



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108606773 A

(43)申请公布日 2018.10.02

(21)申请号 201810246259.2

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(22)申请日 2013.02.28

代理人 郑霞

(30)优先权数据

61/604,932 2012.02.29 US

(51)Int.Cl.

A61B 1/307(2006.01)

(62)分案原申请数据

201380011817.2 2013.02.28

A61B 90/00(2016.01)

A61B 18/00(2006.01)

(71)申请人 普罗赛普特生物机器人公司

A61M 25/10(2013.01)

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 尼科莱·阿尔尤里

苏拉格·曼特里 路易斯·贝兹

乔治·瑟吉安

迈克尔·W·萨斯耐特

乔纳森·富特

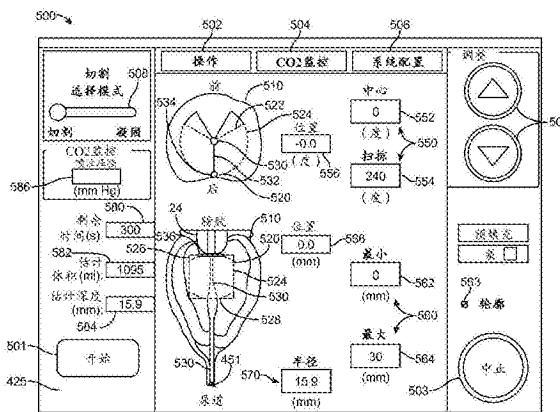
权利要求书2页 说明书41页 附图65页

(54)发明名称

自动化图像引导的组织切除和处理

(57)摘要

本发明公开了一种用于处理患者的系统,其包括用户界面,该用户界面允许医生查看所要处理的组织的图像,以便开发处理计划来利用预定移除轮廓切除组织。所述图像可包括多个图像,并且规划的处理在图像上示出。处理探头可包括锚固件,并且屏幕上所示的图像可具有在屏幕上示出的对应于该锚固件的参考图像标记。可以显示规划的组织移除轮廓并将其缩放至诸如前列腺等器官的靶组织的图像,并且医生可以基于经缩放的图像来调整处理轮廓,以便提供三维的处理轮廓。显示器上所示的图像可包括患者的分割图像,并有处理计划覆盖在图像之上。



1. 一种用于处理患者的组织的装置,所述装置包括:

用以处理患者的细长处理探头,所述细长处理探头沿着轴线延伸,该细长处理探头包括外细长结构和内携载件,所述外细长结构具有工作通道,而所述内携载件可在该工作通道内旋转和平移以便定位和定向能量源从而朝向靶组织释放能量;

细长成像探头,该细长成像探头沿着轴线延伸;

耦合件,其在当所述细长处理探头和细长成像探头已被插入到患者体内时,将所述细长处理探头耦合至所述细长成像探头;

连接至所述内携载件的第一连杆;以及

连接至所述成像探头的第二连杆;

其中一个或多个控制器被配置用于随第二连杆一起移动第一连杆,以沿着处理轴线移动内携载件并沿着成像探头轴线移动成像探头,以便查看当携载件沿着所述轴线移动时,该携载件与组织的相互作用。

2. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件包括:

基座;

第一臂部,其从所述基座延伸并且连接至所述细长处理探头的近端;以及

第二臂部,其从所述基座延伸并且连接至细长成像探头的近端;

其中在所述第一臂部包含刚性配置并且所述第二臂部包含刚性配置时,所述基座支撑所述细长处理探头和所述细长成像探头。

3. 根据权利要求2的装置,其中所述第二臂部包括致动器,以便当所述第一臂部保持所述细长处理探头的位置和定向时,在用户控制下操纵所述成像探头。

4. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件配置用于当所述细长成像探头和所述细长处理探头已从患者的相对两侧插入时,保持所述细长处理探头相对于所述细长成像探头的对准。

5. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件配置用于当向近端和向远端推进以及旋转所述喷嘴时,保持所述细长处理探头的轴线与所述细长成像探头的轴线的对准。

6. 根据权利要求5的装置,其中所述耦合件配置用于将所述处理探头的轴线与所述成像探头的轴线平行对准。

7. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件配置用于保持所述细长成像探头相对于所述细长成像探头的固定位置和定向。

8. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件包括耦合至所述细长处理探头的刚性臂部和耦合至所述细长成像探头的第二刚性臂部,所述第一刚性臂部固定地耦合至所述第二刚性臂部,并且其中所述细长处理探头包含刚度以阻止横向于处理探头轴线的偏转,并且所述细长成像探头包含刚度以阻止横向于细长成像探头轴线的偏转。

9. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件包括磁体,以保持所述细长成像探头相对于所述细长成像探头的固定位置和定向。

10. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件包括多个磁体,所述多个磁体布置在沿着所述细长处理探头或所述细长成像探头中的一个或多个的多个轴向位置处。

11. 根据权利要求1的装置,其中所述耦合件配置用于通过在所述细长处理探头的一部分上延伸的第一管腔的壁和在所述细长成像探头的一部分上延伸的第二管腔的壁,将所述

细长处理探头耦合至所述细长成像探头。

12. 根据权利要求1的装置,其中所述细长成像探头配置用于插入到患者的直肠中,并且所述细长处理探头配置用于插入到患者的尿道中,并且其中,所述耦合件配置用于当所述细长处理探头被置于尿道内并且所述细长成像探头被置于直肠内时,将所述细长处理探头与所述细长成像探头对准。

13. 根据权利要求1的装置,其中所述细长结构包括脊杆以向探头增加刚度,以使得所述细长结构阻止探头横向于所述轴线的偏转。

14. 根据权利要求1的装置,其中所述细长成像探头至少包括刚性远端部分,以阻止所述成像探头横向于所述成像探头的轴线的偏转,以及相对于所述细长处理探头的轴线固定所述细长成像探头的轴线的定向。

15. 根据权利要求1的装置,还包括:

处理器,其耦合至所述细长成像探头、所述细长处理探头和所述连杆,并且其中该处理器包含如下指令:该指令用于确定喷嘴的压强、轴向位置和定向,以消融在所述细长成像探头的图像上辨识出的组织的靶位置。

16. 根据权利要求15的装置,其中所述处理器包含如下指令:该指令用于响应于当所述细长处理探头已在患者的第一侧插入并且所述细长成像探头已在与所述第一侧相对的患者的第二侧插入时在所述图像上的靶位置,确定喷嘴的压强、轴向位置和定向。

17. 根据权利要求15的装置,其中所述处理器包含如下指令:该指令用于响应于当所述细长处理探头已通过所述细长处理探头与所述细长成像探头之间延伸的第一管腔的壁和第二管腔的壁而耦合至所述细长成像探头时在所述图像上的靶位置,确定喷嘴的压强、轴向位置和定向。

18. 根据权利要求15的装置,其中所述处理器包含如下指令:该指令用于确定所述图像的第一输入靶位置的第一图像坐标参考和所述图像的第二输入靶位置的第二图像坐标参考;并且包含如下指令:该指令用于将所述图像的第一图像坐标参考映射至所述处理探头的第一靶坐标参考,并且将所述图像的第二输入靶位置映射至所述处理探头的第二靶坐标参考;并且其中处理器包含如下指令:该指令用于确定喷嘴的压强以及轴向位置和旋转位置,以提供从第一输入靶位置延伸到第二输入靶位置的切割轮廓。

19. 根据权利要求1的装置,其中所述装置配置用于移除组织的活细胞,以便将所述活细胞提供在患者体外。

## 自动化图像引导的组织切除和处理

本申请是2013年02月28日提交的发明名称为“自动化图像引导的组织切除和处理”的第201380011817.2号(国际申请号PCT/US2013/028441)中国专利申请的分案申请。

### 交叉引用

[0001] 本申请要求提交于2012年2月29日的、题为“AUTOMATED IMAGE-GUIDED INTRA-ORGAN RESECTION AND TREATMENT”的美国临时专利申请序号61/604,932[代理人案卷号41502-705.101]的优先权,该申请的全部公开内容通过引用而并入本文。

[0002] 本PCT申请的主题涉及并通过引用而并入以下共同拥有的美国专利及未决申请的完整公开内容:以US 20090227998公开的、提交于2009年3月6日的题为“TISSUE ABLATION AND CAUTERY WITH OPTICAL ENERGY CARRIED IN FLUID STREAM”的12/399,585[代理人案卷号41502-704.201];以US 20110184391公开的、提交于2010年2月4日的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”的申请序号12/700,568[代理人案卷号41502-703.501];以及授权于2011年2月8日的、题为“MINIMALLY INVASIVE METHODS AND DEVICES FOR THE TREATMENT OF PROSTATE DISEASES”的7,882,841[代理人案卷号41502-703.201]。

[0003] 本申请的主题还涉及在2011年11月8日以W02011097505公开的、提交于2007年4月8日的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”的PCT申请PCT/US2011/023781,该申请的全部公开内容通过引用而并入本文。

### 背景技术

[0004] 本发明的领域涉及用能量来处理组织,更具体地涉及用流体流能量来处理诸如前列腺等器官。

[0005] 处理诸如患者等受试者的现有方法和装置可能在至少一些情况下导致不够理想的移除。例如,现有的前列腺外科手术方法可能在至少一些情况下导致较长的愈合时间和不如理想期望的结果。

[0006] 对组织进行成像的现有方法和装置对于对所处理的组织的成像可能不够理想。例如,现有的超声方法和装置可能不很适合于在处理期间查看处理视野,并且诊断图像与处理图像的对准可能不够理想。另外,至少一些处理组织的现有处理方法和装置可能不很适合与现有技术成像系统相结合。在至少一些情况下,在外科手术期间提供改进的组织成像,例如提供对组织的实时成像以允许使用者基于组织的实时图像来调整处理将会是有帮助的。至少一些用于在外科手术期间对组织进行成像的现有方法和装置可能有些不便使用,并且可导致患者处理的延迟。

[0007] 用以处理诸如前列腺等器官的现有方法和装置可能提供对使用者有些不便的用户界面,并且可能提供不够理想的外科手术规划。另外,至少一些用以处理诸如前列腺组织等组织的现有方法和装置可能精确度比理想情况稍差。在至少一些情况下,现有方法和装置可能提供不够理想的使用者体验。另外,至少一些现有界面可能提供处理装置与组织结构的不够理想的耦合。

[0008] 在美国专利号7,882,841以及未决申请U.S.12/700,568和U.S.12/399,585中描述了用于组织切除的改进的方法。上述专利和专利申请中所描述的方法和系统依赖于对诸如尿道探头之类的探头的定位,所述探头径向向外导引流体流用于对诸如前列腺组织和管腔组织等组织的受控切除。可选地,流体流可用于递送光、电、热或其他能量源以帮助切除和/或烧灼所处理的组织。

[0009] 虽然这些方法非常有效并且是相对于现有管腔组织处理方案的显著进步,但是期望提供改进以帮助同时在全自动化操作模式和医生辅助操作模式下更准确地移除组织。下文描述的发明将会满足这些目标中的至少一些目标。

## 发明内容

[0010] 本发明的实施方式提供了用于通过在尿道内定位能量源来进行诸如前列腺组织切除等组织切除的改进的方法和装置。从能量源径向向外地朝向可包含前列腺内的尿道壁的组织导引能量。移动能量源以移除管腔周围预定体积的组织,并且能量源的移动至少部分地由自动化控制器来控制。

[0011] 在许多实施方式中,提供用户界面来允许医生查看诸如前列腺组织等所要处理的组织的图像。所述图像可包括多个图像,并且在显示器上向医生示出规划的处理。处理探头可包括锚固件,并且屏幕上所示的图像可具有示出于屏幕上的、与该锚固件相对应的参考图像标记。可以显示规划的组织移除轮廓,并且可将其缩放至诸如前列腺等器官的靶组织的图像,而医生可基于经缩放图像来调整处理轮廓。处理轮廓可同时叠加在所要处理的组织的多个图像上。在许多实施方式中,显示组织的矢状面图和轴向图,并且在矢状面图和轴向图上示出的预定体积的处理轮廓具有与图像基本上相似的尺度,以便能够对处理进行规划。

[0012] 在许多实施方式中,处理探头包括连杆,该连杆耦合至锚固件,以便准确地向靶组织位置导引能量。在许多实施方式中,所述连杆用延伸于锚固件与连杆之间的脊杆固定至锚固件,以便在锚固件被置于患者体内时准确地向靶组织导引能量。处理探头可包括具有工作通道的细长结构,并且该细长结构可包括诸如轴杆之类的细长元件。所述细长结构可包括所述脊杆以增加刚度和硬度,并且所述锚固件可提供在细长结构的远端上。诸如携载管之类的携载件在耦合至控制器的连杆的控制下,在工作通道内移动。连杆包括第一固定部分和第二移动部分,所述第一固定部分用于提供参考系,而所述第二移动部分用于以旋转和平移来驱动携载件以便当锚固件被固定至连杆时向靶位置导引能量。

[0013] 在许多实施方式中,在显示器上示出处理探头的坐标参考系,并且将显示器上所示的图像映射至处理探头的坐标参考系,这使得使用者更容易规划处理并且确保处理与组织正确对准。处理探头可包括纵轴,并且显示器上所示的组织及组织结构的图像可由使用者相对于纵轴处理坐标参考系来参考。可以在显示器上参考从所述纵轴延伸的半径来示出所述轮廓的径向延伸切除距离,并且所述半径可随着围绕所述轴的角度而改变,以便提供具有三维切割轮廓的预定体积。

[0014] 在许多实施方式中,在显示器上所示的图像上示出能量流标记,并且可在处理期间移动该能量流标记。可以在矢状面图和轴向图上示出能量流位置。能量流的位置可沿着轴向图旋转地改变,以便对应于能量流围绕探头的纵轴的扫掠运动,并且能量流的纵向位

置可沿着组织和处理轮廓的矢状面图像移动,以便指示出能量流沿着处理的纵轴的位置。显示器上所示的运动的能量流的图像可实时示出,以便给予使用者对处理的进度和完成度的指示。

[0015] 显示器上所示的组织图像可以包含使用者可辨识的组织结构,并且可以包含具有诸如前列腺等器官的可辨识组织结构的器官组织。显示器上所示的靶组织图像可以包含所要处理的组织的解剖表示、所要处理的患者的图像、所要处理的组织的术前图像或者当患者接受处理时患者的组织的实时图像之中的一项或多项。显示器上所示的靶组织图像包含靶组织的结构,并且可以包含含有该靶组织的器官的图像。

[0016] 在许多实施方式中,获取患者的靶组织的三维数据,并且可将其作为三维表示而向使用者显示。所述三维数据能够以矢状截面和轴向截面示出,并且所述截面可包含靶组织的分割。所述三维数据能够以许多方式中的一种或多种方式来获取,并且可以包括超声数据、磁共振成像数据、正电子发射断层扫描数据或者计算机轴向断层扫描数据。在许多实施方式中,获取前列腺的三维数据,并且向使用者显示沿着矢状面和横断面的分割图像。

[0017] 显示器上所示的患者图像可对准映射至处理坐标参考系,以及对准映射至患者图像上所示的经映射处理轮廓。患者图像可包含插入到患者体内的探头的一个或多个结构,并且可以辨识图像中的探头的结构,以便将图像与显示器上所示的处理计划的标记对准。患者的图像的经辨识结构可包含处于扩张配置下的锚固球囊,并且该球囊可与处理计划的锚固件参考标记对准。

[0018] 可以在图像上提供附加的参考标记以允许处理规划,并且在许多实施方式中,可在处理之前验证这些参考标记。可以辨识患者图像的附加结构并将其与处理计划的附加参考标记对准,以便将患者图像与处理计划对准。可以将患者图像映射至处理探头坐标参考系。替代地或组合地,可以将包含处理轮廓和预定处理体积的处理计划从处理探头坐标参考系映射至由成像探头所提供的患者图像坐标参考系。

[0019] 在许多实施方式中,处理探头与成像探头耦合起来,以便提供处理探头与成像探头的准确对准。处理探头与成像探头能够以许多方式耦合。在许多实施方式中,处理探头与成像探头用公共基座耦合起来。替代地或组合地,可以提供磁体来将成像探头耦合至处理探头。第一臂部可从所述基座延伸至细长处理探头,并且第二臂部可从所述基座延伸至细长成像探头。所述第一臂部和第二臂部可各自包括第一可移动配置和第二锁定配置,在所述第一可移动配置中可以移动所述第一臂部以便将探头插入到患者体内,而在所述第二锁定配置中阻止臂部的移动。所述第二臂部可包括致动器来允许成像探头的精细移动和定位,以便将成像探头与处理探头和靶组织对准。

[0020] 在许多实施方式中,提供角度传感器来确定成像探头和处理探头中的一个或多个的角定向。每个角度传感器可连接至探头,例如,固定至探头,以使得角度传感器能够用于确定探头的细长轴的定向和探头围绕该细长轴的旋转。每个角度传感器可包括角度计或加速度计中的一个或多个,并且可以包括三维角度传感器,诸如三维加速度计。

[0021] 处理探头和成像探头能够以许多方式中的一种或多种方式插入到患者体内。在许多实施方式中,将成像探头插入到患者的第一侧之中,并且将处理探头插入到患者的第二侧之中。成像探头可包括从患者的后侧插入的经直肠超声探头,并且处理探头从患者的前侧插入到患者的尿道中。

[0022] 在许多实施方式中,处理探头配置用于对靶组织进行成像。处理探头包括细长结构,该细长结构具有尺寸适于接纳内窥镜和携载管的携载件的工作通道,并且所述携载件配置用于在处理区域上导引和扫描光束以确定所移除的组织的轮廓,并且携载件可配置用于释放包括波导的流体流并且扫描包括波导的流体流的光图案。可以基于来自内窥镜图像的光束位置来确定所移除的组织的轮廓。替代地或组合地,所述携载件可包括至少一个声换能器,以测量剩余组织的位置并提供组织切除轮廓。可以基于发往用以相对于锚固件定位携载件的连杆的控制命令来确定携载件的纵向位置和携载件的角定向。

[0023] 在许多实施方式中,歧管连接至所述细长结构的近端,并且在连杆与歧管之间提供耦合接合处,以允许当细长结构和锚固件保持放置在患者体内时将连杆从患者解耦。歧管包括耦合至处理部位的多个端口和多个通道,用于锚固球囊的冲洗、喷注或膨胀中的一项或多项。当连杆未连接时仍然保持连接至具有工作通道的细长结构的歧管具有许多优点。细长结构能够以许多方式配置,并且细长结构可包括限定工作通道的细长管状轴杆结构、多个通道以及鞘套。细长结构的工作通道、多个通道以及鞘套可从歧管延伸至工作部位。在许多实施方式中,细长结构包括用以增加刚度和硬度的刚性元件,诸如从歧管延伸至锚固件的脊杆,并且该脊杆可包括刚性或刚硬的管状构件。歧管允许用具有在脊杆周围延伸的一个或多个流体递送通道和鞘套的细长结构来向处理部位递送流体。当锚固件包括扩张配置时,可以用外科手术工具和成像装置(诸如内窥镜)来接近外科手术部位。可以在将连杆耦合至细长结构之前将细长结构推进至处理部位并扩张锚固件。

[0024] 在第一方面,各实施方式提供了用于组织切除的方法。该方法包括将能量源定位在组织内。从该能量源径向向外地朝向组织导引能量。移动该能量源以移除预定体积的组织,其中能量源的移动至少部分地由自动化控制器来控制。

[0025] 在另一方面,各实施方式提供了用于对诸如前列腺等器官的组织切除的方法。将能量源定位在具有管腔的尿道内。从能量源径向向外地朝向前列腺内的尿道壁导引能量。移动能量源以移除管腔周围的预定体积的组织,其中能量源的移动至少部分地由自动化控制器来控制。

[0026] 在许多实施方式中,自动化控制器基于预定计划来控制能量源的移动。

[0027] 在许多实施方式中,自动化控制器基于预定计划来控制能量源的移动。

[0028] 在许多实施方式中,预定计划由使用者基于前列腺的术前图像来输入。

[0029] 在许多实施方式中,自动化控制器基于对前列腺的实时评估来控制能量源的移动。

[0030] 在许多实施方式中,实时评估包括间质激光引导成像。

[0031] 在许多实施方式中,实时评估包括声学测距。

[0032] 在许多实施方式中,实时评估包括间质声音引导区分(interstitial sound guided differentiation)。

[0033] 在许多实施方式中,自动化控制还包括脉宽调制。

[0034] 在许多实施方式中,使用者超控自动化控制。

[0035] 在许多实施方式中,在耦合至处理器的显示器上提供前列腺的图像,该显示器能够由使用者查看。接收与预定体积的组织的轴向长度和径向距离相对应的多个输入参数。基于所述多个输入参数,在显示器上的前列腺图像上示出所述预定体积的预定组织移除轮

廓。

[0036] 在许多实施方式中,所述多个输入参数包括移除轮廓的纵向距离、移除轮廓的径向距离、围绕移除轮廓的纵轴的移除轮廓的角距离、移除轮廓的轴线、移除轮廓的中心位置或者响应于使用者在前列腺图像上移动指针的用户定义输入移除轮廓之中的一项或多项。

[0037] 在许多实施方式中,前列腺图像包括前列腺的轴向图和前列腺的矢状面图,并且在前列腺的轴向图上示出预定组织移除轮廓的轴向图,而在前列腺的矢状面图上示出组织移除轮廓的矢状面图。

[0038] 在许多实施方式中,基于预定移除轮廓的径向距离和角距离来调整预定移除轮廓的轴向图,并且基于预定移除轮廓的轴向距离和径向距离来调整预定移除轮廓的轴向图。

[0039] 在许多实施方式中,前列腺图像上所示的组织移除轮廓包括缩放至显示器上所示前列腺图像的尺寸,以使得显示器上所示的组织移除轮廓的尺寸对应于显示器上所示的前列腺图像的尺寸。

[0040] 在许多实施方式中,伴随前列腺图像示出处理参考标记,并且其中基于所述多个输入参数而在显示器上相对于所述处理参考标记来示出组织移除轮廓。

[0041] 在许多实施方式中,显示器上所示的处理参考标记对应于连接至能量源的锚固件。

[0042] 在许多实施方式中,显示器上所示的处理参考标记对应于连接至能量源的可扩张锚固件,并且其中所述可扩张锚固件包括第一窄轮廓配置和第二宽轮廓配置,所述第一窄轮廓配置的尺寸适于插入到管腔之中,而所述第二宽轮廓配置用于当被放置于患者的膀胱颈部之中时阻止穿过管腔,并且其中显示器上所示的处理参考标记包括位于前列腺图像的上端的、处于宽轮廓配置下的可扩张锚固件的图像。

[0043] 在许多实施方式中,显示器上所示的前列腺图像包括患者的前列腺的图像,或者适合多个患者使用的前列腺的解剖表示。

[0044] 在许多实施方式中,显示器上所示的患者的前列腺的图像的图像包括患者的前列腺的经直肠超声图像。

[0045] 在许多实施方式中,基于向处理器中输入的组织移除轮廓来在多个喷嘴之中辨识出用以使用加压流体流来处理患者的喷嘴。

[0046] 在许多实施方式中,在用加压流体流进行的组织移除之后,在组织移除轮廓的一部分的一定径向距离和一定角距离处用光束来使组织凝固,并且其中该角距离对应于移除轮廓的后部。

[0047] 在许多实施方式中,所述流体流包括基本上不可压缩的流体的发散流,并且其中所述光束包括发散光束。

[0048] 在许多实施方式中,基于前列腺的图像和从探头径向发射的能量,将预定处理体积的处理轴线与患者的轴线对准。

[0049] 在许多实施方式中,预定体积的轴线包括处理体积的前后轴,并且基于组织的可视化和从探头径向发射的能量的角度来将处理体积的前后轴与患者的前后方向对准,以便将从探头发射的处理能量与患者的前后方向旋转地对准。

[0050] 在许多实施方式中,图像包括示出响应于从喷嘴释放的加压流体的组织偏转或流体流偏转中的一个或多个的超声图像,并且调整所述流体流围绕处理探头的细长轴的角度



以将处理轴线与患者的轴线对准。

[0051] 在许多实施方式中,图像包括示出从探头径向发射的照亮组织的光束的光学图像,并且其中调整所述光束围绕处理探头的细长轴的角度以将处理轴线与患者对准。

[0052] 许多实施方式还包括处理器,并且该处理器包含如下指令:该指令用于让使用者调整从处理探头径向发射的能量围绕处理探头的细长轴的角度以将径向发射的能量与患者的轴线对准;并且该处理器包括如下指令:该指令用于当能量的角度与患者的轴线对准时响应于使用者命令而输入角度;并且该处理器包括如下指令:该指令用于基于输入到处理器中的角度来旋转处理轴线。

[0053] 在许多实施方式中,角旋转传感器确定处理探头围绕探头的细长轴相对于患者的轴线的旋转,并且响应于处理探头的旋转而旋转预定处理体积的处理轴线,并且其中将患者置于患者支座上,以使得患者的前后方向与地心引力的方向对准。

[0054] 在许多实施方式中,角旋转传感器包括加速度计或角度计之中的一种或多种。

[0055] 在另一方面,各实施方式提供了组织切除。携载体具有近端和远端。携载体上的至少一个能量源近侧间隔开,以便在用于径向向外递送能量时被定位在组织内。自动化控制器控制所述至少一个能量源的移动,以实现组织体积移除。

[0056] 在又一方面,各实施方式提供了用于切除诸如前列腺等器官的组织的组织切除装置。该装置包括具有近端和远端的携载体。该携载体上的至少一个能量源近侧间隔开,以便在用于径向向外递送能量时被定位在尿道内。自动化控制器控制所述至少一个能量源的移动,以实现组织体积移除。

[0057] 在许多实施方式中,自动化控制器基于预定计划来控制能量源的移动。

[0058] 在许多实施方式中,预定计划由使用者基于前列腺的术前图像来输入。

[0059] 在许多实施方式中,自动化控制器基于从输入器件获取的前列腺的实时评估来控制能量源的移动。

[0060] 在许多实施方式中,输入器件包括间质激光引导成像器件。

[0061] 在许多实施方式中,输入器件包括间质激光引导成像器件。

[0062] 在许多实施方式中,输入器件包括间质声音引导区分检测器。

[0063] 在许多实施方式中,自动化控制器还包括脉宽调制器件。

[0064] 许多实施方式还包括用于让使用者超控自动化控制器的装置。

[0065] 许多实施方式还包括处理器,该处理器包含指令,所述指令配置用于:

[0066] 在使用者可见的显示器上提供前列腺的图像;以及

[0067] 接收与预定体积的组织的轴向长度和径向距离相对应的多个输入参数;

[0068] 其中基于所述多个输入参数而在显示器上的前列腺图像上示出所述预定体积的预定组织移除轮廓。

[0069] 在许多实施方式中,所述多个输入参数包括移除轮廓的纵向距离、移除轮廓的径向距离、围绕移除轮廓的纵轴的移除轮廓的角距离、移除轮廓的轴线、移除轮廓的中心位置或者响应于使用者在前列腺图像上移动指针的用户定义输入移除轮廓之中的一项或多项。

[0070] 在许多实施方式中,前列腺图像包括前列腺的轴向图和前列腺的矢状面图,并且其中在前列腺的轴向图上示出预定组织移除轮廓的轴向图,而在前列腺的矢状面图上示出组织移除轮廓的矢状面图。

[0071] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于基于预定移除轮廓的径向距离和角距离来调整预定移除轮廓的轴向图;并且其中处理器包含如下指令:该指令用于基于预定移除轮廓的轴向距离和径向距离来调整预定移除轮廓的轴向图。

[0072] 在许多实施方式中,前列腺图像上所示的组织移除轮廓包括缩放至显示器上所示前列腺图像的尺寸,以使得显示器上所示的组织移除轮廓的尺寸对应于显示器上所示的前列腺图像的尺寸。

[0073] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于伴随前列腺图像示出处理参考标记,并且基于所述多个输入参数而在显示器上相对于所述处理参考标记来示出组织移除轮廓。

[0074] 在许多实施方式中,显示器上所示的处理参考标记对应于连接至能量源的锚固件。

[0075] 在许多实施方式中,显示器上所示的处理参考标记对应于连接至能量源的可扩张锚固件,并且其中所述可扩张锚固件包括第一窄轮廓配置和第二宽轮廓配置,所述第一窄轮廓配置的尺寸适于插入到管腔之中,而所述第二宽轮廓配置用于当被放置于患者的膀胱颈部之中时阻止穿过管腔,并且其中显示器上所示的处理参考标记包括位于前列腺的矢状面图像的上端的、处于宽轮廓配置下的可扩张锚固件的图像。

[0076] 在许多实施方式中,显示器上所示的处理参考标记包括固定参考标记,并且处理器包含如下指令:该指令用于示出相对于该固定参考标记和处理轮廓移动的可移动标记,以便实时地示出发向靶组织的能量流的位置。

[0077] 在许多实施方式中,在多个图像中示出可移动标记,所述多个图像包括沿着处理的矢状轴的矢状面图像以及横向于处理的轴线的轴向图像,并且其中所述可移动标记沿着矢状面图像中的处理轴线移动并且所述可移动标记围绕轴向图像中的轴线旋转,并且其中在所述多个图像中的每个图像上相对于可移动标记显示固定参考标记。

[0078] 在许多实施方式中,显示器上所示的前列腺图像包括患者的前列腺的图像,或者适合多个患者使用的前列腺的解剖表示。

[0079] 在许多实施方式中,显示器上所示的患者的前列腺的图像的图像包括患者的前列腺的经直肠超声图像。

[0080] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于基于向处理器中输入的组织移除轮廓的径向距离来在多个喷嘴之中辨识出用以使用加压流体流来处理患者的喷嘴。

[0081] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于在用加压流体流进行的组织移除之后,在组织移除轮廓的一部分的一定径向距离和一定角距离处用光束来使组织凝固,并且其中该角距离对应于移除轮廓的后部。

[0082] 在许多实施方式中,所述流体流包括基本上不可压缩的流体的发散流,并且其中所述光束包括发散光束。

[0083] 在许多实施方式中,基于前列腺的图像和从探头径向发射的能量,将预定处理体积的处理轴线与患者的轴线对准。

[0084] 在许多实施方式中,预定体积的轴线包括处理体积的前后轴,并且其中基于组织的可视化和从探头径向发射的能量的角度来将处理体积的前后轴与患者的前后方向对准,以便将从探头发射的处理能量与患者的前后方向旋转地对准。

[0085] 在许多实施方式中,图像包括示出响应于从喷嘴释放的加压流体的组织偏转或流体流偏转中的一个或多个的超声图像,并且其中调整所述流体流围绕处理探头的细长轴的角度以将处理轴线与患者的轴线对准。

[0086] 在许多实施方式中,图像包括示出从探头径向发射的照亮组织的光束的光学图像,并且其中调整所述光束围绕处理探头的细长轴的角度以将处理轴线与患者对准。

[0087] 许多实施方式还包括处理器,并且其中该处理器包含如下指令:该指令用于让使用者调整从处理探头径向发射的能量围绕处理探头的细长轴的角度以将径向发射的能量与患者的轴线对准;并且其中该处理器包含如下指令:该指令用于当能量的角度与患者的轴线对准时响应于使用者命令而输入角度;并且其中该处理器包含如下指令:该指令用于基于输入到处理器中的角度来旋转处理轴线。

[0088] 在许多实施方式中,角旋转传感器确定处理探头围绕探头的细长轴相对于患者的轴线的旋转,并且其中响应于处理探头的旋转而旋转预定处理体积的处理轴线,并且其中将患者置于患者支座上,以使得患者的前后方向与地心引力的方向对准。

[0089] 在许多实施方式中,角旋转传感器包括加速度计或角度计之中的一种或多种。

[0090] 许多实施方式还包括处理器,该处理器包含指令,所述指令配置用于:

[0091] 在使用者可见的显示器上提供组织的多个图像,所述多个图像中的每个图像包含所述组织的三维表示的平面;

[0092] 接收来自使用者的输入,以沿着所述多个图像中的所述每个图像来定义处理轮廓;以及

[0093] 基于沿着所述多个图像中的所述每个图像的处理轮廓来确定三维处理轮廓。

[0094] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于在所述多个图像的处理轮廓之间进行内插(interpolate),以确定所述三维处理轮廓。

[0095] 许多实施方式还包括非搏动泵,该非搏动泵耦合至携载件和自动化控制器,以提供包含多个连续脉冲的脉冲能量流。

[0096] 许多实施方式还包括搏动泵,该搏动泵耦合至携载件和自动化控制器,以提供包含多个连续脉冲的脉冲能量流。

[0097] 在许多实施方式中,自动化控制器配置用于移动所述脉冲能量递送流,以使得所述多个连续脉冲在所移除的组织的目标位置处重叠。

[0098] 在许多实施方式中,自动化控制器配置用于移动所述脉冲能量递送流,以使得所述多个连续脉冲不在所要移除的组织的目标位置处重叠。

[0099] 在另一方面,各实施方式提供了用于处理患者的组织的装置。用以处理患者的细长处理探头沿着轴线延伸。该细长处理探头包括外细长结构和内携载件,所述外细长结构具有工作通道,而所述内携载件可在该工作通道内旋转和平移以便定位和定向能量源从而朝向靶组织释放能量。细长成像探头,该细长成像探头沿着轴线延伸。当细长处理探头和细长成像探头已被插入到患者体内时,耦合件将细长处理探头耦合至细长成像探头。

[0100] 许多实施方式还包括连接至内携载件的第一连杆和连接至成像探头的第二连杆,其中一个或多个控制器被配置用于随第二连杆一起移动第一连杆,以沿着处理轴线移动内携载件并沿着成像探头轴线移动成像探头,以便查看当携载件沿着所述轴线移动时该携载件与组织的相互作用。

- [0101] 在许多实施方式中,所述耦合件包括:
- [0102] 基座;
- [0103] 第一臂部,其从所述基座延伸并且连接至细长处理探头的近端;以及
- [0104] 第二臂部,其从所述基座延伸并且连接至细长成像探头的近端;
- [0105] 其中所述基座在第一臂部包括刚性配置并且第二臂部包括刚性配置时支撑细长处理探头和细长成像探头。
- [0106] 在许多实施方式中,第二臂部包括致动器,以便当第一臂部保持细长处理探头的位置和定向时,在使用者控制下操纵成像探头。
- [0107] 在许多实施方式中,耦合件配置用于当细长成像探头和细长处理探头已从患者的相对两侧插入时,保持细长处理探头相对于细长成像探头的对准。
- [0108] 在许多实施方式中,耦合件配置用于当向近侧和向远侧推进以及旋转所述喷嘴时,保持细长处理探头的轴线与细长成像探头的轴线的对准。
- [0109] 在许多实施方式中,耦合件配置用于将处理探头的轴线与成像探头的轴线平行对准。
- [0110] 在许多实施方式中,耦合件配置用于保持细长成像探头相对于细长成像探头的固定位置和定向。
- [0111] 在许多实施方式中,耦合件包括耦合至细长处理探头的刚性臂部和耦合至细长成像探头的第二刚性臂部,所述第一刚性臂部固定地耦合至所述第二刚性臂部,并且其中细长处理探头包含刚度以阻止横向于处理探头轴线的偏转,并且细长成像探头包含刚度以阻止横向于细长成像探头轴线的偏转。
- [0112] 在许多实施方式中,耦合件包括磁体,以保持细长成像探头相对于细长成像探头的固定位置和定向。
- [0113] 在许多实施方式中,耦合件包括多个磁体,所述多个磁体布置在沿着细长处理探头或细长成像探头中的一个或多个的多个轴向位置处。
- [0114] 在许多实施方式中,耦合件配置用于通过在细长处理探头的一部分上延伸的第一管腔的壁和在细长成像探头的一部分上延伸的第二管腔的壁,将细长处理探头耦合至细长成像探头。
- [0115] 在许多实施方式中,细长成像探头配置用于插入到患者的直肠中,并且细长处理探头配置用于插入到患者的尿道中,并且其中耦合件配置用于当细长处理探头被置于尿道内并且细长成像探头被置于直肠内时将细长处理探头与细长成像探头对准。
- [0116] 在许多实施方式中,细长结构包括脊杆以向探头增加刚度,以使得细长结构阻止探头横向于所述轴线的偏转。
- [0117] 在许多实施方式中,细长成像探头至少包括刚性远端部分,以阻止成像探头横向于成像探头的轴线的偏转,以及相对于细长处理探头的轴线固定细长成像探头的轴线的定向。
- [0118] 在许多实施方式中,处理器耦合至细长成像探头、细长处理探头和连杆,并且其中该处理器包含如下指令:该指令用于确定喷嘴的压强、轴向位置和定向,以消融(ablate)在细长成像探头的图像上辨识出的组织的靶位置。
- [0119] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于响应于当细长处理探头已

在患者的第一侧插入并且细长成像探头已在与所述第一侧相对的患者的第二侧插入时在所述图像上的靶位置来确定喷嘴的压强、轴向位置和定向。

[0120] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于响应于当细长处理探头已通过细长处理探头与细长成像探头之间延伸的第一管腔的壁和第二管腔的壁而耦合至细长成像探头时在所述图像上的靶位置来确定喷嘴的压强、轴向位置和定向。

[0121] 在许多实施方式中,处理器包含如下指令:该指令用于确定所述图像的第一输入靶位置的第一图像坐标参考和所述图像的第二输入靶位置的第二图像坐标参考;并且包含如下指令:该指令用于将所述图像的第一图像坐标参考映射至处理探头的第一靶坐标参考,并且将所述图像的第二输入靶位置映射至处理探头的第二靶坐标参考;并且其中处理器包含如下指令:该指令用于确定喷嘴的压强以及轴向位置和旋转位置以提供从第一输入靶位置延伸至第二输入靶位置的切割轮廓。

[0122] 在另一方面,各实施方式提供了用于处理患者的组织的装置。臂部耦合至基座。该臂部包括第一可移动配置和第二刚性配置。用以处理患者的处理探头包括外细长结构和内携载体,所述外细长结构具有工作通道,而所述内携载体可在该工作通道内旋转和平移以便定位和定向喷嘴从而朝向组织释放加压流体流。处理器包含如下指令:该指令用于旋转和平移携载体以处理患者。连杆耦合至所述处理器和所述探头,以响应于所述指令而旋转和平移所述探头。

[0123] 在许多实施方式中,携载体包括快速调换携载体,该快速调换携载体配置用于插入外细长结构的近端和从该近端移除,并且其中连杆包括具有大小适于接纳内携载体的内尺寸的可旋转并可平移的细长连杆管,并且其中该细长连杆管包括锁定结构,以便在细长连杆管旋转和平移以处理组织时将快速调换携载体锁定在细长连杆管内。

[0124] 许多实施方式还包括歧管和多个通道,所述歧管连接至外细长结构的近端,所述多个通道沿着外细长结构延伸以将所述歧管的第一端口耦合至具有第一通道的球囊锚固件,并且将所述歧管的第二端口与靠近外细长流体的远端的开口相耦合以向处理部位递送流体,并且其中所述歧管包括锁定结构并且所述连杆包括锁定结构以在球囊已被膨胀时将连杆连接至歧管。

[0125] 在许多实施方式中,所述细长结构包括耦合至锚固件的脊杆,并且其中该脊杆在锚固件与连杆之间延伸,以便当探头携载体随着连杆的第二部分旋转和平移以定位和定向喷嘴从而处理参考所述锚固件的患者的靶位置时固定从连杆的第一部分到锚固件的距离。

[0126] 在许多实施方式中,细长结构包括耦合至锚固件,并且其中细长结构在锚固件与连杆之间延伸,以便当携载体随着连杆的第二部分旋转和平移以定位和定向喷嘴从而处理患者时固定沿着细长结构从连杆的第一部分到锚固件的距离。

[0127] 在许多实施方式中,细长结构和携载体被配置成当探头插入到组织中时偏转,并且其中细长结构保持连杆的固定部分与锚固件之间基本上恒定的弧长,以便当喷嘴随着携载体而沿着探头轴线旋转和平移以处理患者时保持喷嘴相对于锚固件的放置。

[0128] 在许多实施方式中,连杆包括外手持件部分,该外手持件部分在所述臂部包括未锁定配置时可以用使用者的手来抓握和定位。

[0129] 在许多实施方式中,连杆包括支撑件,该支撑件耦合至处理探头和臂部,以在探头已插入到患者体内时用臂部来支撑处理探头和连杆。

[0130] 在许多实施方式中,支撑件包括连杆的刚性壳体或连杆的框架中的一种或多种,并且其中所述壳体在处理患者时与臂部保持基本上固定。

[0131] 在许多实施方式中,支撑件耦合至处理探头,以将探头插入到患者体内并且将喷嘴定位在靶位置和定向,并且其中支撑件耦合至臂部和细长结构以便当臂部包括刚性配置时在探头被定位和定向于患者体内的情况下支撑探头。

[0132] 在许多实施方式中,支撑件和臂部能够在臂部包括刚性配置时在预定位置和定向支撑连杆和探头,以便在使用喷嘴处理患者时固定连杆的位置。

[0133] 在许多实施方式中,探头包括细长结构和内携载体,并且其中连杆耦合至携载体以控制喷嘴沿着细长结构的轴线的轴位置以及喷嘴围绕细长结构的轴线的旋转。

[0134] 在许多实施方式中,该装置配置用于移除组织的活细胞,以便将所述活细胞提供在患者体外。

[0135] 在许多实施方式中,该装置配置用于移除组织以供组织学检查。

[0136] 在许多实施方式中,该装置配置用于浸软组织。

[0137] 在许多实施方式中,该装置配置用于将高压流体流释放到包含二氧化碳(下文称为“CO<sub>2</sub>”)的气体中。

[0138] 在许多实施方式中,该装置包括光纤,该光纤具有不超过约5mm的弯曲半径。

[0139] 在许多实施方式中,该装置包括光纤,该光纤具有不超过约2mm的弯曲半径。

[0140] 虽然本发明的实施方式特别针对前列腺的经尿道处理,但是本发明的某些方面亦可用于处理和改造诸如脑、心、肺、肠、眼、皮肤、肾、肝、胰腺、胃、子宫、卵巢、睾丸、膀胱、耳、鼻、口等其他器官,诸如骨髓、脂肪组织、肌肉、腺体及粘膜组织、脊髓及神经组织、软骨等软组织,诸如牙齿、骨骼等硬生物组织,以及诸如鼻窦、输尿管、结肠、食道、肺道、血管和咽喉等体腔及通道。本文所公开的装置可以通过已存在的体腔插入,或者通过在身体组织中创造出的开口而插入。

## 附图说明

[0141] 通过参考对在其中利用到本公开原理的示例说明性实施方式加以阐述的以下详细描述和附图,将会对本公开的特征和优点获得更好的理解;在附图中:

[0142] 图1是根据本发明原理的、适合用于进行尿道内前列腺组织减积术的装置的示意图;

[0143] 图2A-图2D图示了在进行前列腺组织减积术中对图1的装置的使用;

