



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101243965 B

(45) 授权公告日 2010.09.08

(21) 申请号 200810005566.8

(22) 申请日 2008.02.15

(30) 优先权数据

2007-036925 2007.02.16 JP

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 丹羽宽 上邦彰 福地正巳

唐泽勇 宫下章裕 岸健治

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 党晓林

(51) Int. Cl.

A61B 1/015 (2006.01)

G05B 23/02 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1636499 A, 2005.07.13, 说明书第3页具

体实施方式第1段-第8页最后一段, 图1-6.

JP 特开 2004-329720 A, 2004.11.25, 全文.

JP 特开 2000-305623 A, 2000.11.02, 全文.

审查员 吕媛

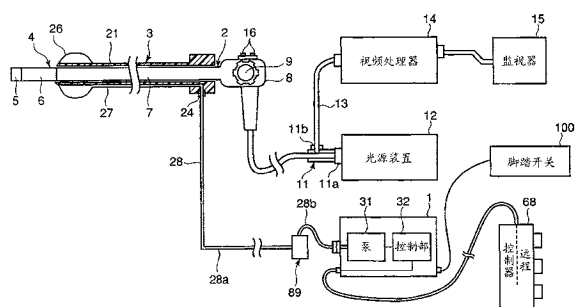
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 21 页

(54) 发明名称

医疗装置

(57) 摘要

本发明的最主要的特征在于提供一种医疗装置, 该医疗装置即使在体液倒流回抽吸管路内的情况下也能够适当地回收液体, 而且能够抑制制造成本的上升。在球囊控制装置 (1) 的抽吸动作中, 在球囊 (26) 破裂、体液倒流回供排导管 (28) 内的情况下, 在经过预先设定的预定时间 (例如 20 秒) 之后, 由解除单元使泵 (31) 停止, 解除向瓶 (89) 内抽吸液体的抽吸动作。由此, 将回收到瓶 (89) 内的液体的回收量控制在预定的容量内。因此, 即使在体液倒流回供排导管 (28) 内的情况下, 体液也不会从瓶 (89) 内溢出, 从而能够适当地将液体回收到瓶 (89) 内。



1. 一种医疗装置,其特征在于,该医疗装置具备:

医疗器械,其形成有液体的供排用的开口端;

流体供排用的管路,其一端侧与上述医疗器械的上述开口端连通;

压力源,其产生压力差,以便经由上述管路进行抽吸;

控制部,该控制部按照来自指示单元的指示,根据上述压力源所产生的压力差,经过上述管路对自上述开口端的抽吸动作进行控制,所述指示单元至少对自上述医疗器械的上述开口端的抽吸动作进行指示;

贮存单元,该贮存单元与上述管路连通,并且具有用于贮存液体的预先设定的预定的容量,伴随基于上述控制部的控制的抽吸动作来回收在上述管路内移动的液体;以及

解除单元,该解除单元解除将上述液体向上述贮存单元内抽吸的抽吸动作,以便将回收到上述贮存单元内的上述液体的回收量控制在上述预定的容量内,

上述解除单元具有在经过预先设定的预定时间之后使上述压力源停止的单元、切断上述管路的单元以及向上述管路的外部泄漏的单元中的至少任一个。

2. 根据权利要求1所述的医疗装置,其特征在于,

上述医疗器械具有用于插入体腔内的插入部,

上述插入部具有与上述压力差对应地进行膨胀收缩的球囊,

上述管路将上述压力源和上述球囊之间连通。

3. 根据权利要求1所述的医疗装置,其特征在于,

上述贮存单元是液体回收用的瓶,

上述医疗装置的主体具有将上述瓶保持为能够转动的瓶保持部,

上述瓶能够与上述管路的移动对应地相对于上述瓶保持部转动。

4. 根据权利要求3所述的医疗装置,其特征在于,

上述瓶的与上述管路连接的连接部的端面配置在相对于在预先设定的预定时间内回收的液体的液位隔开预定距离的位置上。

5. 根据权利要求4所述的医疗装置,其特征在于,

上述管路具有连接在上述医疗器械的内部管路中的医疗器械侧管路和连接在上述压力源上的压力源侧管路,

上述瓶具有圆筒状的瓶主体,

上述瓶保持部具有C字状的瓶夹,该瓶夹在上述瓶主体的中心线沿铅直方向立设的状态下,将上述瓶主体保持为可绕上述中心线的轴方向转动,

上述瓶主体在上端面配设有与上述压力源侧管路连接的连接部,在外周面配设有与上述医疗器械侧管路连接的连接部。

6. 根据权利要求5所述的医疗装置,其特征在于,

上述医疗装置的主体具有收纳上述压力源和上述控制部的盒状的外装壳,

上述壳在前表面具有:收纳上述瓶的凹陷状的瓶收纳凹部;上述指示单元的安装部;和上述压力源侧管路的引出部,

上述C字状的瓶夹安装在上述瓶收纳凹部中。

7. 根据权利要求5所述的医疗装置,其特征在于,

上述瓶主体的与上述压力源侧管路连接的连接部的内端部和与上述医疗器械侧管路

连接的连接部的内端部分别配置成,比在上述预定时间内回收到上述瓶主体内的液体的液位更靠上侧。

8. 根据权利要求 2 所述的医疗装置,其特征在于,

上述医疗器械具有内窥镜的插入部和安装在上述内窥镜的插入部上的外套管,上述球囊安装在上述外套管上。

9. 根据权利要求 5 所述的医疗装置,其特征在于,

上述压力源由泵形成,

上述压力源侧管路至少具有使上述泵的排出压力作用于上述瓶侧的送气流路和使上述泵的抽吸压力作用于上述瓶侧的抽吸流路,

上述控制部具有切换单元,该切换单元根据来自上述指示单元的指示来切换上述送气流路和抽吸流路。

10. 根据权利要求 6 所述的医疗装置,其特征在于,

上述指示单元至少具有固定在上述医疗装置主体的上述壳上的第一控制器和与上述医疗装置主体连接的远程控制器即第二控制器。

11. 根据权利要求 10 所述的医疗装置,其特征在于,

上述指示单元具有与上述医疗装置主体连接的脚踏开关即第三控制器。

12. 根据权利要求 5 所述的医疗装置,其特征在于,

上述压力源侧管路具有溢流阀,在上述管路内的压力比预先设定的设定压力小的状态下,该溢流阀保持在关闭的状态,在上述管路内的压力比上述设定压力大时,该溢流阀打开,

上述溢流阀配置在上述压力源侧管路内最靠近上述瓶侧的位置。

医疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗装置,该医疗装置对安装在例如用于辅助内窥镜向体腔内的插入的插入器具等医疗器械上的球囊供排空气,并内置有在使球囊膨胀、收缩时使用的压力源。

背景技术

[0002] 一般来说,在将内窥镜的插入部插入例如像小肠那样的体内较深的管腔脏器内时,使用对插入部的插入进行辅助的插入器具。在专利文献 1 中公开了作为插入器具的外套管。内窥镜的插入部进退自如地贯穿于该外套管中。在外套管的前端部和内窥镜的插入部的前端部上分别安装有球囊。分别经由各自的空气供给导管对外套管的前端部的球囊和内窥镜的插入部的前端部的球囊供排空气。

[0003] 在向体内插入时,在将插入部插入到外套管中的状态下,将外套管和插入部向体腔内插入。接着,使外套管和插入部交替地前进,向体腔的深部插入。此时,根据需要,对球囊供排空气,进行使球囊膨胀以使其卡定于体腔内表面的动作和使球囊收缩以解除其与体腔内表面的卡定的动作。

[0004] 此外,在专利文献 1 中,在从空气供给抽吸装置对球囊供排空气的管路的中途部分连接有蓄液用罐。由此,在球囊破裂、体液倒流回管路内的情况下,将该体液贮存在蓄液用罐内,从而能够阻止体液倒流回空气供给抽吸装置中。

[0005] 而且,在专利文献 2 中,在内窥镜的抽吸管路内配设有回收体液等用的抽吸瓶。这里,在抽吸瓶的附近设有液位传感器。记载了利用该液位传感器来检测抽吸瓶内部的液位高度,由此来检测抽吸瓶的水满情况的检测单元。

[0006] 专利文献 1:日本特开 2004-329720

[0007] 专利文献 2:日本特开 2000-305623

[0008] 在专利文献 1 的装置中,在球囊开孔、体液倒流的情况下,将体液贮存在蓄液用罐内,由此能够阻止体液倒流回空气供给抽吸装置中。但是,在连续进行抽吸动作时,由于有时要回收的液体会超过蓄液用罐的容量,所以在抽吸时需要注意不要进行超过蓄液用罐的容量的连续抽吸,从而操作麻烦。

[0009] 特别是在连续抽吸时,存在回收较大量的液体的情况。因此,在这样的情况下,有可能进行超过蓄液用罐的容量的抽吸,该体液有可能倒流回空气供给抽吸装置的抽吸泵侧。

[0010] 在专利文献 2 的装置中,由于需要在抽吸瓶附近设置液位传感器等的检测单元,所以在设置检测单元的情况下装置整体的结构变得复杂,费用有可能很昂贵。

发明内容

[0011] 本发明是着眼于上述情况而完成的,其目的在于提供一种医疗装置,该医疗装置不仅在体液倒流回抽吸管路内的情况下能够适当地回收液体,而且能够抑制制造成本的上

升。

[0012] 本发明第一方面的特征在于,该医疗装置具备:医疗器械,其形成有液体的供排用的开口端;流体供排用的管路,其一端侧与上述医疗器械的上述开口端连通;压力源,其产生压力差,以便经由上述管路进行抽吸;控制部,该控制部按照来自指示单元的指示,根据上述压力源所产生的压力差,经过上述管路对自上述开口端的抽吸动作进行控制,所述指示单元至少对自上述医疗器械的上述开口端的抽吸动作进行指示;贮存单元,该贮存单元与上述管路连通,并且具有用于贮存液体的预先设定的预定的容量,伴随基于上述控制部的控制的抽吸动作来回收在上述管路内移动的液体;以及解除单元,该解除单元解除将上述液体向上述贮存单元内抽吸的抽吸动作,以便将回收到上述贮存单元内的上述液体的回收量控制在上述预定的容量内。

[0013] 进而,在本发明的第一方面中,在伴随基于控制部的控制的抽吸动作将在管路内移动的液体回收到具有预定容量的贮存单元中时,利用解除单元解除向贮存单元内抽吸液体的抽吸动作,由此,将回收到贮存单元内的液体的回收量控制在预定的容量内。

[0014] 根据第一方面所述的医疗装置,本发明第二方面的特征在于,上述医疗器械具有用于插入体腔内的插入部,上述插入部具有与上述压力差对应地进行膨胀收缩的球囊,上述管路将上述压力源和上述球囊之间连通。

[0015] 进而,在本发明的第二方面中,通过连通压力源和球囊之间的管路将压力差传递到医疗器械的插入部的球囊,与压力差对应地使球囊膨胀收缩。

[0016] 根据第一方面所述的医疗装置,本发明第三方面的特征在于,上述解除单元具有在经过预先设定的预定时间之后使上述压力源停止的单元、切断上述管路的单元以及向上述管路的外部泄漏的单元中的至少任一个。

[0017] 进而,在本发明的第三方面中,在解除单元动作时,至少使在经过预先设定的预定时间之后使上述压力源停止的单元、切断上述管路的单元以及向上述管路的外部泄漏的单元中的任一个动作。

[0018] 根据第一方面所述的医疗装置,本发明第四方面的特征在于,上述贮存单元是液体回收用的瓶,上述医疗装置的主体具有将上述瓶保持为能够转动的瓶保持部,上述瓶能够与上述管路的移动对应地相对于上述瓶保持部转动。

[0019] 进而,在本发明的第四方面中,利用医疗装置的主体的瓶保持部将贮存单元的液体回收用的瓶保持为能够转动,由此,瓶能够与管路的移动对应地相对于瓶保持部转动,从而管路不会成为障碍。

[0020] 根据第四方面所述的医疗装置,本发明第五方面的特征在于,上述瓶的与上述管路连接的连接部的端面配置在相对于在上述预定时间内所回收的液体的液位隔开预定距离的位置。

[0021] 进而,在本发明的第五方面中,与管路连接的连接部的端面配置在如下位置:相对于直到解除单元动作时为止在预定时间内回收到瓶内的液体的液位隔开预定距离的位置,由此,即使将瓶横向放倒或者颠倒时,由于相对于回收到瓶内的液体的液位,与管路连接的连接部的端面也会处于从液体的液位突出的状态,从而回收到瓶内的液体不会泄漏。

[0022] 根据第五方面所述的医疗装置,本发明第六方面的特征在于,上述管路具有连接在上述医疗器械的内部管路中的医疗器械侧管路和连接在上述压力源上的压力源侧管路,

上述瓶具有圆筒状的瓶主体,上述瓶保持部具有 C 字状的瓶夹,该瓶夹在上述瓶主体的中心线沿铅直方向立设的状态下,将上述瓶主体保持为能够绕上述中心线的轴方向转动,上述瓶主体在上端面配设有与上述压力源侧管路连接的连接部,在外周面配设有与上述医疗器械侧管路连接的连接部。

[0023] 进而,在本发明的第六方面中,利用瓶保持部的 C 字状的瓶夹将圆筒状的瓶主体保持为可以绕中心线的轴方向转动,由此,瓶能够与连接在瓶主体的外周面的连接部上的医疗器械侧管路的移动对应地相对于瓶保持部转动,从而管路不会成为障碍。

[0024] 根据第六方面所述的医疗装置,本发明第七方面的特征在于,上述医疗装置的主体具有收纳上述压力源和上述控制部的盒状的外装壳,上述壳在前表面具有收纳上述瓶的凹陷状的瓶收纳凹部、上述指示单元的安装部和上述压力源侧管路的引出部,上述 C 字状的瓶夹安装在上述瓶收纳凹部中。

[0025] 并且,在本发明的第七方面中,在医疗装置的主体的盒状的外装壳的前表面设置凹陷状的瓶收纳凹部、指示单元的安装部和压力源侧管路的引出部,在凹陷状的瓶收纳凹部中安装 C 字状的瓶夹,能够将瓶收纳于瓶收纳凹部中。

[0026] 根据第六方面所述的医疗装置,本发明第八方面的特征在于,上述瓶主体的与上述压力源侧管路连接的连接部的内端部和与上述医疗器械侧管路连接的连接部的内端部分别配置成,比在上述预定时间内回收到上述瓶主体内的液体的液位更靠上侧。

[0027] 进而,在本发明的第八方面中,相对于直到解除单元动作时为止在预定时间内回收到瓶内的液体的液位,与压力源侧管路连接的连接部的内端部和与医疗器械侧管路连接的连接部的内端部分别配置成,比回收到上述瓶主体内的液体的液位更靠上侧,由此回收到瓶内的液体不会泄漏。

[0028] 根据第二方面所述的医疗装置,本发明第九方面的特征在于,上述医疗器械具有内窥镜的插入部和安装在上述内窥镜的插入部上的外套管,上述球囊安装在上述外套管上。

[0029] 进而,在本发明的第九方面中,对于医疗器械,将外套管安装在内窥镜的插入部上,将球囊安装在外套管上。

[0030] 根据第六方面所述的医疗装置,本发明第十方面的特征在于,上述压力源由泵形成,上述压力源侧管路至少具有使上述泵的排出压力作用于上述瓶侧的送气流路和使上述泵的抽吸压力作用于上述瓶侧的抽吸流路,上述控制部具有切换单元,该切换单元根据来自上述指示单元的指示来切换上述送气流路和抽吸流路。

[0031] 进而,在本发明的第十方面中,在压力源侧管路上至少设置使上述泵的排出压力作用于上述瓶侧的送气流路和使上述泵的抽吸压力作用于上述瓶侧的抽吸流路,根据来自指示单元的指示,利用控制部的切换单元来切换送气流路和抽吸流路,由此在送气时和在抽吸时,能够共用一个泵,从而减少泵的个数。

[0032] 根据第七方面所述的医疗装置,本发明第十一方面的特征在于,上述指示单元至少具有固定在上述医疗装置主体的上述壳上的第一控制器和与上述医疗装置主体连接的远程控制器即第二控制器。

[0033] 进而,在本发明的第十一方面中,能够利用至少具有固定在医疗装置主体的壳上的第一控制器和与医疗装置主体连接的远程控制器即第二控制器这两个的指示单元,分别

指示来自医疗器械的开口端的抽吸动作。

[0034] 根据第十一方面所述的医疗装置,本发明第十二方面的特征在于,上述指示单元具有与上述医疗装置主体连接的脚踏开关即第三控制器。

[0035] 进而,在本发明的第十二方面中,也能够利用与医疗器械主体连接的脚踏开关即第三控制器的指示单元,指示来自医疗器械的开口端的抽吸动作。

[0036] 根据第六方面所述的医疗装置,本发明第十三方面的特征在于,上述压力源侧管路具有溢流阀,在上述管路内的压力比预先设定的设定压力小的状态下,该溢流阀保持在关闭的状态,在上述管路内的压力比上述设定压力大时,该溢流阀打开,上述溢流阀配置在上述压力源侧管路内最靠近上述瓶侧的位置。

