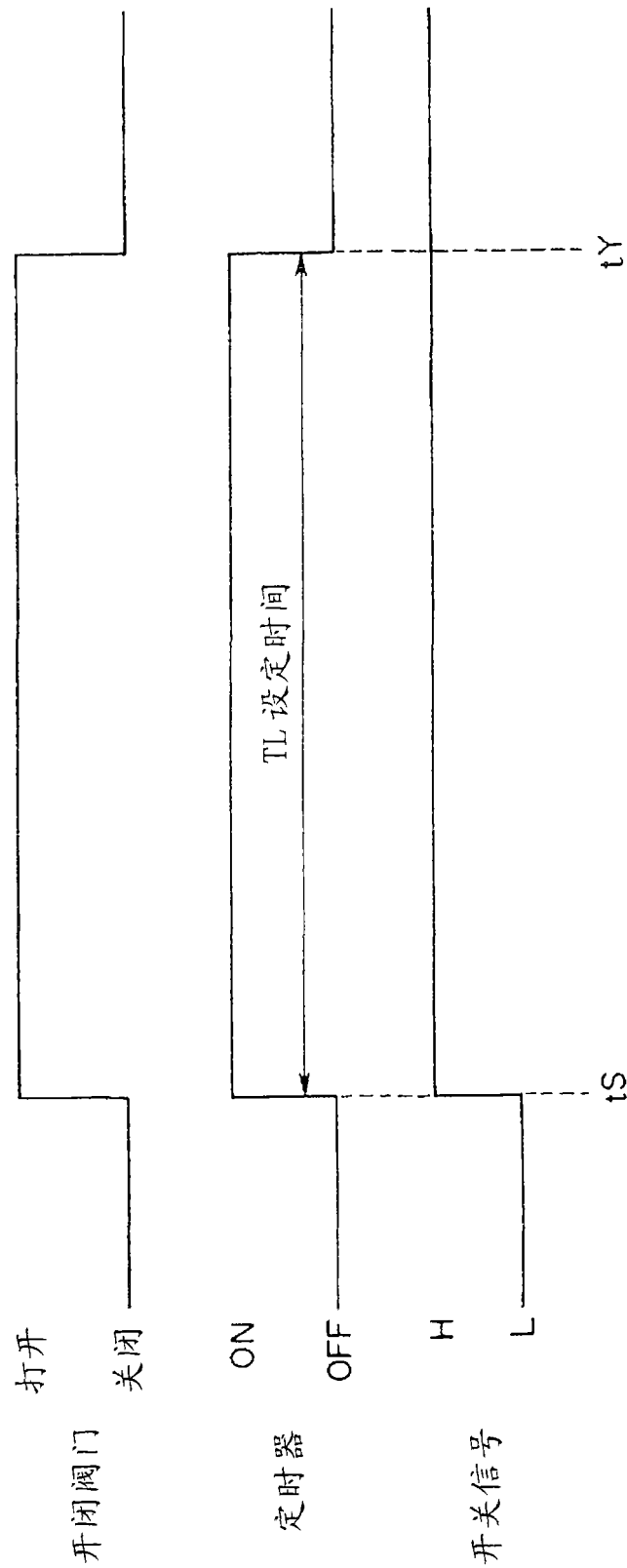


图 5

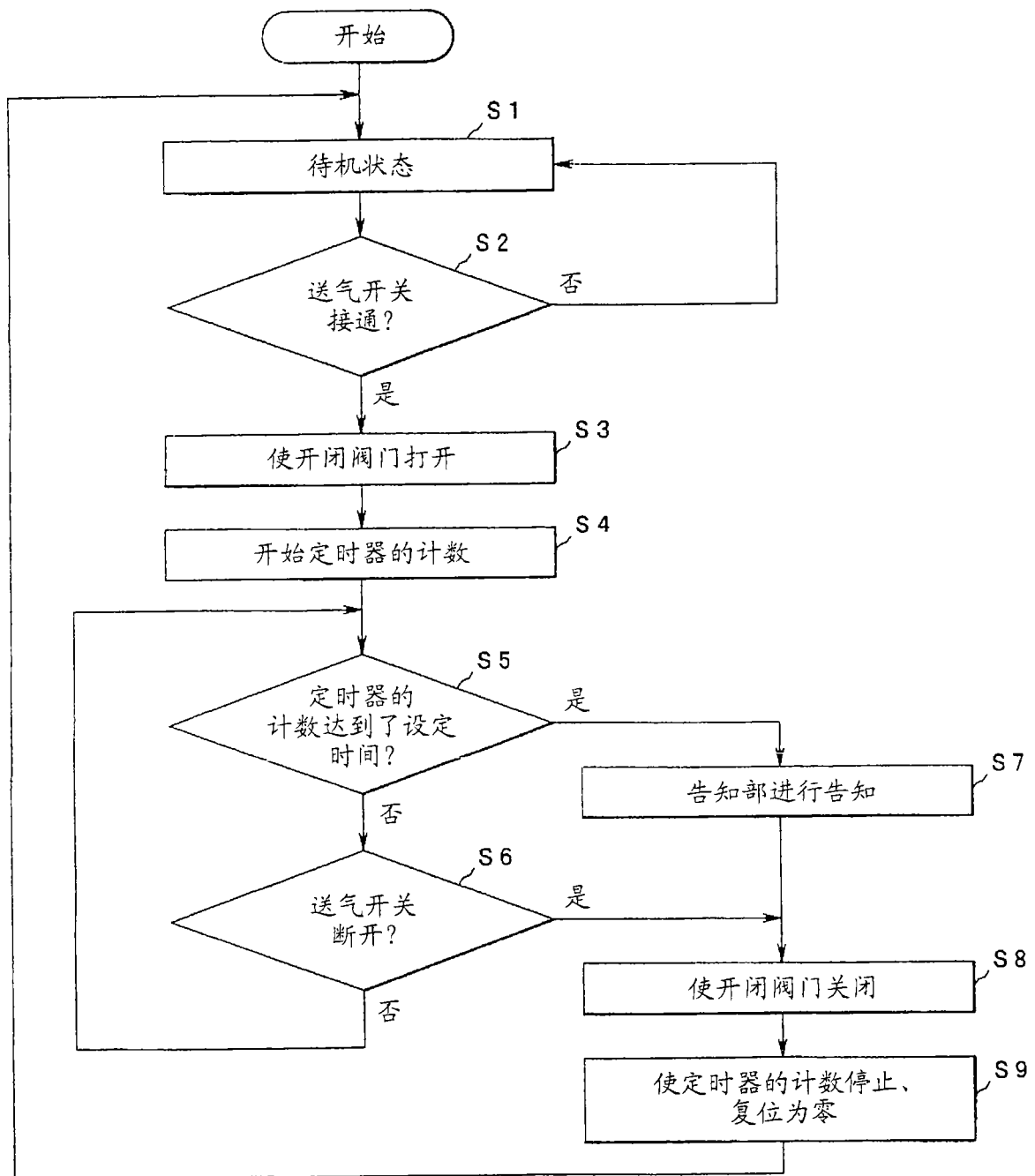


图 6

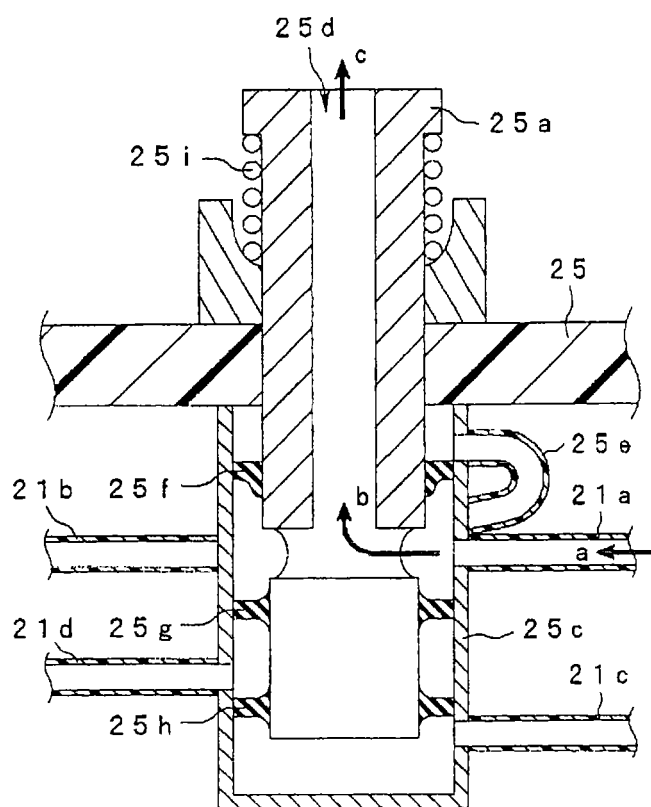


图 7

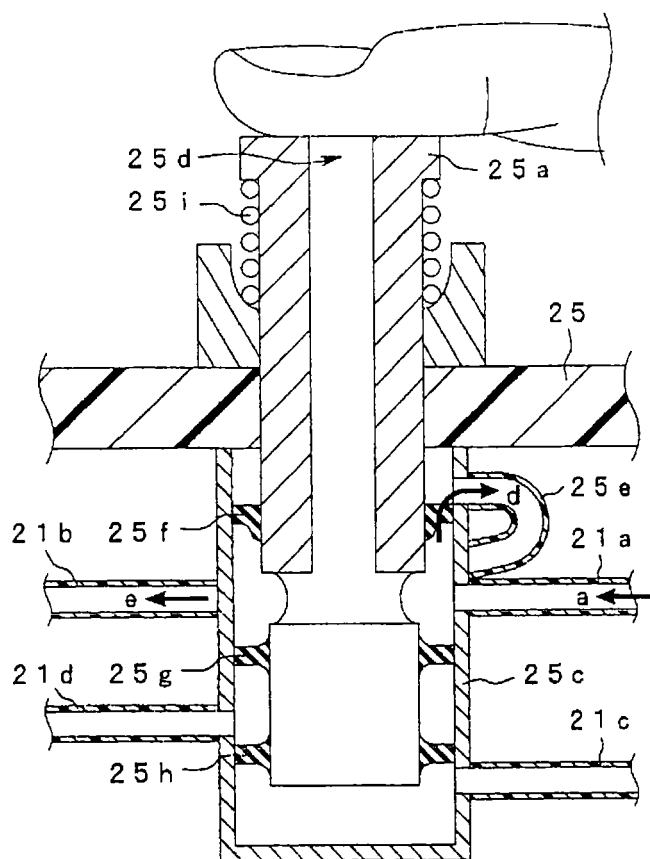


图 8

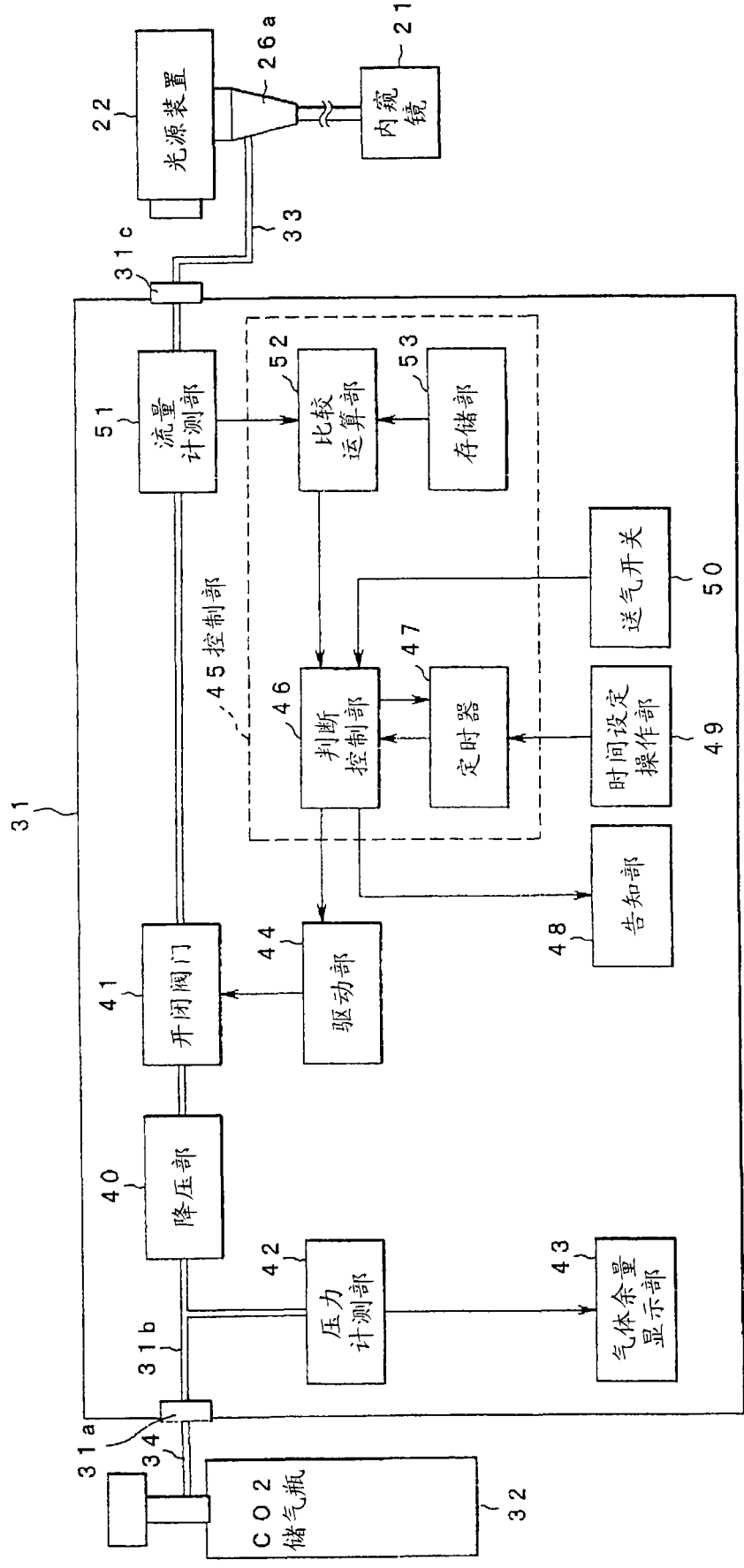


图9

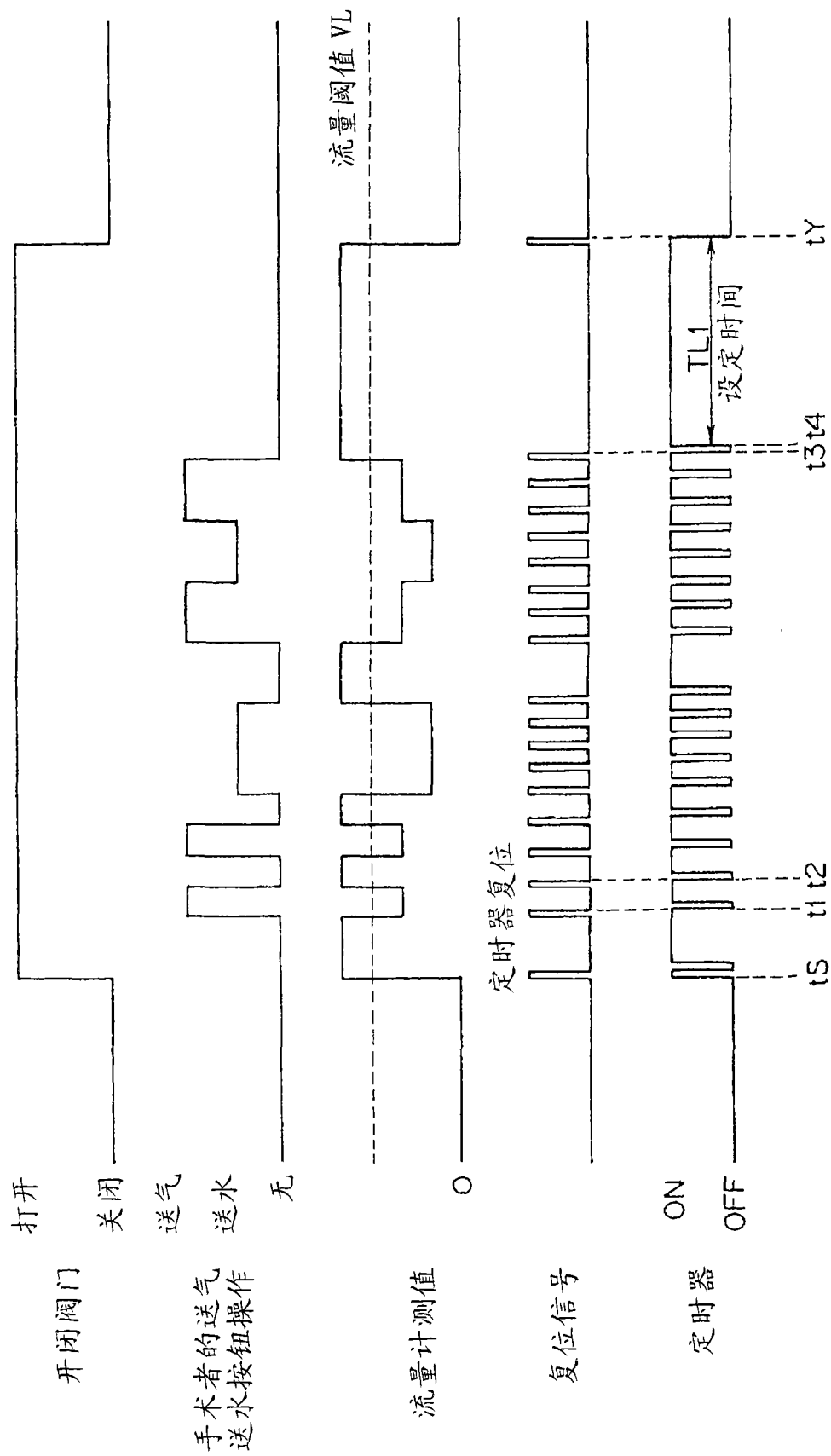


图 10

