



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106488749 A

(43)申请公布日 2017.03.08

(21)申请号 201580035846.1

(22)申请日 2015.06.23

(30)优先权数据

2014-142038 2014.07.10 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/003140 2015.06.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/006179 JA 2016.01.14

(71)申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 小岛英挥 关野博一

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 田喜庆 吴孟秋

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

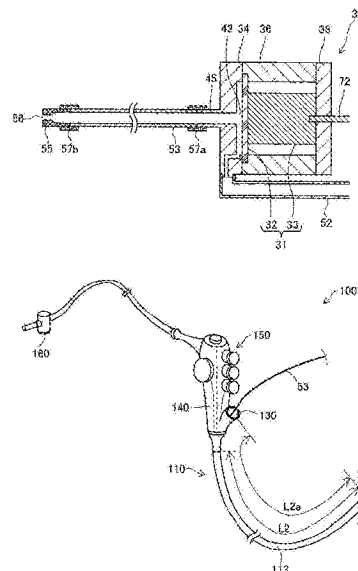
权利要求书1页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

液体喷射单元、液体喷射装置、内窥镜装置、医疗设备

(57)摘要

液体喷射单元(21)具有脉动流产生单元(30)。脉动流产生单元(30)具有充满生理盐水的液体室(42)。当隔膜(32)挠曲时,液体室(42)的容积缩小。这样,从液体室(42)向可挠性的连接流路(53)压出盐水,并从喷射管(55)的开口部(56)喷出盐水。这样产生的盐水的脉冲流切除患部。连接流路(53)及喷射管(55)插入软性内窥镜(100)的管状部(110)。由于连接流路(53)长于管状部(110),从而脉动流产生单元(30)位于内窥镜(100)的外部。做手术的人能够边通过内窥镜(100)观察患者的体内,边向患部喷射脉冲流。



1. 一种液体喷射单元,与内窥镜组合使用,所述内窥镜具备用于插入体内的长条状的管状部和连接于所述管状部的把持部,所述液体喷射单元具备:

液体室,在所述液体喷射单元与所述内窥镜组合了的情况下,所述液体室配置于所述内窥镜的外部;

脉动流产生部,使脉动流在所述液体室产生;

开口部,用于喷射液体;以及

连接流路,具有可挠性,用于连接所述液体室和所述开口部。

2. 一种液体喷射单元,与内窥镜组合使用,所述内窥镜具备用于插入体内的长条状的管状部和连接于所述管状部的把持部,所述液体喷射单元具备:

脉动流产生部,使脉动流在液体室产生;

开口部,用于喷射液体;以及

连接流路,具有可挠性,用于连接所述液体室和所述开口部,

所述连接流路的长度长于所述管状部的长度。

3. 一种液体喷射单元,其特征在于,具备:

脉动流产生部,使脉动流在液体室产生;

开口部,用于喷射液体;

连接流路,具有可挠性,用于连接所述液体室和所述开口部;以及

液体供给流路,作为用于向所述液体室供给液体的流路而通至所述液体室,

所述连接流路和所述液体供给流路的杨氏模量、外径、壁厚和泊松比中至少任一是不同的。

4. 根据权利要求3所述的液体喷射单元,其中,

因规定的内压负载于所述连接流路而引起的流路截面积的增大量比因所述规定的内压负载于所述液体供给流路而引起的流路截面积的增大量小。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的液体喷射单元,其中,

所述液体室的容积能够改变,

所述脉动流产生部具备能改变所述液体室的容积的容积变更部。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的液体喷射单元,其中,

所述脉动流产生部具备用于在所述液体室内产生气泡的气泡产生部。

7. 一种液体喷射装置,具备:

权利要求1至6中任一项所述的液体喷射单元;

向所述液体室供给液体的液体供给机构;以及

控制所述液体供给机构和所述脉动流产生部的控制装置。

8. 一种内窥镜装置,具备:

权利要求1至6中任一项所述的液体喷射单元、或权利要求7所述的液体喷射装置;以及内窥镜。

9. 一种医疗设备,使用了权利要求1至6中任一项所述的液体喷射单元、权利要求7所述的液体喷射装置、或权利要求8所述的内窥镜装置。

液体喷射单元、液体喷射装置、内窥镜装置、医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及液体的喷射。

背景技术

[0002] 在喷射脉动流(pulsating flow)的液体喷射单元中,已知将用于生成脉动流的液体室设置在喷射管的开口部附近的构成(例如专利文献1、2、3)。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:特开2012-223266号公报

[0006] 专利文献2:特开2012-187291号公报

[0007] 专利文献3:特开2009-136519号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 本发明鉴于上述现有技术,将在用于与内窥镜组合的用途的情况下,需要将液体室插入内窥镜作为要解决的技术问题。如上述现有技术那样,若将液体室设置在喷射管的开口部附近,则会引起与内窥镜组合的用途中液体喷射单元的操作性能变差、限制液体室的设计这样的问题。

[0010] 用于解决技术问题的方案

[0011] 本发明用于解决上述技术问题,并可作为以下方式来实现。

[0012] (1) 根据本发明的一方式,提供一种与内窥镜组合使用的液体喷射单元,所述内窥镜具备用于插入体内的长条状(elongated)的管状部和连接于所述管状部的把持部。该液体喷射单元具备:液体室,在所述液体喷射单元与所述内窥镜组合了的情况下,所述液体室配置于所述内窥镜的外部;脉动流产生部,使脉动流在所述液体室产生;开口部,用于喷射液体;以及连接流路,具有可挠性,并连接所述液体室和所述开口部。根据该方式,在与内窥镜组合的用途中使用的情况下,液体室没有插入内窥镜。其结果,液体喷射单元的操作性能良好,并提高液体室的设计自由度。

[0013] (2) 根据本发明的其它方式,提供一种与内窥镜组合使用的液体喷射单元,所述内窥镜具备用于插入体内的长条状的管状部和连接于所述管状部的把持部。该液体喷射单元具备:脉动流产生部,使脉动流在液体室产生;开口部,用于喷射液体;以及连接流路,具有可挠性,并连接所述液体室和所述开口部,所述连接流路的长度长于所述管状部的长度。根据该方式,在用于与内窥镜组合的用途中的情况下,操作性能良好。在这种方式的情况下,由于连接流路长于管状部,因此,即便将连接流路插入管状部,连接流路也会从管状部伸出。因此,能够把持伸出的部位进行操作、或者使开口部从管状部突出,进而能够得到上述效果。

[0014] (3) 根据本发明的其它方式,提供一种液体喷射单元。该液体喷射单元具备:脉动

流产生部,使脉动流在液体室产生;开口部,用于喷射液体;连接流路,具有可挠性,并连接所述液体室和所述开口部;以及液体供给流路,作为用于向所述液体室供给液体的流路而通至所述液体室,所述连接流路和所述液体供给流路的杨氏模量、外径、壁厚和泊松比中至少任一是不同的。根据该方式,能够使连接流路及液体供给流路的特征得当。不通过脉动流产生部对在液体供给流路流动的液体赋予脉动流,而通过脉动流产生部对在连接流路流动的液体赋予脉动流。即,这种方式的情况下,关于通过脉动流产生部产生的脉动流的有无不同的流路彼此,杨氏模量、外径、壁厚和泊松比中至少任一并不相同。其结果,能够使流路的特征对应于通过脉动流产生部产生的脉动流的有无,因此,能够得到上述效果。

