



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108720909 A

(43)申请公布日 2018. 11. 02

(21)申请号 201810190132.3

A61B 17/22(2006.01)

(22)申请日 2014.04.08

A61B 17/32(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 18/14(2006.01)

61/809,681 2013.04.08 US

A61M 1/00(2006.01)

A61M 3/02(2006.01)

(62)分案原申请数据

201480032804.8 2014.04.08

(71)申请人 波士顿科学医学有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 亚伦·杰曼 凯尔·克莱因

迈克尔·D·沃克 罗宾·贝克

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 王小衡 任庆威

(51)Int.Cl.

A61B 17/42(2006.01)

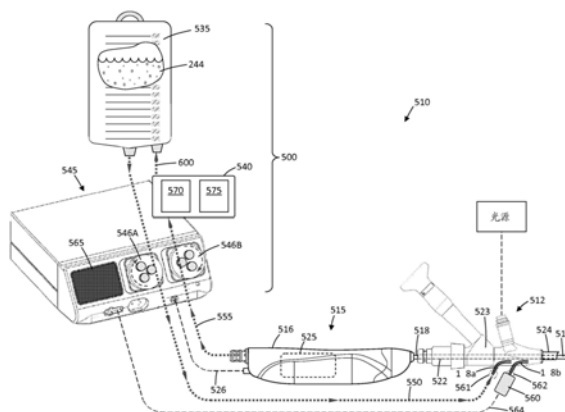
权利要求书2页 说明书19页 附图20页

(54)发明名称

医疗系统与amp;方法

(57)摘要

一种用于在组织切除手术中使用的流体管理系统,其包括控制器。流入泵通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到患者身体中的位置的流体流入。流出泵通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径来自患者身体中的位置的流体流出。可以设置电机驱动切除设备以便在此位置处切除组织。控制器构造为响应于不同信号致动流入泵与流出泵并且设置不同算法以提供故障警报并且确保安全操作。



1. 一种流体管理和切除系统,其包括:
 - 内窥镜;
 - 控制器;
 - 通过所述控制器操作的电动组织切除探针;
 - 流入泵,其通过所述控制器操作并且构造为通过流体流动路径使流体流入到患者体腔;
 - 流出泵,其通过所述控制器操作并且构造为通过流体流动路径使流体流出所述体腔;
 - 其中,所述控制器构造为响应于所述体腔内的流体压力的信号致动所述流入泵与所述流出泵以保持其中的目标压力;
 - 其中,所述流体压力的信号由联接到与所述体腔联通的内窥镜内的静态流体柱的压力传感器提供;
 - 其中,所述压力传感器包括都与所述静态流体柱接口的两个独立的传感元件。
2. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为对来自所述两个独立的传感元件的压力信号进行比较并且如果来自所述两个独立的传感元件的压力信号彼此不在预定范围内,那么提供传感器故障的警报。
3. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为对来自所述两个独立的传感元件的压力信号进行比较并且如果来自所述两个独立的传感元件的压力信号彼此不在预定范围内,那么终止或调节所述系统的正在进行的操作。
4. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为响应于至少一个参数来操作所述组织切除探针,所述至少一个参数选自流入泵速、流出泵速以及所述体腔内的流体压力的信号。
5. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为响应于至少一个参数来提供流体损失信号,所述至少一个参数选自流入泵速、流出泵速以及所述腔体内的流体压力的信号。
6. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述流入泵以可变速度进行操作,并且所述流出泵以固定速度进行操作。
7. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为独立地控制流入泵与流出泵的泵送速率。
8. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述静态流体柱独立于通过用于流体流入的内窥镜的流动通道。
9. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述静态流体柱具有1mm或更大的横截面。
10. 根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为如果所述流入泵速超过预定等级达预选定时间间隔就提供流体损失警报。
11. 根据权利要求10所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为当在切除操作模式中操作时如果所述流入泵速超过第一预定等级就提供流体损失警报,并且所述控制器构造为当以非切除操作模式操作时如果所述流入泵速超过第二预定等级就提供流体损失警报。
12. 根据权利要求10所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器进一步构造为如果

所述流入泵速超过所述预定等级达所述预选定时间间隔,那么使所述流入泵和所述流出泵中的至少一个泵去致动。

13.根据权利要求10所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器进一步构造为如果所述流入泵速超过所述预定等级达所述预选定时间间隔,那么使所述电动组织切除探针去致动。

14.根据权利要求1所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为当检测到所述腔体中的实际流体压力下降到预定阈值压力等级以下时,使所述电动组织切除探针去致动。

15.根据权利要求14所述的流体管理和切除系统,其中,所述控制器构造为,当检测到所述体腔中的实际流体压力下降到预定阈值压力等级以下时,使驱动所述电动组织切除探针的电机去致动。

医疗系统与方法

[0001] 本申请是申请日为“2015年12月8日”、申请号为“201480032804.8”、发明名称为“医疗系统与方法”的申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2013年4月8日提交的美国临时申请61/809,681的优先权,其全部内容通过引用的方式包含于此。

技术领域

[0004] 本发明涉及外科手术流体管理系统与方法,例如用于扩张子宫腔以允许切除与取出诸如子宫肌瘤与息肉的异常子宫组织。

背景技术

[0005] 子宫肌瘤是在子宫的壁中形成的非癌肿瘤。此子宫肌瘤发生在大百分比的女性人口中,一些研究表明高达百分40的全体妇女具有子宫肌瘤。子宫肌瘤可以随着时间增长到直径几厘米并且症状可以包括月经过多、生殖功能障碍、骨盆压力和疼痛。

[0006] 子宫肌瘤的一种当前的疗法是子宫镜切除或肌瘤切除术,这涉及通过子宫镜连同插入通过子宫镜中的工作通道的切除仪器经宫颈进入到子宫。切除仪器可以是机械组织切割器或者诸如切割环的电外科手术切除设备。在美国专利第 7,226,459、6,032,673和5,730,752以及美国公开专利申请2009/0270898中公开了机械切割设备。在美国专利第5,906,615中公开了电外科切除设备。

[0007] 在肌瘤切除术或子宫镜切除中,此手术的初始步骤包括子宫腔的扩张以形成用于协助通过子宫镜观察的工作空间。在释放状态中,子宫腔塌陷使得子宫壁相互接触。流体管理系统用于扩张子宫以提供提供工作空间,在工作空间中在足够压力下通过子宫镜内的通道施加流体以使子宫腔膨胀或扩张。用于扩张子宫的流体通常是诸如盐溶液或糖为基础的水溶液的液体水溶液。

[0008] 在一些射频电外科切除手术中,扩张流体是用于限制射频电流传导的非传导性水溶液。

[0009] 特别令人关注的是流体管理系统通常地给予高达100mmHg或更高的压力下的流体,这导致扩张流体可能被暴露在子宫腔内的切割血管占据的巨大风险。此不期望的流体摄取称作为内渗,其可能导致严重的并发症并且甚至死亡。为此原因,已经开发出用于在手术过程中连续监控患者流体摄取的流体管理系统,其通常利用捕获、收集与称重流动通过子宫腔的扩张流体的复杂系统。

[0010] 尽管子宫镜切除在移除子宫肌瘤中可能是有效的,但是许多商业上可获得的仪器直径太大并且由此在手术室环境中需要麻醉。传统电切镜要求宫颈扩张到约9mm。需要的是可以通过小直径子宫镜有效地切除与移除子宫肌瘤组织的系统。

发明内容

[0011] 在本发明的第一方面中,子宫肌瘤治疗系统包括:控制器;流入泵,其通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到患者子宫腔的流体流入;流出泵,其通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径来自子宫腔的流体流出;以及通过控制器操作的电机驱动切除设备。切除设备包括细长引导件,此细长引导件具有其中具有不小于2.4mm的直径的取出组织取出通道以及具有不大于3.8mm的直径的外衬套。此外,此切除设备适于以至少2gm/min的速率移除子宫肌瘤组织。在一个变型中,控制器可以构造为响应于所述子宫腔内的流体压力的信号致动所述流入泵与所述流出泵并且如上所述地保持目标压力。另外地,可以通过联接到与子宫腔联通的静态流体柱的压力传感器提供流体压力的信号。在另一个变型中,如将在下面进一步描述的,控制器可以构造为响应于从下列参数构成的组中选择的至少一个参数来操作切除设备,所述参数包括流入泵速、流出泵速与子宫腔内的流体压力的信号。

[0012] 在本发明的第二方面中,流体管理系统包括控制器。第一泵通过控制器操作并且构造为将流体流入提供到患者身体中的位置。第二泵也通过控制器操作并且构造为提供来自患者身体中的位置流体流出。控制器构造为保持选自第一泵速、流体流入速率、第二泵速、与流体流出速率的至少一个操作参数,并且控制器构造为,如果第一泵速超过预定等级达预定时间间隔,那么就提供流体损失警报。

[0013] 在第二方面的示例性实施方式中,预定时间间隔可以是至少1秒、至少5秒、或者至少10秒。控制器可以进一步构造为,如果第一泵速超过预定等级达预定时间间隔,那么就致动至少一个泵,并且控制器可以进一步构造为,如果第一泵速超过预定等级达以预定时间间隔,那么就使定位在位置中的通电的切除设备去致动。

[0014] 在本发明的第三方面中,流体管理系统包括控制器。流入泵通过控制器操作并且适于提供通过流动路径到患者身体中的位置的流体流入。流出泵也通过控制器操作并且适于提供通过流动路径来自患者身体中的位置的流体流出。控制器构造为保持选自第一泵速、流体流入速率、第二泵速、与流体流出速率的至少一个操作参数,并且此控制器构造为,如果用于驱动流入泵的计算功率超过预定等级达预定时间间隔,那么就提供阻塞流动警报。

[0015] 在本发明的第三方面的示例性实施方式中,控制器可以进一步构造为,如果用于驱动流入泵的计算功率超过预定等级达预定时间间隔,那么就使至少一个泵去致动。控制器还可以进一步构造为,如果用于驱动流入泵的计算功率超过预定等级达预定时间间隔,那么就使定位在位置中的通电切除设备去致动。

[0016] 在本发明的第四方面中,流体管理系统包括控制器。第一泵通过控制器操作并且构造为将流体流入提供到患者身体中的位置。第二泵通过控制器操作并且构造为从提供来自患者身体中的位置的流体流出。控制器构造为保持选自第一泵速、流体流入速率、第二泵速、与流体流出速率的至少一个操作参数,并且此控制器进一步构造为,如果到流出泵电机的输入电压低于预定阈值电压达预定时间间隔,就提供阻塞流动警报。

[0017] 在本发明的第四方面的示例性实施方式中,预定时间间隔可以在从5秒到120秒的范围内变化。控制器可以进一步构造为,如果到流入泵的输入电压低于预定等级达预定时间间隔,则使至少一个泵去致动,并且控制器还可以进一步构造为,如果到流入泵电机的电压超过预定等级达预定时间间隔,那么就使定位在位置中的通电的切除设备去致

动。

[0018] 在本发明的第五方面中,流体管理系统包括控制器。流入泵通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到患者身体中的位置的流体流入。流出泵也通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径来自患者身体中的位置的流体流出。控制器构造为保持选自第一泵速、流体流入速率、第二泵速、与流体流出速率的至少一个操作参数,并且此控制器进一步构造为,如果到流出泵的测量电流超过预定阈值电压达预定时间间隔,那么就提供阻塞流动警报。

[0019] 在本发明的第六方面中,用于组织切除手术的流体管理系统包括控制器。流入泵通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到患者身体中的位置的流体流入。流出泵也通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径来自患者身体中的位置的流体流出。还提供了用于在所述位置处切除组织的电机驱动切除设备。控制器构造为响应于在患者身体中的位置处的实际压力的信号致动流入泵与流出泵,以提供相应的流体流入与流体流出,从而保持在此位置处的目标压力,并且控制器进一步构造为,当检测到在此位置中的实际压力下降到预定阈值压力等级以下时,那么就使电机驱动切除设备去致动。

[0020] 在本发明的第六方面的示例性实施方式中,控制器可以进一步构造为,如果在此位置中的实际压力下降到预定阈值压力等级以下,那么就使电机驱动切除设备中的电机去致动。控制器可以另选地构造为,如果在此位置中的实际压力下降到预定阈值压力等级以下,那么就使在电机驱动组织切除设备中的至少一个组织切除电极去致动。阈值压力等级是100mmHg或者更少、50mmHg或者更少、或者25mmHg或者更少。

[0021] 在本发明的第七方面中,用于组织切除的流体管理系统包括控制器。控制器构造为:(a) 响应于患者身体中的位置中的实际压力的信号致动流入泵与流出泵,以便由此提供相应的流体流入与流体流出,从而保持在所述位置处的目标压力;(b) 在检测到由所述位置中的接合目标组织的切除工具产生的预定时间间隔内的实际压力的预定增加以后,将组织接合信号发送到控制器;(c) 在检测到由随后与组织分离的切除工具产生的预定时间间隔内实际压力的预定减小以后,将组织分离信号发送到控制器;以及(d) 响应于组织接合信号或组织分离信号调节流体管理系统的操作参数。

[0022] 在本发明的第七方面的示例性实施方式中,控制器可以进一步构造为将流入泵布置在准备状态中以提供响应于组织接合信号选定的高流入速率。控制器还可以进一步构造为响应于组织分离信号致动流入泵以提供选定的高流入速率。

附图说明

[0023] 图1是插入通过子宫镜的工作通道的根据本发明的包括子宫镜与组织切除设备的组件的平面图。

[0024] 图2是用于扩张子宫并且用于协助电外科手术组织切除与取出的流体管理系统的示意性立体图。

[0025] 图3是示出了其中的多个通道的图4的子宫镜的轴的横截面视图。

[0026] 图4是示出外衬套与往复运动内衬套以及电极布置的图1的电外科组织切除设备的工作端的示意性侧视图。

[0027] 图5是示出了其电极边缘的图4的内衬套的工作端的示意性立体图。

- [0028] 图6A是外衬套的一部分、内射频切除衬套与外衬套的组织接收窗的示意性剖面图。
- [0029] 图6B是内射频切除衬套的另一个实施方式的远端端部部分的示意图。
- [0030] 图7A是沿着图6B的线7A-7A所取的图6B的内射频切除衬套的横截面视图。
- [0031] 图7B是沿着图6B的线7B-7B所取的图6B的内射频切除衬套的另一个横截面视图。
- [0032] 图8是内射频切除衬套的另一个实施方式的远端端部部分的示意图。
- [0033] 图9A是沿着图8的线9A-9A所取的图8的射频切除衬套的横截面视图。
- [0034] 图9B是沿着图8的线9B-9B所取的图8的射频切除衬套的横截面视图。
- [0035] 图10A是往复运动射频切除衬套处于非延伸位置中的图1的组织切除设备的工作端的立体图。
- [0036] 图10B是往复运动射频切除衬套处于部分延伸位置中的图1的组织切除设备的立体图。
- [0037] 图10C是往复运动射频切除衬套处于跨越组织接收窗的完全延伸位置中的图1的组织切除设备的立体图。
- [0038] 图11A是往复运动射频切除衬套处于非延伸位置中的图10A的组织切除设备的工作端的剖面图。
- [0039] 图11B是往复运动射频切除衬套处于部分延伸位置中的图10B的工作端的横截面视图。
- [0040] 图11C是往复运动射频切除衬套处于完全延伸位置中的图10C的工作端的横截面视图。
- [0041] 图12A是示出第一射频模式中的射频场以及组织的等离子切除的往复运动射频切除衬套处于部分延伸位置中的图11B的组织切除设备的工作端的放大剖视图。
- [0042] 图12B是往复运动射频切除衬套几乎完全延伸并且示出射频场从图12中示出的第一射频模式切换到第二射频模式的图11C的工作端的放大剖视图。
- [0043] 图12C是往复运动射频切除衬套再次几乎完全延伸并且示出束缚液体体积的爆发性汽化以沿着近端方向排出切除的组织的图11C的工作端的放大剖视图。
- [0044] 图13是示出了内室与笛状突出元件的图12C的工作端的一部分的放大立体图。
- [0045] 图14是示出了内室与突出元件的变型的图12C的工作端的横截面视图。
- [0046] 图15是示出了内室与构造为爆发地汽化束缚的液体体积的突出元件的变型的图12C的工作端的横截面视图。
- [0047] 图16是包括流体管理系统的用于子宫肌瘤移除的系统的示意图。
- [0048] 图17是图16的流体管理系统的示意图,如在图1-图12C中大体上描述的组织切除探针的工作端的放大图在适当位置中以切除与取出子宫肌瘤组织。
- [0049] 图18是图16-图17的流体管理系统的压力传感器部件的示意图。
- [0050] 图19是图16-图17的流体管理系统的过滤器单元的剖切示意图。
- [0051] 图20是在诊断模式中使用的内窥镜与流体管理系统的示意图。
- [0052] 图21是图20的内窥镜与流体管理系统连同具有如非诊断或治疗模式中使用的组件的切除探针的示意图。