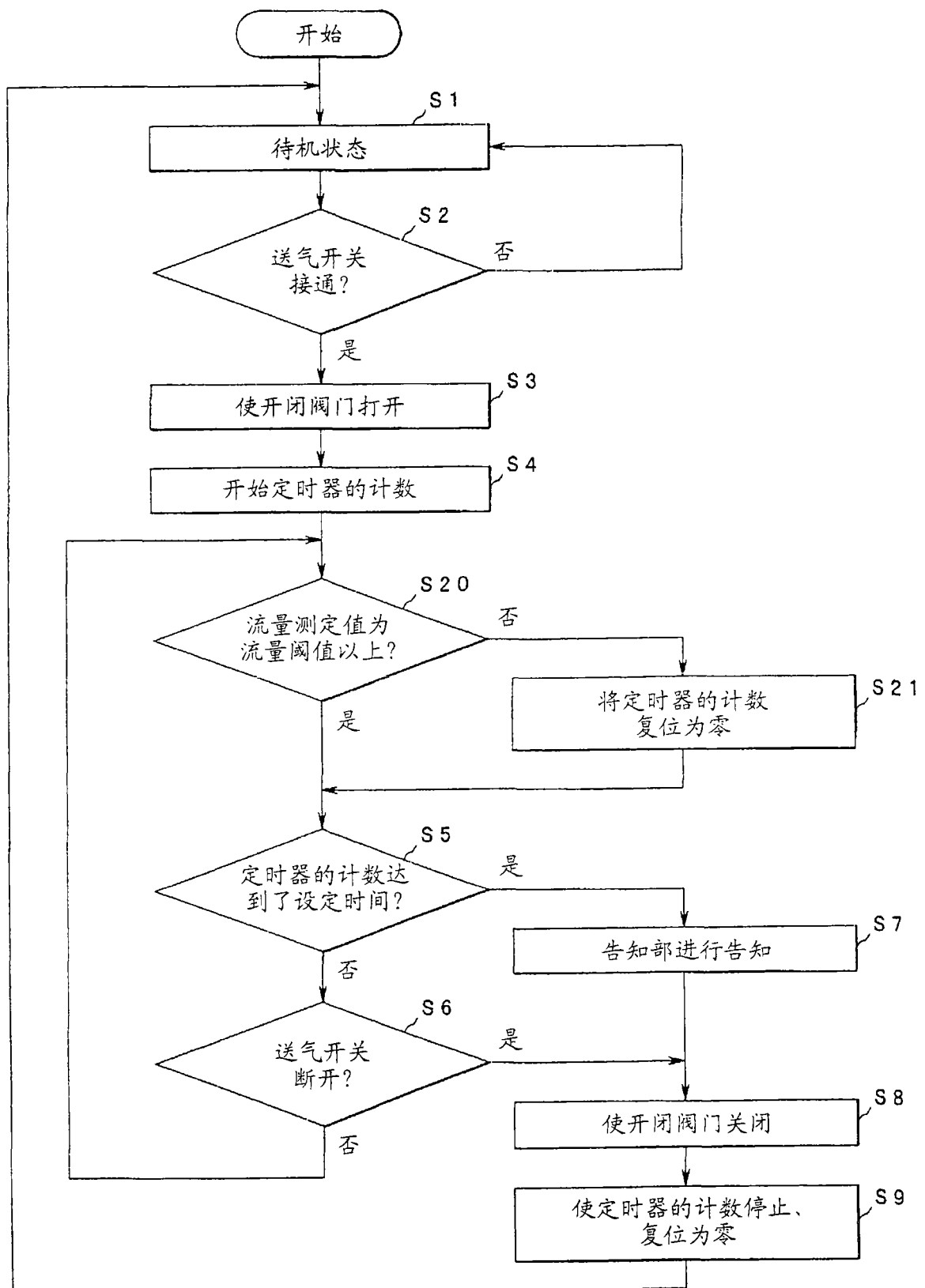


图 11

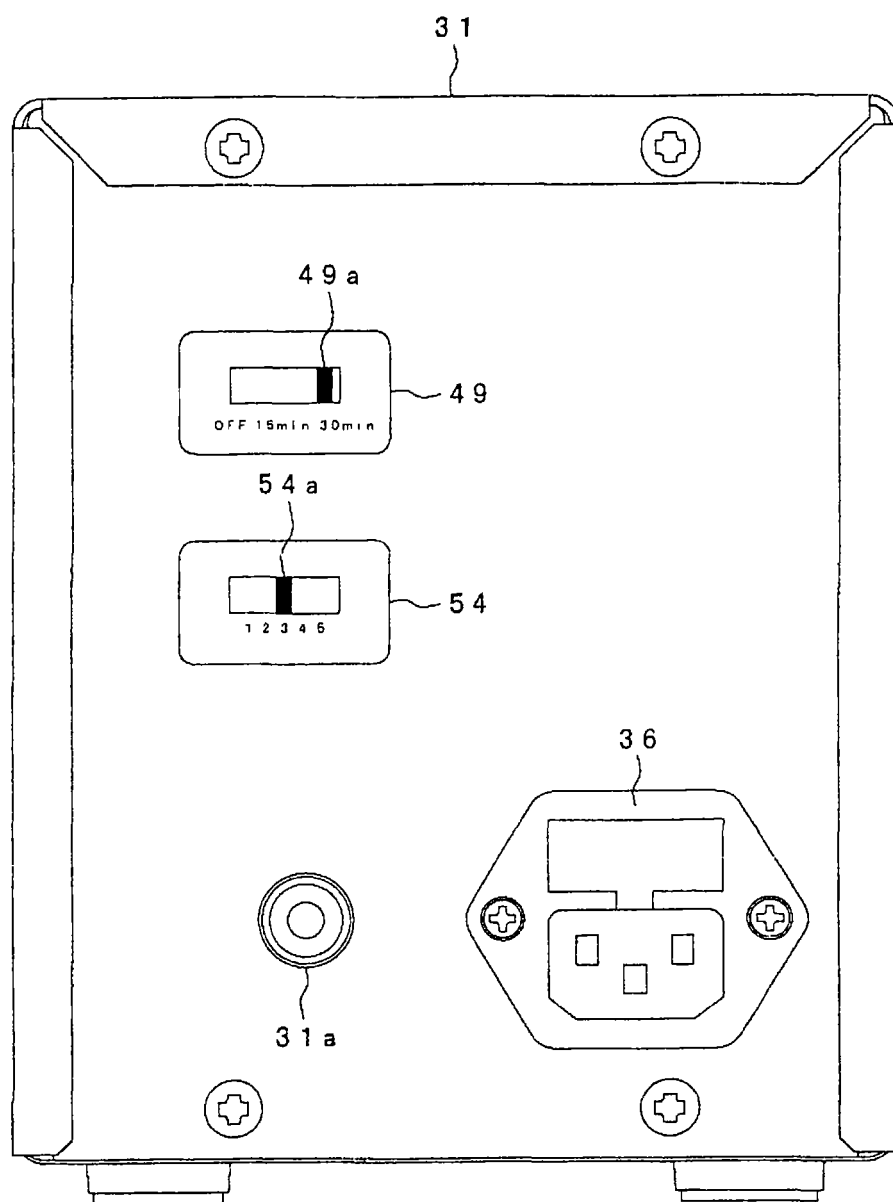


图 12

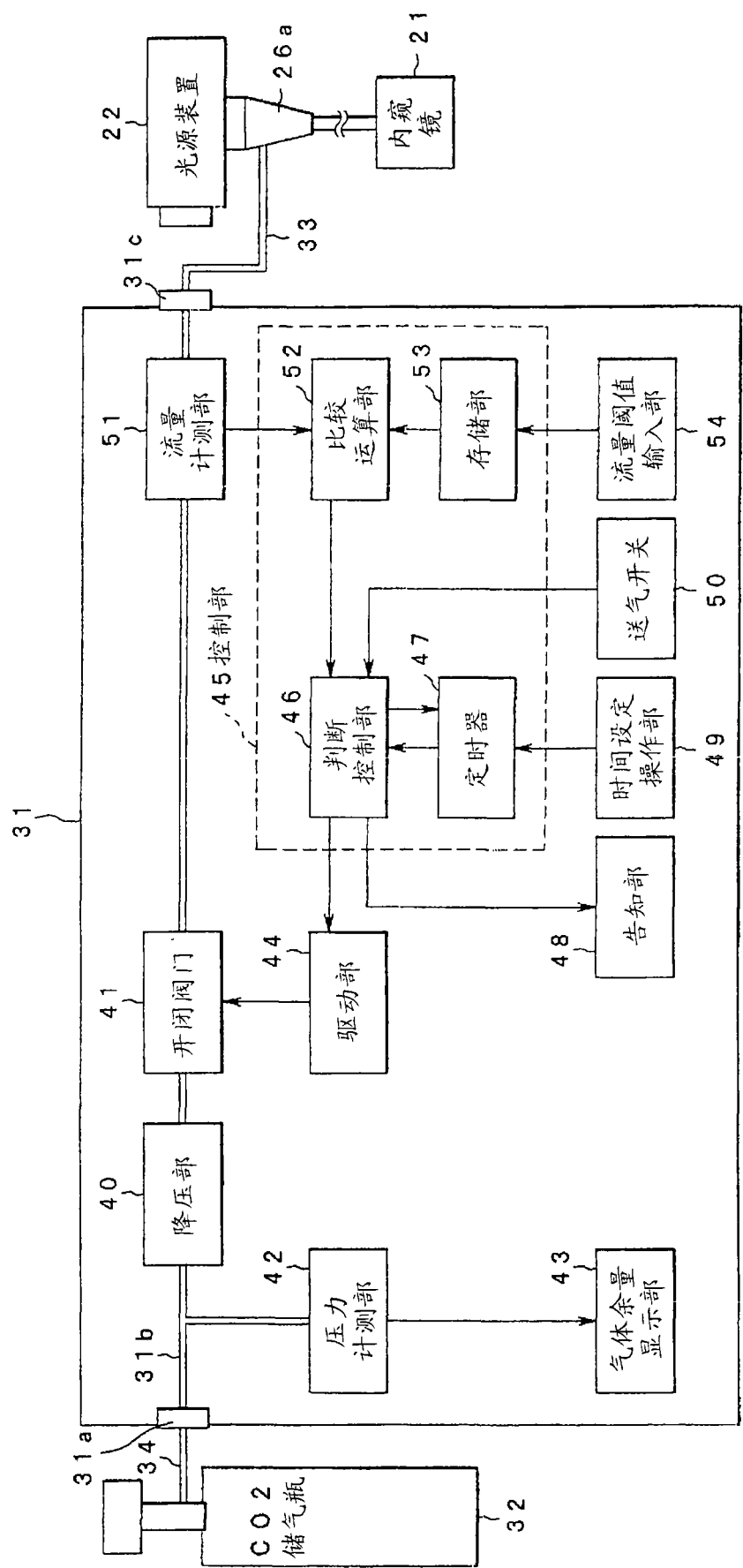


图 13

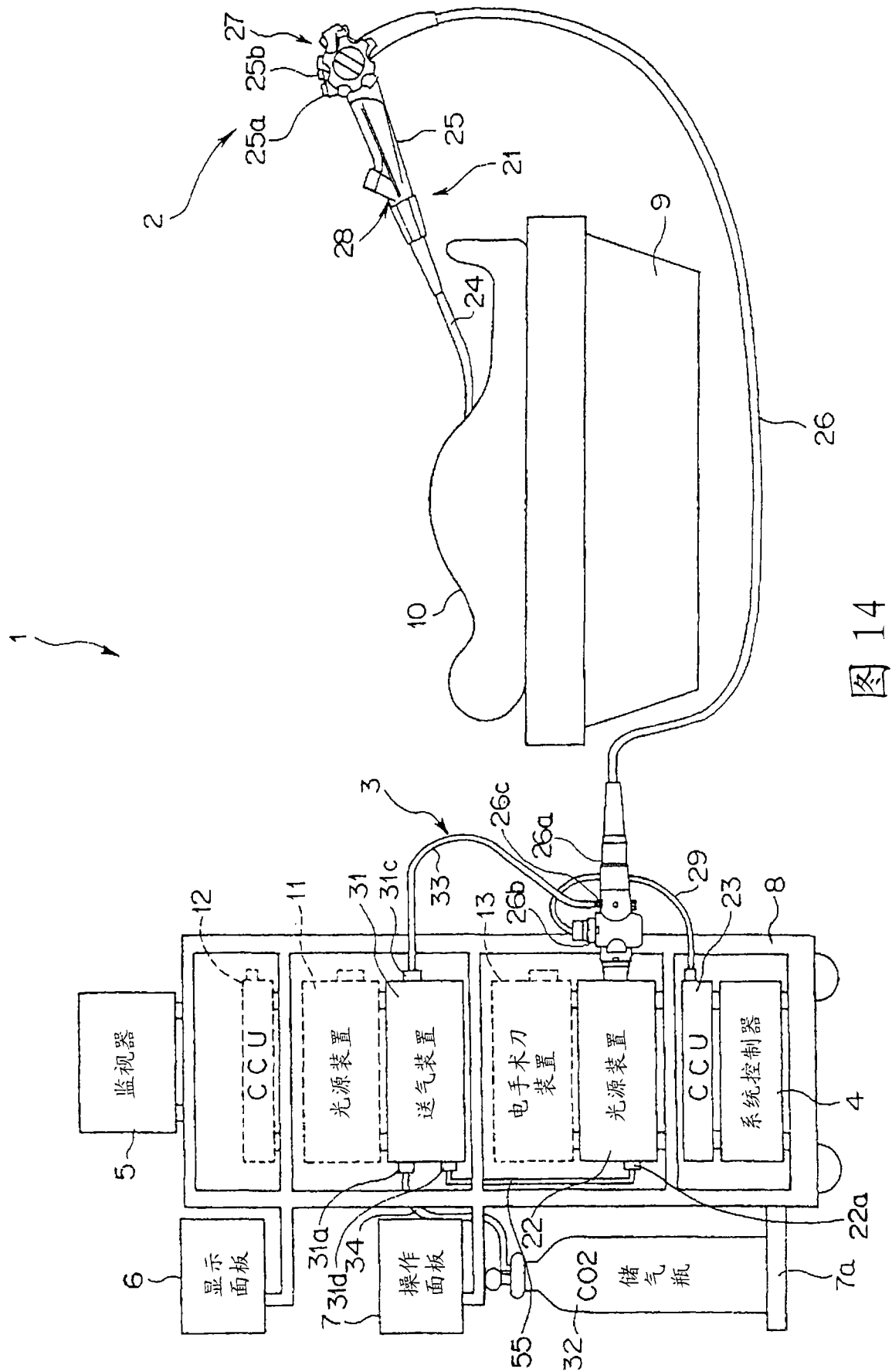


图 14

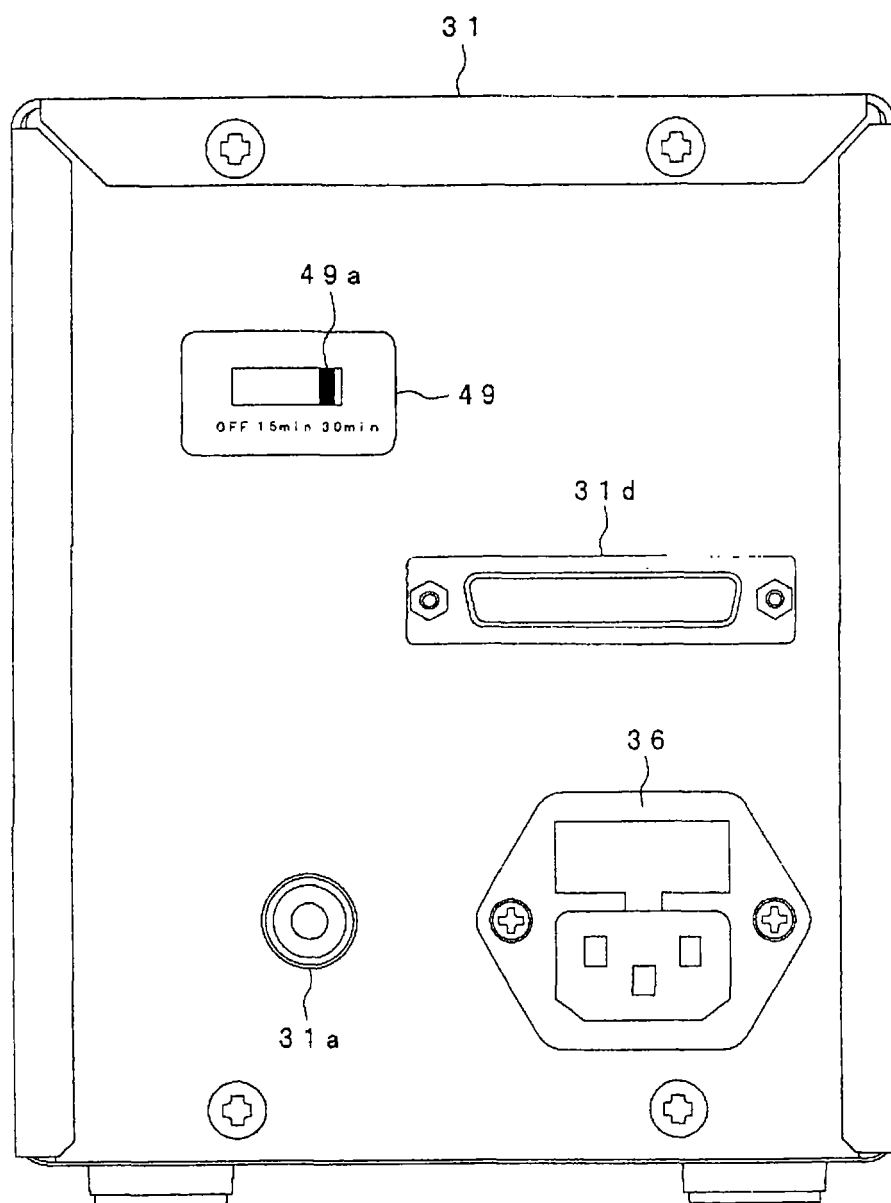


图 15

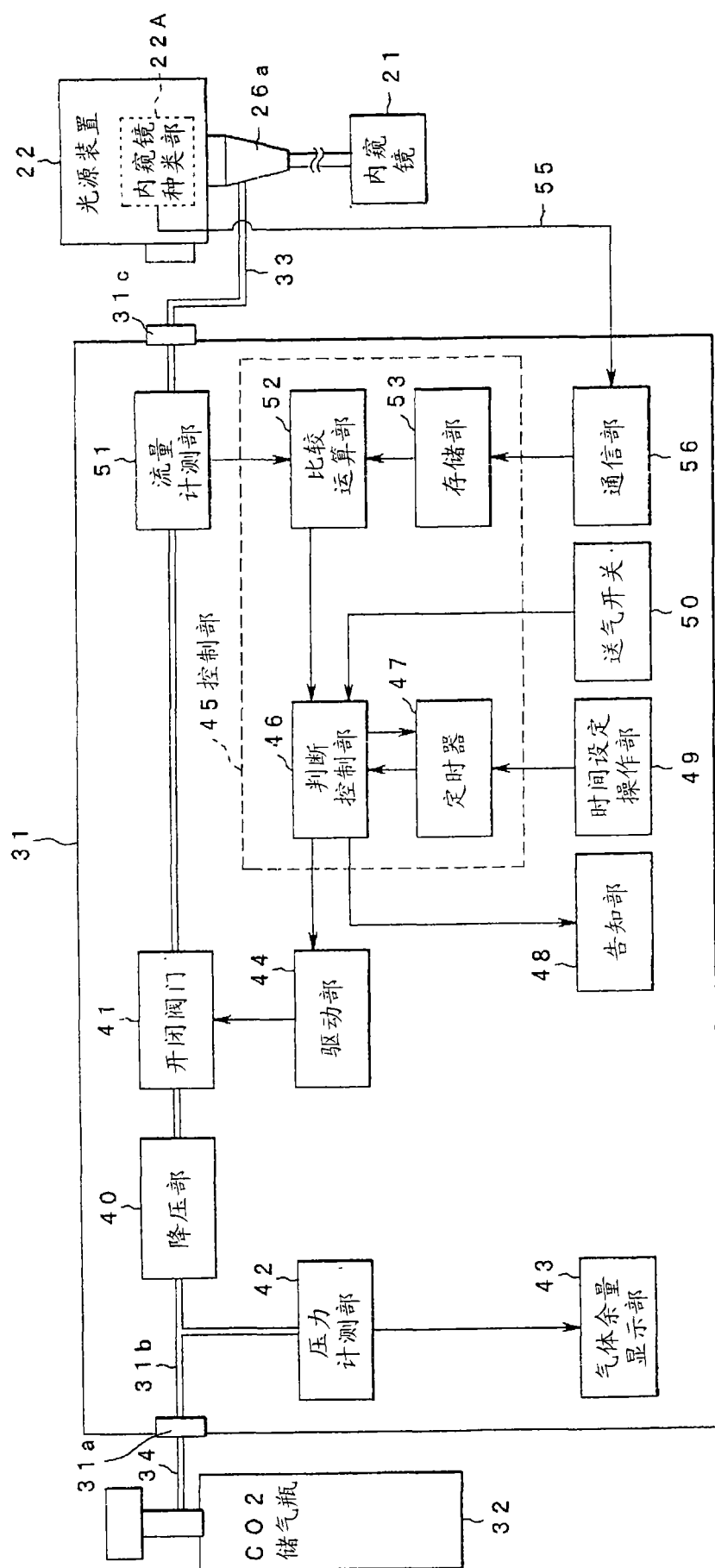


圖 16

