



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108366805 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201680074922.4

(22)申请日 2016.12.14

(30)优先权数据

14/976,047 2015.12.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/066473 2016.12.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/112473 EN 2017.06.29

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 K·L·豪泽

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 刘迎春

(51)Int.Cl.

A61B 17/28(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

A46B 15/00(2006.01)

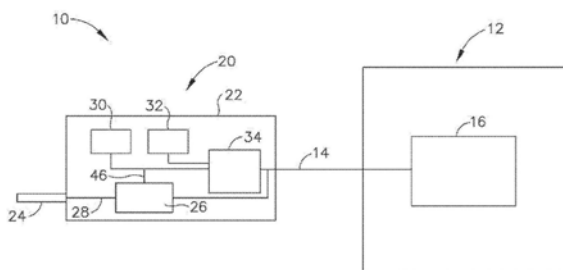
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

具有管状声波导片段的超声外科器械

(57)摘要

本发明提供了一种超声器械,所述超声器械包括主体和从所述主体朝远侧延伸的轴组件。所述轴组件包括声波导。所述器械还包括端部执行器,所述端部执行器包括超声刀。所述超声刀与所述声波导声学连通。所述超声刀由包括材料或材料组合的实心轴限定。所述声波导的至少一部分包括与所述实心轴联接的中空管状构件。



1. 一种超声器械,所述超声器械包括:
 - (a) 主体;
 - (b) 轴组件,所述轴组件从所述主体朝远侧延伸,其中所述轴组件包括声波导;以及
 - (d) 端部执行器,所述端部执行器包括超声刀,其中所述超声刀与所述声波导声学连通,其中所述超声刀由包括材料或材料组合的实心轴限定;
其中所述声波导的至少一部分包括与所述实心轴联接的中空管状构件。
2. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述中空管状构件可移除地联接到所述超声刀。
3. 根据权利要求2所述的超声器械,其中所述中空管状构件和所述超声刀在彼此可移除地联接时限定结合部,其中所述结合部位于对应于与通过所述波导传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处。
4. 根据权利要求2所述的超声器械,所述超声器械还包括相对于所述中空管状构件定位在近侧的连接部分,其中所述连接部分被构造成能够将所述波导声学地联接到换能器。
5. 根据权利要求4所述的超声器械,其中所述连接部分可移除地联接到所述管状构件。
6. 根据权利要求5所述的超声器械,其中所述连接部分和所述超声刀在相对端部处各自以螺纹方式联接到所述管状构件。
7. 根据权利要求6所述的超声器械,其中所述连接部分限定第一凸形螺纹部分,其中所述超声刀限定第二凸形螺纹部分,其中所述管状构件在其第一端部处限定第一凹形螺纹部分,其中所述管状构件在其第二端部处限定第二凹形螺纹部分,其中所述第一凸形螺纹部分被构造成能够以螺纹方式接合所述第一凹形螺纹部分,
其中所述第二凸形螺纹部分被构造成能够以螺纹方式接合所述第二凹形螺纹部分。
8. 根据权利要求7所述的超声器械,其中所述螺纹部分中的至少一个定位在与通过所述波导传送的谐振超声振动相关联的波腹处。
9. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述管状构件包括第一端部和第二端部,其中所述管状构件限定在所述第一端部与所述第二端部之间延伸的连续内腔。
10. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述声波导包括多个纵向间隔的环形沟槽。
11. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述环形沟槽中的第一环形沟槽具有比所述环形沟槽中的第二环形沟槽长的长度。
12. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述声波导包括多个相对的纵向间隔的凹口。
13. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述端部执行器还包括夹持臂,其中所述夹持臂被构造成能够相对于所述超声刀枢转以将组织夹持在所述夹持臂与所述超声刀之间。
14. 根据权利要求1所述的超声器械,所述超声器械还包括换能器,其中所述换能器被构造成能够将电力转换成超声振动;其中所述超声刀被构造成能够经由所述管状构件与超声换能器声学连通,使得所述超声换能器能够操作以驱动所述超声刀超声振动。
15. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述管状构件包含钛。
16. 一种声波导,所述声波导包括:
 - (a) 近侧部分,所述近侧部分被构造成能够声学联接到换能器组件;
 - (b) 远侧部分,所述远侧部分限定超声刀;以及

