



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105744903 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(21)申请号 201480063565.2

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(22)申请日 2014.11.13

代理人 易咏梅

(30)优先权数据

14/084,882 2013.11.20 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.05.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/065411 2014.11.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/077115 EN 2015.05.28

(71)申请人 伊西康内外科有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 F·B·斯图伦 T·G·迪茨

J·D·梅瑟利

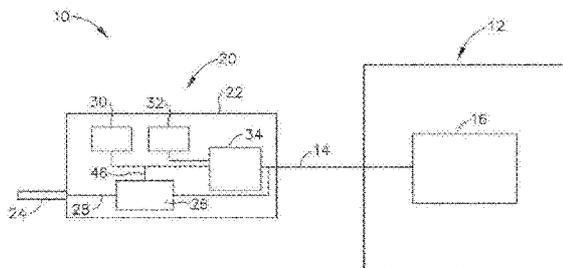
权利要求书2页 说明书20页 附图11页

(54)发明名称

具有用于形成气泡以增强空化的特征结构的超声外科器械

(57)摘要

本发明公开了一种超声元件,该超声元件包括超声换能器以及头部或刀。该超声换能器能够操作以将电功率转换成超声振动。该头部或刀与超声换能器声学通信,从而使得超声换能器能够操作以驱动超声刀进行超声振动。该头部或刀具有弯曲的远侧面。弯曲的远侧面限定朝近侧延伸的凹型弯曲。换能器和头部或刀可利用控制逻辑部件来驱动,控制逻辑部件被构造成能够导致超声换能器产生第一振动组,之后是第二振动组。该第一振动组被构造成能够在流体中产生微泡。该第二振动组被构造成能够使由所述第一振动组产生的微泡变大。该控制逻辑部件可在第一振动组与第二振动组之间提供间歇期。



1. 一种超声器械,包括:
 - (a) 超声换能器,其中所述超声换能器能够操作以将电功率转换成超声振动;
 - (b) 超声刀,所述超声刀与所述超声换能器声学通信,从而使得所述超声换能器能够操作以驱动所述超声刀进行超声振动;其中所述超声刀具有弯曲的远侧面,其中所述弯曲的远侧面沿着第一平面弯曲;其中所述弯曲的远侧面限定朝近侧延伸的凹型弯曲。
2. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述弯曲的远侧面进一步沿着第二平面弯曲。
3. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述超声刀限定中心纵向轴线,其中所述中心纵向轴线延伸穿过所述弯曲的远侧面上的最近侧中心点。
4. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述弯曲的远侧面还包括从所述朝近侧延伸的凹型弯曲朝远侧突出的尖型区域。
5. 根据权利要求4所述的超声器械,其中所述尖型区域终止在尖型远侧末端。
6. 根据权利要求5所述的超声器械,其中所述超声刀还包括被定位在第一横向平面上的侧向边缘,其中所述尖型远侧末端被定位在第二横向平面上,其中所述第二横向平面相对于所述第一横向平面偏移。
7. 根据权利要求6所述的超声器械,其中所述第二横向平面位于所述第一横向平面的远侧。
8. 根据权利要求4所述的超声器械,其中所述尖型区域包括弯曲部分,所述弯曲部分具有与所述朝近侧延伸的凹型弯曲的曲率不同的曲率。
9. 根据权利要求1所述的超声器械,还包括被构造成能够传送流体的流体导管。
10. 根据权利要求9所述的超声器械,其中所述弯曲的远侧面限定与所述流体导管流体连通的孔。
11. 根据权利要求9所述的超声器械,还包括围绕所述超声刀设置的护套,其中所述流体导管延伸穿过所述护套。
12. 根据权利要求11所述的超声器械,还包括从所述护套朝远侧延伸的冲洗梁,其中所述冲洗梁在所述超声刀的远侧延伸,其中所述冲洗梁限定与所述流体导管流体连通的孔,其中所述孔被定位在所述超声刀的远侧。
13. 根据权利要求1所述的超声器械,还包括与所述超声换能器通信的功率源和被构造成能够控制由所述超声换能器产生的振动的控制逻辑部件,其中所述控制逻辑部件被构造成能够导致所述超声换能器产生第一振动组,之后是第二振动组,其中所述第一振动组被构造成能够在流体中产生微泡,其中所述第二振动组被构造成能够使由所述第一振动组产生的微泡变大。
14. 根据权利要求13所述的超声器械,其中所述控制逻辑部件还被构造成能够在所述第一振动组与所述第二振动组之间提供间歇期。
15. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述朝近侧延伸的凹型弯曲具有弧形轮廓。
16. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述朝近侧延伸的凹型弯曲具有抛物线轮廓。
17. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述朝近侧延伸的凹型弯曲具有双曲线轮廓。

18. 一种在患者的外科手术部位处的组织或其他解剖结构中提供空化的方法,所述方法包括:

(a)以第一振动分布激活超声元件,从而在患者的外科手术部位处的流体中产生微泡;以及

(b)以第二振动分布激活所述超声元件,从而使所述微泡生长并使所述微泡破裂,由此通过在所述外科手术部位处的所述组织或其他解剖结构中的空化来引起侵蚀;

其中所述第一振动分布包括具有第一振幅的超声振动;

其中所述第二振动分布包括具有第二振幅的超声振动;

其中所述第一振幅大于所述第二振幅。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括将所述流体从外部流体源引入所述外科手术部位。

20. 一种移除患者的脊柱中的椎骨之间的椎间盘组织的方法,所述方法包括:

(a)相对于患者的脊柱中的椎骨之间的椎间盘组织定位超声元件;

(b)以第一振动分布激活超声元件,从而在所述椎间盘组织中或附近产生微泡;以及

(c)以第二振动分布激活所述超声元件,从而使所述微泡生长并使所述微泡破裂,由此通过在所述椎间盘组织中的空化来引起侵蚀。

具有用于形成气泡以增强空化的特征结构的超声外科器械

背景技术

[0001] 多种外科器械包括具有刀元件的端部执行器,所述刀元件以超声频率振动,以切割和/或密封组织(例如,通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些器械包括将电功率转换成超声振动的一个或多个压电元件,所述超声振动沿声波导传送到刀元件。切割和凝固的精度可受操作者的技术以及对功率电平、刀刃角度、组织牵引力和刀压力的调节的控制。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc(Cincinnati, Ohio)。此类装置和相关概念的另外示例公开于下列专利中:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利No.5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1997年10月10日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利No.5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;和2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524中,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的另外示例公开于下列专利中:2006年4月13日公开的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利公布No.2006/0079874,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公开的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布No.2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公开的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国专利公布No.2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公开的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布No.2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;2009年4月23日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利公布No.2009/0105750,其公开内容以引用方式并入本文;2010年3月18日公开的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国专利公布No.2010/0069940,其公开内容以引用方式并入本文;和2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布No.2011/0015660,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年2月2日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”美国专利公布No.2012/0029546,其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 一些超声外科器械可包括无线换能器,诸如公开于下列专利中的无线换能器:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国专利公布No.2012/0112687,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国专利公布No.2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;和/或2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请No.61/410,603,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 另外,一些超声外科器械可包括关节运动轴节段。此类超声外科器械的示例公开于下列专利中:2012年6月29日提交的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利申请No.13/538,588,其公开内容以引用方式并入本文;和2012年10月22日提交的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国专利申请No.13/657,553,其公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 一些超声外科器械可包括抵靠端部执行器的超声刀挤压组织的夹持特征结构。此类装置(有时称为凝固器钳剪或超声切断器)的示例公开于如下示例中:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利No.5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;和2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利No.6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文。凝固器钳剪的某些型式利用具有手枪式或剪刀式握把设计的柄部。剪刀式握把设计可具有一个不可移动的并固定到壳体的拇指握把或手指握把和一个可移动的拇指握把或手指握把。某些设计具有从握把延伸的剪刀臂,其中臂中的一个围绕固定的枢转或旋转点旋转,所述固定的枢转或旋转点垂直于工作元件的纵向轴线。操作者可因此按压柄部握把或其他特征结构以驱动夹持臂,由此朝刀挤压夹持垫。

[0007] 一些超声装置可用于提供声学空化。声学空化为蒸汽/气体微泡在宿主液体(例如,水、盐水等)中生长的过程。微泡的半径可随声学压力而上升和下降,由此在声学压力的峰值振幅处达到峰值半径并且在零压力点处达到最小半径。每个微泡的半径可取决于多种因素,包括液体密度、液体声速、流体静力学压力、声学压力、热容比、表面张力、液体粘度系数、微泡的硬芯半径、和/或其他因素。如果液体中的超声声学振幅(具体地讲,稀疏压力)为足够高的,则这些微泡将剧烈塌缩。微泡的剧烈塌缩可产生小而极强的液体射流。如果此类射流在患者体内执行,则其可破裂相邻的组织表面和/或其他解剖结构。仅以举例的方式,此类射流在脂肪中的速度可为约980米/秒。此类射流在肌肉中的速度可为约24米/秒。此类射流在软骨中的速度可为约37米/秒。此类射流在骨中的速度可为约83米/秒。应当理解,这些值仅为示例性的。

[0008] 当声学空化被用于破裂软组织时,该过程可称为“组织摧毁”。组织摧毁技术和相关技术的示例描述于下列专利中:2007年4月12日公布的名称为“Pulsed Cavitation Ultrasound Therapy”的美国专利公布No.2007/0083120,其公开内容以引用方式并入本文;2013年7月25日公布的名称为“Histotripsy Therapy Transducer”美国专利公布No.2013/0190623,其公开内容以引用方式并入本文;和2011年11月15日公布的名称为

“Pulsed Cavitational Ultrasound Therapy”的美国专利No.8,057,408,其公开内容以引用方式并入本文。一定程度地相似的手术被称为碎石术,其中使用冲击波来破碎肾结石。此类冲击波可通过超声换能器来产生。

[0009] 尽管已研制和使用了若干外科器械和系统,但据信在本发明人之前还无人研制出或使用所附权利要求中描述的发明。

附图说明

[0010] 尽管本说明书得出了具体地指出和明确地声明这种技术的权利要求,但是据信根据下述的结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中相似的参考数字指示相同的元件,并且其中:

[0011] 图1示出了示例性超声外科系统的方框示意图;

[0012] 图2示出了可形成图1的系统的一部分的示例性超声外科器械的透视图;

[0013] 图3示出了图2的器械的分解图;

[0014] 图4示出了可结合到图2的器械中的示例性另选超声刀的远侧端部的透视图;

[0015] 图5示出了图4的超声刀的远侧端部的顶部平面图;

[0016] 图6示出了可结合到图2的器械中的另一个示例性另选超声刀的远侧端部的透视图;

[0017] 图7示出了图6的超声刀的远侧端部的顶部平面图;

[0018] 图8示出了可结合到图2的器械中的另一个示例性另选超声刀的远侧端部的透视图;

[0019] 图9示出了图8的超声刀的远侧端部的顶部平面图;

[0020] 图10示出了沿图8的线10-10截取的图8的超声刀的远侧端部的侧剖视图;

[0021] 图11示出了沿图8的线11-11截取的图8的超声刀的远侧端部的俯视剖视图;

[0022] 图12示出了可结合到图2的器械中的另一个示例性另选超声刀的远侧端部的透视图;

[0023] 图13示出了图12的超声刀的远侧端部的顶部平面图;

[0024] 图14示出了可结合到图2的器械中的另一个示例性另选超声刀的远侧端部的透视图;

[0025] 图15示出了可结合到图2的器械中的另一个示例性另选超声刀的远侧端部的透视图;

[0026] 图16示出了根据可用于操作图1的系统的第二示例性控制算法的随时间变化的超声刀位移的曲线图;并且

[0027] 图17示出了根据可用于操作图1的系统的第二示例性控制算法的随时间变化的超声刀位移的曲线图。

[0028] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以预期本技术的各种实施方案能够以多种其他方式来执行,包括那些未必在附图中示出的方式。所结合的并且形成说明书的一部分的附图示出了本技术的若干方面,并且与说明书一起用于解释本技术的原理;然而,应当理解,这种技术不局限于所示的精确布置方式。

