



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102697450 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201210084428. X

(22) 申请日 2012. 03. 27

(30) 优先权数据

2011-070293 2011. 03. 28 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

专利权人 国立大学法人大阪大学

(72) 发明人 鸟泽信幸 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 汤雄军

(51) Int. Cl.

A61B 1/12(2006. 01)

(56) 对比文件

US 4971034 A, 1990. 11. 20,

CN 1550203 A, 2004. 12. 01,

CN 1933766 A, 2007. 03. 21,

JP 特开 2007-20798 A, 2007. 02. 01,

JP 特开 2000-279377 A, 2000. 10. 10,

审查员 孙颖

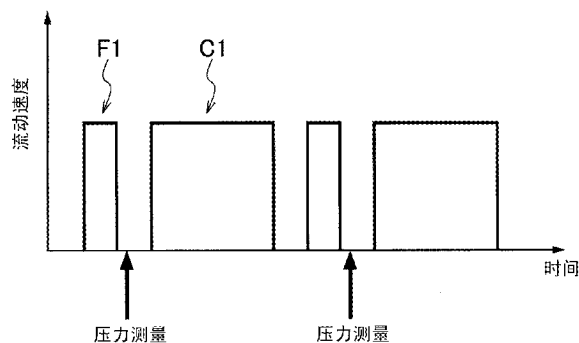
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

内窥镜供气系统

(57) 摘要

当通过内窥镜执行内腔中的观察或治疗时, 执行精确测量的内腔中的压力以使该压力保持适当。提供了一种内窥镜供气系统, 包括: 气体供应装置, 所述气体供应装置通过供气导管将预定气体供应给对象的内腔; 压力测量装置, 所述压力测量装置测量所述内腔中的压力并和与内腔连通的压力测量导管连接; 冲洗装置, 所述冲洗装置将冲洗气体供应到压力测量导管; 和指令装置, 所述指令装置指示所述压力测量装置以执行压力测量, 并指示所述冲洗装置以与通过所述压力测量装置进行的压力测量同步地供应所述冲洗气体。



1. 一种内窥镜供气系统,包括:

气体供应装置,所述气体供应装置通过供气导管将预定气体供应给对象的内腔;

压力测量装置,所述压力测量装置测量所述内腔中的压力并和与所述内腔连通的压力测量导管连接;

冲洗装置,所述冲洗装置将冲洗气体供应到所述压力测量导管;和

指令装置,所述指令装置指示所述压力测量装置执行压力测量,并指示所述冲洗装置以与通过所述压力测量装置进行的压力测量同步地供应所述冲洗气体,

其中,所述指令装置在通过所述气体供应装置进行的气体供应的停止期间指示所述压力测量装置以执行压力测量,并且在所述压力测量装置执行压力测量之前指示所述冲洗装置以供应所述冲洗气体。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,其中,所述冲洗装置供应等于或大于所述压力测量导管的容积的量的冲洗气体。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,其中,所述压力测量导管设有防止流体从所述内腔回流的止回阀,并且所述冲洗装置供应至少等于从所述止回阀到所述压力测量导管的内腔侧的开口部分的容积的冲洗气体。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,其中,所述压力测量导管由所述供气导管的至少一部分构成。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,其中,由所述冲洗装置供应的所述冲洗气体是从与由所述气体供应装置供应的气体相同的气体供应源供应的气体。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,还包括第一控制装置,所述第一控制装置根据由所述压力测量装置测量的结果控制由所述气体供应装置执行的气体供应。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,还包括第二控制装置,所述第二控制装置根据由所述气体供应装置供应的气体的供应的状态控制由所述冲洗装置供应的冲洗气体的流动速度或流量。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜供气系统,其中,所述第二控制装置将由所述冲洗装置供应的所述冲洗气体的流动速度控制为等于由所述气体供应装置供应的气体的流动速度。

9. 根据权利要求 7 所述的内窥镜供气系统,其中,所述第二控制装置将由所述冲洗装置供应的所述冲洗气体的流动速度控制为比由所述气体供应装置供应的气体的流动速度快。

10. 根据权利要求 1 所述的内窥镜供气系统,其中,所述指令装置在由所述气体供应装置进行的气体供应的停止期间发出多次重复由所述冲洗装置进行所述冲洗气体的供应和由所述压力测量装置进行的压力测量的指令。

11. 根据权利要求 10 所述的内窥镜供气系统,还包括确定装置,所述确定装置在通过所述气体供应装置进行的气体供应的停止期间确定第 N 次压力测量的结果与第 N+1 次压力测量的结果之间的差值是否小于预定阈值,其中 N 是等于或大于 1 的自然数,其中,

所述指令装置发出重复由所述冲洗装置进行的所述冲洗气体的供应和由所述压力测量装置进行的压力测量的指令,直到所述确定装置确定所述差值小于所述预定阈值为止。

12. 根据权利要求 1-11 中任一项所述的内窥镜供气系统,还包括显示装置,能够通过

所述显示装置确认是否正在执行通过所述冲洗装置进行的所述冲洗气体的供应或通过所述气体供应装置进行的气体供应。

内窥镜供气系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜供气系统,并且具体地涉及一种用于通过设置在插入内腔中以执行内腔的观察或处理的柔性内窥镜的远端部分处的开口将来自供气装置的恒定压力气体供应到对象的内腔中的内窥镜供气系统。

背景技术

[0002] 传统地,在医学领域,广泛执行使用内窥镜的医疗诊断,具体地,通过插入内腔中的内窥镜的插入远端处的诸如 CCD 的内置成像装置获取对象的内腔的图像,并且通过处理器处理用于图像的信号,并在监视器上显示处理后的图像,使得医生可以观察图像以使用该图像进行诊断或通过用于治疗仪器通路的通道插入治疗仪器以执行诸如取样或息肉切除术的治疗。

[0003] 此时,为了确保设置在内窥镜的远端部分处的观察窗的视场,或者确保用于操纵治疗仪器的空间,从供气装置通过为内窥镜设置的供气导管将气体供应给内腔,但是必须持续测量气体的压力以例如保持气体处于适当的压力,从而不能使气体压力太低而不能使内腔膨胀而难以进行观察或治疗,或者相反地不能使气体压力太高而对病人施加张力。

[0004] 因此,例如,日本专利申请公开待审第 2006-288881 号公开了当将柔性内窥镜插入大肠等的内腔中并且通过供气系统将二氧化碳气体供应给内腔以观察内腔时,当二氧化碳气体到内腔的供应开始时开始定时器的计时,而当时间值达到设定值时停止供应,从而节省二氧化碳气体。

[0005] 进一步地,日本专利申请公开待审第 2003-250886 号公开了一种具有供气连接器的气腹(pneumoperitoneum)装置,其中该供气连接器能够通过供气管与气腹针或用于气腹的套管针连接使得气腹针或用于气腹的套管针刺穿病人的腹部,从而将气体注入到腹腔中,其中探测气体的压力的压力传感器设置在气腹装置的内部导管中,并且在使用具有低导管阻力的套管针的情况下,压力传感器测量一定时间段之后的稳定压力,而在使用具有高导管阻力的气腹针的情况下,基于使用气腹针的这种识别,当气体流量(包括流量的波动)等于或小于某一值时,气体的流量或压力的测量被进一步延迟。

发明内容

[0006] 如上所述,传统地,例如,如专利文献 1 中所公开的,为了确保当通过内窥镜观察对象的诸如胃、大肠或食道的内腔时内窥镜的视场,通过内窥镜的供气导管供应气体来使内腔膨胀。进一步地,为了减轻此时病人的病痛,被活体迅速吸取的二氧化碳气体用作膨胀内腔的气体。

[0007] 传统地,然而,操作者手动操作供气按钮以将气体供应到内腔,并且存在操作者需要频繁操作供气按钮以膨胀内腔并保持内腔中的压力恒定的问题。

[0008] 进一步地,需要测量内腔中的压力以使内腔中的压力保持适当,但是存在体会会粘附到与压力传感器连通的供气导管,尤其会粘附到供气导管的开口部分,使得不能正确

