



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103813818 B

(45)授权公告日 2016.10.19

(21)申请号 201280044808.9

(22)申请日 2012.07.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103813818 A

(43)申请公布日 2014.05.21

(30)优先权数据

2011-156089 2011.07.14 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.03.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/067990 2012.07.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/008929 JA 2013.01.17

(73)专利权人 株式会社根本杏林堂

地址 日本东京都

(72)发明人 根本茂 增田和正 栗本宗仁

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61M 5/14(2006.01)

(56)对比文件

CN 1671440 A, 2005.09.21,

CN 1299454 A, 2001.06.13,

CN 101175517 A, 2008.05.07,

CN 1582175 A, 2005.02.16,

JP 特开2004-357985 A, 2004.12.24,

JP 特表2007-508061 A, 2007.04.05,

审查员 石艳丽

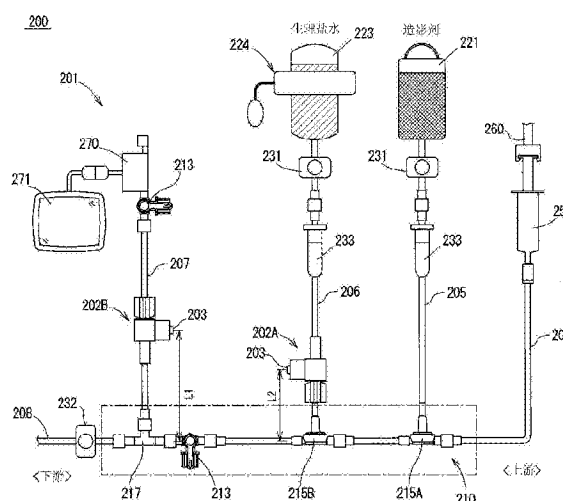
权利要求书2页 说明书15页 附图20页

(54)发明名称

医疗用的液体回路套装和使用该液体回路
套装的液体回路系统

(57)摘要

一种医疗用的液体回路套装和使用该医疗
用的液体回路套装的液体回路系统。该液体回路
套装(201)包括造影剂管线(205)、生理盐水管线
(206)、注射器管线(204)、患者管线(208)、以及
与各管线相连接的基部管线部(210)。造影剂管
线(205)利用用于使液体仅向规定方向流动的双
联单向阀(215A)而与基部管线部(210)相连接,
生理盐水管线(206)也利用相同的双联单向阀
(215B)与基部管线部(210)相连接。液体回路套
装(201)还包括释放阀(202A),该释放阀(202A)
配置在生理盐水管线(206)之上,用于通过使释
放阀(202A)的可动构件(203)移动而对生理盐水
管线(206)进行开闭。



1. 一种医疗用的液体回路套装,其应用于血管造影,其中,
该液体回路套装包括:
造影剂管线,其与造影剂腔室相连接;
生理盐水管线,其与生理盐水腔室相连接;
注射器管线,其与注射器相连接;
患者管线,其用于朝向患者输送造影剂或生理盐水;以及
基部管线部,其与上述造影剂管线、生理盐水管线、注射器管线和患者管线相连接,并与上述造影剂管线和上述生理盐水管线分别连接成T字状,

并且,该液体回路套装还包括:

第1阀构件,其配置于上述造影剂管线与上述基部管线部之间的连接部,该第1阀构件构成为,(i)在液体被朝向上游侧抽吸了的情况下,造影剂自造影剂管线内流到上述基部管线部的上游内,(ii)在液体被自上述基部管线部的上游侧朝向下游侧挤压了的情况下,液体通过该第1阀构件而向自上述基部管线部的上游侧朝向下游侧的方向流动;

第2阀构件,其配置于上述生理盐水管线与上述基部管线部之间的连接部,该第2阀构件构成为,在液体被自上述基部管线部的上游侧朝向下游侧挤压了的情况下或者在液体被自上述生理盐水管线侧朝向该第2阀构件侧挤压了的情况下,液体向自上述基部管线部的上游侧朝向下游侧的方向流动或者向自上述生理盐水管线侧朝向该第2阀构件侧的方向流动;以及

第1释放阀,其具有可动构件并配置于上述生理盐水管线之上,用于通过使上述可动构件移动而对上述生理盐水管线进行开闭,

在液体被朝向上游侧抽吸了的情况下,上述第1阀构件和第2阀构件限制液体自下游侧流向上游侧。

2. 根据权利要求1所述的液体回路套装,其中,

上述第1释放阀构成为,在上述可动构件被自外部按压的状态下,使上述生理盐水向上述基部管线部侧流动。

3. 根据权利要求1或2所述的液体回路套装,其中,

该液体回路套装还包括:

变换器管线,其一端与变换器相连接且另一端与上述基部管线部相连接;以及

第2释放阀,其具有可动构件且配置在该变换器管线之上,用于通过使该第2释放阀的上述可动构件移动而对该变换器管线进行开闭。

4. 根据权利要求1或2所述的液体回路套装,其中,

在上述造影剂管线和上述生理盐水管线中的至少一个管线上设有点滴用腔室。

5. 一种液体回路系统,其中,

该液体回路系统包括:

权利要求1或2所述的医疗用的液体回路套装;

注入器,其以能够将与该液体回路套装相连接的注射器拆卸的方式保持该注射器,并使该注射器的活塞构件移动而进行液体的注入和抽吸;以及

切换器,其用于保持上述液体回路套装的一部分,并具有用于使至少上述第1释放阀的

上述可动构件动作的驱动部件。

6. 根据权利要求5所述的液体回路系统, 其中,
上述切换器的上述驱动部件具有根据来自外部的控制信号而进行动作的驱动源。
7. 根据权利要求6所述的液体回路系统, 其中,
上述驱动源是马达。
8. 根据权利要求5或6所述的液体回路系统, 其中,
上述切换器还具有用于检测上述患者管线内的气泡的空气传感器。

医疗用的液体回路套装和使用该液体回路套装的液体回路系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于向患者注入例如造影剂、生理盐水等药液的液体回路套装和系统,尤其涉及能够应用于心脏导管检查等血管造影的液体回路套装和系统。

背景技术

[0002] 作为医疗用的影像诊断装置,具有CT(Computed Tomography:计算机断层成像)扫描仪、MRI(Magnetic Resonance Imaging:磁共振成像)装置、PET(Positron Emission Tomography:正电子发射断层扫描)装置、血管造影(angiography)装置以及MRA(MR Angio:磁共振血管造影)装置等。在使用上述装置拍摄患者的影像时,大多向患者注入造影剂、生理盐水等药液。

[0003] 在专利文献1中公开了在进行血管造影时使用的液体回路系统(例如图7A~图7B)。该系统用于将与液体回路相连接的生理盐水源、造影剂源的药液引入到注射器内,并将上述药液朝向患者注入。

[0004] 日本特开2007-222656号公报

[0005] 另外,通常,在进行血管造影时,需要按照规定的顺序向注射器内抽吸造影剂和向患者注入造影剂、以及向注射器内抽吸生理盐水和向患者注入生理盐水(详见后述)。在这样的血管造影过程中,在手术操作者需要操作液体回路的三通旋塞阀的情况下,当产生手术操作者的操作错误时,不能适当地进行血管造影。

发明内容

[0006] 本发明是考虑到上述的问题点而做出的,其目的在于提供能够在不需要手术操作者进行复杂的作业的情况下良好地实施血管造影的液体回路套装和液体回路系统。

[0007] 为了实现上述目的的本发明的一技术方案的液体回路套装如下所述。一种医疗用的液体回路套装,其应用于血管造影,其中,该液体回路套装包括:造影剂管线,其与造影剂腔室相连接;生理盐水管线,其与生理盐水腔室相连接;注射器管线,其与注射器相连接;患者管线,其用于朝向患者输送造影剂或生理盐水;以及基部管线部,其与上述各管线相连接,并与上述造影剂管线和上述生理盐水管线分别连接成T字状,并且,该液体回路套装还包括:第1阀构件,其配置于上述造影剂管线与上述基部管线部之间的连接部,该第1阀构件构成为,(i)在液体被朝向上游侧抽吸了的情况下,造影剂自造影剂管线内流到上述基部管线部内,(ii)在液体被自上述基部管线部的上游侧朝向下流侧挤压了的情况下,液体通过该阀部件而向自上述基部管线部的上游侧朝向下流侧的方向流动;第2阀构件,其配置于上述生理盐水管线侧与上述基部管线部之间的连接部,第2阀构件构成为,在液体被自上述基部管线部的上游侧朝向下流侧挤压了的情况下或者在液体被自上述生理盐水管线侧朝向该第2阀构件侧挤压了的情况下,液体自上述基部管线部的上游侧朝向下流侧的方向流动或者向自上述生理盐水管线侧朝向该第2阀构件侧的方向流动;以及第1释

放阀(日文:リリースバルブ),其具有可动构件并配置于上述生理盐水管线之上,用于通过使上述可动构件移动而对上述生理盐水管线进行开闭。

[0008] 另外,本发明的一技术方案的液体回路系统包括:上述医疗用的液体回路套装;注入器,其以能够将与该液体回路套装相连接的注射器拆卸的方式保持该注射器,并使该注射器的活塞构件移动而进行液体的注入和抽吸;以及切换器,其用于保持上述液体回路套装的一部分,并具有用于使至少上述第1释放阀的上述可动构件动作的驱动部件。

[0009] 在本说明书中,“连接”不仅指规定的构件与对象物直接连接,还包括规定的构件在经由其他某些构件的状态下与对象物连接。

[0010] “连接成T字状”指的是以使流路分支的方式连接,并不对管线交叉的角度进行任何限定。

[0011] “(造影剂/生理盐水)腔室”指的是瓶、袋等容器,并不限定于特定的形状。

[0012] 采用本发明,能够提供能够在不需要手术操作者进行复杂的作业的情况下良好地实施血管造影的液体回路套装和系统。

附图说明

[0013] 图1是示意性表示本发明的一实施方式的液体回路系统的图。

[0014] 图2A是表示双联单向阀的功能的示意图。

[0015] 图2B是示意性表示用于保持液体回路套装的一部分的切换器的图。

[0016] 图2C是示意性表示本发明的另一实施方式的液体回路系统的图。

[0017] 图3是表示血管造影的工序的一部分的图(造影剂的抽吸)。

[0018] 图4是表示血管造影的工序的一部分的图(造影剂的压出)。

[0019] 图5是表示血管造影的工序的一部分的图(清除空气)。

[0020] 图6是表示血管造影的工序的一部分的图(阀的操作)。

[0021] 图7是表示血管造影的工序的一部分的图(造影剂的压出)。

[0022] 图8是表示血管造影的工序的一部分的图(利用生理盐水进行冲洗)。

[0023] 图9是表示血管造影的工序的一部分的图(追加冲洗)。

[0024] 图10是表示血管造影的工序的一部分的图(血液路径的建立)。

[0025] 图11是带敞开功能的单向阀的立体图(分解状态)。

[0026] 图12是图11的单向阀的铅垂方向的剖视图,表示可动销突出后的状态。

[0027] 图13是图11的单向阀的铅垂方向的剖视图,表示可动销被按压后的状态。

[0028] 图14是将图13的一部分放大表示的放大图。

[0029] 图15是表示在外壳主体上配置有支承构件和可动销等的状态的立体图。

[0030] 图16是表示外壳主体的内部构造的立体图。

[0031] 图17是可动销的立体图。

[0032] 图18是支承构件的立体图。

[0033] 图19是从下方看盖的立体图。

[0034] 图20是表示用于输送生理盐水的其他的泵装置的一个例子的图。

[0035] 图21是示意性表示辊式泵的一个例子的图。

[0036] 图22是示意性表示活塞泵的一个例子的图。

[0037] 图23是表示释放阀的另一例子的剖视图。

[0038] 图24是表示释放阀的又一例子的剖视图。

具体实施方式

[0039] 以下,参照附图说明本发明的一实施方式。此外,在以下的说明中,使用上、下、右、左等表示方向的用语,但这并不限定本发明。另外,有时不区分造影剂和生理盐水,而将造影剂和生理盐水仅称作“药液”或“液体”。

[0040] 图1所示的本实施方式的液体回路系统200用于例如心脏导管检查。该系统200包括液体回路套装201(详见后述)以及与该回路套装201相连接的造影剂腔室221、生理盐水腔室223、变换器270和注射器251。液体回路系统200还包括用于保持注射器251并进行药液的抽吸、压出的注入头260(仅图示了一部分)。

[0041] 具体而言,图1的液体回路套装201包括与注射器251相连接的注射器管线204、与造影剂腔室221相连接的造影剂管线205、与生理盐水腔室223相连接的生理盐水管线206、与变换器270相连接的变换器管线207、经由导管(未图示)与患者相连接的患者管线208、以及与上述各管线相连接的基部管线部210。

[0042] 对于构成各管线204~208的管的材质、长度和直径,只要考虑施加于该管的压力等而适当选择即可。在心脏导管检查过程中,由于以较高的高压注入药液,因此,优选被施加较高的压力的部分由高耐压的管构成。同样地,后述的双联单向阀215A、215B和释放阀202A、202B等也优选为高耐压的阀。

[0043] 如图1所示,“基部管线部210”指的是与上述各管线204~208相连接的部分,其由管、阀以及连接器等构成。在该例子中,在基部管线部210的上游侧连接有注射器管线204,并在下游侧连接有患者管线208。在基部管线部210的中间部,自上游侧起依次连接有造影剂管线205、生理盐水管线206以及变换器管线207。上述管线205~207分别与基部管线部210连接成T字状。

[0044] 在本实施方式中,造影剂管线205和生理盐水管线206分别利用双联单向阀215A、215B与基部管线部210相连接。作为一个例子,双联单向阀215A、215B(详见后述)这两个双联单向阀既可以使用相同的双联单向阀,或者也可以使用功能各不相同的双联单向阀。在图1中,作为一个例子,使用了相同的双联单向阀。

[0045] 双联单向阀215A、215B是具有下述那样的功能的阀(还参照图2A):

[0046] (i)在朝向基部管线部210的上游侧(即,注射器251侧)抽吸了液体的情况下,容许液体向朝向基部管线部210的上游侧的方向流动。

[0047] (ii)另一方面,对于双联单向阀215A,在自基部管线部210的上游侧朝向下游侧挤压了液体的情况下,液体通过该阀215A向下游侧流动。对于双联单向阀215B,在同样地朝向下游侧挤压了液体的情况下,或者自生理盐水管线206侧朝向该阀215B侧挤压了液体的情况下,容许液体向朝向下游侧的方向或者自生理盐水管线206侧朝向该阀215B侧的方向流动。

[0048] 另外,如图2A所示,双联单向阀215A、215B限制液体自下游侧向上游侧流动以及液体朝向管线205、206侧流动。

[0049] 此外,在图1中,在双联单向阀215B的上游配置有另一个阀215A,利用该阀215A来

限制液体向上游侧流动,因此,在该回路中,生理盐水不会被朝向上游侧抽吸。

[0050] 如图1所示,变换器管线207利用作为一个例子的没有阀功能的连接器217而与基部管线部210相连接。在该连接器217与双联单向阀215B之间设有三通旋塞阀213。但是,该三通旋塞阀213的配置位置未必限定于此。如图2C所示,也可以将旋塞阀213配置在患者管线208上的比空气传感器232(详见后述)靠下游的位置。

[0051] 此外,作为一个例子,三通旋塞阀213也可以是将与其相连接的3个管线中的沿着该三通旋塞阀213的杆的方向的一个管线闭塞的三通旋塞阀(例如,在图1的状态下,阻止液体向朝向下延伸的未图示的管线移动)。这样的三通旋塞阀应用于手术操作者根据需要将管线中的液体向外部排出等情况。

