



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1933766 B

(45) 授权公告日 2010.05.05

(21) 申请号 200580008858.1

(22) 申请日 2005.03.15

(30) 优先权数据

081654/2004 2004.03.19 JP

115847/2004 2004.04.09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.09.19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2005/004533 2005.03.15

(87) PCT申请的公布数据

W02005/089625 JA 2005.09.29

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 吉田尊俊 内村澄洋 谷口明

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2003-144378 A, 2003.05.20, 说明书第 5 栏第 13 行—第 41 行、附图 1—5.

JP 特开 2002-301019 A, 2002.10.15, 全文.
CN 1440721 A, 2003.09.10, 全文.

JP 特开平 6-269392 A, 1994.09.27, 全文.

JP 特开 2001-340462 A, 2001.12.11, 说明书第 2 栏第 20 行—第 28 行、附图 4.

审查员 陈响

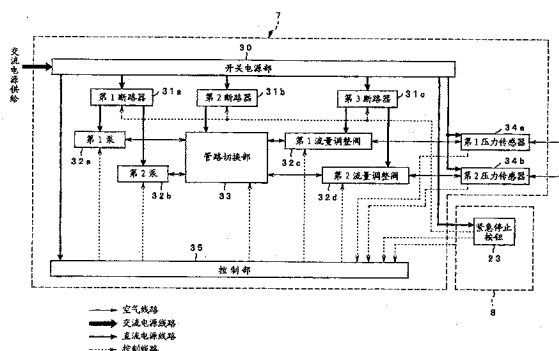
权利要求书 3 页 说明书 19 页 附图 17 页

(54) 发明名称

内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法,该内窥镜球囊控制装置具有:泵,其针对安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊,供给或排出气体;以及控制部,其测定上述球囊内的气体压力,并根据该测定结果使上述泵动作来控制上述球囊内的压力;上述控制部具有检测对上述球囊的供气或吸气流量的流量检测部,并根据该流量检测部的检测结果使上述泵动作来控制对上述球囊的供气或吸气流量。



1. 一种内窥镜球囊控制装置,其特征在于,该装置具有:

泵,其针对与安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊连接的管路,供给或排出气体;

压力测定部,其测定上述球囊或上述管路的内压;

流量调整部,其调整上述泵对上述管路的供气流量;

流量检测部,其检测对上述球囊的供气或吸气流量;

时间检测部,其检测对上述球囊的供气或吸气时间;

控制部,其根据上述压力测定部的测定结果和上述流量检测部的检测结果以及上述时间检测部的检测结果,使上述泵动作来控制对上述球囊的供气或吸气流量,以调整上述球囊内的压力,该控制部具有异常判定部,该异常判定部通过控制上述流量调整部,使从上述泵到上述管路的供气流量变化来把气体提供给上述管路,取得在预先设定的第1时间和预先设定的第2时间由上述压力测定部所测定的上述管路的第1内压值和第2内压值,并在上述第1内压值和上述第2内压值的差超过预先设定的阈值的情况下,判定上述球囊或上述管路的任意一方是异常;以及

异常状态告知部,其根据上述异常判定部的判定结果告知上述球囊或上述管路的哪一方是异常。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜球囊控制装置,其特征在于,上述异常判定部通过控制上述流量调整部,使上述泵对上述管路的供气流量变化为最小供气流量和最大供气流量来向上述管路提供气体,取得在预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述管路的内压值,并在上述泵的最小供气流量的气体被提供给上述管路后经过了上述设定时间时,在上述管路的内压值超过了预先设定的第1阈值的情况下,或者在上述泵的最大供气流量的气体被提供给上述管路后经过了上述设定时间时,在上述管路的内压值未达到预先设定的第2阈值的情况下,判定上述泵或上述管路的任意一方是异常。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜球囊控制装置,其特征在于,上述异常判定部进行使在上述设定时间由上述压力测定部所测定的上述管路的内压值和预先设定的内压的目标值之间的差为最小的流量调整。

4. 一种内窥镜球囊控制装置,其特征在于,该装置具有:

第1泵,其针对与安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用第1球囊连接的第1管路,供给或排出气体;

第2泵,其针对与安装在使上述内窥镜插通的外套管的前端外周部的固定用第2球囊连接的第2管路,供给或排出气体;

压力测定部,其测定上述第1球囊和上述第2球囊或上述第1管路和上述第2管路的内压;

流量调整部,其调整上述第1泵和上述第2泵对上述第1管路和第2管路的供气流量;

流量检测部,其检测对上述第1球囊和上述第2球囊的供气或吸气流量;

时间检测部,其检测对上述第1球囊和上述第2球囊的供气或吸气时间;

控制部,其根据上述压力测定部的测定结果和上述流量检测部的检测结果以及上述时间检测部的检测结果,使上述第1泵和第2泵动作来控制对上述第1球囊和上述第2球囊的供气或吸气流量,以调整上述第1球囊和上述第2球囊内的压力,该控制部具有异常判定

部,该异常判定部通过控制上述流量调整部,使从上述第1泵和上述第2泵到上述第1管路和上述第2管路的供气流量变化来把气体提供给上述第1管路和上述第2管路,取得在预先设定的第1时间和预先设定的第2时间由上述压力测定部所测定的上述第1管路和上述第2管路的第1内压值和第2内压值,并在上述第1内压值和上述第2内压值的差超过预先设定的阈值的情况下,判定上述第1球囊或上述第2球囊或上述第1管路或上述第2管路的任意一方是异常;以及

异常状态告知部,其根据上述异常判定部的判定结果告知上述第1球囊或上述第2球囊或上述第1管路或上述第2管路的哪一方是异常。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜球囊控制装置,其特征在于,上述异常判定部通过控制上述流量调整部,使上述第1泵和上述第2泵对上述第1管路和上述第2管路的供气流量变化为最小供气流量和最大供气流量来向上述第1管路和上述第2管路提供气体,取得在预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述第1管路和上述第2管路的内压值,并在上述第1泵和上述第2泵的最小供气流量的气体被提供给上述第1管路和第2管路后经过了上述设定时间时,在上述第1管路和上述第2管路的内压值超过了预先设定的第1阈值的情况下,或者在上述第1泵和上述第2泵的最大供气流量的气体被提供给上述第1管路和上述第2管路后经过了上述设定时间时,在上述第1管路和上述第2管路的内压值未达到预先设定的第2阈值的情况下,判定上述第1泵或上述第2泵或上述第1管路或上述第2管路的任意一方是异常。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜球囊控制装置,其特征在于,上述异常判定部进行使在上述设定时间由上述压力测定部所测定的上述第1管路和上述第2管路的内压值和预先设定的内压的目标值之间的差为最小的流量调整。

7. 一种内窥镜球囊控制装置的异常判定方法,所述内窥镜球囊控制装置具有:泵,其针对与安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊连接的管路,供给或排出气体;压力测定部,其测定上述球囊或上述管路的内压;以及流量调整部,其调整上述泵对上述管路的供气流量;其特征在于,该方法具有:

第1步骤,其控制上述泵和上述流量调整部,使上述泵对上述管路的供气流量变化为最小供气流量;

第2步骤,如果在上述第1步骤的预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述管路的内压测定值超过了预先设定的第1阈值,其判定上述泵或上述管路是异常;以及

第3步骤,其根据上述第2步骤的判定结果告知上述泵和上述管路的哪一方是异常。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜球囊控制装置的异常判定方法,其特征在于,上述方法具有:

第4步骤,其通过控制上述泵和上述流量调整部,使上述泵对上述管路的供气流量变化为最大供气流量;

第5步骤,如果在上述第4步骤的预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述管路的内压测定值未达到预先设定的第2阈值,其判定上述泵或上述管路是异常;以及

第6步骤,其根据上述第5步骤的判定结果告知上述泵和上述管路的哪一方是异常。

9. 一种内窥镜球囊控制装置的异常判定方法,所述内窥镜球囊控制装置具有:第1泵,其针对与安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊连接的第1管路,供给或排

出气体；第2泵，其针对与安装在使上述内窥镜插通的外套管的前端外周部的固定用球囊连接的第2管路，供给或排出气体；压力测定部，其测定上述内窥镜的球囊和上述外套管的球囊或者上述内窥镜的管路和外套管的管路的内压；以及流量调整部，其调整上述第1泵和上述第2泵对上述第1管路和上述第2管路的供气流量；其特征在于，该方法具有：

第1步骤，其控制上述第1泵和上述第2泵和上述流量调整部，使上述第1泵和上述第2泵对上述第1管路和上述第2管路的供气流量变化为最小供气流量；

第2步骤，如果在上述第1步骤的预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述第1管路和上述第2管路的内压测定值超过了预先设定的第1阈值，其判定上述第1泵或第2泵或上述第1管路或第2管路的任意一方是异常；以及

第3步骤，其根据上述第2步骤的判定结果告知上述第1泵或上述第2泵或上述第1管路或上述第2管路的哪一方是异常。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜球囊控制装置的异常判定方法，其特征在于，上述方法具有：

第4步骤，其通过控制上述第1泵和上述第2泵和上述流量调整部，使上述第1泵和第2泵对上述第1管路和第2管路的供气流量变化为最大供气流量；

第5步骤，如果在上述第4步骤的预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述第1管路和上述第2管路的内压测定值未达到预先设定的第2阈值，其判定上述第1泵或上述第2泵或上述第1管路或上述第2管路的任意一方是异常；以及

第6步骤，其根据上述第5步骤的判定结果告知上述第1泵或上述第2泵或上述第1管路或上述第2管路的哪一方是异常。

内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜球囊控制装置,并涉及可调整控制对设置在内窥镜的插入部前端外周部的球囊和设置在外套管(over tube)的插入部前端外周部的球囊的供气流量的内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法。

背景技术

[0002] 一般情况下,在消化管检查中,使用内窥镜是公知的。在这种内窥镜检查中,在把内窥镜的插入部插入到深部消化管,例如小肠内的情况下,仅在压入上述插入部时,由于复杂肠管的弯曲而使力难以传递到上述插入部前端,插入到深部是困难的。

[0003] 例如,上述内窥镜在要使因深部插入而产生的上述内窥镜的多余弯曲或挠曲伸开而拉回时,由于上述插入部前端也脱离,因而不能消除弯曲或挠曲,深部插入变得困难。

[0004] 因此,提出了一种内窥镜装置,该装置通过在上述内窥镜的上述插入部前端外周部安装球囊,并使该球囊膨胀来临时固定在上述肠管上,从而在使上述内窥镜所产生的多余弯曲或挠曲伸开时,防止上述插入部的前端脱离。

[0005] 并且,在现有技术中,还提出了一种内窥镜装置,该装置设置有插通有上述内窥镜的上述插入部的外套管,并在该外套管的前端外周部设置有球囊,使该球囊和上述内窥镜的球囊适当膨胀或收缩来针对上述内窥镜装置实现手术性能的提高。

[0006] 例如,在日本国专利特开 2002-301019 号公报中公开了一种内窥镜装置,该装置针对上述内窥镜的上述球囊和上述外套管的上述球囊,在使用控制单元测定各球囊内的空气压力来控制上述各球囊内的压力的同时,从泵装置把空气提供给这些球囊。

[0007] 并且,在另一现有技术中,例如,如日本国专利特开 2001-340462 号公报所示,公开了一种带有内窥镜插入辅助用球囊的管,该管具有:安装在内窥镜前端的内窥镜前端球囊,安装在内窥镜上的管主体,以及设置在管主体的前端的管前端球囊。

[0008] 上述公报内所公开的发明在内窥镜和安装于内窥镜上的管上都分别安装有一个球囊,使用该球囊实现内窥镜向活体内的插入性和内窥镜在活体内的操作性的提高。

[0009] 上述公报所公开的内窥镜装置和带有内窥镜插入辅助用球囊的管在上述内窥镜的球囊和上述外套管的球囊的材质不同的情况下,或者在球囊每次更换时材质不同的情况下,即使流量相同,球囊的膨胀样子也不同。因此,即使球囊的材质/种类不同,为了维持恒定的膨胀样子,也有必要根据球囊的材质来控制对上述各球囊的供气流量。

[0010] 并且,上述球囊有采用各种材质形成的具有各种容量的球囊,根据处置内容、处置中使用的内窥镜的种类、以及活体的个体差等而分开使用。因此,例如,在对活体进行处置的现场,还考虑了在多次进行球囊更换的同时进行处置的情况。在这种情况下,上述现有例具有以下问题:在球囊每次更换时,针对更换用的球囊,医生和医生的辅助者等有必要在活体外确认发生在活体内的固定不良的可能性,结果使对活体的处置时间延长。

发明内容

[0011] 本发明就是鉴于上述情况而作成的,本发明的目的是提供通过控制对内窥镜的球囊和外套管的球囊的供气或吸气流量,即使球囊的材质/种类不同,也能维持恒定的膨胀样子的内窥镜球囊控制装置。

[0012] 并且,本发明的目的是还提供在控制对球囊的供气或吸气流量时,可简便且自动地判定球囊管路异常的内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法。

[0013] 为了达到上述目的,本发明的内窥镜球囊控制装置具有:泵,其针对与安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊连接的管路,供给或排出气体;压力测定部,其测定上述球囊或上述管路的内压;流量调整部,其调整上述泵对上述管路的供气流量;流量检测部,其检测对上述球囊的供气或吸气流量;时间检测部,其检测对上述球囊的供气或吸气时间;控制部,其根据上述压力测定部的测定结果和上述流量检测部的检测结果以及上述时间检测部的检测结果,使上述泵动作来控制对上述球囊的供气或吸气流量,以调整上述球囊内的压力,该控制部具有异常判定部,该异常判定部通过控制上述流量调整部,使从上述泵到上述管路的供气流量变化来向上述管路提供气体,取得在预先设定的第1时间和预先设定的第2时间由上述压力测定部所测定的上述管路的第1内压值和第2内压值,并在上述第1内压值和上述第2内压值之间的差超过预先设定的阈值的情况下,判定上述球囊或上述管路的任意一方是异常;以及异常状态告知部,其根据上述异常判定部的判定结果告知上述球囊或上述管路的哪一方是异常。

[0014] 并且,本发明是一种内窥镜球囊控制装置的异常判定方法,所述内窥镜球囊控制装置具有:泵,其针对与安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊连接的管路,供给或排出气体;压力测定部,其测定上述球囊或上述管路的内压;以及流量调整部,其调整上述泵对上述管路的供气流量;该方法具有:第1步骤,其控制上述泵和上述流量调整部,使上述泵对上述管路的供气流量变化为最小供气流量;第2步骤,其在上述第1步骤的预先设定的设定时间由上述压力测定部所测定的上述管路的内压测定值超过了预先设定的第1阈值的情况下,判定上述泵或上述管路是异常;以及第3步骤,其根据上述第2步骤的判定结果告知上述泵和上述管路的哪一方是异常。

附图说明

[0015] 图1是示出应用本发明的实施例1的内窥镜球囊控制装置的内窥镜系统的整体结构的结构图。

[0016] 图2是示出图1的内窥镜球囊控制装置的概略结构的结构图。

[0017] 图3是示出图2的遥控器的结构例的图。

[0018] 图4是示出图2的内窥镜球囊控制装置的内部结构的方框图。

[0019] 图5是示出使各球囊缩瘪来把内窥镜插通到外套管内,从而插入到肠管内的状态的说明图。

[0020] 图6是示出使外套管的球囊膨胀来固定在肠管上的状态的说明图。

[0021] 图7是示出从图6的状态进一步把内窥镜插入到外套管内的状态的说明图。

[0022] 图8是示出在图7的状态下使内窥镜的球囊膨胀来固定在肠壁上的状态的说明图。

- [0023] 图 9 是示出在图 8 的状态下使外套管的球囊缩瘪来进一步插入外套管的状态的说明图。
- [0024] 图 10 是示出外套管的前端从图 9 的状态移动到内窥镜前端部的状态的说明图。
- [0025] 图 11 是示出在图 10 的状态下使外套管的球囊膨胀来固定在肠壁上的状态的说明图。
- [0026] 图 12 是示出用于对内窥镜球囊控制装置的作用进行说明的控制部的主程序的流程图。
- [0027] 图 13 是示出基于图 12 的开关状态确认模块的处理例程的流程图。
- [0028] 图 14 是示出基于图 13 的供气模块的处理例程的流程图。
- [0029] 图 15 是示出基于图 13 的吸气模块的处理例程的流程图。
- [0030] 图 16 是示出本发明的实施例 2 的内窥镜球囊控制装置的概略结构的结构图。
- [0031] 图 17 是示出图 16 的内窥镜球囊控制装置的内部结构的方框图。
- [0032] 图 18 是示出实施例 2 的内窥镜球囊控制装置的控制内容的流程图。
- [0033] 图 19 是示出在图 18 的泵的最小流量设定中判定为异常调整结束通知的情况下的内窥镜用球囊或外套管用球囊的内压与供气时间的关系的曲线图。
- [0034] 图 20 是示出在图 18 的泵的最大流量设定中判定为异常调整结束通知的情况下的内窥镜用球囊或外套管用球囊的内压与供气时间的关系的曲线图。
- [0035] 图 21 是示出在即使使图 18 的泵的流量设定从最小流量设定变化到最大流量设定也未确认异常的情况下的内窥镜用球囊或外套管用球囊的内压与供气时间的关系的曲线图。
- [0036] 图 22 是示出在图 18 的泵的流量设定采用调整后流量设定后,把内窥镜用球囊或外套管用球囊的内压设定为处于大致平衡状态的规定内压值来确认管路内压变化的情况下的内窥镜用球囊或外套管用球囊的内压与供气时间的关系的曲线图。
- [0037] 图 23 是在使用内窥镜球囊控制装置进行的检查中,把成为内窥镜用球囊和外套管用球囊的替代的检查用夹具和调整处理器安装在内窥镜球囊控制装置上进行检查时的结构图。

