



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114224438 A

(43) 申请公布日 2022. 03. 25

(21) 申请号 202111212562.9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2015.09.04

A61B 17/3205 (2006.01)

A61B 17/32 (2006.01)

(30) 优先权数据

62/046,674 2014.09.05 US

62/046,652 2014.09.05 US

(62) 分案原申请数据

201580059741.X 2015.09.04

(71) 申请人 普罗赛普特生物机器人公司

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

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

代理人 韦昌金 郑霞

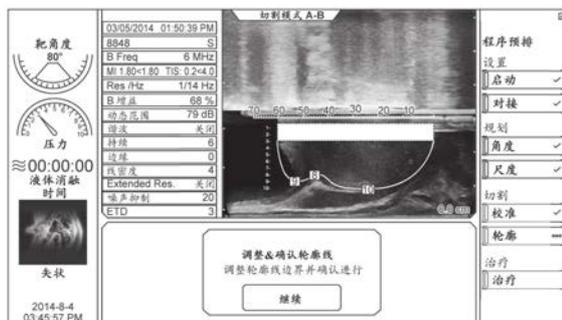
权利要求书2页 说明书34页 附图56页

(54) 发明名称

与靶器官图像的治疗映射结合的医师控制的组织切除

(57) 摘要

本申请涉及与靶器官图像的治疗映射结合的医师控制的组织切除。一种外科手术治疗设备包括细长支撑件、细长管和具有刚性远侧部分的可移动内窥镜,在其中该内窥镜的刚性远侧部分被配置成当该支撑件保持基本上固定时移动该设备的一个或多个部件。该支撑件可包括在远端附近的多个分隔开的抽吸口以促进与治疗部位的对准。在许多实施方式中,图像引导治疗设备被配置用于与成像装置一起使用。在许多实施方式中,提供靶切除轮廓。该靶切除轮廓以及一个或多个组织结构被显示在图像中,并且利用用户输入来调整显示在图像中的靶切除轮廓。



1. 一种治疗患者的设备,包括:

内窥镜;

将治疗能量导引到靶部位的细长载体,所述细长载体包括近侧部分和远侧部分,所述远侧部分被配置成将能量导引到所述靶部位,所述近侧部分包括确定所述载体绕所述载体的细长轴的旋转角的编码器;

细长管;以及

细长支撑件。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述细长管具有尺寸被确定成容纳所述内窥镜和所述细长载体的内直径,并且其中所述细长支撑件轴向延伸到所述细长管外部并且从所述细长管的外部连接到所述细长管,并且其中所述细长支撑件延伸超出所述细长管的远端。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述内窥镜、所述细长载体和所述细长支撑件中的每一个的尺寸都被确定成插入所述患者体内,并且其中所述细长载体和所述内窥镜滑动安置在所述细长管之内,其中所述细长支撑件轴向延伸到所述细长管外部。

4. 根据权利要求1所述的设备,其进一步包括:

手持件,其中所述细长载体和所述细长管从所述手持件延伸以插入所述患者体内。

5. 根据权利要求4所述的设备,其进一步包括:

臂,其中所述臂包括用于利用所述手持件来将所述细长支撑件和所述细长载体插入所述患者体内的第一未锁定配置和治疗所述患者的第二锁定配置。

6. 根据权利要求5所述的设备,其中所述臂包括耦合至所述手持件上的多个手持件连接器的多个臂连接器,以控制所述细长载体的旋转和平移。

7. 根据权利要求6所述的设备,其中所述多个臂连接器包括使所述细长载体旋转和平移的多个扭矩传送器。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述编码器被定位在所述细长载体的面上。

9. 根据权利要求1所述的设备,其中所述细长载体包括细长管,其中所述编码器包括围绕所述细长管的近侧部分沿周向和轴向延伸的环形结构,以将所述细长编码器附接到所述管的近侧部分。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中所述编码器包括具有围绕所述细长管沿周向和轴向延伸的模式格雷编码器。

11. 根据权利要求9所述的设备,其进一步包括在多个固定角位置和径向位置处围绕所述细长管分布以测量探头的旋转的多个检测器,并且其中固定的角位置对应于所述探头绕探头轴的角取向。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述多个检测器包括沿正交轴布置的四个光电检测器,以提供所述细长载体关于所述四个光电检测器的绝对角取向。

13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述细长载体和手持件被配置成从所述手持件移除所述细长载体。

14. 根据权利要求1所述的设备,其中所述编码器包括与探头的能量发射轴成角度对准的基准。

15. 根据权利要求14所述的设备,其中所述基准包括在轴向方向上朝着所述载体上的能量源延伸的边界,所述边界与所述能量源成角度对准。

16. 根据权利要求4或5中任一项所述的设备,其中所述手持件或所述臂中的一个或多个包括增加或减小所述治疗能量的功率设置的输入。

17. 根据权利要求15所述的设备,其进一步包括治疗表,所述治疗表包括多个坐标参考位置和多个数量的能量,并且其中响应于针对所述多个坐标参考位置中的每一个的所述多个数量的能量来限制利用所述手持件的最大功率设置输入。

18. 根据权利要求1所述的设备,其进一步包括:

包括治疗表的处理器,所述治疗表包括多个坐标参考位置和多个能量,所述多个坐标参考位置中的每一个都包括轴向位置、角位置和能量源的功率设置。

19. 根据权利要求1所述的设备,其进一步包括:

被配置成耦合至臂的附件,所述附件包括所述细长管和所述细长支撑件,其中所述附件被配置成容纳所述细长载体和所述内窥镜。

20. 根据权利要求19所述的设备,其中所述附件包括被配置用于一次性使用的无菌附件。

21. 根据权利要求19所述的设备,其中所述附件包括被配置成提供唯一标识以在多个附件之中标识所述附件的电路。

22. 根据权利要求21所述的设备,其进一步包括:

处理器,所述处理器包括将所述附件的使用限制成一次性使用的指令。

23. 根据权利要求22所述的设备,其中所述处理器包括生成治疗表的指令,并且其中所述附件的所述电路包括非易失性存储器和将所述治疗表存储在所述非易失性存储器中的指令。

24. 根据权利要求23所述的设备,其中所述附件的所述电路包括存储所述能量源的功率设置、所述能量源的压力或所述能量源的流速中的一个或多个的指令。

25. 根据权利要求22所述的设备,其中所述附件包括电气耦合至所述臂并且将数据从所述电路传送给所述臂且从所述电路传送给所述臂的连接器。

26. 根据权利要求19所述的设备,其中所述附件包括将所述细长载体上的能量源移至多个轴向位置和角位置的连杆,并且其中所述附件包括从所述臂上的多个连接器接收旋转移动的多个可旋转连接器,所述附件包括测量多个轴向位置和角位置的多个编码器,所述附件包括将信号从所述多个编码器传送给所述臂的连接器的所述附件的处理器接收所述信号并使所述多个可旋转连接器旋转以将所述能量源驱动至所述多个轴向位置和角位置。

27. 根据权利要求19所述的设备,其中所述附件包括塑造成为用户在锁定所述臂之前操控所述附件的部件的手持件。

28. 根据权利要求19所述的设备,其中所述附件包括被配置成治疗靶器官的工具箱的部件。

29. 根据权利要求19所述的设备,其中所述臂包括手动可移动臂或机械臂中的一个或多个。

与靶器官图像的治疗映射结合的医师控制的组织切除

[0001] 本申请是申请日为2015年09月04日,申请号为201580059741.X,发明名称为“与靶器官图像的治疗映射结合的医师控制的组织切除”的申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求以下专利申请的优先权:提交于2014年9月5日、题为“INTEGRATED TREATMENT MAPPING WITH ULTRASOUND IMAGES”序列号为62/046,652的美国临时专利申请[代理人案卷号 41502-713.101]和提交于2014年9月5日、题为“PHYSICIAN CONTROLLED TISSUE RESECTION METHODS AND APPARATUS”序列号为62/046,674的美国临时专利申请[代理人案卷号 41502-714.101],上述申请的全部公开内容通过引用而并入本文。

[0004] 本专利申请的主体涉及以下专利申请:提交于2014年9月5日、题为“Gene Analysis and Generation of Stem Cell Methods and Apparatus”序列号为62/046,290的美国申请[代理人案卷号 41502-711.101]和提交于2014年9月5日、题为“Tissue Sampling and Treatment Methods and Apparatus”序列号为62/046,274的美国申请[代理人案卷号41502-710.102],上述申请的全部公开内容通过引用而并入本文并且适合于根据本文公开的实施方案的组合。

[0005] 本专利申请的该主题涉及以下专利申请:提交于2014年6月30日、题为“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”序列号为62/019,305的美国临时专利申请[代理人案卷号 41502-708.103];提交于2014年3月31日、题为“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”序列号为 61/972,730的美国临时专利申请[代理人案卷号41502-708.102];提交于2013年9月6日、题为“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”序列号为61/874,849的美国临时专利申请[代理人案卷号41502-708.101];上述申请的全部公开内容通过引用而并入本文并且适合于根据本文公开的实施方案的组合。

[0006] 本专利申请的主体还涉及以下专利申请:提交于2013年2月28日、题为“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”的第PCT/US2013/028441号PCT申请[代理人案卷号 41502-705.601];和提交于2012年2月29日、题为“AUTOMATED IMAGE-GUIDED INTRA-ORGAN RESECTION AND TREATMENT”序列号为61/604,932的美国专利申请[代理人案卷号41502-705.101];公开号为US 20090227998、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];公开号为US 20110184391、提交于2010年2月4日的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”序列号为12/700,568的申请[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];提交于2007年4月8日、在2011年11月8日以W02011097505公开的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”的第PCT/US2011/023781号PCT申请,上述文献的全部公开内容通过引用而并入本文并且适合于根据本文公开的实施方案的组合。

背景技术

[0007] 用于组织移除的现有方法和设备在至少某些方面会不够理想。用于组织移除的现有方法和设备在至少某些情况下会产生不够理想的结果。而且,现有方法和设备会比理想状态更复杂一些,并且比理想状态下的可靠性稍差一些。现有方法和设备会比将理想状态更昂贵一些,以至于可接受有益治疗的人要少于期望数目。

[0008] 与实施方式有关的研究表明在外科手术程序中使用内窥镜的现有方法和设备在至少某些方面尚不够理想。例如,现有方法和设备在至少某些情况下外科手术部位的查看可能不太理想。而且,现有治疗与外科手术部位的对准在至少某些情况下尚不够完美。现有外科手术设备可以提供低于理想的横截面宽度来进入外科手术部位,并且现有设备可以被不能理想地配置成进入外科手术进入路径诸如通过身体内腔。

[0009] 鉴于上述内容,期望提供用于组织移除的改进的方法和装置。理想地,此类装置将更易于使用、更易于与外科手术部位对准、更小、更可靠并提供改善的患者结果。

发明内容

[0010] 本公开内容的实施方式提供治疗患者的改进的方法和设备。在许多实施方式中,图像引导治疗设备被配置用于与成像装置一起使用。在许多实施方式中,提供一种靶切除轮廓。该靶切除轮廓以及一个或多个组织结构被显示在图像中,并且利用用户输入来调整显示在图像中的靶切除轮廓。该图像引导治疗设备可以被配置成提供具有利用成像装置获得的图像的一个或多个参考结构以允许该治疗设备与成像装置一起使用。该一个或多个参考结构可包括可移动探头尖端或治疗设备的标记物。在许多实施方式中,该治疗设备被配置成以校准移动来移动探头尖端,以确定该图像到该治疗探头的物理坐标的映射。该探头的经过校准的移动可以确定该图像的放大率并校正该成像探头的放大率的误差,并且可以允许该成像装置以独立于该治疗装置的许多独立配置和设置来使用。该治疗设备可包括可以用于确定映射的图像中可见的一个或多个参考标记物,并且该参考标记物可包括该治疗探头的一个或多个结构。而且,该治疗设备可以被配置用于校正该治疗探头和该成像探头之间不够理想的对准,以促进该成像装置和该治疗设备的使用。在许多实施方式中,该设备包括具有调整图像以校正残余对准误差的指令的处理器。在许多实施方式中,该治疗探头与超声探头的矢状面基本上对准,以使得该治疗探头的细长轴延伸在矢状面的视场内,以使得该细长探头的相当大一部分出现在矢状图像中以便在矢状图像中示出该靶向治疗区和细长探头。在许多实施方式中,延伸在矢状图像视场内的该治疗探头的细长轴可以与该成像探头的细长轴非平行的角度延伸,以使得该治疗探头可看起来以与图像的轴按一定角度倾斜,例如在该矢状图像中倾斜。在许多实施方式中,矢状图像可以被旋转以使得该治疗探头的细长轴看起来与该矢状图像的轴对准以便于用户规划治疗。

[0011] 在许多实施方式中,治疗表被存储在诸如计算机可读存储器之类的有形介质上。该治疗表包括可以被用来限定治疗的多个参考位置。

[0012] 在许多实施方式中,一种切除组织的方法包括将组织切成为组织切除轮廓。该组织切除轮廓被测量,并且响应于所测量的组织切除轮廓将该组织切成为靶轮廓。

[0013] 虽然参考对前列腺的治疗,但是本文公开的实施方式非常适合于与诸如子宫内
膜消融术、子宫肌瘤移除术、前列腺癌症、肿瘤移除以及需要导管的任何治疗的其他应用

相组合,并且精确的3D移除会有帮助的。

[0014] 本公开内容的实施方式提供用于组织移除的改进的方法和设备。在许多实施方式中,外科手术治疗设备包括:细长支撑件、细长管、以及具有刚性远侧部分的可移动内窥镜,在其中该内窥镜的刚性远侧部分被配置成当该支撑件保持基本上固定时移动该设备的一个或多个部件。该支撑件可以被固定连接至该管的近侧部分以为该细长管和支撑件增加刚度和硬度,并且该支撑件可以利用在它们之间的间隙与该细长管分开以限定可以帮助抑制外科手术部位的过压的该患者体外的泄露路径。该支撑件可以轴向延伸到管之外并且可包括面向该管的内凹侧以减小横截面尺寸。该支撑件可包括在远端附近的多个分隔开的抽吸口以促进与该治疗部位的对准。该抽吸口可以是超声可见的以促进与该患者的对准。被配置成移动该设备的远侧结构的内窥镜可以提供减小的横截面尺寸。在许多实施方式中,刚性内窥镜被配置成移动该细长管的至少一部分。随着内窥镜移动的一个或多个部件可包括流体递送通道的开口,当内窥镜移动时其与内窥镜保持固定距离以便当从开口释放的流体使得被移除的组织离开内窥镜的远端时提供外科手术部位的改进查看。在许多实施方式中,连接至该内窥镜的远侧部分的耦合件被连接至流体递送通道以使流体递送通道的开口随着该内窥镜前进和缩回。该耦合件可以被配置成容纳细长载体,其将能量导引到靶并使该细长载体的远端稳定。虽然可以以许多方式来配置流体递送通道,但是在许多实施方式中该细长伸缩管至少部分限定流体通道并且被连接至该内窥镜的具有耦合件的远端以便随着该内窥镜移动具有开口的该细长管的远端。该细长伸缩管可包括尺寸被确定成适合该内窥镜的刚性部分的内直径和被配置成将能量导引到靶部位的细长载体。该细长载体可以载送能量递送元件(诸如喷嘴)或可以朝向治疗部位导引的电极。该耦合件可包括尺寸被确定成容纳与该内窥镜组合的细长载体的引导件并允许载体相对于该内窥镜的独立运动以便当该内窥镜保持静止以进行至少一部分治疗时利用该载体相对于该内窥镜的旋转和平移移动来治疗患者。

[0015] 在许多实施方式中,该耦合件包括容纳该载体探头的载体通道和容纳该内窥镜的内窥镜通道,每个通道都延伸通过该耦合件。该通道可包括具有载体通道在内窥镜通道上面的类似于“8字形”的方式的“8字形”配置,其中。在许多实施方式中,该载体通道和内窥镜通道的至少一部分重叠。在许多实施方式中,该载体通道包括比内窥镜通道更大的横截面直径。

[0016] 在许多实施方式中,该支撑件、该治疗能量载体探头和该内窥镜的布置可以允许用户以内窥镜同时看到该支撑件、治疗能量探头和外科手术部位,这可以使得该设备更易于与该患者的解剖参考对准。

[0017] 在许多实施方式中,该支撑件包括减小压力的放大远侧尖端部分,诸如球形部分。在许多实施方式中,该放大尖端提供了插入便利。该耦合件可包括在使探头前进以促进插入患者时适合于在放大远侧尖端后面的尖端部分。

[0018] 在许多实施方式中,尺寸被确定成在横截面上比该支撑件具有抽吸端口那部分更大的刚性细长支撑件的尖端将向外推动尿道,并且该耦合件将被放置成一直向前,使得从该耦合件的倾斜表面的尖端向球形尖端延伸约4mm。该配置允许许可医师在插入期间看到球形尖端的下部。

[0019] 在许多实施方式中,该内窥镜包括接合附件的补充结构的接合结构。该附件的补充

结构可以沿着附件移动以允许从该附件移除该内窥镜。该补充结构可包括滑动结构的部件(诸如轨道上的托架),例如,其可以允许该用户将此范围来回调整。

[0020] 在许多实施方式中,该细长支撑件包括被布置为基准标记物的开口。该开口可以以规则间隔(例如约1cm)分隔开,以使得该支撑件包括能够衡量治疗的标尺。该开口可以是利用超声可见的以帮助用户 在患者体内定位该细长支撑件。虽然可以以许多方式来定位该细长支撑件,但是在许多实施方式中该支撑件的标记物可以是利用超声可见的以使得能够在不用内窥镜的情况下利用超声来定位探头。在许多实施方式中,可以在治疗期间看到包括移动能量源的载体探头尖端相对于利用开口限定的标记物的移动。在许多实施方式中,该开口包括耦合至抽吸源的抽吸通道的开口以去除被切下的组织。

[0021] 在许多实施方式中,系统用户可以使多个标记物(诸如在细长支撑件上的七个标记物中的五个标记物)可见。在许多实施方式中,用户使五个最接近标记物可见并且将最接近的标记物与解剖参考(诸如 前列腺的精丘)对准。该支撑件的最接近标记物可以对应于用于治疗 该患者的外科手术附件的坐标参考系的零点。

[0022] 在许多实施方式中,该内窥镜或载体探头中的一个或多个被配置成使治疗与解剖参考(诸如前列腺的精丘)对准。该精丘可包括在尿道的前列腺部分的底中的隆起(输精管在那里进入尿道),可以利用 超声或内窥镜看到这些。在许多实施方式中,可调整内窥镜包括可以前进和缩回的可调整范围。该可调整范围可包括限制该范围向近侧移动的机械停止件,以使得内窥镜的远端可以与精丘对准以将图像引导 治疗的参考系与诸如精丘的解剖参考对准。备选地或组合地,在该探头上载送的能源可以与诸如精丘的参考结构对准。在许多实施方式中,耦合至该探头的电路被配置成将探头放置在与治疗的轴向边界相对应的位置处,以将治疗设备与外科手术靶部位对准。该治疗的轴向边界可以被限定为治疗设备的坐标参考系的零点。在许多实施方式中,该治疗的零点被调到精丘上以便使手术与患者匹配。沿着治疗轴的正数对应于该治疗探头参考系的精丘远侧的轴向位置,并且它们从患者解剖参考系接近该精丘。

[0023] 在许多实施方式中,包括去到抽吸通道的开口的该细长支撑件的标记物可以与细长超声探头(诸如经直肠的超声探头)对准。该标记物可以与处于矢状模式(在其中超声探头的矢状面沿着超声探头的细长轴延伸)的超声探头对准。手持件可以由用户调整成在矢状面图像中定位多个标记物。如果用户没有在矢状面图像中看到标记物,则其细长轴可能没有与该超声探头的矢状面恰好对准,并且该超声探头或多个标记物中的一个或多个被调整成将多个标记物带到矢状面超声图像中。

[0024] 在该超声探头处于横向模式的许多实施方式中,该细长支撑件可以是月亮形状的,并且如果月亮形状变形则用户可以告知限定该治疗轴的细长支撑件是向左还是向右旋转。

[0025] 在许多实施方式中,包括该标记物的支撑件被对准成基本上位于矢状面超声图像内,以使得若干标记物在超声图像中看得见。然而,响应于标记物沿着非并行配置中的矢状面并以相对于超声探头轴的角度延伸,该多个标记物可能会在超声图像中呈现以一定角度的旋转。例如,可以利用超声图像的旋转来调整标记物的此类旋转。

[0026] 在许多实施方式中,该设备包括具有细长支撑件的一次性附件和从具有附接到远端的耦合件的该附件延伸的细长管。该附件可包括被配置成将该细长支撑件、该细长管

和该载体探头插入患者体内的手持件。该附件可包括装置的唯一ID,其可以设有诸如该附件的条形码、磁条、射频标识符(RFID)或计算机可读介质之类的有形介质。在许多实施方式中,该附件被配置用于一次性使用。可以以许多方式中的一个或多个将该附件配置用于一次性使用,诸如处理器被配置成在该附件从臂断开之后或者从处理器接收到指示治疗已经完成的信号时禁用该附件。一次性使用的装置具有向该患者提供更强灭菌的优点。在许多实施方式中,该附件包括存储治疗参数的电路。该参数可以被存储在非易失性存储器(诸如闪存)中。治疗参数可包括与治疗能量递送有关的一个或多个参数(诸如流体流、压力、涌流、治疗位置),并且该参数可以被存储为用于治疗患者的治疗表。在治疗将不够理想的不良事件中,所存储的参数会对发现并解决问题有用。该附件可以存储治疗表和其他参数,诸如存储液体消融流速和压力。该附件可包括基于要被治疗的器官定制的工具箱的一部分。在许多实施方式中,该附件被配置成耦合至包括驱动耦合件的电路配置的振荡,以将臂的驱动耦合件与该附件对准。

[0027] 在许多实施方式中,如本文所述的该内窥镜的耦合件提供内窥镜的用户友好的手动或自动使用,并且当有帮助时提供与内窥镜的交互和缩回的使用便利。在许多实施方式中,该内窥镜可以在发起切除之前缩回,并且可在组织切除期间保持缩回。在完成组织切除时,可以使内窥镜前进以便在无须拆卸臂的情况下看到外科手术部位,并且可以在不手动使用支撑件、臂的情况下可看到该部位。而且,可以沿着切除的轴来回移动该范围以有效地检查被切除的组织。该内窥镜可以被密封在刚性部分的近端上以阻止来自外科手术部位的流体对手持件使用的干扰。

[0028] 在许多实施方式中,编码器被提供在增加准确性并抑制反冲的细长旋转的治疗轴杆上。该系统可以被配置成驱动该细长载体探头直到该细长载体探头就位为止。在该轴杆上的编码器可以提供准确可靠的放置。该编码器可以被定位在该轴杆的一个面上。固定到轴杆的模式可以提供更高的可靠性。在许多实施方式中,该治疗探头轴杆被配置用移除。编码器的表面强度边界可以与该探头尖端对准。

[0029] 在许多实施方式中,手持件或该臂中的一个或多个包括可调整电力输入端以允许用户在治疗期间实时调整治疗能量。

[0030] 本申请还涉及以下方面:

[0031] 1) 一种治疗患者的方法,所述方法包括:

[0032] 将组织切成为组织切除轮廓;

[0033] 测量所述组织切除轮廓;以及

[0034] 响应于所测量的组织切除轮廓将所述组织切成为靶轮廓。

[0035] 2) 根据1)所述的方法,其中用户将标记物与显示器上示出的所述组织切除轮廓的图像对准,以便测量所述组织切除轮廓。

[0036] 3) 根据1)所述的方法,其中利用扫描模式和第一数量的能量将组织切成为所述组织切除轮廓,所述扫描模式包括多个坐标参考,并且其中利用以比第一数量的能量更大的第二数量的能量重复的所述扫描模式将组织切成为所述靶轮廓。

[0037] 4) 根据3)所述的方法,其中所述多个坐标参考包括沿着所述靶轮廓的长轴的多个轴向坐标参考和绕所述长轴的旋转角度的多个角坐标参考。

[0038] 5) 根据3)所述的方法,其中所述多个坐标参考被存储在治疗表中,所述治疗表包

括针对所述多个坐标参考的多个能量以将所述组织切成为所述靶轮廓。

[0039] 6) 根据1)所述的方法,其中利用流体流来切除所述组织,并且其中所述流体的流速被调整为将所述组织切成为靶轮廓。

[0040] 7) 根据6)所述的方法,其中所述流体包括液体。

[0041] 8) 根据1)所述的方法,其中以第一流速将所述组织切成为所述组织切除轮廓,并且以第二流速将所述组织切成为所述靶轮廓,所述第二流速比所述第一流速更大。

[0042] 9) 根据8)所述的方法,其中所述探头的组织切除的径向深度随着通过喷嘴的流速而线性增加。

[0043] 10) 根据9)所述的方法,其中所述第一流速对应于对喷嘴的第一数量的流体压力,并且所述第二流速包括对喷嘴的第二数量的流体压力,所述第二数量的流体压力比所述第一数量的流体压力更大以使流体流的功率量随着从所述第一流速到所述第二流速的流速而非线性增加。

[0044] 11) 根据10)所述的方法,其中所述靶轮廓包括细长参考轴,所述喷嘴沿着所述细长参考轴轴向行进并且所述喷嘴绕所述细长参考轴旋转,并且其中所述靶轮廓包括径向距离,以使得所述靶轮廓的圆周随着径向距离而线性增加并且所述靶轮廓的体积随着径向距离的平方而非线性增加,并且其中用移除体积中的非线性增加来补偿所述靶轮廓的非线性增加体积,以使径向切除深度响应于流速而线性化。

[0045] 12) 根据1)所述的方法,其中利用包括多个轴向和旋转位置的第一扫描模式来切除组织切除轮廓。

[0046] 13) 一种用于治疗患者的设备,所述设备包括:

[0047] 显示器;以及

[0048] 耦合至所述显示器的处理器,所述处理器包括对于以下操作的指令:

[0049] 将组织切成为切除轮廓;

[0050] 测量所述切除轮廓;以及

[0051] 响应于所测量的切除轮廓将组织切成为靶轮廓。

[0052] 14) 一种治疗患者的方法,所述方法包括:

[0053] 将治疗探头移动至多个物理位置;以及

[0054] 响应于所述多个物理位置,确定图像的图像坐标到物理坐标的映射。

[0055] 15) 根据14)所述的方法,其中所述治疗探头包括耦合至连杆的细长载体,并且其中当治疗探头移至多个位置时连接至所述治疗探头的细长支撑件在图像中保持静止。

[0056] 16) 根据15)所述的方法,其中所述细长支撑件包括在图像中可见的多个参考标记物。

[0057] 17) 根据16)所述的方法,其中所述多个标记物包括以规则间隔分隔开的标记物以限定在图像中的距离。

[0058] 18) 根据16)所述的方法,其中所述多个标记物包括在所述细长支撑件中形成的多个开口。

[0059] 19) 根据18)所述的方法,其中所述多个开口包括连接至抽吸通道的开口或将流体递送到外科手术部位的开口中的一个或多个。

[0060] 20) 根据14)所述的方法,其进一步包括在第一图像的第一位置和第二图像的第

二位置处标识所述治疗探头的参考结构。

[0061] 21) 根据14)所述的方法,其进一步包括测量所述治疗探头在所述多个物理位置处的图像坐标。

[0062] 22) 根据14)所述的方法,其中所述多个物理位置包括多个轴向位置。

[0063] 23) 根据14)所述的方法,其中所述治疗探头包括在多个位置处从探头释放能量的能量源。

[0064] 24) 根据14)所述的方法,其中所述治疗探头包括被配置成移至靶位置的经过校准的治疗探头。

[0065] 25) 根据14)所述的方法,其中刻线被示出在显示器上以示出治疗探头在显示器上的校准。

[0066] 26) 根据14)所述的方法,其中利用从所述可移动治疗探头发出的能量来治疗患者。

[0067] 27) 根据14)所述的方法,所述方法进一步包括在显示器上提供用户可见的治疗轮廓。

[0068] 28) 根据14)所述的方法,所述方法进一步包括响应于所述映射来治疗所述患者。

[0069] 29) 根据14)所述的方法,其中映射函数包括将图像坐标按比例缩放到物理坐标的一个或多个比例因子。

[0070] 30) 根据29)所述的方法,其中所述映射函数包括一个或多个比例因子和固定纵横比。

[0071] 31) 根据29)所述的方法,其中所述映射函数包括用来旋转向用户示出的图像的旋转角以补偿所述治疗探头相对于成像探头的角度。

[0072] 32) 根据14)所述的方法,其中所述治疗探头包括细长轴并且所述细长轴在图像中呈现旋转状,并且其中具有治疗探头的图像被定位成呈现与显示器的水平轴或垂直轴对准。

[0073] 33) 一种治疗患者的设备,所述设备包括:

[0074] 治疗探头;以及

[0075] 处理器,其包括对于以下操作的指令:

[0076] 将所述治疗探头移动至多个物理位置;以及

[0077] 响应于所述多个物理位置,确定图像的图像坐标到物理坐标的映射。

[0078] 34) 一种切除组织的方法,所述方法包括:

[0079] 提供靶切除轮廓;

[0080] 将靶切除轮廓以及一个或多个组织结构显示在图像中;以及

[0081] 调整显示在所述图像中的所述靶切除轮廓。

[0082] 35) 一种设备,所述设备包括:

[0083] 显示器;

[0084] 耦合至所述显示器的处理器,所述处理器包括对于以下操作的指令:

[0085] 响应于用户输入来限定靶切除轮廓;

[0086] 将所述靶切除轮廓以及一个或多个组织结构显示在图像中;以及

[0087] 调整所述靶切除轮廓。

- [0088] 36) 一种方法,所述方法包括:
- [0089] 将经直肠超声 (TRUS) 探头引入患者体内,所述TRUS探头包 括细长轴;
- [0090] 将所述治疗探头的细长轴与所述TRUS探头的细长轴对准,以使 得沿着所述治疗 探头的细长轴延伸的治疗探头的一部分呈现在所述 TRUS探头的矢状图像中;以及
- [0091] 利用所述治疗探头的所述部分,响应于所述治疗探头的细长轴和 所述TRUS探头 的细长轴之间的非平行角来旋转超声图像。
- [0092] 37) 一种方法,治疗患者的所述方法包括:
- [0093] 提供覆盖在所述患者的图像上的治疗轮廓;以及
- [0094] 响应于在所述图像中示出的组织结构来调整所述治疗轮廓。
- [0095] 38) 根据37) 所述的方法,其中用户标识在显示器上示出的所述 治疗探头的结构, 以将所述治疗轮廓的轴与所述治疗探头对准。
- [0096] 39) 根据38) 所述的方法,其中所述用户利用图像的轴向视图来 标识所述治疗探 头的结构,以将所述治疗轮廓的轴与治疗探头对准。
- [0097] 40) 根据39) 所述的方法,其中在其上覆盖有所述治疗轮廓的所 述患者的图像包 括矢状图像,并且其中已经响应于利用轴向图像标识 的所述治疗探头的结构的位置,将在 所述矢状图像上示出的所述治疗 轮廓的轴放置在所述矢状图像上。
- [0098] 41) 根据38) 所述的方法,其中所述治疗探头的结构包括治疗探 头的轴、治疗探头 的细长轴、治疗探头的外部表面的开口、治疗探头 上的标记物或治疗探头的横截面轮廓的 中心位置中的一个或多个。
- [0099] 42) 根据38) 所述的方法,其中所述治疗探头被移至多个位置, 以确定图像坐标到 治疗探头坐标的映射。
- [0100] 43) 根据38) 所述的方法,其中在在具有所述治疗轮廓的显示器 上示出所述图像 之前旋转该图像,以将所述图像与所述治疗轮廓的轴 对准。
- [0101] 44) 根据38) 所述的方法,其中在显示器上示出所述治疗轮廓的 参考轴,并且相对 于所述参考轴来调整所述治疗轮廓。
- [0102] 45) 根据44) 所述的方法,其中所述参考轴对应于沿着所述轴平 移并相对于所述 轴旋转的能量源的旋转轴和平移轴。
- [0103] 46) 根据44) 所述的方法,其中所述参考轴包括在显示器上示出 的治疗探头的轴。
- [0104] 47) 根据46) 所述的方法,其中用户标识图像中示出的所述治疗 探头的轴。
- [0105] 48) 根据38) 所述的方法,其中所述图像包括在显示器上示出的 一系列图像。
- [0106] 49) 根据38) 所述的方法,其中利用成像装置来提供所述患者的 图像,所述治疗探 头包括治疗设备的部件,并且其中可独立于所述治 疗设备来调整所述治疗探头的放大率。
- [0107] 50) 一种治疗患者的设备,所述设备包括:
- [0108] 显示器;以及
- [0109] 耦合至所述显示器的处理器,所述处理器包括对于以下操作的指 令:
- [0110] 提供覆盖在所述患者的图像上的治疗轮廓;以及
- [0111] 响应于在所述图像中示出的组织结构来调整所述治疗轮廓。
- [0112] 51) 一种设备,所述设备包括:
- [0113] 显示器;以及

- [0114] 耦合至所述显示器的处理器,所述处理器包括对于以下操作的指令:
- [0115] 执行根据前述项中任一项的方法。
- [0116] 52) 一种治疗患者的设备,包括:
- [0117] 内窥镜;
- [0118] 将治疗能量导引到靶部位的细长载体;
- [0119] 细长管;以及
- [0120] 细长支撑件。
- [0121] 53) 根据52)所述的设备,其中所述细长管具有尺寸被确定成容纳所述内窥镜和所述细长载体的内直径,并且其中所述细长支撑件轴向延伸到所述细长管外部并且从细长管的外部连接到所述细长管,并且其中所述细长支撑件延伸超出所述细长管的远端。
- [0122] 54) 根据52)所述的设备,其中所述内窥镜、所述细长载体和所述细长支撑件中的每一个的尺寸都被确定成插入患者体内,并且其中所述细长载体和内窥镜滑动安置在所述细长管之内,其中所述细长支撑件轴向延伸到所述细长管外部。
- [0123] 55) 根据52)所述的设备,其进一步包括附接到所述管的远端的耦合件,所述耦合件包括容纳所述内窥镜和所述载体的一个或多个开口,所述耦合件被配置成随着所述内窥镜相对于所述载体和支撑件移动。
- [0124] 56) 根据55)所述的设备,其中所述耦合件包括用来在所述管和支撑件沿着进入路径推进到靶部位时使得组织离开所述支撑件的倾斜远侧表面,并且其中所述倾斜远侧表面为所述内窥镜提供视场,其中所述细长支撑件或细长载体中的一个或多个在所述视场内,以利用所述内窥镜使所述细长支撑件或载体中的一个或多个可见。
- [0125] 57) 根据55)所述的设备,其中附接到所述耦合件的细长管的远侧部分被配置成相对于所述细长支撑件滑动,并且其中所述内窥镜包括柔性近侧部分和刚性远侧部分,所述刚性远侧部分被连接到所述耦合件以使耦合件和所述管的远侧部分随着所述内窥镜前进和缩回。
- [0126] 58) 根据57)所述的设备,其中所述耦合件包括将细长载体朝向靶部位导引的引导件。
- [0127] 59) 根据57)所述的设备,其中所述一个或多个开口的尺寸被确定成当所述内窥镜相对于所述支撑件前进和缩回时允许所述耦合件沿着细长载体滑动。
- [0128] 60) 根据57)所述的设备,其中所述细长管包括具有第一部分和第二部分的伸缩管,所述第一部分具有第一直径并且所述第二部分具有第二直径,所述第一部分被定位于第二部分的远侧方向,所述第一直径小于所述第二直径以使得第一部分适配于第二部分之内并随着所述内窥镜前进和缩回,并且其中所述第二部分在多个位置处固定到所述细长支撑件的外部表面。
- [0129] 61) 根据57)所述的设备,其中所述刚性部分包括在所述内窥镜的所述刚性远侧部分的远端部分上的远侧接合结构,并且所述耦合件包括容纳所述远侧接合结构的对应结构,以将所述耦合件与所述内窥镜的所述刚性端部分接合并使所述耦合件随着内窥镜的刚性端部分前进和缩回。
- [0130] 62) 根据61)所述的设备,其中所述远侧接合结构包括突起。
- [0131] 63) 根据62)所述的设备,其中所述耦合件的所述对应结构包括尺寸被确定成容

纳所述突起的通道。

[0132] 64) 根据57)所述的设备,其中所述内窥镜的所述刚性远侧部分包括近侧部分,该近侧部分具有使所述内窥镜和所述耦合件从所述患者外部前进和缩回的近侧接合结构。

[0133] 65) 根据64)所述的设备,所述近侧接合结构包括塑造为接合手持件的医师可调整结构的突起。

[0134] 66) 根据65)所述的设备,其中所述医师可调整结构包括利用小齿轮耦合至支架的托架,以随着旋钮的旋转来使所述内窥镜前进和缩回。

[0135] 67) 根据52)所述的设备,其中所述内窥镜的远端、所述载体的远端和所述支撑件的远端被布置成将所述载体的远端定位在所述支撑件的远端和所述内窥镜的远端之间。

[0136] 68) 根据52)所述的设备,其中所述细长支撑件包括延伸到位于多个轴向位置处的多个抽吸口的用于容纳来自靶部位的组织的轴向延伸抽吸通道。

[0137] 69) 根据68)所述的设备,其中所述细长支撑件包括圆形远端,该圆形远端包括比具有多个开口的支撑件的中间部分更大的最大贯穿尺寸,以当所述支撑件前进时使得组织至少部分离开所述载体。