[0015] (4) 在上述方式中,也可以是,因规定的内压负载于所述连接流路而引起的流路截面积的增大量比因所述规定的内压负载于所述液体供给流路而引起的流路截面积的增大量小。根据该方式,能够使连接流路及液体供给流路的特征更为得当。为使通过脉动流产生部产生的脉动流没有衰减地传播到喷射管,优选连接流路伴随内压变动的截面积的变动小。另一方面,并不要求液体供给流路传播脉动流,因此,相比于减小伴随内压变动的截面积的增大量,优选优先流路阻力的降低、低成本化等来制造。根据该方式,易于实现这些特征。

[0016] (5) 上述方式中,也可以是,所述液体室的容积能够改变,并且,所述脉动流产生部具备能改变所述液体室的容积的容积变更部。根据该方式,能够通过容积变更来赋予脉动流。

[0017] (6) 在上述方式中,也可以是,所述脉动流产生部具备用于在所述液体室内产生气泡的气泡产生部。根据该方式,能够通过气泡的产生赋予脉动流。

[0018] 本发明能够以各种方式实现。例如,能够以具备液体供给机构和控制装置的液体喷射装置、包括液体喷射单元的内窥镜装置、利用它们的医疗设备的方式等实现。

附图说明

[0019] 图1是内窥镜装置的构成图。

[0020] 图2是液体喷射单元的构成图。

[0021] 图3是脉动流产生单元的内部构成的截面图。

[0022] 图4是示出施加于压电元件的驱动电压的波形的图。

[0023] 图5是示出驱动电压的波形与隔膜的变形情况之间的对应关系的图。

[0024] 图6是内窥镜的立体图。

[0025] 图7是内窥镜的前端部的放大图。

[0026] 图8是内窥镜装置的构成图(实施方式二)。

[0027] 图9是液体喷射单元的构成图(实施方式二)。

[0028] 图10是脉动流产生单元的内部构成的截面图(实施方式二)。

具体实施方式

[0029] 对实施方式一进行说明。图1是内窥镜装置10的构成图。内窥镜装置10使液体喷射装置20与内窥镜100相组合而构成。内窥镜装置10作为医疗设备使用。内窥镜装置10具有如下功能:即、向做手术的人提供患者体内的图像的功能、以及通过从配置于前端部120内的

喷射管55对患部脉冲状地喷射液体来切除患部的功能。在本实施方式中,患者是人。

[0030] 如图1所示,脉动流产生单元30在液体喷射装置20与内窥镜100组合了的状态下,配置于内窥镜100的外部。

[0031] 图2示出液体喷射装置20。液体喷射装置20具备脉动流产生单元30、液体供给机构50、流路51、液体供给流路52、连接流路53、液体容器59、控制装置70、信号线71、信号线72和脚踏开关75。脉动流产生单元30、液体供给流路52、连接流路53及喷射管55构成液体喷射单元21。液体喷射单元21是每个手术均进行更换的模块。为了进行该更换,液体供给流路52可装卸地连接于液体供给机构50,信号线72可装卸地连接于脉动流产生单元30。

[0032] 液体供给机构50经由流路51吸入液体容器59中储存的液体,并经由液体供给流路52向脉动流产生单元30供给。该液体为生理盐水。液体供给流路52为聚丙烯制,具有可挠性。脉动流产生单元30使被供给的液体产生脉动流(pulsating flow)。产生了脉动流的液体经由连接流路53而从喷射管55喷射。

[0033] 控制装置70控制脉动流产生单元30和液体供给机构50的动作。控制装置70在启动过程中总是经由信号线71向液体供给机构50发送用于供给液体的信号。控制装置70在踩下脚踏开关75的期间,经由信号线72向脉动流产生单元30发送用于产生脉动流的信号。

[0034] 连接流路53由PEEK(注册商标)树脂形成。PEEK树脂为绝缘体,具有可挠性且杨氏模量高。喷射管55为不锈钢制,是设置在连接流路53的前端的喷嘴。

[0035] 由于在供给至喷射管55的液体中产生有脉动流,因此,如前所述,液体以脉冲状喷射。需要注意的是,本申请的脉冲状喷射是指,在伴随有流量或流速变动的状态下喷射,不限于反复进行液体的喷射和停止。换言之,包括在喷射和喷射之间喷射完全中止的方式、在喷射之间还存在低压力的流动的方式等各种喷射方式。

[0036] 为实现上述脉冲状的喷射,连接流路53优选设计成尽可能地不使脉动流衰减。为减少脉动流的衰减,优选因脉动流引起的连接流路53的变形小。作为关于连接流路53的变形的代表值,下文将讨论流路的截面积的变化。

[0037] 因脉动流引起的截面积的增大量 ΔS 以下述式(1)表示。

$$[0038] \quad \Delta S = \pi \{ (r_{in} + u_{rMAX})^2 - (r_{in} + u_{rMIN})^2 \} \cdots (1)$$

[0039] 式(1)中, r_{in} 表示内压为零时的内半径, u_{rMAX} 表示最大内压 P_{MAX} 时的内半径的增大量, u_{rMIN} 表示最小内压 P_{MIN} 时的内半径的增大量。内半径的增大量是指以内压为零时为标准增量。整理式(1),得到式(2)。

$$[0040] \quad \Delta S = \pi \{ 2r_{in}(u_{rMAX} - u_{rMIN}) + u_{rMAX}^2 - u_{rMIN}^2 \} \cdots (2)$$

[0041] 在内压为 P_{in} 的情况下,内径的增大量 u_r 以关于厚圆筒的式子、即下述式(3)表示。

[0042] [数学式1]

$$[0043] \quad u_r = \frac{P_{in} r_{in}}{E} \left(\frac{r_{out}^2 + r_{in}^2}{r_{out}^2 - r_{in}^2} + \nu \right) \cdots (3)$$

[0044] 式(3)中的 E 表示杨氏模量, r_{out} 表示内压为零时的外半径, ν 表示泊松比。根据式(2)和式(3),可以说截面积的增大量 ΔS 取决于杨氏模量 E 、内半径 r_{in} 、外半径 r_{out} 和泊松比 ν 。由于内半径 r_{in} 为(外半径 r_{out} -壁厚),因此,截面积的增大量 ΔS 也可以说取决于杨氏模量 E 、外半径 r_{out} 、壁厚和泊松比 ν 。

[0045] 下文示出基于具体的数值的截面积的增大量 ΔS 的计算例。关于连接流路53,设杨

氏模量 $E=3.6\text{GPa}$ 、内半径 $r_{in}=1\text{mm}$ 、外半径 $r_{out}=2\text{mm}$ 、泊松比 $\nu=0.4$ 。设最大内压 $P_{MAX}=1\text{MPa}$ 、最小内压 $P_{MIN}=0\text{MPa}$ 。这种情况下,截面积的增量 ΔS 根据式(2)及式(3)算出为 $3.6\times 10^{-3}\text{mm}^2$ 。因此,流动方向每1m的流路的体积增大量为 3.6mm^3 。