具体实施方式

- [0038] 以下,参照附图对本发明的实施例进行描述。
- [0039] (实施例 1)
- [0040] 图 1 是示出应用本发明的实施例 1 的内窥镜球囊控制装置的内窥镜系统的整体结构的结构图。
- [0041] 如图 1 所示,具有本实施例的内窥镜球囊控制装置的内窥镜系统 1 具有:内窥镜 2,外套管 3,光源装置 4,视频处理器 5,监视器 6,内窥镜球囊控制装置 7,以及遥控器 8。
- [0042] 上述内窥镜 2 用于例如消化管内内窥镜检查,并具有:用于插入到体腔内的插入部 2B,以及设置在该插入部 2B 的基端侧的操作部 2A。并且,在上述插入部 2B 的前端部内设置有未作图示的照明光学系统和包含作为摄像元件的 CCD 的观察光学系统,可对被检体的消化管内的观察部位进行照明,取得被检体的消化管内的观察像。
- [0043] 通用塞绳 2C 延伸到上述操作部 2A。在该通用塞绳 2C 内设置有未作图示的信号线

和光导电缆。该通用塞绳 2C 的基端部与上述光源装置 4 的连接器 4a 和上述视频处理器 5 的连接器 5a 连接。这样,来自光源装置 4 的照明光通过上述通用塞绳 2C 内的光导电缆被提供给上述内窥镜 2 的上述照明光学系统来对观察部位进行照明,把从上述 CCD 输出的消化管内的摄像信号输出给上述视频处理器 5。

[0044] 这种内窥镜 2 在手术时插通到上述外套管 3 中来使用。后面对上述外套管 3 的结构进行描述。

[0045] 上述光源装置 4 是用于把照明光通过上述光导电缆内的光导(未作图示)提供给设置在上述内窥镜 2 内的照明光学系统的光源装置。

[0046] 上述光源装置 4 在外部具有连接器 4a,连接器 4a 采用与内窥镜 2 的通用塞绳 2C 拆装自如地连接的结构。

[0047] 上述视频处理器 5 采用与从通用塞绳 2C 分支出的连接电缆拆装自如地连接的结构。上述视频处理器 5 对来自上述内窥镜 2 的上述 CCD 的摄像信号实施信号处理,并把基于摄像信号的图像数据(例如内窥镜实时图像数据)提供给监视器 6。

[0048] 上述监视器 6 通过连接电缆 5A 与上述视频处理器 5 连接。上述监视器 6 显示基于来自上述视频处理器 5 的图像数据的内窥镜图像。

[0049] 在本实施例的内窥镜系统 1 中,在上述内窥镜 2 的上述插入部 2B 的前端外周部安装有固定用的内窥镜用球囊 9(以下称为球囊 9)。从上述插入部 2B 的基端部侧到前端部侧沿着上述插入部 2B 而设置的空气供给管 10 与该球囊 9 连接。

[0050] 上述空气供给管 10 的上述操作部 2A 侧基端部与设置在上述操作部 2A 的下部的连接器 2a 连接。该连接器 2a 与连接器 13A 连接,该连接器 13A 设置在内窥镜球囊供气用管(以下称为第 1 供气用管)13 的一端上,该内窥镜球囊供气用管 13 的另一端与后述的内窥镜球囊控制装置 7 连接。

[0051] 并且,上述第 1 供气用管 13 在一端具有连接器 13A,在另一端具有连接器 13B。该第 1 供气用管 13 的另一端侧的连接器 13B 与内窥镜球囊控制装置 7 的连接器 7A 连接。

[0052] 另外,采用通过使连接器 13B 和连接器 7A 连接来保持第 1 供气用管 13 的内部气密的结构。而且,同样,采用通过使连接器 2a 和连接器 13A 连接来保持空气供给管 10 和第 1 供气用管 13 的内部气密的结构。

[0053] 根据该结构,可通过来自上述内窥镜球囊控制装置 7 的供气使上述球囊 9 内膨胀来临时固定在肠管等的消化管上。

[0054] 上述外套管 3 通过使上述内窥镜 2 插通来进行把上述插入部 2B 插入到例如消化管内时的引导,具有比上述内窥镜的上述插入部 2B 的外径稍微大的内径。并且,该外套管 3 采用与上述内窥镜 2 的上述插入部 2B 一样具有可挠性的结构。而且,在该外套管 3 的前端外周部安装有管固定用的外套管用球囊 11(以下称为球囊 11)。

[0055] 从上述外套管 3 的基端部侧到前端部侧所设置的空气供给管 12 与上述球囊 11 连接。

[0056] 上述空气供给管 12 的与上述球囊 11 相反侧的基端部(上述外套管 3 的插入内窥镜 2 的插入口侧)与设置在上述外套管 3 的上述插入口附近的连接器 3a 连接。该连接器 3a 与连接器 14A 连接,该连接器 14A 设置在外套管球囊供气用管(以下称为第 2 供气用管)14 的一端上,该外套管球囊供气用管 14 的另一端与上述内窥镜球囊控制装置 7 连接与。

[0057] 并且,上述第2供气用管14在一端具有连接器14A,在另一端具有连接器14B。该第2供气用管14的另一端侧的连接器14B与内窥镜球囊控制装置7的连接器7B连接。

[0058] 另外,采用通过使连接器14B和连接器7B连接来保持第2供气用管14的内部气密的结构。而且,同样,采用通过使连接器3a和连接器14A连接来保持空气供给管12和第2供气用管14的内部气密的结构。

[0059] 根据该结构,可通过来自上述内窥镜球囊控制装置7的供气使上述球囊11内膨胀来临时固定在肠管等的消化管上。

[0060] 上述内窥镜球囊控制装置7控制上述内窥镜2的球囊9和上述外套管3的球囊11的供气流量等的各种动作。

[0061] 图2是示出上述内窥镜球囊控制装置的概略结构的结构图。

[0062] 如图2所示,上述内窥镜球囊控制装置7设置有倒流防止用箱15,并在前面设置有压力显示器16和电源开关17。

[0063] 上述倒流防止用箱15构成为可防止液体倒流,并具有上述内窥镜2的球囊9用的箱15A和上述外套管3的球囊11用的箱15B。这些箱15A、15B分别与对应的上述第1、第2供气用管13、14连接。

[0064] 上述箱15A、15B分别通过上述内窥镜球囊控制装置7的控制,经由后述的第1、第2泵32a、32b(参照图4)增大内部压力,从而通过上述第1、第2供气用管13、14对各球囊9、11供气。在该情况下,上述箱15A、15B由未作图示的倒流防止机构防止来自上述第1、第2供气用管13、14的液体倒流。

[0065] 这样,在本实施例的上述内窥镜球囊控制装置7内设置有:经由与上述内窥镜2的球囊9连接的空气供给管10、第1供气用管13、上述箱15B的供气管路,以及经由与上述外套管3的球囊11连接的空气供给管12、第2供气用管14、上述箱15A的供气管路。

[0066] 并且,上述压力显示器16使用检测器(未作图示)来显示与球囊9、11连接的管路的压力值。该压力显示器16具有上述内窥镜2的球囊9用的显示器16A和上述外套管3的球囊11用的显示器16B。

[0067] 上述显示器16A显示上述内窥镜2的球囊9用的管路内的压力值,上述显示器16B显示上述外套管3的球囊11用的管路内的压力值。

[0068] 上述电源开关17是把上述内窥镜球囊控制装置7的电源切换到接通状态或断开状态的开关。

[0069] 并且,如图1和图2所示,遥控器8通过连接电缆8A与上述内窥镜球囊控制装置7的一面连接。该遥控器8通过上述连接电缆8A,与后述的设置在上述内窥镜球囊控制装置7的内部的控制部35电连接。

[0070] 在本实施例中,上述内窥镜球囊控制装置7在手术中通过医生对上述遥控器8的操作,供给上述各球囊9、11的压力控制和供气量控制用的操作信号。

[0071] 图3是示出上述遥控器8的结构例的图。

[0072] 如图3所示,上述遥控器8例如将内窥镜侧球囊控制用的各种按钮和外套管侧球囊控制用的各种按钮分开配设在遥控器主体的左右,以使医生容易操作。

[0073] 在上述遥控器8的左侧,作为上述内窥镜侧球囊控制用的操作按钮设置有开放按钮18a、供气开始按钮19a、吸气开始按钮20a以及停止按钮21a。

[0074] 并且,在上述遥控器 8 的右侧,作为上述外套管侧球囊控制用的操作按钮设置有开放按钮 18b、供气开始按钮 19b、吸气开始按钮 20b 以及停止按钮 21b。

[0075] 而且,在上述遥控器 8 的下部设置有电源按钮 22 和紧急停止按钮 23。

[0076] 上述开放按钮 18a 是用于指示上述内窥镜 2 的球囊 9 的管路内的空气开放的按钮。上述供气开始按钮 19a 是指示开始对上述内窥镜 2 的球囊 9 内供气的按钮。上述吸气开始按钮 20a 是指示开始从上述内窥镜 2 的球囊 9 吸气的按钮。并且,上述停止按钮 21a 是进行使上述供气开始按钮 19a 的供气动作、或上述吸气开始按钮 20a 的吸气动作停止的指示的按钮,通过按下该停止按钮 21a,保持上述球囊 9 内的空气压。

[0077] 另一方面,上述开放按钮 18b 是用于指示上述外套管 3 的球囊 11 的管路内的空气开放的按钮。上述供气开始按钮 19b 是指示开始对上述外套管 3 的球囊 11 内供气的按钮。上述吸气开始按钮 20b 是指示开始从上述外套管 3 的球囊 11 吸气的按钮。并且,上述停止按钮 21b 是进行使上述供气开始按钮 19b 的供气动作、或上述吸气开始按钮 20b 的吸气动作停止的指示的按钮,通过按下该停止按钮 21b,保持上述球囊 11 内或管路内的空气压。

[0078] 上述电源按钮 22 是把上述内窥镜球囊控制装置 7 的电源切换到接通状态或断开状态的按钮。

[0079] 上述紧急停止按钮 23 是用于使上述内窥镜球囊控制装置 7 的后述的第 1 ~ 第 3 断路器 31a ~ 31c 直接断开来使上述内窥镜球囊控制装置 7 对各球囊 9、11 的供气控制等紧急停止的按钮。

[0080] 下面,参照图 4 对上述内窥镜球囊控制装置 7 的内部结构进行说明。图 4 是示出上述内窥镜球囊控制装置的内部结构的方框图。

[0081] 如图 4 所示,上述内窥镜球囊控制装置 7 具有:开关电源部 30,第 1 ~ 第 3 断路器 31a ~ 31c,第 1、第 2 泵 32a、32b,第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d,管路切换部 33,第 1、第 2 压力传感器 34a、34b,以及具有上述异常判定部的控制部(控制单元)35。

[0082] 交流电源从外部商用电源部通过未作图示的连接塞绳被提供给上述开关电源部 30。上述开关电源部 30 把所提供的交流电源转换成直流电源来提供给上述第 1 ~ 第 3 断路器 31a ~ 31c,第 1、第 2 压力传感器 34a、34b,控制部 35 以及上述遥控器 8 的上述紧急停止按钮 23。

[0083] 上述第 1 断路器 31a 与上述第 1、第 2 泵 32a、32b 和上述遥控器 8 的紧急停止按钮 23 电连接。上述第 1 断路器 31a 把直流电源提供给上述第 1、第 2 泵 32a、32b,在从上述紧急停止按钮 23 提供了操作信号的情况下,停止对上述第 1、第 2 泵 32a、32b 提供直流电源。

[0084] 上述第 2 断路器 31b 与上述管路切换部 33 和上述遥控器 8 的紧急停止按钮 23 电连接。上述第 2 断路器 31b 把直流电源提供给上述管路切换部 33,在从上述紧急停止按钮 23 提供了操作信号的情况下,停止对上述管路切换部 33 提供直流电源。

[0085] 上述第 3 断路器 31c 与上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 和上述遥控器 8 的紧急停止按钮 23 电连接。上述第 3 断路器 31c 把直流电源提供给上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d,在从上述紧急停止按钮 23 提供了操作信号的情况下,停止对上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 提供直流电源。

[0086] 上述第 1、第 2 泵 32a、32b 分别通过空气线路与上述管路切换部 33 的输入侧连接。并且,上述第 1、第 2 泵 32a、32b 根据来自上述控制部 35 的控制信号被驱动控制,例如可通

过上述空气线路对上述管路切换部 33 提供作为气体的空气,或者反之可通过上述空气线路从上述管路切换部 33 吸收空气。

[0087] 上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 分别通过空气线路与上述管路切换部 33 的输出侧连接。上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 是由上述控制部 35 可调整开闭的阀,可根据来自上述控制部 35 的控制信号调整要输出的空气流量。并且,上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 把在规定范围内所调整的流量的空气分别通过供气线路提供给第 1、第 2 压力传感器 34a、34b。

[0088] 上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 对从上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 提供的空气的压力进行计量。另外,在本实施例中,可以构成为:把第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 的计量结果提供给上述控制部 35,上述控制部 35 根据分别所提供的计量结果,控制上述第 1、第 2 泵 32a、32b,以达到期望的空气压。

[0089] 上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 的输出分别通过供气线路、连接器 7A、7B、13B、14B 被提供给上述第 1、第 2 供气用管 13、14。

[0090] 这样,上述内窥镜球囊控制装置 7 具有:经由上述第 1 泵 32a 和上述管路切换部 33 且由第 1 流量调整阀 32c 和第 1 压力传感器 34a 构成的供气管路,以及经由上述第 2 泵 32b 和上述管路切换部 33 且由第 2 流量调整阀 32d 和第 2 压力传感器 34b 构成的供气管路。

[0091] 并且,上述管路切换部 33 可切换设置在内部的未作图示的管路,以便处于与上述内窥镜球囊控制装置 7 内的执行模式对应的管路状态,例如,作为上述执行模式,有供气模式、吸气模式、保持模式、以及开放模式的 4 种执行模式。因此,上述管路切换部 33 可切换未作图示的内部管路,以便处于与上述 4 种模式对应的状态,即,供气状态、吸气状态、保持状态以及开放状态,该切换根据来自上述控制部 35 的控制信号被控制。其结果,可使与后级侧连接的上述内窥镜 2 的球囊 9 侧的管路和上述外套管 3 的球囊 11 侧的管路分别处于基于期望的执行模式的管路状态。

[0092] 上述控制部 35 尽管未作图示,然而具有:对向上述内窥镜 2 的球囊 9 和上述外套管 3 的球囊 11 的供气流量进行计数的作为上述流量检测部的计流器,对上述各球囊 9、11 的各供气时间或吸气时间等进行计数的计时器或者测定规定时间的定时器,以及存储有后述的主程序或基于各种模块的程序的存储部。

[0093] 上述控制部 35 根据来自上述遥控器 8 的操作信号执行上述程序,从而在使用上述计流器和计时器的同时,控制上述第 1、第 2 泵 32a、32b、上述管路切换部 33 以及第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d。

[0094] 这样,上述内窥镜球囊控制装置 7 可计量对上述内窥镜 2 的球囊 9 和上述外套管 3 的球囊 11 的供气时间或吸气时间、供气流量时间等,通过使用这些计量结果,可控制对上述内窥镜 2 的球囊 9 和上述外套管 3 的球囊 11 的供气流量。

[0095] 下面,参照图 5 至图 11 对上述内窥镜系统 1 的基本操作状态进行说明。

[0096] 图 5 至图 11 是用于使用上述内窥镜的球囊和上述外套管的球囊来对内窥镜和外套管的操作状态进行说明的图。图 5 示出使各球囊缩瘪来把内窥镜插通到外套管内,从而插入到肠管内的状态,图 6 示出使外套管的球囊膨胀来固定在肠管上的状态,图 7 示出从图 6 的状态进一步把内窥镜插入到外套管内的状态,图 8 示出在图 7 的状态下使内窥镜的球囊膨胀来固定在肠壁上的状态,图 9 示出在图 8 的状态下使外套管的球囊缩瘪来进一步插入

外套管的状态,图 10 示出外套管的前端从图 9 的状态移动到内窥镜前端部的状态,图 11 示出在图 10 的状态下使外套管的球囊膨胀来固定在肠壁上的状态。

[0097] 如图 5 所示,医生使内窥镜 2 插通在外套管 3 内。在该情况下,上述内窥镜 2 的球囊 9 和上述外套管 3 的球囊 11 分别处于抽出内部空气而缩瘪的状态,在该状态下,医生开始把内窥镜 2 插入到被检者体内。

[0098] 然后,医生把内窥镜 2 和外套管 3 的前端插入到例如十二指肠降支,之后如图 6 所示,按下遥控器 8 的外套管侧的供气开始按钮 19b(参照图 3),从上述第 2 泵 32b 把空气提供给安装在上述外套管 3 的前端的主体固定用的上述球囊 11,使该球囊 11 膨胀来把上述外套管 3 固定在肠管 40 上。

[0099] 然后,医生如图 7 所示,将上述外套管 3 保持在肠管 40 上,仅把上述内窥镜 2 的上述插入部 2B 插入到深部。

[0100] 然后,医生在把上述内窥镜 2 的上述插入部 2B 插入了规定距离的状态下,如图 8 所示,按下遥控器 8 的内窥镜侧的供气开始按钮 19a(参照图 3),从上述第 1 泵 32a 把空气提供给安装在内窥镜 2 的前端的主体固定用的球囊 9 内,使该球囊 9 膨胀来固定在肠壁 41 上。