[0138] 70) 根据69)所述的设备,其中所述圆形远端包括球形远端,其中所述支撑件被安装在所述球的第一侧上以便与所述球的第二侧一起为所述细长管的至少一部分限定进入路径,并且当所述支撑件和所述管沿着到外科手术部位的入口前进时使得组织至少部分离开所述细长管。

[0139] 71) 根据52)所述的设备,其中所述细长支撑件在多个位置处被焊接到所述细长管的近侧部分以向所述细长管和所述细长支撑件增加刚度和硬度。

[0140] 72) 根据68)所述的设备,其中包括所述多个开口的细长支撑件的中间部分包括朝向所述细长载体向内弯曲的横截面轮廓,以便为所述细长载体提供间隙。

[0141] 73) 根据52)所述的设备,其进一步包括:

[0142] 手持件,其中所述细长载体和细长管从所述手持件延伸以插入所述患者体内。

[0143] 74) 根据73)所述的设备,其进一步包括:

[0144] 臂,其中所述臂包括用于利用所述手持件来将所述细长支撑件和细长载体插入所述患者体内的第一未锁定配置和治疗所述患者的第二锁定配置。

[0145] 75) 根据74)所述的设备,其中所述臂包括耦合至所述手持件上的多个手持件连接器的多个臂连接器,以控制所述细长载体的旋转和平移。

[0146] 76) 根据75)所述的设备,其中所述多个臂连接器包括使所述细长载体旋转和平移的多个扭矩传送器。

[0147] 77) 根据75)所述的设备,其中所述细长载体包括近侧部分和远侧部分,所述远侧部分被配置成将能量导引到靶部位,所述近侧部分包括确定所述载体绕载体的细长轴的旋转角的编码器。

[0148] 78) 根据77)所述的设备,其中所述编码器被位于所述细长载体的面上。

[0149] 79) 根据77)所述的设备,其中所述细长载体包括细长管,其中所述编码器包括围绕所述细长管的近侧部分沿周向和轴向延伸的环形结构,以将所述细长编码器附接到所述管的近侧部分。

[0150] 80) 根据79)所述的设备,其中所述编码器包括具有围绕所述细长管沿周向和轴

向延伸的模式格雷编码器。

[0151] 81) 根据79)所述的设备,其进一步包括在多个固定角位置和径向位置处围绕所述细长管分布以测量所述探头的旋转的多个检测器,并且其中固定的角位置对应于所述探头绕探头轴的角取向。

[0152] 82) 根据81)所述的设备,其中所述多个检测器包括沿正交轴布置的四个光电检测器,以提供所述细长载体关于四个光电检测器的绝对角取向。

[0153] 83) 根据77)所述的设备,其中所述细长载体和手持件被配置成从所述手持件移除所述细长载体。

[0154] 84) 根据77)所述的设备,其中所述编码器包括与所述探头的能量发射轴成角度对准的基准。

[0155] 85) 根据84)所述的设备,其中所述基准包括在轴向方向上朝着所述载体上的能量源延伸的边界,所述边界与所述能量源成角度对准。

[0156] 86) 根据73)或74)中任一项所述的设备,其中所述手持件或臂中的一个或多个包括增加或减小治疗能量的功率设置的输入。

[0157] 87) 根据85)所述的设备,其进一步包括治疗表,该治疗表包括多个坐标参考位置和多个数量的能量,并且其中响应于针对所述多个坐标参考位置中的每一个的多个数量的能量来限制利用所述手持件的最大功率设置输入。

[0158] 88) 根据51)所述的设备,其进一步包括:

[0159] 包括治疗表的处理器,所述治疗表包括多个坐标参考位置和多个能量,所述多个坐标参考位置中的每一个都包括轴向位置、角位置和能量源的功率设置。

[0160] 89) 根据51)所述的设备,其进一步包括:

[0161] 被配置成耦合至臂的附件,所述附件包括所述细长管和细长支撑件,其中所述附件被配置成容纳所述细长载体和内窥镜。

[0162] 90) 根据89)所述的设备,其中所述附件包括被配置用于一次性使用的无菌附件。

[0163] 91) 根据89)所述的设备,其中所述附件包括被配置成提供唯一标识以在多个附件之中标识该附件的电路。

[0164] 92) 根据91)所述的设备,其进一步包括:

[0165] 处理器,所述处理器包括将附件的使用限制成一次性使用的指令。

[0166] 93) 根据92)所述的设备,其中所述处理器包括生成治疗表的指令,并且其中所述附件的电路包括非易失性存储器和将治疗表存储在所述非易失性存储器中的指令。

[0167] 94) 根据93)所述的设备,其中所述附件的电路包括存储所述能量源的功率设置、所述能量源的压力或所述能量源的流速中的一个或多个的指令。

[0168] 95) 根据92)所述的设备,其中所述附件包括电气耦合至臂并且将数据从电路传送给臂且从电路传送给臂的连接器的。

[0169] 96) 根据89)所述的设备,其中所述附件包括将所述细长载体上的能量源移至多个轴向位置和角位置的连杆,并且其中所述附件包括从臂上的多个连接器接收旋转移动的多个可旋转连接器,所述附件包括测量多个轴向位置和角位置的多个编码器,所述附件包括将信号从多个编码器传送给臂的连接器的,并且其中离开耦合至连接器的所述附件的处理器接收所述信号并使所述多个可旋转连接器旋转以将能量源驱动至所述多个轴向位

置和角位置。

[0170] 97) 根据89) 所述的设备, 其中所述附件包括塑造成为用户在锁定所述臂之前操控所述附件的部件的手持件。

[0171] 98) 根据89) 所述的设备, 其中所述附件包括被配置成治疗靶器官的工具箱的部件。

[0172] 99) 根据89) 所述的设备, 其中所述臂包括手动可移动臂或机械臂中的一个或多个。

[0173] 100) 一种方法, 所述方法包括提供根据在前述项中的任一项所述的设备。

[0174] 引用并入

[0175] 通过引用将本说明书中提到的所有出版物、专利和专利申请并入本文中, 其程度犹如每个单独的公开物、专利或专利申请被具体且单独地指出将通过引用而并入。

附图说明

[0176] 以所附权利要求中的特殊之处来阐述本发明的新颖特征。通过参考对在其中利用到本发明原理的说明性实施方式加以阐述的以下详细描述和附图, 将获得对本发明的特征和优点更好的理解, 在附图中:

[0177] 图1是根据实施方式, 适合用于进行尿道内前列腺组织减积术的装置的示意图;

[0178] 图2A-图2D图示了图1的装置在进行前列腺组织减积术中应用;

[0179] 图3A和图3B示出了根据实施方式用以治疗患者的系统;

[0180] 图4A示出了根据实施方式, 利用基本恒定的压力和可变的流动进行的外科手术部位压力调节;

[0181] 图4B示出了根据实施方式, 利用提供基本上固定的流体流动和基本恒定的压力的泵进行的外科手术部位流量调节;

[0182] 图5A示出了适合于根据许多实施方式并入的器官;

[0183] 图5B示出了利用根据许多实施方式的设备治疗的、图5A中的前列腺;

[0184] 图6A示出了根据实施方式的人眼可见的消融焰;

[0185] 图6B示出了如图6A中的消融焰的高速图像;

[0186] 图7示出了根据实施方式的多个致脱脉冲和扫描消融射流以在多个重叠位置上提供平滑且受控的组织侵蚀;

[0187] 图8A示出了根据实施方式的附件装置;

[0188] 图8B示出了该附件装置的部件;

[0189] 图8C示出了具有局部缩回位置中的耦合件和细长载体的附件装置的部件, 该细长载体包括通过耦合件朝向细长支撑件的远端延伸的能量源;

[0190] 图8D示出了细长支撑件的远侧部分和其上安装有耦合件的细长管;

[0191] 图8E1-图8E4示出了根据实施方式的耦合件;

[0192] 图8F示出了根据实施方式的托架的底面视图;

[0193] 图8G示出了根据实施方式的托架的端视图;

[0194] 图8H示出了根据实施方式的孤立的内窥镜;

[0195] 图8I1示出了根据实施方式的内窥镜的侧视图;

- [0196] 图8I2示出了沿着如图8I1中所示的截面AA的侧视图；
- [0197] 图8I3示出了图8I1的内窥镜的截面BB；
- [0198] 图8I4示出了如图8I1中的内窥镜的顶视图；
- [0199] 图8I5示出了如图8I1中的内窥镜的远端；
- [0200] 图8J示出了如本文所述的托架的外壳；
- [0201] 图8K示出了如本文所述的附件装置的端视图；
- [0202] 图8L示出了被配置成耦合至附件装置的臂的部件；
- [0203] 图8M示出了根据实施方式的附件装置的顶侧的视图；
- [0204] 图8N示出了根据实施方式的臂的部件；
- [0205] 图8O1和图8O2示出了图8N中所示的臂部件的内部结构；
- [0206] 图8P示出了根据实施方式的附件装置的连杆；
- [0207] 图8Q示出了安装在托架的近端上的编码器；
- [0208] 图8R1示出了根据实施方式的编码器；
- [0209] 图8R2示出了示出利用多个光电检测器测得的不同转向的坐标 参考的表；
- [0210] 图8S示出了根据实施方式的支撑件的远端上的抽吸端口；
- [0211] 图8T示出了根据实施方式的控制台；
- [0212] 图9A和图9B分别示出了根据实施方式的治疗探头轴与成像探头 的矢状面对准的侧视图和俯视图；
- [0213] 图9C和图9D分别示出了根据实施方式的遍历矢状图像面视场的 治疗探头的侧视图和俯视图；
- [0214] 图10A-图10T示出了根据实施方式的设备的治疗屏幕；
- [0215] 图11示出了根据实施方式的治疗患者的方法；
- [0216] 图12示出了根据实施方式的切割的最大组织穿透深度与通过喷 嘴的流速；
- [0217] 图13示出了根据实施方式的作为选择性组织移除模型的、对马 铃薯进行的选择性移除,其中将猪血管定位在马铃薯的切口之上;以 及
- [0218] 图14示出了根据实施方式的利用基于用户输入的预定治疗轮廓 和治疗表来处理的马铃薯。

具体实施方式

- [0219] 本文公开的实施方式可以以许多方式组合以向患者提供改进的 治疗。虽然在一些图中对一些部件进行了引用而在其他图中对其他部 件进行了引用,但是预期这些部件中的每一个可以与其他部件中的任 何一个或多个进行组合以向患者提供改进的治疗。
- [0220] 如本文所使用的,在设备的上下文中的术语近侧和远侧指代如以 位于患者外部的设备作为参考的近侧和远侧,以使得近侧可指代位于 患者外部的部件并且远侧可指代位于患者内部的部件。
- [0221] 如本文所使用的,相似的词和字符表示相似的结构。
- [0222] 如本文所使用的,术语载体探头和治疗探头可互换地使用。
- [0223] 援引并入
- [0224] 已经通过引用而并入以下文献中所描述的图1至图2D的主题及 相应文字:公开号

为US 20110184391、2010年2月4日提交的题为“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”、序列号为12/700,568的美国申请[代理人案卷号41502-703.501];以及在2011年2月4日公开的W02011097505、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。

[0225] 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通常为聚合物挤压件,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。如下文详述,轴杆将会具有足够的柱强度从而使其可以向上经男性尿道引入。

[0226] 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 可以是如下文所更详细论述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, 衬套任选地还将包括用于灌注/冲洗源28、抽吸(真空)源30和/或 喷气(加压的CO₂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。抽吸源 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,而喷气源32则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,虽然某些位置可能导致本文所述的特定优点, 但端口34、端口36和端口38的位置并非关键,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。

[0227] 虽然本实施方式是参照人类前列腺来描述的,但是应当理解,其 可以通用地用于治疗哺乳动物前列腺。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的恰当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 的远端以非常靠近球囊的近端的方式相隔,其间距通常在从0mm到 5mm,优选地在从1mm到3mm的范围内,可以将递送区域进行恰 当地定位。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,并将其抽吸端口36中。任选地,在治疗 之后,可利用烧灼球囊和/或支架来烧灼该区域,所述烧灼球囊和/或 支架可利用经修改的或单独的导管装置来放置。

[0228] 图3A和图3B示出了根据实施方式,用以治疗患者的系统。系统400包括治疗探头 450并且可任选地包括成像探头460。治疗探头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。患者治疗探头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。治疗探头450利用臂442耦合至基座440。成像探头460利用臂444耦合至基座440。

[0229] 患者被置于患者支座449上,以使得治疗探头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,例如,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,治疗探头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,治疗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。治疗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、肠组织或肠壁组织中的一种或多种在其间延伸。

[0230] 治疗探头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。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,例如,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取向可能是有帮助的,以将成像探头的图像数据映射到治疗探头坐标参考。使组织图像数据映射到治疗探头坐标参考空间可允许由诸如医生等操作者准确地靶向并治疗经识别用于治疗的组织。

[0231] 在许多实施方式中,治疗探头450耦合至成像探头460。为了基于来自成像探头460的图像将治疗与探头450匹配。所述耦合可以用如图所示的公共基座440来实现。备选地或组合地,治疗探头和/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442是可移动和可锁定的臂,使得能够将治疗探头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442。成像探头可以用臂444耦合至基座440,可以用于在治疗探头被锁定到位时调整探头的对准。臂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444可以是可微致动的,使得能够以较小的移动(例如,1毫米左右)来相对于治疗探头450调整成像探头440。

[0232] 在许多实施方式中,治疗探头450和成像探头460耦合至角度传感器,以能够基于成像探头460与治疗探头450的对准来控制治疗。角度传感器495利用支撑件438耦合至治疗探头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,角度传感器可包括测角计、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,以确定治疗探头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。备选地或组合地,角度传感器495可包括测角计,以确定治疗探头450沿着该治疗探头的细长轴线的角度。角度传感器497可包括测角计,以确定成像探头460沿着成像探头460的细长轴线的角度。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。备选地,角度传感器497可耦合至控制器424并且还可以组合。

[0233] 控制台420包括显示器425,该显示器425耦合至用以控制治疗探头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。抽吸控件30耦合至探头450,以控制抽吸。内窥镜426可以是控制台420的组件,并且可以是可随探头450插入以对患者进行治疗的内窥镜。控制台420的臂锁427耦合至臂422,以锁定臂422或者允许臂422自由移动以将探头450插入到患者体内。

[0234] 控制台420可包括泵419,该泵419耦合至本文所述的携载件和喷嘴。

[0235] 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治疗参数的术前规划,以及提供对外科手术过程的用户控制。

[0236] 治疗探头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422。

[0237] 连杆430包括用以例如基于患者的影像来将能量递送区域20移动至患者的期望靶位置的组件。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可包括连杆430的参考系。支撑件438可包括刚性的机架或框架或壳体,以将臂442刚性而牢固地耦合至治疗探头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24的基本上恒定的距离437。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437允许准确地放置治疗。第一部分432可包括线性致动器,以便在治疗区域20中将高压喷嘴准确地定位在沿着探头450的细长轴线的期望的轴向位置。

[0238] 探头450的细长轴线大体上在探头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控制围绕该细长轴线的旋转角度。在对患者的治疗期间,治疗区域20与连杆的固定部分之间的距离439参考锚固件24而改变。距离439响应于计算机控制而作出调整,以设置参考锚固件24的沿着治疗探头的细长轴线的靶位置。连杆的第一部分保持固定,而第二部分434调整治疗区域沿着该轴线的位置。连杆的第三部分436响应于控制器424而调整围绕该轴线的角度,以能够参考锚固件24非常准确地控制以治疗的角度沿着该轴线的距离。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的距离在治疗期间保持基本上恒定。治疗探头450耦合至如本文所述的治疗组件,以允许利用一种或多种形式的能量来进行治疗,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,以向患者的靶组织递送预期形式的能量。

[0239] 成像系统490包括存储器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444,以精确地定位成像探头460。

[0240] 图4A示出了用基本恒定的压力和可变的流动对外科手术部位进行的压力调节。将盐水袋置于一定高度以提供基本恒定的压力调节。可以将盐水袋置于与约50至100mm汞柱(以下称为“mmHg”)相对应的高度。盐水袋耦合至本文所述的灌洗端口。收集袋耦合至本

文所述的灌洗端口、抽吸端口或抽吸端口中的一个或多个。所述收集袋收集用本文所述的水射流消融探头450移除的组织。

[0241] 图4B示出了用提供基本上固定的流体流动的泵对外科手术部位进行的流动流体调节。泵以基本固定的流速从外科手术部位移除流体。例如,泵可以包括蠕动泵。泵被配置用于以基本上与Aquablation™盐水流速相同的速率或更大的速率移除流体,以抑制外科手术部位处的压力累积。例如,蠕动泵可以耦合至包括如本文所述的组织移除端口456C的歧管的抽吸端口。通过提供流速至少为组织消融射流的流速的泵而提供了改善的抽吸,这是因为当泵保持基本上固定的流速时可使原本可能堵塞组织移除开口和通道的被消融组织经受更大的压力,从而移除原本会堵塞通道的材料。

[0242] 来自盐水袋的灌洗流动可以保持打开来提供至少两个功能:1) 基于盐水袋的高度保持压力;以及2) 提供安全止回阀,以在蠕动泵未正确发挥作用的情况下让人在视觉上看到粉色的流进入所述袋。

[0243] 在备选实施方式中,泵的流动包括可变速率,以在患者体内靠近外科手术部位处提供基本恒定的压力。对所治疗的器官的压力和泵的可变流速进行的主动感测可以包括闭环压力调节系统。可以将泵耦合至诸如压力传感器等传感器,并且改变流速以维持基本恒定的压力。压力传感器可位于许多位置中的一个或多个位置,例如,诸如在治疗探头上、在探头的抽吸通道内、在探头外表面的凹陷中、在耦合至外科手术部位的探头的内表面上,或者在通往控制台上的泵的入口附近。

[0244] 图5A示出了适合于根据实施方式并入的器官。该器官可包括本文所述许多器官中的一种或多种器官,例如,前列腺。在许多实施方式中,该器官例如包括包膜和该包膜内所包含的组织,以及位于该包膜的外部上的包膜血管和神经。在许多实施方式中,该器官包括前列腺。例如,前列腺可包括诸如良性前列腺增生等增生或癌症,以及其组合。在许多实施方式中,增生组织可包括位于可能未被检测出患有癌症的患者体内的组织。在许多实施方式中,包膜血管和神经沿着前列腺的外表面延伸。在许多实施方式中,增生组织可能向上位于前列腺上。在许多实施方式中,增生组织可能包括关于组织是否包含癌组织或良性组织的特异性不明的组织。

[0245] 图5B示出了利用根据实施方式的设备治疗的、图5A的前列腺。在许多实施方式中,根据组织移除轮廓来移除前列腺的组织。组织移除轮廓可例如包括基于本文所述图像引导组织移除的预定组织移除轮廓。备选地,组织移除轮廓可包括用手持式组织移除设备移除的组织移除轮廓。在许多实施方式中,将诸如前列腺等器官的组织移除深达包膜内,以便例如减小从组织移除轮廓到包膜外部的距离。

[0246] 用于组织移除的设备可以包括被配置用于递送流体流的喷嘴,其中流体流可以包括液体或气体中的一种或多种。液体流体流可以例如包括水或盐水中的一种或多种。液体流体流可被配置用于以液体消融射流的形式离开喷嘴,从而在前列腺组织中造成空化,并将组织解离成多个碎片。液体流体流可以释放到喷嘴所浸入的液体中,以便如本文所述用致脱脉冲提供空化。喷嘴所浸入的液体可以例如包括水或盐水中的一种或多种。

[0247] 图6A示出了根据实施方式对于人眼可见的消融焰。

[0248] 图6B示出了如图6A中的消融焰的高速图像。该图像是以大约1/400秒的速度拍摄的。

[0249] 图6A和图6B的数据表明,消融焰包括在从喷嘴释放时随消融流生成的多个白色气团。与实施方式相关的研究表明,空化气团能够以特征致脱频率从射流脱离。每个气团的长度992与气团的致脱频率和速度相关。射流的相对较冷的消融焰包括对应于射流的切割长度的长度990,可以如本文所述地调整所述切割长度以将组织切割至受控的深度。在许多实施方式中,在如图6B中所示的非切割构型中,射流的喷嘴被置于致脱气团的长度992的至少约四分之一处,以允许基本上在气团碰撞组织之前形成致脱气团。这样的致脱气团向更大的横截面大小的发散还可以提供改善的组织移除,原因是气团可分布至更大的组织区域,并且这样的发散可提供在射流的脉冲之间的改善的重叠。

[0250] 除了射流的冲击压力之外,与图像的白色气团相对应的高度湍流和激荡的区域对于如本文所述的组织消融有显著贡献。白色气团包括多个空化区域。当向水中注入加压水时,在喷嘴出口附近的剪切层内的低压区域中生成小型空化。所述小型空化可以包括空化旋涡。所述空化旋涡彼此融合,从而形成在高速图像中表现为空化气团的较大的非连续空化结构。当与组织相互作用时,这些空化气团提供有效的消融。不限于任何特定理论,据信碰撞组织的空化气团与限定碰撞组织的空化的高速流体相结合,导致与空化相关的对组织的大量侵蚀。

[0251] 如本文所述的喷嘴和压力可被配置用于提供脉冲气团,例如通过由本领域普通技术人员基于本文所提供的教导对喷嘴角度的控制来提供脉冲气团。在许多实施方式中,流体递送元件的喷嘴包括空化射流,以改善对组织的消融。

[0252] 流体递送元件喷嘴和压力可被布置用于提供适合于移除组织的致脱频率。

[0253] 在许多实施方式中,“焰”的“白色气团”包括“雾沫”区域,在该雾沫区域周围的水被抽入或“夹带”到射流中。与实施方式相关的研究表明,流体的雾沫夹带可能与致脱频率相关。

[0254] 根据实施方式,从射流脱离的气团的致脱频率和大小可以用于提供组织消融。致脱频率可以与探头围绕纵轴的角扫描速率相结合,以提供每个气团与组织发生相互作用的位置的重叠。

[0255] 图7示出了根据实施方式的多个致脱脉冲995和消融射流的扫描,以在多个重叠位置997上提供平滑且受控的组织侵蚀。当采用泵时,这一致脱频率可显著高于泵的频率,从而为脉动泵的每个脉冲提供多个致脱气团。探头的扫描速率可能与致脱频率相关以提供改善的组织移除,例如利用被配置用于提供重叠脉冲的致脱气团。

[0256] 在许多实施方式中,系统包括频率小于致脱脉冲的频率的泵,以针对泵的每个脉冲提供多个致脱脉冲。泵可以具有至少约50Hz的脉冲率,例如从约50Hz至约200Hz范围内的脉冲率,并且致脱脉冲包括至少约500Hz的频率,例如从约1kHz至约10kHz范围内的频率。

[0257] 尽管图示了泵的脉冲,但还可以利用连续流动泵来提供相似的脉冲气团扫描。

[0258] 虽然喷嘴能够以许多方式中的一种或多种方式来配置,但在许多实施方式中,喷嘴包括从约0.02至约0.3范围内的斯特劳哈尔数(Strouhal number,以下称为“St”),例如从约0.10至约0.25范围内的斯特劳哈尔数,以及在许多实施方式中从约0.14至约0.2范围内的斯特劳哈尔数。

[0259] 在许多实施方式中,斯特劳哈尔数定义为:

[0260] $St = (Fshed) * (W) / U$

[0261] 其中Fshed是致脱频率,W是空化射流的宽度,而U是出口处的射流速度。本领域普通技术人员可以修改如本文所述的喷嘴,以获得适合于根据本文所述的实施方式结合的致脱频率,并且可以进行实验以确定适合于组织移除的气团长度和致脱频率。

[0262] 提供多个致脱气团的喷嘴配置适合于随本文所述的探头中的一个或多个一起使用。

[0263] 图8A示出了根据实施方式的附件装置800。该附件装置被配置成附接到如本文所述的臂。该附件装置包括外科手术系统的一个或多个部件以用来如本文所述的那样来治疗患者。在许多实施方式中,该附件装置包括用于使外科医生利用处于未锁定位置的臂来操控附件装置的手持件802,以将该附件装置的远端插入患者体内。在许多实施方式中,该附件装置包括连杆804,其包括被配置成从如本文所述臂接收旋转扭矩的可旋转体。

[0264] 例如,该附件装置包括尺寸被确定成适合于在患者的外科手术进入部位(诸如尿道)内的多个部件。该附件装置包括例如如本文所述的细长支撑件806、细长管808和耦合件814。该细长支撑件806包括被配置成插入患者体内的刚性支撑件。该细长支撑件可包括圆形远端,以促进沿着进入路径插入患者体内,以将路径扩展到允许并促进耦合件的插入。该细长支撑件可包括被定位成从外科手术部位移除被切掉的组织的多个抽吸通道。该细长支撑件可包括从抽吸端口828延伸到细长支撑件的远端上的开口的多个通道。

[0265] 该细长管808可包括伸缩管,其包括第一远侧部分810和第二近侧部分812。该第二部分的尺寸可以被确定成比第一部分的更大,以容纳第一部分并允许管的滑动。在该管的远侧部分的远端上的耦合件814可以被连接至内窥镜。连接至耦合件的内窥镜可以向近侧和远侧移动,并且细长管可以在耦合件随着内窥镜的远端818向近侧和远侧移动时变短并且在长度上缩减。

[0266] 该耦合件814可包括倾斜的远侧表面820或被定形成促进耦合件插入患者体内的至少一个表面。当该附件装置被插入患者体内时该耦合件可以被放置成邻近细长支撑件的远端。可以利用耦合结构将内窥镜尖端818耦合至耦合件。例如,该耦合件可包括被塑造成容纳内窥镜尖端上的对应接合结构的接合结构,以使得该耦合件与内窥镜尖端匹配并被有效地键控并锁定到内窥镜尖端。内窥镜的近侧和远侧移动可以按照细长管的长度的对应减小或增加的情况来向近端和远端移动该耦合件。

[0267] 该附件装置可包括衬套822,其包括灌洗端口824和抽吸端口826。该灌洗端口可以被耦合至细长管的内部通道以将诸如盐水的流体指引到位于细长管的远端上的灌洗开口816。该灌洗开口可以向外科手术部位提供流体,诸如盐水。备选地,可以利用喷气将诸如气体之类的流体提供给外科手术部位。可以利用沿着细长支撑件轴向延伸的通道将该衬套上的抽吸端口连接至细长支撑件上的开口。

[0268] 内窥镜的细长管808包括该管的第一远侧部分810和细长伸缩管的第二近侧部分812。该第二近侧部分的尺寸可以被确定成比第一远侧部分的更大,以便滑动容纳第一远侧部分来允许耦合件随着内窥镜向近侧和远侧移动。

[0269] 该附件装置包括多个结构,所述多个结构允许用户(诸如医师)独立于该装置的其他部件来调整内窥镜。在许多实施方式中,该内窥镜被耦合至内窥镜托架828。该内窥镜托架可以被前进和缩回以向近侧和远侧移动所连接至耦合件的内窥镜的远端。该附件装

置可包括支架830,其被耦合至允许内窥镜托架随着内窥镜托架上的旋钮832的旋转而向近侧和远侧移动的小齿轮。例如,该附件装置可包括接合内窥镜托架的轨道834以使得内窥镜托架可以随着旋钮的旋转而沿着轨道滑动。在许多实施方式中,该附件装置包括高压电缆836与在连杆的控制下载送治疗能量源的载体的连接。

[0270] 图8B示出了附件装置800的部件。内窥镜可包括刚性远侧部分838和柔性近侧部分840。该内窥镜的刚性部分可以从内窥镜托架828延伸到内窥镜的远侧尖端。该内窥镜的刚性部分可以延伸通过密封件842以密封并包含来自外科手术部位的流体。可以利用内窥镜的近侧部分上的接合结构将该内窥镜的刚性部分耦合至托架。也可以利用位于内窥镜的尖端附近的远侧接合结构将该内窥镜的刚性部分耦合至耦合件。在托架和耦合件之间延伸的内窥镜的刚性部分提供伸缩管的远侧部分以及耦合件的近侧和远侧运动。

[0271] 在许多实施方式中,柔性高压盐水管836延伸到附件装置以从外部泵提供加压流体。

[0272] 在许多实施方式中,该附件装置被配置成使用户移除装置部件诸如内窥镜。例如,托架释放844可以被提供在附件装置的近端上,这允许用户在近侧使托架滑离轨道以从外科手术部位移除内窥镜。

[0273] 图8C示出了具有在局部缩回位置上的耦合件814和细长载体846的附件装置800的部件,该细长载体846包括通过耦合件朝向细长支撑件806的远端延伸的能量源848。在许多实施方式中,内窥镜尖端可以至少部分被缩回以查看支撑件中的治疗探头846。包括治疗探头的细长载体可以具有位于其上的能量源以将能量导引到治疗部位。细长管808的远侧部分可以缩回在细长管的近侧部分内以允许将内窥镜尖端附接于其的耦合件来查看治疗部位。例如,该耦合件可以随着旋钮旋转近侧位置来向近侧缩回。

[0274] 可以以许多方式中的一种或多种将细长支撑件806连接至细长管808以添加刚度。例如,可以在多个位置850处将细长支撑件焊接到细长管的近侧部分以为细长支撑件和细长管的组合增加刚度。

[0275] 当细长管的远侧部分相对于该管的近侧固定部分滑动时,细长管的焊接部分可以保持在相对于细长支撑件的固定位置处。

[0276] 图8D示出了细长支撑件806的远侧部分和其上安装有耦合件814的细长管808。该细长支撑件可包括减压尖端(诸如圆形远侧尖端852)以促进沿着外科手术进入路径(诸如通过尿道)的插入。耦合件的倾斜远侧表面820可以促进插入并促使组织离开细长支撑件。在许多实施方式中,该细长支撑件包括尺寸被确定成容纳耦合件的一部分的凹进处,以使得耦合件的远侧最尖端适配于处在减压远侧尖端后面的凹进处内。减压远侧尖端可以限定使附件装置进入患者的进入路径,并且耦合件的倾斜远侧表面可以跟随减压尖端,并且耦合件的尖端可以跟随减压尖端的路径。减压尖端和倾斜远侧表面的该组合可以促进插入。

[0277] 包括多个开口816的细长管808可以随着耦合件814移动。可以以容纳内窥镜尖端的许多方式中的一个或多个来配置容纳内窥镜的远侧尖端的耦合件,诸如利用容纳内窥镜上的突起并锁定到内窥镜的通道或槽。细长伸缩管的远侧部分可包括容纳来自耦合件的紧固件的开口854。从耦合件延伸通过管的开口的紧固件可以有效地将耦合件锁定到该管的远端。该管的远端810可包括多个灌注开口816。该多个灌注开口可以随着内窥镜尖

端移动以冲洗内窥镜尖端并促进对内窥镜尖端的查看。灌注开口的移动通常朝向外科手术部位导引流体以使得流体可以被导引。例如,当治疗探头尖端被浸没在液体中时,随着内窥镜尖端移动的灌注开口具有冲洗尖端并提供流体以增加可见性的优点。

[0278] 图8E1到图8E4示出了根据实施方式的耦合件814。图8E1示出了横截面端视图。图8E2示出了横截面侧视图。图8E3示出了侧视图并且8E4示出了端视图。该耦合件包括载体通道856以便如本文所述将治疗探头容纳在载体上。该载体通道的尺寸被确定成允许包括治疗探头的载体在没有耦合件干扰的情况下向近侧、向远侧以及旋转地滑动。载体通道可包括引导件,其促进对准和放置并使包括能量源的载体的远端的位置稳定。耦合件包括尺寸被确定成容纳内窥镜的内窥镜通道858。该内窥镜通道可以被配置成容纳内窥镜和内窥镜的接合结构并且将内窥镜的接合结构锁定到耦合件。

[0279] 利用图8E2中所示的侧视图,示出内窥镜的视场860。例如该内窥镜的视场可以是商购内窥镜的视场,诸如70°视场。内窥镜可以从内窥镜通道内查看外科手术部位、细长支撑件和载体的治疗探头。在许多实施方式中,耦合件的远端的倾斜表面820以一定角度倾斜,以便沿着内窥镜的视场的上部来限定视场。

[0280] 如图8E3中所示,耦合件814可包括容纳内窥镜上的突起的槽862。例如,该槽的尺寸可以被确定成以允许该突起随着内窥镜的旋转进入槽。虽然未示出槽,但是例如可以以许多方式诸如利用锁定结构、带螺纹结构、衬套和螺纹中的一个或多个来配置容纳内窥镜的刚性部分的远端上的接合结构的耦合件的接合结构。

[0281] 例如,内窥镜尖端可包括叶片弹簧或类似结构,被配置成卡入沿着耦合件的内圆周的至少一部分安置的对应啮合边缘或唇状物。通过使用该机构,用户可以通过简单将内窥镜尖端推入耦合件中直到叶片弹簧接合啮合边缘为止来将内窥镜尖端锁定到耦合件。为了允许内窥镜尖端从耦合件上拆开,耦合件的内圆周的一部分可包括被配置成允许叶片弹簧滑出的斜边缘。为了使内窥镜尖端从耦合件上拆开,用户可以旋转内窥镜直到叶片弹簧与斜边缘对准为止,并将内窥镜拉出。

[0282] 图8E3中还示出的是延伸通过管的突起855。

[0283] 图8E4示出了分别在载体通道856和内窥镜通道858中以虚线表示的治疗探头载体846和内窥镜866的大致尺寸。可以确定载体通道和内窥镜通道的尺寸并且将它们分隔开以在载体和内窥镜之间提供间隙(clearance gap)868。在许多实施方式中,内窥镜的刚性远侧尖端包括如本文所述的突起864。该突起可以从刚性远侧部分延伸径向距离以适配于在槽862中并接合耦合件。在许多实施方式中,该突起的尺寸可以被确定成延伸比间隙更长的距离,以便当包括能量源的载体探头延伸通过载体通道时将耦合件锁定到内窥镜。例如,该配置可以促进在载体被移除的情况下耦合件从内窥镜上的组装和拆卸,并且在载体插入耦合件的情况下提供耦合件的锁定。

[0284] 图8F示出了根据实施方式的托架828的底面视图。该底面视图示出了耦合至内窥镜的近侧接合结构870的内窥镜的刚性部分838以及内窥镜的柔性部分840。该内窥镜的近侧接合结构适配于在托架的接合结构872内以使得托架向近侧和远侧的移动使接合结构中内窥镜的刚性部分移动。托架的底面视图示出了随着旋钮832旋转的小齿轮874。该小齿轮如本文所述接合支架。底面视图还示出的是在托架的每一侧上的槽876,其如本文所述容纳附件装置的轨道。托架的接合结构872可包括多个突起。例如,该多个突起可以在托

架的近侧以及托架的远侧上延伸以使内窥镜向近侧和远侧移动。

[0285] 图8G示出了根据实施方式的托架828的端视图。该托架包括尺寸被确定成容纳附件装置的轨道的多个槽876。该托架还包括尺寸被确定成容纳内窥镜的通道878。

[0286] 图8F和图8G中所示的托架可被配置成具有低矮轮廓,以促进用户操作附件装置。例如,托架可以被配置成具有相对较矮的高度的外壳,并且旋钮可以被定形且尺寸被确定成具有相对较小的直径和较长的长度(例如促进用户抓握旋钮)。

[0287] 图8H示出了根据实施方式的孤立的内窥镜866。该内窥镜包括目镜880,其允许用户(诸如外科医生)从内窥镜的远端查看外科手术部位,其中该目镜位于内窥镜的近端上。该内窥镜包括照明端口882,其允许相机(诸如高清晰度相机)耦合至内窥镜。该内窥镜包括如本文所述的近侧柔性部分840。该内窥镜包括近侧接合结构870。该近侧接合结构被定位在内窥镜的柔性近侧部分838和内窥镜的刚性远侧部分840之间。该内窥镜包括如本文所述的远侧接合结构884。

[0288] 图8I1示出了内窥镜866的侧视图。图8I2示出了沿着如图8I1中的截面AA的侧视图。图8I3示出了图8I1的内窥镜的截面BB,其中截面BB包括类似于截面AA中所示的那些的结构。图8I4示出了如图8I1中的内窥镜的顶视图。图8I5示出了如图8I1中的内窥镜的远端。如本文所述的,该内窥镜包括目镜880、照明端口882、柔性部分840、近侧接合结构870、以及内窥镜的刚性远侧部分838和远端818。图8I2和图8I3示出了内窥镜以及提供内窥镜相对于接合结构的固定对准的结构的横截面视图。例如,沿着截面AA和截面BB示出的平坦表面对应于横跨近侧接合结构的的最大尺寸。使近侧接合结构与内窥镜固定对准可以促进对准并当使用内窥镜时确保准确的参考系。图8I4以俯视图示出了沿着截面G的远侧接合结构884。图8I5中的细节G示出了随着突起864从远端延伸的远端接合结构884。

[0289] 在许多实施方式中,近侧接合结构包括限定内窥镜关于附件装置的取向的参考结构,诸如最大贯穿尺寸。最大贯穿尺寸近侧接合结构会通知用户或其他人如本文所述的关于附件装置组装内窥镜的参考系的装置。该附件装置可包括对于如本文所述的治疗和外科手术的参考系。例如,可以关于附件装置以及附件装置的部件(诸如如本文所述的编码器)来进行治疗探头绕通路的角旋转。

[0290] 图8J示出了如本文所述的托架的外壳886。例如,该托架的外壳可包括注模成型塑料单件。可以一式两份提供单件(诸如该单件的成对件)以允许托架外壳的组装。例如参考图8J,可以提供具有与外壳的第一部件888的形状相同的第二外壳,以使得如本文所述的该两个件在旋钮和轴和小齿轮上扣在一起,以限定托架。

