



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104812287 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201380061526. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 11. 26

A61B 1/00(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-258654 2012. 11. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/081713 2013. 11. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/084191 JA 2014. 06. 05

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

申请人 国立大学法人大阪大学

(72) 发明人 林健太郎 中岛清一

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 雒运朴

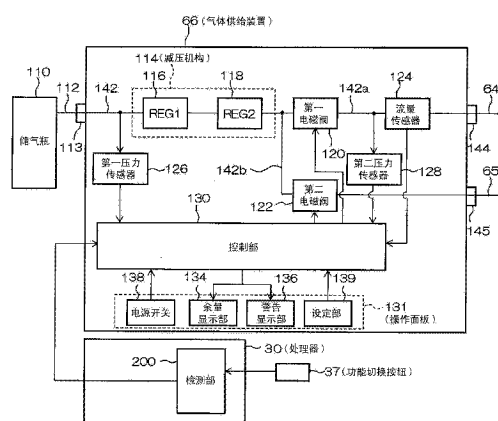
权利要求书1页 说明书11页 附图10页

(54) 发明名称

送气系统

(57) 摘要

能够向被检体的体腔内输送规定的气体的送气系统具备:为了使所述体腔内成为规定压力而用于向所述体腔内自动地输送气体的自动送气管路;用于通过手动操作向所述体腔内输送气体的手动送气管路;设置于内窥镜的功能选择按钮;与功能选择按钮的操作连动地将在功能选择按钮的操作下选择的送气管路设为连通状态,并将未选择的送气管路设为切断状态的控制部。



1. 一种送气系统,能够向被检体的体腔内输送规定的气体,其具备:
自动送气管路,其为了使所述体腔内成为规定压力而用于向所述体腔内自动地输送气体;

手动送气管路,其用于通过手动操作向所述体腔内输送气体;

选择操作构件,其选择所述自动送气管路和所述手动送气管路中的任一个;

控制机构,其与所述选择操作构件的操作连动地将在所述选择操作构件的操作下选择的送气管路设为连通状态,并将未选择的送气管路设为切断状态。

2. 根据权利要求 1 所述的送气系统,其中,

所述送气系统具备:

能够将所述自动送气管路连通、切断的第一开闭阀;

能够将所述手动送气管路连通、切断的第二开闭阀,

所述控制机构是进行所述第一开闭阀和所述第二开闭阀的开闭控制的机构,所述控制机构将所述第一开闭阀和所述第二开闭阀中的、在所述选择操作构件的操作下选择的送气管路的开闭阀设为开状态,并将未选择的送气管路的开闭阀设为闭状态。

3. 根据权利要求 1 所述的送气系统,其中,

所述送气系统具备方向切换阀,该方向切换阀能够将用于向所述体腔内送气的送气管路在所述自动送气管路与所述手动送气管路之间选择性地切换,

所述控制机构与所述选择操作构件的操作连动地进行所述方向切换阀的切换控制。

4. 根据权利要求 1 所述的送气系统,其中,

所述送气系统具备方向切换阀,该方向切换阀能够将用于向所述体腔内送气的送气管路在所述自动送气管路与所述手动送气管路之间选择性地切换,

所述控制机构在所述体腔内的压力为规定压力以上的情况下,进行所述方向切换阀的切换控制。

5. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的送气系统,其中,

所述自动送气管路和所述手动送气管路连接于同一气体供给源。

6. 根据权利要求 1 ~ 5 中任一项所述的送气系统,其中,

所述选择操作构件由设置于内窥镜的操作开关构成。

7. 根据权利要求 1 ~ 6 中任一项所述的送气系统,其中,

所述选择操作构件由能够通过操作者的脚进行操作的脚踏开关构成。

送气系统

技术领域

[0001] 本发明涉及送气系统,特别是涉及向被检体的体腔内输送规定的气体(例如二氧化碳)的送气系统。

背景技术

[0002] 当使用内窥镜进行检查、治疗时,为了确保内窥镜的视野以及确保处置用具的操作区域,从设置于内窥镜的送气管路向体腔内进行气体的供给。作为向体腔内输送的气体,以往主要使用空气,但近年来趋于使用二氧化碳(CO₂气体)。由于二氧化碳的生物体吸收性良好,所以对被检者造成的伤害少。因此,具有使用二氧化碳来作为送气源的趋势。

[0003] 在向体腔内输送二氧化碳的情况下,使用安装有被填充了二氧化碳的储气瓶的气体供给装置。气体供给装置以能够拆装的方式与内窥镜的送气管路连接,并将来自二氧化碳储气瓶的二氧化碳减压后进行供给。

[0004] 例如,专利文献1中记载有能够根据手术医生的操作向体腔内手动地输送二氧化碳的送气系统。在该送气系统中,具有能够根据手术医生的意向来自由地调节向体腔内的送气量以确保内窥镜的视野及处置用具的操作区域的优点,另一方面,为了将体腔内的压力保持为恒定而需要由手术医生进行频繁的操作,所以存在给手术医生带来的操作负担增大的问题。

[0005] 与此相对,专利文献2中记载有为了使体腔内成为规定压力而能够向体腔内自动地输送二氧化碳的送气系统。根据该送气系统,能够不需要手术医生的繁琐的操作而将体腔内的压力稳定在希望的状态进行控制,能够减轻给手术医生带来的操作负担。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2006-14961号公报

[0009] 专利文献2:日本特开2006-130077号公报

发明内容

[0010] 发明要解决的技术问题

[0011] 然而,在送气系统中,期望实现具备自动送气和手动送气这两方的送气功能的送气系统。根据该送气系统,为了使体腔内的压力成为规定压而能够向体腔内自动地输送二氧化碳,并且能够根据手术医生的操作而手动地输送二氧化碳。因此,能够减轻手术医生的操作负担,并且能够根据手术医生的意向,对体腔内的压力进行微调,提高便利性。

[0012] 然而,如果在向体腔内自动地输送二氧化碳时进行手动送气,则体腔内成为过量送气。即,当通过自动送气将体腔内保持为希望的压力时,如果通过手动送气进行二氧化碳的供给,则会向体腔内供给超过手术医生所希望的送气量的二氧化碳,导致体腔内的压力过高。由此,给患者带来的负担增大。另外,在由于过量送气而使体腔内的压力过高的情况下,需要通过吸引机构进行使体腔内的压力下降的操作,所以也给手术医生带来较大的负

担。

[0013] 本发明正是鉴于这种情况而完成的,其目的是在具备自动送气和手动送气这两方的送气功能的送气系统中,提供一种防止向体腔内的过量送气而提高使用便利性的送气系统。

[0014] 用于解决技术问题的方案

[0015] 为了达到上述目的,本发明的一方案涉及能够向被检体的体腔内输送规定的气体的送气系统,其具备:自动送气管路,其为了使体腔内成为规定压力而用于向体腔内自动地输送气体;手动送气管路,其用于通过手动操作向体腔内输送气体;选择操作构件,其选择自动送气管路和手动送气管路中的任一个;控制机构,其与选择操作构件的操作连动地将在选择操作构件的操作下选择的送气管路设为连通状态,并将未选择的送气管路设为切断状态。

[0016] 根据本发明的一方案,与选择操作构件的操作连动地使自动送气管路和手动送气管路中的任一方成为连通状态,使另一方成为切断状态。因此,自动送气管路和手动送气管路不会同时成为连通状态。因此,在向体腔内手动地输送气体时不会进行自动送气,能够可靠地防止向体腔内的过量送气。其结果是,能够不对患者造成负担而根据手术医生的意向分开使用自动送气和手动送气,能够实现在使用便利性优良的送气系统。

[0017] 本发明的一方案的送气系统还具备能够将自动送气管路连通、切断的第一开闭阀和能够将手动送气管路连通、切断的第二开闭阀,控制机构是进行第一开闭阀和第二开闭阀的开闭控制的机构,该控制机构能够将第一开闭阀和第二开闭阀中的、在选择操作构件的操作下选择的送气管路的开闭阀设为开状态,并将未选择的送气管路的开闭阀设为闭状态。

[0018] 根据该结构,由于按照各送气管路设置开闭阀,所以通过进行各开闭阀的开闭控制,能够独立地控制各送气管路的连通、切断。因此,能够以避免自动送气管路和手动送气管路同时成为连通状态的方式进行排他控制。因此,在向体腔内手动地输送气体时不会进行自动送气,能够可靠地防止向体腔内的过量送气。

[0019] 另外,本发明的一方案的送气系统还具备方向切换阀,该方向切换阀能够将用于向体腔内送气的送气管路在自动送气管路与手动送气管路之间选择性地切换,控制机构能够与选择操作构件的操作连动地进行方向切换阀的切换控制。

[0020] 根据该结构,与按照各送气管路设置开闭阀的情况相比,能够削减部件个数,并且能够实现控制的简单化。

[0021] 另外,本发明的一方案的送气系统还具备方向切换阀,该方向切换阀能够将用于向体腔内送气的送气管路在自动送气管路与手动送气管路之间选择性地切换,控制机构能够在体腔内压力为规定压力以上的情况下,进行方向切换阀的切换控制。

[0022] 根据该结构,由于在体腔内的压力为规定压力以上的情况下,能够自动地切换自动送气管路与手动送气管路,所以能够可靠地防止向体腔内的过量送气。

[0023] 另外,在本发明的一方案的送气系统中,优选自动送气管路和手动送气管路连接于同一气体供给源。这样,通过气体供给源的共用化,能够实现系统整体的成本下降。

[0024] 另外,在本发明的一方案的送气系统中,选择操作构件优选由设置于内窥镜的操作开关构成。根据该结构,在进行内窥镜的操作时,能够不使手离开内窥镜而顺利切换用于