[0101] 另外,根据患者的不同而考虑了上述肠管 40 窄的情况,然而医生只要按下上述停止按钮 21a、21b,就能通过停止对各球囊 9、11 供给空气,根据上述肠管 40 的尺寸最佳地使各球囊 9、11 膨胀来固定在肠管 40 上。

[0102] 然后,医生按下上述遥控器 8 的外套管侧的开放按钮 18b 或吸气开始按钮 20b(参照图 3),使用上述管路切换部 33 释放上述球囊 11 内的空气,或者从上述第 2 泵 32b 吸取上述外套管 3 的上述球囊 11 内的空气,使上述球囊 11 缩瘪(参照图 9)。

[0103] 然后,医生如图 9 所示,把上述外套管 3 沿着上述内窥镜 2 插入到深部,把上述外套管 3 的前端插入到上述内窥镜 2 的上述插入部 2B 的前端附近。

[0104] 然后,医生在把上述外套管 3 的前端插入到上述插入部 2B 的前端附近的状况下,如图 11 所示,按下上述遥控器 8 的外套管侧的供气开始按钮 19b(参照图 3),从上述第 2 泵 32b 把空气提供给上述外套管 3 的上述球囊 11,使该球囊 11 膨胀来把上述外套管 3 固定在肠壁 41 上。

[0105] 并且,医生按下上述遥控器 8 的内窥镜侧的开放按钮 18a 或吸气开始按钮 20a(参照图 3),使用上述管路切换部 33 释放上述球囊 9 内的空气,或者从上述第 1 泵 32a 吸取上述内窥镜 2 的上述球囊 9 内的空气,使上述球囊 9 缩瘪,进一步把上述插入部 2B 插入到深部内。

[0106] 通过重复以上的图 5 至图 11 的操作,进行上述内窥镜 2 和上述外套管 3 的深部插入,从而可使上述内窥镜 2 的上述插入部 2B 插入到期望位置。

[0107] 下面,参照图 12 至图 15 对本实施例的上述内窥镜球囊控制装置的作用进行说明。

[0108] 图 12 至图 15 是用于对内窥镜球囊控制装置的作用进行说明的图,图 12 是示出控制部的主程序的流程图,图 13 是示出基于图 12 的开关状态确认模块的处理例程的流程图,图 14 是示出基于图 13 的供气模块的处理例程的流程图,图 15 是示出基于图 13 的吸气模块的处理例程的流程图。

[0109] 现在,假定医生使用图 1 的内窥镜系统 1 来进行消化管内内窥镜检查。然后,当医

生按下图 3 所示的遥控器 8 的电源按钮 22 (或者图 2 所示的电源开关 17) 时,控制部 35 从内部的未作图示的存储部读入图 12 所示的主程序来使其起动。

[0110] 当上述控制部 35 在步骤 S1 的处理中确认了电源接通状态时,在步骤 S2 的处理中进行上述内窥镜球囊控制装置 7 内的各种设备等的初始化。作为该初始化,例如,上述控制部 35 使上述第 1、第 2 泵 32a、32b 起动,并使用上述管路切换部 33 进行初始化,以便处于管路开放状态。并且,上述控制部 35 进行上述控制部 35 内的未作图示的计流器或计时器等的复位,进行初始化。

[0111] 然后,上述控制部 35 在接下来的步骤 S3 的判断处理中判断 20msec 定时器中断,在判断为有的情况下,使处理转移到步骤 S4,在判断为无的情况下,继续进行该判断处理。

[0112] 另外,上述定时器使用计量 20msec 的定时器,以使图 12 所示的处理例程每 20msec 动作一次。

[0113] 然后,上述控制部 35 在步骤 S4 的判断处理中,判断上述定时器的每 20msec 计数 1 的计时器的计数值是否等于 10,在判断为等于 10 的情况下,在步骤 S5 的处理中使上述计时器和上述计流器复位,使处理转移到步骤 S6。另一方面,在判断为上述计数值不等于 10 的情况下,上述控制部 35 使处理转移到步骤 S6。

[0114] 另外,在本实施例中,意味着进行图 12 所示的处理例程 10 次,即,以 200msec 的时间单位进行与上述医生使用控制器 8 进行的各种按钮操作对应的球囊控制。

[0115] 然后,上述控制部 35 在步骤 S6、步骤 S7 的处理中执行基于后述的第 1 泵、第 2 泵开关状态确认模块的处理例程。

[0116] 然后,在基于上述开关状态确认模块的处理例程完成后,上述控制部 35 在步骤 S8 的处理中使上述计时器的计数值加 1,之后使处理回到上述步骤 S3 的判断处理。

[0117] 下面,参照图 13 对上述步骤 S6 的上述第 1 泵开关状态确认模块的处理例程进行说明。

[0118] 上述控制部 35 在执行了上述步骤 S6 的处理时,起动图 13 所示的开关状态确认模块的处理例程。

[0119] 这样,上述控制部 35 在步骤 S11 的判断处理中,根据是否按下了遥控器 8 的紧急停止按钮 23,判断有无警告。在该情况下,上述控制部 35 通过检测警告标志的接通 / 断开来进行上述判断处理。另外,上述警告标志不限于按下上述紧急停止按钮 23,只要上述内窥镜球囊控制装置 7 发生不利情况,就处于警告状态,从而通过上述控制部 35 来接通。

[0120] 这里,在检测出警告标志接通的情况下,上述控制部 35 根据按下了上述紧急停止按钮 23 等,判断为上述内窥镜球囊控制装置 7 是警告状态,为了维持当前的警告处理,在步骤 S20 的处理中结束基于上述开关状态确认模块的处理例程,转移到图 12 的步骤 S7 的处理。

[0121] 另一方面,在上述步骤 S11 的判断处理中检测出警告标志断开的情况下,上述控制部 35 在未按下上述紧急停止按钮 23 的情况下判断为上述内窥镜球囊控制装置 7 不是警告状态,转移到步骤 S12 的判断处理。

[0122] 在步骤 S12 的判断处理中,上述控制部 35 判断是否按下了图 3 所示的遥控器 8 的开放按钮 18a,在判断为未按下的情况下,转移到步骤 S14。另一方面,在判断为已按下的情况下,上述控制部 35 在步骤 S13 的处理中停止与上述开放按钮 18a 对应的第 1 泵 32a 的动

作,并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便开放管路,之后转移到上述步骤 S20,结束基于上述第 1 泵开关状态确认模块的处理例程。

[0123] 在步骤 S14 的判断处理中,上述控制部 35 判断是否按下了图 3 所示的遥控器 8 的停止按钮 21a,在判断为未按下的情况下,转移到步骤 S16。另一方面,在判断为已按下的情况下,上述控制部 35 在步骤 S15 的处理中控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便闭锁管路(管路保持状态),并停止与上述停止按钮 21a 对应的第 1 泵 32a 的动作,之后转移到上述步骤 S20,结束基于上述第 1 泵开关状态确认模块的处理例程。

[0124] 在步骤 S16 的判断处理中,上述控制部 35 判断是否按下了图 3 所示的遥控器 8 的吸气开始按钮 20a,在判断为未按下的情况下,转移到步骤 S18。另一方面,在判断为已按下的情况下,上述控制部 35 在步骤 S17 的处理中使基于后述的图 15 所示的吸气模块的处理例程起动,进行与上述吸气开始按钮 20a 对应的吸气控制,之后转移到上述步骤 S20,结束基于上述第 1 泵开关状态确认模块的处理例程。

[0125] 在步骤 S18 的判断处理中,上述控制部 35 判断是否按下了图 3 所示的遥控器 8 的供气开始按钮 19a,在判断为未按下的情况下,转移到上述步骤 S20。另一方面,在判断为已按下的情况下,上述控制部 35 在步骤 S19 的处理中使基于后述的图 14 所示的供气模块的处理例程起动,进行与上述供气开始按钮 19a 对应的供气控制,之后转移到上述步骤 S20,结束基于上述第 1 泵开关状态确认模块的处理例程。

[0126] 下面,参照图 14 对上述步骤 S19 的上述供气模块的处理例程进行说明。

[0127] 另外,在本实施例中,在上述控制部 35 内预先设定有用于与来自上述第 1、第 2 传感器 34a、34b 的压力测定结果进行比较的压力最大值和压力上限值。并且,上述压力上限值和上述压力最大值满足上述压力上限值<上述压力最大值的关系。在该情况下,上述压力最大值是与上述各球囊 9、11 膨胀而处于危险状态相当的压力值,上述压力上限值意味着与上述各球囊 9、11 膨胀而固定在肠管上相当的压力值。

[0128] 上述控制部 35 在执行了上述步骤 S19 的处理时,起动图 14 所示的供气模块的处理例程。

[0129] 这样,上述控制部 35 在步骤 S21 的判断处理中,进行来自上述第 1 压力传感器 34a 的测定结果(例如压力模拟值)和预先设定的压力最大值的比较,在判断为上述测定结果小于上述压力最大值的情况下,转移到步骤 S22,反之在判断为大于上述压力最大值的情况下,转移到步骤 S29 的处理。

[0130] 在步骤 S29 的处理中,上述控制部 35 停止第 1 泵 32a 的动作,并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便开放管路。之后,上述控制部 35 在步骤 S30 的处理中,使上述警告标志接通,之后转移到步骤 S37,结束基于上述供气模块的处理例程。

[0131] 在上述步骤 S22 的处理中,上述控制部 35 进行由内部的定时器计量了供气时间的计量结果(供气时间)和预先设定的最大供气时间的比较,在判断为上述供气时间小于上述最大供气时间的情况下,转移到步骤 S23,反之在判断为大于上述最大供气时间的情况下,转移到步骤 S31 的处理。

[0132] 在步骤 S31 的处理中,上述控制部 35 与上述步骤 S29 的处理一样,停止第 1 泵 32a 的动作,并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便开放管路。之后,上述控制部 35 与上述步骤 S30 的处理一样,在步骤 S32 的处理中,使上述警告标志接通,之后转移到

步骤 S37, 结束基于上述供气模块的处理例程。

[0133] 然后, 上述控制部 35 在步骤 S23 的判断处理中, 判断上述定时器的每 20msec 计数 1 的计时器的计数值是否等于 1, 在判断为等于 1 的情况下, 在步骤 S33 的处理中停止第 1 泵 32a 的动作, 并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c, 以便保持管路状态。之后, 上述控制部 35 在步骤 S34 的处理中进行上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 的压力测定来取得测定压力值, 之后转移到步骤 S24。

[0134] 并且, 在上述步骤 S23 的判断处理中, 判断为上述计时器的计数值不等于 1 的情况下, 上述控制部 35 转移到上述步骤 S24。

[0135] 然后, 上述控制部 35 在步骤 S24 的判断处理中, 通过上述第 1 压力传感器 34a 进行压力测定来取得测定压力值, 进行该所取得的测定压力值 (在通过了上述步骤 S33、34 的循环的情况下, 在上述步骤 S34 中所取得的测定压力值) 和预先设定的压力上限值的比较, 在判断为上述测定结果小于上述压力上限值的情况下, 转移到步骤 S25, 反之在判断为大于上述压力上限值的情况下, 转移到步骤 S35 的处理。

[0136] 在步骤 S35 的处理中, 上述控制部 35 停止第 1 泵 32a 的动作, 并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c, 以便保持管路状态, 之后转移到上述步骤 S37, 结束基于上述供气模块的处理例程。

[0137] 然后, 上述控制部 35 在步骤 S25 的判断处理中, 进行上述计流值和预先设定的规定供气量 (供气流量) 的比较, 在判断为上述计流值大于上述规定供气量的情况下, 在步骤 S36 的处理中停止第 1 泵 32a 的动作, 并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c, 以便保持管路状态, 之后转移到步骤 S37, 结束基于上述供气模块的处理例程。

[0138] 另外, 所谓上述计流值是用于决定 200msec ($20\text{msec} \times 10$) 能提供多少供气量的变量, 例如可进行与上述计时值 0 ~ 9 对应的 0 ~ 9 的设定。实际上, 使用上述计流器 (未作图示) 每 20msec 计数上述计流值。并且, 所述上述规定供气量表示上述内窥镜球囊控制装置 7 的每 20msec 可供气的大致供气量 (供气流量)。

[0139] 在上述步骤 S25 的判断处理中, 判断为上述计流值小于上述规定供气量的情况下, 上述控制部 35 在步骤 S27 的处理中控制上述管路切换部 33, 以便设定基于供气开始按钮 19a、19b 的供气管路。之后, 上述控制部 35 在步骤 S27 的处理中使上述计流值加 1, 并在接下来的步骤 S28 的处理中使上述供气时间加 1, 转移到上述步骤 S37, 结束基于上述供气模块的处理例程。

[0140] 当基于上述供气模块的处理例程结束时, 假定上述控制部 35 完成基于图 13 所示的开关状态确认模块的处理例程, 执行基于图 12 所示的步骤 S7 的第 2 泵开关状态确认模块的处理, 以后, 按照图 12 所示的处理例程, 重复执行处理。另外, 由于仅变更了第 2 泵开关状态确认模块的动作以及泵、开关、控制对象, 因而省略。

[0141] 下面, 参照图 15 对图 13 所示的上述步骤 S17 的上述吸气模块的处理例程进行说明。

[0142] 上述控制部 35 在执行了上述步骤 S17 的处理时, 起动图 15 所示的吸气模块的处理例程。

[0143] 这样, 上述控制部 35 在步骤 S40 的判断处理中, 进行由内部的定时器计量了吸气时间的计量结果 (吸气时间) 和预先设定的最大吸气时间的比较, 在判断为上述吸气时间

小于上述最大吸气时间的情况下,转移到步骤 S41,反之在判断为大于上述最大吸气时间的情况下,转移到步骤 S47 的处理。

[0144] 在步骤 S41 的处理中,上述控制部 35 停止上述第 1 泵 32a 的动作,并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便开放管路。之后,上述控制部 35 在步骤 S48 的处理中,使上述警告标志接通,之后转移到步骤 S53,结束基于上述吸气模块的处理例程。

[0145] 然后,上述控制部 35 在步骤 S41 的判断处理中,判断上述定时器的每 20msec 计数 1 的计时器的计数值是否等于 1,在判断为等于 1 的情况下,在步骤 S49 的处理中停止第 1 泵 32a 的动作,并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便保持管路状态。之后,上述控制部 35 在步骤 S50 的处理中通过上述第 1 压力传感器 34a 进行压力测定来取得测定压力值,之后转移到步骤 S42。

[0146] 并且,在上述步骤 S41 的判断处理中,判断为上述计时器的计数值不等于 1 的情况下,上述控制部 35 转移到上述步骤 S42。

[0147] 然后,上述控制部 35 在步骤 S42 的判断处理中,通过上述第 1 压力传感器 34a 进行压力测定来取得测定压力值,进行该所取得的测定压力值(在通过了上述步骤 S49、50 的循环的情况下,在上述步骤 S50 中所取得的测定压力值)和预先设定的压力下限值的比较,在判断为上述测定结果小于上述压力下限值的情况下,转移到步骤 S51,反之在判断为大于上述压力下限值的情况下,转移到步骤 S43 的处理。

[0148] 在步骤 S51 的处理中,上述控制部 35 通过第 1、第 2 泵 32a、32b 使吸气动作停止,并控制上述管路切换部 33 和第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d,以便开放管路,之后转移到上述步骤 S53,结束基于上述吸气模块的处理例程。

[0149] 然后,上述控制部 35 在步骤 S43 的判断处理中,进行上述计流值和预先设定的规定吸气量(吸气流量)的比较,在判断为上述计流值大于上述规定吸气量的情况下,在步骤 S52 的处理中停止第 1 泵 32a 的吸气动作,并控制上述管路切换部 33 和第 1 流量调整阀 32c,以便保持管路状态,之后转移到上述步骤 S54,结束基于上述吸气模块的处理例程。另外,所谓上述规定吸气量表示上述内窥镜球囊控制装置 7 的每 20msec 可吸气的大致吸气量(吸气流量)。

[0150] 并且,在上述步骤 S43 的判断处理中,判断为上述计流值小于上述规定吸气量的情况下,上述控制部 35 在步骤 S44 的处理中控制上述管路切换部 33,以便设定基于吸气开始按钮 20a 的吸气管路。之后,上述控制部 35 在步骤 S45 的处理中使上述计流值加 1,并在接下来的步骤 S46 的处理中使上述吸气时间加 1,转移到上述步骤 S53,结束基于上述吸气模块的处理例程。

[0151] 当基于上述吸气模块的处理例程结束时,假定上述控制部 35 根据图 13 所示的开关状态确认模块而完成了处理例程,执行基于图 12 所示的步骤 S7 的第 1 泵控制模块的处理,以后,按照图 12 所示的处理例程重复执行处理。

[0152] 以上所述,根据本实施例,上述内窥镜球囊控制装置 7 由于可调整对各球囊 9、11 的供气流量和吸气流量,因而可适应于各种材质的球囊和各种部位。并且,上述内窥镜球囊控制装置 7 可防止在例如取下了上述第 1、第 2 供气用管 13、14 等的管路的情况下产生的连续供气动作或吸气动作。