[0291] 图8K示出了如本文所述的附件装置800的端视图。该附件装置包括多个可旋转连接器,诸如第一可旋转连接器890和第二可旋转连接器892。第一可旋转连接器确定能量源的轴向位置以治疗患者。第二可旋转连接器确定能量源相对于轴的角位置。例如,该能量源可包括安装在皮下注射管上的宝石(jewel),在其中利用第一可旋转连接器来确定该宝石的轴向位置并且利用第二可旋转连接器来确定宝石相对于轴的角度。第一和第二可旋转连接器可以被用来如本文所述控制能量源的旋转和轴向位置二者。包括手持件的附件装置可包括电气连接器894。该电气连接器可以连接至臂上的电气连接器。该电气连接器可以被用来将信号传送至附件装置和从附件装置传回信号。利用电气连接器传送的信号可包括从编码器到离开附件装置的控制器的电气信号。该附件装置可包括电气连接器

被安置于其上的印刷电路板 896, 以将附件装置连接至该臂。该电气连接器可包括行业中已知的标准连接器。该印刷电路板可包括手持件的电路898。该电路可包括处于例如被配置成记录例如治疗方面(诸如本文中所述的治疗表)以及机器参数(诸如流速和压力)的非易失性存储器的形式的处理器。高压盐水管836可包括延伸到手持件的近端中的柔性管。

[0292] 图8L示出了被配置成耦合至附件装置800的臂900的部件。该臂可包括被配置成耦合至附件装置并将附件装置锁定在适当位置的锁定机械连接器902。该臂可包括被配置成接合附件装置的可旋转连接器的多个可旋转连接器904。该臂可包括被配置成连接至附件装置的电气连接器906。虽然示出了电气连接器, 但是例如可以使用其他连接器, 诸如纤维光学器件或光学连接器。该臂还可包括感测附件装置和臂的接触的接触传感器908。

[0293] 可以以促进附件装置到臂的连接的许多方式中的一种或多种来配置臂和附件装置的电路。备选地或组合地, 该附件装置可以被配置成包括可消耗装置, 诸如一次性使用装置。在许多实施方式中, 该接触传感器被耦合至被配置成响应于接触传感器接合附件装置来旋转臂上的可旋转连接器的电路。当接触传感器接合附件装置时, 该可旋转连接器来回旋转通过预定运动范围, 以允许臂上的可旋转连接器与附件装置上的可旋转连接器的匹配连接。在许多实施方式中, 臂上的可旋转连接器包括多个六角插口, 并且附件装置包括多个六角横截面突起以接合臂的插口。备选地, 插口和突起可以颠倒过来以使得在附件装置上提供插口并且在臂上提供突起或者其组合。一旦可旋转连接器接合附件装置的可旋转连接器, 臂内的电路就可以利用位于附件装置上的传感器来检测移动, 并且当完成臂到附件装置的耦合时停止可旋转连接器的旋转。

[0294] 图8M示出了根据实施方式的附件装置800的上侧的视图。例如, 附件装置的上侧可以被定位成与具有支架和小齿轮的一侧相对。该附件装置可包括测量量表801和指示器803(诸如LED)以指示能量源在包括治疗探头的载体探头上的位置。在许多实施方式中, 该指示器被安装在沿轴向移动的内部连杆上, 以治疗患者。在探头上的该LED指示器可将治疗探头的位置通知给用户。该测量量表可包括许多单位中的一个或多个并且通常包括随着探测尖端的运动的一比一的缩放比例。例如, 该测量量表可以是以诸如厘米、毫米或其他长度单位计的单位。

[0295] 图8N示出了根据实施方式的臂900的部件。该臂的部件可包括臂的可附接部件, 其包括用户输入设备910。该用户输入设备可包括增加能量源的强度的第一输入端912和减小能量源的强度的第二输入端914。例如, 当能量源包括液体流时, 能量源强度的增加可包括能量源流速增加和/或能量源压力增加。例如, 能量源强度减小可包括能量源流速减小或压力减小以及其组合。

[0296] 图802和图801示出了图8N中所示的臂部件的内部结构。图801示出了该部件的下部的电路916。该电路可以被耦合至连接器906, 该连接器906被耦合至附件装置。例如, 该电路可包括如本文所述的电路并且可包括许多已知电路部件(诸如处理器)、存储器(诸如随机存取存储器)和门阵列(诸如现场可编程门阵列)中的一种或多种。该电路可包括用于控制电动机的许多已知部件中的一种或多种。图802示出了根据实施方式的臂的电动机918。该电动机可包括能够驱动外科手术仪器的已知电动机部件。该电动机可包括延伸到如本文所述的可旋转连接器的突起的轴杆。当附件装置被连接到臂时该电动机可以接合附件装置。

[0297] 如图801中所示耦合至连接器的电路可以被用来控制电动机以便以预期轴向位置以及绕轴的旋转角来定位该能量源。该电路可包括将信号传送至位于附件装置上的编码器的一个或多个指令以测量绕轴旋转的探头的角位置。能量源绕轴的旋转可以被馈送回该电路并且该电路可以根据如本文所述的治疗表的指令将能量源驱动到多个位置。通过将电路和电动机定位在臂上的可重复使用位置,包括手持件的附件装置的成本和复杂性可得以显著降低。

[0298] 图8P示出了根据实施方式的附件装置800的连杆804。图8P中所示的连杆可包括被配置成将能量源导引至包括治疗探头的载体846的远端上的期望位置和角度的一个或多个部件。载送在远端附近能量源的载体被耦合至连杆,以控制能量源在载体的端部上的位置和角度。该载体可包括例如皮下注射管,并且该能量源可包括如本文所述的许多能量源中的一个或多个。例如,该能量源可包括以包括宝石的材料形成的喷嘴。该皮下注射管上的宝石可以容纳来自线缆836的高压流体。该载体被连接至柔性管道,其利用诸如高压盐水的介质沿着柔性高压管接收能量。该载体连接至连杆以使得该载体响应于来自电路的命令平移和旋转。

[0299] 该连杆包括控制沿着载体的细长轴的Z轴位置的第一旋转连接器890和控制能量源相对于细长轴的第二可旋转连接器892。该第一可旋转连接器890可以被可旋转地连接至多个螺纹889。螺纹的旋转可以如利用箭头891所指示的那样向近侧和远侧驱动连杆。当被旋转时该螺纹可以引起载体846如所示的那样向近侧和远侧移动。当载体向近侧和远侧移动时,第二可旋转连接器892可以沿着细长结构(诸如六角结构895)滑动。载体在轴向方向上的滑动可以被提供用于例如高达约7毫米的治疗范围。第二可旋转连接器892可以被旋转以引起载体的旋转。例如,第二可旋转连接器的旋转可以促使如以旋转箭头893所示出的载体的角旋转。第二可旋转连接器的旋转可以使耦合至载体846的连杆的齿轮805旋转。连杆的齿轮可以与载体同心以引起载体绕载体的细长轴的旋转。第二可旋转连接器可以包括与可旋转连接器同心的第二齿轮,以引起与载体同心的齿轮的旋转。连杆可包括例如在第一齿轮和第二齿轮之间的空转齿轮,以引起能量源相对于载体的细长轴的角旋转。

[0300] 图8Q示出了安装在载体846的近端上的编码器807。该载体的近端上的编码器可以允许能量源角度的准确旋转定位。载体可以响应于从编码器测得的信号而旋转至靶位置。该载体的近端上的编码器可包括许多已知编码器中的一种或多种。在许多实施方式中,编码器包括被配置成提供正交测量结果的格雷编码器。可以例如利用从载体延伸的环形结构将该编码器提供在载体的面上,以提供粘贴编码器的准确表面。而且,可以沿着载体探头轴的方向延伸的线来布置光电检测器809。这可以促进能量源的角度的测量并且可以允许检测位于印刷电路板的平面上。编码器可以在载体探头的面上延伸并且载体探头可包括可移除载体治疗探头。可移除载体治疗探头可以延伸到如本文所述的密封件中。在许多实施方式中,编码器包括可以与在探头的远侧尖端上载送的能源对准的对准结构以确保在制造过程中的准确对准。例如,该编码器可包括多个边缘过渡,在其中每个边缘都以轴向方向延伸。该边缘中的一个或多个可以被预先配置,以与从探头的细长轴延伸的能源的成角度对准。例如,该能源可以以与边缘从探头径向延伸的相同角度从轴沿径向方向延伸,或者沿着从探头径向延伸的角度而定位。

[0301] 图8R1示出了根据实施方式的编码器807。如利用编码器示出的，各边缘811中的每一个都对应于一个关于探头的角度参考。例如，示出了零度参考813。该零度参考与从载体的远端延伸的能量源对准。

[0302] 图8R2示出了表815，其示出了对于利用多个光电检测器测得的不同转向(transition)的坐标参考。这些位置可以给出探头在某一范围内的绝对位置。如本文所述的电路可以被配置成插入在图8R2中所示的位置内。可以以许多方式中的一种或多种来执行该插入。例如，电动机可包括提供插入的步进电动机。备选地，该电动机可包括可以被用来提供插入的在电动机内的编码器。

[0303] 表815的白色区域对应于编码器的钢管部分，而黑色区域对应于编码器的黑色塑料管部分。钢管和黑色塑料管可以形成沿着编码器的纵向轴分布的多行，每行都绕编码器的圆周延伸。每行可以与一个光电检测器对准。对于每个光电检测器A(远侧)、B、C和D(近侧)，与白色区域对应的编码器的旋转位置可以对应于“接通”或二进制代码“1”，而与黑色区域对应的编码器的旋转位置可以对应于“断开”或二进制代码“0”。

[0304] 仅通过示例的方式提供了图8Q、图8R1和图8R2中的编码器和光电检测器的配置，并且许多其他配置是可能的。例如，虽然图8Q、图8R1和图8R2示出了包括4行的编码器(其中每行都与4个光电检测器中的一个对准)，但是编码器可具有与任何适当配置中的任何数目的光电检测器对准的任何数目的行。编码器可包括一个或多个附加的行以及与每个附加的编码器行对准的附加光电检测器，以增加编码器的分辨率并由此提供电动机以及因此载体的更精细可调位置调整。

[0305] 图8S示出了根据实施方式的支撑件806的远端819上的抽吸端口817。该支撑件的远端包括从外科手术部位吸入物质的多个端口817。该多个端口的尺寸可以被确定成容纳利用能量源848切除的组织。该端口可以被定位在预定位置处以向用户提供视觉引导。例如，该抽吸端口可以以一厘米间隔定位，以使得用户可以容易确定在靶部位处的组织的尺寸和位置。例如，用户还可以评估准确度并在使用期间验证探头的准确度。该支撑件可包括例如在数目上从2到约10的多个端口。该多个端口可以被定位在支撑件面向载体846的底面上。该支撑件的凹形可以改进对准并提供容纳探头的空间。例如支撑件的远端上的抽吸端口可以利用从端口延伸至多个端口的通道流体耦合至在衬套附近的支撑件的近端上的抽吸端口(图8A中的826)。能量源的载体可以在治疗期间朝向支撑件的远端滑动。该端口可以提供确定载体关于能量源的位置的参考结构并且在治疗期间可以有助于促进对准。例如可以利用超声看到支撑件的远端上的多个端口，并且例如可以利用具有如本文所述的视场的内窥镜看到该多个端口。该多个端口可以被定位在远端上的球形部分和管的固定部分之间。如本文所述，载体探头可以被推进到支撑件的远端并且可缩回。如图8S所示，示出能量源的载体在缩回位置。将内窥镜耦合至细长管808的耦合结构814也被示为被缩回。该管的近侧部分812被示为已将该管的远端部分810容纳在其中，以使得用该管的近侧部分覆盖灌注端口824的一部分。如本文所述的耦合件814可以被用来推进如本文所述的细长管和内窥镜。例如，包括能量源的载体可以独立于该管中的内窥镜和耦合件而移动。在至少一些实施方式中，该独立运动可以有助于治疗。备选地或组合地，该耦合件可以被定位在能量源上方以充当针对系统用户的能量源屏蔽。例如，当系统被最初建立时，该耦合件可以在能量源上滑动以阻挡能量源。在许多实施方式中，耦合件包括经受能

量源的足够机械强度,并且当该耦合件被定位在能量源上方时能量源被配置成切除组织并且还不会损伤耦合件。

[0306] 图8T示出了根据实施方式的控制台920。该控制台包括允许用户对系统编程以进行治疗的用户接口的多个输入端和多个输出端。该控制台包括增大角度的角度输入端922和减小角度的第二角度输入端924。该控制台包括启动(prime)泵的启动输入端926。该控制台包括设置模式的模式输入端928。该控制台包括用来抽吸的抽吸输入端930。该控制台包括诸如对接(dock)配置932、臂部状态934和故障状态936的输出端。如利用加号938和减号940示出的到能量源的功率可以被增加或减小。示出了用于脚踏开关942和手控制944的输入端。如本文所述,该脚踏开关可包括标准商购脚踏开关,并且手控制可包括臂上的加和减控制。高压管可以被附接至被耦合到高压泵的通道或连接器946。

[0307] 图9A和图9B分别示出了治疗探头轴与成像探头的矢状面对准的侧视图和俯视图。图9A示出了相对于成像探头460倾斜的治疗探头450。该成像探头包括为图像提供参考的细长轴461。在许多实施方式中,该成像探头包括细长轴。该成像探头可包括具有至少部分限定矢状图像面950的细长轴的超声探头。在许多实施方式中,该成像探头包括矢状图像视场,并且当治疗探头450处于该矢状图像的视场内时该治疗探头基本上与成像探头的矢状面对准。

[0308] 虽然在本文中参考了经直肠超声(TRUS)成像探头,但是成像探头可包括许多已知探头中的一种或多种,诸如例如非TRUS探头、超声探头、磁共振探头和内窥镜或荧光透视法。

[0309] 用户可以使用利用成像探头获得的治疗探头的图像来将治疗探头与成像探头对准。在轴向模式中,当成像探头没有与治疗探头充分对准时该治疗探头会出现失真。治疗探头的失真可以依赖于治疗探头的横截面形状。例如,盘形横截面轮廓可能在轴向模式中表现为失真的月牙形状。在矢状成像模式中,仅细长探头的延伸通过矢状视场的一部分将出现在图像中。可以提示用户对准探头直到达到充分对准为止,以便例如在轴向模式中具有治疗探头的抑制失真并且在矢状图像中具有沿着探头的相当大轴向距离(例如5cm)的细长治疗探头的视图条件下查看治疗探头。

[0310] 在许多实施方式中,如图9B中所示,当细长治疗探头的相当大一部分(例如5mm)在矢状图像中可见时,细长治疗探头450的细长轴451与矢状图像面950基本上对准。

[0311] 图9C和图9D分别示出了穿越矢状图像面950视场的治疗探头450的侧视图和俯视图。例如,可以提示用户与图9A和图9B类似地提高对配置的对准。

[0312] 可以存在响应于利用成像探头测得的治疗探头的图像来利用处理器的软件指令校正残余对准误差。在许多实施方式中,治疗探头的细长轴可以看上去在图像中旋转。系统软件可以被配置成测量旋转并旋转该图像。例如,可以训练用户来查看在其中成像探头的轴被用作参考的矢状图像。然而,为了规划治疗,例如当治疗探头的细长轴水平地在用户屏幕上或者垂直地出现时,用户可以使治疗更好地可见。在许多实施方式中,软件测量治疗探头在图像(诸如TRUS图像)中的旋转角并且响应于治疗探头的旋转来旋转图像。例如,系统软件可测量1度旋转角并且相应地旋转该图像以使得对用户来说旋转角看起来是零度。

[0313] 图10A-图10T示出了根据实施方式的设备的治疗屏幕。

[0314] 图10A示出了根据实施方式的启动验证屏幕。该启动验证屏幕包括用于使用户在完成启动时点击继续按钮的用户输入端。执行该启动以启动泵。它可以被用来提供能量源诸如流体流。虽然对泵进行参考，但是能量源可以例如包括另一能量源或备选能量源(诸如电气能量源)。在完成启动时，用户点击继续。

[0315] 图10B示出了根据实施方式的等待对接屏幕。利用图10B，提示用户对接系统。可以通过将附件放置在如本文所述的臂上来对接系统。一旦附件已经被对接到臂，系统就自动前进到下一步。

[0316] 在许多实施方式中，在对接步骤期间，可以提供臂的旋转耦合，以使臂的耦合件与包括如本文所述的手持件的附件对准。

[0317] 图10C示出了使用户确认超声处于横向视图的提示。该屏幕可以提供横向视图的超声图像以使用户确定方向并确认超声探头处于适当的横向视图中。一旦用户已看到超声系统并确认超声处于横向视图，用户接口的屏幕就提供使用户提供输入的继续按钮。在输入继续时，向用户提示下一屏幕。

[0318] 图10D示出了角度选择输入屏幕。该选择角度输入屏幕允许用户选择治疗角度。该输入屏幕包括多个图标；示出增加角度的第一图标，和示出减小角度的第二图标。用户使用输入装置(诸如光标和鼠标)在点击适当的图标以增加角度。例如，如果用户期望增加角度，则用户点击包括向外延伸的箭头的图标以增加治疗角度。一旦治疗角度已经选择，用户就可以通过点击确认按钮来输入确认。在横向视图中选择角度允许用户调整针对患者解剖结构的治疗角度。例如治疗角度可以在从约1度到180度的范围内。在许多实施方式中，治疗角度在从约10度到约170度的范围内。

[0319] 图10E示出了根据实施方式选择的角度的。在图10E中，例如示出了80度的选择角度。一旦用户已选择了期望角度，用户就可以点击确认按钮来在下一用户输入屏幕上移动。

[0320] 图10F示出了使用户将超声变成矢状视图的提示。在将超声变成矢状视图时，用户可以利用诸如鼠标或触摸屏显示器之类的输入装置来点击继续按钮。为用户示出的输入可以示出显示矢状超声视图以使用户针对矢状视图确定方向的图标。

[0321] 图10G示出了探头尺度(scale)用户输入屏幕。探头缩放比例用户输入屏幕可以被用来设置与超声图像有关的探头尺度。可以在矢状图像的右上角中看到该探头。十字标线可以被放置在可移动标记上以标识探头。在许多实施方式中，提示用户通过将十字标线放置在探头尖端上来标识探头尖端。当用户已将十字标线放置在探头尖端上时，仪器从输入端接收到已经标识探头尖端的命令。

[0322] 当探头尖端已经被标识时，该仪器使载体探头推进到远侧位置。

[0323] 图10H示出了推进到远侧位置的载体探头尖端。可以利用标识载体探头尖端的端部的标记物来看到载体探头尖端。可以提示用户在第二配置中标识载体探头尖端。如图10H中所示，如利用标记物来示出载体探头尖端的第一位置(其是近侧位置)，并且如利用第二标记物来示出载体探头尖端的第二位置(其是远侧位置)。

[0324] 虽然可以以如本文所述的执行治疗的校准和图像引导的定义的许多方式中的一种或多种来配置载体，但是在许多实施方式中采用如本文所述的包括支撑件的探头。

[0325] 再次参考图10G，可以在近侧位置中看到探头尖端，其与向远侧延伸的细长支撑件

具有实质性的差别。如可以在图10H中看到的,探头尖端延伸更靠近如本文所述的细长支撑件的远端的相当大的距离。

[0326] 当用户对标记物满意时,用户可以点击接受输入以接受该标记物。如果用户不喜欢该标记,则用户可以点击清除按钮以重复该步骤并在处于第一和第二位置的探头上标识适当标记。

[0327] 如图10I中所示,重复探头的校准。用户输入屏幕示出了被用来在探头上标识缩放比例的探头尺度图标,并且用户再次将十字标线放置在探头上以标记起始位置和结束位置。根据一些实施方式可能要求总共三次比较。在成功完成设置探头尺度达多次时,可以计算该尺度。

[0328] 图10J示出了在其中通知用户已经计算尺度的用户输入屏幕。然后提示用户点击继续按钮来前进到下一屏幕。

[0329] 图10K示出了在显示器上示出以确认尺度的屏幕。可以示出覆盖在超声图像上的具有利用校准确定的尺度的基础(radical)。例如,如图10K中所示,尺度可以延伸70毫米的距离。还可以利用在显示器上示出的基础来示出所使用的校准和标记。例如,可以在显示器上示出近侧标记和远侧标记。当近侧位置和远侧位置之间的距离包括约60毫米时,例如显示器可以在零位置和60毫米位置处示出标记。在超声图像上示出的基础被呈现给用户,并且用户具有接受或重置该尺度的机会。如果用户选取重置该尺度,则提示用户再次设置尺度。如果用户接受并确认该尺度,则允许用户前进到下一屏幕。

[0330] 图10L示出了根据实施方式的示出校准切割的屏幕。可以执行该校准切割以便在完成治疗之前验证系统与初始治疗的准确校准。显示器屏幕示出了以指令对用户的提示。提示用户执行校准切割。可以向用户通知按压并保持脚踏开关以使切割前进并且抬起脚踏开关以暂停或完成该治疗。如图10L中所示,示出被治疗探头覆盖的基础。包括喷嘴的治疗载体探头最初可以在零参考处对准,例如在如本文所述的精丘上。例如可以从喷嘴释放射流并且可以利用如本文所述的超声或其他成像手段(诸如内窥镜)来使该射流可见。

[0331] 图10M示出了根据实施方式的校准切割前进。图10M示出了屏幕上的校准切换的实时图像。探头是自动前进的并且指导用户抬起脚踏开关以暂停或完成治疗,并且显示器窗口指示探头正前进。探头可以根据如本文所述的编程在设备中的治疗轮廓前进。虽然可以向用户提供与尺度有关的实时示出的真实图像,但可以例如参考图10M示出切割延伸治疗的大约一半。如图10M中所示的被切除的诸如前列腺之类的器官的图像可以帮助用户确定系统被准确地设置成完成对最初对治疗的可变性较不敏感的组织的治疗。

[0332] 图10N示出了在切割的远端附近的校准切割。如超声图像上所示,包括冷焰的射流已经从零参考点前进到大约60毫米的位置。如在实时图像中所示,基本上利用靶校准切割来切除组织。屏幕向用户提供了确认治疗的输入,并且用户可以通过点击确认按钮来指示完成校准切割。提示用户重新开始或完成校准切割。当用户确认完成校准切割时,然后向用户提供下一输入屏幕。

[0333] 图10O示出了根据实施方式确定切割深度用户界面屏幕。显示器上示出的用户界面的确定切割深度输入允许用户设置切割深度。因为先前已经执行了超声图像对治疗探头的缩放比例,所以图像的像素坐标参考可以被用来设置附加参考,诸如治疗轮廓的坐标参考。利用多条线来提示用户以指示切割深度。示出垂直箭头的第一图标(其中第一垂

直箭头向上指并且第二垂直箭头向下指)允许用户在切割轮廓上滑动图像覆盖,以允许用户近似估计校准切割的深度。还可向用户提供另一输入屏幕,其允许用户进一步调整校准切割测量结果。一旦用户已确认切割深度,则提示用户前往下一用户输入屏幕。在许多实施方式中,系统包括多个阈值来确定校准切割深度是否在适当的机器边界内。例如,切得太浅可以向用户提示警告并且切得太深可以向用户提示类似的警告。

[0334] 用户界面屏幕可包括用户可得到的若干值。例如,可以向用户示出压力和时间连同靶角度。还可以向用户示出程序的步骤以完成该程序,诸如设置步骤诸如如本文所述的启动泵和对接。规划可以包括角度和尺度,并且例如切割可以包括校准切割和轮廓且治疗可以包括治疗轮廓。

[0335] 图10P示出了根据实施方式的可调整轮廓。图10P示出了被定形成用户的解剖结构的治疗轮廓。在向用户示出前列腺或其他器官的超声图像的情况下,用户可以选择多个位置来调整治疗。例如,如图10P中所示,被治疗的器官可包括放大的前列腺。放大的前列腺可延伸超出例如膀胱颈或者延伸到膀胱颈中(如数字9所指示的)。可以根据用户的解剖和测量轮廓来调整在数字8处示出的膀胱颈的狭窄约束。并且数字10可以示出例如包膜附近的前列腺的解剖,并且用户可以相应地调整切割轮廓。允许用户调整并确认轮廓线。向用户提供调整和确认轮廓线菜单和指令。告诉用户调整轮廓线边界并确认来继续下去。当用户已确认在超声图像上示出的治疗轮廓时,用户点击继续按钮以继续下去。

[0336] 图10Q示出了开始治疗屏幕。该开始治疗屏幕允许用户开始治疗。命令用户点击开始以开始治疗,并且命令用户按压并保持脚踏开关来使切割前进。抬起该脚踏开关可以暂停治疗。备选地,用户可以完成治疗。向用户示出基于由用户提供的轮廓而适配的切割轮廓。靶切割轮廓可以包括由用户提供的预期轮廓的近似。虽然可以以许多方式来配置焰的切割轮廓,但是在许多实施方式中可以增加射流的功率以使如本文所述的白色焰和空化的距离可以延伸到期望靶距离。

[0337] 与实施方式有关的研究表明:射流的流速可以提供可以与进入射流的流体的流速基本上线性相关的径向切割距离。在许多实施方式中,利用盐水来灌注该外科手术部位,并且利用高压来释放包括盐水的流体流以形成如本文所述的多个致脱脉冲。因为白色冷焰的距离与切割距离显著相关,所以可以向用户提供关于切割深度轮廓的视觉输入。当切割深度轮廓改变时,可以改变来自射流的流体的速率以对应于切割深度轮廓。

[0338] 图10Q中示出的包括台阶的切割深度轮廓可对应于改变流速的台阶。例如,可以利用从0到10的任意整数值来设置流速,并且利用任意尺度的为3的流速来执行校准切割。基于用户的解剖结构和切割轮廓,例如系统软件可以确定为9的流速适合于最深的切割,并且可以在膀胱颈附近执行为8的流速。在切割的近端和远端附近,流速可以增加,例如从切割的远端附近的约3的值到对应于膀胱颈中的组织的约8的值。并且流速可以减小至例如约3。因为包括射流的治疗探头被抽吸向近侧,所以泵的功率可以与切割轮廓相对应地减小。例如,处于任意单位的泵的流速可以从约8减小到切割的近端附近的约3的值。

[0339] 图10R示出了利用被抽吸向近侧的探头上所载送的治疗喷嘴进行的治疗。如图10R和其他图中所示,载体探头上的能量源被抽吸向近侧可以重置组织。继续利用探头尖端的旋转和振荡使治疗探头被抽吸向近侧直到组织的预先确定的体积已经被移除为止。根据切割轮廓的组织的预先确定体积的该移除可以提供非常准确的组织移除。在许多实

施方式中,例如前列腺的精细结构(诸如包膜和神经)可以被避免。在许多实施方式中,用户看到的屏幕可以包括可能有帮助的附加屏幕。例如,可以提供治疗引导窗口,其示出载体上的能量源关于治疗轴的位置。可以基于例如程序将治疗的细长轴从约0毫米延伸到6毫米。因为能量源是被抽吸向近侧的,所以可以在屏幕上示出显示治疗的当前位置的指示符。在许多实施方式中,屏幕上示出的该指示符可以并且应该对应于如本文所述的手持件上的指示符。该冗余信息允许用户验证仪器正正确地执行。

[0340] 如本文描述和示出的,可以在屏幕上(例如右手侧)为用户示出已经完成的一系列步骤。例如,可以为用户示出作为治疗的当前步骤,并且还可以为用户示出若干前面的步骤。前面的步骤可包括设置步骤,诸如如本文所述的启动和对接。前面的步骤可包括规划,诸如如本文所述的设置角度和尺度。并且前面的步骤可包括定义与切割有关的切割轮廓或参数,诸如切割轮廓的校准和定义。

[0341] 图10S示出了治疗完成屏幕。在完成预先编程的治疗时,向用户呈现治疗完成屏幕,并且用户具有返回调整轮廓并执行组织的附加切除、或者输入完成并移至下一屏幕的选项。

[0342] 图10T示出了输出数据屏幕。提示用户输出数据。处理器可包括将程序数据输出到非易失性存储器的指令。

[0343] 可以以许多方式中的一个或多个来存储治疗。例如,治疗可以被存储在非易失性存储器(诸如闪存驱动器)上。备选地或组合地,如本文所述的附件装置可包括用来存储治疗的非易失性存储器。所存储的治疗参数可包括在治疗期间测得的感测参数,诸如治疗的压力、治疗的流速和探头的位置。所存储的治疗参数还可包括例如治疗表。并且治疗表可以提供有用信息。例如,当与在治疗期间测得的探头的位置相比较时,为了验证已经根据治疗表执行了治疗。当用户点击下一屏幕时,提示用户移至下一阶段。

[0344] 图10A-图10T的用户界面屏幕被示出为根据实施方式的一系列屏幕的示例。本领域普通技术人员将会认识到基于本文提供的教导的许多变化。例如,可以去除各屏幕中的一些。可以添加其他屏幕。各屏幕中的一些可以组合。各屏幕中的一些可包括子屏幕。而且可按照不同顺序来呈现该屏幕。

[0345] 在许多实施方式中,可以提供其他对准屏幕。例如,可以要求用户标识治疗探头的轴以标识治疗的参考轴。可以要求用户标识治疗探头的标记,例如以确定在图像上所示的治疗探头轴与屏幕上所示的映射治疗的平移对准。

[0346] 图11示出了根据许多实施方式的治疗患者的方法1100。

[0347] 利用步骤1102,提供具有成像探头轴的成像探头。

[0348] 利用步骤1104,提供具有治疗探头轴的治疗探头。

[0349] 利用步骤1106,将成像探头轴与治疗探头轴对准。

[0350] 利用步骤1110,验证治疗探头轴沿成像探头的矢状面的对准。

[0351] 利用步骤1112,校正残余误差。

[0352] 利用步骤1114,测量治疗探头轴相对于具有成像探头的成像探头的角度。

[0353] 利用步骤1116,响应于该角度来旋转具有插入患者体内的探头的患者图像。

[0354] 利用步骤1152,用户界面可以询问用户是否已经完成了治疗探头的启动。

[0355] 利用步骤1154,用户界面可以等待治疗探头与操作用户界面的计算机的对接。

[0356] 利用步骤1156,用户界面可以向用户确认超声成像设备正以横向视图对受试者成像。在此类确认时,可以示出用户界面的主菜单屏幕。

[0357] 利用步骤1158,用户界面可以允许用户在执行切割程序时选择治疗探头的靶角。该靶角可以在0度和180度之间变化。

[0358] 利用步骤1160,用户界面可以向用户确认所选择的切割角。

[0359] 利用步骤1162,用户界面可以向用户确认超声成像设备正以矢状视图对受试者成像。

[0360] 利用步骤1164,用户界面可以通过在探头尖端如由超声图像所示的从缩回位置前进时要求用户标识探头尖端的起始位置和结束位置来促进治疗探头的缩放比例或校准。可以通过将起始标记和结束标记分别放置在用户界面的图像显示部分上来标识该起始位置和结束位置。

[0361] 利用步骤1166,用户界面可以向用户确认标记的探头尖端的起始位置和结束位置是可接受的。

[0362] 利用步骤1168,用户界面可以重复探头尖端的起始位置和结束位置的标识和接受。在许多实施方式中,这些步骤(例如步骤1166和1168)被重复三次以验证探头尖端的校准。

[0363] 利用步骤1170,用户界面可以向用户确认探头尖端的缩放比例或校准。

[0364] 利用步骤1172,探头尖端可以执行校准切割。用户界面可以提供关于激活探头尖端以执行校准切割的指令。备选地或组合地,用户界面可以提供操作治疗探头以执行校准切割的菜单或子菜单。当校准切割被执行时用户界面的显示部分可以示出靶组织的矢状视图。可以在切割过程期间使治疗探头暂停和不暂停。

[0365] 利用步骤1174,用户界面可以向用户确认已经完成校准切割。

[0366] 利用步骤1176,用户界面可以允许用户确定并确认校准切割的切割深度。用户界面可以提供标记物来使用户拖动并放置在切割位置和探头位置处以确认切割深度。

[0367] 利用步骤1178,用户界面可以允许用户调整并然后确认最终切割的轮廓线边界。用户界面可以提供一或多个标记物来使用户拖动并放置在期望的轮廓线边界点处以按照预期修改轮廓线边界。

[0368] 利用步骤1180,治疗探头尖端可以执行最终切割。用户界面可以提供关于激活探头尖端来执行最终切割的指令。备选地或组合地,用户界面可以提供操作治疗探头以执行最终切割的菜单或子菜单。当最终切割被执行时用户界面的显示部分可以示出靶组织的矢状视图。可以在切割过程期间使治疗探头暂停和不暂停。

[0369] 利用步骤1182,可以完成治疗并且用户界面可以提供例如重复和/或修改治疗和/或将历史、参数和所执行的治疗的其他信息输出到存储介质(诸如USB驱动器、本地数据存储装置或基于云的存储器)的选项。

[0370] 方法1100的步骤可以与图10A-图10T的屏幕相组合。

[0371] 虽然上述步骤示出了根据许多实施方式操作治疗探头的方法1100,但本领域普通技术人员将会基于本文所述的教导认识到许多变化。所述步骤能够以不同顺序完成。可以添加或省略步骤。一些步骤可以包括子步骤。只要对治疗有利,许多步骤可进行重复。

[0372] 例如,可以省略与校准切割的执行相关联的步骤(例如对应于图10L-图10O的屏

幕,和/或方法1100的步骤1172-1176)。如果存在提供系统功率和结果得到的切割的穿透深度之间的准确关联的足够系统性能数据,则校准步骤可能不是必须的,并且系统可被配置成直接进行治疗切割。

[0373] 方法1100的一个或多个步骤可以利用如本文所述的电路来执行,例如利用本文所述的处理器或者系统的逻辑电路中的一种或多种来执行。该电路可被编程用于提供方法1100的一个或多个步骤,并且程序可以例如包括储存在计算机可读存储器上的程序指令,或者诸如具有可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列的逻辑电路的编程步骤。图11示出了根据实施方式的方法。本领域普通技术人员将会认识到根据本文所公开的教导的许多变化和适应。例如,该方法的步骤可以被移除。可以提供附加的步骤。各步骤中的一些可包括子步骤。一些步骤可以被重复。各步骤的顺序可以改变。

[0374] 如本文所述的处理器可以被配置成执行图11的方法各步骤中的一个或多个,并且提供如本文所述的各用户界面屏幕中的一个或多个。在许多实施方式中,处理器被配置成响应于在显示器上的用户输入来执行各步骤中的一个或多个的至少一部分,并且处理器可包括生成并显示如本文所述的用户界面屏幕的指令。

[0375] 处理器可以进一步被配置成记录关于图10A-图10T和图11在本文中描述的方法的每一个已执行步骤。可以为系统的每个用户或操作员保持单独的使用记录,其中在方法的每个步骤期间提供的所有操作员输入可以被记录。操作员记录可以被配置成不可被操作员访问进行修改(例如被记录为只读文件,存储在受约束的访问数据库中,备份到远程服务器等等)。所有操作员已执行的输入和步骤的记录可以提供增强的操作员问责,并且为系统改进和/或发现并解决故障提供有用的参考数据

[0376] 实验

[0377] 图12示出了根据实施方式的切割的最大组织穿透深度与经过喷嘴的流速。最大穿透深度基本上对应于包含“冷”液体消融焰的射流的空化气泡的长度。消融的最大组织穿透深度直接对应于流速,并且在许多实施方式中与流速呈线性相关。

[0378] 图12的插图示出了根据实施方式,对马铃薯进行切割,作为前列腺BPH模型。马铃薯的最大穿透深度密切对应于BPH的最大切割深度。在图中示出了通过利用本文所述的喷嘴和旋转探头的、对应于从约50ml/min至约250ml/min范围内的速率的10种不同流动设置来切割马铃薯。最大穿透深度的范围从50ml/min下的约4mm到约250 ml/min下的约20mm。

[0379] 在许多实施方式中,对于如本文所述的适当配置的喷嘴,空化气团的生长和长度构成了流速的函数,其与喷射压力成比例并且反之亦然。随着压力增大,表示为图12的最大穿透深度的最大侵蚀半径看上去呈线性增加。

[0380] 可以通过采用已知的高压泵迫使水以连续流动或脉冲流动穿过喷嘴来形成高速空化射流。由于蒸汽空腔的不稳定性质,无论泵产生何种流动类型,空化现象都将是脉冲式的,并且即便在如本文所述的连续流动射流中,空化的形成也将是脉冲式的。不限于任何特定理论,据信脉冲和连续流动水射流两者都将在给定的时间量中导致等量的材料侵蚀。在许多实施方式中,喷嘴几何形状被配置用于提供如本文所述的流动动力学和空化过程。在许多实施方式中,喷嘴被配置用于抑制水射流出口处的强力收缩,这可能与喷嘴自身内可发生空化有关。在许多实施方式中,尖角导致水与壁分隔,并且朝向喷嘴中心线汇聚,这将进一步缩窄水射流路径,同时减小由喷嘴壁造成的摩擦效应。这导致速度增大,

并伴随着对应的压力下降和蒸汽空腔形成。蒸汽空腔形成将会影响总体流动动力学,这是因为蒸汽空腔的最终瓦解导致湍流并会影响侵蚀深度。本领域普通技术人员可以进行实验来确定适当的喷嘴几何形状和流速,以提供如本文所述的组织移除而无需过度实验。

[0381] 液体消融

[0382] 本文所述的浸没水射流切割具有利用空化现象来治疗患有前列腺良性增生(BPH)的患者的能力。射流通过压力脉冲和瓦解的蒸汽空腔所导致的微射流来移除在BPH中可见的过量软组织生长。通过改变装置喷嘴的位置和定向,例如通过沿着前后方向平移喷嘴或者通过旋转喷嘴多达180度,可以操控水射流的方向。