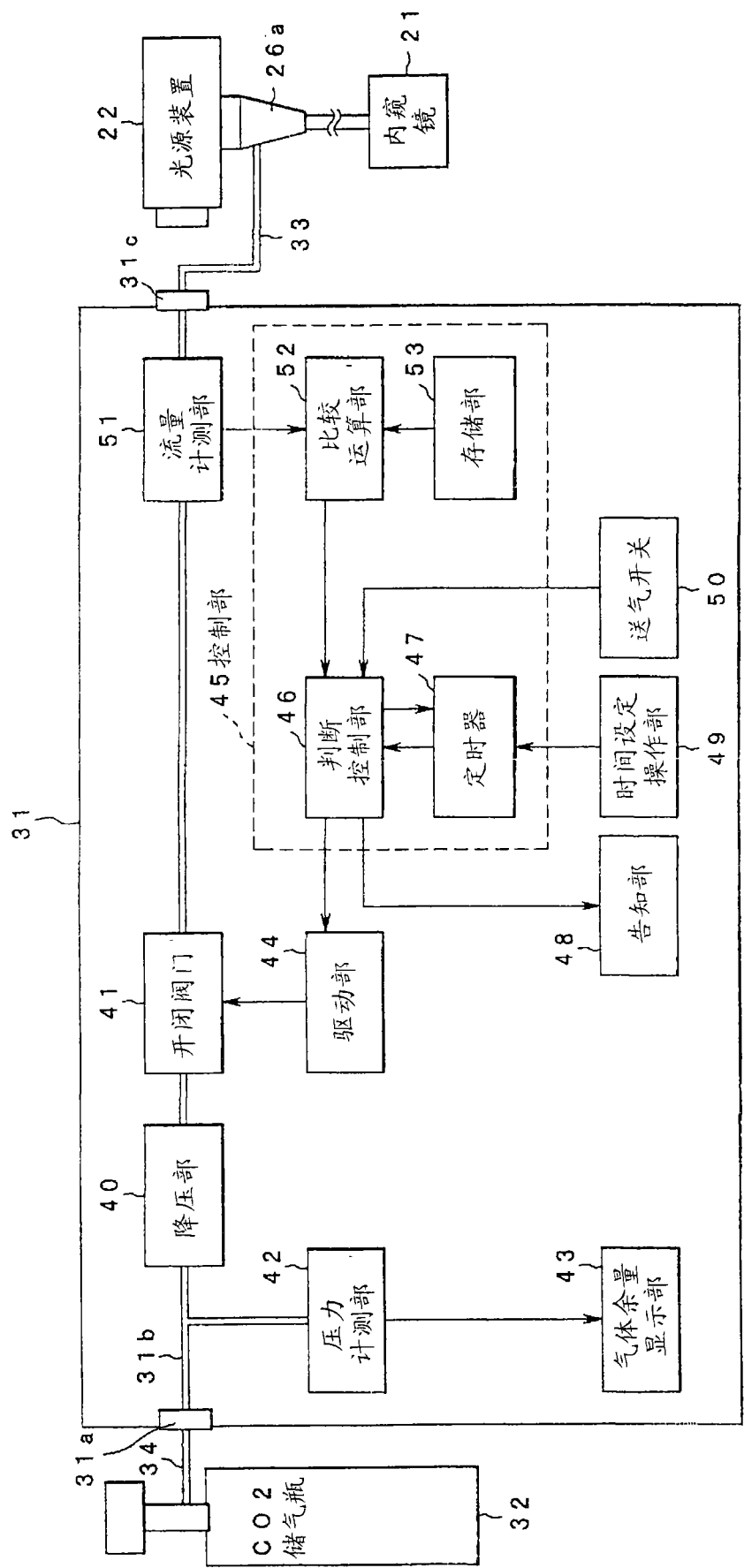


图 17

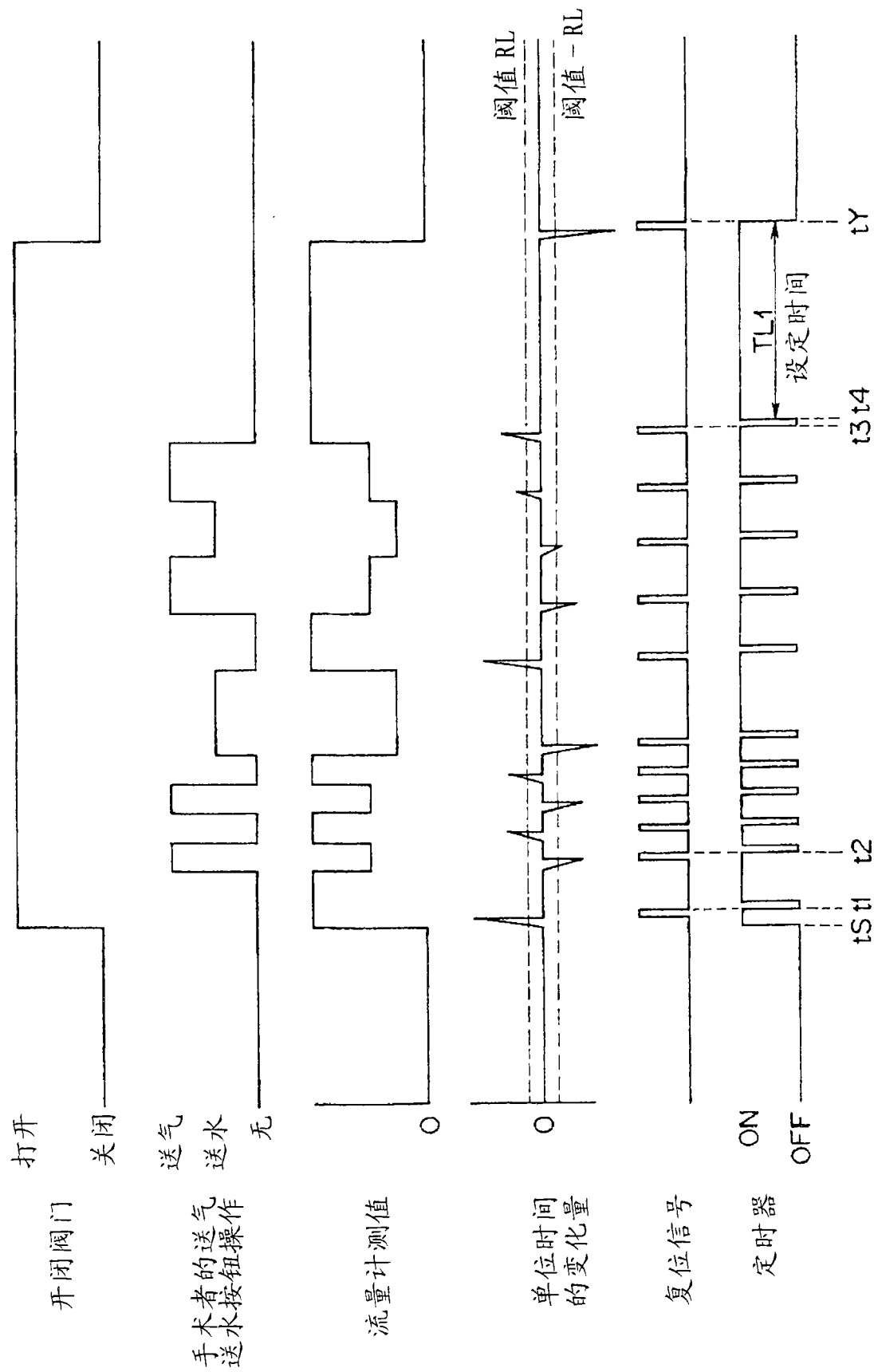


图 18

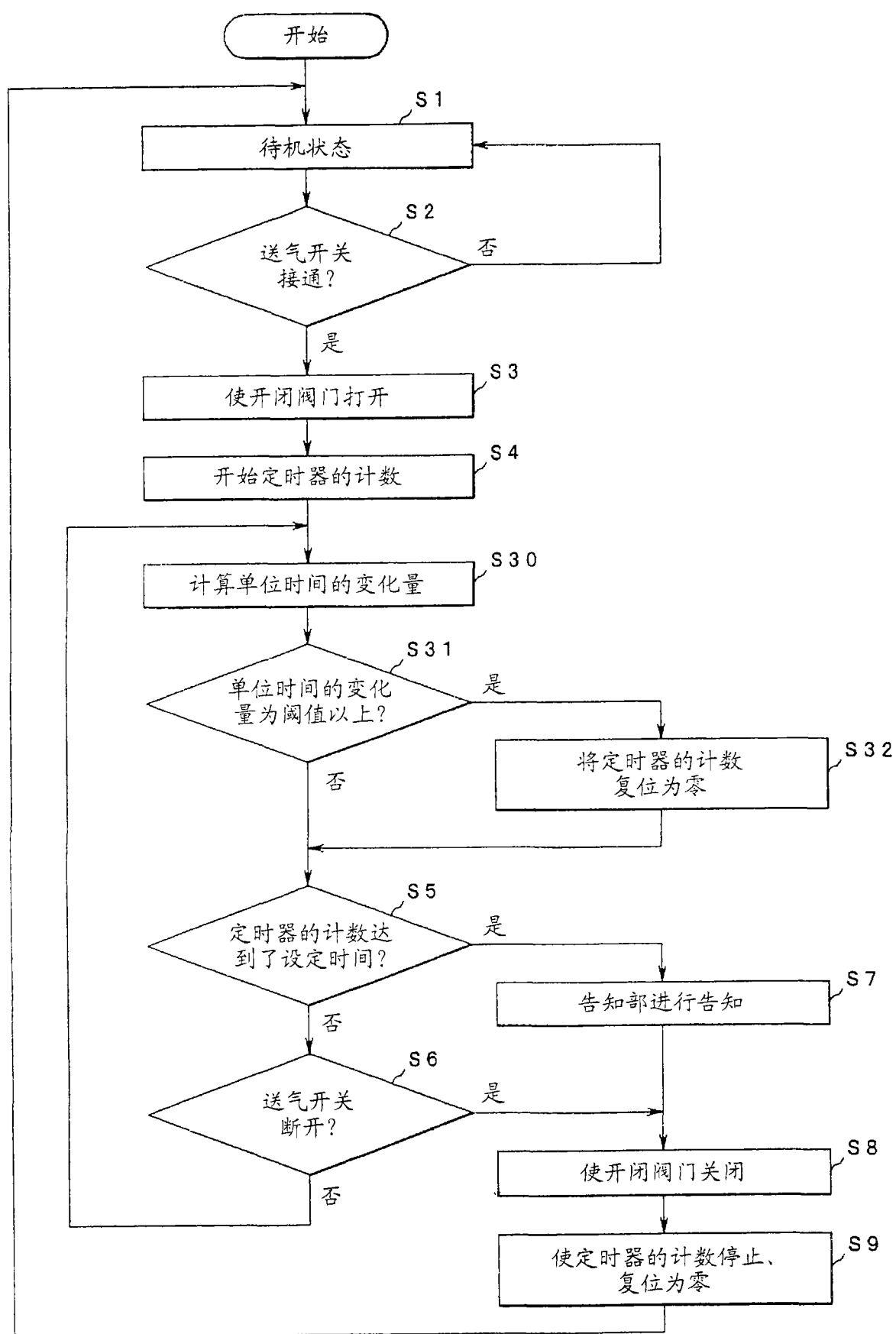


图 19

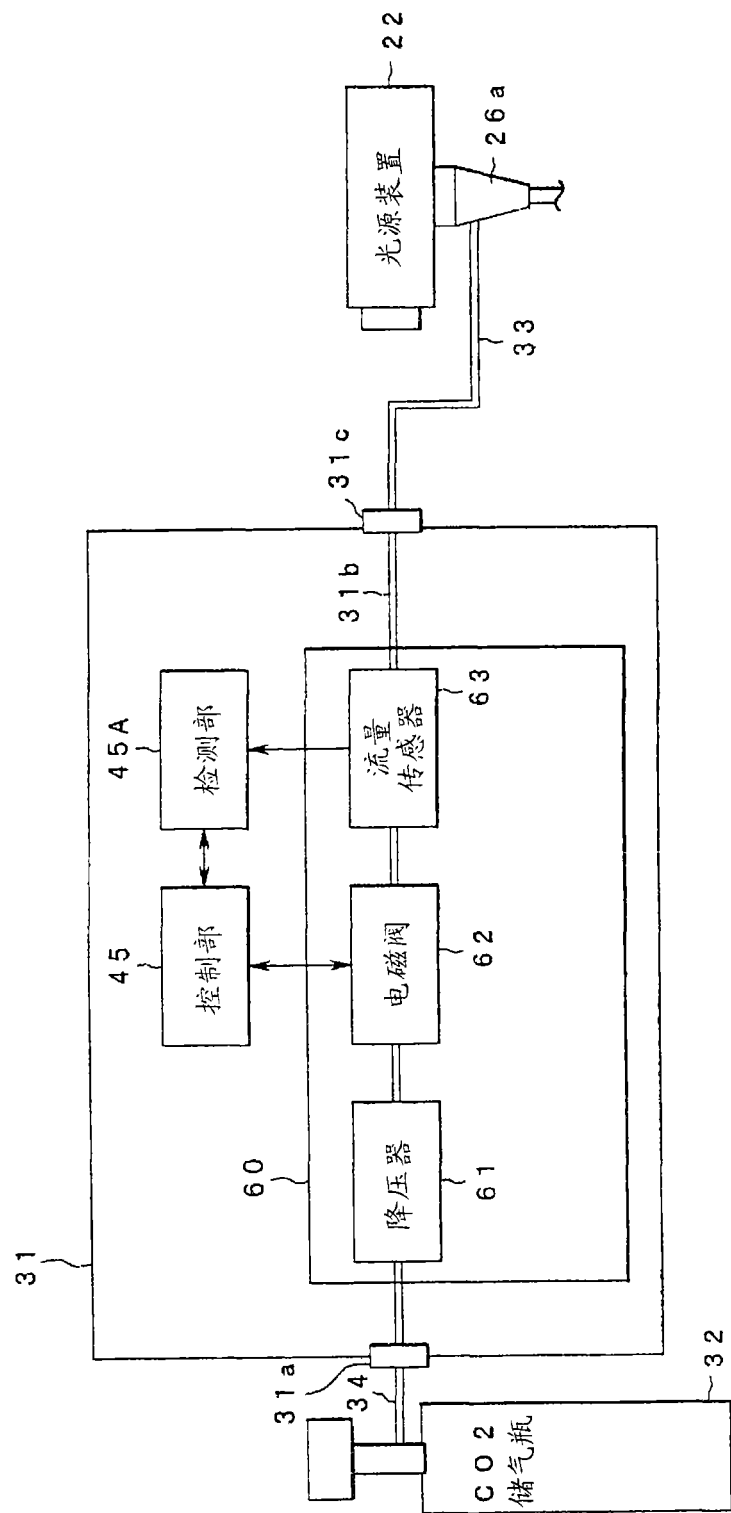


图 20

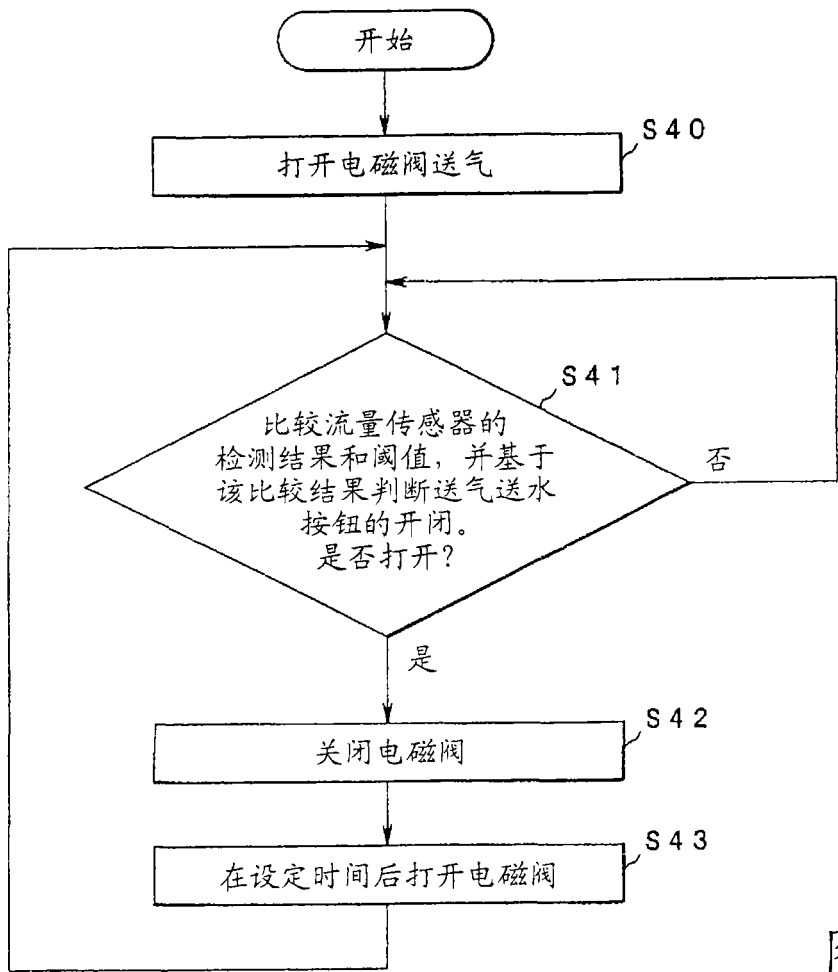


图 21

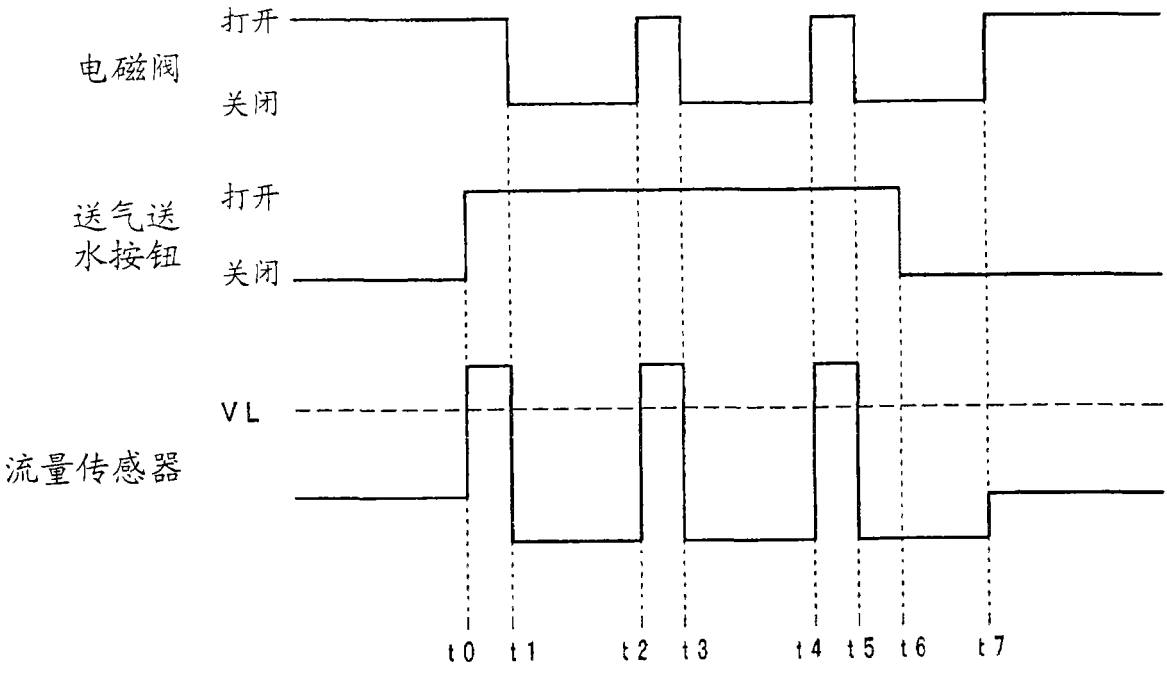


图 22