具体实施方式

[0029] 下面描述的本技术的某些示例不应当用于限制本技术的范围。从下面的描述而言,本技术的其他示例、特征、方面、实施方案和优点对本领域的技术人员而言将显而易见,下面的描述以举例的方式进行,这是为实现本技术所设想的最好的方式之一。正如将意识到的,本文所述技术能够包括其他不同的和明显的方面,这些均不脱离本发明技术。因此,附图和具体实施方式应被视为实质上是示例性的而非限制性的。

[0030] 还应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者相结合。下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等不应视为彼此孤立。参考本文教导内容,其中本文教导内容可结合的各种合适方式将对本领域的普通技术人员显而易见。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0031] 为公开的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中为相对于抓握具有远侧外科端部执行器的外科器械的操作者或其他操作者定义的。术语“近侧”是指元件的更靠近操作者或其他操作者的位置,并且术语“远侧”是指元件的更靠近外科器械的外科端部执行器并更远离操作者或其他操作者的位置。

[0032] I. 示例性超声外科系统的概述

[0033] 图1以图解框的形式示出了示例性外科系统10的部件。如图所示,系统10包括超声发生器12和超声外科器械20。如将在下文更详细所述,器械20能够操作以利用超声振动能量来基本上同时切割组织并且密封或焊接组织(例如,血管等)。发生器12和器械20经由线缆14连接在一起。线缆14可包括多条线,并可将来自发生器12的单向电通信提供至器械20,和/或在发生器12与器械20之间提供双向电通信。仅以举例的方式,线缆14可包括:用于向外科器械20提供电功率的“热”线;地线;和用于将信号从外科器械20传输至超声发生器12的信号线,其中护套包围所述三条线。在一些型式中,单独的“热”线用于单独的激活电压(例如,一条“热”线用于第一激活电压,另一条“热”线用于第二激活电压,或者与所需的功率成比例地、线间的可变电压等)。当然,可使用任何其他合适数量或构型的线。还应当理解,系统10的一些型式可将发生器12结合到器械20中,使得线缆14可被完全省去。

[0034] 仅以举例的方式,发生器12可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio.)出售的GEN04或GEN 300。除此之外或作为另外一种选择,发生器16可根据以下专利的教导内容中的至少一些来构造:2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国专利公布No.2011/0087212,其公开内容以引用方式并入本文。作为另外一种选择,可使用任何其他合适的发生器12。如以下将更详细地描述的,可操作发生器12以向器械20提供功率,从而执行超声外科手术。

[0035] 器械20包括手持件22,该手持件被构造成能够在外科手术过程中通过操作者的一只手(或两只手)抓握并通过操作者的一只手(或两只手)操纵。例如,在一些型式中,手持件22可像铅笔那样被操作者抓握。在一些其他型式中,手持件22可包括可像剪刀那样被操作者抓握的剪刀式握把。在一些其他型式中,手持件22可包括可像手枪那样被操作者抓握的手枪式握把。当然,手持件22可被构造成能够按照任何其他合适的方式被握持。此外,器械20的一些型式可利用主体来代替手持件22,该主体联接到被构造成能够操作器械的机器人

外科系统(例如,经由远程控制等)。在本例中,刀24从手持件22朝远侧延伸。手持件22包括超声换能器26和联接超声换能器26与刀24的超声波导28。超声换能器26经由缆线14从发生器12接收电功率。由于其压电性质,超声换能器26能够操作以将这种电功率转换为超声振动能。

[0036] 超声波导28可以是柔性的、半柔性的、刚性的或具有任何其他合适的性质。从以上应该注意,超声换能器26经由超声波导28与刀24一体地联接。具体地讲,当超声换能器26被激活以超声频率振动时,这种振动通过超声波导28被传送到刀24,从而刀24也将以超声频率振动。当刀24处于激活状态(即,超声振动)时,刀24能够操作以有效地切穿组织并且密封组织。因此,当由发生器12提供功率时,超声换能器26、超声波导28和刀24因此一起形成为外科手术提供超声能量的声学组件。手持件22被构造成能够使操作者与由换能器26、超声波导28、和刀24形成的声学组件的振动基本上隔离。

[0037] 在一些型式中,超声波导28可放大通过超声波导28传输到刀24的机械振动。超声波导28还可以具有控制沿着超声波导28的纵向振动的增益的特征结构和/或将超声波导28调谐到系统10的谐振频率的特征结构。例如,超声波导28可具有任何合适的横截面尺寸/构型,诸如基本上均匀的横截面、以各种截面渐缩、沿着其整个长度渐缩或具有任何其他合适的构型。超声波导28的长度可例如基本上等于系统波长的二分之一的整数倍($n\lambda/2$)。超声波导28和刀24可由实心轴制成,所述实心轴由有效地传播超声能量的材料或多种材料的组合构成,所述材料诸如钛合金(即,Ti-6Al-4V)、铝合金、蓝宝石、不锈钢或任何其他声学相容材料或多种材料的组合。

[0038] 在本例中,刀24的远侧端部位于对应于与通过波导28传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处,以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。当换能器26通电时,刀24的远侧端部被构造成能够在例如大约10至500微米峰间范围内、并且在一些情况下在约20至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率 f 纵向移动。当本例的换能器26被激活时,这些机械振荡传输通过波导28以到达刀24,由此提供刀24在谐振超声频率下的振荡。因此,刀24的超声振荡可同时切断组织并且使邻近组织细胞中的蛋白变性,由此提供具有相对较少热扩散的促凝效果。在一些型式中,还可通过刀24提供电流,以另外烧灼组织。

[0039] 仅以举例的方式,超声波导28和刀24可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc (Cincinnati, Ohio)以产品编码HF105和DH105出售的部件。仅以进一步举例的方式,超声波导28和/或刀24可根据下列专利的教导内容来构造和操作:2002年7月23日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Blade with Improved Cutting and Coagulation Features”的美国专利No.6,423,082,其公开内容以引用方式并入本文。作为另一个仅示例性示例,超声波导28和/或刀24可根据下列专利的教导内容来构造和操作:1994年6月28日公布的名称为“Ultrasonic Scalpel Blade and Methods of Application”美国专利No.5,324,299,其公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容,超声波导28和刀24的其他合适的性质和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0040] 本例的手持件22还包括控制选择器30和激活开关32,它们各自与电路板34通信。仅以举例的方式,电路板34可包括常规印刷电路板、柔性电路、刚柔性电路或可具有任何其他合适的构型。控制选择器30和激活开关32可经由一条或多条线、形成于电路板或柔性电

路中的迹线和/或采用任何其他合适的方式与电路板34通信。电路板34与线缆14联接,该线缆继而与发生器12内的控制电路16联接。激活开关32能够操作以选择性地激活提供至超声换能器26的功率。具体地讲,当开关32被激活时,这种激活使得合适的功率经由线缆14传送到超声换能器26。仅以举例的方式,激活开关32可根据本文引用的各种参考文献的教导内容中的任一者来构造。参考本文的教导内容,激活开关32可采用的其他各种形式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0041] 在本例中,外科系统10能够操作以在刀24上提供至少两种不同水平或类型的超声能量(例如,不同频率和/或振幅等)。为此,控制选择器30能够操作以允许操作者选择期望水平/振幅的超声能量。仅以举例的方式,控制选择器30可根据本文引用的各种参考文献的教导内容中的任一者来构造。参考本文的教导内容,控制选择器30可采用的其他各种形式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。在一些型式中,当操作者通过控制选择器30进行选择时,操作者的选择经由线缆14被传送到发生器12的控制电路16,并且因此操作者在下次致动激活开关32时,控制电路16调节从发生器12传送的功率。

[0042] 应当理解,刀24处提供的超声能量的水平/振幅可取决于从发生器12经由线缆14传送到器械20的电功率的特性。因此,发生器12的控制电路16可(经由线缆14)提供电功率,该电功率具有与通过控制选择器30选择的超声能级/振幅或类型相关联的特性。因此,根据操作者经由控制选择器30进行的选择,发生器12可能操作以将不同类型或程度的电功率传送给超声换能器26。具体地讲,仅以举例的方式,发生器12可增大所施加信号的电压和/或电流,以增大声学组件的纵向振幅。作为仅示例性的示例,发生器12可提供介于“水平1”和“水平5”之间的选择,它们可分别对应于大约50微米和大约90微米的刀24的振动谐振振幅。参考本文的教导内容,可构造控制电路16的各种方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解,控制选择器30和激活开关32可利用两个或更多个激活开关32来代替。在一些此类型式中,一个激活开关32能够操作以在一个功率水平/类型下激活刀24,而另一个激活开关32能够操作以在另一个功率水平/类型下激活刀24,等等。

[0043] 在一些另选型式中,控制电路16位于手持件22内。例如,在一些此类型式中,发生器12仅将一种类型的电功率(例如,可获得的仅一个电压和/或电流)传送到手持件22,手持件22内的控制电路16能够操作以根据操作者经由控制选择器30做出的选择,在电功率到达超声换能器26之前改变电功率(例如,电功率的电压)。此外,发生器12以及外科系统10的所有其他部件可被结合到手持件22中。例如,一个或多个电池(未示出)或其他便携式功率源可被提供于手持件22中。参考本文的教导内容,图1所示的部件可被重新布置或以其他方式构造或修改的另外其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0044] II. 示例性超声外科器械的概述

[0045] 以下讨论涉及器械20及其部件的各种示例性部件和构型。应当理解,以下描述的器械20的各种实施例可容易地并入到以上描述的外科系统10中。还应当理解,以上描述的器械20的各种部件和可操作性可容易地并入到以下描述的器械20的示例性型式中。参考本文的教导内容,以上和以下教导内容可进行结合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解,以下教导内容可容易地与本文引用的参考文献的各种教导内容结合。

[0046] 图2-3示出了示例性超声外科器械120,其为包括超声换能器126的超声外科系统

100的一部分,所述超声换能器经由线缆114与超声发生器112联接。器械120还包括与超声换能器126机械地且声学地联接的超声传输组件127。在一些型式中,超声传输组件127通过螺纹连接与超声换能器126联接,但可使用任何其他合适类型的联接。超声传输组件127包括超声波导128和刀130。本领域普通技术人员将显而易见的是,当超声换能器126由发生器112提供功率时,超声换能器126就会产生超声振动,所述超声振动经由超声波导128被传送到刀130。这导致刀130的末端132以超声频率振动,从而允许刀130被用于切割和凝固组织等。因此,发生器112、换能器126、波导128、和刀130仅以类似于上述发生器12、换能器26、波导28、和刀24的方式来操作。

[0047] 本例的器械120还包括多件式柄部组件140,所述多件式柄部组件被构造成能够使操作者与包含于换能器126内的压电组件的振动基本上隔离。仅以举例的方式,柄部组件140可被成形以笔状布置方式来抓握和操纵。本例的柄部组件140包括配对外壳部分142和144。尽管示出了多件式柄部组件140,但作为另外一种选择,柄部组件140可包括单个或一体式部件。柄部组件140可由耐用塑料构造,诸如聚碳酸酯或液晶聚合物。还可预期,柄部组件140可另选地由多种材料或材料组合制成,包括但不限于其他塑料、陶瓷、和/或金属等。在一些型式中,器械120的近侧端部通过超声换能器126插入柄部组件140中来接收和装配超声换能器126。器械120可作为一个单元附接到超声换能器126和从超声换能器取下。器械120的细长传输组件127从器械柄部组件140正交地延伸。

[0048] 被构造成能够将超声能量从换能器126传输到刀130的末端132的超声波导128可以为柔性、半柔性或刚性的。超声波导128也可被构造成能够将通过超声波导128传输到刀130的机械振动放大。超声波导128还可包括贯穿其延伸的至少一个径向孔150,所述孔基本上垂直于超声波导128的纵向轴线。孔150位于对应于与沿波导128传送的超声振动相关联的波节的纵向位置处。孔150被构造成能够接收以下讨论的连接器引脚152,该连接器引脚用于将超声波导128连接到外护套154。在本例中,近侧o形环156和远侧o形环158在对应于与沿波导128传送的超声振动相关联的波节的纵向位置附近被装配到传输组件127上,但可使用各种其他部件或构型。