(c) 中间部分,所述中间部分定位在所述近侧部分与所述远侧部分之间;

其中所述中间部分的至少一部分是中空的;

其中所述近侧部分和所述远侧部分各自由包括材料或材料组合的实心轴构成。

17. 根据权利要求16所述的声波导,其中所述声波导由钛构成。

18. 根据权利要求16所述的声波导,其中所述声波导由铝构成。

19. 根据权利要求16所述的声波导,其中所述中间部分由第一材料或材料组合构成,其中所述近侧部分和所述远侧部分各自由对应的第二材料或材料组合构成,其中所述第二材料或材料组合不同于所述第一材料或材料组合。

20. 一种超声器械,所述超声器械包括:

(a) 超声换能器,其中所述超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动;以及

(b) 声波导,所述声波导与所述超声换能器声学连通,使得所述超声换能器能够操作以驱动超声刀超声振动,其中所述声波导包括:

(i) 近侧部分,

(ii) 远侧部分,以及

(iii) 中间部分,其中所述中间部分的至少一部分具有比所述近侧部分和所述远侧部分低的平均密度。

具有管状声波导片段的超声外科器械

背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器,该端部执行器具有刀元件,该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)。这些器械包括将电力转换成超声振动的一个或多个压电元件,该超声振动沿着声波导被传送到刀元件。切割和凝结的精度可受操作者的技术以及对功率电平、刀边缘角度、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、HARMONIC **WAVE**[®] 超声剪、HARMONIC **FOCUS**[®] 超声剪和HARMONIC **SYNERGY**[®] 超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。此类装置的其他示例和相关概念在以下文献中公开: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5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1999年11月9日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年9月4日公布的名称为“Method of Balancing Asymmetric Ultrasonic Surgical Blades”的美国专利6,283,981,其公开内容以引用方式并入本文;2001年10月30日公布的名称为“Curved Ultrasonic Blade having a Trapezoidal Cross Section”的美国专利6,309,400,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6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;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6,423,082,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6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;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,其公开内容以引用方式并入本文;2011年11月15日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利8,057,498,其公开内容以引用方式并入本文;2013年6月11日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利8,461,744,其公开内容以引用方式并入本文;2013年11月26日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国专利8,591,536,其公开内容以引用方式并入本文;以及2014年1月7日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利8,623,027,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的其他示例在以下文献中公开:2009年6月9日公布的名称为“Combination Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国

专利7,544,200,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating,”的美国公布2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国公布2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国公布2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;2008年9月25日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instruments”的美国公布2008/0234710,其公开内容以引用方式并入本文;以及2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国公布2010/0069940,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绳换能器,诸如在以下文献中公开的无绳换能器:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国公布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”的美国公布2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;以及/或者2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请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在以下文献中公开:2014年1月2日公布的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国公布2014/0005701,其公开内容以引用方式并入本文;以及2014年4月24日公布的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国公布2014/0114334,其公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 一些器械能够操作以通过向组织施加射频(RF)电外科能量来密封组织。能够操作以通过向组织施加RF能量来密封组织的外科器械的示例是Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)的**ENSEAL**[®]组织密封装置。此类装置的其他示例和相关概念在以下文献中公开:2002年12月31日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing Tissue”的美国专利6,500,176,其公开内容以引用方式并入本文;2006年9月26日公布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,112,201,其公开内容以引用方式并入本文;2006年10月24日公布的名称为“Electrosurgical Working End for Controlled Energy Delivery”的美国专利7,125,409,其公开内容以引用方式并入本文;2007年1月30日公布的名称为“Electrosurgical Probe and Method of Use”的美国专利7,169,146,其公开内容以引用方式并入本文;2007年3月6日公布的名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”的美国专利7,186,253,其公开内容以引用方式并入本文;2007年3月13日公布的名称为“Electrosurgical Instrument”的美国专利7,189,233,其公开内容以引用方式并入本文;2007年5月22日公布的名称为“Surgical Sealing Surfaces and Methods of Use”的美国专利7,220,951,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月18日公布的名称为“Polymer Compositions Exhibiting a PTC Property and Methods of Fabrication”的美国专利7,309,849,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月25日公布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,311,709,其公开内容以引用方式并入本文;2008年4月8日公布的名称为“Electrosurgical Instrument and