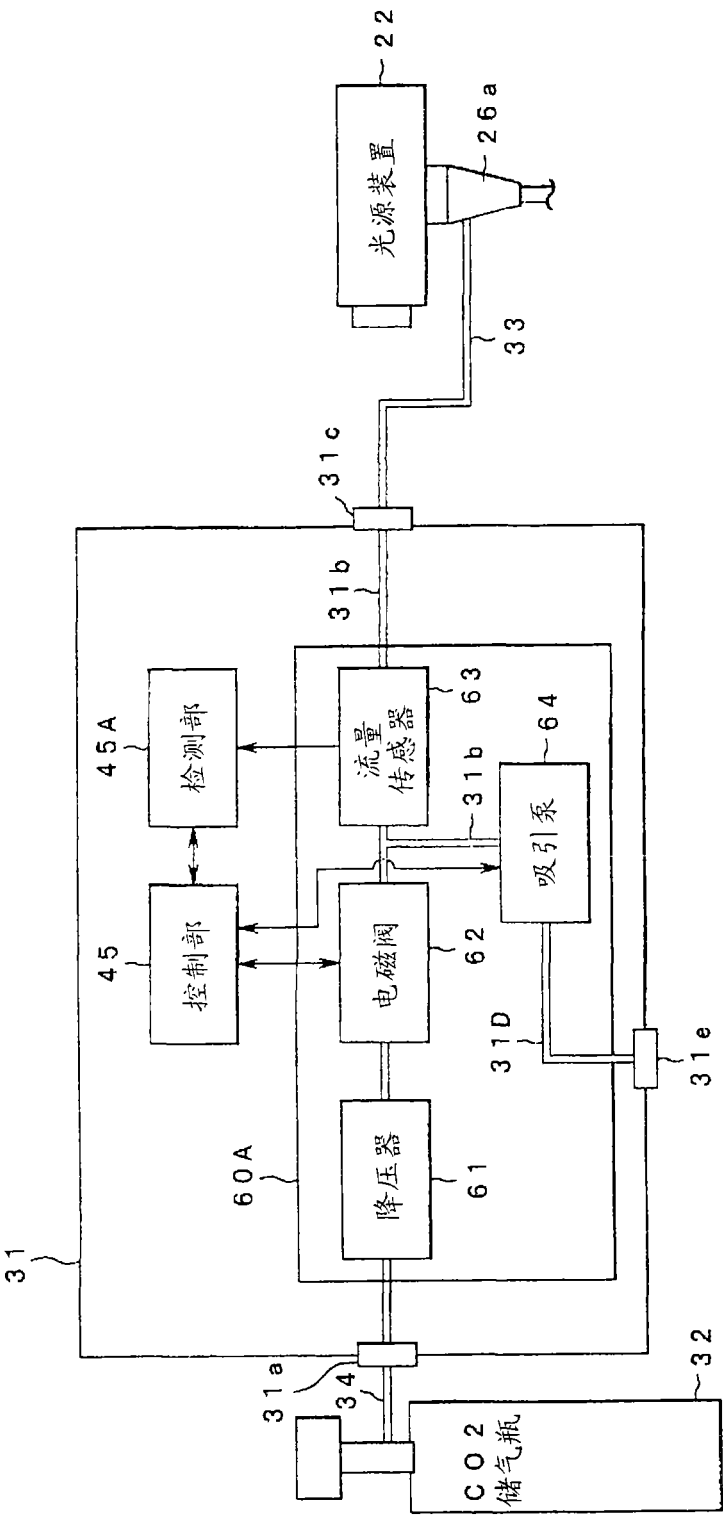


图 23

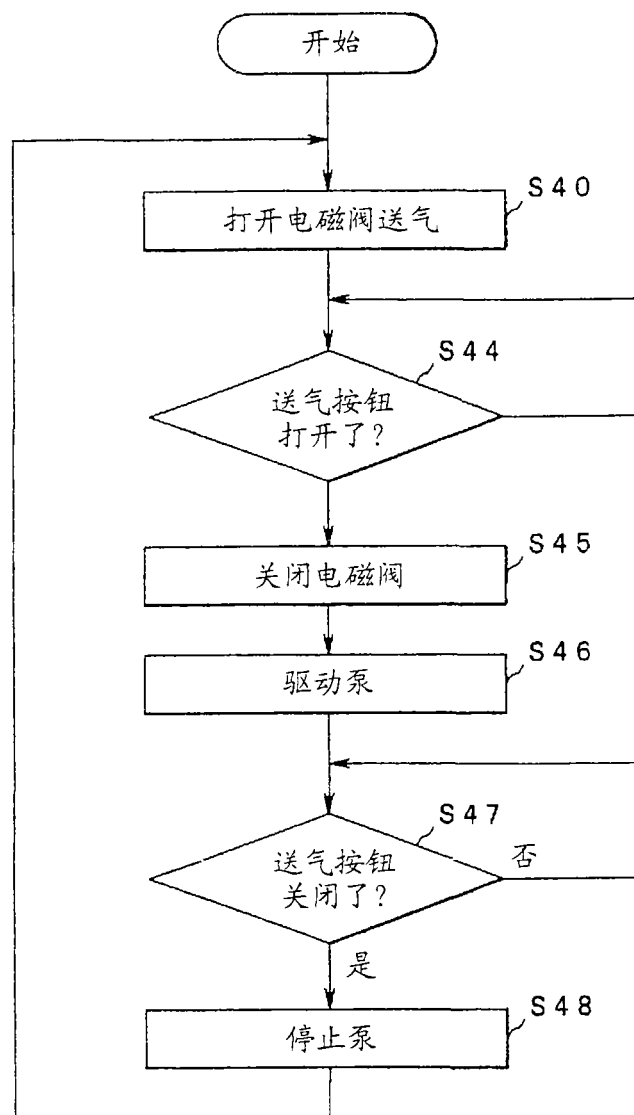


图 24

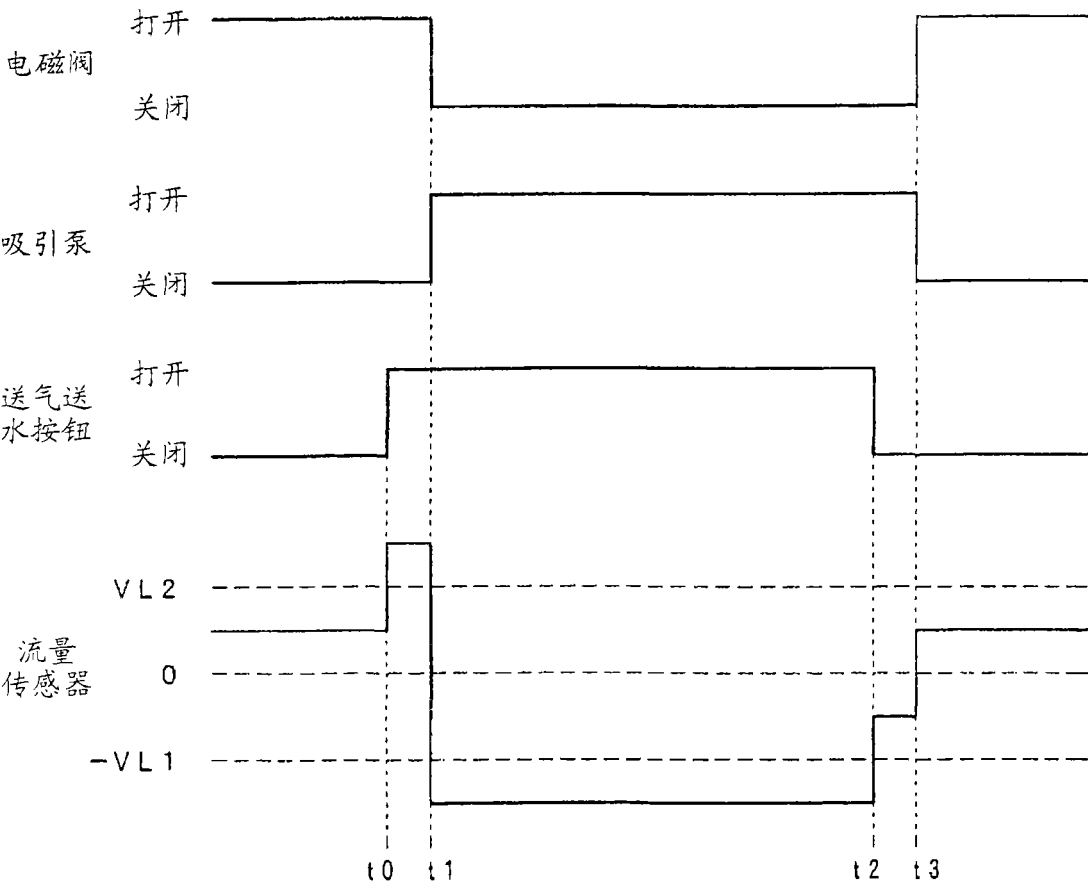


图 25

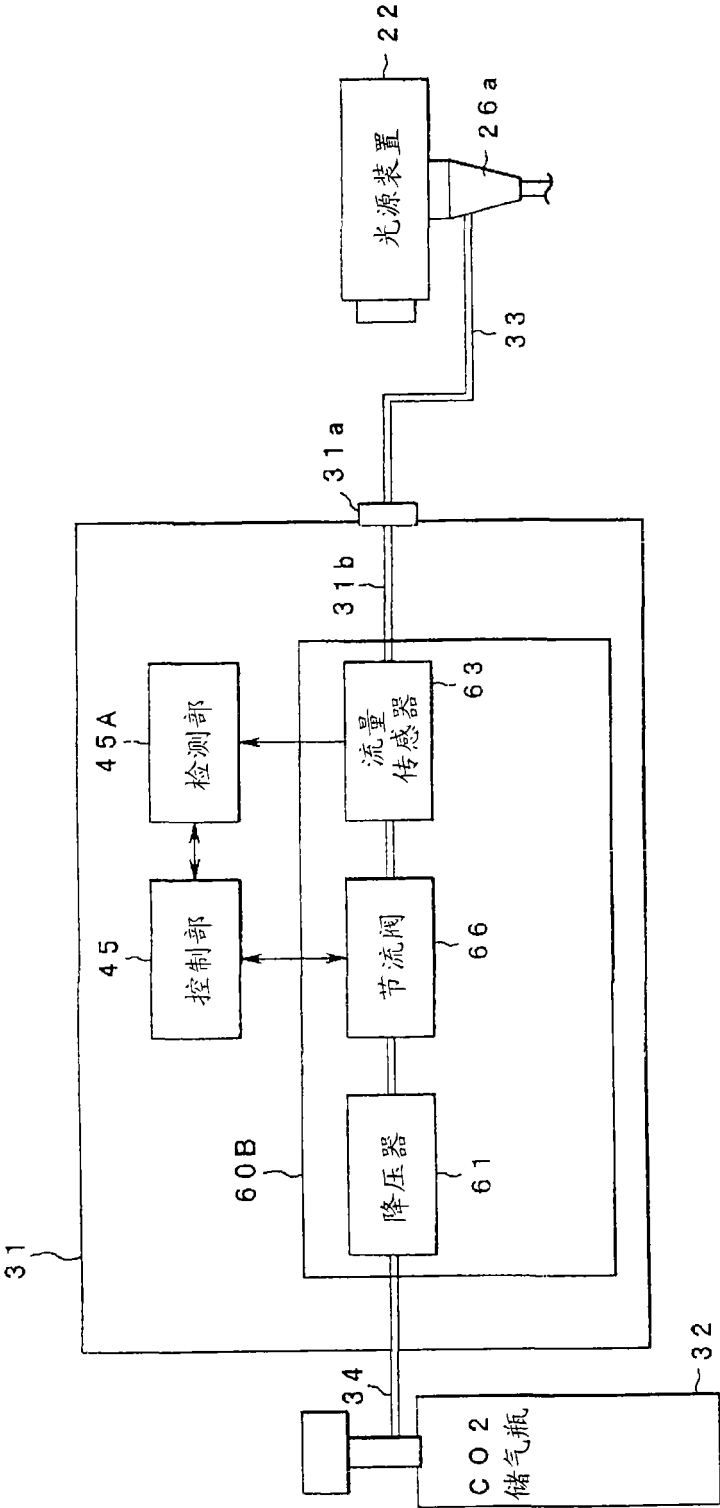


图 26

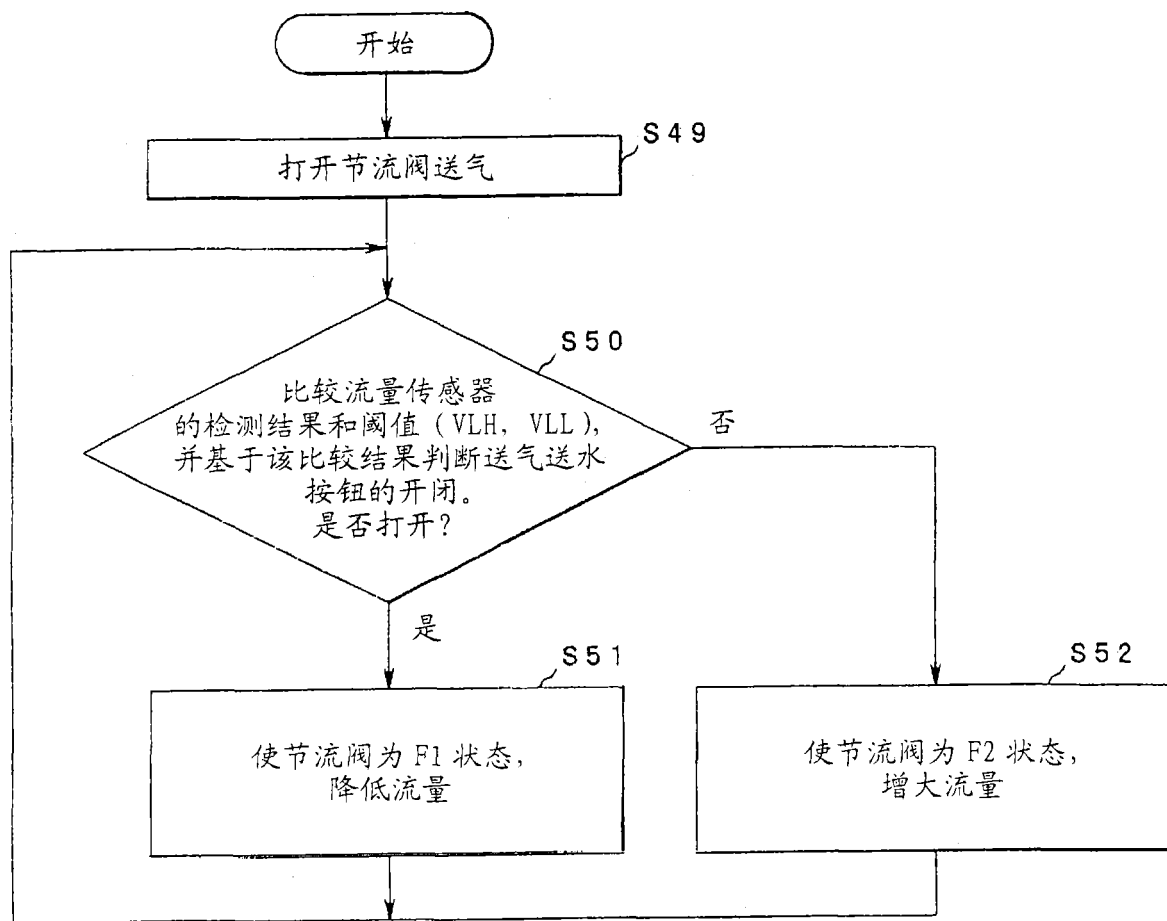


图 27

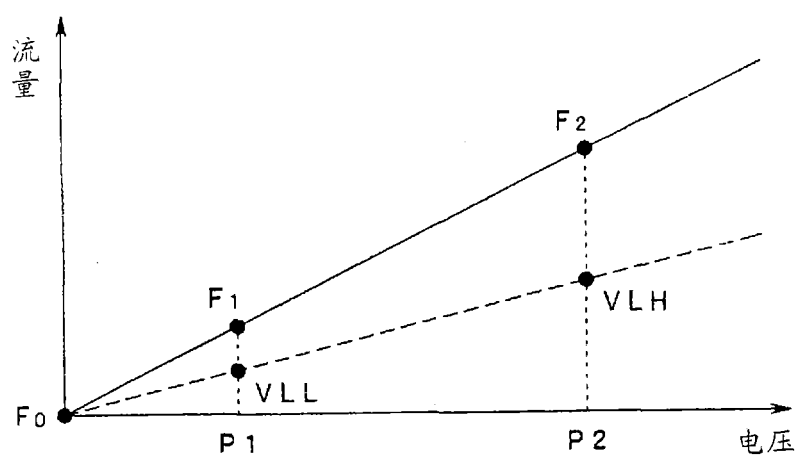