具体实施方式

[0053] 图1示出了包括用于子宫镜的内窥镜50连同延伸通过内窥镜的工作通道 102的组织取出设备100的组件。内窥镜或子宫镜50具有联接到具有5mm到 7mm的直径的细长轴105的把手104的内窥镜或子宫镜50。其中的工作通道102 可以是圆形、D状或者任何其它适当形状。内窥镜轴105进一步构造为具有光学通道106以及与构造为联接到那里的流体流入源 120,或者选择性地负压源 125(图1-图2)的阀连接件110a、110b联通的一个或多个流体流入/流出通道 108a、108b(图3)。流体流入源120是如在本技术领域(图2)中已知的流体管理系统126的部件,其包括流体容器128与将流体泵送通过子宫镜50到子宫腔中的泵机构130。如可以在图2中看到的,流体管理系统126还包括联接到组织切除设备100的负压源125(其可以包括操作室壁抽吸源)。内窥镜的把手104 包括倾斜延伸部分132,此倾斜延伸部分具有光纤视镜摄像头135可以可操作地联接到其上的光学器件。光源136也联接到在子宫镜50的把手上的光连接件 138。子宫镜的工作通道102构造为插入与操作组织切除与取出设备 100,例如以治疗与移除子宫肌瘤组织。在一个实施方式中,子宫镜轴105具有21cm的轴向长度,并且可以包括0°视野、或15°到30°视野。

[0054] 仍参照图1,组织切除设备100具有构造为延伸通过子宫镜中的工作通道 102的高度细长轴组件140。组织切除设备100的把手142适于操作设备的电外科工作端145。在使用中,例如可以旋转地且轴向地操作把手142,以定向工作端145来切除目标子宫肌瘤组织。组织切除设备100具有联接到其把手142的子系统以使得能够电外科切除目标组织。如将在下面详细描述,射频发生器或射频源150与控制器155联接到由工作端145承载的至少一个射频电极。在图1中示出的一个实施方式中,电缆156与负压源125可操作地联接到把手142中的连接器158。电缆线将射频源150联接到电外科工作端145。负压源125与组织取出设备 100(图4)的轴组件140中的组织取出通道160联通。

[0055] 图1还示出了密封壳体162,该密封壳体162承载由子宫镜把手104承载的柔性密封件164,以将组织切除设备100的轴140密封在工作通道102中,从而防止扩张流体离开子宫腔。

[0056] 在如图1中所示的一个实施方式中,组织切除设备100的把手142包括电机驱动 165,以便如下所述使电外科工作端145的切除部件往复运动或以其它方式移动。把手142选择性地包括用于致动此设备的一个或多个致动按钮166。在另一个实施方式中,可以利用脚踏开关来操作此设备。在一个实施方式中,此系统包括开关或控制机构以提供多个往复运动速度,例如1Hz、2Hz、3Hz、4Hz 以及高达8Hz。此外,该系统可以包括用于移动往复运动切除衬套以及将往复运动切除衬套锁定在未延伸位置以及延伸位置中的机构。此外,该系统可以包括用于致动单个往复运动冲程的机构。

[0057] 参照图1和图4,电外科组织切除设备具有围绕纵轴168延伸的细长轴组件 140,细长轴组件140包括其中具有通道或腔体172的外部或第一外衬套170,通道或腔体172容纳在腔体172中可以往复运动(并且选择性地旋转或振荡)以切除组织的第二或内衬套175,如在此管状切割件的技术领域中已知的。在一个实施方式中,在外衬套170中的组织接收窗 176具有范围在10mm与30mm 之间的轴向长度并且相对于衬套的轴168以围绕外衬套170从约45°到210°的径向角度延伸。如将在下面详细描述,外衬套170与内衬套175可以包括薄

壁不锈钢材料并且用作相反极性电极。图6A至图8示出了由外衬套170与内衬套175承载的绝缘层以限制、控制和/或防止不期望的电流在衬套的一定部分之间流动。在一个实施方式中,不锈钢外衬套170具有3.6mm到3.8mm的外径,具有3.38mm到3.5mm的内径,并且具有内绝缘层(下述),此衬套具有大约3.175mm的标定内径。在此实施方式中,不锈钢内衬套175具有大约3.05mm的外径、具有2.84mm的内径。具有外绝缘层的内衬套175具有约3.12mm的标定外径以在腔体172中往复运动。下面描述内衬套部分的内径。如可以在图4中所见,内衬套175的远端端部177包括具有围绕其可以产生等离子体的远端切除电极边缘180的第一极性电极。在组织切除过程中由于之后电极边缘180具有基本上小于相对电极或返回电极的表面积,因此电极边缘180还可以描述为主动电极。在图4的一个实施方式中,外衬套170的暴露表面包括第二极性电极185,其由此可以描述为返回电极,因为在使用过程中与主动电极边缘180的功能性暴露的表面面积相比,此电极表面具有基本上更大的表面面积。

[0058] 在本发明的一个方面中,内衬套或切除衬套175具有内组织取出腔体160,此内组织取出腔体160具有适于快速地电外科切除组织体积的第一内径与第二内径,并且此后在不堵塞的情况下通过高度细长腔体160一致地取出切除的组织条带。现在参照图5和图6A,可以看到内衬套175具有从把手142(图1)延伸到衬套175的远端区域192的第一直径部分190A,其中组织取出腔体过渡到较小的第二直径腔体190B,减小的直径在由提供切除电极边缘180的电极衬套元件195限定的B处指示。减小横截面腔体190B的轴向长度C可以从约2mm到20mm变动。在一个实施方式中,第一直径A在2.8mm与2.9mm之间,并且第二减小直径B在2.4mm与2.5mm之间。如图5中所示,内衬套175可以是电传导性不锈钢,并且减小直径电极部分还可以包括通过焊接件196(图6A)焊接在适当位置中的不锈钢电极衬套元件195。在另一个另选实施方式中,电极与减小直径的电极衬套元件195包括可以压配合到内衬套175的远端端部198中的钨丝管。图5与图6A还示出了相应地由第一衬套170与第二衬套175承载的接口绝缘层202和204。在图6A中,外衬套170以诸如PFA的薄壁绝缘材料200,或者下述的另一种材料作内衬。类似地,内衬套175具有外绝缘层202。这些涂层材料可以是光滑并且电绝缘的,以在内衬套175的往复运动过程中减小摩擦。

[0059] 上面描述的绝缘层200和202可以包括光滑、疏水或亲水聚合物材料。例如,此材料可以包括生物可兼容材料,诸如PFA、TEFLON®、聚四氟乙烯(PTFE)、FEP(氟化乙烯-丙烯)、聚乙烯、聚酰胺、ECTFE(乙烯氯三氟-乙烯)、ETFE、聚偏氟乙烯、聚氯乙烯或有机硅。

[0060] 现在参照图6B,以示意图示出了内衬套175连同通过等离子电极边缘180切除的组织体积的另一个变型。在此实施方式中,如在本公开的其它实施方式中,射频源以选定操作参数运行以便在如本领域中已知的电极衬套195的电极边缘180周围产生等离子。由此,在电极边缘180处产生的等离子可以切除与消融组织220中的路径P,并且适于切除子宫肌瘤组织与其它异常子宫组织。在图6B中,切除衬套175的远端部分包括邻近电极衬套195的远端边缘180的陶瓷套环222。陶瓷套环222用于将等离子形成限定在远端电极边缘180周围并且用于在手术过程中进一步防止等离子接触与损坏在切除衬套175上的聚合物绝缘层202。在本发明的一个方面中,在电极边缘180处通过等离子在组织220中切割的路径P提供了具有以W指示的消融宽度的路径P,其中此路径宽度W由于组织汽化相当宽。在路径P中的组织的移除与汽化基本上不同于通过如在多种现有技术设备中的锋利叶片边缘切割类似组织的效果。锋利叶片边缘可以分割组织(在不烧灼的情况下),但是将机械力施加到组织

并且可以防止切割组织的大横截面嵌条。相比之下,在电极边缘180处的等离子可以在不在组织上施加任何大的作用力的情况下使组织中的路径P汽化,以由此切除组织的较大横截面嵌条或条带。此外,等离子切除效果减小了容纳在组织取出腔体190B中的组织条带225的横截面。图6B描述了进入腔体190B的,由于组织的蒸发器组织条带225具有比腔体更小的横截面。此外,当组织进入较大横截面腔体190A时,组织225的横截面导致组织条带225周围的甚至更大的自由空间196。由此,通过电极边缘180的组织切除,连同腔体从组织取出腔体160的较小横截面(190B)过渡到较大横截面(190A)可以显著地降低或消除连续切除组织条带225而阻塞腔体的可能性。具有此小的直径组织取出腔体的现有技术切除设备通常具有组织堵塞的问题。

[0061] 在本发明的另一个方面中,联接到组织取出腔体160(参见图1和图4)的近端端部的负压源225还协助吸气并且沿着近端方向将组织条带225移动到设备的把手142外部的收集储存器(未示出)。

[0062] 图7A-图7B示出了图6B的切除衬套175的腔体直径的改变。图8示出了切除衬套175'的变型的远端端部,其构造为具有与前述管状电极元件195(图5和图6A)相比是部分管状的电极切除元件195'。图9A-图9B再次示出了图8的切除衬套175'的减小横截面区域190B'与增加横截面区域190A'之间的组织取出腔体的横截面的改变。由此,无论切除电极元件195'是管状或部分管状,此功能性都保持相同。在图8中以当仅部分地围绕衬套175'延伸以便与切除电极元件195'的径向角度配合时的一种变型示出了陶瓷套环222'。此外,图8的变形示出陶瓷套环222'具有比绝缘层202更大的外径。由此,由于陶瓷套环222'的短轴向长度抵靠围绕外衬套170的腔体172的内表面的接口绝缘层200接口与滑动,因此可以减小摩擦。

[0063] 通常来说,本发明的一个方面包括组织切除与取出设备(图10A-图11C),所述组织切除与取出设备包括具有轴的第一同心衬套与第二同心衬套,并且其中第二(内)衬套175具有在其中轴向延伸组织取出腔体,并且其中第二衬套175相对于在第一衬套170中的组织接收窗176在轴向非延伸与延伸位置之间可移动以切除组织,并且其中组织取出腔体160具有第一横截面与第二横截面。第二衬套175具有构造为等离子电极边缘180的远端端部以切除布置在第一衬套170的组织接收窗176中的组织。此外,第二衬套的远端端部,并且更具体地,电极边缘180构造为用于组织中的相当宽路径的等离子消融。通常来说,组织取出设备构造为具有组织取出腔体160,组织取出腔体160包括具有小于腔体160的中间与近端部分的横截面的减小的横截面的远端端部部分。

[0064] 在本发明的一个方面中,参照图7A-图7B以及图9A-图9B,组织取出腔体160在邻近等离子切除尖端或电极边缘180的腔体区域190A中具有减小的横截面面积,其中所述减小的横截面比组织取出腔体的中间与近端部分190B的横截面面积小,是组织取出腔体的中间与近端部分190B的横截面面积的95%、90%、85%或80%,并且其中组织取出腔体的轴向长度至少是10cm、20cm、30cm或40cm。在用于子宫镜子宫肌瘤切除与取出的组织切除设备100的一个实施方式中(图1),组织切除设备的轴组件140的长度是35cm。

[0065] 图10A-图10C示出了组织切除设备100的工作端145,往复运动切除衬套或内衬套175相对于外衬套170中的组织接收窗176处于三个不同的轴向位置中。在图10A中,示出了处于缩回或非延伸位置中的切除衬套175,其中衬套175位于其运动的近端极限并且准备

远离延伸位置前进,以由此电外科地切除定位在窗176中和/或抽吸到窗176中的组织。图10B示出了相对于组织接收窗176向远侧移动与前进或部分地前进到中间位置。图10C示出了完全前进并且延伸到其运动的远端极限的切除衬套175,其中等离子切除电极180已经延伸经过组织接收窗176的远端端部226,在此时刻切除组织条带225从组织体积220切离并且束缚在减小的横截面腔体区域190A中。

[0066] 现在参照图10A-图10C以及图11A-图11C,本发明的另一个方面包括由多个元件提供的“组织移位”机构并且进行到在切除衬套175的腔体160中沿着近端方向“移位”与移动组织条带225,以由此确保组织不阻塞内衬套175的腔体。如在图10A中以及图11A-图11C的放大图中可见,一个组织移位机构包括从固定地附接到外衬套170的远端尖端232向近端延伸的突出元件230。突出元件230在由外衬套170与远端尖端232限定的远端室240中沿着中心轴168向近端延伸。在图11A中描述的一个实施方式中,轴状突出元件230在第一功能方面中包括当切除衬套175延伸到其完全前进或延伸位置中时从切除衬套175的小横截面腔体190B向近端推动束缚的组织条带225的机械推杆。在第二功能方面中,在衬套170的远端端部中的室240构造为束缚来自工作空间的盐扩张流体244的体积,并且其中工作端145的现有射频电极进一步构造为爆发性地汽化束缚的流体244,以在切除并且布置在切除衬套175的腔体160中的组织条带225上产生近端指向的力。此两个功能性元件与过程(组织移位机构)都可以通过使室240中的液体爆发性汽化而将大量机械力施加在束缚的组织条带225上并且可以用于在组织取出腔体160中沿着近端方向移动组织条带225。已经发现利用多个功能元件与处理的组合可以实际上消除组织堵塞组织取出腔体160的可能性。

[0067] 更具体地说,图12A-图12C顺序地示出了组织移位机构的功能方面以及束缚在室240中的流体的爆发性汽化。在图12A中,在中间位置中示出了向远端前进的反复运动切除衬套175,其中在切除电极边缘180处的等离子切除布置在切除衬套175的腔体160内的组织条带225。在图12A-图12C中,可以看出此系统在与切除衬套175的相对于组织接收窗176的往复运动与轴向运动范围相应的第一电外科模式与第二电外科模式中操作。如这里使用的,术语“电外科模式”表示两个相反极性电极中的哪个电极用作“主动电极”并且哪个电极用作“返回电极”。术语“主动电极”与“返回电极”在根据本发明的此技术领域中使用,其中与返回电极相比,主动电极具有小的表面面积,这由此使射频能量密度集中在此主动电极周围。在图10A-图11C的工作端145中,切除电极元件195及其切除电极边缘180必须包括主动电极以将能量集中在电极周围,从而产生用于组织切除的等离子。贯穿在图12A-图12B中指示的冲程X都需要在电极边缘180处的此高强度、高能等离子以切除组织。当内切除衬套175跨越组织接收窗176时在内切除衬套175的行程的轴向长度上方发生此第一模式,此时外衬套170的全部外表面包括在185处指示的返回电极。大体上在图12A中指出第一射频模式的电场EF。

[0068] 图12B示出了内切除衬套175的远端前进部或延伸部完全跨越组织接收窗176的时刻。与此同时,电极衬套195及其电极边缘180局限在由外衬套170与远端尖端232限定的大部分绝缘壁室240内。在此时,此系统构造为切换到第二射频模式,在第二射频模式中电场EF从先前在第一射频模式中描述的这些切换。如可以在图12B中看到的,在此第二模式中,与室240接口的远端尖端232限定的内表面区域250用作主动电极,并且暴露到室240的切除衬套175的远端端部部分用作返回电极。在此模式中,在表面250周围发生非常高的

能量密度,并且此包含电场EF可以爆发性地且立即地汽化束缚在室240中的流体 244。水蒸汽的膨胀可以是显著的并且可以由此将巨大机械力与流体压力施加在组织条带225上,以在组织取出腔体160中沿着近端方向移动组织条带。图12C 示出了束缚在室240中的扩张流体244的此爆发性或膨胀性汽化并且进一步示出了将组织条带225从内切除衬套175的腔体160沿着近端方向排出。图14进一步示出了在切除衬套175的延伸运动范围处的主动电极与返回电极的相关表面区域,再次示出与包括返回电极的电极衬套的表面255相比非绝缘远端端部表面250的表面面积较小。

[0069] 仍参照图12A-图12C,已经发现设置在射频源150与控制器155上的单电源可以构造为(i)在电极衬套195的电极切除边缘180处产生等离子以便以第一模式切除组织,并且(ii)以第二模式爆发性地汽化束缚的扩张流体244。此外,已经发现此系统可以以范围从每秒0.5个周期到每秒8或10个周期的适当往复运动速率自动地用于射频模式切换。在测试中,已经发现上面描述的组织切除设备可以在没有组织条带225堵塞组织取出腔体160的任何可能性的情况下以从2克/分钟到8克/分钟的速率切除与取出组织。在一个实施方式中,负压源125可以联接到组织提取腔160,以将组织提取力施加到此腔体中的组织条带。