Method of Use”的美国专利7,354,440,其公开内容以引用方式并入本文;2008年6月3日公布的名称为“Electrosurgical Instrument”的美国专利7,381,209,其公开内容以引用方式并入本文。

[0007] 一些器械能够向组织施加超声能量和RF电外科能量两者。此类器械的示例在以下文献中描述:2015年5月21日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature”的美国公布2015/0141981,其公开内容以引用方式并入本文;以及2014年3月4日公布的名称为“Ultrasonic Electrosurgical Instruments”的美国专利8,663,220,其公开内容以引用方式并入本文。

[0008] 尽管已经制造和使用若干外科器械和系统,但据信在本发明人之前无人制造或使用所附权利要求中描述的本发明。

附图说明

[0009] 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,但据信从以下的结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中相似的附图标号指示相同的元件,并且其中:

[0010] 图1示出了示例性外科器械的方框示意图;

[0011] 图2示出了图1的器械可采用的示例性形式的侧正视图;

[0012] 图3示出了可结合到图2的器械中的示例性替代声波导;

[0013] 图4A示出了图3的波导的近侧部分的详细未组装图;

[0014] 图4B示出了图4A中所示的波导的近侧部分的详细组装图;

[0015] 图5A示出了图3的波导的远侧部分的详细未组装图;

[0016] 图5B示出了图5A中所示的波导的远侧部分的详细组装图;

[0017] 图6示出了沿着图4A的线6-6截取的图3的波导的剖视图;并且

[0018] 图7示出了沿着图5A的线7-7截取的图3的波导的剖视图。

[0019] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以设想本技术的各种实施方案可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。并入本说明书中并形成其一部分的附图示出了本技术的若干方面,并与说明书一起用于解释本技术的原理;然而,应当理解,本技术不限于所示出的精确布置。

具体实施方式

[0020] 下面对本技术的某些示例的描述不应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变得显而易见,下面的描述以举例的方式进行,这是为执行本技术所设想的最好的方式中的一种方式。正如将意识到的,本文所述的技术能够具有其他不同的和明显的方面,所有这些方面均不脱离本技术。因此,附图和说明应被视为实质上是例示性的而非限制性的。

[0021] 另外应当理解,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。因此,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。参考本文的教导内容,本文的教导内容可进行组合的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将

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。

[0022] 为公开内容的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中相对于外科器械的人或机器人操作者而定义。术语“近侧”是指更靠近外科器械的人或机器人操作者并且更远离外科器械的外科端部执行器的元件位置。术语“远侧”是指更靠近外科器械的外科端部执行器并且更远离外科器械的人或机器人操作者的元件位置。

[0023] I. 示例性超声外科系统的概述

[0024] 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)。如在下文中将更详细地描述,器械(20)能够操作以使用超声振动能量来基本上同时切割组织和密封或焊接组织(例如,血管等)。发生器(12)和器械(20)经由缆线(14)联接在一起。缆线(14)可包括多条线;并可提供从发生器(12)到器械(20)的单向电连通,和/或在发生器(12)与器械(20)之间提供双向电连通。仅以举例的方式,缆线(14)可包括:用于向外科器械(20)提供电力的“热”线、地线以及用于将信号从外科器械(20)传输到超声发生器(12)的信号线,其中护套围绕这三条线。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,并且另一条“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的数量或构型的线。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,使得缆线(14)被简单地省略。

[0025] 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、GEN11或GEN 300。除此之外或另选地,发生器(12)可根据以下文献的至少一些教导内容进行构造:2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国公布2011/0087212,其公开内容以引用方式并入本文。另选地,可使用任何其他合适的发生器(12)。如将在下文更详细地描述,发生器(12)能够操作以向器械(20)提供功率,以执行超声外科手术。