[0144] 图3图示了特定的前列腺组织处理装置,其合并有对用于进行前列腺组织减积术的射频盐水等离子体的使用;

[0145] 图4图示了适合在本发明的装置中使用的能量源,其中该能量源递送流体流用于组织切除;

[0146] 图5图示了适合在本发明的装置中使用的能量源,其中该能量源包括偏转光波导用于向前列腺组织递送激光能;

[0147] 图6图示了与图5中所示装置类似的装置,区别在于光波导在横向地偏转激光能的光镜处导引激光能;

[0148] 图7图示了适合在本发明的装置中使用的能量源,其中该能量源包括横向凸出电

极,该电极可接合尿道壁及前列腺组织,以便递送射频能用于组织消融;

[0149] 图8是展现临界压强的组织切除速率的曲线图;

[0150] 图9a是图示选择性且受控的切除的流程图;

[0151] 图9b是图示选择性切除的流程图,其中流体流被配置成在切除前列腺组织之前穿透尿道壁;

[0152] 图10a图示了柱状流体流和发散流体流;

[0153] 图10b图示了被配置用于发射柱状流体流的组织改造装置的横截面图;

[0154] 图10c图示了被配置用于发射发散流体流的组织改造装置的横截面图;

[0155] 图11图示了使用用于组织切除的流体流的组织改造装置,其中流体流可任选地充当电磁能的管道;

[0156] 图12示出了根据实施方式的处理探头350的组件;

[0157] 图13A和图13B示出了根据实施方式的处理患者的系统;

[0158] 图14A示出了根据实施方式的多用途鞘套和歧管;

[0159] 图14B示出了根据实施方式的、如图14A中的歧管的歧管管道,其被配置用于在歧管保持耦合至患者的同时传输和接纳多个流体;

[0160] 图14C示出了根据实施方式的处理探头和连杆的组件;

[0161] 图14D1示出了根据实施方式,当连杆与锚固至器官的靶位置的细长元件相耦合时携载件的快速调换;

[0162] 图14D2示出了携载件的远侧尖端与连杆的近端的对准,以便插入如图14D1中的携载管;

[0163] 图14D3示出了朝向如图14D1中的连杆的近端上的锁定结构推进的携载件;

[0164] 图14D4示出了锁定到如图14D1和图14D2中的连杆的携载件;

[0165] 图14E示出了根据实施方式,膀胱镜至少部分地插入到用于朝向膀胱颈推进的细长元件中,以查看诸如前列腺等器官的组织;

[0166] 图14F示出了细长元件向鞘套中的推进;

[0167] 图14G示出了根据实施方式、耦合至包括脊杆的细长元件的连杆;

[0168] 图14H示出了根据实施方式、插入到连杆管中的携载管和携载件;

[0169] 图15和图16示出了根据实施方式、用流体射流进行的自清洗;

[0170] 图17A示出了根据实施方式、位于如图13中的患者处理系统的显示器上的用户界面的组件;

[0171] 图17B和图17C示出了根据实施方式的、在多个图像上移动的标记,其中所述标记的移动对应于能量流的位置和定向;

[0172] 图17D示出了根据实施方式的用户定义切割轮廓;

[0173] 图17E和图17F示出了根据实施方式、用于定义切割轮廓的多个弯曲部分的用户界面;

[0174] 图18示出了用于如图17A中的用户界面的切割模式输入的系统配置模式;

[0175] 图19示出了用如图17A中的用户界面的输入选择的凝固模式;

[0176] 图20A示出了根据实施方式的、患者的图像与处理坐标参考系的映射和对准;

[0177] 图20B示出了根据实施方式的处理患者的方法;

- [0178] 图21A和图21B示出了根据实施方式的系统和方法来使用的3d分割图像的屏幕截图；
- [0179] 图21C至图21F示出了用以定义三维处理计划的靶组织的多个轴向图像,以及所述多个图像中的每个图像中的用户定义处理轮廓；
- [0180] 图21G示出了靶组织的矢状面图,以及图21C至图21F的轴向图像的平面；
- [0181] 图21H示出了基于图21A至图21F的多个图像的三维处理计划；
- [0182] 图21I示出了多个图像之中的一个图像的用户输入处理轮廓；
- [0183] 图21J示出了根据实施方式的流体流的扫描图案；
- [0184] 图21K示出了根据实施方式的、位于流体流上的包含水锤的袋；
- [0185] 图22A和图22B示出了根据实施方式的原理操作的探头的示意图；
- [0186] 图22C示出了根据实施方式,放置在具有携载件的细长元件的工作通道中以便在处理患者时对组织进行成像的内窥镜；
- [0187] 图23A和图23B示出了根据实施方式,配置用于提供整合射流递送的携载件；
- [0188] 图24示出了根据实施方式,包含流体递送元件的携载件和该流体递送元件的设计考虑；
- [0189] 图25A至图25C示出了根据实施方式的射流偏转；
- [0190] 图26A至图26C示出了根据实施方式的射流屏蔽；
- [0191] 图27A和图27B示出了根据实施方式的射流角度变化；
- [0192] 图28示出了根据实施方式同时递送的多个射流；
- [0193] 图29示出了根据实施方式的分碎术；
- [0194] 图30至图31B示出了根据实施方式的单管设计；
- [0195] 图32示出了根据实施方式的、相对于人体解剖结构来配准和定位处理系统的手段；
- [0196] 图33示出根据实施方式的包括第一可扩张篮和第二可扩张篮的多个可扩张结构；
- [0197] 图34示出了根据实施方式的、相对于人体解剖结构来配准系统的手段；
- [0198] 图35示出了根据实施方式的一次性球囊；
- [0199] 图36示出了根据实施方式的组织切除和深度控制；
- [0200] 图37示出了处于如图36中所示的第一大小的可见雾沫区域；
- [0201] 图38示出了根据实施方式的组织切除深度控制；
- [0202] 图39示出了根据实施方式,在具有与图36和图37中所示不同的压强的如图38中所示的盐水中的雾沫区域“焰”的光学图像；
- [0203] 图40示出了根据实施方式,对于多个压强和喷嘴的喷嘴流速与最大穿透深度；
- [0204] 图41示出了根据实施方式的喷嘴回压与最大穿透深度；并且
- [0205] 图42示出了根据实施方式,对于130微米喷嘴和150微米喷嘴的喷嘴流速与回压。

### 具体实施方式

[0206] 通过参考对在其中利用到本发明实施方式的原理的示例说明性实施方式加以阐述的以下详细描述和附图,将会对本公开的特征和优点获得更好的理解。

[0207] 虽然详细描述包含许多细节,但这些细节不应解释为对本发明的范围加以限制,



而是仅仅说明本发明的不同示例和方面。应当明白,本发明的范围包括未在上文详细讨论的其他实施方式。在本文所公开的本发明的方法和装置的布置、操作和细节中可以看出本领域技术人员所显而易见的各种其他更改、改变和变动,而不偏离如本文所述的本发明的精神和范围。

[0208] 本文所公开的实施方式能够以许多方式中的一种或多种方式相结合来提供对患者的改进的疗法。所公开的实施方式能够与现有方法和装置相结合来提供改进的处理,举例而言,诸如与已知的前列腺外科手术以及其他组织和器官的外科手术方法相结合。应当理解,本文所描述的任何一个或多个结构和步骤能够与本文所描述的方法和装置的一个或多个附加结构和步骤相结合,附图和支持文本提供根据实施方式的描述。

[0209] 虽然本文所述的处理规划以及处理轮廓和体积的定义是在前列腺外科手术的背景下介绍的,但本文所述的方法和装置亦可用于处理任何身体组织和任何身体器官及脉管,诸如脑、心、肺、肠、眼、皮肤、肾、肝、胰腺、胃、子宫、卵巢、睾丸、膀胱、耳、鼻、口等,诸如骨髓、脂肪组织、肌肉、腺体及粘膜组织、脊髓及神经组织、软骨等软组织,诸如牙齿、骨骼等硬生物组织,以及诸如鼻窦、输尿管、结肠、食道、肺道、血管和咽喉等体腔及通道。

[0210] 本文所述的成像探头和处理探头能够以许多方式中的一种或多种方式相结合,并且在许多实施方式中,可以使用患者的图像来定义所移除的组织体积的靶体积和靶轮廓。可以规划所移除的组织的轮廓以便有效地移除组织。本文所述用于成像的方法和装置可以用于有利地对处理进行规划。替代地或组合地,本文所述的成像方法和装置可例如用于随着患者接受处理而实时地修改处理。

[0211] 可以将可见雾沫区域与显示器上所示的组织和处理区域的图像相结合,以便提供对于将会切除正确的组织量的确认。在许多实施方式中,可见雾沫区域的距离对应于最大切割深度,以使得外科医生能够基于图像并通过调整诸如流速、喷嘴直径或压强中的一项或多项等处理参数来选择切割深度。

[0212] 本文所述的可见雾沫区域包括从诸如喷嘴等能量源发射的流体流的空化区域,并且最大切除深度对应于可见雾沫区域的距离。可见雾沫区域是指使用者能够利用对空化囊(cavitation pocket)的形成敏感的成像,诸如利用响应于形成空化囊而散射波的可见光成像和超声成像,来使雾沫区域可视化。

[0213] 可以提供多个携载体探头以允许使用者以多种方式来处理许多组织中的一个或多个组织。具有诸如轴杆等工作通道的细长结构元件在用一个或多个携载体探头调换第一携载体探头时保持定位在患者体内。在许多实施方式中,可以在连杆保持与锚固至患者内部结构的细长元件固定附接的同时,快速调换携载体探头。每个插入患者体内的携载体探头可例如基于处理计划而得到辨识。

[0214] 本文所使用的“处理器”包括一个或多个处理器,例如,单一处理器,或者例如分布式处理系统的多个处理器。本文所述的控制器或处理器一般包含有形介质用以储存指令以便实现过程步骤,并且处理器可例如包括中央处理器、可编程阵列逻辑、门阵列逻辑或现场可编程门阵列中的一种或多种。

[0215] 本文所使用的“图像的横向平面”可称为图像的水平面、图像的轴向平面或者图像的经轴平面。沿着轴向平面的图像可称为轴向图像。

[0216] 本文所使用的“探头”包括插入到诸如患者等受试者体内的物体。

[0217] 如本文所使用,相似字符标识相似元件。

[0218] 如本文所使用,显示器上所示的实时图像包括在所示事件的数秒内示出的图像。例如,组织结构的实时成像包括在显示器上提供所获取的图像的约10秒内的实时图像。

[0219] 如本文所使用,术语“远侧”和“近侧”是指从装置参考的位置,并且能够与解剖参考相反。例如,探头的远侧位置可对应于患者的细长器官的近侧位置,而探头的近侧位置可对应于患者的细长器官的远侧位置。

[0220] 自动化机器人控制——其中水射流的移动是机械化的,并且处于利用预选例程的计算机控制之下——允许进行手动控制所不可能实现的准确和极其精细的切除。优点包括过程所需时间减少、并发症较少、结果改善和外科医生所需培训时间较少。这些改进中的许多改进来源于减少或消除对于进行处理的医生的手动灵巧度的需求。自动化控制还允许将喷嘴的切割功率增大到无法以完全手动控制达到的水平。在过程的不太关键部分期间,例如,在对进行操作的区域的初始选择或补充切割和烧灼期间,可以手动地控制系统。即使在方案的那些不太关键阶段期间,由自动化控制所提供的提高的精度和平顺性也可提供对手抖动的减少和滤除。另一显著优点在于,自动化允许过程的预先测试或“预演”。当选择切割例程时,可以使用操纵杆或其他控制元件来选择区域的界限,以便在不进行切割的模拟过程期间定位激光。可以在切割开始之前做出改变,以便能够在开始实际过程之前纠正错误。

[0221] 闭环及实时自动化是由包括在器官内的切除体积配准以及原位深度和体积测量在内的机器人自动化所提供的新功能。利用向控制系统中输入器官几何数据(例如,来自超声或其他术前或实时图像的器官几何数据)的能力,可在器官内精确地配准切割区域。这消除了手动过程对于重要容差的不精确性,诸如切除应当多么靠近包膜表面和/或前列腺中的神经血管束。此外,所切除的体积本身的形状可以由一组编程例程来选择和调整,其中已经预先利用大量的工程知识算出有关如何控制切割运动和压强的细节,并继而将此储存在机器人外科手术工具中,准备就绪随时由外科医生按下按钮即可获取。例如,组织的切除形状可包含预定处理轮廓,诸如穹形、立方形、泪滴形中的一种或多种,或者直接来自于如本文所述并例如在以下图21A和图21B的两个屏幕截图中图示的靶体积的3D渲染。另外,外科医生可基于由超声图像所提供的反馈来实时调整切割参数,这向系统添加了另一层安全性。

[0222] 援引并入

[0223] 已经通过引用而并入以下文献中所描述的图1至图11的主题及相应文字:作为US 20110184391公开的、2010年2月4日提交的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”的美国专利序号12/700,568[代理人案卷号41502-703.501];以及在2011年11月8日作为W02011097505公开的、2007年4月8日提交的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”的PCT申请PCT/US2011/023781;上述文献的全部公开内容已于先前通过引用而并入本文。

[0224] 参照图1,根据本发明的原理构建的示例性前列腺组织减积装置10包括导管组装件,该导管组装件一般包括具有远端14和近端16的轴杆12。轴杆12通常将会是聚合物挤压件,其包括从近端16处的衬套18延伸到远端14附近位置的1个、2个、3个、4个或更多个轴向管腔。轴杆12一般将会具有范围从15cm到25cm的长度和范围从1mm到10mm——通常从2mm到

6mm的直径。轴杆将会具有足够的柱强度,从而使其可以如以下更详细描述的那样向上经男性尿道引入。

[0225] 轴杆将会包括定位在能量递送区域20中的能量源,其中能量源可以是如以下所更详细讨论的多种特定组件中的任何一种。在能量递送区域的远侧,可膨胀锚固球囊24将会定位在轴杆的远端14处或者非常靠近该远端14。球囊将会通过所述轴向管腔中之一连接至通过衬套18连接的球囊膨胀源26。除了能量源22和球囊膨胀源26之外,衬套可选地还将包括用于灌注/冲洗源28、吸引(真空)源30和/或喷注(加压CO<sub>2</sub>或其他气体)源32的连接。在示例性实施方式中,灌注或冲洗源28可以通过轴向管腔(未示出)连接至球囊锚固件24的近侧和能量递送区域20的远侧的一个或多个递送端口34。吸引源30可以连接至通常定位在能量递送区域20的近侧的第二端口或开口36,而喷注源32可以连接至通常也位于能量递送区域的近侧的附加端口38。应当明白,端口34、端口36和端口38的位置并不是关键的,尽管某些位置可能导致本文所述的特定优点,并且应当明白,管腔和递送装置可由附加的导管、管道等来提供,这些附加的导管、管道例如包括可定位在轴杆12之上的同轴套筒、鞘套等。

[0226] 虽然本实施方式是参照人类前列腺描述的,但是应当理解,其可以通用地用于处理哺乳动物前列腺。现参照图2A-图2D,前列腺组织减积装置10通过男性尿道U引入到位于紧贴膀胱B的远端的前列腺P内的区域。在图2A中示出了解剖结构。一旦导管10已被定位成使得锚固球囊24位于紧靠膀胱颈BN的远端处(图2B),则可使球囊膨胀,优选地基本上占据膀胱的整个内部,如图2C中所示。一旦锚固球囊24被膨胀,则前列腺组织减积装置10的位置将会固定和稳定在尿道U内,以便将能量递送区域20定位在前列腺P内。应当明白,能量递送区域20的正确定位仅依赖于锚固球囊24在膀胱内的膨胀。由于前列腺位于紧靠膀胱颈BN近端之处,因此通过将能量递送区域的远端间隔得非常靠近球囊的近端,通常在从0mm到5mm,优选地在从1mm到3mm的范围内,可以正确地定位递送区域。如图2中的箭头所示,在锚固球囊24已经膨胀之后,可以向前列腺中递送能量用于减积。如图2D中所示,一旦能量已在期望的表面区域上递送了一段时间,则可以停止能量区域,并且前列腺将会得到减积从而减轻尿道上的压力。此时,如图2D中所示,可以通过端口34递送冲洗流体,并将其吸入端口36。可选地,在处理之后,可使用烧灼球囊和/或支架来烧灼该区域,所述烧灼球囊和/或支架可使用经修改的或单独的导管装置来放置。

[0227] 现将参照图3-图7,描述多个有代表性的能量递送区域。现参照图3,根据本发明原理而构建的第一示例性前列腺切除装置110包括轴杆112,该轴杆112具有近端114和远端116。多个喷嘴118安装在轴杆112上与远端116近侧地间隔开范围从1cm到5cm的距离的位置处。喷嘴通常是能够生成等离子体的陶瓷型芯或者是能够导引径向向外的导电流体流的端口,其可以安装到结构120上,这样允许喷嘴118如图3中的虚线所示地径向向外移动。图示为可膨胀球囊的锚固件122安装在轴杆112的远端116上介于喷嘴118与远侧尖端124之间的位置处。如下文所更详细描述,可扩张结构122将能够在膀胱内扩张以便锚固轴杆112,从而使喷嘴阵列118居于前列腺内。轴杆112将会包括管腔、通路、导电线等,以便从轴杆的近端114向远端116递送能量和物质。例如,RF能量源126将会连接至轴杆112,通常连接至喷嘴118,以便向从源128(通常经轴杆112内的管腔)递送到喷嘴118的导电流体递送RF能。将会提供其他管腔、通道或管道,以便允许向通常连接至一个或多个吸引端口132的真空源130的吸引。可以在轴杆112内提供其他管道,以便允许从源134向端口136引入冲洗流体,诸如

盐水。在其他实例中,将会有可能把吸引源130和冲洗源134连接至公共端口,从而可以依次地而非同时地进行吸引和冲洗。此外,可选地,可以提供内管腔、管道等,以便将喷注源140连接至轴杆上处于阵列118的区域中的一个或多个喷注端口142。最后,可以提供内管腔、管道等,用于将球囊122连接至球囊膨胀源144。

[0228] 如图4中所示,可以由在安设于轴杆12内的递送管380上所携带的高压喷嘴200形成示例性能量递送区域20。载携管380可以如箭头204所示地轴向平移以及/或者如箭头206所示地旋转,从而使从喷嘴200发出的流体流208可以在前列腺内的尿道的所有部分或选定部分上扫过或掠过。此类高压水处理的特定压强和其他细节例如在上述的Jian和Jiajun中有述。

[0229] 现参照图5,能量递送区域20内的能量源可以包括承载于旋转和平移轴杆380上的光纤波导或光纤束220。光波导220在光束222中传输激光或其他相干光能,该光束222可通过旋转和/或平移载携管380而在尿道壁和前列腺组织上扫过或掠过。

[0230] 如图6中所示,可以将来自光波导或光纤束230的激光能轴向地导向光镜232,其中波导和光镜全都被承载于旋转和轴向平移的载携管380上。再一次地,通过旋转和/或平移载携管380,发出的光束234可以扫过或掠过尿道壁之上。

[0231] 现参照图7,在另一实施方式中,旋转和轴向平移管380可以承载电极240,该电极240从该管横向地凸出。电极240将会适配于到射频能量源的连接,从而使得当电极接触尿道壁和前列腺组织时,射频能可以在单极模式或者双极模式下得到递送。因此,射频能可以在选定体积和区域的前列腺组织上对组织进行消融。可选地,通过改变射频能的性质,电极240还可用于在组织已得到处理之后对其进行烧灼。

[0232] 在本发明的一个实施方式中,装置被配置用于选择性地切除组织,从而造成一些组织成分的移除,而保持其他组织成分完好无损。例如,前列腺及附近区域包含多种组织成分,包括腺体前列腺组织、前列腺内血管、肌纤维间质、囊组织、括约肌、精囊等。当处理BPH或其他前列腺状况时,期望移除腺体前列腺组织并保持诸如血管和囊组织等其他组织基本上不受损伤。

[0233] 正如本文所指,术语“切除”旨在包括对组织的任何移除——包括对一团或多团组织细胞的移除,对组织细胞的部分移除,等等。

[0234] 通过选择性组织切除来处理BPH的一个优点在于减少对烧灼的需求(或者对其没有需求),这是因为对前列腺内血管存在很少的损伤或者不存在损伤,并且因此出血有限。另一优点在于降低失禁或阳痿的可能性,这是因为选择性切除降低了刺穿或以其他方式损伤诸如前列腺囊、括约肌、精囊等周围组织的风险。

[0235] 当使用流体流来切除组织时,通过改变流体流的一个或多个参数——诸如喷嘴或其他流体递送元件内的压强或者流内的流体的流速,从而使其切除一些组织成分而保持其他组织成分基本上不受损伤,可以实现选择性组织切除。

[0236] 在一个实施方式中,可将流体流参数配置成即使当非靶组织长时间(即,通常是一段足以实现期望的切除的时间)暴露于流体流时,仍然保持这些组织基本上不受损伤。在另一实施方式中,可将流体流参数配置成以大大高于非靶组织的速率来切除靶组织,从而限制对非靶组织的损伤。此类参数可根据所要选择性切除的靶组织来调整。

[0237] 在一个实施方式中,切除的速率被配置成对于腺体组织比对于非腺体组织更高。

可以通过如上所述地更改流体的压强,或者通过调整其他流体参数来配置切除速率。特别是,针对腺体组织的切除速率可配置成显著高于针对非腺体组织的切除速率,从而有效地保持非腺体组织在处理期间不受损伤。例如,腺体组织的切除速率可配置成高达针对非腺体组织的切除速率的至少两倍。作为另一示例,针对腺体组织的切除速率可配置成高达针对非腺体组织的切除速率的至少10倍。

[0238] 应当注意,组织切除具有临界压强(低于该压强,组织不会被切除;而高于该压强,组织可被切除),这是因为移除过程涉及对组织的撕裂,其中将组织在微观尺度上拉伸到使组织基质破裂或撕裂的程度。由于组织是有弹性的,因此将会存在临界断裂点。不同类型的组织将会具有不同的临界断裂点,并因此具有与其相关联的不同的临界压强。

[0239] 实际上,给定具体的流体递送元件大小(诸如喷嘴直径),每种组织类型通常具有流体流源的临界压强(下文亦称为 $P_{crit}$ )——低于该压强,切除速率趋近于零,而高于该压强,切除速率一般会单调增大,并且有可能呈指数增大。特别地,由于组织成分的差异,可将流体流源的压强配置用于选择性地切除特定类型的组织,而保持具有更高临界压强的其他组织类型大体上不受损伤。

[0240] 根据本实施方式在多组织环境中切除组织的一个重要方面在于,有可能以一种组织类型被切除而另一组织类型保持基本上不受损伤的方案进行操作。这最强烈地发生在以介于两种组织类型的临界压强之间的压强进行操作之时。如图8中所见,流体流的操作压强 $P_0$ 可配置成大于组织1的临界压强( $P_0 > P_{crit1}$ )从而使组织1经受大于零的切除速率,同时保持压强 $P_0$ 小于组织2的临界压强( $P_0 < P_{crit2}$ )从而使组织2经受基本上接近于零的切除速率。在这样的配置中,将流体流称为被配置用于选择性地切除组织1而不是切除组织2。

[0241] 在配置用于处理BPH的一个实施方式中,将流体流源压强配置成高于腺体前列腺组织的临界压强但低于非腺体前列腺组织的临界压强。在这样的实施方式中,压强高至足以切除腺体组织,但对于实质上切除或损伤诸如前列腺内血管、肌纤维间质、囊组织等非腺体组织而言则过低。在一个实施方式中,流体在离开流体递送元件之前被加压至大约1-3000psi范围内的压强,更优选地加压至大约50-1500psi范围内的压强,并且最优选地加压至大约100-1000psi范围内的压强。

[0242] 以下实施例说明了针对流体流切除的一些组织临界压强。应当注意,以下配置是作为示例而提供的,而不应解释为具有限制性。

[0243] 实施例1:不同肾脏组织成分的示例性临界压强。在猪肾脏中测量了组织临界压强。选择肾脏组织是因为其成分类似于前列腺组织的成分。使用了直径约为200微米的柱状流体流来进行组织切除。腺体组织(肾脏的粉色外围部分)非常软,并且很容易用手指的压力撕裂,而肾脏的内部包含更坚韧的血管组织。据发现,该流体流对于腺体组织的临界压强为大约80psi,而对于血管组织则为大约500psi,如以下的表1中所见。

[0244] 表1为猪肾脏中腺体组织和血管组织的不同临界压强。

组织	$P_{crit}$ (psi)
腺体	80
血管	500

[0245] 例如,实验表明,当使用直径约200微米的喷嘴以大约500psi的液体源压强来切除猪肾脏时,在10cm<sup>2</sup>面积上的切除速率对于腺体组织为大约每30秒1cm(即,每30秒移除

10cc),而对于血管组织则为小于约每180秒0.1cm,这是大约60倍的切除速率差异。因此,在相同的切除时间段中,将会有比血管组织更多的腺体组织得到切除。藉此,可将切除时间段配置成允许在不会明显损伤血管组织的情况下对腺体组织的切除。切除的速率可通过改变流体源压强和/或喷嘴大小而得到调整。例如,可以将针对腺体组织的切除速率调整成大约每分钟1cc、每分钟5cc、每分钟10cc、每分钟30cc,或者其他速率。如上所述,在此应当理解,改变喷嘴的大小可能使改变流体源压强成为必需,以便导致流体流以足够的力量撞击在组织上,从而实现期望的切除速率。

[0246] 图9a是图示根据一个实施方式、用于选择性前列腺切除的方法的流程图。在步骤700处,如上文所述地将装置定位和锚固在尿道中。在步骤701处,对诸如流体源的压强、流体流的形状等各种流体参数进行配置以便切除诸如腺体前列腺组织等特定组织类型。通过配置流体参数,可以控制流体力、切除速率、处理时间、所要切除的组织面积等,以便实现受控和选择性的切除。在配置了所述参数之后,在步骤702处,对装置进行配置以排放出流体流来切除靶组织。在步骤703处,如果确定处理已完成,则在步骤704处将装置从尿道U撤出。

[0247] 然而,如果在步骤703处确定处理尚未完成,则可以如步骤701中所述那样,根据需要来重新配置流体参数,并且重复步骤循环直到处理完成。特别地,在其中期望为了完全的处理而切除两种不同类型的组织的实施方式中,流体参数的重新配置是有利的。在这样的实施方式中,可以调整流体参数以将所要切除的靶组织类型的变化纳入考虑。

[0248] 通常,在已切除一些或所有的腺体组织之后,诸如血管组织或囊组织等其他组织类型将会暴露于流体流。虽然流体流参数被配置用于选择性地切除腺体组织,但是还考虑到可在切除过程期间动态地调整流体参数,以便将非腺体组织的逐渐暴露纳入考虑以及根据需要而对切除的选择性进行微调。在步骤701处如此重新配置流体参数之后,继而在步骤702处发射经重新配置的流体流以便继续进行组织切除,并且该操作继续,直到处理完成。

[0249] 特别地,应当注意,当从尿道内处理前列腺时,尿道壁介于流体流的源(诸如喷嘴或其他流体递送元件)与所要切除的靶腺体前列腺组织之间。

[0250] 因此,在一个实施方式中,将流体流参数初始配置用于切除和穿透尿道组织的一部分(例如,尿道壁)。然而,由于腺体前列腺组织的成分弱于尿道组织的成分,因此期望避免使用与用来切除尿道壁的力相同的流体流来切除腺体组织。为了做到这一点,可以在足以切除和穿透尿道壁的一段时间,而不是更长时间中使用流体流。此后,可以使用强度降低的流体流来切除腺体前列腺组织。

[0251] 图9b是图示根据一个实施方式、用于选择性前列腺切除的方法的流程图,其中流体流被配置用于首先穿透和切除尿道壁。在步骤801处,如上文所述那样将装置定位和锚固在尿道中。在步骤802处,对装置进行配置,以便排放出足够有力的流体流来切除和穿透尿道壁。在步骤803处,在流体流已穿透尿道壁之后,将流体流调整至选择性地切除期望的前列腺组织而保持前列腺内血管、囊以及其他非腺体组织基本上不受损伤的水平。

[0252] 另外,考虑到流体流的形状也影响到选择性切除。虽然在图10a中将流体流示例性地示为柱状流体流333或者发散流体流334,但还考虑到流体流可以是允许根据本实施方式的切除的任何形状或配置。特别地,如将在下文进一步描述,对于柱状流体流配置和发散流体流配置而言,存在多种优点。

[0253] 在柱状流体流配置333中,装置将流体流发射成具有基本上为零发散角的基本上

集中的棒状流体柱。在一个实施方式中,将柱状流体流配置成大体上笔直或不发散的流体流。在这样的配置中,装置基本上将流体流发射成筒状或其他不发散的形状,从而在很大程度上独立于离流体递送元件的组织距离的面积或斑点大小上向组织传输能量。可选地,可以例如在流体递送元件包括多个喷嘴时或者在流体包含气泡的情况下调整流体流以使其汇聚,以便使递送到组织的能量集中。

[0254] 图10b示出了发射柱状流体流以改造诸如前列腺等组织的装置的横截面图。装置的细长元件310(诸如上文所述的轴杆)被放置在尿道U内。放置在细长元件310内的载携管(未示出)上的流体递送元件320被配置用于发射柱状流体流333。如本文所理解的,流体递送元件320可以包括如上文所述的喷嘴,或者包括被配置用于发射流体的任何其他元件。柱状流体流333配置用于在切除区RA内切除组织,诸如尿道壁UW和前列腺组织P。

[0255] 柱状流体流配置的一个特性是:由于切除区RA的宽度基本上独立于从流体递送元件320起的流体距离,因此切除区RA在从流体递送元件320起的一段距离内保持基本恒定。这样是有利的,因为当流体流333行进离开流体递送元件320时,切除区RA保持集中和恒定,从而以集中的面积向组织传输能量。当切除或穿透诸如尿道壁UW等坚韧组织时,能量在集中的切除区RA内的聚集特别有利。在一个实施方式中,可以通过在流体递送中引入压强波动而改变流体流的柱形。例如,可以通过在流体递送路径中——诸如在流体递送元件320的孔隙之后或者在流体流离开流体递送元件320的孔隙后的路径中——机械地和可控地引入一般为实心的物体,来改变流体流的柱形。在另一示例中,可以通过在流体路径中引入诸如压电元件等振动元件以创造压强波动,来改变流体流的柱形。

[0256] 在另一实施方式中,将流体流配置成如图10a中所见的发散流体流334。发散流体流334是这样的流:在其中,流体离开诸如流体递送元件320之类的流体流源,并基本上以锥形发散,其中锥体的尖端处于流体流源。发散流体流334的切除速率可以表示成从发射流体的流体递送元件320到所要切除的组织的距离 $z$ 的函数。如图10a中所示, $\hat{z}$ 比 $z$ /更加远离孔口,并且因此,在 $\hat{z}$ 处的切除速率高于在 $z$ /处的切除速率。

[0257] 发散流体流334可由流体流的发散角来表征。在一个实施方式中,将发散角配置成约0-90度,更优选地约2-45度,更优选地约4-20度,并且最优选地约7度,同时还考虑到可以根据需要来改变发散角。

[0258] 另外,发散流体流334可由流体流的横截面形状来表征。一般而言,发散流体流334具有这样的横截面积或斑点大小:其在更加远离流体流源(例如,流体递送元件320)的距离上增大,从而成比例地减小流体流在每单位面积上的力。斑点大小的这种增大一般导致更加靠近流体流源的组织的切除速率更大。

[0259] 在一个实施方式中,将发散流体流334的横截面形状配置成大体上为窄矩形(以产生扇形流体流)。在另一实施方式中,将发散流体流334的横截面形状配置成大体上为圆形(以产生锥形流体流),其中最小横截面积位于流体流源。应当注意,发散流体流334的横截面形状可以配置成包围非零面积的任何形状(例如,椭圆形或者不规则形状)。

[0260] 图10c示出了发射发散流体流以改造诸如前列腺等组织的装置的横截面图。装置的细长元件310安设在尿道U内。安设在细长元件310内的载携管(未示出)上的流体递送元件320被配置用于发射发散的流体流334。发散流体流334配置用于在切除区RA内切除诸如尿道壁UW和前列腺组织P等组织。由发散流体流334所覆盖的切除区RA随着流体流行进远离

流体递送元件320而增大,从而成比例地降低每单位面积的流体流强度。

[0261] 发散流体流334的特性在于,切除宽度作为从流体递送元件320起的距离的函数而增大,同时每单位面积的切除速率作为从流体递送元件320起的距离的函数而降低。这是因为在流体流中递送的总能量总体上是恒定的(不考虑流体速度的任何减小),但能量却被递送到更大的面积上。因此,每单位面积所递送的能量减少,这是切除速率所依赖于的关键参数。因而,每单位面积的切除速率作为距离的函数而降低。

[0262] 此外,在发散流体流334中,切除的体积速率可以作为距离的函数而基本上恒定。亦即,尽管每单位面积的切除速率降低,但所切除的总面积成比例地增大,因而总切除体积基本上保持不变。应当注意,如果作为面积能量密度的函数的切除的面积速率是非线性的并且随能量单调地增大,则切除的体积速率将会作为从流体递送元件320起的距离的函数而降低。还应当注意,流体流粒子(例如,液滴)的任何减速也将使体积切除速率作为距离的函数而降低。

[0263] 现参照图11,装置包括细长元件310,诸如轴杆,该细长元件310配置用于插入到身体区域之中。细长元件310包括暴露出载携管380和下文所述其他组件的窗口。该窗口展露出载携管380和安设在载携管380上的高压流体递送元件320。流体递送元件320经由流体管腔390连接至流体源(未示出),所述流体管腔390将流体从源递送到流体递送元件320。

[0264] 可选地,当经过尿道引入细长元件310时,细长元件310可由鞘套或其他遮蔽物(未示出)所覆盖。当完全用鞘套覆盖时,所述窗口得到保护,从而减少了在推进细长元件310时对尿道的刮擦和损伤。一旦就位,则收回鞘套,从而暴露出窗口。继而可以旋转以及推进和/或收回载携管380,以便通过流体递送元件320递送流体。

[0265] 附加地或可选地,装置可以包括遮蔽元件(未示出),该元件被定位成基本上覆盖流体递送元件320,同时在流体递送元件320与遮蔽元件之间保持空间。这反过来有效地在流体递送元件320与可能撞击在遮蔽元件上的任何组织之间保持该空间。在一个实施方式中,遮蔽元件是定位在流体递送元件320之上的基本上平坦的片状元件。遮蔽元件被定位或塑形成使其允许载携管380根据需要而在细长元件310内移动。例如,遮蔽元件可以是弯曲的,以遵循载携管380的曲率。遮蔽元件包括开口,用于允许由流体递送元件320所发射的流体流通畅地穿越该开口并撞击在组织上。开口可以是圆形,或者其可以包括其他形状。此类遮蔽元件的一个优点在于,其保护流体递送元件320在插入或移除过程期间以及/或者在处理期间免遭损坏。遮蔽元件的另一优点在于,在流体发射期间或在此之后,向流体递送元件320返回的流体可以穿越遮蔽元件开口(或者通过遮蔽元件周围的其他路径)并进入遮蔽元件与流体递送元件320之间的空间。继而,可将这样的返回流体引导出该空间,以使得流体发射不被这样的返回流体所阻塞或阻碍。

[0266] 遮蔽元件还可配置成使得遮蔽元件与流体递送元件320之间的空间经由低流阻流体路径而持续地与废物处置腔相连通。这在流体递送元件320与此类废物的外部目的地之间创造了低流阻路径,从而使离开流体递送元件320的废物和流体可以容易地离开流体递送元件320周围的区域。在这种情况下,低阻力应当理解为意指与流体递送元件320的流阻相比较低的流阻。这种配置有利地防止了在流体递送元件320处原本会减小流动的回压,并从而允许由流体递送元件320所发射的流体流基本上不受废物和返回流体干扰地行进。

[0267] 流体递送元件320可以是单一喷嘴、多个喷嘴,或者是各种配置的喷嘴的阵列。流



体递送元件320配置用于以足够的力量将流体作为流体流331径向向外地发射出,以便使流体流331在与组织相接触时切除组织。流体流331可垂直于细长元件310,或者其可以配置成处在相对于细长元件310的各种角度。

[0268] 载携管380可相对于细长元件310轴向平移、旋转、摆动或者旋转地摆动,从而使流体流331可以扫过或掠过期望的组织面积或体积以进行切除。期望的面积或体积可以是球形、柱形,或者是任意形状和尺寸的任何其他预定面积或体积。

[0269] 附加地并且可选地,当不使用装置切除组织时,可将载携管380定位成使得流体递送元件320和/或任何其他元件(诸如可视化元件或烧灼元件)位于远离窗口之处,从而降低此类元件的损坏风险,以及降低任何意外切除组织的风险。

[0270] 装置还包括安设在细长元件310上的至少一个喷注端口340。该喷注端口340经由一个或多个管腔连接至喷注源(未示出),其中该喷注源通过喷注端口340将流体330递送到身体区域之中,以便扩张周围组织和创造工作空间。装置还包括至少一个移除端口360,用于移除碎屑产物,诸如切除产物、切除流体、其他废弃产物或者其混合物。细长元件310可包括管腔、通路、导电线等,配置用于从细长元件310的近端向远端递送能量和/或物质,以及/或者用于移除碎屑和废弃产物,其详情在上文有述。

[0271] 可选地,除了流体递送元件320之外,装置可以包括电磁能递送端口350,该端口350安设在载携管380上并且位于流体递送元件320之中或附近。如也在上文中更详细描述的那样,电磁能332依靠一个或多个管道351——诸如载携管380和细长元件310内的光纤或其他波导——而被递送至能量递送端口350。电磁能332可以是射频能、相干或非相干光,或者任何其他形式的电磁能。能量递送端口350配置用于通过流体流331的内部来递送能量332,从而使电磁能332可以代替流体切除或者与流体切除相结合地对组织进行切除。

[0272] 附加地并且可选地,上述各种电磁能形式可配置用于结合组织切除,或者与之独立地烧灼组织。由于本文所公开的选择性组织切除一般会对诸如血管组织等剩余组织造成很小的损伤或者不造成损伤,并且从而造成有限的出血或者不造成出血,因此倘若需要这样的烧灼的话,也只需在有限的基础上对其加以使用。考虑到当通过流体流331将电磁能递送到组织用于烧灼时,可将流体源压强调整成大体上低于针对组织切除的临界压强,从而不切除额外的组织。

[0273] 备选地或附加地,烧灼可以使用其他方式来实现,举例而言,使用如上所述的使用导管装置放置成与组织相接触的烧灼球囊和/或支架。

[0274] 此外,装置可以包括可选的偏转元件,其例如定位在内部或细长元件310内并且远离窗口,配置用于将流体递送元件320所发射的流体朝向流体递送元件320偏转回去,从而移除在组织切除期间可能堆积在流体递送元件320和/或能量递送端口350上的任何碎屑。此外,流体递送元件320与偏转元件相结合,可以配置用于清洗基本上整个的流体递送元件320、任何可视化元件或烧灼元件和/或载携管380,或者清洗其一部分。偏转元件可配置成基本上是平坦的或者凹面的。备选地,偏转元件可配置成任何形状或设计。

[0275] 另外,偏转元件可以配置成发挥针对流体递送元件的保护元件的作用。流体递送元件可定位在相对于所述保护元件的特定位置,该保护元件保护前列腺免遭意外流体发射,并且例如保护流体递送元件320免遭组织的堵塞或阻塞,特别是在插入身体和从身体移除时尤为如此。

[0276] 携载管380包括携载件。该携载件可任选地包括管状结构。虽然根据实施方式对携载管380作出参考,但携载件亦可包括基本上不为管状的横截面,例如,如本文所述的沿着携载件的大部分延伸的矩形横截面。因此,应当理解,虽然在附图中示出和描述了携载管,但携载件在每个附图和本文所述的支持文本中亦可包括非圆形携载件。

[0277] 图12示出了根据实施方式的处理探头350的组件。携载管380包括第一流体递送端口和第二流体递送端口的同心配置。流体递送元件320释放流体流331。流体流331限定了从流体递送元件320向外延伸的轴线。流体流331可包括如本文所述的发散流334或柱状流333。流体递送元件320包括喷嘴322。喷嘴322可包括基本上为圆形的横截面。喷嘴322可包括具有圆形横截面的内部通道,其中该内部通道呈圆柱形地延伸。内部通道沿着与流体流331的轴线相对应的轴线延伸。

[0278] 端口340同心地安设在流体递送元件320周围。端口340包括周向地围绕流体递送元件320和喷嘴322延伸的基本上为环形的通道。端口340可包括如本文所述的喷注端口。端口340以基本上与流体流331同心的布置释放流体330。所述基本上同心的布置具有如下优点:其利用从端口340向外延伸的第一流体330提供了围绕流体流331的护套,以便有利地朝向组织导引处理流。能量管道351从诸如激光器之类的能量源朝向流体递送元件320延伸。该能量导管可例如包括耦合至激光器的一个光纤或多个光纤。光纤可朝向喷嘴322延伸,并且可与喷嘴322所限定的轴线同心地对准,以便提供通过喷嘴322对从光纤发射的光能的高效能量传输。可以在光纤的远端附近提供结构,以便将光纤与喷嘴322的通道对准。光纤、喷嘴和端口340的同心对准可以提供允许对患者的可视化和处理的患者治疗处理。从端口340释放的流体可包括液体,例如盐水,或者包括气体,例如CO<sub>2</sub>。通过端口340递送的流体可由使用者利用本文所述的界面来选择。

[0279] 流体流331可提供指向组织的光波导。在许多实施方式中,流体流331具有比通过端口340释放的流体更大的折射率。波导介质可以是液体或气体,并且从端口340释放的夹套介质可以是液体或气体。中间介质可位于探头与靶组织之间。该中间介质可以是液体或气体,例如,盐水、空气或二氧化碳中的一种或多种。在许多实施方式中,中间介质包括从喷嘴322释放的流体和从环形端口340释放的流体。

[0280] 图13A和图13B示出了根据实施方式的处理患者的系统。系统400包括处理探头450并且可任选地包括成像探头460。处理探头450耦合至控制台420和连杆430。成像探头460耦合至成像控制台490。患者处理探头450和成像探头460可耦合至公共基座440。患者由患者支座449所支撑。处理探头450利用臂部442耦合至基座440。成像探头460利用臂部444耦合至基座440。

[0281] 患者被置于患者支座449上,以使得处理探头450和超声探头460能够插入到患者体内。可以将患者置于许多位置中的一个或多个位置,举例而言,诸如俯卧位、仰卧位、直立位或倾斜位。在许多实施方式中,将患者置于截石位,并且可以例如使用足蹬。在许多实施方式中,处理探头450在患者的第一侧以第一方向插入到患者体内,并且成像探头在患者的第二侧以第二方向插入到患者体内。例如,处理探头可从患者的前侧插入到患者的尿道中,并且成像探头可从患者的后侧经直肠插入到患者的肠内。处理探头和成像探头可在患者体内放置成有尿道组织、尿道壁组织、前列腺组织、肠组织或肠壁组织在其间延伸。