[0037] 进而,在本发明的第十三方面中,在压力源侧管路上设置机械式的溢流阀,在管路内的压力比预先设定的设定压力小的状态下,阀保持在关闭的状态,在管路内的压力比上述设定压力大时,阀打开,由此,不受电子的控制,阀仅通过管路内的压力状态的变化来打开,并且将溢流阀配置在压力源侧管路内最靠近上述瓶侧的位置,由此实现安全性的提高。

[0038] 根据本发明,提供一种医疗装置,该医疗装置即使在体液倒流回抽吸管路内的情况下也能够适当地回收液体,而且能够抑制制造成本的上升。

附图说明

[0039] 图 1 是表示组装有本发明的第一实施方式的医疗装置即球囊控制装置的内窥镜系统整体的概要结构图。

[0040] 图 2 是表示第一实施方式的内窥镜和插入器具的图。

[0041] 图 3 是表示内窥镜插入并组装在第一实施方式的插入器具内的状态的侧视图。

[0042] 图 4 是表示第一实施方式的球囊控制装置与插入器具的医疗器械侧管路连接的连接状态的立体图。

[0043] 图 5 是表示在将液体回收用瓶安装于第一实施方式的球囊控制装置之前的球囊控制装置的状态的立体图。

[0044] 图 6 是表示在将液体回收用瓶安装于第一实施方式的球囊控制装置后的状态的球囊控制装置的主视图。

[0045] 图 7 是表示第一实施方式的球囊控制装置在使用时的状态的立体图。

[0046] 图 8 是第一实施方式的球囊控制装置的液体回收用瓶的纵剖面图。

[0047] 图 9 是表示将第一实施方式的球囊控制装置的液体回收用瓶横向放倒后的状态的纵剖面图。

[0048] 图 10 是用于说明第一实施方式的球囊控制装置的液体回收用瓶的转动状态的说明图。

[0049] 图 11 是表示第一实施方式的球囊控制装置的压力源侧管路的管路结构的整体概要结构图。

[0050] 图 12 是表示第一实施方式的球囊控制装置的控制部的概要结构图。

[0051] 图 13 表示组装在第一实施方式的球囊控制装置的压力源侧管路中的夹紧阀的动作状态,(A) 是表示未向电磁元件通电的状态的纵剖面图,(B) 是表示向电磁元件通电后的状态的纵剖面图。

[0052] 图 14 对利用第一实施方式的球囊控制装置的夹紧阀进行的空气流量调节进行说明, (A) 是表示基于夹紧阀的管路的开闭状态的特性图, (B) 是表示基于夹紧阀的管路的开闭时间的比率与空气流量的关系的特性图。

[0053] 图 15 表示第一实施方式的球囊控制装置的溢流阀的动作状态, (A) 是表示溢流阀关闭的状态的纵剖面图, (B) 是表示溢流阀打开的状态的纵剖面图。

[0054] 图 16 是表示第一实施方式的球囊控制装置在送气时的流路结构的整体概要结构图。

[0055] 图 17 是表示第一实施方式的球囊控制装置在吸气时的流路结构的整体概要结构图。

[0056] 图 18 是表示第一实施方式的球囊控制装置在管路保持时的流路结构的整体概要结构图。

[0057] 图 19 是表示第一实施方式的球囊控制装置的由电源断开引起外部开放时的流路结构的整体概要结构图。

[0058] 图 20 是表示第一实施方式的球囊控制装置的由压力传感器的故障引起管压异常时的流路结构的整体概要结构图。

[0059] 图 21 是表示第一实施方式的球囊控制装置的由阀故障引起管压异常时的流路结构的整体概要结构图。

[0060] 图 22 是用于说明第一实施方式的球囊控制装置的主要动作的动作状态的流程图。

[0061] 图 23 是用于说明第一实施方式的球囊控制装置在送气处理时的动作状态的流程图。

[0062] 图 24 是用于说明第一实施方式的球囊控制装置在吸气处理时的动作状态的流程图。

[0063] 图 25 是用于说明第一实施方式的球囊控制装置在检查模式时的动作状态的流程图。

[0064] 图 26 是用于说明第一实施方式的球囊控制装置在差错处理时的动作状态的流程图。

[0065] 图 27 是表示本发明的第二实施方式的球囊控制装置的远程控制器的主视图。

[0066] 图 28 是表示本发明的第三实施方式的球囊控制装置的瓶保持部的立体图。

[0067] 图 29 表示第三实施方式的球囊控制装置的瓶保持部, (A) 是瓶保持部的侧视图, (B) 是瓶保持部的俯视图。

[0068] 符号说明

[0069] 1 : 球囊控制装置 (医疗装置); 26 : 球囊; 28 : 供排导管 (流体供排用的管路); 31 : 泵 (压力源); 32 : 控制部; 89 : 瓶 (贮存单元)。

具体实施方式

[0070] 下面, 参照图 1 至图 26 对本发明的第一实施方式进行说明。图 1 表示组装有本实施方式的医疗装置即球囊控制装置 1 的内窥镜系统整体的概要结构。

[0071] 在图 1 和图 2 中, 参考标号 2 是内窥镜, 3 是对内窥镜 2 的插入进行辅助的作为插

入器具的外套管。内窥镜 2 具有用于插入体腔内的细长的插入部 4。该插入部 4 具有：硬质的前端硬质部 5；进行弯曲动作的弯曲部 6；和长条且具有挠性的挠性管部 7。通过将前端硬质部 5、弯曲部 6 和挠性管部 7 从前端侧依次连接从而形成插入部 4。

[0072] 插入部 4 的基端部连接在由操作者把持操作的操作部 8 上。在操作部 8 上配设有用于对弯曲部 6 进行弯曲操作的弯曲操作旋钮 9 等。通用软线 10 从操作部 8 延伸出来。在通用软线 10 的延伸端部配设有连接器部 11。该连接器部 11 具有光源连接器 11a 和电连接器 11b。光源连接器 11a 连接在光源装置 12 上。来自光源装置 12 的照明光被传送到从光源连接器 11a 延伸设置到内窥镜 2 的前端部的未图示的光导中，并从内窥镜 2 的前端部照射出来。电连接器 11b 经由电缆 13 与视频处理器 14 连接。利用内窥镜 2 的前端部的未图示的摄像单元获得的图像信号经由从内窥镜 2 的前端部延伸设置到电连接器 11b 的信号电缆和电缆 13 被输出给视频处理器 14。视频处理器 14 对所输入的图像信号进行处理，并将观察图像显示在监视器上。另外，在内窥镜 2 的操作部 8 上配设有用于对视频处理器 14 进行操作的开关 16。

[0073] 外套管 3 具有形成其主体的管状部件 21。内窥镜 2 的插入部 4 从基端开口向前端开口进退自如地贯穿于该管状部件 21 的内腔中。在管状部件 21 的前端部配设有前端罩 22。

[0074] 在管状部件 21 的基端部配设有送水接头 23 和送气接头 24。送水接头 23 经由作为液体移送路的液体供给路 25 与管状部件 21 的内腔连通。进而，能够利用作为液体移送装置的未图示的注射器等，从送水接头 23 经由液体供给路 25 向管状部件 21 的内腔供给润滑剂。

[0075] 在管状部件 21 的前端部外装有球囊 26。在管状部件 21 的周壁部配设有将送气接头 24 和球囊 26 之间连接起来的作为气体移送路的气体供排路 27。经由气体供排路 27 从送气接头 24 供排空气，由此可以使球囊 26 膨胀、收缩。

[0076] 球囊控制装置 1 经由作为气体用导管的供排导管（流体供排用的管路）28 与送气接头 24 连接。该球囊控制装置 1 具有：包括对供排导管 28 供排气体的泵 31（压力源）在内的流体回路 33（如图 11 所示）；和根据泵 31 产生的压力差，经过供排导管 28 对来自开口端的抽吸动作进行控制的控制部 32。

[0077] 控制部 32 具有：组装在球囊控制装置 1 内的球囊控制用的流体回路 33；和对组装在该流体回路 33 内的各结构设备进行控制的基板 34（如图 12 所示）。

[0078] 图 11 表示组装在球囊控制装置 1 内的控制球囊 26 用的流体回路 33。流体回路 33 具有一个上述泵 31、五个（第一～第五）夹紧阀（pinch valve）V1～V5、一个溢流阀（relief valve）V6 和一个压力传感器 35。

[0079] 第一～第五夹紧阀 V1～V5 都为同一结构。图 13(A)、(B) 表示一个夹紧阀 V1 的概要结构。该夹紧阀 V1 具有一个固定框架 36、两个（第一、第二）导管 37、38 和导管开闭部件 39。在图 13(A)、(B) 中，在固定框架 36 的上部沿水平方向延伸设置有平板状的导管挤压部件 40。第一导管 37 配设在导管挤压部件 40 的上侧，第二导管 38 配设在导管挤压部件 40 的下侧。

[0080] 导管开闭部件 39 具有上侧按压部件 41、下侧按压部件 42、连接部件 43 和铁芯 44。上侧按压部件 41 配置在第一导管 37 的上侧，下侧按压部件 42 配置在第二导管 38 的下侧。

连接部件 43 大致在铅直方向上延伸设置。上侧按压部件 41 的一端部固定在该连接部件 43 的上端部。下侧按压部件 42 的一端部固定在连接部件 43 的下端部。

[0081] 在固定框架 36 的导管挤压部件 40 上形成有孔部 40a, 连接部件 43 可沿上下方向移动地贯穿在该孔部 40a 中。并且, 第一导管 37 可插拔地插入于上侧按压部件 41 和导管挤压部件 40 之间, 第二导管 38 可插拔地插入于下侧按压部件 42 和导管挤压部件 40 之间。

[0082] 在下侧按压部件 42 的下表面中央朝下突出设置有铁芯 44。在固定框架 36 的下部配设有圆筒状的电磁元件 (电磁铁) 45。铁芯 44 可沿上下方向移动地插入该电磁元件 45 的内部。

[0083] 在电磁元件 45 的上侧配设有弹簧支承部件 46。在该弹簧支承部件 46 和下侧按压部件 42 之间安装有螺旋弹簧等弹簧部件 47。弹簧部件 47 以将导管开闭部件 39 向上方推压的状态施力。

[0084] 如图 13(A) 或图 13(B) 所示, 上侧按压部件 41 和下侧按压部件 42 之间的间隔设定为第一、第二导管 37、38 中的一方保持为打开状态、另一方保持为关闭状态的尺寸。并且, 在未对电磁元件 45 通电的状态 (电源断开时) 下, 如图 13(A) 所示, 借助于弹簧部件 47 的弹力, 导管开闭部件 39 保持在上推到上侧移动位置的状态。此时, 第一导管 37 保持在开放状态, 第二导管 38 保持在切断 (关闭) 状态。另外, 在对电磁元件 45 通电的状态下, 如图 13(B) 所示, 克服弹簧部件 47 的弹力, 导管开闭部件 39 切换到被下拉到下侧移动位置的状态。此时, 第一导管 37 切换到切断 (关闭) 状态, 第二导管 38 切换到开放状态。本实施方式的第一~第五夹紧阀 V1~V5 不使用在电源断开时保持在关闭状态下的第二导管 38 的通道, 而是作为第二导管 38 安装有虚拟导管 (dummy tube)。

[0085] 如图 11 所示, 流体回路 33 具有吸气管路 33a、送气管路 33b 和送排气管路 33c。泵 31 具有吸气口 31a 和排气口 31b。吸气管路 33a 的基端部连接在泵 31 的吸气口 31a 上。送气管路 33b 的基端部连接在泵 31 的排气口 31b 上。吸气管路 33a 的前端部和送气管路 33b 的前端部一起连接在送排气管路 33c 的基端部。送排气管路 33c 的前端部与供排导管 28 的基端部连接。

[0086] 在吸气管路 33a 上夹设有第二夹紧阀 V2。在送气管路 33b 上夹设有第三夹紧阀 V3。另外, 在吸气管路 33a 上, 在第二夹紧阀 V2 和泵 31 的吸气口 31a 之间连接有外部气体导入用的分支管路 33d 的一端。在该分支管路 33d 上夹设有第一夹紧阀 V1。

[0087] 在送气管路 33b 上, 在第三夹紧阀 V3 和泵 31 的排气口 31b 之间连接有外部排出用的分支管路 33e 的一端。在该分支管路 33e 上夹设有第四夹紧阀 V4。

[0088] 在送排气管路 33c 上连接有压力传感器 35, 并且连接有两个分支管路 33f、33g 的各一端。在一个分支管路 33f 上夹设有第五夹紧阀 V5。在另一个分支管路 33g 上夹设有溢流阀 V6。

[0089] 图 15(A)、(B) 表示溢流阀 V6 的概要结构。该溢流阀 V6 具有阀壳 48、阀支承部件 49、阀芯 50 和螺旋弹簧 51。阀壳 48 的内部由兼作阀座的隔壁 52 分隔为两室 (第一室 53 和第二室 54)。第一室 53 与球囊控制装置 1 内的流体回路 33 的分支管路 33g 连接。在第二室 54 内收纳有阀支承部件 49、阀芯 50 和螺旋弹簧 51。这里, 在隔壁 52 上, 在中央部位形成有开口部 56。阀芯 50 配设为可开闭地封闭隔壁 52 的开口部 56 的状态。

[0090] 阀支承部件 49 具有弹簧支承部 57 和外螺纹部 58。外螺纹部 58 在弹簧支承部 57

的中央部位朝阀芯 50 的相反侧突出设置。该外螺纹部 58 旋合插入于在阀壳 48 上形成的螺纹孔 48a 中。螺旋弹簧 51 夹装于阀支承部件 49 和阀芯 50 之间。并且, 阀芯 50 借助于螺旋弹簧 51 的弹力, 始终保持在被朝向封闭隔壁 52 的开口部 56 的方向推压的状态。在本实施方式的溢流阀 V6 中, 用于对阀芯 50 进行打开操作的开放压力设定为适当的设定压力, 例如设定为 10.8kPa。

[0091] 在阀壳 48 上, 在第二室 54 侧的周壁面上形成有通过阀芯 50 进行开闭的漏孔 59。并且, 直到流体回路 33 的分支管路 33g 的压力达到设定压力为止, 如图 15(A) 所示, 溢流阀 V6 被保持在阀芯 50 封闭隔壁 52 的开口部 56 的封闭状态。此处, 当流体回路 33 的分支管路 33g 的压力达到设定压力时, 如图 15(B) 所示, 溢流阀 V6 被朝向阀芯 50 离开隔壁 52 的方向推压, 开口部 56 开放。此时, 如图 15(B) 中虚线箭头所示, 从分支管路 33g 流入阀壳 48 的第一室 53 中的空气从开口部 56 经由漏孔 59 向外部泄漏。

[0092] 图 12 表示组装在流体回路 33 内的各结构设备的控制基板 34。该控制基板 34 具有 CPU 60、驱动电路 61、电流检测电路 62、调节器 63 和蜂鸣器 64 等。第一~第五夹紧阀 V1~V5 经由驱动电路 61 与 CPU 60 连接。泵 31 经由电流检测电路 62 和驱动电路 61 与 CPU 60 连接。调节器 63 和蜂鸣器 64 与 CPU 60 连接。后述的电源开关 65 和在电源开关 65 的接通动作时点亮的显示用 LED 66 经由调节器 63 与 CPU 60 连接。另外, 在控制基板 34 上连接有作为第一控制器的操作面板 (指示单元) 67 和作为第二控制器的远程控制器 (指示单元) 68。

[0093] 操作面板 67 固定在球囊控制装置 1 的盒状的外装壳 69 的前面面板 69a 上。远程控制器 68 经由连接软线与球囊控制装置 1 连接。

[0094] 操作面板 67 具有膨胀 (INFLATE)/收缩 (DEFLATE) 开关 70、暂停 (PAUSE) 开关 71、警告显示灯 72、膨胀显示灯 73、收缩显示灯 74、暂停显示灯 76 和压力显示面板 75。远程控制器 68 具有膨胀/收缩开关 80、暂停开关 81、警告显示灯 82、膨胀显示灯 83 和收缩显示灯 84。

[0095] 本实施方式的球囊控制装置 1 根据电源开关 65 的操作以及操作面板 67 的膨胀/收缩开关 70 和暂停开关 71 的操作、或远程控制器 68 的膨胀/收缩开关 80 和暂停开关 81 的操作进行控制。

[0096] 并且, 在操作电源开关 65 时, 和操作操作面板 67 的膨胀/收缩开关 70 或远程控制器 68 的膨胀/收缩开关 80 时, 组装在流体回路 33 内的各结构设备如下面的表 1 所示进行动作。

[0097]

	V1	V2	V3	V4	V5	泵	V6
电源断开	开	开	开	开	开	断开	关
电源接通	开	开	开	开	开	断开	关
管路保持	开	关	关	开	关	断开	关

	V1	V2	V3	V4	V5	泵	V6
送气 (球囊膨胀)	开	关	开	关	关	接通	关
抽吸 (球囊收缩)	关	开	关	开	关	接通	关
压力传感器异常 (显示溢出(over)时)	-	-	-	-	-	-	开
电磁阀异常 (机械故障)	开	开	开	开	开	断开	关

[0098] 由此,在向球囊 26 送气时,构成图 16 中虚线所示的送气时的流路 A。该流路 A 借助于泵 31 的吸气口 31a 的抽吸作用,从第一夹紧泵 V1 经由外部气体导入用的分支管路 33d 抽吸外部气体。同时,从泵 31 的排气口 31b 排出的空气从送气管路 33b 经由第三夹紧阀 V3 被送向送排气管路 33c。此时,送排气管路 33c 内的压力由压力传感器 35 来检测。