[0070] 特别有利的是,由衬套170与远端尖端232限定的流体束缚室240可以设计为具有选定体积、暴露的电极表面面积、长度与几何形状,以使应用到切除组织条带225的排出力最优化。在一个实施方式中,室的直径是3.175mm并且长度是5.0mm,这考虑突出元件230,提供大约0.040mL的束缚流体体积。在其它变型中,束缚的流体体积范围可以从0.004mL到0.080mL。

[0071] 在一个实例中,室240具有0.040mL的束缚液体体积连同100%的转换效率,瞬时汽化将需要103焦耳以将液体从室温加热到水蒸汽。在操作中,由于焦耳是W*s,并且此系统以3Hz往复运动,因此要求的能量将在全部311W的等级,瞬时转换到水蒸气。将在相态转换中发生1700x的相应的理论膨胀,这可能立即地导致高达25,000psi (14.7psix1700),但是由于效率的损失以及非瞬时膨胀,实际压力可能会更小。在任何情形中,压力都是大量的并且可以施加足以排出捕获的组织条带22在探针中取出通道的长度的驱逐力。

[0072] 参照图12A,内部室240可以具有从约0.5mm到10mm的轴向长度以束缚范围从约0.004mL到0.010mL的液体体积。在图12A中可以理解的是,室240的内壁具有绝缘层200,这由此限制了暴露到室240的电极表面区域250。在一个实施方式中,远端尖端232是不锈钢并且焊接到外衬套170。柱元件248焊接到尖端232或者机加工为其特征。在此实施方式中突出元件230是非传导性陶瓷。图13示出了陶瓷突出元件230的横截面,其是笛状的,其在一个实施方式中在其表面中的三个相应轴向凹槽262中具有三个笛状元件260。任何数量的笛状件、通道等都是可能的,例如从2个到约20个。此设计的目的是在突出元件 230的近端端部处提供显著的横截面面积以推动组织条带225,而与此同时三个凹槽262允许水蒸汽的近端指向的喷射以冲击暴露到凹槽262的组织。在一个实施方式中,突出元件230的轴向长度D构造为将组织完全地推到电极衬套元件195的减小横截面区域190B的外部。在另一个实施方式中,室240的体积构造为当爆发性汽化提供足以膨胀成并且至少占据设备中的取出通道160的总长度的10%,取出通道160的至少20%,取出通道160的至少40%,取出通道160的至少60%,取出通道160的至少80%,或者取出通道160的至少100%。

[0073] 如可以通过图12A到图12C理解的,当切除衬套175沿着近端方向或者朝向其非延

伸位置移动时,在工作空间中的扩张流体244重新补充室240中的束缚流体。由此,当切除衬套175再次沿着远端方向移动以切除组织时,内部室 240被填充以流体244,于是流体244被再次容纳并且然后当切除衬套175闭合组织接收窗176时可适用于如上所述的爆发性汽化。在另一个实施方式中,可以在远端尖端232中设置单向阀以便在无需流体移动通过窗176的情况下将流体直接地抽吸到内部室240中。

[0074] 图15示出了另一个变型,其中在第二模式中的主动电极表面区域250' 包括具有传导区域与非传导区域260的突出元件230,这可以具有在与束缚流体244 接触的多个离散区域的每个上方分配集中的射频能量传送的效果。此构造可以更加有效地汽化在室240中的束缚的流体体积。在一个实施方式中,传导性区域250' 可以包括在柱248上的金属圆盘或垫圈。在其它变型(未示出)中,传导性区域250' 可以包括在固定于电传导性柱248上方的陶瓷材料260中的洞、端口或孔。

[0075] 在另一个实施方式中,射频源150与控制器155可以编程为在图12A-图12C 的冲程X与冲程Y的过程中调节能量传送参数以提供最佳能量(i)用于通过电极边缘180的等离子体切除,以及(ii)用于爆发性地汽化室240中束缚的流体。在一个变型中,控制器155可以包括算法,此算法致动射频源150以便当切除衬套175沿着远端方向朝向其延伸位置移动时将射频能量传送到工作端,从而切除组织,但是当切除衬套175沿着近端方向朝向其未延伸位置移动时终止向工作端传送射频能量。在切除衬套175的近端冲程过程中射频能量传送的终止消除了当电极边缘180未切除组织时到电极边缘180的能量传送,这由此防止了当在切除衬套的向前与向后冲程过程中传送射频能量时可能发生的对扩张流体的不必要加热。

[0076] 图16-图18示出了当治疗体腔、空间或潜在空间502(图17)中的组织时可以使用流体管理系统500。在子宫镜组织切除系统510中示意性描述了流体管理系统500,其适于利用内窥镜或子宫镜512以及与上述类似的组织切除探针 515来切除与取出子宫肌瘤或者其他异常子宫内组织。图16描述了具有把手516 和包括具有工作端520(图17)的外衬套518的延伸构件的组织切除探针515,其可以被引导通过延伸通过子宫镜512的本体523与轴524的工作通道522。图16还示出了通过电源缆线526联接到控制器与电源的组织切除探针的把手516中的电机525。图17示出了在邻近目标子宫肌瘤530的子宫腔内的切除探针515的工作端520。

[0077] 参照图16-图17,通常来说,流体管理系统500包括:扩张流体244的流体源或储存器535、控制器与用于提供适于保持身体空间的扩张的流体流入与流体流出的泵系统、以及用于过滤从体腔移除的并且此后返回到流体源535的扩张流体244。恢复与过滤流体244的使用与流体源535的补充是有利的,因为:(i) 闭合回路流体管理系统可以有效地测量流体逆差以由此监控内渗并且确保患者安全;(ii) 此系统可以以非常省时的方式设置与操作;并且(ii) 此系统可以是紧凑的并且不那么昂贵的,以由此协助使诊室为基础的手术可能。

[0078] 流体管理系统500(图16)包括计算机控制系统,其与射频控制系统集成在集成控制器545中。控制器545适于控制第一蠕动泵546A与第二蠕动泵546B,以便为了扩张体腔的目的提供来自源535的诸如盐溶液的扩张流体244的流入与流出。这里第一蠕动泵也可以称作流入泵或灌注泵。这里第二蠕动泵还可以称作流出泵或吸扬泵。控制器545与控制算法适于在如图17中描述的组织切除与取出手术中控制腔内压力。在图16-图18中示出的一个实施方式中,控制器 545控制流入泵546A以在泵(图17)的流出侧548处提供正压,以便提供通

过流入管线550的扩张流体244的流入,此流入管线与配件561以及子宫镜515中的流体流动通道108a联通。在前面实施方式中描述并且在上面图3中示出了流动通道108a。控制器545进一步控制流出泵546B,以将负压提供到在泵(图17)的流入侧552处的流出管线555以提供扩张流体244来自体腔502的流出。如上所述,在切除探针515的工作端525中的流体的爆发性蒸发用于向近端沿着切除衬套175的取出通道160排出组织条带225,这可以与由泵546B提供的线555中的负压结合操作。在操作中,流出泵546B还操作为在第二流出管管线部分555'中的泵546B的流出侧556上提供正压以将扩张流体244的流出泵送通过过滤系统540并且返回到流体源535。

[0079] 在一个系统实施方式中,控制器545操作为通过来自压力传感器560的压力信号控制腔体502中的压力,压力传感器560联接到与延伸通过子宫镜的流动通道108b(参见图16)联通的子宫镜512中的配件562。在一个实施方式中,流动通道108b具有至少1.0mm的直径,以便高度准确地传感实际内腔压力。在现有技术商业上可获得的流体管理系统中,通常地利用通过可以测量反压的流体流入管线中的泵或远程压力传感器的已知流速通过多种计算估计腔内压力。此现有技术流体管理系统是独立系统并且适于用于多种多样的子宫镜与内窥镜,其中大部分不具有用于与压力传感器联通的专用流动通道。为此原因,现有技术流体管理系统依赖于算法与计算,以便仅仅估计腔内压力。

[0080] 在一个实施方式中,如图16中所描述,压力传感器560是能够自由使用的并且能够拆除地联接到内窥镜512并且通过内窥镜中的流体通道108b与体腔流体地联通。压力传感器560通过缆线564可操作地联接到控制器545。压力传感器可以是在有创血压监测中使用的类型的生物可兼容、压阻式硅传感器。例如,传感器可以是购自Measurement Specialties.Ltd.,45738 Northport Loop West, Fremont,CA 94538的产品型号1620的硅压阻式压力传感器。此传感器设计为具有安装在陶瓷基板上的压力传感元件。可以在传感元件上布置介电凝胶以提供电与流体绝缘。传感器壳体可以具有用于联接到内窥镜512的鲁尔接口连接。此外,传感器本体可以具有用于冗余过压保护(未示出)的压力释放阀。

[0081] 如可以通过图16和图17理解的,压力传感器560附接到内窥镜512以便与延伸通过内窥镜轴到体腔的流体通道联通。由压力传感器560使用的流体通道或传感器通道108b独立于用于扩张流体流入到体腔中的流体通道108a。在传感器通道108b中没有流体流动的情况下,那么通道108b中的流体形成静态不可压缩流体柱,当体腔内的压力变化时静态不可压缩流体柱改变压力。在传感器通道的横截面为1mm或更大时,压力通道柱内的压力与体腔内的压力是相等的。由此,压力传感器560能够直接测量体腔内的压力。在图18中示意性示出的另一个变型中,如图16中所示的压力传感器560可以包括与从单个流体通道108b延伸到传感器560中的流体接口的两个独立的传感元件560'和560"。传感元件560'和560"通过缆线564'和564"将压力信号发送到控制器545(图18)。在手术开始,或者在手术期间,那么控制器可以构造为监控或比较来自独立传感原件560'和560"的压力信号。如果两个传感器的压力信号彼此不在预定范围内,那么控制器545可以提供传感器故障的警报和/或终止或调节流体管理系统或切除设备的任何正在进行的操作。

[0082] 图17示意性示出了操作中的流体管理系统500。子宫腔502是可能的空间并且需要扩张以允许子宫镜观察。可以在控制器545中设置选定压力,例如经由触摸屏565,医师通过经验了解这适于扩张腔体502和/或执行手术。在一个实施方式中,选定压力可以是0mmHg与

150mmHg之间的任何压力。在一个系统实施方式中,流入泵546A可以操作为可变速度泵,其致动以提供通过第一管线或流入管线550的高达850ml/min的流速。在此实施方式中,流出泵546B可以一固定速度操作以移动第二线或流出管线555中的流体。在使用中,控制器545可以以选定匹配或非匹配速度操作泵546A和546B以增加、减少或保持在子宫腔502内的扩张流体244的体积。由此,通过独立地控制流入泵546A与流出泵546B的泵送速率,可以响应于由传感器560提供的实际腔内压力的信号实现并且保持体腔内的选定设定压力。

[0083] 在一个系统实施方式中,如图17和图19中所示,流体管理系统500包括过滤器单元或系统540,过滤器单元或系统540可以包括适于捕获已经从体腔502切除与取出的组织条带225的第一过滤器或组织捕获过滤器570。第二过滤器或分子过滤器575,通常地是中空纤维过滤器,超越第一过滤器570设置,其中分子过滤器575适于将血液与其它身体材料从扩张流体244移除。特别地,分子过滤器575能够从扩张流体244移除红细胞、血红蛋白、颗粒物、蛋白质、细菌、病毒等,使得体腔的此内窥镜观察不会被任何此血液组分或者其它污染物而模糊或被遮蔽。如可以通过图16-图19所理解的,流出泵546B在其流出侧556提供了相对于流入到过滤单元540中的流体的正压,以使扩张流体244与本体介质移动通过第一过滤器570与第二过滤器575,并且在循环中向回流动到流体源535。

[0084] 参照图19,在实施方式中,第一过滤器570包括容器部分或具有可移除盖577的小瓶576。扩张流体244与本体介质的流入流动通过管线部分555并且通过配件578进入到布置在小瓶576的内室582中的网囊或穿孔结构580中。穿孔结构580的孔尺寸的范围可以从约200微米到10微米。在第二过滤器575中空纤维585的腔体直径可以从约400微米到20微米。通常来说,在第一过滤器570中的穿孔结构580的孔尺寸小于第二过滤器575中的中空纤维585的腔体的直径。在一个实施方式中,穿孔结构580的孔尺寸是100微米,并且在分子过滤器575中的中空纤维585的腔体尺寸是200微米。在一个实施方式中,分子过滤器575是购自Nephros, Inc., 41 Grand Ave., River Edge, NJ 07661肾脏DSU过滤器。在一个变型中,过滤器575构造为具有中空纤维,此中空纤维具有小于50kDa、30kDa或20kDa的标定分子量极限(NMWL)。

[0085] 在本发明的另一个方面中,由于流体流动是循环的,因此分子过滤器575构造为过滤大体积的扩张流体。此外,分子过滤器575构造为过滤扩张流体的大量潜在体积,扩张流体可能受到将与流体混合的血液、血液制品等的污染。在一个实施方式中,分子过滤器575具有至少 0.6m^2 、 0.8m^2 、 1.0m^2 、 1.2m^2 和 1.4m^2 的隔膜表面积,其中隔膜表面积限定为分子过滤器575中的中空纤维585的腔体的总表面积。在本发明的另一个方面,流体管理的方法可以包括扩张本体空间以及保持扩张流体以高达850ml/min的流速进出本体空间并且此后通过能够从扩张流体244移除至少20ml、40ml或60ml血液的过滤系统540。

[0086] 参照图19,可以看到过滤器单元540包括不同流体流动管线之间的可拆除连接,以允许过滤器与流动管线的快速联接与去联接。更具体地说,从组织切除探针515延伸出的流动管线555具有连接到第一过滤器546A中的入口配件578的连接部分592。媒介过滤器546A与546B的流体管线部分555'具有连接到第一过滤器542A中的出口配件596b的连接部分596a。流动管线555'的流出端具有连接到第二过滤器546B的入口配件598b的连接器598a。媒介第二过滤器546B与流体源535的返回流动管线600具有连接到第二过滤器546B中的出口配件602b的连接部分602a。在一个实施方式中,至少一个止回阀605设置在流动路径

中,流动路径媒介例如可以在管线555'、连接器596a、598a或配件 596b、598b中的过滤器546A、546B。在图19中,止回阀605与第二过滤器546B 的入口端608集成。在使用中,系统的操作将导致第二过滤器的内部中的大量流体压力,并且止回阀605允许例如当完成组织切除手术并且医师或护士期望为了活组织检查目的将其中的小瓶576与其中的组织条带225传送到不同位置处时,在没有压力脱离以及流体介质释放到环境中的情况下使第一过滤器去联接。通常来说,可以在流动管线555和555'中的一个或多个位置处设置诸如止回阀605的单向阀,以防止压力通过线555回流到切除设备515。例如,如通过图19(此外参见图20-图21)中的虚线指示的诸如浮动阀的单向阀605'可以设置在管线555或配件578的一个或多个位置中。浮动阀605"也可以设置在邻近盐水源535的管线550中。

[0087] 在一个方面中,流体管理系统包括:第一流体管线550,其构造为将扩张流体224从流体源535运动到本体空间;第二流体管线555、555'和560,其构造为将流体从本体空间运送到第一过滤器570并且然后运送到第二过滤器575并且然后返回到流体源535;流出泵,其可操作地联接到第二流体管线;以及至少一个止回阀605,其在第二流体管线中媒介第一过滤器570与第二过滤器575。

[0088] 在一个实施方式中,流体管理系统500的控制器545构造为计算流体逆差,此流体逆差测量为在诸如子宫肌瘤移除的医疗手术过程中,传送到本体空间502 的流体体积与从本体空间重新获得的流体体积之间的差值(参见图16-图19)。在子宫镜手术中的流体管理方法包括提供具有预定体积的扩张流体源535(图 17),将来自源535的流体(例如,盐)通过第一流动管线或流入管线550引入到子宫腔中并且通过第二流动管线或流出管线555从腔引入到过滤器单元540 中并且通过第二流动管线的其它部分600返回到流体源535,其中第一流动管线与第二流动管线和过滤器单元的当从源535的预定体积去掉时的内部体积等于2.5升或更少。使用说明然后可以包括仅可以在任何子宫肌瘤或息肉移除手术中使用单个3升盐袋的要求,这继而将可以确保盐内渗决不超过2.5升。在此变型中,源535的预定体积可以是3.0升,如在标准3升盐袋中,并且内部系统体积可以是至少0.5升。