[0282] 处理探头450和成像探头460能够以许多方式中的一种或多种方式插入到患者体

内。在插入过程中,每个臂部可包括基本上未锁定的配置,以便能够期望地旋转和平移探头,从而将探头插入到患者体内。当探头已插入到期望的位置时,可以锁定臂部。在锁定配置下,探头能够以许多方式中的一种或多种方式相对于彼此定向,举例而言,诸如定向成平行、偏斜、水平、倾斜或不平行。使用如本文所述的角度传感器来确定探头的定向可能是有帮助的,以便将成像探头的图像数据映射至处理探头坐标参考。使组织图像数据映射至处理探头坐标参考空间可允许由诸如医生等操作者准确地寻靶和处理被辨识用于处理的组织。

[0283] 在许多实施方式中,处理探头450耦合至成像探头460。为了基于来自成像探头460的图像将处理与探头450对准。所述耦合可以用如图所示的公共基座440来实现。替代地或组合地,处理探头和/或成像探头可包括磁体来保持探头在穿过患者的组织的情况下对准。在许多实施方式中,臂部442是可移动和可锁定的臂部,以便能够将处理探头450定位在患者体内期望的位置上。当已将探头450定位在患者的期望位置上时,可以用臂锁427来锁定臂部442。成像探头可以用臂部444耦合至基座440,可以用于在处理探头被锁定到位时调整探头的对准。臂部444可例如包括在成像系统或者控制台和用户界面的控制下的可锁定和可移动的探头。可移动臂部444可以是可微致动的,以便能够以较小的移动(例如,1毫米左右)来相对于处理探头450调整成像探头440。

[0284] 在许多实施方式中,处理探头450和成像探头460耦合至角度传感器,以便能够基于成像探头460与处理探头450的对准来控制处理。角度传感器495利用支撑件438耦合至成像探头450。角度传感器497耦合至成像探头460。角度传感器可包括许多类型的角度传感器中的一种或多种。例如,角度传感器可包括角度计、加速度计及其组合。在许多实施方式中,角度传感器495包括3维加速度计,以确定处理探头450的三维定向。在许多实施方式中,角度传感器497包括3维加速度计,以确定成像探头460的三维定向。替代地或组合地,角度传感器495可包括角度计,以确定处理探头450沿着处理探头的细长轴的角度。角度传感器497可包括角度计,以确定成像探头460沿着成像探头460的细长轴的角度。角度传感器495耦合至控制器424。成像探头的角度传感器497耦合至成像系统490的处理器492。替代地,并且组合地,角度传感器497可耦合至控制器424。

[0285] 控制台420包括显示器425,该显示器425耦合至用以控制处理探头450的组件中的处理器系统。控制台420包括具有存储器421的处理器423。通信电路422耦合至处理器423和控制器422。通信电路422耦合至成像系统490。控制台420包括耦合至锚固件24的内窥镜35的组件。灌注冲洗控件28耦合至探头450,以控制灌注和冲洗。吸引控件30耦合至探头450,以控制吸引。内窥镜426可以是控制台420的组件,并且可以是可随探头450插入以对患者进行处理的内窥镜。控制台420的臂锁427耦合至臂部422,以便锁定臂部422或者允许臂部422自由移动以将探头450插入到患者体内。

[0286] 控制台420可包括泵419,该泵419耦合至本文所述的携载体和喷嘴。

[0287] 处理器、控制器以及控制电子器件和电路可以包括许多合适的组件中的一种或多种组件,诸如一个或多个处理器、一个或多个现场可编程门阵列(FPGA),以及一个或多个存储器存储器件。在许多实施方式中,控制电子器件控制图形用户界面(下文称为“GUI”)的控制面板,以提供根据用户指定处理参数的术前规划,以及提供对外科手术过程的用户控制。

[0288] 处理探头450包括锚固件24。锚固件24在用探头450向能量递送区域20递送能量的

同时对探头450的远端进行锚固。探头450可包括如本文所述的喷嘴200。探头450利用连杆430耦合至臂部422。

[0289] 连杆430包括用以例如基于患者的图像来将能量递送区域20移动至期望的患者靶位置的组件。连杆430包括第一部分432和第二部分434和第三部分436。第一部分432包括基本上固定的锚固部分。所述基本上固定的锚固部分432固定至支撑件438。支撑件438可构成连杆430的参考系。支撑件438可包括刚性的机架或框架或壳体,以便将臂部422刚性而牢固地耦合至处理探头450。第一部分432保持基本上固定,而第二部分434和第三部分436进行移动以将能量从探头450导引至患者。第一部分432固定至离锚固件434的基本上恒定的距离438。锚固件24与连杆的固定的第一部分432之间的基本上固定的距离438允许准确地放置处理。第一部分434可包括线性致动器,以便在处理区域20中将高压喷嘴准确地定位在沿着探头450的细长轴的期望的轴向位置。

[0290] 探头450的细长轴大体上在探头450靠近连杆430的近侧部分与具有附接于其上的锚固件24的远端之间延伸。第三部分436控制围绕该细长轴的旋转角度。在对患者的处理期间,处理区域20与连杆的固定部分之间的距离439随着参考距离439而改变。距离439响应于计算机控制而作出调整,以便设置参考锚固件24的沿着处理探头的细长轴的靶位置。连杆的第一部分保持固定,而第二部分434调整处理区域沿着所述轴线的位置。连杆的第三部分436响应于控制器424而调整围绕所述轴线的角度,以便能够参考锚固件24来非常准确地控制以处理的角度沿着轴线的距离。探头450可包括在支撑件438与锚固件24之间延伸的刚性构件,诸如脊杆,以使得从连杆430到锚固件24的距离在处理期间保持基本上恒定。处理探头450耦合至如本文所述的处理组件,以允许利用一种或多种形式的能量来进行处理,所述能量诸如为来自射流的机械能、来自电极的电能,或者来自诸如激光源等光源的光能。光源可包括红外光、可见光或紫外光。能量递送区域20可在连杆430的控制下移动,以便向患者的靶组织递送预定形式的能量。

[0291] 成像系统490、存储器493、通信电路494和处理器492。对应的电路中的处理器492耦合至成像探头460。臂部控制器491耦合至臂部444,以便精确地定位成像探头460。

[0292] 图14A示出了根据实施方式的多用途鞘套和歧管。歧管468被配置用于向和从工作部位传输多个流体。歧管468刚性地耦合至(例如,贴附至)脊杆452。鞘套458位于脊杆452周围,并且可向内朝向歧管468延伸。歧管468利用锁定元件460耦合至连杆430中的支撑件438。歧管468可从连杆430和支撑件438解耦,以便移除连杆430和支撑件438,从而允许将附加的组件插入到工作通道中。例如,可以将内窥镜插入到工作通道中,以使其朝向器官(例如,前列腺)的工作区域延伸。包括鼻部的结构462朝向歧管468延伸。结构462的形状适于接合歧管468,并允许当锁定元件460脱离时移除结构462、连杆430和支撑件438。歧管468包括用以在结构462的鼻部中接合的结构464。多个密封件布置在歧管468上,以允许移除结构462。当已经移除结构462时,可以向工作空间中插入并朝向处理部位推进内窥镜或其他外科手术工具。例如,可以朝向要作为处理区域的处理部位推进内窥镜。歧管包括耦合至处理部位的多个端口,以允许传输和从处理部位移除流体。例如,当已将内窥镜放置在处理部位时。锁定元件和歧管允许移除连杆和处理探头,以使得歧管468在患者体内保持耦合至鞘套458和脊杆452。

[0293] 在许多实施方式中,可以在锁定元件460接合连杆430和支撑件438的同时插入和

移除本文所述的处理探头和携载体,例如,管状携载体。连杆、锁定元件和支撑件的这样的配置允许快速和容易地移除和重新插入探头以便提供有利的处理。

[0294] 本文所述的多用途鞘套和歧管具有如下优点:其在采用附加的外科手术工具的同时允许鞘套、歧管、脊杆和锚固件保持附接至患者。锁定元件与多个器械相配合,从而允许放置、可视化以及aquablation和aquabeam操作,而无需相对于组织的重新引入或移动。多个密封管道允许使用鞘套端口来在工作通道内或平行于工作通道传输不同流体的流动或压强。工作通道可用于经由现有的刚性或柔性内窥镜技术对解剖结构进行可视化接近。工作通道具有大口径,以便容纳许多类型的工具和允许组织和流体的自由流动。在本文所述的鞘套或工作通道内可以使用替代的能量递送装置。

[0295] 在许多实施方式中,工作通道的尺寸适于允许多个携载体位于工作通道内。例如,内窥镜携载体位于工作通道内,并且本文所述的处理探头位于工作通道内,以便允许在处理探头进行如本文所述的aquablation和aquabeam操作的同时对处理部位进行可视化。

[0296] 图14B示出了歧管的歧管管道,其配置用于在歧管保持耦合至患者的同时传输和接纳多个流体。歧管耦合至多个端口456。所述多个端口456可包括辅助流体端口456A、球囊压力端口456B和组织移除端口456C。鞘套458周向地围绕脊杆452延伸。脊杆452和鞘套458可刚性地耦合至歧管部分,并且提供耦合至歧管部分的连接和通道。通道467——例如,管状通道——连接至端口456B,以允许球囊的膨胀。通道469可由鞘套458所限定。通道469可耦合至端口456A,以向处理部位提供辅助流体。用以允许组织移除的端口456C可耦合至主工作通道465。主工作通道465可从端口456C延伸至处理部位。布置多个密封件466以分隔如本文所述的处理端口和通道。歧管468可从连杆430和支撑件438解耦,并且允许通过端口456B来施加球囊膨胀压力。可以例如通过端口456A提供辅助流体,以便冲洗工作通道465。歧管的这样的配置允许脊杆452和锚固件24在其他器械已插入到工作通道中时保持在原位。

[0297] 本文所述的多歧管管道允许通过大口径工作通道469来提供组织收集的路线,以减少流动障碍物。球囊压力可以用小直径管道(例如,限定通道467的管道)从鲁尔接头传输到锚固件的远侧尖端。利用通道469在鞘套和脊杆到处理区域之间传输辅助流体。

[0298] 图14C示出了在使用之前的、拆解的处理探头和连杆的组件。连杆430包括壳体410和封盖412。封盖412可放置在壳体410的下部。封盖和壳体可包含刚性材料以增加刚度。可以设定壳体和封盖的尺寸,以便构成含有连杆430的手持件。连杆430包括细长管状结构,该细长管状结构包括齿轮433,用以接合连杆的另一齿轮434。齿轮434可定位在可移动托架413上。所述细长管状结构可包括连杆的第二可移动部分436。壳体410可包括连杆的支撑件438。齿轮433在连杆被拆解时保持连接至细长管状结构431。连杆430的可移动部分可以包括齿轮433、齿轮434和可移动托架413,以便如由箭头418所示,当连接至第二可移动部分436时向远侧推进细长结构431。封盖412包括法兰416。当封盖被置于壳体上时,所述细长结构可锁定到连杆上的位置431处。

[0299] 细长元件310包括如本文所述的脊杆452,并且被示出为由鞘套458所覆盖。鞘套458包括用以接纳细长元件310的通道。细长元件310包括工作通道,并且可插入到鞘套458中,使得细长元件由鞘套458所覆盖。鞘套458和细长元件310被示出为连接至本文所述的歧管468。

[0300] 鞘套458可在细长元件310的插入之前插入到患者体内。在许多实施方式中,当插入到患者体内时,鞘套458耦合至歧管468。

[0301] 细长元件310配置用于滑入到鞘套458之中,使得细长元件310和鞘套包括锁定配置。细长元件310包括结构411,该结构411配置用于接合连杆的壳体410,以使得当细长结构431如本文所述那样移动时,细长元件310和壳体410保持基本上固定。

[0302] 在许多实施方式中,壳体410包括支撑件438。该支撑件438可包括本文所述的连杆430的基本上不移动的部分。连杆430可包括移动托架433,以便当包括支撑件438的壳体410如本文所述保持锁定至臂部并且基本上不移动时对携载体382进行移动。

[0303] 在许多实施方式中,细长元件310的结构411包括锁定结构,以便与壳体410和封盖412形成锁定接合处。

[0304] 在许多实施方式中,歧管468连接至鞘套458,并且可贴附至鞘套,以便将鞘套458插入到患者体内并如本文所述用歧管468来使球囊锚固件24膨胀。继而可将包括脊杆452的细长元件310插入到鞘套458中。歧管468和结构411包括锁定结构417,以便在已将细长元件310插入歧管468和鞘套458中时将歧管锁定至细长元件310。释放器415可由使用者按下,以便将歧管468从细长元件310解锁。

[0305] 连杆430的细长管状结构431包括用以接纳携载体管380的结构。细长管状结构431的开口409的尺寸适于接纳携载体管380。图中示出连接结构408位于连杆的近端上,并且包括锁定结构406用于接纳携载体管380的连接结构405的突出物404。

[0306] 图14D1示出了当连杆430与锚固至器官的靶位置的细长元件310相耦合时携载体管380的快速调换。细长元件410可由使用者插入连杆或者从连杆移除。可以将细长元件380推进到细长管状结构431的连接结构405附近的开口409中。

[0307] 成像探头460可安装在第二连杆上,并且配置成随同携载体382的喷嘴移动,以便当对组织进行处理时对来自携载体382的能量流的相互作用进行成像。处理的图像可包括来自成像探头460的轴向图像和矢状面图像。连杆可耦合至本文所述的控制器或处理器(或者同时耦合至两者),以便例如沿着轴线与携载体382和携载件的喷嘴同步地移动成像探头460。成像探头460可包括经直肠超声探头,并且携载体482可包括如本文所述的处理探头450的组件。

[0308] 图14D2示出了携载体382的远端与细长管状结构431的近端的开口409对准,以便插入如图14D1中的携载体管380。

[0309] 图14D3示出了朝向如图14D1中的连杆的近端上的锁定结构406推进的携载体。锁定结构406的尺寸适于接纳突出物404,以便形成锁定接合处402。

[0310] 图14D4示出了锁定至如图14D1和图14D2中的连杆430的携载体管380。突出物404已插入到锁定结构406的开口中,以便形成锁定接合处。所述接合处可通过使用者的操纵来解锁。

[0311] 图14E示出了至少部分地插入到鞘套458中以便朝向器官的锚固位置推进的膀胱镜。所述锚固位置可包括膀胱颈,以查看诸如前列腺等器官的组织。可以利用来自被放置在细长元件310的工作通道内的膀胱镜的可视化来将本文所述的鞘套458推进至靶位置。当诸如球囊等锚固件24被定位时,可以用耦合至本文所述的鞘套的歧管468的端口来使其膨胀。

[0312] 本文所述的实施方式有可能存在至少两种形式的可视化。1.)

膀胱镜锁定在鞘套458内。目的可以是查看前列腺并继而最终留下鞘套作为安全通道用以将包括脊杆452的细长元件310引导至患者体内,在许多实施方式中无需具有直接的可视化。鞘套的远端在膀胱颈附近贴齐。2.)一旦细长元件310锁定到鞘套458中,即可使用输尿管镜来查看患者。输尿管镜可插入到与携载体380所进入的通道相同的通道中,例如,插入到共用通道中。

[0313] 图14F示出了细长元件310向鞘套458中的推进。位于鞘套458的近端上的歧管468可包括锁定结构,用以接纳位于细长元件310的近端上的锁定结构。可以将细长元件310推进到鞘套458中,以使得鞘套458和细长元件310上的锁定元件接合。

[0314] 图14G示出了耦合至包括脊杆452的细长元件310的连杆430。该连杆配置用于接纳本文所述的携载体382和携载体管380。

[0315] 图14H示出了插入到本文所述处于锁定配置下的连杆管中的携载体管和携载体。

[0316] 图14A至图14H示出了根据实施方式的处理患者的方法,并且这些附图中的每个图示出了该方法的一个或多个可选步骤。

[0317] 图15和图16示出了如本文所述的用流体射流进行的自清洗。如本文所述,可以使用流体射流(例如,流体流)来清洗工作通道以及清除多功能鞘套内的组织或其他端口。自清洗可以是自动化的,或者手动地进行。另外,可以降低水射流强度来清洗激光相机或其他辅助器件,而无需将该器件从工作通道移除。例如,内窥镜的尺寸可适于安装在工作通道内,或者替代地,内窥镜的尺寸可适于在连杆解耦的情况下安装在工作通道内并且允许工作通道的冲洗和清洗。替代地或组合地,可以包括携载体管380的携载体382的尺寸可适于和内窥镜一起安装在工作通道内,以便允许内窥镜的清洗。

[0318] 在许多实施方式中,可以在包含可包括携载体管380的携载体382的探头被定位在工作通道内的情况下采用自清洗。包括鞘套和脊杆的细长元件310可以容纳携载体382,该携载体382可包括沿着携载体382的大部分的携载体管380。携载体382可例如包括矩形端部或管状端部,并且可包括具有圆柱形或管状几何形状的部分。从携载体382释放的流体流可例如发散地延伸至距离457。替代地,流体流可包括柱状流体流。可以用连杆来控制流体流453的角度,以便在清洗期间旋转流体流。流体流可在压强方面增大或减小。

[0319] 可以利用流体射流来清洗工作通道以及清除多功能鞘套内的组织或其他部分。这可以是自动化的,或者手动地进行。替代地,可以降低水射流强度来清洗激光相机或其他辅助器件,而无需将该器件从工作通道移除。

[0320] 图17A示出了系统400的显示器425上的用户界面500的组件。显示器425可例如包括触摸屏显示器,替代地或组合地,显示器425可耦合至指点设备、键盘和其他已知的用户输入设备以便随处理器系统一起工作。界面500包括操作选项卡502、CO2监控选项卡504和系统配置选项卡506。用户界面500包括位于显示器上的按钮507,用以向上或向下调整向计算机系统中输入的值。在用户界面上提供了中止按钮503,用于让使用者停止对患者的处理。提供了开始按钮501,用于让使用者开始对患者的处理。用户界面500包括诸如前列腺等器官的图像510。所示的图像510可以是如本文所述的许多器官中的一个或多个器官的图像。图像510可例如包括来自与患者的前列腺相对应的解剖图像的前列腺图像。图像510以具有前定向和后定向的轴向经轴剖视图示出,图像510还沿着纵轴示出。沿着纵轴的图像510的矢状面图示出了锚固件24和诸如尿道等管腔。图像510可包括所要处理的患者的图

像,例如,患者的超声图像。图像510能够以轴向图和矢状面图示出,其中设定超声图像的尺寸以便与显示器425上所示的处理轮廓相对应。

[0321] 处理轮廓520以轴向图和矢状面图示出。处理轮廓520对应于要在进行移除之后剩余的表面上移除的组织的轮廓。处理轮廓520包括从中央参考位置延伸至切割组织边界的外侧部分的半径522。处理轮廓520包括周向地围绕处理的轴线延伸的外部组成部分524。处理轮廓520从邻近膀胱和锚固件的第一末端526延伸至朝向尿道的第二末端528。显示器上所示的处理轮廓图像包括多个参考,以将处理与患者的解剖结构对准。轴线530对应于处理的中心位置,并且沿着诸如尿道等患者管腔轴向地延伸。处理轴线530可对应于患者的解剖参考,诸如用以将器械引入患者体内的尿道或路径。图中示出角度参考532从处理轮廓的中心轴线延伸至处理轮廓的外径边界534。角度组成部分532对应于患者的组成部分上的前后位置,并且从前侧至后侧延伸至位置534,以便提供和允许与患者的对准。如在矢状面图中可见,处理参考位置536对应于与诸如球囊24等可膨胀锚固件相邻的位置。图中示出对应于可扩张锚固件的参考位置536与处理轮廓20的末端526对准,其中处理轮廓被图示成与处理探头的轴线451对准。

[0322] 用户界面500包括多个输入。所述多个输入可包括如本文所述的以下输入中的一项或多项。

[0323] 多个角输入参数550可例如包括输入552和输入554。可以设置角定向,以便与在轴线530和标记534之间延伸的患者前后方向对准。输入522可例如用于当患者和探头以稍有不同的角度对准时调整围绕轴线530的处理的角定向。输入522以角度为单位,围绕轴线旋转地对准处理轮廓的中心。输入554提供从一个角度极值到另一角度极值的扫掠角,举例而言,扫掠角可以包括小于 $360^\circ$ 的角,例如, $240^\circ$ 。扫掠角大体上围绕前后处理轴线延伸,并且从前端处理后侧处理轴线延伸大约为扫掠角的一半的距离,例如,在第一方向上扫掠 $120^\circ$ ,并且在从前后处理轴线的相反方向上扫掠 $120^\circ$ 。在许多实施方式中,扫掠角限制在小于 $360^\circ$ 度,以避免将流体流扫掠到脊柱中。

[0324] 流的角位置可在显示器上实时地示出,其中角位置的输出556以度为单位。输出角可在显示器上示出为移动的彩色线(例如,绿色),该彩色线围绕轴线530扫掠。

[0325] 多个输入参数560可用于确定沿着轴线451和轴线530的处理范围。输入562确定处理轮廓相对于可扩张锚固件24的位置。输入564确定处理沿着轴线451和轴线530的长度。输入564可包括从第一末端524延伸至第二末端528的处理的纵向距离。输入570可确定处理轮廓围绕轴线530的半径。输入570,从轴线530径向向外至处理轮廓的外边界524的径向距离。所述半径可包括以毫米为单位的径向距离,举例而言,诸如10mm的距离。替代地,所述半径可利用泵的功率来确定,所述泵的功率可例如用从1至10的任意值来设置。

[0326] 选择模式输入508可允许使用者例如将界面从切割模式设置成凝固模式。在切割模式中,可以提供许多用于处理的输入,以便确定处理以及将处理与患者对准。在如图所示的切割模式中,使用者能够可视化相对于患者解剖结构的处理范围,以及制定和完善处理策略。使用者可以建立具有预定轮廓表面和预定移除体积的切割轮廓。

[0327] 患者界面包括附加输出,用于让使用者确定适当的处理,例如,处理中的剩余时间可允许使用者确定处理时间和处理中的剩余时间,例如,输出580以秒为单位示出了剩余时间。输出582包括组织移除的估计体积,所移除的组织的估计体积可基于处理轮廓来确定。



还可以确定移除的估计径向深度,并且输出584可以示出所述移除的估计径向深度。移除的估计深度可包括来自输入570的输入半径;替代地,估计深度可对应于来自输入570的泵功率的估计深度。开始按钮输入501允许使用者在医生对患者处理满意时开始处理。当使用喷注(例如,利用诸如CO<sub>2</sub>等气体的喷注)时,可以用输入586来设置喷注压强。替代地,如果使用本文所述的液体作为与另一液体相结合的第二流体或第一流体,则可将喷注压强设置为零或者将其禁用。在许多实施方式中,可将喷注在第一模式(诸如切割模式)中设置为零,并且在第二模式(诸如凝固模式)中设置成适当的值。

[0328] 图17B和图17C示出了在多个图像上移动的标记,其中该标记的移动对应于能量流的位置和定向。能量流可包括来自本文所述的喷嘴的流体流。在轴向图像上相对于切除轮廓520示出径向标记557。在矢状面图像上相对于切除轮廓520示出纵向标记559。径向标记557在图17B中被示出为处于第一角度,并且在图17C中被示出为处于第二角度,以便例如指示出来自本文所述的携载件的流体流的角度。随着处理的进展,纵向标记559可沿着矢状面图像的处理轴线移动,以便指示出随着径向标记557围绕轴向图像上的轴线旋转地扫掠,携载件上的喷嘴的纵向位置。

[0329] 图17D示出了用户定义切除轮廓520。可以用处理器的指令来配置用户界面,以允许使用者定义处理轮廓的多个点,并且如本文所述那样在所述点之中进行内插。

[0330] 图17E和图17F示出了用于定义切割轮廓的多个弯曲部分的用户界面。第一用户可移动输入551可以配置用于沿着显示器移动,以便定义轮廓520的第一弯曲部分,并且第二用户可移动输入553可以配置用于沿着显示器移动,以便定义轮廓520的第二弯曲部分,并且处理器的指令可以配置用于在第一弯曲部分和第二弯曲部分之中进行内插,以例如定义在第一弯曲部分与第二弯曲部分之间延伸的轮廓529。如本文所述,处理轮廓的第一末端526可基于用户输入来设置,并且第二末端528可基于用户输入来设置。用户可以滑动第一可移动输入551,以基于切割轮廓与末端526的锚固和可移动输入551在显示器上的位置来确定第一部分的弯曲形状。例如,可以用由末端526处的角度和可移动输入551约束的、从第一输入延伸至末端526的样条拟合来确定第一弯曲形状。可以类似地移动第二可移动输入553,以例如定义第二部分的第二弯曲形状。

[0331] 图18示出了用于切割模式输入508的系统配置模式506。当设置系统配置时,使用者可在处理之前或在处理期间设置若干个针对处理的参数,以便将处理轮廓与患者对准,以及确保处理探头450按照预期切割组织。一个或多个输入590允许使用者将预定处理与放置在患者体内的探头对准。一个或多个输入590可包括输入591,该输入591用于将处理归零并将处理轴线与患者的轴线对准,例如,可以在患者的前后方向上对准预定的前后处理轮廓,以使得处理轮廓的前后轴线与患者的前后轴线对准。可以基于一个或多个测量,例如用以确定探头与患者正确对准的超声成像测量,来设置输入591。替代地或组合地,可以基于本文所述的角度传感器来设置输入591。一个或多个输入590可包括输入592,该输入592用于将处理在轴向方向上归零,并将处理探头与患者的预定解剖靶标对准。输入592允许纵轴与患者的预定靶位置的对准,例如,如果处理探头450放置得不够远或者过深,则可按下“归零z”按钮以使得输入592将处理归零在正确的解剖位置。

[0332] 系统配置模式还可用于设置和校准系统。例如,输入598可允许将第一角度传感器(例如,处理探头450的角度传感器)的零点角度设置成零并将其正确对准。输入599可用于

将成像探头传感器设置成适当角度,以便例如校准成像探头。

[0333] 输入595可允许使用者从多个探头类型当中选择探头类型,例如,探头类型可包括多个喷嘴类型,例如,第四喷嘴类型可包括较窄的喷嘴直径以允许在径向地离处理探头450的轴线的较大距离上的处理。在系统配置模式中,针对给定的轮廓,使用者可选择多个探头类型,以便基于所辨识的探头以及例如所选探头的喷嘴的大小来确定剩余时间、估计体积和估计深度。

[0334] 举例而言,图17A和图18中所示的输入屏幕和参数可称为发散切割屏幕,其中第一流体包括液体并且第二流体包括液体。替代地,可以使用气体来提供处理流中的处理束周围的护套,以便延长处理探头450的有效切割距离。系统可包含指令,以使用第一流体和第二流体的一个配置以及第一流体和第二流体的第二配置来进行处理的一部分,从而用保护处理流的气体来切割处理的第二部分。

[0335] 在其中将扫掠角限制成小于360度以避免本文所述的脊杆的许多实施方式中,可以在探头关于轴线的第一角定向下进行第一处理,旋转探头以将脊杆移出路径以便将未处理部分暴露于流,并且进行第二处理。可以测量用于第一处理的探头角度,以及测量用于第二处理的探头角度,并且基于第一角度和第二角度来旋转处理以便处理未处理部分。例如,第一处理可包括240度的扫掠,并且第二处理可包括120度的扫掠,以使得总体处理基本上围绕探头的轴线延伸,并且延伸至比在不旋转脊杆以暴露未处理部分的情况下所提供的角度更大的角度。可以将探头旋转至第二测量角度,例如70度,并且用120度的扫掠来进行第二处理。可以用输入552或软件来调整中心位置,以使得第二处理与未处理部分对准。

[0336] 图19示出了用输入508选择的凝固模式。通过用输入502选择的选项卡,可以设置用于凝固的处理。凝固能够以许多方式来提供,例如,使用发散流或柱状流或者其组合来提供。在许多实施方式中,可能期望用凝固来对处理轮廓的仅一部分进行处理。例如,可以选择性地用凝固来处理器官(例如,前列腺)的后部。有关实施方式的工作表明,后部处理可能潜在地导致稍多的出血,并且在一些实施方式中选择性地处理患者的解剖结构(例如,前列腺)的后部可能是有利的。在使用激光束的凝固模式中,处理输入参数类似于上文关于切割而描述的参数。可以用输入544来设置扫掠角,例如,设置成 $100^{\circ}$ 的值,其中用于凝固的扫掠角小于用于切割的扫掠角。可以示出剩余处理时间580,并且使用者还可看到处理体积,例如,凝固体积。允许使用者用输入575来选择激光功率,并且还允许使用者以类似于在切割的情况下所做的那样对处理进行定位,并且举例而言,角范围可以更小,而纵向范围可以更小或更大。

[0337] 输入处理轮廓能够以许多方式中的一种或多种方式输入,例如,可以提供所要处理的器官(例如,前列腺)的图像,并且使用者可以在患者的轴向图和矢状面图上绘制预定的处理轮廓。所示的图像可包括与一般人群的解剖结构相对应的解剖图像,或者替代地,所示图像可包括患者的图像。处理器系统包含指令,该指令用于将患者的图像上的参考处理轮廓映射和变换成本文所述的处理探头450和连杆430和锚固件24的机器坐标参考。在许多实施方式中,向使用者示出的图像被缩放成对应于处理轮廓,使得所处理的解剖器官的图像上所示的处理轮廓对应于图像的处理尺寸并且与之对准。这允许使用者在患者身上准确地确定和放置预定处理轮廓。

[0338] 图20A示出患者的图像与处理坐标参考系的映射和对准。器官的图像510能够以如

本文所述的许多方式中的一种或多种方式来获取。所述图像可包括图像参考系,例如,包括X、Y和Z坐标参考。处理探头450包括处理参考系,例如,柱坐标参考R、Z、 $\theta$ 。探头的轴线的定向可如本文所述那样确定。可以从图像辨识出标记参考536,诸如处理探头的锚固件,以使用共同的已知参考点将两个图像对准。可以基于辨识出的参考点的位置和探头的定向,将来自图像参考系的图像的点映射至坐标参考系并在显示器上示出。可以将图像中具有图像坐标参考(X1, Y1, Z1)的点映射至处理参考系,以便提供处理参考位置(R1, Z1, T1)。还可以例如类似地进行患者组织的三维映射。

[0339] 可以进行靶器官的组织的三维映射,并且使用该三维映射来提供靶器官的三维轮廓。例如,可以提供器官的三维轮廓的多个矢状面图和多个轴向图,并且使用者可以在所述多个矢状面图中的每一个和所述多个轴向图中的每一个上绘制靶处理轮廓,以便提供对患者的定制处理。在许多实施方式中,处理器包含用以在矢状面轴向图之中内插处理轮廓的指令,以便提供经映射的三维处理轮廓。在许多实施方式中,内侧地提供前列腺的附加处理可以提供附加的组织移除,并且如本文所述的映射可以用于提供前列腺组织的内侧部分的附加移除。

[0340] 在许多实施方式中,使用者可在患者组织的图像上辨识处理轮廓的多个点,并且所述多个点被映射至处理坐标参考,并且在显示器上示出,使得使用者可以验证显示器上所示的处理轮廓的处理坐标如使用者所预期那样处理靶组织。

[0341] 图20B示出了处理患者的方法600。

[0342] 在步骤602,如本文所述地提供经校准的处理探头。

[0343] 在步骤605,如本文所述地提供器官(例如,前列腺)的图像。

[0344] 在步骤607,如本文所述地提供处理探头的参考结构。

[0345] 在步骤610,如本文所述地将参考结构与器官图像对准。

[0346] 在步骤612,如本文所述地将器官图像坐标映射至处理参考坐标。

[0347] 在步骤615,如本文所述地缩放图像坐标,以匹配于处理参考坐标。

[0348] 在步骤617,如本文所述地显示与参考结构对准的器官图像。

[0349] 在步骤620,如本文所述地接收处理输入参数。

[0350] 在步骤622,如本文所述地基于输入参数来确定组织切除轮廓。

[0351] 在步骤625,如本文所述地在器官的视图上显示组织切除轮廓。

[0352] 在步骤627,如本文所述地基于图像来调整组织切除轮廓和位置。

[0353] 在步骤630,如本文所述地确定切除参数。

[0354] 在步骤632,如本文所述地从多个处理喷嘴之中辨识出处理喷嘴。

[0355] 在步骤633,如本文所述地从多个携载体之中辨识出携载体。

[0356] 在步骤635,如本文所述地将流体流类型选择成柱状或发散的。

[0357] 在步骤637,如本文所述地选择第一流体和第二流体。

[0358] 在步骤640,如本文所述地将处理探头插入到患者体内。

[0359] 在步骤642,如本文所述地锁定处理探头臂部。

[0360] 在步骤645,如本文所述地将成像探头插入到患者体内。

[0361] 在步骤650,如本文所述地锁定成像探头。

[0362] 在步骤657,如本文所述地相对于处理探头移动成像探头。

- [0363] 在步骤660,如本文所述地确定处理探头与患者的对准。
- [0364] 在步骤662,如本文所述地测量处理探头的定向。
- [0365] 在步骤665,如本文所述地测量处理探头的定向。
- [0366] 在步骤667,如本文所述地基于患者对准来调整规划的处理。
- [0367] 在步骤668,如本文所述地处理患者。
- [0368] 在步骤670,如本文所述地成像和查看用规划的处理进行处理的组织。
- [0369] 在步骤672,如本文所述地查看射流雾沫“流体焰”。
- [0370] 在步骤675,如本文所述地查看射流雾沫“流体焰”的相互作用。
- [0371] 在步骤677,如本文所述地基于经查看的图像来切除附加组织。
- [0372] 在步骤680,如本文所述地调整处理。
- [0373] 在步骤682,如本文所述地围绕细长轴旋转细长元件和鞘套,以便旋转脊柱。
- [0374] 在步骤685,如本文所述地测量细长元件和脊柱的旋转角度。
- [0375] 在步骤687,基于测量的角度围绕轴线旋转处理轮廓。例如,可以如本文所述地围绕与细长元件和脊柱和鞘套的细长轴相对应的处理轮廓的细长轴来旋转处理轮廓。
- [0376] 在步骤690,处理如本文所述地由脊柱所阻碍的器官的部分。
- [0377] 在步骤695,如本文所述地完成处理。
- [0378] 虽然上述步骤示出了根据实施方式处理患者的方法600,但本领域普通技术人员将会基于本文所述的教导而认识到许多变体。所述步骤能够以不同顺序完成。可以添加或删除步骤。一些步骤可包括子步骤。如果有利于处理,则可以尽可能多地重复许多步骤。
- [0379] 方法600的一个或多个步骤可以用本文所述的电路来进行,所述电路例如为处理器或者诸如用于现场可编程门阵列的可编程阵列逻辑等逻辑电路中的一种或多种。电路可被编程用于提供方法600的一个或多个步骤,并且程序可例如包含储存在计算机可读存储器上的程序指令,或者包含诸如可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列等逻辑电路的编程步骤。
- [0380] 图21A和图21B示出了根据本发明实施方式的,来自3D分割软件的器官图像(例如,经直肠超声前列腺图像)的屏幕截图。相应地在图21A和图21B的右侧示出了二维图像。相应地在图21A和图21B的右左示出了前列腺的三维图像。图21A和图21B的右侧的二维图像相应地示出了随图21A和图21B的左侧的图像示出的三维前列腺表示的横向平面和矢状平面的示例。横向图像还可称为如本文所述的水平图像、轴向图像或经轴图像。注意,前列腺的矢状平面的分割以浅灰色描绘,并且前列腺的轴向平面的分割以浅灰色描绘。
- [0381] 可以在显示器上提供这些分割图像,用于让使用者利用如本文所述的覆盖在器官图像上的处理图像(诸如覆盖在前列腺图像上的处理轮廓)来规划器官处理。
- [0382] 可以在界面500的显示器425上提供图21A和图21B中所示的图像。例如,可以如本文所述地在显示器上提供轴向图像和矢状面图像。
- [0383] 图21C至图21F示出了靶组织的多个轴向图像525,用于定义三维处理计划以及所述多个图像中的每一个内的用户定义处理轮廓。用户界面包括第一选项卡527和第二选项卡529,所述第一选项卡527和第二选项卡529分别用于选择靶组织(诸如可包括前列腺的器官)的三维表示的Z-切片视图和Y视图。Z切片视图可对应于靶组织的矢状面图像,而Y切片视图可对应于靶组织的轴向视图。所述多个轴向图像包括位于第一z帧523的第一视图

525A。z帧523可对应于沿着y切片视图所穿过的轴线的位置,并且每个z帧可对应于沿着z轴的轴向图像的位置。第一z帧可以是许多帧中的一个或多个帧。

[0384] 每个图像510包括用户输入处理轮廓520。该用户输入处理轮廓可包括多个点,所述多个点可由使用者在图像上调整以定义处理轮廓。第一多个图像525A示出了部分地由使用者定位的处理轮廓,并且多个处理轮廓标记点521还有待由使用者放置在靶组织位置上。使用者可以利用用户界面(例如,利用指点设备或触摸屏显示器)来调整所述点的位置。如本文所述的处理器包含用以接收由使用者输入的多个点的指令。所述多个点可以包括可由使用者移动的小标记,诸如圆圈、圆点或“X”等,并且所述多个点能够以许多方式中的一种或多种方式用线连接起来,举例而言,诸如利用与显示器上的直线相对应的线性内插或者与显示器上所述的曲线相对应的样条,以便连接标记。

[0385] 如本文所述,在显示器上示出所述多个图像中的处于第二深度的第二图像525B。该第二图像525B包括点521,由使用者将所述点521与图像对准,以便定义位于沿着对应于处理的z轴的第二位置处的处理轮廓520。

[0386] 如本文所述,在显示器上示出所述多个图像中的处于第三深度的第三图像525C。该第三图像525C包括点521,由使用者将所述点521与图像对准,以便定义位于沿着对应于处理的z轴的第三位置处的处理轮廓520。

[0387] 如本文所述,在显示器上示出所述多个图像中的处于第四深度的第四图像525D。该第四图像525C包括点521,由使用者将所述点521与图像对准,以便定义位于沿着对应于处理的z轴的第四位置处的处理轮廓520。

[0388] 图21G示出了靶组织的矢状面图以及图21C至图21F的轴向图像的平面。可以用选项卡527来选择z切片视图,以便示出靶组织的矢状面图。多个图像525被示出为穿过矢状面图延伸的线。

[0389] 图21H示出了基于图21A至图21F的多个图像的三维处理轮廓。三维处理计划可包括三维处理轮廓520的三维表示。三维处理轮廓520能够以许多方式中的一种或多种方式来确定。三维处理轮廓可通过在定义每个图像的处理轮廓的多个点521之中进行内插(例如,通过对样条的线性内插)来获取。替代地或组合地,三维处理轮廓可例如基于对表面点521的多项式拟合来确定。

[0390] 图21I示出了如本文所述的多个图像之中的一个图像的用户输入处理轮廓。使用者能够以许多方式中的一种或多种方式来调整多个点521,并且使用者可基于患者需求来确定处理轮廓。可以选择处理轮廓,以便不延伸到组织结构的外边界,例如,如图21I中所示的诸如前列腺等器官的外结构。

[0391] 图21J示出了如本文所述的流体流的扫描图案。流体流可包括脉冲流体流或连续流体流。扫描图案可基于如本文所述的临界压强,以便移除第一组织并阻止对第二组织的移除。在许多实施方式中,流体流包括来自诸如活塞泵之类的泵的多个脉冲810,并且所述脉冲包括频率和占空比。在许多实施方式中,所述占空比对应于不超过约50%。所述多个脉冲810包括第一脉冲812和第二脉冲814。流体焰可包括位于被扫描组织的位置处的近似横截面尺寸。基于本文所述的教导,本领域普通技术人员将会认识到,流体焰在该流体焰的长度的约1/2处包括最大横截面宽度。在流体焰撞击到组织的位置处,流体焰包括横截面尺寸848。

[0392] 包括流体焰的流体流的扫描图案沿着Z轴和角度844。角度844可对应于时间845，例如，当角扫掠速率保持基本上恒定时。沿着扫描路径846扫描流体焰。扫描路径846可例如对应于携载体382沿着Z轴的速度和携载体382围绕Z轴的旋转。

[0393] 所述脉冲可以间隔开，以使得多个连续脉冲碰撞组织的位置830。所述多个连续脉冲可有效地在阻止移除第二类型的组织时移除第一类型的组织。

[0394] 替代地或与本文所述的临界压强相结合，有关实施方式的工作表明，移除速率可关联于靶组织的弛豫时间。流体焰可被配置成在组织的点830上停留比组织的弛豫时间更长的持续时间，以使得组织能够被变形超过阈值并被移除。

[0395] 在许多实施方式中，多个脉冲820撞击在组织位置830上，其中脉冲之间的持续时间小于组织的弹性形变的组织弛豫时间，以便移除组织。在许多实施方式中，所要移除的第一组织包括比脉冲之间的时间更长的第一弛豫时间，而要阻止移除的第二组织包括比脉冲之间的时间更短的第二组织弛豫时间，从而阻止对第二组织的移除。

[0396] 随着向最终期望的处理轮廓移除组织，流体焰的尺寸可在焰的远侧尖端附近大幅减小，以使得撞击在切除轮廓上的脉冲流体焰大幅减小，组织移除大幅减小。

[0397] 基于本文所述的教导，本领域普通技术人员可以确定携载体382和喷嘴的扫面移动，以利用如本文所述的流体焰将组织切除成靶轮廓。

[0398] 图21K示出了流体流之上的袋。流体流可包括如本文所述的柱状流或发散流。在许多实施方式中，所述袋放置在包括脉冲流的流体流之上，以便构成水锤。该袋可由许多材料中的一种或多种材料制成，并且可例如包括弹性体。袋的内部可耦合至携载体382，并且袋的外部可耦合至工作通道以便移除物质。该袋具有保护组织免受高流体流速之害并且能够提供更均匀的压强的优点。破碎的组织可通过被动装置或主动装置来收集，例如，通过外收集管或工作通道来收集。

[0399] 图22A和图22B示出了探头的示意图，该探头根据本文所述的实施方式的原理操作，以便提供对组织移除轮廓520的实时确定。图22A示出了柱状流体流331并且图22B示出了发散流334，其中的每个流都适合于同本文所述的图像引导组织切除相结合。