[0052] 接下来,说明与各管线204~208相连接的设备等。此外,上述设备能够使用以往公知的设备,因此,省略详细的说明。

[0053] 作为与注射器管线204相连接的注射器251,可以是例如容量为数十ml~200ml左右的注射器,另外,优选注射器251是能够实施高压注入的注射器。也可以根据需要使用用于覆盖注射器251的保护罩。注射器251具有筒状的圆筒构件和滑动自如地插入到该圆筒构件内的活塞构件(柱塞杆)。此外,活塞构件也可以是所谓的无杆型的活塞构件。

[0054] 能够拆卸地安装有注射器251的注入器(注入头)260并不受限定,但优选是能够进行例如高压注入的类型。注入器具有作为驱动源的马达和沿前后方向移动的推压构件。通过拉动推压构件,从而拉动注射器的活塞构件而将药液填充至注射器内,另一方面,通过按压推压构件,从而将注射器内的液体向外部压出。

[0055] 作为一个例子,与造影剂管线205相连接的造影剂腔室221也可以是填充有造影剂的瓶状的容器。造影剂腔室221也可以以悬挂于未图示的吊具的方式使用,在该造影剂腔室221的下部连接有造影剂管线205。该连接也可以经由针阀来进行。

[0056] 如图1所示,在造影剂腔室221的下方配置有用于检测在造影剂管线205内的液体中是否混入有空气的空气传感器231(例如红外线传感器)。通过利用该空气传感器231检测管线内的空气,能够检测出腔室内的药液没有了的情况。在空气传感器231的下方且在造影剂管线205之上配置有点滴用腔室233,来自造影剂腔室221的造影剂一旦滴下至该腔室233内,则会自该腔室233内流到造影剂管线205内。

[0057] 作为一个例子,与生理盐水管线206相连接的生理盐水腔室223也可以是填充有造影剂的袋状的容器,在该例子中,生理盐水腔室223还具有用于对袋进行加压的加压部件224(也将这样的结构的生理盐水腔室称作“加压袋”)。该加压袋可以使用市售的加压袋。加压部件224并不受限定,但加压部件224既可以是将空气等流体作为驱动源来压缩袋的加压部件,也可以是将马达等作为驱动源来压缩袋的加压部件。在生理盐水管线206上也配置有与造影剂管线205的空气传感器231和点滴用腔室233相同的空气传感器231和点滴用腔室233。此外,用于对生理盐水进行加压的机构并不限定于上述结构,后面叙述其他结构。

[0058] 在生理盐水管线206上设有用于切换该管线206的开闭的释放阀202A。对于释放阀202A的具体的一结构例,参照图11~图19在后面叙述。释放阀202A具有受到外力而移动的可动构件203,通过使该可动构件203移动而切换开阀/闭阀状态,从而对生理盐水管线206进行开闭。在本实施方式中,作为一个例子,构成为,通过按压可动构件203来打开阀202A,从而使来自加压袋的生理盐水流到基部管线部210侧。

[0059] 接下来,说明与变换器管线207相连接的设备等。作为一个例子,与该管线207相连接的变换器270能够检测血压而监视患者的脉搏。作为一个例子,脉搏的波形能显示在与变换器270相连接的显示器271上。

[0060] 在变换器管线207上也设有与生理盐水管线206的释放阀202A相同的释放阀202B。但是,释放阀202B的朝向与释放阀202A相反。在该释放阀202B中,通过按压可动构件203而能够成为使药液向变换器270侧流动的状态。

[0061] 此外,在图1的例子中,在变换器管线207的释放阀202B与变换器270之间配置有三通旋塞阀213。另外,一个释放阀202A的可动构件203和另一个释放阀202B的可动构件203配置成彼此相对。并且,为了与后述的切换器300的结构相对应,以使自基部管线部210到各阀的可动构件203、203为止的距离(L1、L2)不相同的方式进行配置。

[0062] 患者管线208的顶端部与被称作导管(未图示)的较细的管相连接,该导管被插入到患者的血管内。在心脏导管检查过程中,导管顶端被移送至例如冠状动脉等中,从该导管顶端向血管内注入造影剂等。

[0063] 接着,参照图2B说明用于保持图1的液体回路套装201的一部分并适当切换其中的流动的切换器300。作为一个例子,该切换器300具有箱状的壳体310。切换器300具有用于保持生理盐水管线206的一部分的第1保持部306和用于保持变换器管线207的一部分的第2保持部307。上述保持部306、307形成为凹状,并构成为能够在其内部设置各管线的释放阀202A、202B。

[0064] 在切换器300的壳体310内部设有将例如马达作为驱动源而机电式地按压各阀202A、202B的可动构件203、203的驱动部301、301。该驱动部301、301也可以构成为根据来自外部的控制器350的控制信号而进行动作。该控制器350的功能并没有特别限定,也可以具有控制注入器260的功能。

[0065] 切换器300还具有用于保持患者管线208的一部分的第3保持部308和用于检测该患者管线208内有无气泡的空气传感器332。作为一个例子,该空气传感器332可以是超声波式的空气传感器。与红外线式的空气传感器等相比,即使在高压条件下液体中混入了气泡的情况下,超声波式的传感器332也能够良好地发现上述气泡,在这点上是有利的。

[0066] 下面,说明如上述那样构成的本实施方式的液体回路套装201的使用方法。

[0067] 图3表示初始状态,该状态为释放阀202A、202B的可动构件203、203没有被按压而液体没有两个方向上流动的状态。当手术操作者在图3的状态下按压注入器260的规定的按钮(清除空气用按钮)时,该活塞驱动机构动作而拉动注射器251的活塞构件。由此,使注射器251和注射器管线204内成为负压,腔室221内的造影剂经由造影剂管线205和双联单向阀215A而被引入到注射器管线205、204和注射器251内。

[0068] 接着,如图4所示,这次按压注射器251的活塞构件而将造影剂自注射器251内压出。流体通过注射器管线204而输送至基部管线部210侧,并通过两个双联单向阀215A、215B而充满基部管线部210。如图4所示,持续进行该造影剂的压出动作,直至造影剂被压出到至少越过双联单向阀215B的程度为止。

[0069] 接着,如图5所示,按压释放阀202A的可动构件203和释放阀202B的可动构件203而使两个阀202A、202B敞开。通过切换器300的驱动部301、301按压各可动构件而自动进行该敞开。在该时刻,生理盐水腔室223的加压部件224被驱动,成为对生理盐水施加了规定压力

(例如300mmHg左右)的状态。因而,通过使阀202A敞开,生理盐水会自腔室223侧朝向基部管线部210流动,并通过释放阀202A和双联单向阀215B而流到患者管线208侧。造影剂进一步通过三通旋塞阀213并在连接器217处分支,一部分造影剂流到患者管线208内,另一部分造影剂流入至变换器管线207内。此处,由于释放阀202B敞开,因此,生理盐水会越过释放阀202B而朝向变换器270流动。通过如此使各管线中充满生理盐水,能够将管线中的气泡排出到外部。

[0070] 接着,如图6所示,解除对生理盐水管线206的释放阀202A的可动构件203的按压,从而成为生理盐水不会越过释放阀202A而向下游侧流动的状态。另外,为了不使造影剂在接下来的造影剂注入工序中流入变换器270侧,也解除对变换器管线207的释放阀202B的可动构件203的按压,从而成为造影剂等不会越过释放阀202B而向变换器侧流动的状态。

[0071] 接着,使注入器206的活塞驱动机构动作而按压注射器251的活塞构件,由此,如图7所示那样将注射器251内的造影剂朝向患者压出。具体而言,造影剂通过造影剂管线204、基部管线部210、患者管线208以及未图示的导管而输送至患者体内的规定的拍摄部位(作为一个例子为心脏的冠状动脉等)。

[0072] 接着,在注入造影剂完毕并使回路内的残余压力充分地降低之后,如图8所示那样按压生理盐水管线206的释放阀202A的可动构件203而使阀再次敞开。与上述工序同样地,在该时刻,成为利用加压袋的加压部件224而对生理盐水施加了规定压力(例如300mmHg左右)的状态,因此,如图8所示,生理盐水被送出到基部管线部210和患者管线208中而冲洗造影剂。

[0073] 接着,根据需要,如图9所示,还使变换器管线207的释放阀202B敞开,由此,使生理盐水流到比释放阀202B靠变换器侧的区域,在该区域也利用生理盐水进行冲洗。

[0074] 之后,如图10所示,解除对生理盐水管线206的止回阀202A的可动构件203的按压,从而成为生理盐水不会越过阀202A而向基部管线部210侧流动的状态。由此,解除位于比基部管线部210靠下游侧的位置的生理盐水的加压状态。其结果,成为如图10所示那样的状态:经由患者管线208和变换器管线207建立血液路径,能够利用变换器270检测血压。

[0075] 如以上说明那样,本实施方式的液体回路套装201包括造影剂管线205、生理盐水管线206、注射器管线204、患者管线208以及基部管线部210,并且在造影剂管线205与基部管线部210之间的连接部以及生理盐水管线206与基部管线部206之间的连接部设有用于将液体的流动限制为规定方向的双联单向阀215A、215B。因而,手术操作者能够在无需进行用手切换三通旋塞阀的作业的情况下良好地实施造影剂向注射器251内的抽吸(图3)和接下来的造影剂的送出(图4)等操作。

[0076] 另外,在本实施方式的液体回路套装201中,在生理盐水管线206上设有释放阀202A。尤其是,该释放阀202A是通过按压可动构件203而切换开闭的释放阀,因此,与例如三通旋塞阀那样的通过扭转杆而切换开闭的类型的释放阀相比,易于进行切换动作。具体而言,具有易于由利用了马达等驱动器的切换器自动地进行切换这样的优点。并且,与扭转杆的情况相比,能够在短时间内实施这样的可动构件203的移动。另外,在为如本实施方式那样利用释放阀202A、202B本身的功能来闭塞流路的结构的情况下,与例如压扁管而闭塞流路的结构相比,能够更可靠地进行闭塞。

[0077] 并且,在本实施方式的结构中,由于能够使用释放阀202B来良好地闭塞变换器管

线207,因此,即使在进行心脏导管检查这样的高压的注入的情况下,也能够防止高压的液体流入至变换器270侧,进而能够预防变换器270的破损、损伤于未然。

[0078] 作为一个例子,本实施方式的液体回路套装201也可以将造影剂管线205、生理盐水管线206、注射器管线204、变换器管线207、患者管线208以及基部管线部210作为一整套而一次性使用。即,液体回路套装201也可以多次使用,但出于防止传染病等目的,也可以是,在对一位患者使用之后,更换为新的液体回路套装201。在该情况下,也可以是,还包括生理盐水管线206和造影剂管线205的点滴用腔室233、233(也可以仅包括其中的一者)在内地作为一次性物品。

[0079] 另外,本实施方式的液体回路系统是使用上述液体回路套装201的系统,该液体回路系统包括:注入器,其用于搭载注射器251来进行液体的抽吸和注入(送出);以及切换器300,其用于自动地切换液体回路套装201的规定的管线的开闭。采用这样的系统,手术操作者能够不需要进行切换三通旋塞阀的作业的情况下适当地进行造影剂和生理盐水的一系列的注入动作,根据需要,还能够自动地进行所有的工序。

[0080] 本发明并不限于上述说明的实施方式。例如,作为压出生理盐水的结构,也可以替代加压袋,而使用连续地挤压扁管而使管内的生理盐水向规定方向流动的管泵(日文:チューブポンプ)。或者,能够使用通过使小型的注射器的活塞构件往复移动而反复进行生理盐水的抽吸和压出的装置,该装置也可以是利用凸轮机构和施力构件(例如弹簧)的装置。

[0081] 释放阀的一个具体例子

[0082] 具体而言,能够在图1的液体回路系统200中使用的释放阀202A、202B也可以是下述那样的释放阀。此外,下面,参照图11~图19说明释放阀的一结构例,但本发明并不限于下述工序。另外,下面,将相当于释放阀202A、202B的阀作为“单向阀1”进行说明。可动构件223相当于“可动销60”。

[0083] 此外,图11~图19所示的单向阀用于对仅容许药液向一个方向移动的单向阀的状态与容许药液向两个方向移动的敞开状态进行切换,但作为图1的释放阀,也可以用于对完全阻断液体的移动的闭塞状态与容许液体向两个方向移动的敞开状态(液体流动的方向取决于液体的压力差)进行切换。

[0084] 图11所示的本实施方式的单向阀1主要在医疗用的液体回路中使用。尤其是,该单向阀1具有较高的耐压性能,能够应用于例如心脏导管检查。如图11、图12所示,单向阀1包括:外壳50,其构成阀室10;圆板状的阀芯25,其配置在该阀室10内;可动销60,其以能够移动的方式保持在外壳50的一部分上;以及盖70,其以覆盖该可动销60的方式安装于外壳50。

[0085] 该单向阀1与供给管P1和排出管P2相连接。基本上,单向阀1仅容许药液自供给管P1朝向排出管P2流动,仅在按压可动销60的期间容许药液向两个方向流动。此外,药液流动的方向取决于管P1、P2内的药液的压力,因此,在规定压力条件的下,也能够为除上述流动方向以外的流动方向。作为一个例子,在P2侧的液压高于P1侧的液压那样的条件下,在没有按压可动销60的状态下,药液不流动,仅在按压可动销60的期间,药液自P2侧朝向P1侧流动。

[0086] 作为一个例子,外壳50、可动销60、盖70以及后述的支承构件21各零件可以是树脂成形品,但并不限于此。

[0087] 如图11、图12所示,外壳50具有与供给管P1相连接的外壳主体40和与排出管P2相

连接的大致圆筒形状的封闭(closure)构件30。当将封闭构件30安装于外壳主体40时,在两个构件之间形成阀室10。在阀室10的上游侧形成有助于将药液向阀室内供给的入口部11(图12),在阀室10的下游侧形成有助于将药液向外部送出的出口部13。

[0088] 阀室10是大致横向的圆柱状那样的形状,该阀室10的下游侧成为朝向出口部13侧去而截面积逐渐变小那样的锥状。在阀室10内配置有助于对入口部11进行开闭的阀芯25(详见后述)、用于按压该阀芯25的支承构件21(详见后述)。

[0089] 参照图15详细说明外壳主体40的形状。如图15所示,外壳主体40具有:圆筒状(一个例子)的主体部41,其用于构成阀室10;以及与供给管P1相联结的管保持部48,该管保持部48是比设于其上游侧的主体部41细的圆筒状部分。外壳主体40的材质并不受限定,其既可以为能够看到阀内部那样的具有可透视性的材质,也可以是非透视性的材质。

[0090] 将供给管P1的端部插入到管保持部48的内部。为了即使液压上升也不会使管脱落,利用以往公知的方法将供给管P1以充分的强度连接于管保持部48内。为了能够作业性良好地连接供给管P1,在管保持部48形成有1个或多个肋。在该例子中,在圆筒部49的上部和下部分别形成有各1个沿径向伸出的肋49f、49f。

[0091] 如图15、图16所示,主体部41是使圆筒设为横向那样的形状,在其内部配置有阀芯25(参照图11)和用于按压该阀芯25的支承构件21(对于上述构件,详见后述)。如图16所示,在主体部内的壁面41h的一部分上形成有助于供给药液的入口部11。