[0046] 通过相同的计算方法,也能够算出相同压力条件下液体供给流路52的截面积的增大量 ΔS 。关于液体供给流路52,设杨氏模量 $E=1.5\text{GPa}$ 、内半径 $r_{in}=2\text{mm}$ 、外半径 $r_{out}=3\text{mm}$ 、泊松比 $\nu=0.4$ 。因此,相对于连接流路53,杨氏模量 E 、内半径 r_{in} 及外半径 r_{out} 不同,而壁厚(1mm)及泊松比 ν 相同。这种情况下,截面积的增量 ΔS 算出为 $5.03\times 10^{-2}\text{mm}^2$ 。因此,流动方向每1m的流路的体积增大量为 50.3mm^3 。

[0047] 需要注意的是,式(2)中,若忽视 u_r 的2次项,则得到下面的式(4)。

$$[0048] \quad \Delta S = 2\pi r_{in} (u_{rMAX} - u_{rMIN}) \cdots (4)$$

[0049] 一般,由于与 r_{in} 相比 u_r 为很小的值,因此,即便使用式(4),也和使用式(2)时算出大致相同的值。将式(3)代入式(4),得到下式(5)。式(5)中包含的 ΔP 是最大内压 P_{MAX} —最小内压 P_{MIN} 。

[0050] [数学式2]

$$[0051] \quad \Delta S = 2\pi r_{in}^2 \frac{\Delta P}{E} \left(\frac{r_{out}^2 + r_{in}^2}{r_{out}^2 - r_{in}^2} + \nu \right) \cdots (5)$$

[0052] 根据式(5),可以说,减小内半径 r_{in} 和泊松比 ν 、以及增大外半径 r_{out} 和杨氏模量 E 将有助于减小截面积的增量 ΔS 。连接流路53与液体供给流路52相比,外半径 r_{out} 更小,但由于内半径 r_{in} 小、且杨氏模量 E 大,因此在相同压力条件下截面积的增量 ΔS 变小。

[0053] 需要注意的是,若内半径 r_{in} 过小,则流路阻力增大。若外半径 r_{out} 过大,则难以插入内窥镜100。若杨氏模量 E 过大,则可挠性差。作为考虑这些平衡而进行设计的结果,本实施方式连接流路53采用上述值。

[0054] 如图2所示,连接流路53的长度为长度 $L1$ 。连接流路53和喷射管55合起来的长度为长度 $L1a$ 。如图2所示,这些长度是设计成使得在将连接流路53和喷射管55插入内窥镜100并将喷射管55配置于前端部120附近的状态下连接流路53从内窥镜100伸出的值。

[0055] 图3是脉动流产生单元30、连接流路53和具备用于喷射液体的开口部56的喷射管55的截面图。脉动流产生单元30具备脉动流产生部31和液体室42。脉动流产生部31具备隔膜32和压电元件33作为容积变更部。

[0056] 如上所述,在液体喷射装置20与内窥镜100组合了的状态下,脉动流产生单元30配置于内窥镜100的外部。因此,脉动流产生单元30包括的液体室42在液体喷射装置20与内窥镜100组合了的状态下也配置于内窥镜100的外部。

[0057] 液体室42是第一壳体34与隔膜32之间的空间,形成液体供给流路52与连接流路53之间的流路。隔膜32为圆盘状的金属薄板,其外周部分夹在第一壳体34和第二壳体36之间而被固定。第一壳体34、第二壳体36及后述的第三壳体38为不锈钢制。

[0058] 如图3所示,通至液体室42的出口流路45设置为从第一壳体34伸出。出口流路45及连接流路53通过连接环57a连接。连接流路53及喷射管55通过连接环57b连接。连接环57a、57b是不锈钢制的环形状的部件。连接环57a通过粘接剂固定于出口流路45和连接流路53各自上。连接环57b通过粘接剂固定于连接流路53和喷射管55各自上。

[0059] 如图3所示,出口流路45、连接流路53及喷射管55的内径相等。但是,此处所说的喷

射管55的内径是连接流路53和喷射管55的连接部位处的内径。由此,从出口流路45到喷射管55的连接部位,流路没有阶梯差,因此,抑制脉动流的衰减。

[0060] 压电元件33是通过自控制装置70施加的驱动电压而动作的致动器。压电元件33通过使在隔膜32和第一壳体34之间形成的液体室42的容积变动而使液体室42内的液体的压力发生变动。压电元件33为层叠型压电元件,其一端固定于隔膜32,另一端固定于第三壳体38。

[0061] 当施加于压电元件33的驱动电压增大时,压电元件33伸长,隔膜32被压电元件33推压而向液体室42侧挠曲。当隔膜32向液体室42侧挠曲时,液体室42的容积变小,从液体室42向连接流路53压出液体室42内的液体。

[0062] 另一方面,当施加于压电元件33的驱动电压变小时,压电元件33缩小,液体室42的容积增大,液体从液体供给流路52流入液体室42内。

[0063] 由于从控制装置70施加于压电元件33的驱动电压以规定的频率(例如400Hz)反复接通(最大电压)和切断(0V),因此,液体室42的容积也反复进行扩大和缩小,从而在液体中产生脉动流。

[0064] 图4示出对压电元件33施加的驱动电压的波形的一个例子。在图4中,横轴表示时间,纵轴表示驱动电压。驱动电压的波形的一周期由电压增大的上升沿期间(b)、电压最大的时刻(c)、电压减小的下降沿期间(d)、以及不施加电压的休止期间(a)、(e)构成。

[0065] 驱动电压的上升沿期间的波形是在正电压方向上偏移且相位错开-90度的sin波形的1/2周期的波形。驱动电压的下降沿期间的波形是在正电压方向上偏移且相位错开+90度的sin波形的1/2周期的波形。而且,下降沿期间的sin波形的周期比上升沿期间的sin波形的周期更大。

[0066] 当驱动电压的大小改变时,图4所示的波形的最大值也会改变。而且,当驱动电压的频率改变时,上升沿期间和下降沿期间的波形不变,而休止期间的长度会改变。

[0067] 图5示出驱动电压的波形与隔膜32的变形情况之间的对应关系。另外,图5中,在压电元件33与隔膜32之间设置有加强部件39。在休止期间(a)中,由于未施加驱动电压,从而压电元件33不会伸长,隔膜32不会挠曲。在上升沿期间(b)中,由于驱动电压增大,从而压电元件33伸长,隔膜32向液体室42侧挠曲,液体室42的容积减小。

[0068] 在时刻(c),驱动电压为最大,因此,压电元件33的长度也变成最大,液体室42的容积变成最小。在下降沿期间(d)中,由于驱动电压减小,从而压电元件33开始恢复成原有大小,液体室42的容积也开始恢复成原有大小。在休止期间(e),由于未施加驱动电压,从而压电元件33恢复至原有大小,液体室42的容积也恢复至原有大小。通过重复进行该(a)至(e)所示的一系列动作,液体室42中的液体产生脉动流。

[0069] 图6是内窥镜100的立体图。内窥镜100是公知的软性内窥镜。图6示出的是与液体喷射装置20组合后的状态、具体而言、连接流路53和喷射管55插入内窥镜100后的状态。

[0070] 内窥镜100具备管状部110、连接流路插入口130、把持部140、操作部150和连接部160。管状部110是插入患者体内的部位,其具备软性部113、弯曲部115和前端部120。

[0071] 图6所示的软性部113是以柔软弯曲的原材料形成的长条(尺寸长)状的部位,连接流路53和喷射管55插入其内部。弯曲部115随着操作部150的操作而改变弯曲方向。连接流路插入口130是用于让连接流路53及喷射管55插入管状部110内的开口部。