[0049] 刀130可以与超声波导128一体成形并形成成为单个单元。在一些型式中,刀130可通过螺纹连接、焊接接头、和/或一些其他联接特征结构进行连接。刀130的远侧端部、或刀末端132被设置在对应于与沿波导128和刀130传送的超声振动相关联的波腹的纵向位置处或附近,以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。当超声换能器126通电时,刀末端132被构造成能够在例如大约10至500微米峰间范围内、并且优选地在约20至约200微米的范围内以例如55,500Hz的预定振动频率 f 。基本上纵向(沿着x轴)移动。刀末端132也可在y轴,以x轴运动幅度的约1%至约10%振动。当然,作为另外一种选择,刀末端132的移动可具有任何其他合适的特征。仅以举例的方式,刀末端132可振动,其中沿y轴的移动幅度大于沿x轴的运动幅度。作为另一个仅示例性示例,刀末端132可在y轴,以x轴运动幅度的至多约50%振动。参考本文的教导内容,其他合适的振动特征对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0050] 超声波导128被布置在外护套154中并经由引脚152保持在适当的位置。引脚152可由任何相容的金属(诸如不锈钢或钛)或者耐用塑料(诸如聚碳酸酯或液晶聚合物)制成。作为另外一种选择,可使用任何其他合适的材料或材料组合。在一些型式中,在引脚152的、延

伸穿过超声波导128的部分153处,引脚152被弹性体材料(诸如,硅树脂等)部分涂覆。弹性体材料可在洞152的整个长度上提供与振荡刀的绝缘。在一些背景下,这可能能够实现高效操作,从而在刀末端132处可产生最小过热并可获得最大超声输出功率,以用于切割和凝固等。当然,此类弹性体材料仅为任选的。

[0051] 外护套154穿过释放按钮160的孔162。弹簧164被定位在释放按钮160的下方并且向上弹性偏压释放按钮160。由弹簧164施加的向上的力导致孔162的周边相对于外护套154牢固地保持压力,从而选择性地防止外护套154、超声波导128和刀130在柄部140内旋转或相对于柄部140轴向平移。当操作者在释放按钮160上施加向下的力时,弹簧164被压缩并且不再保持外护套154上的保持力。随后,操作者可使外护套154、超声波导128和刀130相对于柄部140轴向平移,和/或使外护套154、超声波导128和刀130相对于柄部140旋转。因此,应当理解,刀130相对于柄部140的纵向和/或旋转位置可由操作者在按下释放按钮160时选择性地调节,同时仍然允许刀130在该所选位置超声振动,从而允许在各种外科手术中在该所选位置处使用刀130。为了引发刀130的这种超声动作,操作者可操作脚踏开关(未示出),以激活推动按钮174、176(如下所述)、激活发生器112上的按钮或执行系统100的一些部件上的一些其他动作。

[0052] 在本例中,柄部140的外壳包括近侧端部、远侧端部和在其中纵向延伸的腔体141。腔体141被构造成能够接收超声换能器组件126的至少一部分和开关组件170。在一些型式之一中,超声换能器组件126的远侧端部以螺纹方式附接到超声波导128的近侧端部,但是可使用任何其他合适类型的联接。超声换能器126的电触点还与开关组件170接合,从而为操作者提供对外科器械120的手指激活式控制。本例的超声换能器126包括固定地设置在超声换能器126的主体内的两个导电环(未示出),如在下列专利公布中有所描述:2007年5月10日公布的名称为“Medical Ultrasound System and Handpiece and Methods for Making and Tuning”的美国专利公布No.2007/0106158,其公开内容以引用方式并入本文。本例的开关组件170包括推动按钮组件172、电路组件180、开关外壳182、第一引脚导体184和第二引脚导体(未示出)。第二外壳182是环形形状的,并且通过开关外壳182和外壳部分142、144上的对应支承安装座而被支承在柄部组件140中。

[0053] 本例的推动按钮组件172包括推动按钮174、176。电路组件180经由超声换能器126提供推动按钮174、176与发生器112之间的机电式接口。电路组件180包括分别通过按压推动按钮174、176被机械致动的两个圆顶形开关194、196。圆顶形开关194、196是电接触式开关,当其被压迫时为发生器112提供电信号。引脚(未示出)电连接至圆顶形开关194、196。具体地讲,每个引脚的一端电连接至对应的圆顶形开关194、196。每个引脚的另一端与超声换能器126的远侧端部处的对应环形导体电连接。也就是说,所述引脚各自具有由弹簧支承的末端,所述末端与超声换能器126按照与上述方式相似的方式接合。电路组件180还包括在分别连接至所述引脚的二极管封装(未示出)内的两个二极管。在所述引脚提供与超声换能器的环形导体的电接触的同时,所述环形导体继而连接至与发生器112连接的线缆114中的导体。当然,可使用多种替代形式的构型。

[0054] 通过按压推动按钮174、176,对应的接触表面压住对应的圆顶形开关194、196,以选择性地激活电路180。例如,当操作者按压推动按钮174时,发生器112可通过一定的能级(诸如,最大(“max”)设定功率)进行响应。当操作者按压推动按钮176时,发生器112可通过

一定的能级(诸如,最小(“min”)设定功率)进行响应,这符合针对推动按钮位置 and 对应设定功率的已被接受的工业操作。器械120还可根据下列专利公布的教导内容来构造和操作:2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国专利公布2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文。另选地,器械120可具有多个其他部件、构型和/或可操作性类型。

[0055] 除根据上述教导内容进行构造之外或作为其替代,器械120的至少一部分可根据下列专利的教导内容中的至少一些来构造和操作:美国专利No.5,322,055;美国专利No.5,873,873;美国专利No.5,980,510;美国专利No.6,325,811;美国专利No.6,783,524;美国专利公布No.2006/0079874;美国专利公布No.2007/0191713;美国专利公布No.2007/0282333;美国专利公布No.2008/0200940;美国专利公布No.2010/0069940;美国专利公布No.2011/0015660;美国专利公布No.2012/0112687;美国专利公布No.2012/0116265;美国专利申请No.13/538,588;美国专利申请No.13/657,553;和/或美国专利申请No.61/410,603。上述专利、公布、和专利申请中的每一个的公开内容均以引用方式并入本文。还应当理解,器械120可与以下器械具有各种结构和功能相似性:HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和/或HARMONIC SYNERGY[®]超声刀。此外,器械120可与在本文中引述和以引用方式并入的其他参考文献中的任一个所教导的装置具有各种结构和功能相似性。参考本文的教导内容,用于器械120的另外的仅示例性变型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。应当理解,下述变型可易于应用到上述器械120和本文引用的参考文献的任一个中所涉及的任何器械等等。

[0056] 就本文引用的参考文献、HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和/或HARMONIC SYNERGY[®]超声刀的教导内容与以下涉及器械20的教导内容之间存在的某些程度的重叠而言,并非意图将本文的任何描述假定为公认的现有技术。本文的若干教导内容事实上将超出本文引用的参考文献以及HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀、和HARMONIC SYNERGY[®]超声刀的教导内容的范围。

[0057] III. 示例性超声刀变型

[0058] 如上所述,超声装置可用于提供声学空化,由此诸如在组织摧毁过程中破裂组织。此类过程可根据下列专利的教导内容中的至少一些来实施:美国专利公布No.2007/0083120、美国专利公布No.2013/0190623、和/或美国专利No.8,057,408,这些专利的公开内容以引用方式并入本文。应当理解,超声振动可使得微泡或蒸汽空隙在仅两个或几个超声周期内充分地生长和塌缩。在一些情况下,声学空化可在整形外科环境中用于除软组织之外的组织上。具体地讲,声学空化可用于精确地移除纤维组织(例如,椎间盘环的至少一部分)、软骨(例如,关节的关节软骨)、和/或骨(例如,切割关节以准备用于人造关节置换、切割椎骨板等)。仅为了举例说明,声学空化可用于响应于退变性椎间盘疾病或针对任何其他临床原因来侵蚀或移除椎间盘纤维环,而不显著地影响相邻骨。参考本文的教导内容,可使用声学空化的另外其他方式和临床环境对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0059] 下述实施例包括可用于提供声学空化的超声刀的变型。应当理解,下述刀可用作上述刀24、130的替代品。换句话讲,下述刀可易于结合到上述器械10、120中。就下述刀的此

类引入可确保器械10、120的附加修改而言,参考本文的教导内容,此类修改的实施例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。仅以举例的方式,发生器12、112可被调谐以利用产生声学振动的功率分布来驱动换能器26、126,从而通过刀提供适当高的机械指数和热指数。在一些情况下,该热指数低于将在常规高强度聚焦超声(HIFU)手术中遇到的热指数。可通过增加超声振动的频率、引入种子微泡、增加流体中的表面张力、和/或以其他方式来增强空化效应。还应当理解,下述刀不需要接触组织表面,在该组织表面处,声学空化侵蚀组织。换句话说,声学空化效应可发生在与刀的表面间隔开的组织表面或组织区域处。下述刀可因此被视为有效地构成换能器头部。换句话说,术语“刀”的使用不应被理解为需要刀结构与组织表面或区域之间的直接接触,在该组织表面或区域处,刀提供空化效应。

[0060] 下述实施例中的任一个可用于在相对于预期进行侵蚀的组织或其他解剖结构基本上静止的液体中提供和/或驱动空化微泡。除此之外或作为另外一种选择,可使用运动流体源来驱动流体,以使得流体的运动携带微泡与预期进行侵蚀的组织或其他解剖结构接合。在一些情况下,流体可被高速驱动,以使得流体自身的驱动运动可有助于组织或其他解剖结构的进一步侵蚀。可如何结合超声空化刀引入流体流的一些仅示例性实施例将在下文进行更详细地描述,而参考本文的教导内容,其他示例对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0061] A. 具有横向开口的示例性超声刀

[0062] 图4-5示出了可易于结合到器械20、120中的示例性另选超声刀200。具体地讲,刀200可与波导28、128机械地并且声学地联接以取代刀24、132。本例的刀200包括平坦的远侧面202,平坦的侧面204、206,平坦的上面208和平坦的下面210。上面208和下面210两者均宽于侧面204、206。本例的刀200因此具有矩形横截面轮廓。然而,应当理解,表面202、204、206、208、210中的任一者或多者可替代地为弯曲的和/或具有其他特征。

[0063] 本例的刀200还包括从面208延伸到面210的开口220。开口220位于远侧面202的近侧。液体(例如,盐水等)的柱可被驱动通过开口220,以使得液体柱充当通过刀200产生的超声波的介质。当刀200被激活以在超声频率下振动时,刀200可产生在开口220内,径向向内定向的压缩/压力波。应当理解,这些向内定向的波可利用设置在开口200中的液体产生空化效应。此类空化效应可侵蚀组织或其他解剖结构,所述组织或其他解剖结构被设置在开口200中或穿过开口200的液体遇到。在一些情况下,使用另外的特征结构来驱动液体沿着大致横向于刀200的路径通过开口200。液体中的此类运动可携带由开口220中的压缩波扩张的微泡远离开口220,以使得扩张的微泡在微泡离开开口220之后爆裂以提供空化效应。参考本文的教导内容,用于驱动流体通过开口220的各种合适流速对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0064] 本例的开口220具有圆形形状。然而,应当理解,开口220可替代地具有一些其他形状。还应当理解,刀200可包括一体式流体导管(例如,成形为延伸穿过刀200的主体的孔的流体通道)。此类流体导管可终止在开口220处。可使用此类流体导管将种子微泡引入开口220内。除此之外或作为另外一种选择,此类流体导管可用于提供通过开口220的流体流,以促进在开口220中扩张的微泡迁移出开口220。参考本文的教导内容,刀200的其他变型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0065] B. 具有弯曲的远侧面的示例性超声刀

[0066] 图6-7示出了可易于结合到器械20、120中的另一个示例性另选超声刀300。具体地讲,刀300可与波导28、128机械地并且声学地联接以取代刀24、132。本例的刀300包括弯曲的远侧面302、平坦的侧面304、306,平坦的上面308和平坦的下面310。应当理解,表面304、306、308、310中的任一者或多者可替代地为弯曲的和/或具有其他特征。