[0092] 在该例子中,在入口部11上,设有以使壁面41h局部凹陷的方式形成的凹部11a(参照图14和图16),该凹部11a与流路11c相连通。如图14所示,在凹部11a与流路11c之间的边界部分形成有倾斜面11b。另外,如图16所示,凹部11a的轮廓形状是圆形,作为一个例子,在凹部11a内形成有3个肋43Ra。上述肋43Ra以互相等间隔的方式形成成为放射状。肋43Ra发挥支承阀芯25的前表面的作用(详见后述)。

[0093] 如图16所示,在入口部11的周围形成有助于支承阀芯25的外周部的多个支承肋43Rb。作为一个例子,6个支承肋43Rb以互相等间隔的方式配置为放射状。

[0094] 如图11所示,作为一个例子,阀芯25是圆板状并具有挠性(后面再次说明不具有挠性的阀芯)。阀芯的厚度可以是均匀的。阀芯的材质可以是例如有机硅橡胶,作为一个例子,阀芯的材质的硬度在 $5^{\circ} \sim 90^{\circ}$ 的范围内,优选在 $40^{\circ} \sim 80^{\circ}$ 的范围内,进一步优选在 $60^{\circ} \sim 80^{\circ}$ 的范围内。阀芯25具有能够闭塞入口部11程度的直径。

[0095] 如图18所示,用于按压阀芯25的支承构件21具有环状的框27、配置于框27的中心部的大致锥形(圆锥形状)的按压部23以及将按压部23和框27连接而支承按压部23的4个(一个例子)支承臂26。按压部23朝向阀芯25的方向突出,按压部23借助其顶端部来按压阀芯25的背面的中心部附近。

[0096] 采用基于支承构件21的这样的支承方法,阀芯25的外周部附近不受约束,因此能够自由地进行弹性变形。基本上,阀芯25如图12所示那样地封堵入口部11而阻止药液自阀室10朝向供给管P1侧流动。另一方面,在自供给管P1供给药液的情况下,在药液的液压的作用下使阀芯25的外周部弹性变形,由此容许药液流入到阀室10内。

[0097] 再次返回到支承构件21的说明。如图18所示,为了即使在阀室内混入了气泡时也能够将该气泡良好地向阀室外排出,支承构件21的各部分的形状设为圆角状或锥状。具体而言,在各支承臂26的流动方向上游侧形成有平缓的圆角形状。另外,对于框27,也成为越

朝向流动方向上游侧去而框的板厚越薄那样的锥形状。采用这样的结构,与支承臂26、框27的截面形状为单纯的矩形的情况相比,具有易于使气泡向下游侧流动这样的优点。

[0098] 此外,作为去除气泡的作业,并不受限定,例如,也可以是,以使排出管P2侧位于上方的方式抬起整个单向阀1,使用者使用手或规定的工具轻轻地敲打阀而将气泡赶往下游侧。在外壳40的材质为透明的情况下,能够良好地目视确认在外壳内是否残留有气泡。并且,在如本实施方式那样阀室10的下游侧形成为朝向出口部13去而截面积逐渐变小的锥状的情况下,能够使气泡良好地赶往外部。

[0099] 作为上述结构的变形例,也可以不使各支承臂26为圆角形状,而是使各支承臂26的截面形状为越朝向流动方向上游侧去而板厚越薄那样的锥状。另外,也可以在框27上设置圆角形状。

[0100] 再次参照图12。支承构件21为其外周部夹在外壳主体40与封闭构件30之间而得到支承的结构。采用这样的结构,不必设置用于固定支承构件21的专用的零件或构造。另外,为了防止支承构件21在阀室10内旋转,如图15、图18所示,也可以是,在框27的外周部上形成突起27a,使该突起27a与外壳主体内的长度方向槽43g相卡合。

[0101] 此外,为了不使气泡滞留在阀室10内,在本实施方式中,可动销60的顶端形状也具有规定的形状,对此在后面叙述。

[0102] 接着,说明可动销60和配置有可动销60的构造部。如图12所示,配置有可动销60的容纳空间15由外壳主体40的外筒部45(详见后述)和安装于外筒部45的盖70形成。

[0103] 如图12、图19所示,盖70在整体上为大致有底筒状,在该例子中,具有平坦的上表面部71和自上表面部71的周边部向下延伸出的圆筒状的周壁部73。在上表面部71设有1个开口部,可动销60的一部分穿过该开口部而向外部突出。如图19所示,在周壁部73的内表面形成有凸部76(作为一个例子,截面形状为矩形)。在该例子中,在周壁部73的两侧设有各1个凸部76。

[0104] 在本实施方式中,为了在使用时即使对药液施加较高的压力而盖70和可动销60也不会脱落,将盖70以充分的强度安装于外壳主体40。作为用于固定盖70的方法,例如,可以利用粘接剂或熔接等,但优选为机械性的固定方法。作为机械性的固定方法,例如,可以将一个构件的凸部嵌合于另一个构件的凹部、将螺纹部相互间螺纹接合、或者利用螺纹件或固定销这样的追加的固定件来固定两个构件的方法。

[0105] 在本实施方式中,作为一个例子,构成为,盖70的内侧的凸部76(参照图19)与形成于外壳的外筒部45的外周的L字的槽45g(参照图14)相卡合。采用这样的固定方式,能够以充分的强度且位置精度良好地固定盖70。此外,若需要,也可以在将盖70安装于外筒部45之后利用粘接剂等进行进一步的固定。

[0106] 接着,说明可动销60。如图17所示,作为一个例子,可动销60具有圆形的截面形状的轴部61和形成于轴部61的一部分的凸缘部67。在轴部61的顶端侧(下端侧)形成能有与阀芯25相抵接的作用部63。

[0107] 如图14所示,作用部63以能够使阀芯25的外周部自壁面41h抬起的方式形成为楔形状。具体而言,作用部63具有进入到阀芯25与壁面41h之间的突出部63a和形成于该突出部63a的下游侧的平坦部63b。优选的是,该平坦部63b构成为,在如图14的虚线所示那样可动销63位于上方的状态下,该平坦部63b位于与阀室10的上表面同一的面或比阀室10的上

表面突出。即便在该平坦面63b位于比阀室的上表面凹陷的位置时,气泡有可能滞留于该部分,但通过采用上述结构,能够使气泡良好地向下游侧流动。

[0108] 再次参照图17,在轴部61上形成有供O形密封圈R1(详见后述)嵌入的环状槽61c。凸缘部67形成于比该环状槽61c靠上方的位置,在凸缘部67上形成有4个圆弧形状的引导孔67a。轴部61的上端是供使用者或者规定的机构按压的部分,上端的外周的角部为圆角形状。

[0109] 如图15所示,可动销60配置于外壳主体41的外筒部45内。在外筒45的内侧形成有内筒部46,该内筒部46由截面形状为圆弧形状的4个壁片46a构成。当将可动销60设置于外筒部45内时,成为各壁片46a穿过可动销的各引导孔67a的状态。各壁片46a作为引导可动销60的在上下方向上的运动的构件而发挥作用,并发挥防止可动销60绕中心轴线旋转的作用。

[0110] 如上述那样构成的可动销60如图12、图13所示那样构成为能够上下移动。首先,说明可动销60位于第1位置(上方位置)的图12的状态。

[0111] 在该状态下,在配置于可动销60的凸缘部67的下方的螺旋弹簧68的施力的作用下,可动销60被抬向上方,从而使凸缘部67的上表面按压于盖70的内表面。凸缘部67成为其直径大于盖70的开口部的直径,因此,可动销60不会向盖外脱出。在本实施方式中,凸缘部67的上表面和盖70的内表面均是平坦面且两个构件为面接触,因此,盖70能够均匀地受到来自凸缘部67的力。

[0112] 在可动销60位于该第1位置时,可动销60的作用部63离开阀芯25,阀芯25闭塞入口部11。在该状态下,单向阀1作为仅容许药液自供给管P1侧向排出管P2侧流动的单向阀发挥作用。此外,如上所述,药液流动的方向取决于管P1、P2内的药液的压力,例如,在P2侧的液压高于P1侧的液压的那样的液体回路中使用阀1的情况下,在可动销60没有被按压的状态下药液不流动,仅在可动销60被按压的期间药液自P2侧朝向P1侧流动。本实施方式的单向阀1并不是那样的将药液的流动限定为特定方向的单向阀。

[0113] 另一方面,在图13中,可动销60被向下方按压而移到第2位置(下方位置)。可动销60一边克服螺旋弹簧68的施力一边被按压,在可动销60移到图13的位置的状态下,可动销60的作用部63进入到阀芯25与壁面41h之间(图14)而使阀芯25的外周部弹性变形,由此使入口部11敞开。其结果,能够使药液向两个方向流动(药液向哪一方向流动取决于P1、P2内的液压)。当在图13的状态下停止按压可动销60时,成为如下状态:在螺旋弹簧68的施力的作用下,可动销60再次返回到第1位置,阀芯25返回原来的形状而闭塞入口部11,阀1作为单向阀发挥作用。

[0114] 如上所述,在本实施方式的单向阀1中,通过按压可动销60,能够适当切换阀的连通状态。按压可动销1的方法并不特别限定,例如,既可以是使用者用手或使用规定的工具来按压可动销60,也可以是由规定的机构按压可动销60。

[0115] 参照图12、图13追加说明阀的组装状态,将O形密封圈R1嵌入可动销60,由此,能够确保可动销60与内筒部46之间的密封性。在为这样结构的情况下,受到来自O形密封圈R1的力而沿径向朝向外侧对内筒部46施加力,但在本实施方式中,如图13所示,构成为,构成内筒部46的各壁片46a的顶端嵌入被形成于盖70的上表面部71的内表面的卡定槽71g。因而,能够防止内筒部46的顶端侧扩展,其结果,在使用时,也能够良好地保持基于O形密封圈R1

的密封性。

[0116] 构成单向阀1的各零件的具体的材质并没有特别限定,作为一个例子,可动销60也可以是滑动性良好的聚缩醛树脂(POM)。作为一个例子,构成外壳50的零件也可以是聚碳酸酯树脂(PC)。另外,根据需要,也可以在阀芯25的外周面(尤其是,与壁面41h相对的面)上形成微细的凸凹形状。

[0117] 如以上说明那样,本实施方式的单向阀1能够通过使可动销60移动而暂时解除作为单向阀的功能。并且,该可动销60配置于容纳空间15内,可动销60以不会自盖70脱出的方式构成。因而,即使在使用时药液的压力上升而对可动销60向将该销压出那样的朝向施加有较大的力,也能够经由凸缘部67由盖70承受该力,因此可动销60不会脱落。因此,本实施方式的单向阀1能够良好地应对药液的高压注入。

[0118] 另外,在本实施方式中,使用机械的固定部件(45g、76)将盖70固定在外壳50上。因此,与例如仅使用粘接剂来固定盖70的情况相比,能够以充分的强度且位置精度良好地固定盖70。

[0119] 另外,在本实施方式中,在阀室10的入口部11形成有图16所示那样的凹部11a,因此,仅靠使阀芯25略微变形,就能够可靠地使入口部11敞开。即,在没有形成这样的凹部11a的情况下,为了使入口部11敞开,需要使阀芯25变形至使中央的流路11c敞开的程度。与此相对,采用本实施方式的结构,如图16所示,在阀芯25的外周部变形的时刻,成为凹部11a被敞开且与凹部11a相连通的流路11c也被敞开的状态,因此,能够通过阀芯25的略微变形来进行入口部11的开闭。

[0120] 另一方面,在如此设有凹部11a的情况下,在使用阀时施加于阀芯25的背面的液压会成为问题。即,虽然根据在什么样的液体回路内使用阀1而该问题也有所不同,但能够设想到:即使在使用时阀室10内的液压变得非常高那样的情况下,在该液压的作用下也会将阀芯25按压于凹部11a侧。在该情况下,若在凹部11a内没有设置支承肋43Ra,则有可能成为阀芯25粘在凹部11a上那样的状态。在该状态下,即使将可动销60的作用部63压入阀芯25与壁面41h之间,也存在不能使入口部11充分地敞开的可能性。对此,若像本实施方式那样在凹部11a内形成有支承肋43Ra,则能够防止成为阀芯25粘在凹部11a上那样的状态,从而能够通过操作可动销60来良好地对入口部11进行开闭。此外,支承肋43Ra未必限定于图16所示那样的形状,也可以形成为自凹部11a的底部突出的任意的形状的突起。

[0121] 以上,参照附图说明了本发明的一实施方式,但本发明并不限于上述内容,而能够进行各种变更。

[0122] 例如,以上,说明了阀芯25具有挠性且阀芯25的外周部能够进行弹性变形的例子,但阀芯25也可以不具有挠性。例如,也可以是,阀芯是没有挠性的板状的构件,并构成为能够在(a)闭塞入口部11的位置与(b)敞开入口部11的位置之间位移。在按压了可动销60的情况下,该阀芯位移至(b)的位置,由此使入口部11敞开。在该情况下,支承构件21也可以构成为,至少其按压部23具有弹性,通过该按压部弹性地收缩而容许上述阀芯的位移。

[0123] 支承构件的按压部的形状并不限于圆锥形,例如也可以是圆台形,通过设为这样的形状,能够以更大的面积按压阀芯。

[0124] 若以在使用单向阀1时不使可动销60脱出的方式以充分的强度将盖70固定于外壳50,则盖70的形状并不特别限定,也可以设为有底筒状以外的形状。

[0125] 作为可动销60,若是受到来自外部的力而移动从而使阀芯25动作的构件,则形状并不受限定,也可以具有销形状以外的形状。在可动销60如本实施方式那样设为销形状的情况下,其截面形状并不限于圆形,也可以是矩形和多边形等。另外,作为用于防止可动销60的脱出的构造,在上述实施方式中,例示了可动销60的凸缘部67抵接于盖70的上表面的构造,但用于防止脱出的构造并不限于凸缘,也可以是设于可动销的外周的单纯的突起等。另外,为了使使用者易于用手按压可动销60,也可以在可动销60的突出部安装有追加的盖(未图示)。

[0126] 在上述例子中,外壳50由外壳主体和封闭构件30构成,但只要外壳是形成阀室10的构件,则其零件个数、形状并不受限定。

[0127] 阀芯25并不限于圆形的轮廓形状,也可以具有椭圆形、矩形、多边形等轮廓形状。另外,以上,设想了阀芯25的厚度为恒定的阀芯,但阀芯25的厚度也可以根据部位的不同而不同。

[0128] 阀的其他功能

[0129] 并且,本发明的其他实施方式的单向阀也可以是如下那样的构件。

[0130] 一种带敞开功能的单向阀,其中,该带敞开功能的单向阀包括:外壳,其构成具有液体的入口和出口的阀室;阀芯,其以闭塞上述入口的方式配置于上述阀室内,并为了使该入口敞开而构成为能够弹性变形或能够位移;可动构件,其以能够移动的方式保持在上述外壳上,通过移动而抵接于上述阀芯,以使该阀芯弹性变形或位移,当按压上述可动构件时,与该上述可动构件的移动量相对应的量的药液经由上述出口被压出到阀室外。

[0131] 参照图13说明该阀。该阀构成为,在按压可动销60时,将与可动销60的移动量相对应的少量的药液自阀室10内压出。另一方面,当停止对可动销60进行按压时,可动销68在螺旋弹簧68的作用下返回到原来的位置,且阀芯25暂时变形而能够再次向阀室10内补充药液。这样,通过操作可动销60而压出少量的药液的功能尤其在例如心脏导管检查过程中注入造影剂时有效。即,在这种检查过程中,要将导管插入到患者的血管内,但在单向阀具有上述那样的功能的情况下,能够自导管的顶端输出少量的造影剂,其结果,例如,能够良好地实施对导管顶端当前位于患者体内的哪个部位进行的确认。