地测量内腔中的气体压力的问题。

[0009] 进一步地,如日本专利申请公开待审第 2003-250886 号所示,在外科领域,在腹腔通过气腹装置被一定压力膨胀以确保外科场的同时执行内窥镜观察或操作,但是不同于上述内腔,通常在腹腔中不会发生诸如内腔阻塞的现象,因此不需要对这种现象进行专门控制。

[0010] 已经考虑到这些情况形成本发明,并且本发明的一个目的是提供一种当将内窥镜插入内腔中以执行观察或操作时,不需要膨胀内腔的频繁操作的内窥镜供气系统,该内窥镜供气系统可以正确地测量内腔中的压力并执行气体供应以使内腔中的压力保持适当。

[0011] 为了实现该目的,本发明的第一方面提供了一种内窥镜供气系统,包括:气体供应装置,所述气体供应装置通过供气导管将预定气体供应给对象的内腔;压力测量装置,所述压力测量装置测量内腔中的压力并和与内腔连通的压力测量导管连接;冲洗装置,所述冲洗装置将冲洗气体供应到压力测量导管;和指令装置,所述指令装置指示压力测量装置执行压力测量,并指示冲洗装置以与通过压力测量装置进行的压力测量同步地供应冲洗气体。

[0012] 因此,由于与压力测量同步地执行冲洗,从而清除压力测量导管中的诸如液体的粘附物,从而可以精确地测量内腔中的压力,因此可以执行供气以使压力保持适当,并且当内窥镜插入内腔中以执行观察或治疗时,操作者不需要执行膨胀内腔的频繁操作。

[0013] 进一步地,根据本发明的第二方面,指令装置在通过气体供应装置进行的气体供应的停止期间指示压力测量装置以执行压力测量,并且在压力测量装置执行压力测量之前指示冲洗装置以供应冲洗气体。

[0014] 由于在压力测量之前依此方式执行冲洗,因此压力测量导管中的粘附物被清除,从而可以测量精确的压力。

[0015] 进一步地,根据本发明的第三方面,冲洗装置供应等于或大于压力测量导管的容积的量的冲洗气体。

[0016] 这使得可以通过少量的气体供应清除压力测量导管中的粘附物,因此消除了将大量气体供应到内腔的需要,从而可以减轻在对象上施加的张力。

[0017] 此外,根据本发明的第四方面,压力测量导管设有防止流体从内腔回流的止回阀,并且冲洗装置供应至少等于从止回阀到压力测量导管的内腔侧的开口部分的容积的冲洗气体。

[0018] 这使得可以通过小于恒定压力供气导管的总容积的体积执行导管冲洗供气。

[0019] 此外,根据本发明的第五方面,压力测量导管由供气导管的至少一部分构成。

[0020] 此外,根据本发明的第六方面,由冲洗装置供应的冲洗气体是从与由气体供应装置供应的气体相同的气体供应源供应的气体。

[0021] 由于从与由气体供应装置供应的气体相同的气体供应源供应的气体用于由冲洗装置供应的冲洗气体,从而依此方式利用供气导管的一部分,因此可以简化设备的结构。

[0022] 此外,根据本发明的第七方面,内窥镜供气系统还包括第一控制装置,所述第一控制装置根据由压力测量装置测量的结果控制由气体供应装置执行的气体供应。

[0023] 由于依此方式根据压力测量的结果供应气体,因此可以执行更加适当的气体供应。

[0024] 此外,根据本发明的第八方面,内窥镜供气系统还包括第二控制装置,所述第二控制装置根据由气体供应装置供应的气体的供应的状态控制由冲洗装置供应的冲洗气体的流动速度或流量。

[0025] 由于依此方式根据气体供应的状态控制冲洗气体,因此可以执行更加适当的冲洗控制。

[0026] 此外,根据本发明的第九方面,第二控制装置将由冲洗装置供应的冲洗气体的流动速度控制为等于由气体供应装置供应的气体的流动速度。

[0027] 因此,冲洗气体的流动速度可以等于由气体供应装置供应的气体的流动速度。

[0028] 此外,根据本发明的第十方面,第二控制装置将由冲洗装置供应的冲洗气体的流动速度控制为比由气体供应装置供应的气体的流动速度快。

[0029] 当依此方式以被由气体供应装置供应的气体的流动速度快的流动速度执行冲洗时,可以以低流量执行冲洗持续较短的时间。

[0030] 此外,根据本发明的第十一方面,指令装置在由气体供应装置进行的气体供应的停止期间发出多次重复由冲洗装置进行冲洗气体的供应和由压力测量装置进行的压力测量的指令。

[0031] 由于依此方式多次执行压力测量和冲洗,因此可以更加精确地执行压力测量。

[0032] 此外,根据本发明的第十二方面,内窥镜供气系统还包括确定装置,所述确定装置在通过气体供应装置进行的气体供应的停止期间确定第N次压力测量的结果与第N+1次压力测量的结果之间的差值是否小于预定阈值,其中N是等于或大于1的自然数,其中指令装置发出重复由冲洗装置进行的冲洗气体的供应和由压力测量装置进行的压力测量的指令,直到确定装置确定所述差值小于预定阈值为止。

[0033] 由于依此方式重复冲洗和压力测量直到多个测量结果之间的差值变得小于预定值为止,因此可以更加精确地执行压力测量。

[0034] 此外,根据本发明的第十三方面,内窥镜供气系统还包括显示装置,可以通过显示装置确认是否正在执行通过冲洗装置进行的冲洗气体的供应或通过气体供应装置进行的气体供应。

[0035] 这使得操作者可以始终知道当前正在执行的内窥镜系统的空气供应,从而提高操作效率。

[0036] 技术效果

[0037] 如上所述,根据本发明,可以精确地测量内腔压力,从而执行供气以保持适当的压力,并且当内窥镜插入内腔中以执行观察或治疗时,操作者不需要执行膨胀内腔的频繁操作。

附图说明

[0038] 图1是显示根据本发明的第一实施例的设有内窥镜供气系统的内窥镜系统的概略的结构图;

[0039] 图2是显示内窥镜的插入部的远端部分的立体图;

[0040] 图3是显示第一实施例的供气装置的概略的结构图;

[0041] 图4是显示恒定压力供气控制方法的第一示例的图;

- [0042] 图 5 是显示恒定压力供气控制方法的第二示例的图；
- [0043] 图 6 是显示恒定压力供气控制方法的第三示例的图；
- [0044] 图 7 是显示根据本发明的第二实施例的设有内窥镜供气系统的内窥镜系统的概略的结构图；
- [0045] 图 8 是显示第二实施例的供气装置的概略的结构图；以及
- [0046] 图 9 是显示第二实施例的变形例的供气装置的概略的结构图。

具体实施方式

[0047] 以下参照附图详细说明根据本发明的内窥镜供气系统。

[0048] 图 1 是显示根据本发明的第一实施例的设有内窥镜供气系统的内窥镜系统的概略的结构图。

[0049] 如图 1 所示,内窥镜系统 1 设有内窥镜供气系统 2。内窥镜系统 1 主要由内窥镜(柔性内窥镜)10、内窥镜供气系统 2、光源装置 100、内窥镜处理器 200 以及监视器装置(显示装置)300 构成。

[0050] 内窥镜 10 设有手操作部分 12 和被设置成与手操作部分 12 相连的插入部分 14。操作者抓握设置在内窥镜 10 的近端侧的手操作部分 12 以操作内窥镜 10,并将插入部分 14 的远端侧插入到对象的诸如胃 16 的内腔中,以执行观察、诊断或祛病性治疗。

[0051] 手操作部分 12 与通用电缆 18 连接,并且通用电缆 18 设有供气连接器 50。供气连接器与两个供气管(供气供水管 52 和恒定压力供气管 54)连接,并且这些供气管(供气供水管 52 和恒定压力供气 54 管)与供气装置(气体供应装置)56 连接。

[0052] 进一步地,通用电缆 18 的远端设有 LG 连接器 66。该 LG 连接器 66 可连接地和可拆卸地与光源装置 100 联接,从而将照明光发送到设置在插入部分 14 的远端部处的照明光学系统(未示出)。进一步地,LG 连接器 66 通过通用电缆 18 与电连接器连接,并且电连接器可连接地和可拆卸地与内窥镜处理器 200 联接。这将由内窥镜 10 获得的观察图像的数据输出给内窥镜处理器 200,并且观察图像被显示在与内窥镜处理器 200 连接的监视器装置 300 上。

