

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/015 (2006.01)

A61B 1/12 (2006.01)

A61B 1/31 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810135897.3

[43] 公开日 2009 年 3 月 11 日

[11] 公开号 CN 101380220A

[22] 申请日 2005.3.15

[21] 申请号 200810135897.3

分案原申请号 200580008859.6

[30] 优先权

[32] 2004. 3. 19 [33] JP [31] 2004 - 081655

[32] 2004. 11. 12 [33] JP [31] 2004 - 329522

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 吉田尊俊

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

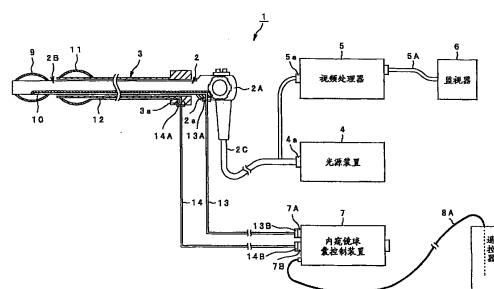
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 11 页

[54] 发明名称

内窥镜球囊控制装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜球囊控制装置，该装置具有：第 1、第 2 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、以及安装在使上述内窥镜插通的外套管的前端部外周的固定用球囊，供给或排出气体；计时器，其检测对上述各球囊的供气或吸气时间；以及控制部，其根据该计时器的检测结果使上述第 1、第 2 泵动作来控制上述各球囊内的压力。



1. 一种内窥镜球囊控制装置，其特征在于，该装置具有：

泵，其针对安装在使内窥镜插通的外套管的前端部外周部的固定用
5 球囊，供给或排出气体；

时间检测部，其检测对上述球囊的供气或吸气时间；

控制部，其测定上述球囊内的气体压力，根据该测定结果使上述泵
动作来控制上述球囊内的压力，另一方面，根据上述时间检测部的检测
结果控制上述球囊内的压力；以及

10 倒流防止用箱，其具有上述球囊用的箱，通过上述控制部的控制，
经由所述泵向上述球囊提供流体，上述箱构成为具备倒流防止机构，以
防止流体的倒流。

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，该装
置具有检测对上述球囊的供气或吸气流量的流量检测部，根据该流量检
15 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。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，当来
自上述时间检测部的检测结果超过了所设定的阈值时，上述控制部停止
上述泵的动作。

4. 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
20 控制部把上述球囊内的压力控制在第1压力值和第2压力值之间，当上
述球囊内的压力超过了比上述第1压力值大的上述第2压力值时，减少
上述球囊内的压力。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，在上
述控制部内，在从上述泵到上述球囊的管路内设置有使该管路内的压力
25 在达到设定值以上时向外部释放的释放阀。

6. 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
控制部即使在如下的两个方法中出现产生故障的控制方法，也能采用剩
余的控制方法与控制，上述两个方法是：测定上述球囊内的气体压力，
根据该测定结果使泵动作来控制球囊内的压力的方法，以及根据时间检

测部的检测结果控制球囊内的压力的方法。

7. 一种内窥镜球囊控制装置，其特征在于，该装置具有：泵，其针对安装在使内窥镜插通的外套管的前端部外周部的固定用球囊，供给或排出气体；控制部，其测定上述球囊内的气体压力，根据该测定结果使
5 上述泵动作来控制上述球囊内的压力；以及倒流防止用箱，其具有上述球囊用的箱，通过上述控制部的控制，经由所述泵向上述球囊提供流体，上述箱构成为具备倒流防止机构，以防止流体的倒流；

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，以及检测对上述球囊的供气或吸气时间的时间检测部，并根据上述流量
10 检测部的检测结果和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。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，当来自上述流量检测部的检测结果和来自上述时间检测部的检测结果超过了所设定的阈值时，上述控制部停止上述泵的动作。

15 9. 根据权利要求7所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，该装置设置有控制上述控制部的遥控器。

10. 根据权利要求7所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，在上述控制部内，在从上述泵到上述球囊的管路内设置有使该管路内的压力在达到设定值以上时向外部释放的释放阀。

20 11. 根据权利要求7所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，上述时间检测部是设置在上述控制部内的计时器。

12. 根据权利要求9所述的内窥镜球囊控制装置，其特征在于，上述遥控器具有用于向上述控制部提供指示的多个操作按钮和紧急停止按钮，在操作了上述紧急停止按钮的情况下，上述控制部停止上述泵的动
25 作。

内窥镜球囊控制装置

- 5 本申请是分案申请，原案申请的申请号为 200580008859.6，国际申请号为 PCT/JP2005/004534，申请日为 2005 年 3 月 15 日，发明名称为“内窥镜球囊控制装置”。

技术领域

- 10 本发明涉及内窥镜球囊控制装置，并涉及可控制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的插入部前端外周部的球囊内的压力的内窥镜球囊控制装置。

背景技术

- 15 一般情况下，在消化管检查中，大多使用内窥镜检查。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。例如，上述内窥镜在要使通过深部插入而产生的上述内窥镜的多余弯曲或挠曲抻开而拉回时，由于上述
20 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。

 因此，提出了一种内窥镜装置，该装置因在上述内窥镜的上述插入部前端外周部安装球囊，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的多余弯曲或挠曲抻开时，防止上述插入部的前端脱离。

- 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
25 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安装球囊，使该外套管的球囊和上述内窥镜的球囊适当膨胀或缩瘪来针对上述内窥镜装置实现手术性能的提高。例如，在日本国专利公开 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球囊和上述外套管的球囊，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，从泵装置对这些球囊供给空气。

上述公报所公开的内窥镜装置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。并且，为了控制对上述各球囊的供气流量或供气压，有必要计量对上述各球囊的供气时间。

然而，在上述日本国专利公开 2002-301019 号公报所记载的现有技术中，尽管控制上述内窥镜的球囊内和上述外套管的球囊内的空气压力，然而不能控制上述各球囊的供气流量。并且，在上述装置中，具有以下问题：不能计量为了控制对上述各球囊的供气流量或供气压所需要的对上述各球囊的供气时间或吸气时间。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而作成的，本发明的目的是提供可计量对内窥镜的球囊和外套管的球囊的供气或吸气时间的内窥镜球囊控制装置。

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；时间检测部，其检测对上述球囊的供气或吸气时间；以及控制部，其测定上述球囊内的气体压力，根据该测定结果使上述泵动作来控制上述球囊内的压力，另一方面，根据上述时间检测部的检测结果控制上述球囊内的压力。

附图说明

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。

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。

图 3 是示出图 2 的遥控器的结构例的图。

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。

图 5 至图 11 是用于使用各球囊对内窥镜和外套管的操作状态进行说明的图，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。

5 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。

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。

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。

10 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。

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。

15 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。

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，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。

20 图 15 是示出基于图 13 的吸气模块的处理例程的流程图。

图 16 是示出实施例 2 的内窥镜球囊控制装置的内部结构的方框图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施例进行描述。

25 实施例 1

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。

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。

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
5 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。