[0132] 关于PIT式的泵装置

[0133] 在本发明的药液回路系统中,也可以不使用生理盐水用的加压部件224(图1),而使用图20那样的泵装置226。在图20中,仅示出了药液回路系统的一部分。对于比三通旋塞阀213靠下游的结构,能够使用与图1相同的结构。

[0134] 该泵装置226是例如日本专利第3626264号所公开那样的方式的泵装置。泵装置226包括用于搭载小型的注射器226a的主体部227和用于使该注射器226a的活塞构件前进、后退的活塞驱动机构(未图示)。

[0135] 为了利用该泵装置226实现生理盐水的输送,在图20的结构中,回路的一部分是由图1的回路变更而得到的。具体而言,替代单向阀215A、215B而使用了连接器215C、215D,在两个连接器之间配置有单向阀V-1。此外,如图20的三角标记所示,单向阀V-1配置为容许药液向下游侧的流动而不容许药液向反方向的流动。与单向阀V-1同样,也根据图20的三角标记的方向来确定其他的单向阀的流动限制方向。

[0136] 在将连接器215C和造影剂腔室221连接的管线205之上,自靠近腔室221的一侧起

依次配置有连接连接器234、点滴用腔室233、空气传感器231以及单向阀V-2。此外,上述的构成元件234、233、231的配置能够适当变更。

[0137] 将连接器215D和生理盐水腔室223连接的管线206在途中分成两个管线,其中的一个管线是管线206,另一个管线是朝向泵装置226去的管线209。如图20所示,在管线206上配置有两个单向阀V-3、V-4。

[0138] 在连接器215D与三通旋塞阀213之间也设有1个单向阀V-5。此外,也可以省略单向阀V-5。在设有单向阀V-5的情况下,也可以将比该单向阀靠下游的回路作为一次性物品。或者,不管有无单向阀V-5,均将比连接器215D靠下游的回路作为一次性物品。

[0139] 另外,也可以是,在三通旋塞阀213上连接有药液管(未图示),经由该药液管而朝向患者注入药液。

[0140] 在如上述那样构成的图20的药液回路系统中,通过使泵装置226工作而使小型注射器226a的活塞构件进退移动,从而能够反复进行以下操作:(i)自腔室223向注射器226a内抽吸生理盐水、以及(ii)自小型注射器226a喷出生理盐水。由此,能够向患者注入生理盐水。

[0141] 此外,在图20的结构中,作为一个例子,设有用于测量生理盐水腔室223的重量的负荷传感器223S。未图示的控制装置根据该负荷传感器223S的输出值或者将该输出值转换为负荷后的值来判断该值是否为规定的设定值以下(即,生理盐水的剩余量是否为某一基准值以下)。并且,在判断出为规定的设定值以下的情况下,对手术操作者发出规定的警告(例如点亮灯、显示消息、输出声音或者语音等)。

[0142] 当然,在图1的实施方式的药液回路系统中,也能够使用上述那样的负荷传感器223S。

[0143] 为了在例如图20的药液回路系统中省略空气传感器231,作为一个例子,能够在点滴用腔室中使用日本特开平9-117505所公开那样的具有漂浮的阀芯的连接器的连接器,由此,能够防止空气混入患者管线侧。另外,也可以是,根据该阀芯的位置来判断点滴用腔室是否变空,在变空时进行停止注入等的控制。

[0144] 图20的药液回路系统是具有下述液体回路套装的系统。一种医疗用的液体回路套装,其应用于血管造影,其中,该液体回路套装包括:造影剂管线,其与造影剂腔室相连接;生理盐水管线,其与生理盐水腔室相连接;注射器管线,其与注射器相连接;患者管线,其用于朝向患者输送造影剂或生理盐水;以及基部管线部,其与上述各管线相连接,并与上述造影剂管线和上述生理盐水管线分别连接成T字状,并且,该液体回路套装还包括:a、第1阀部件(V-1、V-2),其构成为,(i)在液体被朝向上述基部管线部的上游侧抽吸了的情况下,造影剂自造影剂管线内流到上述基部管线部内,(ii)在液体被自上述基部管线部的上游侧朝向下流侧挤压了的情况下,液体通过该阀部件而沿该方向流动;b、第2阀部件(V-1),在液体被自上述基部管线部的上游侧朝向下流侧挤压了的情况下,第2阀部件(V-1)容许液体沿该方向的流动,而不容许逆向的流动;以及c、第3阀部件(V-3、V-1),在利用用于输送生理盐水的部件而自上述生理盐水腔室输送生理盐水时,该第3阀部件(V-3、V-1)容许生理盐水向患者管线侧的流动,而不容许生理盐水向注射器管线侧的流动。

[0145] 关于辊式泵装置

[0146] 作为对药液腔室进行加压而送出药液的部件,也能够使用图21那样的辊式泵470。

作为一个例子,该泵470具有以夹持腔室223的方式配置的一对按压构件471、472。通过使按压构件471、472中的一个按压构件靠近另一个按压构件,能够按压两个构件471、472之间的腔室223,由此,能够将腔室223内部的药液压出。

[0147] 对于具体的构造,能够进行适当设计乃至变更,作为一个例子,也可以是,两个构件在铰接部474处连接起来,一个构件能够相对于另一个构件转动。为了使一个构件靠近另一个构件,也可以设有辊476。辊476可以构成为,一边绕旋转中心476a旋转(既可以设置驱动源,也可以不设置驱动源),一边如图示箭头所示那样向下方移动,从而将按压构件471朝向另一个构件472按压。

[0148] 关于活塞式的泵装置

[0149] 并且,也能够使用图22那样的活塞式的泵480。该泵480具有串联连接的两个注射器481、486,前方的注射器481的顶端部与管线209(参照图20)相连接。在前方的注射器481内配置有能够滑动移动的较短的垫片482a,在垫片482a的背面形成有突起485。该突起485发挥对在垫片482a向后方移动时的可动范围进行限制的作用,但不一定要形成该突起485。

[0150] 后方的注射器486的顶端细长地形成而能够插入到在前方的注射器481的密封构件482b上形成的通孔。由此,构成为,能够将后方的注射器486内的液体或气体输送至前方的注射器481内并自该注射器481内抽吸该液体或气体。此外,在该泵480上,还设有用于使后方的注射器486的活塞构件进退移动的驱动部件(未图示)。

[0151] 在本发明的药液回路系统中,如上所述,也能够使用图22那样的类型的泵装置480来实施生理盐水的抽吸和注入。

[0152] 释放阀的其他结构

[0153] 作为图1的释放阀202A、202B,也可以使用具有图23那样的结构的释放阀。此外,要注意的是,在图23(和后述的图24)中,对一部分结构进行了示意性的描绘。

[0154] 图23的释放阀401A具有作为构成外壳410的构件、即中空的主体构件411、与主体构件411的下部相连接的管连接构件412、以及用于闭塞主体构件411的上端开口部的盖构件413。另外,在主体构件411的内部配置有以能够向上方和下方移动的方式配置的轴构件425。在轴构件425上设有两个密封构件428、429,另外,在轴构件425的一部分上形成有凸缘部425f。

[0155] 轴构件425被螺旋弹簧S1向上方施力(图23),在该状态下,凸缘部425f压靠于密封构件429。在该状态下,流体不会自连接构件412的下端开口部412a朝向主体构件411的侧方开口部411a(或其相反方向)流动。

[0156] 另一方面,当对自盖构件413的中央部向上方突出的轴构件425的端部进行按压时,凸缘部425f会向下方移动,因此使流体的流路(详细结构未图示)敞开,由此,流体能够自连接构件412的下端开口部412a朝向主体构件411的侧方开口部411a(或其相反方向)流动。此外,对于流体的流路,例如,也可以由在轴构件425的外周部上沿着轴构件425的长度方向形成的槽来形成流路的一部分。

[0157] 如上所述,在本发明的药液回路系统中,也可以使用图23那样的释放阀401A。

[0158] 除此之外,还可以使用图24那样的释放阀401B。图24的释放阀401B具有作为构成外壳410的构件、即中空的主体构件411和用于闭塞主体构件411的上端开口部的盖构件413。在主体构件411的内部配置有以能够向上方和下方移动的方式配置的轴构件425。在轴

构件425上设有1个密封构件429和O形密封圈R1。在自盖构件413向上方突出的轴构件425的上端安装有内部形成有流路的按压构件416。按压构件416具有构成流体的出入口的侧方开口部416a。

[0159] 同样地,在如此构成的释放阀401B中,也在没有按压轴构件425的状态下,在螺旋弹簧S1的施力的作用下,凸缘部425f压靠于密封构件429,其结果,流体不会自下端开口部411a朝向按压构件416的侧方开口部416a(或其相反方向)流动。另一方面,当按压盖构件轴构件425时,使流体的流路(详细结构未图示)敞开,由此流体能够流动。

[0160] 其他结构

[0161] 以上,参照附图说明了本发明的一个例子,但在本发明的回路系统中能够应用以往公知的各种构造、装置、设备。例如,为了防止气泡注入患者,也可以在回路的任意的位置设置被称作章鱼管(日文:タコ管)的构造。作为一个例子,在图1的结构中,也可以在连接器217与空气传感器232之间设置章鱼管。此外,“章鱼管”指的是内部形成为空洞的、章鱼头部那样的突起部(外形可以为任意形状),用于捕捉在流体回路中流动来的气泡。因而,优选章鱼管以向铅垂上方突出的方式配置。另外,为了不使章鱼管的姿势变动,优选将章鱼管设置在回路系统中的、管线(管)的朝向稳定的部位。

[0162] 附图标记说明

[0163] 1、单向阀;200、液体回路系统;201、液体回路套装;202A、202B、释放阀;203、可动构件;205、造影剂管线;206、生理盐水管线;207、变换器管线;208、患者管线;209、管线;210、基部管线部;213、三通旋塞阀;215A、215B、双联单向阀;215C、215D、连接器;223、生理盐水腔室;223S、传感器;226、泵装置;226a、注射器;227、主体部;231、232、空气传感器;251、注射器;260、注入器;270、变换器;300、切换器;301、驱动部;332、空气传感器;401A、401B、释放阀;410、外壳;411、主体构件;412、管连接构件;413、盖构件;428、429、密封构件;470、辊式泵;476、辊;480、活塞泵;481、486、注射器;V-1~V-5、单向阀;S1、螺旋弹簧。

