

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/015 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200710005413.9

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100563549C

[22] 申请日 2007.2.8

[21] 申请号 200710005413.9

[30] 优先权

[32] 2006.2.10 [33] JP [31] 2006-034394

[73] 专利权人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

[72] 发明人 关口正

[56] 参考文献

WO2005/089625A1 2005.9.29

审查员 彭 燕

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 李贵亮

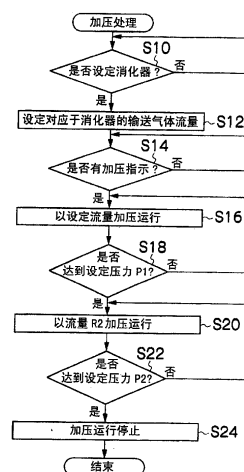
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 9 页

[54] 发明名称

球囊控制装置

[57] 摘要

本发明提供一种球囊控制装置，该球囊控制装置可以不局限于消化道的种类，消除(或减少)球囊内部压力达到一定压力为止的时间(即，球囊被固定为止的时间)差。所述球囊控制装置，其特征在于，具备：球囊，安装在内窥镜的插入部及/或插通引导所述内窥镜的插入部的插入辅助件上；流量调整装置，调整向所述球囊的输送气体流量及/或自所述球囊的排气流量；设定装置，设定输送气体流量及/或排气流量；控制装置，控制所述流量调整装置，使得成为由所述设定装置设定的输送气体流量及/或排气流量。



1. 一种球囊控制装置，其特征在于，具备：

球囊，其安装于内窥镜的插入部及/或插通引导所述内窥镜的插入部的插入辅助件上；

流量调整装置，其调整向所述球囊的输送气体流量及/或自所述球囊的排气流量；

设定装置，其设定输送气体流量及/或排气流量；

控制装置，其控制所述流量调整装置，以所述设定装置设定的输送气体流量及/或排气流量进行加压和/或减压，

还具备：部位选择装置，其选择体腔内部位，所述体腔内部位被插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件，

所述设定装置设定对应于由所述部位选择装置选择的体腔内部位的输送气体流量或排气流量。

2. 根据权利要求1所述的球囊控制装置，其特征在于，

还具备：选择装置，其选择单个球囊法或者双球囊法，

所述设定装置设定对应于由所述选择装置选择的单个球囊法或者双球囊法的输送气体流量或排气流量。

3. 根据权利要求1所述的球囊控制装置，其特征在于，

还具备：属性选定装置，其选定插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的受验者的属性，

所述设定装置设定对应于由所述属性选定装置选定的受验者的属性的输送气体流量或排气流量。

4. 根据权利要求1所述的球囊控制装置，其特征在于，

还具备：属性选定装置，其选定插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的受验者的属性，

所述设定装置设定对应于由所述部位选择装置选择的体腔内部位、以及由所述属性选定装置选定的受验者的属性的输送气体流量或排气流量。

5. 根据权利要求2所述的球囊控制装置，其特征在于，

还具备：属性选定装置，其选定插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的受验者的属性，

所述设定装置设定对应于由所述属性选定装置选定的受验者的属性的输送气体流量或排气流量。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的球囊控制装置，其特征在于，插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的体腔内部位是消化道。

7. 一种内窥镜系统，其特征在于，具备：

球囊，其安装在内窥镜的插入部及/或插通引导所述内窥镜的插入部的插入辅助件上；

流量调整装置，其调整向所述球囊的输送气体流量及/或自所述球囊的排气流量；

设定装置，其设定输送气体流量及/或排气流量；

控制装置，其控制所述流量调整装置，以所述设定装置设定的输送气体流量及/或排气流量进行加压和/或减压；

连接部，其与所述内窥镜连接；

用途选定装置，其选定连接于所述连接部的内窥镜的用途，

所述设定装置设定对应于由所述用途选定装置选定的内窥镜的用途的输送气体流量或排气流量。

8. 权利要求7所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述用途选定装置根据由连接于所述连接部的内窥镜读取识别符的读取装置、和由所述读取装置读取的识别符，选定连接于所述连接部的内窥镜的用途。

球囊控制装置

技术领域

本发明涉及一种球囊控制装置，尤其涉及可以不局限于消化道的种类，消除(或减少)球囊内部压力达到一定压力为止的时间(即，球囊被固定为止的时间)差的球囊控制装置。

背景技术

以往，对于内窥镜的领域周知的有，从将插入于体腔内的内窥镜插入部(或者插通引导内窥镜插入部的插入辅助件)固定在体腔内的观点，将通过输输送气体体而膨胀，通过排气收缩的球囊设置在内窥镜插入部(或者插入辅助件)的带球囊的窥镜(专利文献 1、专利文献 2)

对于这些带球囊的内窥镜，在该球囊上通过管道等连接有气泵。

该气泵，通过打开输送气体用(加压用)开关，便开始输送气体，由此球囊开始膨胀。于是，球囊膨胀触到肠壁等，球囊内部压力达到预定的设定压力。

如此，当球囊内部压力达到预先设定的设定压力(例如 5.6kPa)，气泵则被控制为停止输送气体。

另一方面，气泵通过打开排气用(减压用)开关，便开始排气，由此球囊开始收缩。于是，球囊收缩，球囊内部压力达到预定的设定压力。

如此，当球囊内部压力达到预定的设定压力，气泵则被控制为停止排气。

【专利文献 1】特开 2002-301019 号公报

【专利文献 2】特开 2004-337288 号公报

但是，消化道根据其种类直径而异(例如，小肠为 25mm 左右、大肠为 35mm 左右)。然而，以往的带球囊的内窥镜，以一定流量进行向球囊的输送气体或来自球囊的排气。因此，球囊膨胀触于肠壁，球囊内部压力达到

一定压力为止所需的时间每个消化道都不同。例如，根据本申请的发明人所进行的实验(假定小肠的平均直径约为25mm、大肠的平均直径约为35mm，向配置在各肠内的球囊以一定量输送气体)，球囊膨胀触于肠壁，球囊内部压力达到一定压力为止所需的时间，在小肠约为10秒、在大肠约为30秒。

如此，以往的带球囊的内窥镜，以一定流量进行向球囊的输送气体(或者来自球囊的排气)进行，因此，存在根据消化道的种类，球囊内部压力达到一定压力为止的时间(即，球囊被固定为止的时间)不同，使用便利性差的问题。

发明内容

本发明是鉴于所述问题而成的，其目的在于，提供一种可以不局限于消化道的种类，消除(或者减少)球囊内部压力达到一定压力为止的时间(即，球囊被固定为止的时间)差。

本发明是为了解决所述课题而成的，技术方案1所述的发明，其特征在于，具备：球囊，安装于内窥镜的插入部及/或插通引导所述内窥镜的插入部的插入辅助件上；流量调整装置，调整向所述球囊的输送气体流量及/或自所述球囊的排气流量；设定装置，设定输送气体流量及/或排气流量；控制装置，控制所述流量调整装置，使得成为由所述设定装置设定的输送气体流量及/或排气流量。

根据技术方案1所述的发明，通过设定装置可以设定任意的输送气体流量(或者排气流量)。例如，可以按照插入内窥镜插入部等的体腔内部位(例如小肠、大肠等消化道)设定输送气体流量(或者排气流量)。

根据技术方案1所述的发明，技术方案2所述的发明，其特征在于，还具备：部位选择装置，其选择插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的体腔内部位，所述设定装置，设定对应于由所述部位选择装置选择的体腔内部位的输送气体流量或排气流量。

根据技术方案2所述的发明，通过设定装置，可以对应于插入内窥镜插入部等的体腔内部位(例如小肠、大肠等的消化道)设定输送气体流量(或者排气流量)。即，根据体腔内部位(例如消化道的种类)设定流量，使

得当选择小肠时设定流量 R 、当选择大肠时设定流量 $R \times 3$ 流量。因此，在以往，若球囊膨胀触于肠壁而达到一定压力 P 为止所需的时间在小肠约为 10 秒、在大肠约为 30 秒，通过如所述设定流量，在大肠的球囊内部压力达到设定压力 P 为止的时间（即球囊被固定为止的时间）成为约 $1/3$ 、与在小肠的所需要的时间大致相等。即，不局限于消化道的种类，可以消除（或减少）球囊内部压力达到设定压力 P 为止的时间（即球囊被固定为止的时间）差，可以提高使用便利性、有效地检查、治疗。

根据技术方案 1 或 2 所述的发明，技术方案 3 所述的发明，其特征在于，还具备：手技选择装置，其选择内窥镜的手技，所述设定装置，设定对应于由所述手技选择装置选择的手技的输送气体流量或排气流量。