[0026] 器械(20)包括手持件(22),该手持件被构造成能够在外科手术期间通过操作者的一只手(或两只手)抓持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持。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持的剪刀式握持部。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持的手枪式握持部。当然,手持件(22)可被构造成能够以任何其他合适的方式被握持。此外,器械(20)的一些型式可用主体来取代手持件(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)。在本示例中,刀(24)从手持件(22)朝远侧延伸。手持件(22)包括超声换能器(26)以及联接超声换能器(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)接收电力。由于其压电特性,超声换能器(26)能够操作以将此类电力转换成超声振动能量。

[0027] 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特性。如上所述,超声换能器(26)经由超声波导(28)与刀(24)一体地联接。具体地,当超声换能器(26)被启用以超声频率振动时,此类振动通过超声波导(28)被传送到刀(24),使得刀(24)也将以超声频率振动。当刀(24)处于启用状态(即,超声振动)时,刀(24)能够操作以有效地切穿组织和密封组织。因此,当发生器(12)供电时,超声换能器(26)、超声波导(28)和刀(24)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。

[0028] 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)还可具有控制沿着超声波导(28)的纵向振动的增益的特征部以及/或者将超声波导(28)调谐到系统(10)的谐振频率的特征部。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、在各种截面渐缩、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)可例如具有基本上等于系统波长的二分之一的整数倍($n\lambda/2$)的长度。超声波导(28)和刀(24)可由实心轴制造,该实心轴由有效地传播超声能量的材料或材料组合构成,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材料组合。在本示例中,波导(28)是一体式部件。

[0029] 在本示例中,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(即,声学波腹处),以便当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微米至500微米的峰间范围内、并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率 f_0 纵向运动。当本示例的换能器(26)被启用时,这些机械振荡通过波导(28)传输以到达刀(24),由此使刀(24)以谐振超声频率振荡。因此,刀(24)的超声振荡可同时切断组织并使邻近组织细胞中的蛋白质变性,由此提供具有相对较少热扩散的凝结效果。在一些型式中,还可通过刀(24)提供电流,以另外烧灼组织。

[0030] 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SNGHK和SNGCB出售的部件。进一步仅以举例的方式,超声波导(28)和/或刀(24)可根据以下文献的教导内容进行构造和操作: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6,423,082,其公开内容以引用方式并入本文。作为另一个仅例示性示例,超声波导(28)和/或刀(24)可根据以下文献的教导内容进行构造和操作:1994年6月28日公布的名称为“Ultrasonic Scalpel Blade and Methods of Application”的美国专利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)的其他合适的特性和构型对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0031] 本示例的手持件(22)还包括控制选择器(30)和启用开关(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)和启用开关(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/或以任何其他合适的方式与电路板(34)通信。电路板(34)与缆线(14)联接,该缆线继而与发生器(12)内的控制电路(16)联接。启用开关(32)能够操作以选择性地启用到超声换能器(26)的功率。具体地,当开关(32)被启用时,此类启用提供合适的功率经由缆线(14)到超声换能器(26)的传送。仅以举例的方式,启用开关(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,启用开关(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。

[0032] 在本示例中,外科系统(10)能够操作以在刀(24)处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。在一些型式图中,当操作者通过控制选择器(30)进行选择时,操作者的选择经由缆线(14)被传回发生器(12)的控制电路(16),并且因此操作者下次致动启用开关(32),控制电路(16)调节从发生器(12)传送的功率。

[0033] 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)经由缆线(14)传送到器械(20)的电力的特征。因此,发生器(12)的控制电路(16)可提供电力(经由缆线(14)),该电力具有与通过控制选择器(30)选择的超声能量水平/振幅或类型相关联的特征。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力传送到超声换能器(26)。具体地,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。作为仅例示性示例,发生器(12)可提供介于“水平1”和“水平5”之间的可选择性,这些选择性可分别与大约50微米和大约90微米的刀(24)振动谐振振幅相对应。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)和启用开关(32)可用两个或更多个启用开关(32)来取代。在一些此类型式中,一个启用开关(32)能够操作以在一个功率水平/类型下启用刀(24),而另一个启用开关(32)能够操作以在另一个功率水平/类型下启用刀(24),等等。