向体腔内送气的送气管路。

[0025] 另外,在本发明的一方案的送气系统中,选择操作构件优选由能够通过操作者的脚进行操作的脚踏开关构成。根据该结构,在进行内窥镜的操作时,即使在双手被占据的状态下,也能够不使手离开内窥镜而顺利切换用于向体腔内送气的送气管路。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明,能够与选择操作构件的操作连动地使自动送气管路和手动送气管路中的任一方成为连通状态,使另一方成为切断状态。因此,自动送气管路和手动送气管路不会同时成为连通状态。因此,在向体腔内手动地输送气体时不会进行自动送气,能够可靠地防止向体腔内的过量送气。其结果是,能够不对患者造成负担而根据手术医生的意向分开使用自动送气和手动送气,能够实现在使用便利性优良的送气系统。

附图说明

[0028] 图 1 是表示应用了本发明的内窥镜系统的概要结构的整体结构图。

[0029] 图 2 是表示内窥镜的插入部的前端部的立体图。

[0030] 图 3 是示意性表示内窥镜的管路结构的结构图。

[0031] 图 4 是表示气体供给装置的结构框图。

[0032] 图 5 是表示检测信号与各电磁阀的开闭状态之间的关系的时间图。

[0033] 图 6 是表示气体供给控制方法的一例的流程图。

[0034] 图 7 是表示第二实施方式中的气体供给装置的结构框图。

[0035] 图 8 是表示第三实施方式中的气体供给装置的结构框图。

[0036] 图 9 是表示第四实施方式中的由气体供给装置进行的自动送气方法的一例的流程图。

[0037] 图 10 是表示第五实施方式中的内窥镜系统的概要结构的整体结构图。

[0038] 图 11 是表示图 10 所示的内窥镜的内部结构的管路结构图。

具体实施方式

[0039] 以下,根据附图,对本发明优选的实施方式详细进行说明。

[0040] (第一实施方式)

[0041] 图 1 是表示应用了本发明的内窥镜系统的概要结构的整体结构图。图 1 所示的内窥镜系统主要由内窥镜 10、光源装置 20、处理器 30 及气体供给装置 66 构成。

[0042] 内窥镜 10 具备向体腔内插入的插入部 12 和与该插入部 12 相连设置的手持操作部 14。在手持操作部 14 上连接有通用线缆 16,在通用线缆 16 的前端设置有 LG 连接器 18(LG:光导)。通过将该 LG 连接器 18 以拆装自如的方式与光源装置 20 连结,能够向后述的照明光学系统 54(参照图 2) 传送照明光。另外,在 LG 连接器 18 上经由线缆 22 连接有电连接器 24,该电连接器 24 以拆装自如的方式与处理器 30 连结。需要说明的是,在 LG 连接器 18 上连接有送气、送水用的管 26 和吸引用的管 28。

[0043] 在手持操作部 14 上并列设置有送气、送水按钮 32、吸引按钮 34、开闭器按钮 36、及功能切换按钮(操作按钮)37,并且设有一对弯角钮 38、38 及钳子插入部 40。另外,在手持操作部 14 上设有用于向体腔内供给二氧化碳的气体供给口 44。

[0044] 另一方面,插入部 12 由前端部 46、弯曲部 48、及软性部 50 构成,通过转动设置于手持操作部 14 的一对弯角钮 38、38 而远距离地对弯曲部 48 进行弯曲操作。由此,能够使前端部 46 的前端面 47 朝向希望的方向。

[0045] 如图 2 所示,在前端部 46 的前端面 47 设置有观察光学系统 52、照明光学系统 54、54、送气、送水喷嘴 56、钳子口 58。在观察光学系统 52 的后方配设有 CCD (Charge Coupled Device) (未图示),在支承该 CCD 的基板上连接有信号线缆。信号线缆穿过图 1 的插入部 12、手持操作部 14、通用线缆 16 而延伸设置至电连接器 24 并与处理器 30 连接。因此,由图 2 的观察光学系统 52 获取的观察像在 CCD 的受光面上成像并转换成电信号,然后,该电信号经由信号线缆输出至图 1 的处理器 30 并转换成影像信号。由此,在与处理器 30 连接的监控器 60 上显示观察图像。

[0046] 在图 2 的照明光学系统 54、54 的后方配设有光导 (未图示) 的出射端。该光导穿过图 1 的插入部 12、手持操作部 14、通用线缆 16。而且,光导的入射端配设在 LG 连接器 18 的光导棒 (参照图 3) 19 上。因此,通过将 LG 连接器 18 的光导棒 19 与光源装置 20 连结,从光源装置 20 照射出的照明光经由光导传送至照明光学系统 54、54,从照明光学系统 54、54 进行照射。

[0047] 图 3 是示意性表示内窥镜 10 的管路结构的结构图。如图 3 所示,在送气、送水喷嘴 56 上连接有送气、送水管 80。送气、送水管 80 分支为送气管 82 和送水管 84,它们分别与配设于手持操作部 14 的阀 86 连接。在阀 86 上连接有供气管 88 和供水管 90 并安装有送气、送水按钮 32。在该送气、送水按钮 32 突出的状态下,送气管 82 与供气管 88 连通,通过对送气、送水按钮 32 进行按压操作,使送水管 84 与供水管 90 连通。在送气、送水按钮 32 上形成有通气孔 (未图示),供气管 88 经由该通气孔而与外部空气连通。

[0048] 供气管 88 和供水管 90 穿过通用线缆 16 并延伸设置至 LG 连接器 18 的送水连接器 92。在送水连接器 92 上以拆装自如的方式连接有管 26,该管 26 的前端与贮水箱 27 连结。而且,供水管 90 与贮水箱 27 的液面下连通,供气管 88 与液面上连通。

[0049] 在送水连接器 92 上连接有空气管 94,该空气管 94 与供气管 88 连通。另外,通过将 LG 连接器 18 连结到光源装置 20,而使空气管 94 与光源装置 20 内的空气泵 21 连通。因此,当驱动空气泵 21 而输送空气时,经由空气管 94 向供气管 88 输送空气。在未操作送气、送水按钮 32 时,该空气经由通气孔 (未图示) 逃散到外部空气中。而且,通过手术医生堵塞通气孔,从而将供气管 88 的空气输送至送气管 82,并从送气、送水喷嘴 56 喷射空气。另外,当对送气、送水按钮 32 进行按压操作时,由于供气管 88 与送气管 82 之间被切断,所以将供给到空气管 94 的空气向贮水箱 27 的液面上供给。由此,贮水箱 27 的内压升高而向供水管 90 输送水。然后,经由送水管 84 从送气、送水喷嘴 56 喷射水。这样,通过将水或空气从送气、送水喷嘴 56 喷射并喷吹至观察光学系统 52,从而对观察光学系统 52 进行清洗。

[0050] 另一方面,在钳子口 58 上连接有钳子管 96。钳子管 96 分支后与钳子插入部 40 和阀 98 连通。因此,通过从钳子插入部 40 插入钳子等处置用具,能够从钳子口 58 中导出处置用具。在所述阀 98 上连接有吸引管 100 并且安装有吸引按钮 34。在该吸引按钮 34 突出的状态下,吸引管 100 与外部空气连通,通过对吸引按钮 34 进行按压操作,使吸引管 100 与钳子管 96 连接。吸引管 100 延伸设置至 LG 连接器 18 的吸引连接器 102,通过在该吸引连接器 102 上连接管 28 (参照图 1),使该吸引连接器 102 与未图示的吸引装置连通。因此,通

过在驱动了吸引装置的状态下对吸引按钮 34 进行按压操作,能够从钳子口 58 吸引病变部等。

[0051] 在前端部 46 的前端面 47 形成有气体喷射口 62。在气体喷射口 62 上连接有气体管 104。气体管 104 与配设于手持操作部 14 的气体供给口 44 连接。在气体供给口 44 上以拆装自如的方式连接有气体供给管 64 的一端,气体供给管 64 的另一端与气体供给装置 66 的自动送气连接器 144(参照图 4)连结。由此,从气体供给装置 66 的自动送气连接器 144 输送来的二氧化碳经由气体供给管 64、气体供给口 44、及气体管 104 从气体喷射口 62 进行喷射。

[0052] 另外,在 LG 连接器 18 上设置有气体连接器 190。在气体连接器 190 上以拆装自如的方式连接有气体供给管 65 的一端,气体供给管 65 的另一端与气体供给装置 66 的手动送气连接器 145(参照图 4)连结。在 LG 连接器 18 的内部,气体管 106 的一端与气体连接器 190 连接,气体管 106 的另一端经由空气管 94 而与供气管 88 连通。由此,从气体供给装置 66 的手动送气连接器 145 输送来的二氧化碳经由气体供给管 65、气体连接器 190、气体管 106、及空气管 94 供给至供气管 88。而且,与将空气从光源装置 20 的空气泵 21 输送至供气管 88 的情况相同,当手术医生操作送气、送水按钮 32 时,从送气、送水喷嘴 56 喷射水或二氧化碳。

[0053] 需要说明的是,为了避免从气体供给装置 66 输送的二氧化碳和从空气泵 21 输送的空气同时供给至供气管 88,而优选设置择一地控制它们的驱动的控制机构(未图示)。例如,所述控制机构设置处理器 30 中,以相比从空气泵 21 输送的空气更优先供给从气体供给装置 66 输送的二氧化碳的方式进行控制。在这种情况下,空气泵 21 用作二氧化碳储气瓶 110 的余量用尽时的预备气体供给源。