[0099] 在从球囊 26 抽吸时,构成图 17 中虚线所示的抽吸时的流路 B。该流路 B 借助于泵 31 的吸气口 31a 的抽吸作用,经由吸气管路 33a 的第二夹紧泵 V2 将抽吸压力作用于送排气管路 33c。同时,从泵 31 的排气口 31b 排出的空气从送气管路 33b 流出到外部排出用的分支管路 33e 侧,经由第四夹紧阀 V4 排出到外部。此时,送排气管路 33c 内的压力由压力传感器 35 来检测。

[0100] 在管路保持时构成图 18 所示的流路 C。此时,送排气管路 33c 内的压力由压力传感器 35 来检测。在外部开放(电源断开)时构成图 19 所示的流路 D。

[0101] 另外,在由压力传感器 35 的故障引起的管压异常时构成图 20 所示的流路 E。在由阀故障引起的管压异常时构成图 21 所示的流路 F。在流路 E、F 中,溢流阀 V6 都动作。

[0102] 图 5 表示本实施方式的球囊控制装置 1 的外观。球囊控制装置 1 的主体具有盒状的外装壳 69。在壳 69 的前面面板 69a 上具有上述电源开关 65、凹陷状的瓶收纳凹部 85、操作面板 67 的安装部 86、压力源侧的送排气管路 33c 的引出部即送排气口部 87 以及导管夹 88。

[0103] 此外,球囊控制装置 1 具有液体回收用的瓶(贮存单元)89,该瓶 89 在球囊 26 破裂、体液倒流回供排导管 28 内的情况下回收该体液等液体。瓶 89 与供排导管 28 连通,具有用于贮存液体的预先设定的预定容量。瓶 89 的容量是与相连接的供排导管 28 的组合,例如由在一定时间(直到暂停为止的时间=20 秒)所抽吸的液量的最大容量确定。进而,伴随基于控制部 32 的控制的抽吸动作,回收在供排导管 28 内移动的液体。

[0104] 如图 8 所示,瓶 89 具有有底圆筒状的瓶主体 90。瓶主体 90 例如由透明的树脂材料形成。瓶主体 90 的上面开口。在瓶主体 90 的上面开口部的外周缘部形成有向外弯曲的环状的凸缘部 90a。在瓶主体 90 的外周面上突出设置有第一连接接头 91。该第一连接接头 91 配置在瓶主体 90 的上下方向的大致中央位置上。在瓶主体 90 的底面上形成有大致半球状的半球状曲面 90b。

[0105] 瓶主体 90 的上面开口部由圆板状的盖 92 封闭。在盖 92 的大致中央部位上突出设置有第二连接接头 93。第二连接接头 93 的上端部 93a 朝盖 92 的上方突出。第二连接接头 93 的下端部 93b 突出设置在瓶主体 90 的内部。第二连接接头 93 的下端部 93b 的突出端部比第一连接接头 91 的下端部更向下侧延伸。

[0106] 对于瓶 89, 在液体回收时达到贮存液体的预定容量时(水满时)的液位 L1 如图 8 中虚线所示, 预先设定在第二连接接头 93 的下端部 93b 的突出端部的下侧位置。即, 图 8 中虚线所示的第二连接接头 93 的下端部 93b 的突出端部的下侧位置设定在瓶 89 能够贮存的最大液位 L1 的位置。

[0107] 另外, 对于本实施方式的瓶 89, 在如图 9 所示那样横向放倒的情况下, 在液体回收时达到贮存液体的预定容量时(水满时)的液位 L2 如图 9 中虚线所示, 也预先设定在第二连接接头 93 的下端部 93b 的突出端部的下侧位置。由此, 即使在瓶 89 横向放倒的情况下, 被回收到瓶 89 内的液体也不会泄漏。另外, 即使在将瓶 89 以上下颠倒的状态放倒的情况下, 被回收到瓶 89 内的液体也不会泄漏。

[0108] 瓶 89 收纳在球囊控制装置 1 的前面面板 69a 的瓶收纳凹部 85 中。如图 5 所示, 在壳 69 的瓶收纳凹部 85 中配设有上下一对的 C 字状的瓶夹(瓶保持部)94a、94b。C 字状瓶夹 94a、94b 的内径形成为与瓶 89 的外径大致相等。瓶 89 插入到 C 字状瓶夹 94a、94b 上。此处, 在瓶主体 90 的凸缘部 90a 抵接在上侧的 C 字状瓶夹 94a 的上端部的状态下, 瓶 89 可装卸地安装在上下一对的 C 字状瓶夹 94a、94b 上。由此, 在将瓶 89 向 C 字状瓶夹 94a、94b 进行安装时, 在瓶主体 90 的中心线沿铅直方向立设的状态下, 瓶 89 被上下的 C 字状瓶夹 94a、94b 保持为可绕中心线的轴方向转动。

[0109] 供排导管 28 具有: 与球囊 26 侧连接的医疗器械侧管路 28a; 和与球囊控制装置 1 的内部的送排气管路 33c 连接的压力源侧管路 28b。医疗器械侧管路 28a 的前端部与外套管 3 的送气接头 24 连接。医疗器械侧管路 28a 的基端部与瓶 89 的第一连接接头 91 连接。压力源侧管路 28b 的前端部与瓶 89 的第二连接接头 93 的上端部 93a 连接。压力源侧管路 28b 的基端部与球囊控制装置 1 的送排气口部 87 连接。并且, 瓶 89 的第二连接接头 93 和球囊控制装置 1 的送排气口部 87 之间的压力源侧管路 28b 由导管夹 88 保持。

[0110] 另外, 在本实施方式中, 为了将回收到瓶 89 内的液体的回收量控制在预定的容量内, 设置有用解除向瓶 89 内抽吸液体的抽吸动作的解除单元。该解除单元具有在经过了预先设定的预定时间(例如 20 秒)之后使泵 31 停止的单元、切断球囊控制装置 1 的内部的送排气管路 33c 的单元(第五夹紧阀 V5)以及向球囊控制装置 1 的内部的送排气管路 33c 的外部泄漏的单元(溢流阀 V6)中的至少一个。

[0111] 接着, 对上述结构的作用进行说明。作为本实施方式的医疗装置的球囊控制装置 1 与图 1 的内窥镜系统组合来使用。图 22 是用于说明球囊控制装置 1 的主要动作的流程图。当接通操作电源开关 65 时, 首先在最初的步骤 S1 中, 判断是否是暂停开关 71 和膨胀/收缩开关 70 同时被按压的开关同时按压状态。此处, 在判断为开关同时按压状态的情况下, 前进到检查模式(参照图 25)(步骤 S2)。在步骤 S1 中, 在没有判断为开关同时按压状态的情况下, 前进到下一步骤 S3, 膨胀显示灯 73 点亮。接着, 在下一步骤 S4 中, 膨胀/收缩 LED 点亮, 在步骤 S5 中, 进行压力传感器 35 的自动补偿。此处, 进行由温度等引起的零点偏移的自动校正。接着, 在下一步骤 S6 中, 开始进行向压力显示面板 75 的压力显示。此后, 依

次在步骤 S7 中,进行膨胀 / 收缩开关 70 的输入,在步骤 S8 中进行送气处理,在步骤 S9 中进行吸气处理。

[0112] 另外,在向体腔内插入内窥镜 2 时,预先如图 2 中的箭头所示那样,将内窥镜 2 的插入部 4 贯穿于外套管 3 中,将外套管 3 和内窥镜 2 的插入部 4 相互固定而一体化。此时,利用注射器等,从送水接头 23 经由液体供给路 25 向外套管 3 的管状部件 21 的内腔注入灭菌水,浸湿外套管 3 的插入部 4 的内表面。多余的灭菌水流出。

[0113] 接着,将内窥镜 2 的插入部 4 从外套管 3 的管状部件 21 的基端开口(内窥镜插入口)插入,使插入部 4 贯穿管状部件 21 的内腔。然后,使内窥镜 2 的弯曲部 6 从外套管 3 的前端突出,使外套管 3 的前端位于内窥镜 2 的弯曲部 6 跟前。此时确认外套管 3 的内窥镜插入口和内窥镜 2 的插入部 4 的位置。该位置成为能够将外套管 3 沿内窥镜 2 插入的极限基准。

[0114] 接着,经由供排导管 28 将外套管 3 的送气接头 24 和球囊控制装置 1 的送排气口部 87 之间连接起来。在该供排导管 28 上夹设有液体回收用的瓶 89。

[0115] 在该状态下,将外套管 3 和内窥镜 2 一体地向体腔内插入。在外套管 3 和内窥镜 2 到达体腔的弯曲部位跟前时,使内窥镜 2 相对于外套管 3 后退。

[0116] 接着,利用球囊控制装置 1 从送气接头 24 经由气体供排路 27 向球囊 26 供给气体,使球囊 26 膨胀以卡定在体壁内表面上。在该状态下使外套管 3 后退,倒拉于体壁上。由此,弯曲的体腔成为直线状。此后,使内窥镜 2 相对于外套管 3 前进,通过体腔的弯曲部位。

[0117] 在使内窥镜 2 前进到体腔的下一弯曲部位跟前时,利用球囊控制装置 1 从外套管 3 的球囊 26 排出气体。由此,使球囊 26 收缩以解除其与体壁内表面的卡定。接着,沿内窥镜 2 使外套管 3 前进到弯曲部位跟前,再次使球囊 26 膨胀以卡定于体壁内表面上。此处,直到外套管 3 插入到的部位为止,体腔被保持成容易插入的形状。下面,反复进行相同的操作,继续向复杂地弯曲的体腔深部插入内窥镜 2。根据需要,进行外套管 3 和内窥镜 2 的固定、固定解除。

[0118] 另外,在球囊控制装置 1 的送气处理(球囊膨胀)时,进行图 23 的流程图所示的动作。即,在球囊 26 膨胀时,进行下面的动作。

[0119] 1、按压操作面板 67 的膨胀 / 收缩开关 70 或者远程控制器 68 的膨胀 / 收缩开关 80。由此,开始向球囊 26 送气。在向球囊 26 送气时,在球囊控制装置 1 内的流体回路 33 中构成图 16 中虚线所示的送气时的流路 A。由此,进行向球囊 26 的送气。在该球囊 26 的膨胀中,膨胀显示灯 73、83 闪烁。

[0120] 2、当球囊 26 的压力达到送气时的上限设定压力 P_1 (例如, $P_1 = 5\text{kPa}$) 时,中止送气,保持球囊压力。此时,膨胀显示灯 73、83 点亮。

[0121] 另外,在球囊控制装置 1 的吸气处理(球囊收缩)时,进行图 24 的流程图所示的动作。即,在球囊 26 收缩时,进行下面的动作。

[0122] 1、在该球囊 26 收缩时,再一次按压操作面板 67 的膨胀 / 收缩开关 70 或者远程控制器 68 的膨胀 / 收缩开关 80。由此,开始从球囊 26 吸气。此时,在球囊控制装置 1 内的流体回路 33 中构成图 17 中虚线所示的抽吸时的流路 B。由此,进行从球囊 26 的吸气。在该球囊 26 收缩中,收缩显示灯 74、84 闪烁。

[0123] 2、当球囊 26 的压力达到吸气时的下限设定压力 P_3 (例如, $P_3 = -6\text{kPa}$) 以下时,中

止吸气,保持球囊压力。此时,收缩显示灯 74、84 点亮。

[0124] 在膨胀或者收缩途中,在想保持球囊 26 的状态时,按压操作面板 67 的暂停开关 71 或者远程控制器 68 的暂停开关 81。在该管路保持时,构成图 18 所示的流路 C。在暂停中,暂停显示灯 76 点亮。在重新进行膨胀或者收缩的情况下,再一次按压暂停开关 71 或者 81。

[0125] 另外,在球囊 26 膨胀中,如果按压膨胀 / 收缩开关 70、80,则球囊 26 收缩。另外,在球囊 26 收缩中,如果按压膨胀 / 收缩开关 70、80,则球囊 26 膨胀。

[0126] 另外,在开始球囊 26 的膨胀之后进行 20 秒以上的送气的情况下,进行下面的动作。即,在按压膨胀 / 收缩开关 70、80,球囊 26 的膨胀开始之后,送气的累计时间到了 20 秒时,警报间歇地连续响起,保持球囊 26 的状态。而且警告显示灯 72、82 闪烁。另外,在球囊 26 膨胀中暂停的情况下,以再次开始膨胀时为起点重新计测时间。

[0127] 另外,在开始球囊 26 的收缩之后、球囊 26 的压力未达到下限设定压力 P_3 (例如, $P_3 = -6\text{kPa}$) 以下的状态持续了 20 秒以上的情况下进行下面的动作。即,在按压膨胀 / 收缩开关 70、80,开始球囊 26 的收缩之后,球囊 26 的压力未达到 P_3 以下的状态持续了 20 秒以上时,警报声间歇地响起,保持球囊 26 的状态。另外,在球囊 26 收缩中暂停的情况下,以再次开始收缩时为起点重新计测时间。

[0128] 另外,在球囊控制装置 1 的动作中,当球囊控制装置 1 的内部的送排气管路 33c 的压力为 P_2 (例如, $P_2 = 8\text{kPa}$) 以上时,响起连续的警报。另外,在该状态持续 5 秒的情况下,判断为发生了异常,警报声变得断续,使球囊管路开放。在该外部开放 (电源断开) 时,构成图 19 所示的流路 D。

[0129] 另外,在球囊控制装置 1 的抽吸动作中,在球囊 26 破裂、体液倒流回供排导管 28 内的情况下,体液被回收到液体回收用的瓶 89 内。此时,在经过预先设定的预定时间 (例如 20 秒) 之后,通过解除单元使泵 31 停止,解除向瓶 89 内抽吸液体的抽吸动作。由此,将回收到瓶 89 内的液体的回收量控制在预定容量内。

[0130] 因此,上述结构的装置具有下面的效果。即,在本实施方式中,在球囊控制装置 1 的抽吸动作中,在球囊 26 破裂、体液倒流回供排导管 28 内的情况下,在经过预先设定的预定时间 (例如 20 秒) 之后,通过解除单元使泵 31 停止,解除向瓶 89 内抽吸液体的抽吸动作。由此,将回收到瓶 89 内的液体的回收量控制在预定容量内。因此,即使在体液倒流回供排导管 28 内的情况下,体液也不会从瓶 89 内溢出,能够适当地将液体回收到瓶 89 内。另外,在本实施方式中,由于不需要在抽吸瓶附近特别地设置液位传感器等的检测单元,所以能够抑制制造成本的上升。

[0131] 另外,在本实施方式中,当将瓶 89 安装在 C 字状的瓶夹 94a、94b 上时,在瓶主体 90 的中心线沿铅直方向立设的状态下,瓶 89 由上下的 C 字状瓶夹 94a、94b 保持为可以绕中心线的轴方向转动。由此,如图 10 所示,在使用中,安装在 C 字状瓶夹 94a、94b 上的瓶 89 能够绕中心线的轴方向转动,以可以自由地改变瓶 89 的第一连接接头 91 的朝向,因此具有不会妨碍医疗器械侧管路 28a 的效果。

[0132] 另外,在本实施方式中,在球囊控制装置 1 的流体回路 33 内至少设置有使泵 31 的排出压力作用在瓶 89 侧的送气流路 A 和使泵 31 的抽吸压力作用于瓶 89 侧的抽吸流路 B。并且,根据来自操作面板 67 的膨胀 / 收缩开关 70 或者远程控制器 68 的膨胀 / 收缩开关 80 的指示,利用控制部 32 来切换送气流路 A 和抽吸流路 B,由此,能够在送气时和抽吸时共用

一个泵 31。因此,可以减少组装在球囊控制装置 1 的流体回路 33 内的泵 31 的数目,能够实现成本降低。

[0133] 另外,在本实施方式中,由于根据来自操作面板 67 的膨胀 / 收缩开关 70 或者远程控制器 68 的膨胀 / 收缩开关 80 的指示使泵 31 动作,所以能够仅在必要时使泵 31 动作。因此,能够抑制泵 31 的动作,能够实现电力消耗的削减和静音化。

[0134] 另外,在本实施方式中,利用夹紧阀的开闭控制能够调节送气或吸气时的空气流量。送气时使用送气管路 33b 的第三夹紧阀 V3 和分支管路 33d 上的第一夹紧阀 V1 中的一个或者使用两者。吸气时使用吸气管路 33a 的第二夹紧阀 V2 和分支管路 33e 上的第四夹紧阀 V4 中的一个或者使用两者。即,如图 14(A) 所示,通过使各夹紧阀的打开时间 T_o 与关闭时间 T_c 的比率变化,从而如图 14(B) 所示能够调节空气流量。由此,不用添加专门的部件就能够进行向球囊 26 送气时的流量调节。

[0135] 另外,对于本实施方式的第一~第五夹紧阀 V1 ~ V5,作为在电源断开时保持在关闭状态的第二导管 38 安装有虚拟导管。因此,在长时间不使用装置的情况下,在电源断开时,关闭状态的虚拟导管有可能粘上。由此,即使在长时间不使用装置的情况下,也能够防止实际使用的第一导管 37 的“粘连”现象。