[0067] 超声刀300的主体限定中心纵向轴线。该轴线延伸穿过弯曲的远侧面302上的最近侧中心点。在本例中,远侧面302的曲率在远侧面302与上面308之间的转折处提供弯曲的上边缘320。远侧面302的曲率在远侧面302与下面310之间的转折处还提供弯曲的下边缘322。然而,直的边缘324、326被提供在远侧面302与相应侧面304、306之间的转折处。根据上述内容应当理解,在本例中,远侧面302沿着一个平面(即平行于上面308和下面310的平面)弯曲。在一些型式中,远侧面302的曲率由单个等长半径限定,使得远侧面302具有弧形轮廓。在一些其他型式中,远侧面302的曲率为抛物线型的。在另外的其他型式中,远侧面302的曲率为双曲线型的。参考本文的教导内容,用于远侧面302的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0068] 当利用超声振动激活刀300时,远侧面302的曲率可在向远侧与远侧面302间隔开的特定点或区域处产生空化效应。例如,在其中远侧面302具有弧形轮廓的型式中,由激活的刀300产生的空化效应可聚焦在限定远侧面302的弧形轮廓的半径的原点处。在其中远侧面302具有抛物线轮廓的型式中,由激活的刀300产生的空化效应可聚焦在限定远侧面302的抛物线轮廓的抛物线的焦点处。在其中远侧面302具有双曲线轮廓的型式中,由激活的刀300产生的空化效应可聚焦在限定远侧面302的双曲线轮廓的双曲线的焦点处。参考本文的教导内容,由激活的刀300产生的空化效应可聚焦的其他合适位置对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0069] 如上文相对于刀200所述,本例的刀300可包括一体式流体导管(例如,成形为延伸穿过刀300的主体的孔的流体通道)。此类流体导管可终止在远侧面302处。此类流体导管可用于在远侧面302前方引入种子微泡。除此之外或作为另外一种选择,此类流体导管可用于提供从远侧面302朝远侧的流体流,以促进由刀300扩张的微泡朝远侧迁移到组织或一些其他解剖结构,所述组织或一些其他解剖结构向远侧与远侧面302间隔开。参考本文的教导内容,刀300的其他变型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0070] C. 具有弯曲的远侧面和焦点的示例性超声刀

[0071] 图8-11示出了可易于结合到器械20、120中的另一个示例性另选超声刀400。具体地讲,刀400可与波导28、128机械地并且声学地联接以取代刀24、132。本例的刀400包括尖型远侧面402、平坦的侧面404、406,平坦的上面408和平坦的下面410。应当理解,表面404、406、408、410中的任一者或多者可替代地为弯曲的和/或具有其他特征。在本例中,远侧面402的曲率在远侧面402与上面408之间的转折处提供弯曲的上边缘420。远侧面402的曲率在远侧面402与下面410之间的转折处还提供弯曲的下边缘422。然而,直的边缘424、426被提供在远侧面402和相应侧面404、406之间的转折处。

[0072] 本例的尖型远侧面402包括位于尖型远侧面402的中心处的尖型区域430。尖型区域包括终止在尖点434的急剧弯曲表面432。超声刀400的主体限定中心纵向轴线。该轴线延伸穿过尖点434。如图9-11最佳可见,刀400的边缘424、426被定位在第一横向平面 P_1 处,而尖点434被定位在第二横向平面 P_2 处。第二横向平面 P_2 向远侧与第一横向平面 P_1 间隔开距离

d_1 。在一些型式中,第二横向平面 P_2 向远侧与第一横向平面 P_1 间隔开,使得尖点434相对于边缘424、426为凹陷的。在另外其他型式中,尖点434和边缘424、426被定位在相同的横向平面 P_1 上。

[0073] 如图10-11最佳可见,尖型区域430的弯曲表面432的曲率不同于远侧面402的其余部分的曲率。具体地讲,在本例中,位于尖型区域430之外的远侧面402的区域沿着一个平面(即,平行于上面408和下面410的平面)弯曲。在一些型式中,远侧面402的该特定区域的曲率由单个等长半径限定,使得远侧面402具有弧形轮廓。在一些其他型式中,远侧面402的该特定区域的曲率为抛物线型的。在另外其他型式中,远侧面402的该特定区域的曲率为双曲线型的。参考本文的教导内容,用于远侧面402的该特定区域的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0074] 在本例中,尖型区域430的弯曲表面432沿着两个平面(即,平行于上面408和下面410的平面以及平行于侧面404、406的平面)弯曲。沿着那些平面中的一者的弯曲表面432的曲率可类似于沿着那些平面中的另一者的弯曲表面432的曲率。例如,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率也可具有弧形轮廓。在此类型式中,可使用同一半径长度来限定沿着这两个平面的弯曲。作为另外一种选择,每个平面的半径长度可不同。相似地,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率也可具有抛物线轮廓。限定这些弯曲的抛物线的特征可彼此相同或不同。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率也可具有双曲线轮廓。限定这些弯曲的双曲线的特征可彼此相同或不同。

[0075] 当然,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可另选地具有与沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率完全不同的特征。例如,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率具有抛物线轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率具有弧形轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面408和下面410的平面的弯曲表面432的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面404、406的平面的弯曲表面432的曲率具有弧形轮廓或抛物线轮廓。参考本文的教导内容,用于弯曲表面432的其他合适的变型和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0076] 在本例中,尖型区域430的构型可在末端434处提供极强的声学压力,这可引发微泡形成以用于增强的空化。换句话讲,末端434可产生“种子”微泡,该“种子”微泡随后通过聚焦在末端434处的周围压力场而膨胀。在一些型式中,末端434、弯曲表面432、和/或远侧面402的其余部分包括可有助于产生空化的碳、镁、和/或人工试剂(诸如,表面活性剂)。在一些型式中,末端434形成为提供平坦的远侧表面。在一些其他型式中,末端434为倒圆的。在另外其他型式中,末端434为牺牲的。在另外其他型式中,末端434为基本上尖的,由弯曲表面432的自然会聚而形成。作为另一个仅示例性变型,末端434可包括与沿着刀400的长度延伸的导管流体连通的孔。该导管和孔可用于通过末端434传送气体,以有助于微泡接种。

除此之外或作为另外一种选择,导管和孔可用于通过末端434传送液体,以有助于朝远侧驱动微泡远离末端434。参考本文的教导内容,可形成和使用末端434的其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0077] 图12-13示出了可易于结合到器械20、120中的另一个示例性另选超声刀500。具体地讲,刀500可与波导28、128机械地并且声学地联接以取代刀24、132。刀500基本上类似于上述刀400。本例的刀500包括尖型远侧面502、平坦的侧面504、506,平坦的上面508和平坦的下面510。应当理解,表面504、506、508、510中的任一者或多者可替代地为弯曲的和/或具有其他特征。在本例中,远侧面502的曲率在远侧面502与上面508之间的转折处提供弯曲的上边缘520。远侧面502的曲率在远侧面502与下面510之间的转折处还提供弯曲的下边缘522。然而,直的边缘524、526被提供在远侧面502与相应的侧面504、506之间的转折处。

[0078] 本例的尖型远侧面502包括位于尖型远侧面502的中心处的尖型区域530。尖型区域包括终止在尖点534的急剧弯曲表面532。超声刀500的主体限定中心纵向轴线。该轴线延伸穿过尖点534。如图13最佳可见,刀500的边缘524、526被定位在第一横向平面 P_3 处,而尖点534被定位在第二横向平面 P_4 处。第二横向平面 P_4 向远侧与第一横向平面 P_3 间隔开距离 d_2 。在一些型式中,第二横向平面 P_4 向远侧与第一横向平面 P_3 间隔开,使得尖点534相对于边缘524、526为凹陷的。在另外其他型式中,尖点534和边缘524、526被定位在相同的横向平面 P_3 上。

[0079] 尖型区域530的弯曲表面532的曲率不同于与远侧面502的其余部分的曲率。具体地讲,在本例中,尖型区域530之外的远侧面502的区域沿着两个平面(即,平行于上面508和下面510的平面以及平行于侧面504、506的平面)弯曲。沿着那些平面中的一者的远侧面502的该特定区域的曲率可类似于沿着那些平面中的另一者的远侧面502的该特定区域的曲率。例如,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的该特定区域的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率也可具有弧形轮廓。在此类型式中,可使用同一半径长度来限定沿着这两个平面的弯曲。作为另外一种选择,每个平面的半径长度可不同。相似地,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的该特定区域的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率也可具有抛物线轮廓。限定这些弯曲的抛物线的特征可彼此相同或不同。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的该特定区域的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率也可具有双曲线轮廓。限定这些弯曲的双曲线的特征可彼此相同或不同。

[0080] 当然,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的曲率可另选地具有与沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率完全不同的特征。例如,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的该特定区域的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率具有抛物线轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的该特定区域的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率具有弧形轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面508和下面510的平面的远侧面502的该特定区域的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的远侧面502的该特定区域的曲率具有弧形轮廓或抛物线轮廓。参考本

文的教导内容,用于远侧面502的该特定区域的其他合适的变型和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0081] 在本例中,尖型区域530的弯曲表面532也沿着两个平面(即,平行于上面508和下面510的平面以及平行于侧面504、506的平面)弯曲。沿着那些平面中的一者的弯曲表面532的曲率可类似于沿着那些平面中的另一者的弯曲表面532的曲率。例如,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率也可具有弧形轮廓。在此类型式中,可使用同一半径长度来限定沿着这两个平面的弯曲。作为另外一种选择,每个平面的半径长度可不同。相似地,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率也可具有抛物线轮廓。限定这些弯曲的抛物线的特征可彼此相同或不同。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率也可具有双曲线轮廓。限定这些弯曲的双曲线的特征可彼此相同或不同。

[0082] 当然,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可另选地具有与沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率完全不同的特征。例如,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率具有抛物线轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率具有弧形轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面508和下面510的平面的弯曲表面532的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面504、506的平面的弯曲表面532的曲率具有弧形轮廓或抛物线轮廓。参考本文的教导内容,用于弯曲表面532的其他合适的变型和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0083] 在本例中,尖型区域530的构型可在末端534处提供极强的声学压力,这可引发微泡形成以用于增强的空化。换句话说讲,末端534可产生“种子”微泡,其随后通过聚焦在末端534处的周围压力场而膨胀。在一些型式中,末端534、弯曲表面532、和/或远侧面502的其余部分包括可有助于产生空化的碳、镁、和/或人工试剂(诸如,表面活性剂)。在一些型式中,末端534形成为提供平坦的远侧表面。在一些其他型式中,末端534为倒圆的。在另外其他型式中,末端534为牺牲的。在另外其他型式中,末端534为基本上尖的,由弯曲表面532的自然会聚而形成。作为另一个仅示例性变型,末端534可包括与沿着刀500的长度延伸的导管流体连通的孔。该导管和孔可用于通过末端534传送气体,以有助于微泡接种。除此之外或作为另外一种选择,导管和孔可用于通过末端534传送液体,以有助于朝远侧驱动微泡远离末端534。参考本文的教导内容,可形成和使用末端534的其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0084] D. 具有弯曲的远侧面和流体导管的示例性超声刀

[0085] 图14示出了可易于结合到器械20、120中的另一个示例性另选超声刀600。具体地讲,刀600可与波导28、128机械地并且声学地联接以取代刀24、132。本例的刀600包括弯曲的远侧面602、平坦的侧面604、606,平坦的上面608和平坦的下面610。应当理解,表面604、606、608、610中的任一者或多者可替代地为弯曲的和/或具有其他特征。

[0086] 超声刀600的主体限定中心纵向轴线。该轴线延伸穿过弯曲的远侧面602上的最近侧中心点。在本例中,远侧面602的曲率在远侧面602与上面608之间的转折处提供弯曲的上边缘620。远侧面602的曲率在远侧面602与下面610之间的转折处还提供弯曲的下边缘622。此外,远侧面602的曲率在远侧面602与侧面604之间的转折处提供弯曲的侧向边缘624;以及在远侧面602与侧面606之间的转折处提供弯曲的侧向边缘626。边缘620、622与边缘624、626相交于尖点640处。在一些型式中,点640为倒圆的、平坦的、或者以其他方式成形以避免绊在组织或其他结构上。