[0400] 间质激光引导3D成像(在伴随或不伴随流体以及伴随或不伴随水射流的组织内和/或器官内):利用位于前列腺的内表面上的来自激光的斑点来确定切割深度。亦即，已知喷嘴的轴向位置和旋转位置，并且给定位于离喷嘴的半径处的斑点，对来自相机的图像中的斑点的定位给出了唯一的斑点到喷嘴距离。通过扫描激光，并且使用图像处理来找到斑点，可以产生前列腺内的体积的完整图像。通过将这与器官几何数据相结合，能够以3D显示器器官内切除的体积。替代地，通过使用激光来测量其自身与靶表面之间的距离，可以切除其所扫描的区域的精确三维复制。

[0401] 声学测距。

[0402] 通过在组装件中靠近水射流之处放置声换能器，将会有可能测量沿着水射流到该射流所撞击的组织平面的距离。扫描射流继而允许腔体的三维映射。可以在携载体380上提供至少一个换能器392。间质声音引导区分(在处于流体/气体环境下的组织内和/或器官内):由射流-组织界面所产生的可听频率可以允许对组织的区分。通过监控该界面处的声学表现可以向系统添加深度监控功能;就防止射流穿透前列腺囊而言，这可以提高安全性。传感器可附接至尖端或者沿着探头/鞘套的轴杆的任何位置。

[0403] 水柱的脉宽调制:通过调制水的通断频率可以允许使用者在相机可视化下估计喷嘴到组织的距离。如图22A中所示,该频率可固定至预定柱体尺寸(例如,5mm),或者使用者可以对其进行调整以匹配于喷嘴与组织之间的高度。替代地,如图22B中所示,假设喷嘴的高压发散特性是限定的,则射流-组织界面处的射流直径可以确定离喷嘴的距离。

[0404] 所述至少一个换能器392可包括用于接收来自组织的声信号的声换能器。在一些实施方式中,至少一个换能器392传输声信号用于超声成像。所述至少一个换能器可包括多个换能器。可以在携载管380上提供第二声换能器,以便进行从探头向组织接收或传输用于超声成像的声信号中的一种或多种。所述至少一个换能器392可例如包括超声阵列,以便提供如本文所述的轴向成像和横向成像。

[0405] 图22C示出了随同携载件382放置在细长元件310的工作通道中用以对组织进行成像的内窥镜394。该内窥镜394可用于对本文所述的组织轮廓进行成像。例如,利用伴随流体流(例如,柱状流体流331)的激光指向,可以使用流体流来照亮组织。可以伴随来自内窥镜的图像的位置使用流体流的已知角度和轴向位置来确定组织的表面轮廓。

[0406] 图23A和图23B示出了配置用于提供整合射流递送的携载件。可包括携载管380的携载件382包括能量递送管道351,诸如光纤。提供对准块以将光纤与流体递送元件对准。可以弯曲光纤以提供适合于光能向光纤末端的递送的弯曲角度。

[0407] 光纤、射流孔口和对准孔口的配置提供了整合射流能力。射流孔口可形成在喷嘴中,其包括实心倒锥形区段,该区段限定锥形通道用以接纳流体从而形成流体流以及接收来自光纤的光。对准孔口可形成在对准结构中,并且包括实心倒锥形区段,该区段限定用以接纳光纤的锥形通道,并且该锥形通道延伸至具有大小适于接纳光纤的直径的圆柱形通道。在许多实施方式中,由对准孔口构成的锥形通道包括用以接纳光纤的角度,以便能够沿着锥形通道推进光纤并穿过圆柱形通道而不损坏光纤。在许多实施方式中,包括包层在内的光纤具有比对准孔口的圆柱形通道更小的直径,以便能够沿着该圆柱形区段推进光纤而不损坏光纤。对准块的平坦区段可以保持光纤,以便在保持光纤的尖端与射流孔口通道的圆柱形部分对准时阻止光纤沿着光纤的纵轴的移动。

[0408] 包括射流孔口的喷嘴和包括对准孔口的对准结构可各自包括具有本文所述的锥形区段和圆柱形区段的宝石。

[0409] 在许多实施方式中,对准孔口的圆柱形通道部分保持光纤与围绕光纤的至少一部分延伸的间隙对准。对准孔口的圆柱形通道部分沿着轴线延伸足够的距离,以便将光纤与射流孔口对准,其中所述间隙沿着光纤的至少一部分和圆柱形通道部分在光纤与对准孔口的圆柱形通道部分之间延伸。

[0410] 射流孔口和对准孔口轴向地间隔开足够的距离,以使得穿过射流孔口的流体能够以可预测的流量来递送能量的流体流,以便例如形成具有低压的柱状流和具有高压的发散切割流。在许多实施方式中,距离351D在限定对准孔口的圆柱形通道部分的结构的上表面与射流孔口的圆柱形通道的下端之间延伸。距离351D的尺寸被设定成使得从光纤发射的光束发散,以便允许经过射流孔口的至少约80%(例如,经过对准孔口的至少约90%)的能量传输,并且使得能够提供可预测的流量。在许多实施方式中,距离351D处于从约200um至约2.5mm的范围内,举例而言,例如处于从约0.5mm至约2mm的范围内。

[0411] 对准块耦合至光纤,并且该对准块包括用以接合光纤的表面,其中该光纤接合表

面包括可小于5mm(例如,不超过2mm)的曲率半径,以便允许将携载体382的尖端的横截面尺寸设定成适于如本文所述地在快速调换的情况下穿过工作通道。

[0412] 对准块可接合光纤以便保持光纤。对准块的弯曲接合表面接合光纤并将光纤保持到位。该块的下接合表面还包括位于弯曲部分的近侧的基本上不弯曲的细长通道部分,用以接合光纤并且例如通过将光纤保持在该块与携载体382的下部的上表面之间来固定光纤在探头内的位置。

[0413] 可以例如使用高压的流体射流来进行消融,或者使用低压的流体射流(例如,柱状射流)来传输光束。通过定位对准块和对准孔口可以弯曲、引导和对准光纤,以实现期望的对准。通过以这样的方式定位和固定光纤,可以获得短而紧的弯曲半径。通过改变射流对准孔口的相对位置和定向,可以改变空化及其他流体射流效应。

[0414] 从流体递送元件释放的流体流可包括如图23A中所示的发散流334或者如图23B中所示的柱状流333。发散流334可通过向递送元件提供较高压强来提供。在高压下流体射流将会发散,例如,当第一流体为液体并且第二流体为液体时。替代地,可以提供低压,以便提供如图所示的柱状流333。柱状流333可在所释放的流体为液体并且该液体被释放到气体之中时提供,并且该液体能够以处于从2至100psi范围内(例如,处于从5至25psi的范围内)的低压释放。在低压下,包括柱状流333的柱状流体可用作指向装置,以对激光束进行指向以供对准。替代地或组合地,柱状流体流可用于加热组织,举例而言,伴随例如消融、汽化或凝固之中的一种或多种来进行加热。

[0415] 可以通过增大向喷嘴的压强来提供发散流334,用于如本文所述地利用发散流来移除组织。可以弯曲可包括携载体管380的携载体382的光纤,以提供携载体382的窄轮廓配置。例如,可将光纤弯曲成具有处于从约1至10mm范围内(例如,从约2至5mm范围内)的半径。这样的对光纤的弯曲可允许以高效率从光源向期望的组织靶标释放和传输光能。此外可以对准光纤的终端,以使得从光纤发射的光基本上被导引穿过用喷嘴限定的递送流体流的通道。可以使用包括对准孔口的对准结构来将光纤与流体递送元件的射流孔口对准。

[0416] 图24示出了包括流体递送元件的携载体382和该流体递送元件的设计考虑。流体递送元件的射流孔口设计能够以许多方式中的一种或多种方式配置。通过改变射流孔口几何形状可以改变流体射流消融特性。例如,锥角的变化将会导致发生在喷嘴出口处的空化的增大或减小。射流孔口设计可包括位于孔口的入口或出口中的一个或多个处的锥体。锥角可例如从0至180度变化。孔口直径和孔口长度变化可导致喷嘴回压和流体流的出口速度的变化。所产生的雾沫区域随着这些参数中的每个参数而变化。雾沫区域可包括由喷嘴所生成的一团空化气泡。可以基于雾沫区域的长度来预测和控制组织穿透的深度。在许多实施方式中,可以组合地利用超声成像或光学成像来可视化雾沫区域。雾沫区域对应于其中发生空化的区域,这允许对雾沫区域加以可视化,并且可以将其称为流体焰。雾沫区域的冷切割可允许以最小组织损伤来移除组织。在许多实施方式中,锥角处于从约40度至约80度的范围内。孔口长度与孔口内径的比率可处于从约1至10的范围内,例如,处于从约4至7的范围内。本领域普通技术人员可以基于本文所提供的教导来设计如本文所述的用以处理组织的射流孔口。

[0417] 图25A至图25C示出了根据实施方式的射流偏转。在携载体382的远端上可以提供偏转器710。射流偏转能够以许多方式中的一种或多种方式实现。可以偏转流体射流以例如



获得不同的切割角度。替代地或组合地,可以例如利用偏转或转向的流体射流来清洗工作通道和辅助器件。流体流的偏转可手动致动,或者例如经由拉线、气动装置、液压装置、机械联接或其他手段而自动机械化地致动。偏转器可在计算机控制下移动,并且偏转器可包括万向节,用以改变流体流相对于携载体382的纵轴的偏转。图25A示出了流体流向相对于纵轴的第一角度的偏转。并且图25B示出了处于相对于纵轴的第二角度的流体流的偏转。图25C示出了流体流围绕纵轴的旋转,其中流体流偏转第二角度。

[0418] 图26A至图26C示出了根据实施方式的射流屏蔽。流体射流屏蔽可用于获得不同的切割区域,例如,在单一位置或多个位置。屏蔽机构可手动致动,或者例如经由拉线、气动装置、液压装置、机械联接或其他手段而自动机械化地致动。在许多实施方式中,海波管(hypotube)沿着携载体382延伸,以便允许对携载体382的远端上的遮罩塑形。遮罩720包括如图26A中所示的第一配置722。如图26B中所示,遮罩720包括第二配置,在其中遮罩已被调整以便提供释放流体流的更宽角度。图26C示出了遮罩的第三配置726。

[0419] 本文所述的遮罩实施方式可允许遮罩沿着纵轴旋转,其中旋转角度大于360度。例如,可以使用多个旋转。多个遮罩配置可允许将靶组织雕刻成期望的预定轮廓,并且可允许以允许提供平滑轮廓的扫掠速率来快速移除组织。遮罩的形状可允许针对邻近遮罩的组织,以大发散角进行大块组织移除。对于离遮罩较远的组织,可以减小该角度,以便提供射流的减小的发散,从而抵达处于离遮罩较远位置处的组织。

[0420] 图27A和图27B示出了根据实施方式的射流角度变化。流体射流角度和激光束可固定在不同角度,以便实现切割或凝固。切割或凝固中的一种或多种可例如针对单一位置或多个位置。角度调整可以帮助对诸如球囊等可扩张锚固件附近的组织进行寻靶,或者降低偶然接触非预定组织的风险。射流角度能够以许多方式中的一种或多种方式改变。例如,可以提供多个携载体730,并且每个所述携载体可包括具有如本文所述的用于处理的结构和组件的携载体382。所述多个携载体730中的每一个可提供不同的流体流角度。例如,第一携载体可提供第一角度732。第二携载体可提供沿着第二角度734的第二射流,并且第三携载体可提供如图所示的第三角度736。多个探头可包括一组探头,例如,三个或更多个探头,其中每个探头被配置用于以一定角度导引射流角度和激光束中的一种或多种。例如,第一角度732可基本上垂直于细长轴延伸,并且第三角度736可指向探头的远端以便切除内侧组织,例如,前列腺的组织。

[0421] 在许多实施方式中,可以提供多个探头,其中一个或多个射流轴向地离开装置,前往紧接装置远侧的靶组织。

[0422] 图28示出了根据实施方式的同时递送的多个射流。携载体382的多个射流可包括与供应通道742相连的主射流740和次射流744。供应通道742可包括公共供应通道。

[0423] 可以采用多个射流来实现同时消融和凝固。这可以通过使用单一供应通道或多个供应通道来实现。在单一供应通道的情况下,可以泄放掉少量压力来供给次射流。此外,可以针对次射流使用低功率源激光指示器,以便帮助在使用主射流进行消融的同时进行组织寻靶。

[0424] 在许多实施方式中,次射流可用于导引光束以凝固组织,并且主射流可用于在次射流被用作波导的同时清除组织。

[0425] 在许多实施方式中,主射流可用于在次射流被用于凝固组织的同时对组织进行清

创。

[0426] 图29示出了根据实施方式的分碎术。在许多实施方式中,可以例如使用探头或脊杆上的诸如刀片等结构特征来与消融同时地实现分碎。如果集成到探头,则分碎可由探头的移动自动地驱动。可以与物理分碎一起或与之独立地使用真空抽吸来增加收集流量。例如利用螺旋钻结构的物理分碎与真空的组合可以用于调控器官内的压强。

[0427] 携载体382可延伸至具有如本文所述的一个或多个射流的远端部分。可以相对于射流靠近地提供分碎特征,并且可例如将分碎特征随同螺旋钻形结构容纳在工作通道内以便移除组织。

[0428] 图30示出了根据实施方式的单管设计。该单管设计可包括流体递送元件,诸如孔口宝石762。可变弯管760允许半径例如当在工作通道内推进携载体382时弯曲。流体耦合至携载体382的末端上的孔口。该流体可包括液体或气体,并且远端上的孔口能够以本文所述的许多方式中的一种或多种方式配置。图31A和图31B示出了根据实施方式的单管设计。诸如液体或气体等流体可如本文所述地与激光相耦合。该激光可发射电磁能,该电磁能沿着诸如本文所述的光纤之类的能量管道351传输。可以在远端上的诸如开口宝石762之类的流体递送元件附近提供可变弯管760。光纤可与如图31B中所示的结构对准。例如,可以使用光纤引导件来与流体射流的孔口同轴地定位光纤。

[0429] 根据图30、图31A和图31B的实施方式的单管设计可提供许多优点。例如,当使用单管设计时,封装尺寸和复杂度可大大减小。例如,由于流体路径可以比其他设计更加连续,因此能够利用单管设计来改善内部层流特性。开口宝石可模压到位,或者可以激光焊接小封盖来保持宝石。光纤集成可通过使用内部光纤对准结构来实现。可以改变弯曲角度和半径,以便允许替代的组织寻靶或制造。可以采用多个射流来平衡射流反应历程,并同时切割不止一个位置。例如,可以使用相反的射流。可以例如添加附加的射流来驱动导管的旋转运动。

[0430] 小封装尺寸可允许采取小导管形式的实现。这样可以允许伴随现有的市售刚性和柔性插管器和内窥镜来使用。可以使用给定的弯曲角度来实现远侧尖端形状,以便接近组织体积。

[0431] 图32示出了根据实施方式,相对于人类解剖结构配准和定位处理系统的手段。多个可扩张锚固件770包括第一可扩张锚固件772和第二可扩张锚固件774。第一可扩张锚固件772可例如包括球囊,并且第二可扩张锚固件774可例如包括第二球囊。第一可扩张结构可以配置用于在膀胱颈中扩张,并且第二可扩张结构可以配置用于在尿道内扩张,以便容纳装置的移动。

[0432] 图33示出了包括第一可扩张篮776和第二可扩张篮778的多个可扩张结构。所述可扩张篮可以是可渗透的或不可渗透的,并且可以扩张以允许锚固。不可渗透篮可以阻止流体流过尿道,而可渗透的可扩张篮可以允许流体流过尿道以及在尿道与膀胱之间流动。

[0433] 所述多个可扩张结构可以具有如下益处:其同时限制探头的从膀胱朝向尿道的移动和从尿道朝向膀胱颈的移动,以便有效地将锚固件锁定到位。

[0434] 图34示出了相对于人类解剖结构配准系统的手段。例如,多个可扩张锚固件770可以包括第一可扩张锚固件777和第二可扩张锚固件779。第一可扩张锚固件777可例如包括球囊或篮。可扩张锚固件777用于抵靠膀胱的后壁定位。第二可扩张锚固件定位在膀胱颈

中。第一可扩张锚固件和第二可扩张锚固件可以锁定探头的位置,以便阻止移动。可以手动地或者经由机器人控制来施加相反的力。

[0435] 在一些实施方式中,可以在第一可扩张锚固件与第二可扩张锚固件之间施加相反的力,以便将第一可扩张锚固件推向膀胱壁,并且将第二可扩张锚固件推向膀胱颈部。

[0436] 可以根据本文所述的教导来提供附加的锚固操作实施方式。例如,可以使用抽吸装置来进行锚固。替代地,可以使用针对患者移动的传感器。可以使用臂部来进行锚固。可以在腹股沟上提供夹具用于锚固。可以使用磁力来将系统保持到位。可以随抽吸提供对组织的附着件。这些项目中的每个项目提供了根据本文所述实施方式的锚固装置的非限制性示例。

[0437] 图35示出了根据实施方式的一次性球囊。一次性球囊780可拧到携载体382的远端上。该一次性球囊可包括位于球囊尖端中的内螺纹。内螺纹782可接合外螺纹784。球囊与携载体之间的螺纹接合可允许在处理之后移除球囊,并且可对携载体382进行消毒。可以提供膨胀孔。膨胀孔786允许当球囊780已经螺纹接合在远侧尖端上时使球囊780膨胀。一次性球囊可以单独地消毒。可以如本文所述地向手持件或者向携载体提供球囊的螺纹附接。利用O形环和螺纹接合可以实现密封。可以提供能够实现1至7的坍塌与膨胀比的球囊。

[0438] 图36示出了根据实施方式的组织切除和深度控制。图中示出了实时患者超声图像。图37示出了盐水中的可见流体焰。盐水中的可见流体焰对应于如本文所述的射流的雾沫区域。利用可产生光散射或声散射的小气泡空化而提供了雾沫区域的流体焰的可视性,以便例如使用超声成像或光学成像来使得雾沫区域的流体焰可见。可见的雾沫区域的益处可以是,使医生对处理的距离加以可视化,并将该距离与超声进行对比。图37示出了处于11毫米的可见雾沫区域,其尺寸与图36中所示的相同。雾沫区域的距离的基本相似对应于组织切除和移除的距离。这一实验结果显示,雾沫区域的可视化可以提供更安全的处理。仅通过举例的方式而言,随图36和图37中所示图像使用的流动参数包括约每分钟130毫升的流速,以及约2700psi的喷嘴回压。携载体上的喷嘴的配置包括用本文所述的发散流发射到第二流体中的第一液体,以便提供发散流。第二流体包括液体。

[0439] 如本文所述,医生在处理患者时,可以使用实时患者超声,例如,经直肠超声(下文称为“TRUS”)。医生可从探头尖端在雾沫区域中进行超声。这可以用于确定用以处理患者的适当参数。例如,医生可以调整压强,以便限制探头尖端的穿透深度,以使得探头尖端不释放能量从而导致切割器官之外的位置,例如,超出器官囊袋,诸如前列腺的囊袋。图36的图像在图像的左手侧示出了对应于可扩张球囊的结构,并且箭头示出了11毫米尺寸。图37为示出雾沫区域的相似距离的光学图像。图36中所示的流的扫掠运动可以用于调整要被包含在前列腺内的处理。

[0440] 图38示出了根据实施方式的组织切除深度控制。在图38中示出了与图37类似的来自患者的实时患者超声,但其具有向喷嘴的增大的回流压强。

[0441] 图39示出了盐水中的流体焰的光学图像,图中示出具有不同压强的雾沫区域。针对图38和图39的压力流动参数包括约每分钟205毫升的流量,以及约5760psi的喷嘴回压。对应的组织切除深度为约16毫米。实时患者超声图像示出16毫米的雾沫区域,其与光学地看到的雾沫区域相似。如在图像的左手侧所见的探头的扫掠运动和从探头发射的流体流可以用于设置流动参数和压强,以便利用雾沫区域的超声图像来安全地处理患者。

[0442] 图40示出了对于多个压强和喷嘴的喷嘴流速与最大穿透深度。图中以毫升/分钟为单位示出了流速。图中还示出了作为流速的函数的最大穿透深度。130微米喷嘴以菱形示出了组织穿透深度,并且图中以“X”示出了150微米喷嘴。可以基于本文所述的教导来使用组织穿透深度,以设置用于处理的流速参数。例如,对于深达12毫米最大穿透深度的处理或130微米喷嘴,选择每分钟150毫升的流速。类似地,对于150微米喷嘴,选择每分钟200毫升的流速。本领域普通技术人员可以构建软件以便基于深度来自动辨识用于处理的喷嘴,以及基于深度来辨识适于处理的流速。此外,可以基于本文所述的组织轮廓来改变流速。例如,基于本文所述的轴向图像和矢状面图像的组织处理轮廓。

[0443] 图41示出了喷嘴回压与最大穿透深度。图中示出了针对130微米喷嘴和150微米喷嘴的、作为以psi为单位的喷嘴压强的函数的以毫米为单位的最大穿透。基于辨识的喷嘴尺寸和组织穿透深度,软件或使用用户可以辨识用于处理患者的适当喷嘴压强。

[0444] 图42示出了对于130微米喷嘴和150微米喷嘴的喷嘴流速与回压。图中示出了压强和流速。对于流速而言,图中以毫升/分钟为单位示出了流速,并且以psi为单位示出了压强。流速可以从约每分钟100毫升至约每分钟250毫升,并且压强可以从1000psi以下至高达4000psi,或者例如8000psi。在具体实施方式中,伴随较大直径喷嘴的流速大致与压强成线性,并且伴随130微米喷嘴的流速大致与压强成线性。此外,这些流速与压强关系在范围被扩展到更低的值或更高的值或者同时扩展到更低和更高的值时可能是非线性的。替代地或组合地,流速与压强关系例如在使用具有不同特性的不同喷嘴时可能是非线性的。

[0445] 本领域普通技术人员可以是用喷嘴压强、切割深度和流速中的一项或多项来将组织切除至如本文所述的预定轮廓和体积。

[0446] 虽然本文已经示出和描述了本公开的优选实施方式,但对于本领域技术人员将会显而易见的是,此类实施方式只是通过举例的方式而提供的。不偏离本公开范围的众多变化、改变和替换对于本领域技术人员将会是显而易见的。应当明白,可以采用对本文所述的本公开的实施方式的各种替代方案,而不偏离本发明的范围。因此,本发明的范围应当完全由随附权利要求及其等效方案的范围所限定。