[0383] 由于蒸汽空腔形成及其侵蚀强度是喷射压力和流动动力学两者的函数,因此可以通过配置压力以及喷嘴几何形状来控制材料的深度。更大的喷射压力将会导致更快的出射速度。如本文所讨论,喷嘴几何形状还可以根据缩窄而进一步增大速度,并且将会影响在水射流通过文丘里效应射出时压力下降的程度。这些因素可以导致空化气团能够在瓦解和释放压力脉冲和微射流之前生长和行进到更长的距离。已对液体消融系统的喷嘴几何形状和压力设置进行优化,以赋予使用者精确控制并确保空化射流仅移除期望的良性组织生长。

[0384] 本文所提供的图像示出了根据实施方式,组织侵蚀深度与压力成何种函数关系。相比于其他图像,这些图像示出了对于较低的喷射压力的较小的空化气团长度和对应的组织切除深度。

[0385] 在许多实施方式中,本文所述的液体消融能够在抑制对动脉和静脉的移除和损伤的情况下移除例如BPH等过量组织生长。由空化造成的压力脉冲和微射流超出侵蚀软组织生长所需的阈值能量,并且可对血管等具有高得多的阈值能量的其他结构造成最小的损伤。重复而集中的压力脉冲和微射流可能在血管系统上造成疲劳应力并导致出血,但是如本文所述的液体消融系统算法和治疗指令被配置和设计用于抑制此类损伤。

[0386] 在许多实施方式中,抑制了有害栓子的生成。例如,蒸汽空腔形成可以受益于血流中已存在的微小空气核。空化可以导致所述核的生长而无需向系统中引入任何额外的空气。此外,一旦局部射流压力超过蒸汽压力,空腔将会瓦解,使得空气囊可缩减至其原始核尺寸。在许多实施方式中,由于空化依赖于并可能受限于尿道周围的盐水溶液自带的微量空气,因此抑制了栓子形成,并且当射流压力开始上升时,蒸汽空腔快速消散。

[0387] 如本文所述的液体消融利用了这一现象。这种天然自限性的侵蚀半径和使用低损伤阈值能量精确消融组织而同时将对于诸如动脉等具有更密实细胞结构的附近结构的损伤减到最小的独特能力使得本文所述的液体消融成为治疗BPH的有用的外科手术工具。与本文所述的空化的接近等温性质相结合,可以减轻附带损伤并提供改善的愈合和更高的安全特性。

[0388] 图13示出了作为选择性组织移除模型的、对马铃薯进行的选择性移除,其中将猪血管定位在马铃薯的切口之上。在切割之前将猪血管放置在马铃薯上,使得猪血管暴露于具有空化的水射流中以移除马铃薯。液体消融切除了软马铃薯组织模型(该模型是对BPH中可见的良性组织生长的近似替代)而未对猪血管造成严重损伤。

[0389] 图14示出了利用预定的治疗轮廓和基于用户输入的治疗表处理的马铃薯。

[0390] 虽然本文已经示出和描述了本发明的优选实施方式,但对于本领域技术人员将

会显而易见的是,此类实施方式只不过是以举例的方式予以提供。现在本领域技术人员将在不偏离本发明的情况下想到许多变化、改变和替换。应当明白,在实践本发明的过程中可以采用对本文所述的 本发明的实施方式的各种替代方案。旨在由下面的权利要求限定本发明的范围并且这些权利要求范围内的方法和结构及其等同项应由其所覆盖。