[0034] 在一些替代型式图中,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)仅将一种类型的电力(例如,可获得的仅一个电压和/或电流)传送到手持件(22),并且手持件(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,在电力到达超声换能器(26)之前改变电力(例如,电力的电压)。此外,发生器(12)可与外科系统(10)的所有其他部件一起结合到手持件(22)中。例如,一个或多个电池(未示出)或其他便携式功率源可在手持件(22)中提供。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其他合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0035] II. 示例性超声外科器械的概述

[0036] 以下讨论涉及器械(20)的各种示例性部件和构型。应当理解,下述器械(20)的各种示例可容易地结合到如上所述的外科系统(10)中。还应当理解,上述器械(20)的各种部件和可操作性可容易地结合到下述器械(110)的示例性型式图中。参考本文的教导内容,以上和以下教导内容可进行组合的各种合适的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组合。

[0037] 图2示出了示例性超声外科器械(110)。器械(110)的至少一部分可根据以下文献的至少一些教导内容进行构造和操作:美国专利5,322,055、美国专利5,873,873、美国专利5,980,510、美国专利6,325,811、美国专利6,773,444、美国专利6,783,524、美国专利8,461,744、美国公布2009/0105750、美国专利7,544,200、美国公布2007/0191713、美国公布2007/0282333、美国公布2008/0200940、美国公布2010/0069940、美国公布2012/0112687、美国公布2012/0116265、美国公布2014/0005701、美国专利公布2014/0114334、美国专利申请14/028,717、和/或美国专利申请61/410,603。上述专利、公布和申请中的每一者的公开内容以引用方式并入本文。如在这些文献中所述并且将在下文更详细地描述,外科器械(110)能够操作以基本上同时切割组织和密封或焊接组织。还应当理解,器械(110)可与

HARMONIC ACE[®] 超声剪、HARMONIC WAVE[®] 超声剪、HARMONIC FOCUS[®] 超声剪和/或 HARMONIC SYNERGY[®] 超声刀具有各种结构和功能相似性。此外,器械(110)可与在本文中引用和以引用方式并入的其他参考文献中的任一者所教导的装置具有各种结构和功能相似性。

[0038] 就本文引用的参考文献的教导内容、HARMONIC ACE[®] 超声剪、HARMONIC WAVE[®] 超声剪、HARMONIC FOCUS[®] 超声剪和/或 HARMONIC SYNERGY[®] 超声刀与以下涉及器械(110)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实际上将超出本文所引用的参考文献的教导内容以及 HARMONIC ACE[®] 超声剪、HARMONIC WAVE[®] 超声剪、HARMONIC FOCUS[®] 超声剪和 HARMONIC SYNERGY[®] 超声刀的范围。

[0039] 本示例的器械(110)包括柄部组件(120)、轴组件(130)和端部执行器(140)。柄部组件(120)包括主体(22),该主体包括手枪式握持部(124)和一对按钮(126)。柄部组件(120)还包括触发器(128),该触发器能够朝向和远离手枪式握持部(124)枢转。然而,应当理解,可使用各种其他合适的构型,包括但不限于剪刀式握持部构型。端部执行器(140)包括超声刀(160)和枢转夹持臂(144)。超声刀(160)可像上述超声刀(24)那样进行构造和操作。

[0040] 夹持臂(144)以能够枢转的方式与形成轴组件(130)的内管和外管联接。此类内管和外管构型可根据本文引用的各种参考文献的教导内容提供。夹持臂(144)还与触发器(128)联接。触发器(128)能够操作以纵向驱动轴组件(130)的管中的一个,而轴组件(130)的另一个管保持静止。轴组件(130)的管之间的这种相对纵向运动提供了夹持臂(144)的枢转运动。因此,夹持臂(144)能够响应于触发器(128)朝向手枪式握持部(124)枢转而朝向超声刀(160)枢转;并且夹持臂(144)能够响应于触发器(128)远离手枪式握持部(124)枢转而远离超声刀(160)枢转。因此,夹持臂(144)能够操作以与超声刀(160)配合来抓持和释放组织;并且夹持臂(144)还能够操作以压缩组织抵靠超声刀(160),从而增强超声振动从超声刀(160)到组织的传送。参考本文的教导内容,可联接夹持臂(144)与触发器(128)的各种合适的方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,使用一个或多个弹性构件来使夹持臂(144)和/或触发器(128)偏置到图2所示的打开位置。