[0136] 另外,在本实施方式中,在与送排气管路 33c 连接的分支管路 33f 上夹设有第五夹紧阀 V5。该第五夹紧阀 V5 设定为在管压由于管路开放专用阀 CPU(软件)而处于例如 P_2 (例如, $P_2 = 8\text{kPa}$) 左右的管压异常状态时开放。因此,由于在送排气管路 33c 的管压异常时能够通过该第五夹紧阀 V5 使送排气管路 33c 开放,所以能够避免管压异常,能够实现球囊控制装置 1 的安全性的提高。

[0137] 另外,在本实施方式中,在与送排气管路 33c 连接的分支管路 33g 上不接受电子控制,而夹设有借助于管压的力来开放的溢流阀 V6。调节为该溢流阀 V6 的开放压力 P_4 (例如, $P_4 = 10\text{kPa}$)。因此,由于能够避免送排气管路 33c 的管压上升到 P_4 以上的管压异常,所以能够实现球囊控制装置 1 的安全性的进一步提高。

[0138] 另外,与第五夹紧阀 V5 连通的分支管路 33f 和与溢流阀 V6 连通的分支管路 33g 与构成其他流体回路的管路相比,位于靠近供排气导管 28 的位置。由此,即使如上所述在其他流体回路中发生异常的情况下,包括球囊 26 的管路也能够开放。

[0139] 另外,在本实施方式中,在操作面板 67 上,在压力显示面板 75 上设有压力显示功能,并且利用警告显示灯 72 设置警告显示功能。由此,能够防止向球囊 26 送气时的过送气,能够实现安全性的进一步提高。

[0140] 另外,由于与球囊控制装置 1 的操作面板 67 相同功能的远程控制器 68 与球囊控制装置 1 连接,所以能够根据需要分别使用操作面板 67 和远程控制器 68。因此,能够使球囊控制装置 1 的操作性提高。另外,在远程控制器 68 发生故障时也能够利用球囊控制装置 1 的操作面板 67 来操作球囊控制装置 1。

[0141] 另外,在本实施方式中,示出了利用操作面板 67 和远程控制器 68 来控制球囊控制装置 1 的结构,但是也可以如图 1 所示,构成为进一步在球囊控制装置 1 上连接脚踏开关 100,能够利用该脚踏开关 100 来控制球囊控制装置 1。另外,在本实施方式中,示出了在操作操作面板 67 的膨胀 / 收缩开关 70 和远程控制器 68 的膨胀 / 收缩开关 80 时泵 31 被连续驱动的结构,但也可以追加模式切换开关,能够仅在利用该模式切换开关实际按压操作

面板 67 的膨胀 / 收缩开关 70 和远程控制器 68 的膨胀 / 收缩开关 80 的时间对泵 31 进行驱动。

[0142] 另外,图 27 表示本发明的第二实施方式。本实施方式将第一实施方式(参照图 1 至图 26)的远程控制器 68 的结构进行了如下变更。

[0143] 即,本实施方式的远程控制器 101 具有膨胀 / 收缩开关 102、暂停开关 103、膨胀显示灯 104、收缩显示灯 105、警告显示灯 106 和压力显示面板 107。

[0144] 因此,在本实施方式中,通过目视确认远程控制器 101 的压力显示面板 107,能够确认球囊控制装置 1 的送排气管路 33c 的压力状态。因此,即使不特别地目视确认固定在球囊控制装置 1 的前面面板 69a 上的操作面板 67 的压力显示面板 75,也能够确认球囊控制装置 1 的送排气管路 33c 的压力状态,所以能够提高球囊控制装置 1 的使用便利性。

[0145] 另外,图 28 和图 29(A)、(B) 表示本发明的第三实施方式。本实施方式对第一实施方式(参照图 1 至图 26)的安装在瓶收纳凹部 85 中的瓶夹 94a、94b 的结构进行了如下变更。

[0146] 即,本实施方式的瓶夹 111 具有在上部配置的环状的上部臂 112、在下部配置的大致半球状的瓶支承部 113 和沿铅直方向立设的平板状的连接臂 114。连接臂 114 的上端部与上部臂 112 的一端部连接。连接臂 114 的下端部与瓶支承部 113 的一端部连接。在瓶支承部 113 的前端部形成有切口部 113a。由此,在将瓶 89 安装到瓶夹 111 上时,在瓶主体 90 的中心线沿铅直方向立设的状态下,瓶 89 由上部臂 112 和瓶支承部 113 保持为可绕中心线的轴方向转动。因此,在使用时,安装在瓶夹 111 上的瓶 89 能够绕中心线的轴方向转动,从而可以自由地改变瓶 89 的第一连接接头 91 的朝向,所以具有不会妨碍医疗器械侧管路 28a 的效果。

[0147] 另外,瓶 89 的第一连接接头 91 配置在上部臂 112 和瓶支承部 113 之间。由此,即使在瓶 89 被向上侧牵拉的情况下,由于瓶 89 的第一连接接头 91 勾挂在上部臂 112 上,从而也能够防止瓶 89 从瓶夹 111 脱出。另外,作为球囊控制装置 1 设置了一个泵,但是为了使球囊膨胀 / 收缩,也可以各设置一个泵。在该情况下,除在抽吸用的泵上设置瓶 89 之外,也可以在与送气用的泵连接的管路中设置瓶 89。

[0148] 另外,本发明不限于上述实施方式。例如,在上述实施方式中,示出了将本发明应用于球囊控制装置 1 的情况,但是也可以将本发明应用于除球囊 26 以外的医疗器械、例如与内窥镜的抽吸管路连接的抽吸装置。另外,除此之外,当然可以在不脱离本发明的主旨的范围内实施各种变形。

[0149] 下面,如下附记本申请的其他的特征的技术事项。

[0150] (附记项 1) 一种医疗装置,其特征在于,该医疗装置具有:用于插入体腔内的医疗器械;为了经由上述医疗器械进行抽吸而产生压力差的压力源;与上述压力源连通,在上述医疗器械上具有开口端的管路;控制部,该控制部按照来自指示单元的指示,根据上述压力源所产生的压力差来控制经由上述管路的抽吸;具有预定容量的贮存单元,该贮存单元与上述管路连通,并伴随基于上述控制部的控制的抽吸动作,回收在上述管路内移动的液体;以及解除单元,该解除单元对连续的抽吸进行解除,以便将液体的回收量控制在上述预定的容量内。

[0151] (附记项 2) 根据附记项 1 所述的医疗装置,其特征在于,在上述医疗器械中具有用

于插入体腔内的插入部,在上述插入部中具有根据上述压力差进行膨胀收缩的球囊,上述管路将上述压力源和上述球囊连通起来。

[0152] (附记项 3) 根据附记项 1 所述的医疗装置,其特征在于,上述解除单元在经过预先设定的预定时间后,防止上述压力源的停止、上述管路的切断或者向上述管路外部的泄漏。

[0153] (附记项 4) 根据附记项 1 所述的医疗装置,其特征在于,上述贮存单元是流体回收用的瓶,上述瓶可以与上述管路的移动对应地转动。

[0154] (附记项 5) 根据附记项 1 所述的医疗装置,其特征在于,相对于在上述预定时间内回收到的液体的液位,在隔开预定距离的位置上配置有所连接的管路的端面。

[0155] 产业上的可利用性

[0156] 本发明在对安装在例如用于辅助内窥镜向体腔内的插入的插入器具等医疗器械上的球囊供排空气,并内置有在使球囊膨胀、收缩时使用的压力源的医疗装置的领域以及制造、使用该医疗装置的技术领域有效。