[0153] 并且,由于上述内窥镜球囊控制装置 7 可检测出超过了最大供气时间、最大吸气

时间、最大供气压力以及最大吸气压力来控制球囊内的压力,以便开放管路,因而能够不对肠壁施加很大的力地进行手术。

[0154] 另外,在本实施例中,对使上述遥控器 8 与上述内窥镜球囊控制装置 7 连接的结构作了说明,然而不限于此,也能设置在例如医生近处的上述内窥镜 2 的操作部 2A 上,或者通过设置处于医生脚下的控制上述内窥镜球囊控制装置 7 的脚踏开关来构成。

[0155] 并且,上述控制器 8 可以构成:使用红外线发送各种遥控操作信号,并使用设置在上述内窥镜球囊控制装置 7 内的受光部接受上述红外线来取入上述遥控信号。这样,医生的操作变得更加容易。

[0156] (实施例 2)

[0157] 下面,参照图 16 至图 22 对实施例 2 的内窥镜球囊控制装置进行说明。

[0158] 图 16 至图 22 涉及实施例 2,图 16 是示出实施例 2 的内窥镜球囊控制装置的概略结构的结构图,图 17 是示出图 16 的内窥镜球囊控制装置的内部结构的方框图,图 18 是示出实施例 2 的内窥镜球囊控制装置的控制内容的流程图,图 19 是示出在图 18 的流程图中泵的最小流量设定中判定为异常调整结束通知的情况下的管路内压与供气时间的关系的曲线图,图 20 是示出在图 18 的流程图中泵的最大流量设定中判定为异常调整结束通知的情况下的管路内压与供气时间的关系的曲线图,图 21 是示出在图 18 的流程图中即使使泵的流量设定从最小流量设定变化到最大流量设定也未确认异常的情况下的管路内压与供气时间的关系的曲线图,图 22 是示出在图 18 的流程图中泵的流量设定采用调整后流量设定后,把管路内压设定为处于大致平衡状态的规定内压值来确认管路内压变化的情况下的管路内压与供气时间的关系的曲线图。

[0159] 本实施例的内窥镜系统 1 的整体结构与图 1 所示的内窥镜系统 1 的结构大致相同。在该内窥镜系统 1 中使用的内窥镜球囊控制装置 7,如图 16 所示,针对上述实施例 1 的结构,把检查开关 50、作为异常状态告知部的第 1LED(Light Emitting Diode:发光二极管)50a、以及同样作为异常状态告知部的第 2LED 50b 设置在外装表面上。

[0160] 在本实施例中,压力显示器 16 的显示器 16A 对作为压力测定部的第 1 压力传感器 34a 根据与球囊 9 连通的管路的内压所测定的球囊 9 的内压值进行显示。并且,压力显示器 16 的显示器 16B 对作为压力测定部的第 2 压力传感器 34b 根据与球囊 11 连通的管路的内压所测定的球囊 11 的内压值进行显示。

[0161] 上述检查开关 50 是可通过接通来对作为规定管路的与内窥镜球囊控制装置 7 连通的球囊 9 和球囊 11 进行规定检查的开关。关于该规定检查的详细内容,在后面进行说明。

[0162] 在上述规定检查结束后,接收设置在内窥镜球囊控制装置 7 的内部的控制部 35 的判定结果的内容,球囊 9 的检查结果显示在第 1LED 50a 上,球囊 11 的检查结果显示在第 2LED 50b 上。

[0163] 作为异常状态告知部的第 1LED 50a 和第 2LED 50b 是例如在检查正常结束的情况下进行亮灯、在检查异常结束的情况下进行闪烁来告知异常的单元,可向医生告知球囊 9 或球囊 11 的异常。

[0164] 另外,作为异常状态告知部的第 1LED 50a 和第 2LED 50b 作为规定检查结束时的告知部可以不限于上述 LED,只要例如像在规定检查正常结束的情况下蓝色 LED 亮灯、在异常结束的情况下红色 LED 亮灯那样,通过使正常结束时和异常结束时的 LED 颜色不同,容易

对球囊 9 或球囊 11 在异常状态下检查结束进行视认即可。

[0165] 并且,上述异常状态告知部可以不仅是使用 LED 的视觉告知部。可以具有例如在接收到球囊 9 或球囊 11 是异常的检查结果的内容的情况下,通过在 LED 亮灯的同时发出规定声音来唤起医生注意的使用声音的告知部。

[0166] 而且,在图 16 中,设置在内窥镜球囊控制装置 7 的外表面上的 LED 的数量是 2 个,然而该 LED 的数量也不限于 2 个,可以根据需要增减 LED 数量。

[0167] 下面,使用图 17 对内窥镜球囊控制装置 7 的内部结构、控制内容以及控制内容的动作进行说明。

[0168] 如图 17 所示,上述内窥镜球囊控制装置 7 与上述实施例 1 的结构大致相同,然而删除了第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 和第 3 断路器 31c,把上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 设置在管路切换部 33 与内窥镜 2 的球囊 9 和外套管 3 的球囊 11 之间。另外,根据情况,可以不删除上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 和第 3 断路器 31c,而采用与上述实施例 1 相同的结构(参照图 4)。

[0169] 在上述电源开关 17 或设置于遥控器 8 上的电源按钮 22 接通的情况下,开关电源部 30 根据从设置在内窥镜球囊控制装置 7 的外部的未作图示的交流电源所供给的电力,分别把所需电力提供给第 1 泵 32a、第 2 泵 32b、管路切换部 33、遥控器 8 以及控制部 35。

[0170] 当电力被提供给各部时,作为初始设定状态,第 1 泵 32a 和第 2 泵 32b 开始动作,并且,管路切换部 33 处于开放状态,即,设置在管路切换部 33 的内部的未作图示的管路的内压与外部大气压大致相等的状态。

[0171] 上述第 1 泵 32a 与设置在管路切换部 33 的内部的未作图示的管路连通,在球囊 9 安装在内窥镜球囊控制装置 7 上的情况下,根据从控制部 35 所发送的控制信号的内容,进行对作为规定管路的与第 1 泵 32a 连通且到达球囊 9 的第 1 管路的供气或吸气。

[0172] 上述第 2 泵 32b 与设置在管路切换部 33 的内部的未作图示的管路连通,在球囊 11 安装在内窥镜球囊控制装置 7 上的情况下,根据从控制部 35 所发送的控制信号的内容,进行对作为规定管路的与第 2 泵 32b 连通且到达球囊 11 的第 2 管路的供气或吸气。

[0173] 上述第 1 压力传感器 34a 是压力测定部,把所测定的球囊 9 的内压值发送到控制部 35。第 2 压力传感器 34b 是压力测定部,把所测定的球囊 11 的内压值发送到控制部 35。

[0174] 上述控制部 35 是具有后面进行说明的规定检查时的异常判定部的控制单元,根据由第 1 压力传感器 34a 所测定的球囊 9 的内压值和由第 2 压力传感器 34b 所测定的球囊 11 的内压值,进行第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 的控制。并且,控制部 35 根据设置在遥控器 8 内的各种按钮的操作信号,把用于进行球囊 9 和球囊 11 的扩展和收缩的信号发送到第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33。

[0175] 这样,进行第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 的控制,以使球囊 9 和球囊 11 可与设置在遥控器 8 上的各种按钮(参照图 3)的操作联动地进行扩展和收缩。

[0176] 另外,上述控制部 35 在内部具有由中央运算装置(CPU)和存储器等存储部构成的异常判定部(未作图示),并与未作图示的定时器(计时器)协作,在规定时间和规定设定值中,也能预先采用编程等的方法决定该规定时间,该规定设定值、该规定控制内容等,以便可自动进行规定控制。

[0177] 其他结构与上述实施例 1(参照图 4)的结构相同。

[0178] 然后,使用图 18 对在以上结构中可使用内窥镜球囊控制装置 7 进行的规定检查,即对作为规定管路的球囊 9 和球囊 11 的异常判定方法的异常检查进行说明。

[0179] 当使用上述内窥镜球囊控制装置 7 进行对球囊 9 和球囊 11 的异常检查时,首先,把连接器 13A 安装在连接器 2a 上来使空气供给管 10 和第 1 供气用管(内窥镜用球囊供气管)13 连通,并把连接器 14A 安装在连接器 3a 上来使空气供给管 12 和第 2 供气用管(外套管用球囊供气管)14 连通。这样,处于可对球囊 9 和球囊 11 供气的状态,之后接通电源开关 17 或设置在遥控器 8 内的电源按钮 22。

[0180] 当在该状态下接通检查开关 50 时,开始对球囊 9 和球囊 11 的异常检查。另外,上述规定检查即该异常检查的内容、过程以及该异常检查中的规定设定值作为程序、数据等被预先存储和设定在控制部 35 内的未作图示的存储器等内。

[0181] 检查开始后,首先,上述控制部 35 使第 1 泵 32a 和第 2 泵 32b 动作,而且在管路切换部 33 中进行管路开放状态的设定(步骤 S100)。之后,控制部 35 进行发送控制信号的设定,该控制信号根据最小供气流量(Q0)对第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 进行空气供气(步骤 S101)。

[0182] 然后,作为第 1 步骤,即,最小供气流量调整步骤(步骤 S102 和步骤 S103),进行未作图示的定时器的初始化(步骤 S102),之后,控制部 35 发送该控制信号,接收到该控制信号的管路切换部 33 使用管路切换部 33 在内部具有的未作图示的阀等的流量调整部,进行供气流量调整,以便从第 1 泵 32a 和第 2 泵 32b 以最小供气流量(Q0)对球囊 9 和球囊 11 进行空气供气(步骤 S103)。

[0183] 另外,在本实施例中,假定对球囊 9 和球囊 11 的最小供气流量(Q0)是相同的供气流量而进行以下说明,然而这些最小供气流量(Q0)可以是分别不同的供气流量。

[0184] 在执行了供气流量调整步骤之后,控制部 35 继续执行取得经过了规定时间时的内压值的内压值取得步骤(步骤 S104 至步骤 S109)。

[0185] 在内压值取得步骤中,首先,根据最小供气流量(Q0),进行对球囊 9 和球囊 11 的供气,在经过了预先设定在控制部 35 内的规定时间即时间 1(t1)时(步骤 S104),控制部 35 进行由第 1 压力传感器 34a 所测定的球囊 9 的内压值和由第 2 压力传感器 34b 所测定的球囊 11 的内压值,即压力 1(P1)的取得(步骤 S105)。

[0186] 之后,上述控制部 35 在经过了预先设定于控制部 35 内的规定时间即时间 2(t2)时(步骤 S106),进行由第 1 压力传感器 34a 所测定的球囊 9 的内压值和由第 2 压力传感器 34b 所测定的球囊 11 的内压值,即压力 2(P2)的取得(步骤 S107)。

[0187] 然后,上述控制部 35 在经过了预先设定于控制部 35 内的规定时间即时间 3(t3)时(步骤 S108),进行由第 1 压力传感器 34a 所测定的球囊 9 的内压值和由第 2 压力传感器 34b 所测定的球囊 11 的内压值,即压力 3(P3)的取得(步骤 S109)。

[0188] 在时间 3(t3)中取得了压力 3(P3)后,控制部 35 使用在内部具有的异常判定部(未作图示),进行预先设定在控制部 35 内的第 1 阈值即到达压力上限值与压力 3(P3)的比较(步骤 S110 和步骤 S116)。此时,如图 19 所示,在压力 3(P3)超过了到达压力上限值的情况下,作为第 2 步骤,控制部 35 判定为第 1 泵 32a 或第 2 泵 32b 或管路的任意一方是异常。

[0189] 并且,作为第 3 步骤,该判定结果由作为异常状态告知部的第 1LED50a 或第 2LED

50b 进行视觉告知 (步骤 S129), 医生和医生的辅助者等可根据该告知, 确认第 1 泵 32a 或第 2 泵 32b 或管路的哪一方是异常。然后, 在进行了异常状态告知后, 控制部 35 通过在管路切换部 33 中进行管路开放状态的设定来结束检查 (步骤 S130)。

[0190] 在上述的到达压力上限值与压力 3(P3) 的比较中, 在压力 3(P3) 未达到到达压力上限值的情况下, 进行当前的供气流量是否是最大供气流量 (Q_n) 的判定 (步骤 S111)。现在, 由于供气流量被设定为最小供气流量 (Q_0), 因而接下来, 作为供气流量设定步骤 (步骤 S112 至步骤 S115), 控制部 35 进行发送控制信号的设定, 该控制信号把供气流量从最小供气流量 (Q_0) 增加到规定设定值 (Q_1) 来进行空气供气 (步骤 S112)。在进行了该设定后, 控制部 35 把使管路状态处于吸气状态的控制信号发送到第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33。

[0191] 当使用第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 开始管路吸气时 (步骤 S113), 球囊 9 和球囊 11 开始收缩。然后, 当球囊 9 和球囊 11 的内压值全都大致为 0 的时间 4(t_4) 经过时 (步骤 S114), 控制部 35 使第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 停止管路吸气 (步骤 S115)。

[0192] 之后, 在再次进行了未作图示的定时器的初始化 (步骤 S102) 后, 控制部 35 把用于将供气流量设定为规定设定值 (Q_1) 的控制信号发送到第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33。

[0193] 以下, 上述控制部 35 在使供气流量设定值 Q_i ($i = 0, 1, \dots, n-1, n$) 阶段性增加的同时, 重复从步骤 S3 到步骤 S16 的处理, 直到达到最大供气流量 (Q_n) 的供气流量。

[0194] 即, 进行未作图示的定时器的初始化, 并按照预先设定在控制部 35 内的规定次数重复以下步骤直到达到最大供气流量 (Q_n), 上述步骤为: 根据从控制部 35 发送的控制信号, 使用第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 进行对管路的各供气流量 ($Q_1, Q_2, \dots, Q_i, \dots, Q_{n-1}$) 的调整的供气流量调整步骤 (步骤 S3 和步骤 S4); 在各供气流量 ($Q_1, Q_2, \dots, Q_i, \dots, Q_{n-1}$) 中, 由控制部 35 取得经过了时间 1(t_1) 时的压力 1(P1)、经过了时间 2(t_2) 时的压力 2(P2)、以及经过了时间 3(t_3) 时的压力 3(P3) 的内压值取得步骤 (步骤 S104 至步骤 S109); 以及在管路吸气开始后, 在经过了时间 4(t_4) 时停止管路吸气, 并进行对下次测定中的管路的各供气流量 ($Q_2, Q_3, \dots, Q_{i+1}, \dots, Q_n$) 的设定的供气流量设定步骤 (步骤 S112 至步骤 S115)。

[0195] 另外, 在本实施例中, 假定该规定次数是从最小供气流量 (Q_0) 到最大供气流量 (Q_n) 的 ($n+1$) 次。

[0196] 然后, 在进行了第 ($n+1$) 次的供气流量设定步骤后, 作为第 4 步骤, 即最大供气流量调整步骤 (步骤 S102 和步骤 S103), 控制部 35 发送控制信号, 接收到该控制信号的管路切换部 33 使用管路切换部 33 在内部具有的未作图示的阀等的流量调整部, 与第 1 泵 32a 和第 2 泵 32b 协作, 进行供气流量调整, 以便以最大供气流量 (Q_n) 对球囊 9 和球囊 11 进行供气。

[0197] 在最大供气流量 (Q_n) 中, 在上述内压值取得步骤 (步骤 S104 至步骤 S109) 结束后, 控制部 35 使用在内部具有的异常判定部 (未作图示), 进行预先设定在控制部 35 内的第 2 阈值即到达压力下限值与压力 3(P3) 的比较 (步骤 S111 和步骤 S117)。

[0198] 此时, 如图 20 所示, 在压力 3(P3) 未达到到达压力下限值的情况下, 作为第 5 步

骤,上述控制部 35 判定为第 1 泵 32a 或第 2 泵 32b 或管路的任意一方是异常。

[0199] 并且,作为第 6 步骤,该判定结果由作为异常状态告知部的第 1LED50a 或第 2LED50b 进行视觉告知(步骤 S129),医生和医生的辅助者等可确认第 1 泵 32a 或第 2 泵 32b 的哪一方是异常。然后,在进行了异常状态告知后,控制部 35 通过在管路切换部 33 中进行管路开放状态的设定来结束检查(步骤 S130)。

[0200] 并且,在上述的到达压力下限值与压力 3(P3) 的比较(步骤 S117)中,在压力 3(P3) 超过了到达压力下限值的情况下,控制部 35 在进行了管路开放状态的设定(步骤 S118)后,针对从最小供气流量(Q0)到最大供气流量(Qn)的(n+1)次的压力 3(P3),分别进行用于求出在各供气流量中所取得的各压力 3(P3)与预先设定在控制部 35 内的规定压力值即目标压力值之间的差值的计算(步骤 S119)。

[0201] 然后,上述控制部 35 进行这些(n+1)个差值的比较,并把控制信号发送到第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33,以便可根据图 21 所示的测定了其中差值最小的压力 3(P3)的供气流量,即调整后设定流量(Qx)对球囊 9 和球囊 11 进行供气(步骤 S120 和步骤 S121)。

[0202] 并且,此时,把与时间 1(t1)、时间 2(t2)、时间 3(t3)的各方对应的目标压力值预先设定在控制部 35 内,控制部 35 根据该目标压力值,针对从最小供气流量(Q0)到最大供气流量(Qn)的(n+1)次的压力 1(P1)、压力 2(P2)、压力 3(P3),计算各自的差的平方,可以把通过该计算所求出的计算值最小的供气流量设定为调整后供气流量(Qx)。

[0203] 采用以上方法进行了设定的调整后设定流量(Qx)是医生实际使用的针对各个球囊 9 和球囊 11 而设定的供气流量。因此,在医生分开使用材质或容量不同的球囊 9 和球囊 11 进行处置时,也能根据最佳的供气流量,即调整后设定流量(Qx)对各个球囊 9 和球囊 11 进行空气供气。