[0087] 根据上述内容应当理解,在本例中,远侧面602沿着两个平面(即,平行于上面608和下面610的平面以及平行于侧面604、606的平面)弯曲。沿着那些平面中的一者的远侧面602的曲率可类似于沿着那些平面中的另一者的远侧面602的曲率。例如,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的曲率也可具有弧形轮廓。在此类型式中,可使用同一半径长度来限定沿着这两个平面的弯曲。作为另外一种选择,每个平面的半径长度可不同。相似地,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的曲率也可具有抛物线轮廓。限定这些弯曲的抛物线的特征可彼此相同或不同。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的曲率也可具有双曲线轮廓。限定这些弯曲的双曲线的特征可彼此相同或不同。

[0088] 当然,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可另选地具有与沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的弯曲完全不同的特征。例如,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的曲率具有抛物线轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的曲率具有弧形轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面608和下面610的平面的远侧面602的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面604、606的平面的远侧面602的曲率具有弧形轮廓或抛物线轮廓。参考本文的教导内容,用于远侧面602的其他合适的变型和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0089] 本例的刀600还限定内部导管650,所述内部导管650终止在位于远侧面602的中心的孔652处。内部导管650与流体源660流体连通。流体源660和导管650可用于传送气体,由此经由孔652在远侧面602处引入“种子”微泡。此类接种微泡可随后通过由刀600产生的压力场而膨胀。除此之外或作为另外一种选择,流体源660和导管650可用于经由孔652传送流体通过远侧面602。此类传送的流体可用于有助于朝远侧驱动微泡远离远侧面602。此外,应当理解,刀600可充当超声泵,由此借助刀600的超声振动来朝远侧驱动流体通过导管650和孔652。例如,导管650的至少一部分可包括朝孔652渐缩、开放/扩张的环孔。作为另一个仅示例性示例,可使用泵来驱动流体通过导管650。此类泵可插置在流体源660与导管650之间。在一些情况下,流体包括盐水。还应当理解,流体可包括具有或不具有气泡的高表面张力流体。除此之外或作为另外一种选择,流体可包括诸如表面活性剂之类的材料,所述材料可降低用于空化的阈值(例如,使其更易于在液体中空化)。参考本文的教导内容,可结合到

来自流体源660的流体中的其他合适的特性对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。相似地,参考本文的教导内容,用于刀600的其他合适的特征结构、构型、和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0090] E.具有弯曲的远侧面和流体分配特征结构的示例性超声刀

[0091] 图15示出了可易于结合到器械20、120中的示例性另选超声刀组件700。本例的刀组件700包括超声刀710和流体分配特征结构750。刀710可与波导28、128机械地并且声学地联接以取代刀24、132。本例的刀710与上述刀600基本上相同。具体地讲,刀710包括弯曲的远侧面712、平坦的侧面714、716,平坦的上面718和平坦的下面719。应当理解,表面714、716、718、719中的任一者或多者可替代地为弯曲的和/或具有其他特征。

[0092] 超声刀710的主体限定中心纵向轴线。该轴线延伸穿过弯曲的远侧面712上的最近侧中心点。在本例中,远侧面712的曲率在远侧面712与上面718之间的转折处提供弯曲的上边缘720。远侧面712的曲率在远侧面712与下面719之间的转折处还提供弯曲的下边缘722。此外,远侧面712的曲率在远侧面712与侧面714之间的转折处提供弯曲的侧向边缘724;以及在远侧面712与侧面716之间的转折处提供弯曲的侧向边缘726。边缘720、722与边缘724、726相交于尖点740处。在一些型式中,点740为倒圆的、平坦的、或者以其他方式成形以避免绊在组织或其他结构上。

[0093] 根据上述内容应当理解,在本例中,远侧面712沿着两个平面(即,平行于上面718和下面719的平面以及平行于侧面714、716的平面)弯曲。沿着那些平面中的一者的远侧面712的曲率可类似于沿着那些平面中的另一者的远侧面712的曲率。例如,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率也可具有弧形轮廓。在此类型式中,可使用同一半径长度来限定沿着这两个平面的弯曲。作为另外一种选择,每个平面的半径长度可不同。相似地,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率也可具有抛物线轮廓。限定这些弯曲的抛物线的特征可彼此相同或不同。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率也可具有双曲线轮廓。限定这些弯曲的双曲线的特征可彼此相同或不同。

[0094] 当然,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可另选地具有与沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率完全不同的特征。例如,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可具有弧形轮廓;而沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率具有抛物线轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可具有抛物线轮廓;而沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率具有弧形轮廓或双曲线轮廓。作为另一个仅示例性示例,沿着平行于上面718和下面719的平面的远侧面712的曲率可具有双曲线轮廓;而沿着平行于侧面714、716的平面的远侧面712的曲率具有弧形轮廓或抛物线轮廓。参考本文的教导内容,用于远侧面712的其他合适的变型和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0095] 流体分配特征结构750包括围绕刀710设置的护套752。在本例中,护套752具有圆形横截面轮廓。另选地,护套752的横截面轮廓可为椭圆形的、矩形的、或以其他方式成形

的。流体分配特征结构750还包括从护套752朝远侧延伸的冲洗梁754。在本例中,冲洗梁754为U形的,其中“U”的弯曲部被定位在远侧面712的远侧。内部导管760延伸穿过护套752并且进入冲洗梁754内。导管760终止在位于“U”的弯曲部的中心处的孔762处。尽管在本例中,导管760被定位在冲洗梁754的内部,但应当理解,导管760可替代地被定位在冲洗梁754的外部。仅以举例的方式,导管760可包括被固定到冲洗梁754的外部的管。

[0096] 在本例中,孔762在冲洗梁754上向上地定位和取向。在一些其他型式中,孔762在冲洗梁754上朝远侧定位和取向。在另外其他型式中,孔762在冲洗梁754上朝近侧定位和取向。还应当理解,冲洗梁754可包括多个孔762。此类多个孔762可在“U”的弯曲部的中心处被定位成不同的取向(例如,一个朝远侧取向、一个向上取向等)。除此之外或作为另外一种选择,多个孔762可被定位在沿冲洗梁754的长度的不同位置处。参考本文的教导内容,用于一个或多个孔762的其他合适的构型、位置、和取向对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。还应当理解,冲洗梁754不必为“U”形的。仅以举例的方式,冲洗梁754可为“V”形的,类似于局部矩形而成形的,或以其他方式成形的。参考本文的教导内容,用于冲洗梁754的其他合适的构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0097] 内部导管760与流体源770流体连通。流体源770和导管760可用于传送气体,由此经由孔762将“种子”微泡引入远侧面712的远侧。此类接种微泡可随后通过由刀710产生的压力场而膨胀。除此之外或作为另外一种选择,流体源770和导管760可用于经由孔762传送流体通过冲洗梁754。此类传送的流体可用于有助于朝远侧驱动微泡远离远侧面712。在一些情况下,流体包括盐水。还应当理解,流体可包括具有或不具有气泡的高表面张力流体。除此之外或作为另外一种选择,流体可包括诸如表面活性剂之类的材料,所述材料可降低用于空化的阈值(例如,使其更易于在液体中空化)。参考本文的教导内容,可结合到来自流体源770的流体中的其他合适特性对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。相似地,参考本文的教导内容,用于刀组件700的其他合适的特征结构、构型、和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0098] IV. 用以增强空化的示例性控制算法

[0099] 如上所述,发生器12可用于对超声换能器26提供功率,这继而驱动超声刀24进行超声振动。应当理解,由发生器12传送的功率分布可被控制以选择性地改变刀24的超声振动。例如,在使用刀200、300、400、500、600、710中的一者的外科系统10的型式中,发生器12可提供功率分布,所述功率分布最终导致刀200、300、400、500、600、710以促进期望的空化效应的方式振动。换句话说,期望的空化效应可由刀200、300、400、500、600、710的结构构型和用于对驱动刀200、300、400、500、600、710的超声换能器26提供功率的功率分布的组合来提供。此类功率分布可包括被构造成能够产生“种子”微泡的特征以及被构造成能够使那些微泡生长到一定程度的特征,在所述一定程度下,微泡在靶组织上塌缩以产生期望的空化效应。此类功率分布可根据发生器12中的控制逻辑部件来提供。参考本文的教导内容,可在发生器12内提供此类控制逻辑部件的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0100] 图16示出了示例性超声振动分布800,其可基于得自发生器12的、被构造成能够促进空化的功率分布由换能器26和刀200、300、400、500、600、710来提供。在本例中,在第一时间段期间提供了第一振动组802。该振动组802具有相对较高的振幅并且仅持续相对较短的

时间段。第一振动组802中的振动的振幅在整个第一时间段内基本上一致。该第一振动组802被构造成能够在由刀200、300、400、500、600、710作用的流体中产生“种子”微泡。在第一振动组802之后是持续第二时间段的第一振动间歇期804。该第一振动间歇期804可允许产生的微泡稳定化。然后在该第一振动间歇期804之后是持续第三时间段的第二振动组806。该第二振动组806具有比第一振动组802低的振幅。除此之外或作为另外一种选择,第二振动组806可具有与第一振动组802不同的频率(例如,比第一振动组802高的频率或低的频率)。第二振动组806中的振动的振幅在整个第三时间段内基本上一致。该第二振动组806被构造成能够使由刀200、300、400、500、600、710作用的流体中的微泡生长。在一些型式中,第三时间段比第一时间段长,使得第二振动组806具有大于第一振动组802的持续时间。

[0101] 在第二振动组806之后是持续第四时间段的第二振动间歇期808。该第二振动间歇期808可降低由刀200、300、400、500、600、710作用的流体的总流量,这可防止微泡以其他方式被清除远离靶组织。在本例中,第二振动间歇期808具有比第一振动间歇期804长的持续时间。作为另外一种选择,间歇期804、806可具有相同的持续时间;或者第二振动间歇期808可具有比第一振动间歇期804短的持续时间。可调节间歇期804、806中的任一者或两者的持续时间以降低任何不期望的热效应。

[0102] 在第二振动间歇期808之后,可重复上述过程。另选地,可应用类似于第二振动组806的另一个振动组来使微泡进一步生长。作为另一个仅示例性替代形式,可提供第三振动组(未示出)来进一步确保微泡的爆裂,所述第三振动组具有类似于第二振动组806的振幅但持续更长的时间段。在再次开始具有类似于第一振动组802的接种振动组的过程之前,此类气泡生长振动组可根据需要而重复多次,其中在气泡生长振动组之间具有任何合适的间歇期。

[0103] 图17示出了另一个示例性超声振动分布900,其可基于得自发生器12的、被构造成能够促进空化的功率分布由换能器26和刀200、300、400、500、600、710来提供。在本例中,在第一时间段期间提供了振动组902。该振动组902开始具有相对较高的振幅,逐渐衰减到较低振幅,最后衰减到零振幅。在一些情况下,在振动组902的寿命期间,振幅频率也衰减或逐步降低。在振动组902的高振幅阶段期间,振动组902可在由刀200、300、400、500、600、710作用的流体中产生“种子”微泡。在振动组902的较低振幅阶段期间,振动组902可使由刀200、300、400、500、600、710作用的流体中的微泡生长。因此,振动组902的高振幅阶段可类似于上述第一振动组802;而振动组902的低振幅阶段可类似于上述第二振动组806。应当理解,在振动组902中从高振幅到低振幅的转变可为逐步的,以使得不存在清晰分界的转变点。还应当理解,高振幅或低振幅可贯穿第一时间段的任何部分。例如,相比于与生长微泡相关联的幅值,与接种微泡相关联的幅值可持续较短的时间段。

[0104] 在当第一时间段结束时振动组902的振幅达到零之后,提供振动间歇期904,以便降低由刀200、300、400、500、600、710作用的流体的总流量,这可防止微泡以其他方式被清除远离靶组织。振动间歇期904持续第二时间段。在振动间歇期904之后,可重复上述过程。另选地,可应用低振幅振动组(例如,类似于第二振动组806)来使微泡进一步生长。作为另一个仅示例性替代形式,可提供第三振动组(未示出)来进一步确保微泡的爆裂,所述第三振动组具有类似于第二振动组806的振幅但持续更长的时间段。在再次开始具有类似于振动组902的振动组的过程之前,此类气泡生长振动组可根据需要而重复多次,其中在气泡