[0072] 如图6所示,管状部110的长度为长度L2,从连接流路插入口130到前端部120的长度为长度L2a。长度L2比长度L2a短。长度L2a比长度L1a短、且比长度L1短。因此,连接流路53的长度L1比管状部110的长度L2长。另外,由于长度L2a比长度L1a短,从而如上所述,在将连接流路53和喷射管55插入内窥镜100并将喷射管55配置在前端部120附近的条件下,连接流路53从连接流路插入口130伸出,成为易于把持连接流路53的配置。

[0073] 图7是前端部120的放大图。在前端部120设有灯121、物镜122、送气送水口123、吸气吸水口124和开口部125。物镜122是为了观察前端部120附近而设置的,与通过软性部113内的光纤(未图示)连接。灯121发出用于该观察的光。

[0074] 送气送水口123是用于排出空气、生理盐水等液体的开口部。吸气吸水口124是用于吸入周围的空气、液体的开口部。开口部125是为了使喷射管55露出而设置的。图7中示出插入的喷射管55和喷射管55的开口部56。

[0075] 如图6所示,把持部140连接于管状部110,是用于做手术的人把持的部位。在把持部140的上部设置有操作部150。操作部150设置有用于操作弯曲部115的朝向的旋钮、和用于操作送气送水、吸气吸水的按钮。连接部160与用于实现上述灯121的照明、送气送水、吸气吸水等的控制设备、显示通过物镜122拍摄到的图像的显示器等连接。

[0076] 通过组合上述液体喷射装置20和内窥镜100,从而做手术的人能够边将管状部110插入患者的体内而观察患部附近的图像的同时,边从插入管状部110内的喷射管55的开口部56喷射脉冲流(パルス流)而切除患部。

[0077] 根据以上说明的实施方式一,至少能够获得以下效果。

[0078] (A) 通过在液体喷射装置20与内窥镜100组合了的状态下,使包括液体室42的脉动流产生单元30配置于内窥镜100的外部,从而至少实现以下三个效果。

[0079] (A-1) 即便做手术的人为了调节喷射管55的位置而操作连接流路53,液体室42不会移动。因此,做手术的人能够容易地操作连接流路53。

[0080] (A-2) 由于包括液体室42的脉动流产生单元30的重量没有负载于内窥镜100,从而能够容易地把持内窥镜100。

[0081] (A-3) 包括液体室42的脉动流产生单元30由于无需在内窥镜装置10的使用中移动、或者插入管状部110,因此,无需小型化。

[0082] (B) 相比于从连接流路插入口130到前端部120的长度L2,连接流路53的长度L1更长。因此,做手术的人在将连接流路53插入管状部110内而将喷射管55配置于了前端部120附近的条件下,能够把持连接流路53。

[0083] (C) 连接流路53设计为即便内压变化,流路截面积也不易变化。因此,通过脉动流产生单元30产生的脉动流不会大的衰减地传播到喷射管55。其结果,发挥高的切除能力。

[0084] (D) 液体供给流路52无需设计成抑制脉动流的衰减。因此,既可以为杨氏模量低的材质,也可以增大内半径 r_{in} ,还可以减小外半径 r_{out} 。如果杨氏模量低也行,则能够如本实施方式这样选择聚丙烯等廉价的材质。如果内半径 r_{in} 大,能够降低流路阻力。如果外半径 r_{out} 小,则由于壁厚变薄,因而实现轻便化和低成本化的同时,提高可挠性,使操作性变优。

[0085] 对实施方式二进行说明。图8是内窥镜装置10a的构成图。内窥镜装置10a通过使液体喷射装置20a组合于内窥镜100而构成。内窥镜100和实施方式一中说明的相同。内窥镜装置10a具有和实施方式一的内窥镜装置10同样的功能。

[0086] 图9示出液体喷射装置20a。液体喷射装置20a具备液体喷射单元21a以代替液体喷射单元21。液体喷射单元21a具备脉动流产生单元300以代替脉动流产生单元30。其它构成成分没有特别说明的话,和实施方式一相同。

[0087] 图10是液体供给流路52、连接流路53和脉动流产生单元300的截面图。脉动流产生单元300具备管310、光纤320和光脉泽源500。在不锈钢的管310的内部形成液体室420。液体室420连接于液体供给流路52及连接流路53。

[0088] 光纤320连接液体室420内和光脉泽源500。当从控制装置70经由信号线72向光脉泽源500施加驱动电压时,光脉泽源500输出光脉泽。本实施方式的光脉泽的波长为 $2.1\mu\text{m}$ 。输出的光脉泽通过光纤320而导入液体室420内。

[0089] 若向液体室420内发出光脉泽,则光纤320的前端附近的液体吸收光脉泽的能量而汽化(气化)。在本实施方式中,由于间歇性地实施光脉泽的输出,因此,也间歇性地发生该汽化。由此,在光纤320的前端附近间歇性地生成气泡。通过该间歇性地生成气泡,液体室420的压力变动。通过该压力变动,在连接流路53中产生脉动流。通过该脉动流,与实施方式一的液体喷射装置20同样地能够切除患部。需要说明的是,如上所述,光脉泽源500作为脉动流产生部及气泡产生部发挥功能。另外,液体室420作为使脉动流产生的场所存在即可,也可以是液体供给流路52或连接流路53的一部分,形状、材质等不限于此。

[0090] 在实施方式二中同样,通过在液体喷射装置20a与内窥镜100组合了的状态下将包括液体室420的脉动流产生单元300配置于内窥镜100的外部,从而能够得到在实施方式一中作为(A)说明的效果。

[0091] 在实施方式二中同样,由于液体供给流路52及连接流路53与实施方式一相同地设计,因此,能够得到在实施方式一中作为(B)、(C)、(D)说明的效果。

[0092] 本发明并不限于本说明书的实施方式、实施例、变形例,在不脱离其宗旨的范围内,可用各种构成实现。例如,为了解决上述技术问题的一部分或全部、或者为了达到上述效果的一部分或全部,可对记载于发明内容部分的各方式中的技术特征所对应的实施方式、实施例、变形例中的技术特征适当进行替换、组合。如果该技术特征在本说明书中不是作为必须特征被说明,则可将其适当删除。例如,例示以下内容。

[0093] 也可以构成为能够选择短时间内以大流量喷射的模式和长时间地以小流量喷射的模式中任一模式。在这种构成时,当作为医疗设备使用的情况下,做手术的人也可以根据症状选择模式。

[0094] 喷射管、连接流路、液体供给流路等的材质也可以适当变更。例如,也可以从金属、树脂等中选择。

[0095] 内窥镜可以不是上述的软性型,也可以为硬性型。

[0096] 喷射的液体也可以为纯水、药液等。

[0097] 用于气泡产生部的加热单元也可以不是光脉泽器,也可以是电阻加热器、陶瓷加热器、微波等。

[0098] 连接流路和液体供给流路的杨氏模量、外径、壁厚、泊松比中至少任一可以不同,也可以它们全部相同。

[0099] 包括液体室的脉动流产生部既可以悬挂配置于内窥镜的附近,也可以悬挂于内窥镜。这样的配置也包含在本申请中配置于内窥镜外部的方式之内。根据这样的配置,能够将