图 28

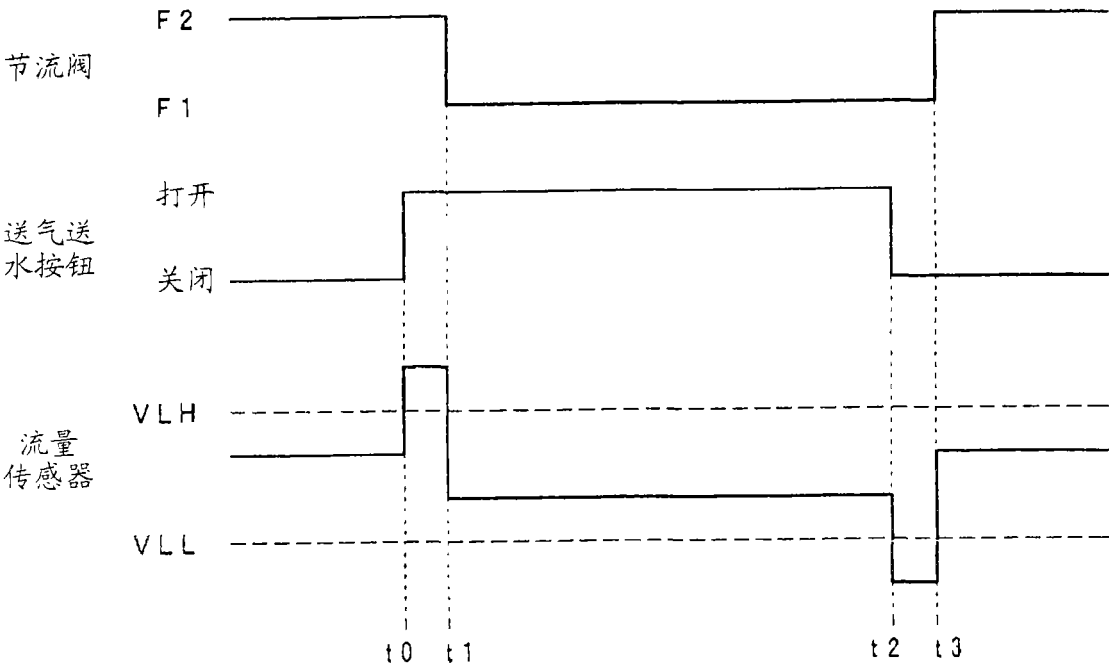


图 29

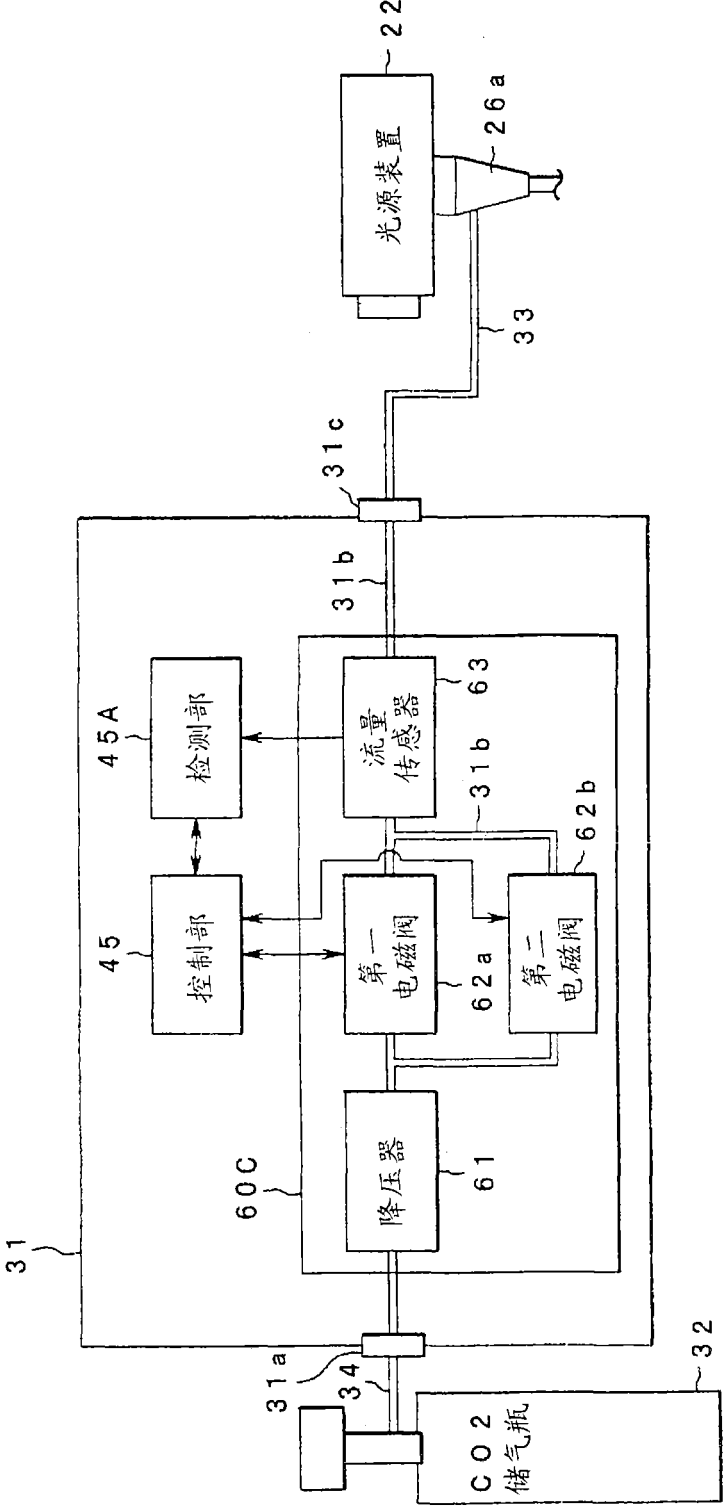


图 30

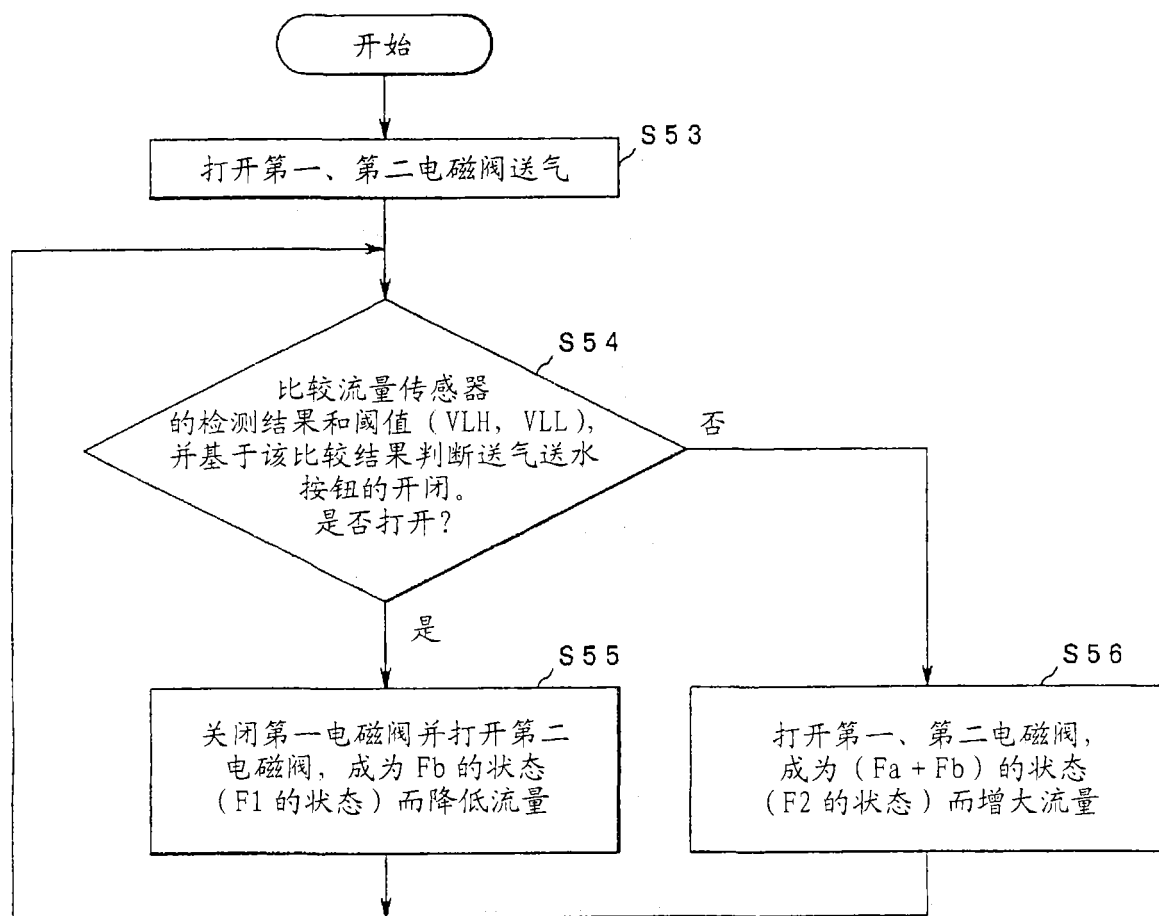


图 31

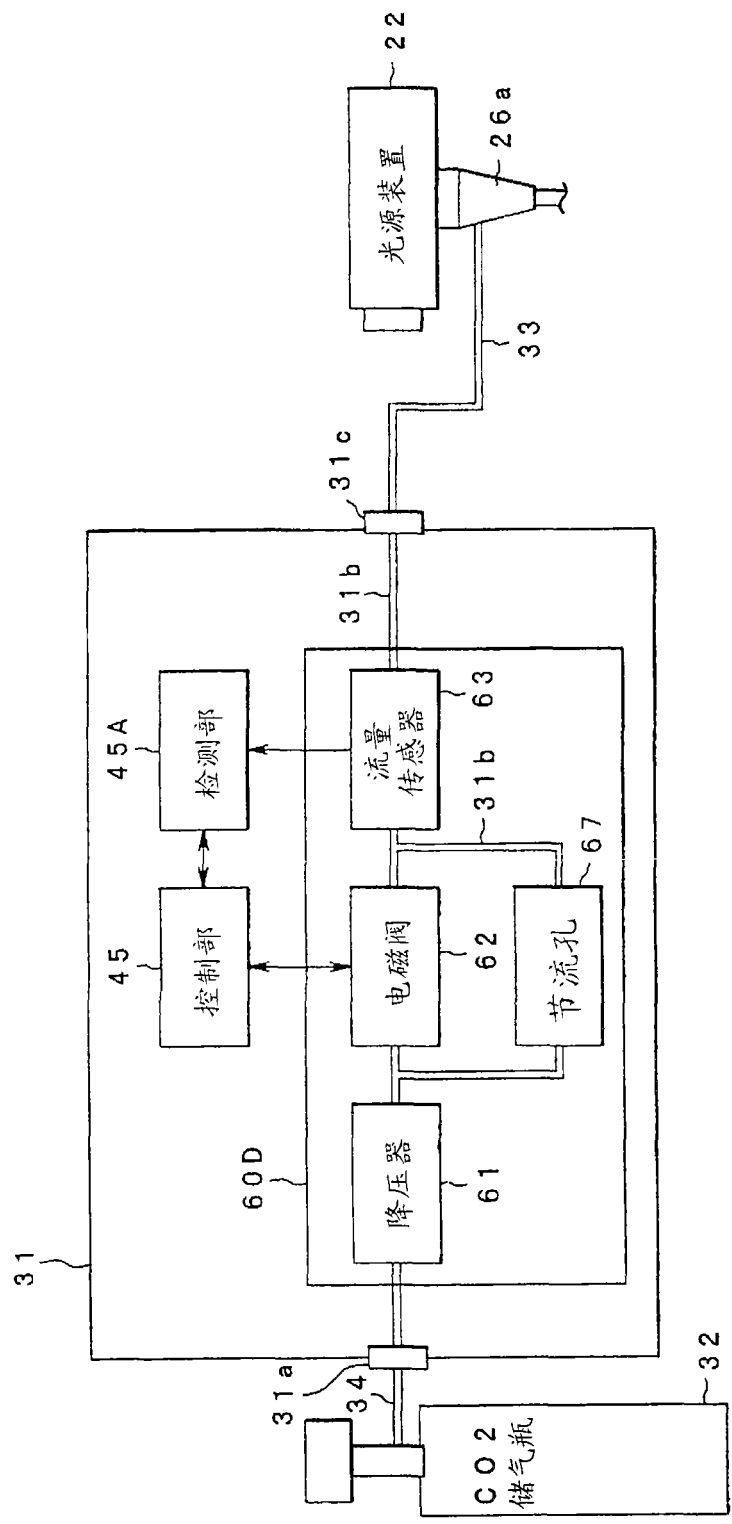


图 32

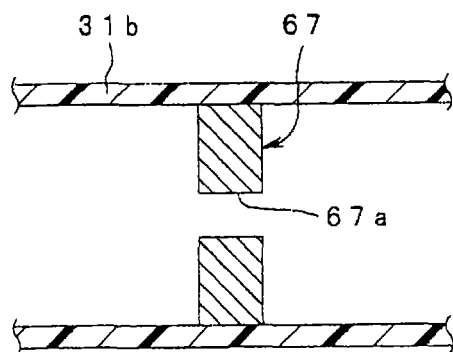


图 33

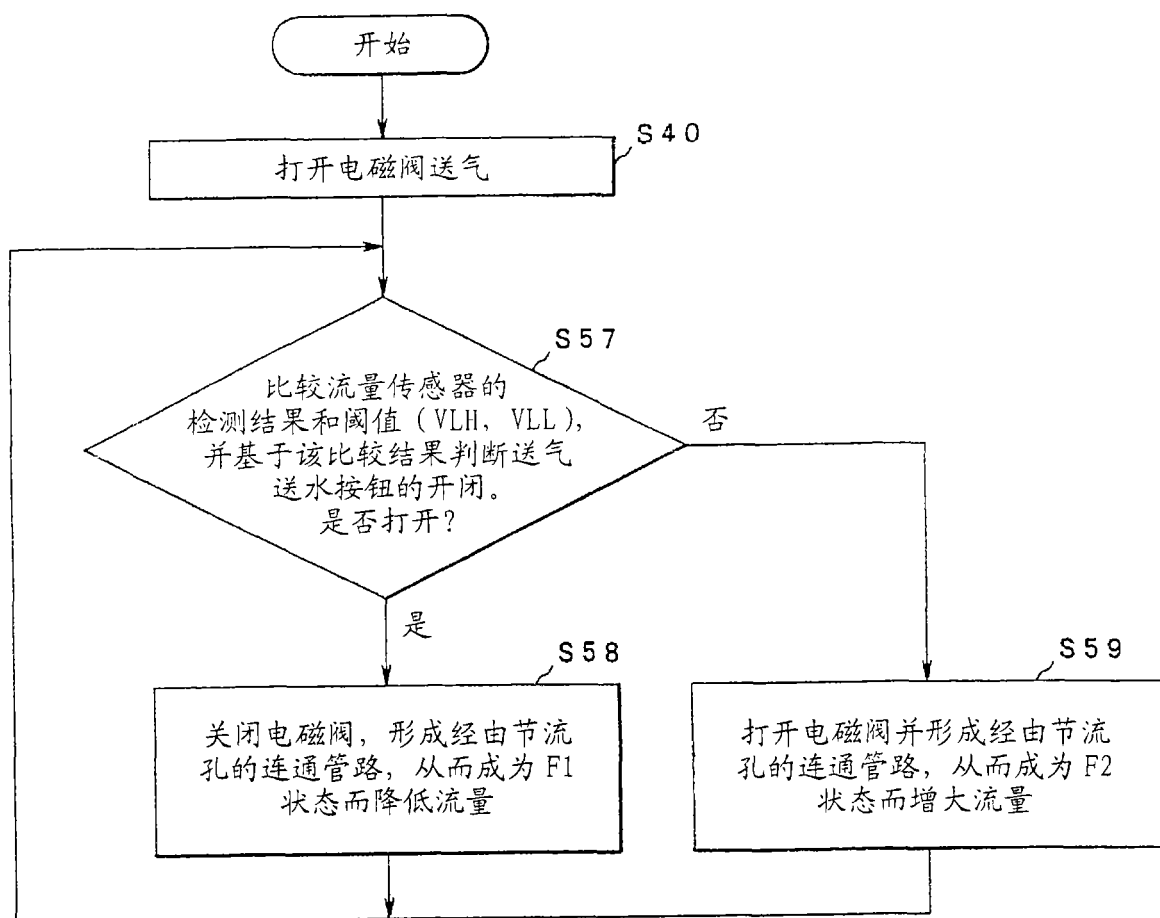