[0053] 进一步地,手操作部分 12 设有供气供水按钮 20、抽吸按钮 22、开闭按钮 24、用于变焦距的交互转换开关(seesaw switch)26、角度旋钮 28 和镊子入口 30。

[0054] 供气装置 56 通过高压气体管 58 与二氧化碳气体筒体 60 联接。液化后的二氧化碳气体被存储在二氧化碳气体筒体 60 中。存储在二氧化碳气体筒体 60 中的二氧化碳气体通过供气装置 56 被减小(调节)到预定压力,然后通过供气供水管 52 以及恒定压力供气管 54 被供应。

[0055] 如随后所述(参见图 2),供气供水管 52 与设置在插入部分 14 内的供气供水导管连通,并从设置在远端部分 42 的远端端面中的供气供水喷嘴喷射空气或水以清洁观察窗。进一步地,恒定压力供气管 54 与设置在插入部分 14 内的恒定压力供气导管连通,并通过设置在远端端面处的恒定压力供气开口将二氧化碳气体供应到胃 16(内腔)中。

[0056] 在观察等时,二氧化碳气体始终作为恒定压力供气的气体被供应。此时,供气装置 56 设有压力计 62 和流量计 64,并且以预定时间间隔测量用于恒定压力供气的气体的压力和流量。

[0057] 压力计 62 初始用于测量胃 16 (内腔) 中的二氧化碳气体的压力,但是通用压力计太大而不能安装在内窥镜的远端部分 42 或插入部分 14 的导管中,因此压力计 62 被安装在供气装置 56 中以通过与胃 16 连通的恒定压力供气导管和恒定压力供气管 54 测量气体压力。因此,与由供气装置 56 内的压力计 62 测量的压力 P1 相比较,胃 16 中的实际压力 P2 由于在途中导管中的压力损失而较低,使得考虑到压力损失 (P1-P2),优选的是供气装置 56 根据内窥镜的类型等存储压力损失 (P1-P2) 的数据。

[0058] 应该注意的是虽然压力计 62 目前安装在供气装置 56 中,但是压力计 62 可以安装在对象的身体外的任何地方。进一步地,虽然压力计 62 通过与内腔连通的恒定压力供气导管测量内腔压力,但是可以不通过恒定压力供气导管而是通过例如专门用于压力测量的压力测量导管来执行这种测量。

[0059] 另一方面,流量计 64 通过恒定压力供气管 54 和插入部分 14 的恒定压力供气导管测量从供气装置 56 供应到胃 16 的气体的流量。

[0060] 进一步地,插入部分 14 从手操作部分 12 在内窥镜 10 的近端侧到内窥镜 10 的远端侧依次由柔性部分 38、弯曲部分 40 和远端部分 42 构成。

[0061] 弯曲部分 40 通过旋转设置在手操作部分 12 中的一对角度旋钮 28 被远距离弯曲。这允许操作者在期望的方向上引导远端部分 42,使得操作者可以通过形成在远端部分 42 的远端端面中的观察窗观察内腔中的不同部位。

[0062] 柔性部分 38 使手操作部分 12 和弯曲部分 40 相互连接,并且柔性部分 38 由柔性构件构成以可沿着插入到对象中的方向可在任意方向上弯曲。

[0063] 图 2 显示插入部分 14 的远端部分 42 的立体图。

[0064] 如图 2 所示,设有成像装置 (例如 CCD 照相机) 的观察窗 70、照亮观察范围的照明窗 72 和 72 以及镊子出口 74 设置在远端部分 42 的远端端面 44 内。另外,供气 / 供水喷嘴 76 和恒定压力供气开口 80 设置在远端端面 44 中。

[0065] 用于捕获对象中的目标光的光学系统 (观察光学系统) 设置在观察窗 70 的后面,并且表示观察图像的捕获到的目标光被 CCD 接收,并通过信号电缆发送到内窥镜处理器 200。然后,内窥镜处理器 200 将目标图像转换成视频信号,从而在与内窥镜处理器 200 连接的监视器装置 300 上显示观察图像。

[0066] 照明窗 72 和 72 对称地设置在观察窗 70 的两侧,如图 2 所示,并将来自光源装置 100 的照明光发射到对象中的观察部位。来自光源装置 100 的光通过设置在插入部分 14 中的光纤 (光导) 被引入到照明窗 72。然后,通过设置在远端的照明镜头以及装配在照明窗 72 中的玻璃罩发射照明光。

[0067] 镊子出口 74 与设置在插入部分 14 中的镊子通道 (未示出) 连接,并与手操作部分 12 的镊子插入部分 30 连通。插入镊子入口 30 中的镊子或其它各种治疗仪器通过镊子通道从镊子出口 74 露出镊子或其它各种治疗仪器的远端。

[0068] 供气 / 供水喷嘴 76 与形成在插入部分 14 内的供气供水导管 78 连通。当观察窗 70 变脏时,通过从供气 / 供水喷嘴 76 将清洗液和压缩空气喷射到观察窗 70 来清洁观察窗 70。供气 / 供水喷嘴 76 根据设置在手操作部分 12 中的供气 / 供水按钮 20 的供气操作和供水操作将诸如压缩空气或清洗液的流体喷射到观察窗 70。这除去了粘附到观察窗 70 的体液或污物并确保观察窗 70 的视场清楚。

[0069] 进一步地,恒定压力供气开口 80 与恒定压力供气导管 82 连通。恒定压力供气导管 82 与恒定压力供气管 54 连通,并且通过供气装置 56 被调节到预定压力的二氧化碳气体从恒定压力供气导管 82 通过恒定压力供气开口 80 被供应到诸如胃 16 的内腔。应该注意的是在本文中,这种气体供应被称为恒定压力气体供应。

[0070] 在观察内腔期间,当正在通过供气装置 56 内的压力计 62 测量气体压力时,始终执行到内腔的恒定压力气体供应以保持内腔处于预定压力。

[0071] 如上所述,在第一实施例中,通过恒定压力供气导管测量与胃 16 连通的恒定压力供气管 54 中的气体压力来执行由压力计 62 执行的压力测量,然而,如随后所述,另一个导管,例如专门用于压力测量的压力测量导管可以用于由压力计 62 执行的压力测量。

[0072] 因此,由于没有直接测量内腔中的压力,而是通过与内腔连通的导管测量内腔中的压力,因此在恒定压力供气导管 82 没有被阻塞并且恒定压力供气开口 80 在相同状态打开的情况下,内腔(胃 16 中)的压力 P2 的精确测量需要胃 16 和恒定压力供气管 54 相互连通。

[0073] 然而,高粘性体液(消化液、血液等)存在于人的内腔中,并且这些体液粘附到远端端面 44,从而完全或部分地阻塞恒定压力供气导管 82 的开口部分(恒定压力供气开口 80),这导致恒定压力供气开口 80 的开口状态可能会变化的可能性。在开口状态改变的情况下进行测量压力,不能执行精确的压力测量。因此,在本发明中,执行随后所述的恒定压力供气控制,从而实现精确的压力测量。

[0074] 图 3 显示执行恒定压力供气控制的供气装置 56 的结构。

[0075] 如图 3 所示,供气装置 56 包括减压部分 84 和 86、设置在供气供水管 52 中与减压部分 84 连接的开关阀 88a、设置在在恒定压力供气管 54 中与减压部分 86 连接的开关阀 88b、以及控制减压部分 84 和 86、开关阀 88a 和 88b 等的控制部分 90。

[0076] 减压部分 84 和 86 通过高压连接器 56a 从与二氧化碳气体筒体 60 连接的高压气体管 58 被供应有高压二氧化碳气体。进一步地,恒定压力供气管 54 设有压力计 62 和流量计 64,该压力计 62 和流量计 64 测量从二氧化碳气体筒体 60 气化、通过减压部分 86 被减压到预定压力、以及供应给恒定压力供气管 54 的气体的压力和流量。压力计 62 和流量计 64 的相应测量结果被发送到控制部分 90。