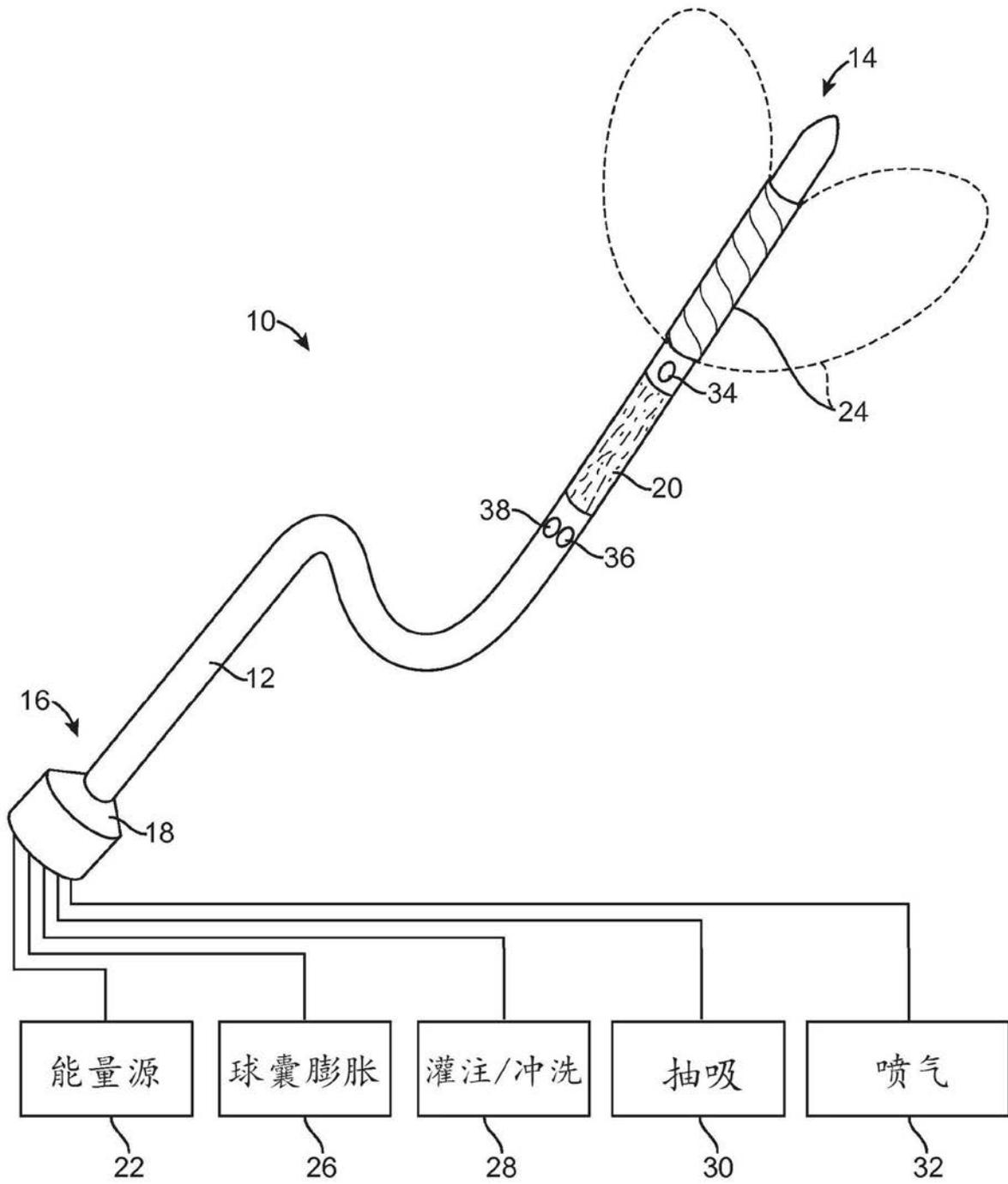


图1

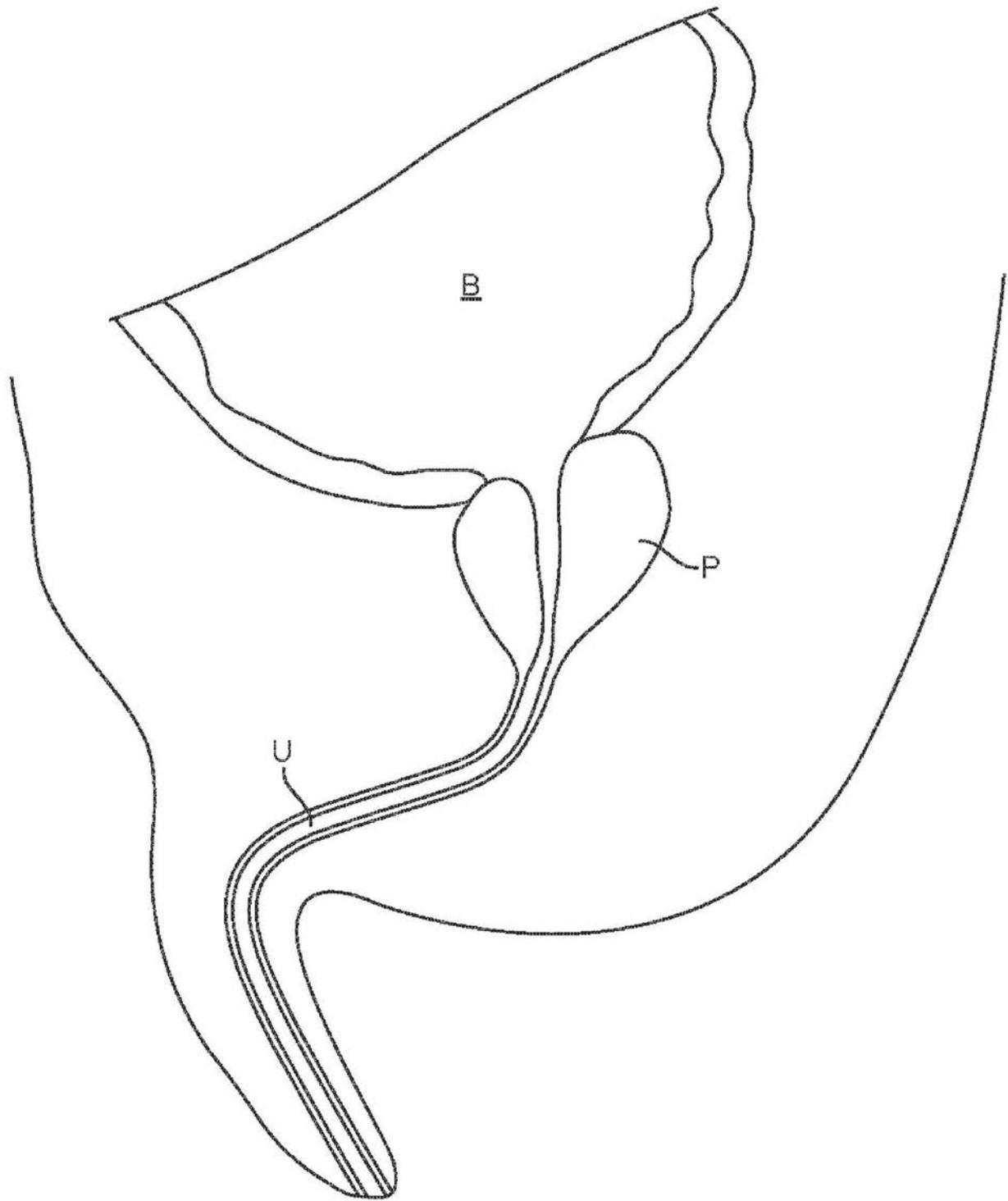


图2A

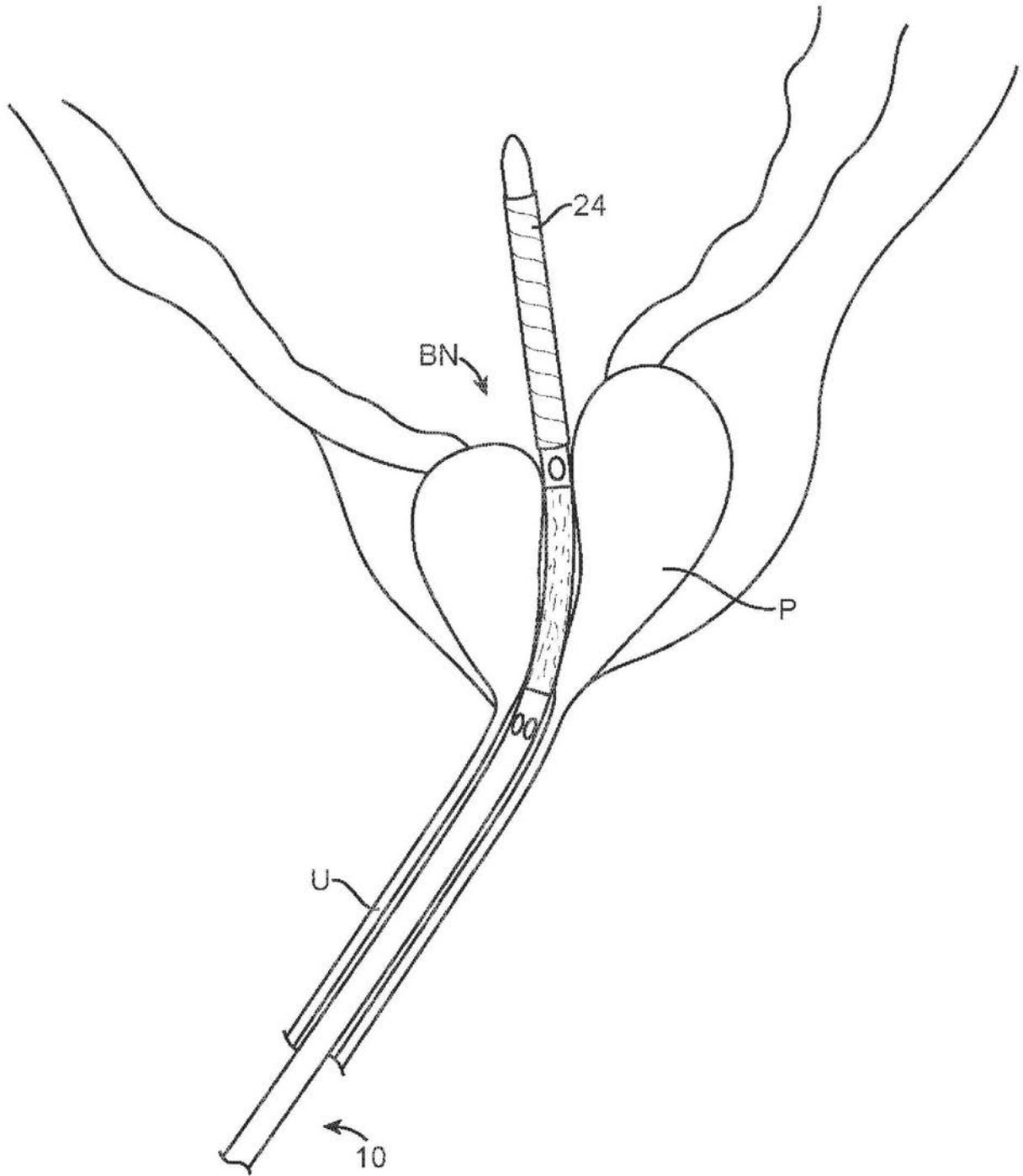


图2B

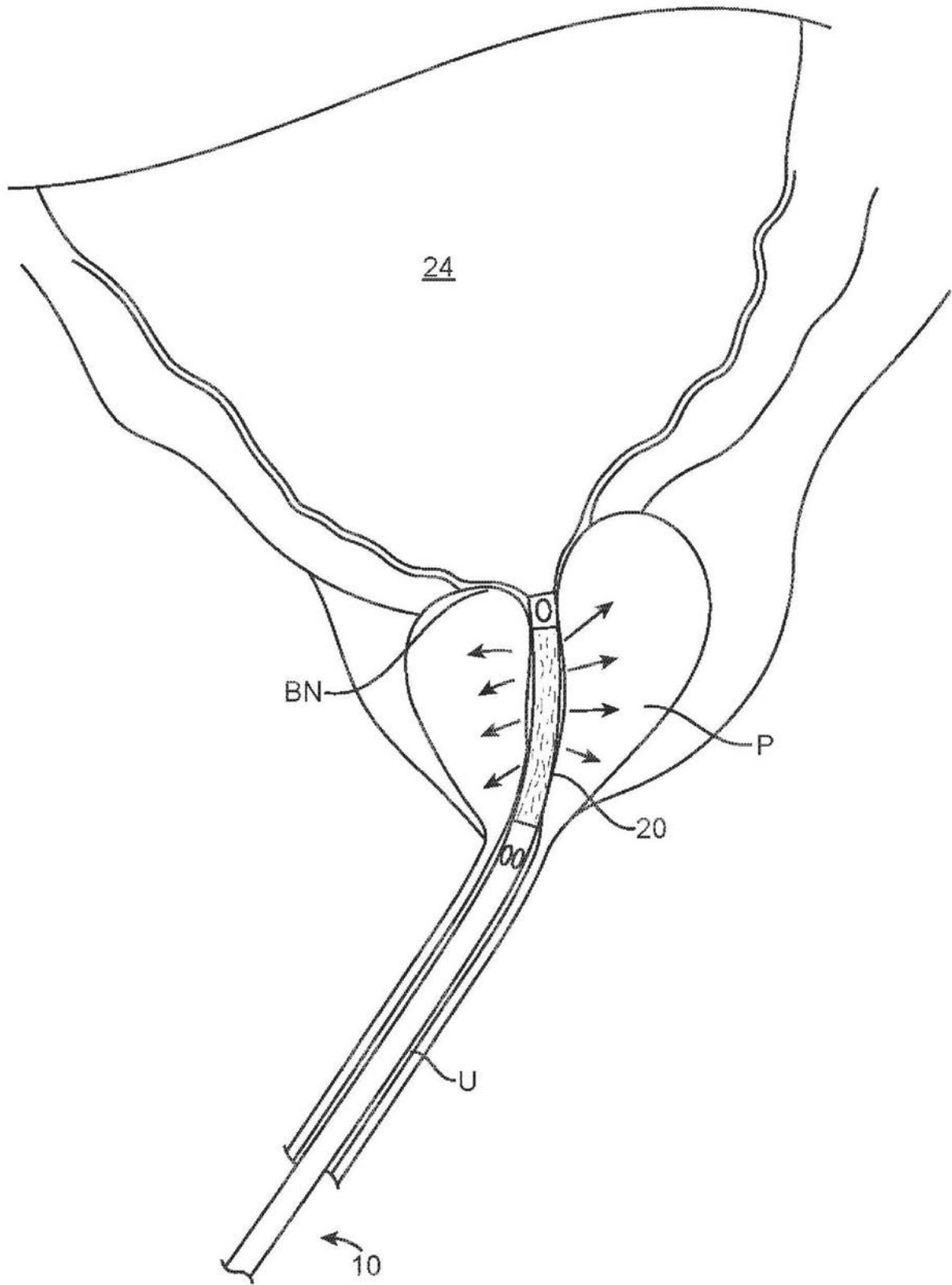


图2C

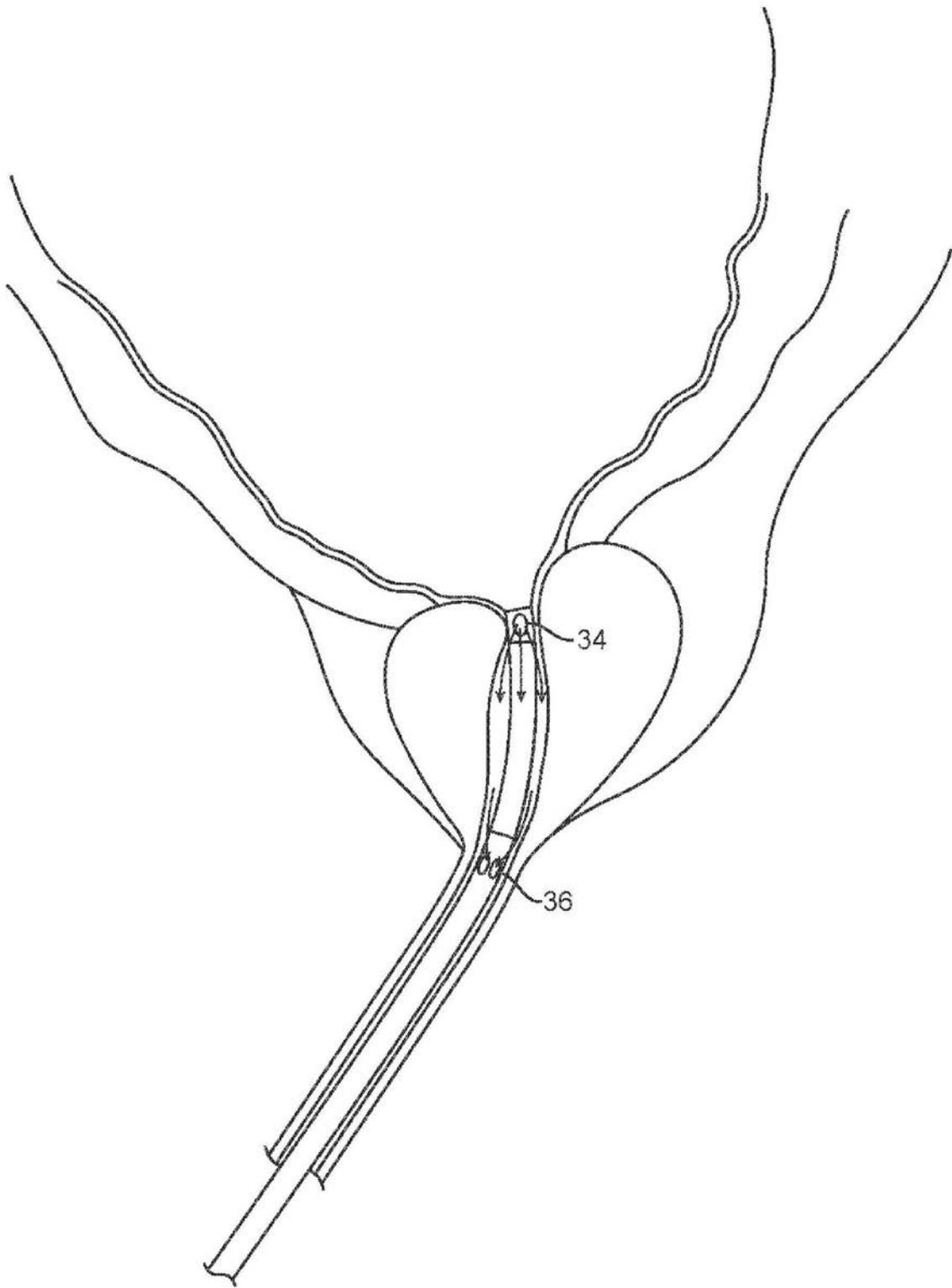


图2D

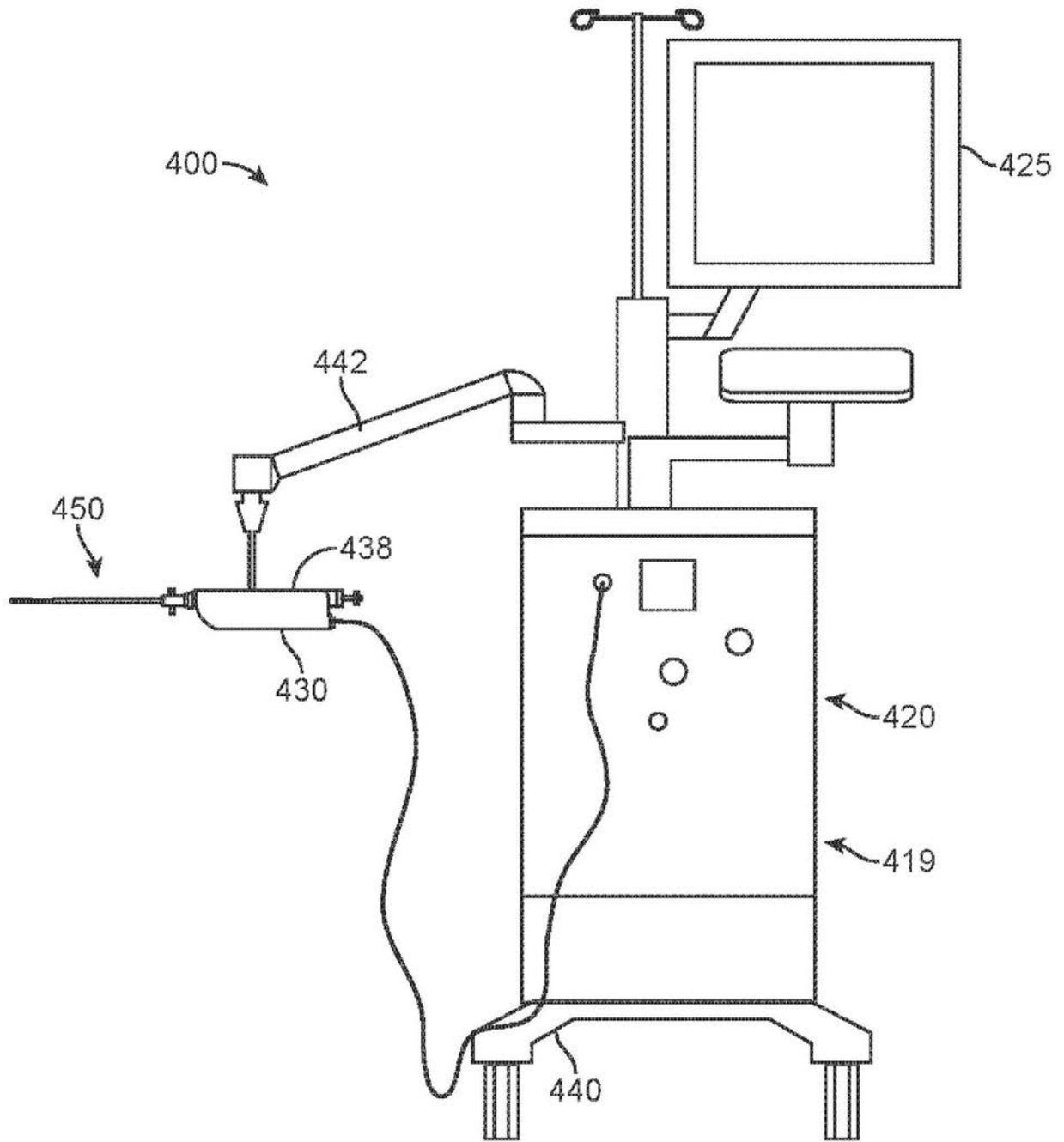


图3B

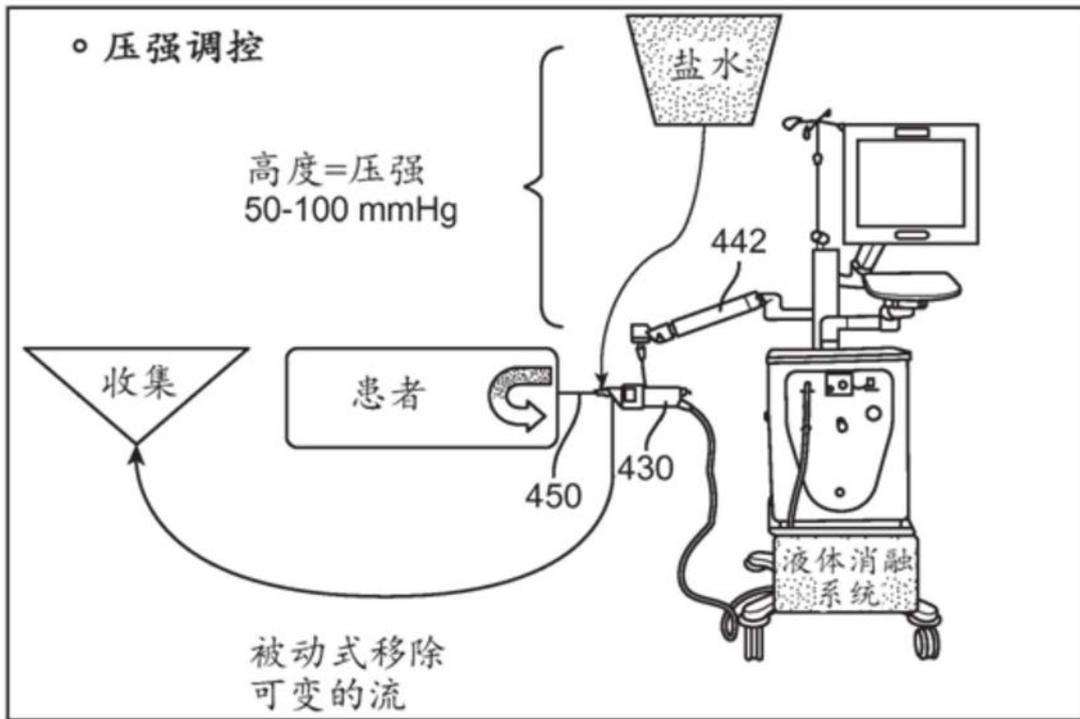


图4A

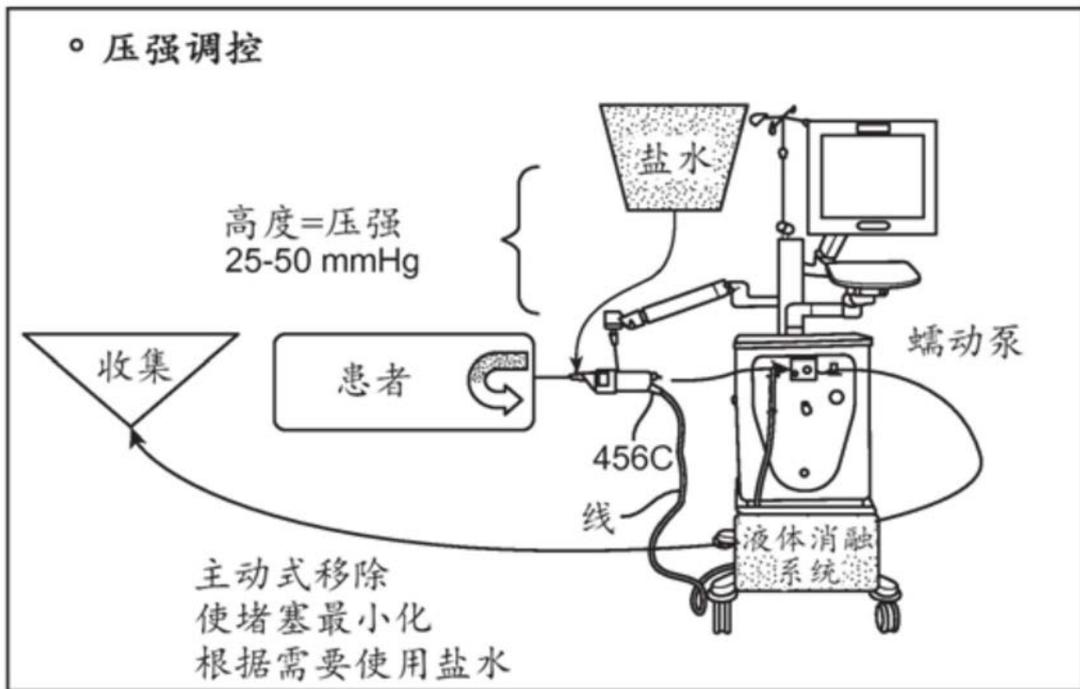


图4B

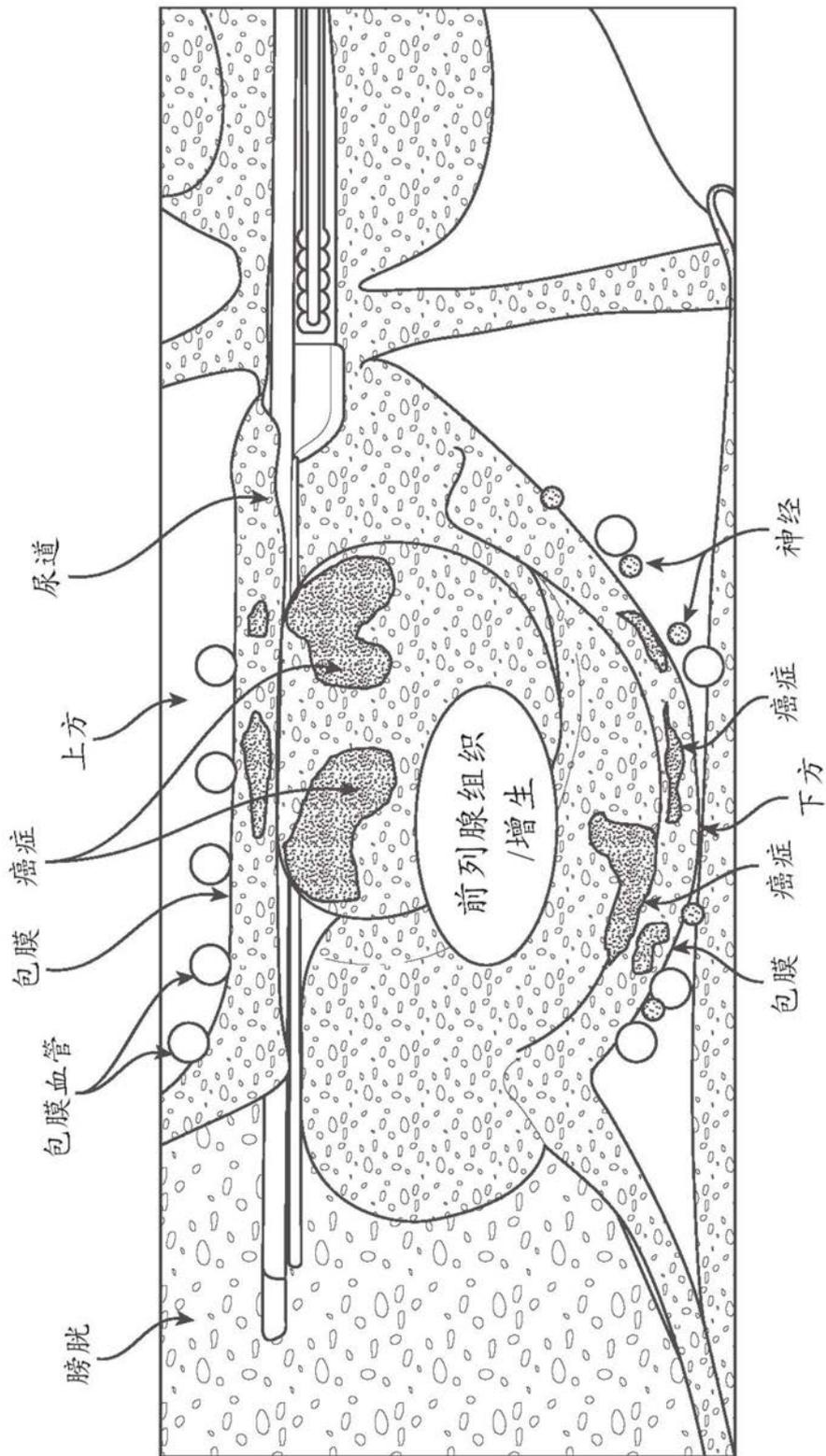


图5A

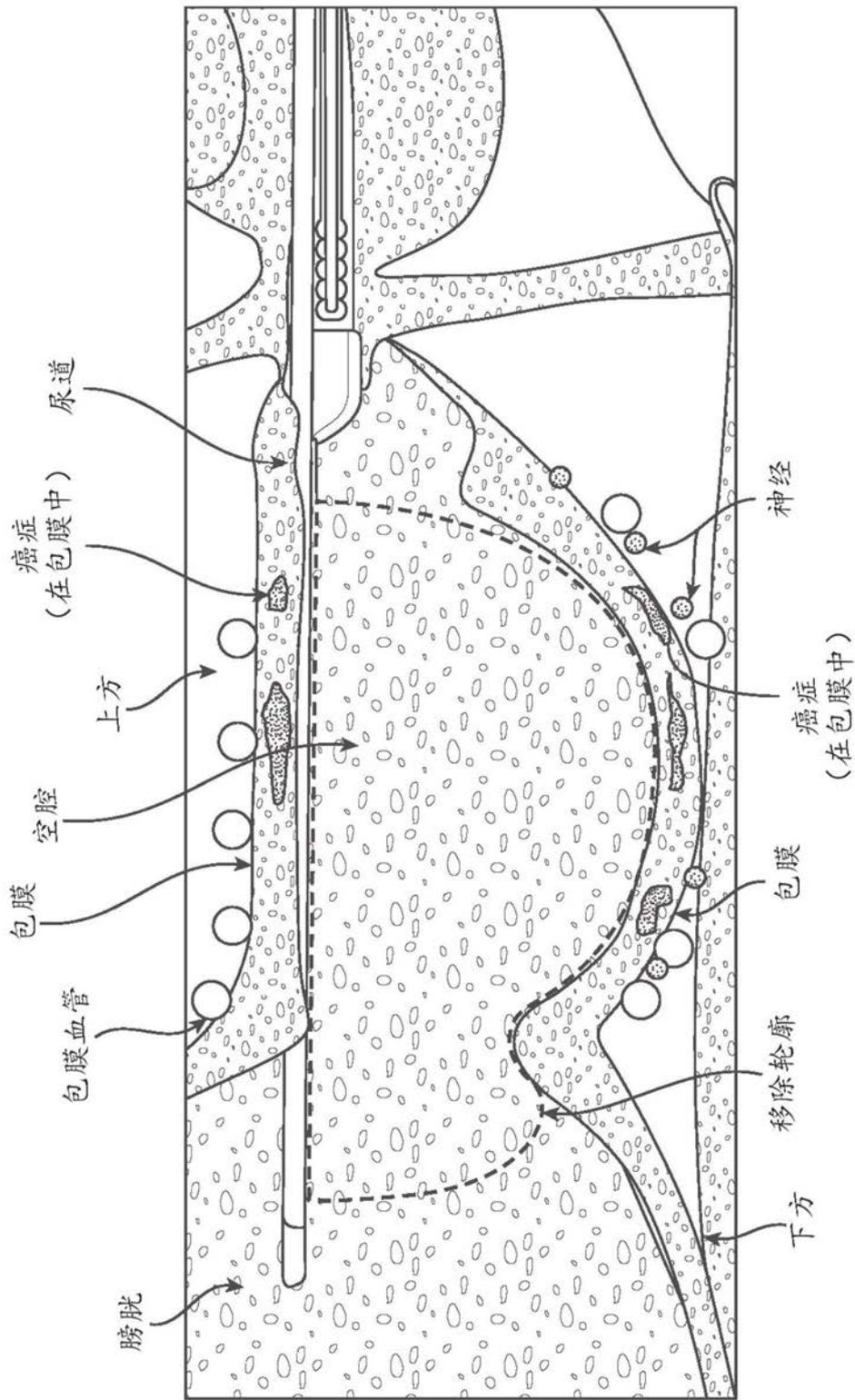


图5B

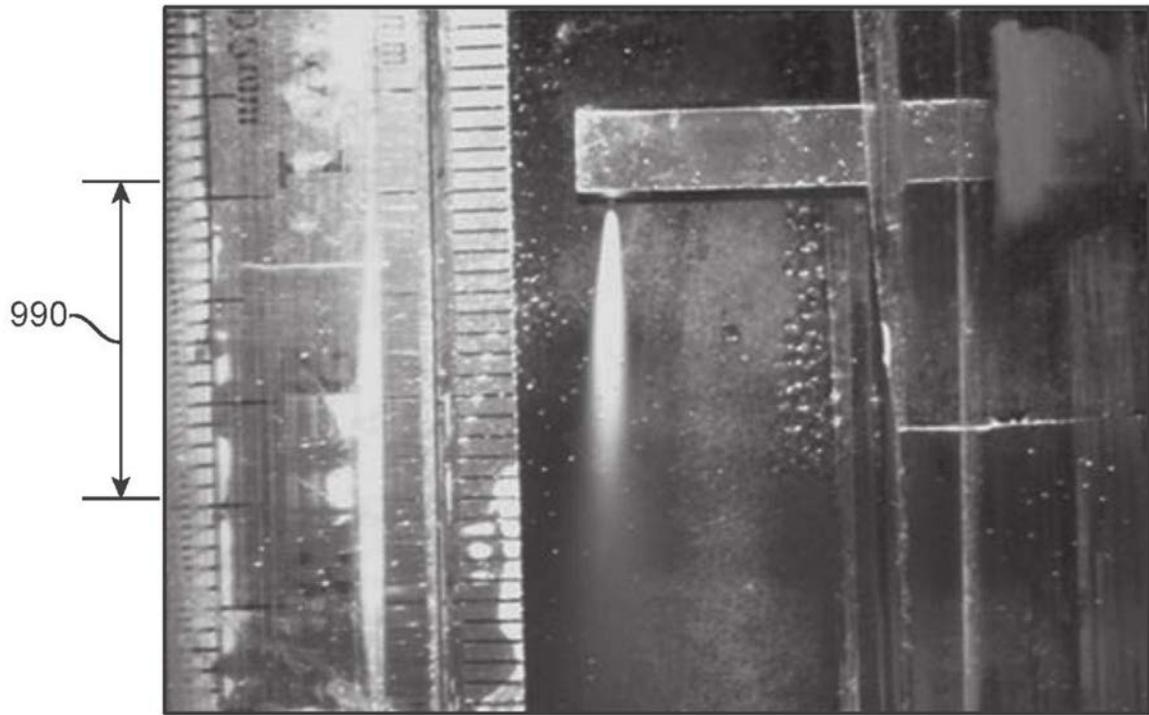


图6A

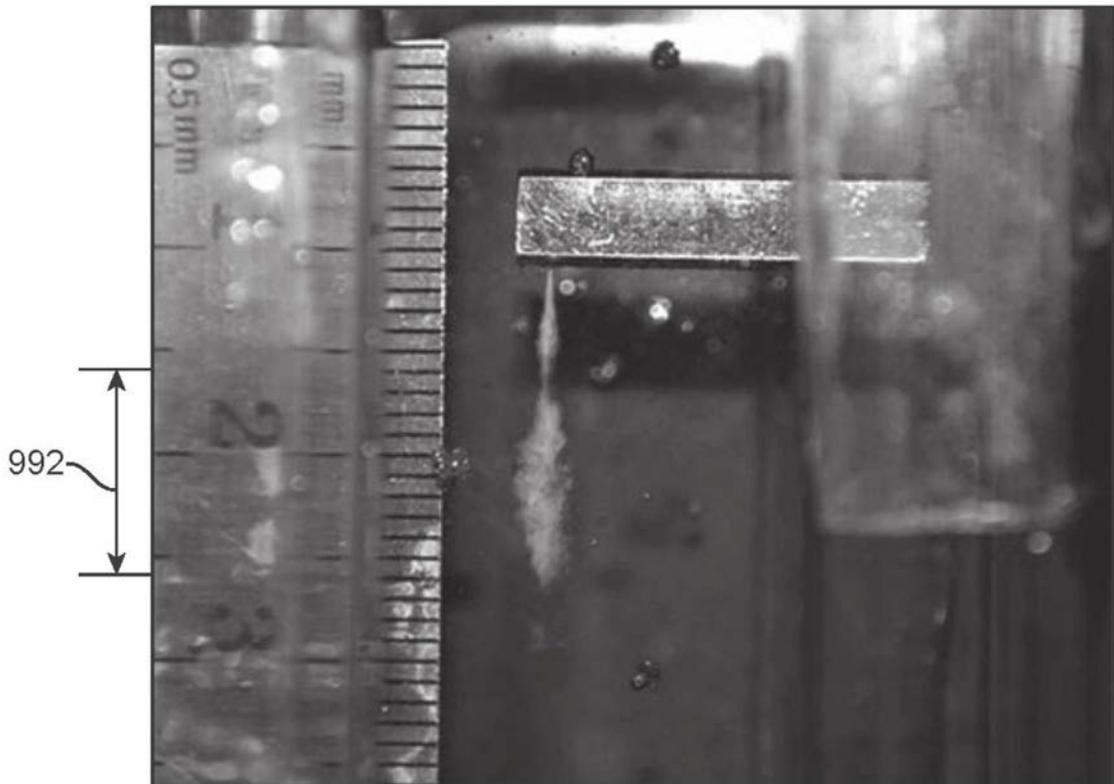


图6B

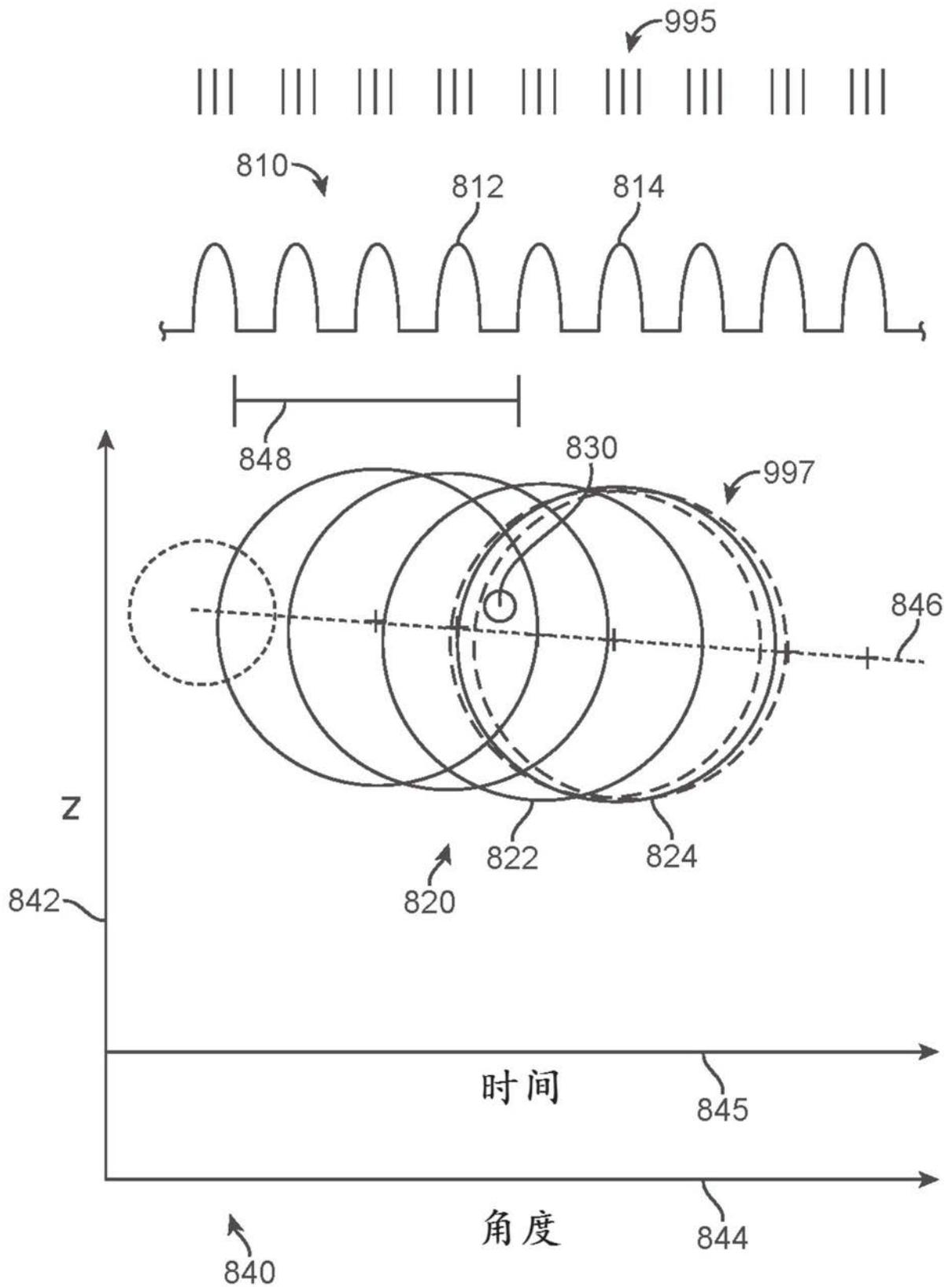


图7

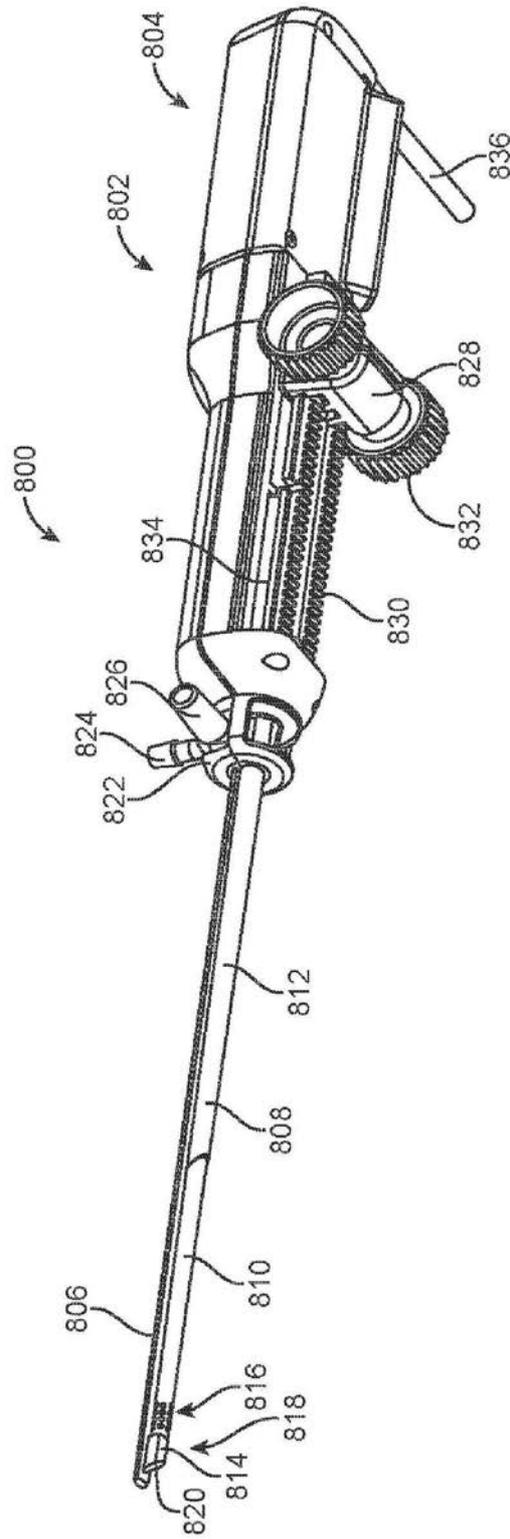


图8A

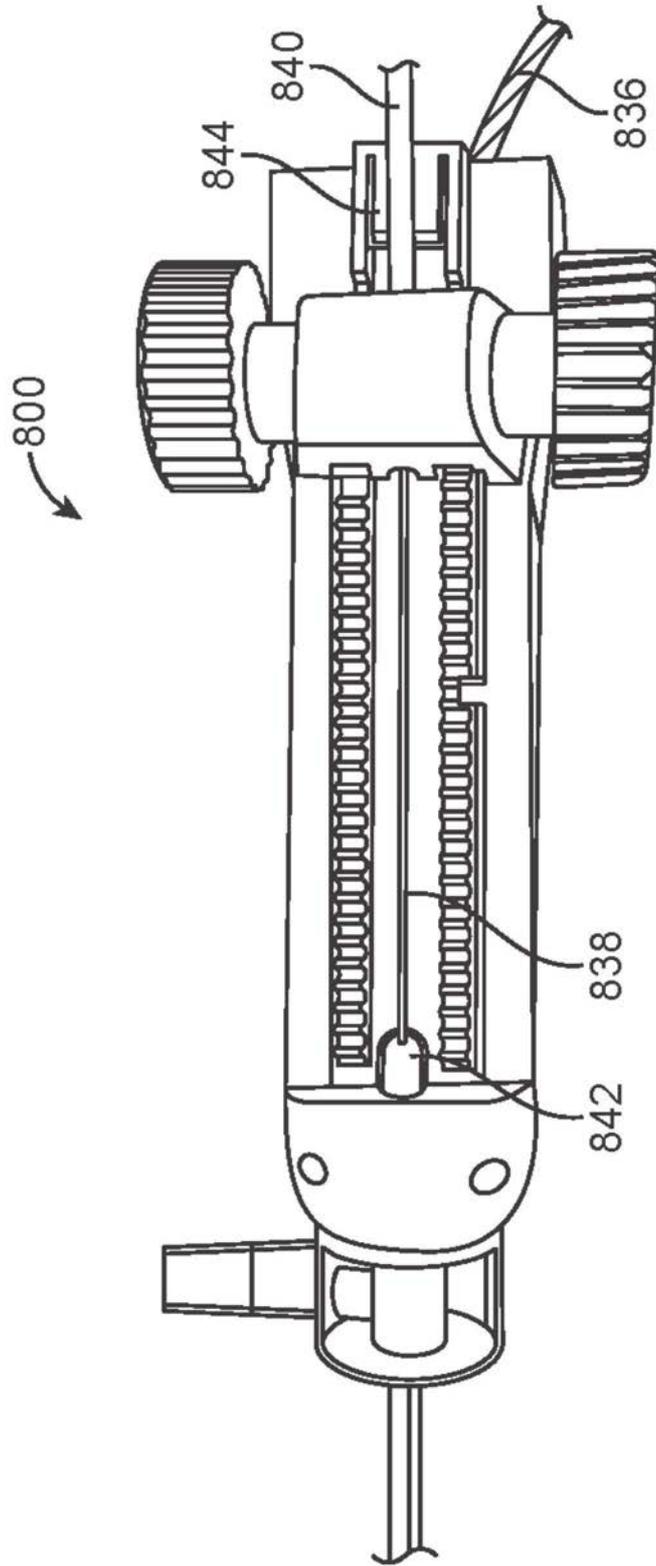


图8B

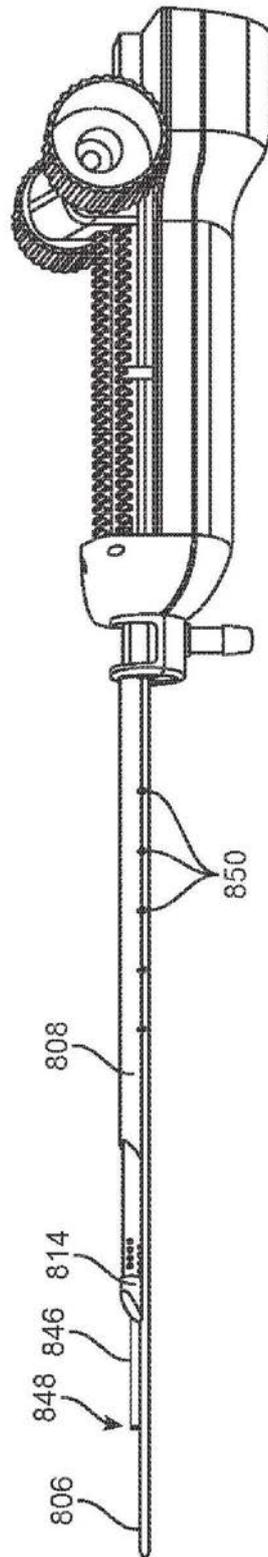


图8C

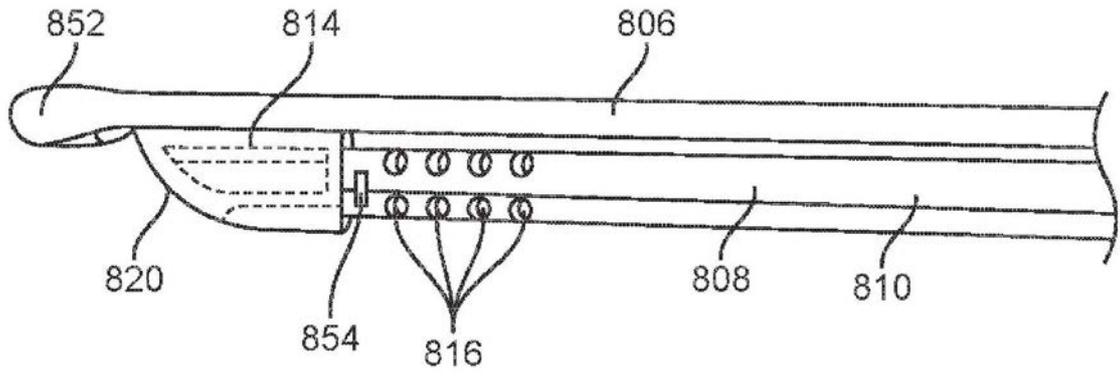


图8D

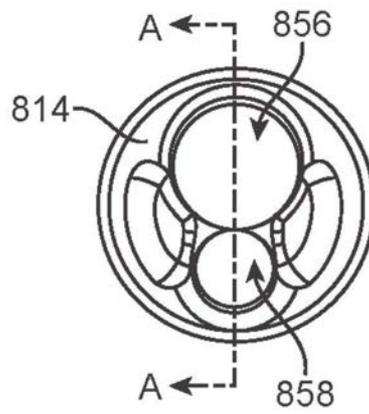


图8E1

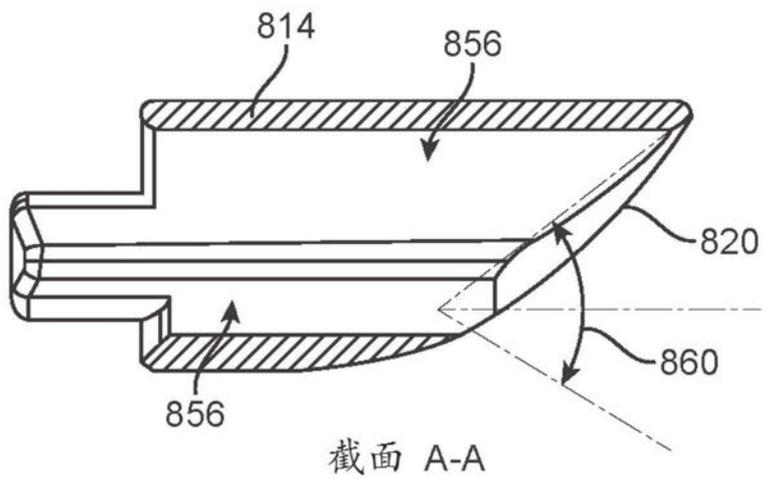


图8E2

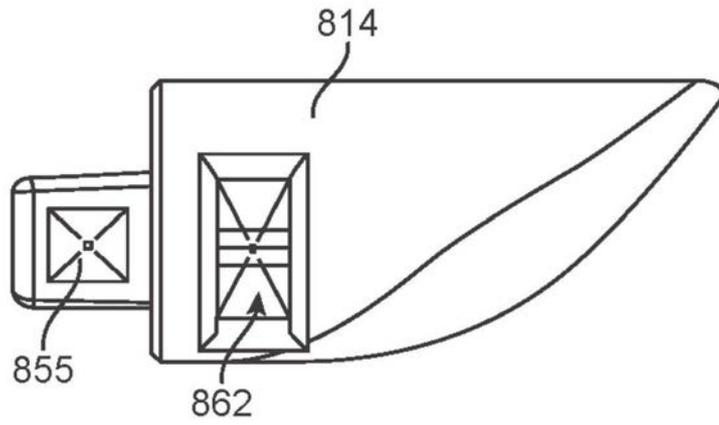


图8E3

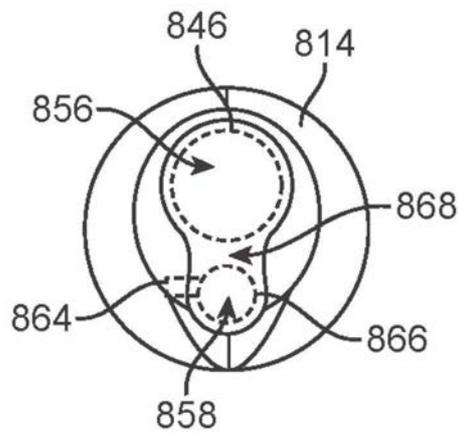


图8E4

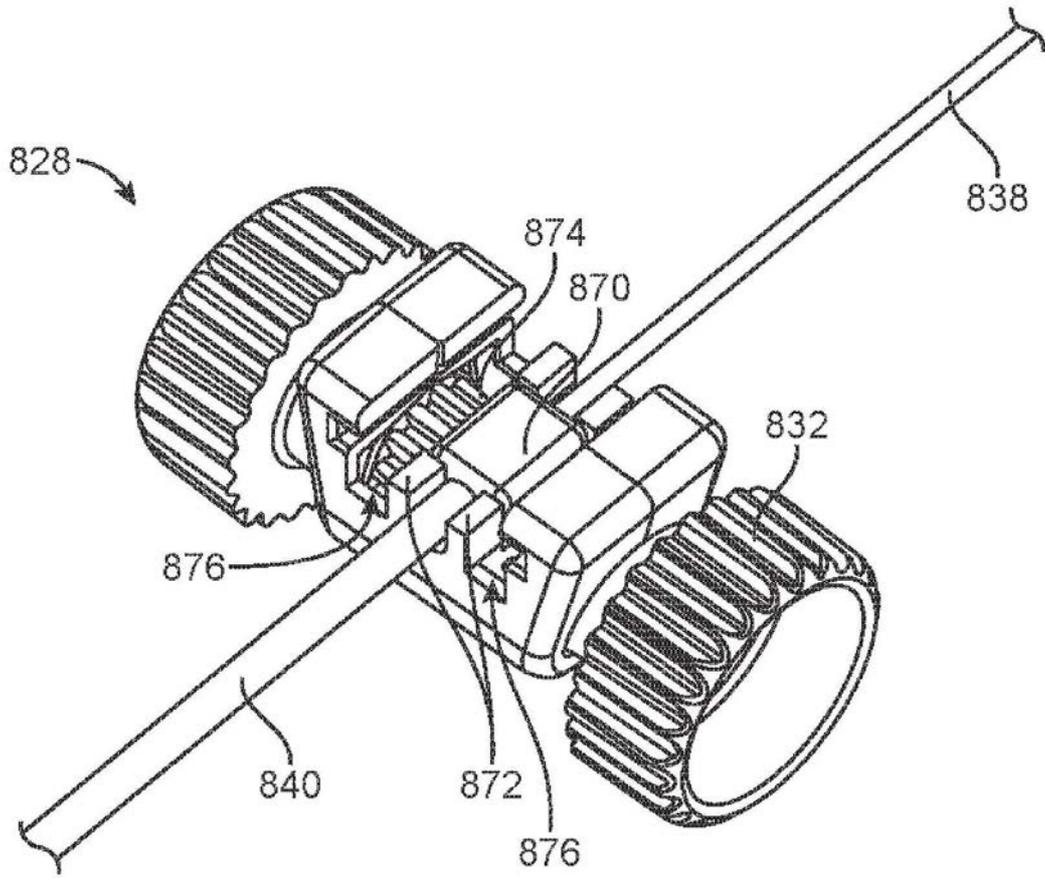


图8F