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
10 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到上述视频处理器 5。

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

15 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。

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。

20 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。

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。

25 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。一端与后述的内窥镜球囊控制装置 7 连接、且设置在内窥镜球囊供气用管（以下称为第 1 供气用管）13 的另一端的连接器 13A 与该连接器 2a 连接。这样，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。

上述外套管3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,并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球囊11。

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。

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。一端与上述内窥镜球囊控制装置7连接、且设置在外套管球囊供气用管(以下称为第2供气用管)14的另一端的连接器14A与该连接器3a连接。这样,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。

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。

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。

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。

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。

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使用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。

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15A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15B的供气管路。

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。

5 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。

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。

10 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。

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，提供用于上述各球囊9、11的压力控制和供气量控制的操作信号。

15 图3是示出上述遥控器8的结构例的图。

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。

20 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。

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。

25 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。

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。

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
5 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
10 路内的空气压。

并且，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。

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 的
15 对各球囊 9、11 的供气控制等紧急停止的按钮。

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。

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
20 阀 32c、32d，管路切换部 33，第 1、第 2 压力传感器 34a、34b，以及作为
上述控制单元的控制部（控制单元）35。

交流电源从外部的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、
25 34b、控制部 35 以及上述遥控器 8 的上述紧急停止按钮 23。

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。

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。

5 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。

10 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供气，或者反之可通过上述空气线路对上述管路切换部33吸气。

15 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把在规定的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。

20 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、35b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。

25 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提供给上述第1、第2供气用管13、14。

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。

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 侧的球囊 11 侧的管路分别处于基于期望的执行模式的管路状态。

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作为上述供气时间检测单元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。

上述控制部 35 通过根据来自上述遥控器 8 的操作信号执行上述程序, 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。

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。

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。

图 5 至图 11 是用于使用上述内窥镜 2 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说明图。图 5 示出使各球囊收缩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。

- 5 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。

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

- 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
15 图 3），从上述第 1 泵 32a 向安装在内窥镜 2 的前端的主体固定用的球囊 9 内提供空气，使该球囊 9 膨胀来固定在肠管 41 上。

- 另外，根据患者的不同而考虑了上述肠管 40、41 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 提供
20 空气，根据上述肠管 40、41 的尺寸最佳地使各球囊 9、11 膨胀来固定在肠管 40、41 上。

- 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 开放上述球囊 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，
25 使上述球囊 11 缩瘪（参照图 9）。

 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。

 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

近的状态下，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 向上述外套管 3 的上述球囊 11 提供空气，使该球囊 11 膨胀来把上述外套管 3 固定在肠壁 41 上。

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。

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。

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。

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。

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。

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复位，进行初始化。

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。

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

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
5 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。

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，
10 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。

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。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
15 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。

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。

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。

20 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，从而由上述控制部 35 接通。

25 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。

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。

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。

5 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。

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。
10 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。
15

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
20 吸气开始按钮 20a 对应的吸气控制, 之后转移到步骤 S20, 结束基于上述第 1 泵开关状态确认模块的处理例程。

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
25 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。

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。

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。

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。

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。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。

在步骤 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。

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。

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。

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。

5 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
10 于上述压力上限值的情况下，转移到步骤 S35 的处理。

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。

15 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。

20 另外，所谓上述计流值是用于决定 200msec（20msec×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，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）。

25 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。

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。

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。

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。

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。

在步骤 S47 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。

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。

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。

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。

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,以便保持管路,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。

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)。

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。

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完成处理例程,执行基于图 12 所示的步骤 S7 的第 1 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。

以上所述,根据本实施例,上述内窥镜球囊控制装置 7 由于可计量对内窥镜 2 的球囊 9 和外套管 3 的球囊 11 的供气时间,因而可检测出超过了最大供气时间、最大吸气时间、最大供气压以及最大吸气压来控制球囊内的压力,以便开放管路,因此,能够不对肠壁施加很大的力地进行手术。

并且，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。

5 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、或者通过设置医生的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。

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，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。

实施例 2

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。另外，图 16 对与上述实施例 1 的内窥镜球囊控制装置相同的构成要素附上相同符号而省略说明，仅对不同部分进行说明。

本实施例的内窥镜球囊控制装置 7 在具有 2 个系统的供气管路（供气线路）上设置有作为上述球囊内压力控制单元的第 1、第 2 释放阀 36a、36b。

如图 16 所示，上述第 1 释放阀 36a 与第 1 压力传感器 34a 的输出端侧的管路连接。并且，上述第 2 释放阀 36b 与第 2 压力传感器 34b 的输出端侧的管路连接。

上述第 1、第 2 释放阀 36a、36b 监视管路压力，当管路压力在规定压力（释放压）以上时，将管路向外部开放，防止管路压力在规定压力以上。

25 另外，在本实施例中，上述第 1、第 2 释放阀 36a、36b 使用例如机械式释放阀，该机械式释放阀随着管路内压力上升而使由弹性材料固定的阀向外部开放。

其他结构与上述实施例 1 相同。

下面，参照图 16 对本实施例的作用进行说明。

在图 16 所示的内窥镜球囊控制装置 7 中,上述各个释放压被设定为:压力上限值<压力最大值=<释放压。

通常,上述压力上限值和上述压力最大值采用与上述球囊内压力控制单元(第 1、第 2 释放阀 36a、36b)不同的压力控制方法,由电气式的上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 控制。并且,在上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 内所包含的调节流量的电磁阀(未作图示)也是电气式阀,由控制部 35 控制。

因此,由于上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 和上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 全都是电气式阀,因而例如在上述装置内的电气系统发生故障的情况下,上述第 1、第 2 压力传感器 34a、34b 和上述第 1、第 2 流量调整阀 32c、32d 有可能全都停止动作。

在这种情况下,第 1、第 2 泵 32a、32b 的输出被直接施加给活体内,有可能施加很大压力。并且,在与任意一个供气管路对应的压力传感器和流量调整阀的动作停止的情况下,对应的泵的输出也有可能被直接施加给活体内。

然而,本实施例的内窥镜球囊控制装置 7 在上述故障时对上述活体内施加的压力超过了释放压的情况下,可与电气系统的故障无关地动作的机械式的上述第 1、第 2 释放阀 36a、36b 进行动作,从而减少对活体内施加的压力。

并且,上述内窥镜球囊控制装置 7 在与 2 个系统的供气管路(供气线路)内的任意一个供气管路对应的压力传感器和流量调整阀的动作停止的情况下,在对活体内施加的压力超过了释放压的情况下,对应的释放阀进行动作,从而可减少活体内施加的压力,同时可使另一供气管路正常动作。