[0077] 减压部分 84 和 86 中的每一个都根据来自控制部分 90 的控制信号将通过高压连接器 56a 供应的二氧化碳气体减压到预定压力。进一步地,开关阀 88a 和 88b 中的每一个都根据来自控制部分 90 的控制信号打开或关闭。控制部分 90 根据压力计 62 和流量计 64 的测量结果控制减压部分 86 和开关阀 88b,从而执行恒定压力供气控制。在附图中未示出的压力计和流量计可以与供气供水管 52 连接,从而检测供气压力和供气量。

[0078] 根据本发明的恒定压力供气控制在与上述恒定压力气体供应分离的压力测量之前迫使气体被供应到恒定压力供气导管 82,从而清除粘附物,例如粘附到恒定压力供气导管 82 内部的液体。这种气体供应被称为冲洗或导管冲洗供气。这种冲洗用于使诸如胃 16 的内腔中的压力和恒定压力供气管 54 中将被测量的压力基本上相等,从而测量精确的内腔压力。

[0079] 图 4 显示第一种恒定压力供气控制方法。

[0080] 图 4 中所示的图(图表)是显示冲洗供气和恒定压力供气的导管的时间图,其中

显示了水平轴线上的时间和垂直轴线上的恒定压力气体供应的流量。

[0081] 这里,流量是从二氧化碳气体筒体 60 被汽化、在减压部分 86 处被减压到预定压力并供应给恒定压力供气管 54 的恒定压力供气气体(二氧化碳气体)的流量。

[0082] 如图 4 所示,以一定时间间隔执行恒定压力供气 C1,并且在恒定压力供气 C1 之前执行压力测量。进一步地,必须在压力测量之前执行导管冲洗供气 F1。具体地,为了执行精确的压力测量,优选的是在即将压力测量之前执行导管冲洗供气。因此,控制部分 90 不仅发出执行压力测量的指令,而且指示由减压部分 86 和开关阀 88b 构成的冲洗装置与压力测量同步地执行冲洗,如图 4 所示。此时,控制部分 90 在没有执行恒定压力供气 C1 并且停止气体供应期间发出执行压力测量的指令,并发出执行供应用于冲洗的气体的指令,从而在压力测量之前执行冲洗,如图 4 所示。

[0083] 第一种恒定压力供气控制中的该导管冲洗供气 F1 供应至少等于恒定压力供气导管 82 的容积的流量。此时,如果粘液等粘附到恒定压力供气导管 82 的开口部分(恒定压力供气开口 80 的内部),则可以在高于恒定压力供气的压力下执行导管冲洗供气 F1 以增加供气的流动速度,从而吹走粘液等。

[0084] 进一步地,即使依此方式以等于或大于恒定压力供气导管 82 的容积的流量执行导管冲洗供气 F1,恒定压力供气导管 82 的容积也比内腔的容积小很多,例如,当胃的容积为 1500cc 时,导管的容积为 15cc(在本示例中,导管的容积是内腔的容积的 1/100)。因此,导管冲洗供气不可能使内腔的压力急剧增加,从而在对象上施加张力。

[0085] 这里,优选的是由导管冲洗供气 F1 供应的流量至少等于恒定压力供气导管 82 的容积,并且仅有必要供应大约对应于由恒定压力供气管 54 和恒定压力供气导管 82 构成的导管的容积的流量,其中恒定压力供气气体从供气装置 56 通过该由恒定压力供气管 54 和恒定压力供气导管 82 构成的导管被供应到恒定压力供气开口 80。

[0086] 应该注意的是,如图 3 中的虚线所示,止回阀 54a 可以设置在与恒定压力供气导管 82 连通的恒定压力供气管 54 中,使得在恒定压力供气的流量等于或大于从止回阀 54a 到恒定压力供气开口 80 的导管的容积的情况下执行导管冲洗供气。

[0087] 因此,由于在压力测量之前(具体地,在即将压力测量之前)导管冲洗供气 F1 清除粘附到恒定压力供气导管 82 内部的液体等,从而使得内腔和其压力将被测量的恒定压力供气管 54 互相完全连通,使得恒定压力供气管 54 的压力变得基本上等于内腔的压力,然后通过压力计 62 执行压力测量,可以精确地测量内腔的压力。

[0088] 图 5 显示第二种恒定压力供气控制方法。

[0089] 图 5 是显示第二种恒定压力供气控制中的导管冲洗供气和恒定压力供气的时间图。

[0090] 此外,在第二种恒定压力供气控制中,类似于上述第一种恒定压力供气,以一定时间间隔执行恒定压力供气 C2,并且在每一个恒定压力供气 C2 之前执行压力测量。进一步地,需要在每一个压力测量之前执行导管冲洗供气 F2。此外,在这种情况下,优选的是在即将进行压力测量之前执行导管冲洗供气 F2。

[0091] 执行第二种恒定压力供气控制中的导管冲洗供气 F2 持续比第一种恒定压力供气中的导管冲洗供气 F1 短的时间段,如图 5 所示,但是具有增加的流动速度,从而确保与第一种恒定压力供气的导管冲洗供气 F1 相同的流量。

[0092] 因此,在第二种恒定压力供气控制中,具有高流动速度的简短冲洗供气清除粘附到恒定压力供气导管 82 的内部的液体等。

[0093] 图 6 显示第三种恒定压力供气控制方法。

[0094] 图 6 是显示第三种恒定压力供气控制中的导管冲洗供气和恒定压力供气的时间图。

[0095] 此外,在第三种恒定压力供气控制中,以一定时间间隔执行恒定压力供气 C3,在每一个恒定压力供气 C3 之前执行导管冲洗供气 F3,然后执行压力测量,但是在图 6 中所示的示例中,导管冲洗供气 F3 和压力测量被执行两次。

[0096] 导管冲洗供气 F3 在这种情况下的流动速度低于每一次的恒定压力供气 C3,并且导管冲洗供气 F3 的流量较低,然而,即使流量等于或小于恒定压力供气导管 82 的容积,也多次执行压力测量,并且相互比较测量结果以检测恒定压力供气导管 82 中是否存在液体等,使得可以执行精确的压力测量,从而避免压力测量误差。

[0097] 例如,在图 6 中,两个压力测量中的第一压力测量的测量结果由 S1 表示,第二压力测量的测量结果由 S2 表示,并且当这两个测量结果之间的差值 (S1-S2) 等于或小于预定值时,确定已经精确地执行了压力测量,而当差值 (S1-S2) 高于预定值时,确定已经发生压力测量误差,假设导管的状态由于恒定压力供气导管 82 中的液体的存在而改变。

[0098] 在图 6 中所示的示例中,执行两次压力测量,但是压力测量的次数不局限于两次,除了一次之外,压力测量可以执行许多次。实际上,优选的是重复导管冲洗供气和压力测量直到测量结果之间的差值变得小于预定值为止。

[0099] 例如,在停止来自供气装置(气体供应装置)56 的气体供应的时间段期间,控制部分 90 确定在第 N(这里, N 是等于或大于 1 的自然数)次压力测量的结果与第 N+1 次压力测量的结果之间的差值是否小于预定阈值,并且控制部分 90 发出重复上述冲洗和压力测量的指令,直到控制部分 90 确定该差值小于预定阈值为止。

[0100] 在上述第一实施例中,通过与恒定压力供气导管 82 连通的恒定压力供气管 54 执行压力测量,然而,如随后所述,压力测量导管可以与恒定压力供气导管 82 分开设置,从而通过压力测量导管执行压力测量。

[0101] 图 7 是显示根据本发明的第二实施例的设有内窥镜供气系统的内窥镜系统的概略的结构图。

[0102] 在图 7 中,与图 1 中所示的第一实施例中的部件类似的部件由相同的附图标记表示。如图 7 所示,在第二实施例中,独立于恒定压力供气管 54,专门进行压力测量的导管(压力测量导管)53 从供气装置 56 伸出,并沿着内窥镜插入部分 14 被插入内腔中,从而通过压力测量导管 53 测量内腔中的压力。

[0103] 图 8 是显示第二实施例的供气装置 56 的概略的结构图。

[0104] 如图 8 所示,压力测量导管 53 连接到减压部分 87,而减压部分 87 通过高压连接器 56a 连接到二氧化碳气体筒体 60。进一步地,开关阀 88c 设置在压力测量导管 53 的供气装置 56 的出口处。进一步地,压力计 62 和流量计 64 设置在压力测量导管 53 中的开关阀 88c 与减压部分 87 之间。