[0054] 图 4 是表示气体供给装置 66 的结构的框图。如图 4 所示,气体供给装置 66 具备减压机构 114、第一和第二电磁阀 120、122、流量传感器 124、压力传感器 126、128、控制部 130、及操作面板 131。

[0055] 在气体供给装置 66 的高压连接器 113 上以拆装自如的方式连结有高压软管 112 的一端,高压软管 112 的另一端与二氧化碳储气瓶 110 连接。由此,将来自二氧化碳储气瓶 110 的二氧化碳经由高压软管 112 供给至高压连接器 113。

[0056] 在高压连接器 113 上连接有设置于气体供给装置 66 的内部的内部管路 142 的一端。在内部管路 142 中配设有用于将由储气瓶 110 供给的二氧化碳减压成规定压的减压机构 114,减压机构 114 的出口侧(与高压连接器 113 相反的一侧)分支为两个管路(分支管路)142a、142b。一方的分支管路 142a 是用于向体腔内自动地输送二氧化碳的管路(以下称为“自动送气管路 142a”。),其端部与自动送气连接器 144 连接。另一方的分支管路 142b 是用于向体腔内手动地输送二氧化碳的管路(以下称为“手动送气管路 142b”。),其端部与手动送气连接器 145 连接。

[0057] 减压机构 114 由串联配置的两个调节器(减压阀)116、118 构成。调节器 116、118 将从二氧化碳储气瓶 110 供给的二氧化碳的压力逐级地减压成适当压力。例如,在第一调节器 116 中,将来自二氧化碳储气瓶 110 的二氧化碳的压力从 10MPa 减压成 0.3MPa。另外,在第二调节器 118 中,将由第一调节器 116 减压后的二氧化碳的压力从 0.3MPa 减压成 0.05MPa。

[0058] 第一电磁阀 120 配设在自动送气管路 142a 上,基于从控制部 130 输出的控制信号进行开闭动作。即,第一电磁阀 120 作为能够将自动送气管路 142a 连通、切断的第一开闭阀发挥作用。作为第一电磁阀 120,优选使用能够与控制信号(电流值)成比例而无级地控制流量的流量控制阀(电磁比例阀)。根据第一电磁阀 120 由流量控制阀构成的方式,与使用仅能够全开或全闭的开闭阀的情况相比,能够高精度地控制向体腔内输送的二氧化碳的流量。

[0059] 第二电磁阀 122 配设在手动送气管路 142b 上,基于从控制部 130 输出的控制信号进行开闭动作。即,第二电磁阀 122 作为能够将手动送气管路 142b 连通、切断的第二开闭阀发挥作用。作为第二电磁阀 122,使用仅能够全开或全闭的开闭阀,但也可以与第一电磁阀 120 同样地使用流量控制阀。

[0060] 流量传感器 124 在自动送气管路 142a 中且在第一电磁阀 120 与自动送气连接器 144 之间配设,检测经由自动送气管路 142a 向体腔内输送的二氧化碳的流量(送气量),并将其检测结果输出至控制部 130。

[0061] 第一压力传感器 126 在内部管路 142 中连接于二氧化碳储气瓶 110 与减压机构 114 之间,检测从二氧化碳储气瓶 110 供给的二氧化碳的压力,并将其检测结果输出至控制部 130。

[0062] 第二压力传感器 128 在自动送气管路 142a 中连接于第一电磁阀 120 与流量传感器 124 之间,经由与体腔内连通的管路(自动送气管路 142a、气体供给管 64、气体管 104)来检测体腔内的压力,并将其检测结果输出至控制部 130。

[0063] 在操作面板 131 上设置有余量显示部 134、警告显示部 136、电源开关 138、及设定部 139,上述各部与控制部 130 连接。在设定部 139 上设置有用于输入体腔内的设定压的操作按钮,当通过手术医生的操作而输入体腔内的设定压时,其输入信号被输出至控制部 130。

[0064] 控制部 130 进行气体供给装置 66 的整体控制,其具备 CPU、存储器(均未图示)等。在存储器中存储有用使气体供给装置 66 动作的控制程序、各种设定信息(例如通过设定部 132 输入的体腔内的设定压)。

[0065] 控制部 130 基于由第一压力传感器 126 检测到的压力,将二氧化碳储气瓶 110 的二氧化碳的余量显示于余量显示部 134。另外,当二氧化碳的余量为规定等级以下时,控制部 130 通过警告显示部 136 显示警告,并且产生警报。由此,能够在二氧化碳的余量用尽前将二氧化碳储气瓶 110 更换成新的二氧化碳储气瓶 110。

[0066] 在气体供给装置 66 上经由规定的通信线缆连接有处理器 30。在处理器 30 中设置有对内窥镜 10 的功能切换按钮 37 的操作进行检测的检测部 200。检测部 200 将与功能切换按钮 37 的操作对应的检测信号输出至气体供给装置 66 的控制部 130。

[0067] 控制部 130 基于从处理器 30 的检测部 200 输出的检测信号,进行第一和第二电磁阀 120、122 的开闭控制。

[0068] 图 5 是表示从检测部 200 输出的检测信号与第一和第二电磁阀 120、122 的开闭状态之间的关系的时间图。

[0069] 如图 5 的(A)部所示,从检测部 200 输出的检测信号是当检测部 200 检测到内窥镜 10 的功能切换按钮 37 的操作时,成为一定时间导通(ON),而在未检测到的情况下,成为

截止 (OFF) 的脉冲信号 (导通 / 截止信号)。

[0070] 当所述检测信号为导通时,控制部 130 进行切换第一和第二电磁阀 120、122 的打开 / 关闭状态 (开闭状态) 的控制。此时,如图 5 的 (B) 部和 (C) 部所示,为了避免第一电磁阀 120 和第二电磁阀 122 同时成为打开状态,而进行在将任意一方的电磁阀设成打开状态的情况下将另一方的电磁阀设成关闭状态的排他控制。

[0071] 图 6 是表示由气体供给装置 66 进行的气体供给控制方法的一例的流程图。这里,假设内窥镜 10 的插入部 12 插入到体腔内 (例如胃、大肠等管腔内),气体供给装置 66 的电源开关 138 为接通 (ON),气体供给装置 66 成为运转状态。

[0072] 首先,控制部 130 将第一电磁阀 120 设成打开状态并将第二电磁阀 122 设成关闭状态 (步骤 S10)。由此,自动送气管路 142a 成为连通状态,进行向体腔内的自动送气。

[0073] 即,从二氧化碳储气瓶 110 供给的二氧化碳在由减压机构 114 逐级地减压成适当压力后,经由自动送气管路 142a 送至自动送气连接器 144。然后,从自动送气连接器 144 送出的二氧化碳经由气体供给管 64 和气体管 104 从气体喷射口 62 喷射至体腔内。此时,控制部 130 基于第二压力传感器 128 和流量传感器 124 的检测结果,以使体腔内的压力 (体腔压) 成为设定压的方式进行第一电磁阀 120 的开闭控制,由此将向体腔内输送的二氧化碳调节成适当流量。

[0074] 另外,当进行向体腔内的自动送气时,由于手动送气管路 142b 为切断状态,所以不会从手动送气连接器 145 送出二氧化碳。即,在向体腔内进行自动送气的期间不进行手动送气。

[0075] 接着,控制部 130 判断从检测部 200 输出的检测信号是否为导通 (步骤 S12)。

[0076] 在步骤 S12 中检测信号不是导通的情况下 (步骤 S12 为“否”的情况下),即,在未检测到功能切换按钮 37 的操作的情况下,维持第一和第二电磁阀 120、122 的打开 / 关闭状态直至检测信号成为导通为止。

[0077] 另一方面,在步骤 S12 中检测信号是导通的情况下 (步骤 S12 为“是”的情况下),即,在检测到功能切换按钮 37 的操作的情况下,控制部 130 判断第一电磁阀 120 是否为打开状态 (步骤 S14)。第一和第二电磁阀 120、122 的打开 / 关闭状态存储在存储器中,控制部 130 能够通过参照存储器来确认第一和第二电磁阀 120、122 的打开 / 关闭状态。需要说明的是,也可以取代步骤 S14 的判断处理而判断第二电磁阀 122 是否为关闭状态。

[0078] 在步骤 S14 中判断为第一电磁阀 120 为打开状态的情况下 (步骤 S14 为“是”的情况下),控制部 130 将第一电磁阀 120 设成关闭状态并将第二电磁阀 122 设成打开状态 (步骤 S16)。由此,手动送气管路 142b 成为连通状态,成为能够进行向体腔内的手动送气的状态。

[0079] 即,从二氧化碳储气瓶 110 供给的二氧化碳在由减压机构 114 逐级地减压成适当压力后,经由手动送气管路 142b 送至手动送气连接器 145。然后,根据手术医生对送气、送水按钮 32 的操作,将从手动送气连接器 145 送出的二氧化碳从送气、送水喷嘴 56 喷射至体腔内。

[0080] 另外,当成为能够进行向体腔内的手动送气的状态时,自动送气管路 142a 成为切断状态,所以不会从自动送气连接器 144 送出二氧化碳。即,在向体腔内进行手动送气的期间不进行自动送气。

[0081] 另一方面,在步骤 S14 中判断为第一电磁阀 120 不是打开状态的情况下(步骤 S14 为“否”的情况下),控制部 130 将第一电磁阀 120 设成打开状态并将第二电磁阀 122 设成关闭状态(步骤 S18)。由此,与步骤 S10 的情况相同,自动送气管路 142a 成为连通状态,进行向体腔内的自动送气。另外,手动送气管路 142b 成为切断状态,在向体腔内进行自动送气的期间不进行手动送气。