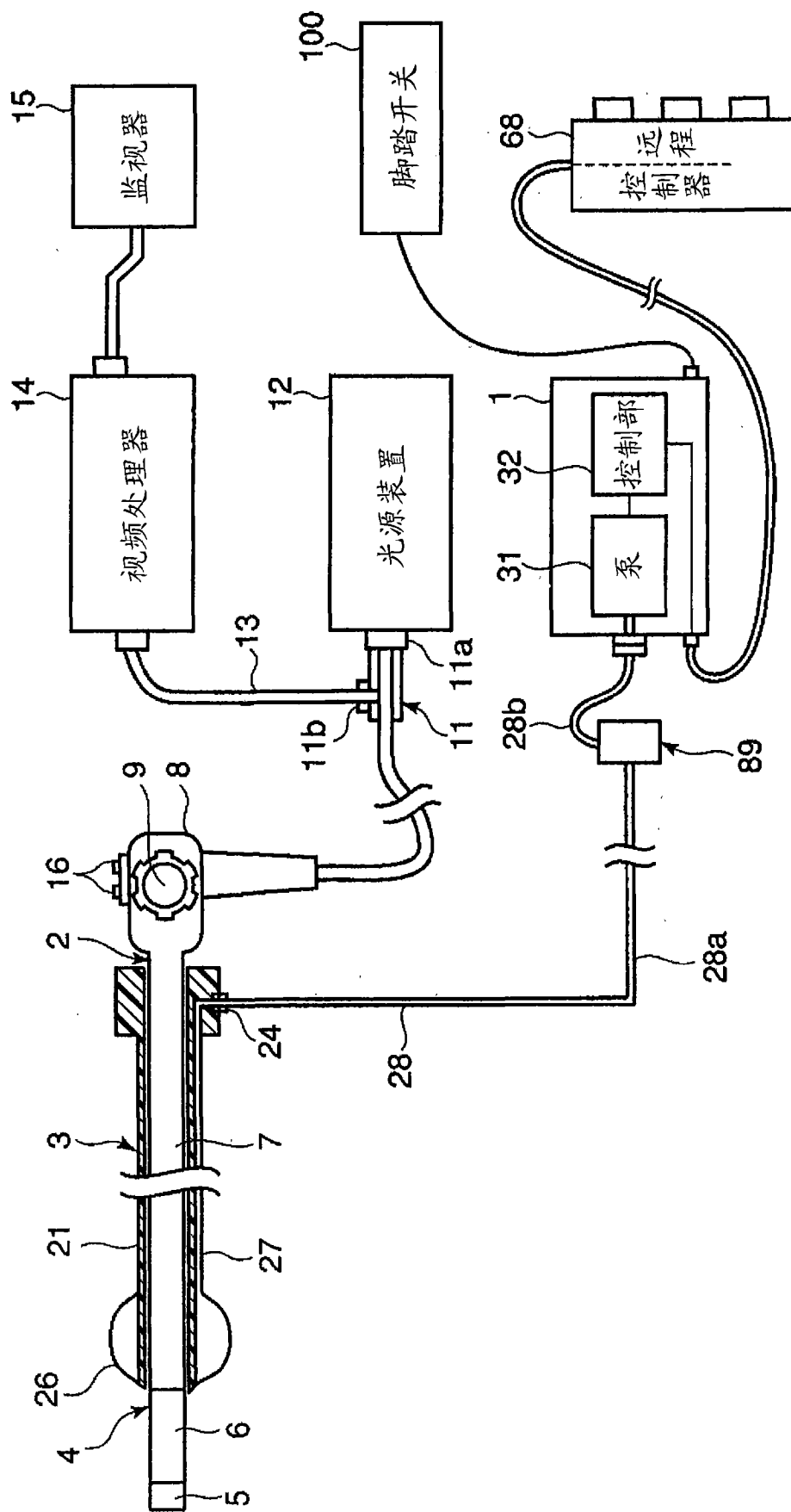


图 1

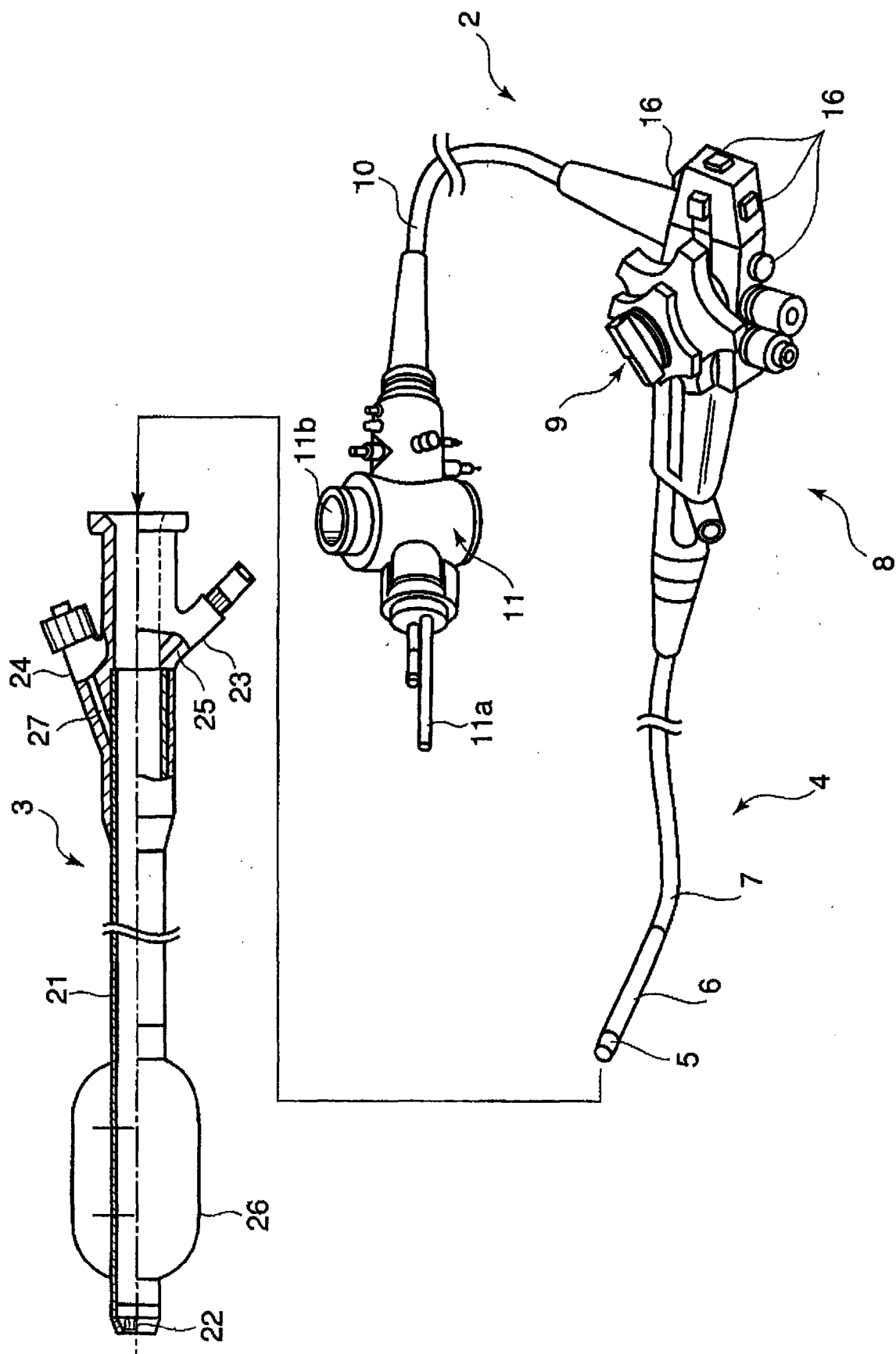


图 2

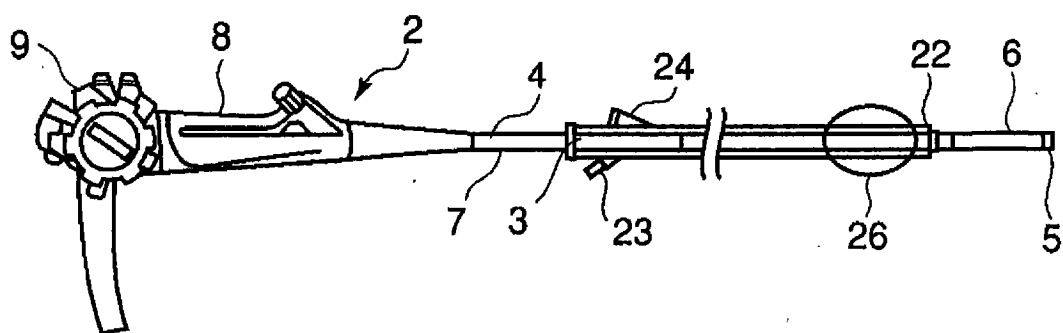


图 3

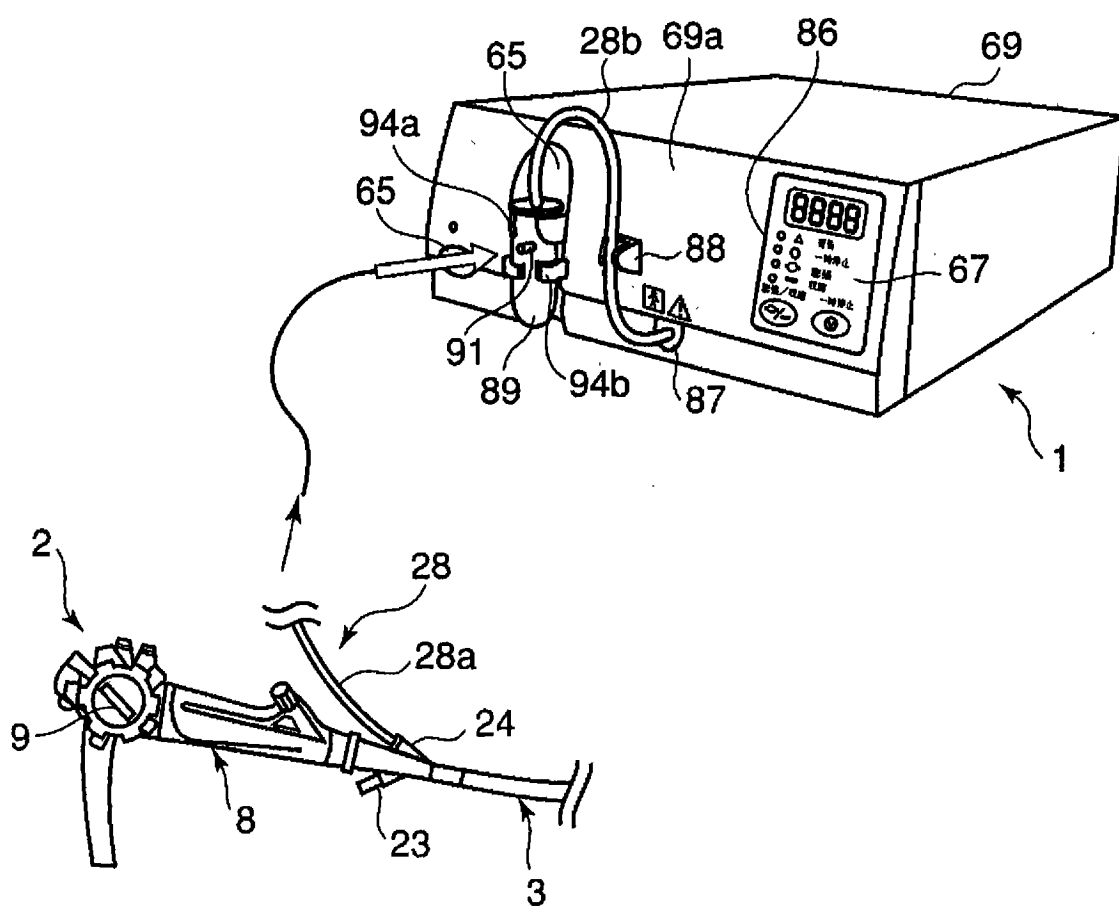


图 4

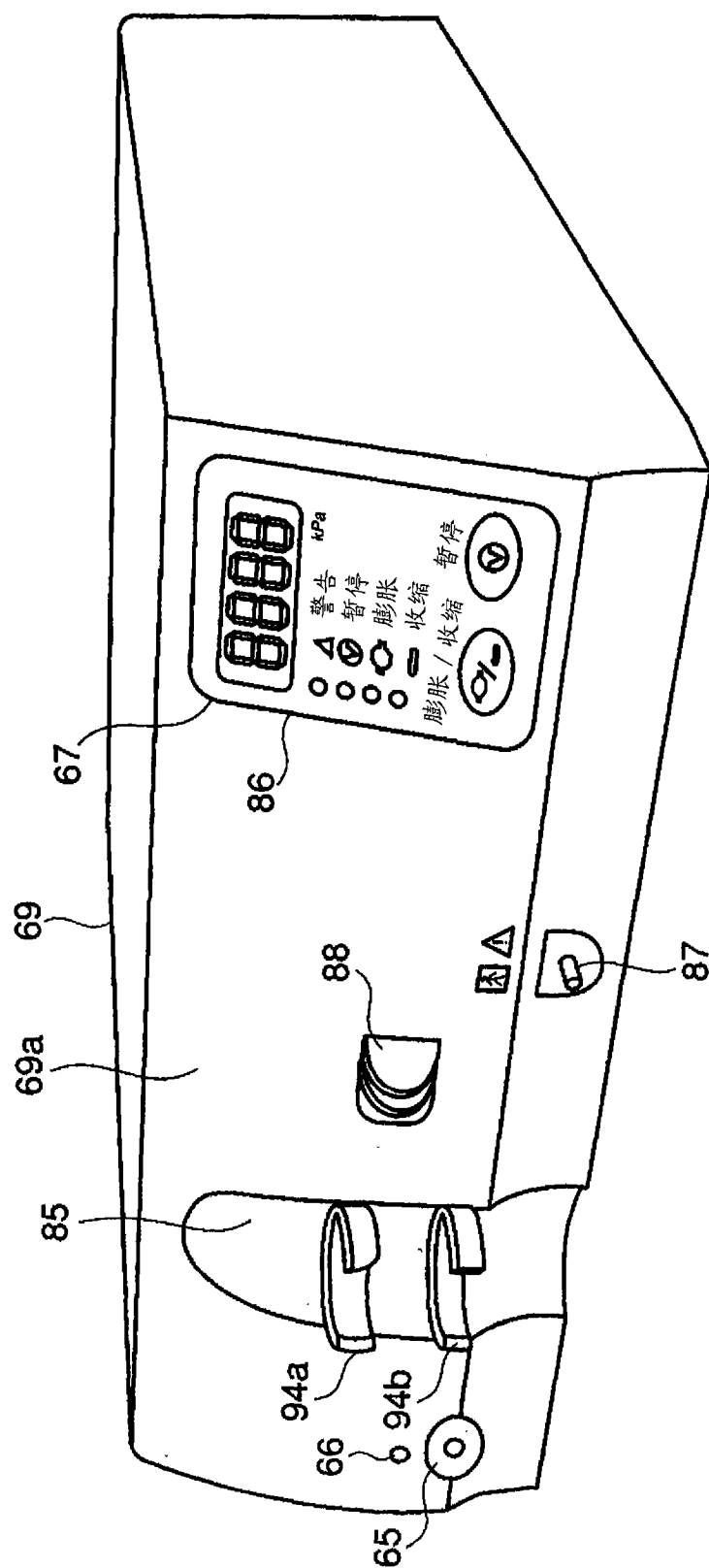
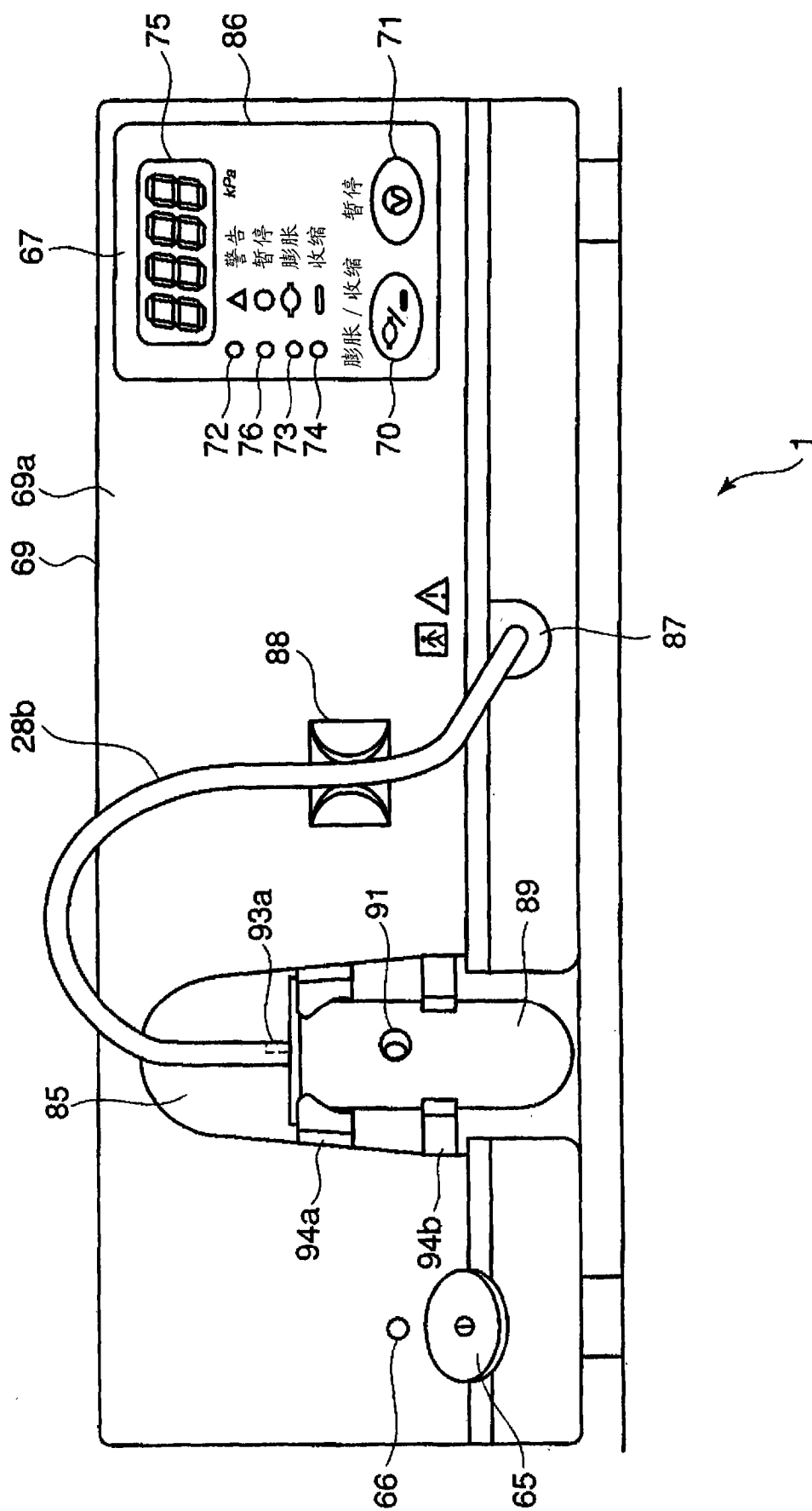