图 34

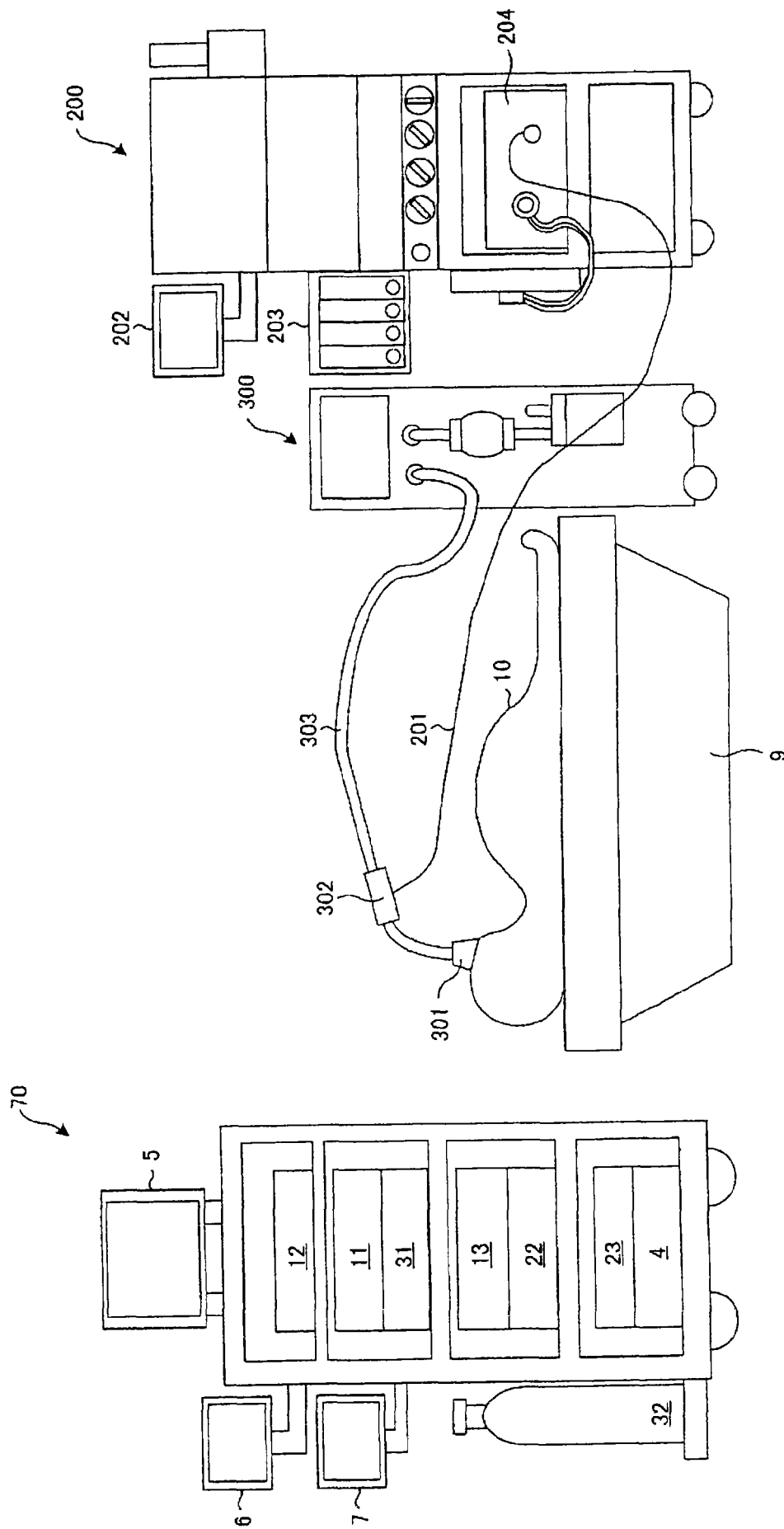


图 35

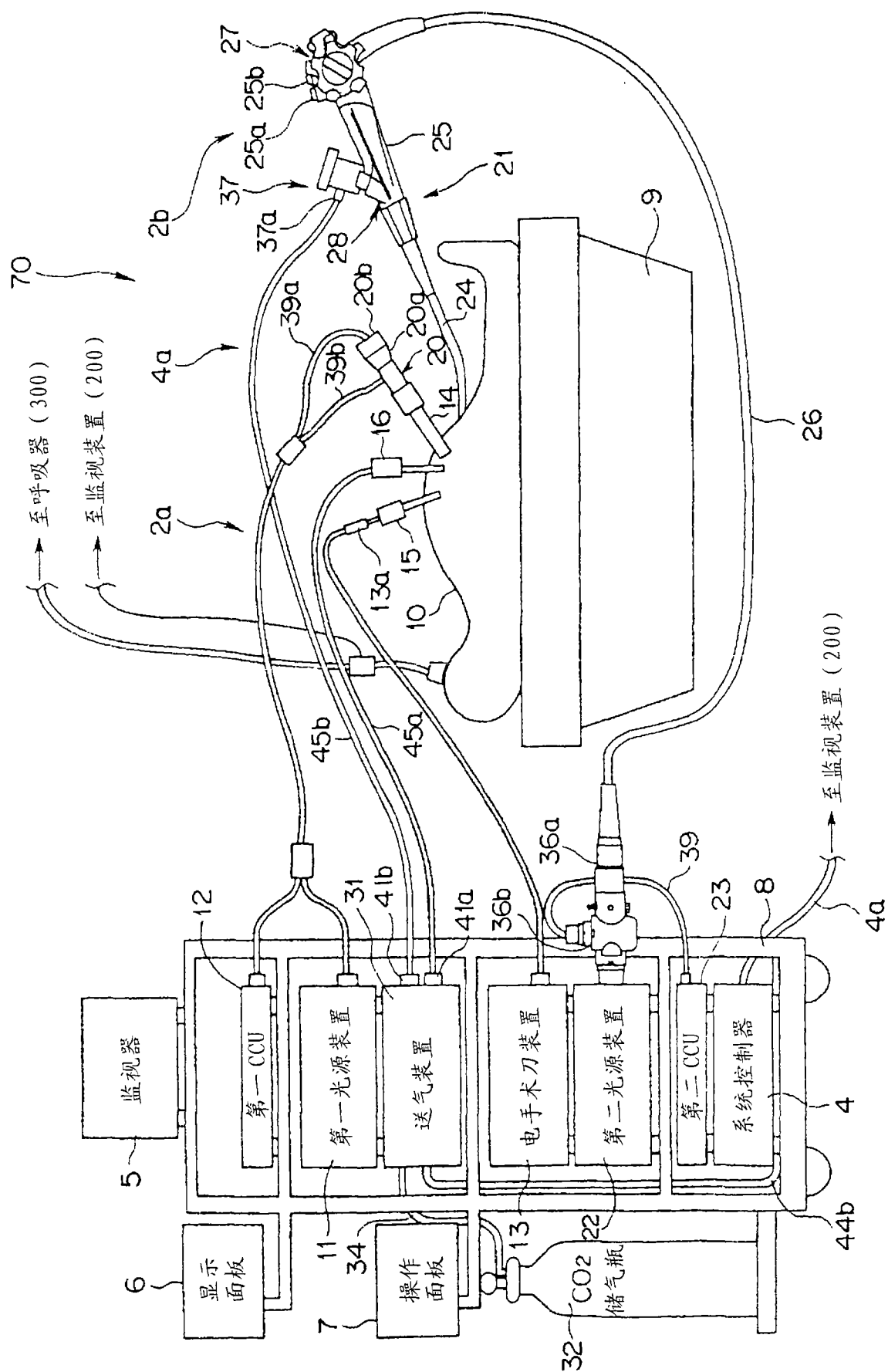


图 36

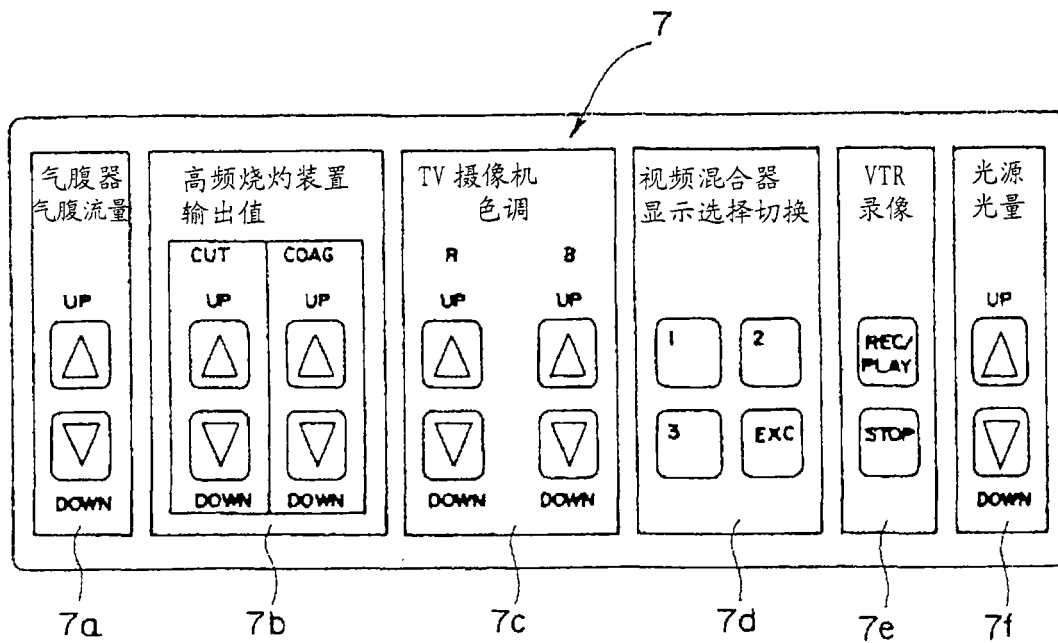


图 37

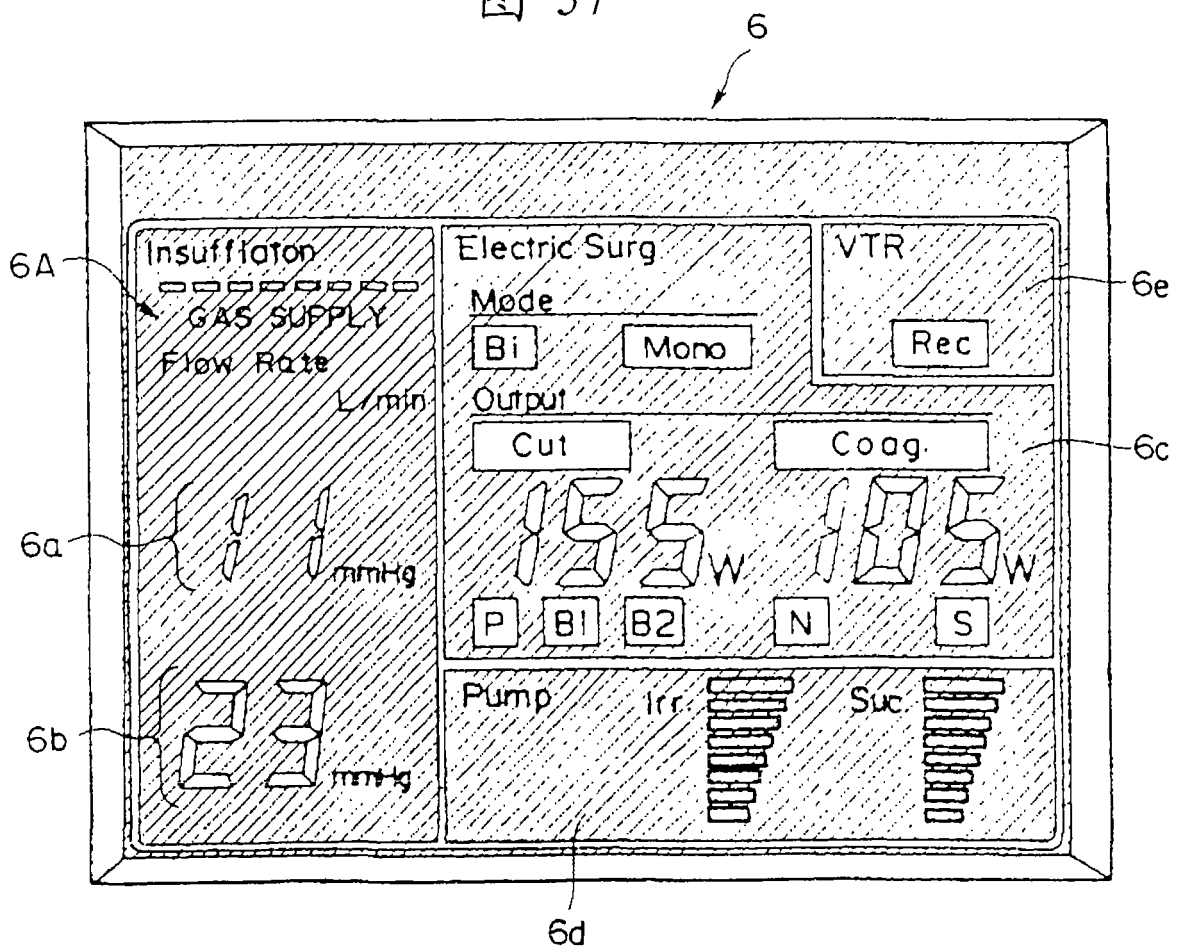


图 38

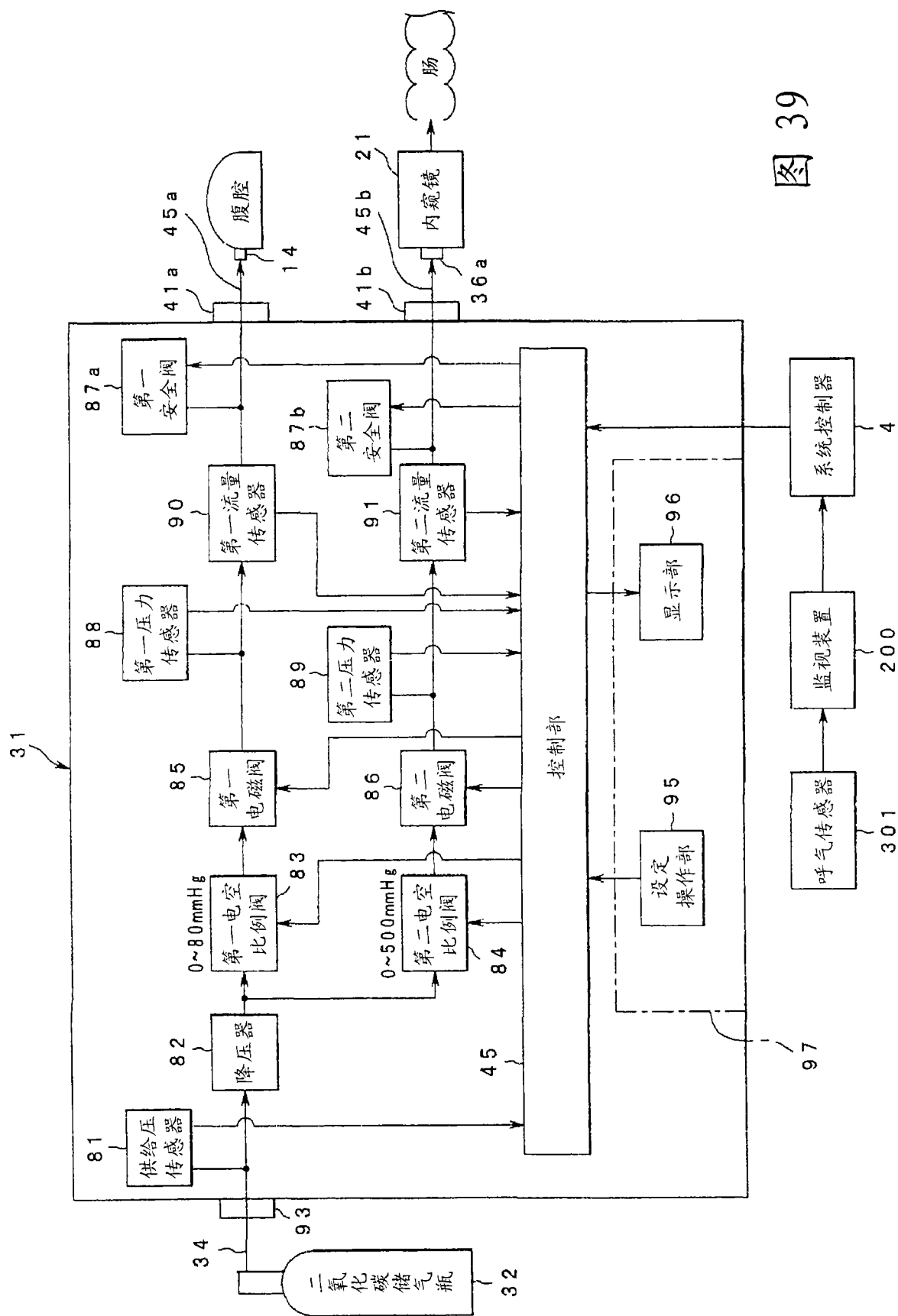


图 39

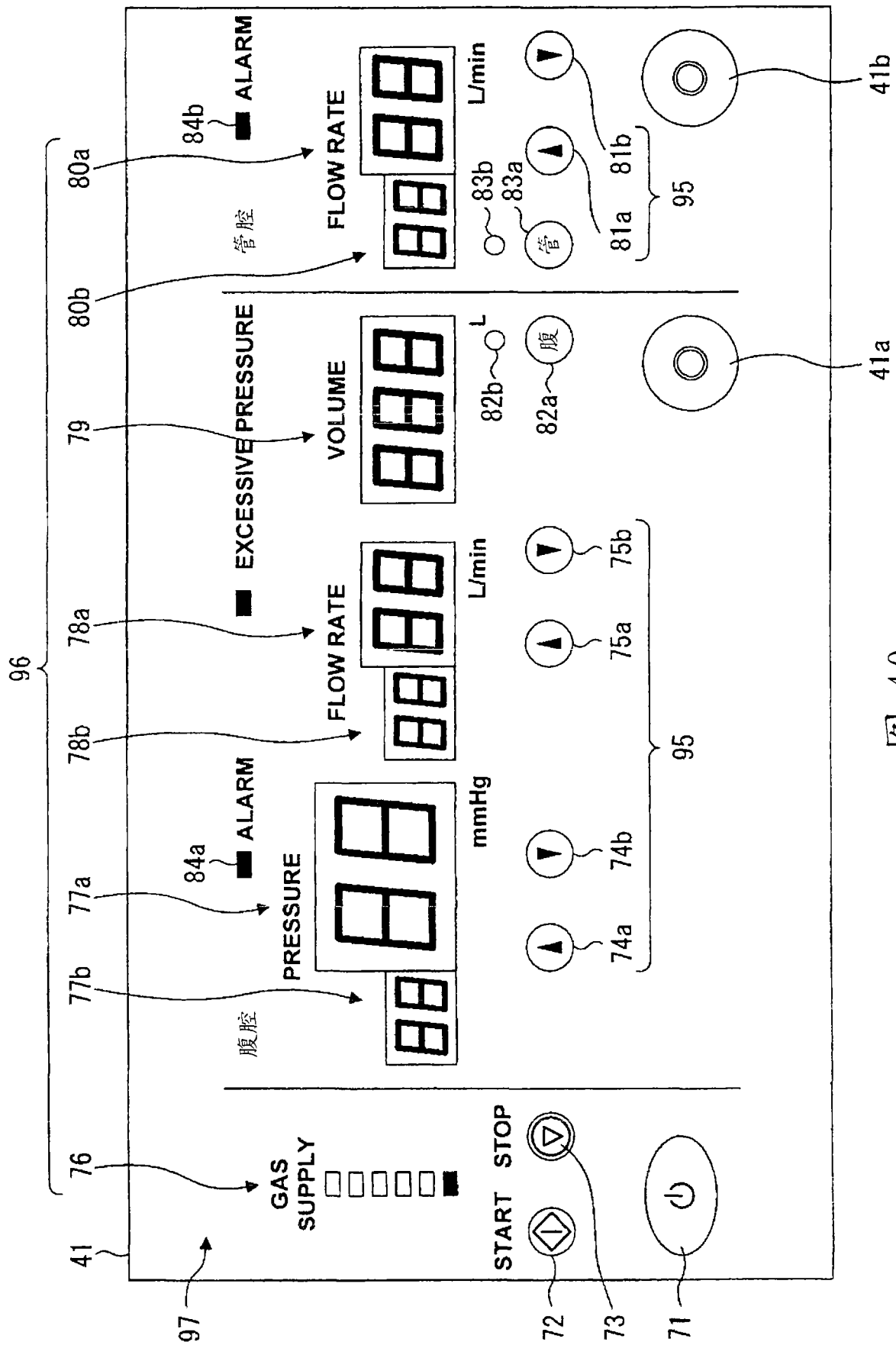