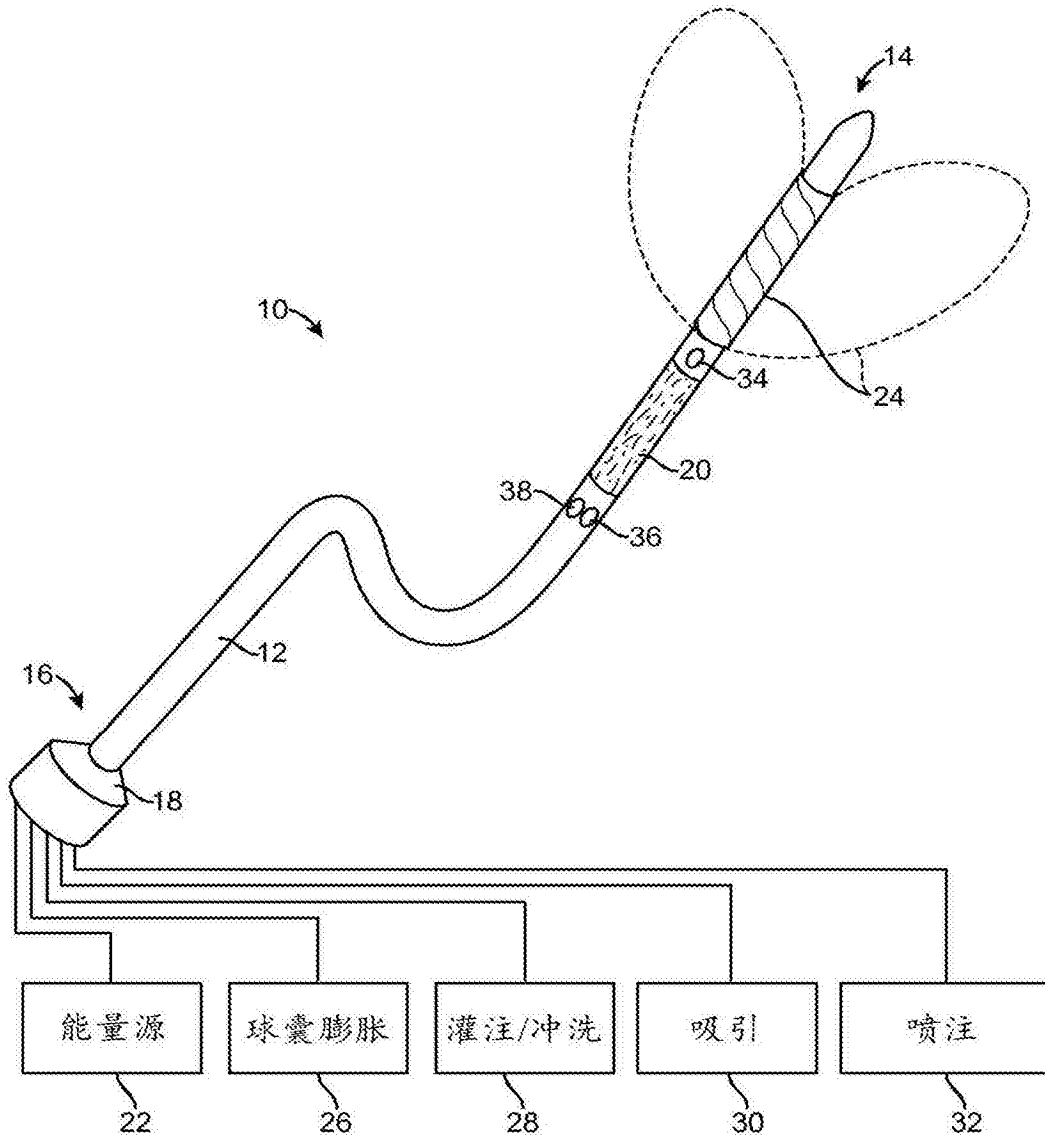


图1

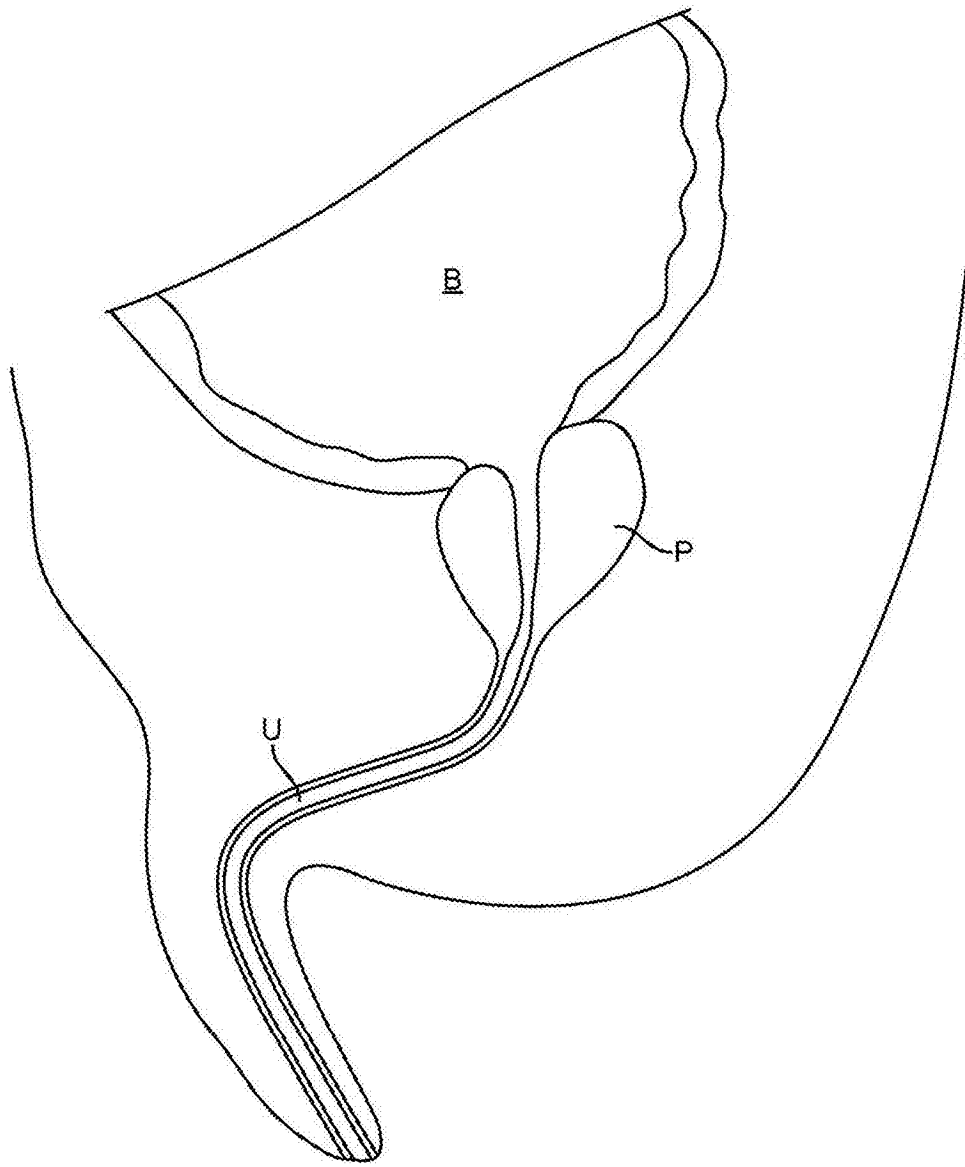


图2A

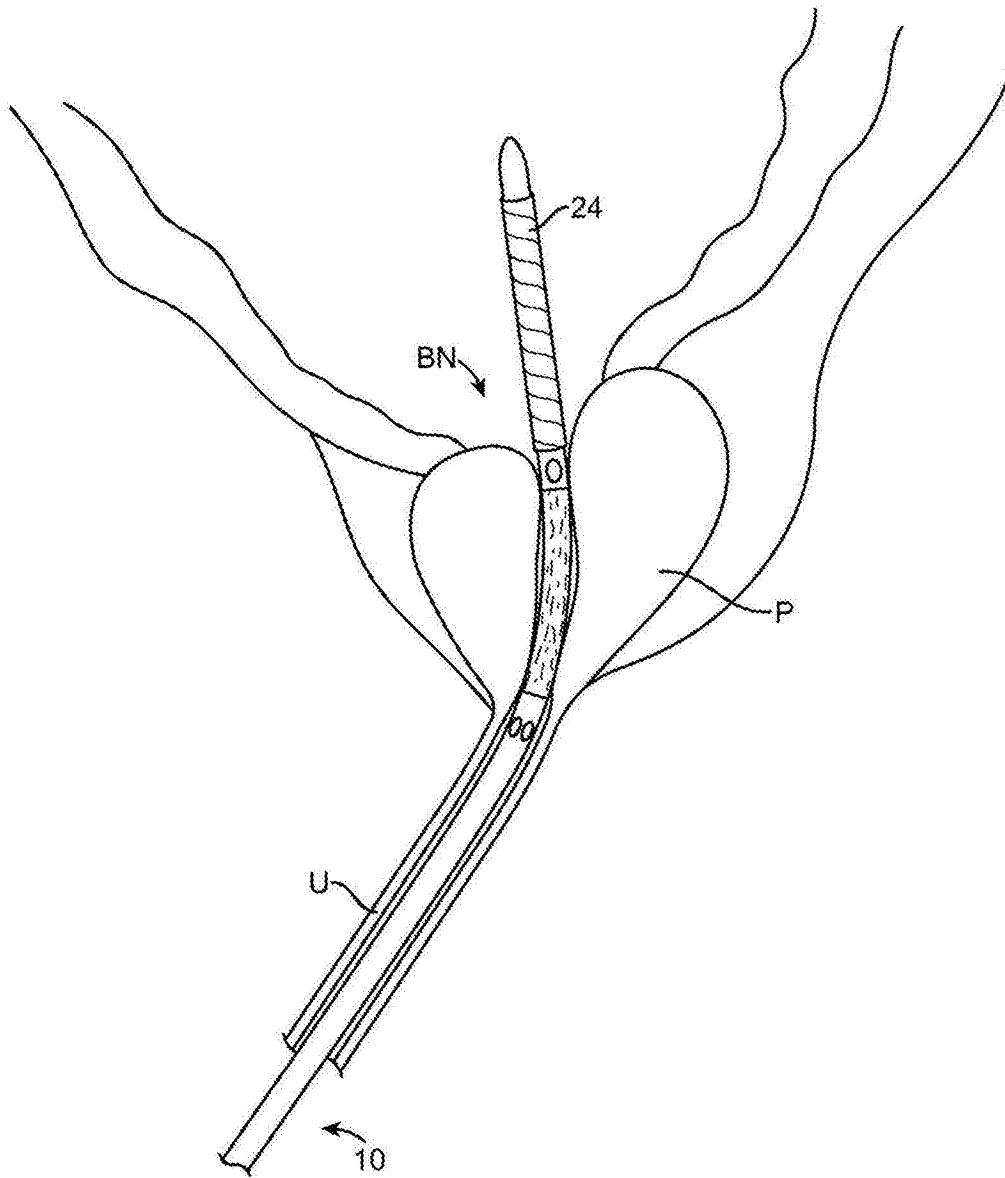


图2B

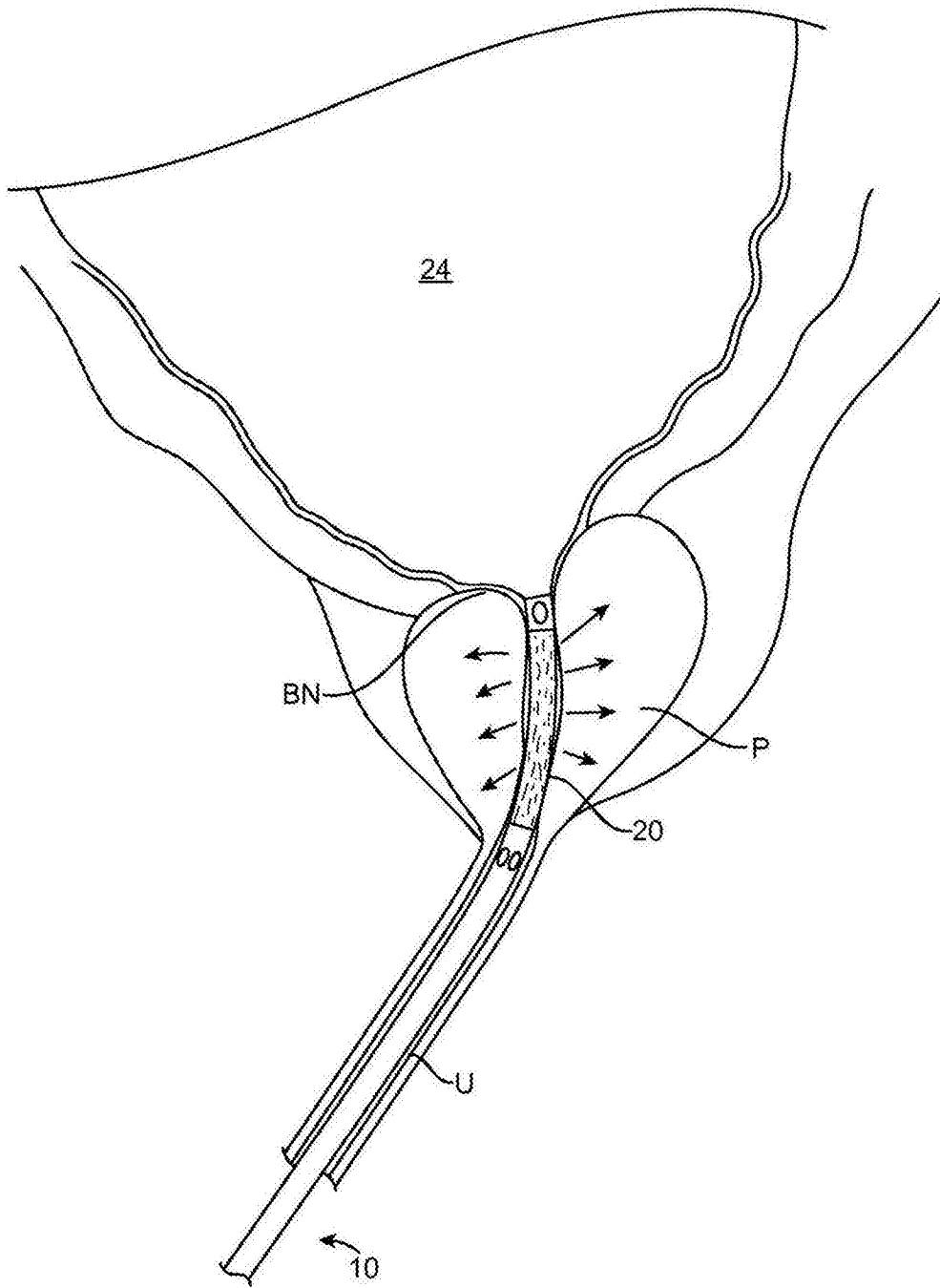


图2C



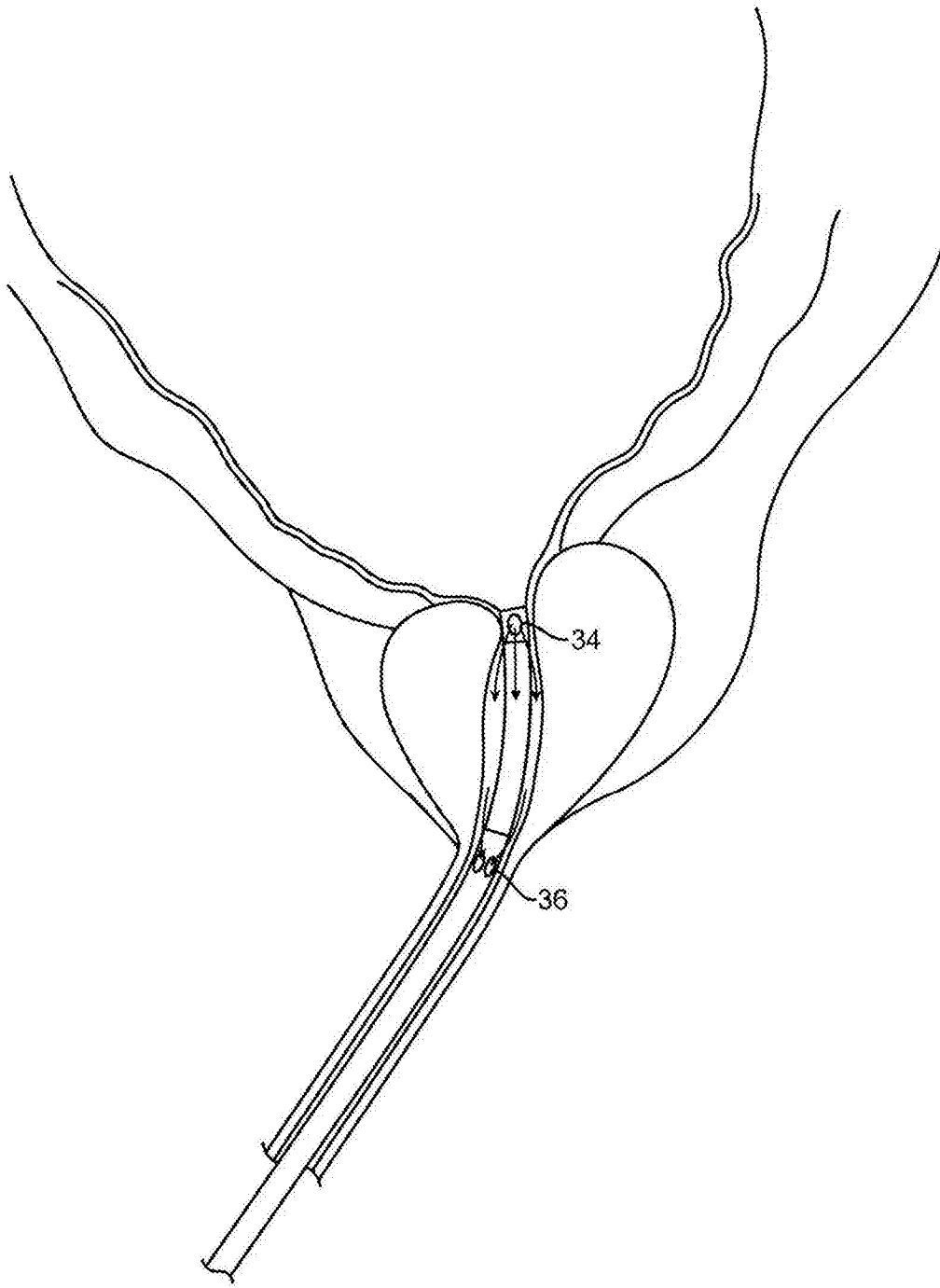


图2D

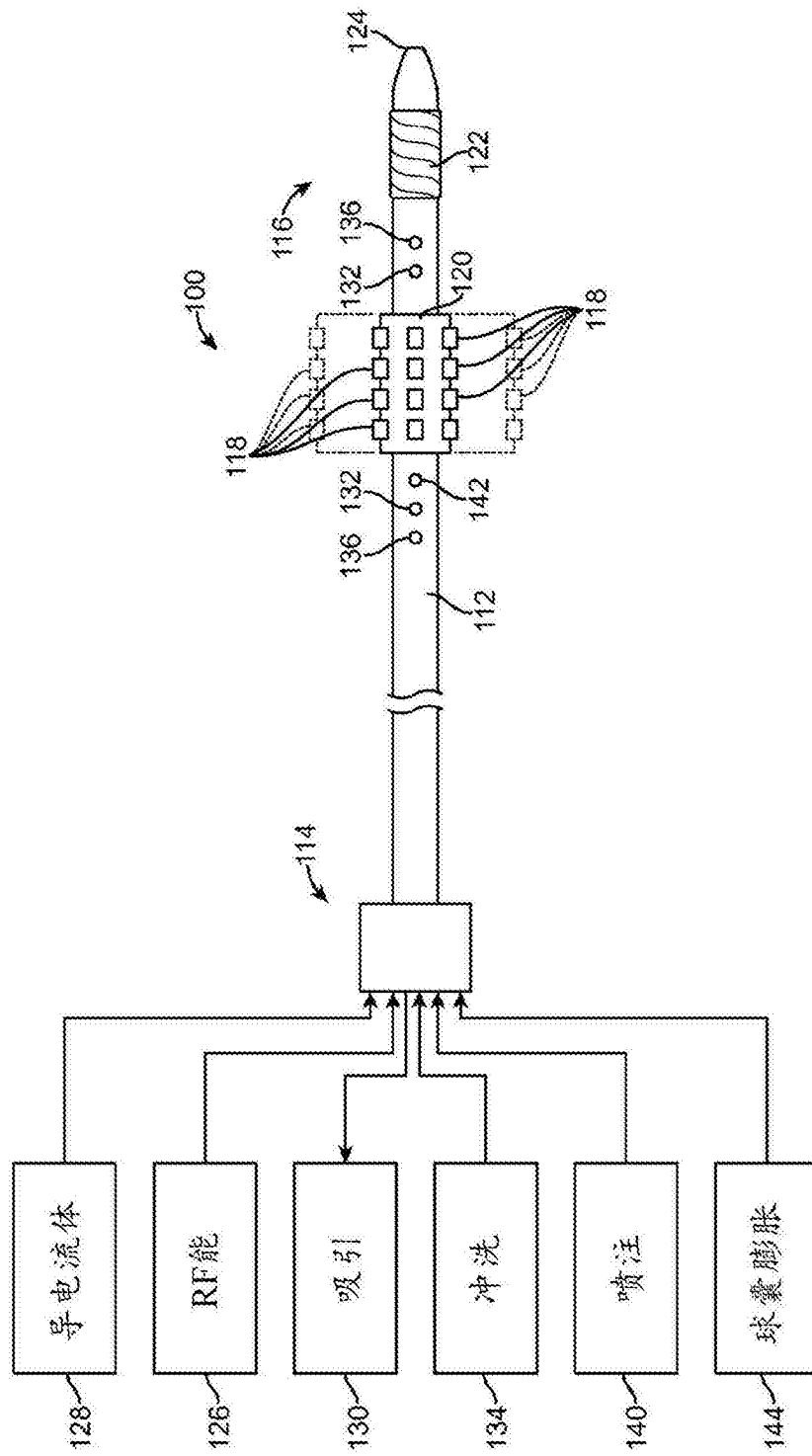


图3

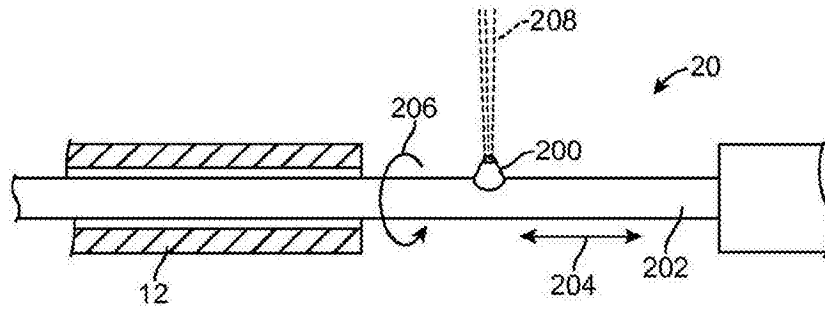


图4

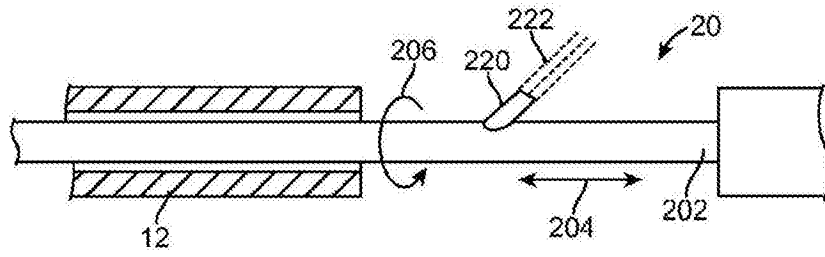


图5

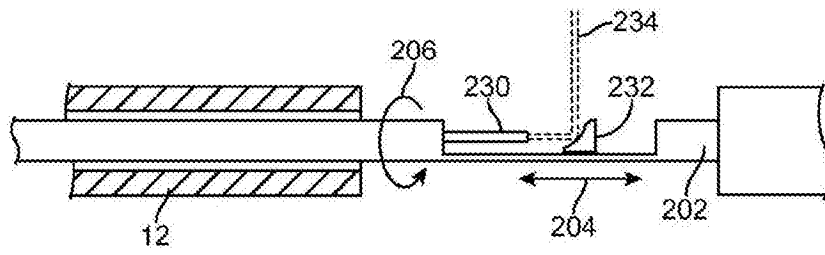


图6

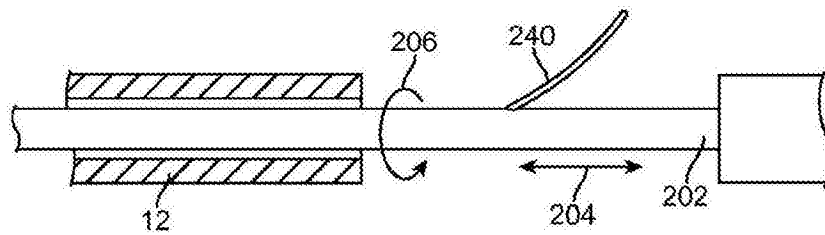


图7

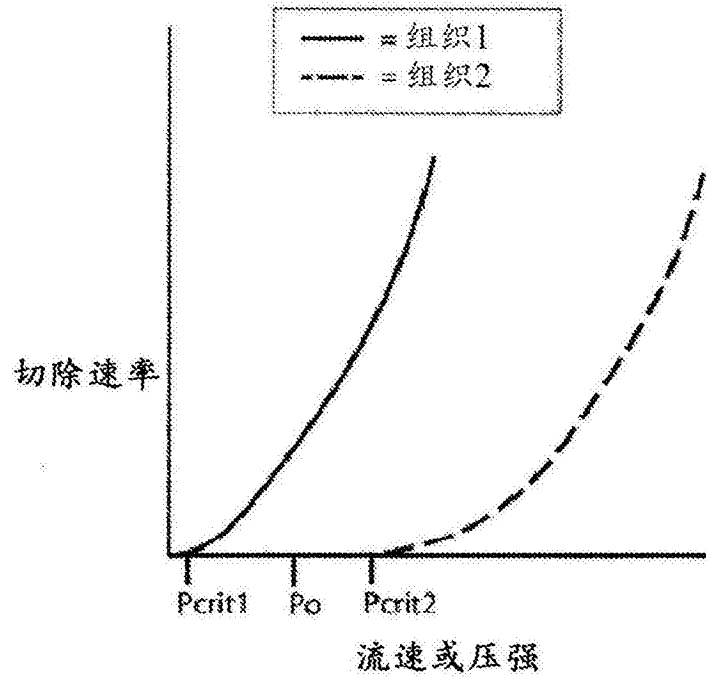


图8

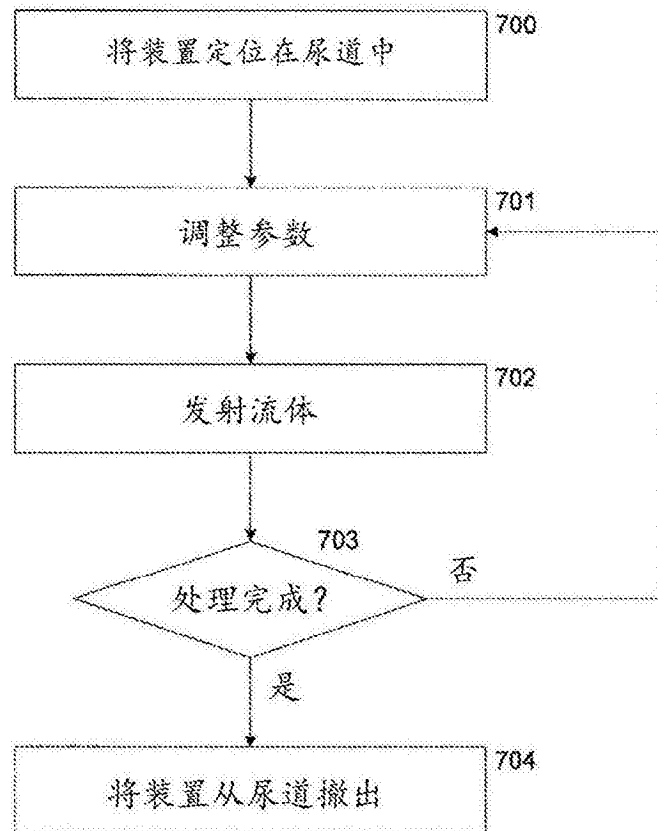


图9a

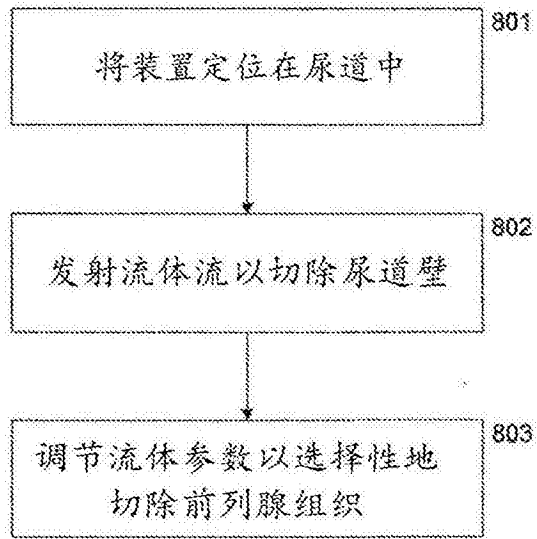


图9b

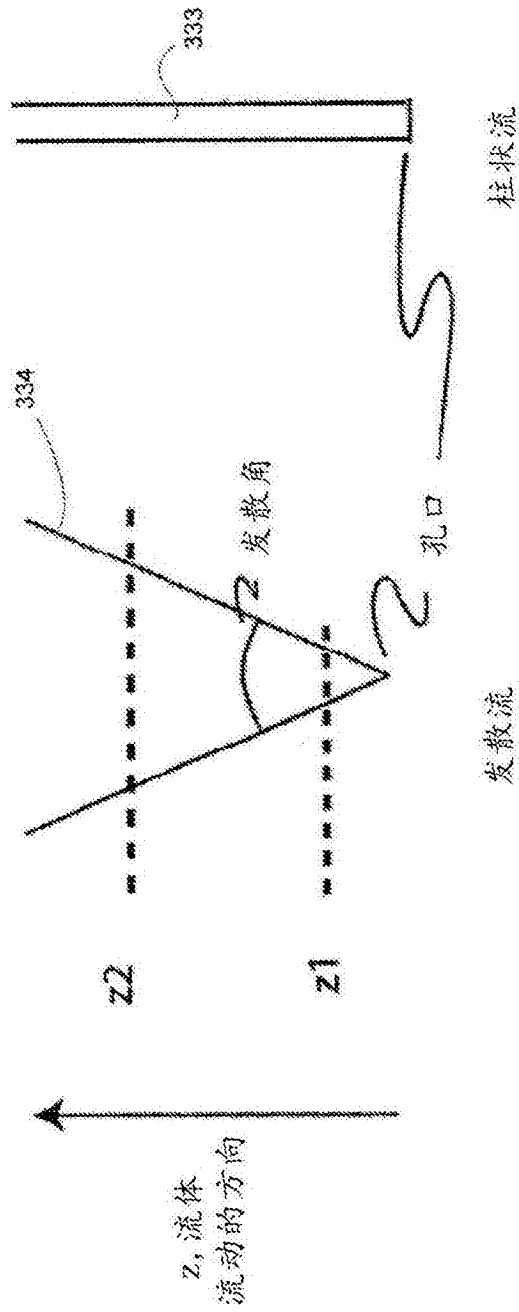


图10a

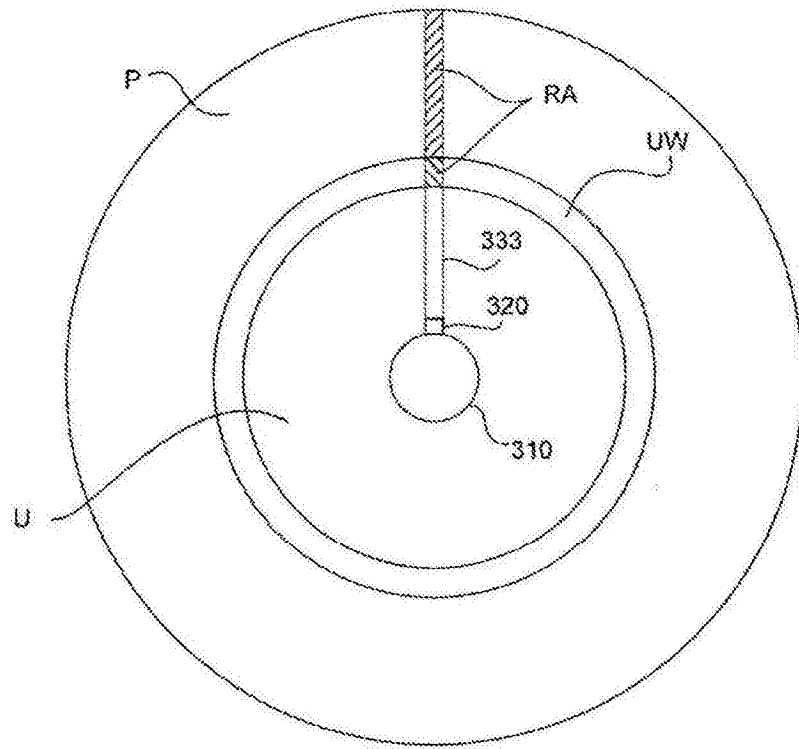


图10b

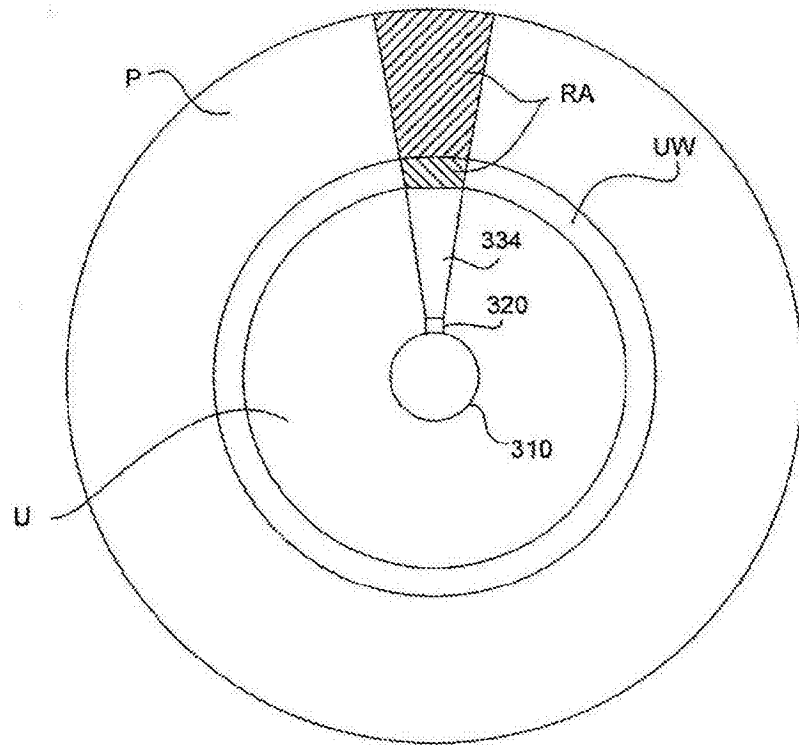


图10c

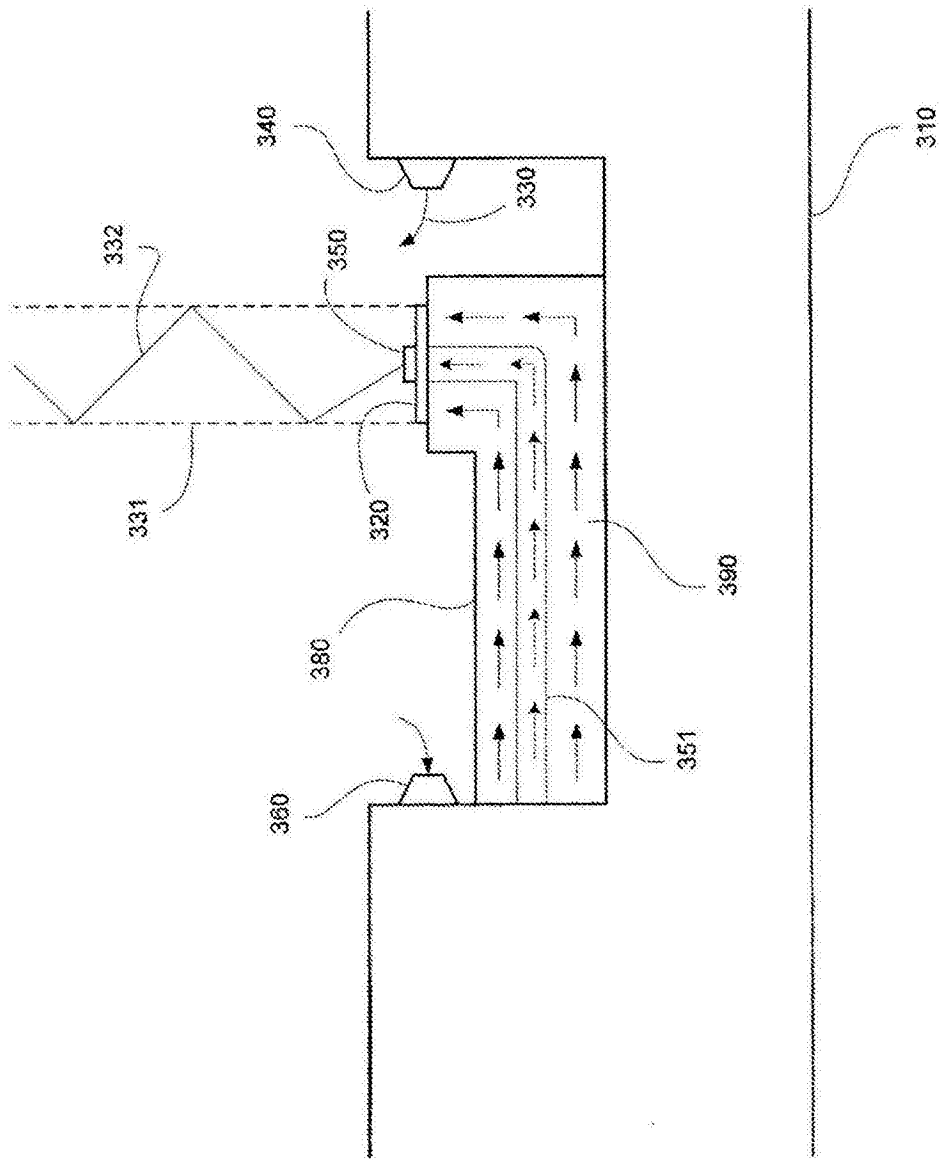


图11



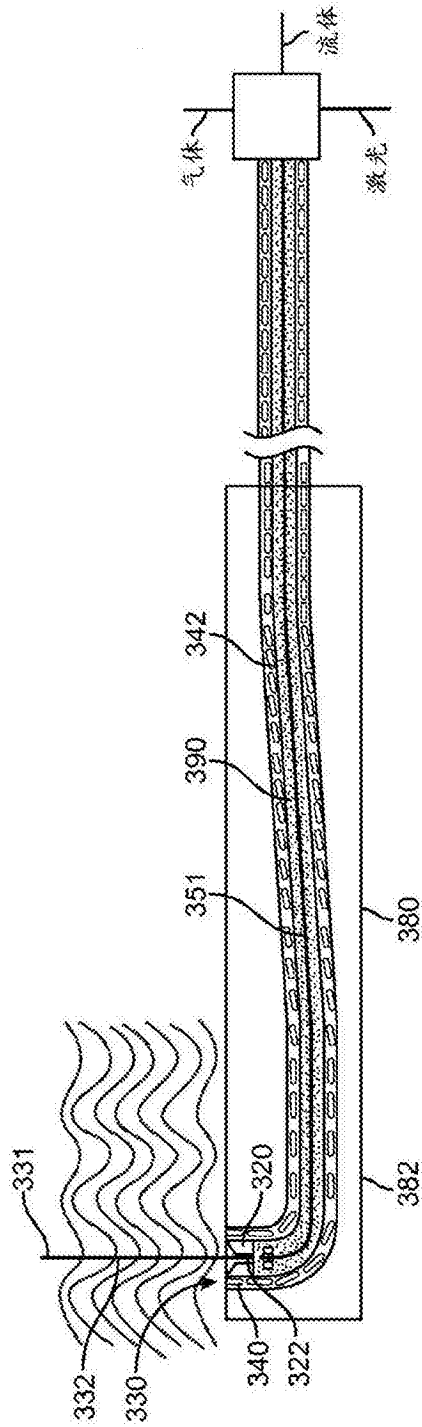


图12

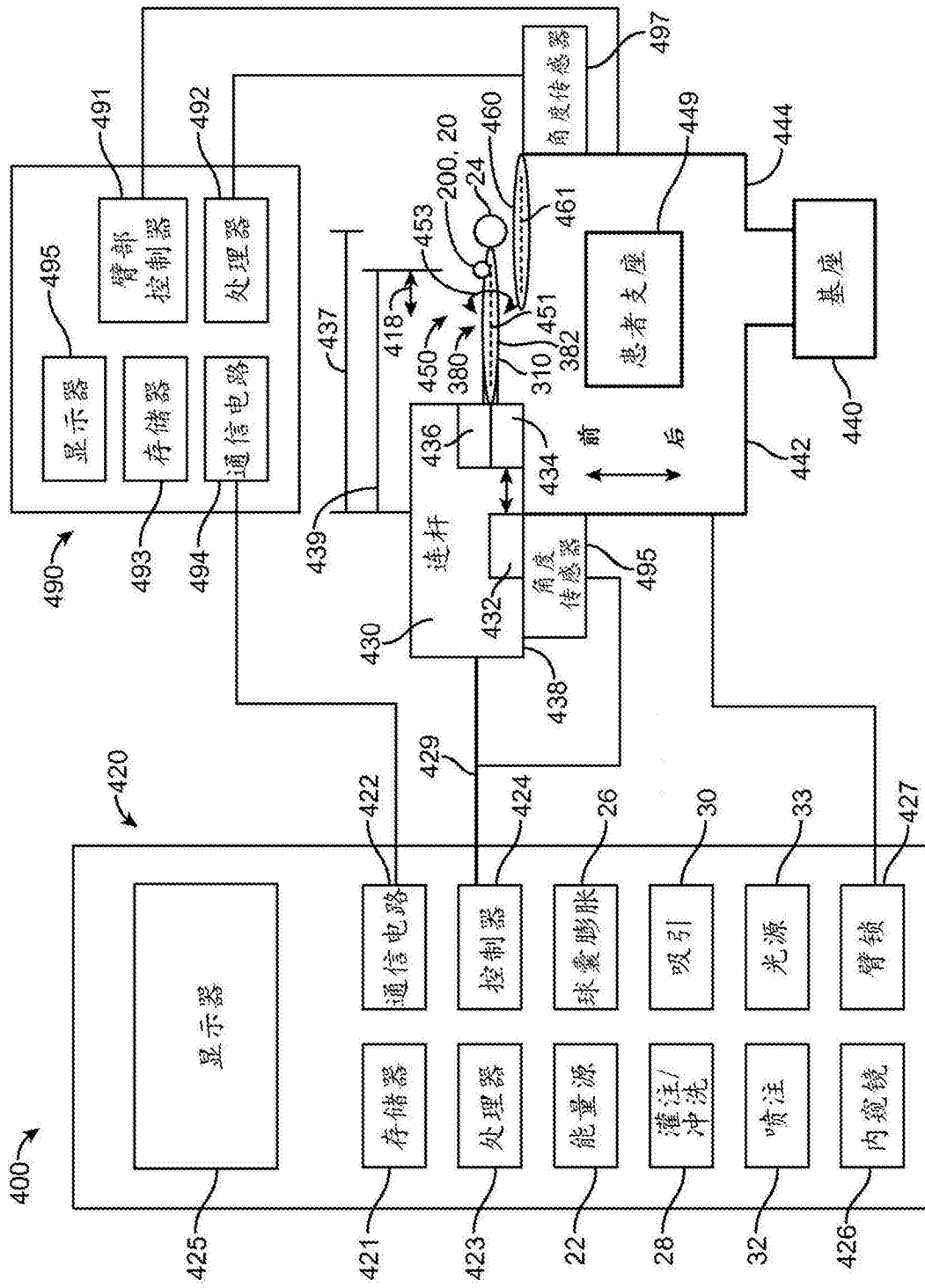


图13A

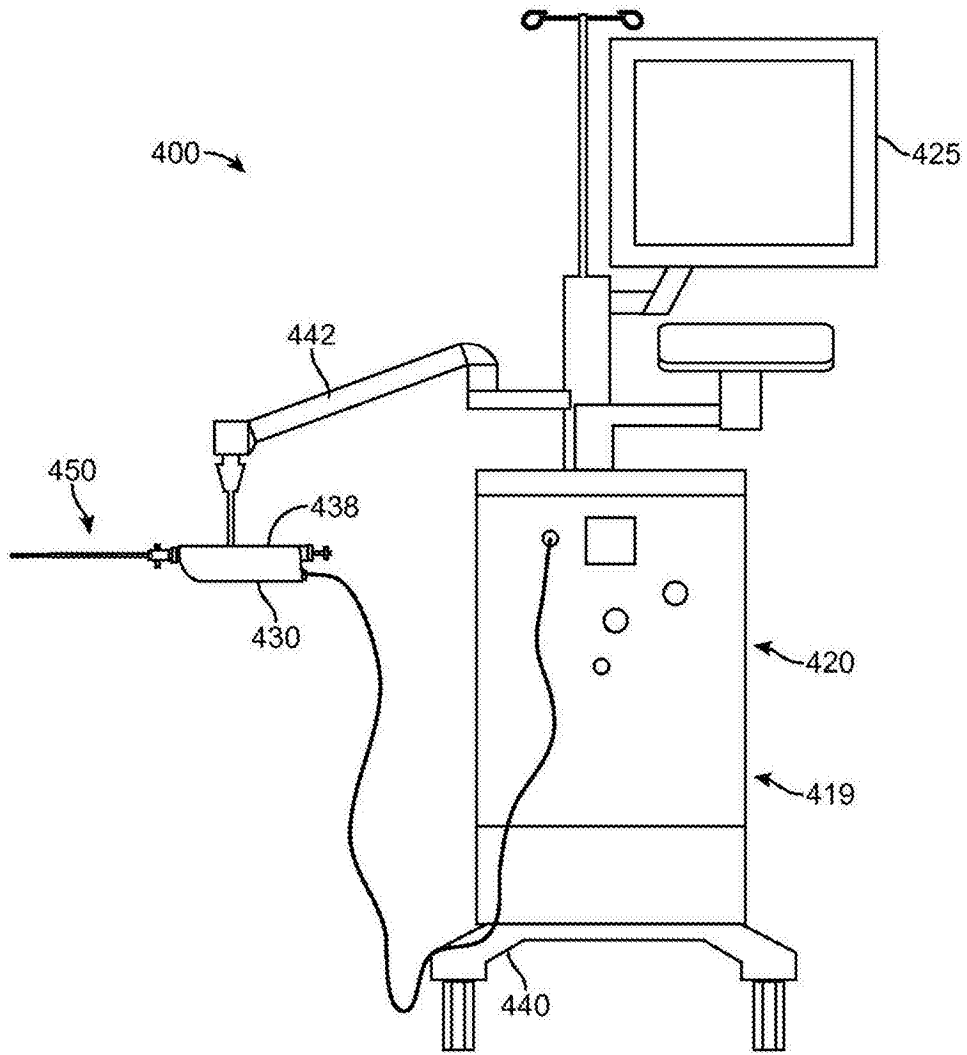


图13B

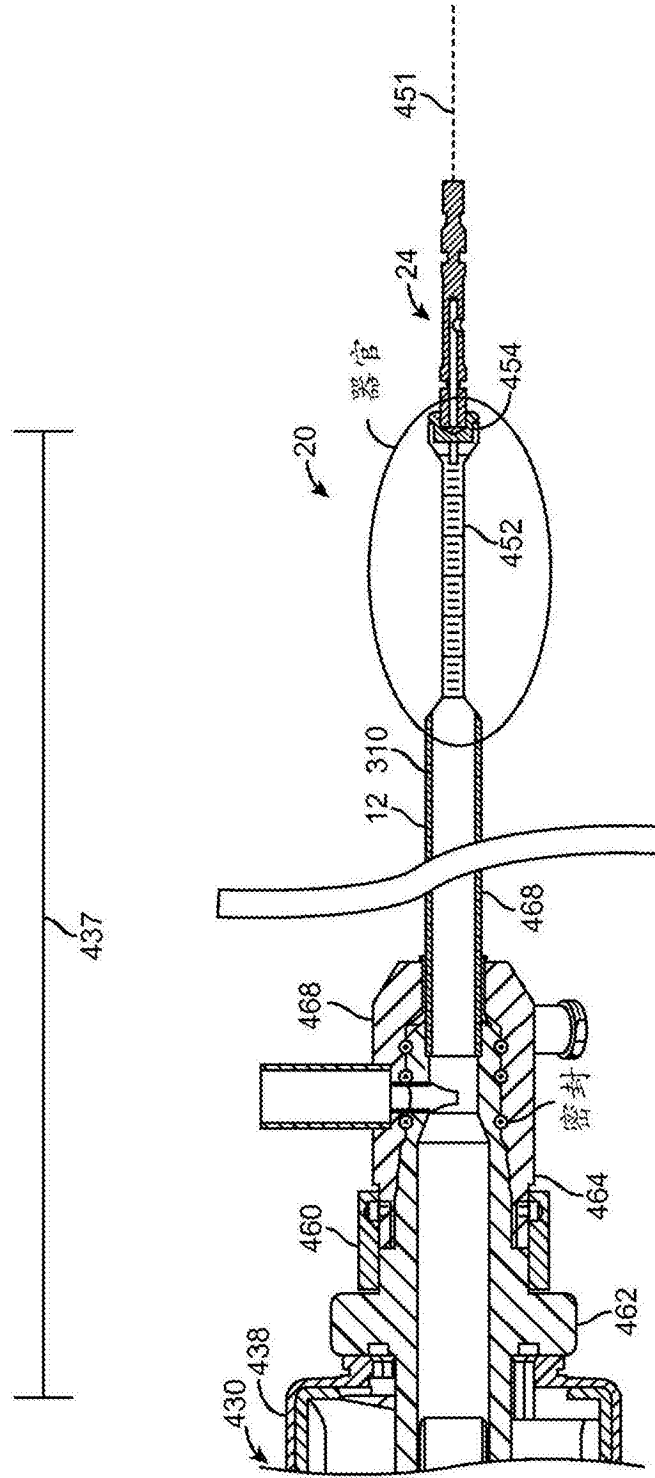


图14A

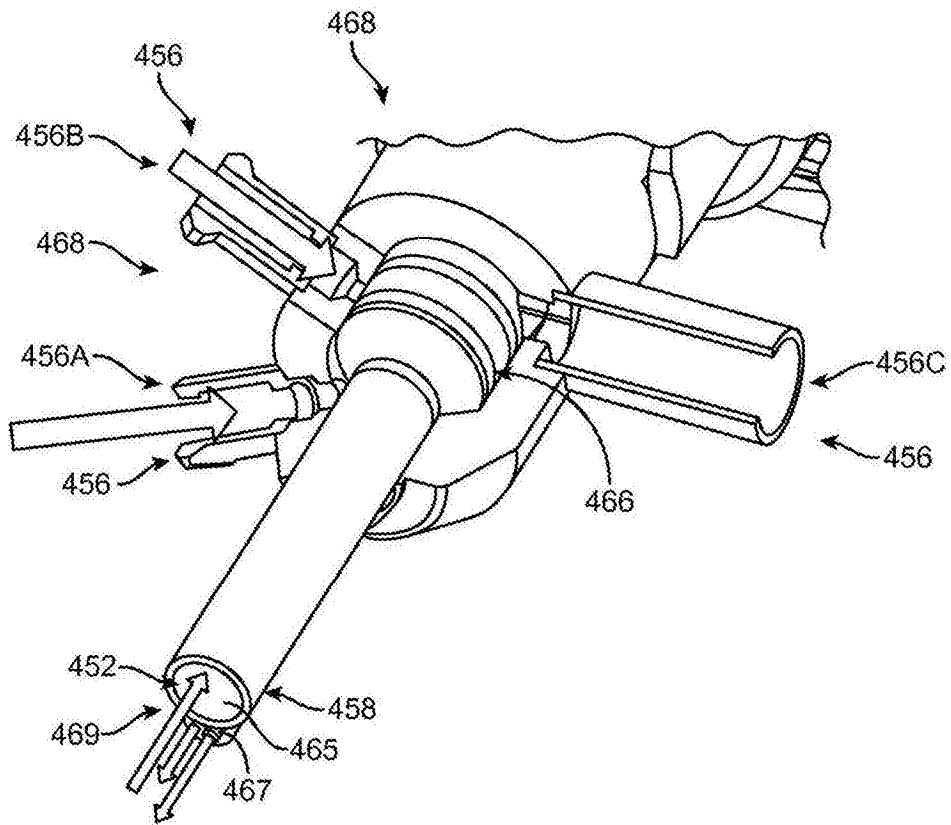


图14B