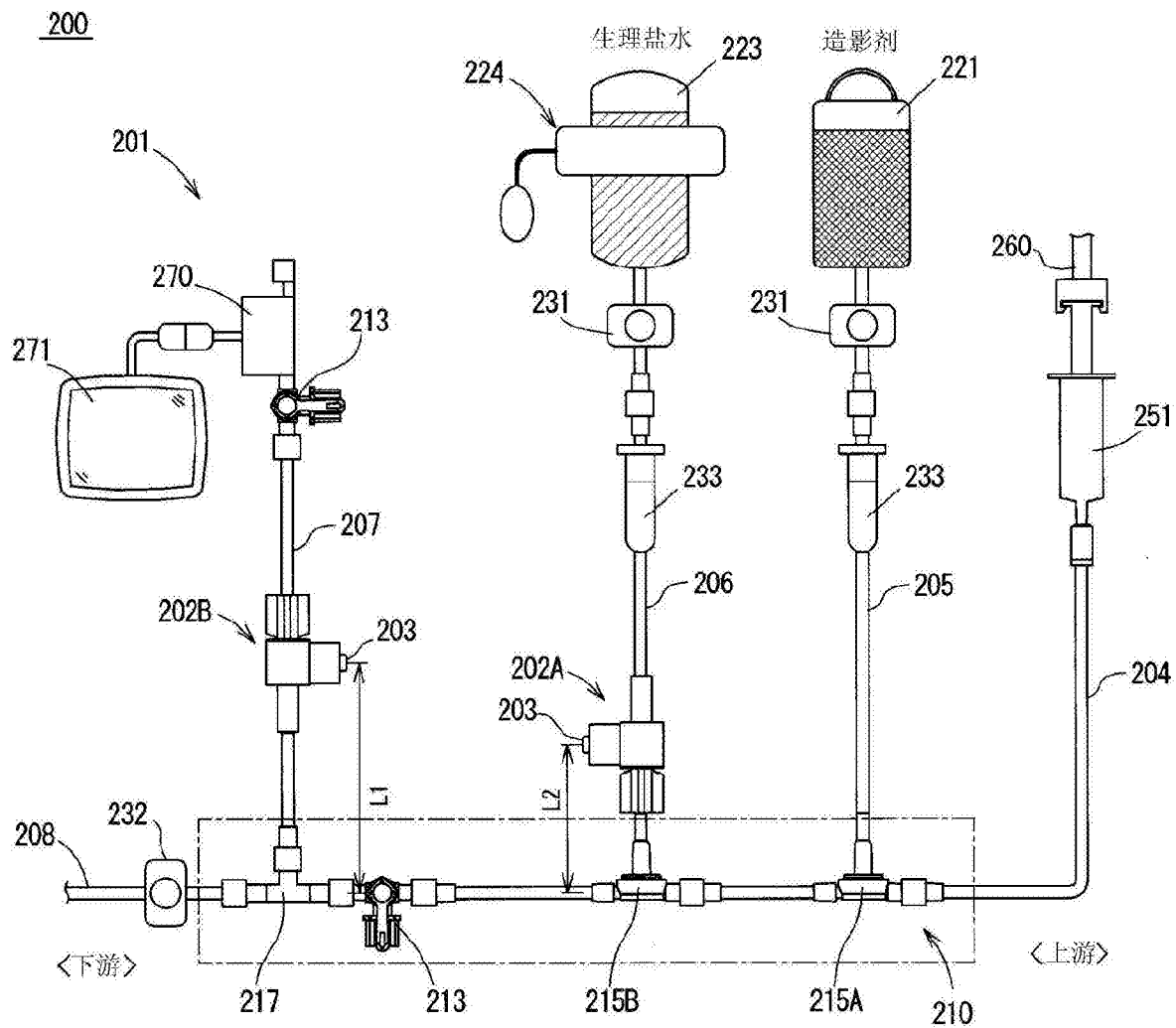


图1

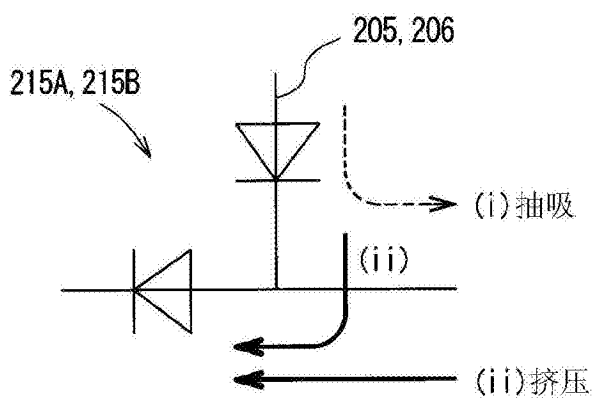


图2A

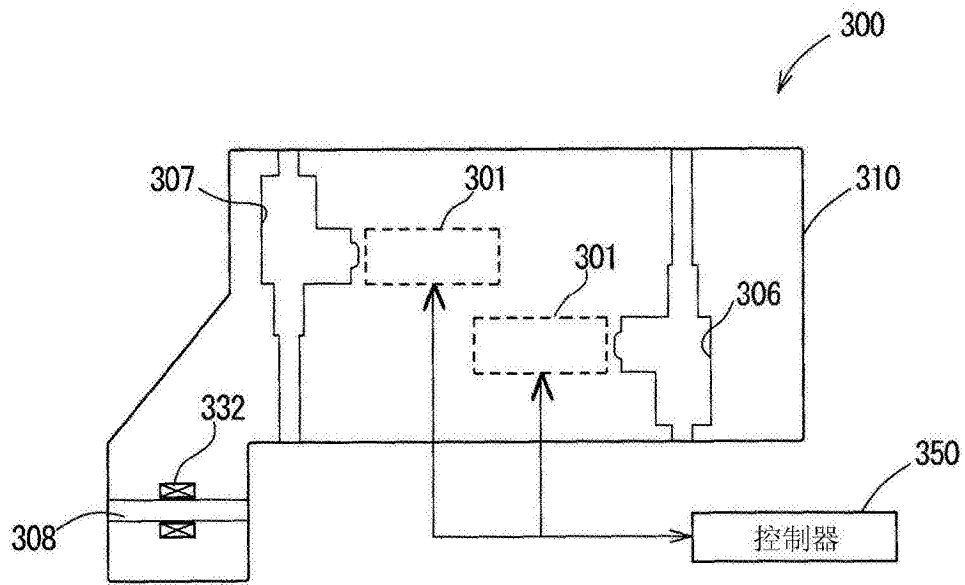


图2B

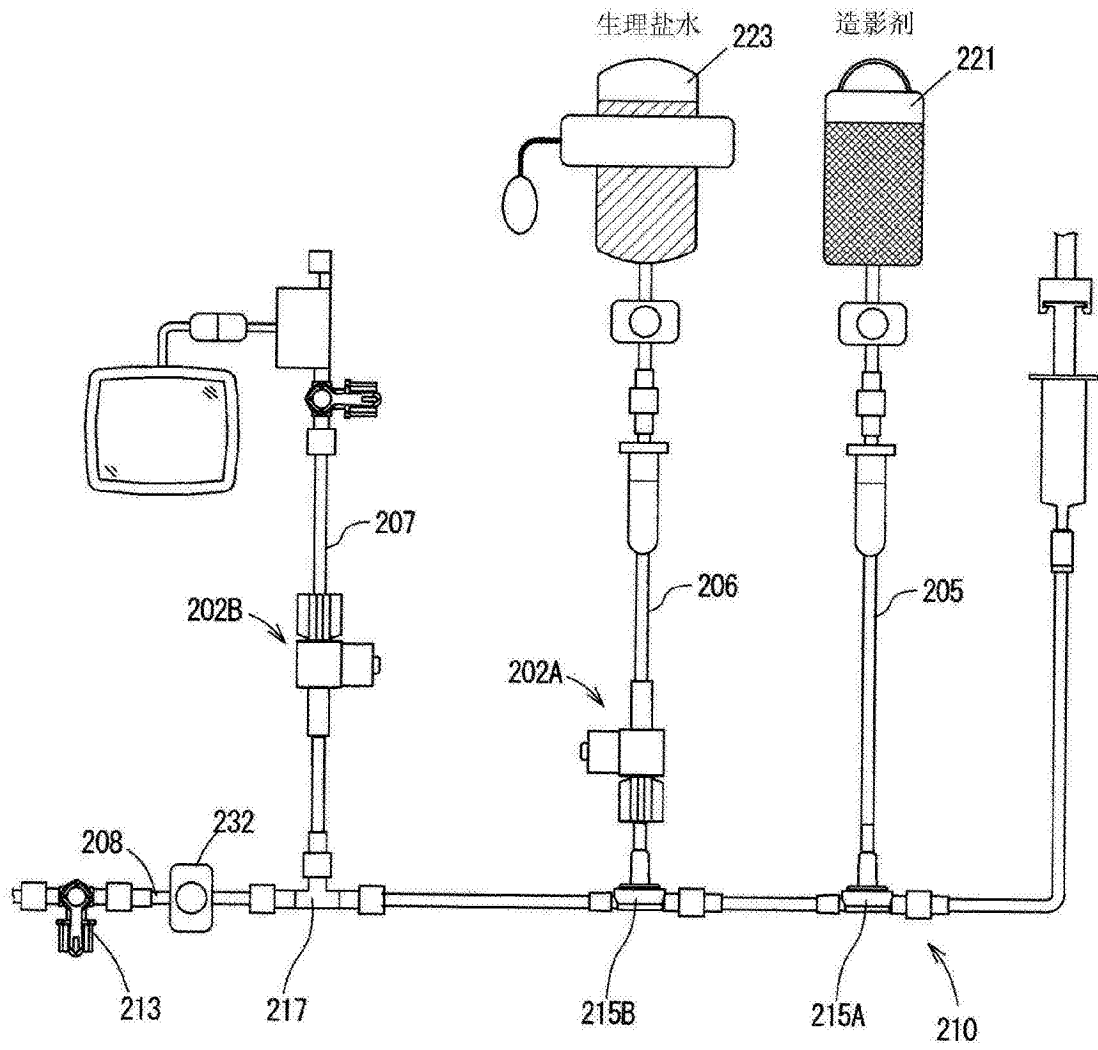


图2C

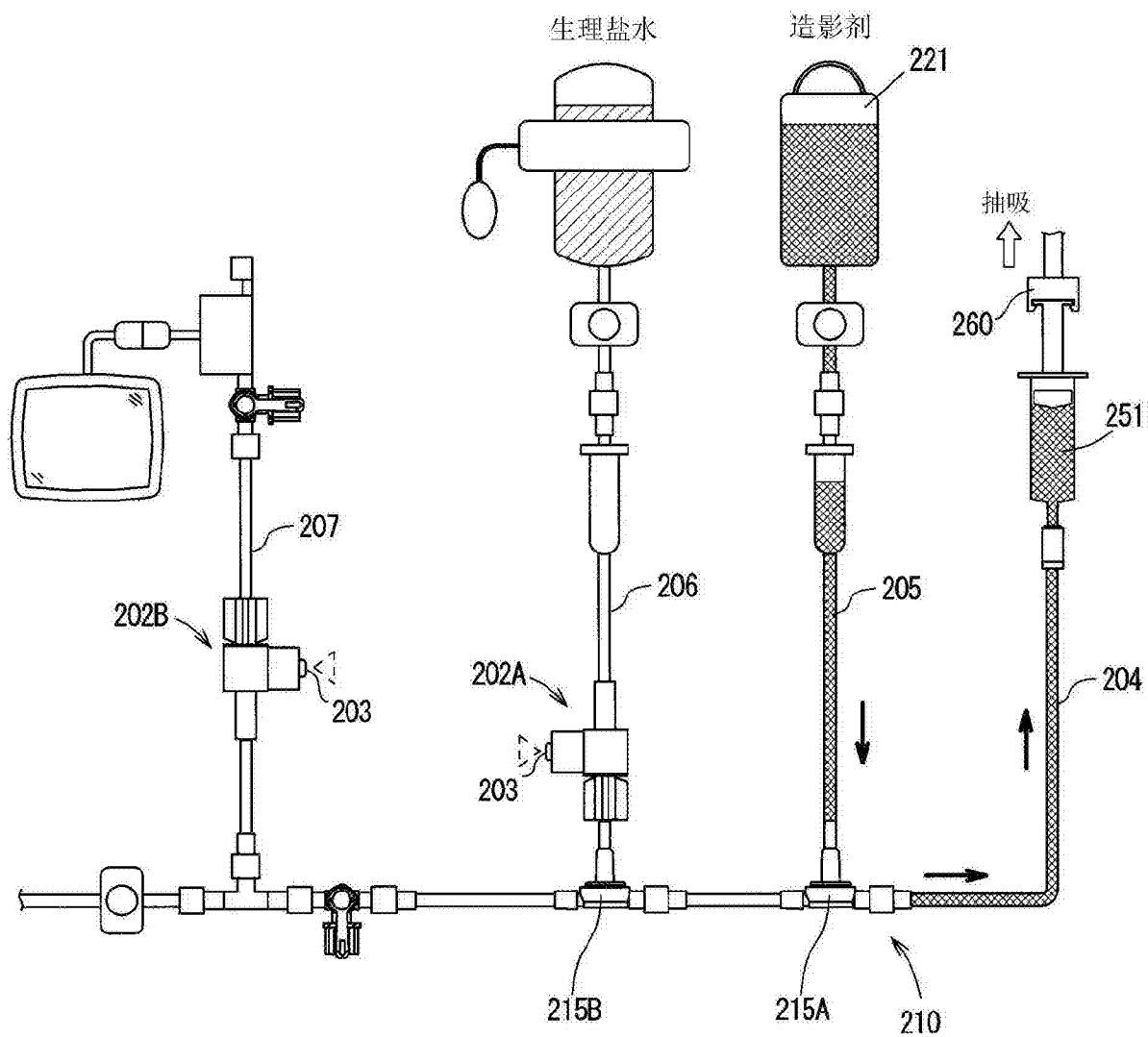


图3

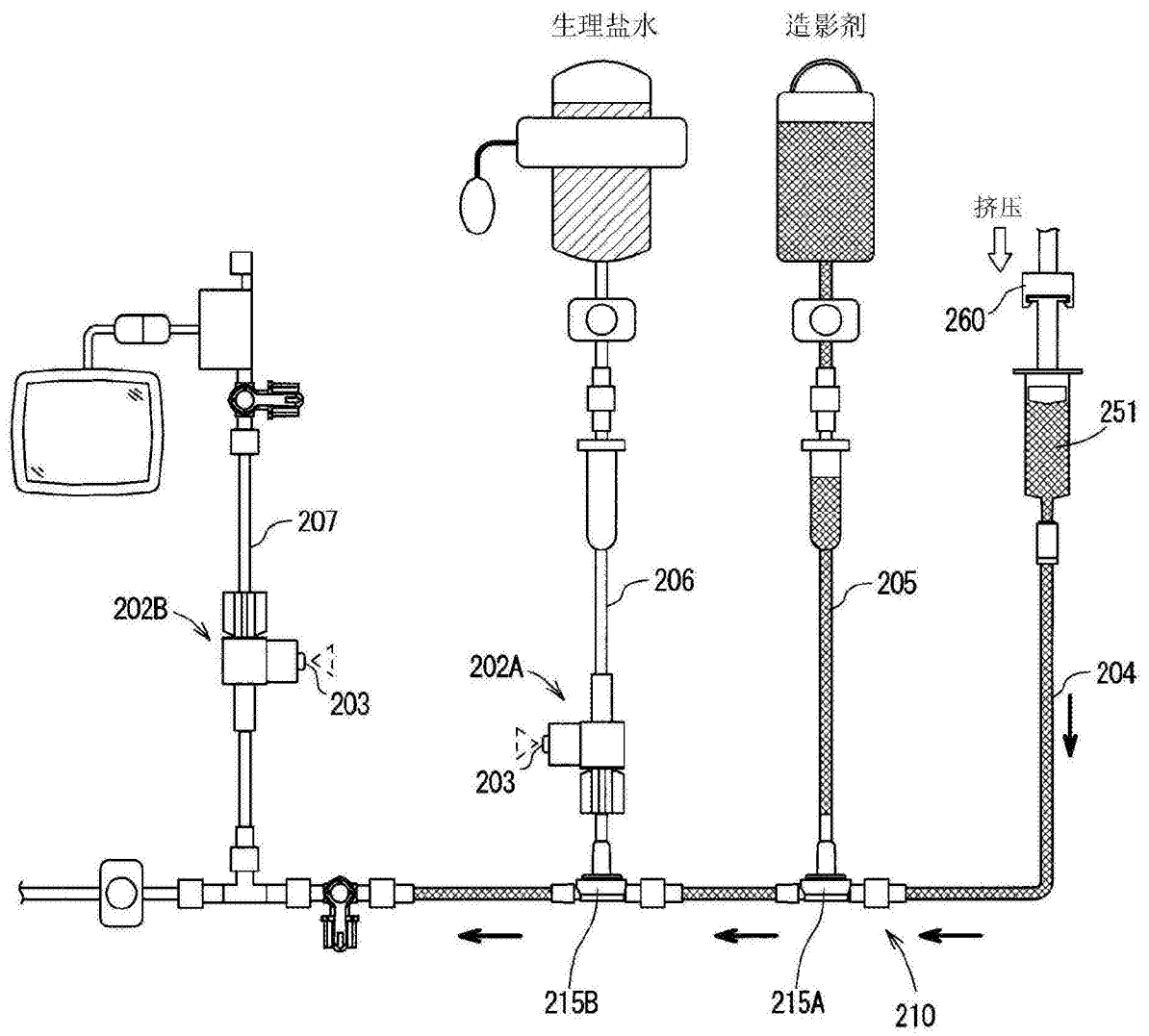