生长振动组之间具有任何合适的间歇期。参考本文的教导内容,超声振动分布800、900的其他合适的变型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0105] V. 杂项

[0106] 应当理解,本文所述的任何型式的器械还可包括除上述那些之外或作为上述那些的替代的各种其他特征结构。仅以举例的方式,本文所述的任何器械还可包括以引用方式并入本文的各种参考文献中任一者中公开的各种特征结构中的一种或多种。还应当理解,本文的教导内容可以容易地应用于本文所引用的任何其他参考文献中所述的任何器械,使得本文的教导内容可以容易地以多种方式与本文所引用的任何参考文献中的教导内容组合。可结合本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0107] 应当理解,据称以引用的方式并入本文中的任何专利、出版物或其他公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所述的现有定义、陈述或者其他公开材料不冲突的范围内并入本文。同样地并且在必要的范围内,本申请明确阐述的公开内容取代了以引用方式并入本申请的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的范围内并入本文。

[0108] 上文所述装置的形式可应用于由医疗专业人员进行的传统医疗处理和手术中、以及可应用于机器人辅助的医疗处理和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于结合到机器人外科系统诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California)的DAVINCI™系统中。类似地,本领域的普通技术人员将认识到本文中的各种教导内容可易于结合如下专利中的各种教导内容:2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524中,其公开内容以引用方式并入本文。

[0109] 上文所述型式可被设计成在单次使用后丢弃,或者其可被设计成能够使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可修复形式以在至少一次使用之后重复使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置,然后清洁或替换特定零件以及随后进行重新组装。具体地,可拆卸一些形式的所述装置,并且可选择性地以任何组合形式来替换或移除所述装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或替换特定部分时,所述装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术前由操作者重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可以利用多种技术来进行拆卸、清洁/替换以及重新组装。这些技术的使用和所得修复装置均在本申请的范围之内。

[0110] 仅以举例的方式,本文描述的形式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将装置放置在闭合且密封的容器中,诸如塑料袋或TYVEK袋。然后可将容器和装置放置在可穿透所述容器的辐射场中,诸如 γ 辐射、X射线或高能电子。辐射可将装置上和容器中的细菌杀死。经杀菌的装置随后可储存在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其他技术对装置消毒,所述技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0111] 已经示出和描述了本发明的各种实施方案,可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类潜在修改,并且其他修改将对本领域的技术人员显而易见。例如,上文所讨论

的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均是例示性的而非所要求的。因此，本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑，并且应理解为不限于说明书和图式中示出和描述的结构和操作细节。