其他动作与上述实施例 1 相同。

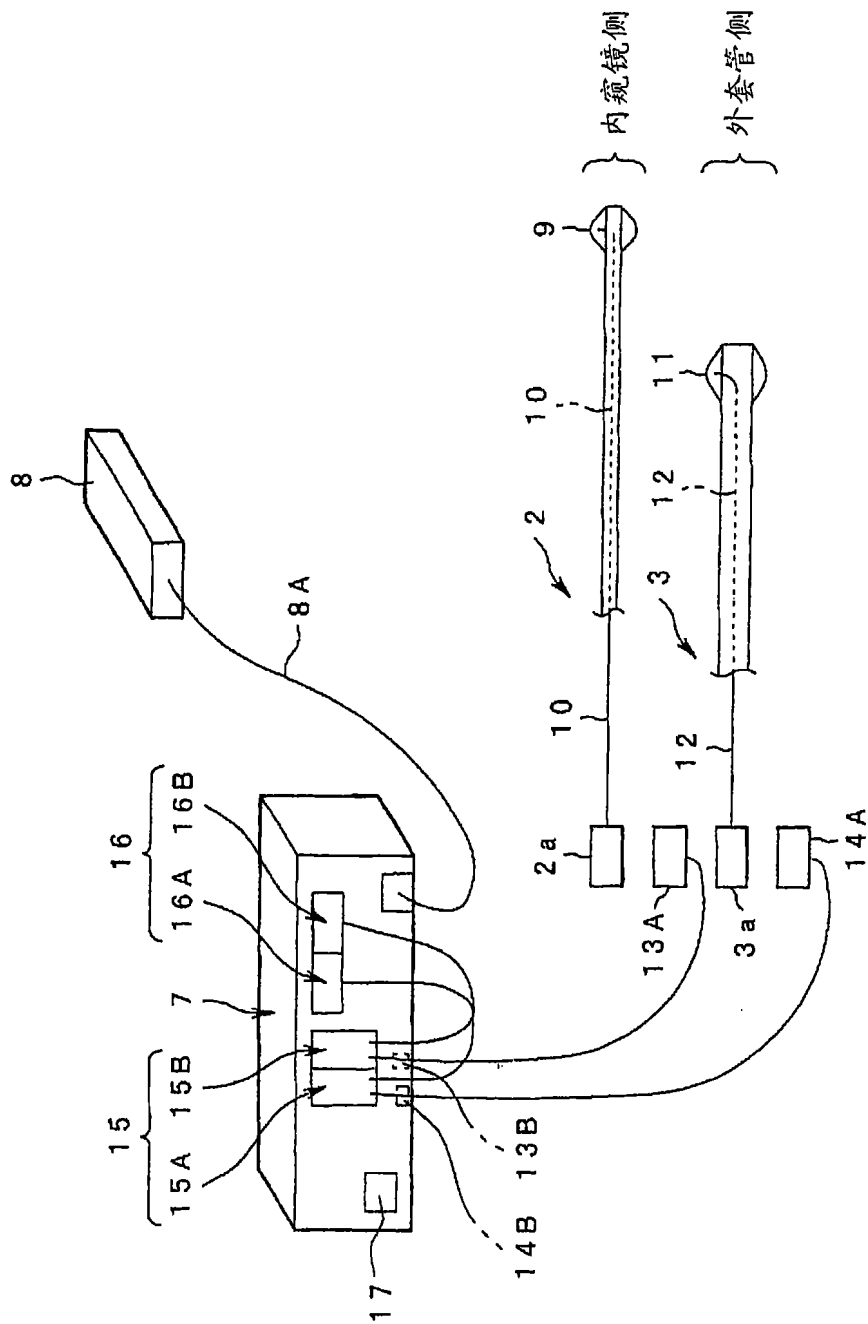
因此,根据本实施例,除了可取得与上述实施例 1 相同的效果以外,还可实现具有即使针对电气系统等故障也能确保安全性的球囊内压力控制单元的内窥镜球囊控制装置。

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的范围限定，除此以外不受其特定实施例制约。

产业上的可利用性

本发明的内窥镜球囊控制装置通过可计量对内窥镜的球囊和外套管
5 的球囊的供气或吸气时间，可控制对上述各球囊的供气流量或供气压，
因而对改变球囊材质来执行的病例或者进行各种部位的观察、处置等的
情况是特别有效的。