图4

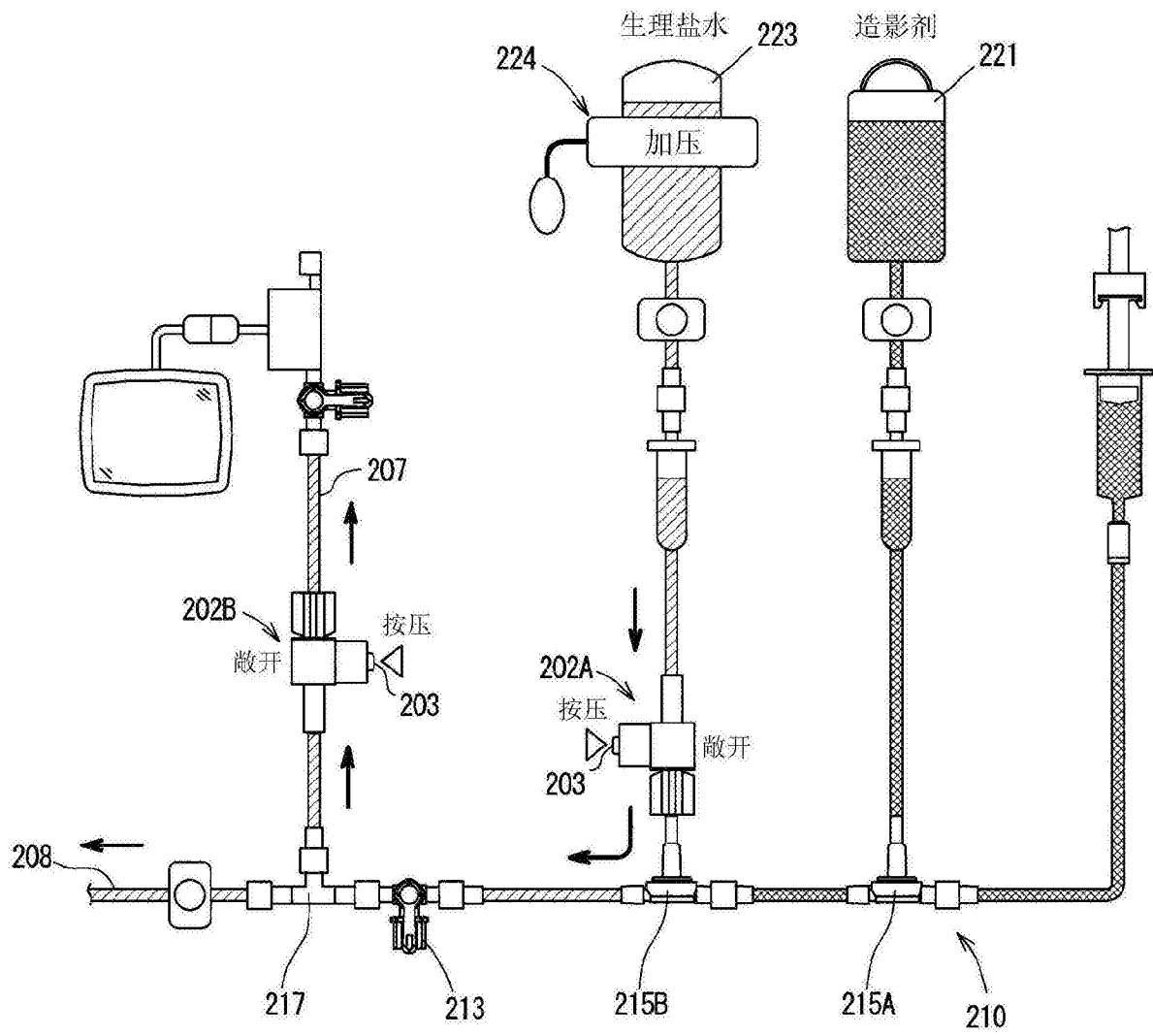


图5

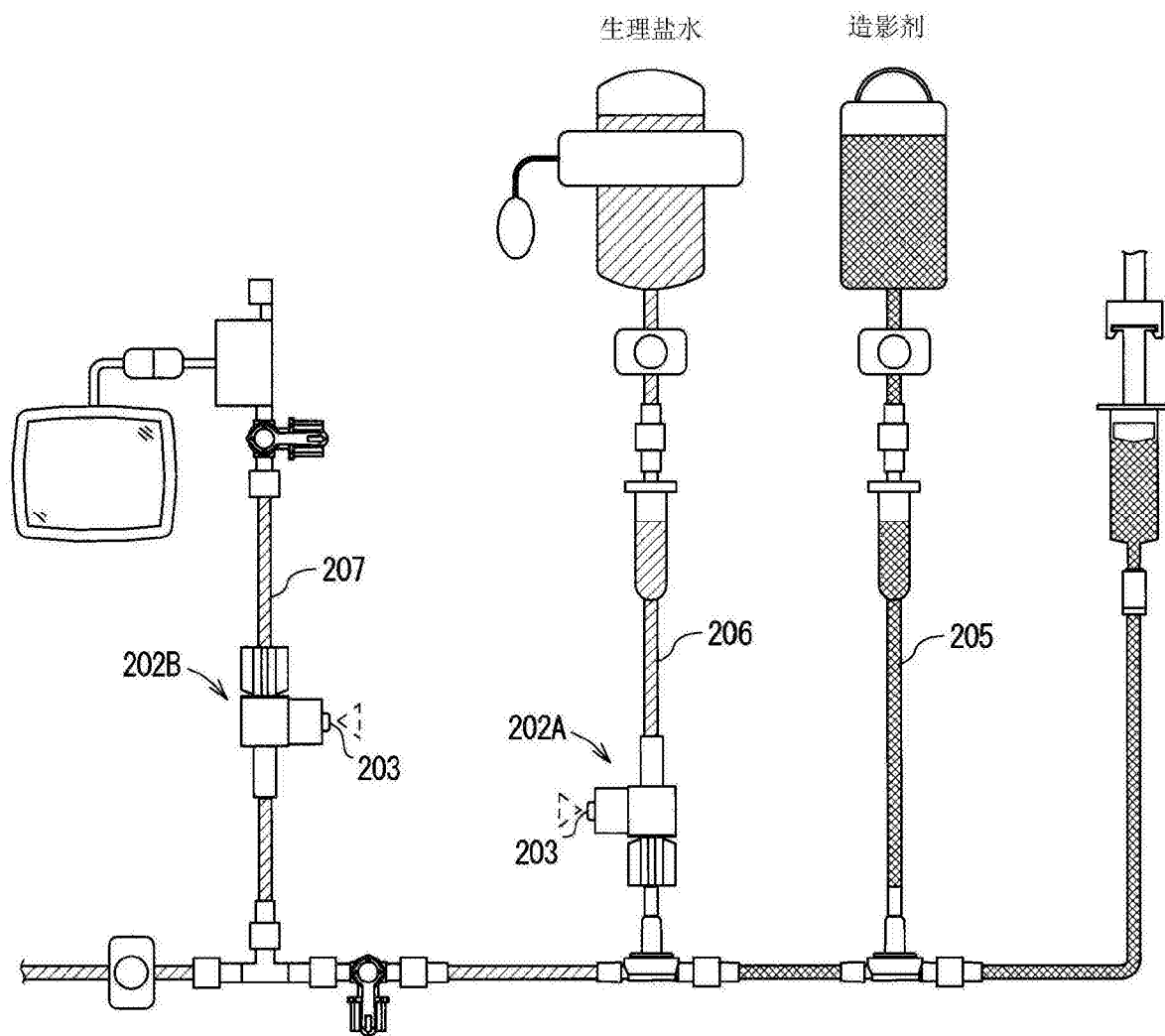


图6

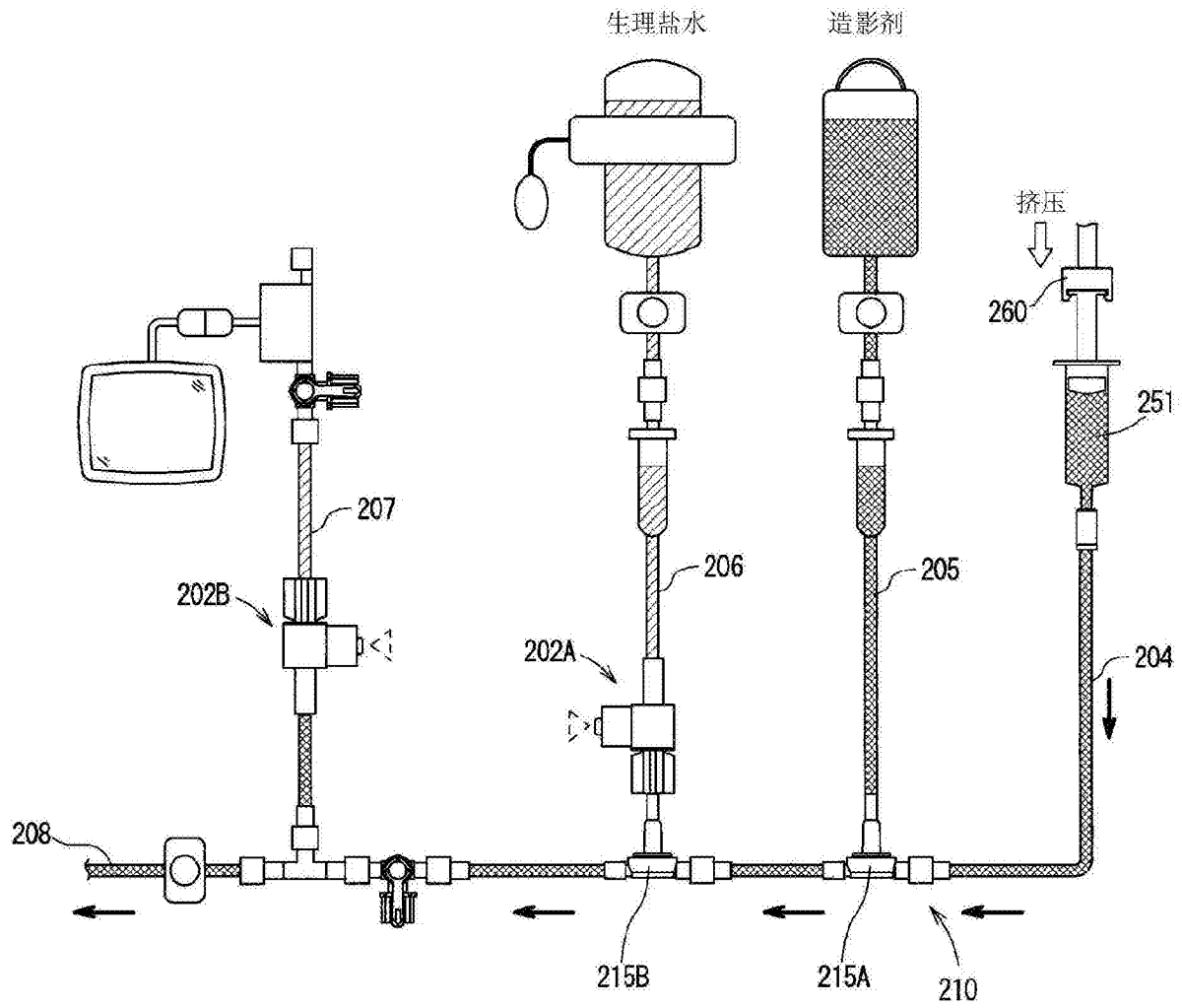


图7

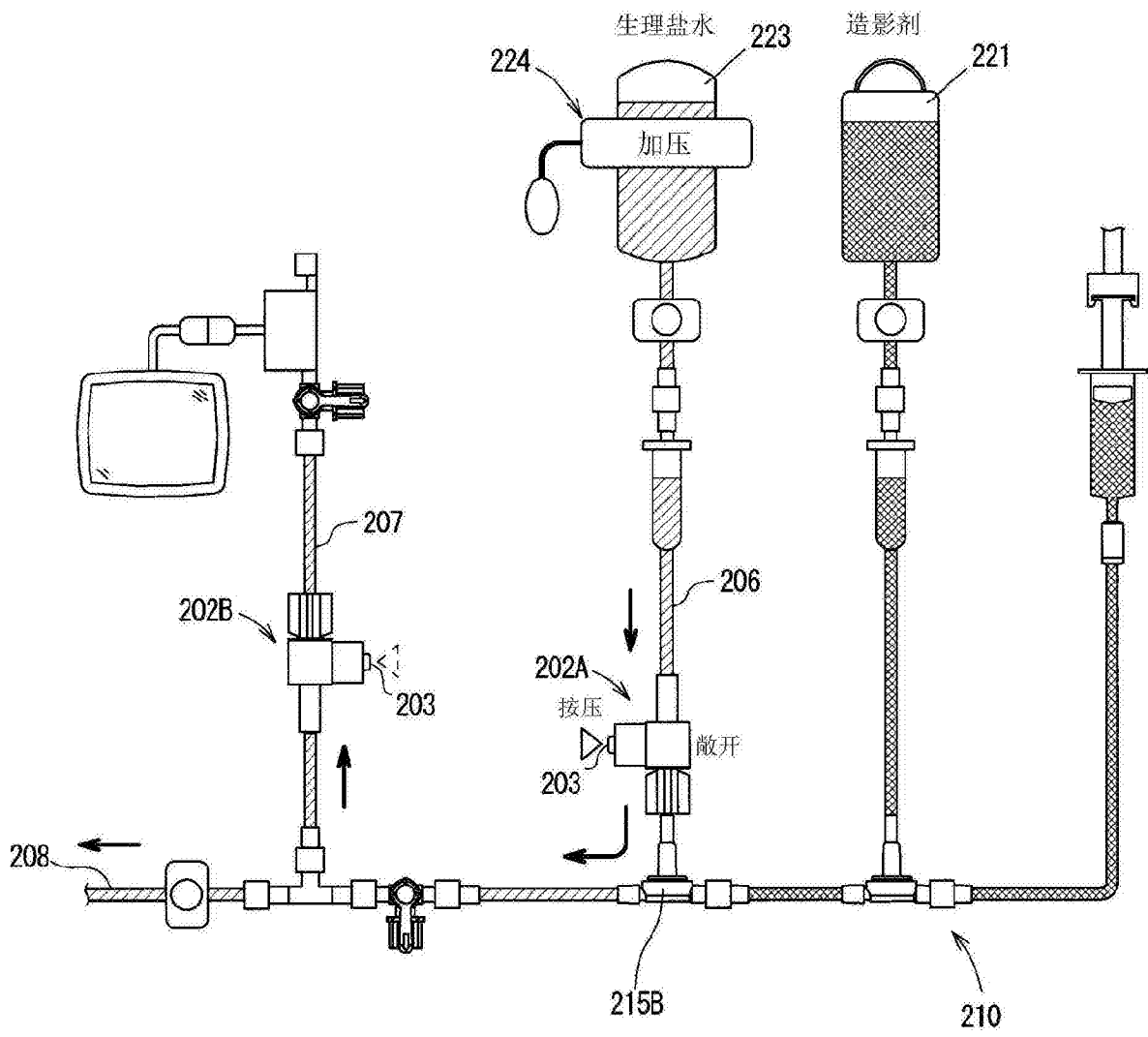


图8

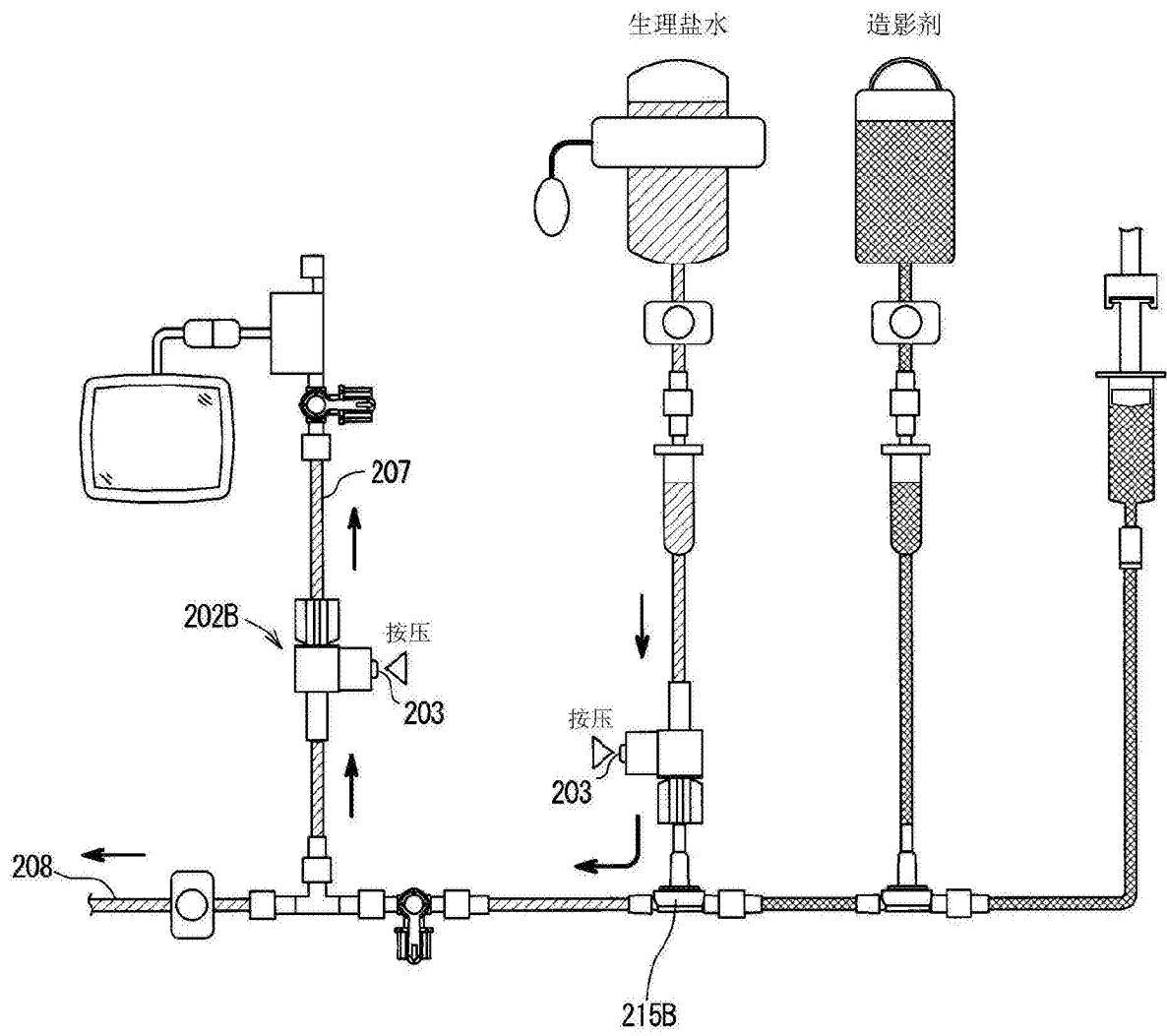


图9

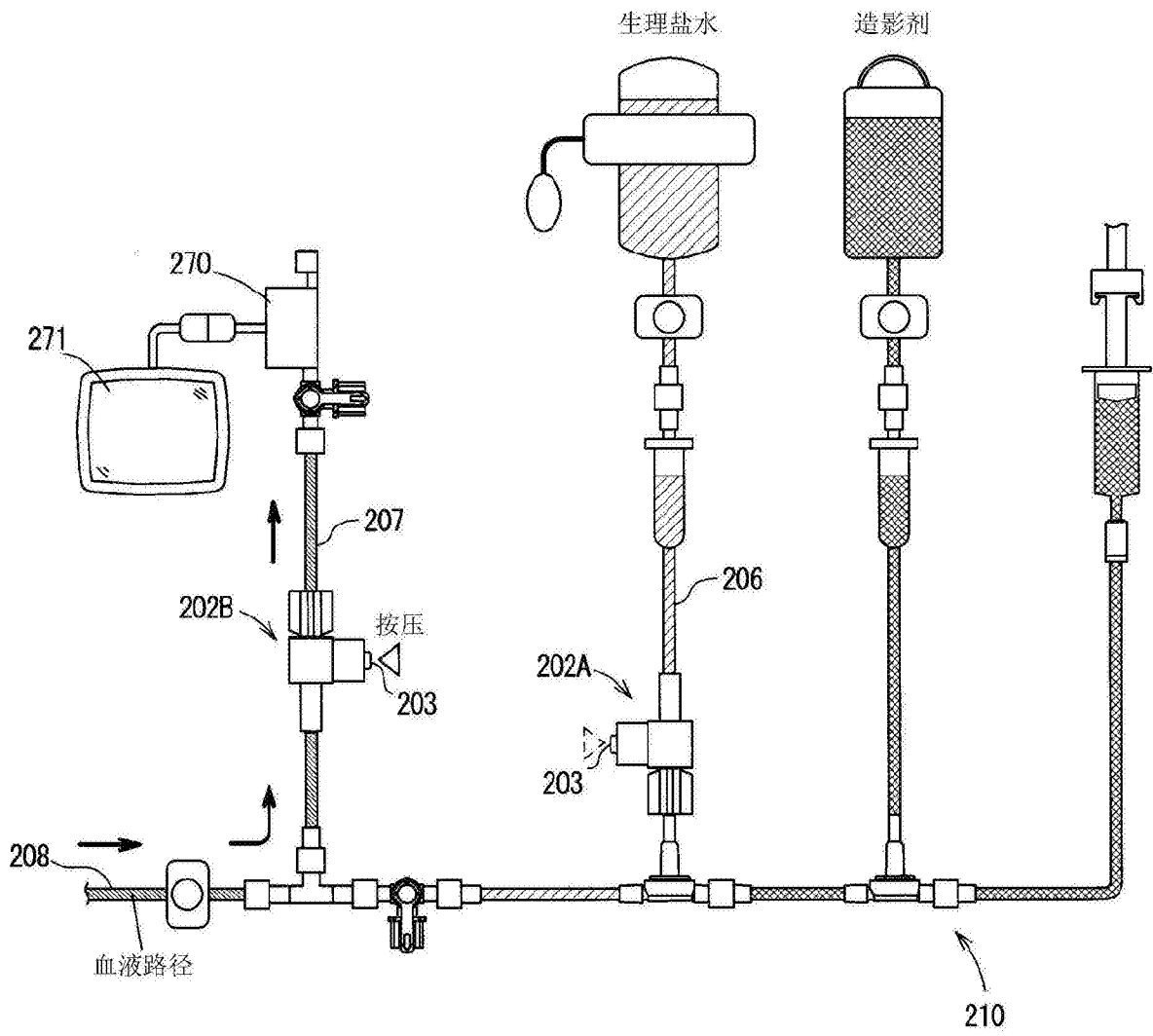