[0204] 作为步骤 S121 以后的调整后设定流量(Qx)时的球囊 9 和球囊 11 的异常检查,首先,进行未作图示的定时器的初始化(步骤 S121),对球囊 9 和球囊 11 进行供气。

[0205] 在经过了时间 3(t3)时,控制部 35 进行管路保持状态的设定,之后,控制部 35 在预先设定于控制部 35 内的作为第 1 时间、并且作为时间 3(t3)以后的时间的时时间 5(t5),进行由第 1 压力传感器 34a 所测定的球囊 9 的内压值和由第 2 压力传感器 34b 所测定的球囊 11 的内压值,即第 1 内压值的压力 5(Pt5)的取得(步骤 S123 和步骤 S124)。

[0206] 然后,上述控制部 35 在预先设定于控制部 35 内的作为第 2 时间、并且作为时间 5(t5)以后的时间的时时间 6(t6),进行由第 1 压力传感器 34a 所测定的球囊 9 的内压值和由第 2 压力传感器 34b 所测定的球囊 11 的内压值,即第 2 内压值的压力 6(Pt6)的取得(步骤 S125 和步骤 S126)。

[0207] 在时间 6(t6)时取得了压力 6(Pt6)后,控制部 35 进行用于求出压力 5(Pt5)和压力 6(Pt6)之间的差的绝对值的计算。然后,控制部 35 使用在内部具有的控制单元,进行预先设定在控制部 35 内的规定阈值与该绝对值的比较(步骤 S127),在该绝对值超过了规定阈值的情况下,判定为球囊 9 或球囊 11 或管路的任意一方是异常。

[0208] 并且,该判定结果由作为异常状态告知部的第 1LED 50a 或第 2LED50b 进行视觉告知(步骤 S129),医生和医生的辅助者等可确认球囊 9 或球囊 11 的哪一方是异常。然后,在进行了异常状态告知后,控制部 35 使用在内部具有的控制单元,通过在管路切换部 33 中进

行管路开放状态的设定来结束检查（步骤 S130）。

[0209] 另外，在本实施例中，假定第 1 泵 32a 和第 2 泵 32b 的目标压力值、调整后设定流量（ Q_x ）、以及各管路的测定值分别相同，然而可以针对各个泵和管路，单独执行本流程，并经过单独测定，针对单独的目标压力值取得单独的调整后设定流量（ Q_x ）。

[0210] 并且，在上述规定阈值、压力 5（Pt5）和压力 6（Pt6）之间的差的绝对值未达到规定阈值的情况下，控制部 35 判定为球囊 9、球囊 11 以及管路全都正常。并且，该判定结果由作为异常状态告知部的第 1LED 50a 或第 2LED 50b 进行视觉告知（步骤 S128），医生和医生的辅助者等可确认球囊 9 和球囊 11 全都正常。然后，在进行了正常状态告知后，控制部 35 使用在内部具有的控制单元，通过在管路切换部 33 中进行管路开放状态的设定来结束检查（步骤 S130）。

[0211] 在这种结构中，本实施例的内窥镜球囊控制装置 7 具有可对球囊 9 和球囊 11 进行上述异常检查的功能，在对活体进行处置的现场，医生和医生的辅助者等可简便且自动地确认球囊 9 和球囊 11 中的气密不良等的异常。因此，可消除由于球囊 9 或球囊 11 自身的异常而引起活体内的球囊 9 或球囊 11 破裂和固定不良的可能性。

[0212] 另外，内窥镜球囊控制装置 7 如图 23 所示，也能安装有成为球囊 9 和球囊 11 的替代的检查用夹具 51 和调整处理器 54，进行异常检查。检查用夹具 51 例如由规定材质形成，具有拥有规定容量的第 1 检查用管路 52 和第 2 检查用管路 53。

[0213] 并且，上述调整处理器 54 是例如个人计算机那样的终端装置，可使用有线或无线的通信单元与上述控制部 35 进行通信，并可使用该通信单元把预先设定在控制部 35 内的规定时间、规定设定值、规定控制内容等变更为任意设定值。

[0214] 例如，在上述异常检查中，控制部 35 在上述内压值取得步骤（步骤 S104 至步骤 S109）中取得内压值的次数是时间 1（ t_1 ）、时间 2（ t_2 ）以及时间 3（ t_3 ）的 3 次，然而可通过使用上述调整处理器 54，把该次数设定为任意次数。

[0215] 而且，还可设置异常状态告知部，该异常状态告知部通过使未作图示的监视器等的显示部与调整处理器 54 连接，连同设置在内窥镜球囊控制装置 7 的外表面上的第 1LED 50a 和第 2LED 50b 的亮灯、闪烁等一起，把检查正常结束或异常结束视觉显示在该显示部上。

[0216] 在这种结构中，在进行上述异常检查的情况下，通过进行从上述第 1 步骤到上述第 6 步骤的检查，可进行作为第 1 泵 32a、第 2 泵 32b、以及管路切换部 33 的异常判定方法的异常检查。

[0217] 并且，通过针对规定的检查用夹具 51 进行调整后设定流量（ Q_x ）的设定，可把使用与第 1 检查用管路 52 和第 2 检查用管路 53 对应的球囊 9 和球囊 11 的同一机型的多个内窥镜球囊控制装置 7 的空气供气流量调整为规定的设定流量。

[0218] 通过上述作用，例如，在同一机型的内窥镜球囊控制装置 7 的制造时的检查等中，检查者可确认设置在内窥镜球囊控制装置 7 的内部的流量调整部，即第 1 泵 32a、第 2 泵 32b 以及管路切换部 33 的异常。并且，在流量调整部是正常的情况下，检查者可把同一机型的多个内窥镜球囊控制装置 7 的空气供气流量简便且自动地调整为大致同一供气流量即调整后设定流量（ Q_x ）。

[0219] 因此，根据本实施例，除了可取得与上述实施例 1 相同的效果以外，还能实现在控

制对球囊的供气或吸气流量时,可简便且自动地判定球囊管路异常的内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法。

[0220] 在本发明中,可以明白,在不背离发明精神和范围的情况下,可根据本发明构成在大范围内不同的实施方式。本发明由所附专利权利要求范围限定,除此以外不受其特定实施例制约。