根据技术方案 3 所述的发明，通过设定装置，可以设定对应于单个球囊法、双球囊法等内窥镜的手技的输送气体流量（或者排气流量）。即，可以按照手技设定流量，使得当选择单个球囊法时设定流量 R_1 、当选择双球囊法时设定流量 R_2 ($R_1 > R_2$)。因此，在以往，若球囊膨胀触于肠壁而达到一定压力 P 为止所需的时间，即使在单个球囊法和双球囊法中大致同一时间，也可以通过如所述设定流量，缩短单球囊的膨胀・收缩时间、减少回拉的肠道恢复，因此也可以由单个球囊法，提高使用便利性、有效地检查、治疗。

根据技术方案 1 至 3 中任一项所述的发明，技术方案 4 所述的发明，其特征在于，还具备：属性特定装置，其特定插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的受验者的属性，所述设定装置，设定对应于由所述部位选择装置选择的体腔内部位、以及由所述属性特定装置特定的受验者的属性的输送气体流量或排气流量。

根据技术方案 4 所述，加上由部位选择装置选择的体腔内部位（例如，小肠、大肠等消化道），还可以设定对应于由属性特性装置特定的受验者属性（性别、年龄等）的输送气体流量或排气流量。

根据技术方案 1 至 4 中任一项所述的发明，技术方案 5 所述的发明，其特征在于，插入所述内窥镜的插入部及/或插入辅助件的体腔内部位是消化道。

根据技术方案 5 所述的发明，可以设定对应于内窥镜插入部等被插入的消化道的种类的输送气体流量或排气流量。

技术方案 6 所述的发明，其特征在于，具备：球囊，安装在内窥镜的插入部及/或插通引导所述内窥镜的插入部的插入辅助件上；流量调整装置，调整向所述球囊的输送气体流量及/或自所述球囊的排气流量；设定装置，设定输送气体流量及/或排气流量；控制装置，控制所述流量调整装置，使得成为由所述设定装置设定的输送气体流量及/或排气流量；连接部，与所述内窥镜连接；用途特定装置，特定连接于所述连接部的内窥镜的用途，所述设定装置设定对应于由所述用途特定装置选择的内窥镜的用途的输送气体流量或排气流量。

根据技术方案 6 所述的发明，在连接有内窥镜时，自动识别内窥镜的用途(例如，大肠用内窥镜还是小肠用内窥镜)，可以按照其内窥镜设定输送气体流量及/或排气流量。

根据技术方案 6 所述的发明，技术方案 7 所述的发明，其特征在于，所述用途特定装置，根据从连接于所述连接部的内窥镜读取识别符的读取装置、和由所述读取装置读取的识别符，特定连接于所述连接部的内窥镜的用途。

根据技术方案 7 所述的发明，在连接有内窥镜时，从其内窥镜读取识别符(例如内窥镜 ID)，基于其识别符自动识别内窥镜的用途(例如大肠用内窥镜还是小肠用内窥镜)，可以按照其内窥镜设定输送气体流量及/或排气流量。

根据本发明，提供一种可以不局限于消化道的种类，消除(或减少)球囊被固定为止的时间(即球囊内部压力达到设定压力 P 为止的时间)差的球囊控制装置，从而可以提高使用便利性，有效地检查、治疗。

附图说明

图 1 是表示适用本发明的一实施方式的球囊控制装置的内窥镜系统的系统构成图；

图 2 是内窥镜插入部的前端部的透视图；

图 3 是球囊控制装置的主视图；

图 4 是用于说明球囊控制装置的内部构成的电路图；

图 5 是用于说明加工处理的流程图；

图 6 是用于说明利用流量控制器的流量调整模式的图表；

图 7 是用于说明减压处理的流程图；

图 8 是用于说明利用流量控制器的流量调整模式的图表。

图 9 是用于说明球囊控制装置的变形例的内部构成的电路图。

图中，10—内窥镜；12—插入部；14—手持操作部；20—光源装置；26—处理器；50—监视器；60—第一球囊；70—插入辅助件；80—第二球囊；100—球囊控制装置；102—装置主题；104—手动开关；106—第一压力显示部；108—第二压力显示部；140—流量控制器；142—压力传感器；143—流量计（流量传感器）；PA1、PA2—泵；VA1、VA2、VA3—电磁阀。

具体实施方式

以下，参照附图详细说明有关本发明的内窥镜装置用球囊控制装置的最佳实施方式。图 1 是表示适用本发明的一实施方式的球囊控制装置的内窥镜系统的系统构成图。如图 1 所示，内窥镜系统主要由内窥镜 10、插入辅助件 70、及球囊控制装置 100 构成。

如图 1 所示，内窥镜 10 具备，手持操作部 14、连接设置于该手持操作部 14 且插入于体腔内的插入部 12。在手持操作部 14 上，连接有通用电缆 16，在该通用电缆 16 的前端设置 LG 连接器 18。LG 连接器 18 装卸自如地连接在光源装置 20，由此照明光被传送到后述的照明光学系统 54（参看图 2）。而且，在 LG 连接器 18 上，通过电缆 22 连接有电连接器 24，并且该电连接器 24 装卸自如地连接于处理器 26。

在手持操作部 14 上，并列设置输送气体・送水按钮 28、抽吸按钮 30、开闭器按钮（shutter button）32、以及功能切换按钮 34，同时，还设置一对角旋钮 36、36。在手持操作部 14 的基端部上，由以 L 状弯曲的管形成有球囊输送气体口 38。通过对该球囊输送气体口 38 供给、或者抽吸空气等流体，可以使后述的第一球囊 60 膨胀、或收缩。

插入部 12，从手持操作部 14 侧依次由柔性部 40、弯曲部 42、以及前端部 44 构成，弯曲部 42，通过转动手持操作部 14 上的角旋钮 36、36，而进行遥控弯曲操作。由此，可以使前端部 44 朝向所希望的方向。

如图2所示,在前端部44的前端面45上,设置观察光学系统52、照明光学系统54、54、输送气体·送水喷嘴56、钳子口58。在观察光学系统52的后方配设有CCD(未图示),在支撑该CCD的基板上连接有信号电缆(未图示)。信号电缆,插通于图1的插入部12、手持操作部14、通用电缆16等且延设至电连接器24,并连接于处理器26。因此,在观察光学系统52所捕获的观察像,在CCD55的感光面成像并被切换为电信号,然后,该电信号通过信号电缆被输出到处理器26,再切换为影像信号。由此,连接于处理器26的监视器50上会显示观察图像。

图2的照明光学系统54、54的后方,配设有光导件(未图示)的射出端。该光导件,插通于图1的插入部12、手持操作部14、通用电缆16,且其射入端配设于LG连接器18内。从而,通过将LG连接器18连接在光源装置20,从光源装置20照射的照明光通过光导件被传送至照明光学系统54、54,并从照明光学系统54、54向前方照射。

图2的输送气体·送水喷嘴56,连通于由图1的输送气体·送水按钮28操作的阀门(未图示),而且,该阀门连通于设置在LG连接器18上的输送气体·送水连接器48。输送气体·送水连接器48上连接未图示的输送气体·送水装置,而供给空气或水。因此,通过操作输送气体·送水按钮28,可以从输送气体·送水喷嘴56朝向观察光学系统52喷射空气或水。

图2的钳子口58,连通于图1的钳子插入部46。由此,通过从钳子插入部46插入钳子等处置器具,从而可以从钳子口58导出该处置器具。而且,钳子口58连通于被抽吸按钮30操作的阀门(未图示),该阀门还连接于LG连接器18的抽吸连接器49。因此,抽吸连接器49上连接未图示的抽吸装置,通过用抽吸按钮30操作阀门,可以从钳子口58抽吸病变部等。

在插入部12的外周面,安装有由橡胶等弹性体而成的第一球囊60。第一球囊60形成为两端部紧缩的大致筒状,并插通插入部12,将第一球囊配置于规定的位置。然后,通过如图2所示在第一球囊60的两端部嵌入橡胶制的固定环62、62而在插入部12上固定第一球囊60。

成为第一球囊60的安装位置的插入部12的外周面上,形成有通气孔64。通气孔64,连通于设置在图1的手持操作部14的球囊输送气体口38。

球囊输送气体口 38 通过后述的管道 110 连接于球囊控制装置 100。因此，通过由球囊控制装置 100 供给(以下还称之为输送气体)、抽吸(以下还称之为排气)空气，可以使第一球囊 60 膨胀、收缩。第一球囊 60 通过供给空气而膨胀成大致球状，通过抽吸空气而紧贴在插入部 12 的外表面。

一方面，图 1 所示的插入辅助件 70 形成为筒状，具有比插入部 12 的外径稍微大的内径的同时，具有充分的可挠性。在插入辅助件 70 的基端设置有硬质握持部 72，从握持部 72 插入插入部 12。