图10

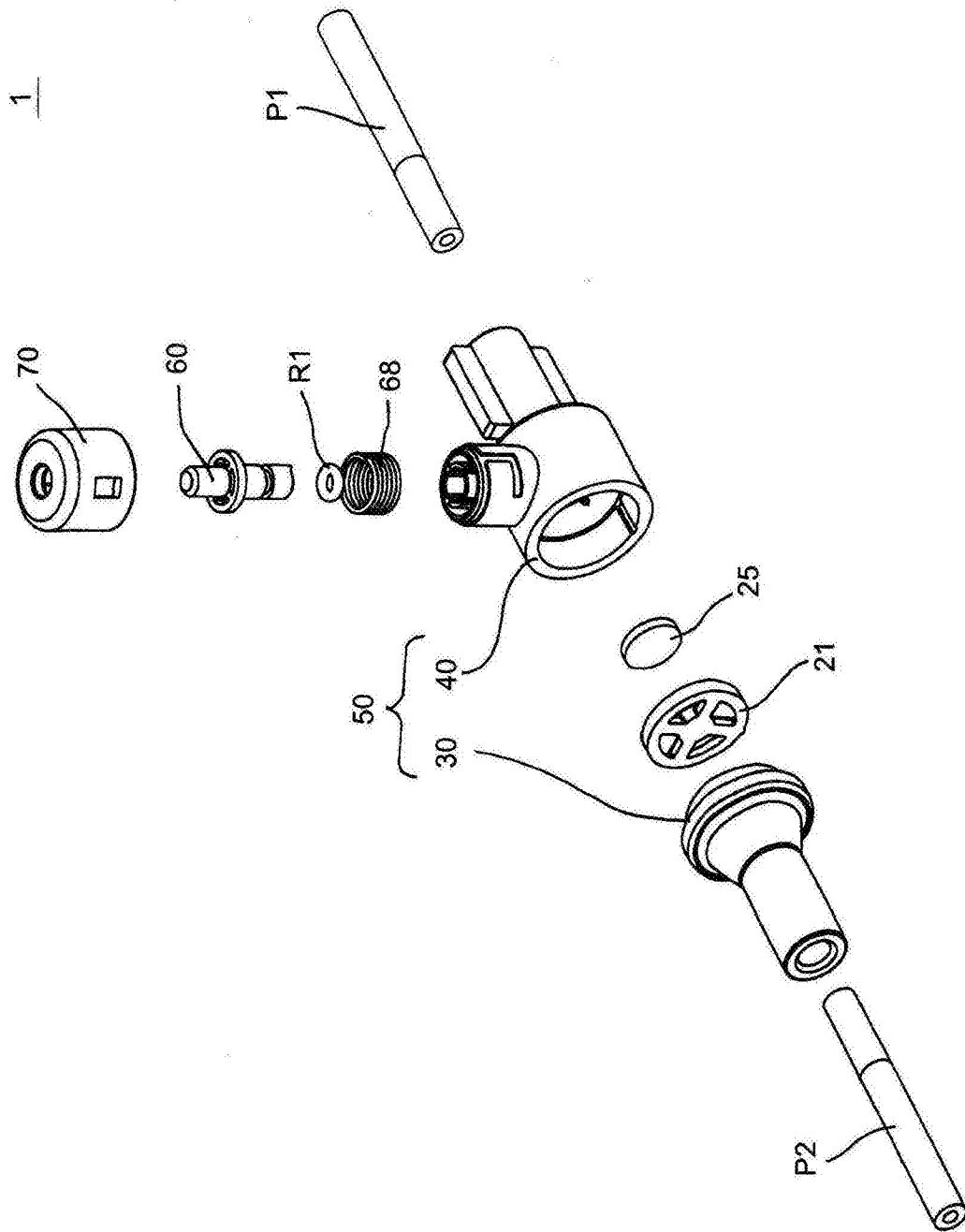


图11

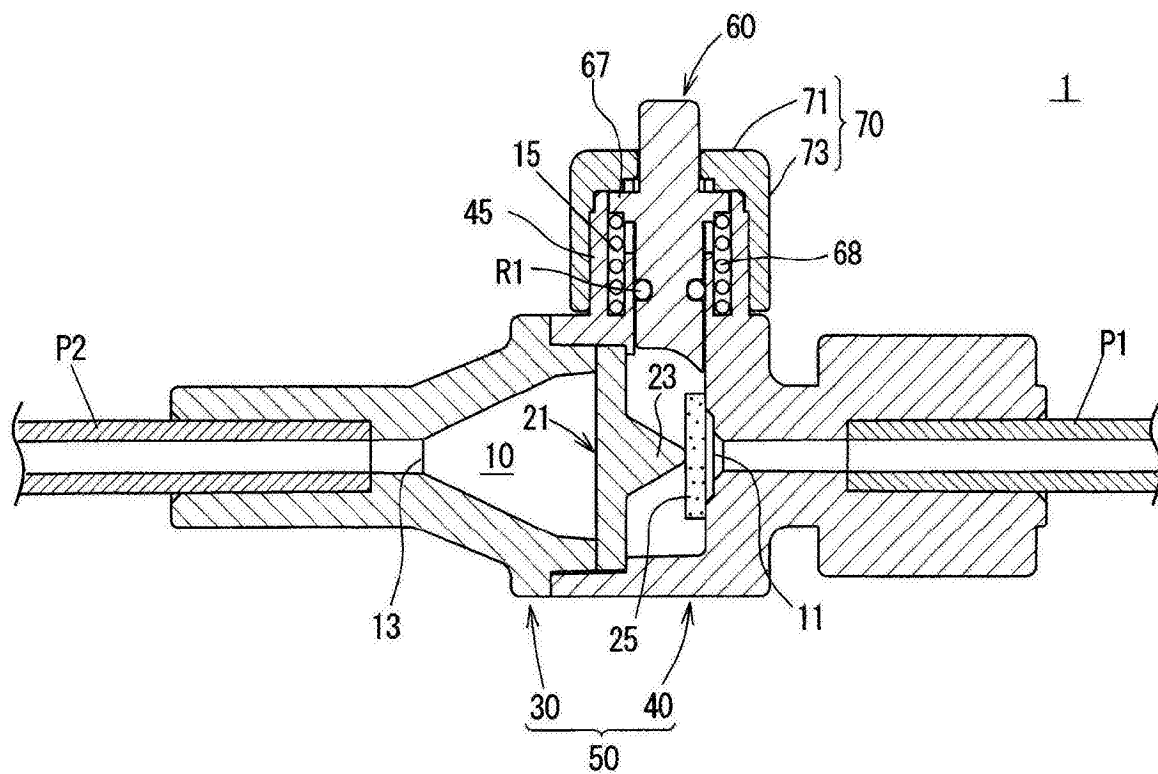


图12

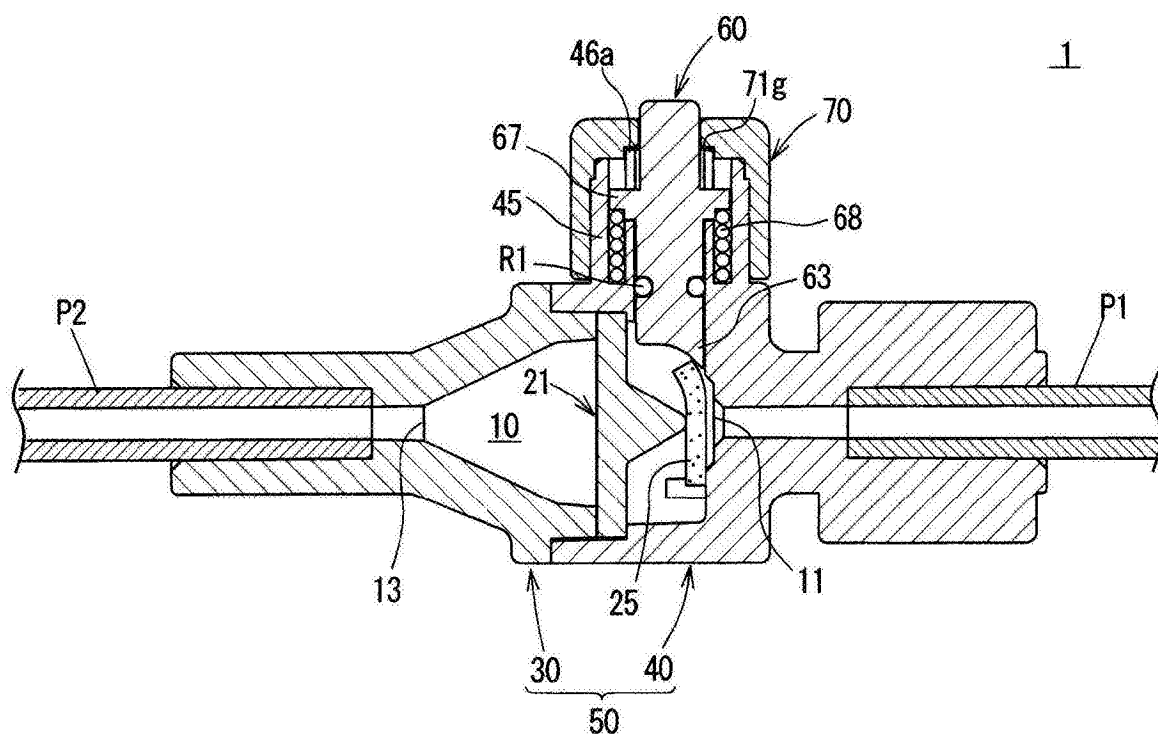


图13

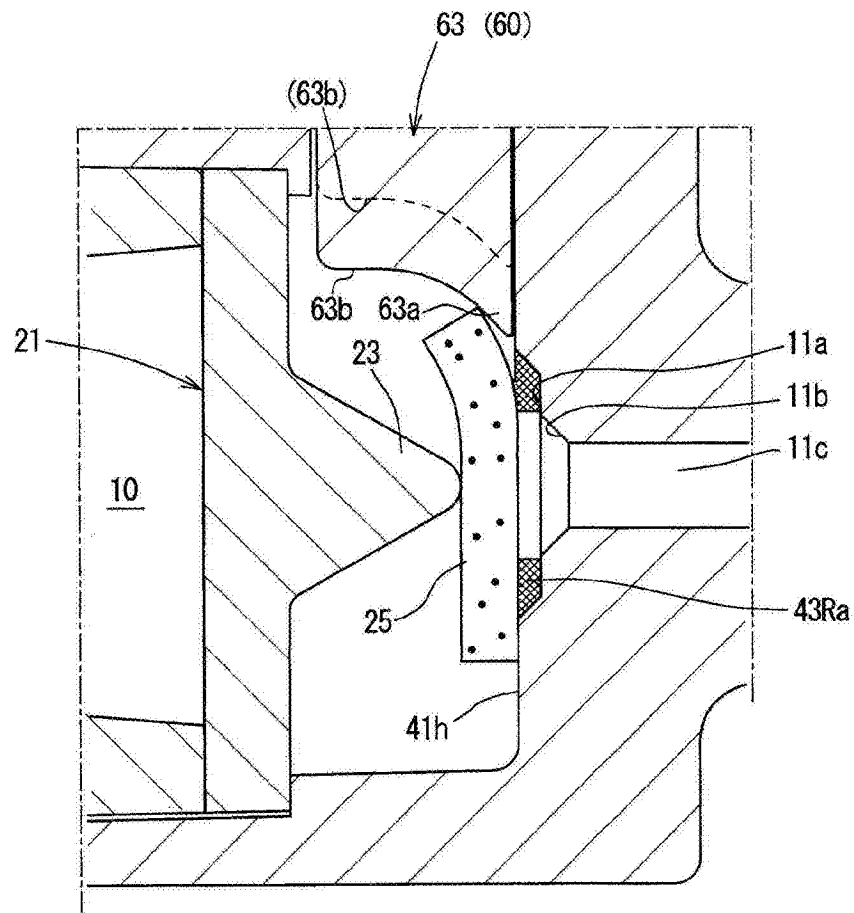


图14

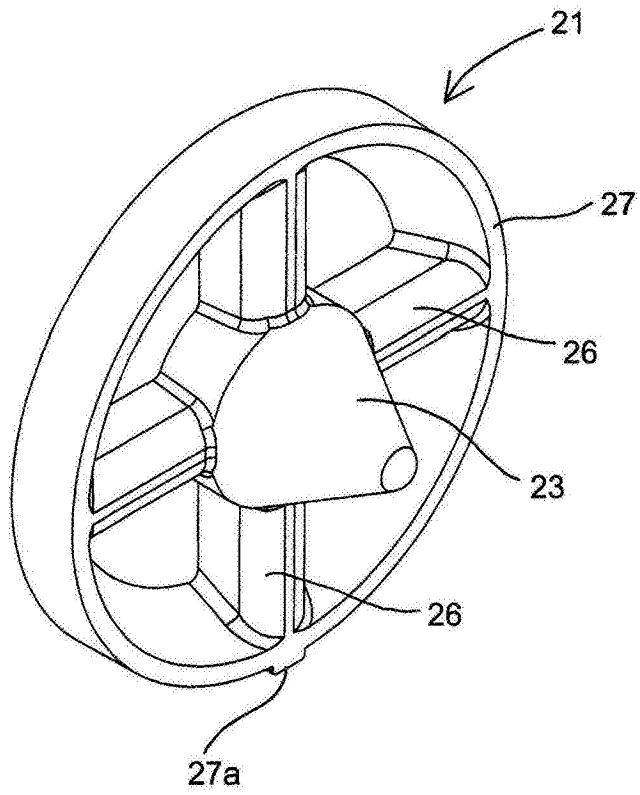


图18