连接流路设计得短,因此能够更加抑制衰减。

[0100] 实施方式二的液体喷射单元既可以与实施方式一同样地每个手术均全部更换,也可以仅更换一部分。例如,可以不更换光脉泽源及光纤。即,也可以在更换管、连接流路、液体供给流路时,将光纤从已使用的管上另换到新的管上。这样,能够降低昂贵的光脉泽源的更换频率。

[0101] 液体喷射单元的使用目的也可以不是人的治疗。

[0102] 例如,既可以治疗除人之外的动物,也可以用于研究、教育来切除人体组织。

[0103] 或者,液体喷射单元既可以用于通过喷射的液体除去污渍的清洗装置,也可以用于通过喷射的液体画线等的描绘装置。

[0104] 附图标记说明

[0105] 10…内窥镜装置 10a…内窥镜装置 20…液体喷射装置 20a…液体喷射装置
21…液体喷射单元 21a…液体喷射单元 30…脉动流产生单元 31…脉动流产生部 32…隔膜
33…压电元件 34…第一壳体 36…第二壳体 38…第三壳体 39…加强部件 42…液体
室 45…出口流路 50…液体供给机构 51…流路 52…液体供给流路 53…连接流路 55…
喷射管 56…开口部 57a…连接环 57b…连接环 59…液体容器 70…控制装置 71…信号
线 72…信号线 75…脚踏开关 100…内窥镜 110…管状部 113…软性部 115…弯曲部
120…前端部 121…灯 122…物镜 123…送气送水口 124…吸气吸水口 125…开口部
130…连接流路插入口 140…把持部 150…操作部 160…连接部 300…脉动流产生单元
310…管320…光纤 420…液体室 500…光脉泽源。