[0082] 这样,在步骤 S16 或步骤 S18 中进行了第一和第二电磁阀 120、122 的打开/关闭状态的切换之后返回到步骤 S12,重复进行相同的处理。

[0083] 这样根据本实施方式,与内窥镜 10 的功能切换按钮 37 的操作连动地使自动送气管路 142a 和手动送气管路 142b 中的任意一方成为连通状态并使另一方成为切断状态。因此,自动送气管路 142a 和手动送气管路 142b 不会同时成为连通状态。因此,在向体腔内手动地输送二氧化碳时不会进行自动送气,能够可靠地防止向体腔内的过量送气。由此,不会给患者造成负担而能够根据手术医生的意向分开使用自动送气和手动送气,能够实现在使用便利性优良的送气系统。

[0084] 另外,根据本实施方式,手术医生在进行内窥镜 10 的操作时,不将手松开内窥镜 10 而仅通过操作内窥镜 10 的功能切换按钮 37 就能够顺利进行自动送气管路 142a 与手动送气管路 142b 之间的切换。因此,能够减轻手术医生的操作负担。

[0085] 需要说明的是,在本实施方式中,示出了对内窥镜 10 的功能切换按钮 37 的操作进行检测的检测部 200 设置在处理器 30 中的结构,但没有特别限定设置检测部 200 的位置,也可以设置在处理器 30 以外的装置(例如光源装置 20)中。另外,也可以将检测部 200 设置于气体供给装置 66,不经由其他装置而直接检测功能切换按钮 37 的操作。

[0086] 另外,在本实施方式中,选择操作构件由一个操作开关(功能切换按钮 37)构成,在每次对该操作开关进行按压操作时交替地切换用于向体腔内送气的送气管路,但并不局限于此,也可以由多个操作开关(例如按钮方式的操作开关)构成选择操作构件,从而能够直接选择用于向体腔内送气的送气管路。另外,操作开关并不局限于按钮方式,也可以由其他方式(例如滑动式、旋转式等)构成。

[0087] 另外,如图 4 所示,在本实施方式中,自动送气管路 142a 和手动送气管路 142b 连接于同一气体供给源(二氧化碳储气瓶 110),但并不局限于此,也可以是与相互不同的气体供给源连接的结构。但是,根据本实施方式那样与同一气体供给源连接的结构,能够共用气体供给源,能够实现系统整体的成本下降。

[0088] 另外,在本实施方式中,与作为选择操作构件的内窥镜 10 的功能切换按钮 37 的操作连动而选择性地切换自动送气管路 142a 与手动送气管路 142b,但并不局限于此,例如,也可以在由第二压力传感器 128 检测到的体腔内的压力为规定压力以上的情况下,自动地将手动送气管路 142b 设为切断状态。此时,自动送气管路 142a 成为连通状态,但不会向体腔内进行自动送气,能够可靠地防止向体腔内的过量送气。

[0089] 另外,在本实施方式中构成为,当二氧化碳的余量成为规定等级以下时,通过警告显示等向手术医生进行通知,但并不局限于此,例如,也可以在向手术医生通知的同时将自动送气管路设为切断状态,停止自动送气。根据该方式,假设在二氧化碳的余量减少的情况下若并用手动送气和自动送气,则使二氧化碳的消耗量增加,从而与手术医生的感觉相比过早地用尽储气瓶余量,但通过停止自动送气,能够使二氧化碳的余量保持到完成手术为

止。

[0090] （第二实施方式）

[0091] 接着,对本发明的第二实施方式进行说明。以下,关于与第一实施方式共同的部分省略说明,以本实施方式的特征部分为中心进行说明。

[0092] 图 7 是表示第二实施方式中的气体供给装置 66 的结构的框图。在图 7 中,对于与图 4 共同或类似的构件标注相同的符号,省略其说明。

[0093] 如图 7 所示,在第二实施方式中,处理器 30 的检测部 200 在检测到内窥镜 10 的功能切换按钮 37 和脚踏开关 202 中的任意一个的操作时,将与该操作对应的检测信号输出至气体供给装置 66 的控制部 130。即,检测部 200 在检测到功能切换按钮 37 或脚踏开关 202 的操作的情况下,输出成为一定时间导通的脉冲信号,在未检测到的情况下输出成为截止的脉冲信号(导通/截止信号)。需要说明的是,关于控制部 130 中进行的第一和第二电磁阀 120、122 的开闭控制,与第一实施方式相同,是基于从检测部 200 输出的检测信号进行的。

[0094] 根据第二实施方式,手术医生在进行内窥镜 10 的操作时,即使在双手全部被占据的状态下,通过利用脚操作脚踏开关 202,也能够不使手离开内窥镜 10 而顺利进行自动送气管路 142a 与手动送气管路 142b 之间的切换。因此,与第一实施方式相比,能够进一步减轻手术医生的操作负担。

[0095] （第三实施方式）

[0096] 接着,对本发明的第三实施方式进行说明。以下,关于与第一实施方式共同的部分省略说明,以本实施方式的特征部分为中心进行说明。

[0097] 图 8 是表示第三实施方式中的气体供给装置 66 的结构的框图。在图 8 中,对于与图 4 共同或类似的构件标注相同的符号,省略其说明。

[0098] 在第三实施方式中,如图 8 所示,在内部管路 142 中,在减压机构 114 的出口侧的自动送气管路 142a 与手动送气管路 142b 的分支部配设有方向切换阀 180。方向切换阀 180 基于从控制部 130 输出的控制信号,在成为出口侧管路的自动送气管路 142a 与手动送气管路 142b 之间选择性地(择一地)进行切换动作。即,通过方向切换阀 180 的切换动作,使自动送气管路 142a 和手动送气管路 142b 的任意一方成为连通状态,使另一方成为切断状态。需要说明的是,关于方向切换阀 180 的切换控制,基本上与第一实施方式相同,基于从处理器 30 的检测部 200 输出的检测信号,在检测信号为导通的情况下(即,在检测到内窥镜 10 的功能切换按钮 37 的操作的情况下),在自动送气管路 142a 与手动送气管路 142b 之间选择性地切换方向切换阀 180 的出口侧管路。

[0099] 因此,在第三实施方式中,自动送气管路 142a 和手动送气管路 142b 也不会同时成为连通状态。由此,当向体腔内手动地输送二氧化碳时不会进行自动送气,能够可靠地防止向体腔内的过量送气。另外,与第一实施方式相比,能够削减部件个数并能够实现控制的简单化。

[0100] （第四实施方式）

[0101] 接着,对本发明的第四实施方式进行说明。以下,关于与第一实施方式共同的部分省略说明,以本实施方式的特征部分为中心进行说明。

[0102] 图 9 是表示第四实施方式中的由气体供给装置 66 进行的自动送气方法的一例的

流程图。图 9 所示的流程图的各处理是在图 6 的步骤 S10 或步骤 S18 中进行的处理。需要说明的是,假设第一电磁阀 120 由流量控制阀构成。

[0103] 首先,控制部 130 从存储器获取最新的设定压(步骤 S30),接下来,获取由第二压力传感器 128 检测到的体腔内的压力(体腔压)(步骤 S32)。

[0104] 接着,控制部 130 根据设定压与体腔压的压力差来改变第一电磁阀 120 的开度(步骤 S34~S46)。这里,通过依次比较设定压与体腔压的压力差和第一~第四压力差阈值 $P1 \sim P4$ (其中, $0 < P1 < P2 < P3$ 。)的大小,从而将第一电磁阀 120 的开度设定在 $V1 \sim V4$ (其中, $0 < V1 < V2 < V3 < V4$ 。)的范围内。

[0105] 即,在设定压与体腔压的压力差为第一压力差阈值 $P1$ (其中, $P1 > 0$) 以下的情况下(步骤 S34 为“是”的情况下),控制部 130 将第一电磁阀 120 的开度设成 $V1$ (例如 25%) (步骤 S40)。需要说明的是,在体腔压高于设定压的情况下,可以将第一电磁阀 120 设成关闭状态(开度 0%),但若考虑到生物体内吸收的二氧化碳,则优选将第一电磁阀 120 的开度在不超过 $V1$ 的范围内设定成打开状态。

[0106] 另外,在设定压与体腔压的压力差比第一压力差阈值 $P1$ 大且为第二压力差阈值 $P2$ 以下的情况下(步骤 S36 为“是”的情况下),控制部 130 将第一电磁阀 120 的开度设成 $V2$ (例如 50%) (步骤 S42)。

[0107] 另外,在设定压与体腔压的压力差比第二压力差阈值 $P2$ 大且为第三压力差阈值 $P3$ 以下的情况下(步骤 S38 为“是”的情况下),控制部 130 将第一电磁阀 120 的开度设成 $V3$ (例如 75%) (步骤 S44)。

[0108] 另外,在设定压与体腔压的压力差比第三压力差阈值 $P3$ 大的情况下(步骤 S38 为“否”的情况下),控制部 130 将第一电磁阀 120 的开度设成 $V4$ (例如 100%) (步骤 S46)。

[0109] 这样,在步骤 S40~S46 中设定了第一电磁阀 120 的开度之后返回到步骤 S30,重复进行相同的处理。

[0110] 这样,根据第四实施方式,在为了使体腔内的压力成为设定压而进行二氧化碳的送气时,以随着体腔压接近设定压而逐渐减少二氧化碳的流量(送气量)的方式进行控制。即,在体腔压与设定压的压力差较大的情况下(例如二氧化碳的刚开始输送之后等)增加流量,而当体腔压与设定压的压力差减小时减少流量。因此,能够抑制体腔压在设定压的前后发生不均(上下变动)的现象,能够在短时间内有效地将体腔内的压力形成为设定压。