[0041] 超声换能器组件(112)从柄部组件(120)的主体(122)朝近侧延伸。换能器组件(112)可像上述换能器(26)那样进行构造和操作。换能器组件(112)经由缆线(114)与发生器(116)联接。应当理解,换能器组件(112)从发生器(116)接收电力并且通过压电原理将该功率转换成超声振动。发生器(116)可像上述发生器(12)那样进行构造和操作。因此,发生器(116)可包括功率源和控制模块,该控制模块被构造成能够向换能器组件(112)提供特别适合于通过换能器组件(112)来产生超声振动的功率分布。还应当理解,发生器(116)的至少一些功能可整合到柄部组件(120)中,并且柄部组件(120)甚至可包括电池或其他板载功率源,使得缆线(114)被省略。参考本文的教导内容,发生器(116)可采用的其他合适的形式以及发生器(116)可提供的各种特征部和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0042] 如图2所示,以举例的方式,按钮(126)中的一个可与“密封”模式相关联,使得当组织被夹持在夹持臂(144)与刀(160)之间时,致动按钮(126)中的特定的一个仅密封组织,但不切割组织。具体地,启用按钮(136)中的第一个可致使超声刀(160)以相对低的幅度振动。类似地,进一步以举例的方式,按钮(126)中的另一个可与“切割和密封”模式相关联,使得当组织被夹持在夹持臂(44)与刀(160)之间时,致动按钮(126)中的特定的一个可密封并切割组织。具体地,启用按钮(136)中的第二个可致使超声刀(160)以相对高的幅度振动。参考本文的教导内容,可与按钮(126)相关联的其他合适的操作模式对于本领域的技术人员而言将显而易见。

[0043] 在一些型式中,端部执行器(140)还能够操作以向捕获在夹持臂(144)与刀(160)之间的组织施加射频(RF)电外科能量。仅以举例的方式,端部执行器(140)可包括单个电极,该单个电极与固定到患者的常规接地垫配合,使得端部执行器(140)向组织施加单极RF电外科能量。作为另一个仅例示性示例,夹持臂(144)可包括两个电极,该两个电极能够操作以向组织施加双极RF电外科能量。作为另一个仅例示性示例,夹持臂(144)可包括单个电极,并且超声刀(160)可用作返回路径,使得超声刀(160)与夹持臂(144)的电极配合来向组织施加双极RF电外科能量。除了前述内容之外或作为前述内容的替代,端部执行器(140)可根据以下文献的至少一些教导内容进行构造和操作:2014年3月4日公布的名称为“Ultrasonic Electrosurgical Instruments”的美国专利8,663,220,其公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容,其他合适的布置对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0044] 器械(110)可向操作者提供各种方式来选择性地经由端部执行器(140)仅向组织施加超声能量、经由端部执行器(140)仅向组织施加RF电外科能量,或者经由端部执行器(140)向组织施加超声能量和RF电外科能量的一些组合。在端部执行器(140)能够操作以向组织施加超声能量和RF电外科能量的组合的型式中,端部执行器(140)可被构造成能够同时向组织施加超声能量和RF电外科能量。除此之外或另选地,在端部执行器(140)能够操作以向组织施加超声能量和RF电外科能量的组合的型式中,端部执行器(140)可被构造成能够按顺序向组织施加超声能量和RF电外科能量。此类顺序可以是预定的;或者可基于感测到的组织状况(例如,组织温度、密度、厚度等)。可使用的各种合适的控制算法在以下文献中公开:2015年5月21日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Electrosurgical Feature”的美国公布2015/0141981,其公开内容以引用方式并入本文。还应当理解,对超声能量和RF电外科能量的控制可根据以下文献的至少一些教导内容提供:2014年3月4日公布的名称为“Ultrasonic Electrosurgical Instruments”的美国专利8,663,220,其公开内容以引用方式并入本文。