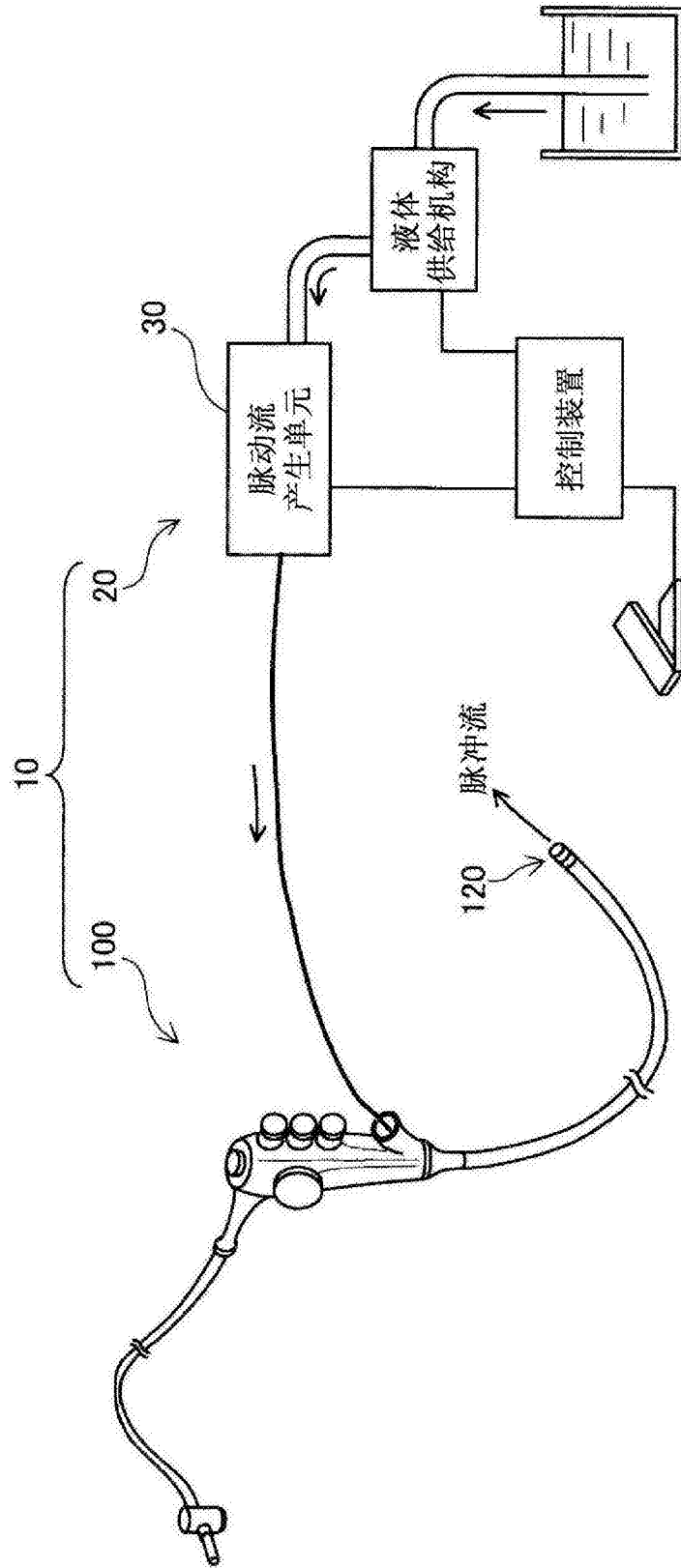


图1

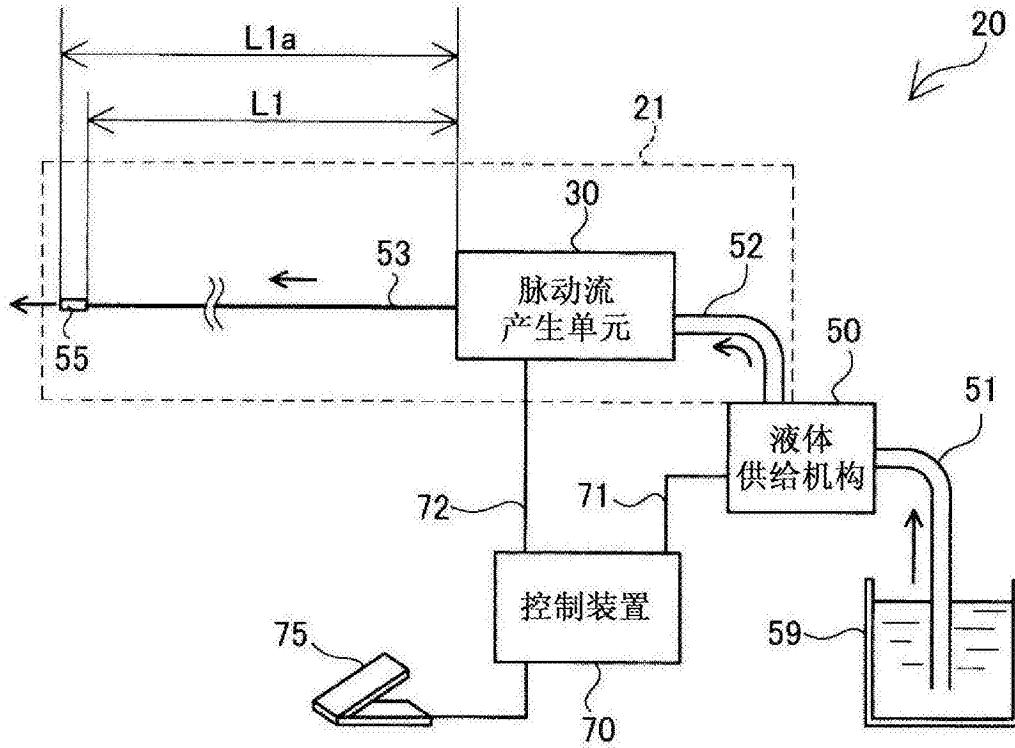


图2

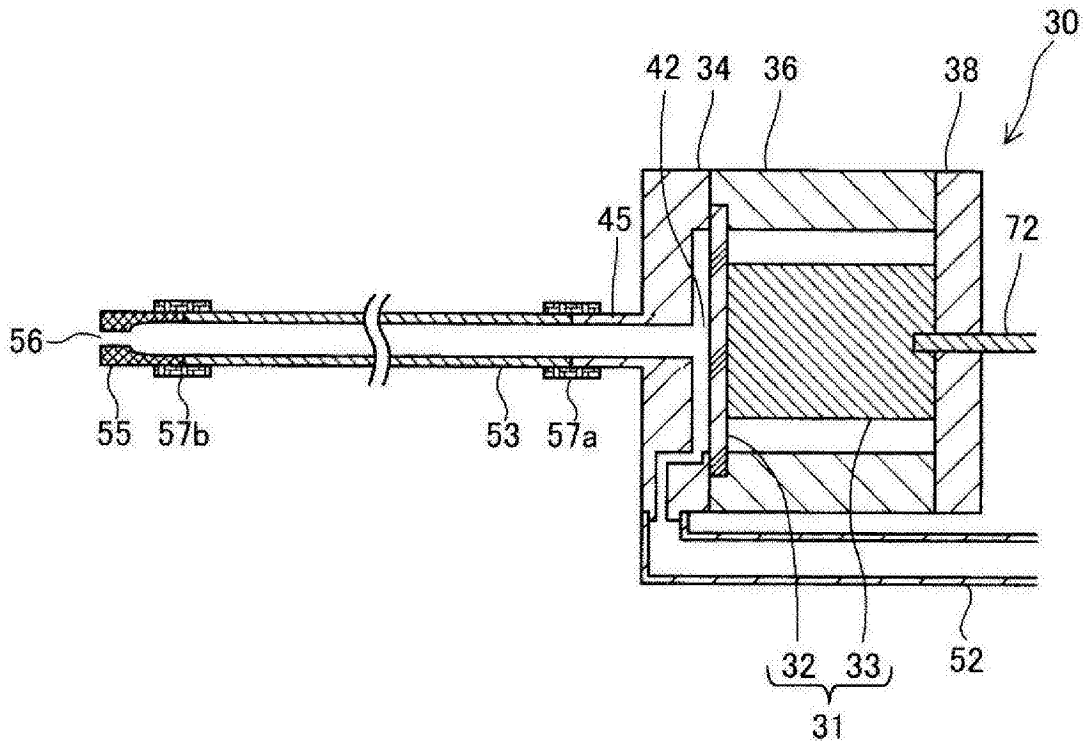


图3

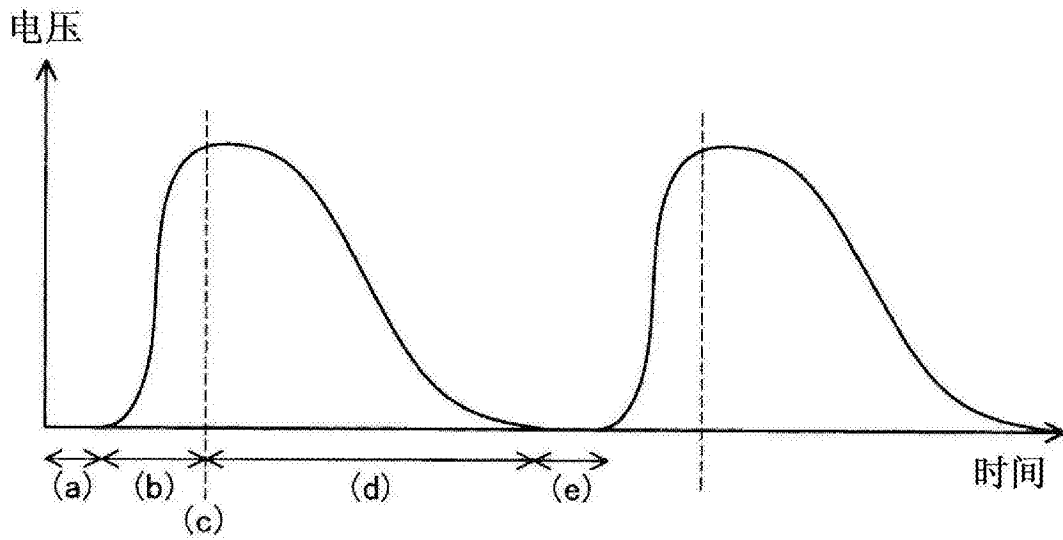


图4

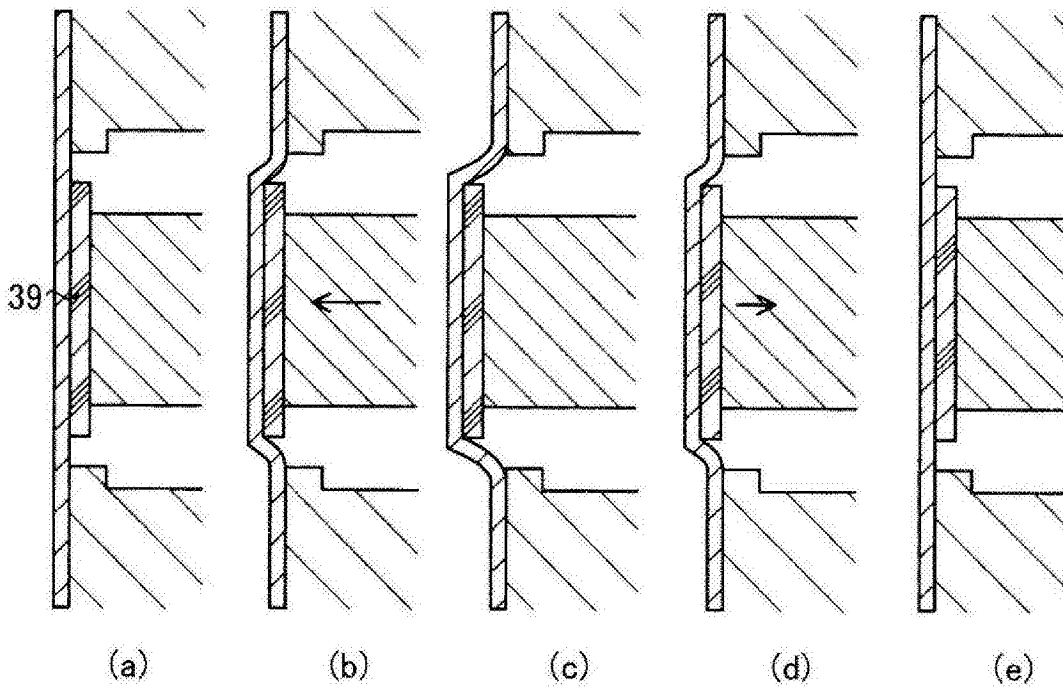


图5

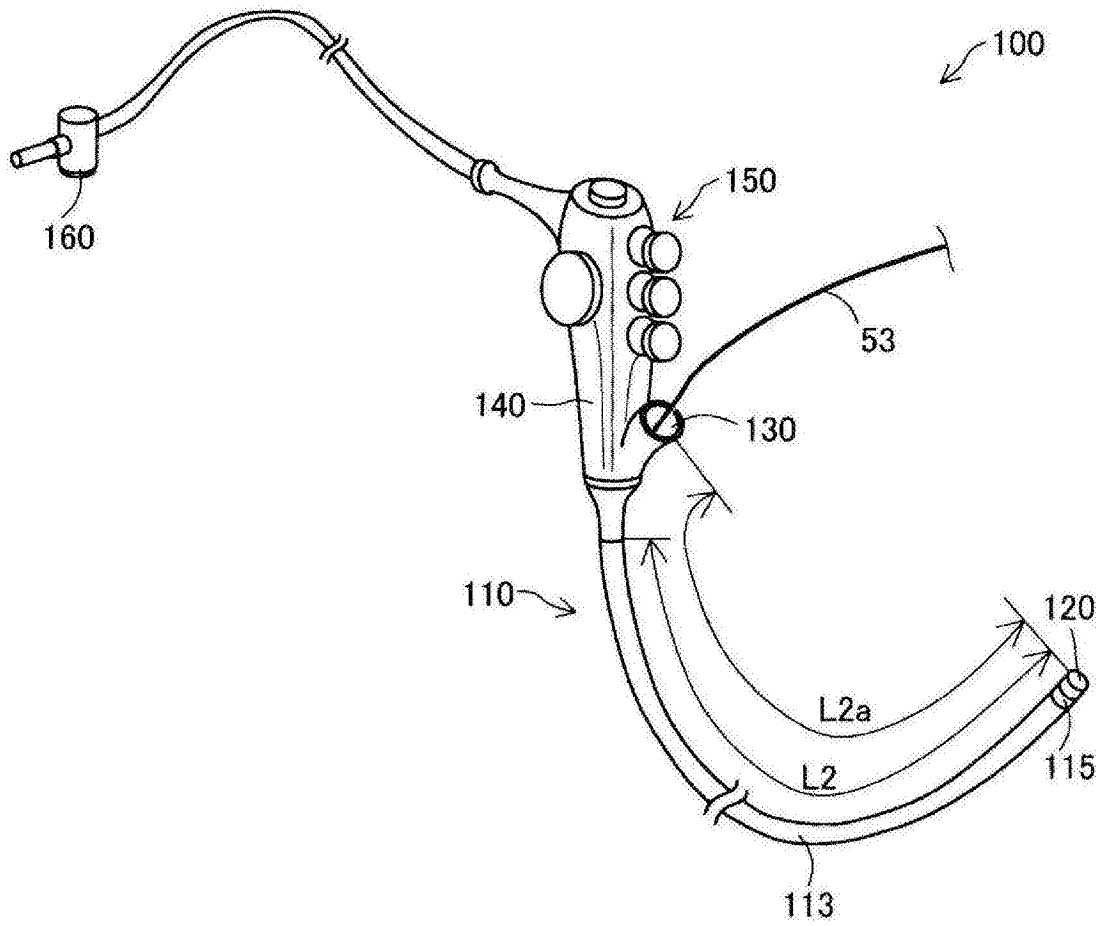


图6

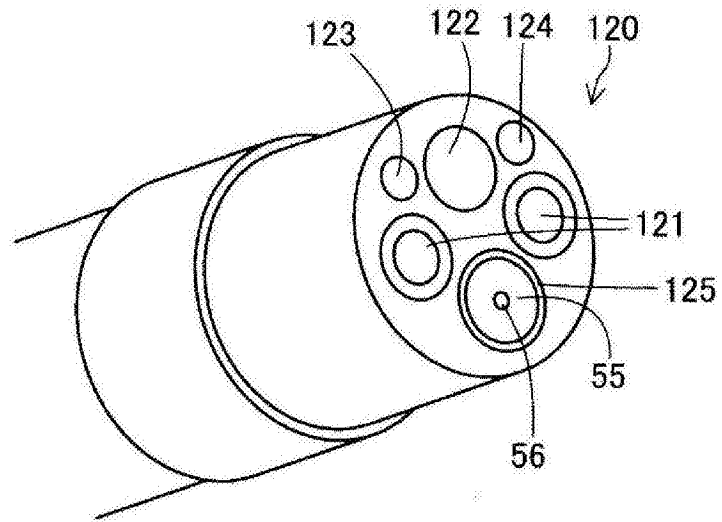


图7

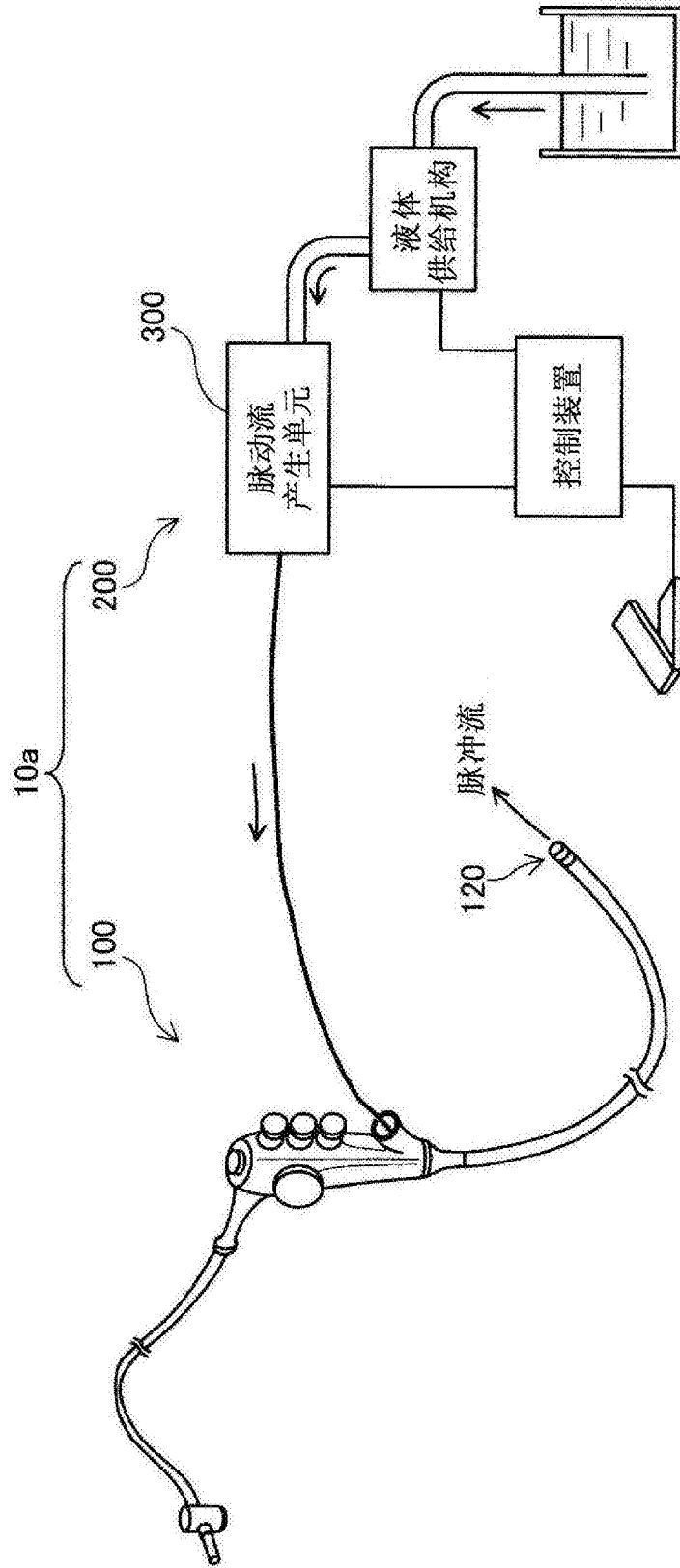