[0105] 供气装置 56 设有第一控制部分 91 和第二控制部分 93,该第一控制部分 91 根据压力测量的结果控制恒定压力供气气体的供应,第二控制部分 93 根据用于恒定压力供气的

气体的供应状态控制用于冲洗的气体的流动速度或流量。虽然在第一实施例中通过使这两个控制部分 91 和 93 成一体获得的控制部分 90 进行控制,但是可以通过不同的控制部分依此方式控制用于恒定压力供气的气体的供应和用于冲洗的气体的供应。

[0106] 在第二实施例中,第一控制部分 91 发出压力测量指令,并通过第二控制部分 93 发出冲洗指令。第二控制部分 93 控制减压部分 87 和开关阀 88c 以执行冲洗。在冲洗之后,由压力计 62 获得的测量的结果被输入到第一控制部分 91 中,并且第一控制部分 91 根据测量结果控制用于恒定压力供气的气体的供应。另一方面,第二控制部分 93 从第一控制部分接收用于恒定压力供气的气体的供应的状态,并根据该状态控制用于冲洗的气体的流动速度和流量。

[0107] 应该注意的是,在本发明用于通过穿透内腔壁进行内腔或腹腔内治疗来进行内腔壁的切除治疗的情况下,压力治疗导管 53 可以通过套管针插入腹腔中以测量压力。

[0108] 进一步地,如随后所述,用于恒定压力供气的气体的供应管线和用于冲洗的气体的供应管线可以彼此完全间隔开,以从不同的二氧化碳气体筒体被供应气体。

[0109] 图 9 显示了第二实施例的变形例的供气装置 56。

[0110] 在图 9 中所示的变形例中,压力测量导管 55 被设置成与和恒定压力供气导管 82 连通的恒定压力供气管 54 完全分离,并通过减压部分 89 与另一个二氧化碳气体筒体 61 连接。然后,该压力测量导管 55 在减压部分 89 与开关阀 88d 之间设有压力计 62 和流量计 64。

[0111] 构成冲洗装置的减压部分 89 和开关阀 88d 由第二控制部分 93 控制以在压力测量之前执行冲洗。进一步地,由压力计 62 获得的压力测量的结果被发送到第一控制部分 91,并且第一控制部分 91 根据压力测量的结果控制用于恒定压力供气的气体的供应。

[0112] 以上已经描述了恒定压力供气控制的一些示例,并且这些示例中的每一个都可以精确地测量内腔中的压力,这是因为导管冲洗供气用于清除粘附到压力测量导管内部的液体等,从而使压力测量导管与内腔完全连通,使得压力计 62 测量导管的基本上等于内腔的压力的压力。

[0113] 进一步地,由于始终依此方式精确地测量内腔中的气体压力,因此可以形成自动恒定压力供气以使内腔中的压力保持适当,因此操作者不需要频繁地手动操作供气按钮。

[0114] 应该注意的是如果监视器装置(显示装置)300 被构造成显示供气装置 56 当前是否处于恒定压力供气或导管冲洗供气,则操作者可以始终知道供气装置 56 的供气状态,这使得操作效率提高。

[0115] 进一步地,在上述实施例中,类似于恒定压力供气开口 80(参见图 2)的用于恒定压力供气导管的开口设置在内窥镜的远端端面 44 中,但是用于恒定压力供气导管的开口的安装位置不必地被限制于远端端面 44。

[0116] 进一步地,在本实施例中,恒定压力供气导管 82 设置在内窥镜内(在插入部分 14 内),但是,在内窥镜和外套管合并的情况下,恒定压力供气导管(恒定压力供气内腔)可以是当内窥镜插入中外套管时内窥镜与外套管之间的空间,或者可以使用多内腔外套管等中内窥镜不能穿过的内腔。

[0117] 进一步地,在不同的恒定压力供气导管以此方式被使用的情况下,例如,存储器部分可以设置在供气装置 56 中以初步记录(存储)恒定压力供气导管的各个容积(或内腔

直径),从而可以根据要使用的恒定压力供气导管的容积或直径选择导管冲洗供气的流量。

[0118] 可选地,可以通过输入内窥镜信息自动切换导管冲洗的流量。

[0119] 本发明被说明为用于内腔的观察或治疗,但是本发明可以用于通过穿透内腔的壁进行内腔或腹腔治疗来切除内腔的壁的治疗。

[0120] 虽然上面已经详细地描述了根据本发明的内窥镜供气系统,但是本发明不局限于上述实施例,并且显而易见的是在不背离本发明的保护范围的情况下可以进行各种修改和改变。