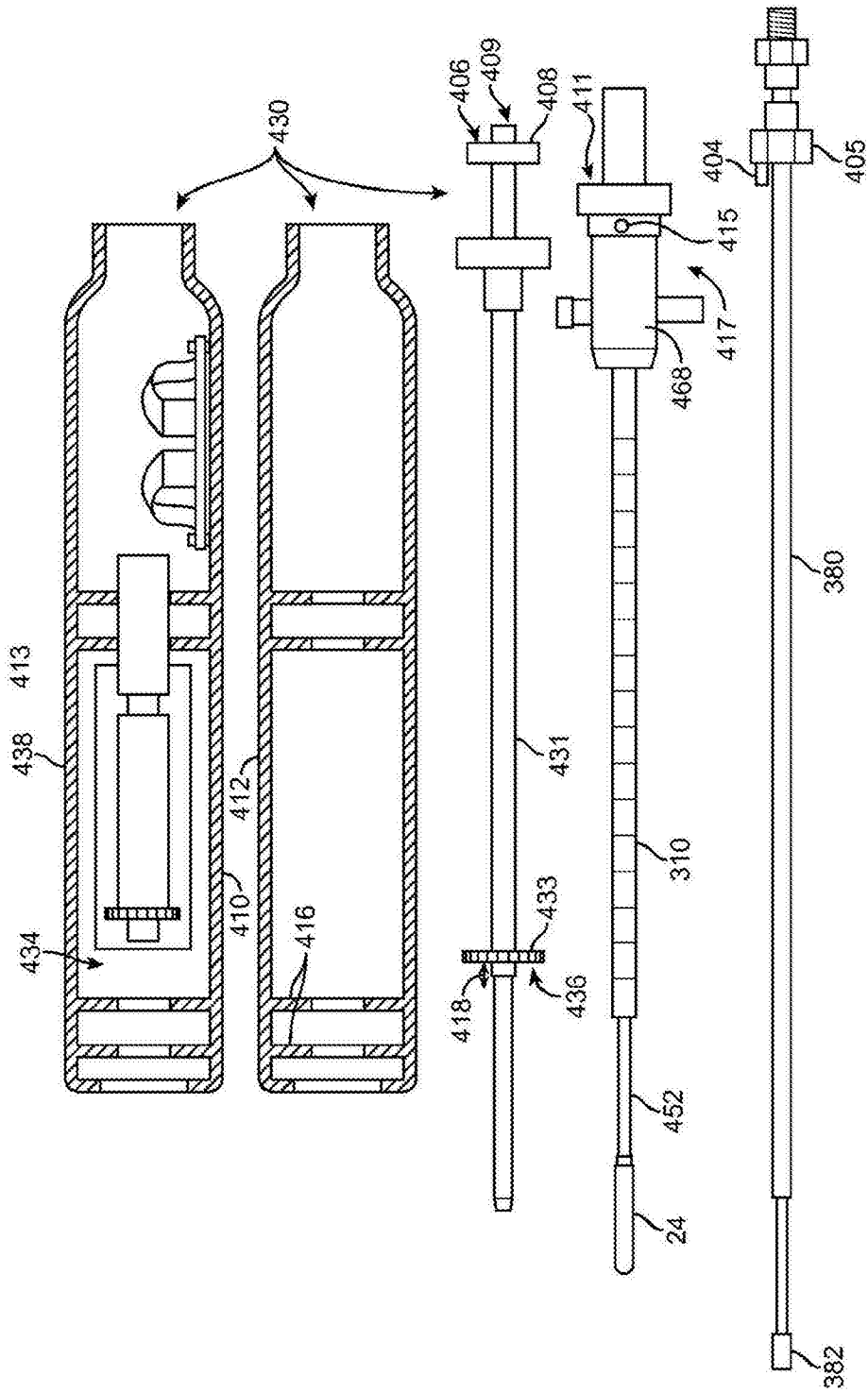


图14C

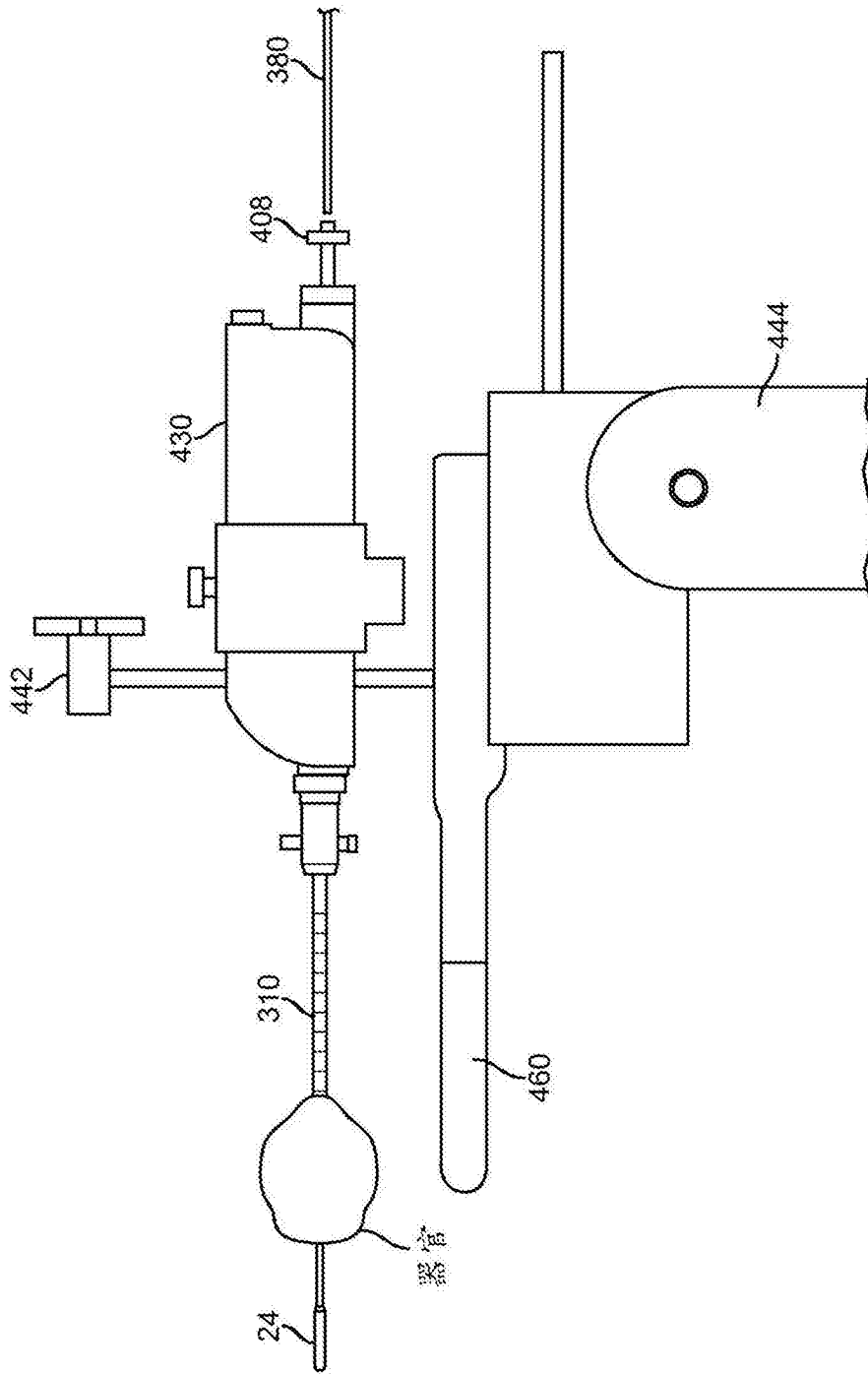


图14D1

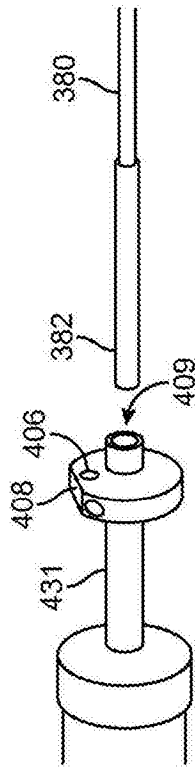


图14D2

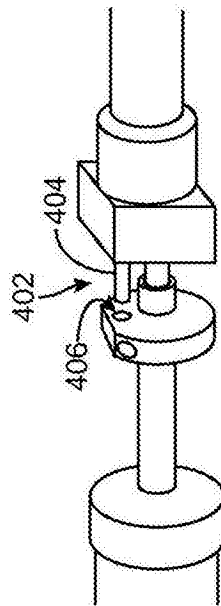


图14D3



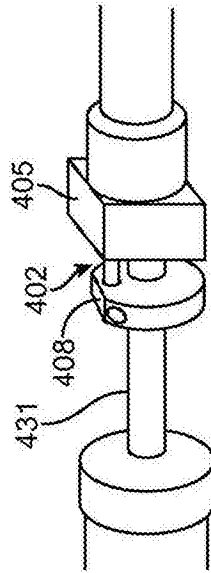


图14D4

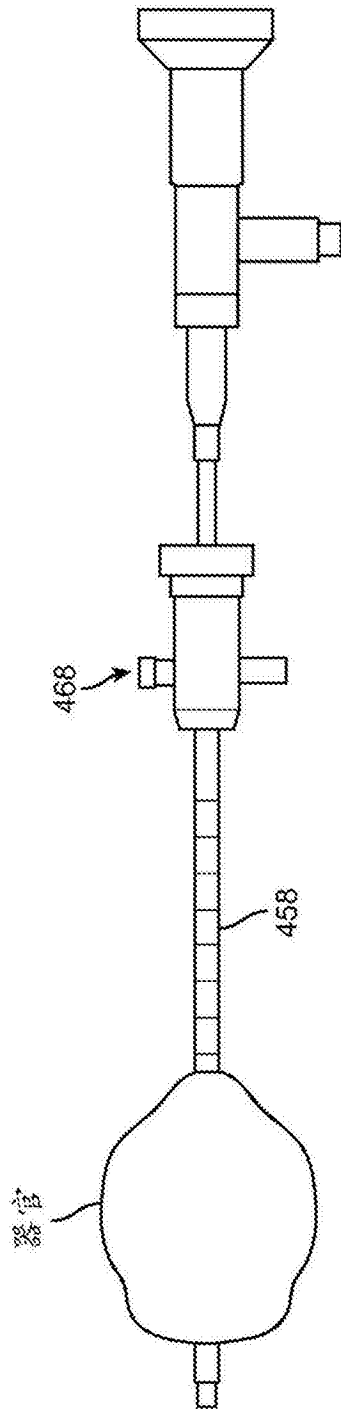


图14E

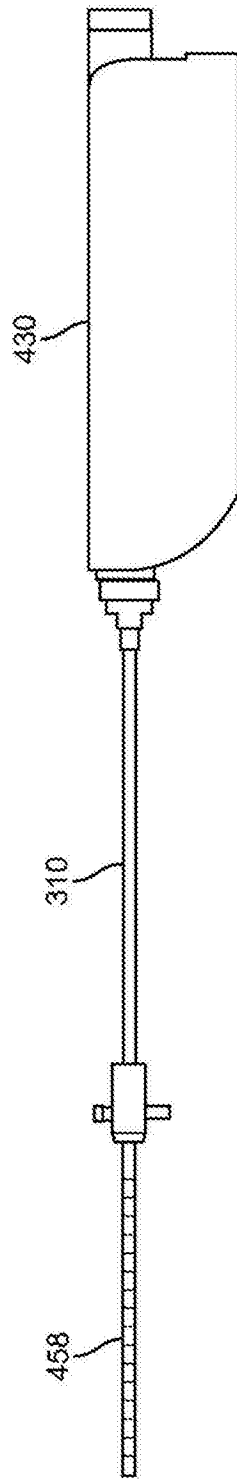


图14F

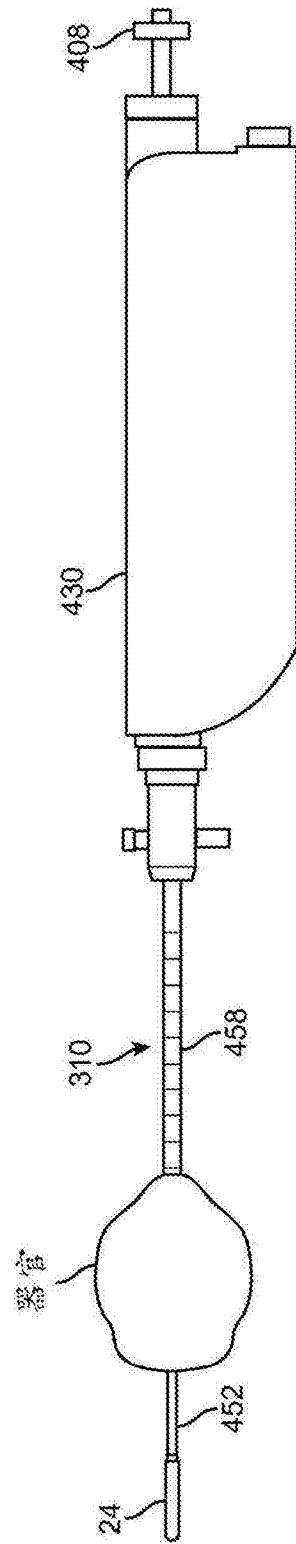


图14G

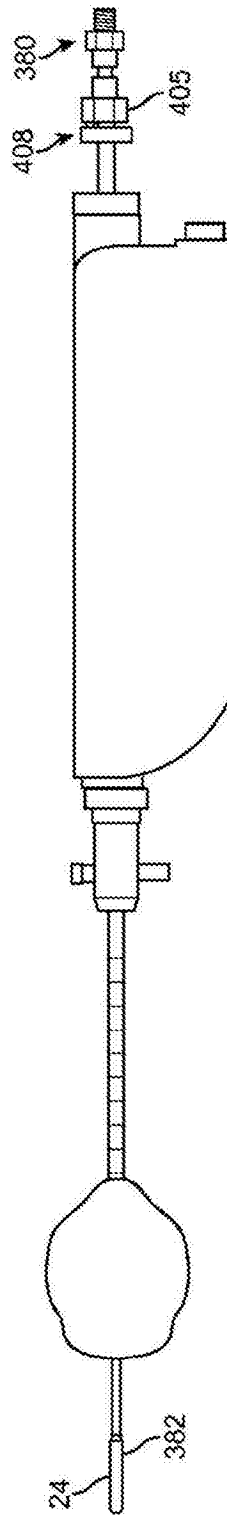


图14H

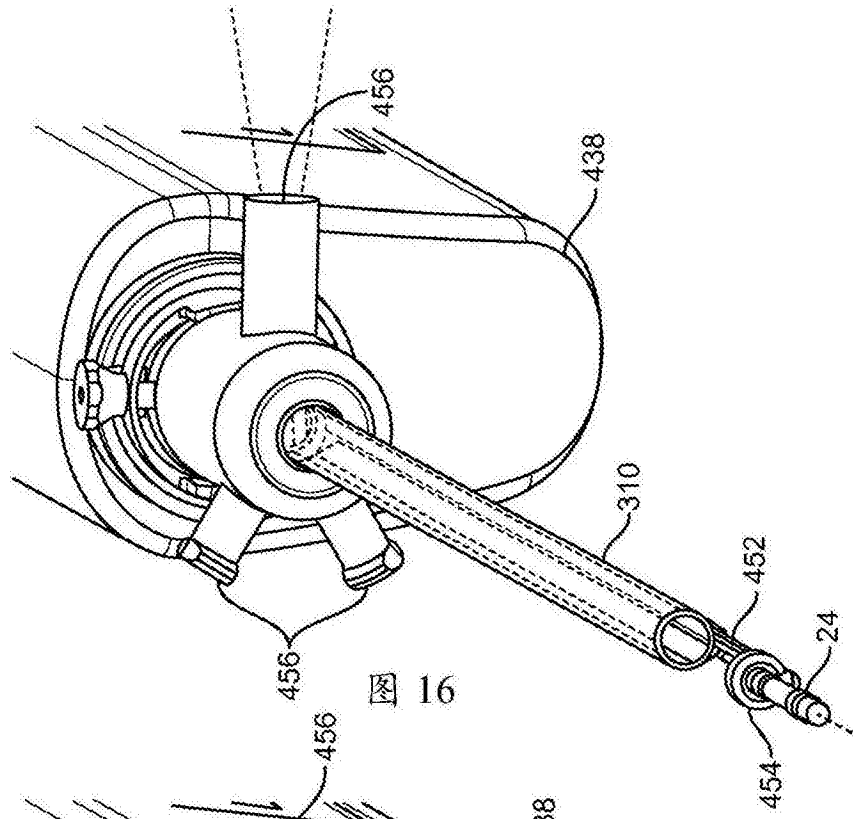


图 16

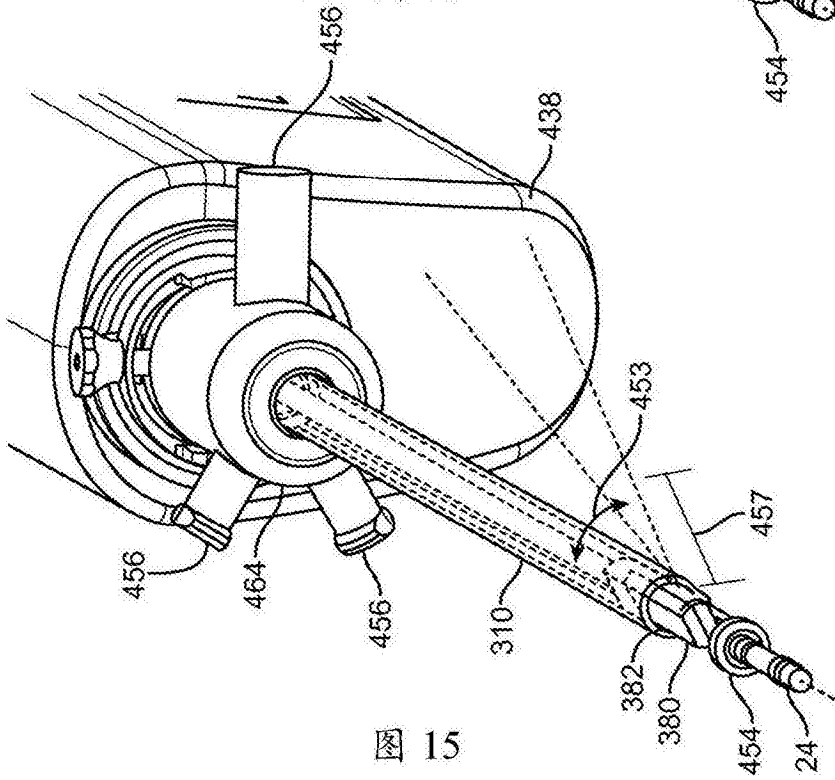


图 15

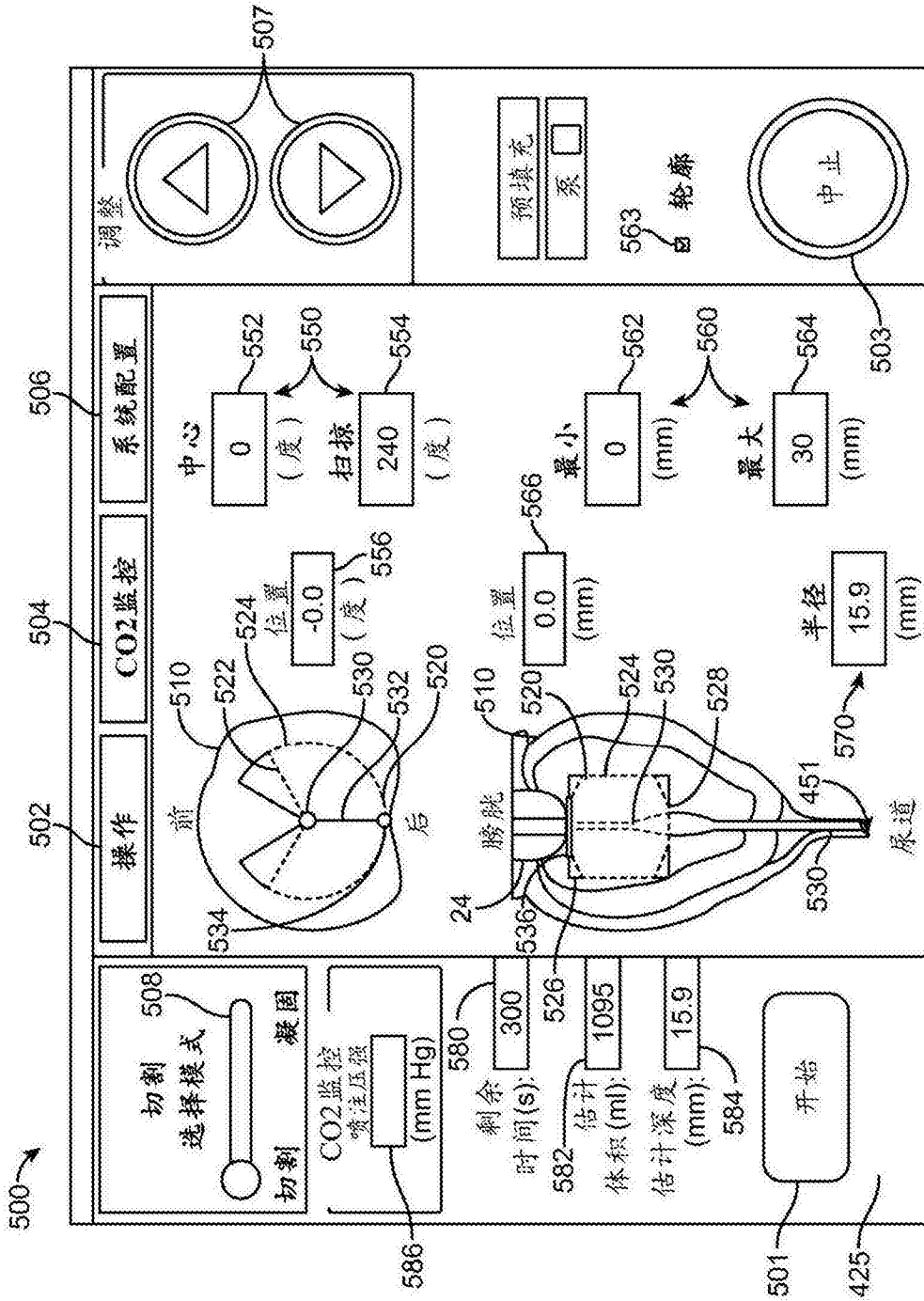


图17A

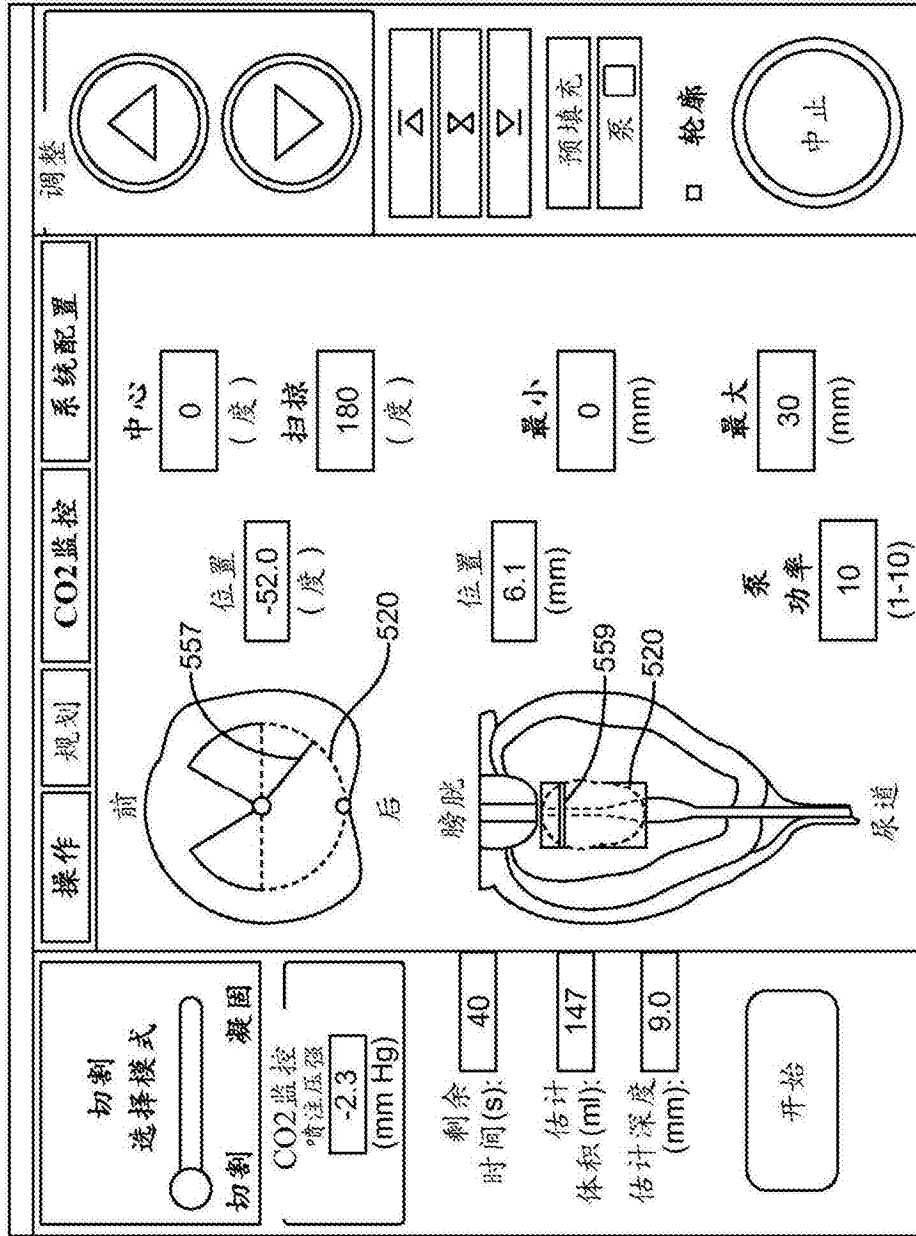


图17B



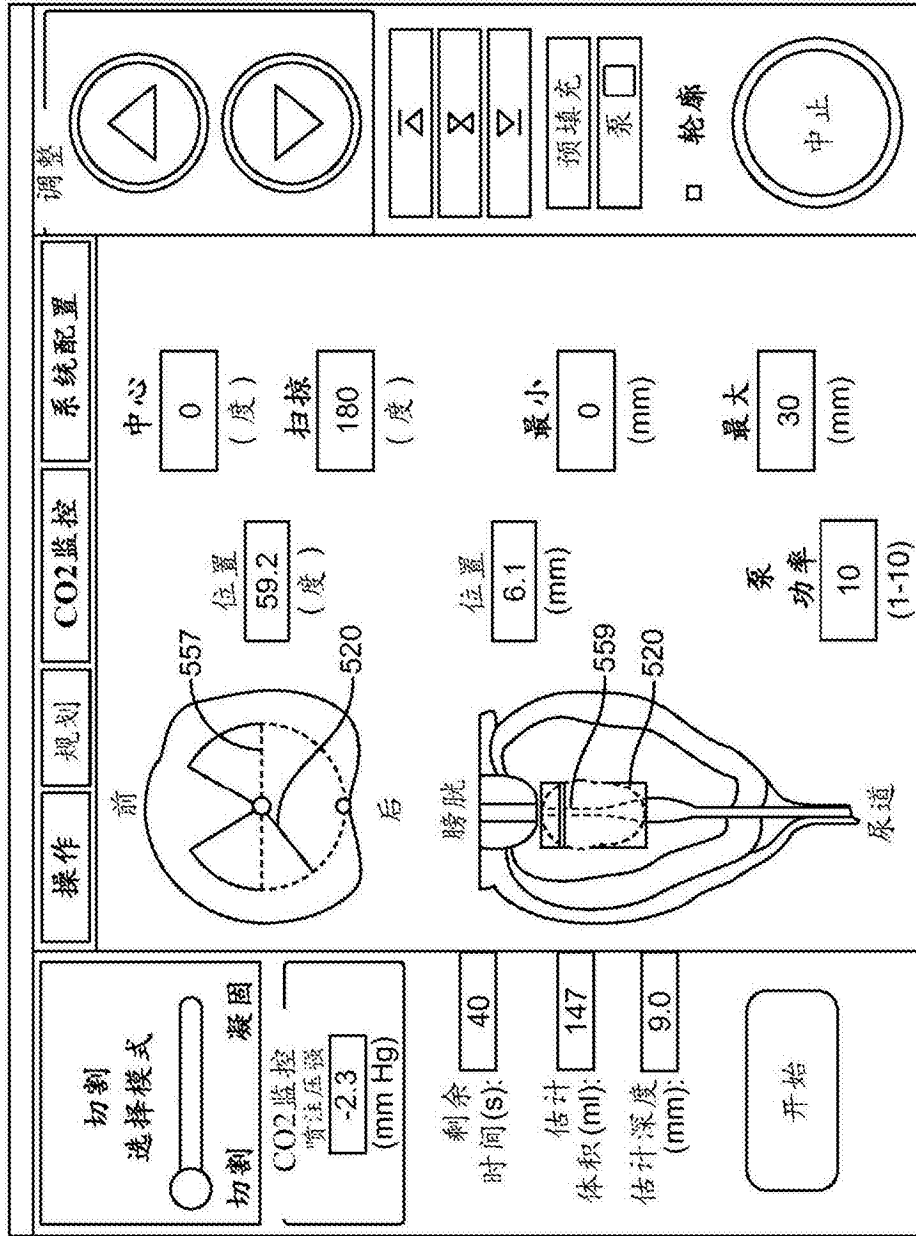


图17C

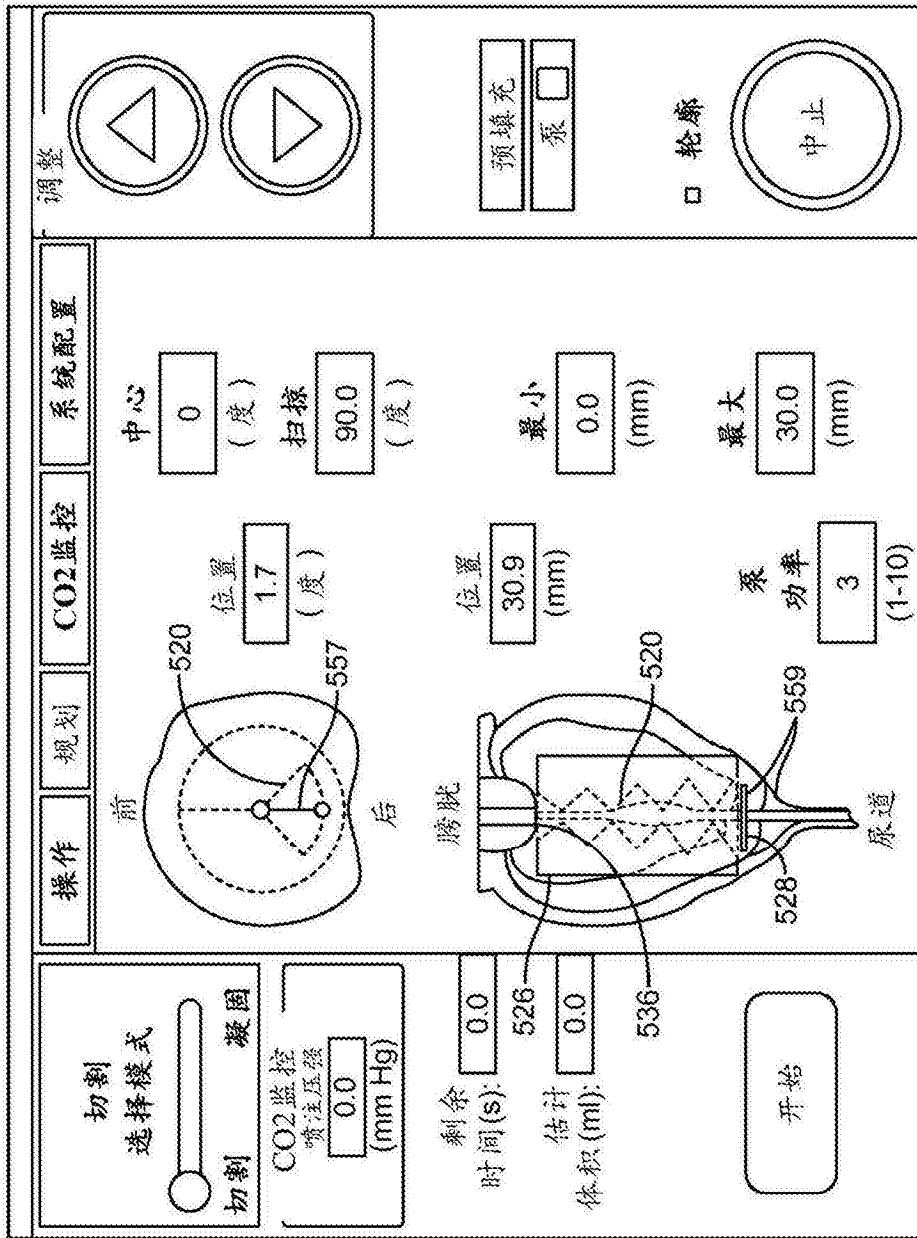


图17D

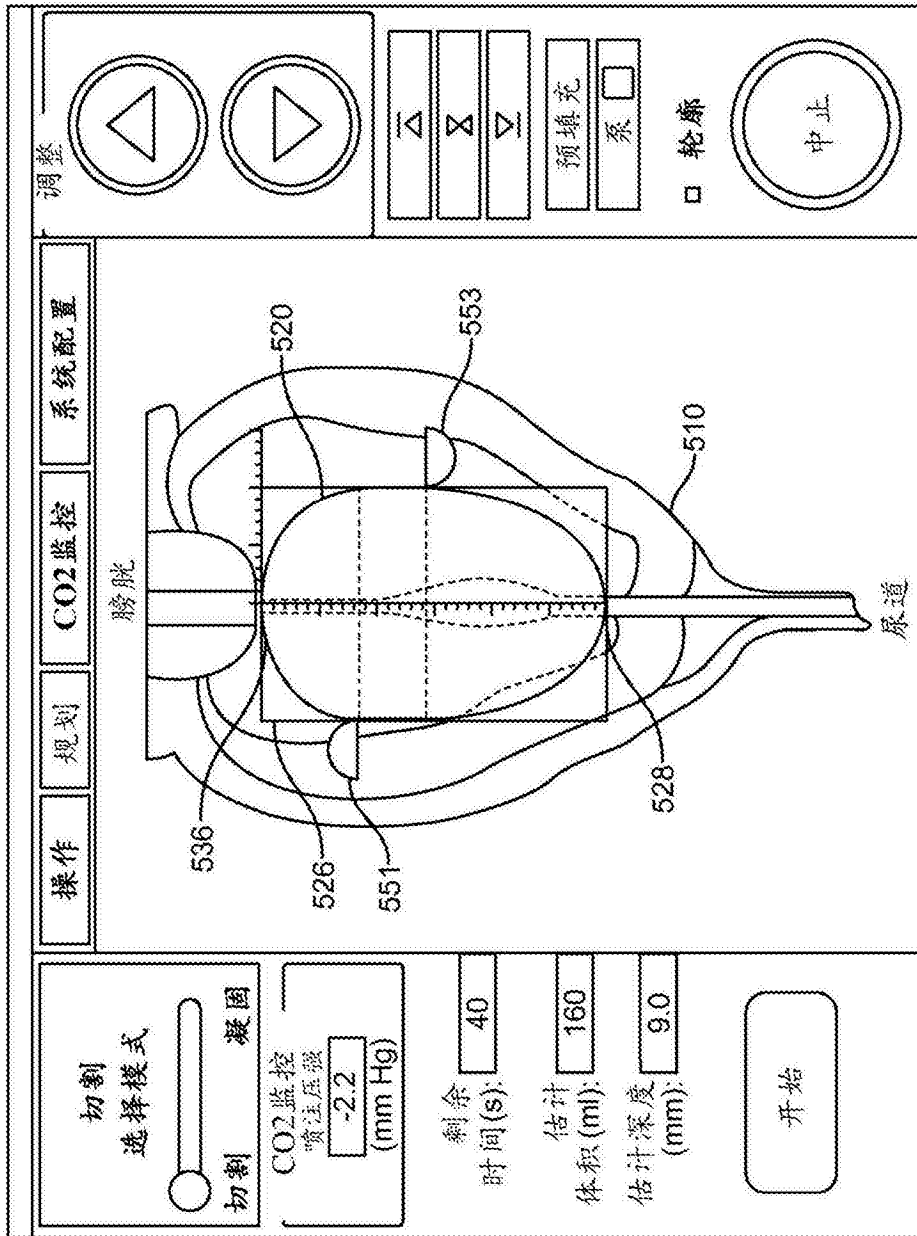


图17E

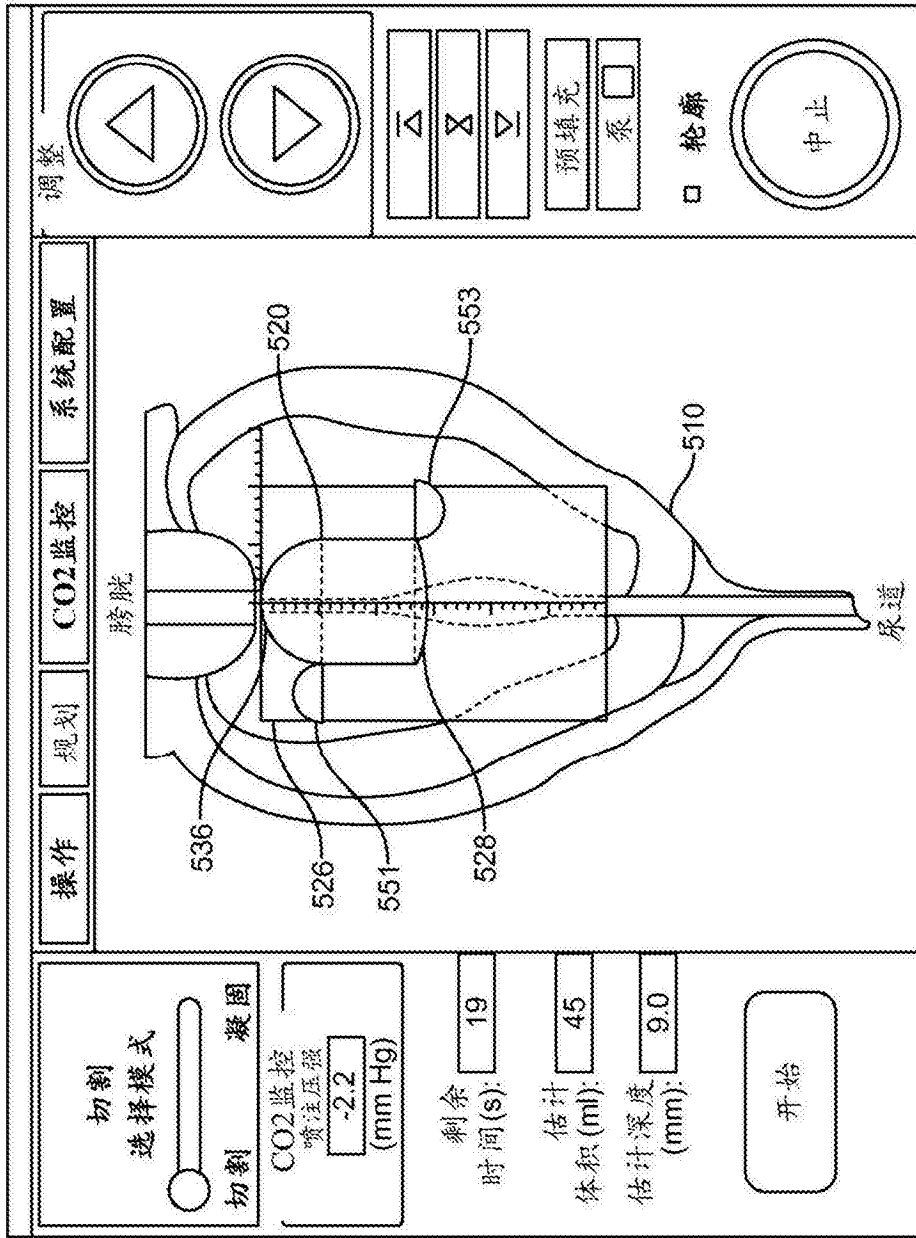


图17F

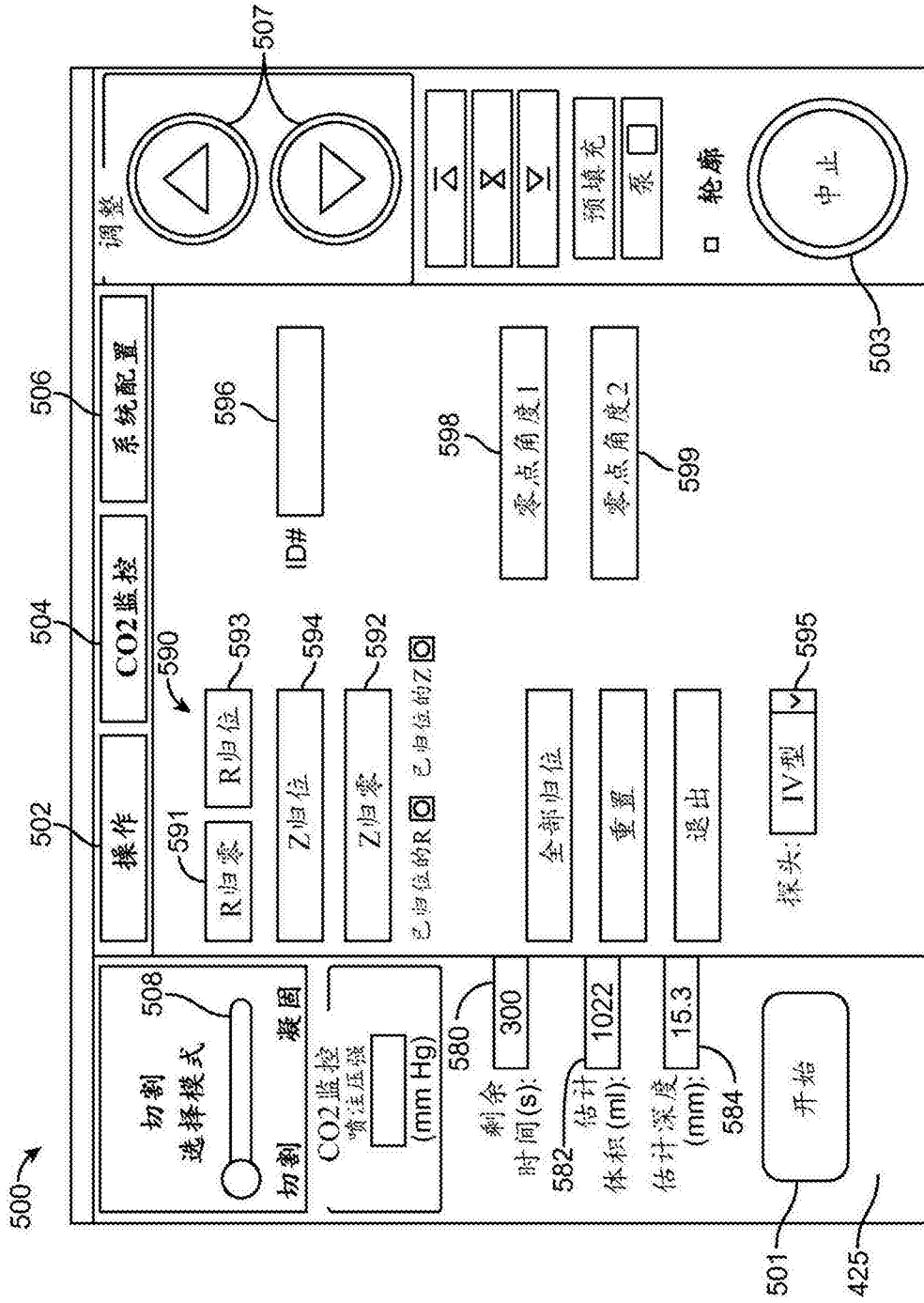


图18

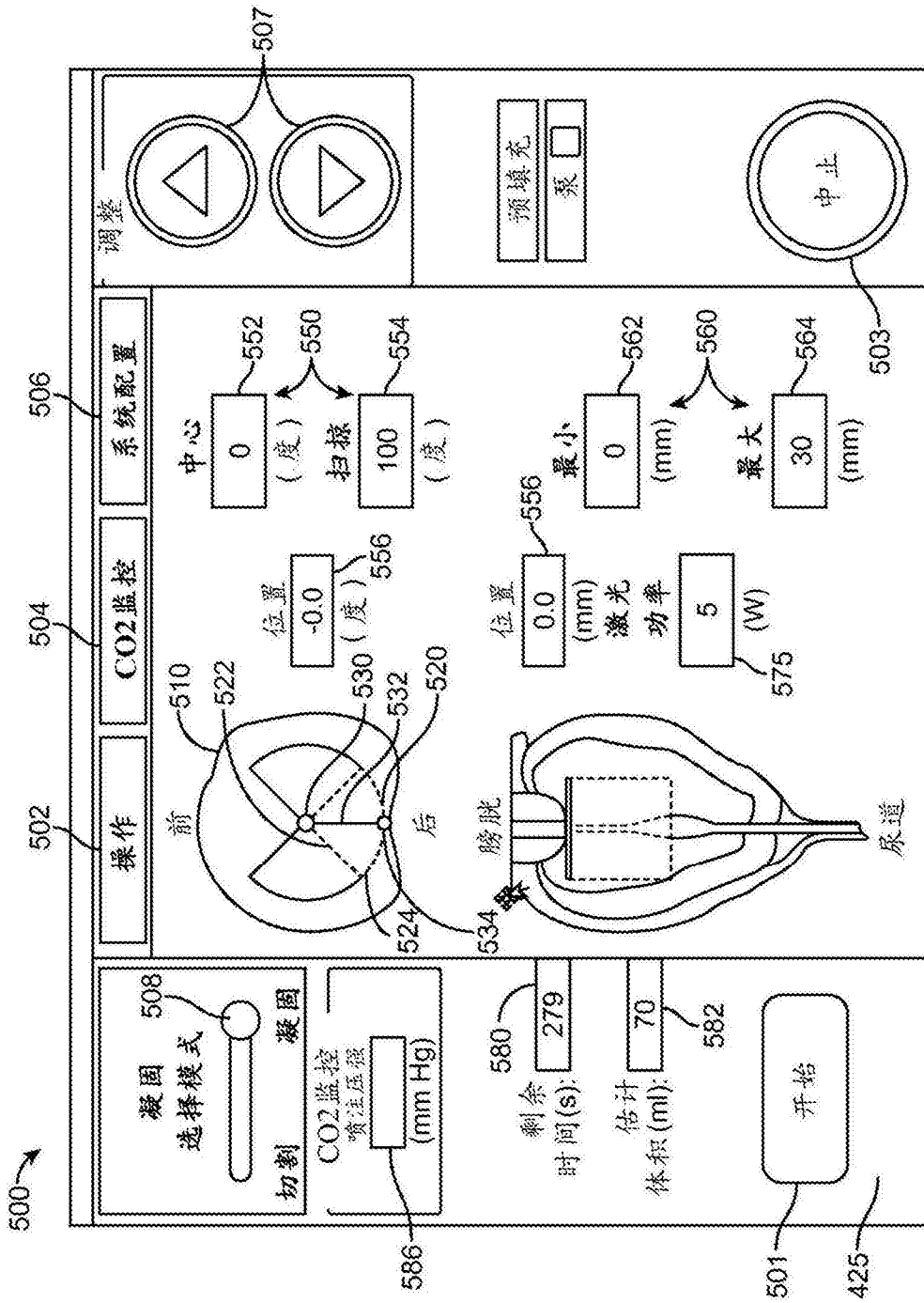


图19

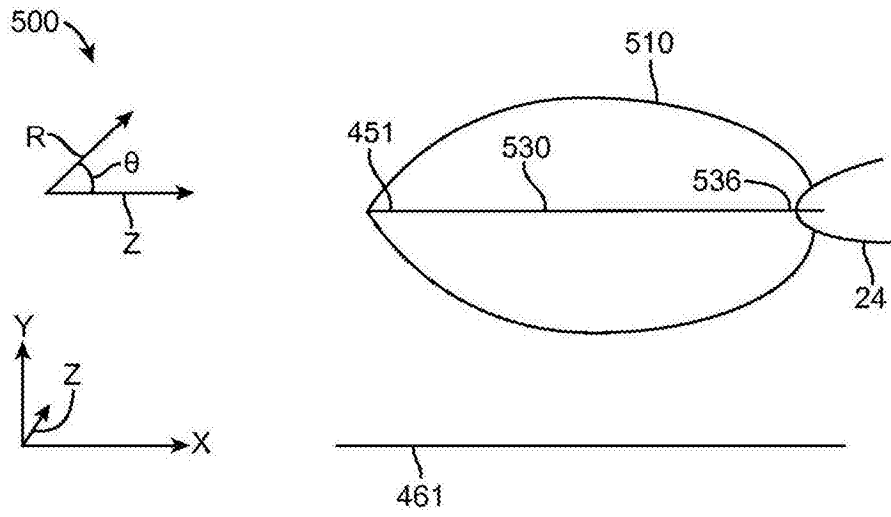


图20A

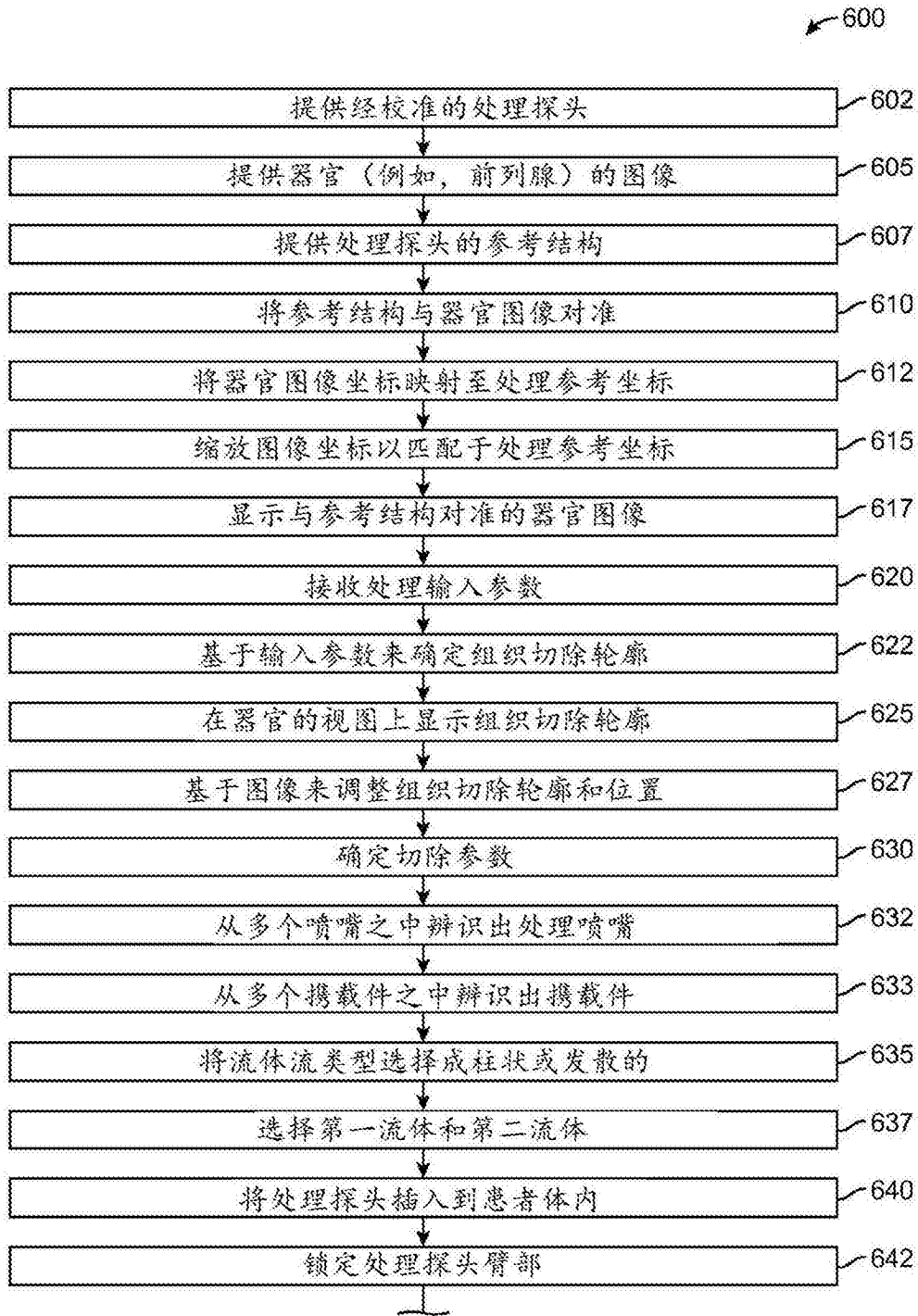


图20B



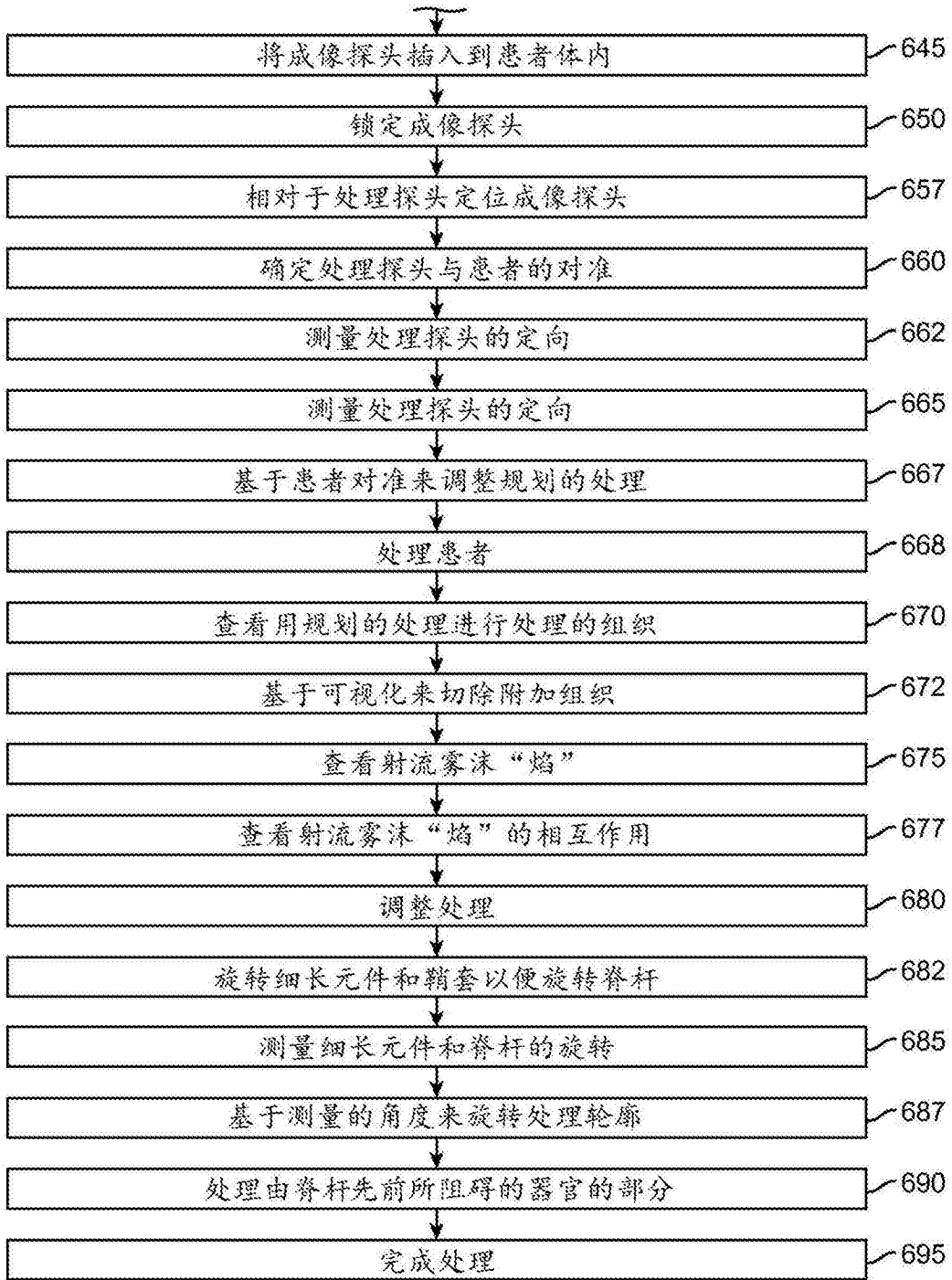


图20B(续)