插入辅助件 70 的前端附近，安装有第二球囊 80。第二球囊 80 形成为两端缩窄的大致筒状，在贯通插入辅助件 70 的状态下被安装，并通过卷绕未图示的线而固定。在第二球囊 80，连通有紧贴在插入辅助件 70 的外周面的管道 74，在该管道 74 的基端部设有连接器 76。在连接器 76 上，连接有管道 120，通过该管道 120 连接于球囊控制装置 100。因此，通过用球囊控制装置 100 供给、抽吸空气，而可以使第二球囊 80 膨胀、收缩。第二球囊 80，通过输送气体而膨胀成大致球状，通过排气而紧贴在插入辅助件 70 的外周面。

在插入辅助件 70 的基端侧设有注入口 78。该注入口 78，连通于形成在插入辅助件 70 的内周面的开口(未图示)。因此，通过用注射器等从注入口 78 注入润滑剂(例如水等)，可以将润滑剂供给到插入辅助件 70 的内部。由此，在插入辅助件 70 中插入插入部 12 时，可以减少插入辅助件 70 的内周面和插入部 12 的外周面的摩擦，并且，可以顺利地进行插入部 12 和插入辅助件 70 的相对移动。

球囊控制装置 100 是，对第一球囊 60 供给·抽吸空气等流体，同时，对第二球囊 80 供给·抽吸空气等流体的装置。球囊控制装置 100 主要由，装置本体 102、以及遥控用手动开关 104 构成。

如图 3 所示，在装置本体 102 的前面设有，电源开关 SW1、停止开关 SW2、第一压力显示部 106、第二压力显示部 108、以及第一功能停止开关 SW3、第二功能停止开关 SW4。第一压力显示部 106、第二压力显示部 108 分别为，显示第一球囊 60、第二球囊 80 的压力值的仪表板，当发生球囊破裂等异常时，在该压力显示部 106、108 显示错误代码。

第一功能停止开关 SW3、第二功能停止开关 SW4 分别为, 对后述的内窥镜用控制系统 A、插入辅助件用控制系统 B 的功能进行打开/关闭的开关, 只使用第一球囊 60 和第二球囊 80 中的一方时, 操作不使用侧的功能停止开关 SW3、SW4 将其功能关闭。在功能成为关闭的控制系统 A 或 B, 空气的供给、抽吸完全停止, 则其系统的压力显示部 106、或 108 也成为关闭。功能停止开关 SW3、SW4, 通过使双方成为关闭, 可以进行初始状态的设定等。例如, 通过将双方的功能停止开关 SW3、SW4 设为关闭、并同时按压操作手动开关 104 的全部开关 SW5~SW9, 而进行对大气压的校准。

在装置本体 102 的前面, 连接向第一球囊 60 的输送气体・排气用管道 110、以及向第二球囊 80 的输送气体・排气用管道 120。各管道 110、120 和装置本体 102 的连接部分上分别设有逆流防止单元 112、122, 该逆流防止单元 112、122, 当第一球囊 60 或第二球囊 80 破裂时防止体液的逆流。逆流防止单元 112、122 是, 通过在装卸自如地安装在装置本体 102 的中空圆盘状的外壳(未图示)的内部装入气液分离用过滤器而构成, 并用过滤器防止液体流入到装置本体 102 内。

另外, 压力显示部 106、108、功能停止开关 SW3、SW4、以及逆流防止单元 112、122 中, 内窥镜 10 用和插入辅助件 70 用总是成为一定的配置。即, 内窥镜 10 用的压力显示部 106、功能停止开关 SW3、以及逆流防止单元 112 分别相对插入辅助件 70 用的压力显示部 108、功能停止开关 SW4、以及逆流防止单元 122 配置于其右侧。

另一方面, 手动开关 104 上设有, 与装置本体 102 侧的停止开关 SW2 相同的停止开关 SW5、指示第一球囊 60 的加压/减压的打开/关闭开关 SW6、保持第一球囊 60 的压力的暂停开关 SW7、指示第二球囊 80 的加压/减压的打开/关闭开关 SW8、保持第二球囊 80 的压力的暂停开关 SW9、设定小肠用输送气体流量以及排气流量用的开关 SW10、设定大肠用输送气体流量以及排气流量用的开关 SW11, 该手动开关 104 通过绝缘电线 130 与装置本体 102 电连接。另外, 虽然未在图 1 中图示, 手动开关 104 设有, 显示第一球囊 60 或第二球囊 80 的输送气体状态、或者排气状态的显示部。

接着, 参照图 4 对于球囊控制装置 100(装置本体 102)的内部构成进行详细说明, 图 4 是说明球囊控制装置 100 的内部构成用电路图。

如图4所示,球囊控制装置100主要具备支配其整体的控制的CPU等控制装置(未图示)、控制系统A、以及控制系统B。

控制系统A用于控制安装于内窥镜10的第一球囊60。控制系统A具备受未图示的CPU等控制装置控制的输送气体・排气切换用电磁阀VA3。当该电磁阀VA3切换到输送气体侧,则在第一球囊60和输送气体用(加压用)泵PA1之间设定输送气体用管道。因此,若使输送气体用泵PA1作动,则通过该被设定的输送气体用管道向第一球囊60输送气体。由此第一球囊60开始膨胀。

一方面,当电磁阀VA3切换到排气侧,则在第一球囊60和排气用(减压用)泵PA2之间设定排气用管道。因此,若使排气用泵PA2作动,通过该被设定的排气用管道从第一球囊60排气。由此,第一球囊60开始收缩。

在电磁阀VA3和输送气体用泵PA1之间(的配管的途中)设有被未图示的CPU等的控制装置控制的流量控制器140。作为控制器140,例如可以考虑针型流量控制阀。通过该流量控制器140调整输送气体用管路内的流量(输送气体流量)。

而且,在电磁阀VA3和输送气体用泵PA1之间(的配管的途中)设有被未图示的CPU等的控制装置控制的开关用电磁阀VA1。当关闭该电磁阀VA1,则与第一球囊60之间的输送气体用管道设定于关闭管道。即,通过关闭电磁阀VA1,可以将输送气体用管道内(进而,第一球囊60的内部压力)保持在一定压力。

在电磁阀VA3和排气用泵PA2之间(的配管的途中)也设有被未图示的CPU等的控制装置控制的流量控制器140。通过该流量控制器140调整排气用管路内的流量(排气流量)。

而且,在电磁阀VA3和输送气体用泵PA2之间(的配管的途中)设有被未图示的CPU等的控制装置控制的开关用电磁阀VA2。当关闭该电磁阀VA2,则与第一球囊60之间的排气用管道设定于关闭管道。即,通过关闭电磁阀VA2,可以将排气用管道内(进而,第一球囊60的内部压力)保持在一定压力。

在电磁阀VA3和逆流防止单元112之间(的管道的途中)设有用于通过

岐管 141 检测共通管路内(进而第一球囊 60 的内部压力)的压力的压力传感器 142。另外,压力传感器 142 连接于未图示的 CPU 等控制装置。

并且,在电磁阀 VA3 和逆流防止单元 112 之间设有用于检测共通管道内的流量(输送气体流量、排气流量)的流量计 143(还可以称流量传感器)。另外,流量计 143 连接于未图示的 CPU 等控制装置。

控制系统 B 用于控制安装于内窥镜插入辅助件 70 的第二球囊 80,但与控制系统 A 为同样构成,因此,附同样的符号,省略其说明。

其次,参照附图说明如所述构成的球囊控制装置 100 的动作(加压处理)。

图 5 是为了说明加压处理的流程图。

以下动作(加压处理),在球囊控制装置 100 中,电源开关 SW1 被打开,在其内部存储器读入规定程序,通过未图示的 CPU 等控制装置执行该规定程序来实现。以下,对于控制系统 A 的处理进行说明。

在球囊控制装置 100,设有开关 SW10 和开关 SW11。开关 SW10,对手动开关 104 设定小肠用的输送气体流量以及排气流量、开关 SW11,设定大肠用的输送气体流量以及排气流量(相当于本发明的部位选择装置)。若要将内窥镜 10(内窥镜插入部 12)以及插入辅助件 70 插入在小肠,则操作开关 SW10、若要插入在大肠,则操作开关 SW11(步骤 S10)。

操作开关 SW10,设定小肠用的输送气体流量 SR1 以及排气流量 HR1(步骤 S12)。另一方面,操作开关 SW11,设定大肠用的输送气体流量 SR2 以及排气流量 HR2(相当于本发明的设定装置)。