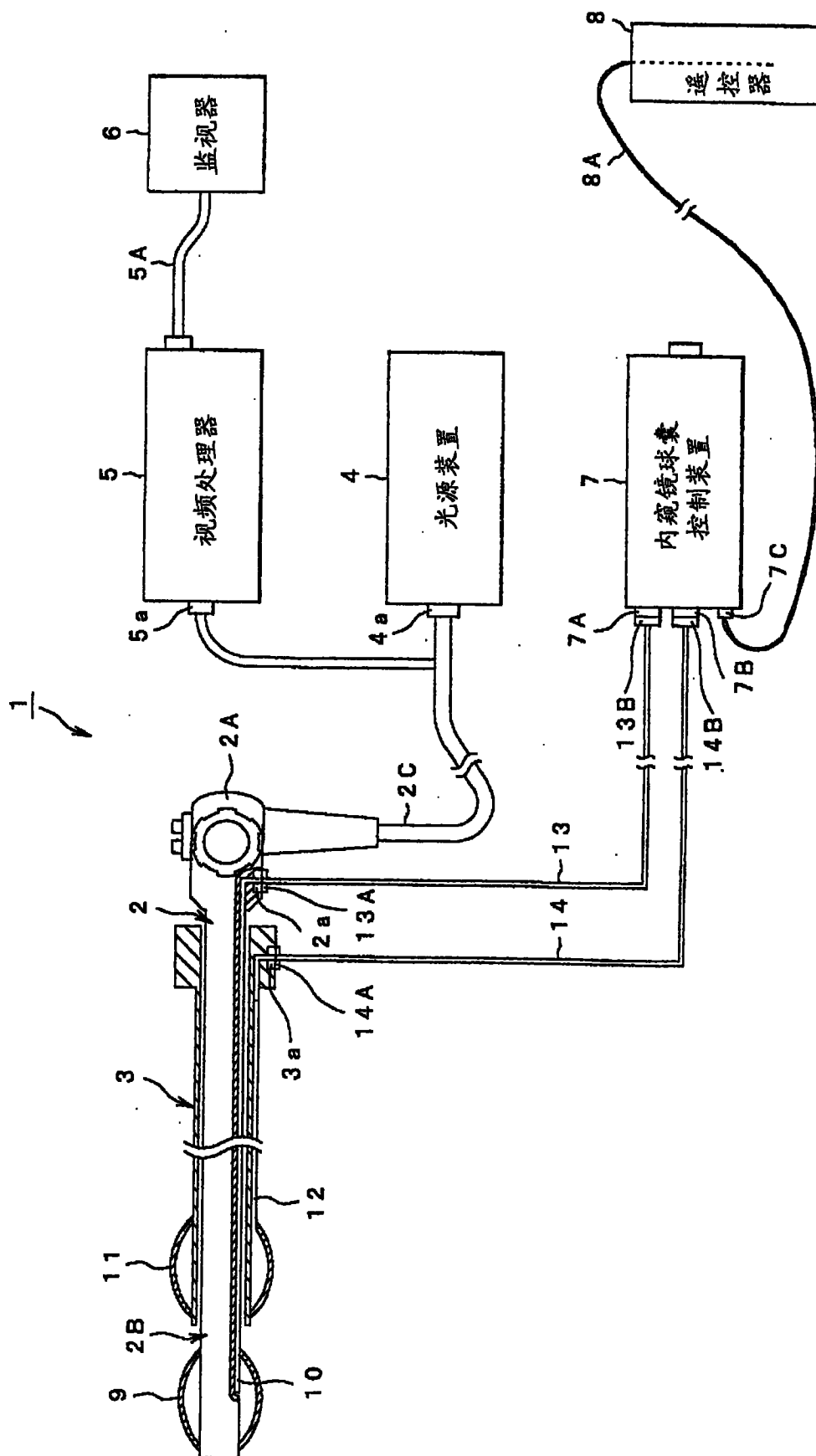


图 1

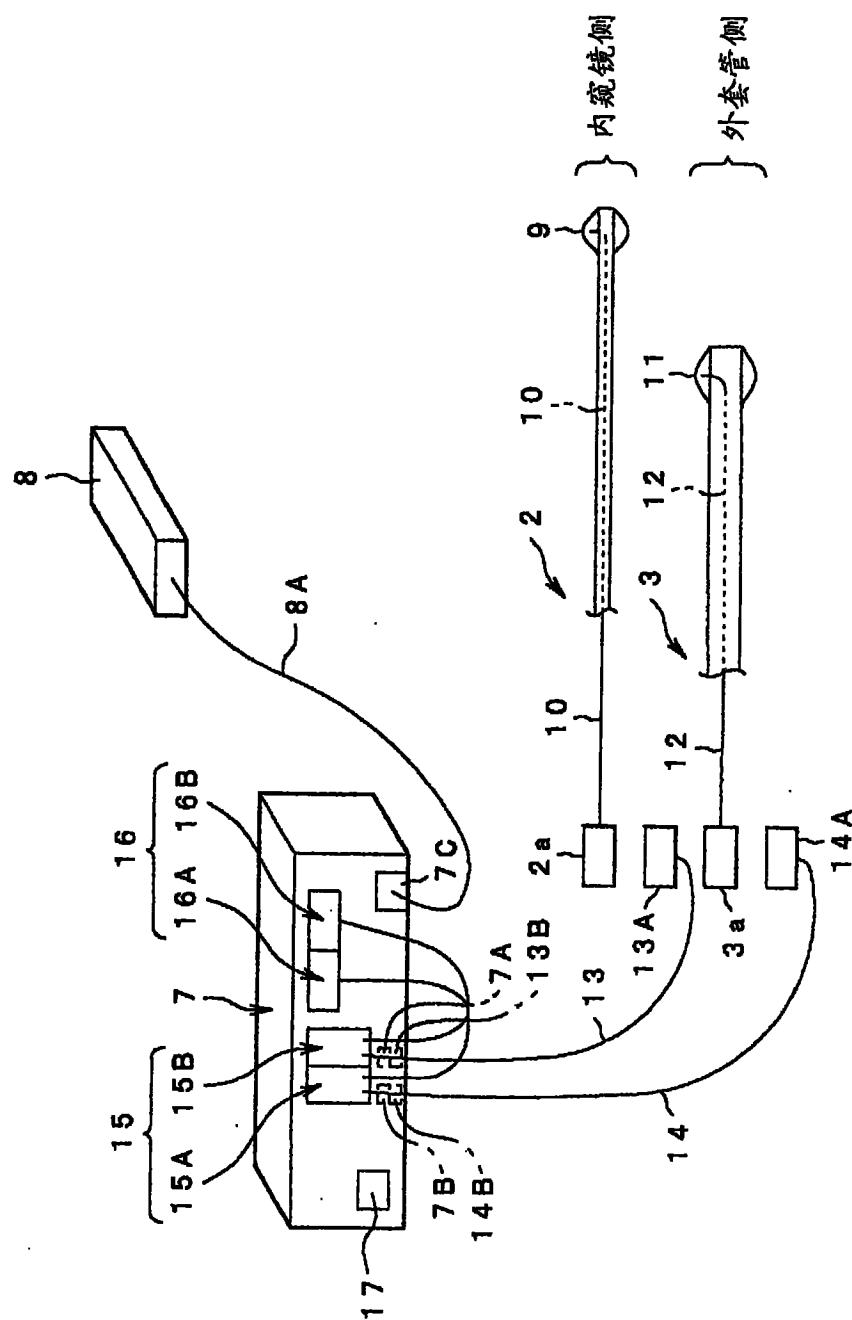


图 2

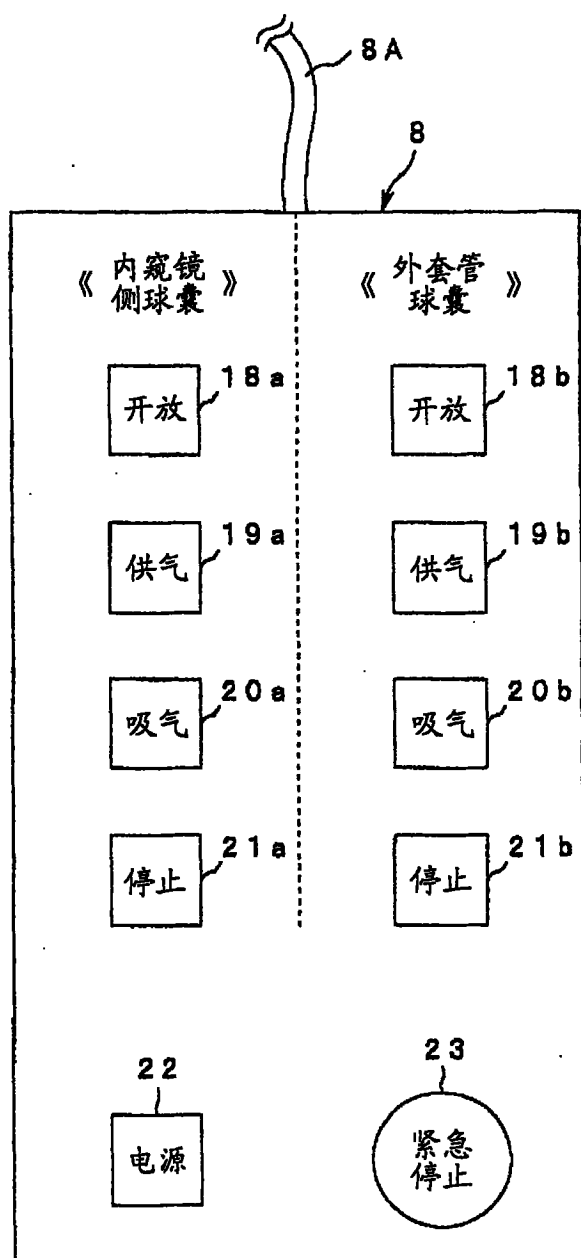


图 3

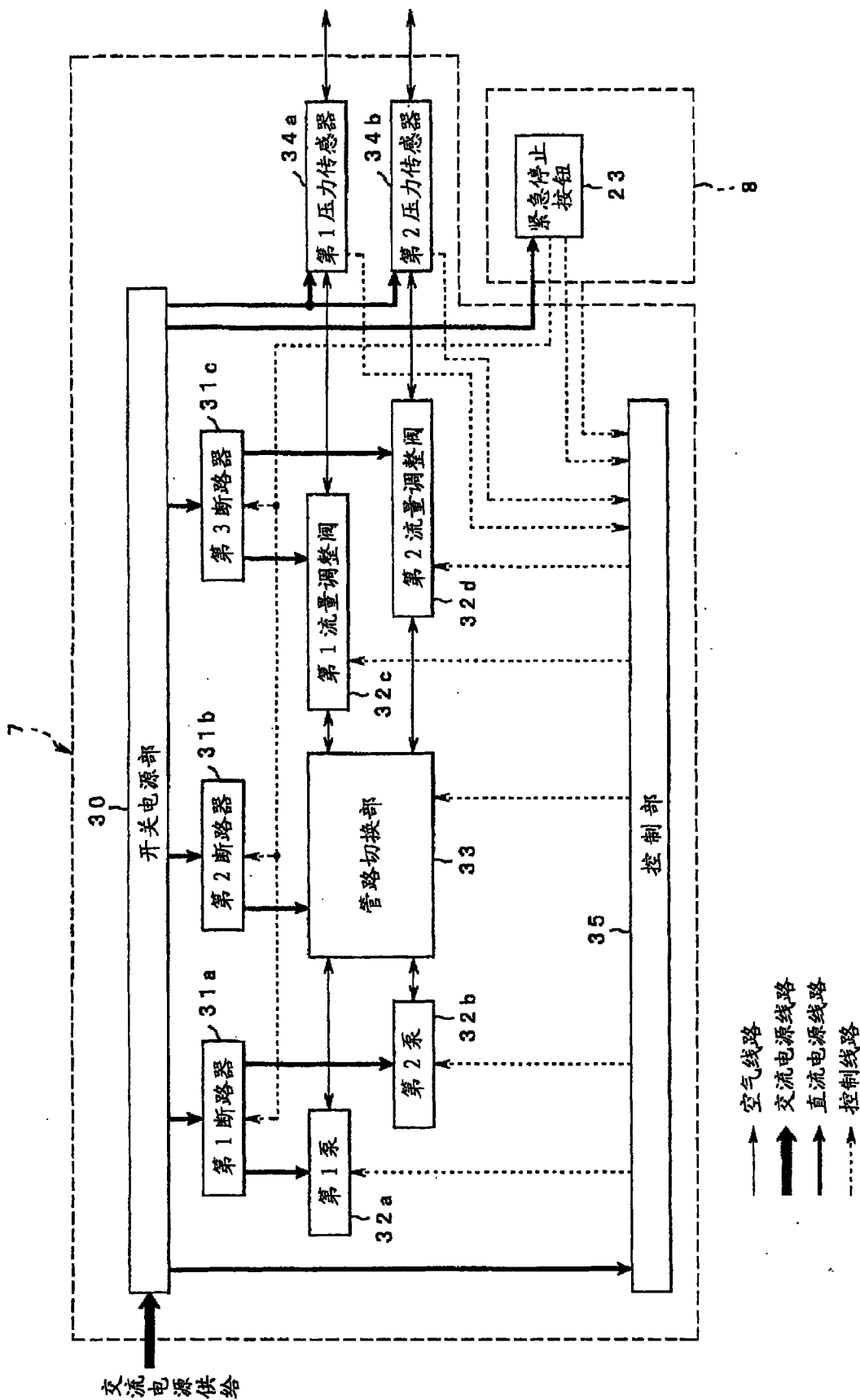


图 4

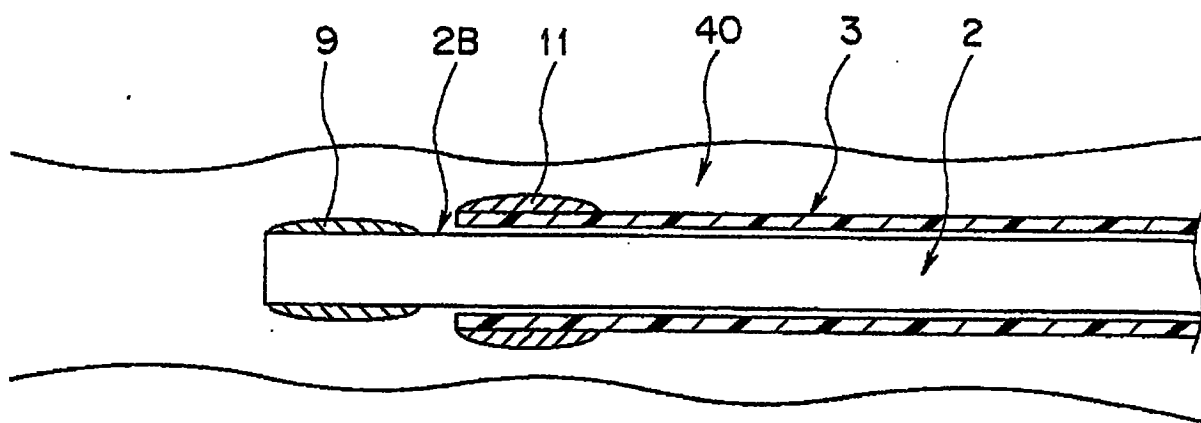


图 5

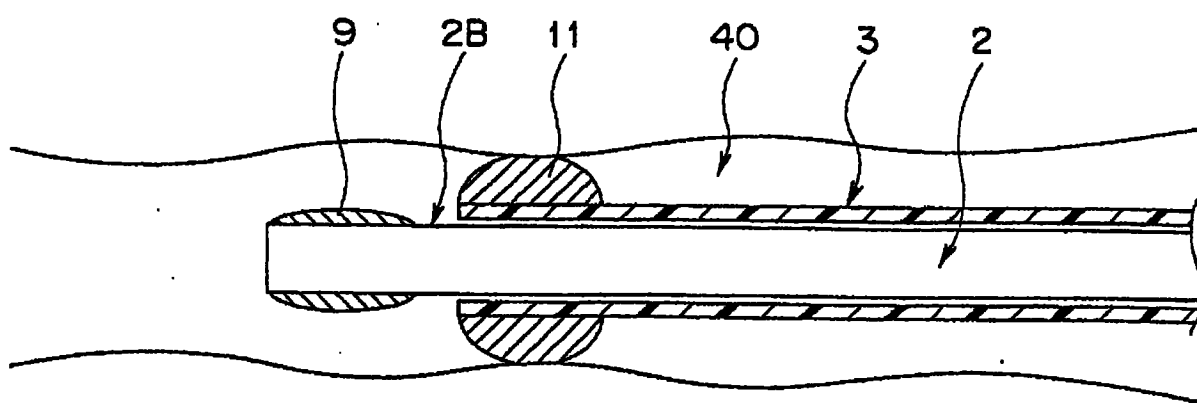


图 6

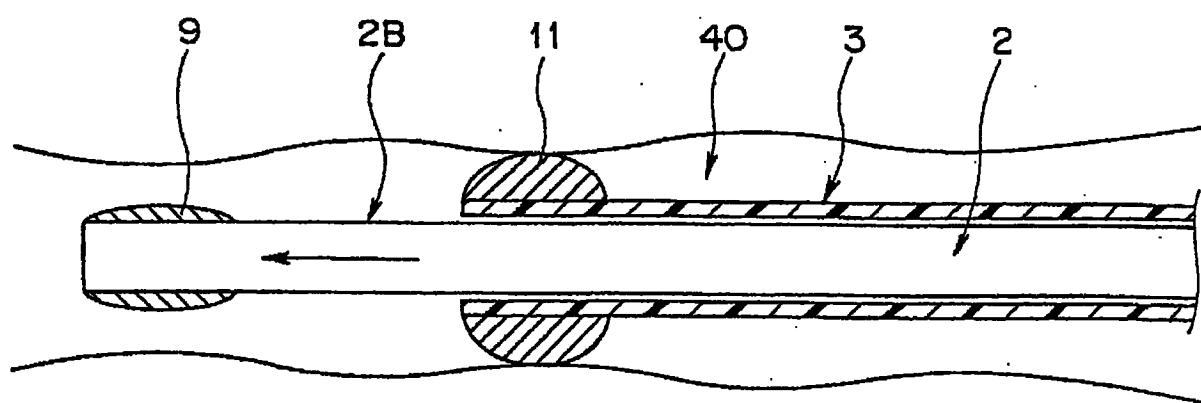


图 7

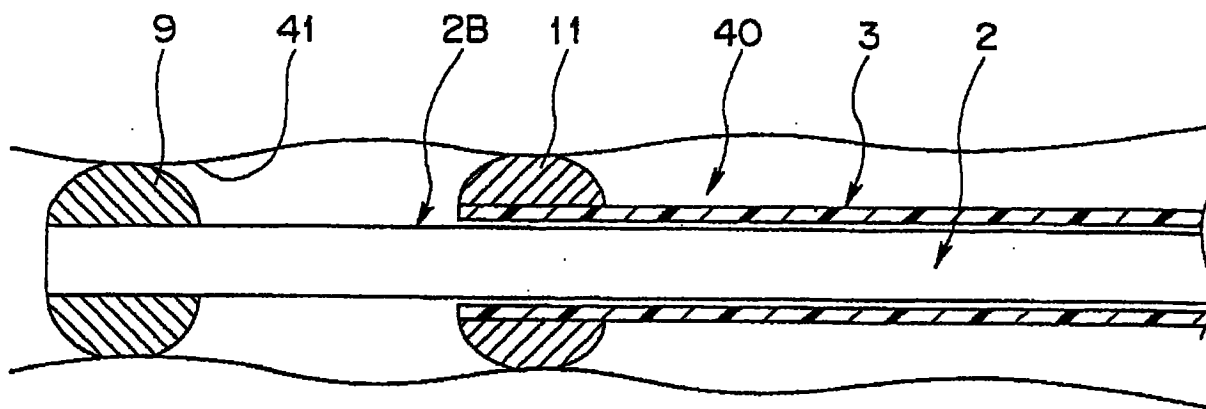


图 8