[0045] III. 示例性替代波导

[0046] 常规波导(28)可由实心材料形成。这种构造可能需要使用车床加工和/或铣削工艺来形成表面特征,这可能导致材料浪费。除了提供耗时的制造工艺之外,就形成过程期间从材料块中去除的材料损失而言,这种构造也可能是昂贵的。因此,期望提供一种能够更有效地形成波导(28)的波导(28)构造,从而减少制造过程期间可能损失的材料量。

[0047] 图3至图5B示出了可容易地结合到器械(20,110)中尤其是结合到器械(20,110)的声学传动系中的示例性替代波导(228)。因此,波导(228)表示波导(28)可采用的替代形式。

本示例的波导 (228) 可包括刀 (260), 该刀能够操作从而以超声频率振动, 以便有效地切穿和密封组织, 尤其是当组织被压缩在刀 (260) 与端部执行器 (140) 的另一部分诸如端部执行器的夹持臂 (144) 之间时。应当理解, 波导 (228) 的近侧端部可与换能器组件 (112) 联接, 以接收最终经由刀 (260) 向组织施加的超声振动。如图所示, 本示例的波导 (228) 不是实心的一体式构件, 而是包括近侧部分 (230)、中间部分 (232) 和远侧部分 (234)。如下文进一步详细地讨论的, 中间部分 (232) 被构造成能够可移除地联接到近侧部分 (230) 和远侧部分 (234), 以形成波导 (228)。

[0048] 在本示例中, 近侧部分 (230) 和远侧部分 (234) 基本上根据波导 (28) 进行构造。也就是说, 近侧部分 (230) 和远侧部分 (234) 是由材料或材料组合构成的实心轴构件。然而, 如图所示, 中间部分 (232) 由包括材料或材料组合的中空管构成。具体地并且如在图6至图7中最佳所示, 中间部分 (232) 是管状构件, 该管状构件包括在中间部分 (232) 的第一近侧端部 (238) 与第二远侧端部 (240) 之间连续延伸的内腔 (236)。因此, 在所示的示例中, 中间部分 (232) 具有比近侧部分 (230) 和远侧部分 (234) 低的平均密度。内腔 (236) 包括第一端部 (238) 处的第一凹形螺纹部分 (242) (如图4A所示) 以及第二端部 (240) 处的第二凹形螺纹部分 (244) (如图5A所示)。如图4A所示, 近侧部分 (230) 包括第一凸形螺纹部分 (246) 以及与第一凸形螺纹部分 (246) 相邻的接触表面 (248)。换言之, 第一凸形螺纹部分 (246) 基本上从限定接触表面 (248) 的近侧部分 (230) 的方面朝远侧延伸。类似地, 如图5A所示, 远侧部分 (234) 包括第二凸形螺纹部分 (250) 以及与凸形螺纹部分 (250) 相邻的接触表面 (252)。换言之, 第二凸形螺纹部分 (250) 从限定接触表面 (252) 的远侧部分 (234) 的方面朝近侧延伸。

[0049] 如图4B和图5B所示, 为了组装波导 (228), 第一凸形螺纹部分 (246) 可以螺纹方式与第一凹形螺纹部分 (242) 接合, 直到接触表面 (248) 抵接中间部分 (232) 的第一端部 (238)。因此, 在本示例中, 在近侧部分 (230) 与中间部分 (232) 之间的结合部 (254) 处不存在间隙。如图5B所示, 第二凸形螺纹部分 (250) 可以螺纹方式与第二凹形螺纹部分 (244) 接合, 直到接触表面 (252) 抵接中间部分 (232) 的第二端部 (240)。因此, 在本示例中, 在中间部分 (232) 与远侧部分 (234) 之间的结合部 (256) 处不存在间隙。