接着,操作开关 SW6 而第一球囊 60 的加压指示被输入(步骤 S14:Yes),则以在步骤 S10 所设定的流量(SR1 或 SR2)开始加压动作(步骤 S16)。即,通过电磁阀 VA3 切换到输送气体侧、且电磁阀 VA1 被打开,从而在第一球囊 60 和输送气体用(加压用)泵 PA1 之间设定输送气体用管道。与此同时,使输送气体用(加压用)泵 PA1 作动,而且控制流量控制器 140,使输送气体流量成为在步骤 S10 设定的流量(SR1 或 SR2)。

因此,对第一球囊 60 通过该被设定的输送气体用管道以流量 SR1 或 SR2 输送气体。由此,第一球囊 60 开始膨胀。

控制流量控制器 140, 使得被压力传感器 142 检测出的第一球囊 60 的内部压力达到预先设定的设定压力 P1(步骤 S18: Yes), 则输送气体流量成为预定的流量 R2(比流量 SR1 或 SR2 小)。如此, 通过起初将输送气体流量增大(流量 SR1 或 SR2)、从中途开始将输送气体流量减小(流量 R2), 从而可以将第一球囊 60 的膨胀速度高速化。

接着, 若被压力传感器 142 检测出的第一球囊 60 的内部压力达到预先设定的设定压力 P2(比设定压力 P1 大)(步骤 S22: Yes), 则停止加压动作(步骤 24)。即, 关闭电磁阀 VA1。或者, 如图 6 所示, 控制流量控制器 140, 使流量经时间而降低。

由此, 在电磁阀 VA1(或流量控制器 140)和第一球囊 60 之间设定闭管路。即, 通过关闭电磁阀 VA1, 可以将输送气体用管道内(进而第一球囊 60 的内部压力)保持在一定压力(设定压力 P2)。

如以上说明, 根据所述加压处理, 通过起初将输送气体流量增大(流量 R1)、从中途开始(达到设定压力 P1 时开始)将输送气体流量减小(流量 R2), 从而可以将第一球囊 60 的膨胀速度高速化。

而且, 可以通过开关 SW10、SW11 按照插入内窥镜插入部 12 等的消化道设定输送气体流量 SR1 或 SR2。即, 可以根据消化道的种类设定流量, 使得小肠时设定流量 SR1、大肠时设定流量 SR2($=SR1 \times 3$)。因此, 在以往, 若第一球囊 60 膨胀触于肠壁而达到设定压力 P2 为止所需的时间, 即使在小肠约为 10 秒、在大肠约为 30 秒, 通过如所述设定流量, 在大肠的第一球囊 60 内部压力达到设定压力 P2 为止的时间(即第一球囊 60 被固定为止的时间)成为约 1/3、与在小肠的所需时间大致相等。即, 不局限于消化道的种类, 可以消除(或减少)第一球囊 60 内部压力达到设定压力 P2 为止的时间(即第一球囊 60 被固定为止的时间)差。

另外, 在控制系统 B 也执行第二球囊 80 的加压处理, 但是, 其为与上述控制系统 A 同样的处理, 因此, 省略其说明。

其次, 参照附图说明球囊控制装置 100 的动作(减压处理)。

图 7 是为了说明减压处理的流程图。

以下动作(减压处理),在球囊控制装置 100 中,电源开关 SW1 被打开,在其内部存储器读入规定程序,通过未图示的 CPU 等控制装置执行该规定程序来实现。以下,对于控制系统 A 的处理进行说明。

在球囊控制装置 100,设有开关 SW10 和开关 SW11。开关 SW10,对手动开关 104 设定小肠用的输送气体流量以及排气流量、开关 SW11,设定大肠用的输送气体流量以及排气流量。若要将内窥镜 10(内窥镜插入部 12)以及插入辅助件 70 插入在小肠,则操作开关 SW10、若要插入在大肠,则操作开关 SW11(步骤 S30)。

操作开关 SW10,设定小肠用的输送气体流量 SR1 以及排气流量 HR1(步骤 S32)。一方面,操作开关 SW11,设定大肠用的输送气体流量 SR2 以及排气流量 HR2。

接着,操作开关 SW6 而第一球囊 60 的减压指示被输入(步骤 S34:Yes),则以在步骤 S32 所设定的流量(HR1 或 HR2)开始减压动作(步骤 S36)。即,通过电磁阀 VA3 切换到排气侧、电磁阀 VA1 被关闭、且电磁阀 VA2 被打开,从而在第一球囊 60 和排气用(减压用)泵 PA2 之间设定排气用管道。与此同时,使排气用(减压用)泵 PA2 作动,而且控制流量控制器 140,使排气流量成为在步骤 S32 设定的流量(HR1 或 HR2)。

因此,从第一球囊 60 通过该被设定的排气用管道以流量 HR1 或 HR2 排气。由此,第一球囊 60 开始收缩。

控制流量控制器 140,使得被压力传感器 142 检测出的第一球囊 60 的内部压力达到预先设定的设定压力 P3(步骤 S38:Yes),则排气流量成为预定的流量 R4(比流量 HR1 或 HR2 小)。如此,通过起初将排气流量增大(流量 HR1 或 HR2)、从中途开始将排气流量减小(流量 R4),从而可以将第一球囊 60 的收缩速度高速化。

接着,若被压力传感器 142 检测出的第一球囊 60 的内部压力达到预先设定的设定压力 P4(比设定压力 P3 小)(步骤 S42:Yes),则停止减压动作(步骤 S44)。即,关闭电磁阀 VA2。或者,如图 8 所示,控制流量控制器 140,使流量经时间而降低。

由此,在电磁阀 VA2(或流量控制器 140)和第一球囊 60 之间设定闭管

道。即，通过关闭电磁阀 VA2，可以将排气用管道内(进而第一球囊 60 的内部压力)保持在一定压力(设定压力 P4)。

如以上说明，根据所述减压处理，通过起初将排气流量增大(流量 HR1、HR2)、从中途开始(达到设定压力 P3 时开始)将排气流量减小(流量 R4)，从而可以将第一球囊 60 的收缩速度高速化。

而且，可以通过开关 SW10、SW11 按照插入内窥镜插入部 12 等的消化道设定排气流量 HR1 或 HR2。即，可以根据消化道的种类设定排气流量，使得小肠时设定流量 HR1、大肠时设定流量 HR2(=HR1×3)。因此，在以往，若第一球囊 60 收缩而达到设定压力 P4 为止所需的时间，即使在小肠约为 10 秒、在大肠约为 30 秒，通过如所述设定流量，在大肠的第一球囊 60 内部压力达到设定压力 P4 为止的时间成为约 1/3、与在小肠的所需时间大致相等。即，不局限于消化道的种类，可以消除(或减少)第一球囊 60 内部压力达到设定压力 P4 为止的时间差。

另外，在控制系统 B 也执行第二球囊 80 的减压处理，但是，其为与上述控制系统 A 同样的处理，因此，省略其说明。

其次，对于变形例进行说明。

在所述实施方式中，说明了通过受 CPU 等的控制装置控制的针型流量控制阀控制输送气体流量以及排气流量的方式，但本发明并不局限于此。例如，如图 9 所示，还可以通过受未图示的 CPU 等控制装置控制的旋转数控制器 144 来控制输送气体用泵 PA1 驱动用马达、以及排气用泵 PA2 驱动用马达，而控制输送气体流量以及排气流量。或者，作为流量计 143 使用内置多个固定节流阀的流量计，将各节流阀通过由 CPU 等控制装置切换，从而控制输送气体流量以及排气流量也可以。

并且，在所述实施方式中说明了，通过操作开关 SW10 或 SW11 选择消化道的种类(小肠还是大肠)，设定按照该被选择的消化道的流量，以该被设定的流量进行输送气体或排气。但是，本发明并不限于此。例如，还可以构成为能够选择小肠、大肠以外的其他的消化道(例如设置另外选择开关)。或者，还可以构成为，消化道的直径因性别或年龄而异，因此，特定消化道的种类的同时，还特定(或选择)受验者的性别或年龄的属性

(相当于本发明的属性特定装置), 设定按照该所特定的消化道、性别、年龄等属性的流量, 以该所设定的流量进行输送气体或排气。

或者, 如图1所示, 还可以构成为, 将内窥镜10连接在处理器26正面的连接部, 该处理器26特定连接于该连接部的内窥镜的用途(相当于本发明的用途特定装置), 通过连接处理器26和球囊控制装置100的电缆(未图示)等向球囊控制装置传递该特定的内窥镜的用途, 该球囊控制装置100设定按照该所特定的内窥镜10的用途的流量, 以该所设定的流量进行输送气体或排气。