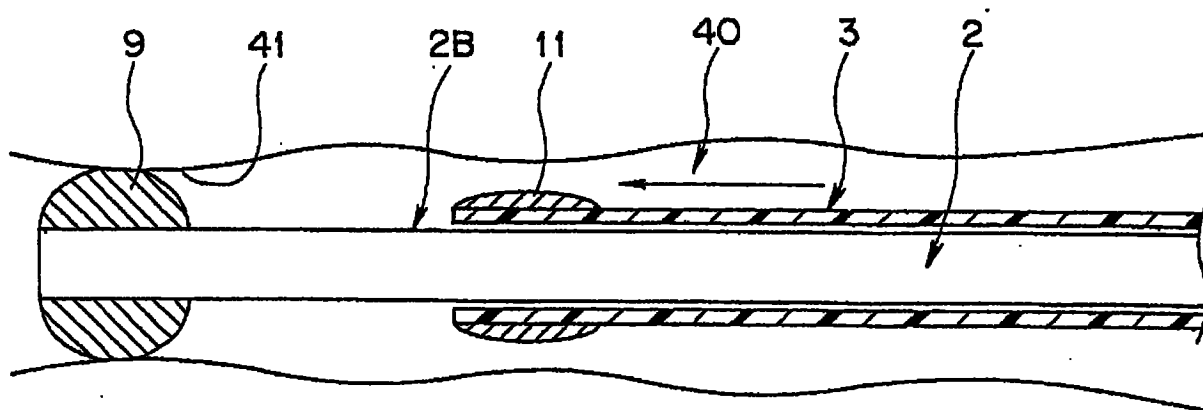


图 9

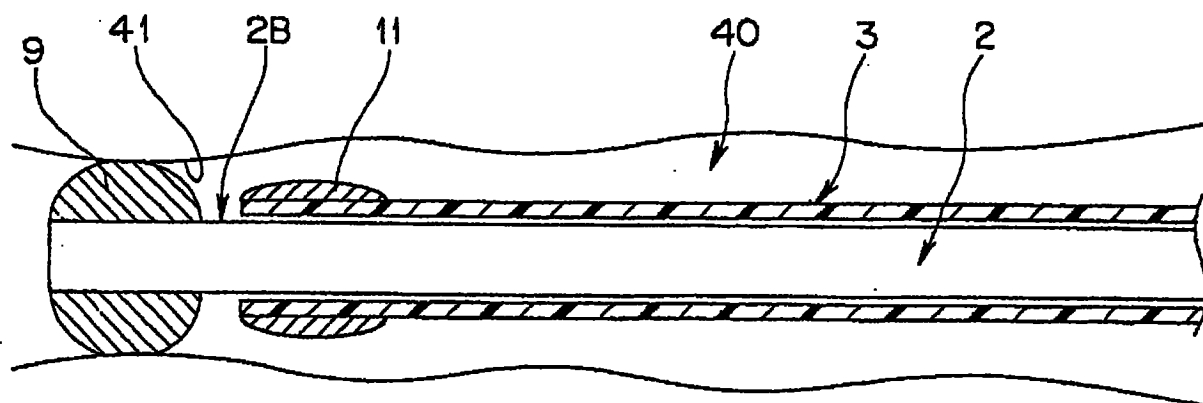


图 10

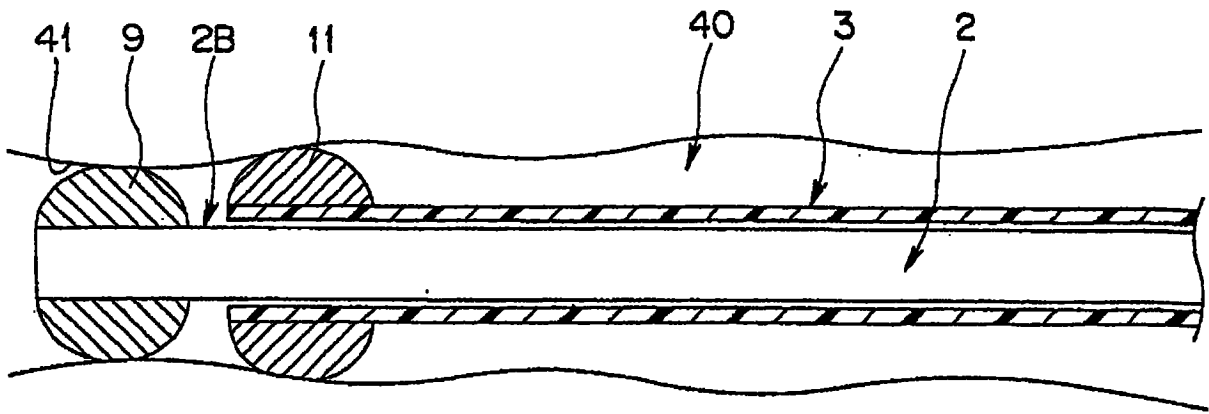


图 11

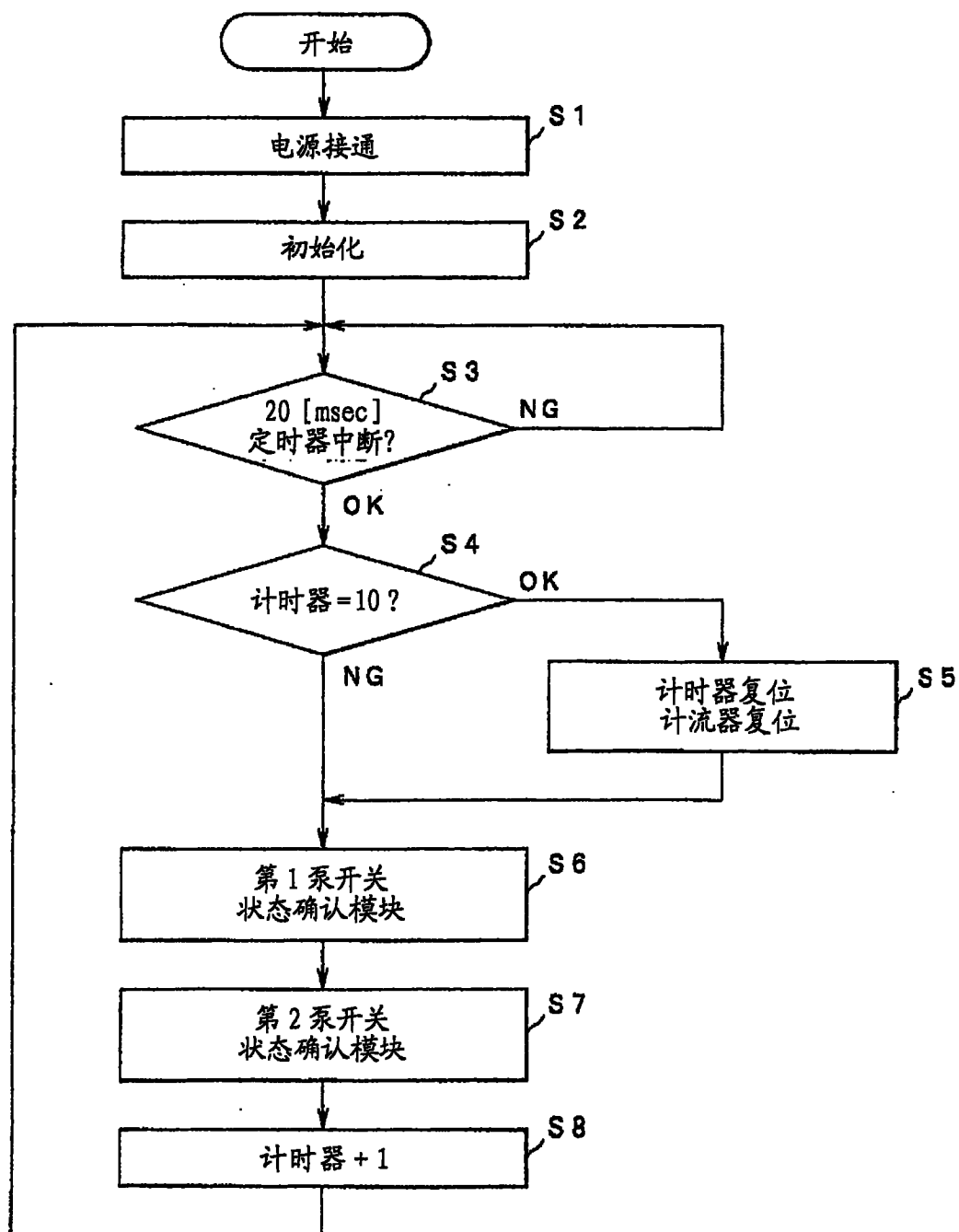


图 12

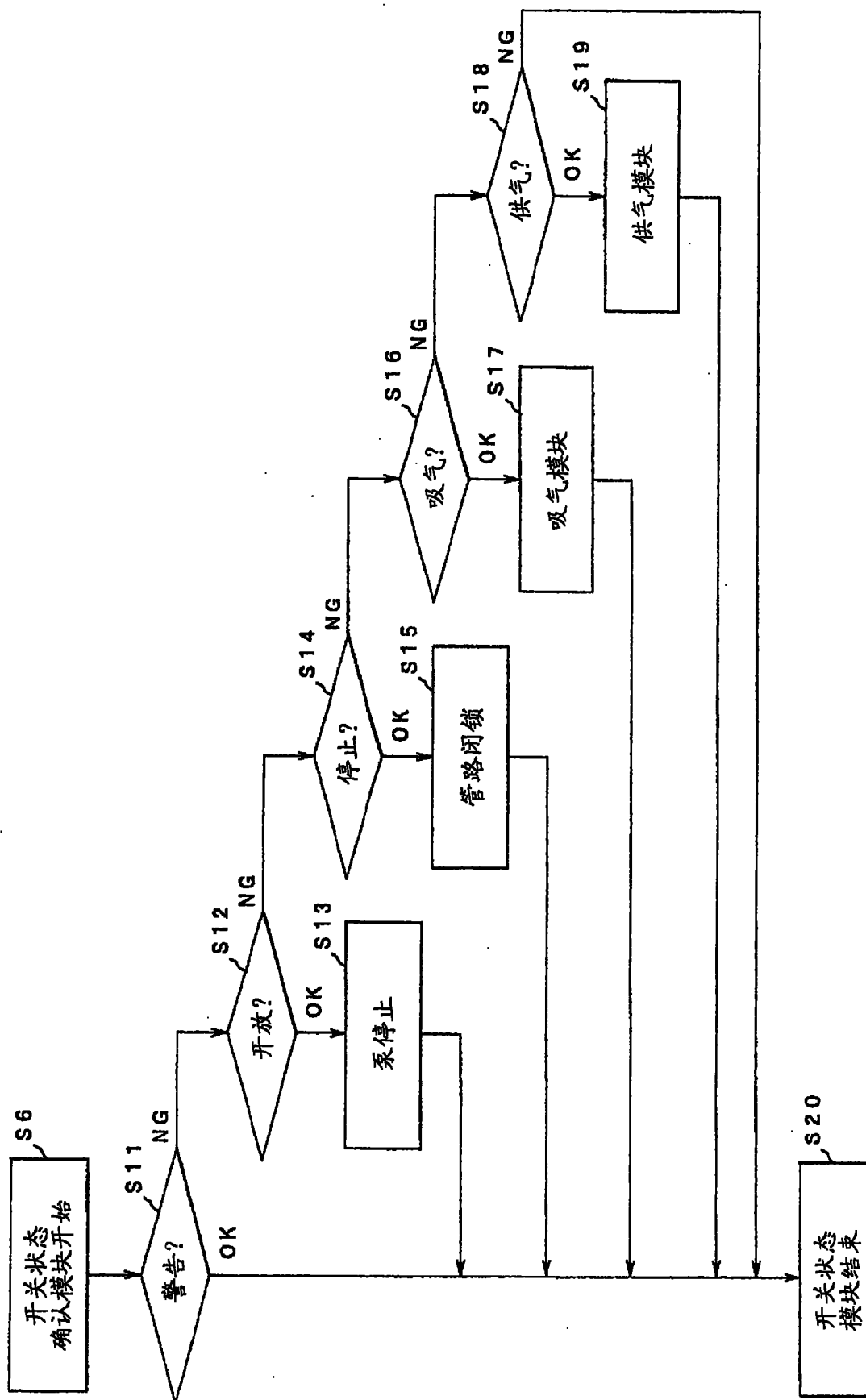


图 13

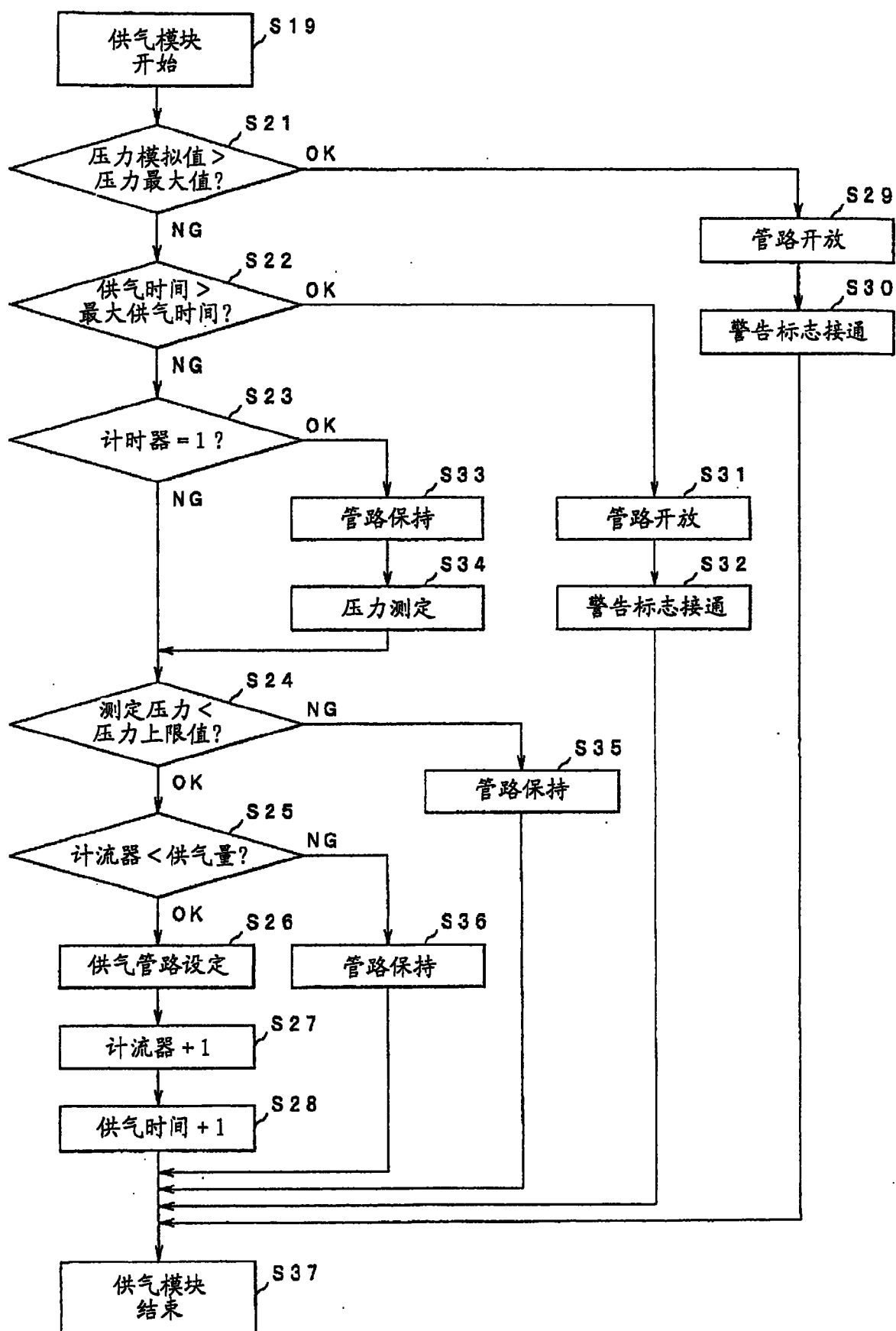


图 14

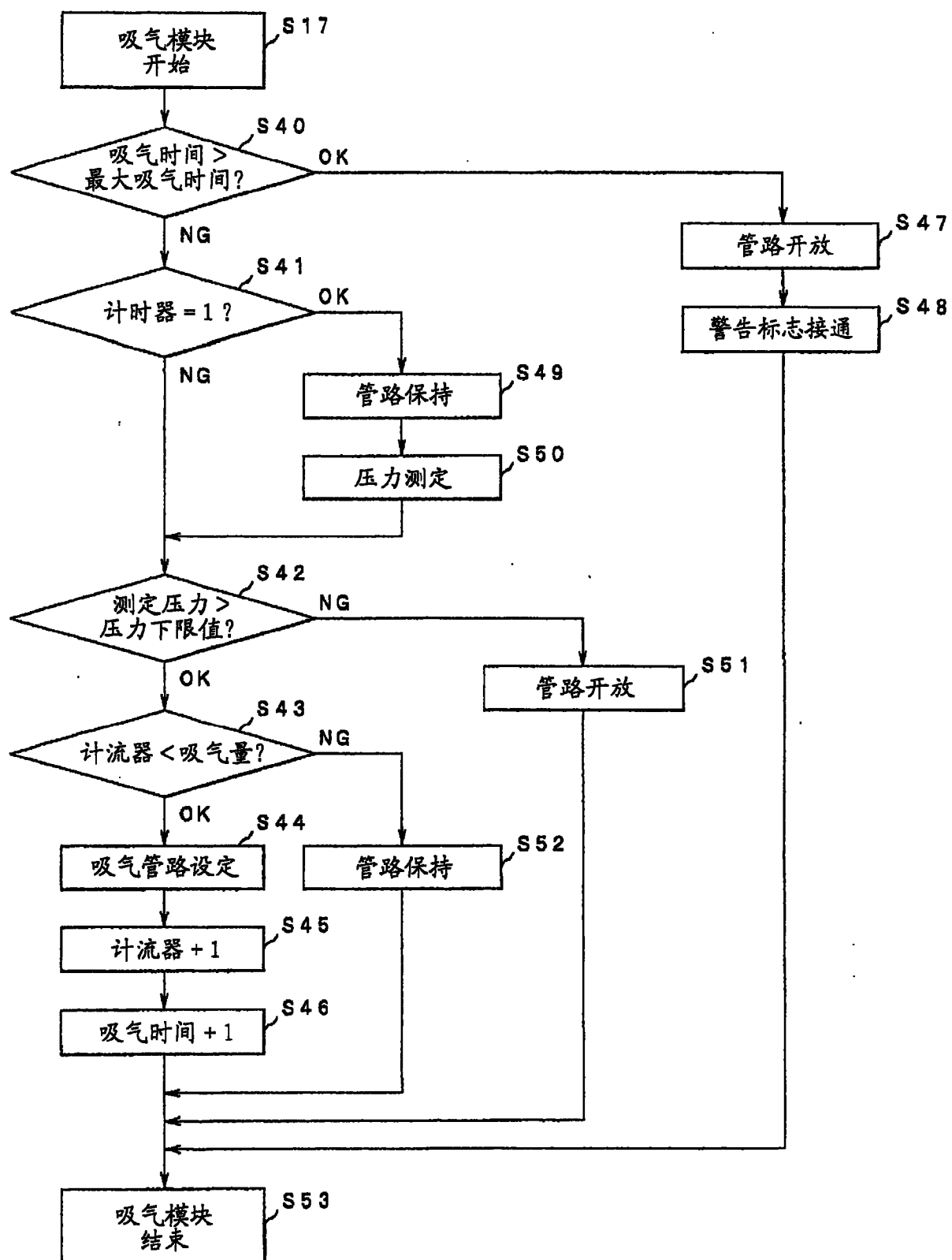


图 15

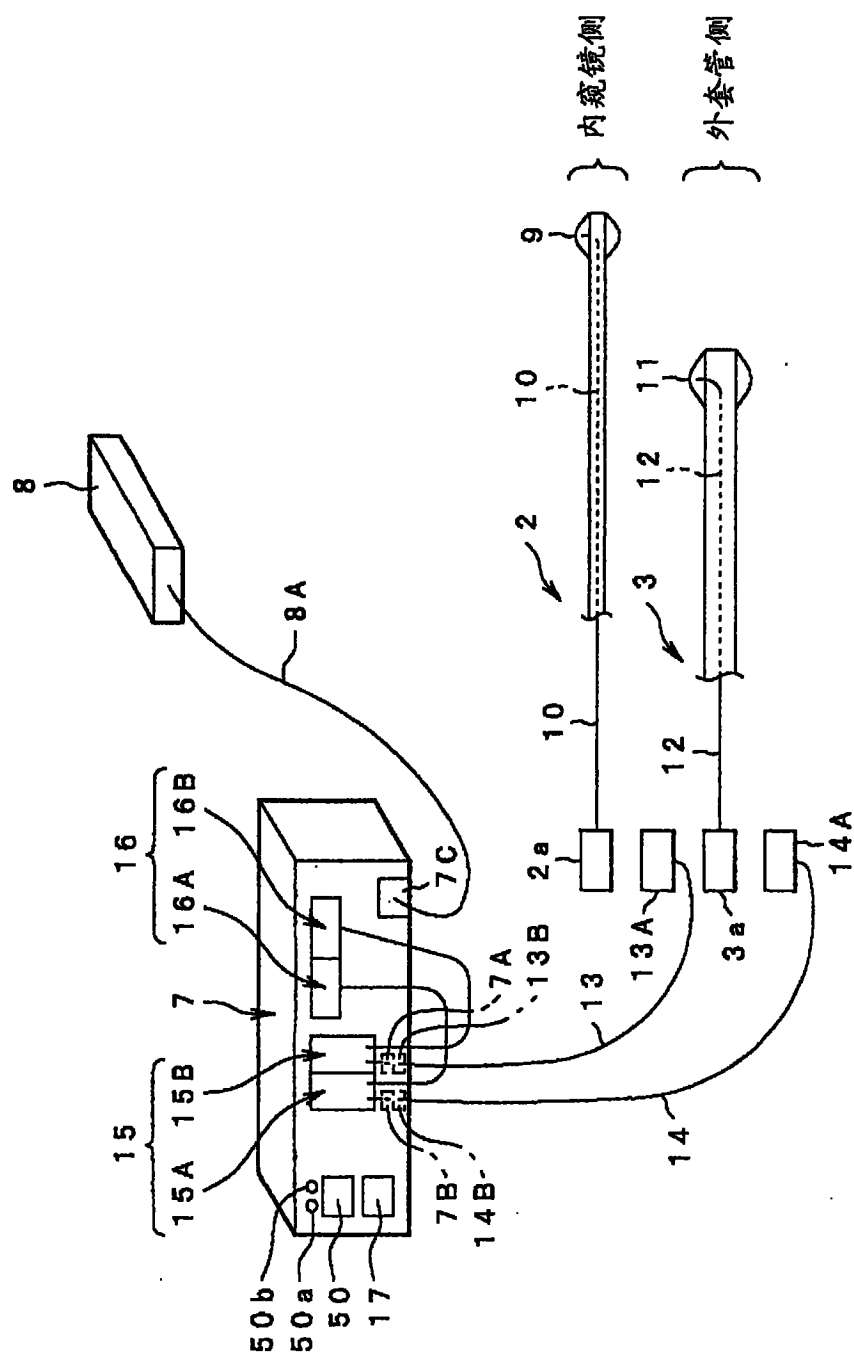
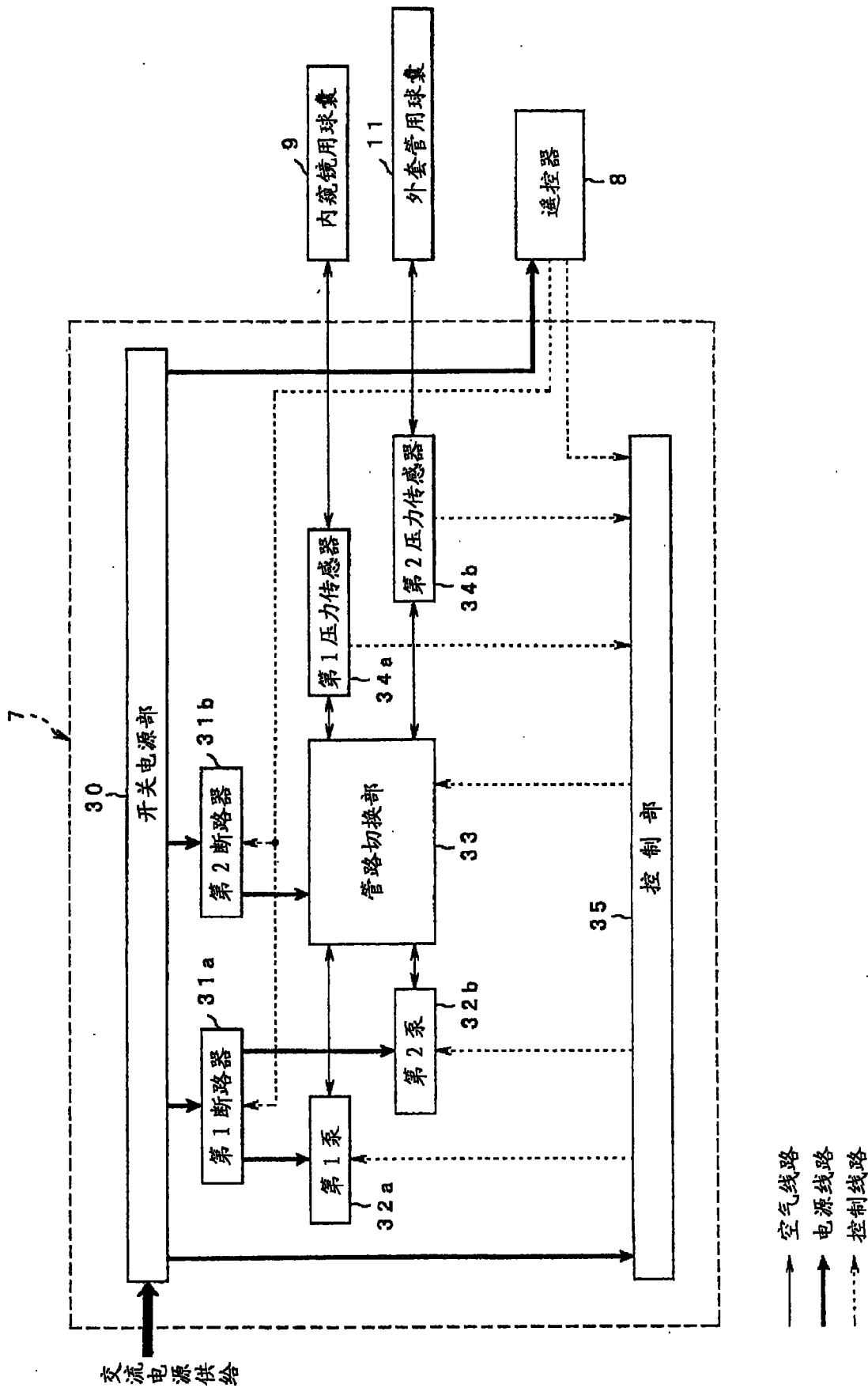