[0089] 图20和图21是关于上述类型的射频组织切除探针515与上述类型的流体管理系统500的集成操作的示意图。通常来说,控制器545、射频发生器670与流体管理系统500适于提供进出体腔502的扩张流体的受控流量,同时在体腔内保持目标压力,与此同时与流体流动同时地提供传送到切除探针的射频能量。在一个系统实施方式中,此系统可以以全部通过控制器545控制的三种不同模式来操作:(i)用于子宫镜检查的诊断模式;(ii)用于组织切除与取出的切除治疗模式;以及(iii)以及用于组织凝固的凝固治疗模式。

[0090] 参照图20,在诊断模式中,流入或灌注泵546A、流出或吸扬泵546B以及压力传感器560和监控系统全部被致动。在一个实施方式中,在控制器545上的触摸屏565具有图形用户界面(GUI),图形用户界面具有可以通过医师调节的流体控制设备(图16)。流入泵546A可以通过触摸GUI上的流入泵按钮切换开/关。可以在触摸屏565上设置目标腔内压力,例如从0到150mmHg或更多(图16)。

[0091] 在如图20中所示的操作方法中,医师在GUI上设置目标腔内压力并且然后致动流入泵546A,这致使扩张流体244的流量通过流入或灌注管线550与内窥镜512进入到体腔502中。在一个实施方式中,可以在触摸屏565上致动诊断模式中的流入泵546A。在诊断模式中,控制器545构造为不致动流出泵546B 直到获得设定压力或者具有过压情形。由此,在一个

变型中,流出泵546A然后将以固定速率操作并且然后可以响应于来自压力传感器的信号调节流入泵速度,以使压力稳定在目标腔体压力附近。由压力传感器560测量的实际腔内压力可以显示在控制器GUI(图16)上。

[0092] 为了使体腔内的流体压力稳定,控制器545包括构造为反馈控制回路的压力控制算法。控制器微处理器读取以来自压力传感器560的信号为基础的腔内压力设定点与实际腔体压力。响应于此两个参数,该算法基于通用比例积分(PI)控制算法计算增量值信号。增量值发送到数字到模拟转换器并且供给到驱动流入泵536A的电机放大器中。控制器算法然后通过调节流入(灌注)泵546A的速度使设定压力与实际压力之间的差值最小化。

[0093] 在一个实施方式中,此系统还包括致动器与算法,以便提供用于冲洗体腔502的快速流体流入与流体流出,其例如可以是在脚踏开关组件675上的致动按钮672。在此冲洗方法中,流出(吸扬)泵546B被致动以提供增加的流出等级,并且然后压力算法调节流入(灌注)泵的速度以保持腔体中的目标压力。由此,在诊断模式中,可以致动此系统以使体腔与流体流入和流出快速地平齐,同时控制器算法保持如上所述的腔内压力。通过系统与体腔的流速可以预先设定在100ml/min或者更大,例如200ml/min或300ml/min。在另一个实施方式中,医师可以在触摸屏上选择从200ml/min到800ml/min的快速流动速率。

[0094] 参照图21,在用于切除组织的非诊断或治疗切除模式中,控制器545将射频能量传送到探针515(参见图12A-图12C)的双极电极布置以切除组织并且还致动两个泵以提供如上所述的流体流入与流体流出。为了以切除模式操作,医师可以利用触摸屏565(图16)来进入操作的非诊断(治疗)模式。由此,在脚踏开关675上的第一踏板677a可以用于以切除模式致动系统以切除组织。第一踏板677a的致动同时地导致控制器:(i)以固定速度致动流出泵546B以便提供在400ml/min到850ml/min速率下的流出;(ii)致动所述流入泵564A,其具有通过如上所述的控制器545控制与调节的旋转速度以保持体腔中的目标压力;(iii)将DC电压传送到切除探针515的电机525,以使切除衬套175往复运动;以及(iv)将射频能量传送到切除探针515的双极电极布置。在一个实施方式中,射频发生器670与控制器545将从5-20伏特的可变DC电压、200瓦的峰值射频功率、以及在148kHz频率下的240伏特的峰值射频电压提供到切除探针的电机525。

[0095] 在切除模式中,控制器的压力算法以动态流动情形操作,其中来自体腔502的扩张流体244变化,因为这将取决于组织切除的速率以及切除的组织条带225和流体244可以移动通过取出通道160的速度。腔内压力通过当系统以诊断模式操作时以上述类似方式操作的反馈回路保持在设定压力。切除的组织条带225移动通过如上所述的系统并且通过流出管线555从体腔与探针取出。如可以在图21中看到的,流体的流出将切除组织、血液以及其它体液携带到第一过滤器570中并且然后到第二过滤器575中。当医师释放在第一踏板677a上的压力时,于是切除探针515去致动并且仅流入546A在控制如上所述的腔内压力中保持起作用。

[0096] 在凝结模式中,控制器545与控制器算法致动探针515的双极电极布置,以凝结组织并且此外间歇地致动如上所述的流体流动功能。探针把手中的电机525未被致动,并且切除衬套175定位在外衬套518中的窗517中的中间位置中(参见图12A)。切除衬套175在窗517中的中间位置是每次发生到探针电机525的直流电流终止的默认位置。

[0097] 为了在凝固模式下开始操作,假设医师已经利用触摸屏565先前地选择了操作的

非诊断(治疗)模式。然后医师可以致动在脚踏开关675上的第二踏板 677b以使组织凝结。致动第二踏板677b同时地导致控制器:(i) 将RF能量传送到切除探针515的双极电极布置;以及(ii)间歇地致动流入泵546A与流出泵546B,以便当保持如上所述的腔内压力时致使循环流体流动。在一个实施方式中,在射频能量传送的连续间隔大于10秒以后双重泵操作达1至8秒。流体流动速率可以是100ml/min到600ml/min。此外,每次医师使射频能量传送终止时,都可以使流入泵546A与流出泵546B致动1秒至10秒。由于射频能量应用,凝固模式中的间歇循环流动适于协助观察与进一步防止体腔502内的扩张流体244的加热。在一个实施方式中,射频发生器670与控制器545提供双极射频输出,以便在110瓦特的峰值射频功率下以及在148kHz频率的200伏特的峰值电压下凝固。

[0098] 在操作系统中在任何诊断或治疗模式中,控制器545具有在此压力超过目标腔内设定压力情形中的过压保护算法。在一个实施方式中,如果在预选定时间间隔腔内压力超过设定压力以预定数量,那么控制器545可以在比流入泵 546A更高的泵送速率下致动流出泵546B直到腔体中的测量的流体压力下降到设定压力以下。选择性地,控制器545可以使流入泵546A减慢或停止直到内腔压力下降到目标等级。在一个变型中,如果测得的压力超过设定压力5mmHg达大于1秒、2秒或5秒,那么可以致动泵或多个泵以降低腔内压力。

[0099] 用于过压保护的另一个机构以如图18中描述的压力释放阀680的形式设置。在一个变型中,压力释放阀680联接传感器560的壳体682并且与传感器 560中的流体通道108b' 联通,以允许通过传感器本体的流体排放与压力释放。压力释放阀680可以在大于100mmHg的适当压力,例如100mmHg、125Hg、150Hg或另一个预定压力下释放压力。由此,如果腔内压力超过目标最大等级,那么控制器545通过调节泵提供算法为基础的压力释放机构,同时止回阀680 提供压力释放的备用形式(图18)。此外,该系统可以包括在联接到内窥镜的一次性配件712中的手动压力释放阀688以用于额外的安全冗余(图20)。

[0100] 在本发明的另一个方面中,控制器545包括适于在治疗位置中的实际压力下降到预定阈值等级以下的情形中使通电的切除设备去致动的算法。控制器545 在位置中设有来自压力传感器组件560的连续的实际压力信号。在一个变型中,如果在此位置中的实际压力下降到可允许阈值压力等级以下,那么控制器算法可以使驱动往复运动或旋转切除构件的电机自动地去致动。如在图16-图17中所示,在另一个变型中,控制器算法可以使传送到切除设备515的工作端的射频能量去致动。在此变型中,其中射频能量传送被去致动,此算法可以允许切除衬套175的持续移动以选定间隔,并且然后可以在腔内压力等级同时地增加到预定阈值以上或者当此压力超过阈值等级达例如1到10秒的选定间隔以后再致动射频。在另一个变型中,控制器算法可以当压力下降到阈值压力等级以下时使电机驱动与射频传送去致动。在此算法中的阈值压力等级可以是任何预定压力,例如,100mmHg或更少、50mmHg或更少、或25mmHg或更少。在一个变型中,阈值压力等级设定在15mmHg。

[0101] 在本发明的涉及治疗组织与直接检测身体空间中的压力的一个方面中,方法包括:(i) 进入身体空间或潜在身体空间,至少一个系统部件构造为提供扩张流体244到空间的流入以及流体从此空间的流出,至少一个部件包括电外科组织切除探针;(ii) 提供压力传感器,其联接到构造为测量此空间内的实际压力的至少一个部件;(iii) 检测空间内的压力并且响应于检测到的压力调节流入与流出速率,以实现或保持在空间中的压力设定点;以及(iv) 以第一射频参数操作所述电外科探针以切除组织。可以以第二射频参数操作探针

以凝固组织。调节流入速率的步骤可以提供0ml/min与800ml/min之间的流入。压力设定点可以在30mmHg与200Hg之间。如上所述,通过联接到与承载扩张流体流入与流出的流动通道分离的独立流体通道的传感器实现检测压力的步骤。

[0102] 通常来说,根据本发明的子宫肌瘤治疗系统包括:控制器;流入泵,其通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到患者的子宫腔的流体流入;流出泵,其通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到子宫腔的流体流出;以及电机驱动切除设备,其通过所述控制器操作。切除设备包括细长引导件,此细长引导件在其内具有直径不小于2.4mm的直径的组织取出通道(图6A中的 190A、190B)以及具有不大于3.8mm的直径的外衬套170。切除设备适于以至少2gm/min的速率移除子宫肌瘤组织。在此变型中,如上所述控制器可以构造为响应于子宫腔内的流体压力的信号致动流入泵与流出泵并且保持目标压力。更具体地说,可以通过联接到与子宫腔联通的静态流体柱的压力传感器提供流体压力的信号。在另一个变型中,如将在下面进一步描述的,控制器可以构造为响应于从下述参数构成的组中选择的至少一个参数来操作所述切除设备,所述参数包括例如泵速、流出泵速与子宫腔内的流体压力的信号。在本发明的另一个方面中,流体管理系统500与配合电外科手术探针设置为包括:流入泵 546A,其构造为将扩张流体的流入提供到患者身体中的位置中;控制系统,其构造为用于操作者选择至少第一与第二流量控制模式,其中第一流量控制模式构造为用于切除组织与操作流入泵以提供第一峰值流入速率,并且其中第二流量控制模式构造为用于组织凝固并且操作流入泵以提供第二峰值流入速率。通常地,第一峰值流入速率大于第二峰值流入速率。在一个变型中,第一峰值流入是1,000ml/min、800ml/min、600ml/min或500ml/min。流体管理与治疗系统包括构造为用于操作者选择此位置处的压力设定点的控制系统。如上所述,流体管理系统与控制器构造为操作流入泵与流出泵,以提供扩张流体从此位置的流出,以便在第一与第二流量控制模式中实现或保持压力设定点。

[0103] 参照图16-图21,本发明的流体管理系统500包括流入泵546A,其构造为将扩张流体244的流入提供到患者身体内位置中;以及流出泵546B,其构造为提供来自此位置的流体的流出,以及控制器545,其构造为操作者选择至少第一流量控制模式、第二流量控制模式与第三流量控制模式,其中在具有以预定时间间隔的间歇流出的情况下,第一流量控制模式构造为用于诊断治疗并且提供高达800ml/min的流入速率,其中第二流量控制模式构造为用于组织切除手术并且提供高达1,0ml/min的流入速率,并且其中第三流量控制模式构造为用于组织凝固并且提供高达800ml/min的流入速率。

[0104] 仍参照图16-图21,与本发明相应的流体管理与切除系统包括构造为在患者身体的位置中进入与执行手术的细长组件,此系统部件包括内窥镜、组织切除探针、流体源与管组、流入泵与流出泵、以及控制器,其中流入泵构造为提供从流体源通过组件中的第一通道到此位置的流体的流入,其中流出泵构造为提供来自此位置的通过组件中第二通道的流体的流出,并且其中控制器构造为以至少一种操作模式同时地控制探针与流入和流出泵,以在此位置提供并且保持操作者选择的压力设定点。

[0105] 此系统还包括可拆除地联接到系统部件的一次性压力传感器,并且在另一个变型中,此压力传感器可操作地联接到通常地在内窥镜中的系统中的第三通道。在另一个变型中,压力传感器可操作地联接到管组。通常地,上述第一通道在内窥镜轴524中,并且第二通道在组织切除探针515中。

[0106] 在本发明的另一个方面中,参照图20-图21,流体管理系统包括流体源535,通常是盐袋,具有密封的流出端口702;以及流入管线管550,其具有包括至少一个倒钩特征的连接端705,倒钩特征构造为允许所述连接端705前进到流出端口702中并且阻止流出端口702,但是防止所述连接端705从流出端口702退出。

[0107] 在本发明的另一个方面中,流体管理系统500(图16-图17)包括控制器算法,当此控制器算法布置在诊断或治疗程序中以及在诊断或治疗程序中使用,此控制器算法适于探测系统内的显著流体泄露或损失。此泄露可以包括流体路径中的任何地方的流体损失,诸如在流入或流出管线(550,555)中的或者通过内窥镜512(参见图17)的细长轴524周围的子宫颈管的连接器处。

[0108] 为了确定泄露或流体损失,控制器算法持续地监控到流入泵或灌注泵546A的电机的输入电压,其中此输入电压直接地与泵速相应并且由此与流体流入速率相应。此算法进一步持续地监控到流出泵或吸扬泵546B的电机的输入电压,这直接地与流体流出速率相应。在此连续监控过程中,如果算法确定流入泵电机以超过预定阈值电压等级的输入电压(例如速率)操作,那么就启动定时器。阈值电压等级是设定压力、实际腔内压力和其在此时具有操作中的操作模式(诊断模式、切除模式等)的函数。在每个操作模式中,流出泵的输入电压(流出速率)不同以满足各模式的目标。由此,对于各不同模式与相应流出速率来说,利用不同的阈值电压、流入速率与时间间隔来确定是否存在不期望的流体损失。在另一个变型中,控制器算法可以利用使灌注电机电压与经过时间间隔相关的线性适配曲线探测系统中的泄露或流体损失,以发送泄露或流体损失的信号。此类型算法可以允许较快地探测其中流入泵电机在较高速度下运转的操作模式,诸如在切除模式中的流体损失。换句话说,在其中损失率较高的情形中,可以较早地探测到流体损失。可以收集测试数据以测量跨越时间间隔的在不同电机速度下的流体损失以展开此线性适配曲线。

[0109] 如果定时器超过预选定时间间隔,在此期间流入泵电机的输入电压超过预定电压阈值,那么控制器将显示通知警报和/或声音或视觉警告以指示泄露或流体损失。在系统操作模式的任一个中,还可以基于流体流入速率的严重度,即基于到流入泵电机的输入电压,改变预选定间隔的长度。当在任何模式中流入速率增加到标定流入速率以上时,将减小流体损失警报或警告以前的时间间隔。在一个变型中,预定电压阈值等级可以与至少25ml/min、至少50ml/min或者至少100ml/min的流入速率相应,并且预选定时间间隔可以至少是1秒、至少5秒或者至少10秒。

[0110] 在本发明的另一个方面中,控制器545包括适于探测流入管线550中的灌注管或流出管线555的吸扬管中的扭结或堵塞的算法。对于流出管线550或流出管线555的柔性管而言扭结是可能的,这可能保持临时地不被医师与医护人员所注意到。如果流入管线550扭结,那么到治疗位置中的流体流入的减小将导致此位置中压力损失并且工作空间可能塌陷。在流出管线555中的扭结可能导致在治疗位置中的不期望的流体压力增加。

[0111] 为了快速地探测流入泵564A的正压侧上的灌注线550中的扭结,如果驱动流入泵电机的计算功率超过跨越预选定时间间隔的预定值,那么控制器算法适于提供扭结管警报。此预定值取决于电机、变速箱、泵头、以及预定的压力极限。如可以通过双重泵系统的上面描述理解的,电机功率与流入泵564A的正压侧上的压力直接相应。当流入管中的压力由于管中的扭结或堵塞而增加时,来自管的泵辊上的液压载荷将增加,这将载荷传送到流入