对于特定内窥镜的用途的装置, 可以考虑各种装置。例如, 在内窥镜10(的内部存储器等)存储该内窥镜的识别符(例如, 若大肠用的内窥镜, 则为大肠用内窥镜ID、若小肠用内窥镜, 则为小肠用内窥镜ID), 内窥镜10连接于处理器26正面的连接部, 则处理器26从连接于该连接部的内窥镜10读取识别符(相当于本发明的读取装置), 基于该所读取的识别符特定连接于处理器26正面的连接部的内窥镜10的用途(例如, 通过参照使识别符和用途相对应的表特定)。

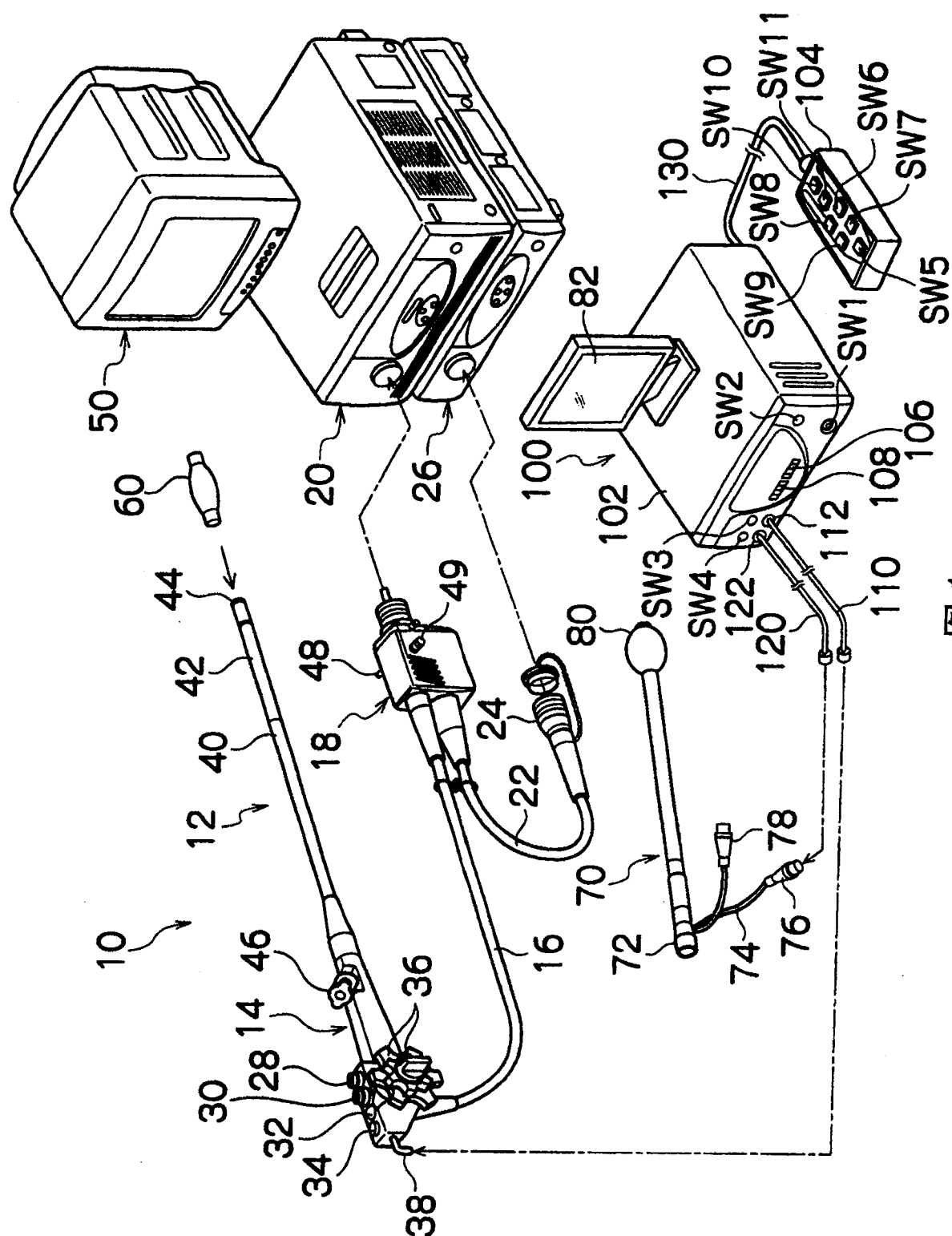
如此, 内窥镜10连接于处理器26时, 从内窥镜10读取识别符(例如内窥镜ID), 基于该识别符自动识别内窥镜10的用途(例如大肠用的内窥镜还是小肠用的内窥镜), 可以按照其内窥镜10的用途设定输送气体流量及/或者排气流量。

另外, 只使用内窥镜10的球囊, 适用回拉肠道的单个球囊法时, 与通常适用双球囊法时相比, 多设定流量。即用单个球囊法回拉肠道时, 使球囊膨胀而固定肠道, 在该状态下回拉肠道。然后, 使球囊收缩并在回拉的肠道复原为原来的状态之前使内窥镜(SCOPE)前进, 又使球囊膨胀而固定肠道, 因在该状态下反复回拉肠道的操作, 所以, 必须在肠道复原为原来的状态之前, 下一个地方使球囊膨胀, 瞬时进行球囊的膨胀与收缩。在此, 操作开关SW11(相当于本发明的手技选择装置)。或者, 另设相当于该开关SW11的高速开关, 操作该高速开关, 如此, 可以按照手技设定流量, 即, 若由开关SW11选择单个球囊法则设定流量R1, 由开关SW10或相当于开关SW10的低速度开关选择双球囊法则设定流量R2($R1 > R2$)。因此, 通过如此选择单个球囊法增加设定流量, 可以缩短第一球囊60的膨胀·收缩

时间，减少回拉的肠道恢复，从而，根据单个球囊法，也可以有效地进行肠内检查。

另外，用单个球囊法和双球囊法切换为适当的输送气体流量及/或者排气流量时，不是用开关切换，而是用处理器读取内窥镜的识别符，用其所读取的识别符判断单个球囊法或双球囊法，从而自动地切换成适当的输送气体流量及/或排气流量也可以。