2

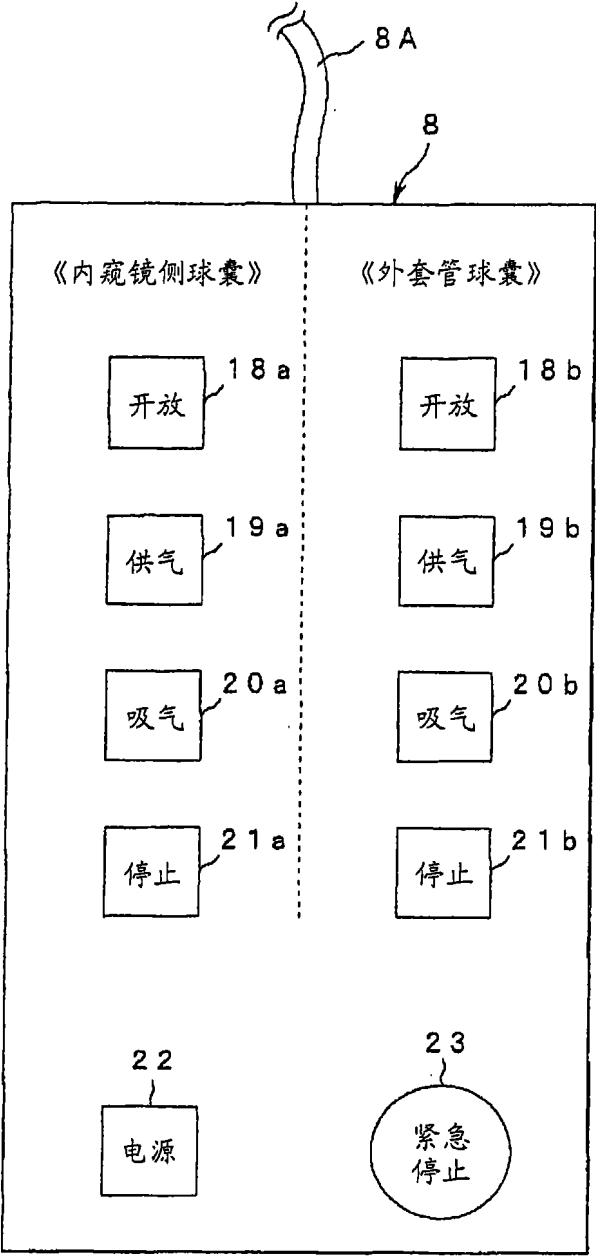


图 3

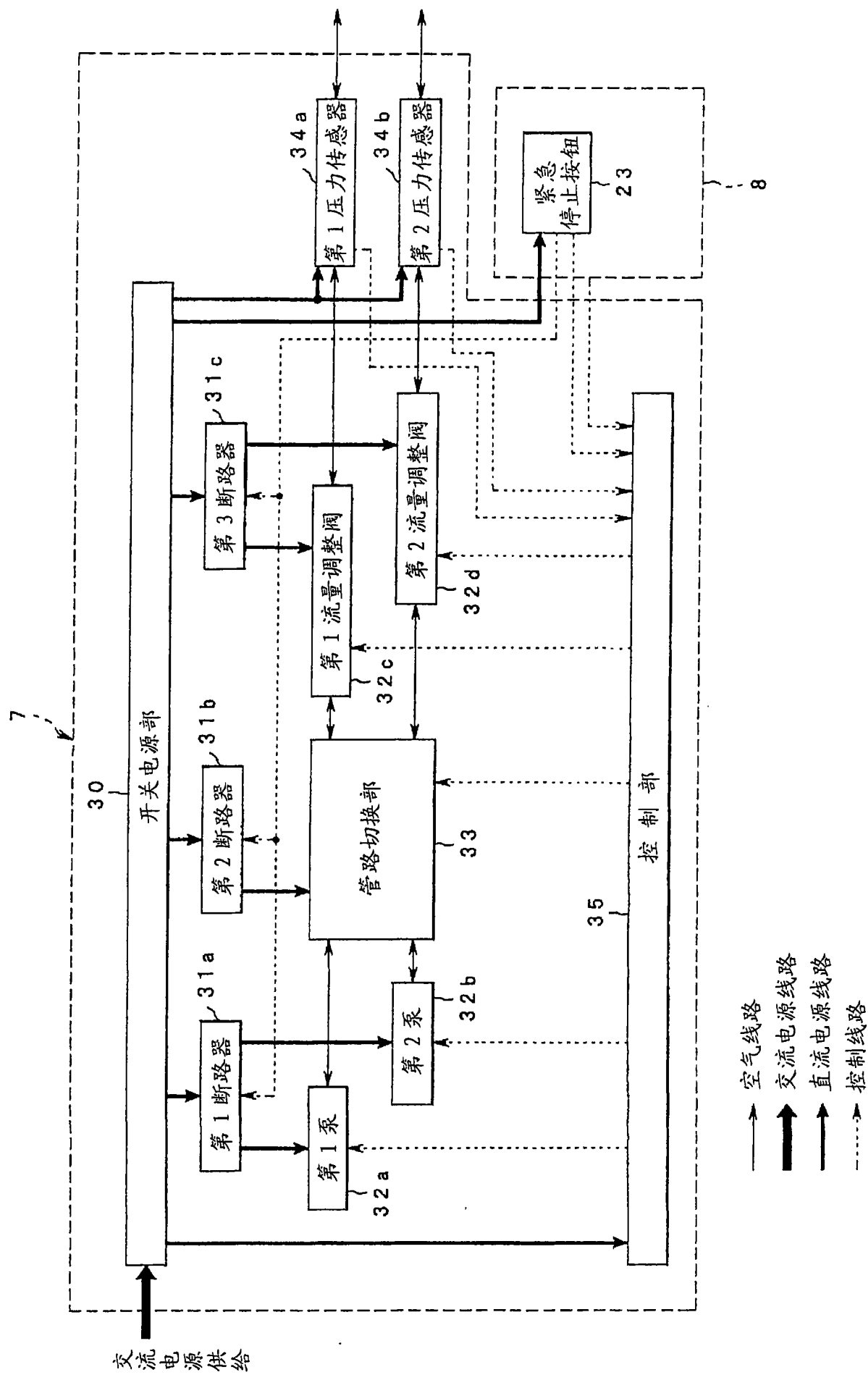


图 4

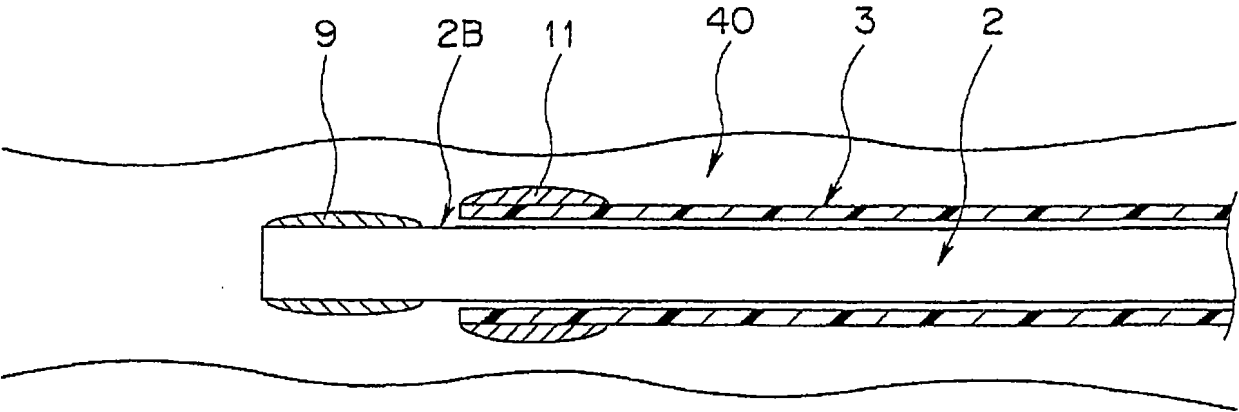


图 5

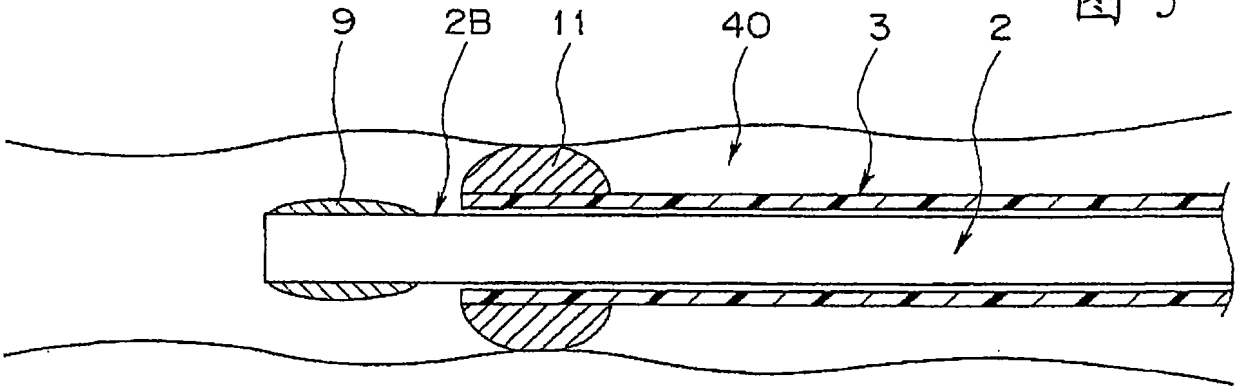


图 6

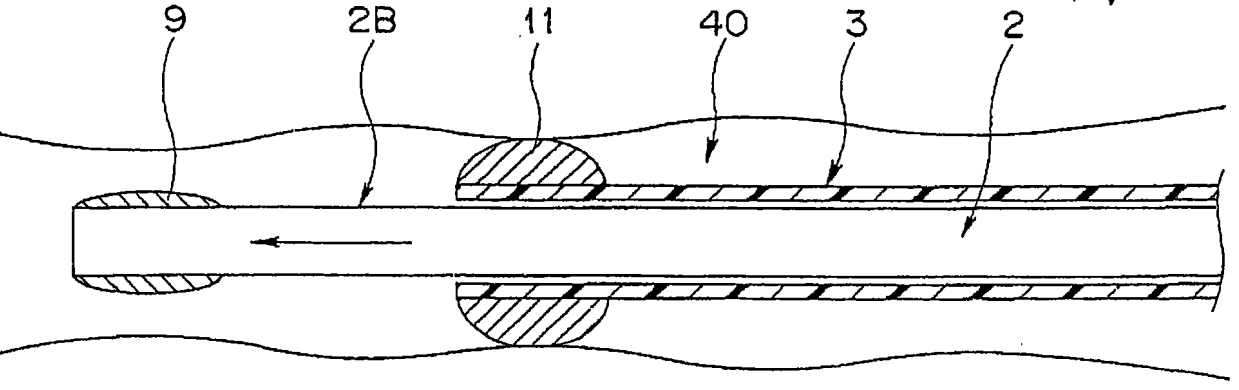