泵电机。在电机上的载荷的此增加然后导致要求以目标速度驱动泵电机的电流的增加。控制器545包括不管在流体管理系统在其多种模式的使用过程中的载荷用于保持泵速(以及相应流速)在预定等级的算法。通过控制器算法测量功率值,并且在预定极限处,算法可以(i)显示阻塞流体流动的警报,这可以涉及在流动路径或过滤器575中的扭结管或堵塞;(ii)显示分子过滤器575可能堵塞的信息或警报;或者(iii)显示更换过滤器575的信息。此算法还可以在使用中通过使泵546A、546B去致动和/或通过使到任何组织切除设备515的功率去致动来干扰此程序。

[0112] 流体管理系统500还包括用于探测在流出泵546B的负压侧上的流出管线555中的扭结或堵塞的控制器算法。通过监控两个泵电机的电机电压来实现扭结探测。如果以切除模式或诊断模式操作此系统,那么算法首先检查以确定流出泵546B是否在打开状态中,并且然后检查施加到流入泵546A的电压。如果流入泵546A的电机以在预定阈值等级以下的电压操作,那么启动定时器。在切除与诊断模式过程中,基于期望的输入电机电压选择流入泵电机的预定电压阈值。在切除与诊断模式过程中来自子宫腔的通常流体流出速率是250毫升/分钟到500毫升/分钟,要求在流入泵电机上的最小电机电压输入以保持压力的流动速率。如果由于在流出管线555中的扭结而来自子宫腔的流出减少或停止,那么实际腔内压力将保持在相对静态等级。在此静态情形中,流入泵电机的输入电压将在预定阈值输入电压以下,并且由此将启动扭结探测定时器。当定时器超过范围从5秒到120秒的预选定时间间隔时,此算法适于提供扭结管的警报。此外,此算法可以在使用中通过使泵546A、546B去致动和/或通过使到任何切除设备515的功率去致动来干扰此程序。

[0113] 流体管理系统500还包括用于探测在流出泵546B的正压侧上的流出管线555的管中的扭结的控制器算法。如果在驱动流出泵546B的电机上的测量的电机电流超过预定等级,那么控制器算法探测流出管线555中的此扭结。预定等级再次取决于电机、变速箱、泵头、以及预定压力极限。电机电流与泵546B的正压侧上的压力直接地相应。由于管中的压力增加(由于管扭结或者堵塞的过滤器),因此来自管的泵辊上的液压载荷增加,这使载荷传送到电机。此载荷到电机的增加使得用于以目标速度与流动速率来驱动电机的电流增加。如前面所述,控制器545包括在流体管理系统在多个模式的使用过程中使泵速保持在预定等级的算法。由此,扭结探测算法测量在跨越预选定时间间隔的预定电流极限下驱动流出泵电机的电流,该算法可以(i)显示扭结管的警报;(ii)显示分子过滤器575堵塞的信息或警报;或者(iii)显示更换过滤器575的信息。此外,该算法可以响应于探测流动路径中的扭结管或堵塞通过在使用中使泵(546A, 546B)去致动和/或通过对于任何切除设备515的功率去致动来自动地干扰此手术。

[0114] 在本发明的另一个方面中,控制器545包括在利用反馈控制回路来保持目标设定压力的组织切除间隔过程中适于进一步控制与优化位置中的流体压力的算法。反馈控制回路包括利用压力传感器560来监控此位置中的实际压力,并且然后利用控制器算法来调节流入泵546A与流出泵546B(图21)的速度。更具体地说,当医师利用如图16-图17和图21中所示的组织切除设备515开始组织切除时,与窗517(图21)接口的组织体积将至少部分地阻塞此窗并且由此使通过内衬套175中的取出通道160的流体流出开始减慢。由于流出的减少,从压力传感器560到控制器545的信号将指示此位置中的实际压力增加,这然后在先前描述的算法下将致使流入泵电机中的输入电压降低以由此减慢流体流入速率。如果减小流出的

情形持续第一预选定时间间隔,那么控制器算法将识别切除设备切除组织并且将组织接合信号发送到控制器。在随后或第二预选定时间间隔后,此算法将致使控制器545使流出泵电机(以及流体流出速率)的输入电压从较高电压等级(例如,15到30伏特范围)减小到较低电压(例如,5到12伏特范围),并且同时地使得流入泵置于“准备”状态中。在此准备状态中,如果通过压力传感器560信号指示在此位置中的实际压力的突然减小,那么此算法将致使最大电压(例如,30伏特,替代标定电压)传送到流入泵电机以由此致使最大流体流入到此位置中。当此压力突然减小时,于是算法将组织分离信号发送到控制器,这以如上所述的最大电压致动流入泵。在通常操作情形中,标定流入泵电压可以在10到20伏特范围内。此压力保持算法的目的是当切除设备中的窗517去除组织同时切除设备操作时,或者当组织切片通过取出通道160被去除,这然后导致流出的快速增加时,预期在此位置中的压力的突然减小。然后继续减小的流出泵电压还降低了流出速率,并且流入泵的“准备”状态确保当发生突然的组织清除情形时(组织分离信号),流入泵546A以其最大电压与流入速率被致动以匹配或超过流出速率,这然后将防止此位置中的实际压力的任何下降。最大流入速率与减小的流出速率将继续直到目标设定压力保持达从0.1秒到10秒变动的预选定间隔。

[0115] 如图16-图21中所描述的操作流体管理系统与射频切除探针的另一个方法包括:(i)通过内窥镜的远端端部与电外科手术探针的工作端进入患者身体中的位置;(ii)将射频能量传送到工作端以将能量施加到在此位置的组织;(iii)同时地操作流体管理系统已提供到此位置飞选定速率的流体流入以及来自此位置的流体流出;(iv)在操作过程中探测探针的电参数的信号的改变并且响应于探测所述改变,切换所述流体管理系统的至少一个操作参数。通常地,电参数可以包括阻抗等级、功率等级、电压等级与电流等级中的至少一个。可以调节的流体管理系统的操作参数包括到此位置的流体流入速率、从此位置通过系统流出通道的流体流出的速率、与流体流入通道联通的正压等级、与流体流出通道联通的负压等级、在此位置处的目标压力设定点以及上述任一个改变的速率中的至少一个。在另一个变型中,至少一个操作参数可以包括用于操作构造为确定在此位置处得流体压力的压力传感系统的算法。在上述方法中,施加的能量可以适于消融与切除组织或者凝固组织。

[0116] 尽管上面已经详细地描述了本发明的一些实施方式,应该理解的是此描述仅用于描述的目的并且本发明的上面的描述是非穷尽的。在一些附图中示出了本发明的特定特征并且未示出其它特征,并且这仅仅是为了方便,并且根据本发明任何特征都可以与另一个结合。多个变型与另选对于本领域中的具有普通技术的人员来说将是显而易见的。此另选与变型旨在包括在权利要求的范围内。存在于从属权利要求中的特定特征可以结合并且落入本发明的范围内。本发明还包含实施方式,犹如从属权利要求参照其它独立权利要求另选地写入多个从属权利要求格式中。