图 5



文 6

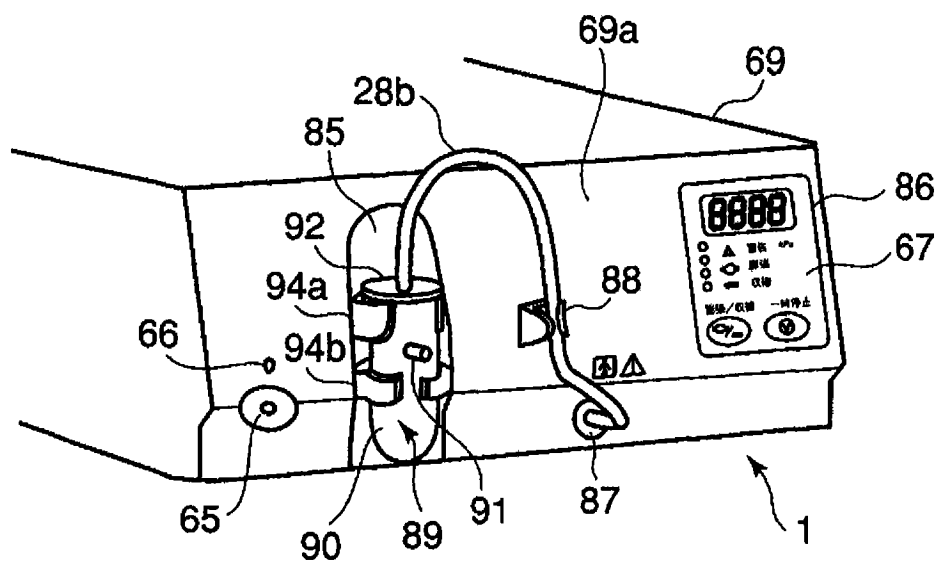


图 7

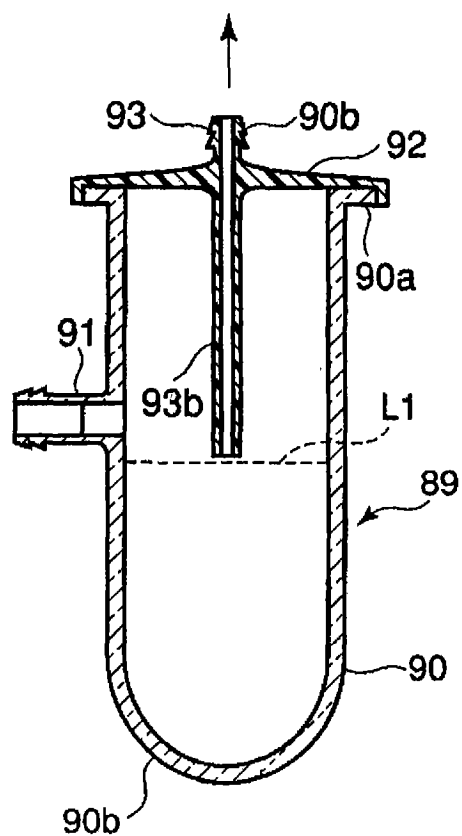


图 8

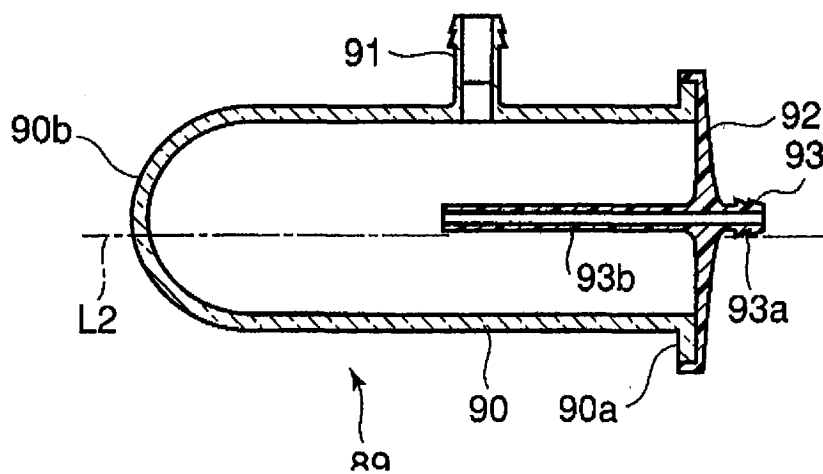


图 9

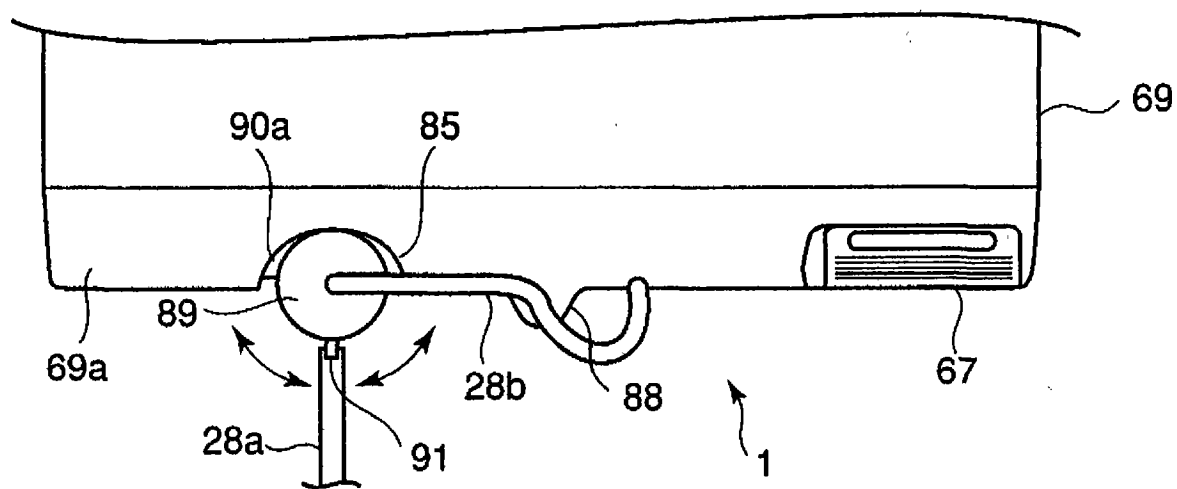


图 10

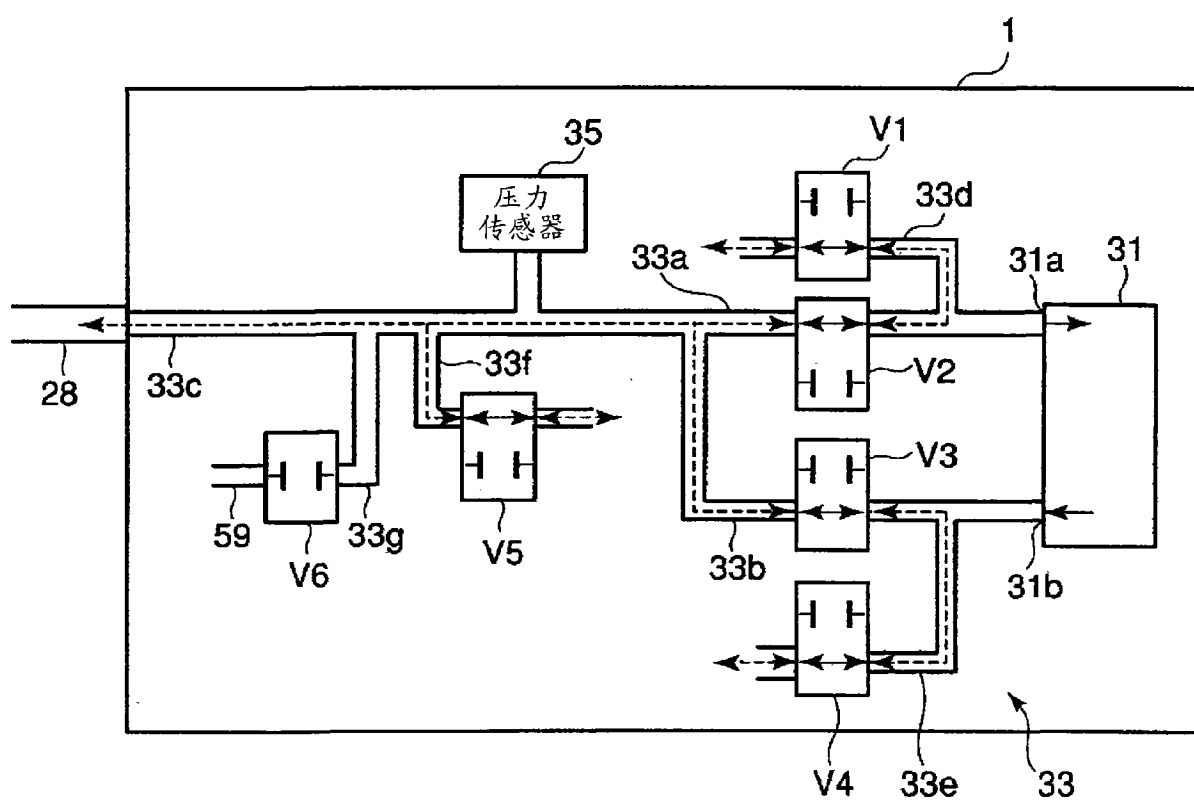


图 11

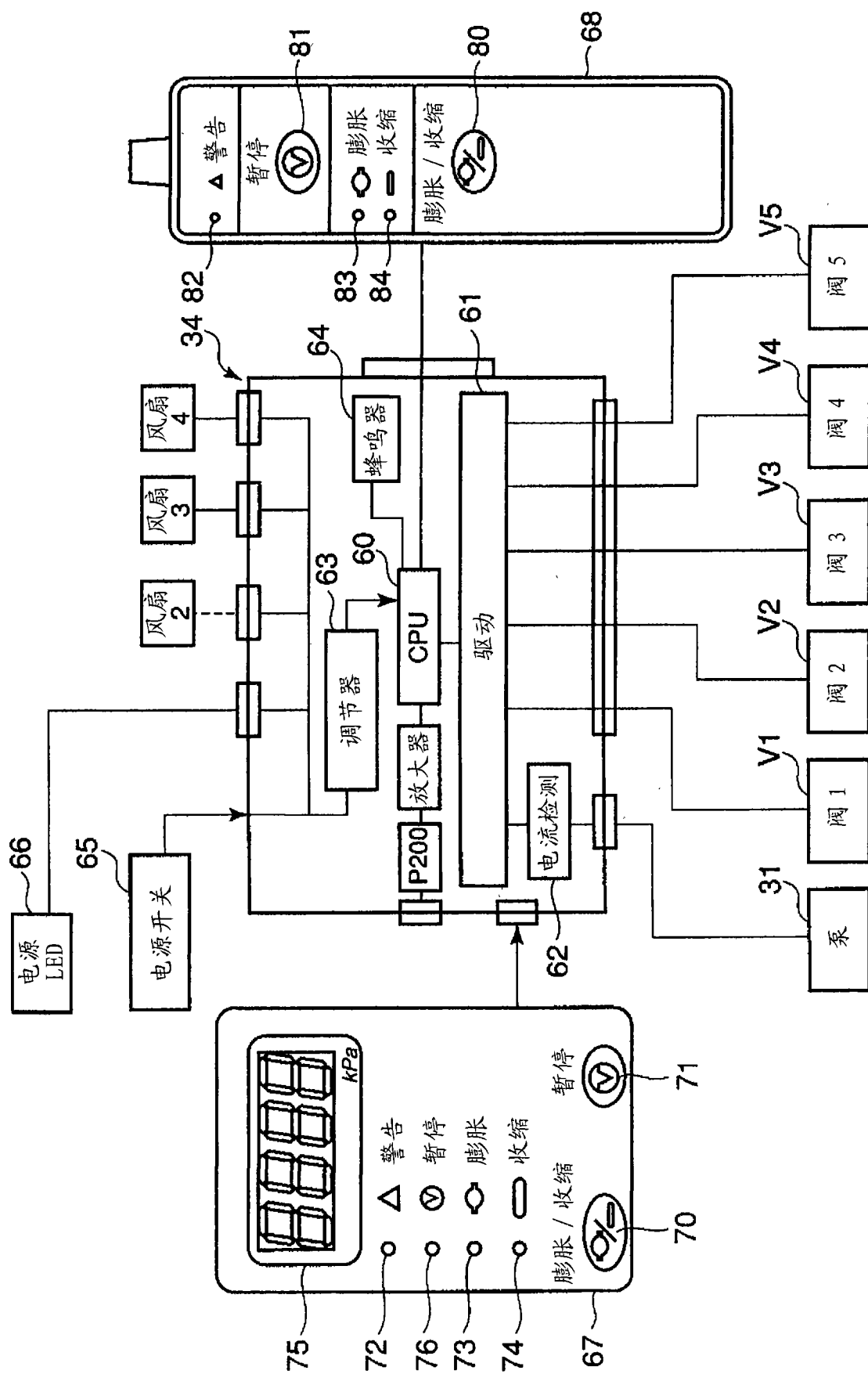


图 12

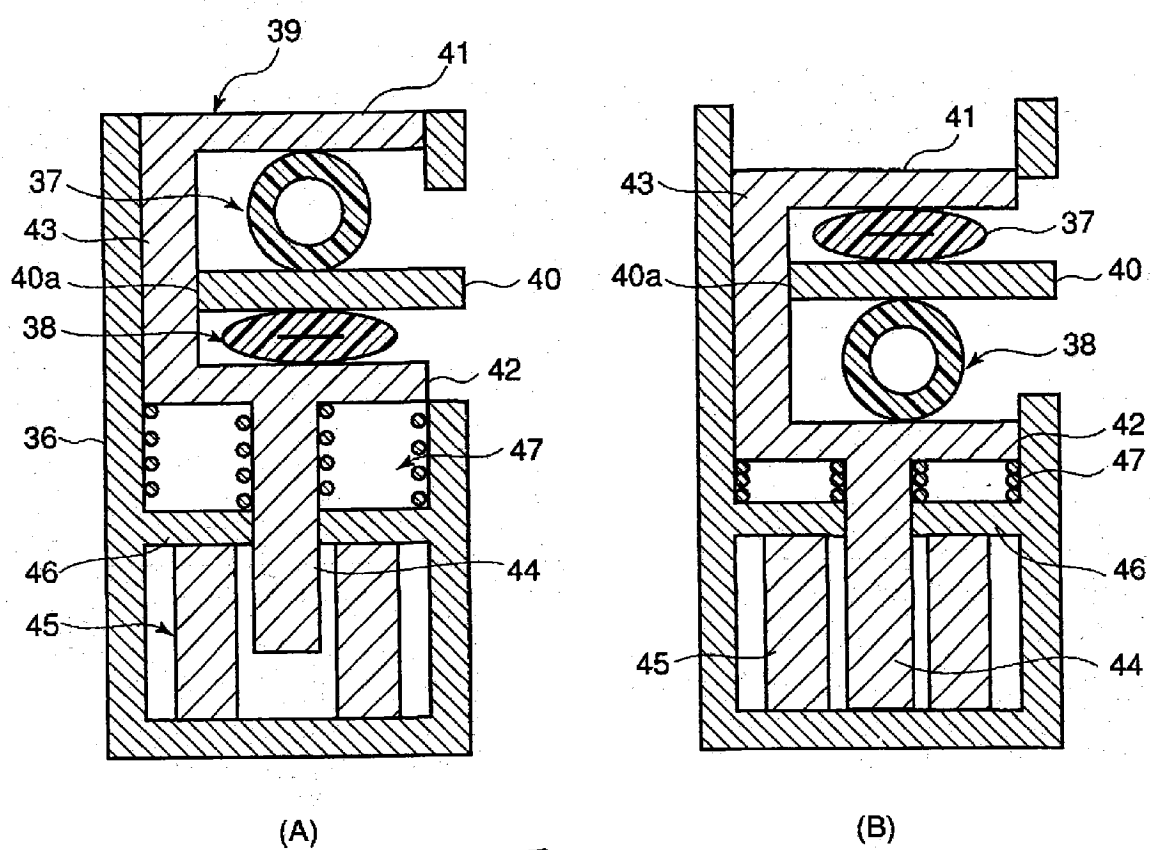


图 13

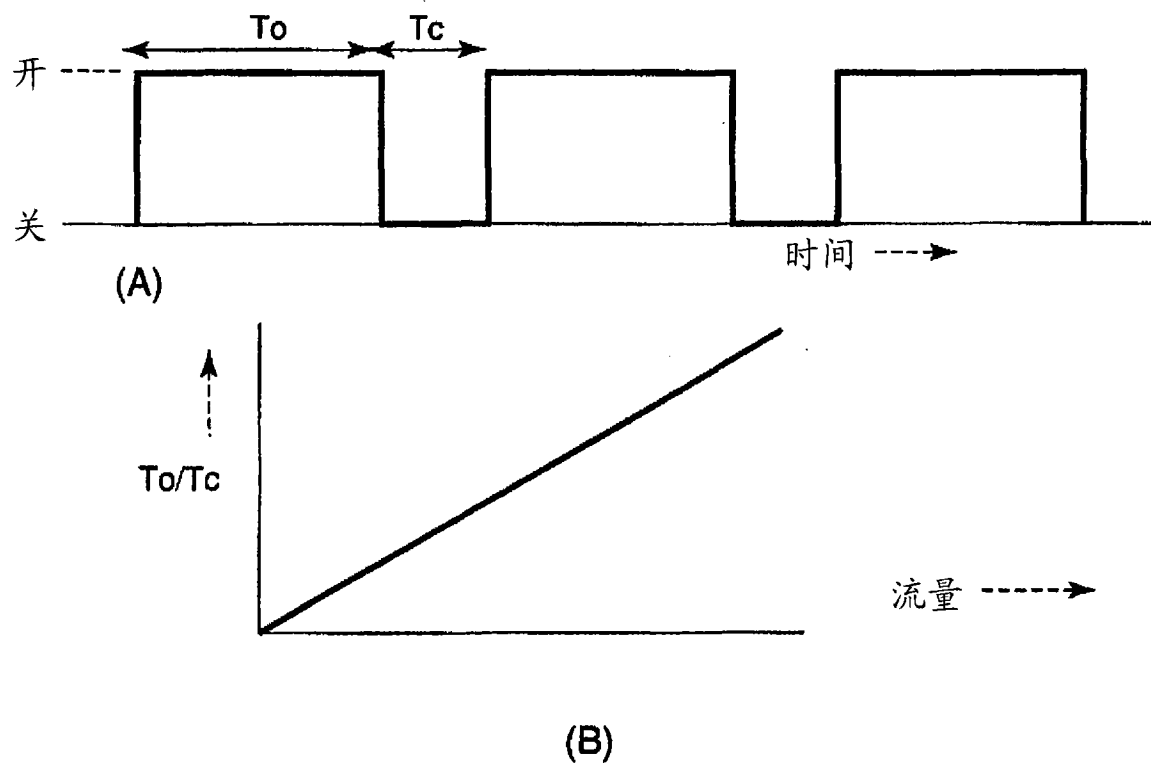