[0111] 需要说明的是,在第四实施方式中,通过使第一电磁阀 120 的开度变化来改变二氧化碳的流量,但并不局限于此,也可以将第一电磁阀 120 的开度设成固定而改变第一电磁阀 120 的开闭时间,还可以组合上述方式来改变二氧化碳的流量。

[0112] (第五实施方式)

[0113] 接着,对本发明的第五实施方式进行说明。以下,关于与第一实施方式共同的部分省略说明,以本实施方式的特征部分为中心进行说明。

[0114] 图 10 是表示第五实施方式中的内窥镜系统的概要结构的整体结构图。图 11 是表示图 10 所示的内窥镜的内部结构的管路结构图。在图 10 和图 11 中,对于与图 1 和图 3 共同或类似的构件标注相同的符号,省略其说明。

[0115] 如图 10 和图 11 所示,在第五实施方式中,内窥镜 10 的插入部 12 在穿过插入辅助用具 70 的状态下向体腔内插入。而且,在该状态下向体腔内自动地输送或手动地输送二氧

化碳。

[0116] 插入辅助用具 70 形成为筒状,具有比插入部 12 的外径稍大的内径,并且具有充分的挠性。在插入辅助用具 70 的基端设置有硬质的把持部 74,从该把持部 74 将插入部 12 插入。

[0117] 在把持部 74 的外周面设置有用于供给二氧化碳的气体供给口 76。在气体供给口 76 上连接有管路 77 的一端,管路 77 的另一端向插入辅助用具 70 的内周面开口且与形成于插入辅助用具 70 的内部的插通路 68 连通。

[0118] 在气体供给口 76 上以拆装自如的方式连接有气体供给管 64 的一端,气体供给管 64 的另一端与气体供给装置 66 连结。由此,通过从气体供给装置 66 输送二氧化碳,能够将二氧化碳从气体供给口 76 经由管路 77 供给至插通路 68,并从插通路 68 的前端开口部 68a 导入,从而通过二氧化碳使体腔内膨胀。

[0119] 需要说明的是,虽然省略了图示,但在插入辅助用具 70 的插通路 68 中的比管路 77 开口的位置更靠基端侧的位置设置有阀构件来作为防止二氧化碳的流出的气密机构。在阀构件中形成有用于供插入部 12 穿过的狭缝孔。狭缝孔的形状没有特别限定,例如形成为十字状。另外,从确保气密性的观点出发,优选沿着轴向在不同的位置设置多个阀构件。由此,能够使从气体供给装置 66 供给至插入辅助用具 70 的插通路 68 的二氧化碳不从基端侧流出而将二氧化碳从前端开口部 68a 供给至体腔内。

[0120] 根据第五实施方式,形成于插入辅助用具 70 的内部的插通路 68(具体而言是形成在插通路 68 的内壁面与插入部 12 之间的间隙)作为用于将从气体供给装置 66 供给的二氧化碳导入至体腔内的送气管路发挥作用。因此,在内窥镜 10 中无需设置用于将二氧化碳导入至体腔内的送气管路。因此,即使是不具备自动送气用的送气管路的内窥镜,也能够向体腔内自动地输送二氧化碳。

[0121] 需要说明的是,在上述各实施方式中,以使用上部消化管内窥镜、下部消化管内窥镜等软性镜的情况作为一例进行了说明,但本发明也能够应用于腹腔镜等硬性镜。

[0122] 另外,以向体腔内输送二氧化碳的情况为例进行了说明,但向体腔内输送的气体并不局限于二氧化碳,例如也可以是氦气等其他气体。

[0123] 以上对本发明所涉及的送气系统详细进行了说明,但本发明并不局限于以上的例子,在不脱离本发明的宗旨的范围内,当然可以进行各种改良、变形。

[0124] 符号说明

[0125] 10... 内窥镜,12... 插入部,14... 手持操作部,16... 通用线缆,18... LG 连接器,20... 光源装置,30... 处理器,37... 功能切换按钮,44... 气体供给口,62... 气体喷射口,64... 气体供给管,65... 气体供给管,66... 气体供给装置,70... 插入辅助用具,76... 气体供给口,104... 气体管,110... 二氧化碳储气瓶,114... 减压机构,116... 第一调节器,118... 第二调节器,120... 第一电磁阀,122... 第二电磁阀,124... 流量传感器,126... 第一压力传感器,128... 第二压力传感器,130... 控制部,131... 操作面板,134... 余量显示部,136... 警告显示部,138... 电源开关,139... 设定部,142... 内部管路,142a... 自动送气管路,142b... 手动送气管路,144... 自动送气连接器,145... 手动送气连接器,180... 方向切换阀,200... 检测部,202... 脚踏开关。