图 7

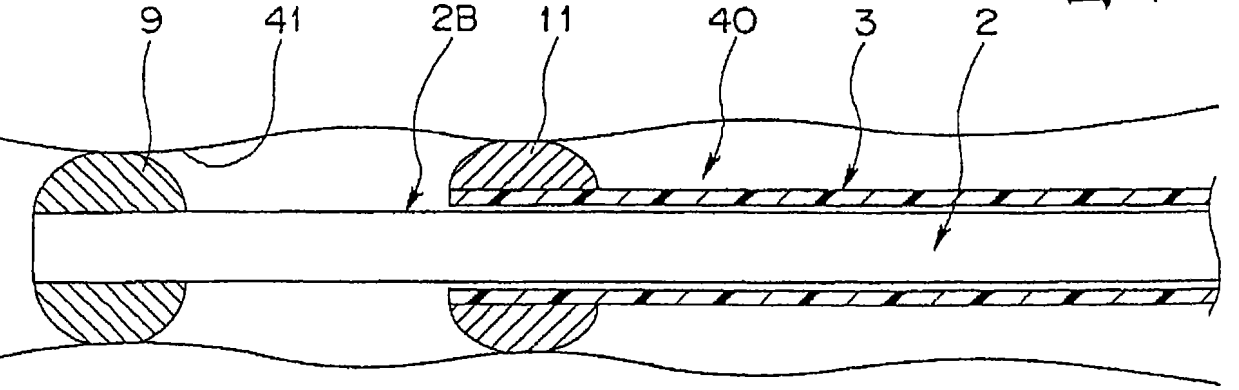


图 8

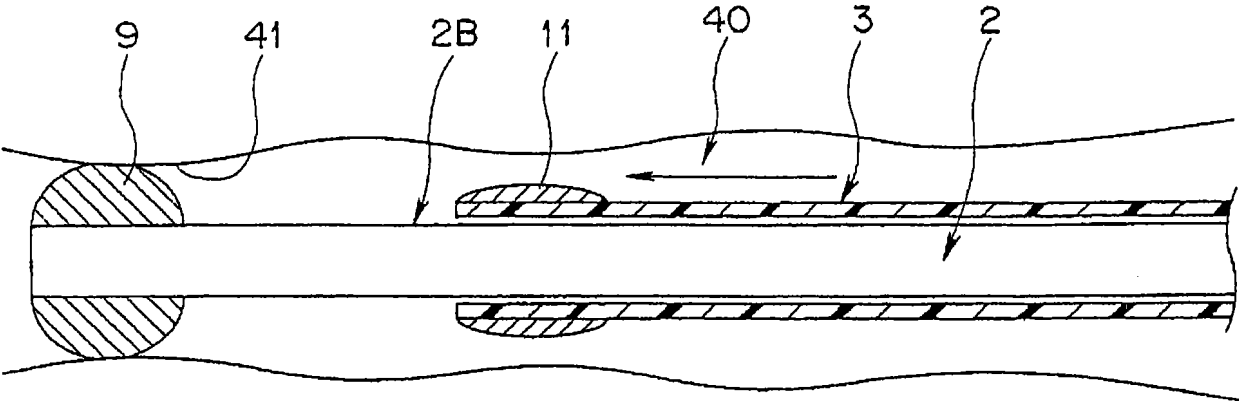


图 9

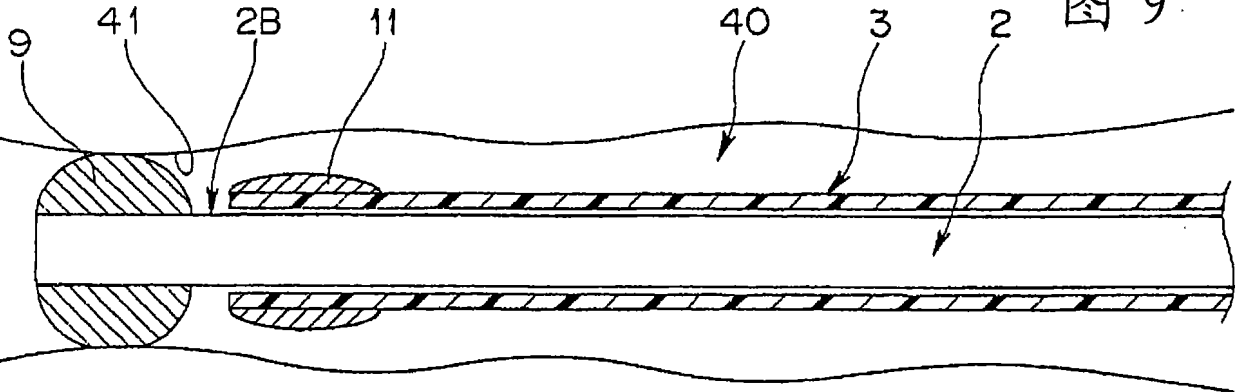


图 10

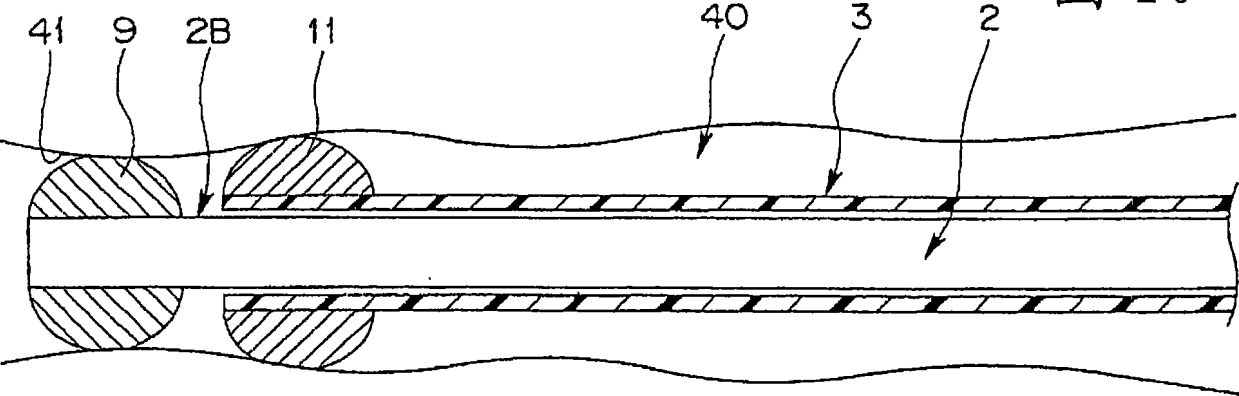


图 11

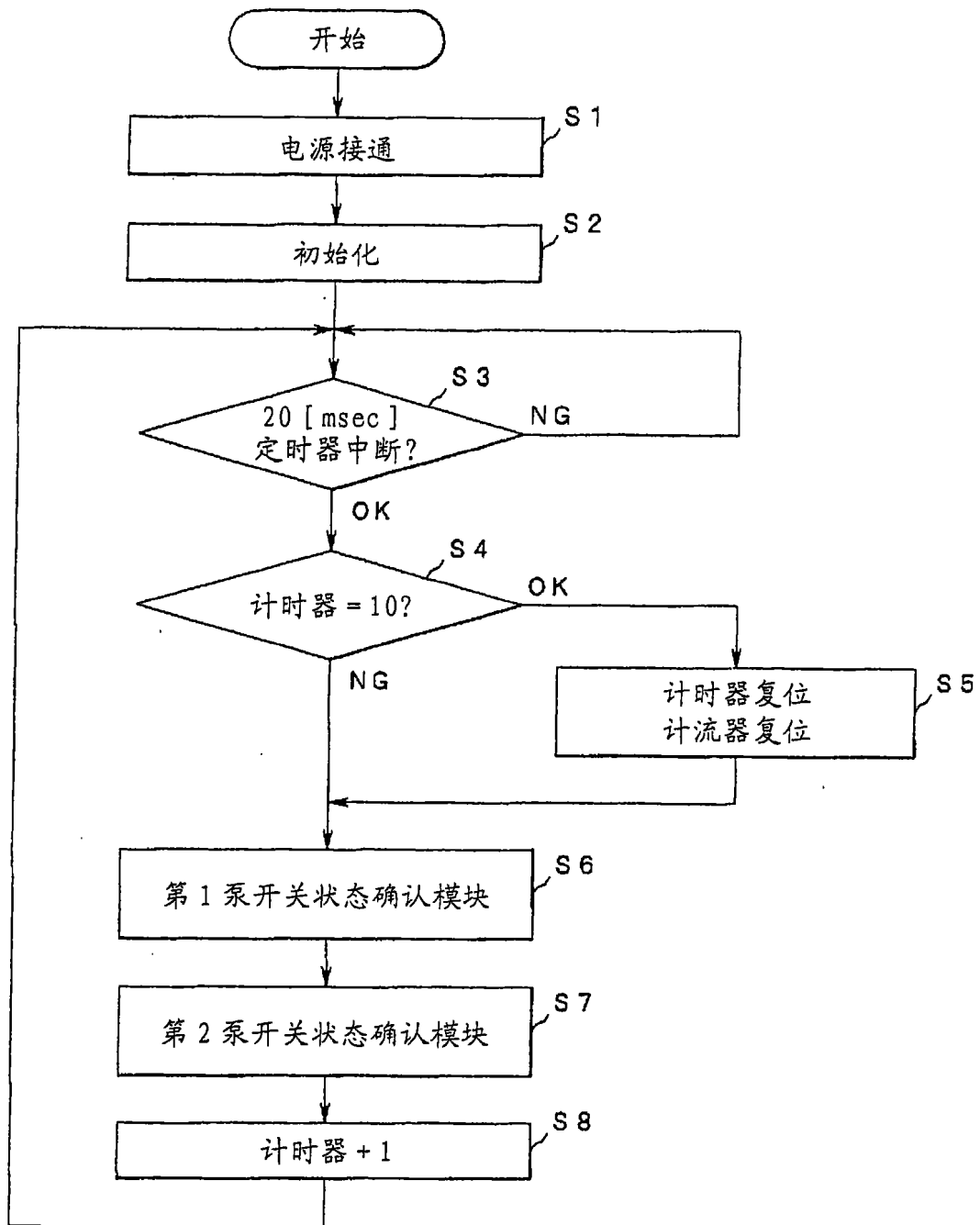