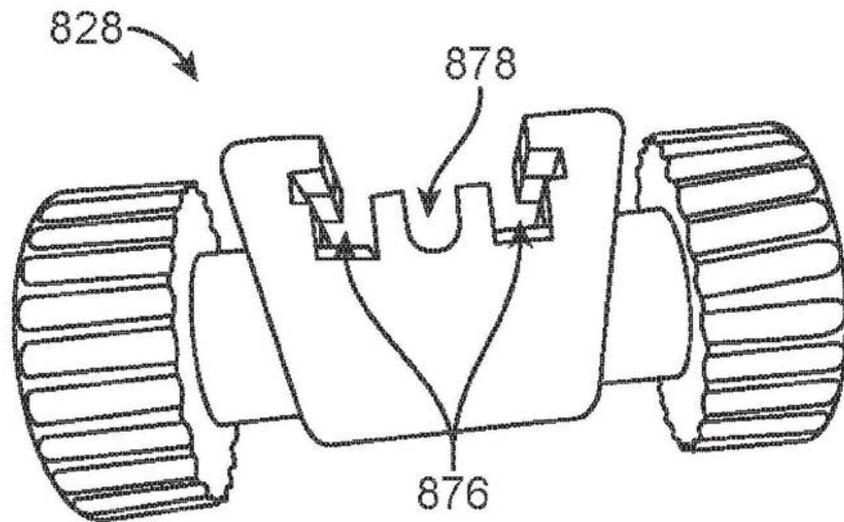


图8G

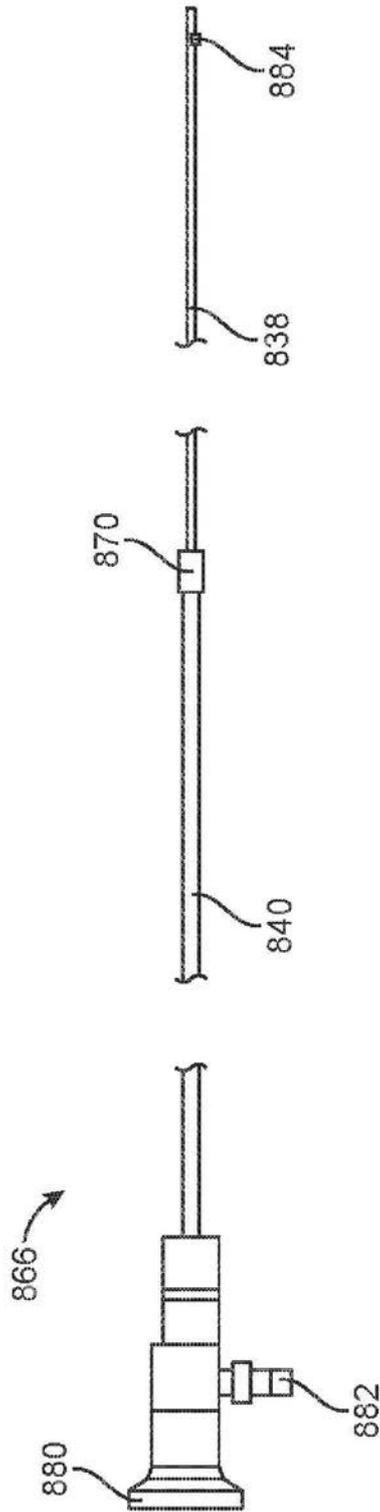


图8H

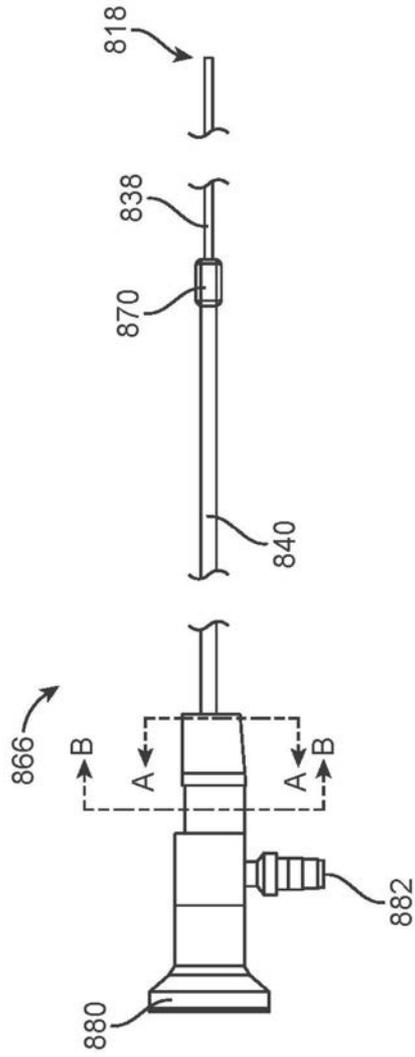


图8I1

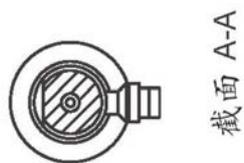


图8I2



图8I3

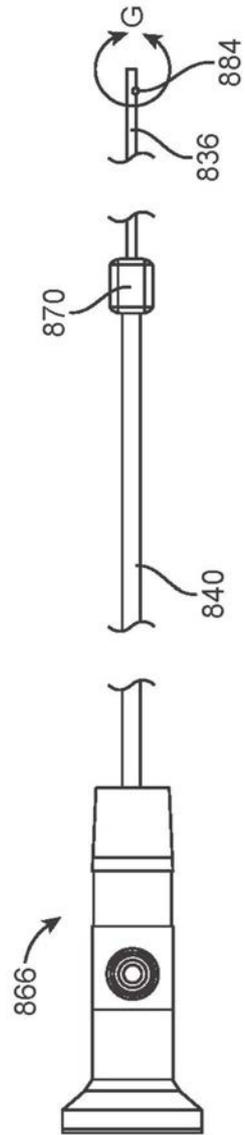


图8I4

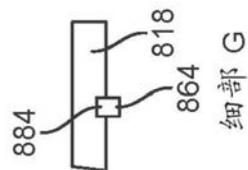


图8I5

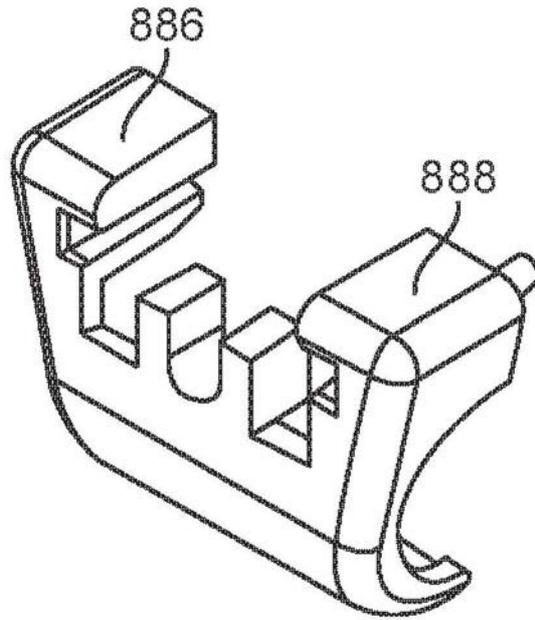


图8J

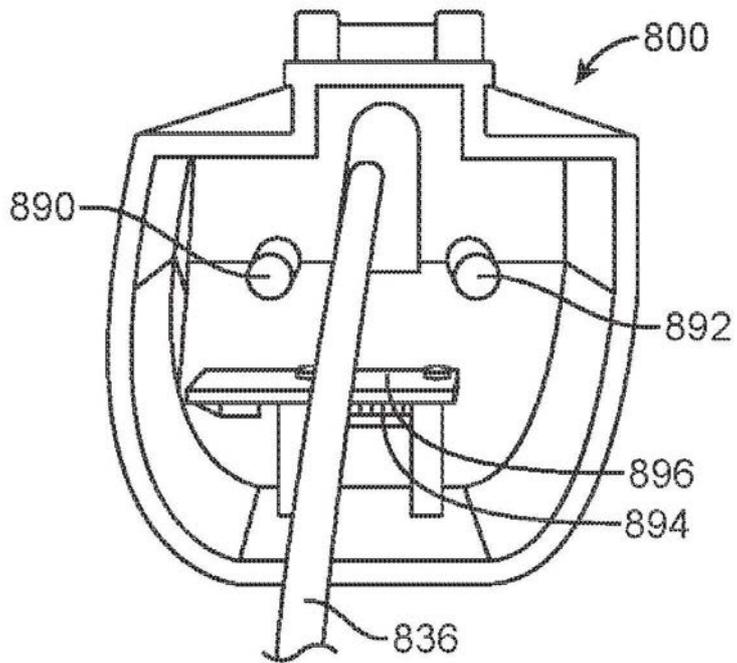


图8K

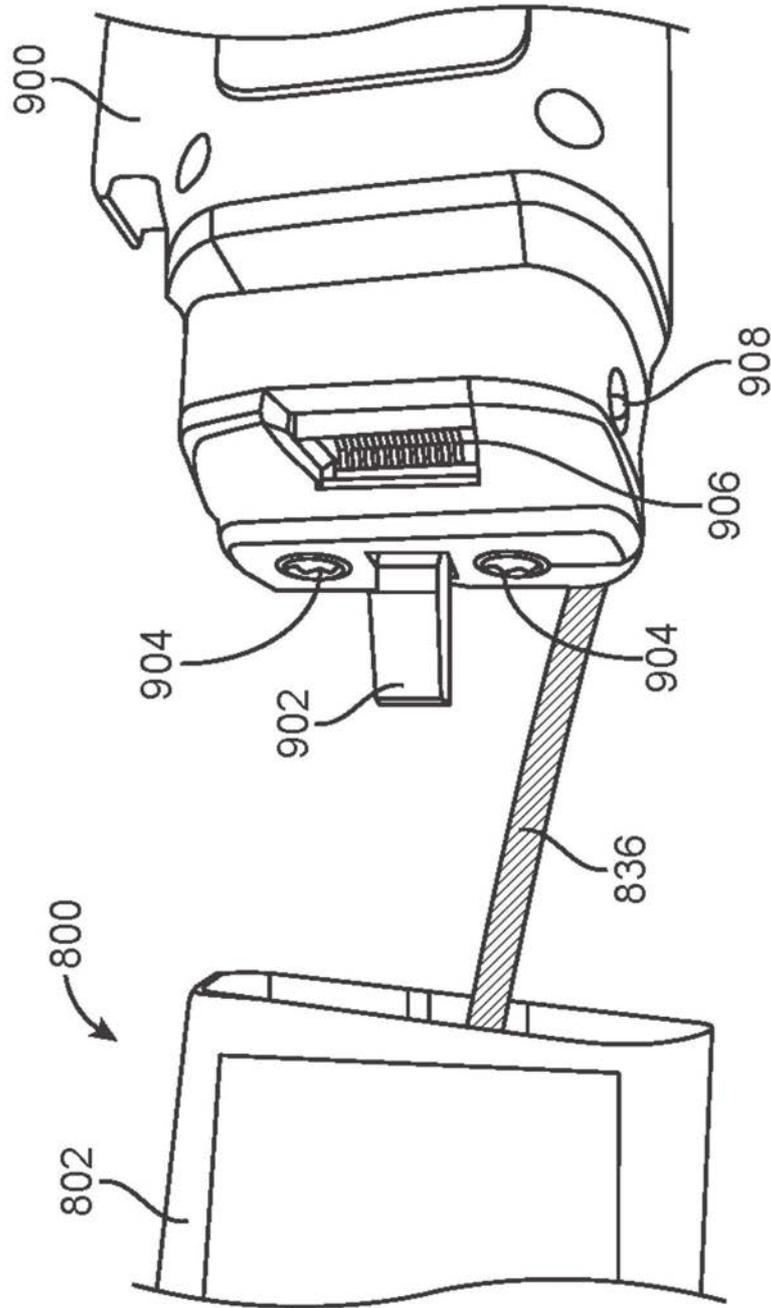


图8L

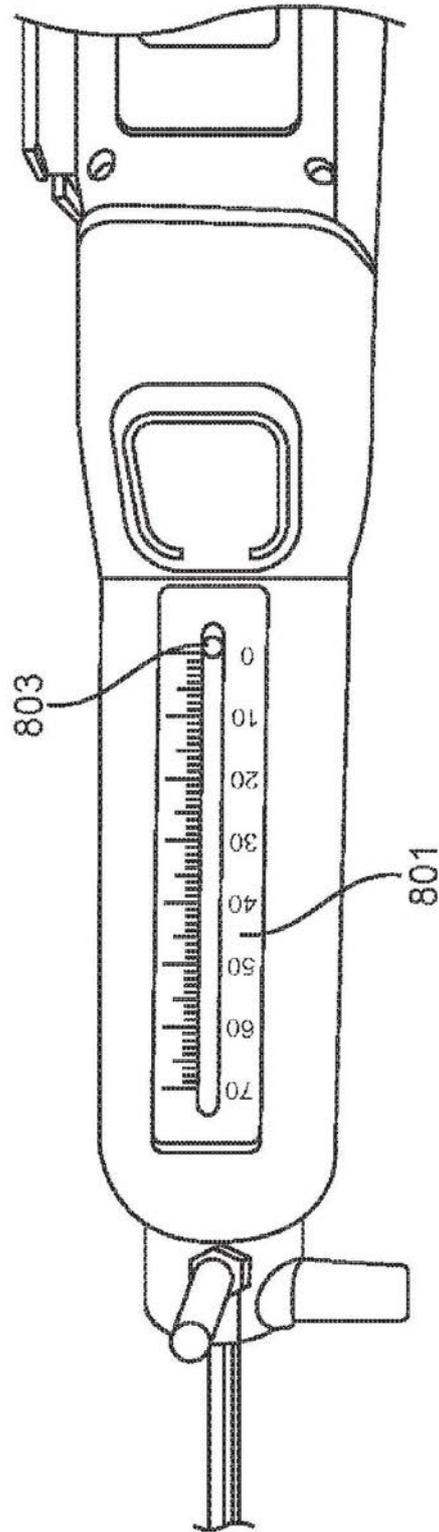


图8M

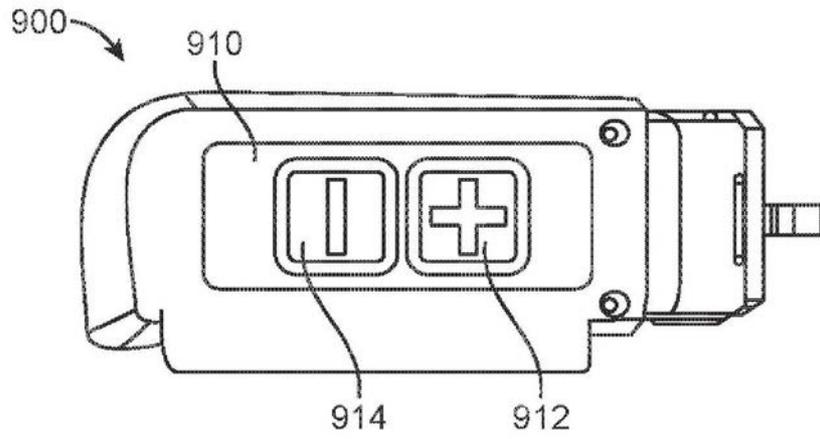


图8N

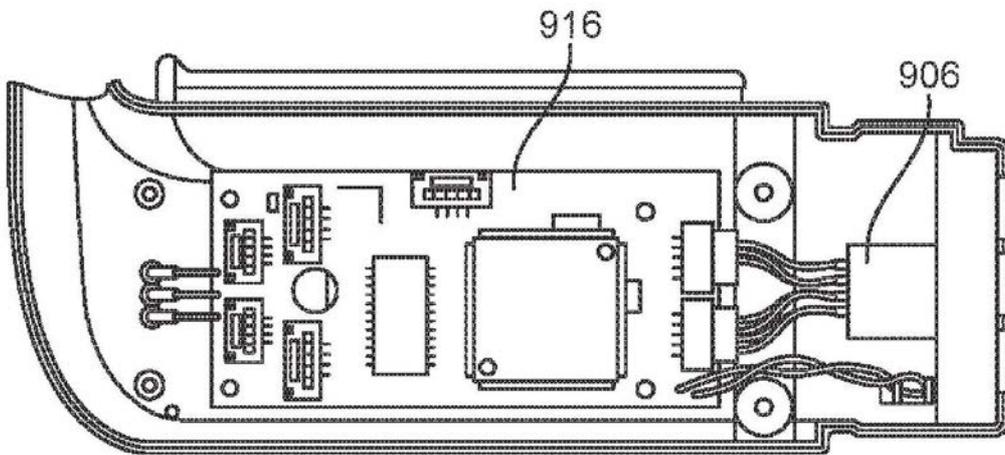


图801

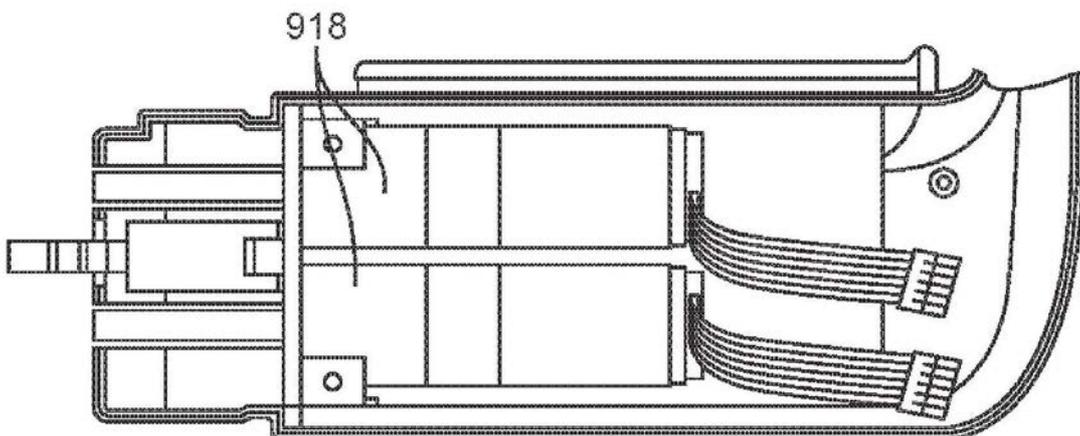


图802

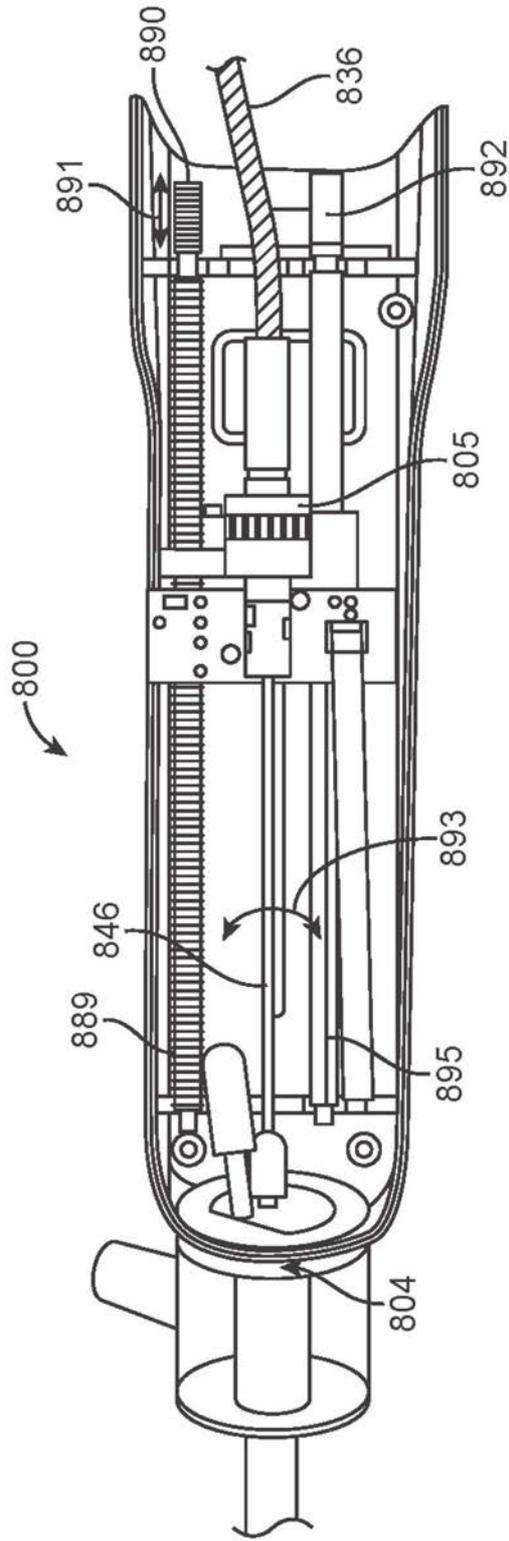


图8P

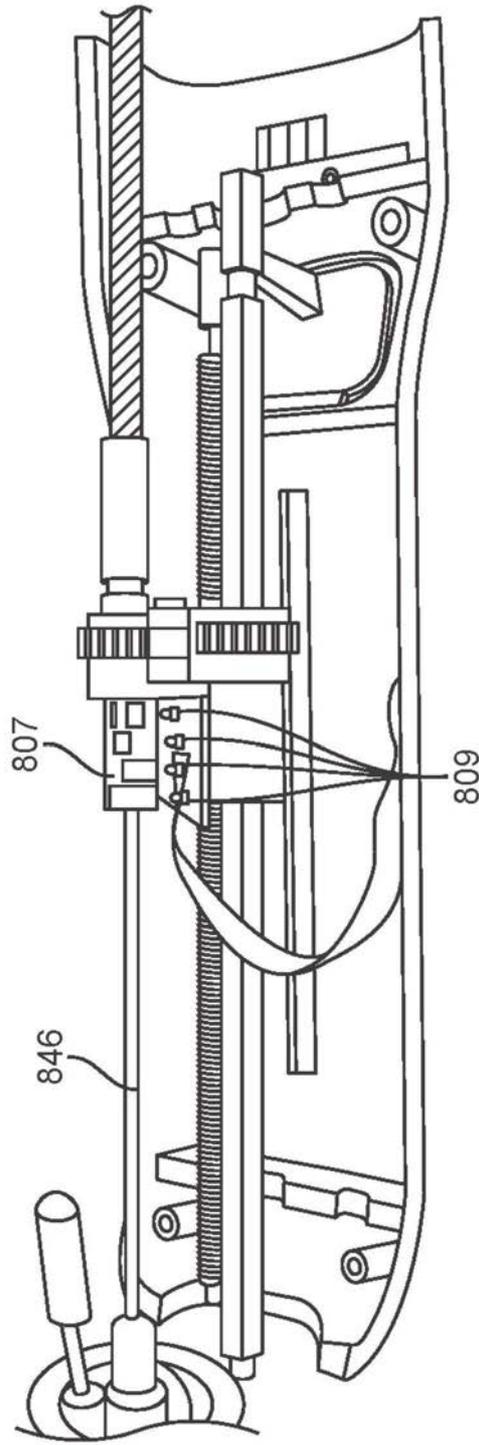


图8Q

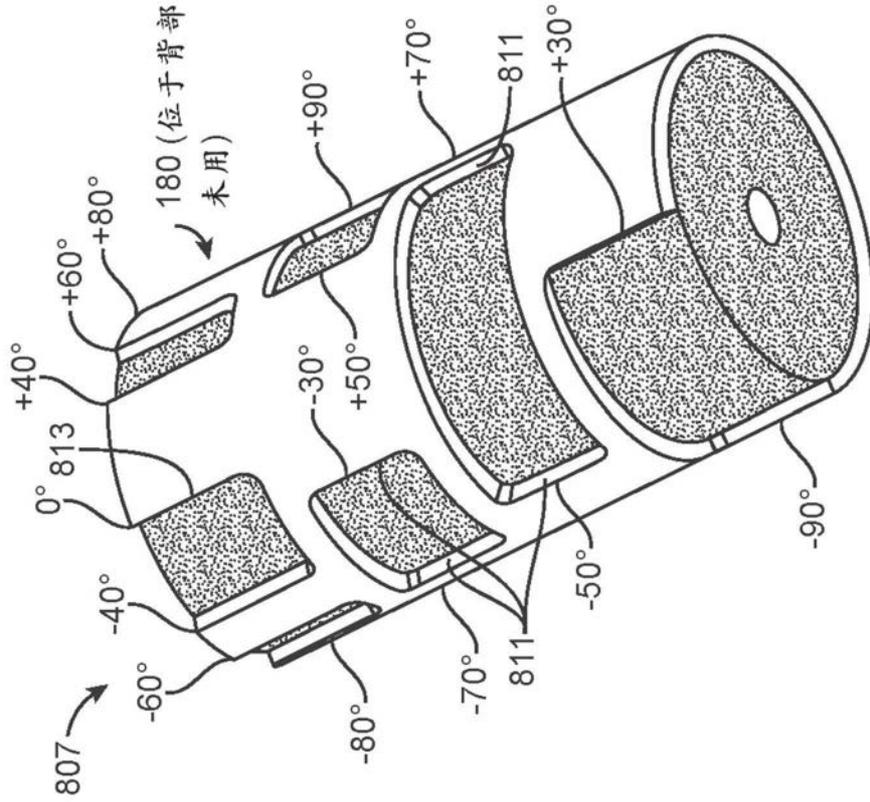


图8R1

编码器逻辑
接通=钢管=白色
断开=黑色塑料管=黑色

815

角度	传感器			
	A 距离	B	C	D 近侧
-90	黑色	白色	白色	白色
-80	黑色	白色	白色	白色
-70	黑色	白色	白色	白色
-60	黑色	白色	白色	白色
-50	黑色	白色	白色	白色
-40	黑色	白色	白色	白色
-30	黑色	白色	白色	白色
0	黑色	白色	白色	白色
+30	黑色	白色	白色	白色
+40	黑色	白色	白色	白色
+50	黑色	白色	白色	白色
+60	黑色	白色	白色	白色
+70	黑色	白色	白色	白色
+80	黑色	白色	白色	白色
+90	黑色	白色	白色	白色
180	黑色	白色	白色	白色