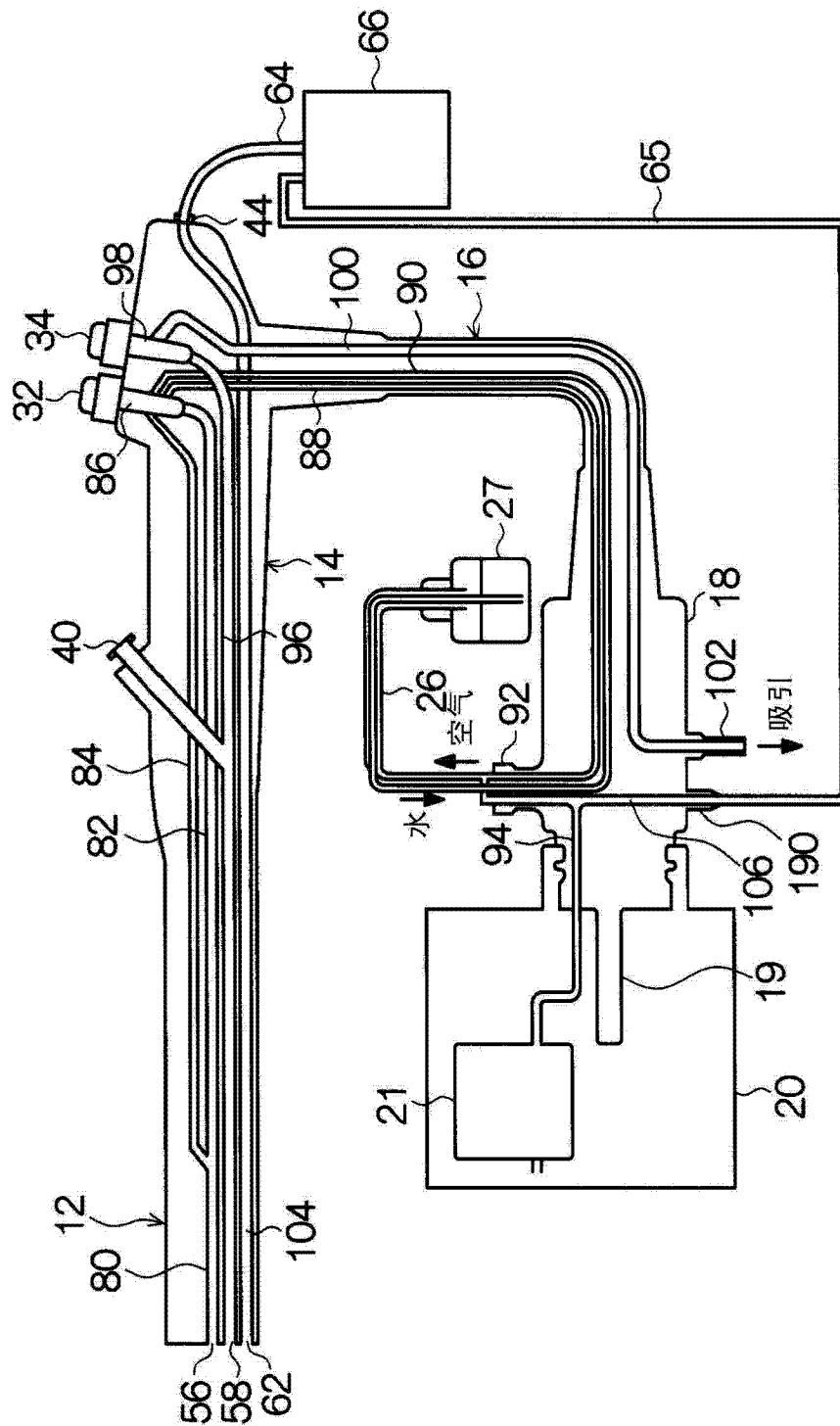


图 3

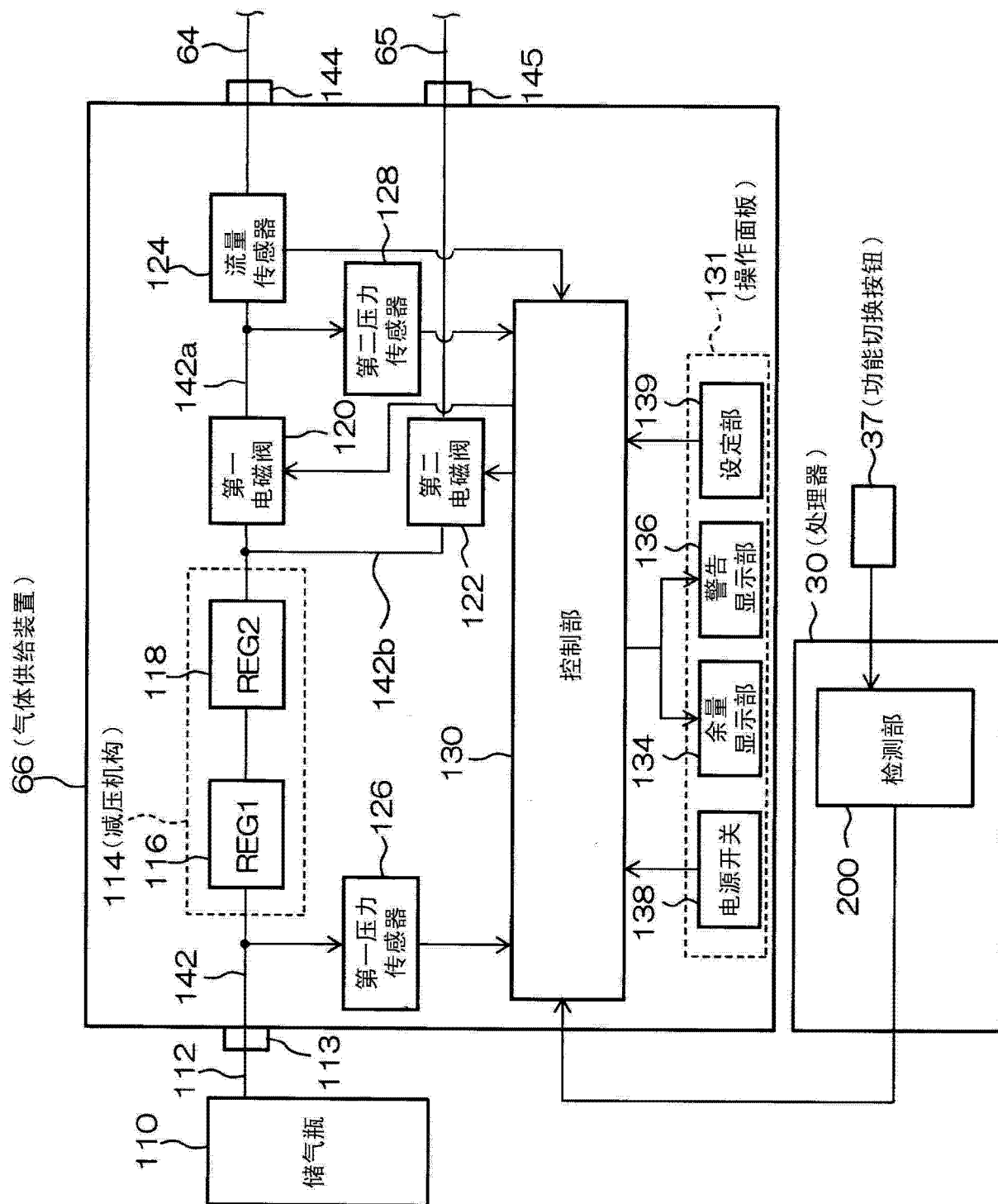


图 4

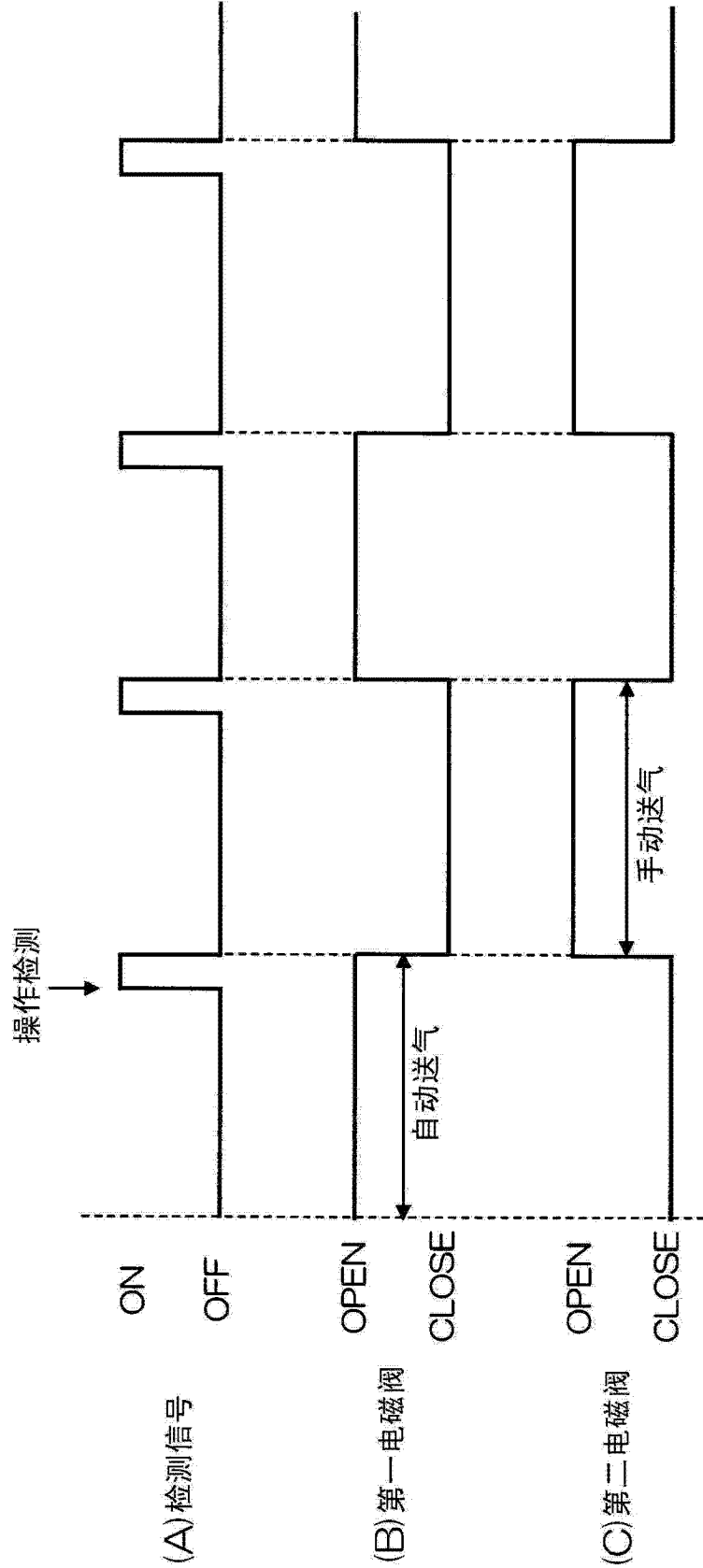


图 5

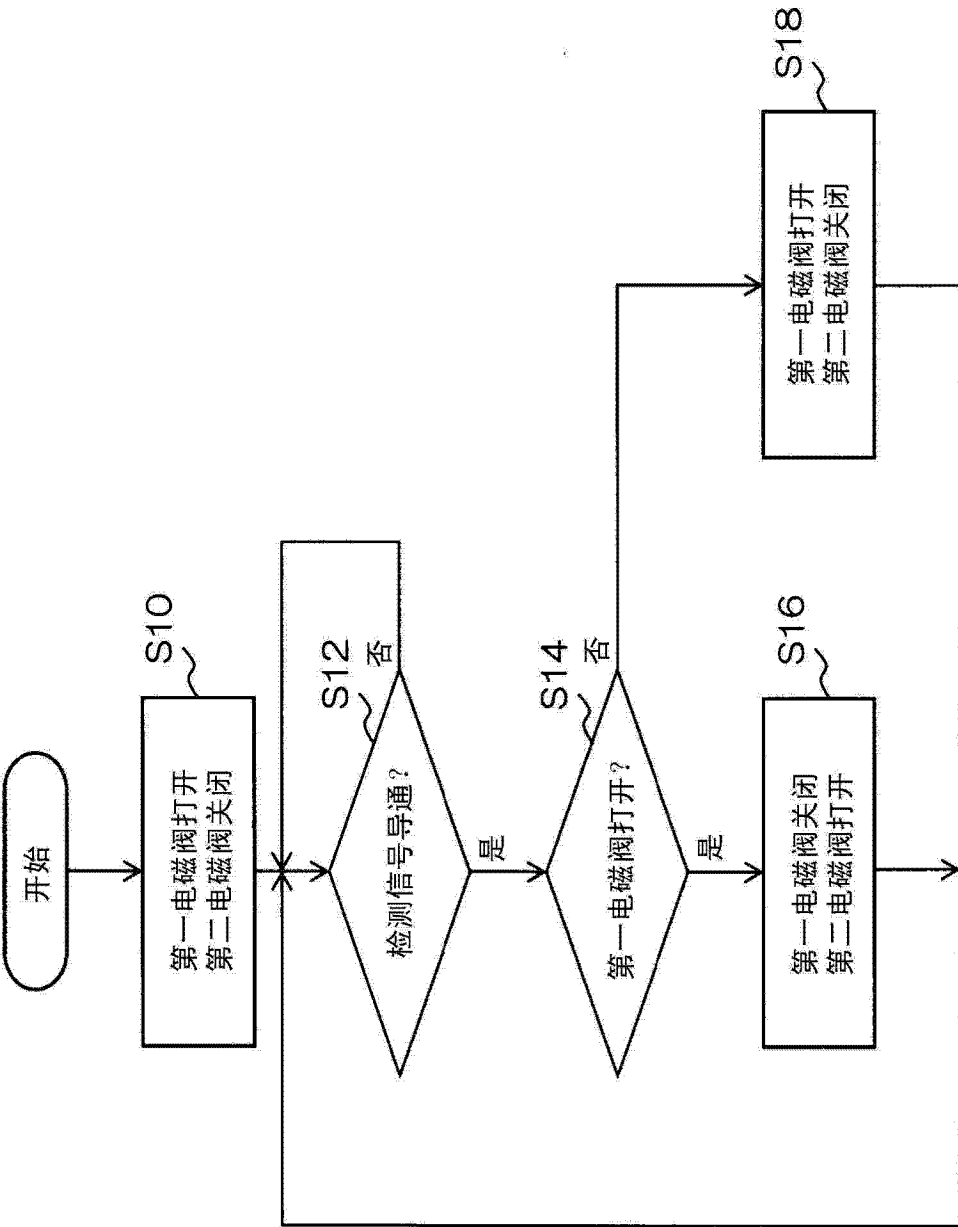


图 6

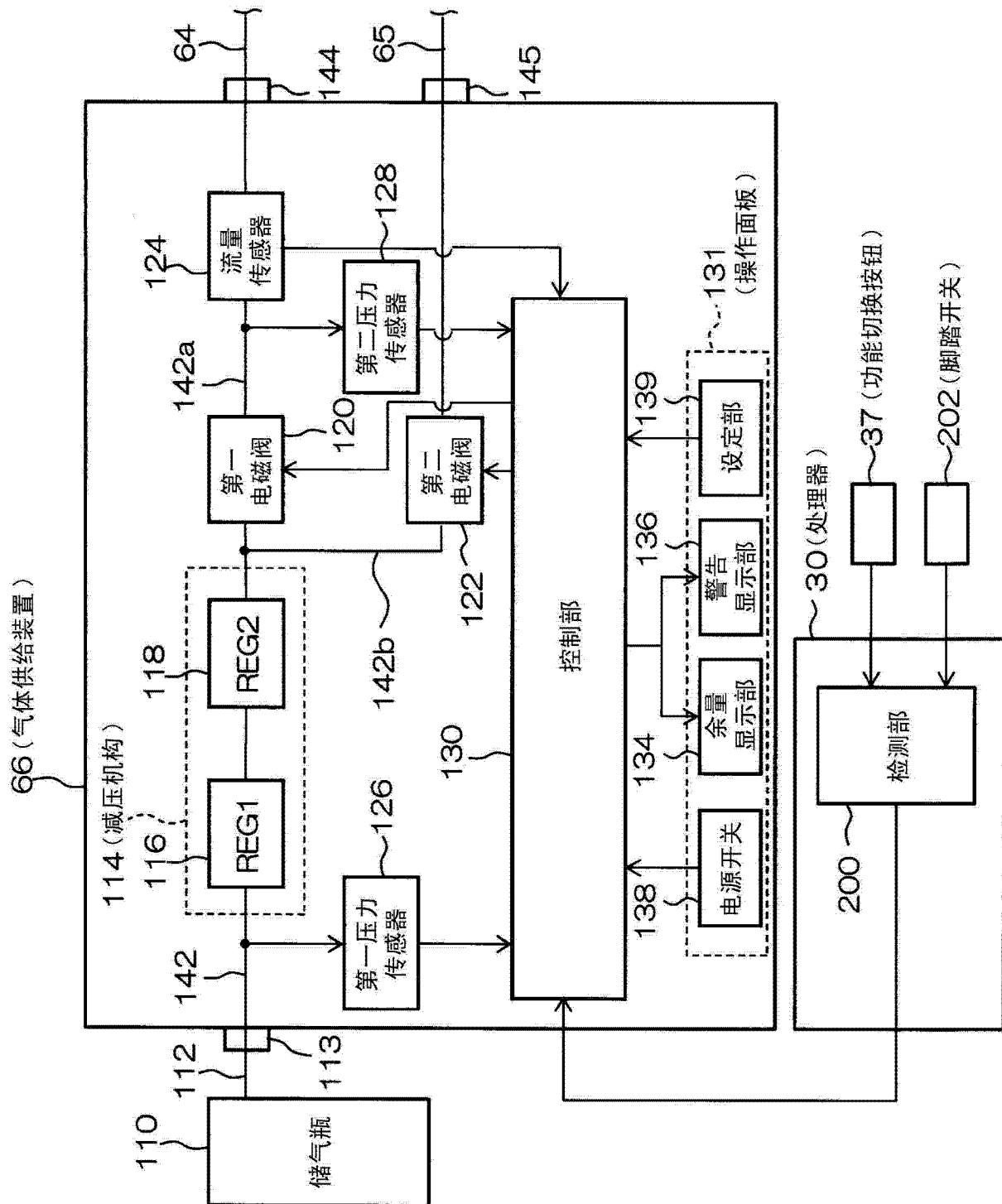


图 7

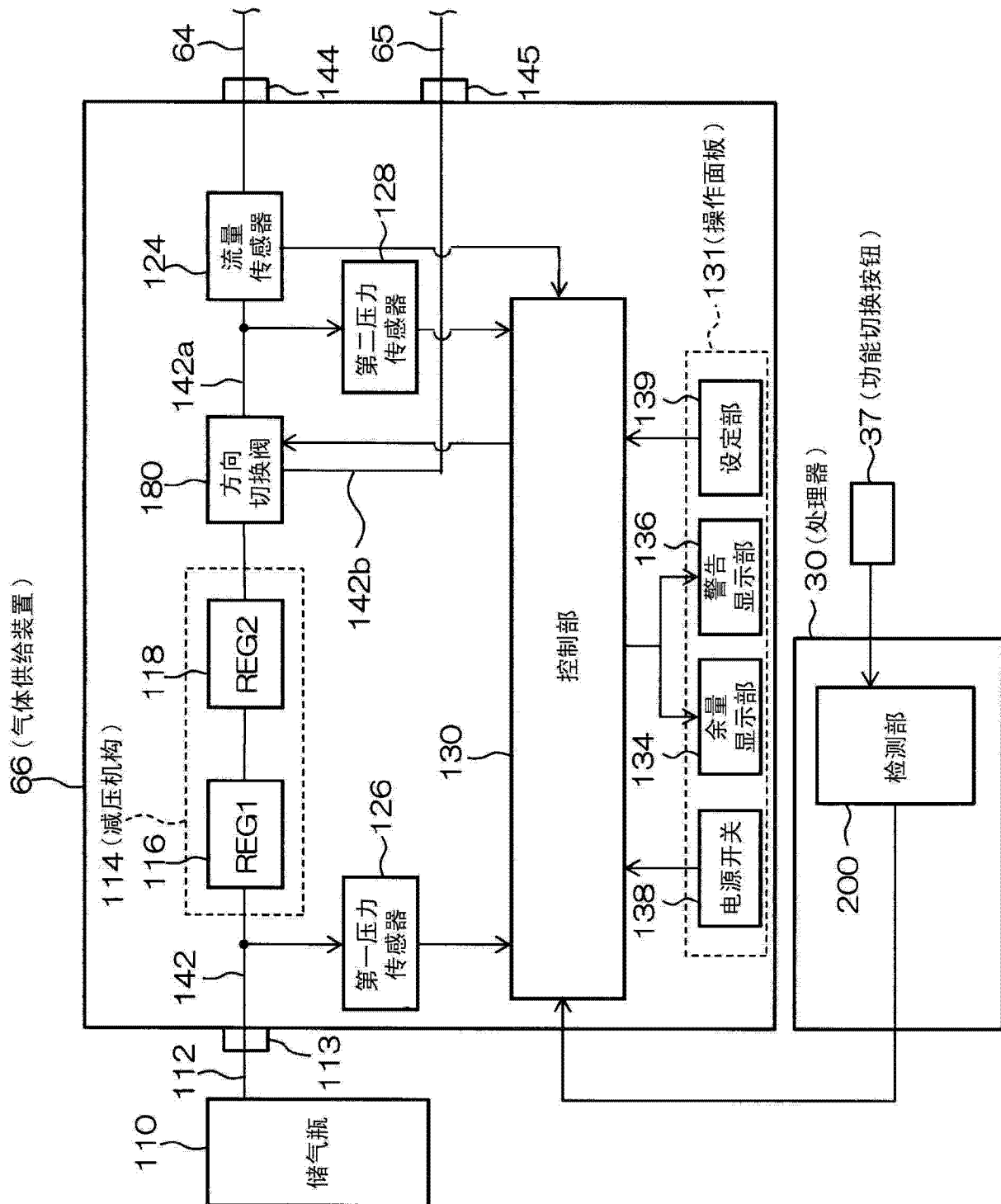


图 8

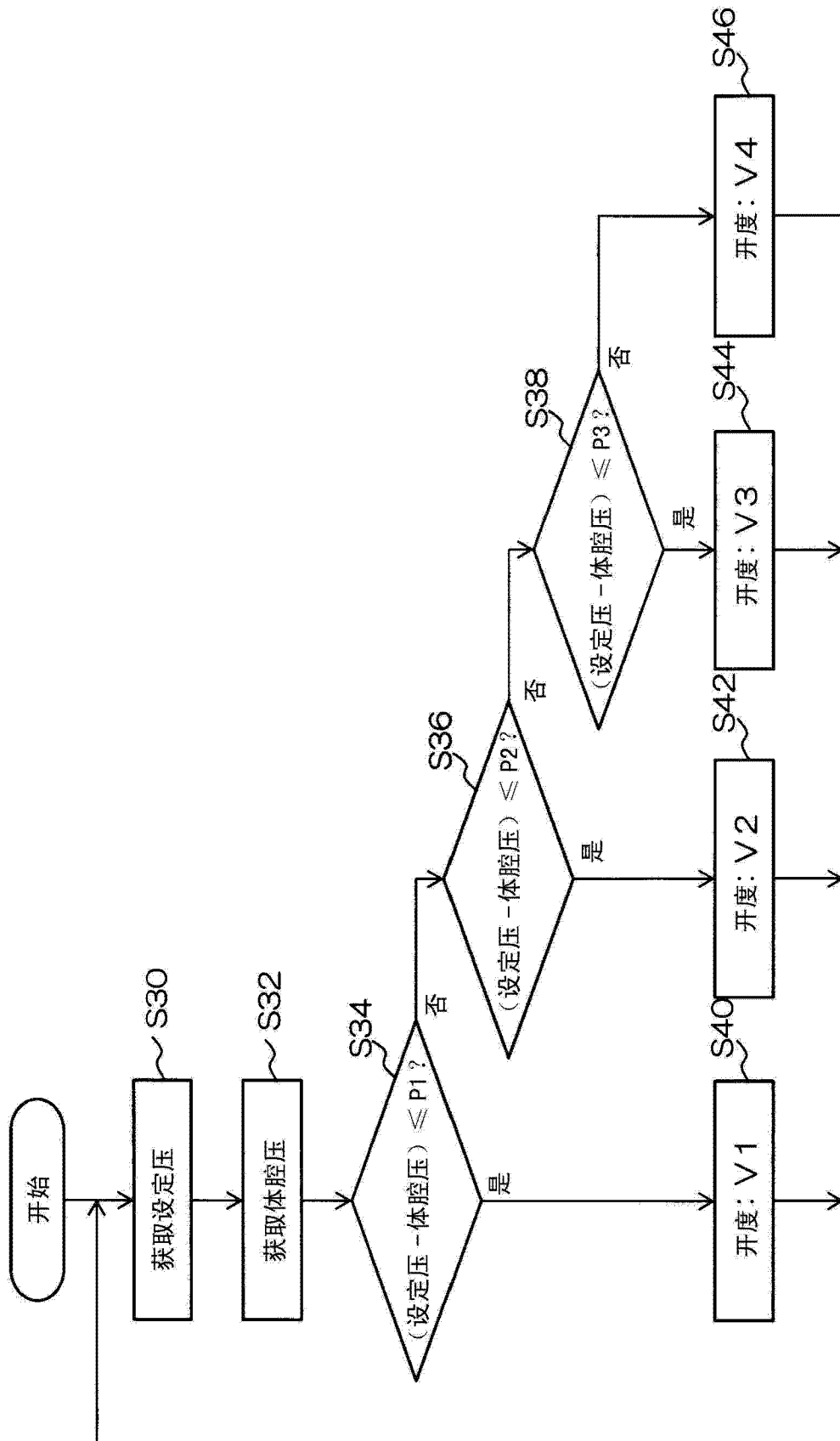


图 9

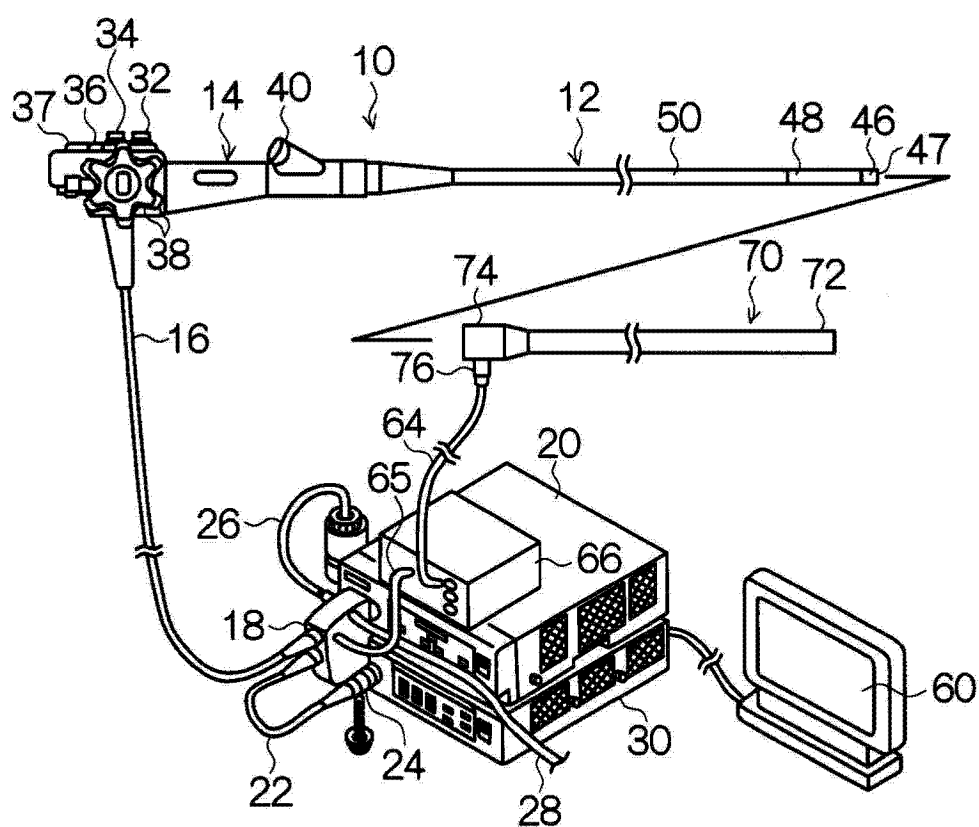