图 12

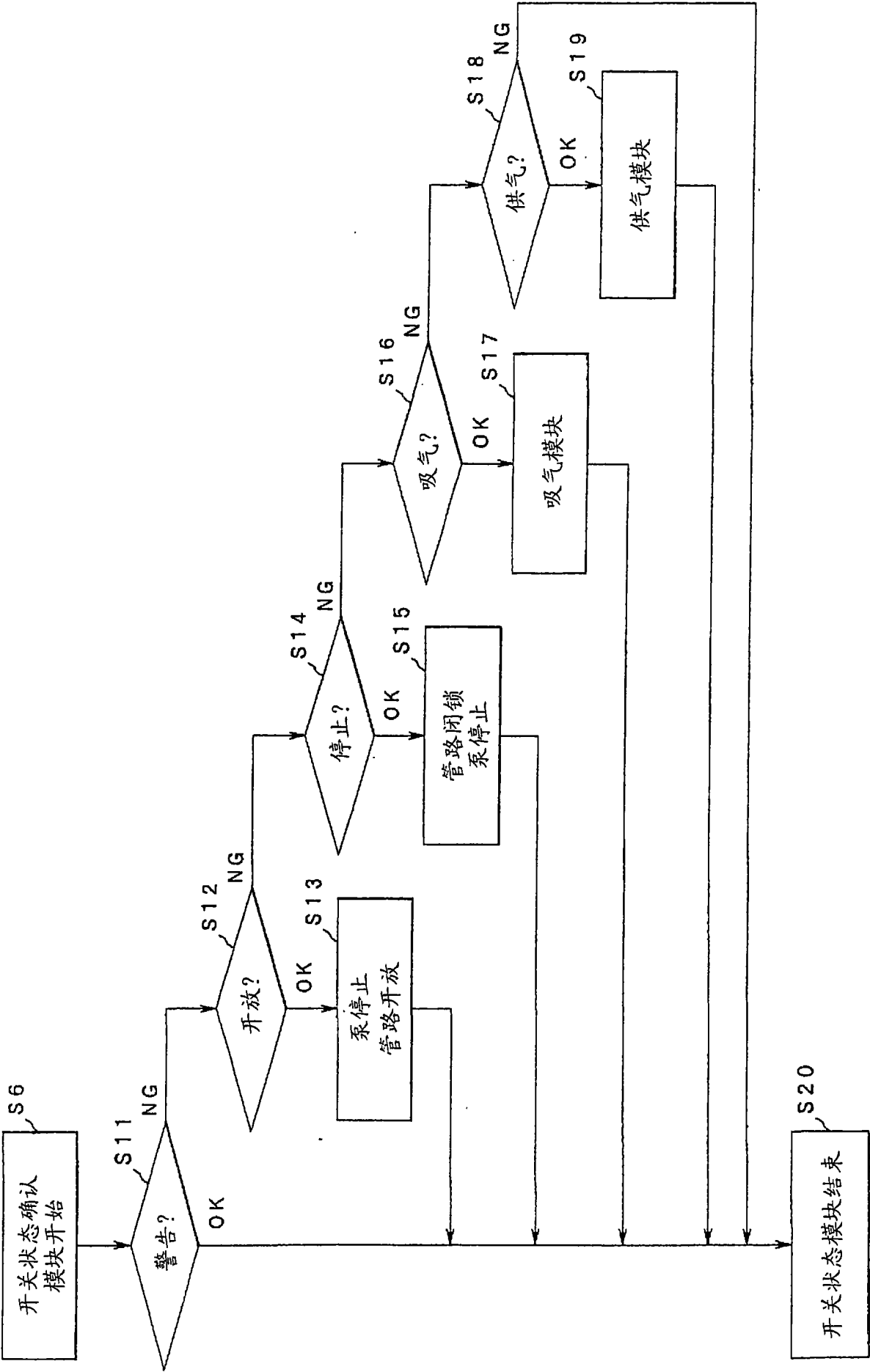


图 13

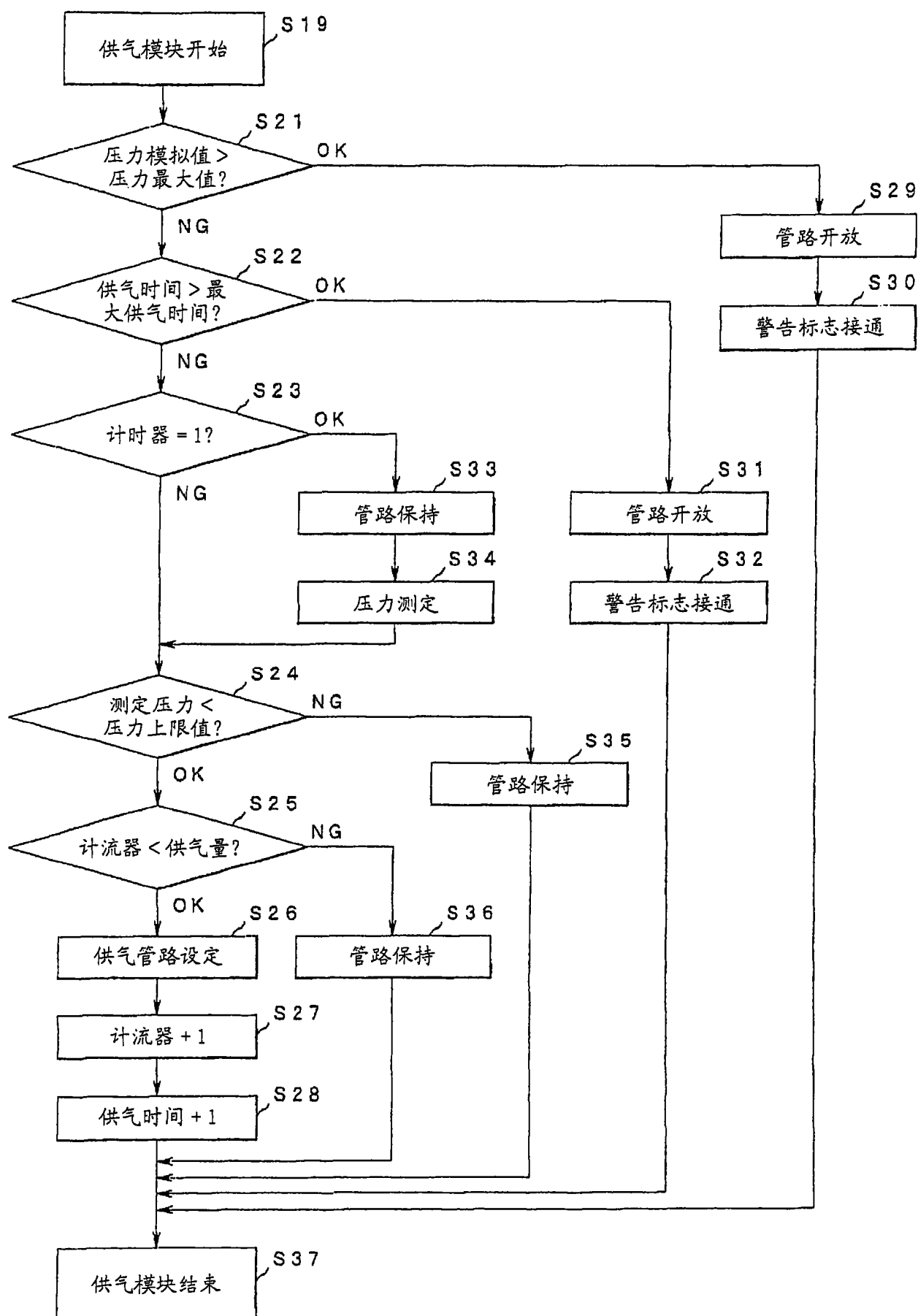


图 14

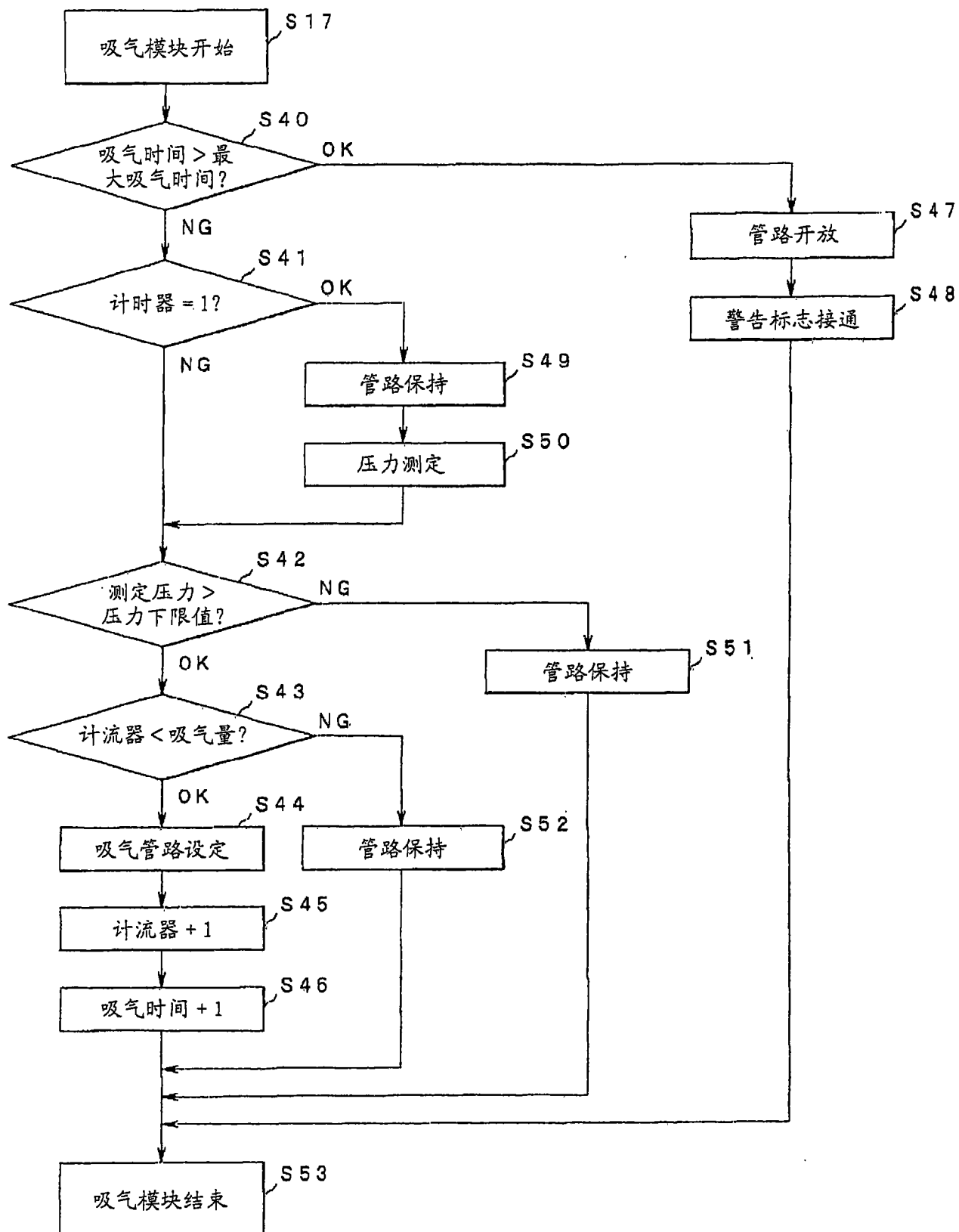
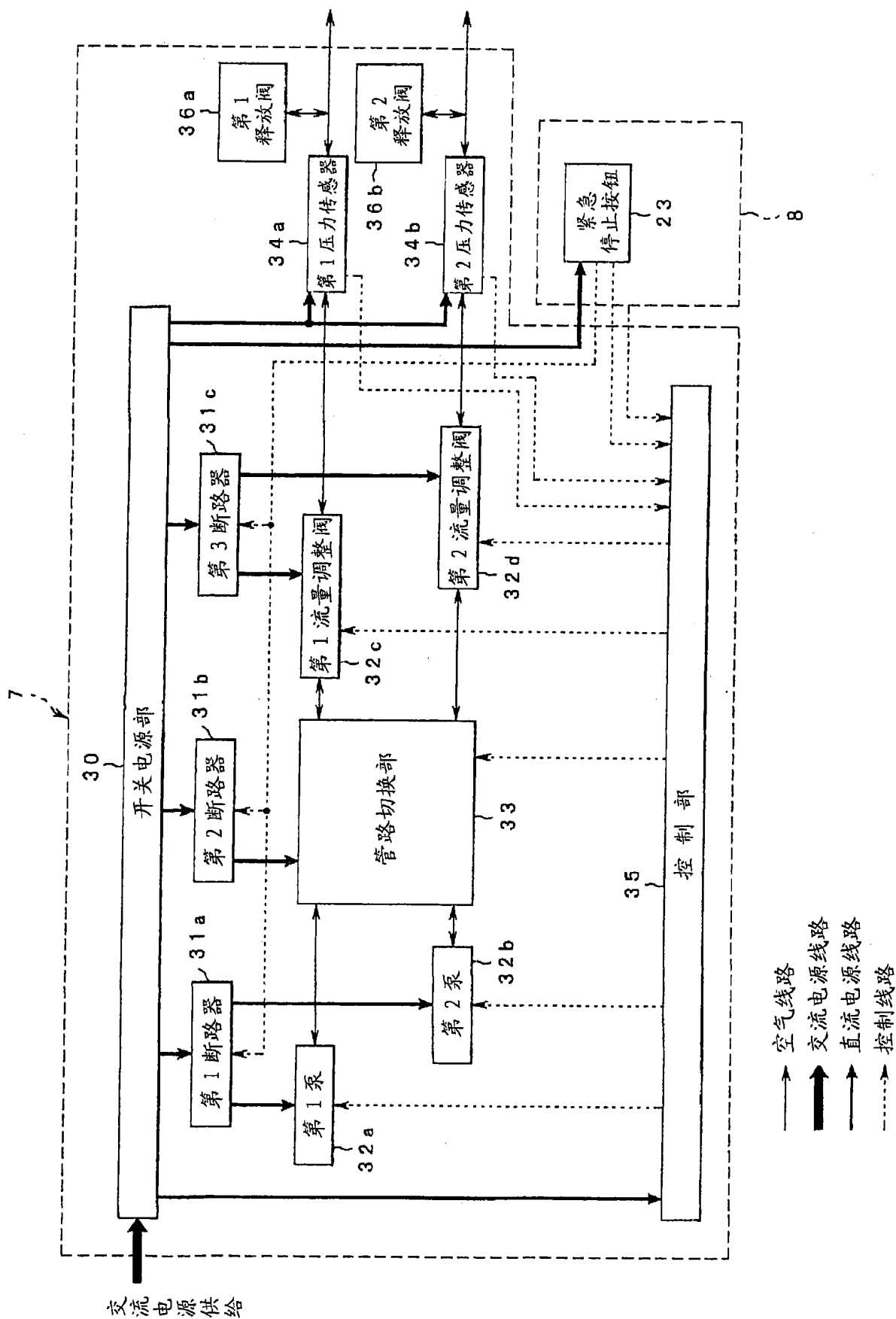


图 15



专利名称(译)	内窥镜球囊控制装置		
公开(公告)号	CN101380220A	公开(公告)日	2009-03-11
申请号	CN200810135897.3	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		
发明人	吉田尊俊		
IPC分类号	A61B1/015 A61B1/12 A61B1/31		
优先权	2004329522 2004-11-12 JP 2004081655 2004-03-19 JP		
其他公开文献	CN101380220B		
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，该装置具有：第1、第2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、以及安装在使上述内窥镜插通的外套管的前端部外周的固定用球囊，供给或排出气体；计时器，其检测对上述各球囊的供气或吸气时间；以及控制部，其根据该计时器的检测结果使上述第1、第2泵动作来控制上述各球囊内的压力。