图8R2

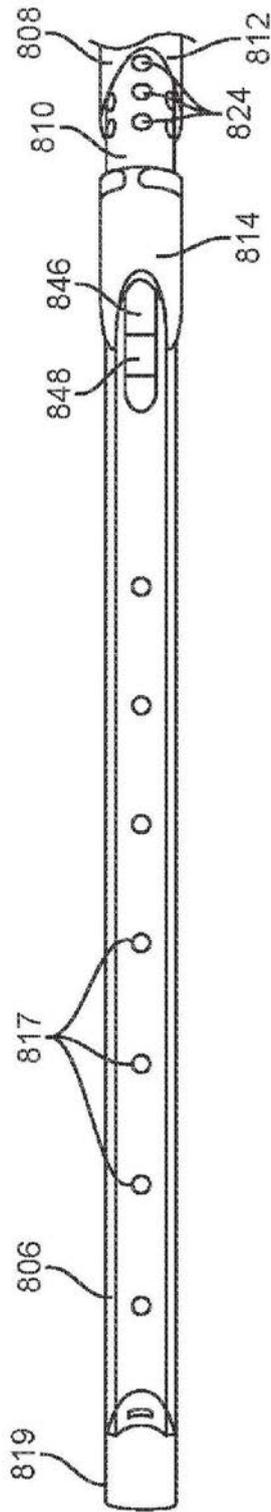


图8S

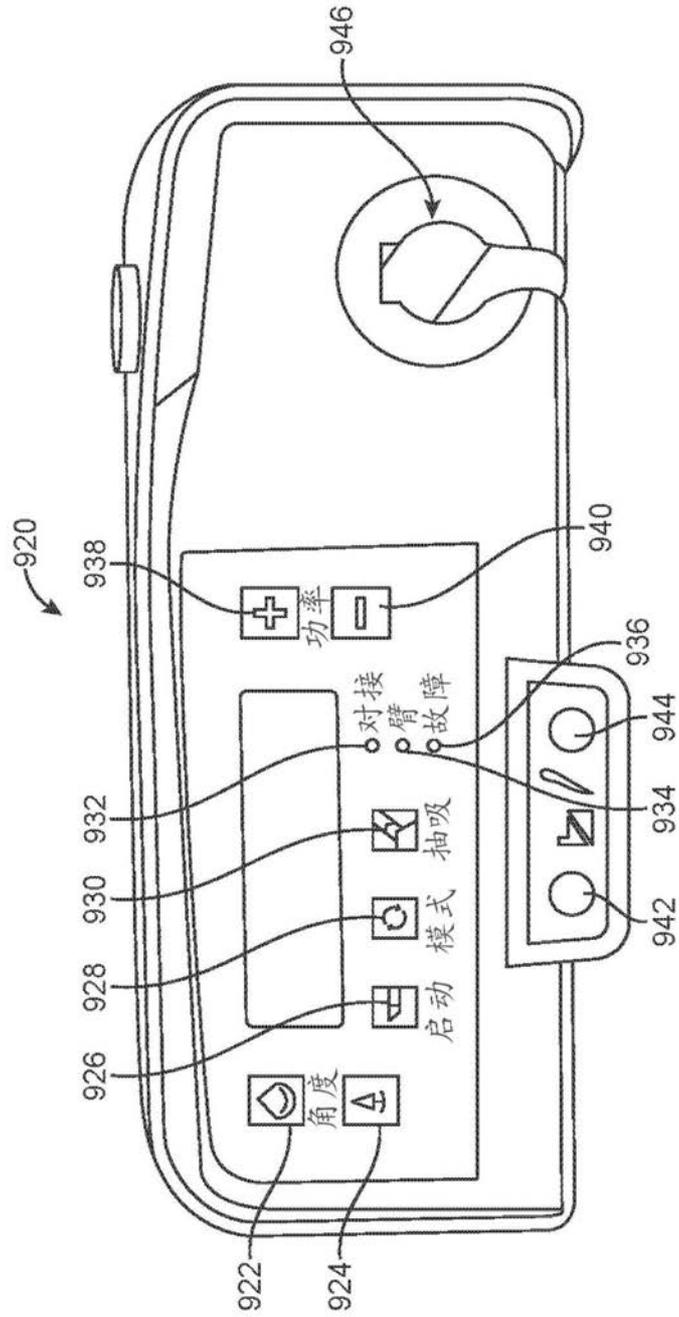


图8T

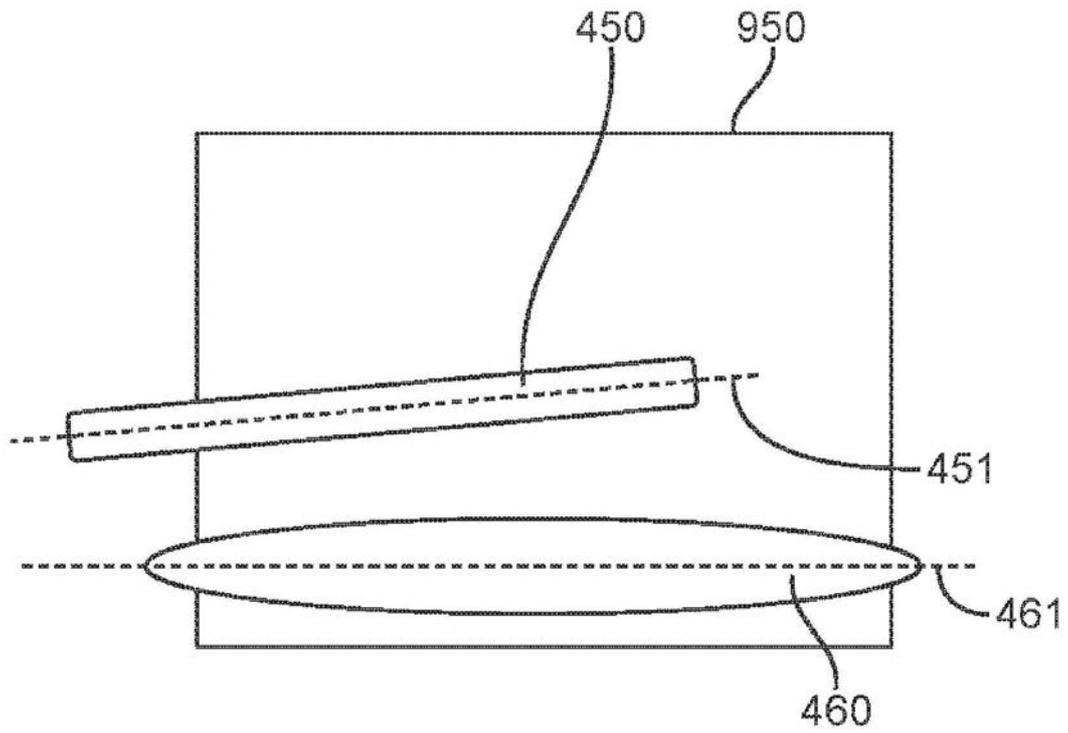


图9A

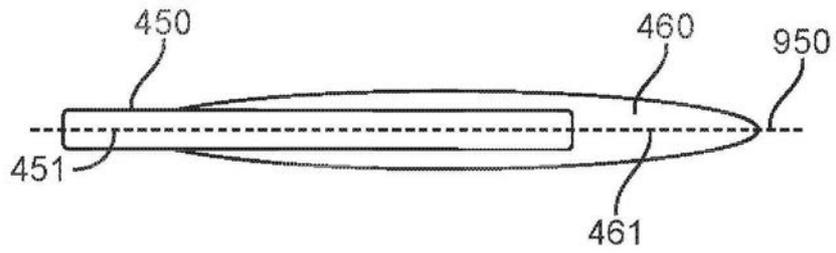


图9B

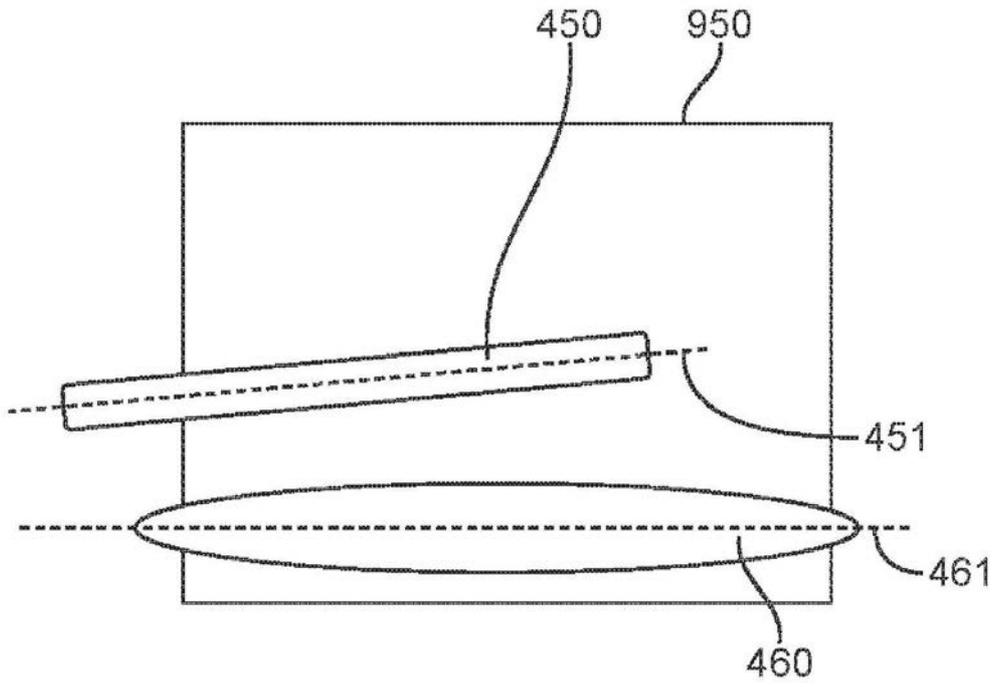


图9C

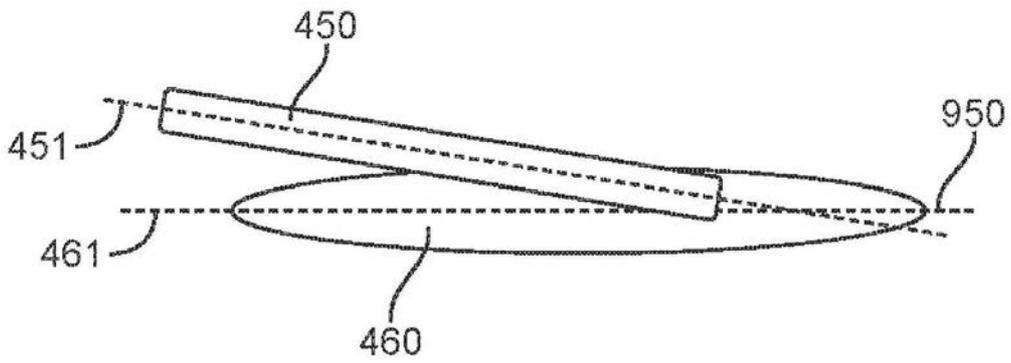


图9D

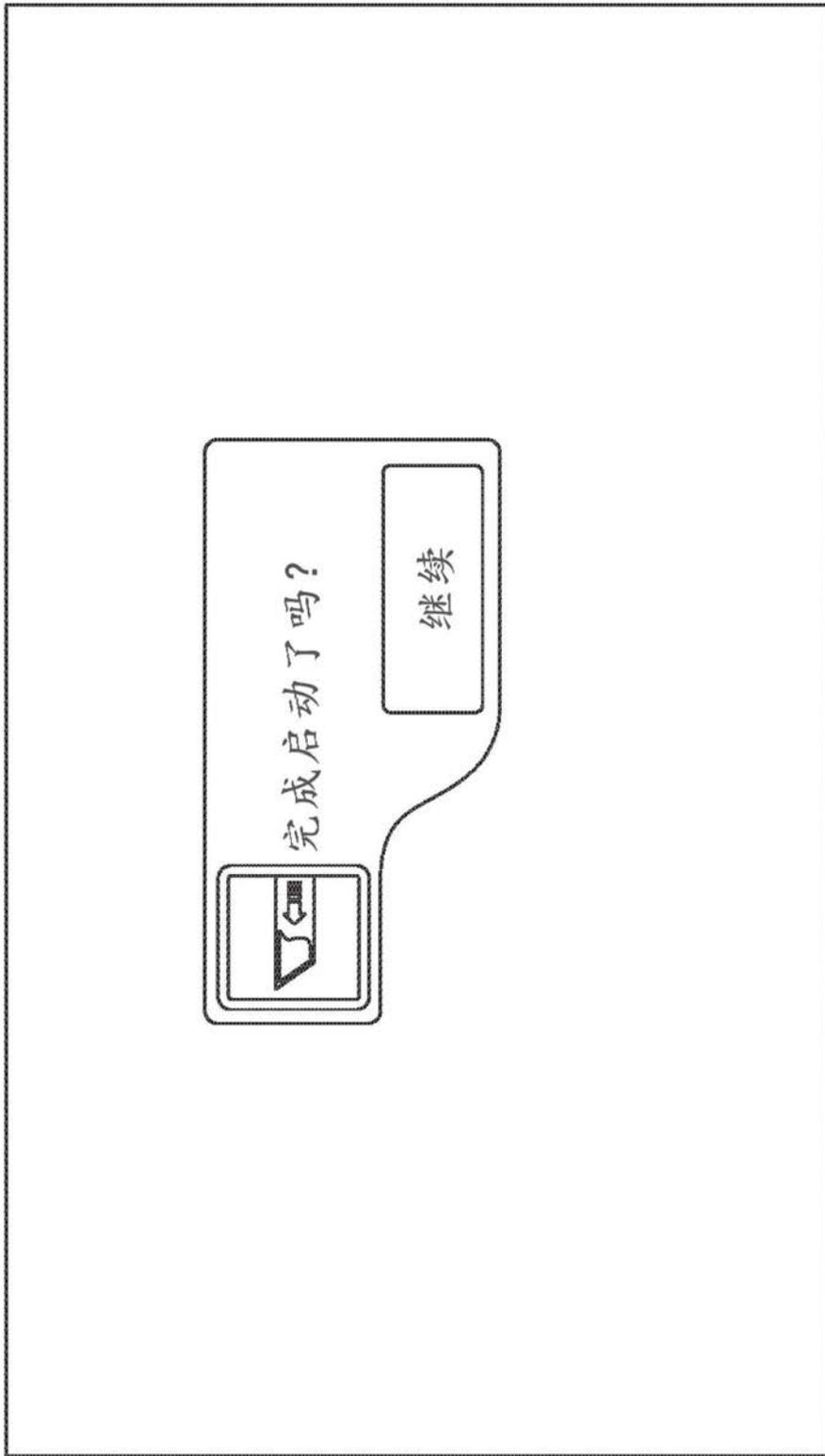


图10A

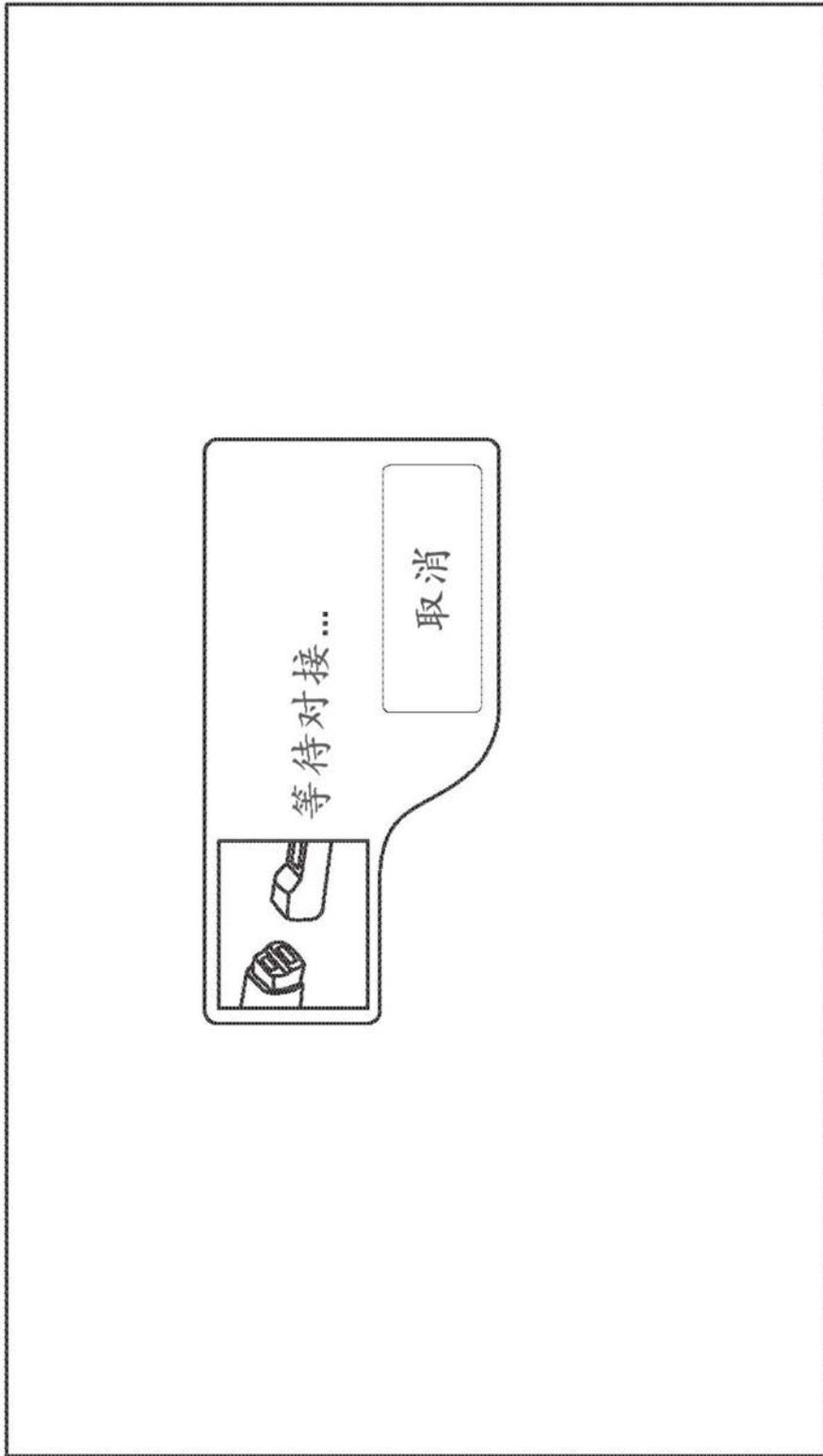


图10B

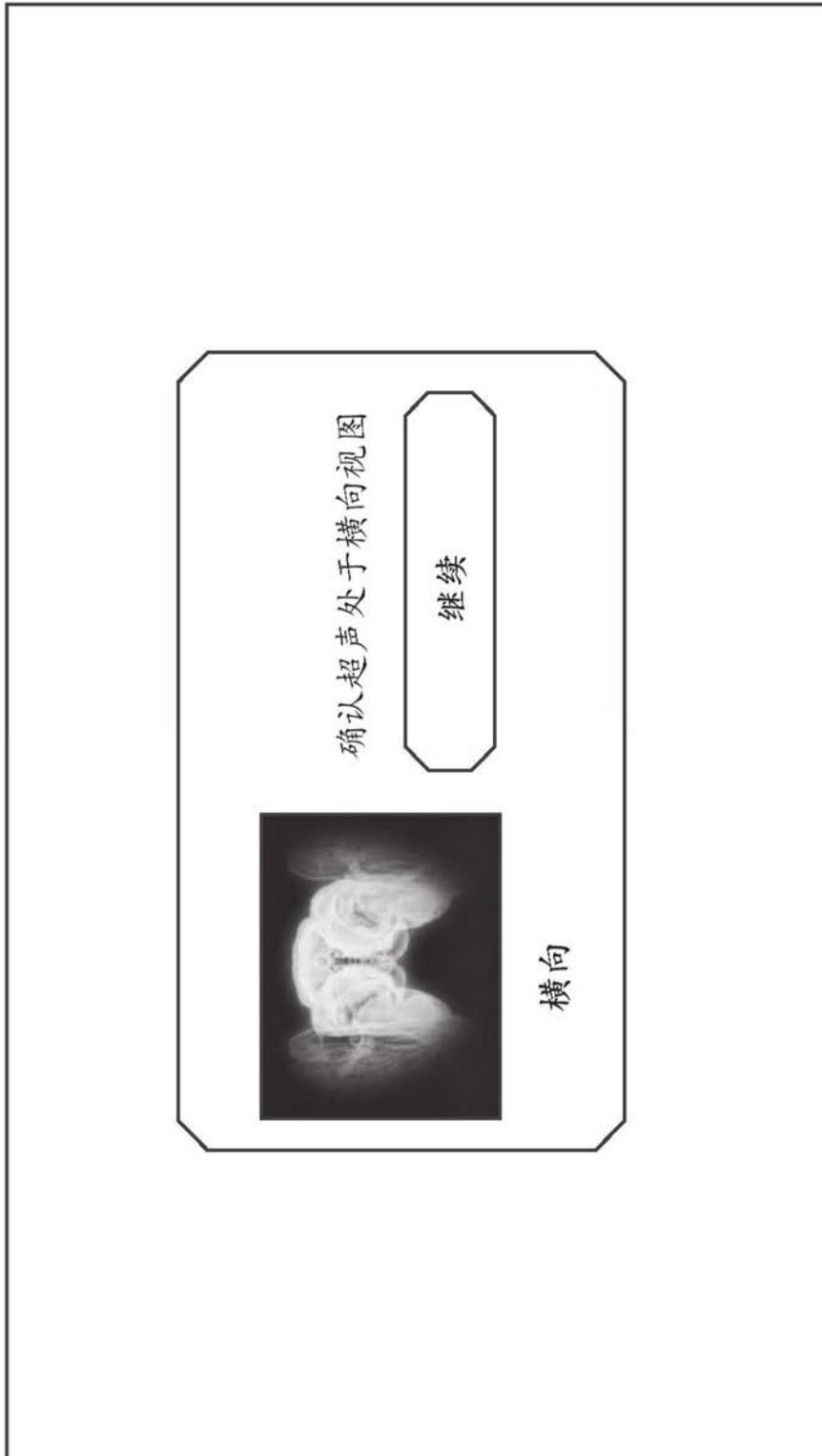


图10C

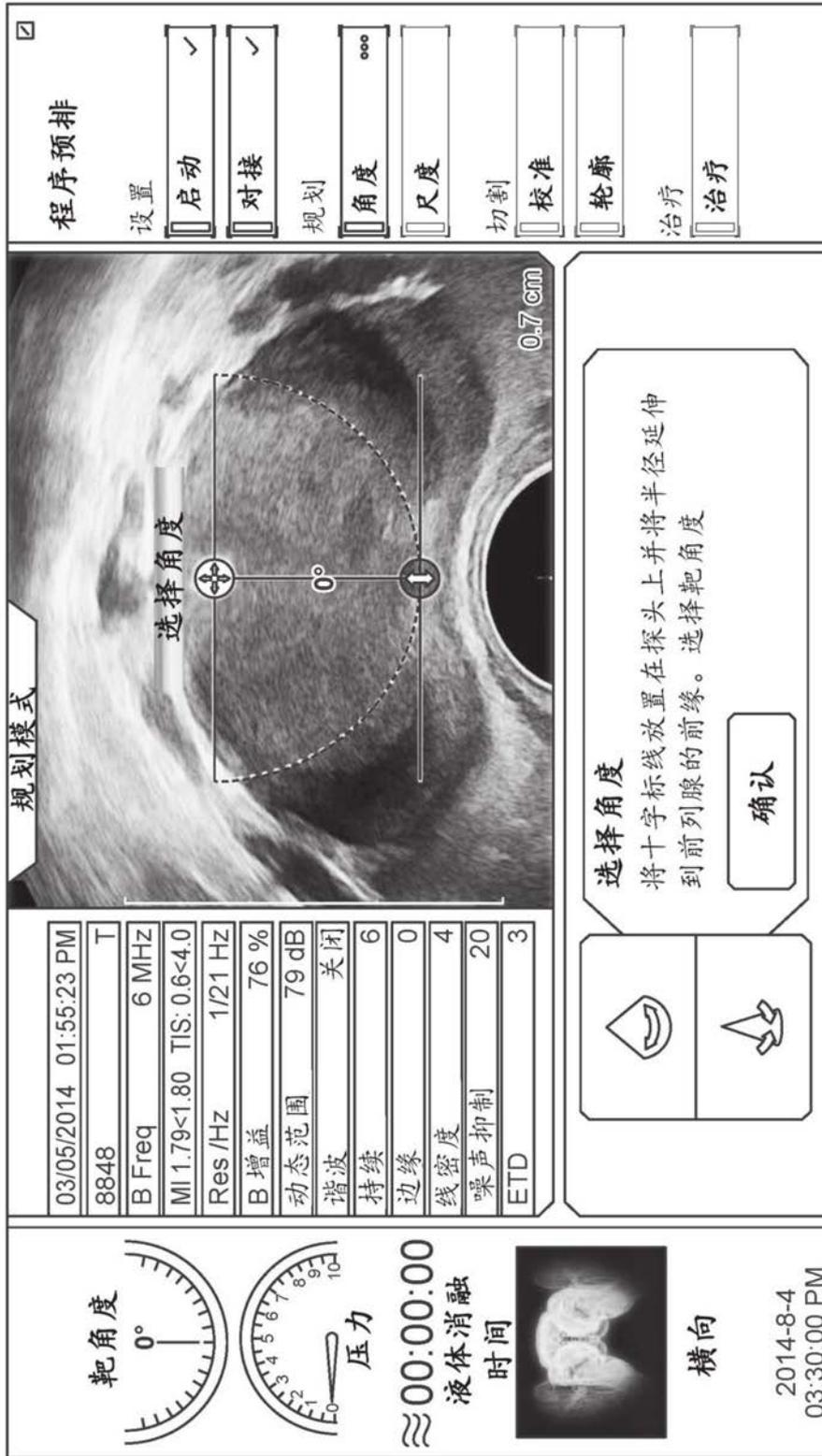


图10D

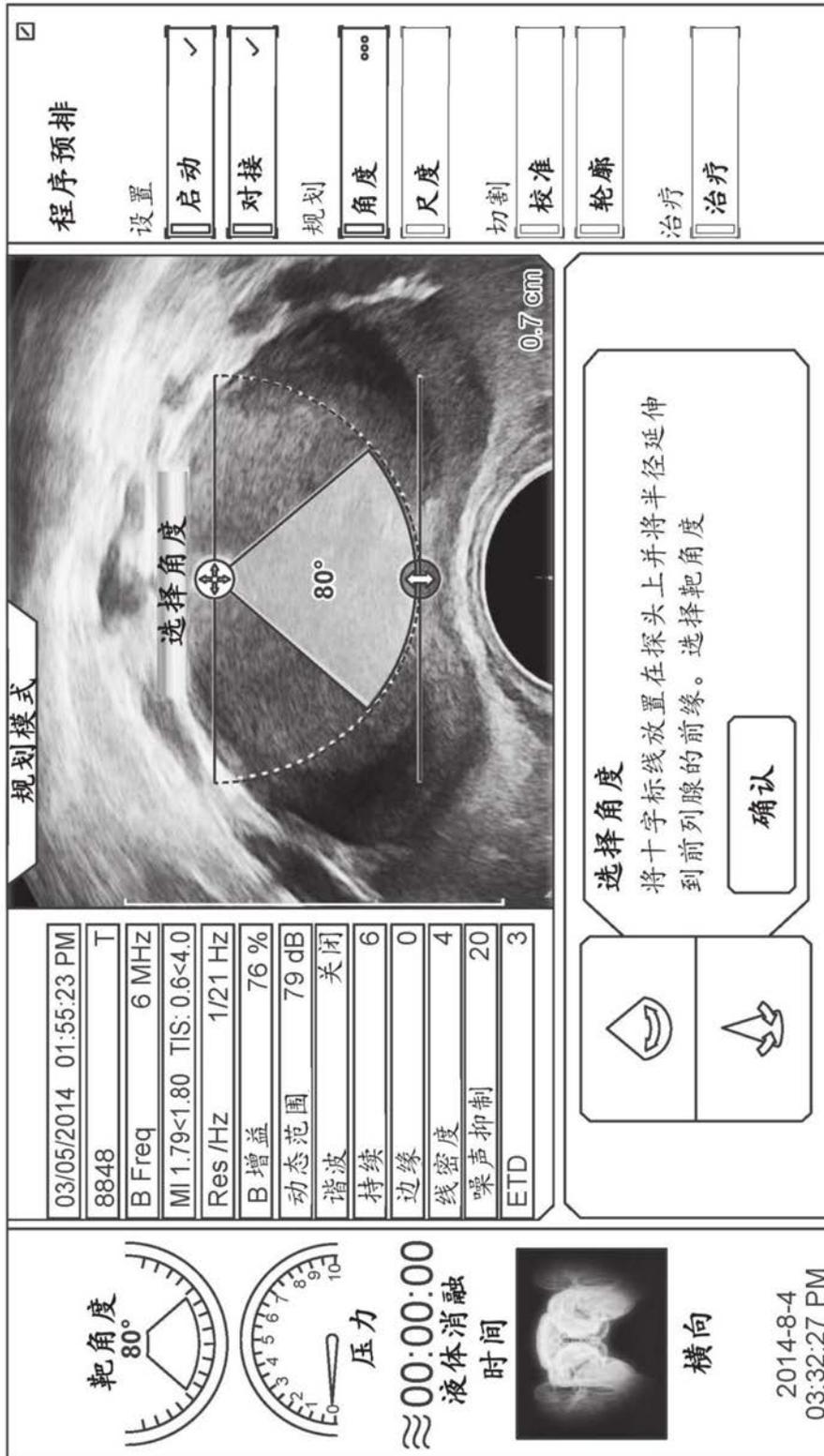


图10E

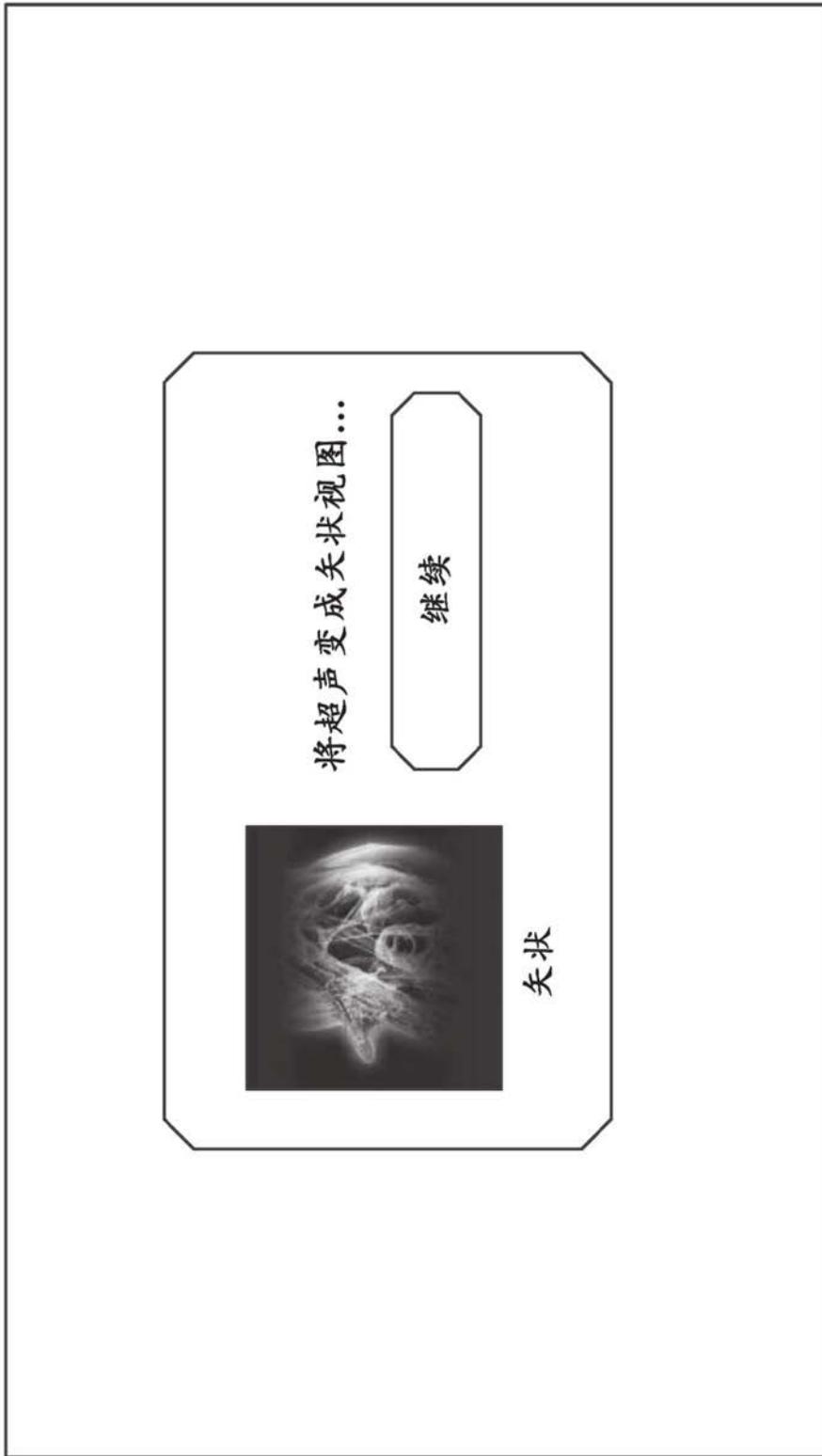


图10F

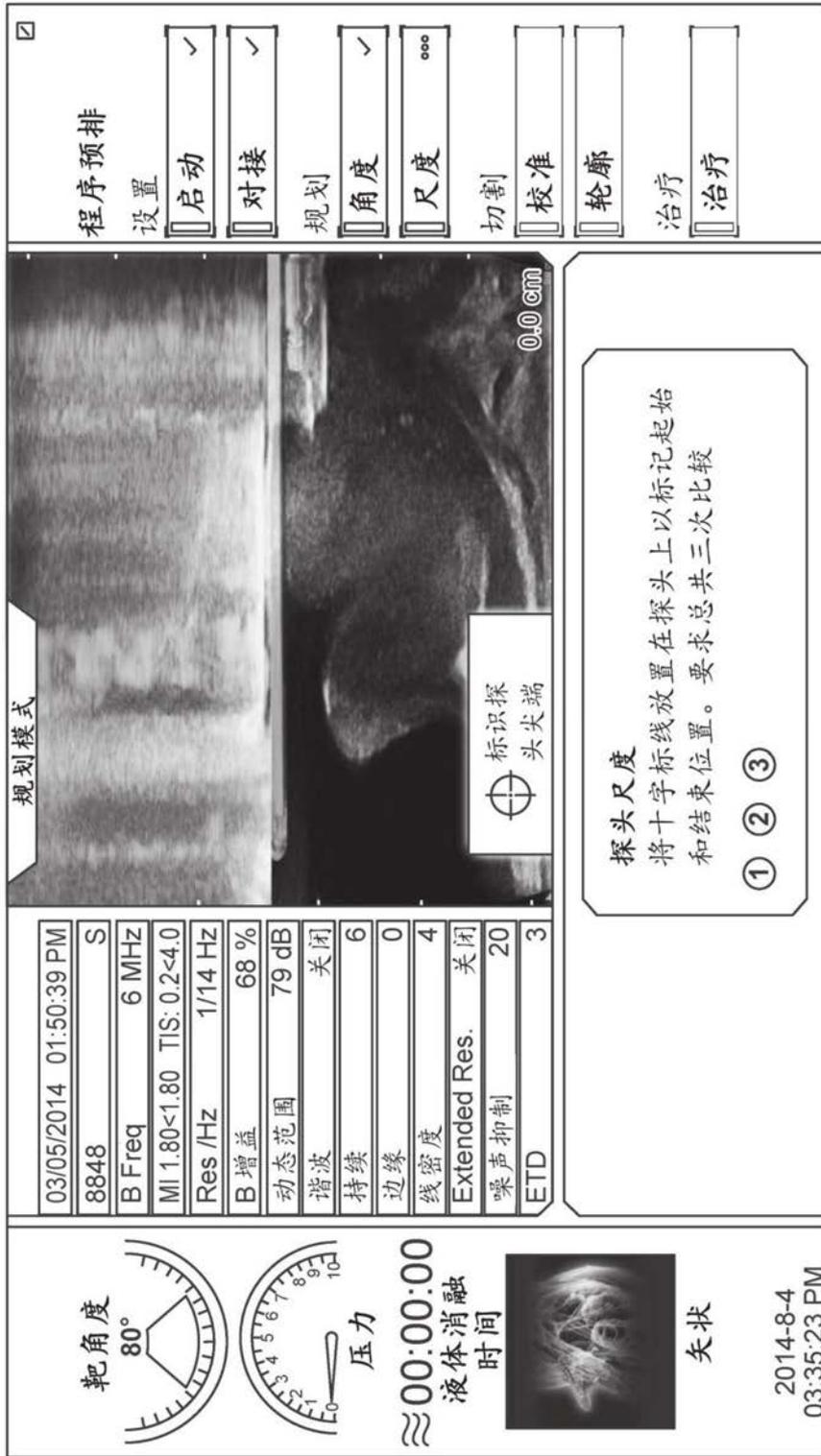


图10G

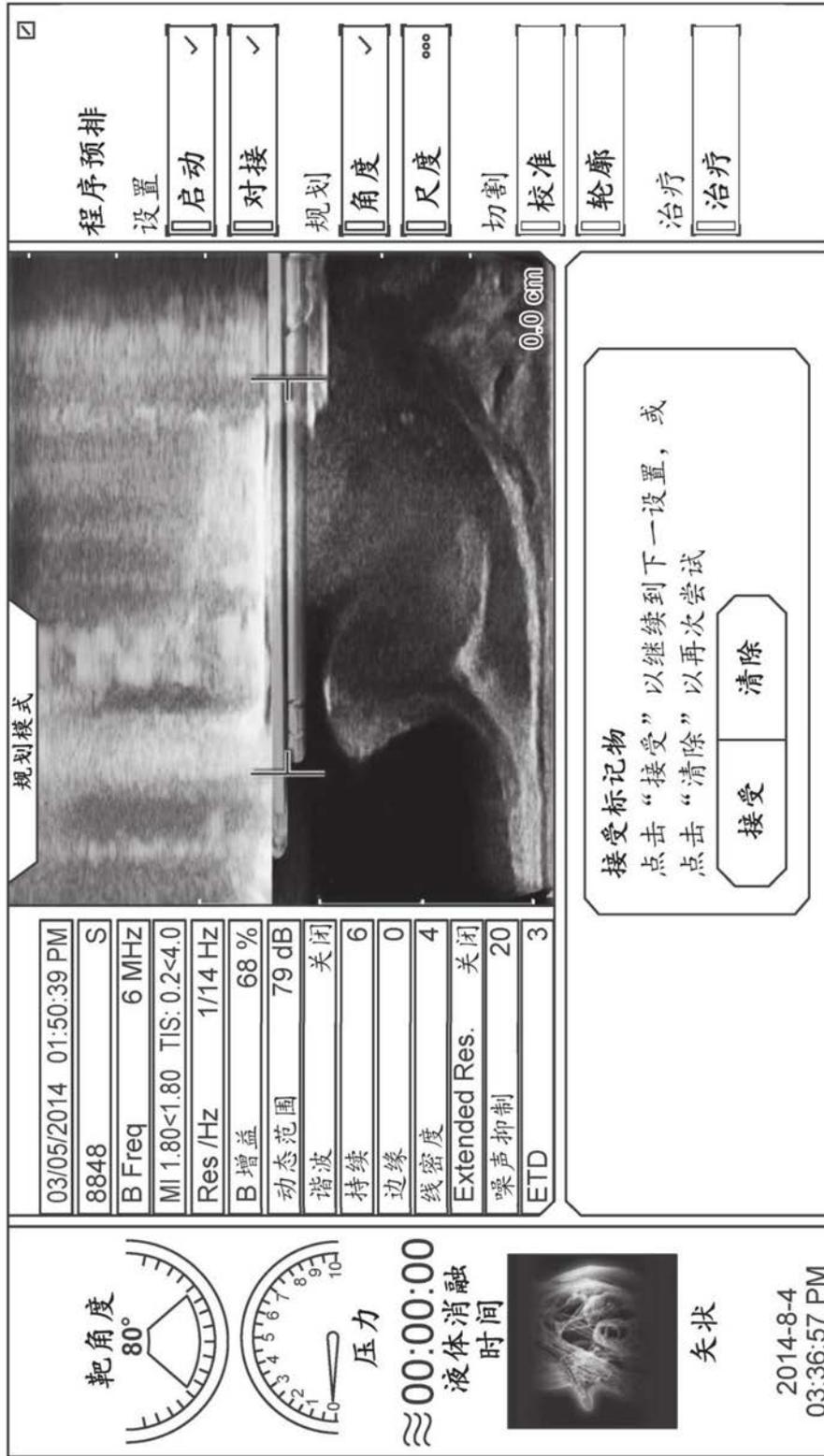


图10H

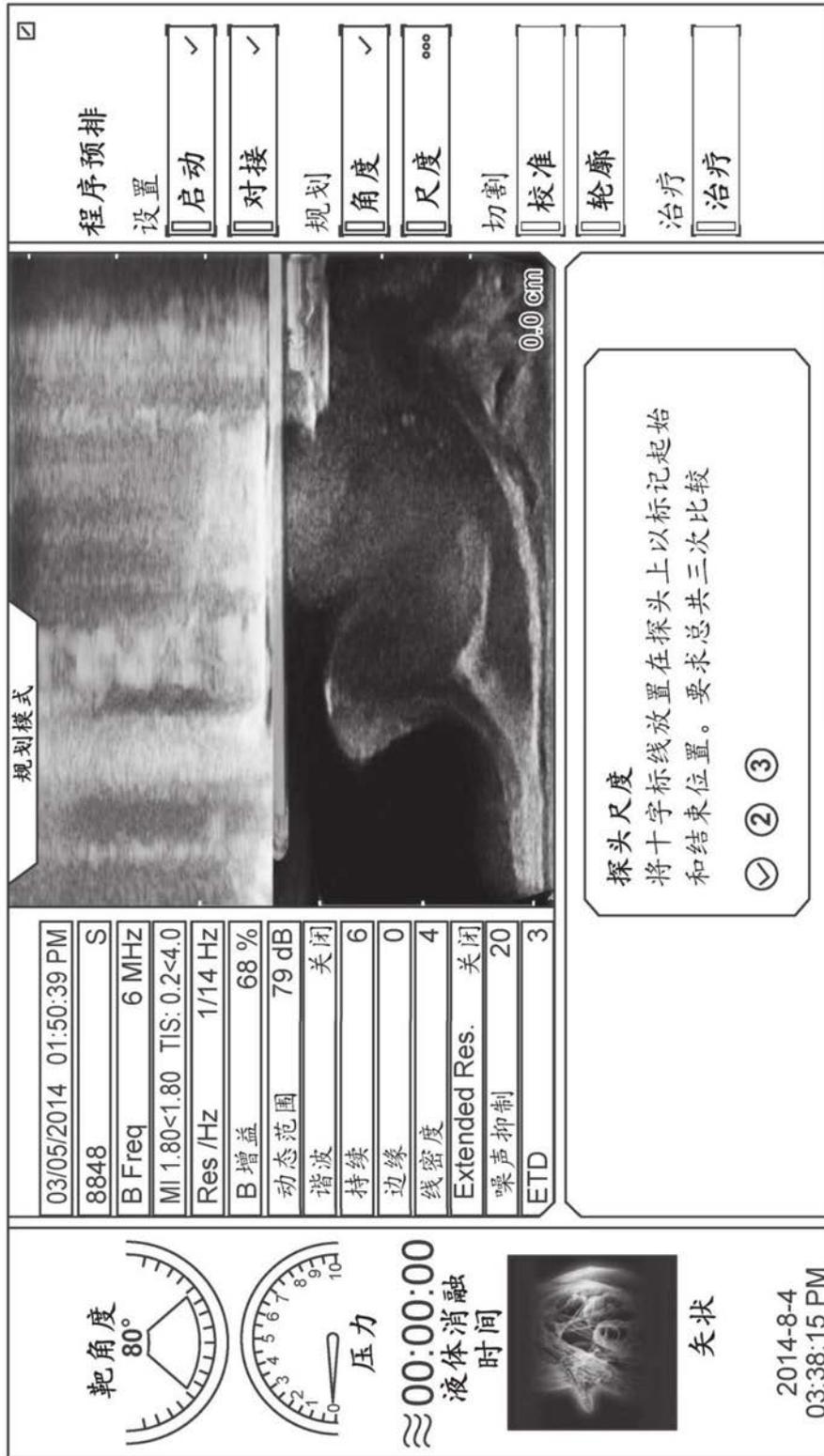