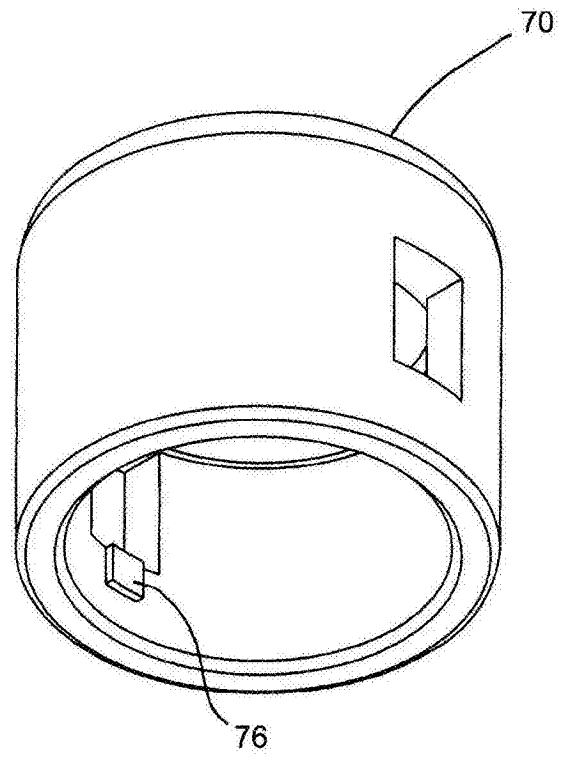


图19

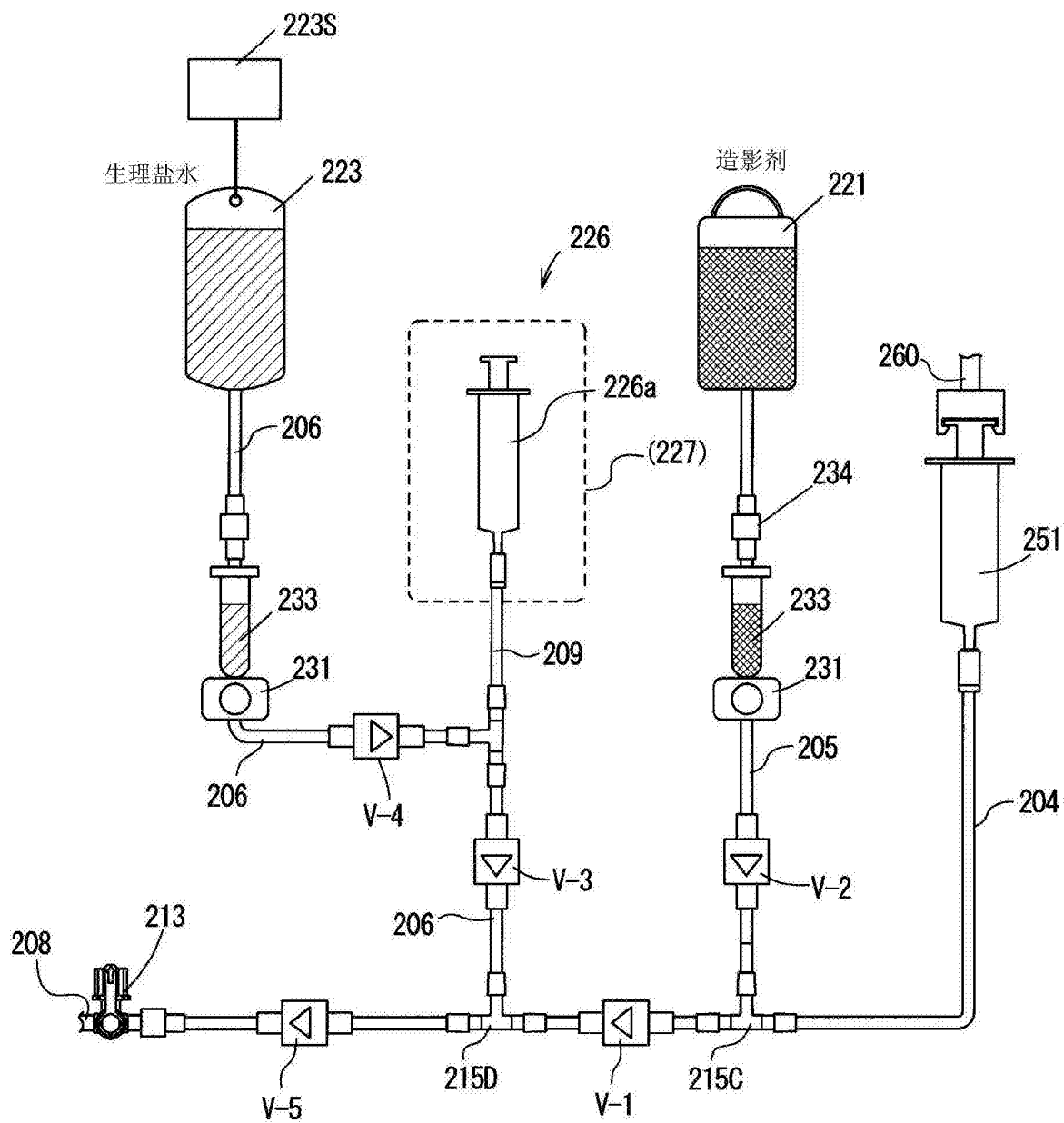


图20

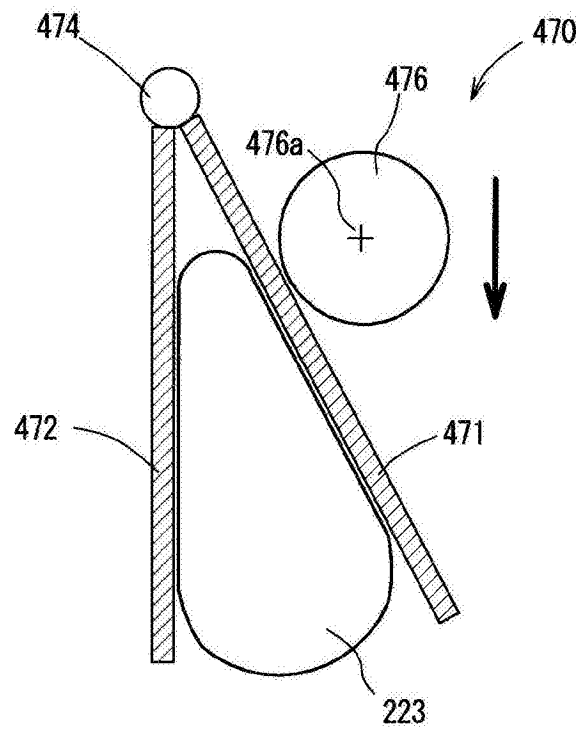


图21

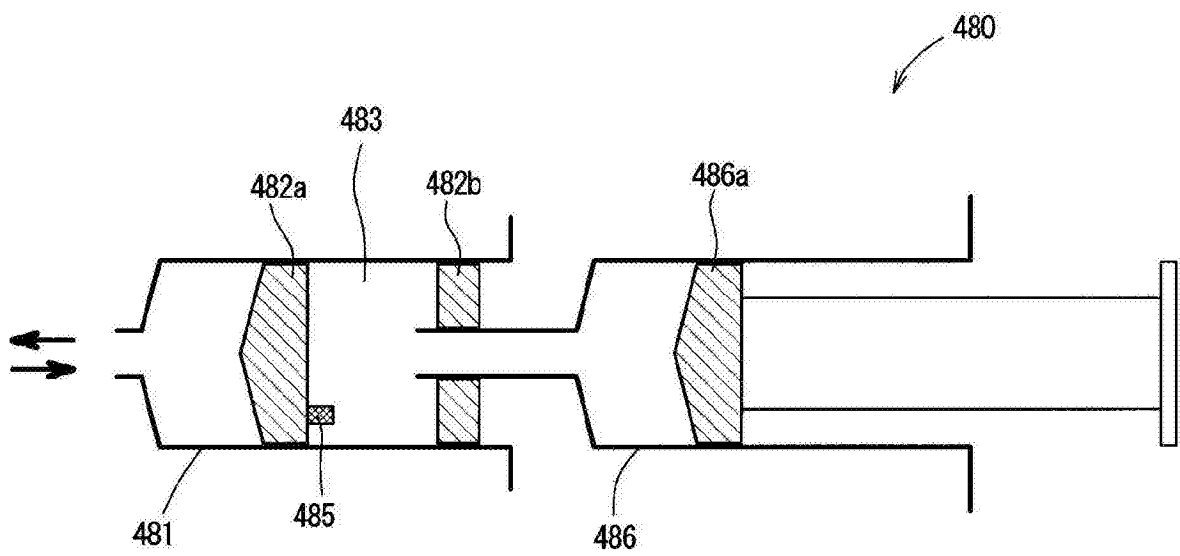


图22

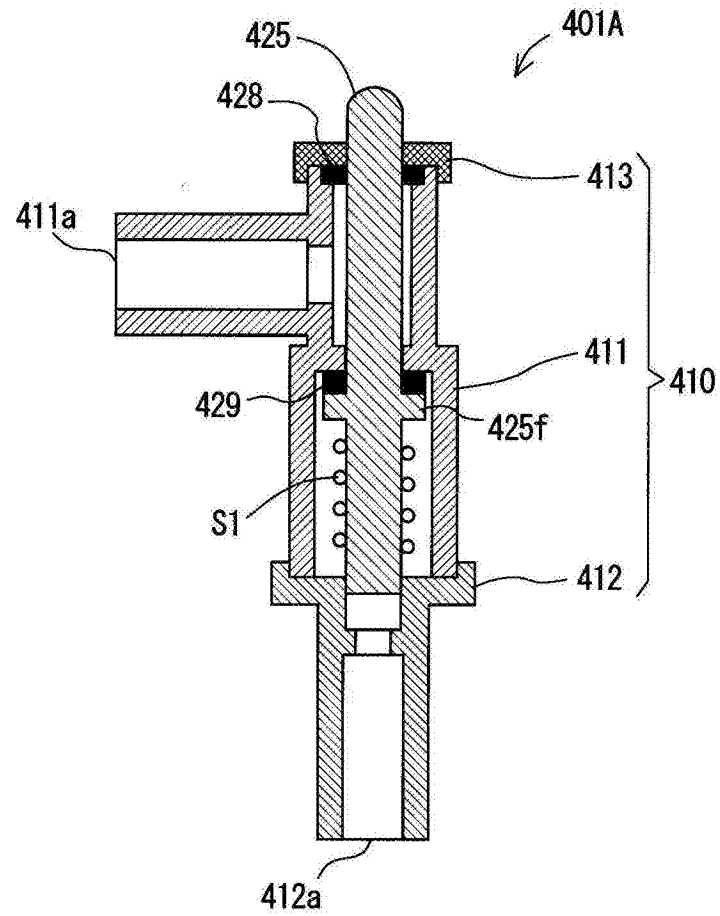


图23

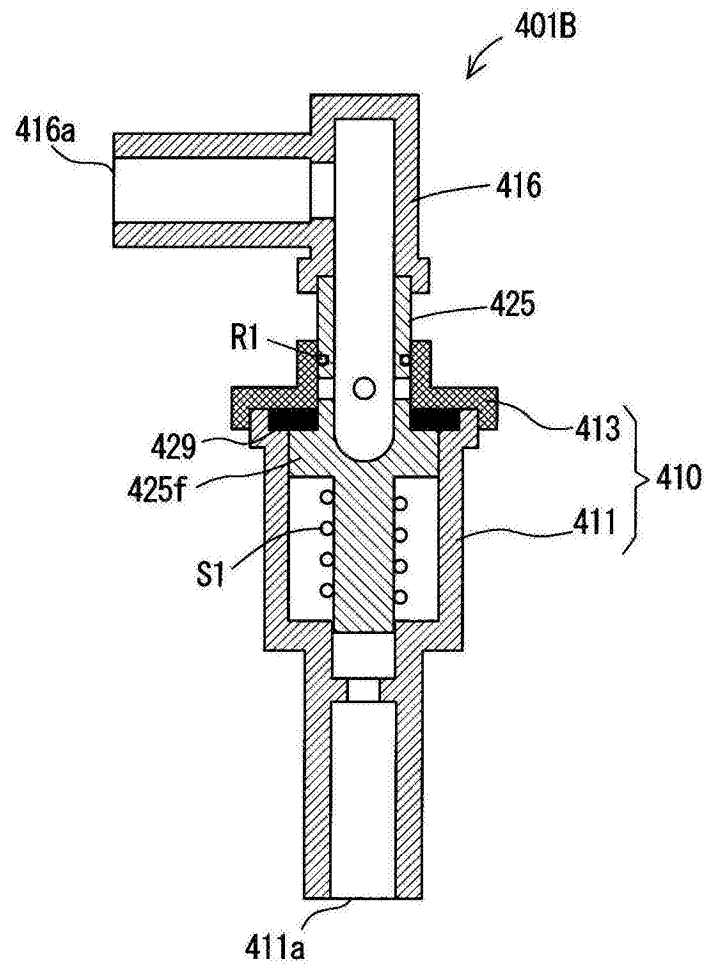


图24