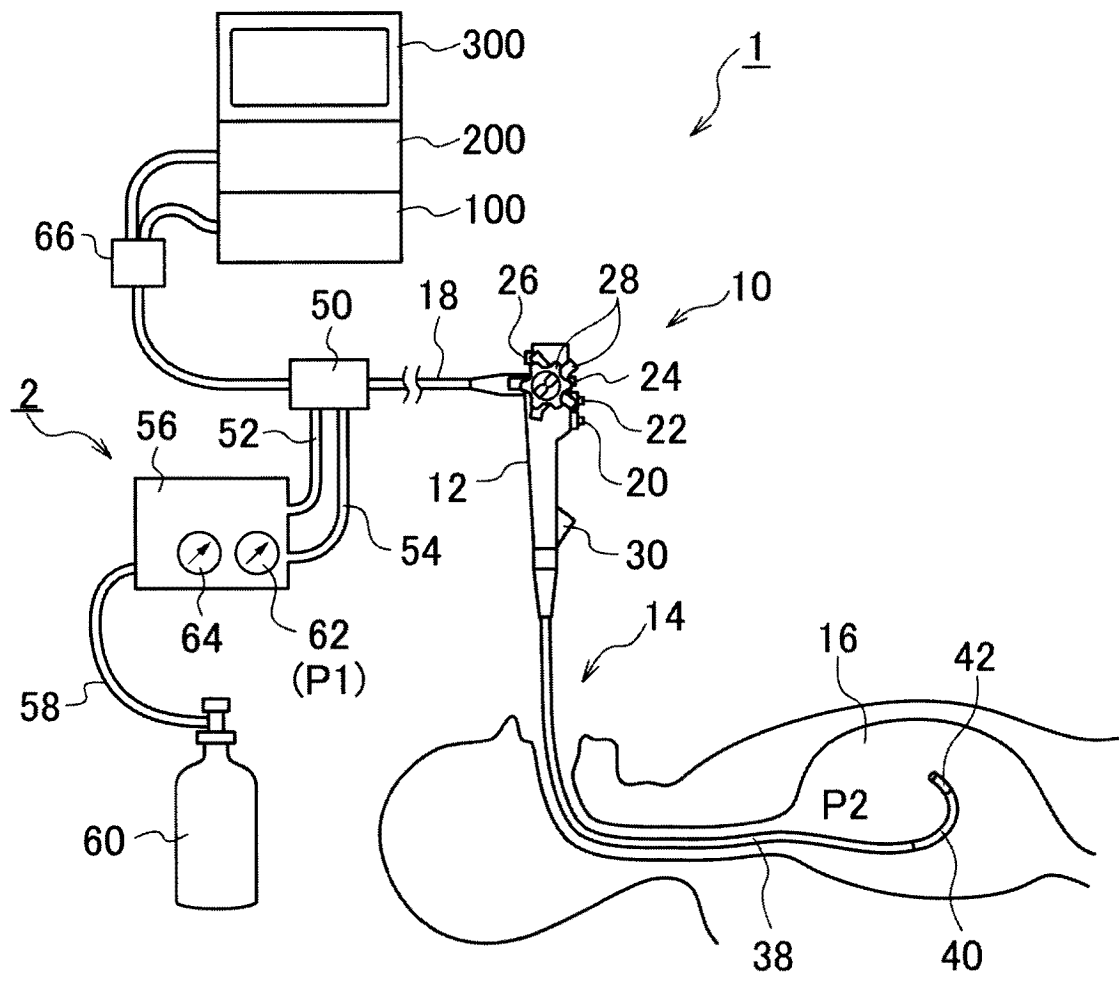


图 1

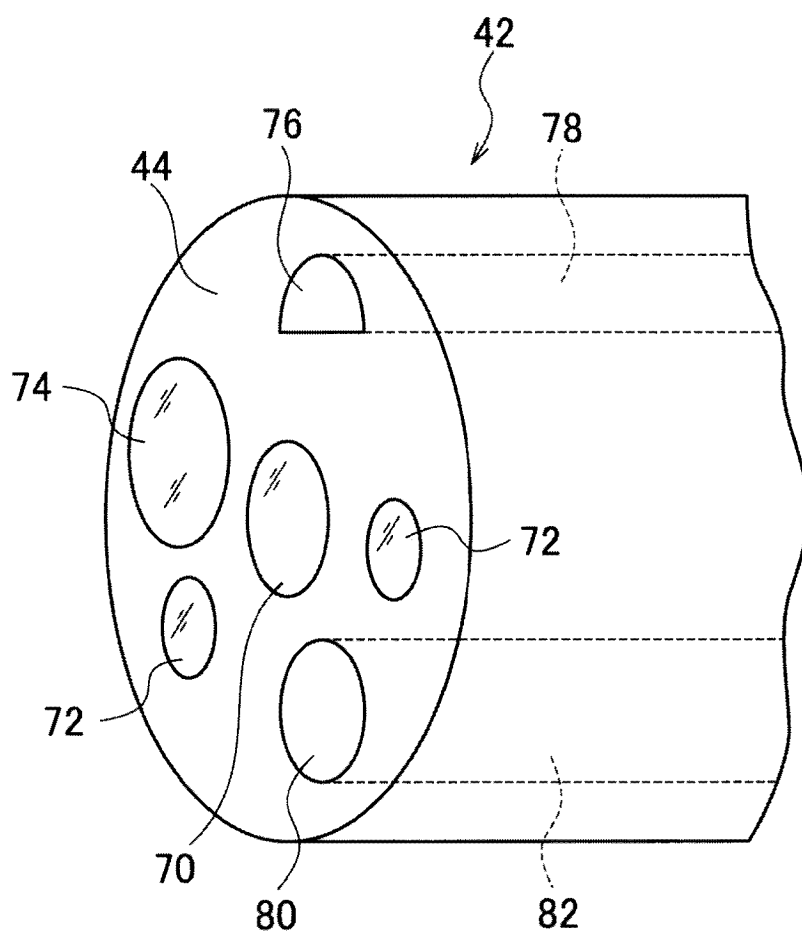


图 2

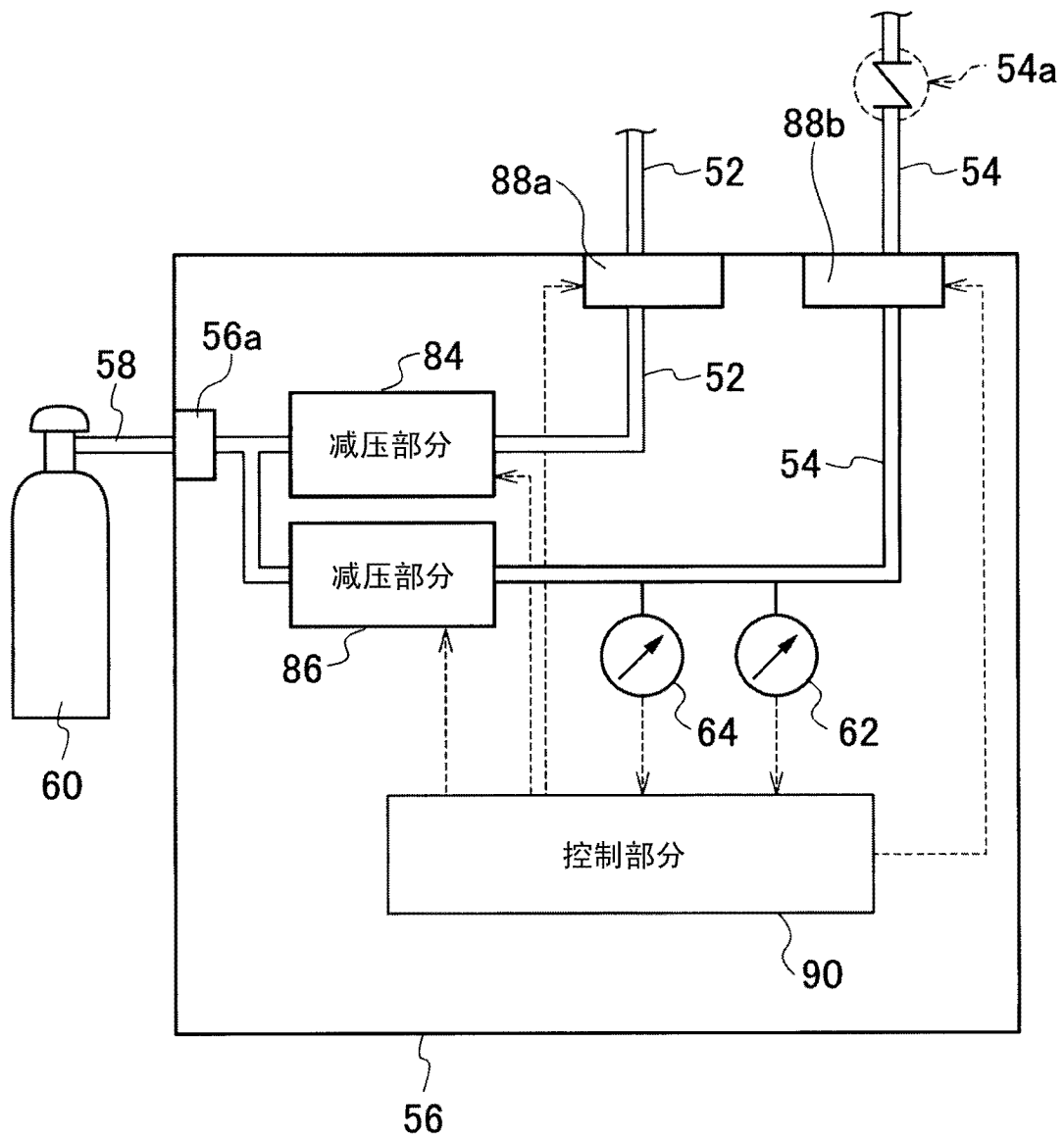


图 3

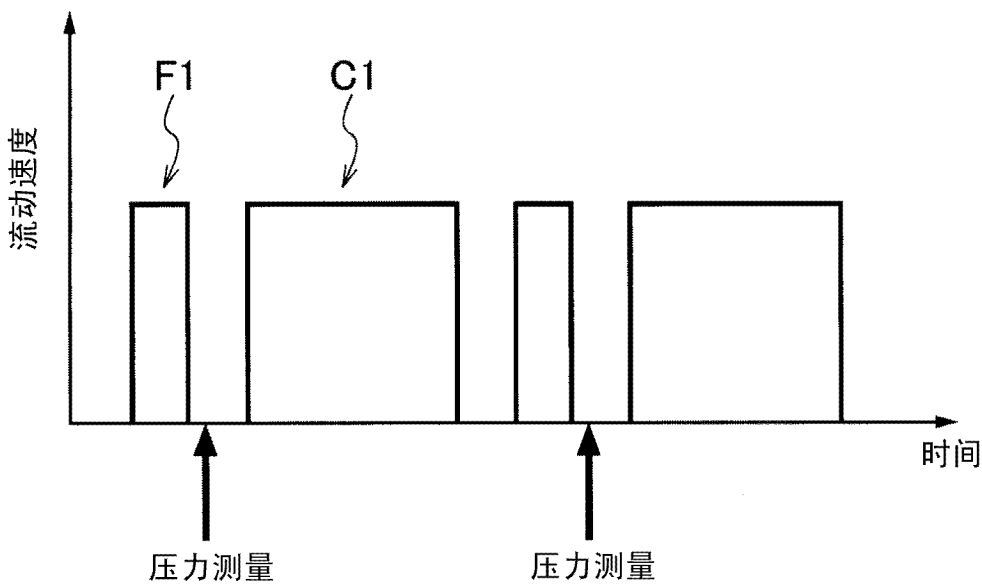


图 4

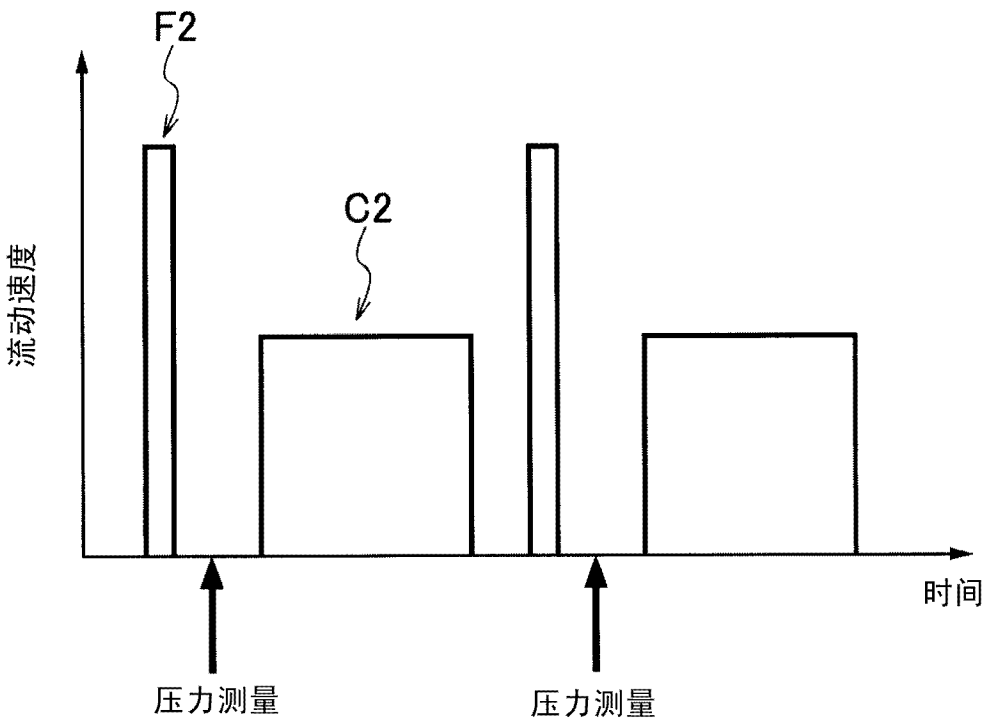


图 5

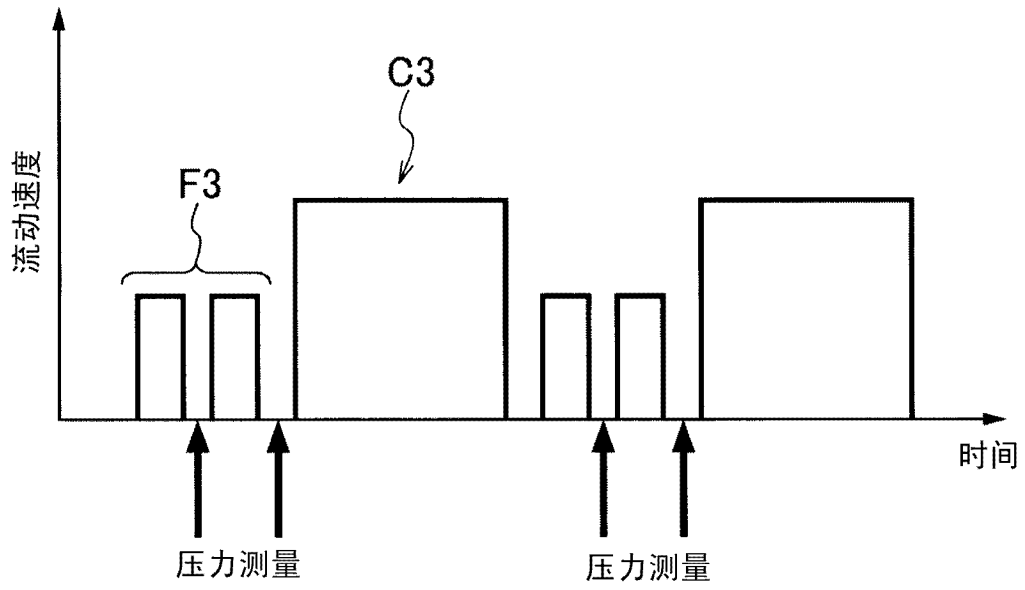


图 6

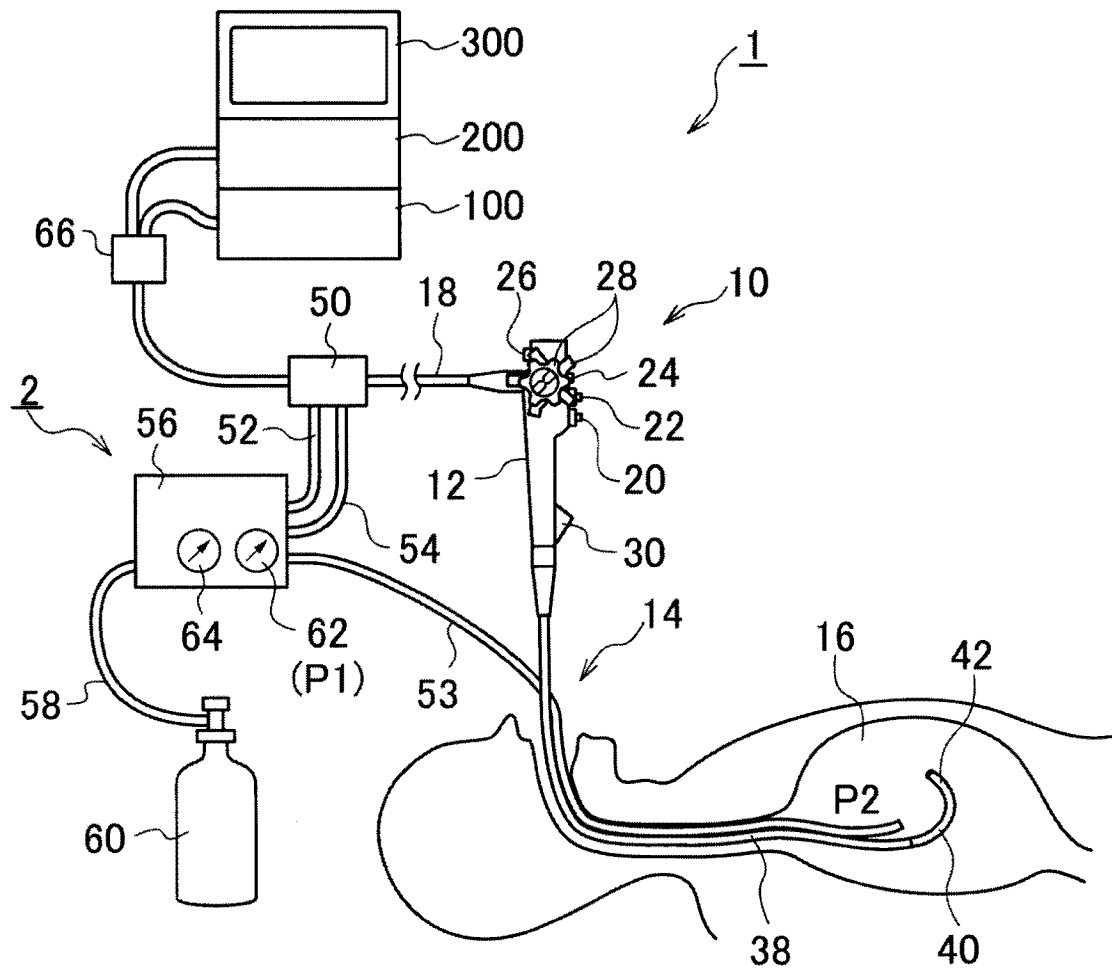


图 7

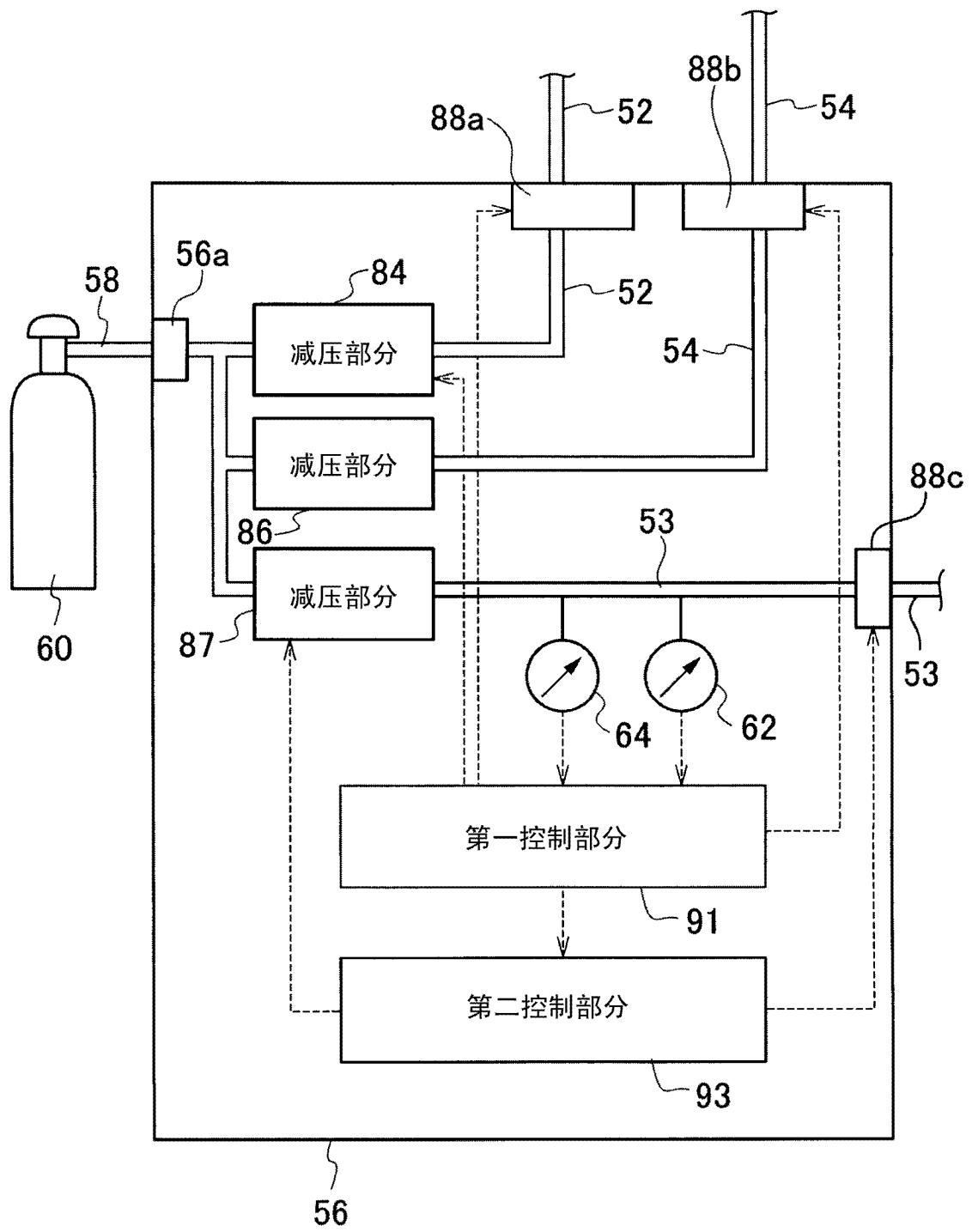