图 16



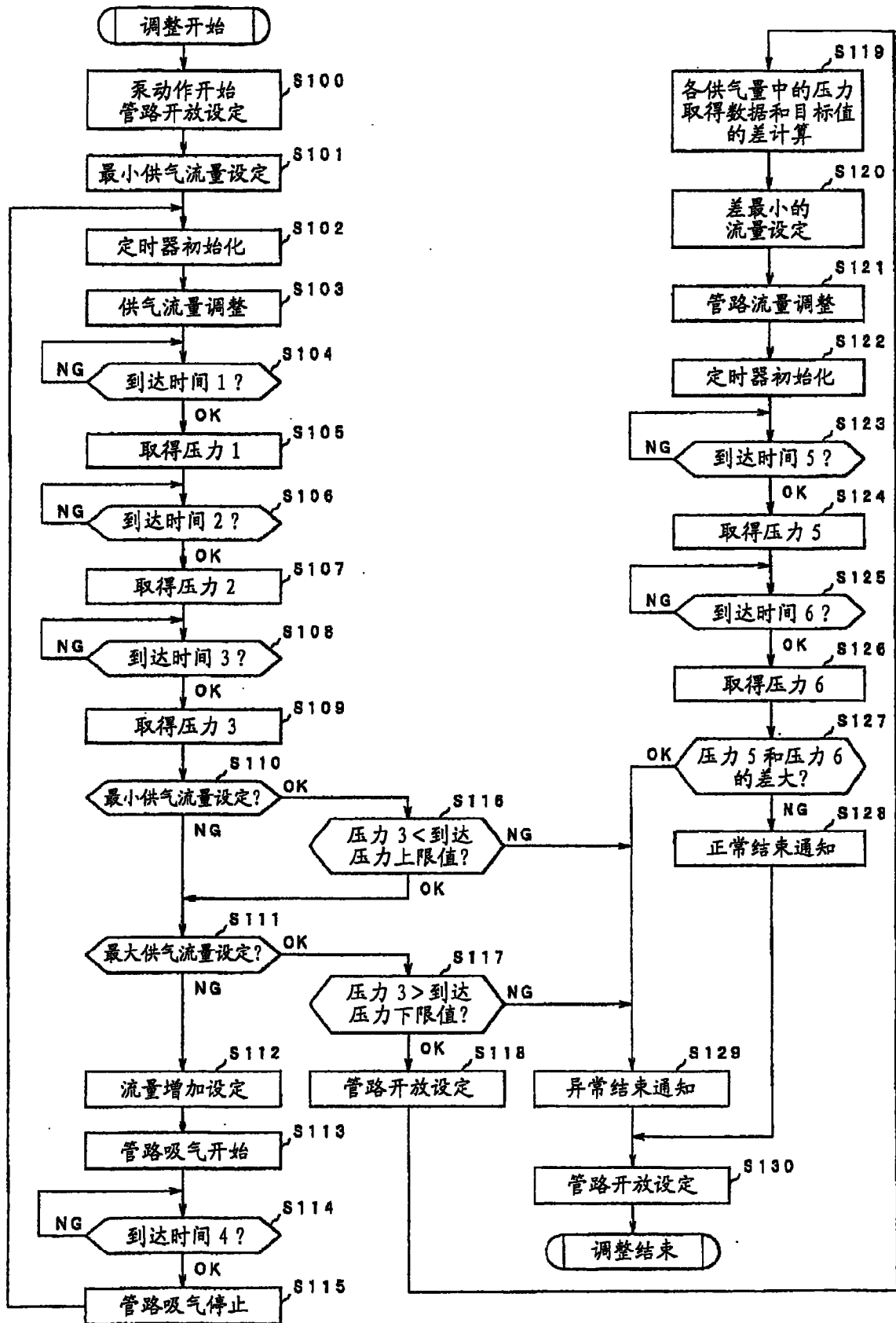


图 18

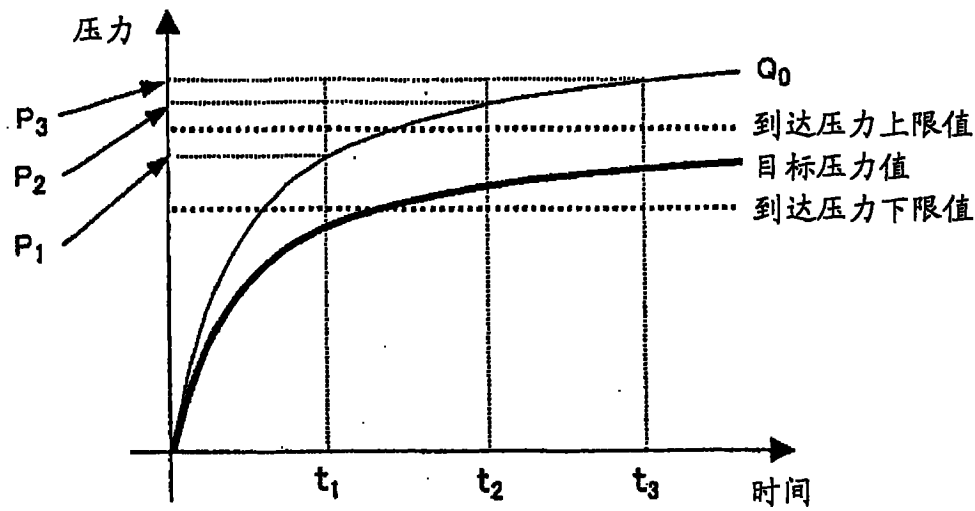


图 19

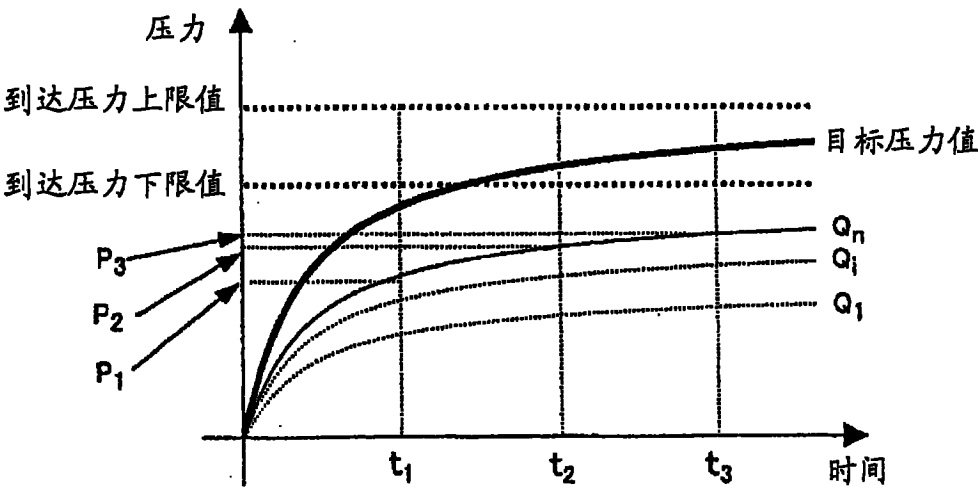


图 20

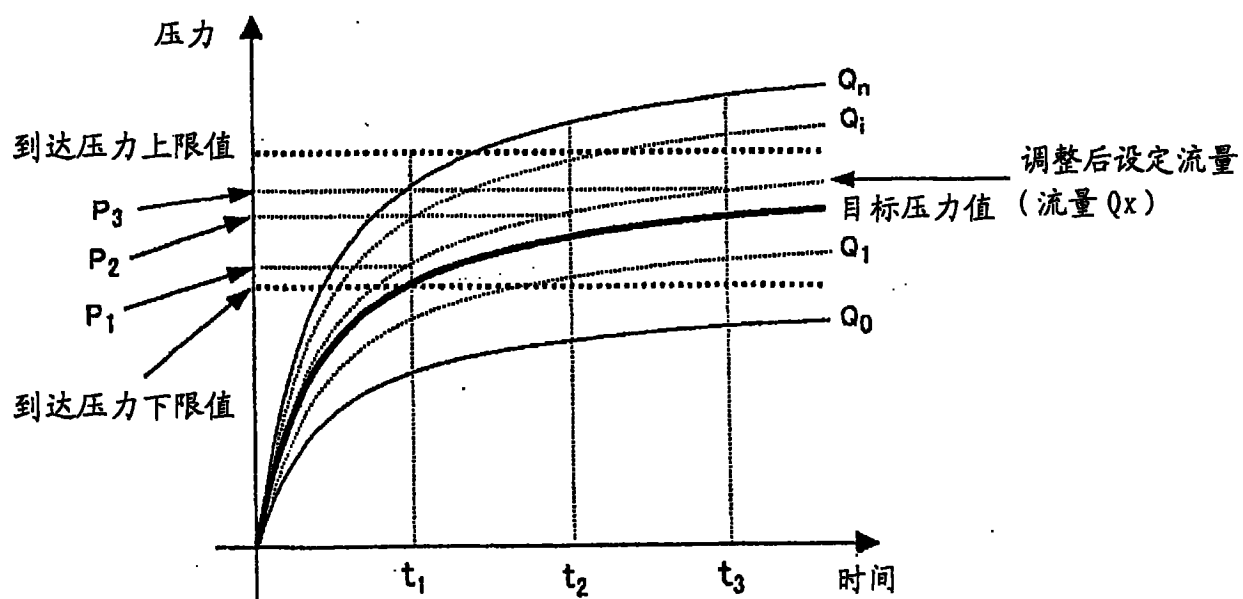


图 21

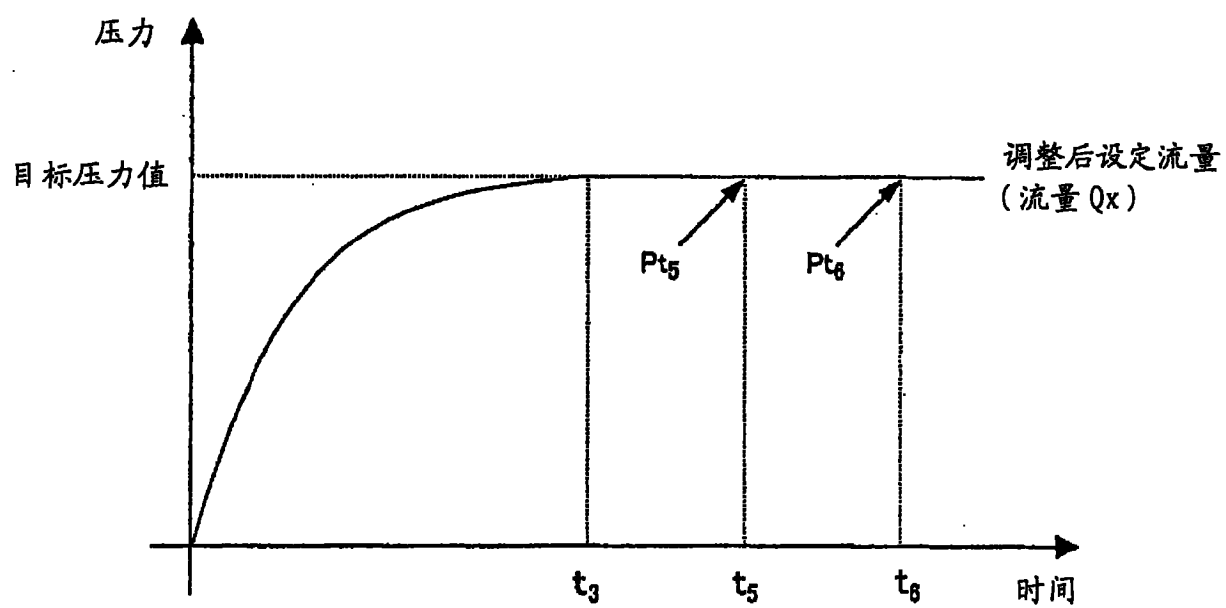


图 22

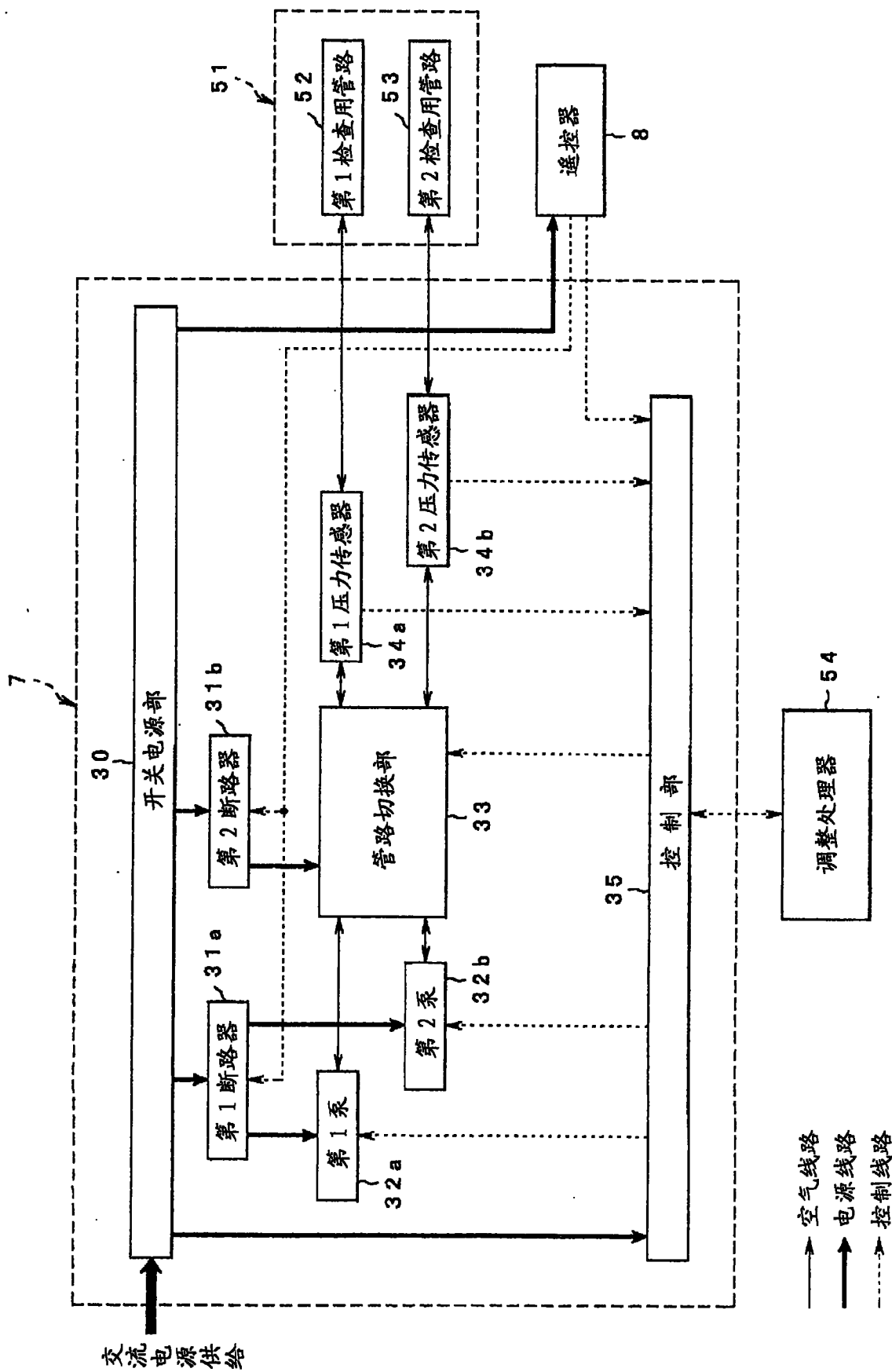


图 23

专利名称(译)	内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法		
公开(公告)号	CN1933766B	公开(公告)日	2010-05-05
申请号	CN200580008858.1	申请日	2005-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	吉田尊俊 内村澄洋 谷口明		
发明人	吉田尊俊 内村澄洋 谷口明		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
审查员(译)	陈响		
优先权	2004081654 2004-03-19 JP 2004115847 2004-04-09 JP		
其他公开文献	CN1933766A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜球囊控制装置和内窥镜球囊控制装置的异常判定方法，该内窥镜球囊控制装置具有：泵，其针对安装在内窥镜的插入部前端部的外周部的固定用球囊，供给或排出气体；以及控制部，其测定上述球囊内的气体压力，并根据该测定结果使上述泵动作来控制上述球囊内的压力；上述控制部具有检测对上述球囊的供气或吸气流量的流量检测部，并根据该流量检测部的检测结果使上述泵动作来控制对上述球囊的供气或吸气流量。