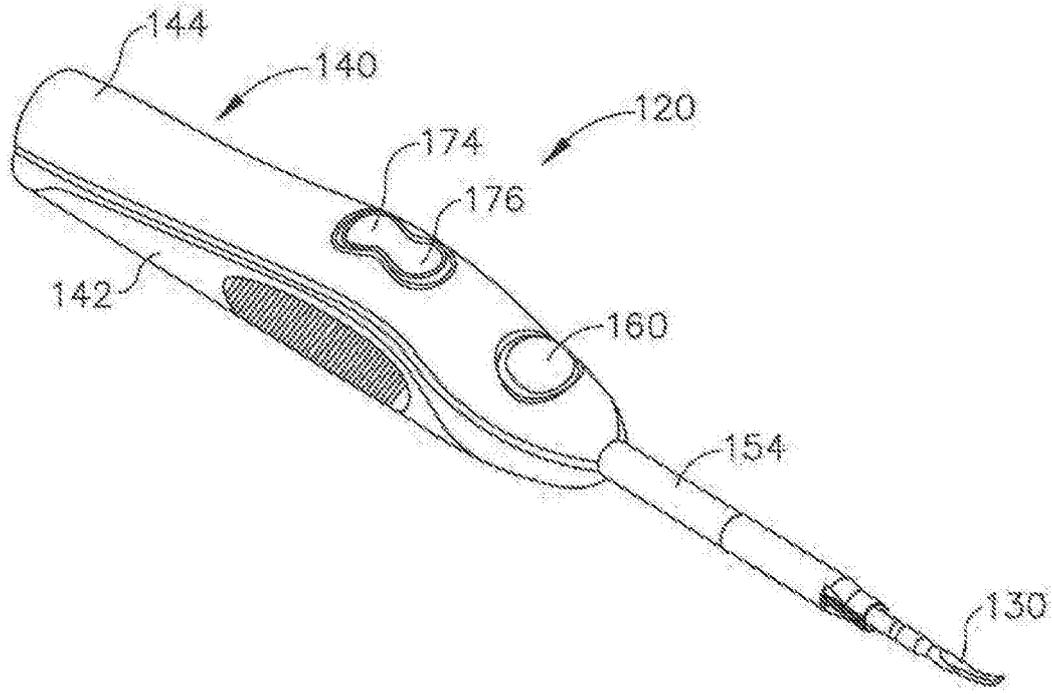


图2

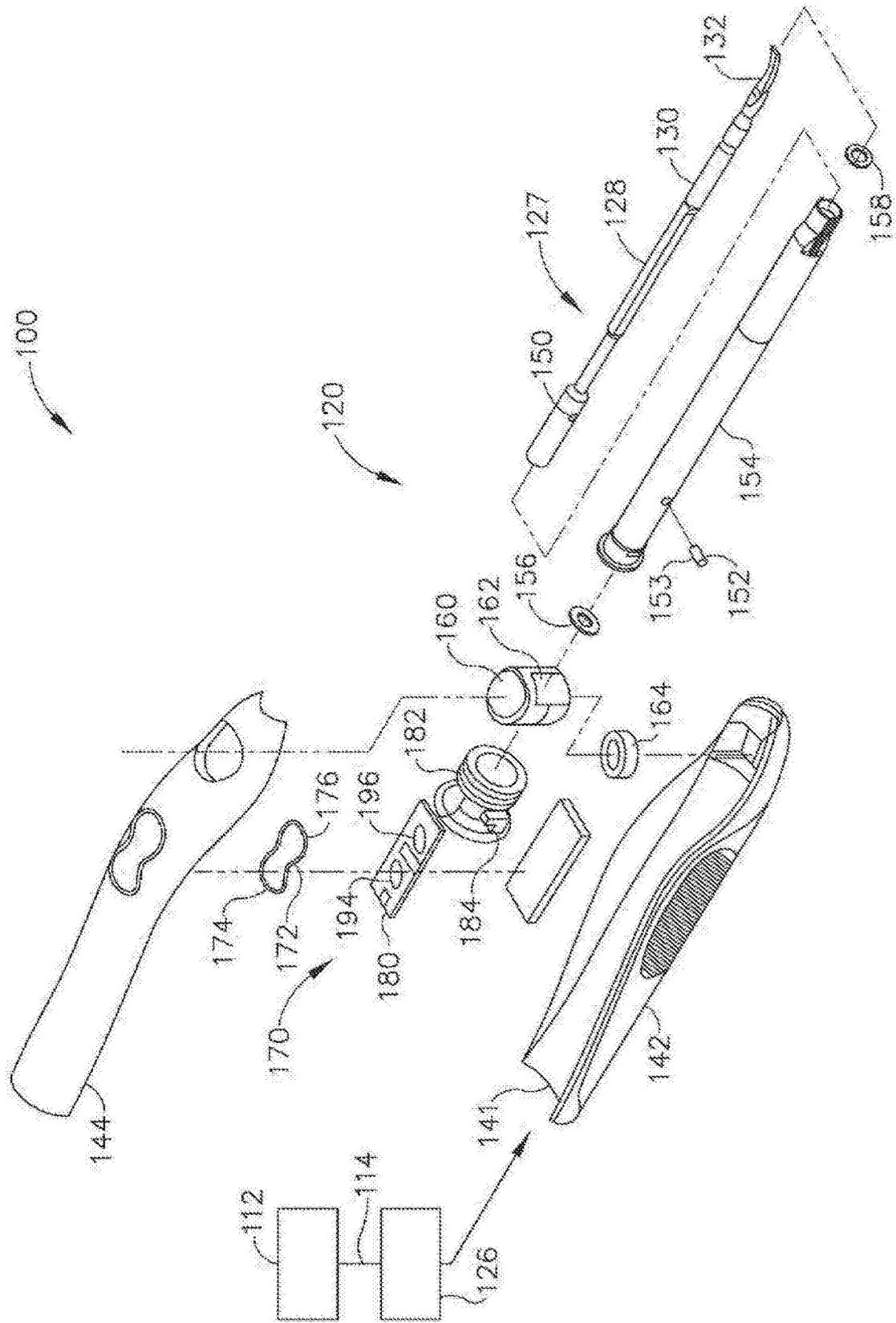


图3

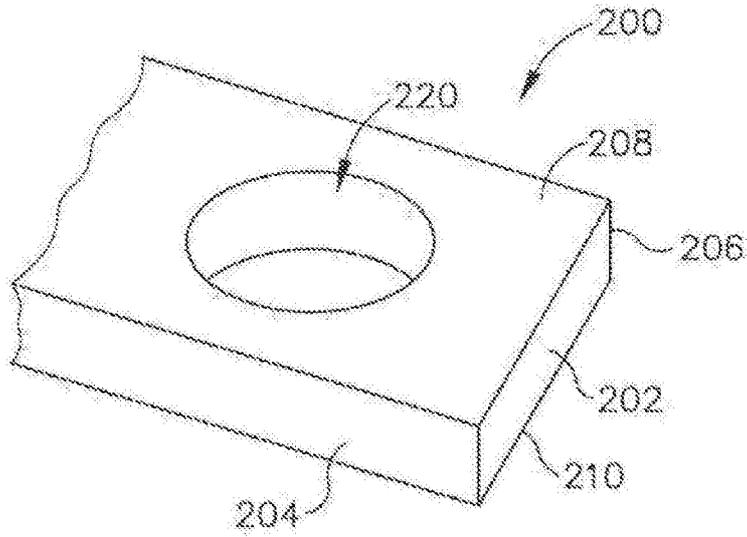


图4

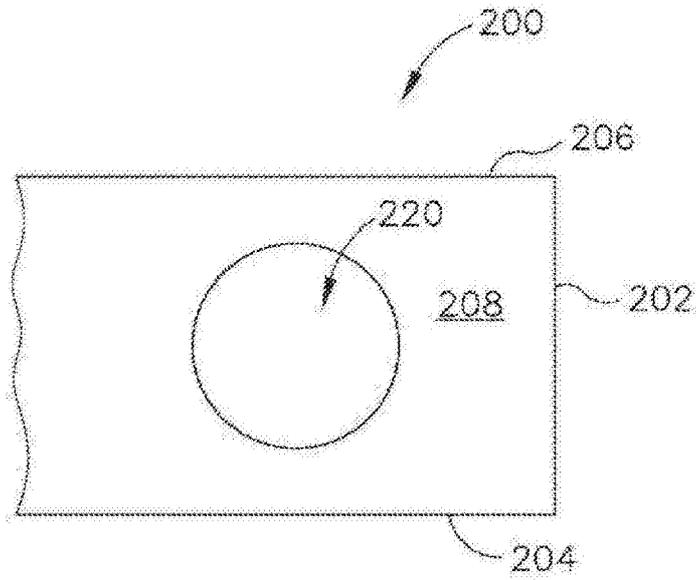


图5

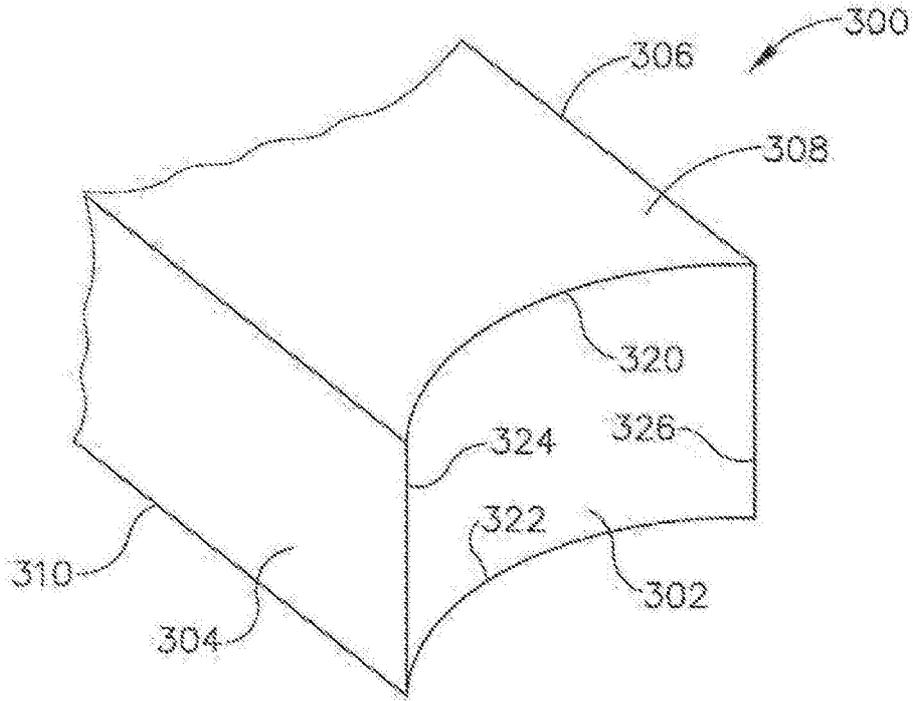


图6

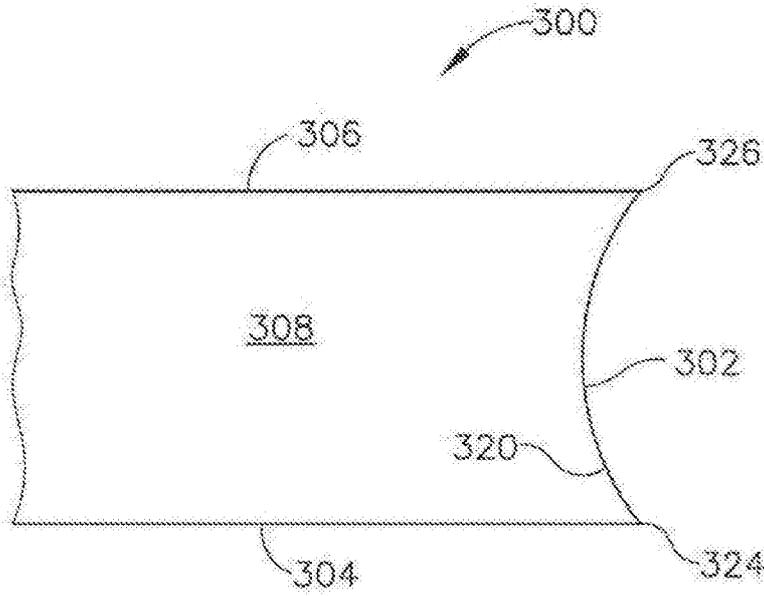


图7

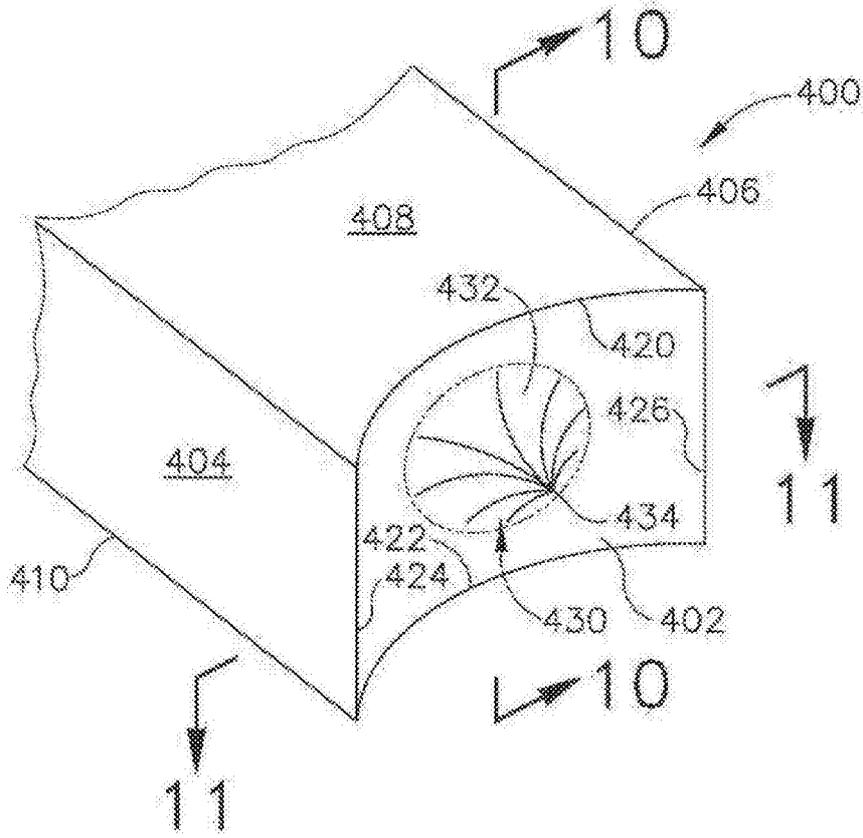


图8

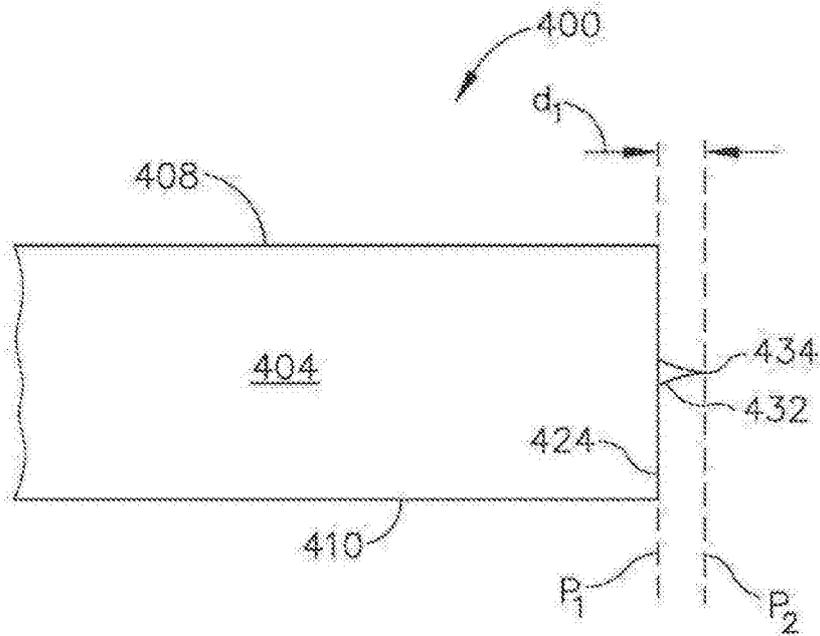


图9

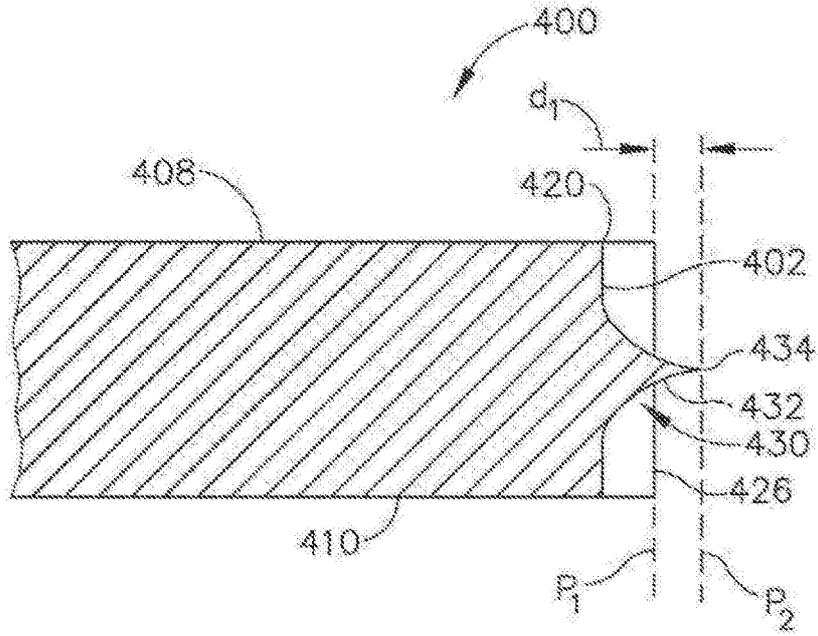


图10

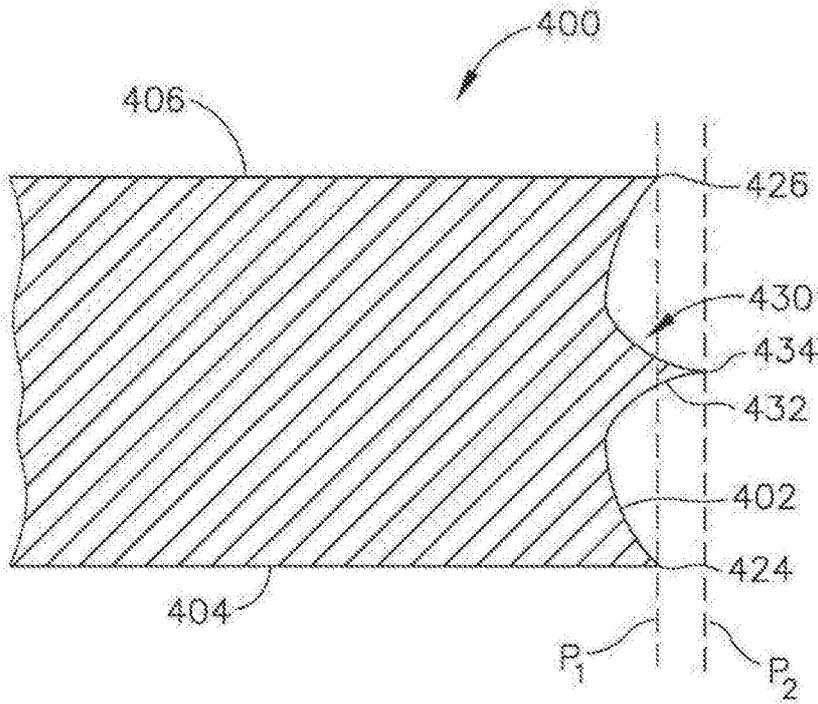


图11

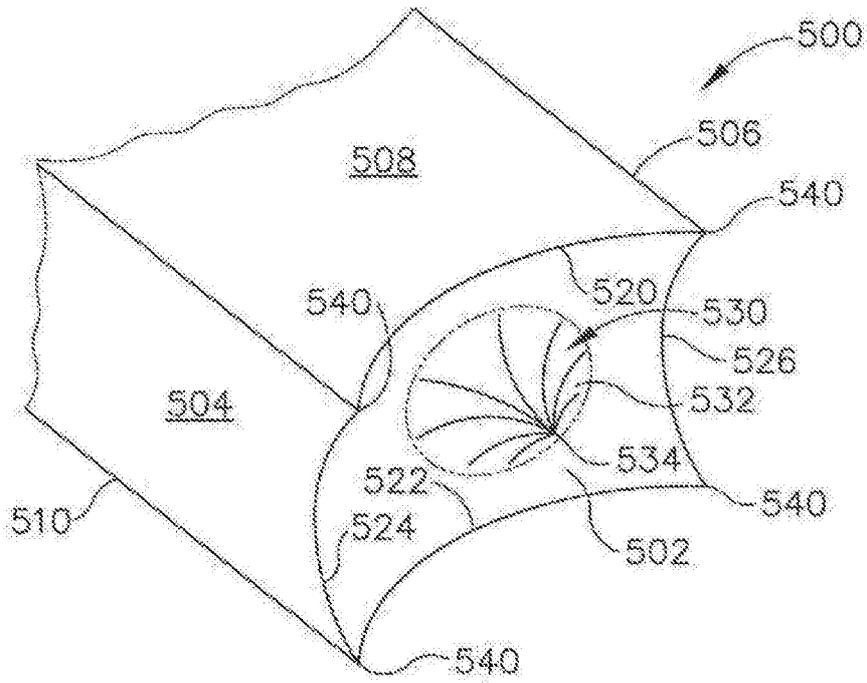


图12

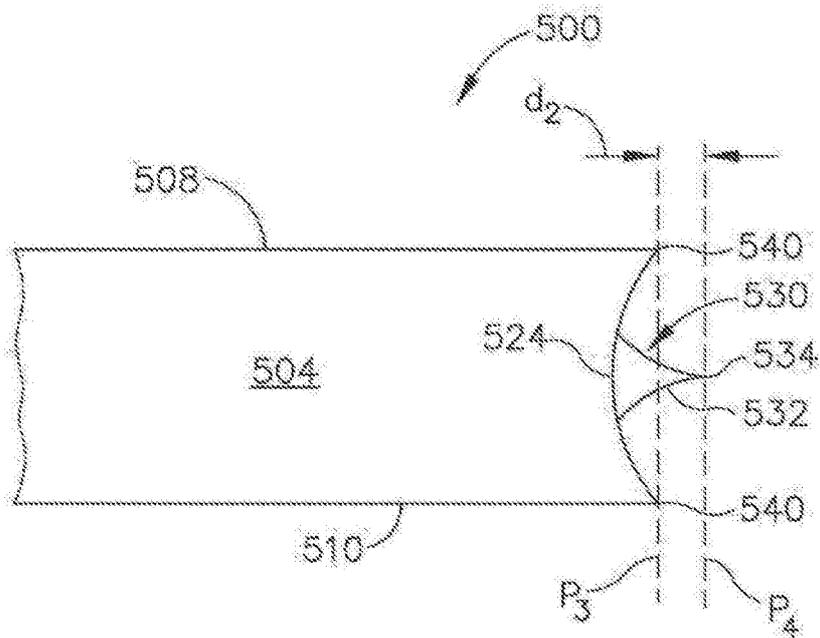


图13

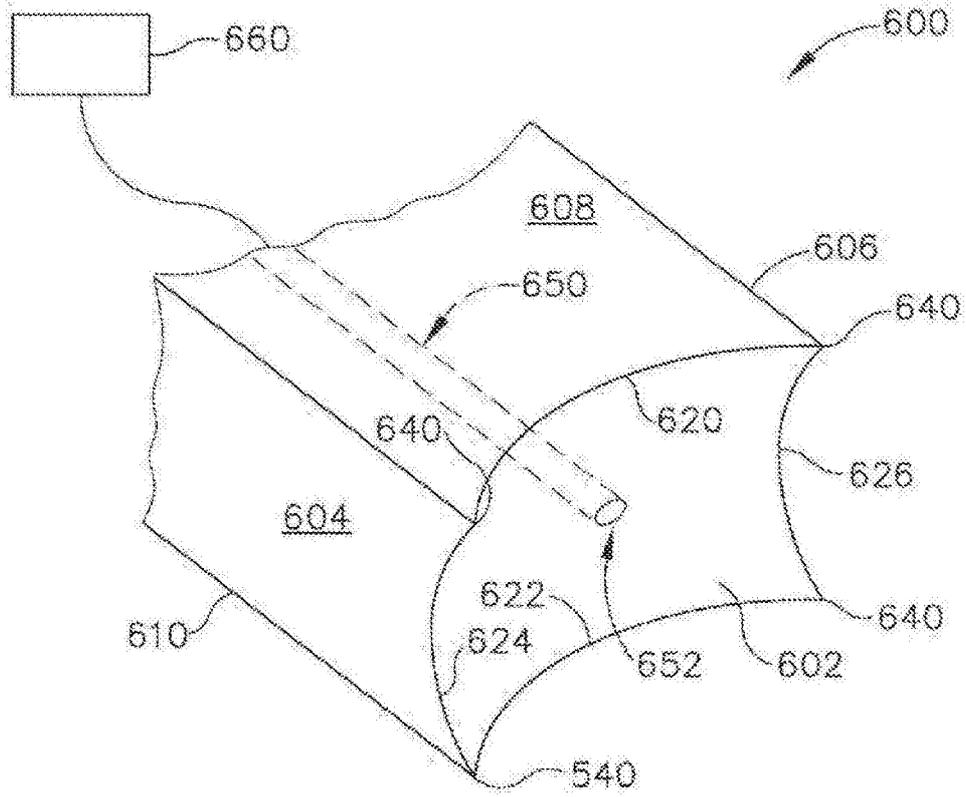


图14

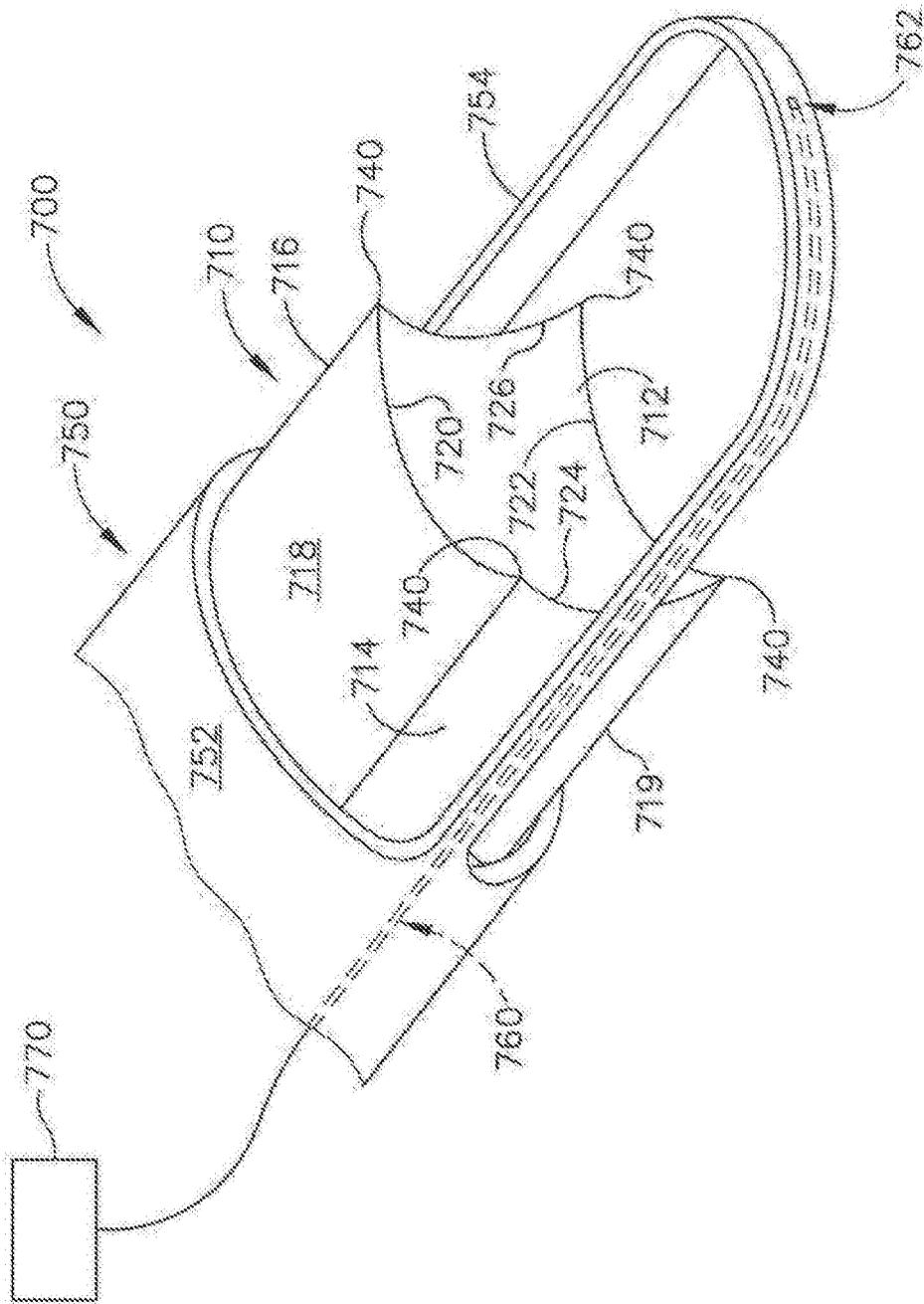


图15

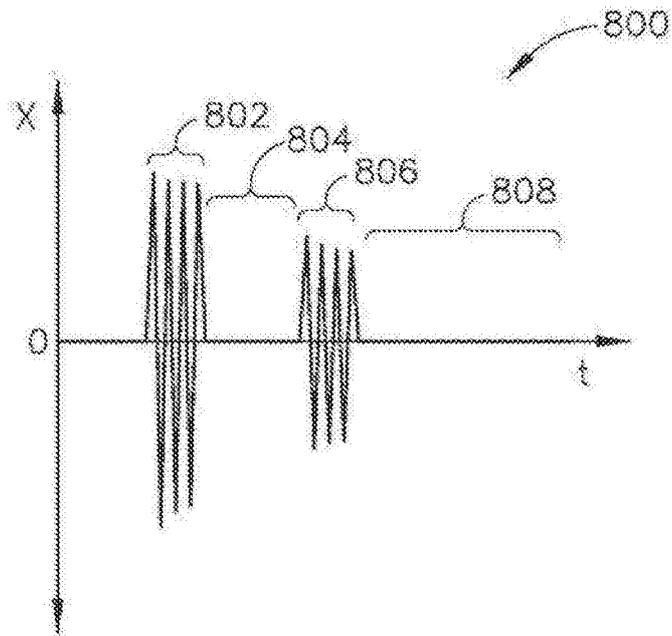


图16

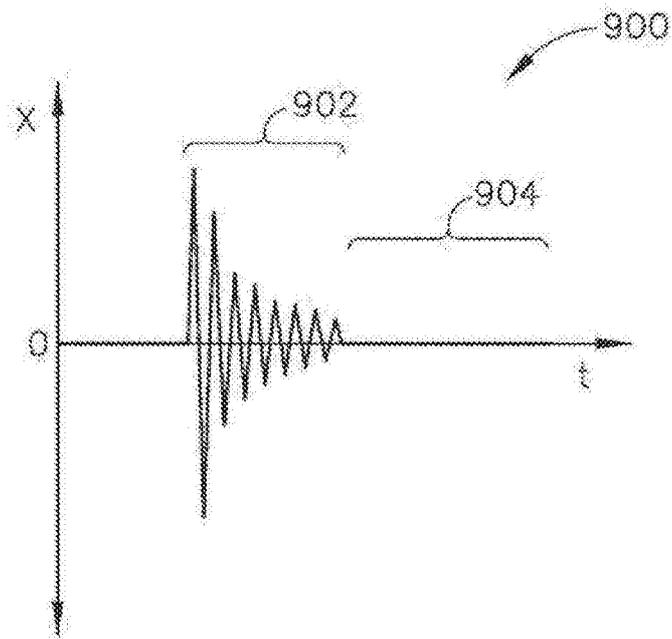


图17