所述实施方式在所有方面只不过是例示，本发明的解释并不限于这些记载。本发明只要不脱离其精神或主要特征，可以以其他各种形式实施。



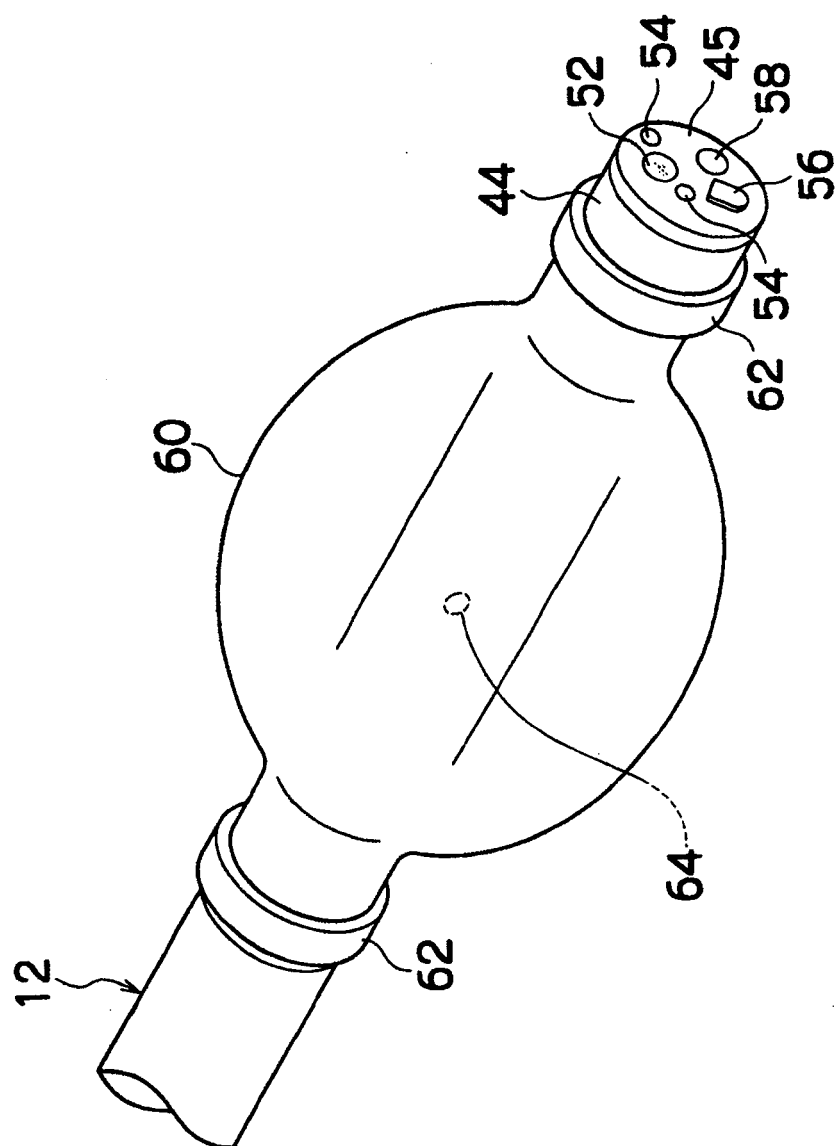


图 2

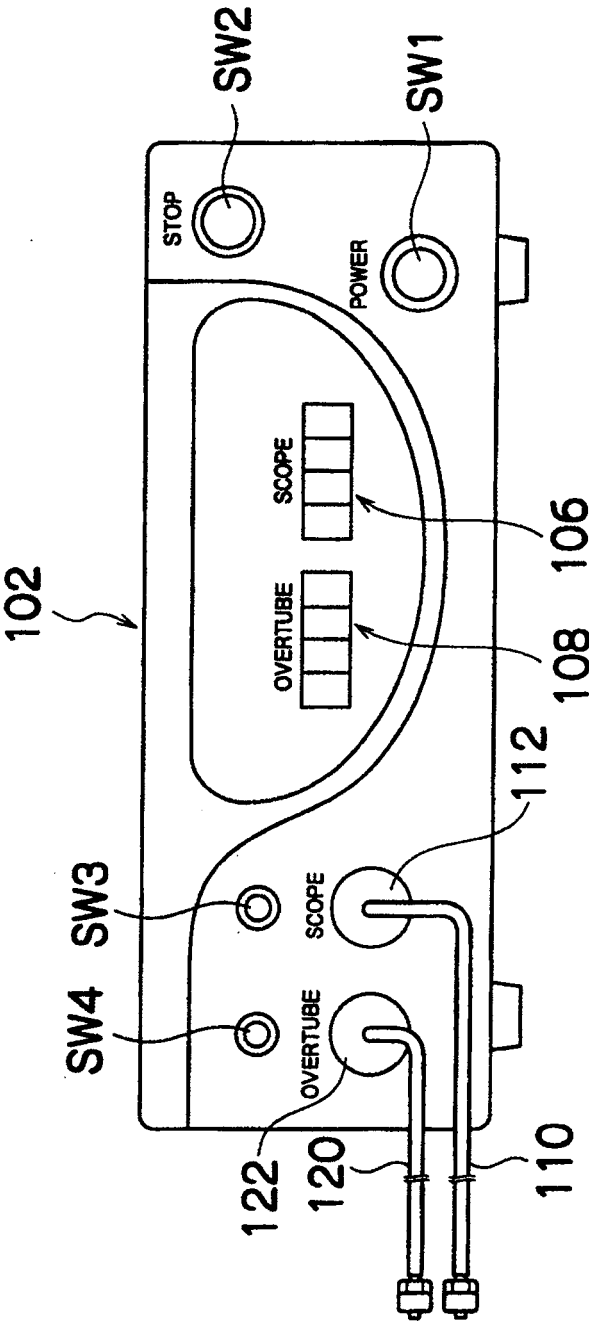


图 3

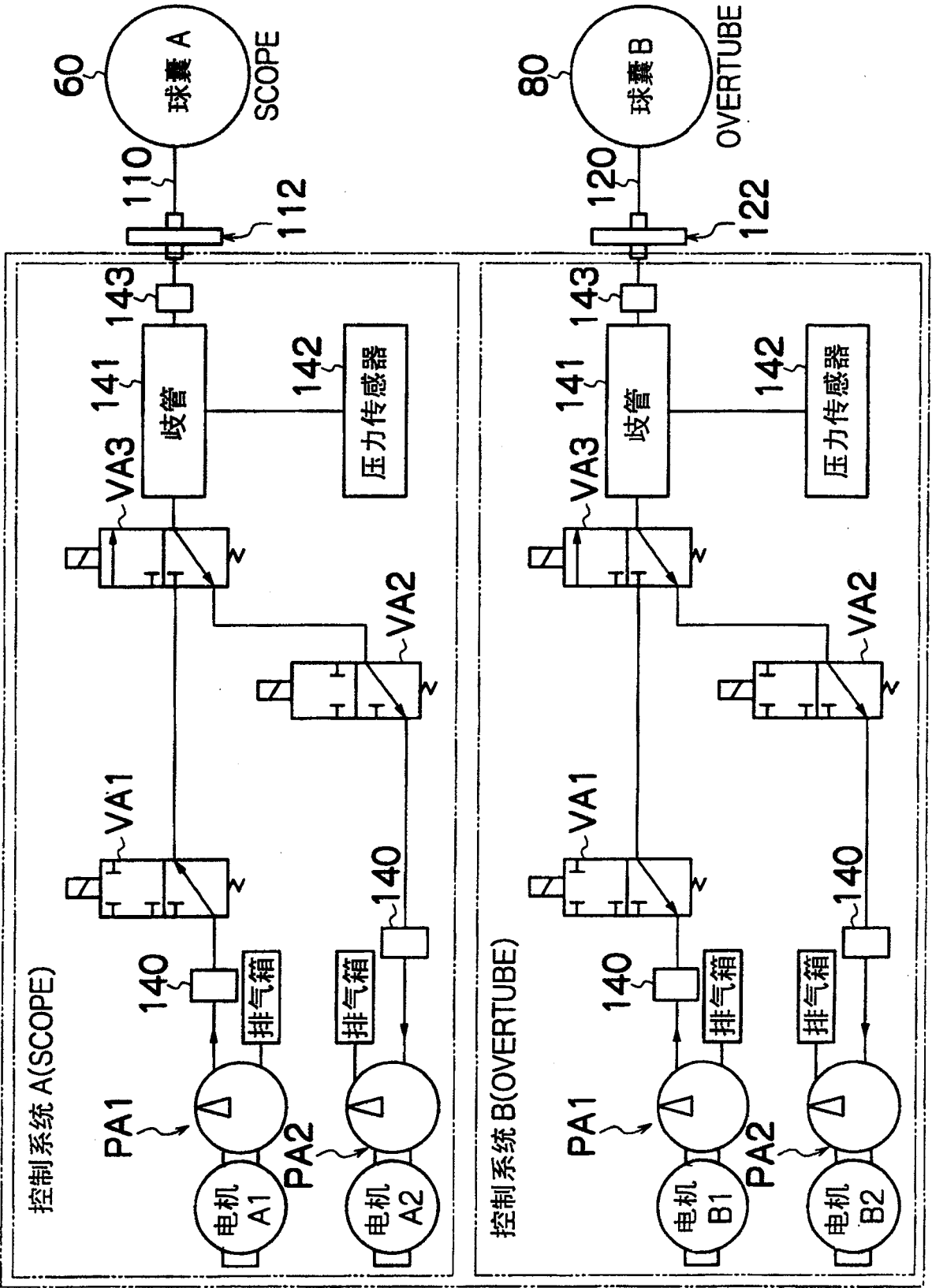


图 4

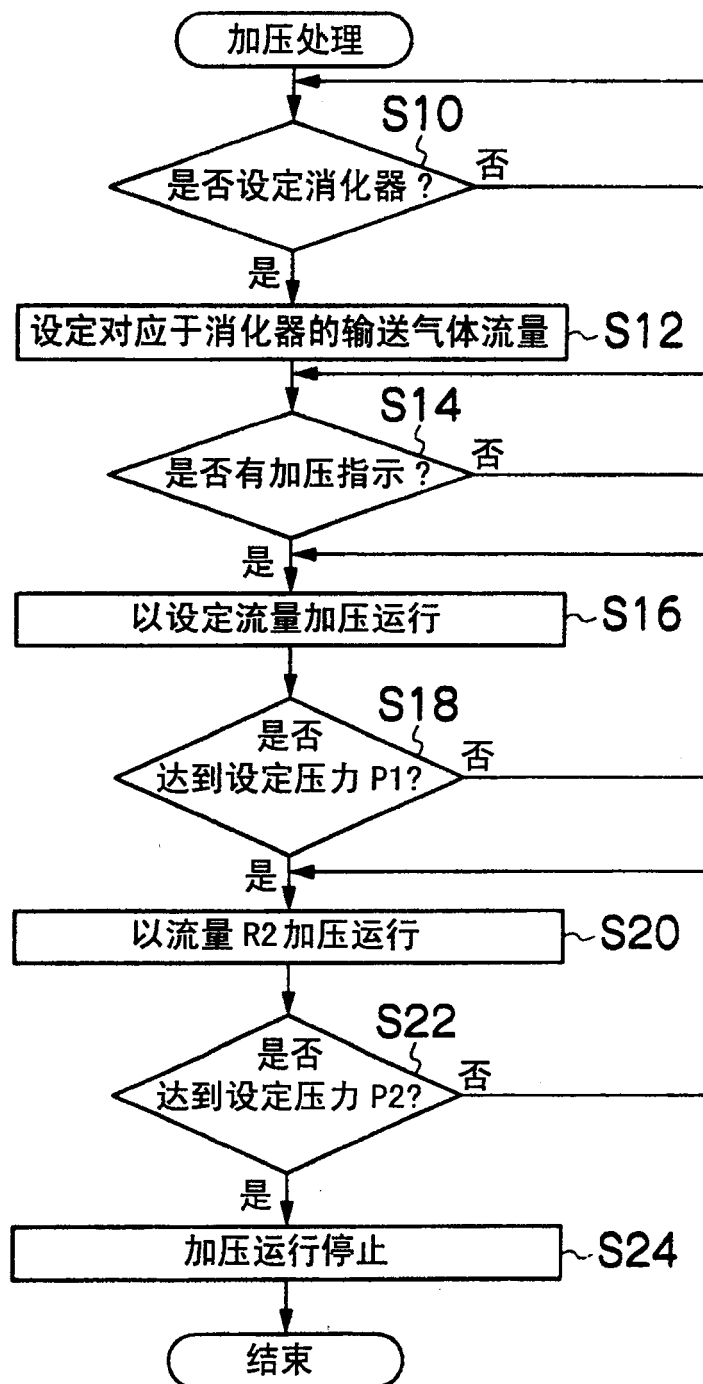


图 5

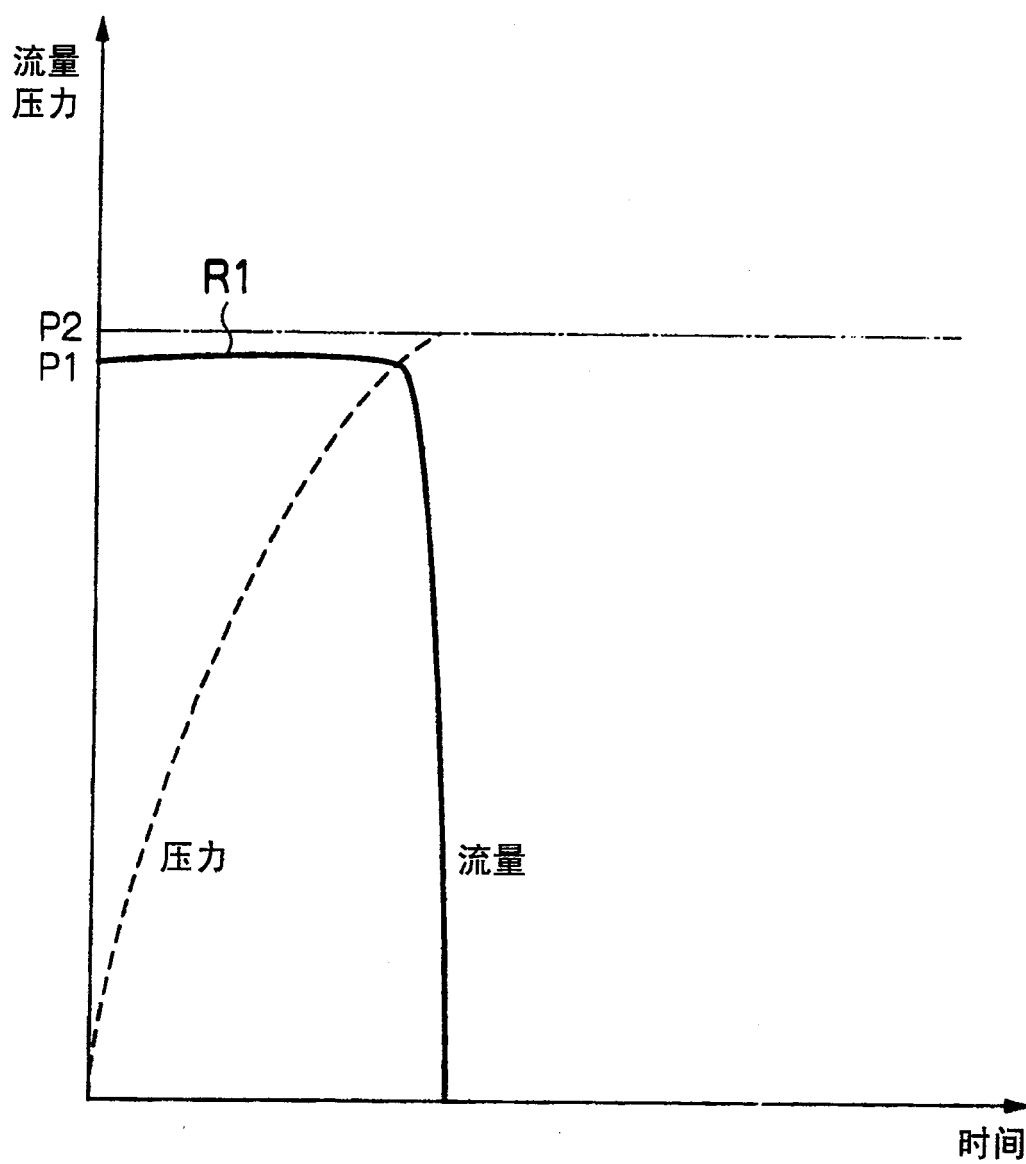


图 6

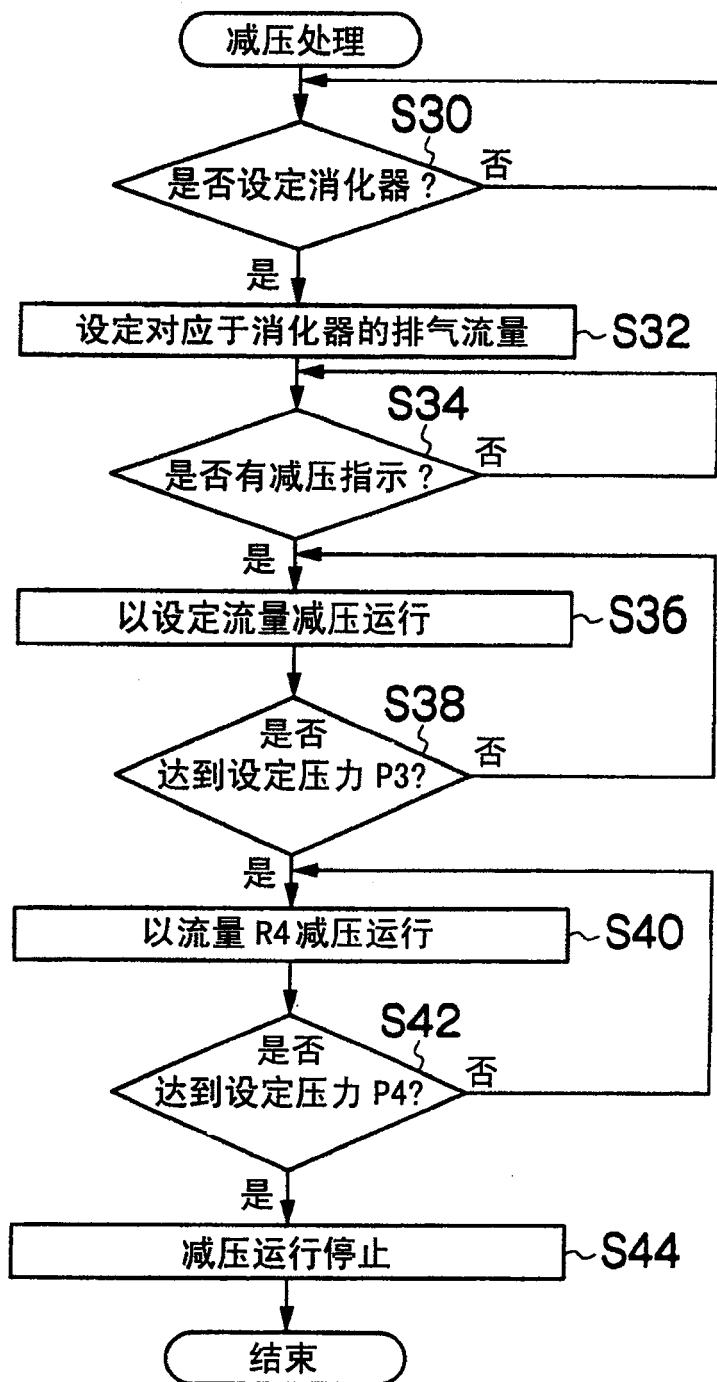


图 7