图101

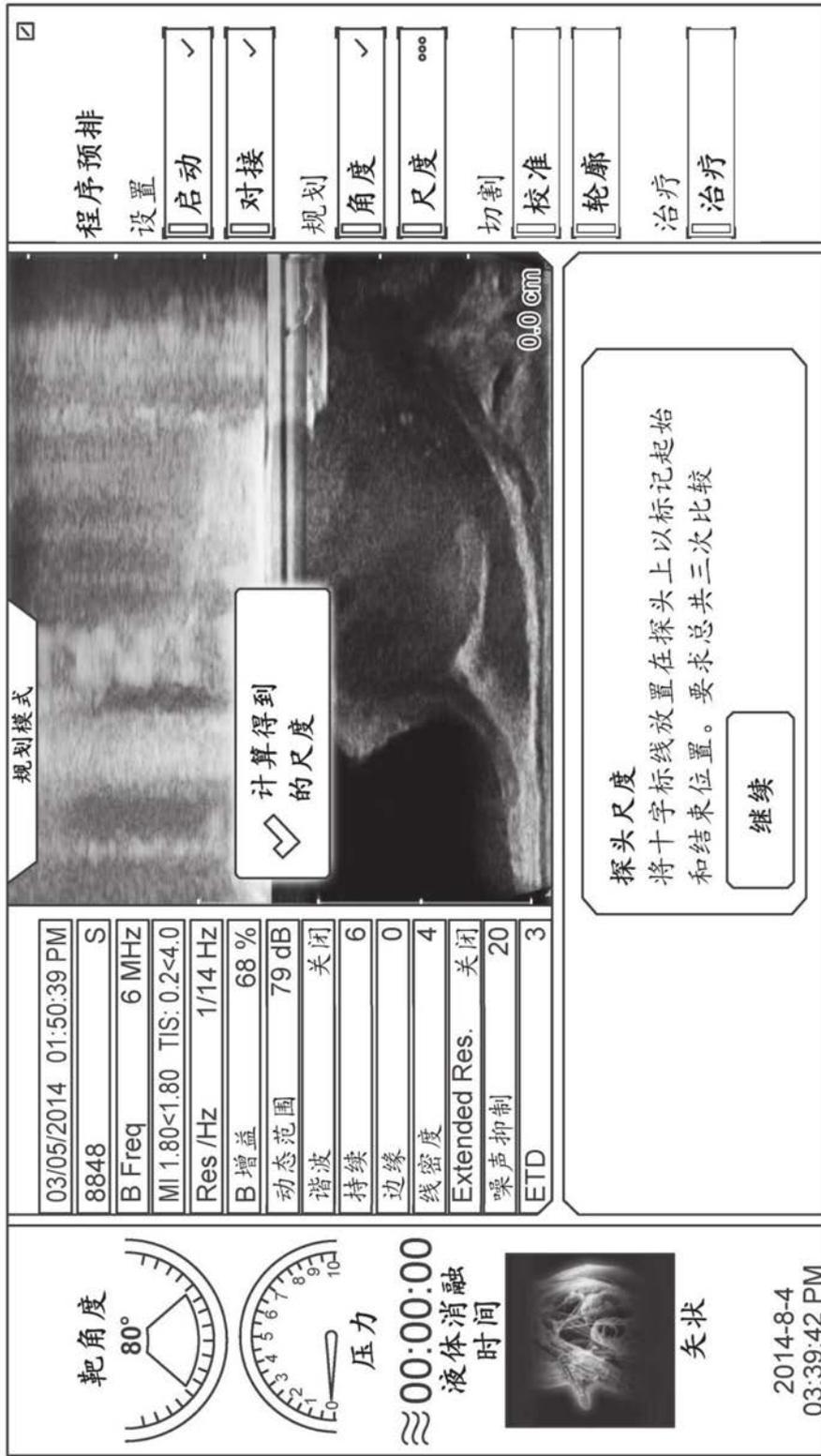


图10J

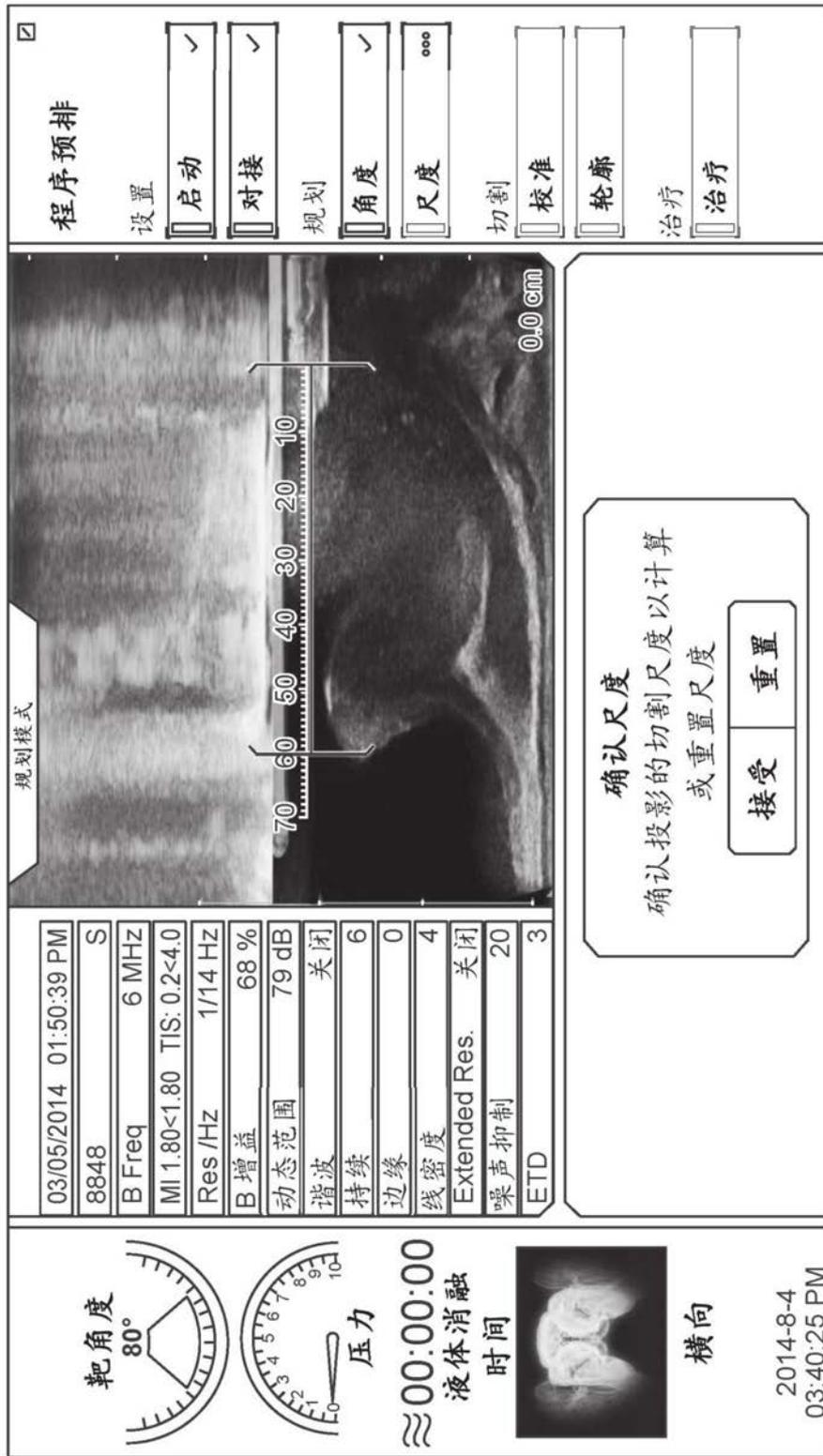


图10K

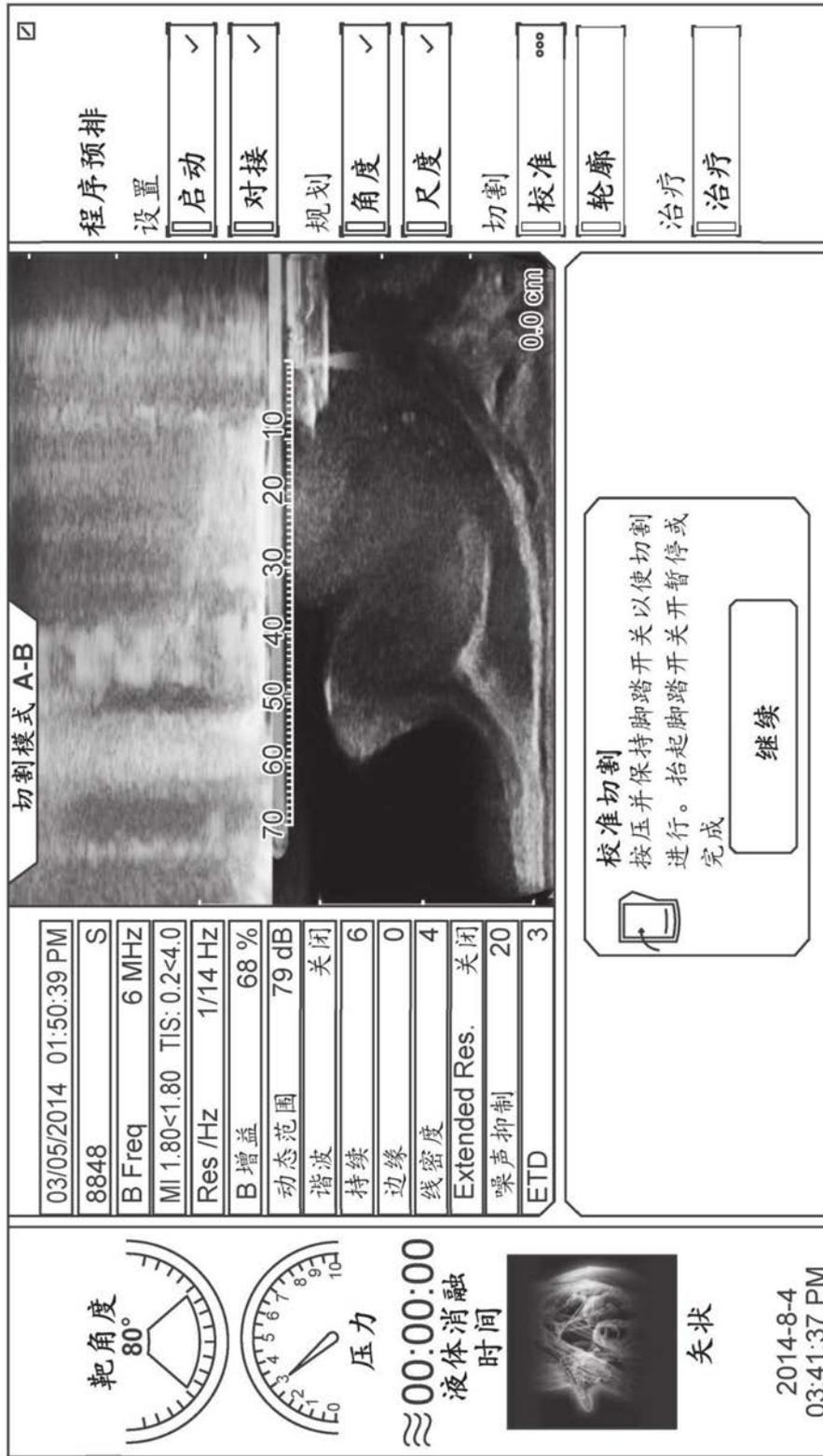


图10L

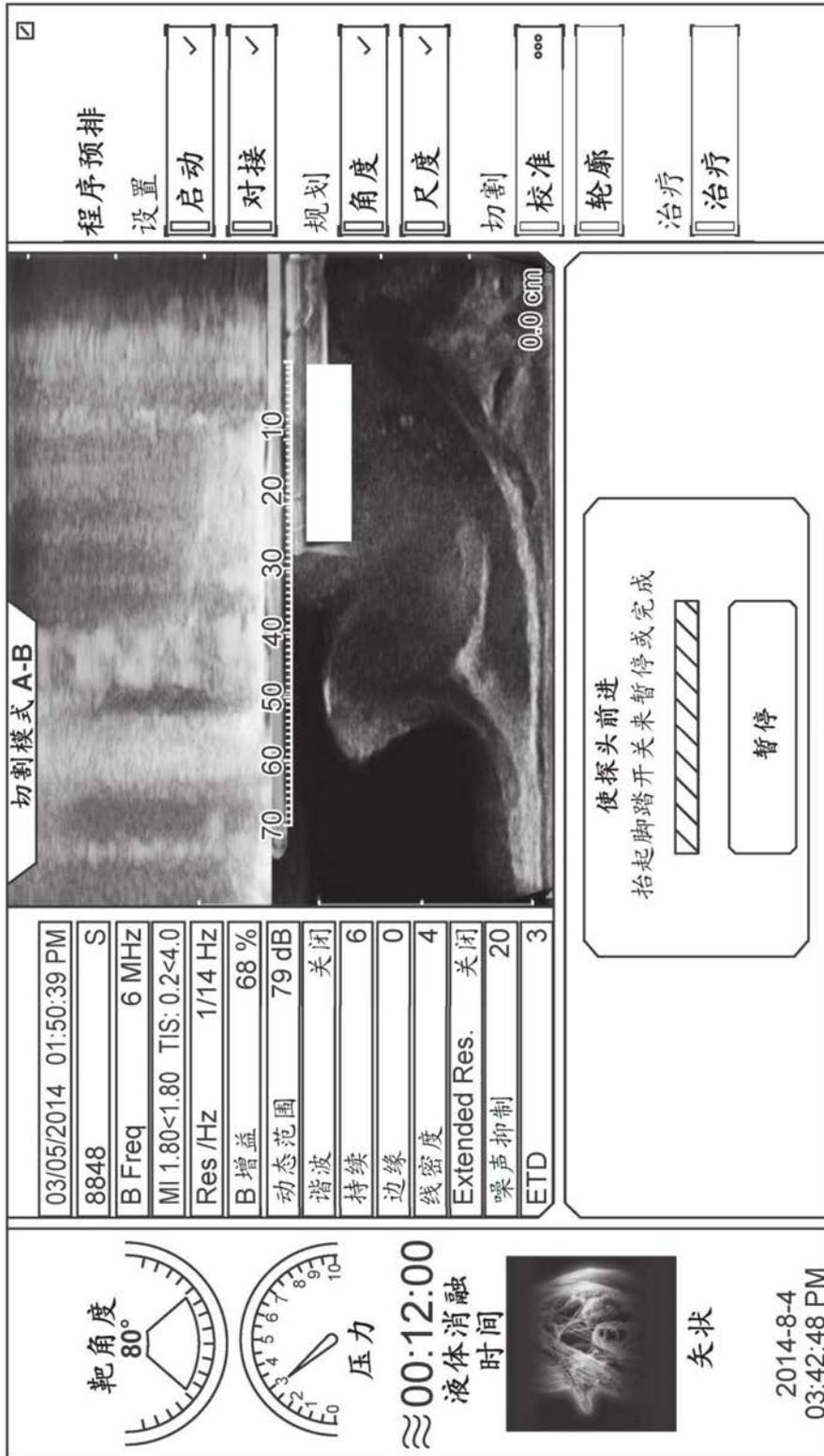


图10M

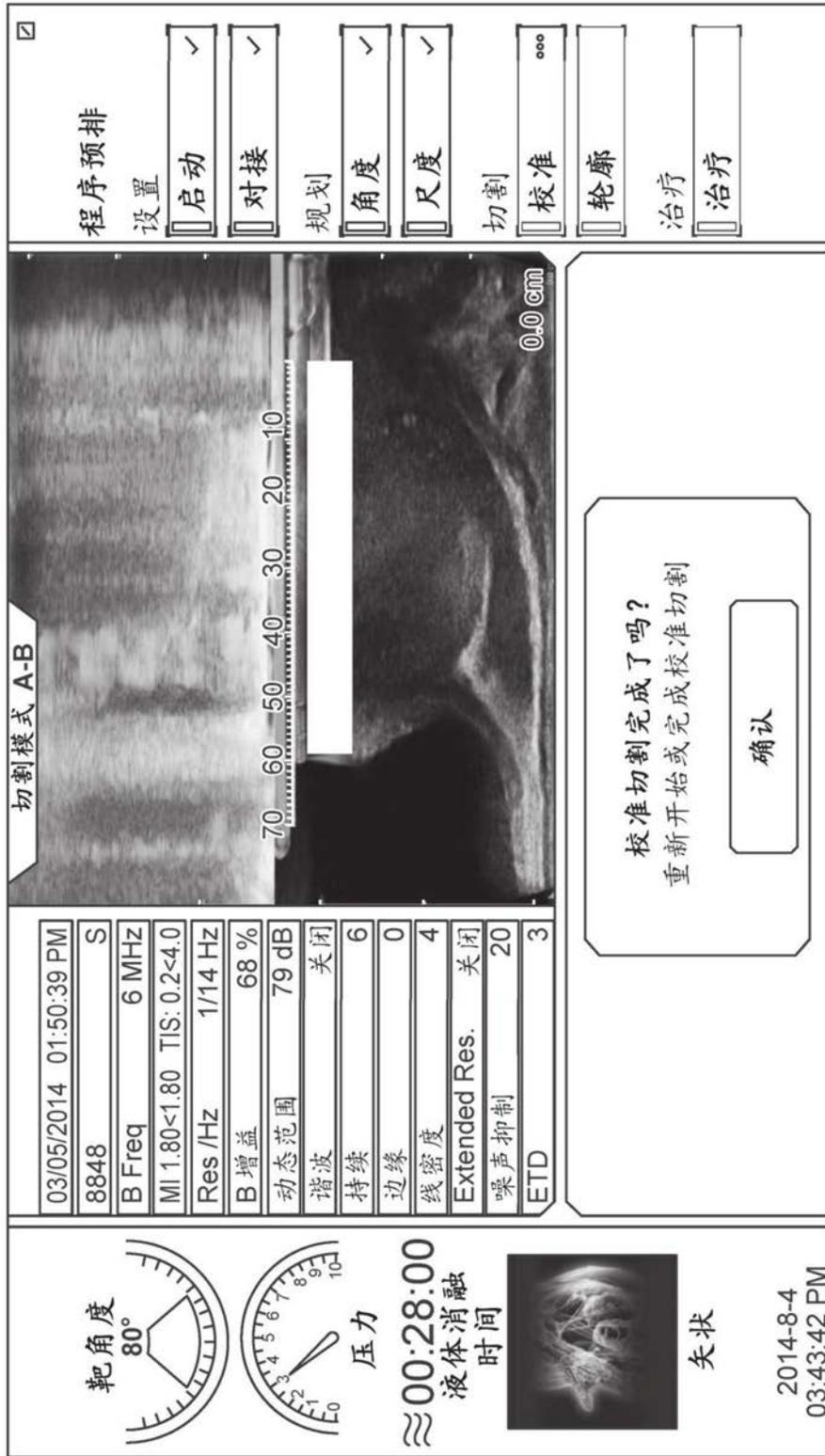


图10N

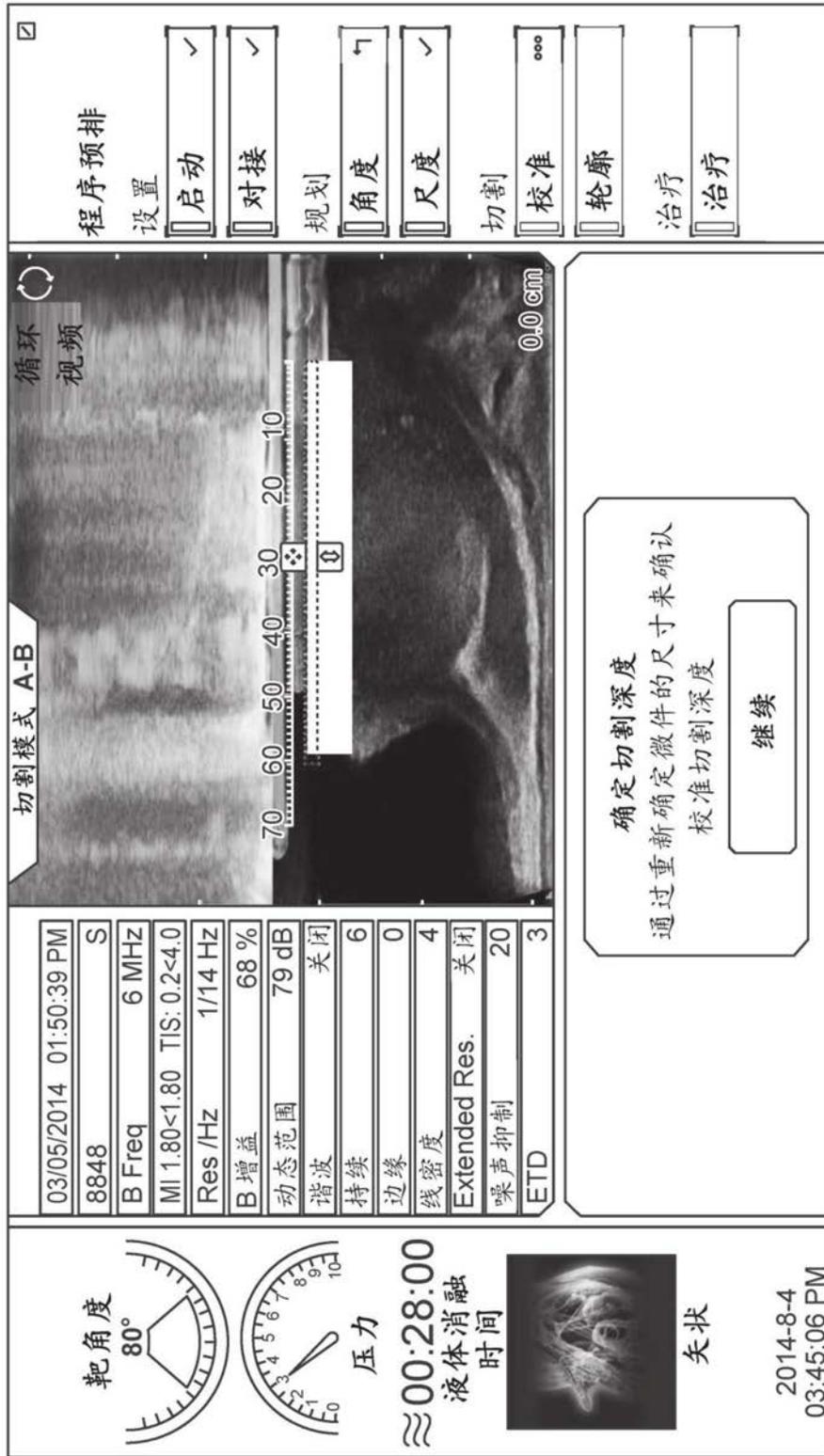


图100

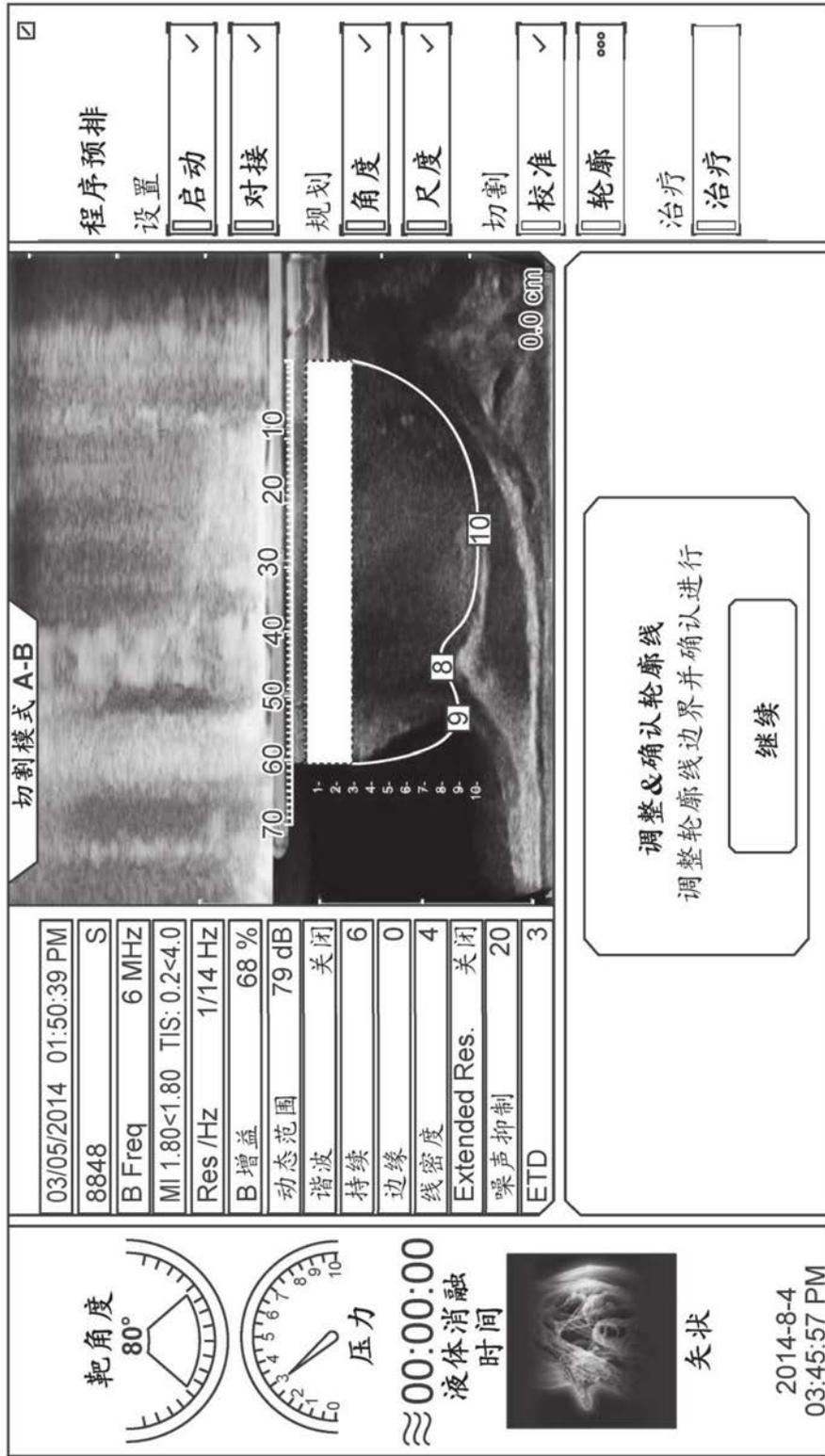


图10P

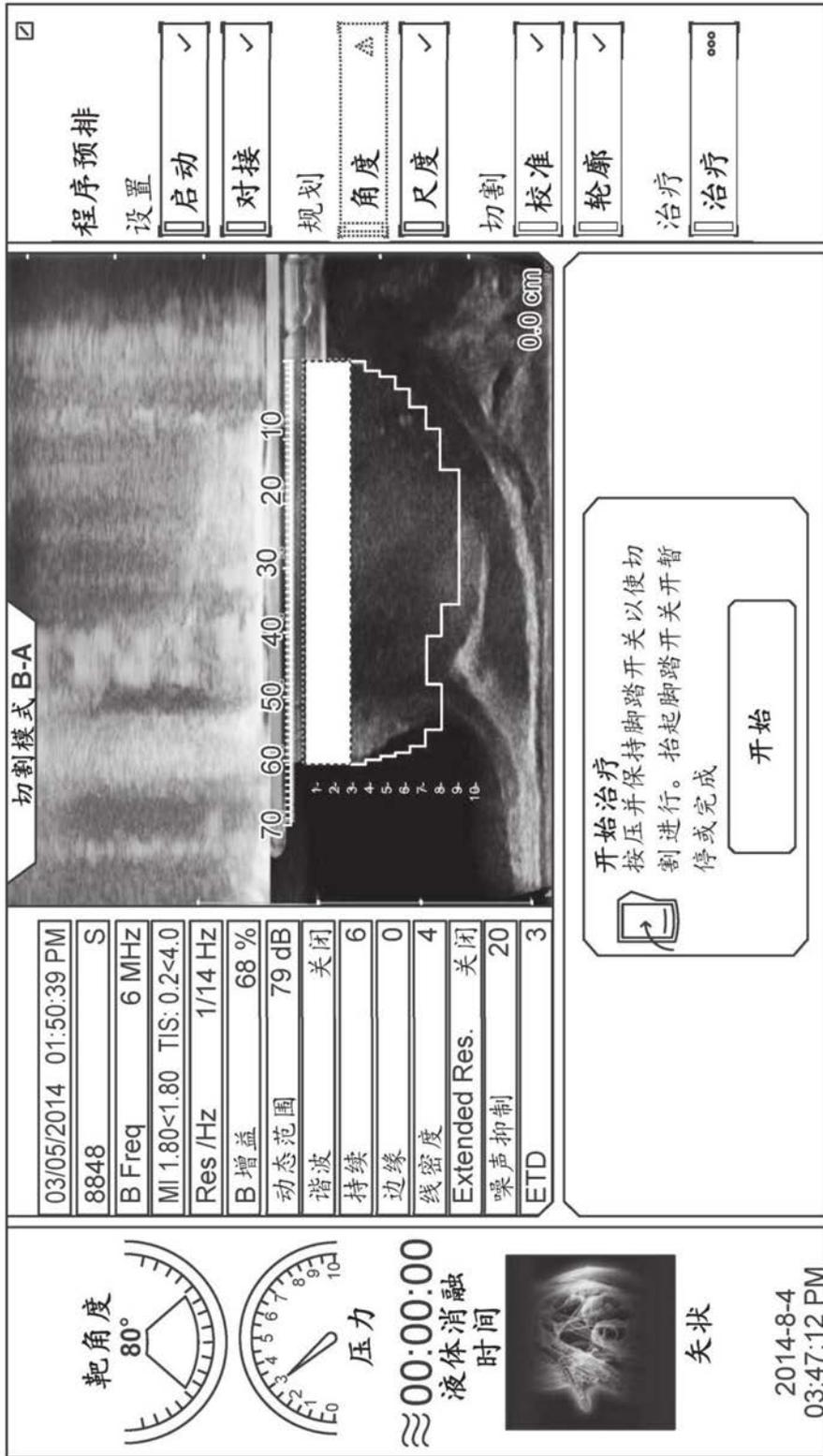


图10Q

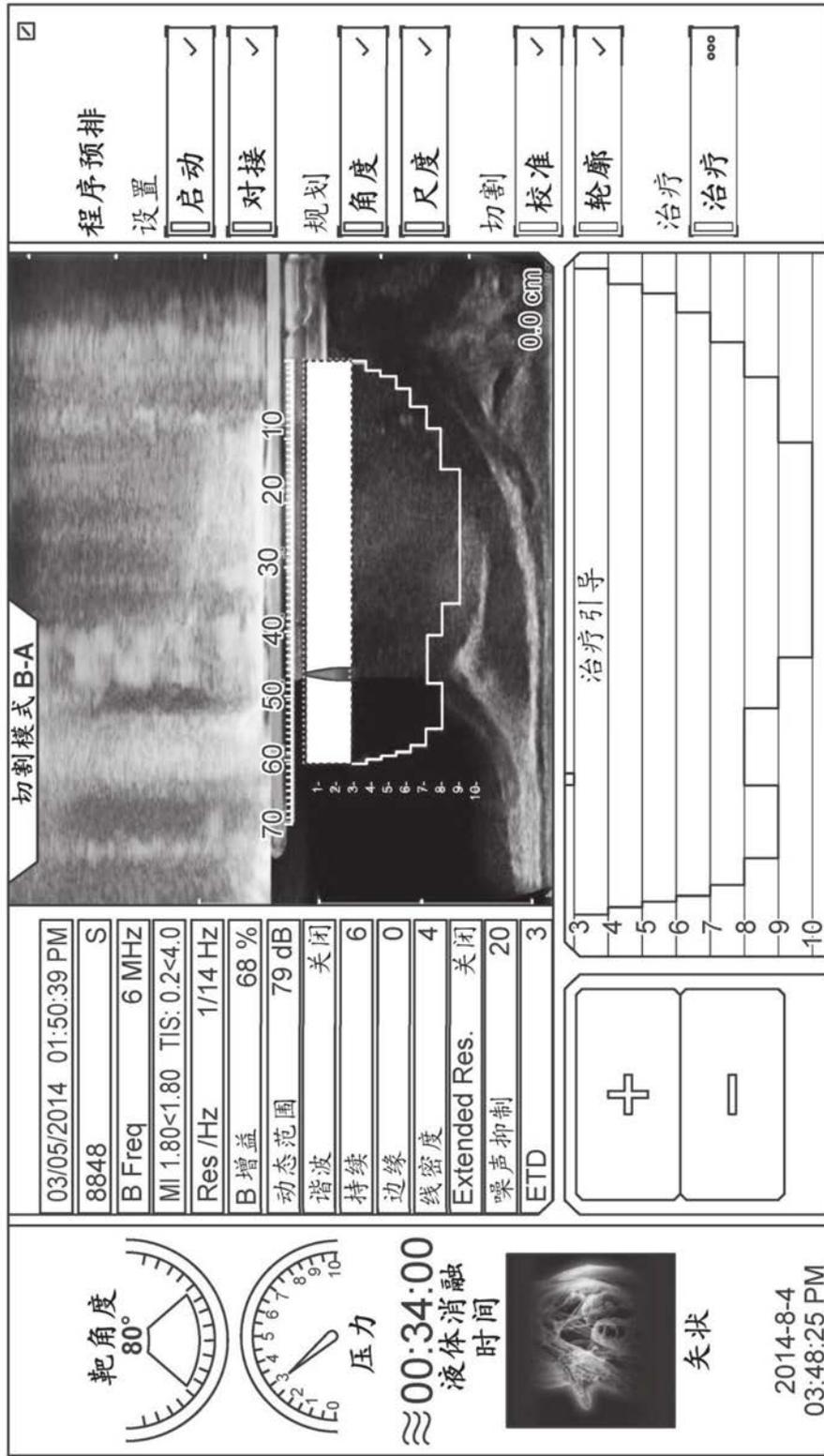


图10R

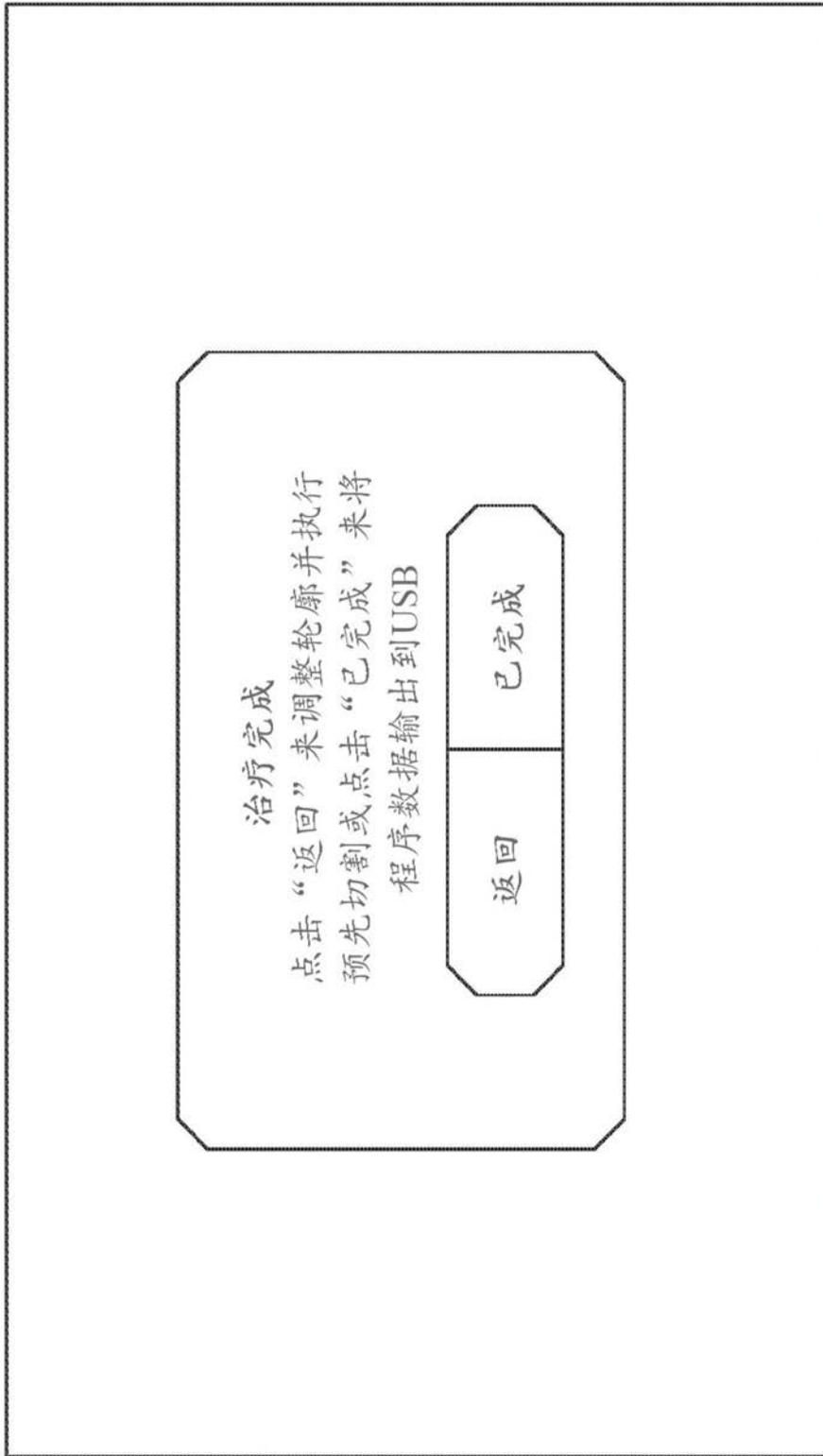


图10S

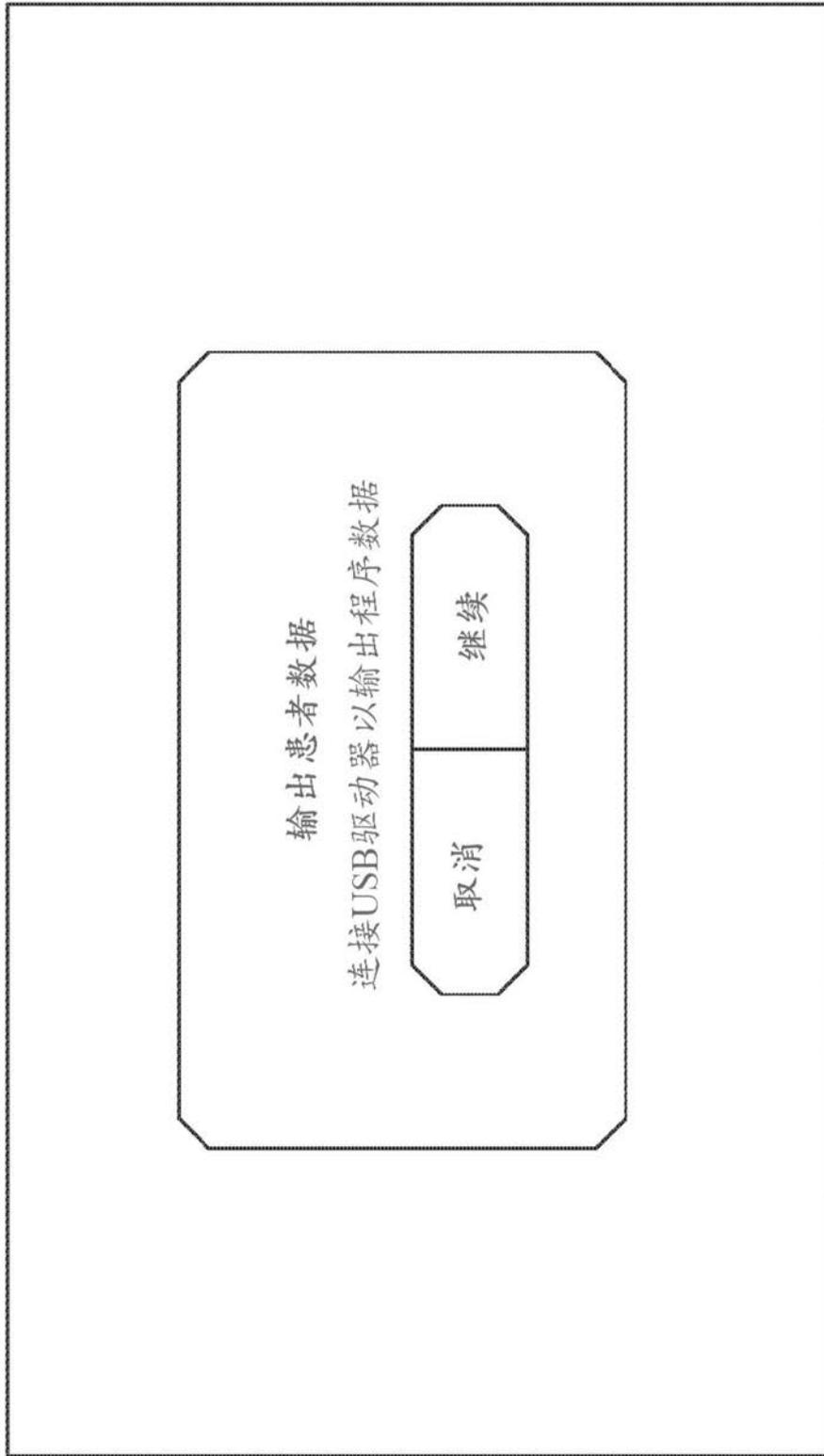


图10T

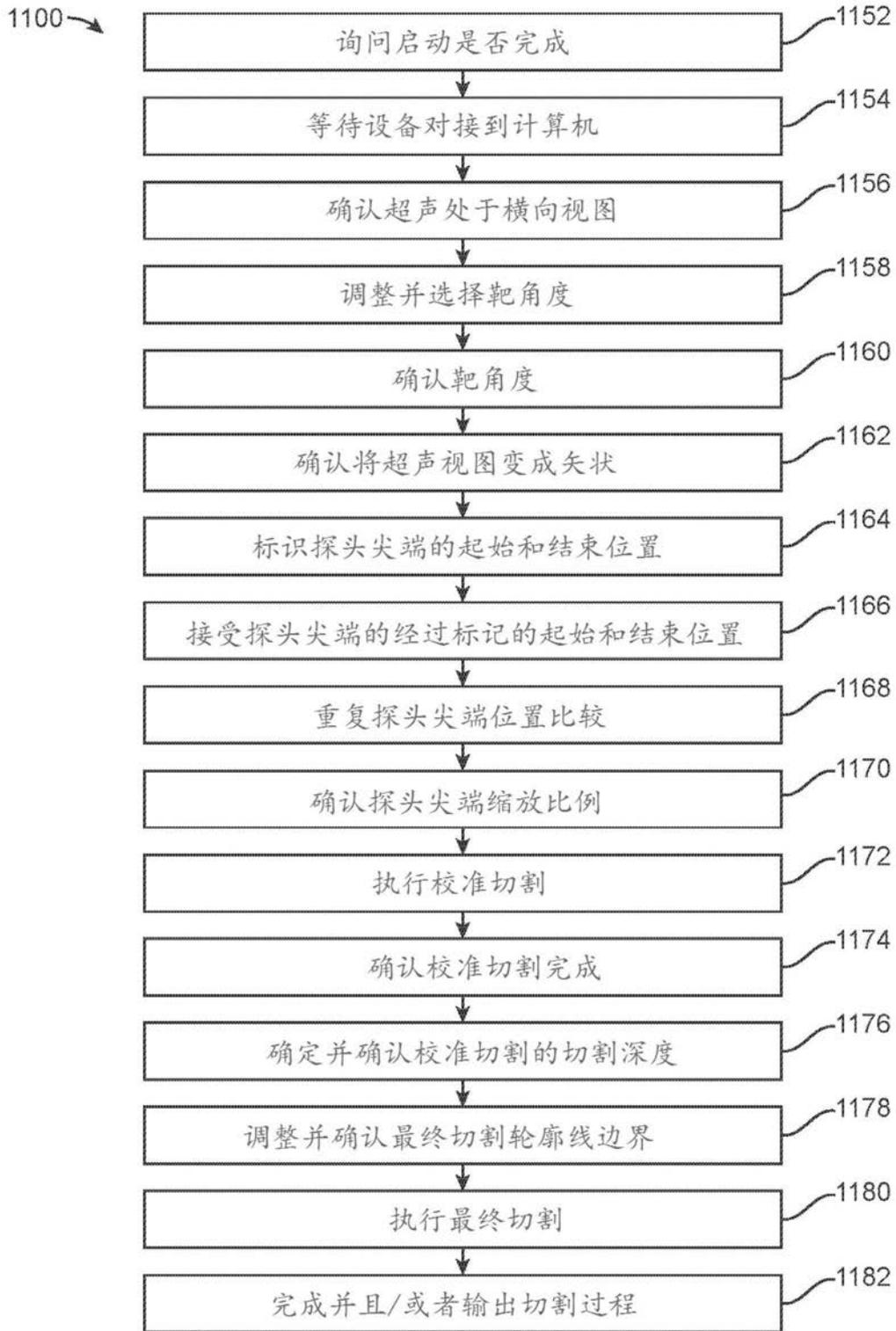


图11

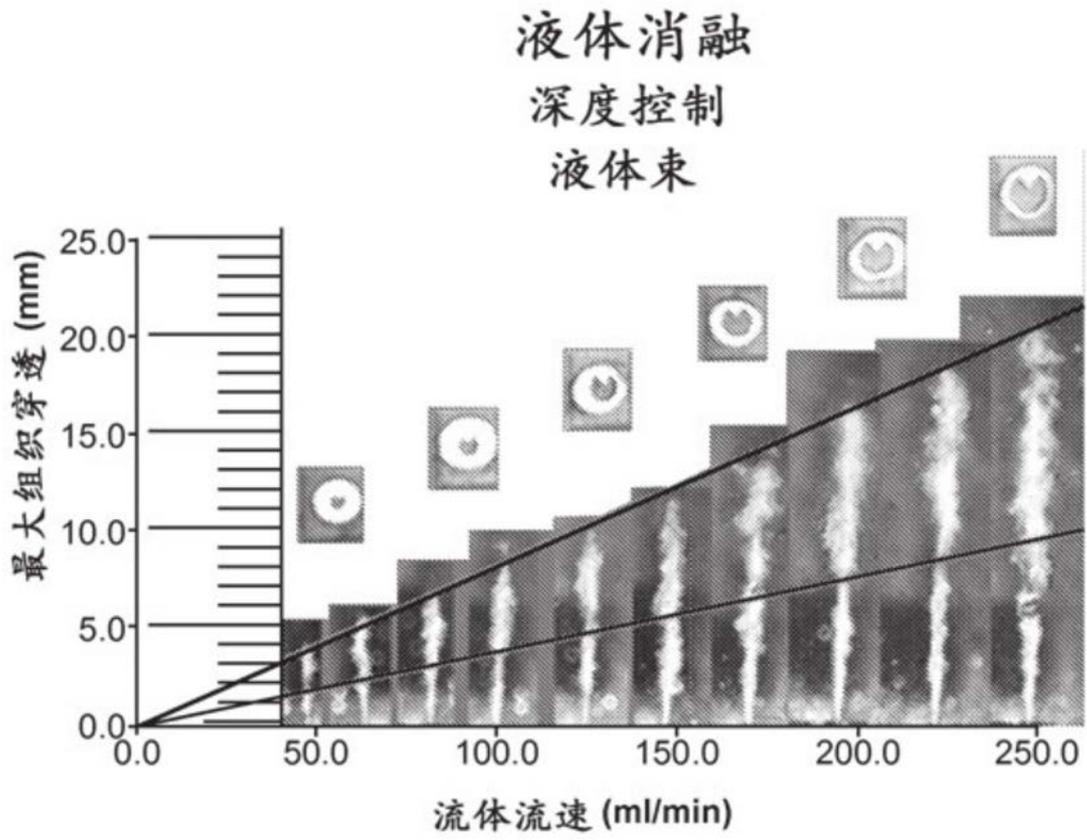


图12

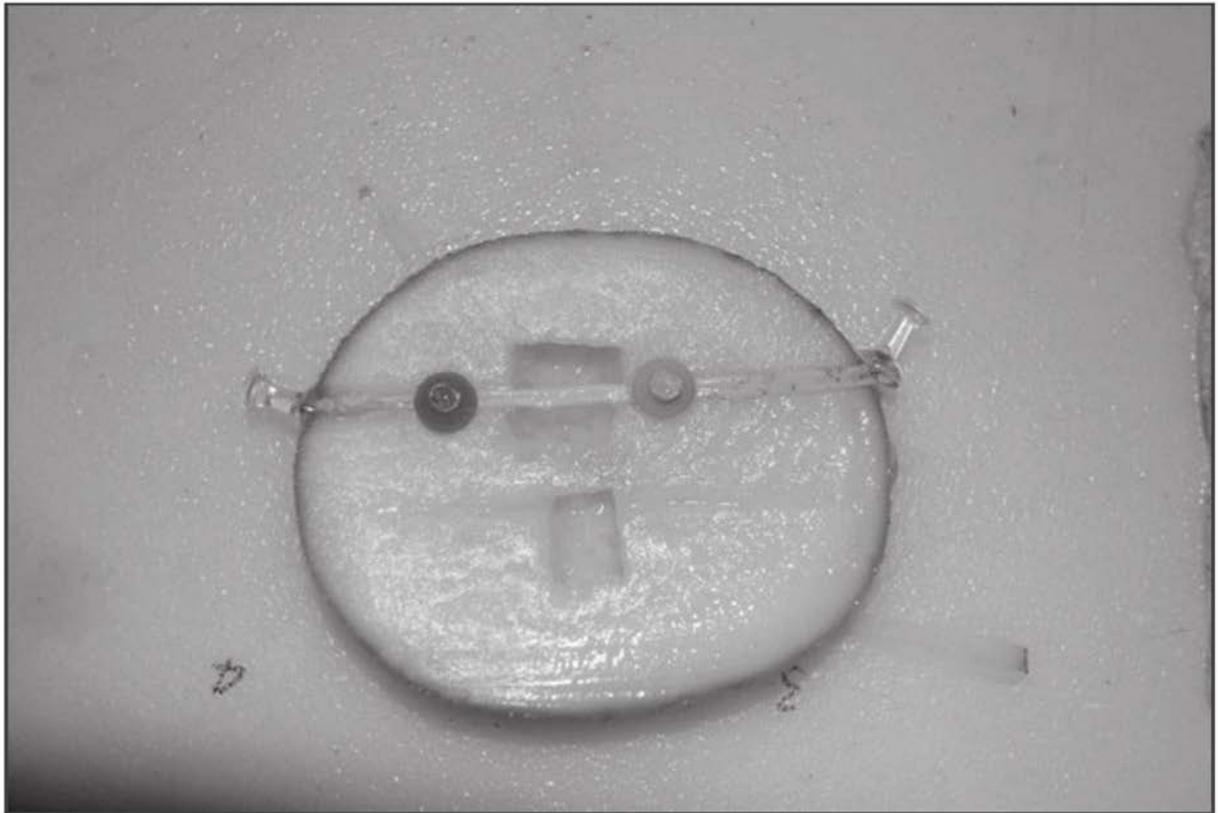


图13

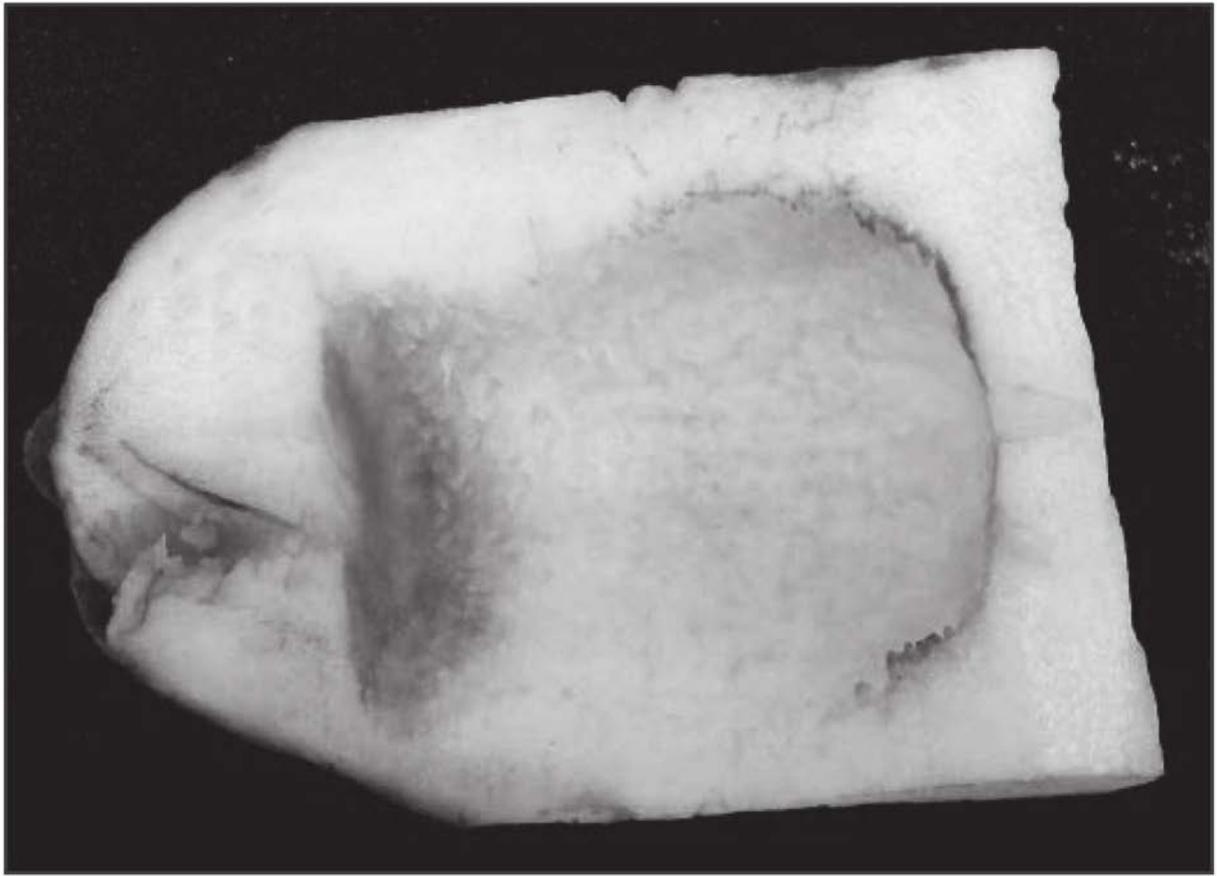


图14