图 14

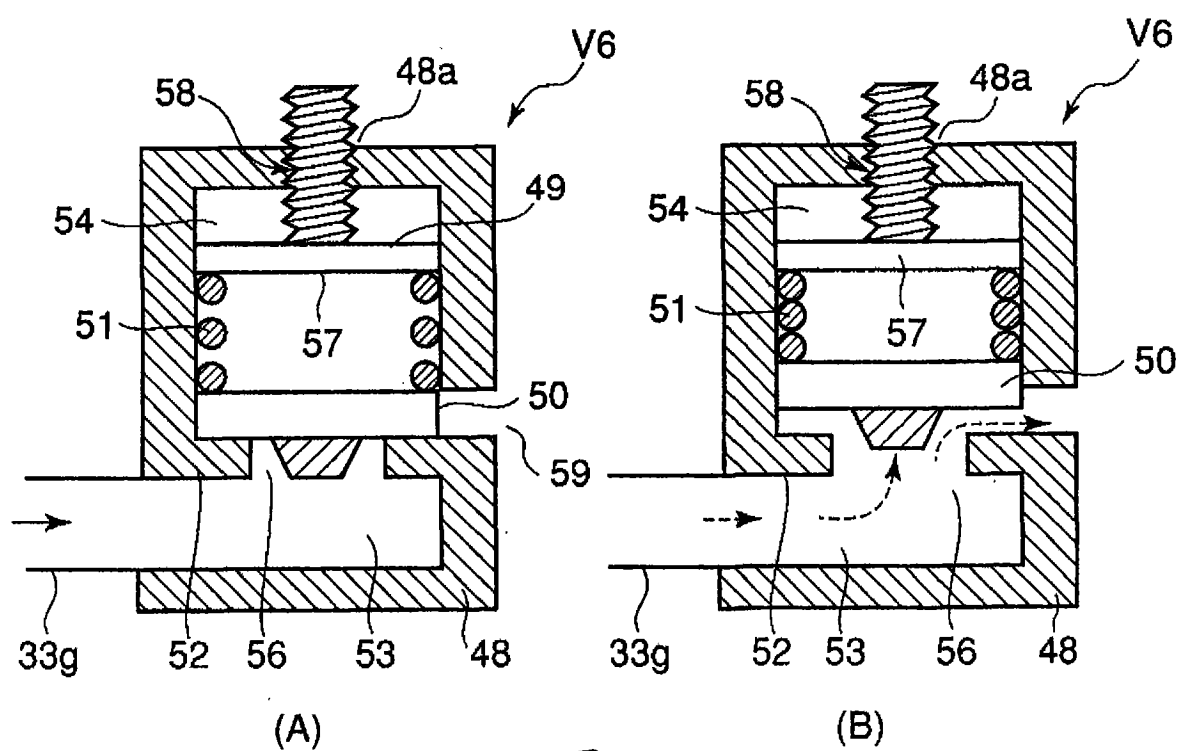


图 15

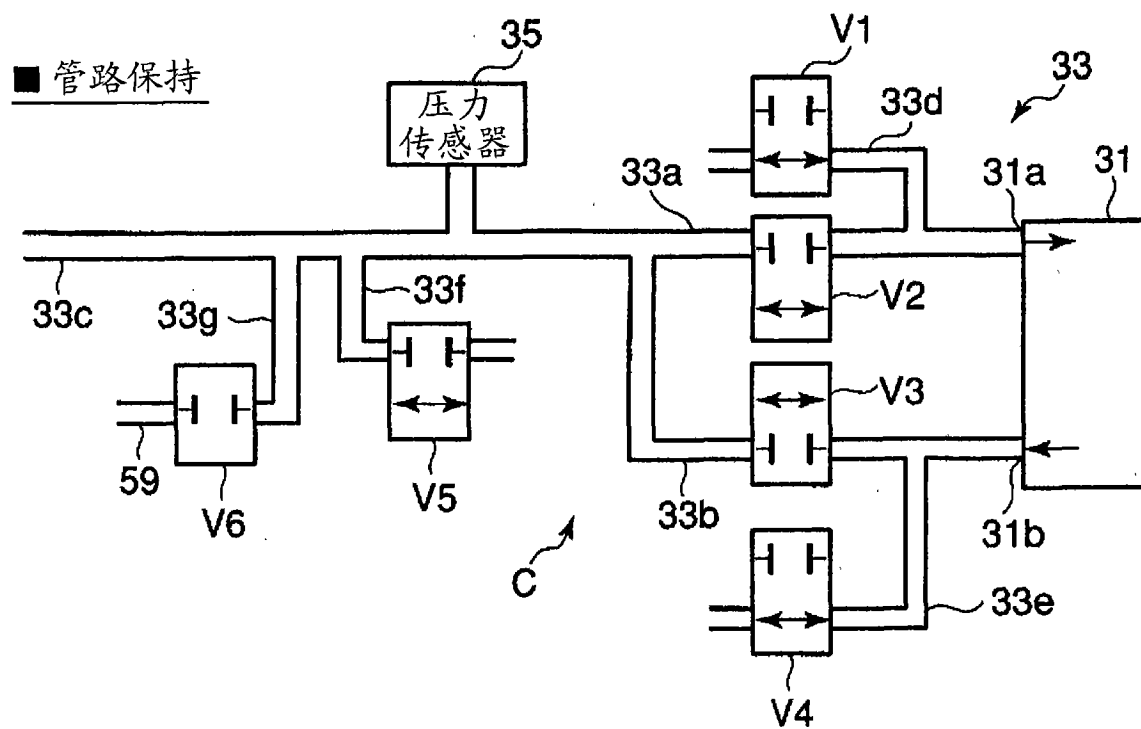


图 18

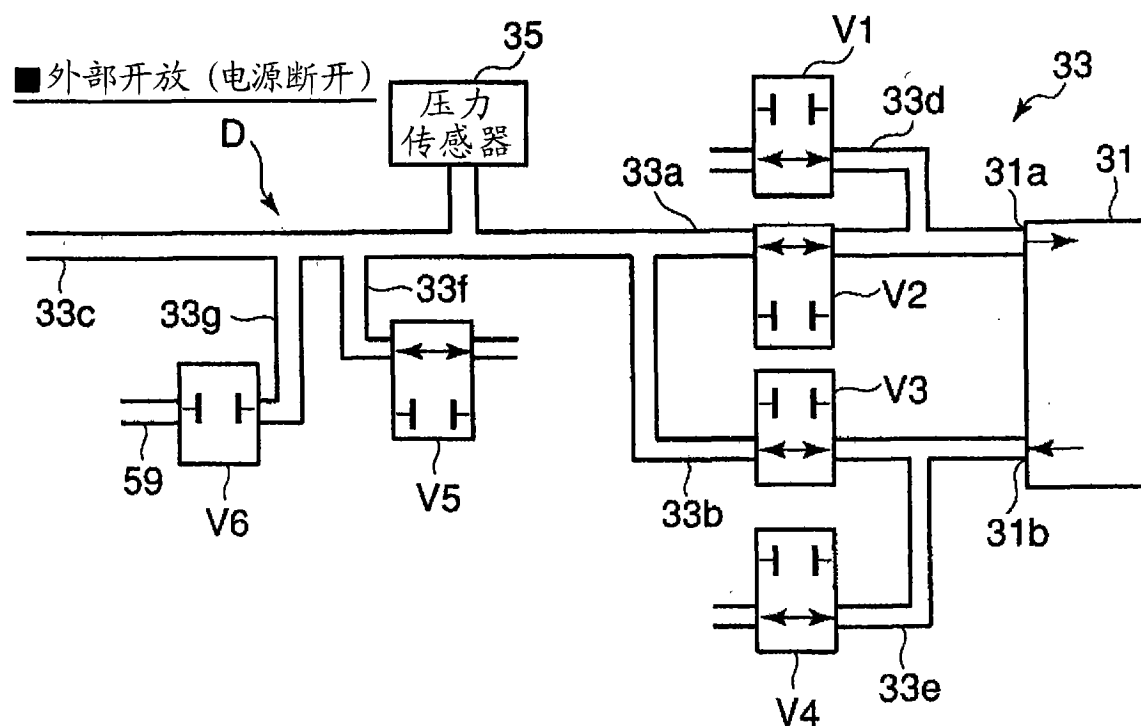


图 19

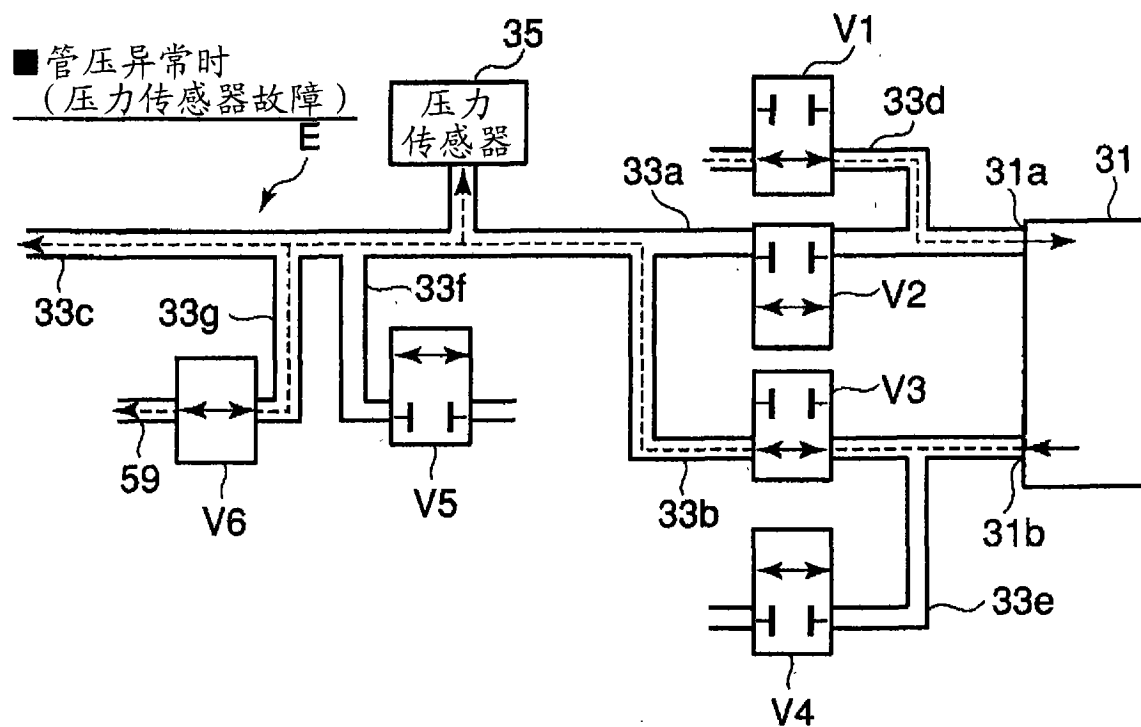


图 20

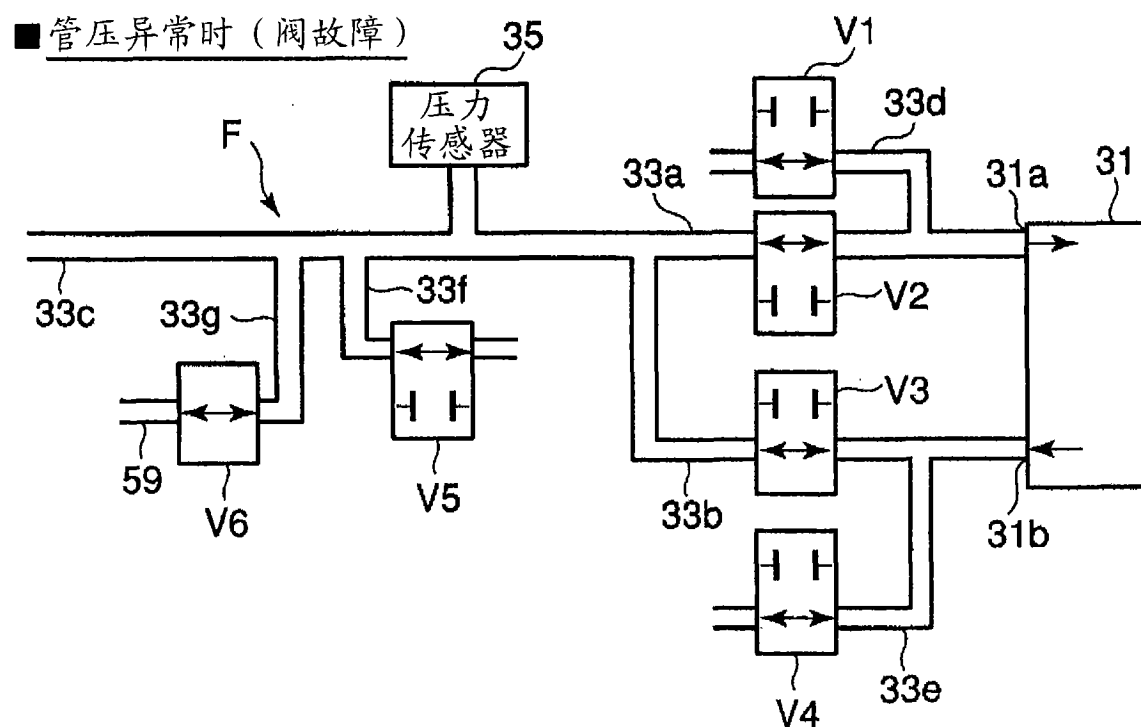


图 21

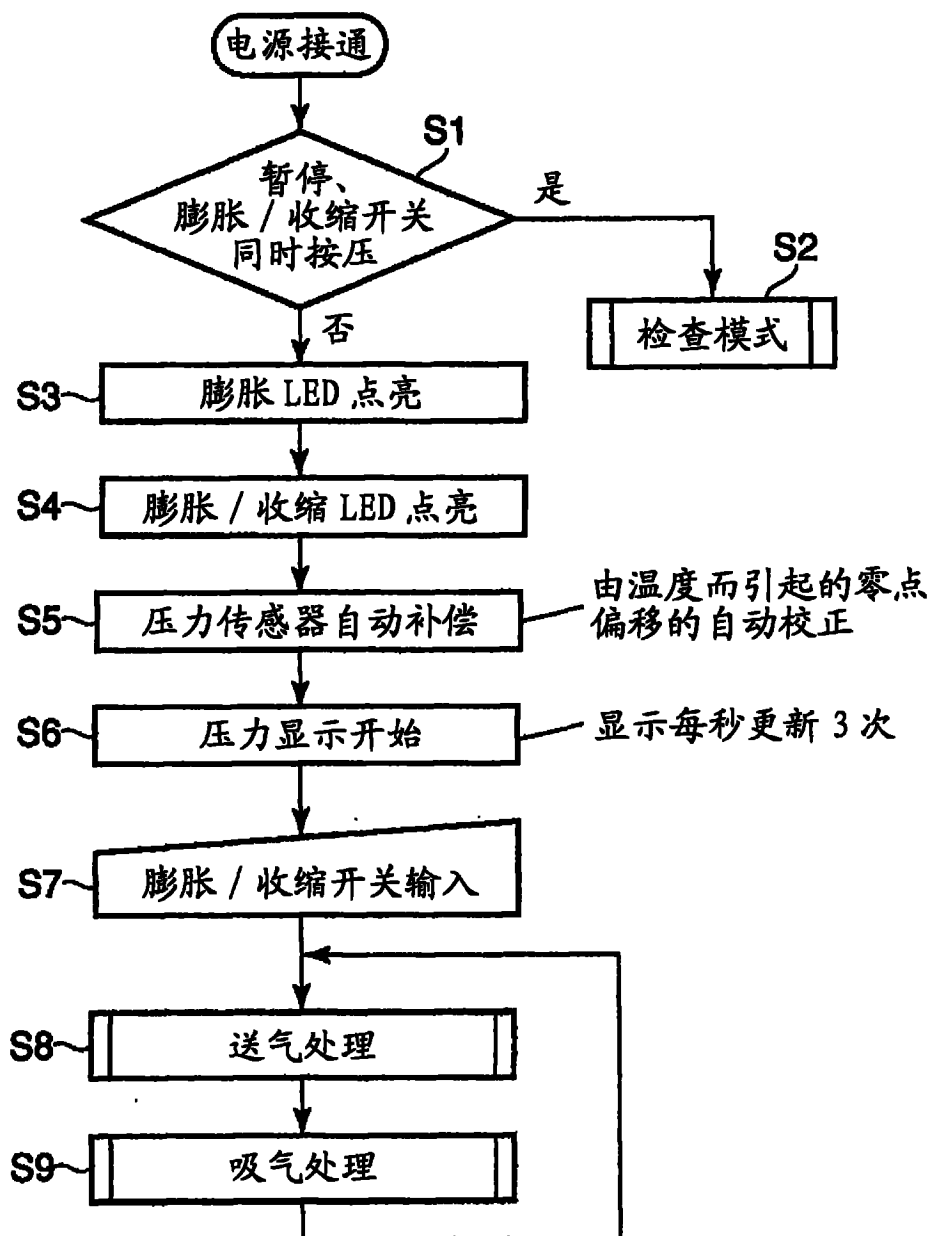
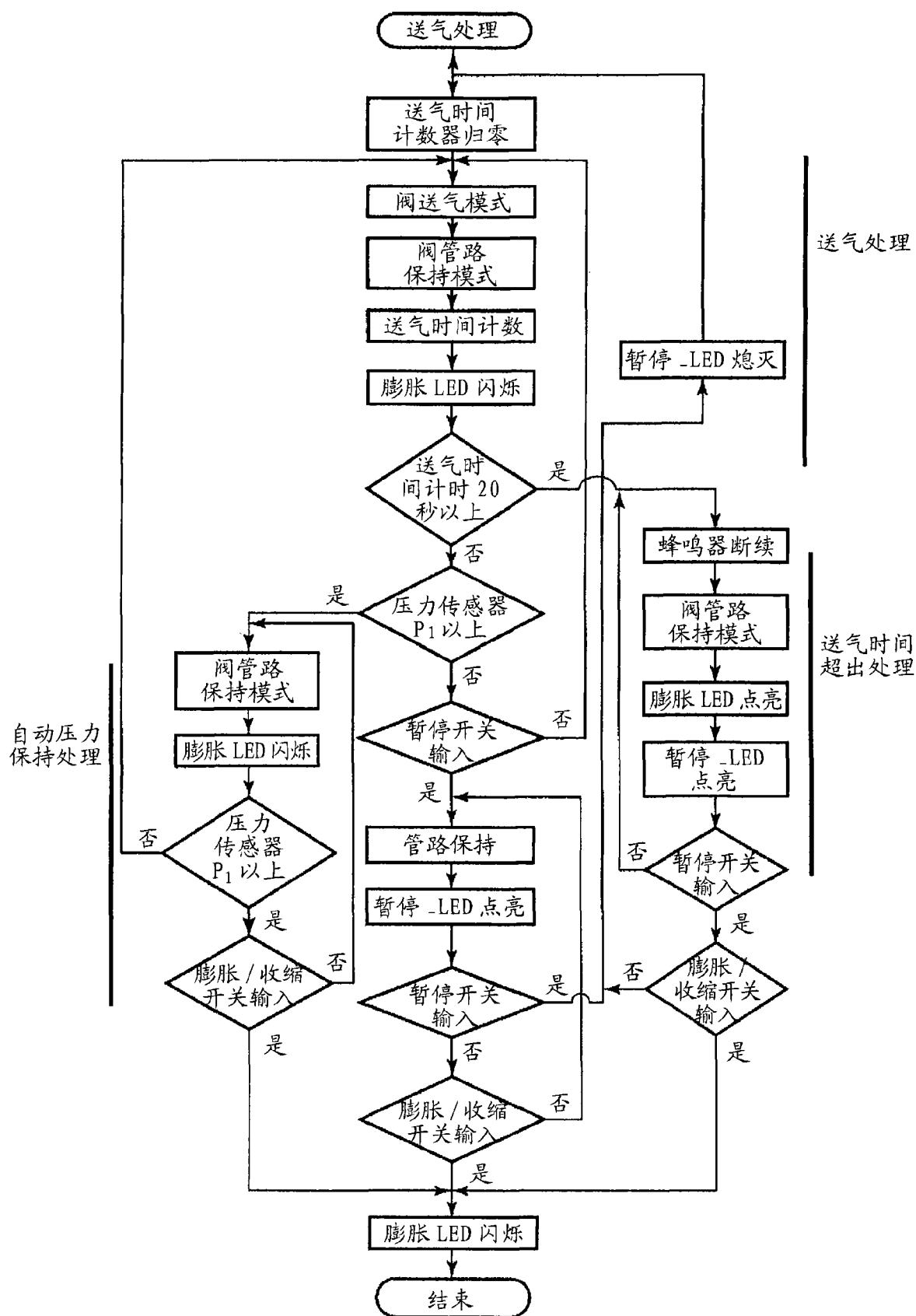
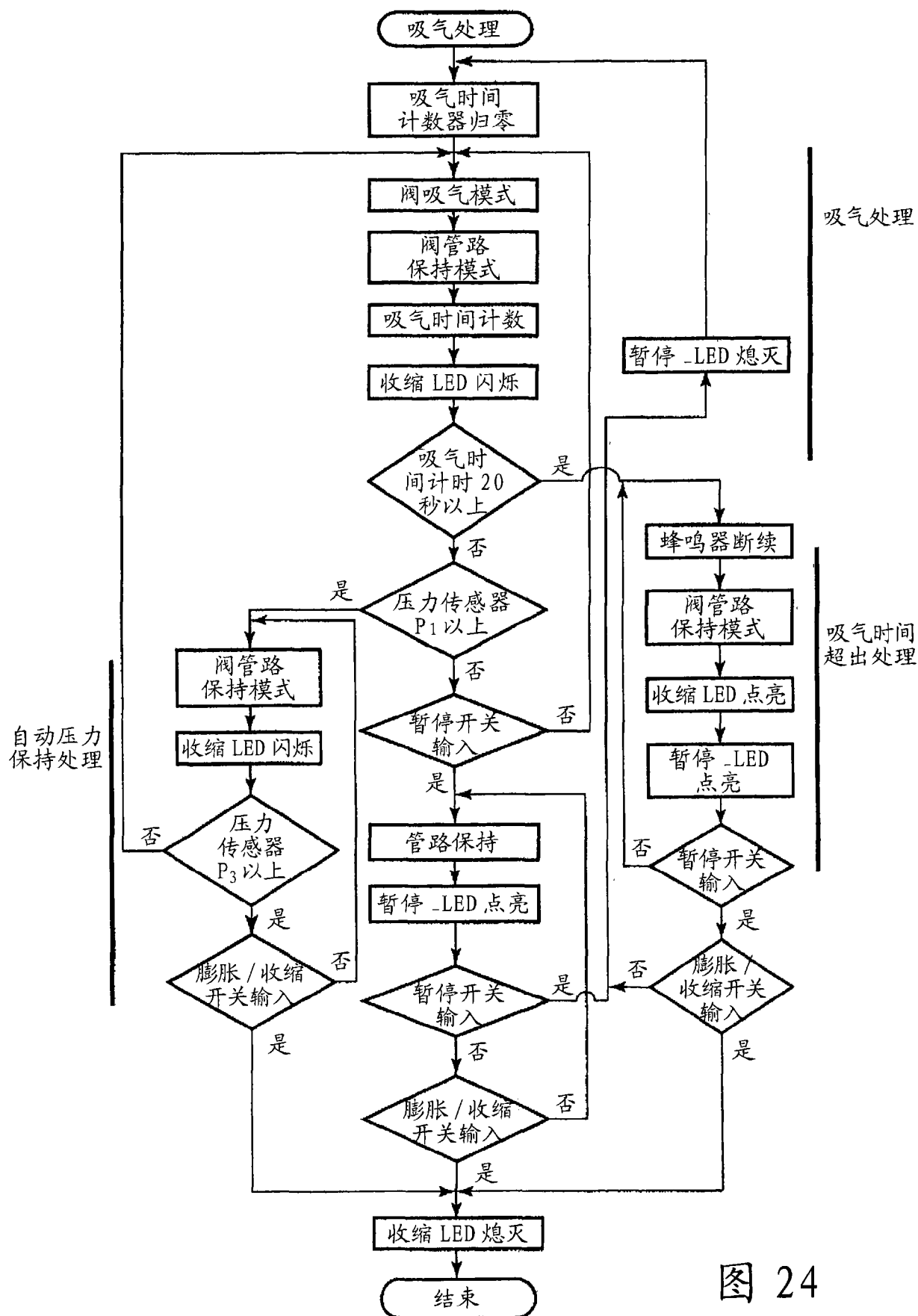