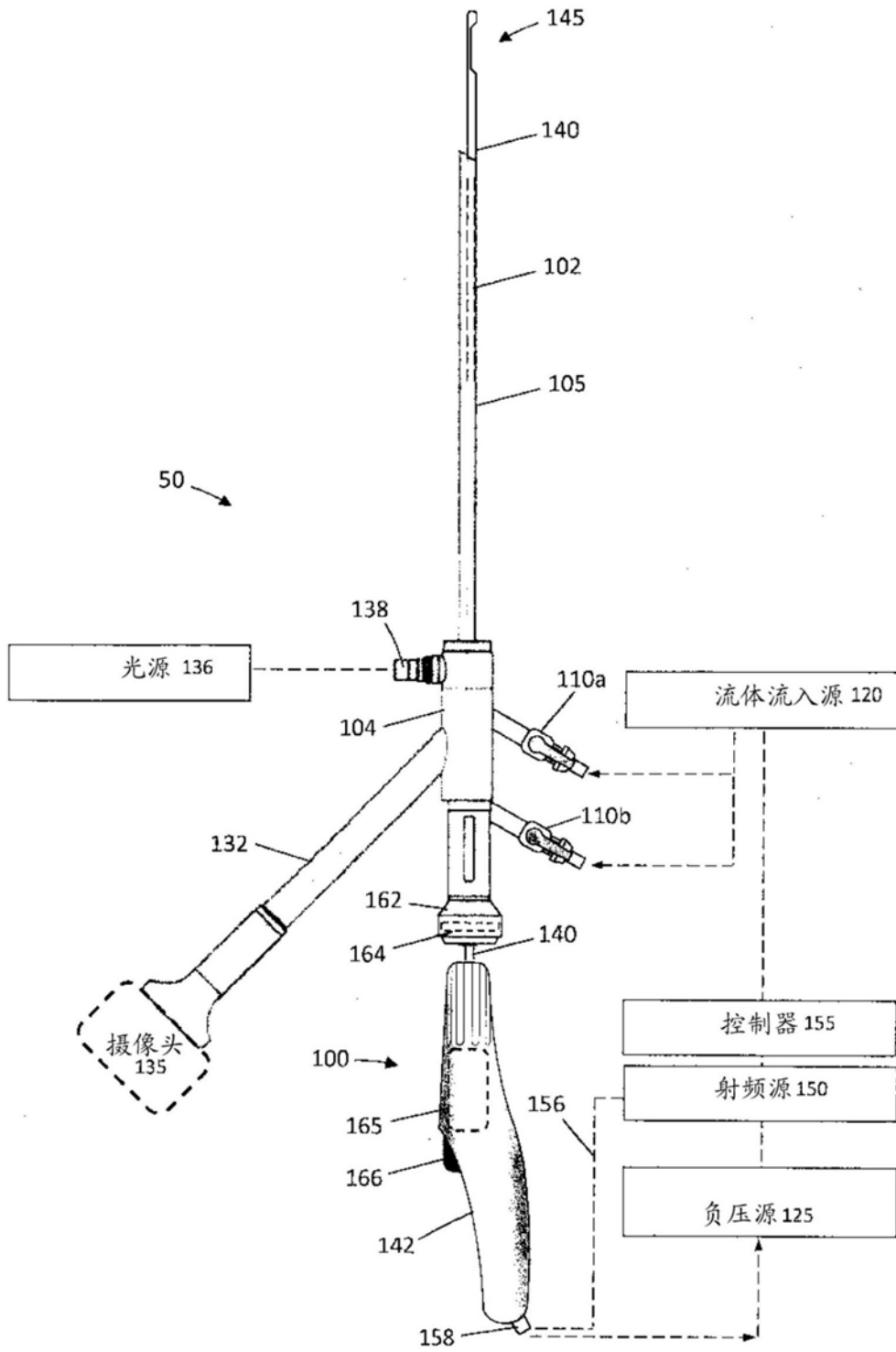


图1

流体管理系统 126

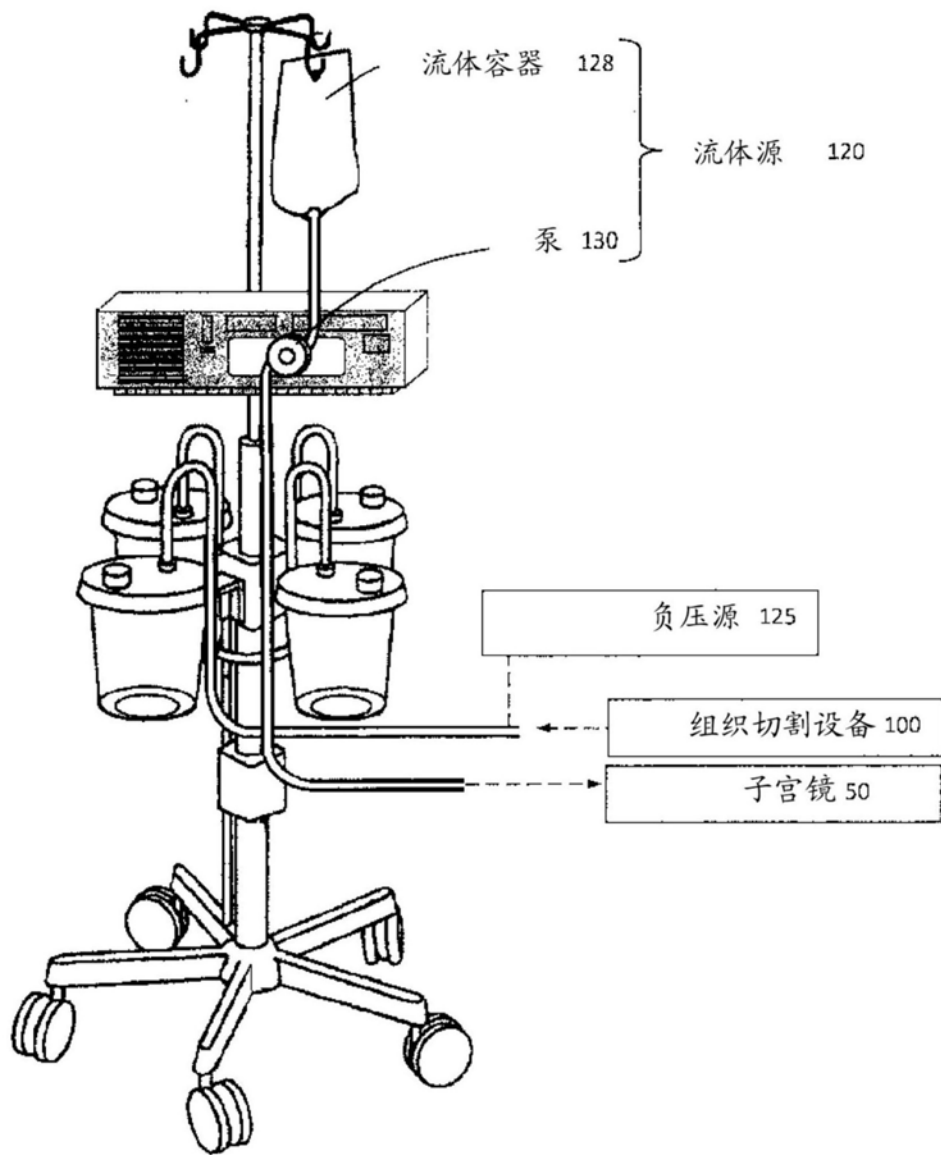


图2

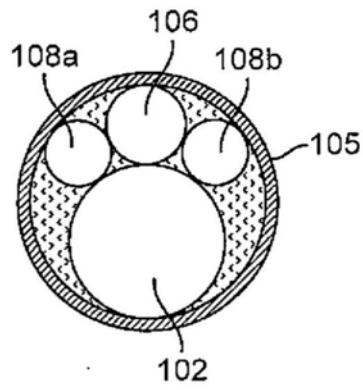


图3

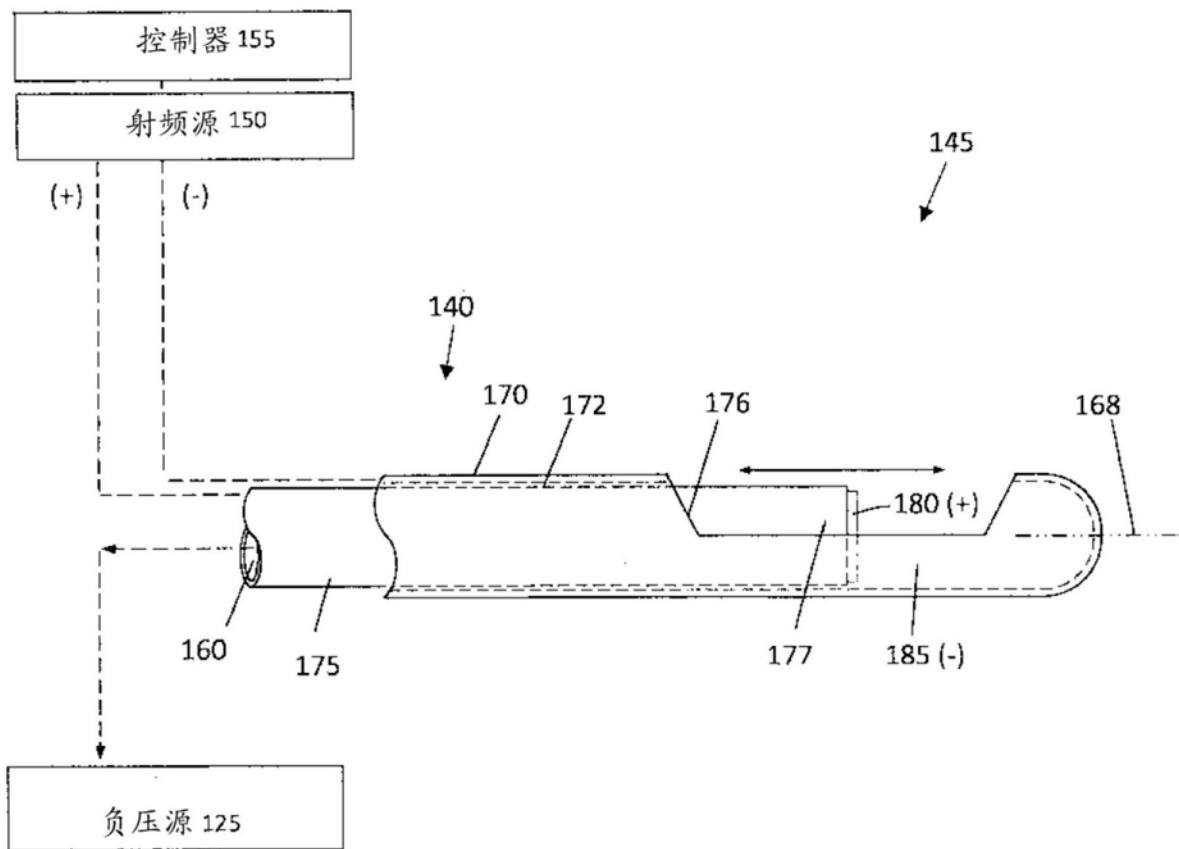


图4

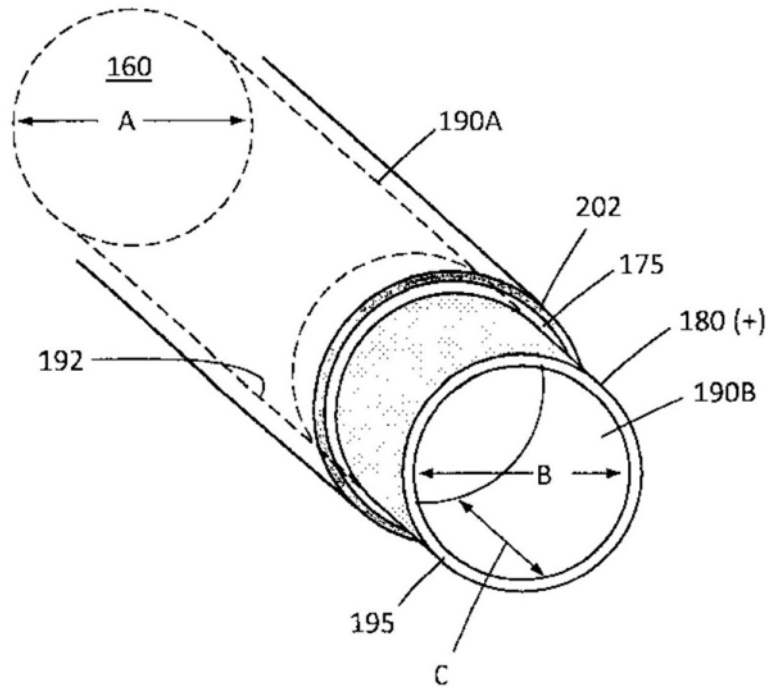


图5

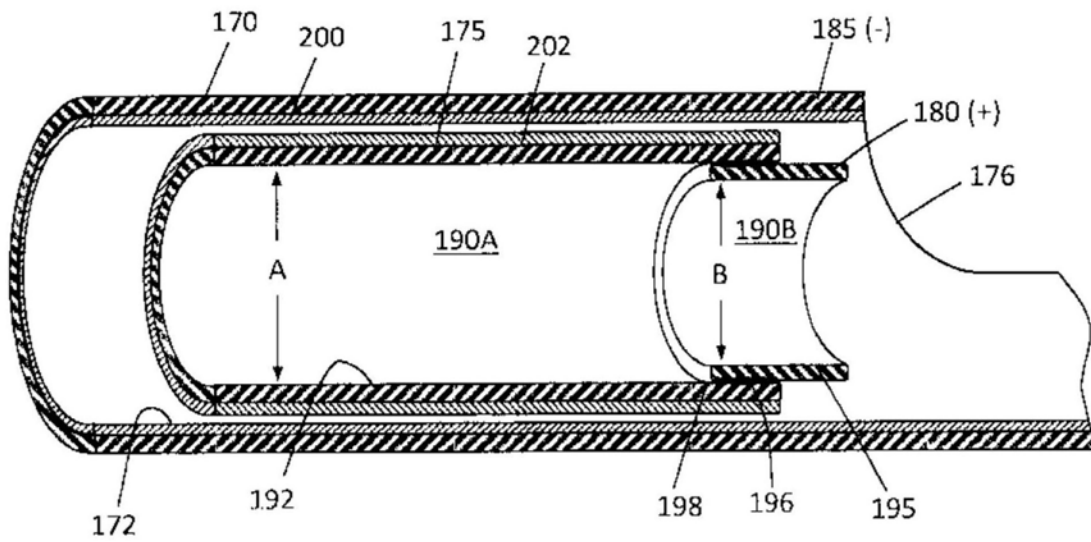


图6A

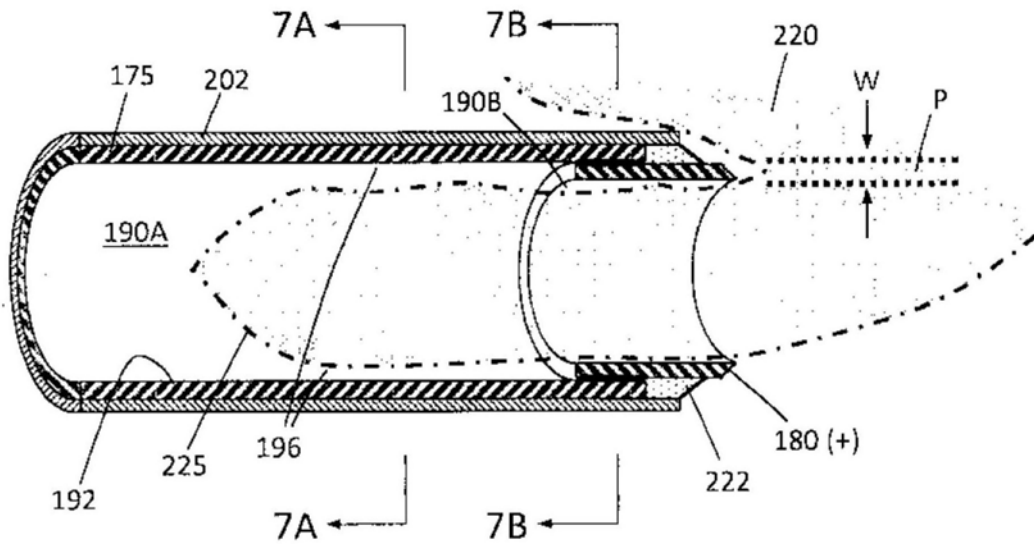


图6B

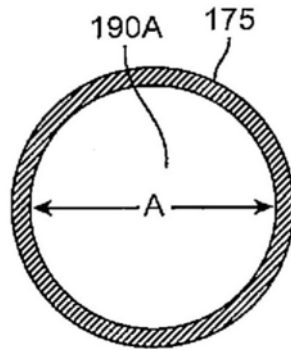


图7A

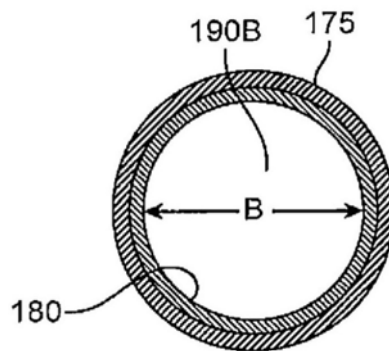


图7B

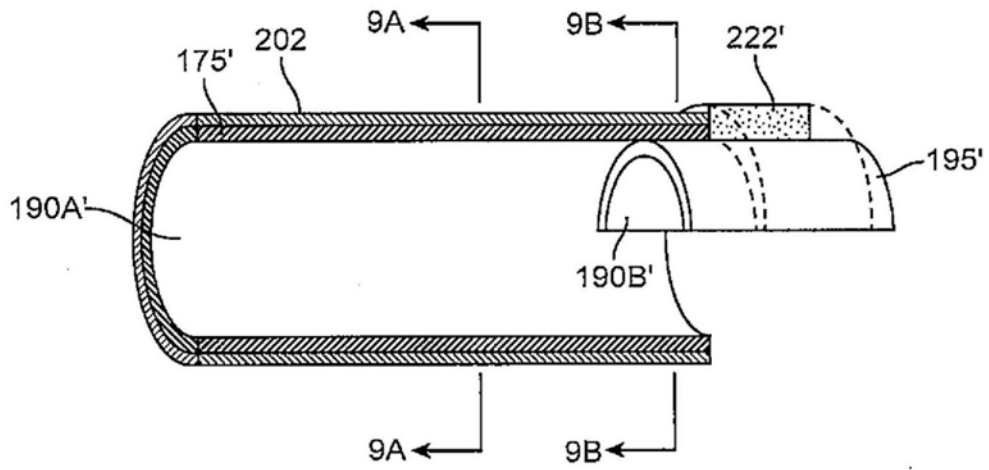


图8

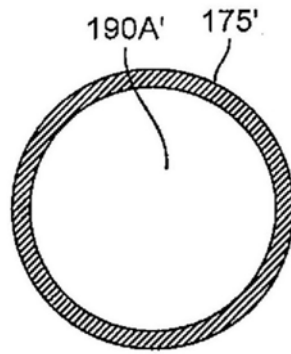


图9A

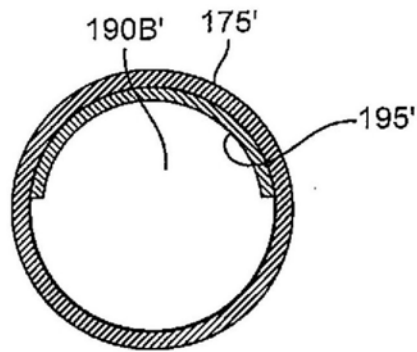


图9B

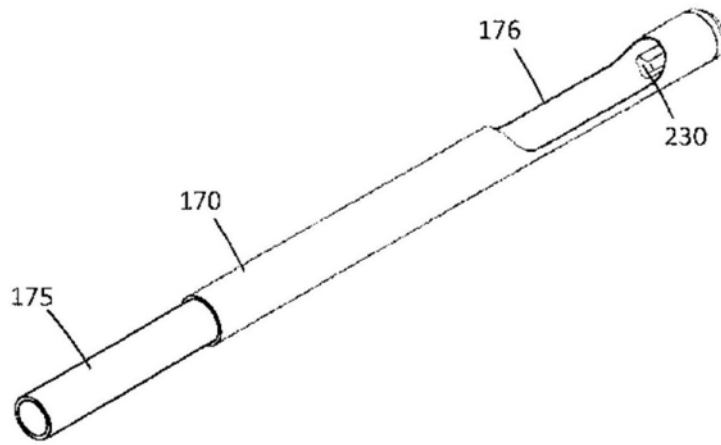


图10A

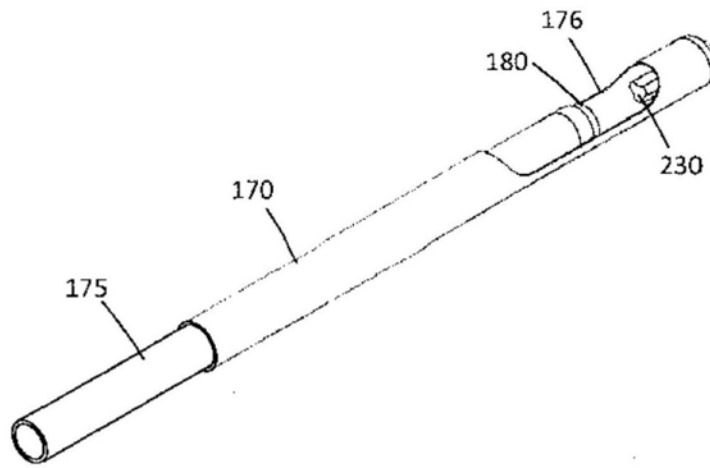


图10B

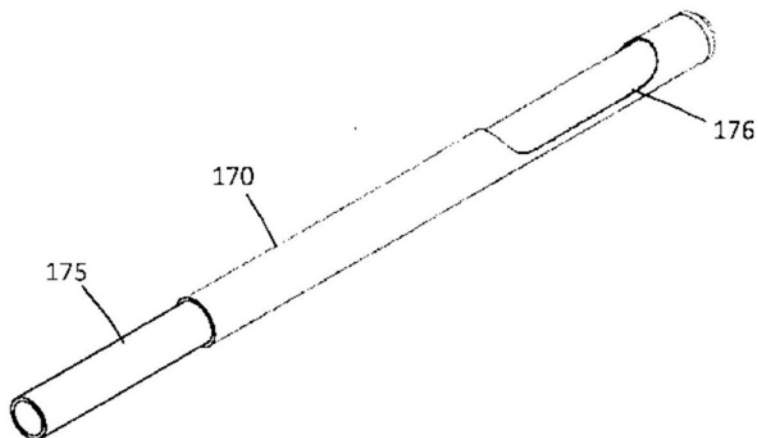