专利名称(译)	具有用于形成气泡以增强空化的特征结构的超声外科器械		
公开(公告)号	CN105744903A	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201480063565.2	申请日	2014-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科有限责任公司		
[标]发明人	FB斯图伦 TG迪茨 JD梅瑟利		
发明人	F·B·斯图伦 T·G·迪茨 J·D·梅瑟利		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00172 A61B2017/00176 A61B2017/22008 A61B2017/22024 A61B2017/320071 A61B2017/320074 A61B2017/320084 A61B2017/320089 A61B2217/007		
优先权	14/084882 2013-11-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声元件，该超声元件包括超声换能器以及头部或刀。该超声换能器能够操作以将电功率转换成超声振动。该头部或刀与超声换能器声学通信，从而使得超声换能器能够操作以驱动超声刀进行超声振动。该头部或刀具有弯曲的远侧面。弯曲的远侧面限定朝近侧延伸的凹型弯曲。换能器和头部或刀可利用控制逻辑部件来驱动，控制逻辑部件被构造成能够导致超声换能器产生第一振动组，之后是第二振动组。该第一振动组被构造成能够在流体中产生微泡。该第二振动组被构造成能够使由所述第一振动组产生的微泡变大。该控制逻辑部件可在第一振动组与第二振动组之间提供间歇期。