图 22





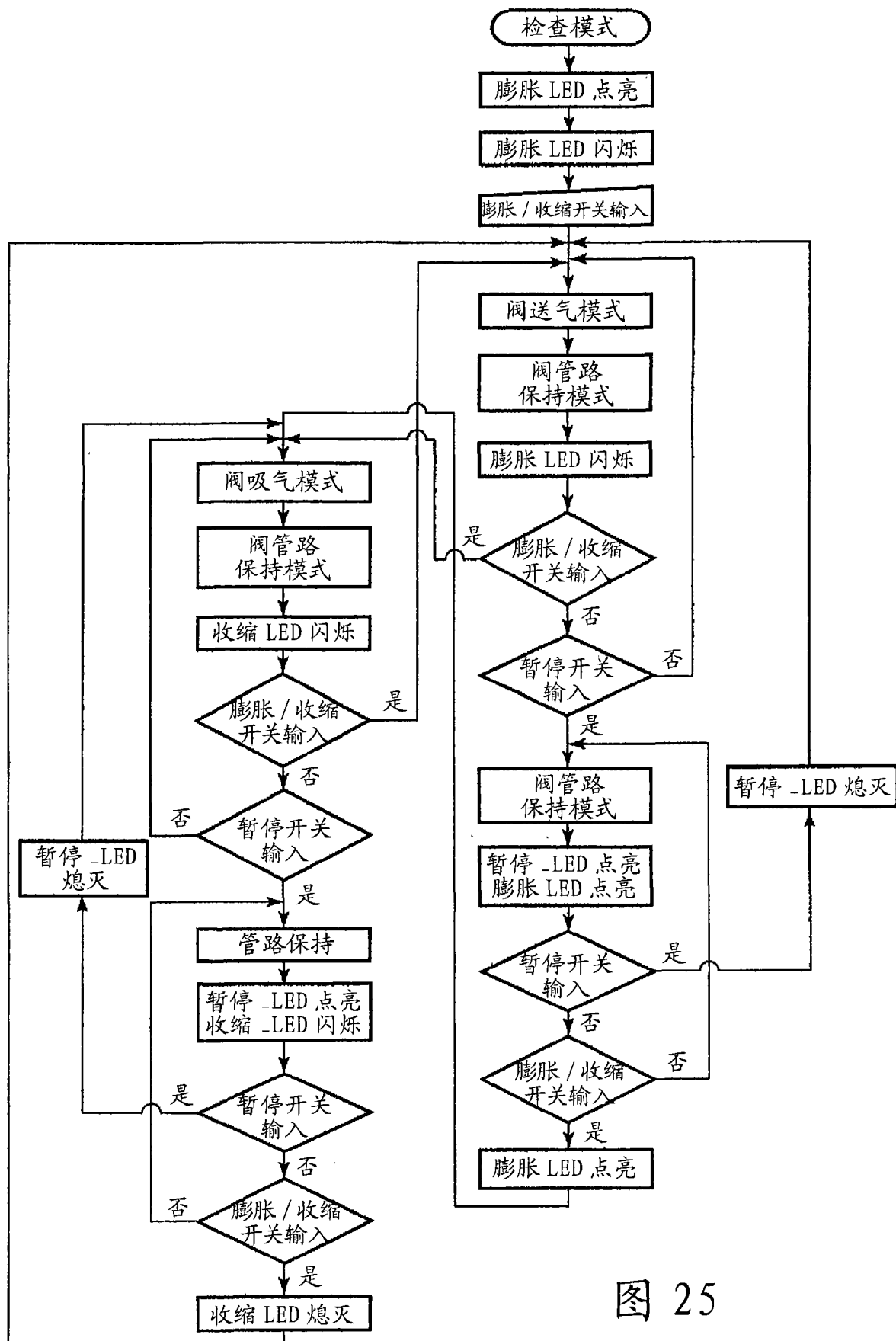


图 25

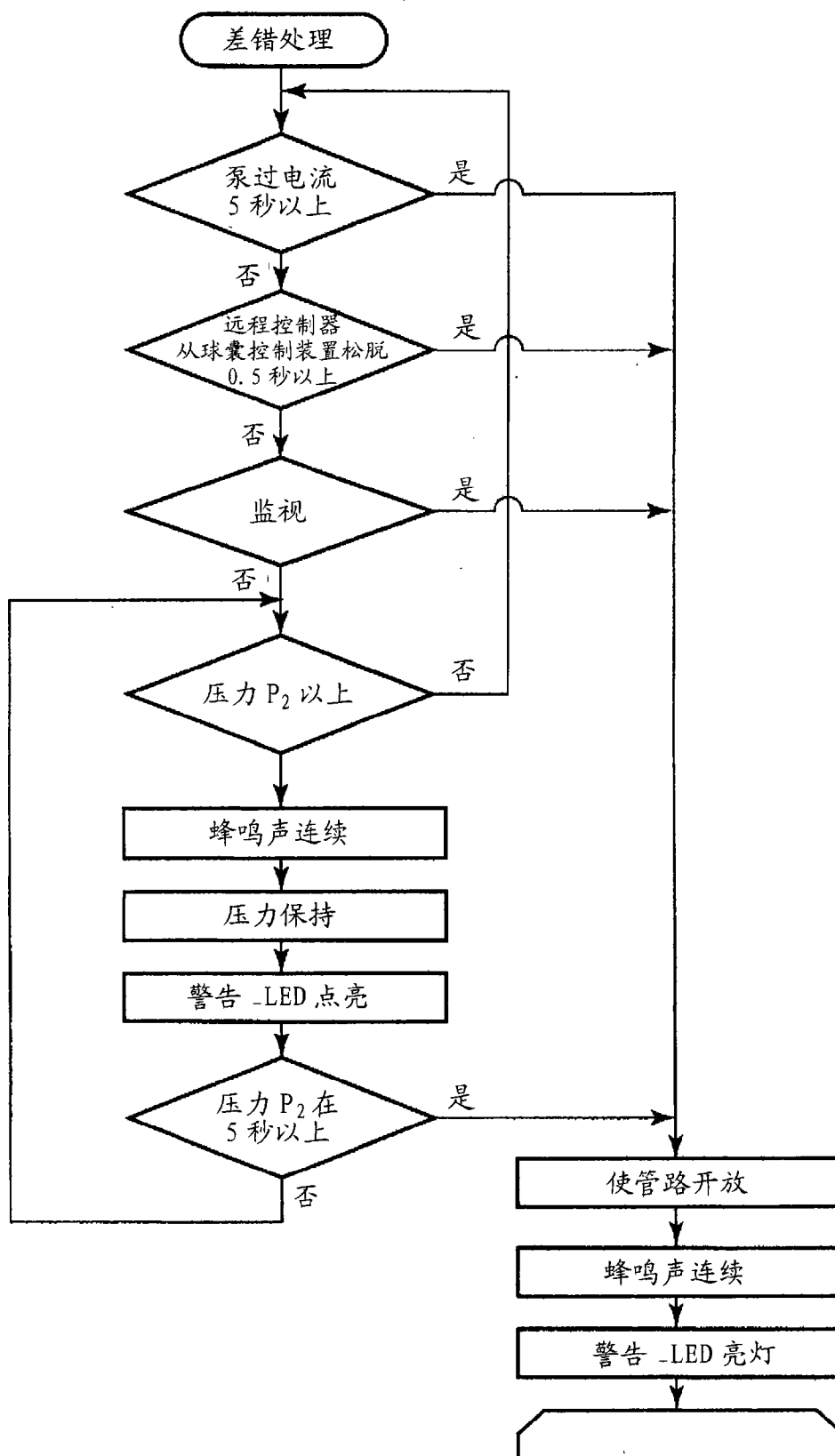


图 26

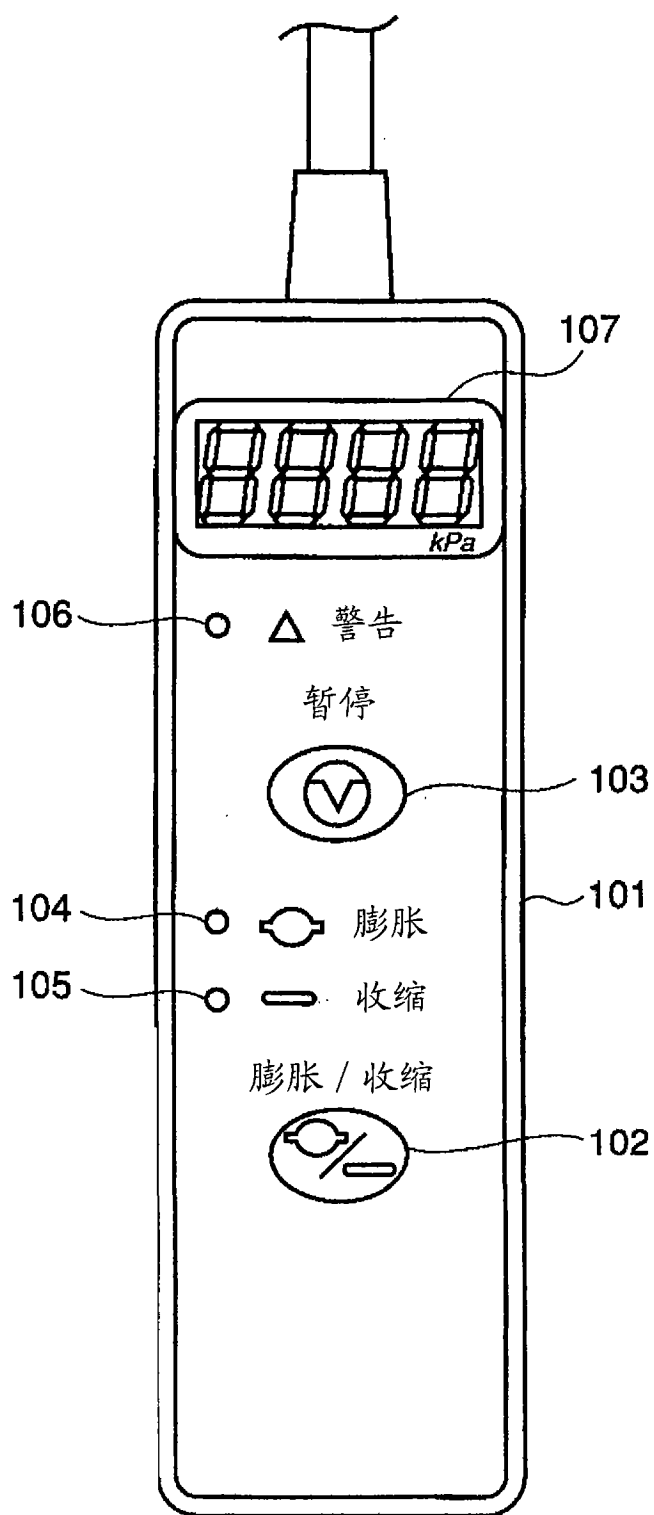


图 27

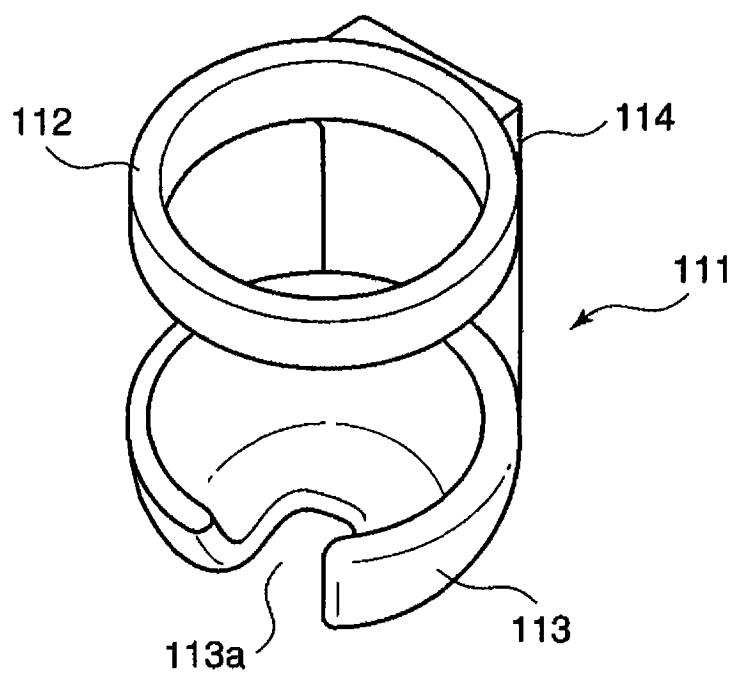


图 28

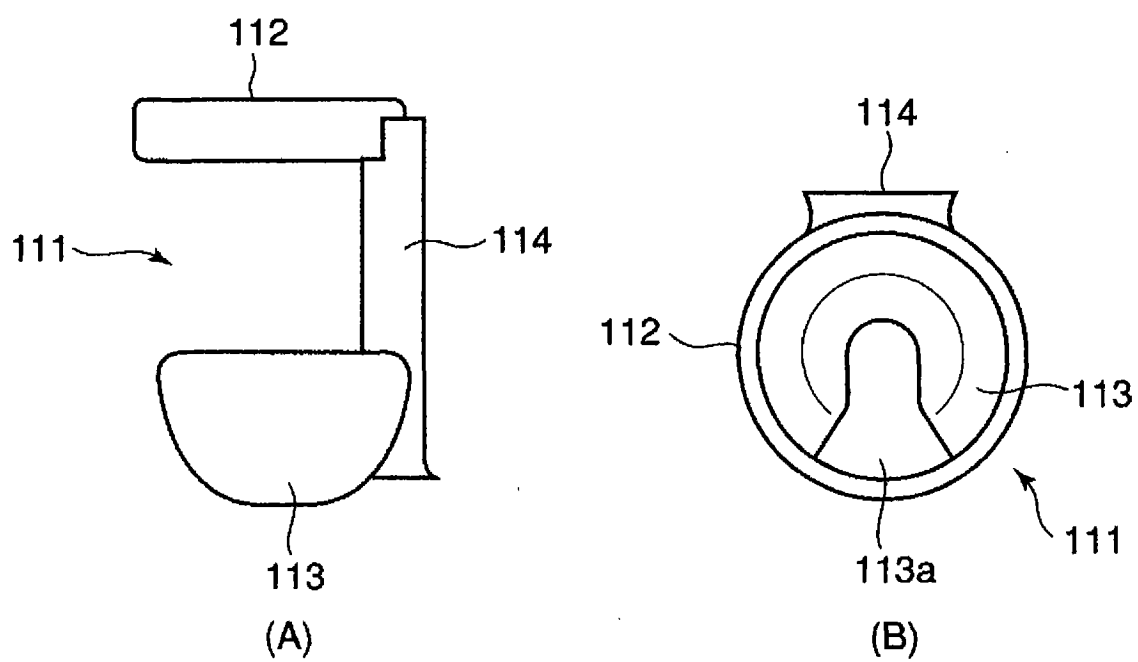


图 29

专利名称(译)	医疗装置		
公开(公告)号	CN101243965B	公开(公告)日	2010-09-08
申请号	CN200810005566.8	申请日	2008-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	丹羽宽 上邦彰 福地正巳 唐泽勇 宫下章裕 岸健治		
发明人	丹羽宽 上邦彰 福地正巳 唐泽勇 宫下章裕 岸健治		
IPC分类号	G05B23/02 A61B1/015 A61F2/958		
CPC分类号	A61B1/00154 A61M25/1018 A61B1/00082 A61M25/10181 A61M25/10185 A61M25/10188		
审查员(译)	吕媛		
优先权	2007036925 2007-02-16 JP		
其他公开文献	CN101243965A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的最主要的特征在于提供一种医疗装置，该医疗装置即使在体液倒流回抽吸管路内的情况下也能够适当地回收液体，而且能够抑制制造成本的上升。在球囊控制装置(1)的抽吸动作中，在球囊(26)破裂、体液倒流回供排导管(28)内的情况下，在经过预先设定的预定时间(例如20秒)之后，由解除单元使泵(31)停止，解除向瓶(89)内抽吸液体的抽吸动作。由此，将回收到瓶(89)内的液体的回收量控制在预定的容量内。因此，即使在体液倒流回供排导管(28)内的情况下，体液也不会从瓶(89)内溢出，从而能够适当地将液体回收到瓶(89)内。