图 40

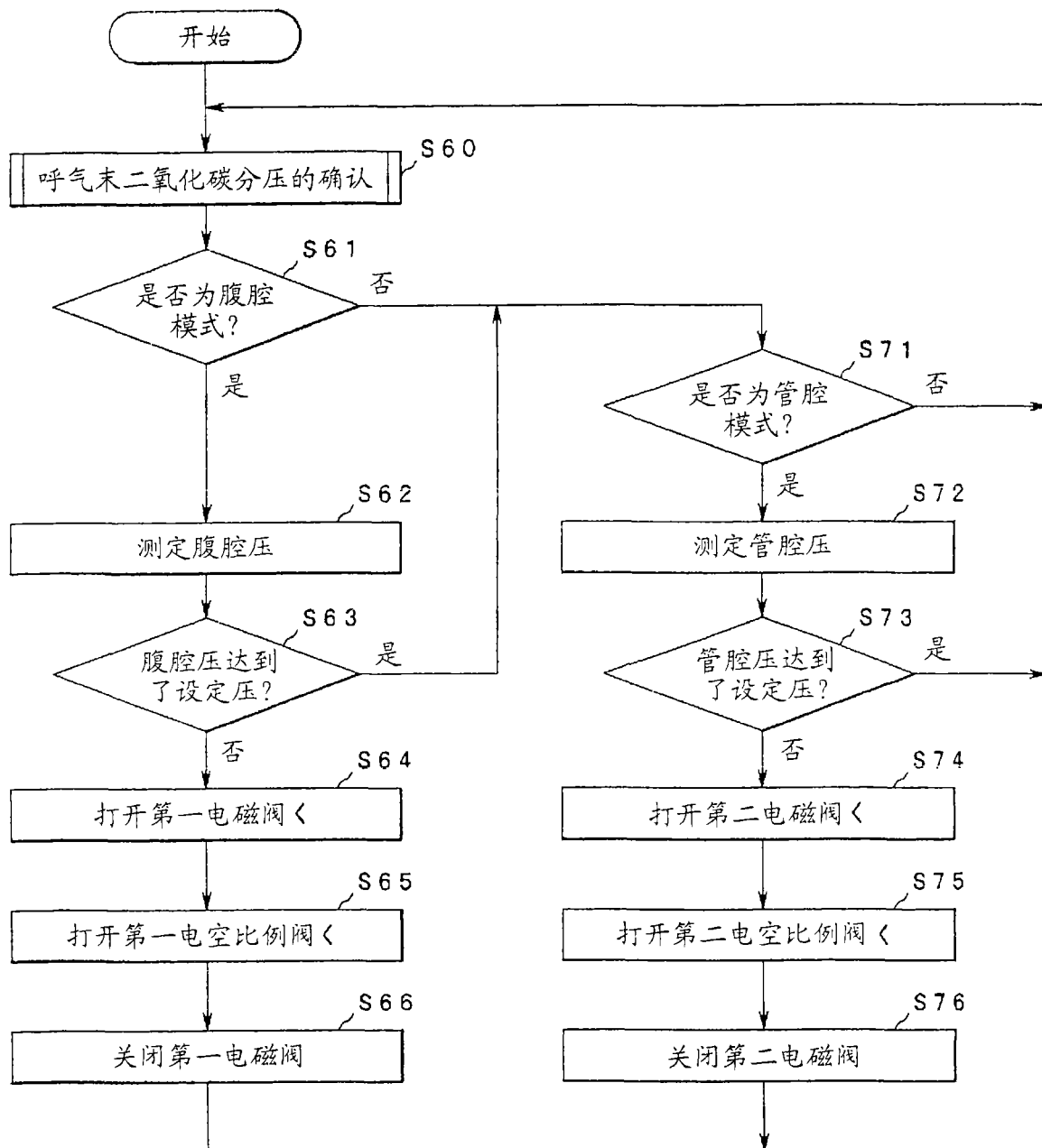


图 41

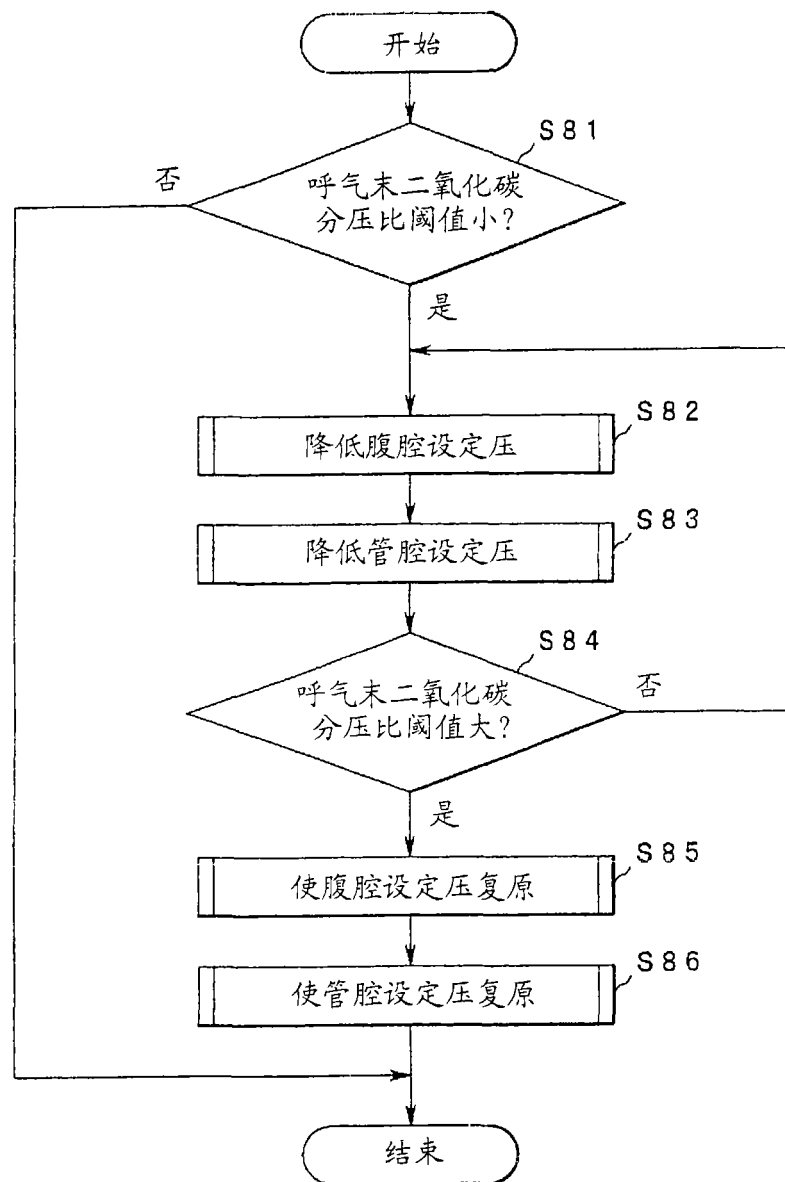


图 42

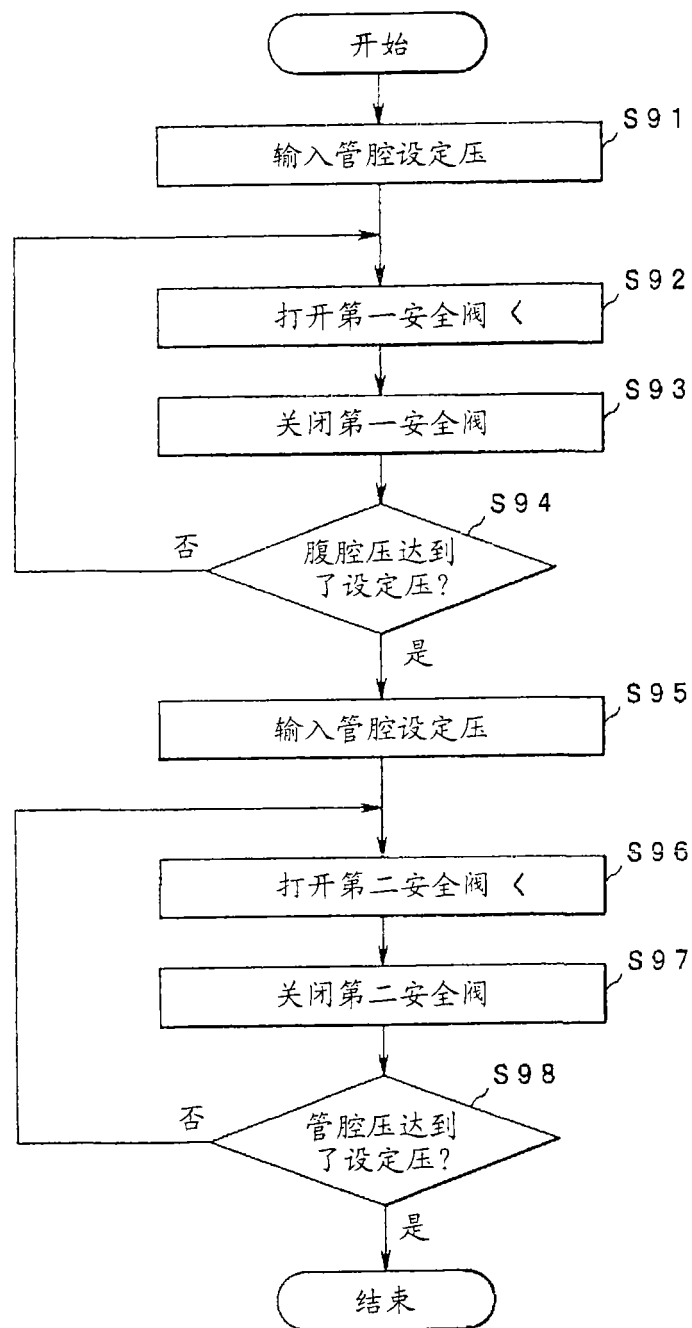


图 43

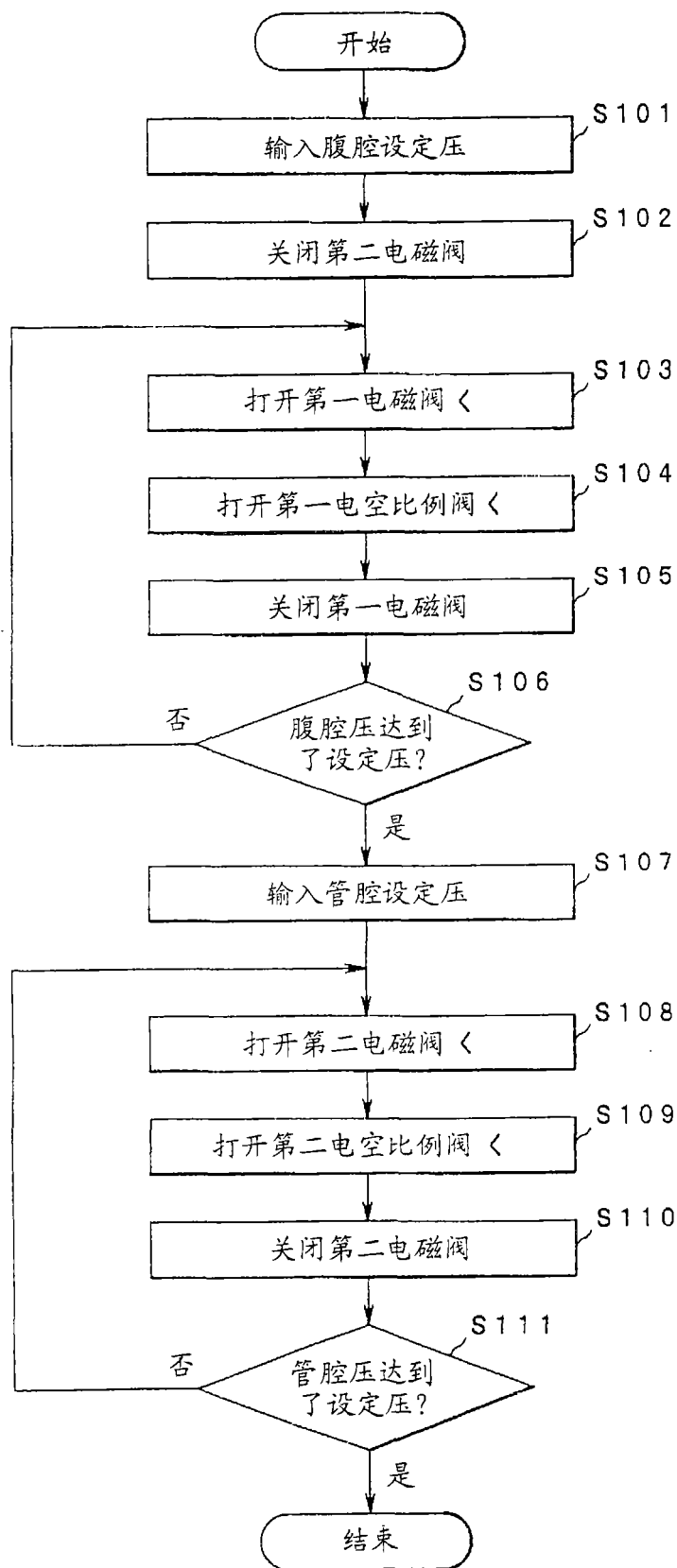


图 44

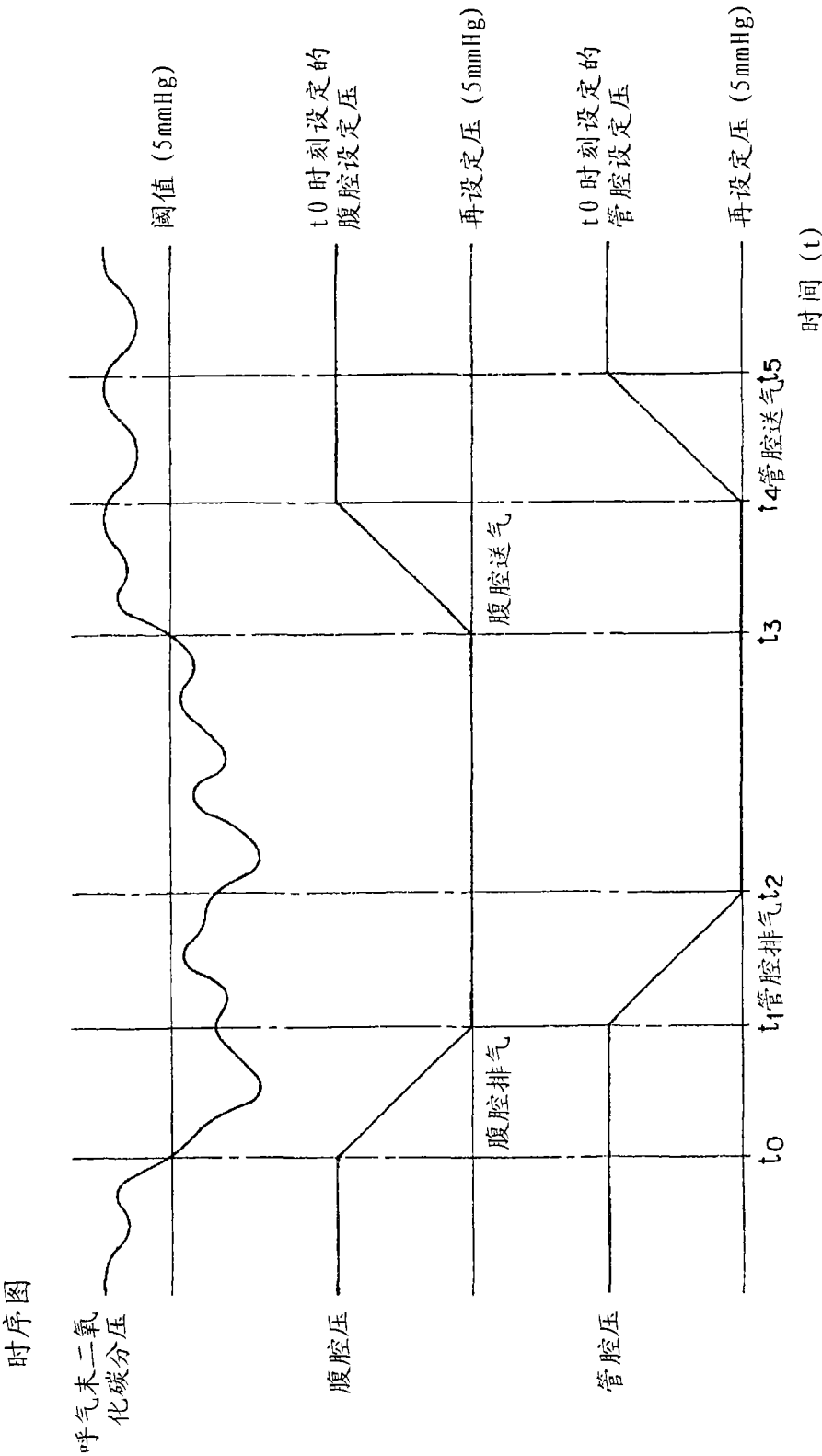
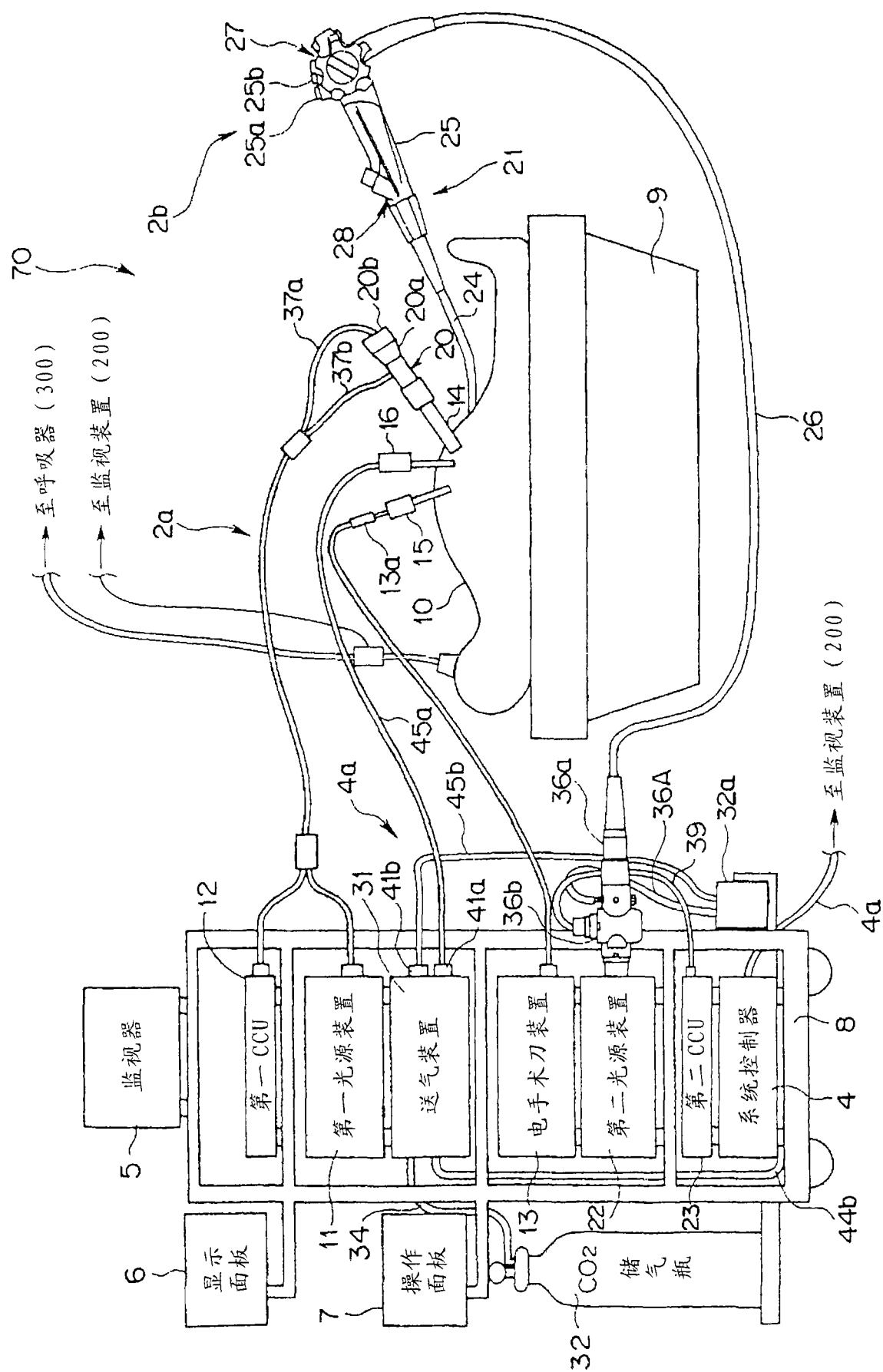