图 8

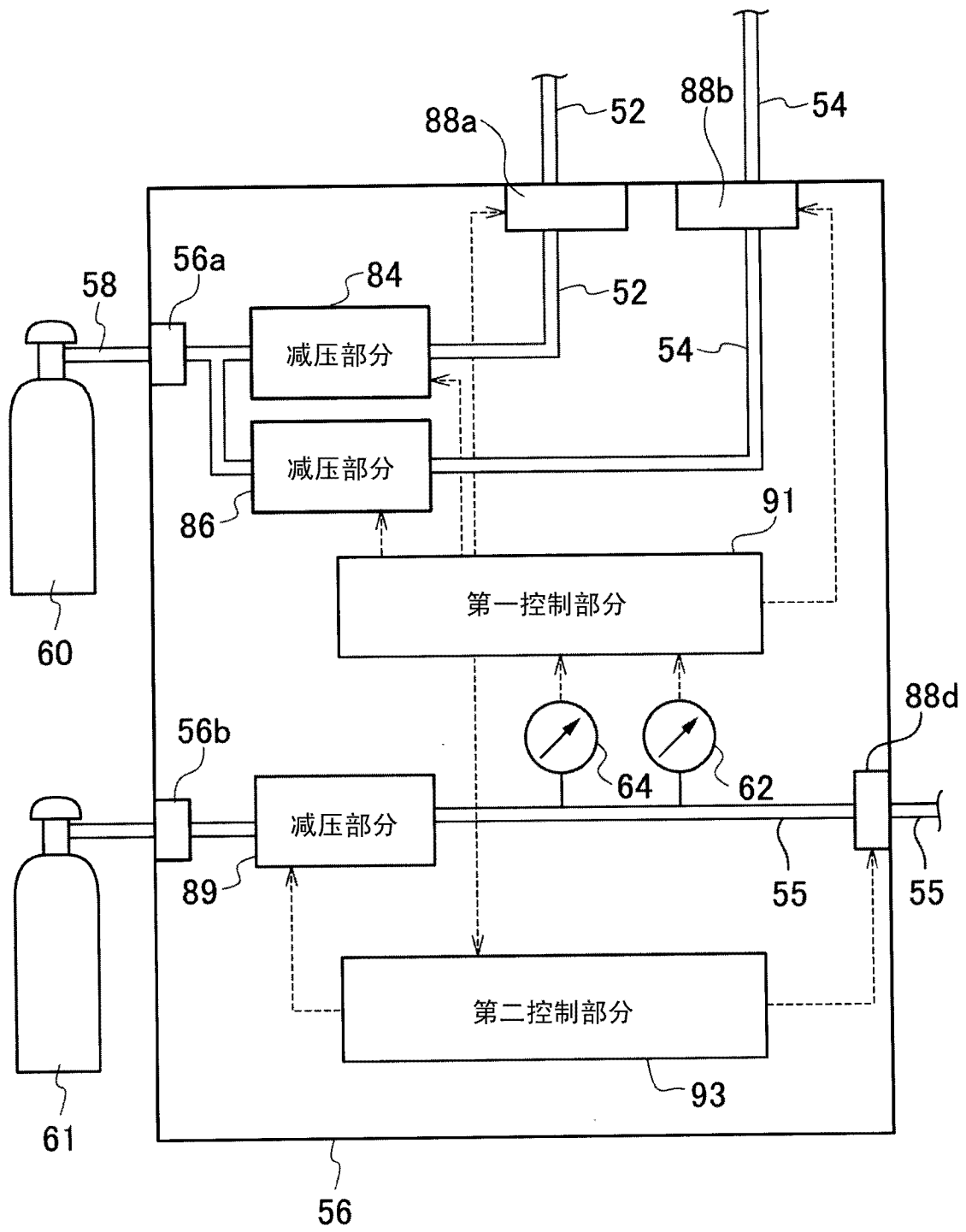


图 9

专利名称(译)	内窥镜供气系统		
公开(公告)号	CN102697450B	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201210084428.X	申请日	2012-03-27
[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	鸟泽信幸 中岛清一		
发明人	鸟泽信幸 中岛清一		
IPC分类号	A61B1/12		
CPC分类号	A61M13/003 A61B1/015 A61B1/32 A61B1/126		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2011070293 2011-03-28 JP		
其他公开文献	CN102697450A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

当通过内窥镜执行内腔中的观察或治疗时，执行精确测量的内腔中的压力以使该压力保持适当。提供了一种内窥镜供气系统，包括：气体供应装置，所述气体供应装置通过供气导管将预定气体供应给对象的内腔；压力测量装置，所述压力测量装置测量所述内腔中的压力并和与内腔连通的压力测量导管连接；冲洗装置，所述冲洗装置将冲洗气体供应到压力测量导管；和指令装置，所述指令装置指示所述压力测量装置以执行压力测量，并指示所述冲洗装置以与通过所述压力测量装置进行的压力测量同步地供应所述冲洗气体。