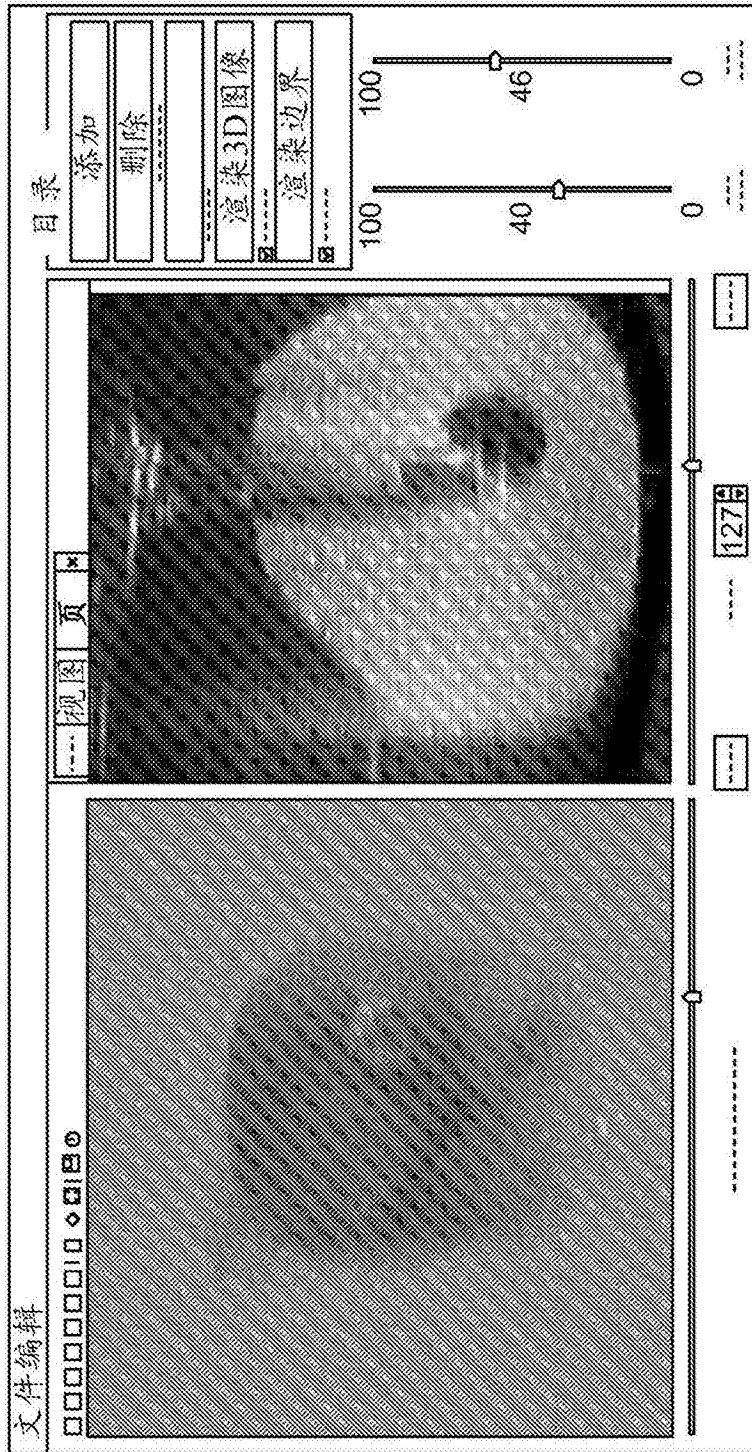


图21A

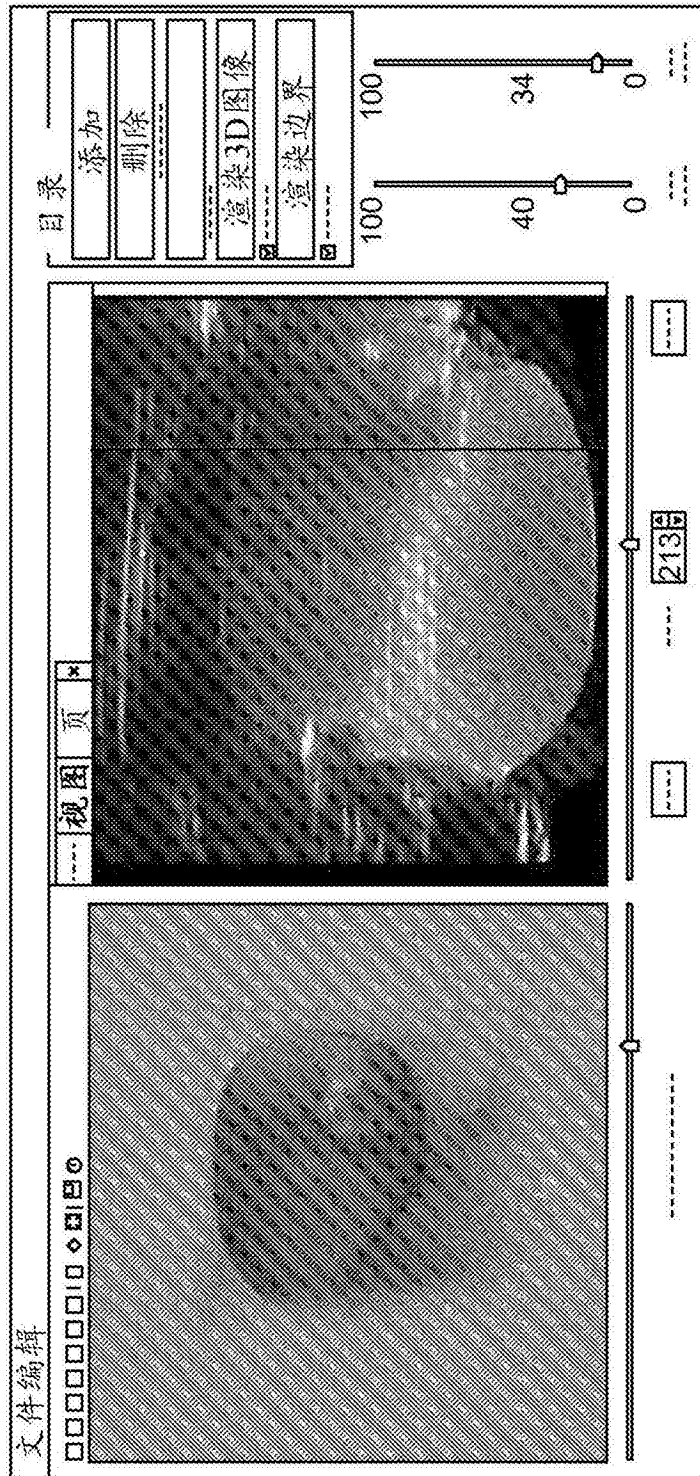


图21B

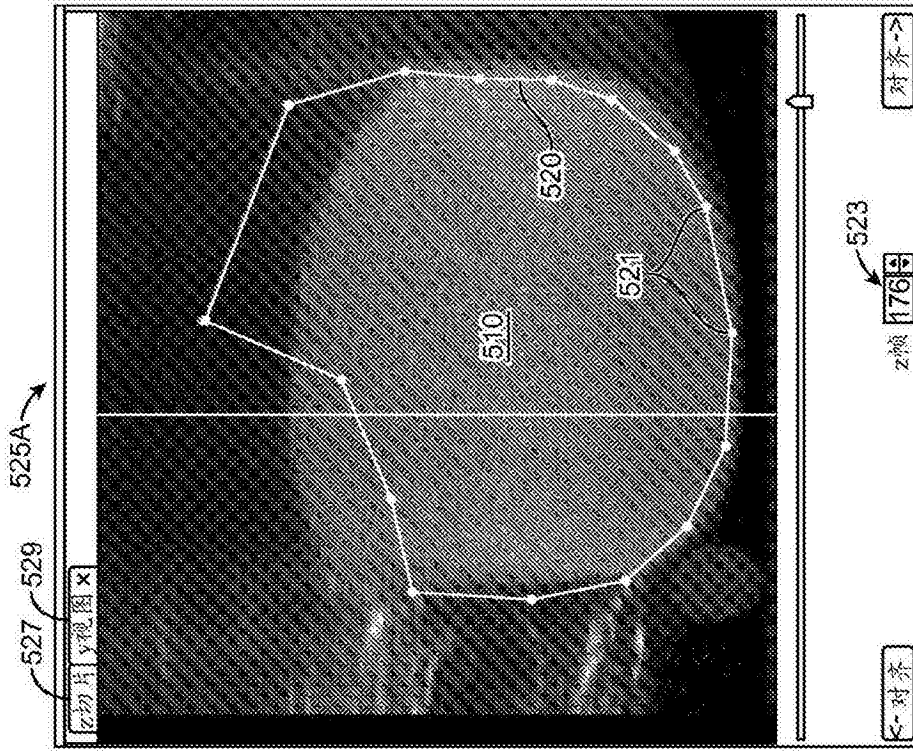


图21C

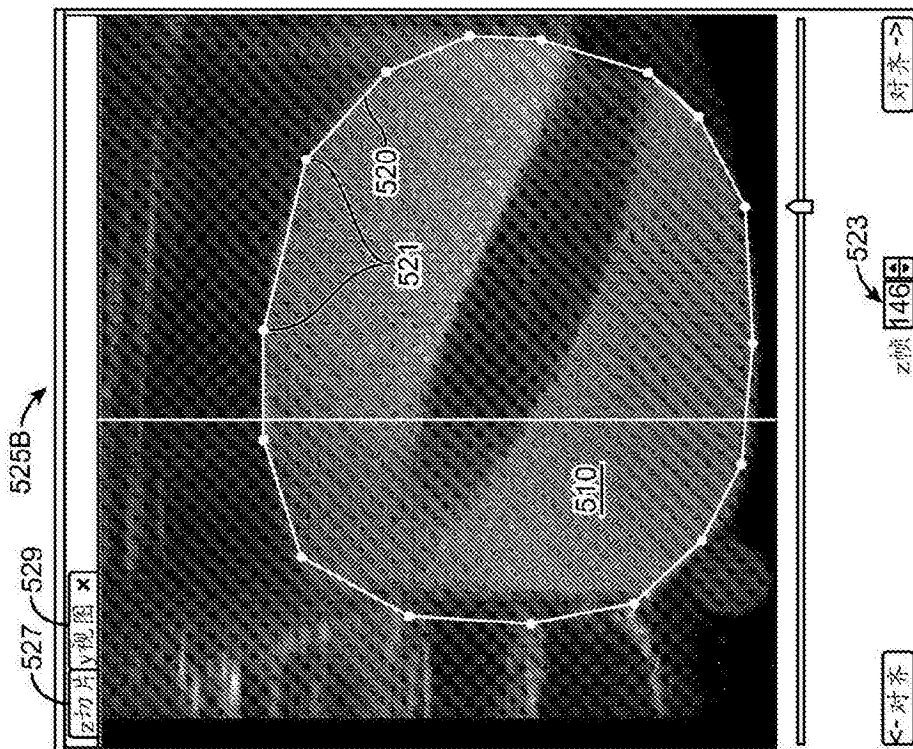


图21D



图21E

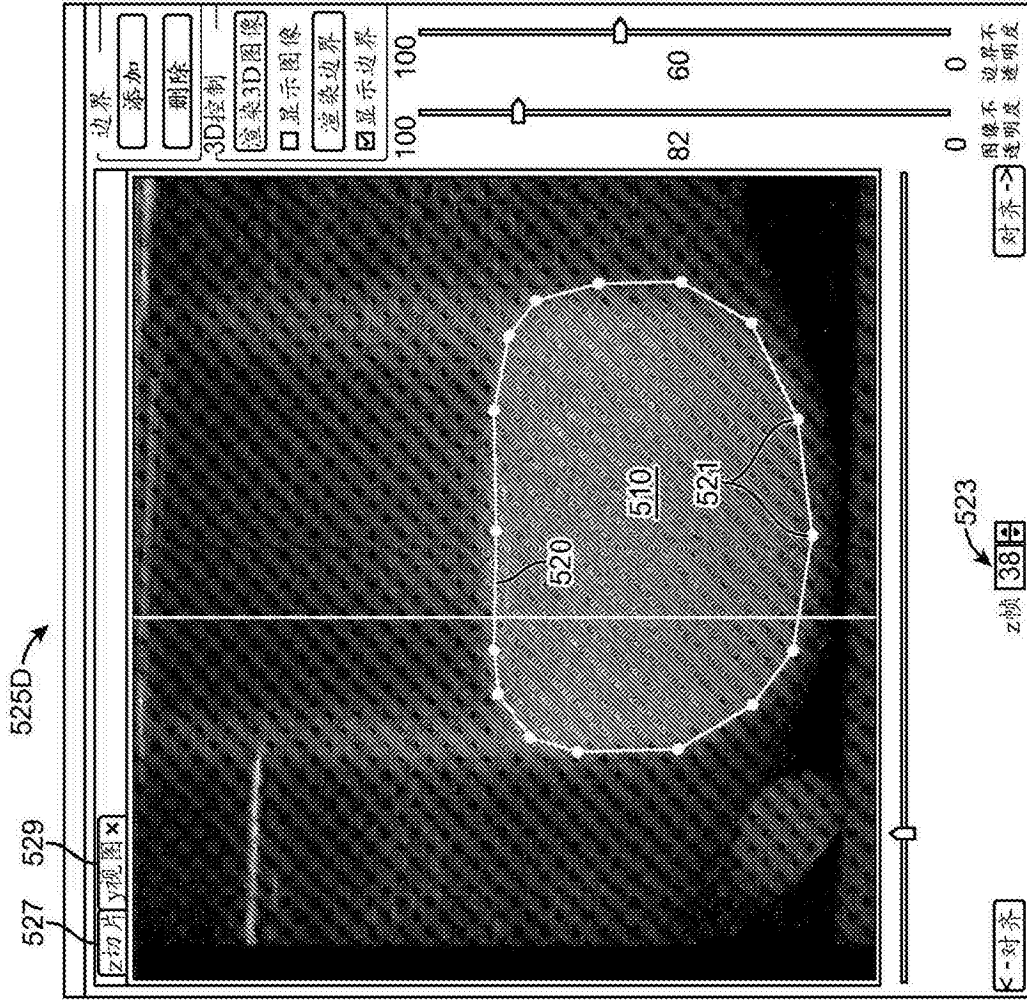


图21F

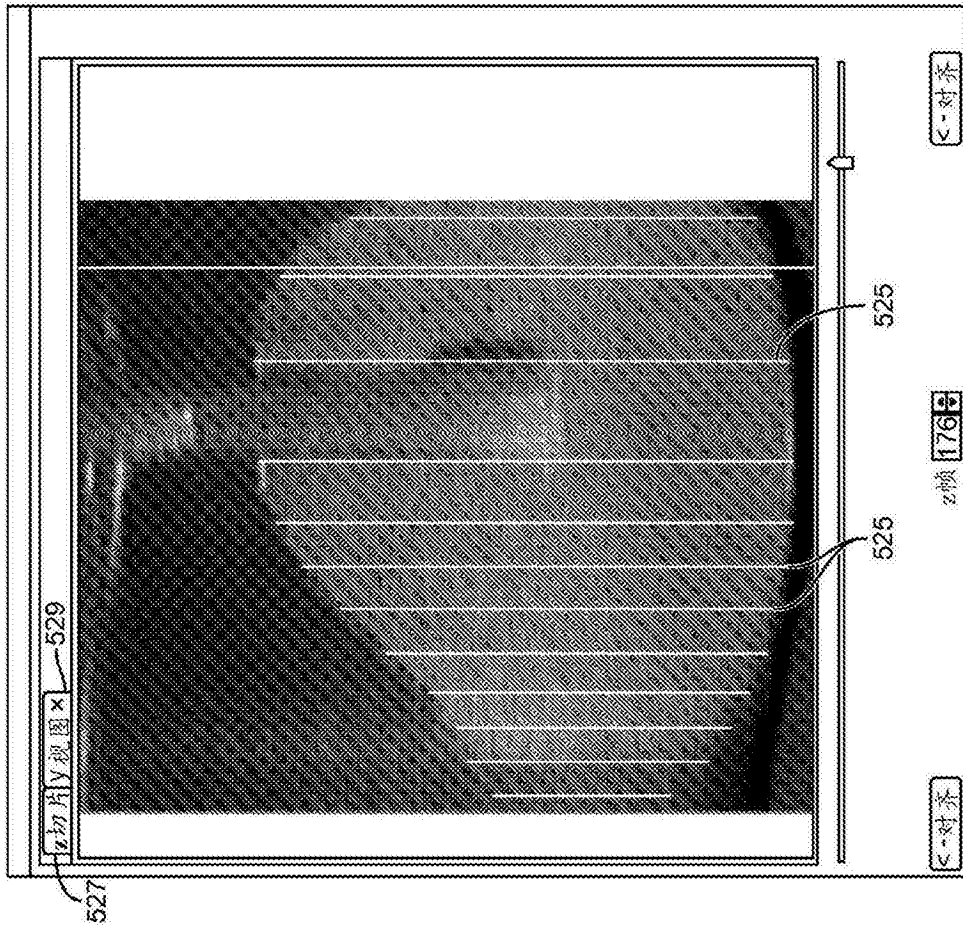


图21G

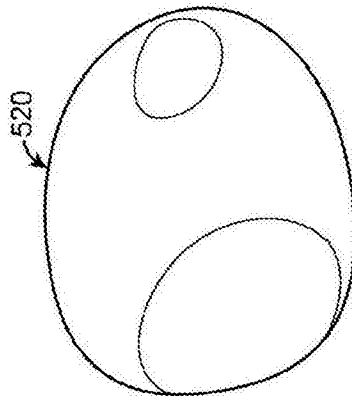


图21H



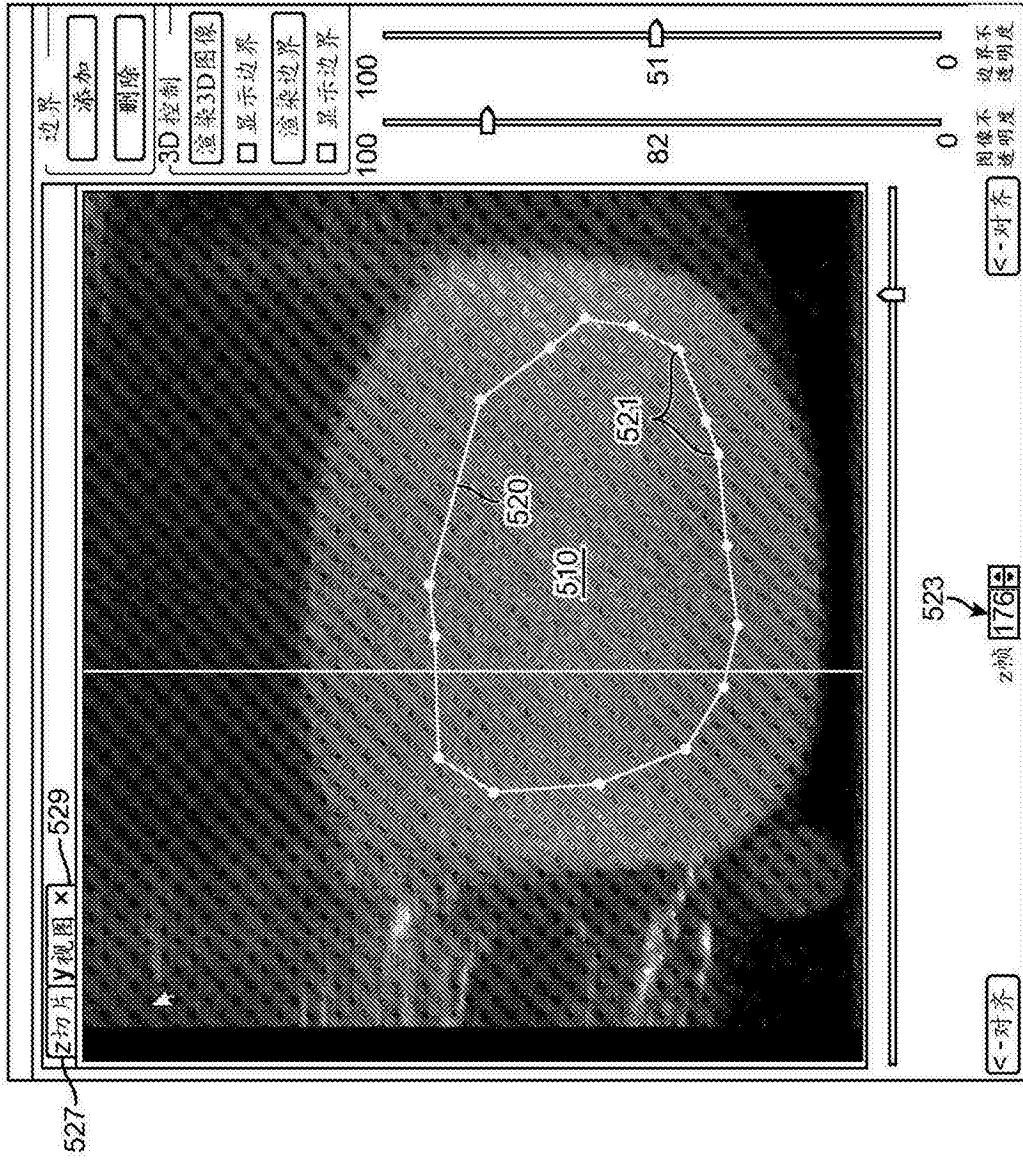


图21I



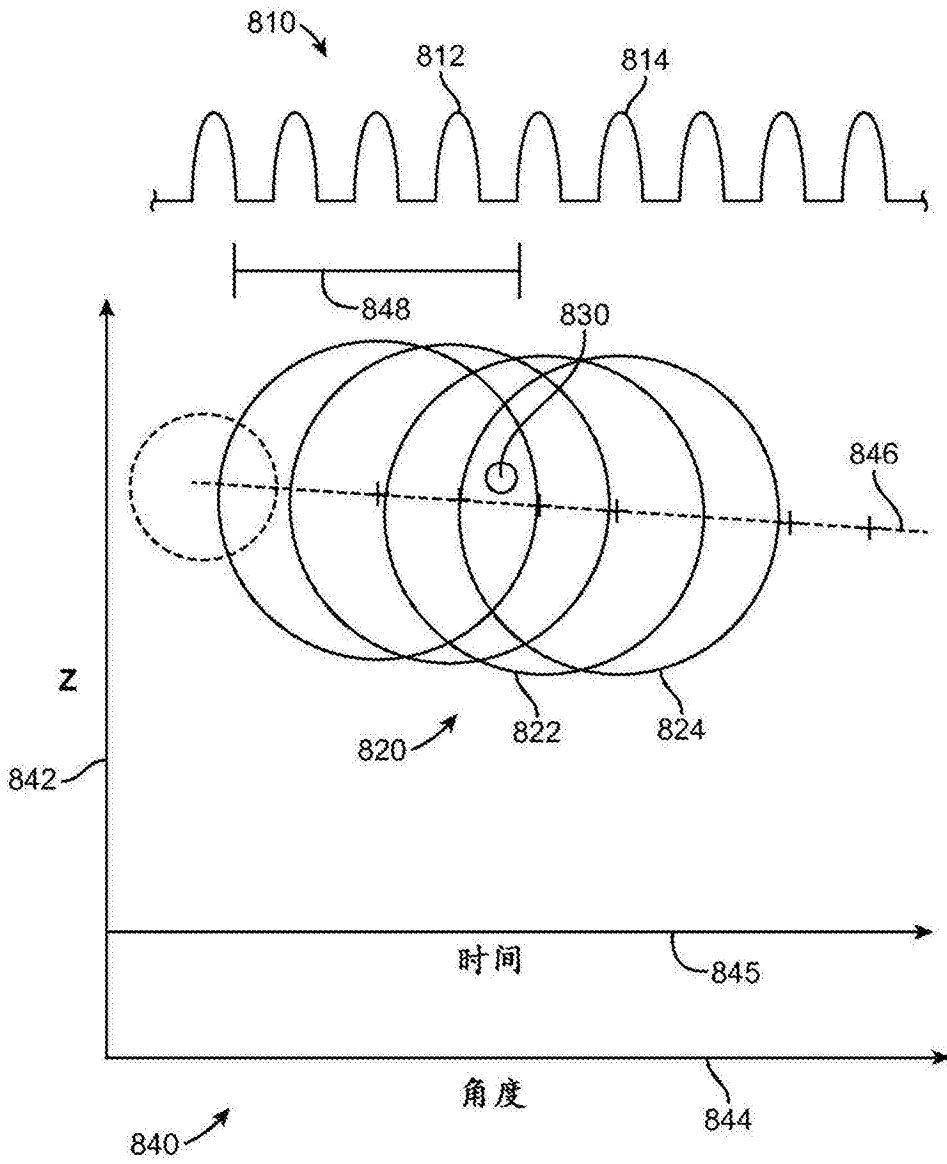


图21J

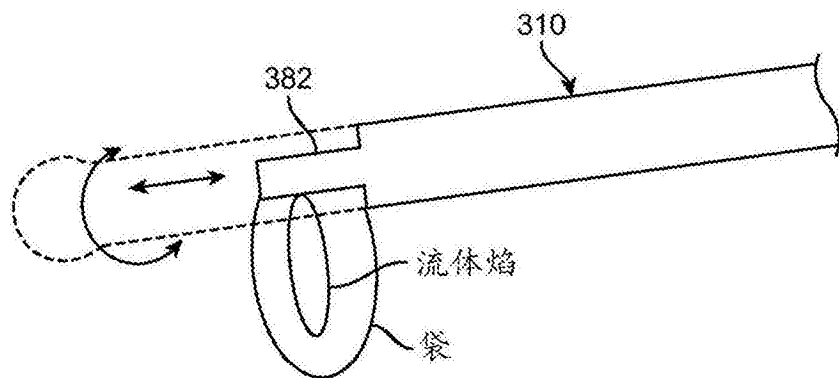


图21K

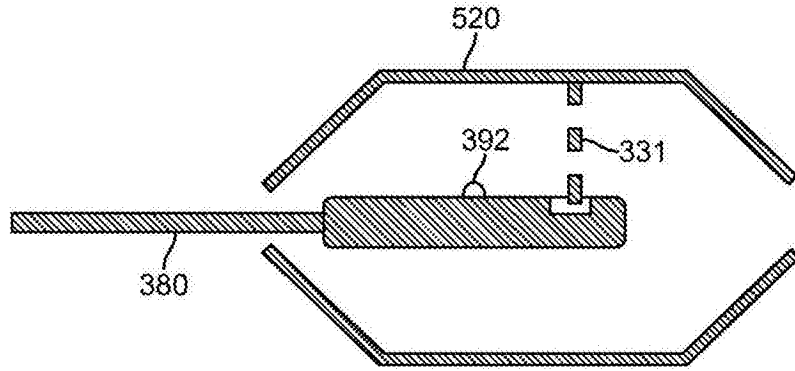


图22A

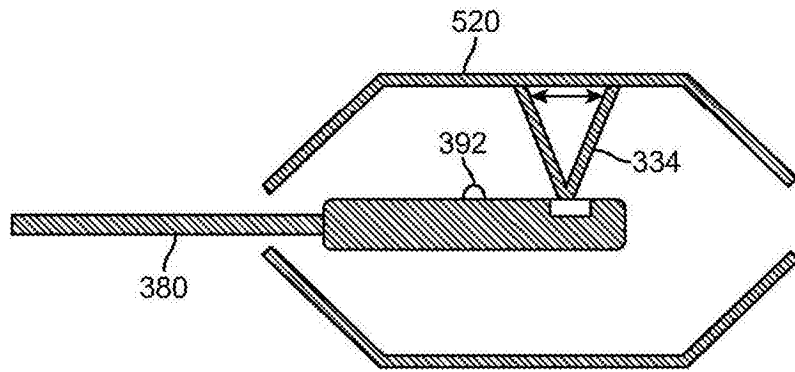


图22B

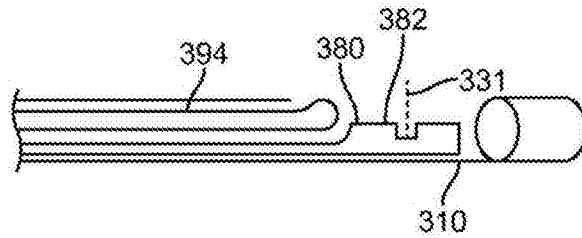


图22C

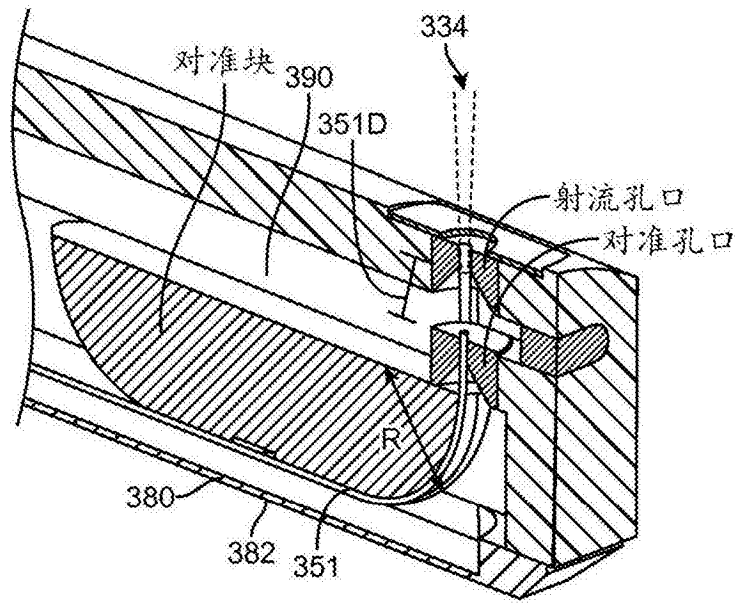


图23A

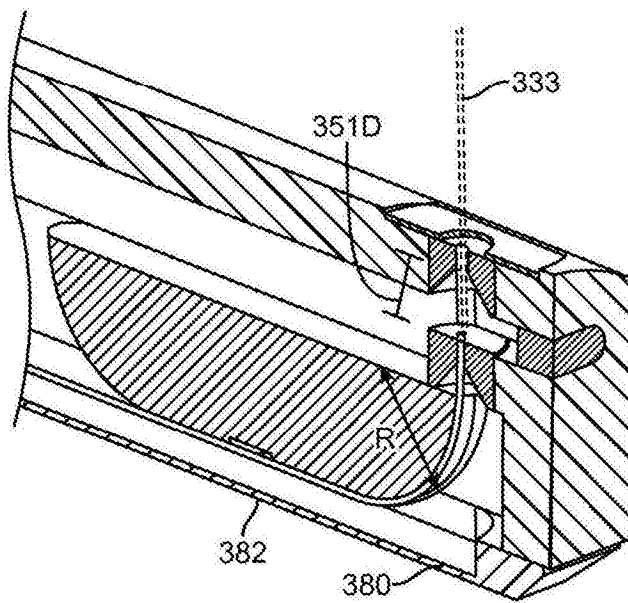


图23B

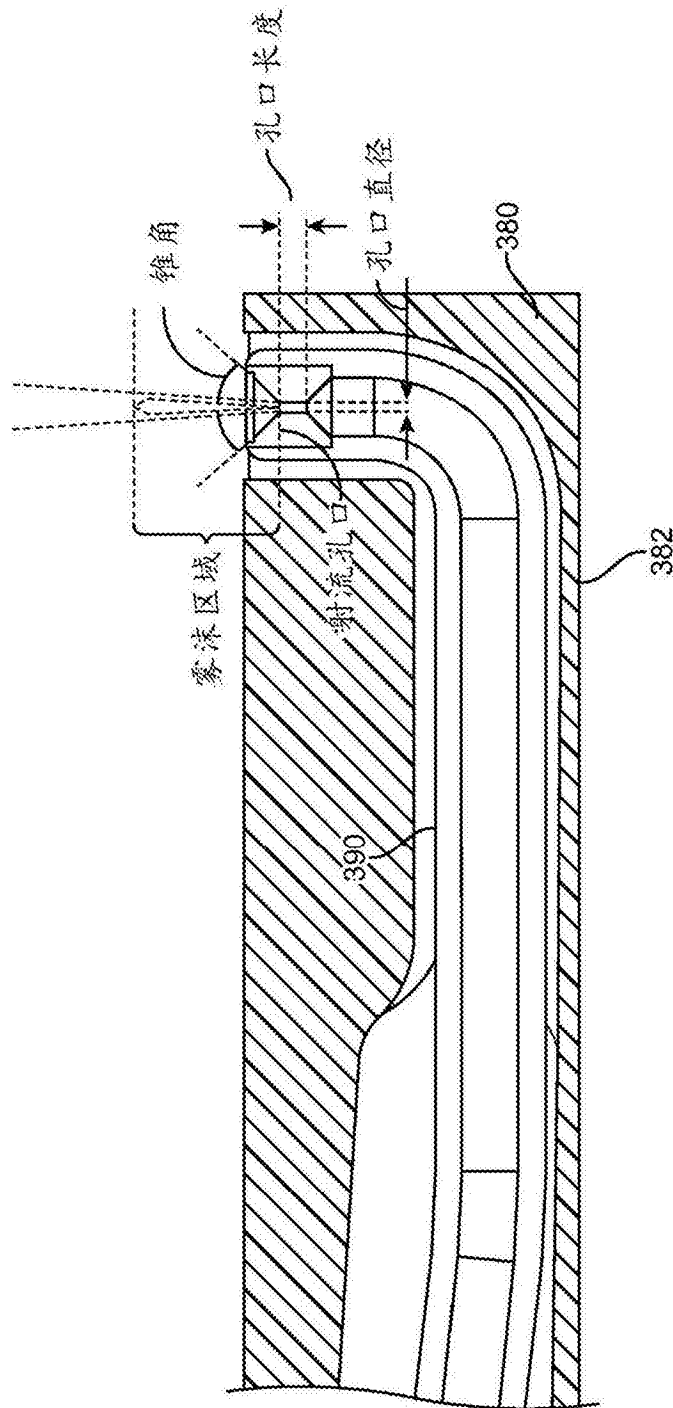
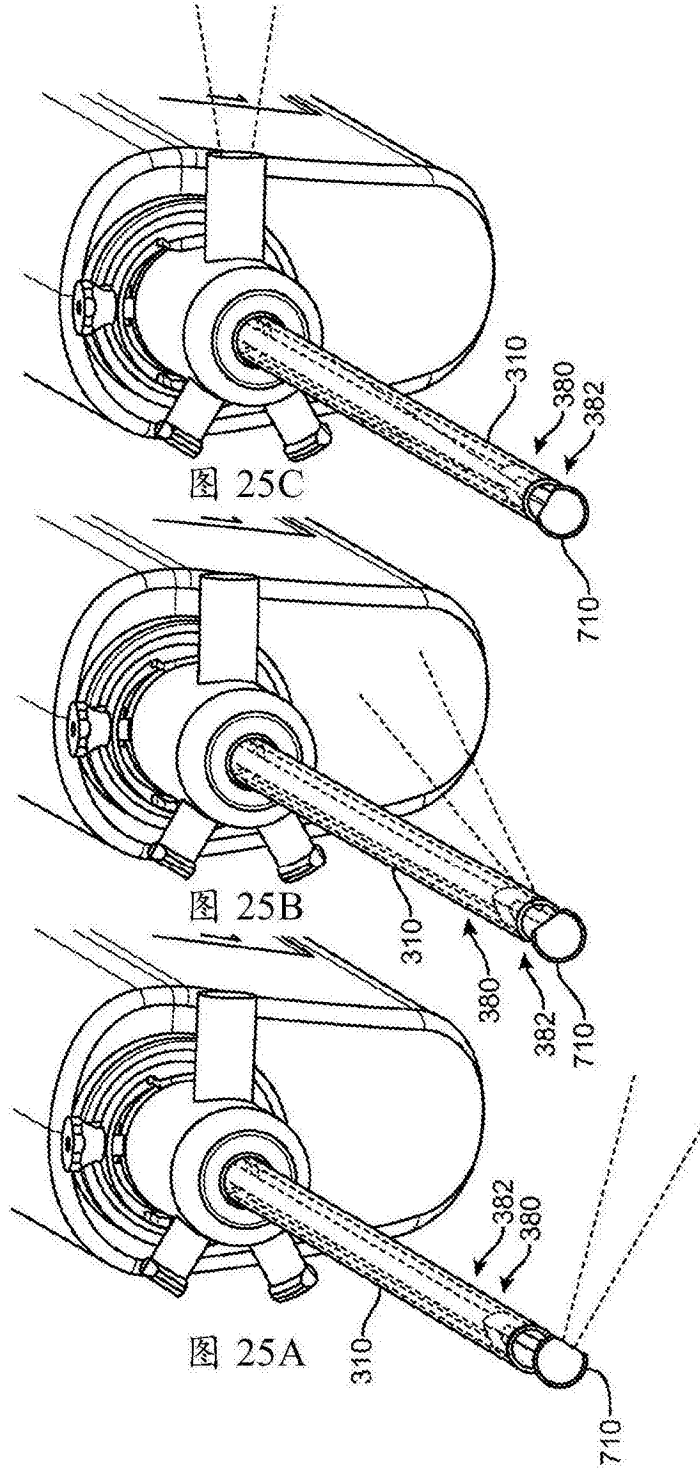
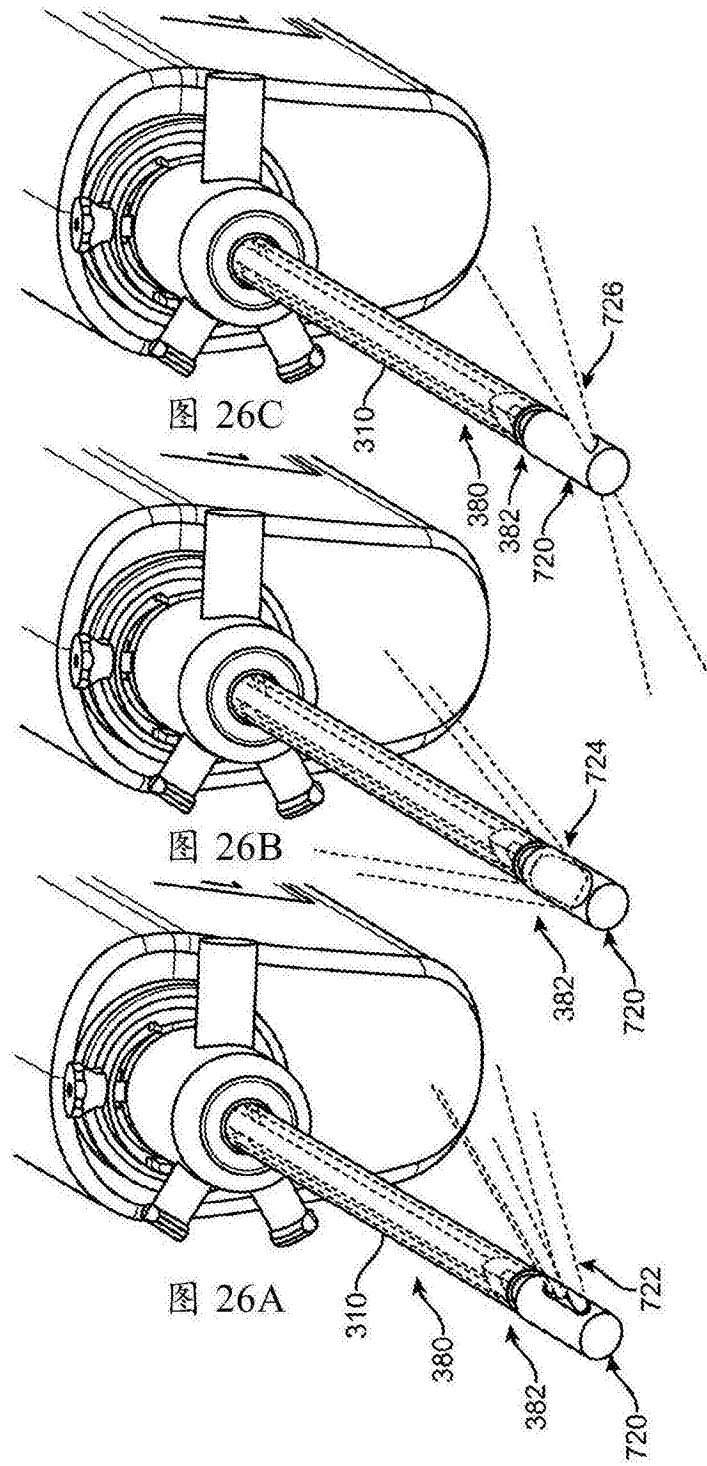