图 10

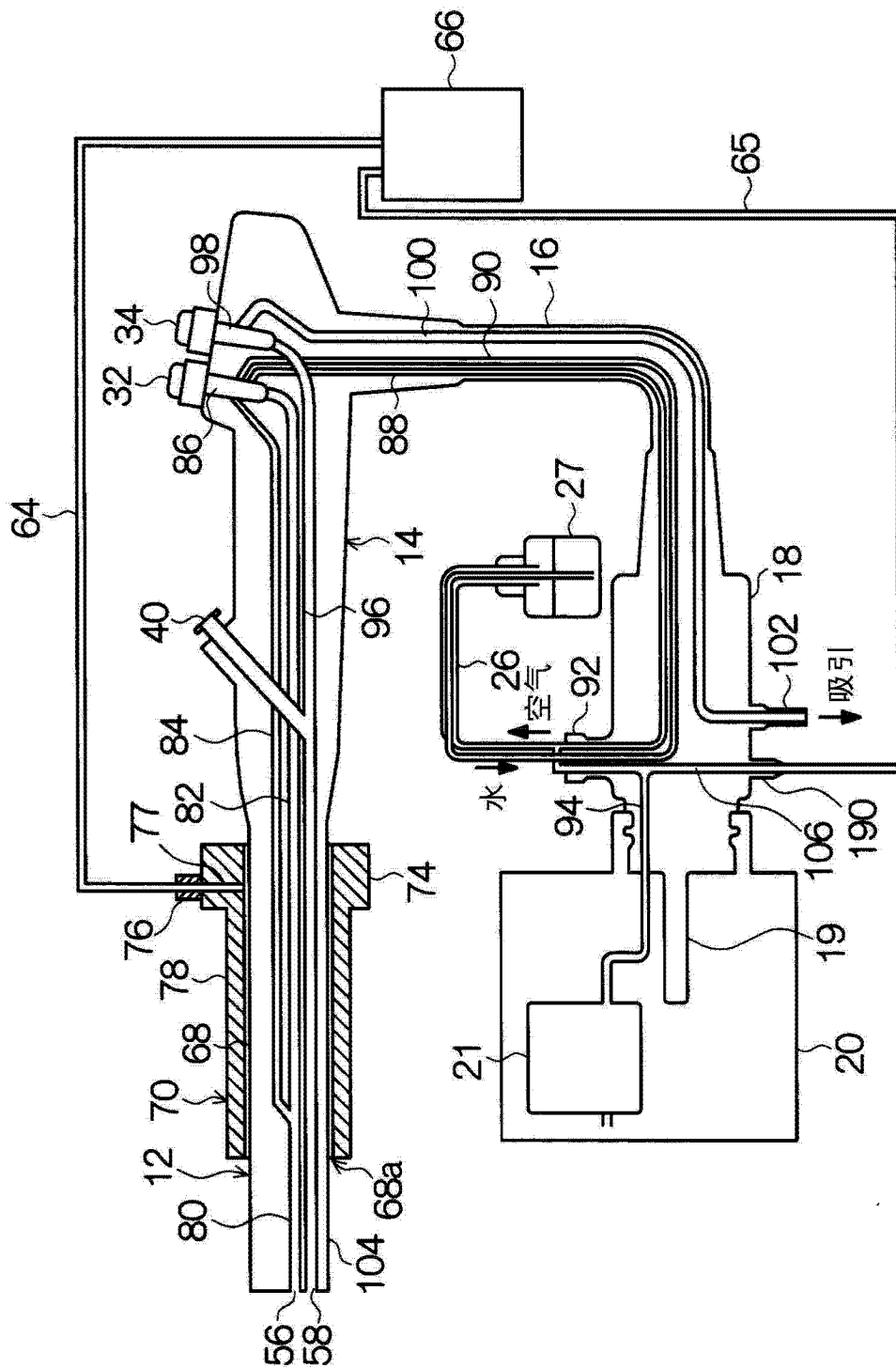


图 11

专利名称(译)	送气系统		
公开(公告)号	CN104812287A	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	CN201380061526.4	申请日	2013-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人大阪大学		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人大阪大学		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人大阪大学		
[标]发明人	林健太郎 中岛清一		
发明人	林健太郎 中岛清一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2469 A61B1/015 G02B23/2476 A61B1/00006 A61M13/003 A61M39/22		
优先权	2012258654 2012-11-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

能够向被检体的体腔内输送规定的气体的送气系统具备：为了使所述体腔内成为规定压力而用于向所述体腔内自动地输送气体的自动送气管路；用于通过手动操作向所述体腔内输送气体的手动送气管路；设置于内窥镜的功能选择按钮；与功能选择按钮的操作连动地将在功能选择按钮的操作下选择的送气管路设为连通状态，并将未选择的送气管路设为切断状态的控制部。