图8

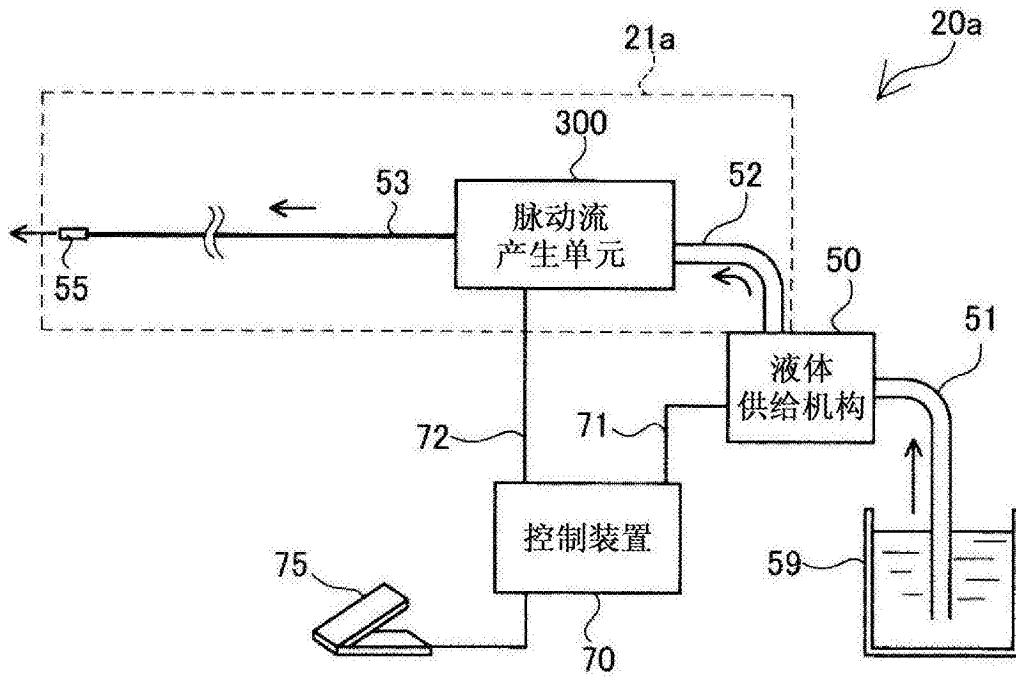


图9

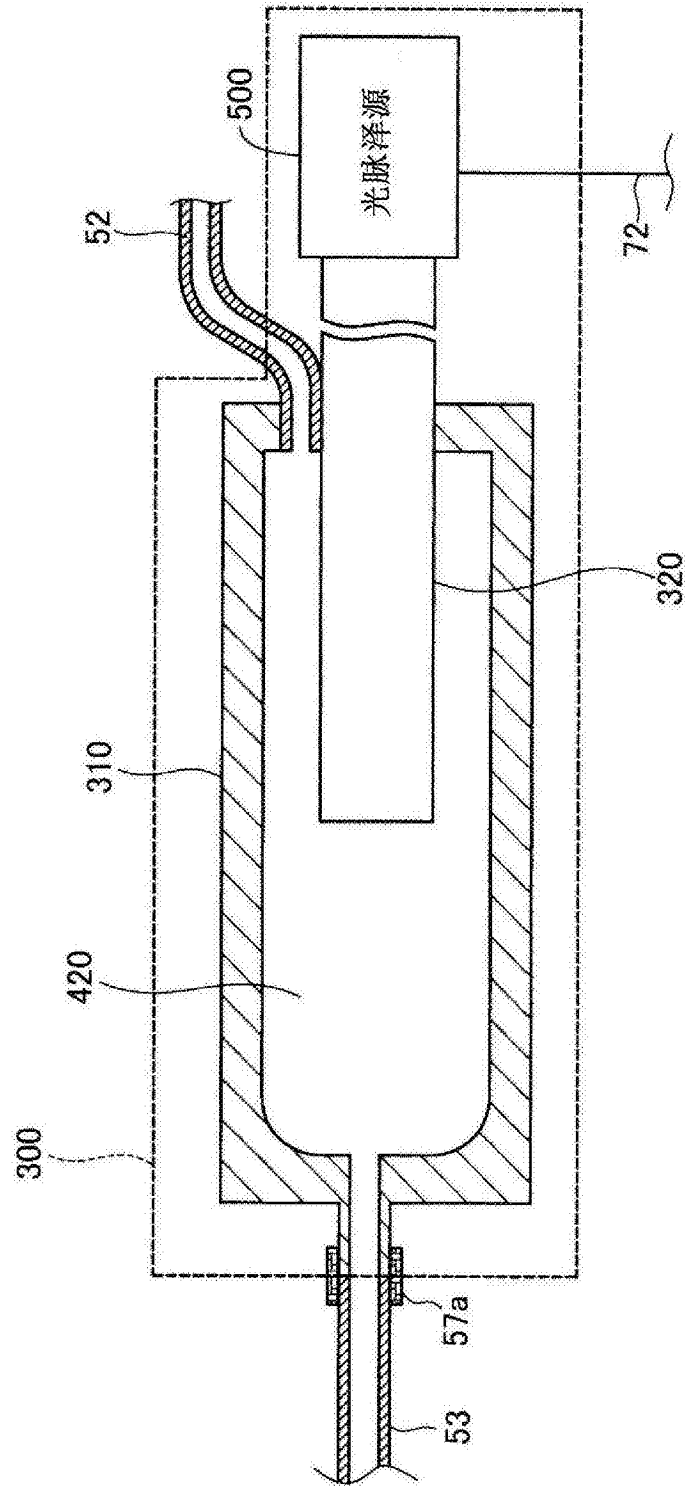


图10

专利名称(译)	液体喷射单元、液体喷射装置、内窥镜装置、医疗设备		
公开(公告)号	CN106488749A	公开(公告)日	2017-03-08
申请号	CN201580035846.1	申请日	2015-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	小岛英挥 关野博一		
发明人	小岛英挥 关野博一		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B1/015 A61B1/00119 A61B1/00131 A61B17/3203 A61B2017/0034		
优先权	2014142038 2014-07-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

液体喷射单元(21)具有脉动流产生单元(30)。脉动流产生单元(30)具有充满生理盐水的液体室(42)。当隔膜(32)挠曲时，液体室(42)的容积缩小。这样，从液体室(42)向可挠性的连接流路(53)压出盐水，并从喷射管(55)的开口部(56)喷出盐水。这样产生的盐水的脉冲流切除患部。连接流路(53)及喷射管(55)插入软性内窥镜(100)的管状部(110)。由于连接流路(53)长于管状部(110)，从而脉动流产生单元(30)位于内窥镜(100)的外部。做手术的人能够边通过内窥镜(100)观察患者的体内，边向患部喷射脉冲流。