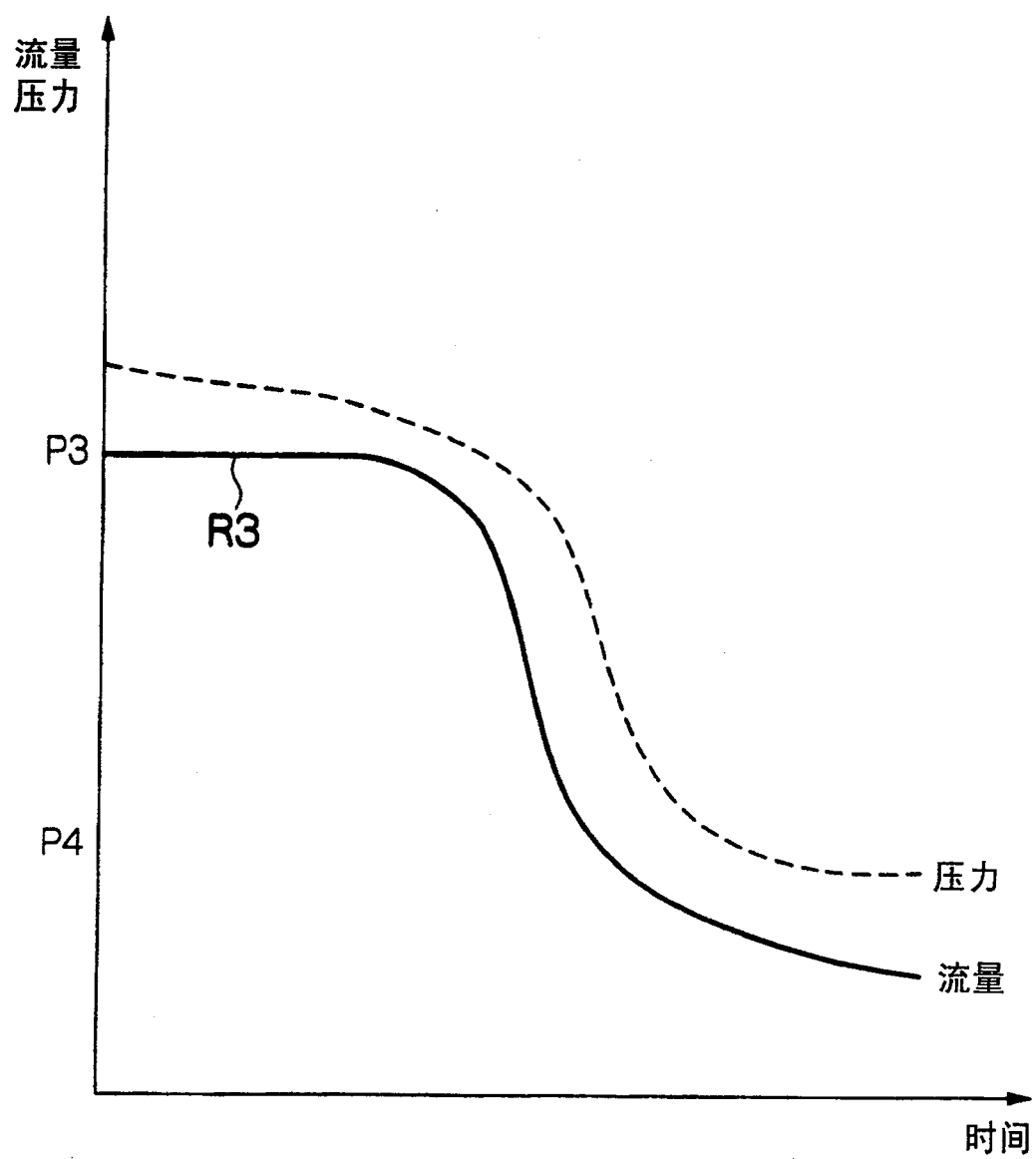


图 8

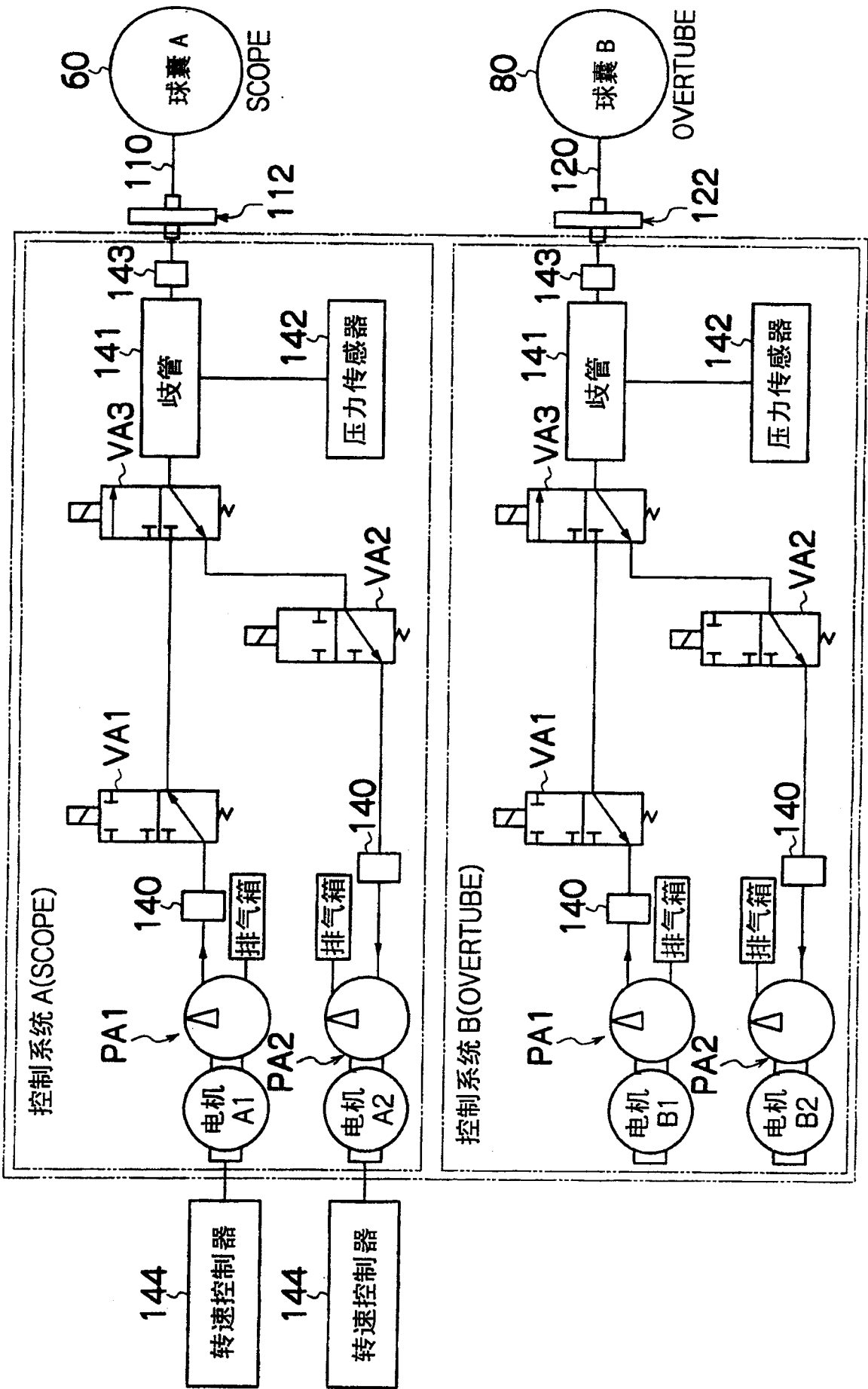


图 9

专利名称(译)	球囊控制装置		
公开(公告)号	CN100563549C	公开(公告)日	2009-12-02
申请号	CN200710005413.9	申请日	2007-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
[标]发明人	关口正		
发明人	关口正		
IPC分类号	A61B1/015 A61B1/00 A61F2/958		
CPC分类号	A61M25/1018 A61B1/015 A61B1/00082 A61M2205/3337 A61M25/10188 A61M25/10184 A61M2039/0279		
代理人(译)	李贵亮		
审查员(译)	彭燕		
优先权	2006034394 2006-02-10 JP		
其他公开文献	CN101015440A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种球囊控制装置，该球囊控制装置可以不局限于消化道的种类，消除(或减少)球囊内部压力达到一定压力为止的时间(即，球囊被固定为止的时间)差。所述球囊控制装置，其特征在于，具备：球囊，安装在内窥镜的插入部及/或插通引导所述内窥镜的插入部的插入辅助件上；流量调整装置，调整向所述球囊的输送气体流量及/或自所述球囊的排气流量；设定装置，设定输送气体流量及/或排气流量；控制装置，控制所述流量调整装置，使得成为由所述设定装置设定的输送气体流量及/或排气流量。