图10C

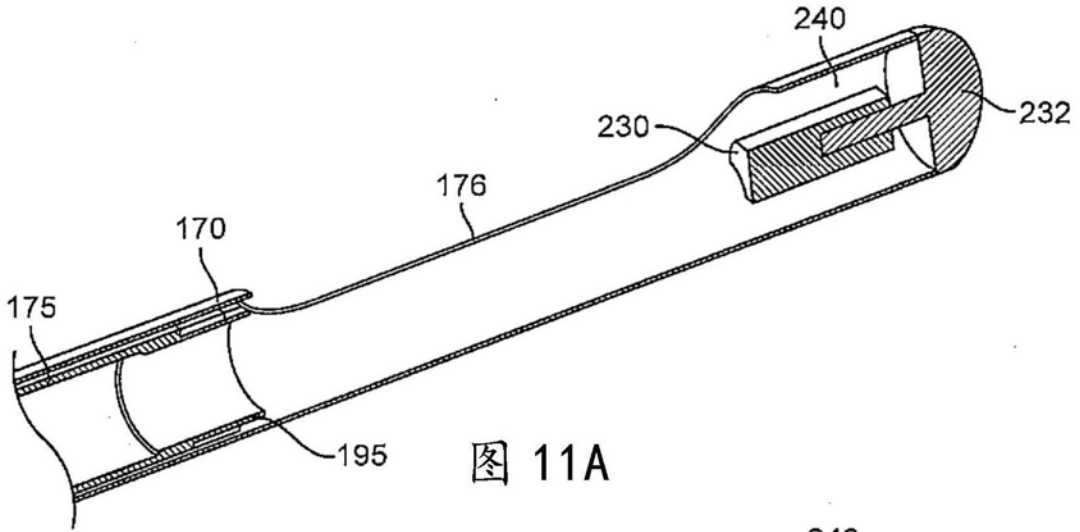


图 11A

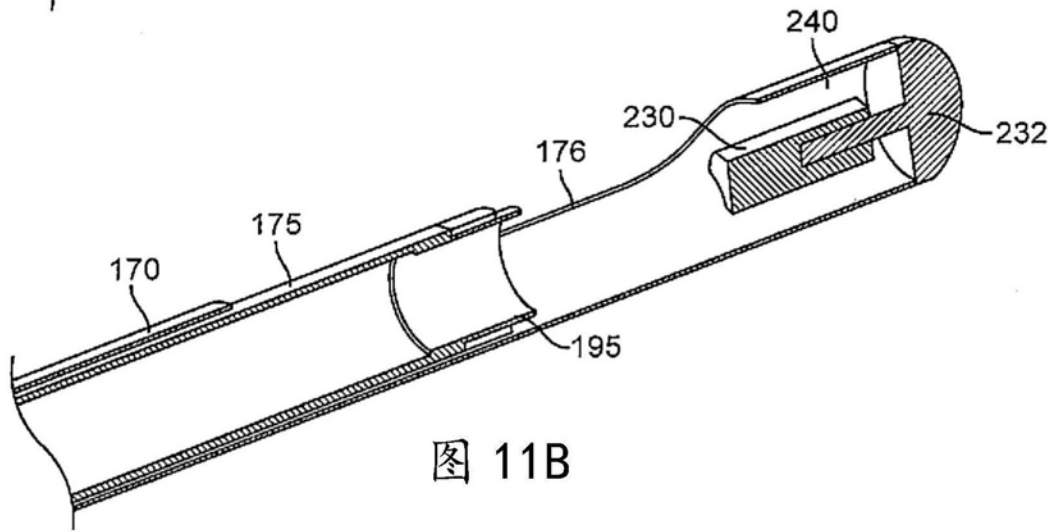


图 11B

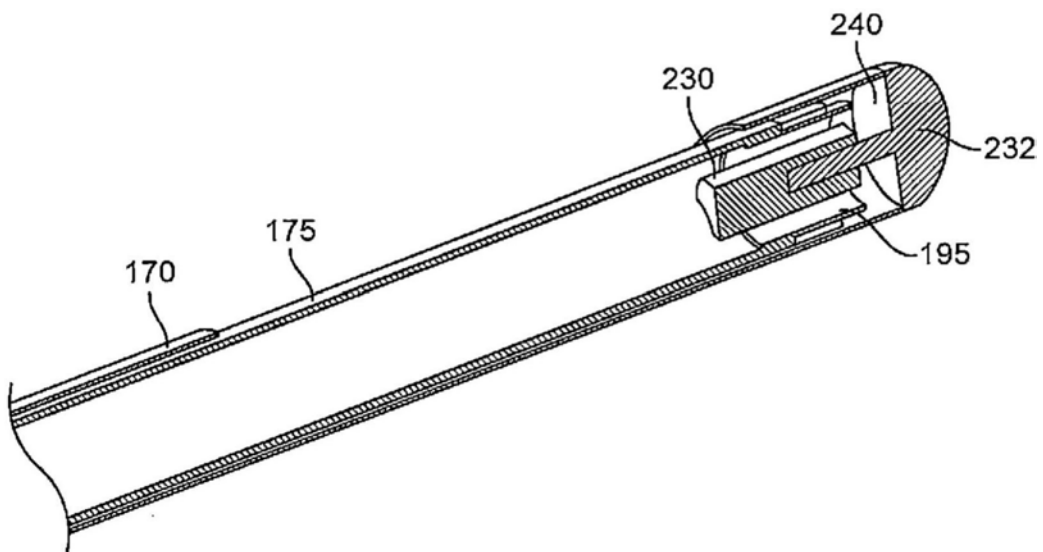


图11C

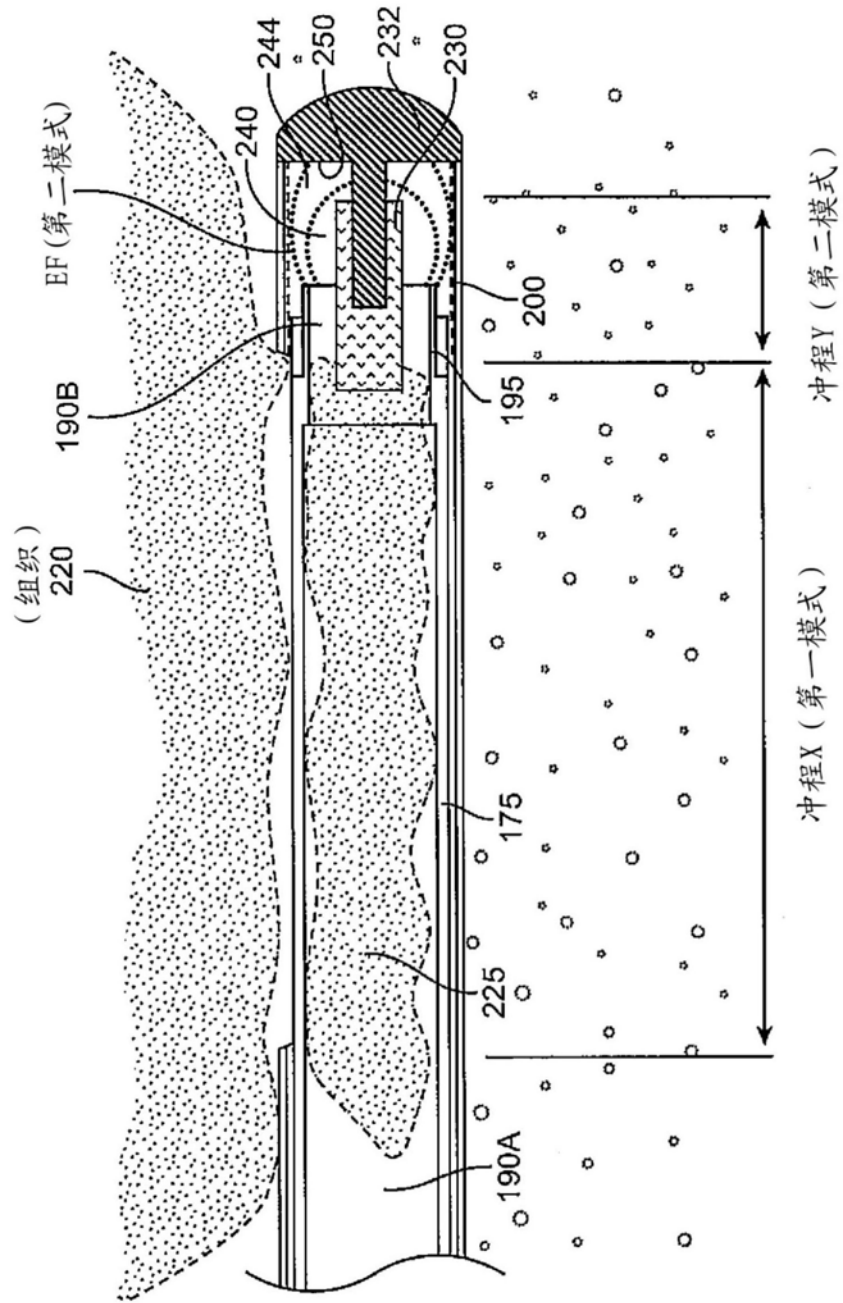


图12B

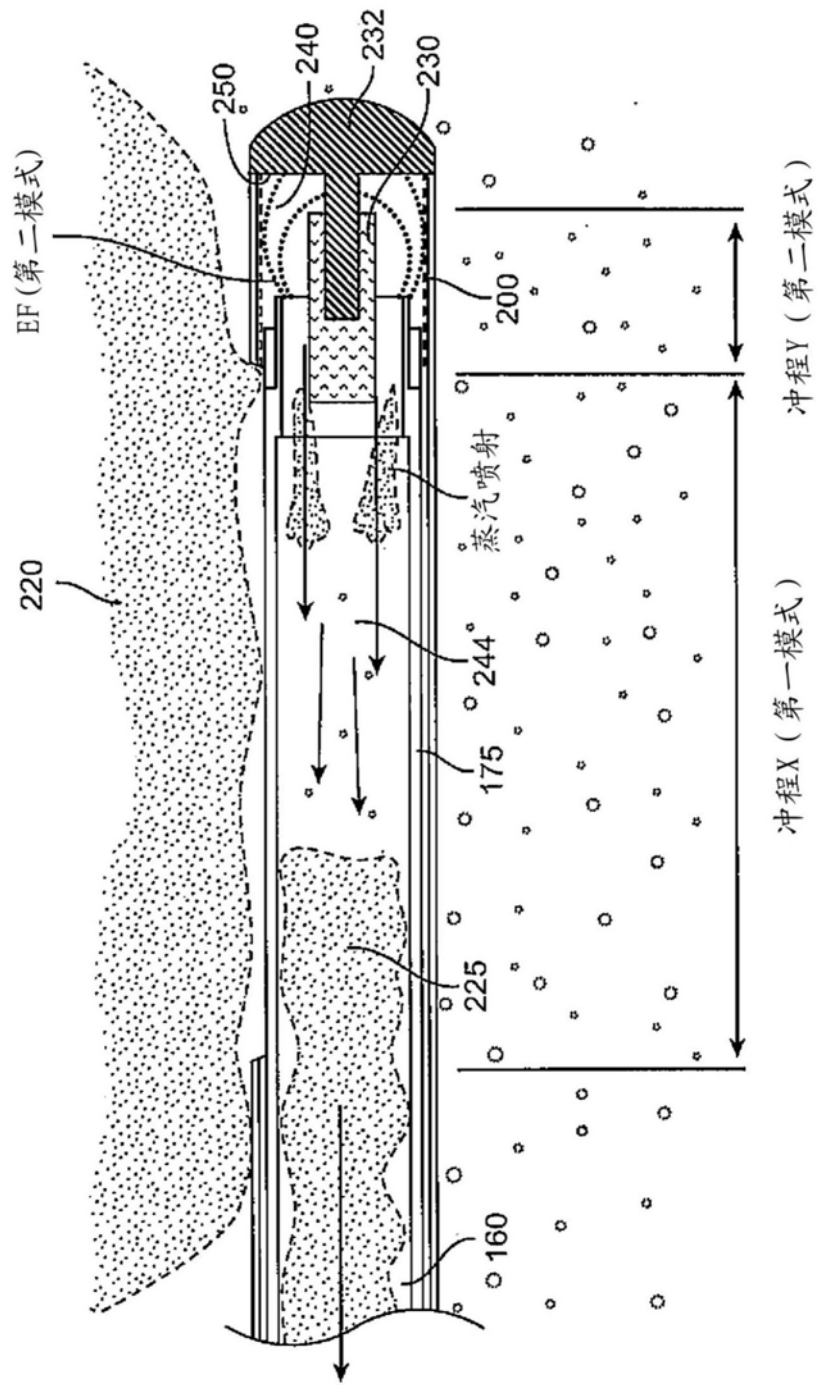


图12C

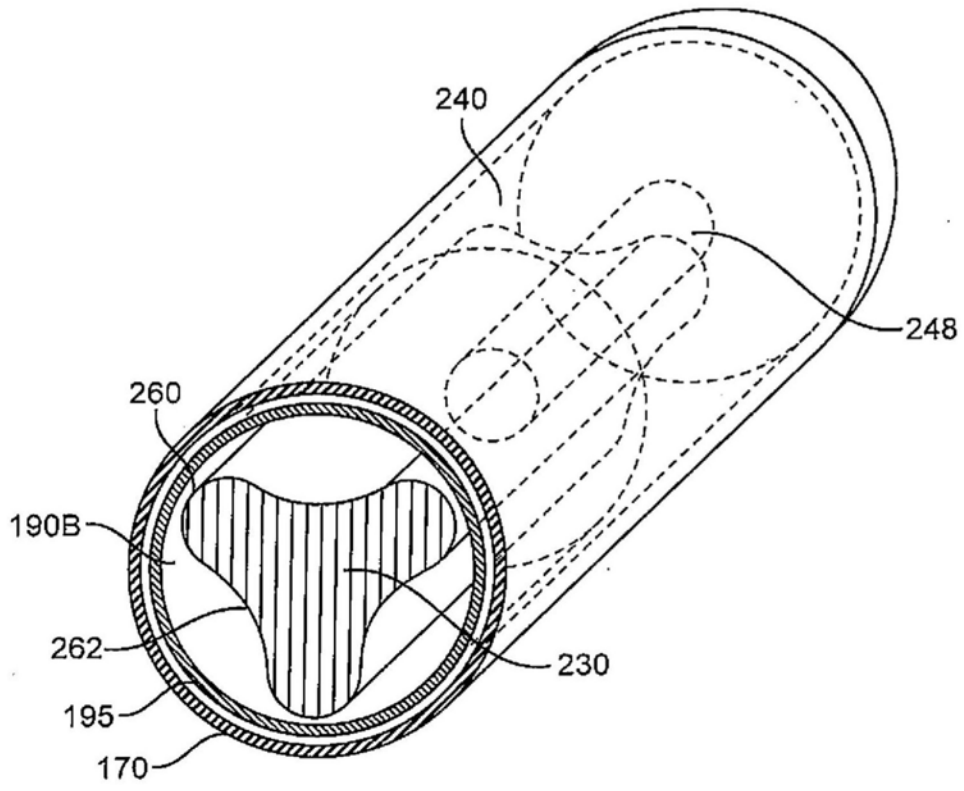


图13

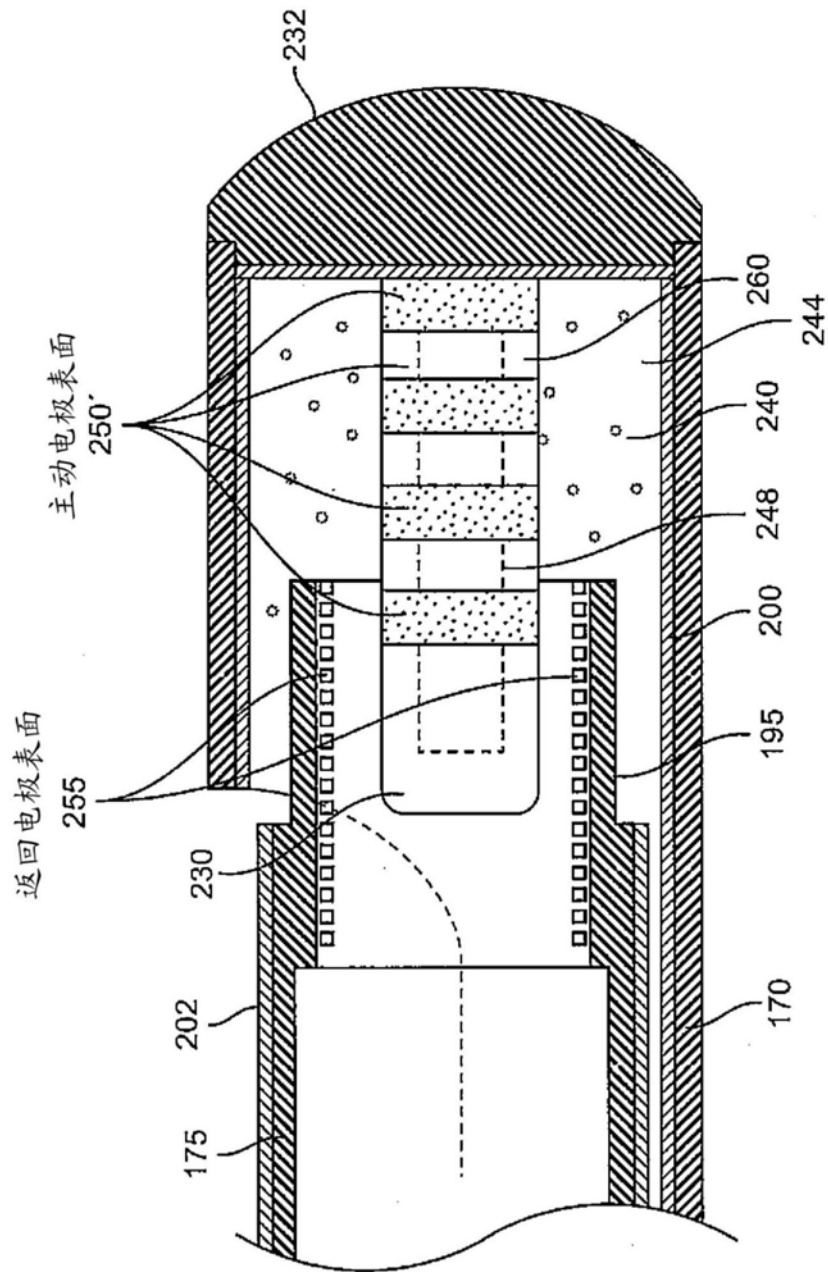


图15

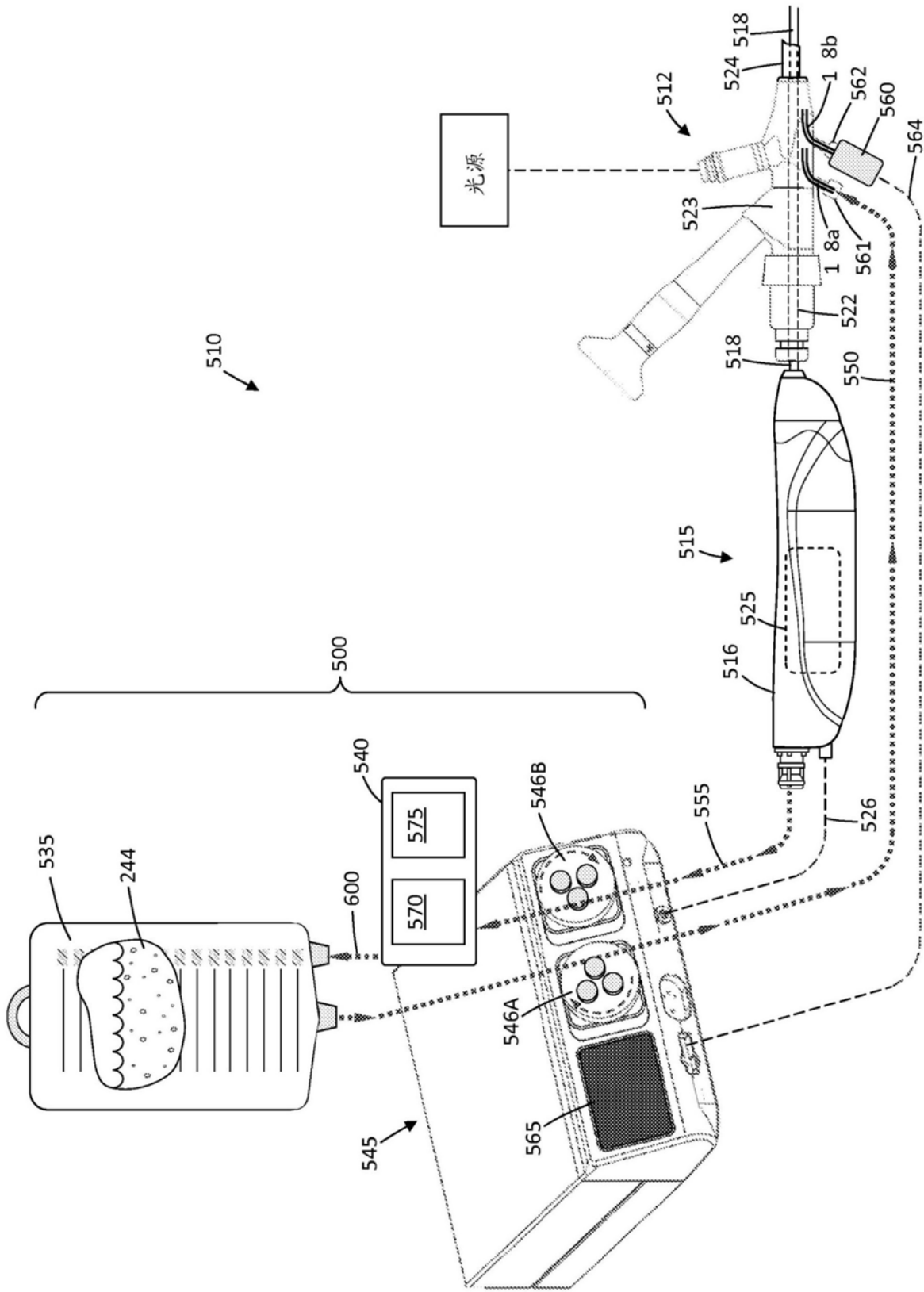


图16

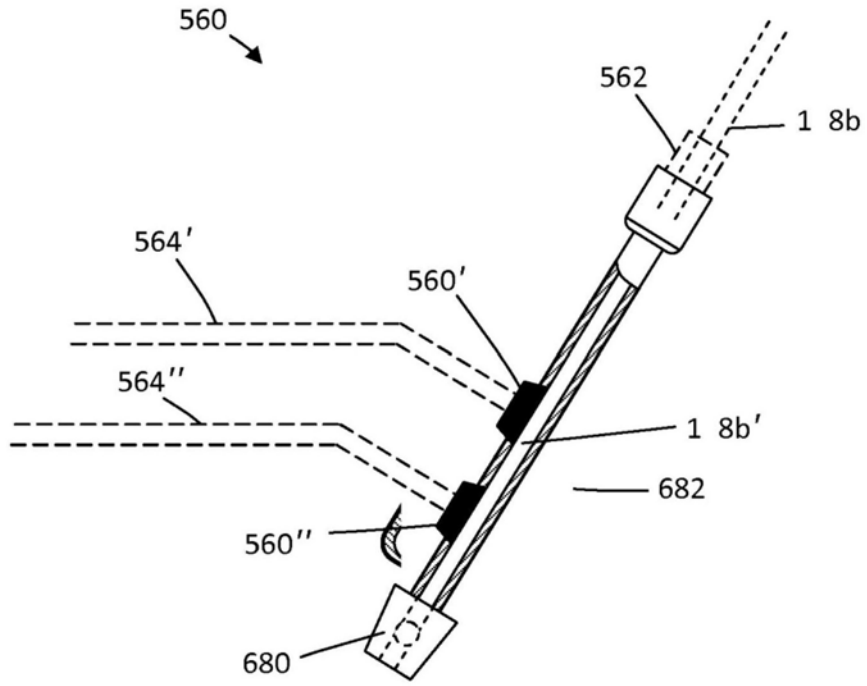


图18

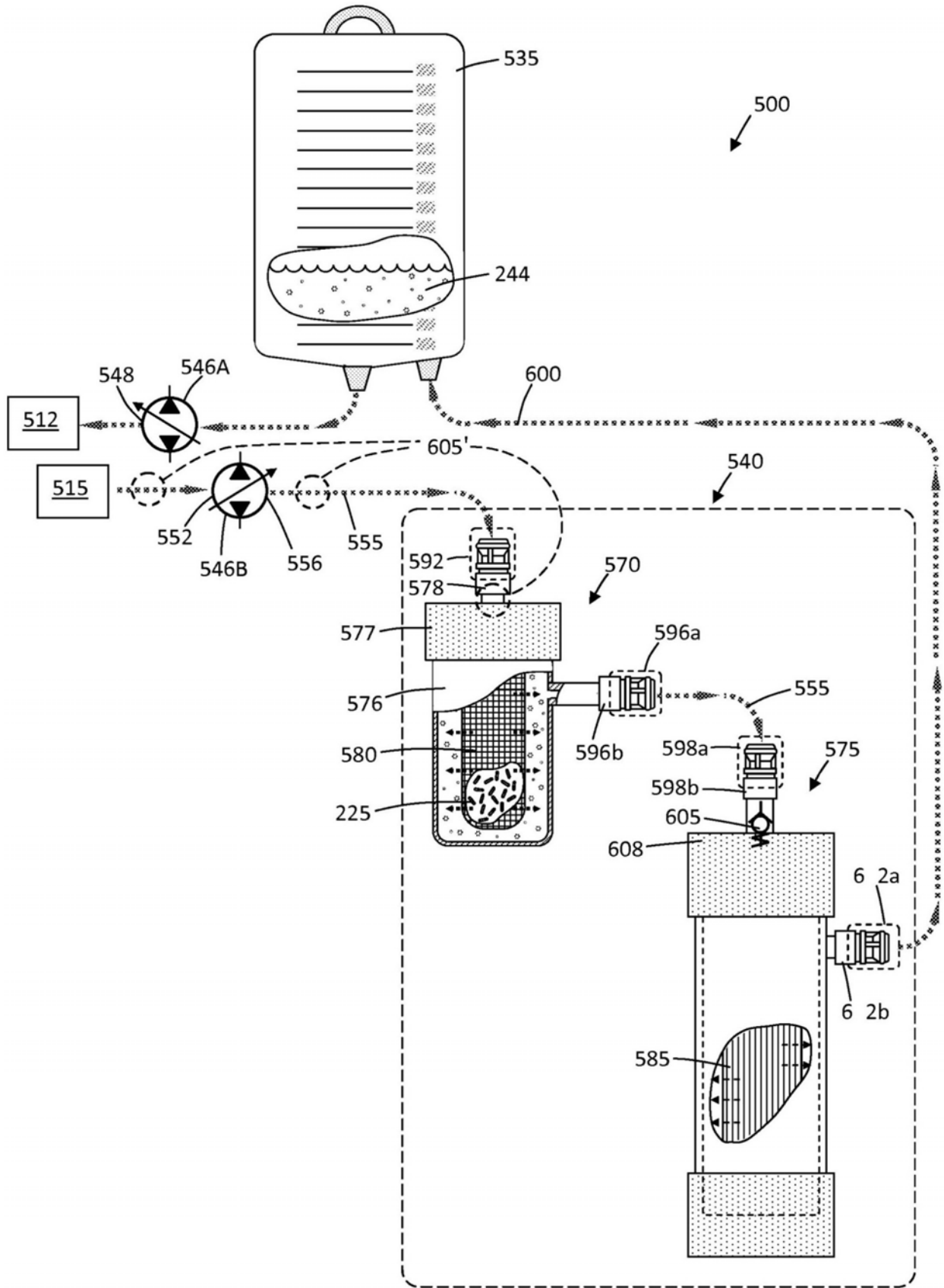


图19

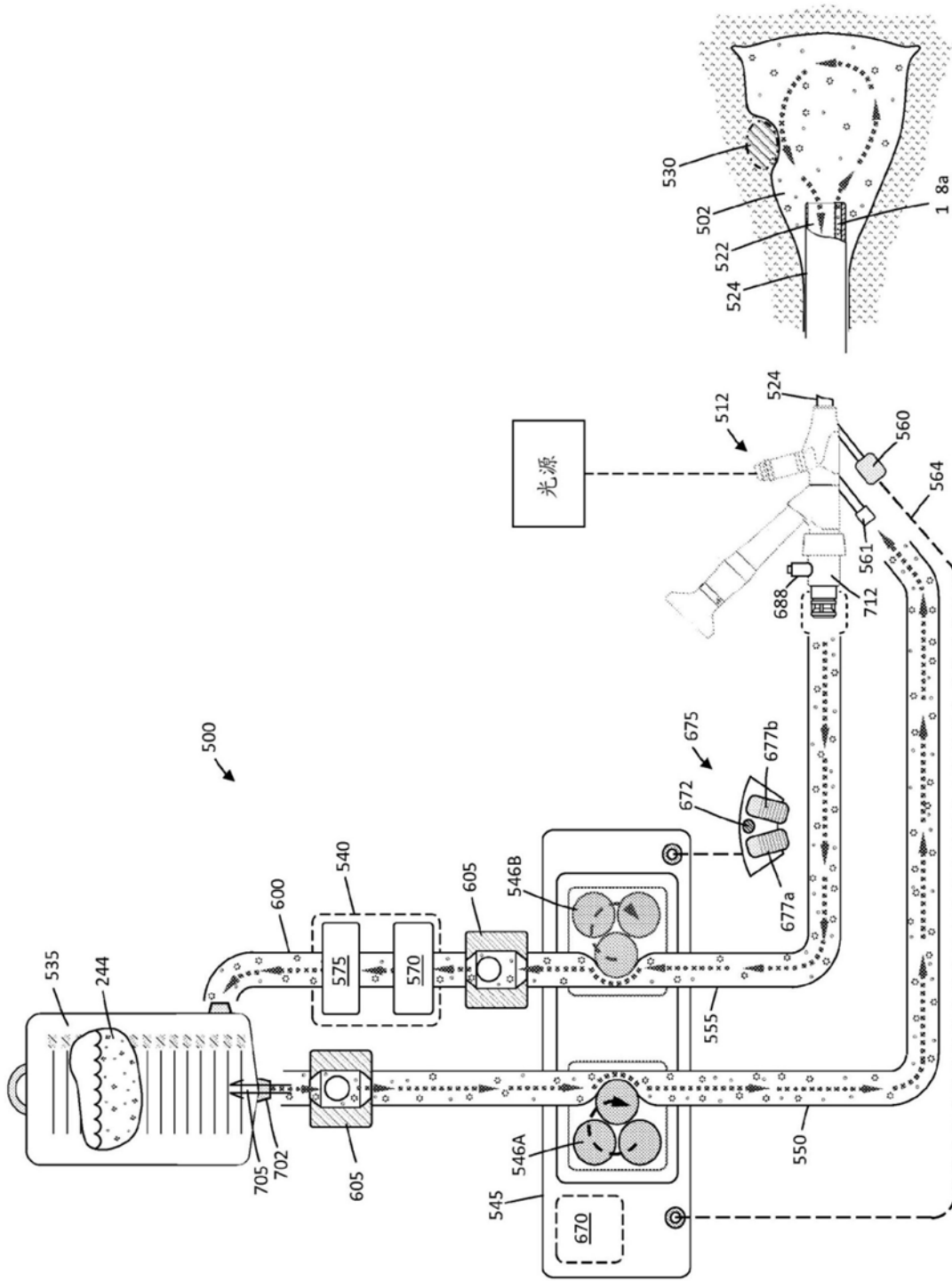


图20

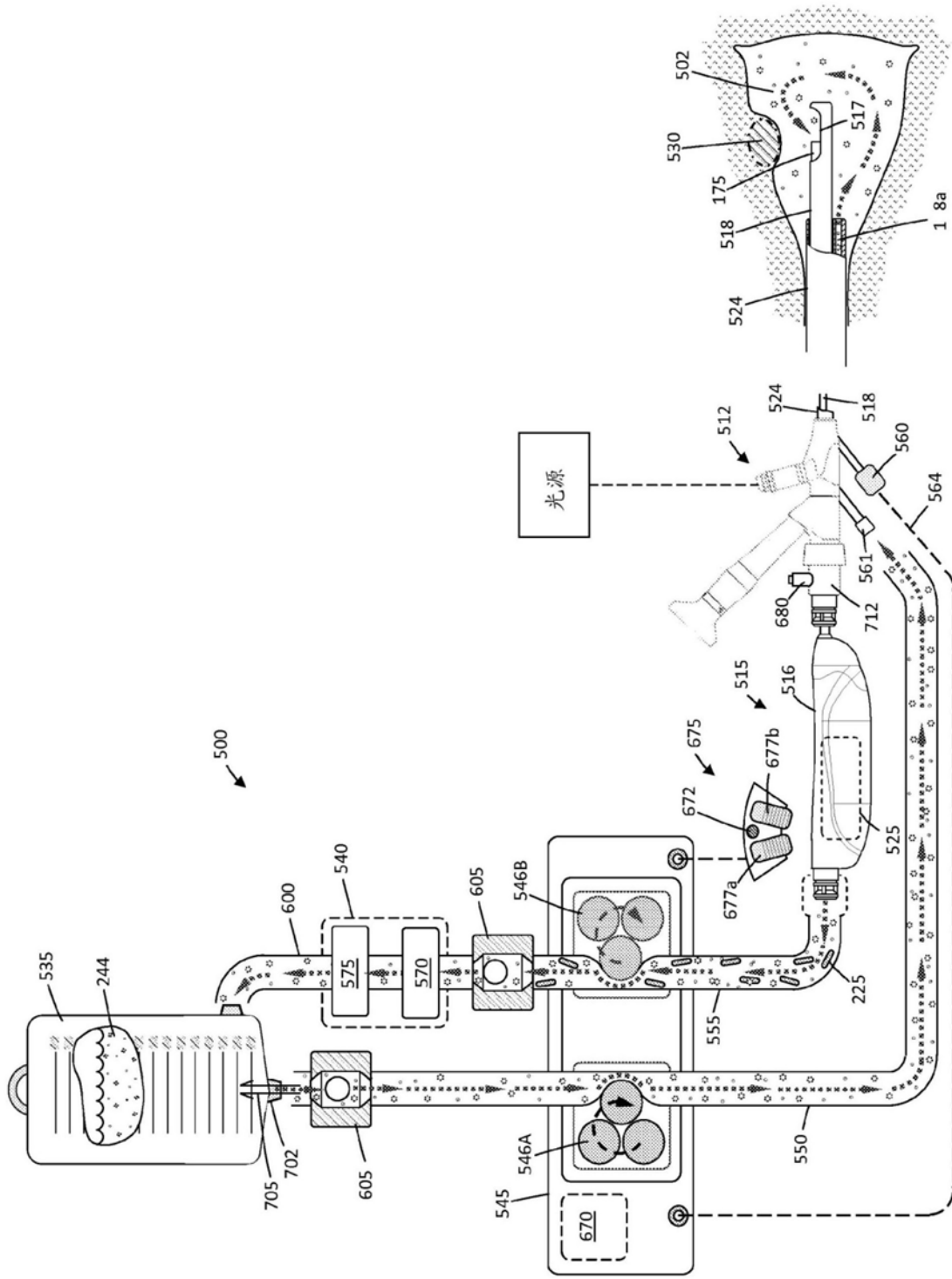


图21

专利名称(译)	医疗系统与方法		
公开(公告)号	CN108720909A	公开(公告)日	2018-11-02
申请号	CN201810190132.3	申请日	2014-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
[标]发明人	亚伦杰曼 凯尔克莱因 迈克尔D沃克 罗宾贝克		
发明人	亚伦·杰曼 凯尔·克莱因 迈克尔·D·沃克 罗宾·贝克		
IPC分类号	A61B17/42 A61B17/22 A61B17/32 A61B18/14 A61M1/00 A61M3/02		
CPC分类号	A61B17/32002 A61B17/42 A61B18/1485 A61B2017/4216 A61B2018/00196 A61B2018/00559 A61B2018/162 A61B2217/005 A61B2217/007 A61B2562/0247 A61M1/0058 A61M1/006 A61M3/0208 A61M3/0212 A61M3/0216 A61M3/022 A61M2210/1433 A61B17/22 A61B2017/22079		
优先权	61/809681 2013-04-08 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于在组织切除手术中使用的流体管理系统，其包括控制器。流入泵通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径到患者身体中的位置的流体流入。流出泵通过控制器操作并且构造为提供通过流动路径来自患者身体中的位置的流体流出。可以设置电机驱动切除设备以便在此位置处切除组织。控制器构造为响应于不同信号致动流入泵与流出泵并且设置不同算法以提供故障警报并且确保安全操作。