图24





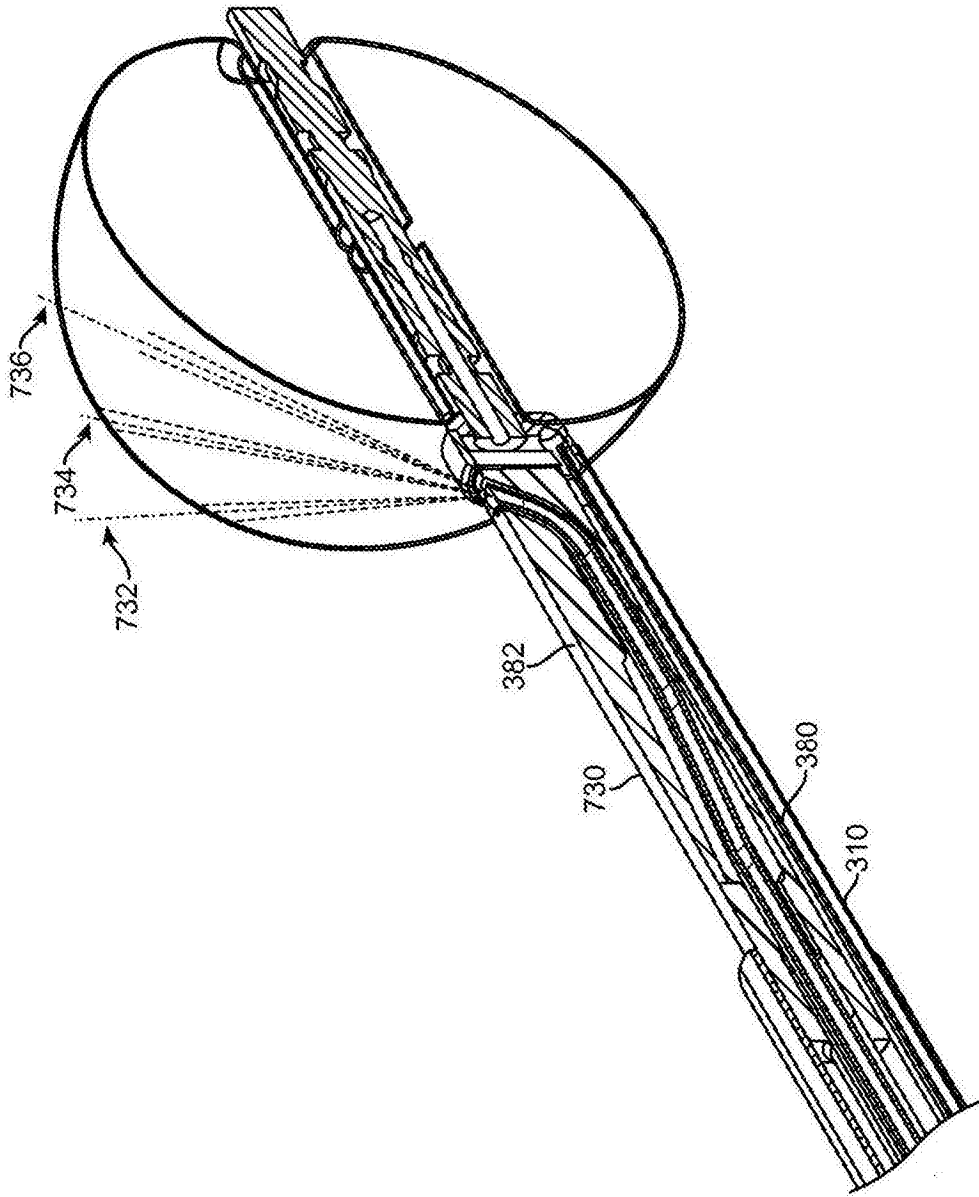


图27A

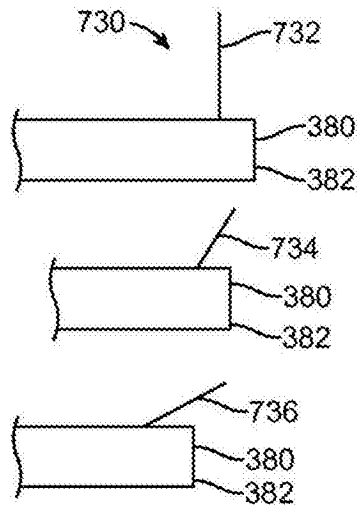


图27B



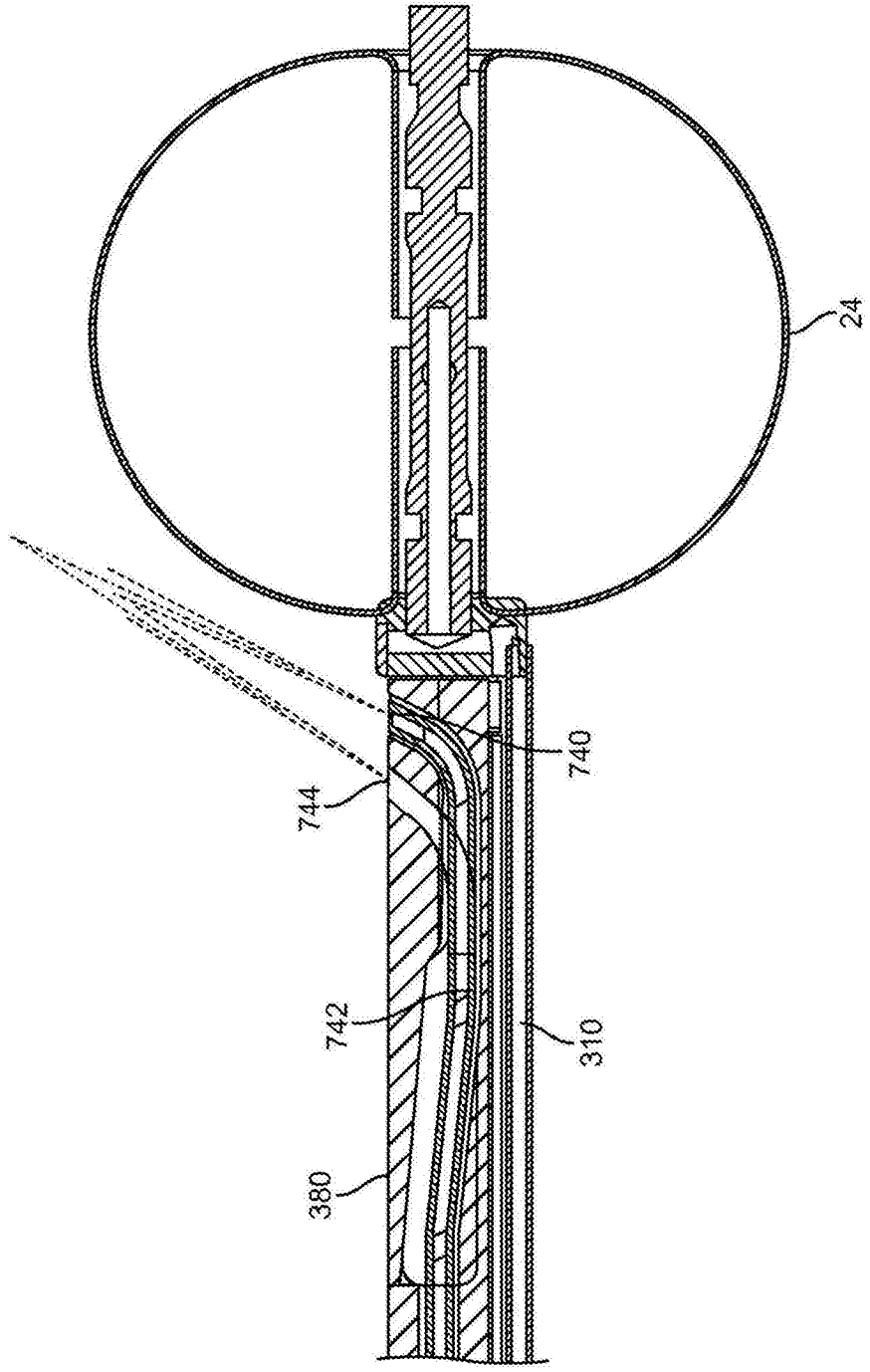


图28

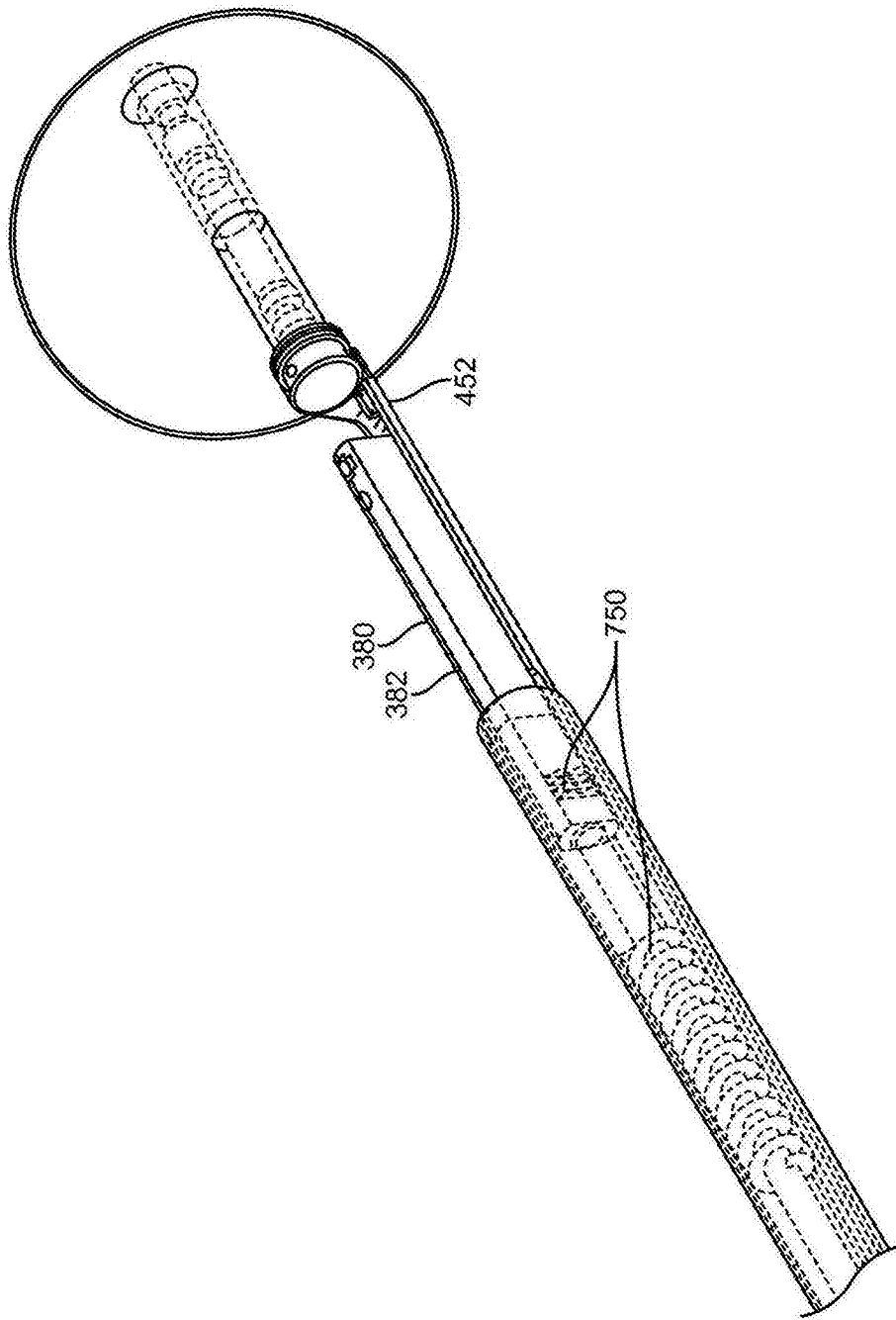


图29

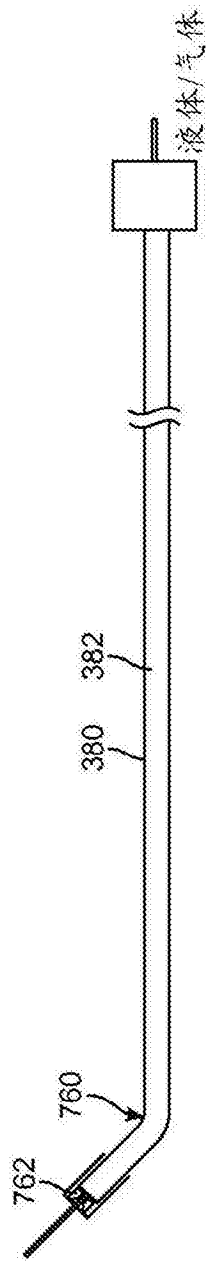


图30

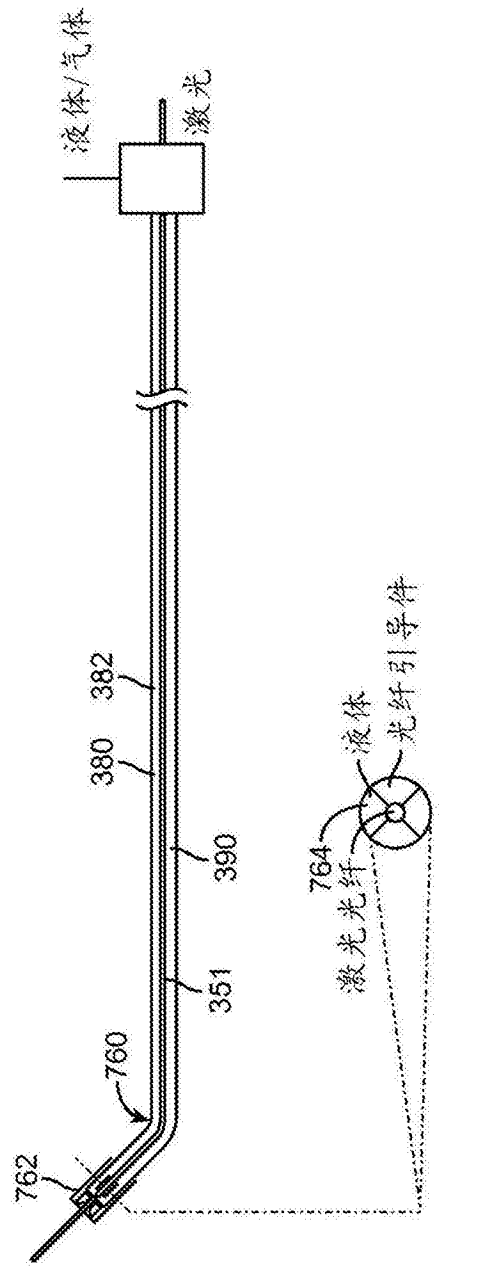


图 31A

图 31B

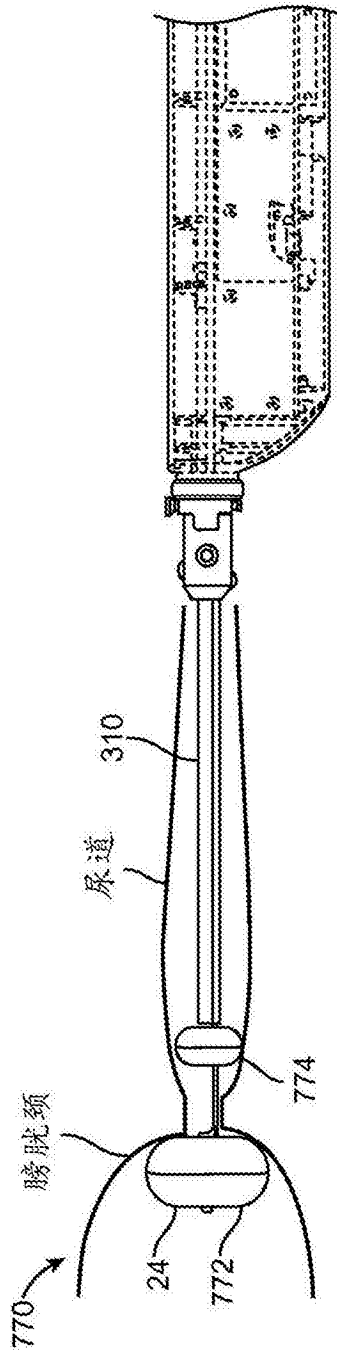


图32

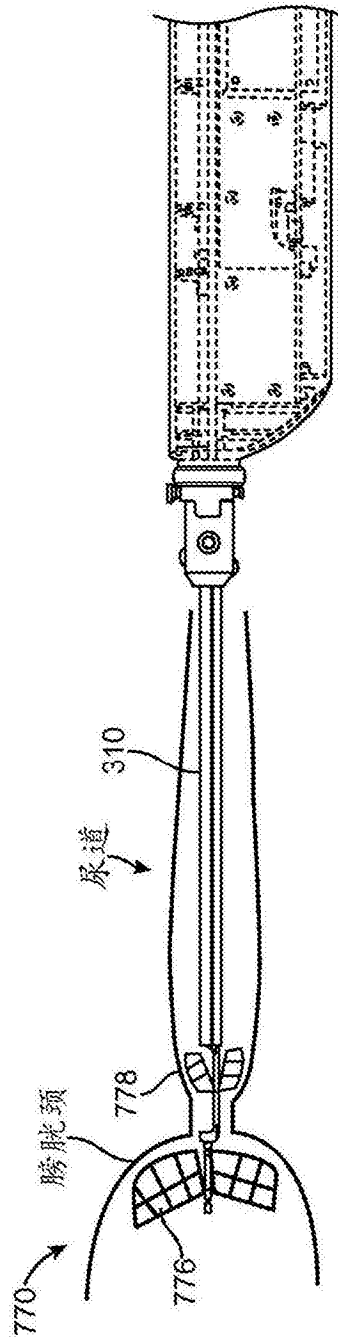


图33

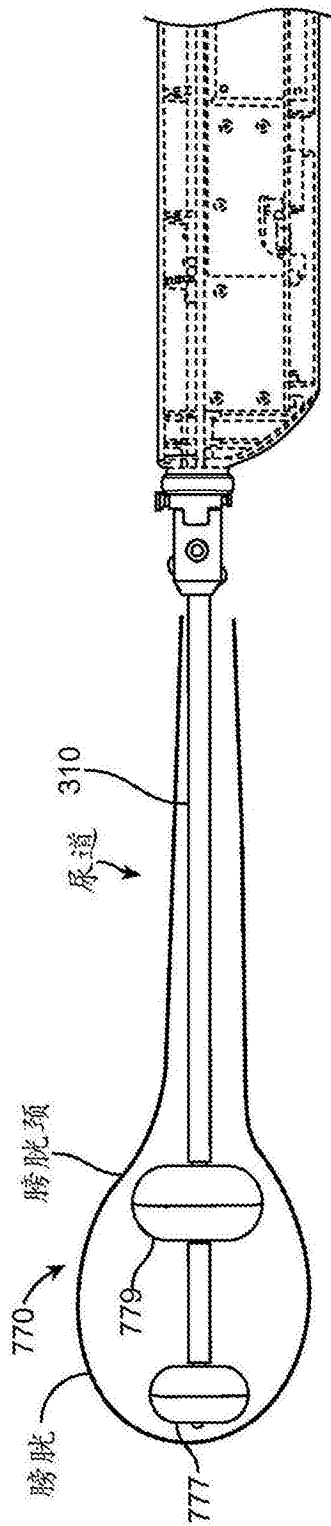


图34

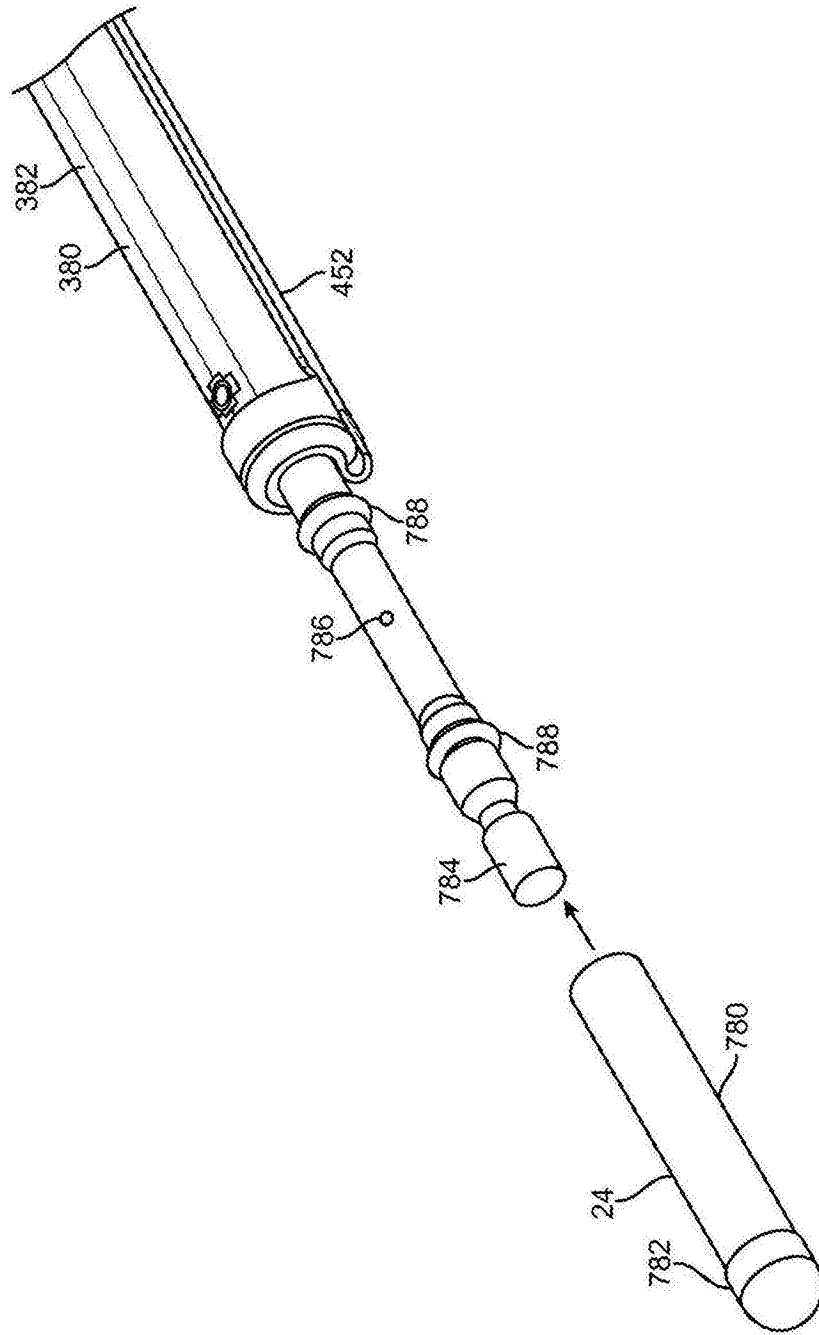


图35



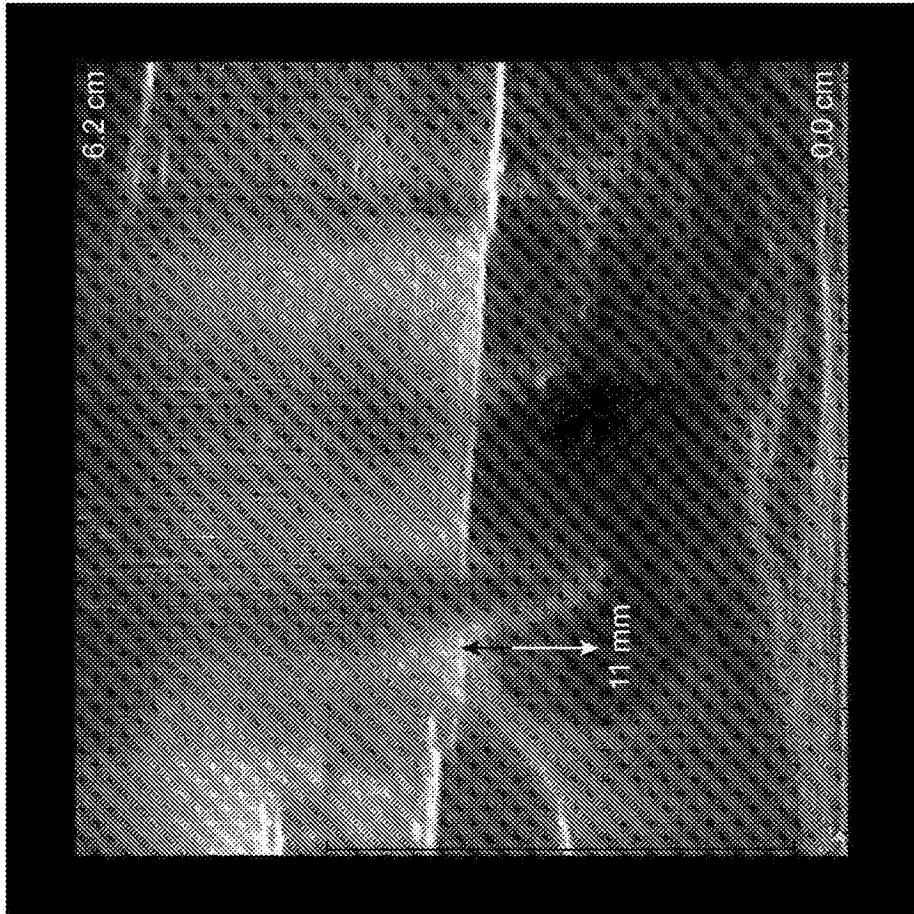


图36

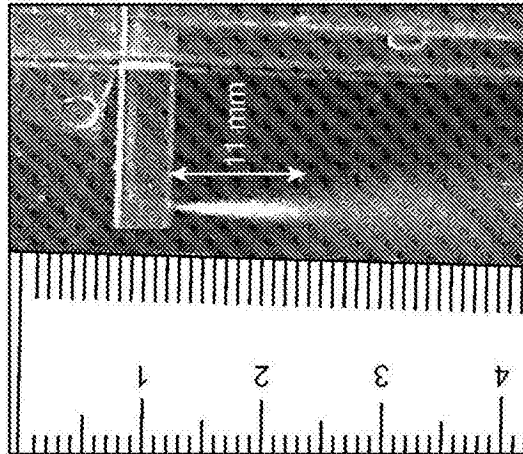


图37

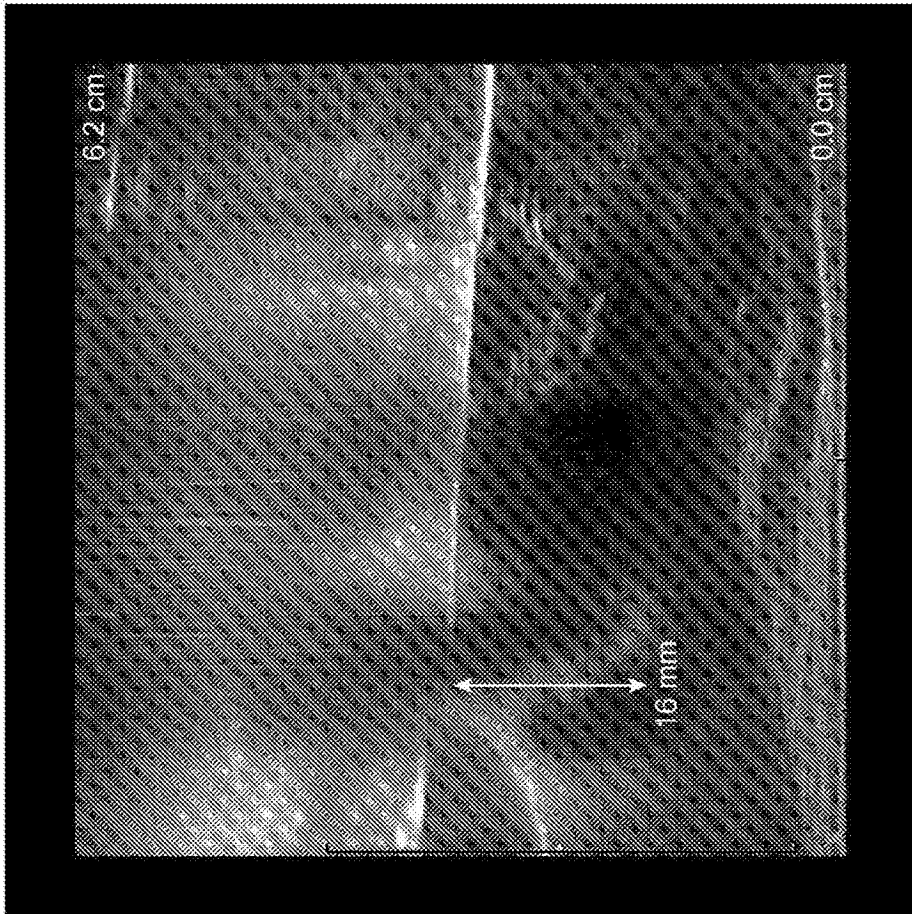


图38

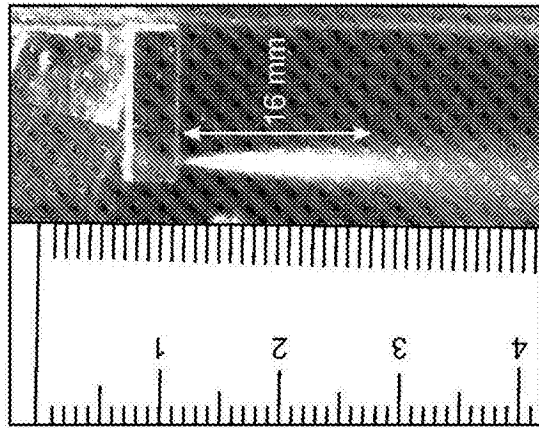


图39

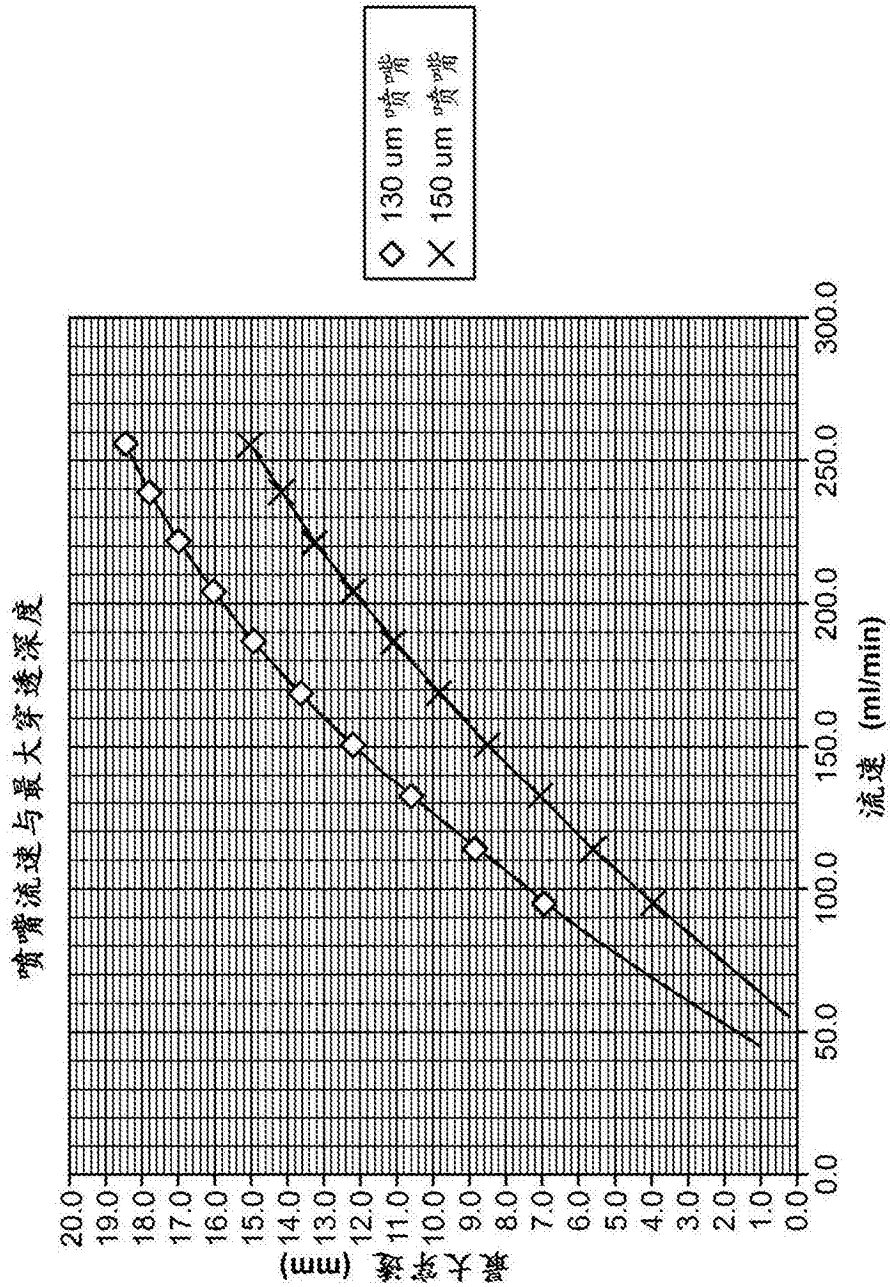


图40

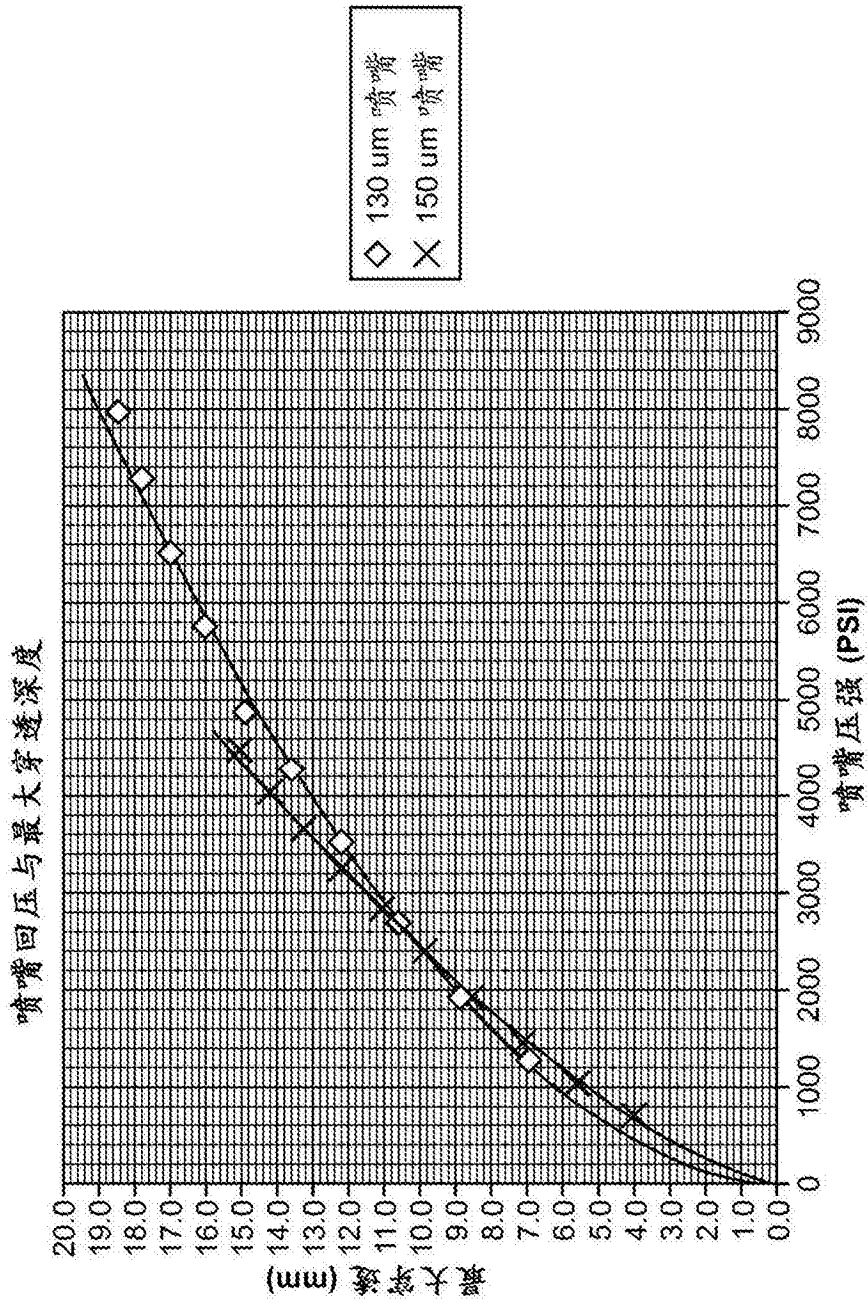


图41

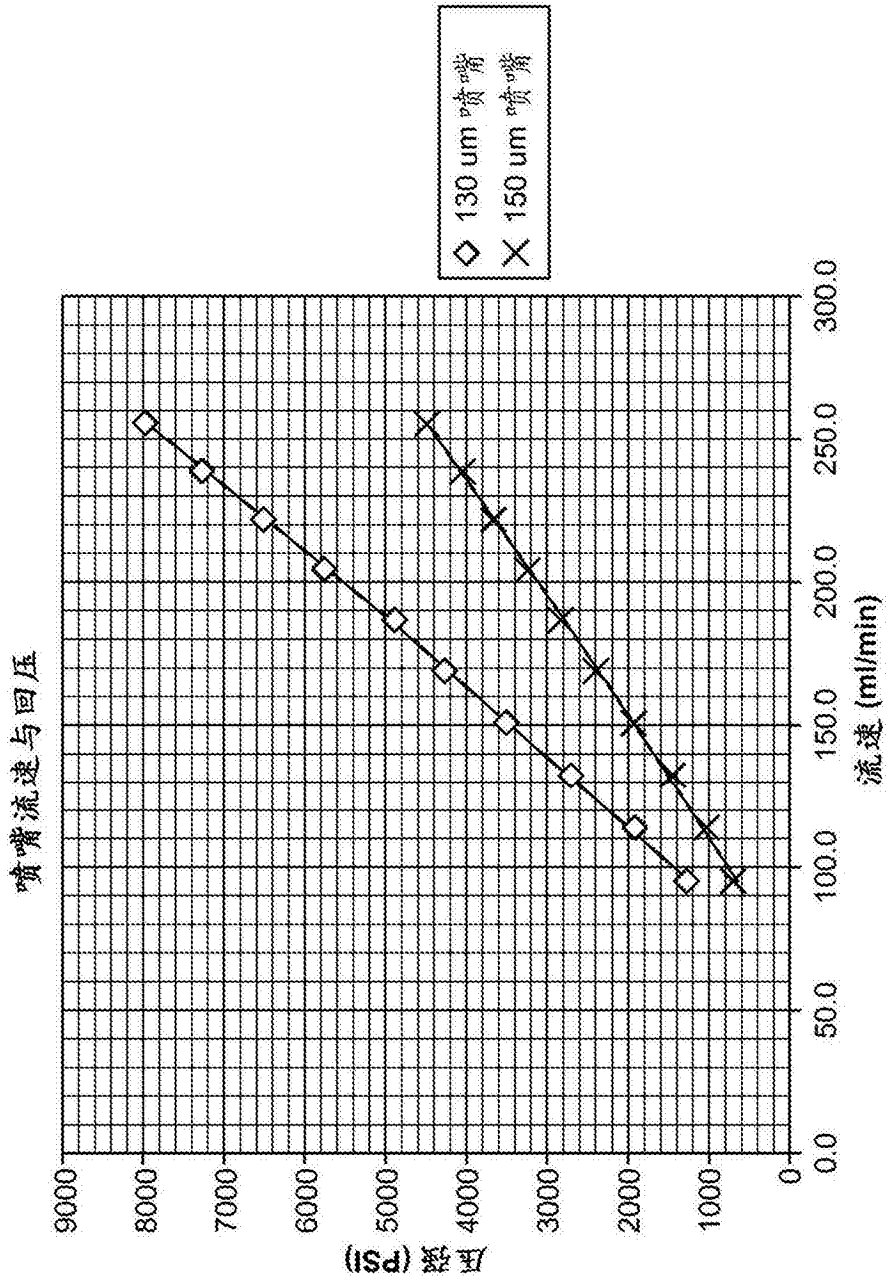


图42