图 45



46

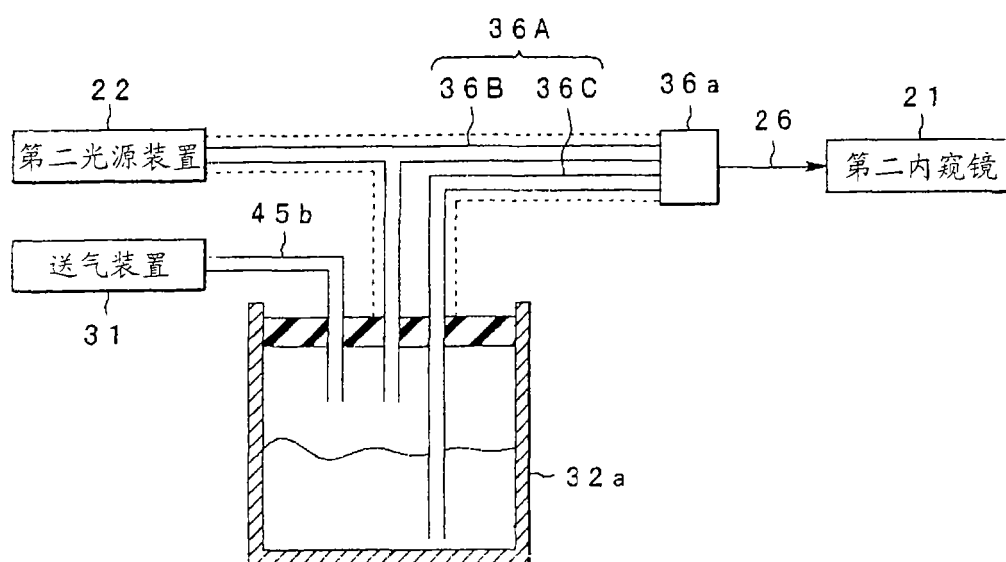


图 47

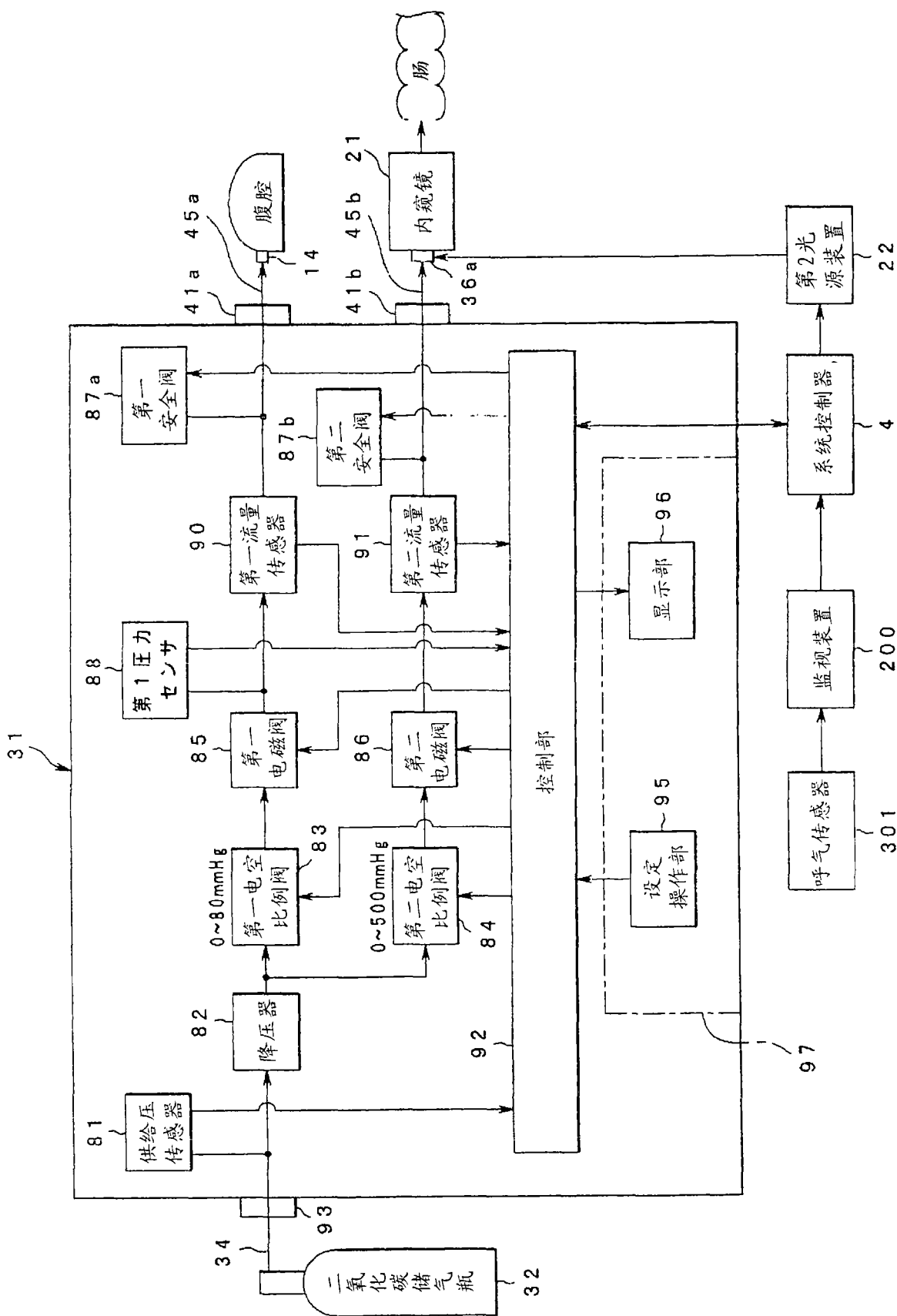


图 48

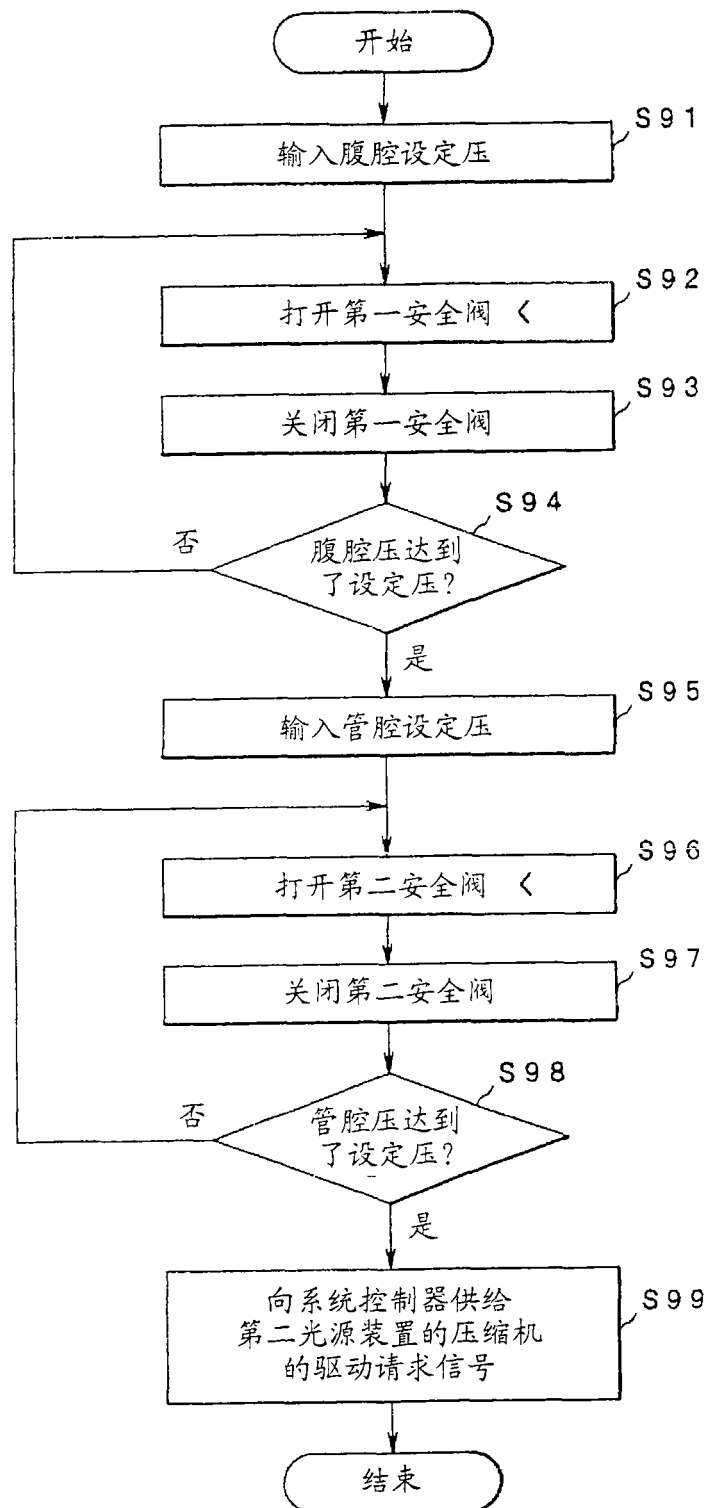


图 49

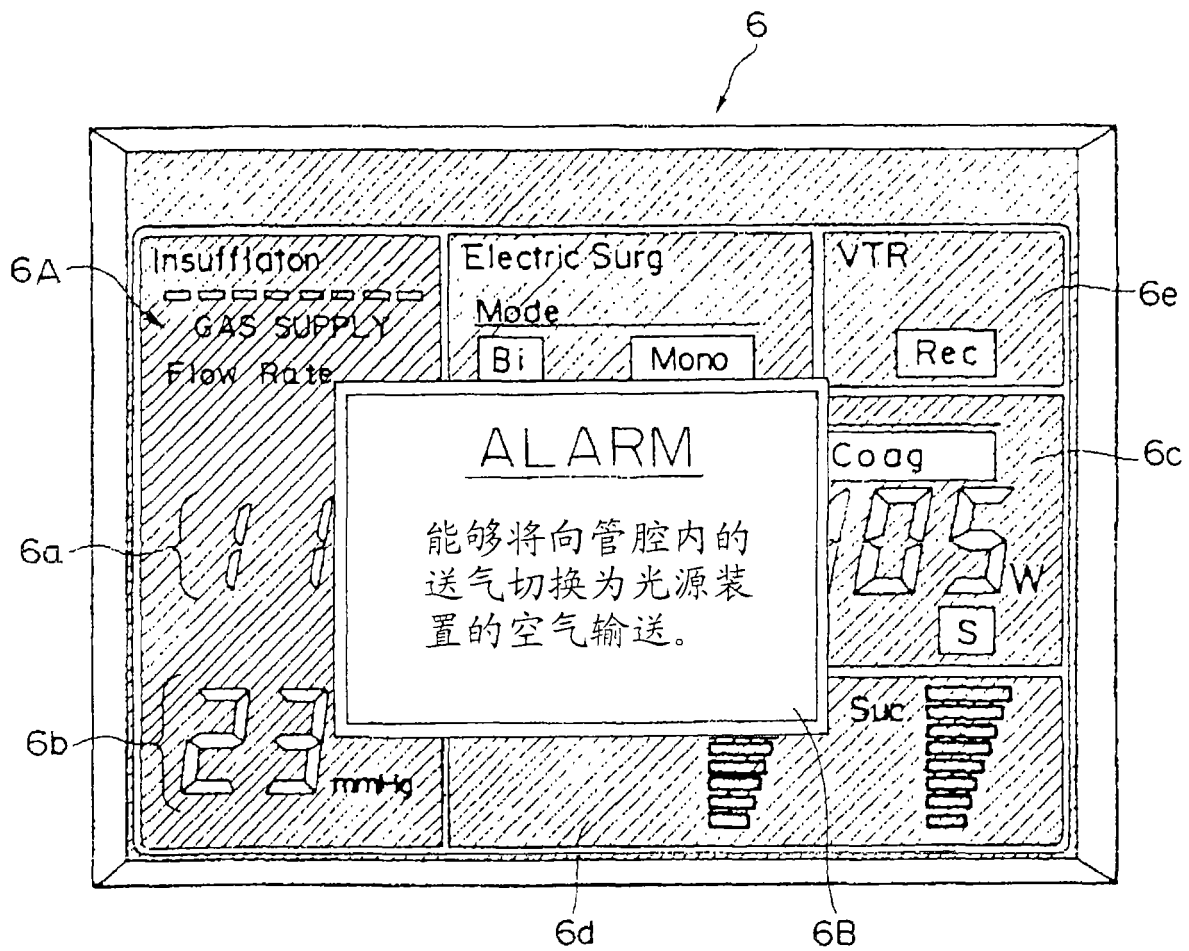


图 50

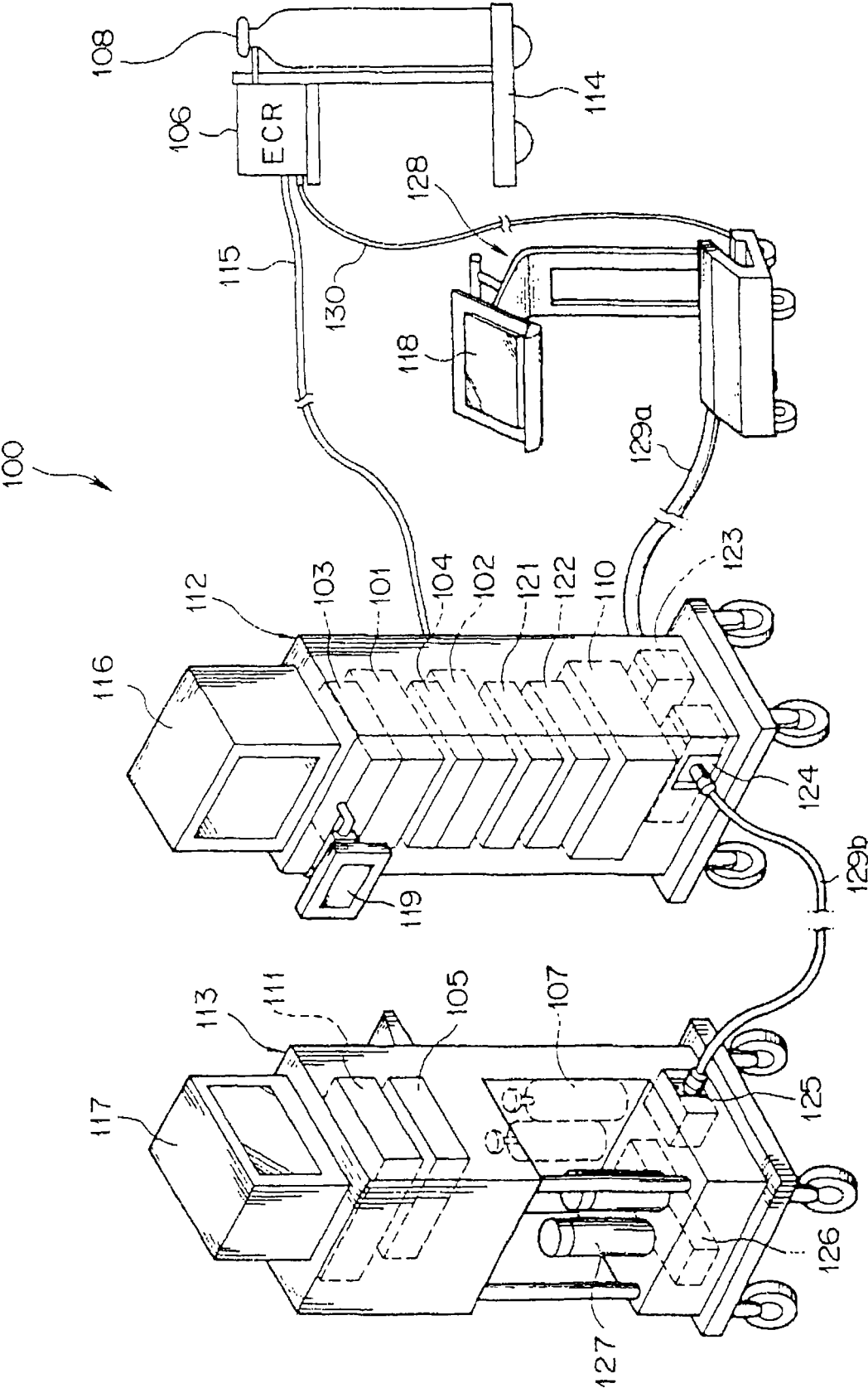


图 51

专利名称(译)	送气装置、送气装置的控制方法、送气系统和内窥镜系统		
公开(公告)号	CN101065049A	公开(公告)日	2007-10-31
申请号	CN200580040332.1	申请日	2005-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	佐野大辅 梅村昌史 野田贤司 重昆充彦 上杉武文		
发明人	佐野大辅 梅村昌史 野田贤司 重昆充彦 上杉武文		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00		
优先权	2005115963 2005-04-13 JP 2005115962 2005-04-13 JP 2004363368 2004-12-15 JP		
其他公开文献	CN100542475C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供送气装置、送气装置的控制方法、送气系统和内窥镜系统。送气装置与内窥镜的送气管路连接，经由该送气管路向患者的体腔输送气体，该送气装置具有：能够在向送气管路输送气体的状态或者停止送气的状态之间切换的切换部；计测气体的送气时间的时间计测部；以及与时间计测部电连接而控制切换部的控制部，控制部在将切换部控制成向送气管路输送所述气体的状态之后，被输入时间计测部的送气时间，当由时间计测部所计测的送气时间达到预先设定的设定时间时，控制部对切换部进行切换控制以从向送气管路输送所述气体的状态变为停止送气的状态。