[0050] 在替代示例中, 近侧部分 (230) 和中间部分 (232) 以及/或者中间部分 (232) 和远侧部分 (234) 可不以螺纹方式接合, 而是被构造成能够以另一种方式诸如压配合彼此联接。参考本文的教导内容, 以机械方式联接近侧部分 (230) 和中间部分 (232) 以及中间部分 (232) 和远侧部分 (234) 的其他合适的方式对于本领域的技术人员而言将显而易见。此外, 尽管在本示例中, 当近侧部分 (230) 和中间部分 (232) 彼此联接时, 它们之间的结合部 (254) 处不存在间隙, 但是在其他示例中, 它们之间可能存在间隙。类似地, 在其他示例中, 当中间部分 (232) 和远侧部分 (234) 彼此联接时, 它们之间的结合部处可能存在间隙。作为另一个仅例示性替代方案, 第一凸形螺纹部分 (246) 的远侧端部可接合第一凹形螺纹部分 (242) 中的腔体的远侧端部, 从而形成抵接表面以传送超声振动, 使得第一端部 (238) 和接触表面 (248) 不相互接触。参考本文的教导内容, 近侧部分 (230)、中间部分 (232) 和远侧部分 (234) 的其他合适的构型对于本领域的技术人员而言将显而易见。

[0051] 在本示例中, 声学传动系包括换能器组件 (112) 和声波导 (228)。参考本文的教导内容, 可将波导 (280) 与换能器组件 (112) 以机械方式和声学联接的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将显而易见。换能器组件 (112) 包括位于波导 (280) 的焊头 (未示

出)近侧的一组压电盘(未示出)。压电盘能够操作以将电力转换成超声振动,然后该超声振动沿着波导(280)的近侧部分(230)、中间部分(232)和远侧部分(234)传输到刀(260)。仅以举例的方式,声学传动系的该部分可根据本文引用的各种参考文献的各种教导内容进行操作。

[0052] 应当理解,波导(228)可被构造成能够放大通过波导(228)传输的机械振动。此外,波导(228)可包括能够操作以控制沿着波导(228)的纵向振动的增益的特征部以及/或者将波导(228)调谐到系统的谐振频率的特征部。例如,如图3所示,波导(228)包括多个纵向间隔的环形沟槽(258a,258b,258c,258d,258e)。在所示的示例中,沟槽(258a)具有比沟槽(258d)长的长度,该沟槽(258d)具有比沟槽(258b,258c,258e)长的长度。波导(228)还包括相对的成对纵向间隔的凹口(260a)。最近侧的成对凹口(260a)相邻最近侧的沟槽(258c)定位,而最远侧的成对凹口(260b)在最远侧的沟槽(258e)处定位。如图所示,波导(228)还包括另一对相对的凹口(260b),凹口中的每个在沟槽(258c)之间延伸。至少部分地提供了沟槽(258a,258b,258c,258d,258e)和凹口(260a,260b),以帮助控制波导(228)的振动特性。

[0053] 波导(228)还包括凸缘(262)。凸缘(262)被构造成能够接收环形弹性体密封件(未示出)。该弹性体密封件可接合延伸穿过轴组件(130)的内管(未示出)的内壁,使得密封件和凸缘(262)可配合以为波导(228)提供结构支撑。换句话讲,密封件和凸缘(262)可配合以防止波导(228)在内管内不期望地侧向偏转,尤其是当刀(260)遇到侧向载荷而被压靠在组织上时。因此,密封件和凸缘(262)配合以防止波导(228)接触内管。应当理解,根据参考本文的教导内容对于本领域的普通技术人员而言将显而易见的构型,波导(228)可包括出于相同的目的而沿着波导(228)的长度间隔开的一系列弹性体密封件。

[0054] 在本示例中,刀(260)的远侧端部位于对应于与通过波导(228)的近侧部分(230)、中间部分(232)和远侧部分(234)传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处,以便当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 。此外,每个结合部(254,256)位于对应于与通过波导(228)传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处。在一些示例中,螺纹(240,244,246,250)中的一个或多个可位于对应于与通过波导(228)传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处。然而,在其他示例中,结合部(254,256)和/或螺纹(240,244,246,250)可位于对应于与通过波导(228)传送的谐振超声振动相关联的波节的位置处。与结合部(254,256)不同,凸缘(262)位于对应于与通过波导(228)传送的谐振超声振动相关联的波节的位置处。

[0055] 当换能器组件(112)通电时,刀(260)的远侧端部被构造成能够在例如大约10微米至500微米的峰间范围内、并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率 f_0 纵向运动。当本示例的换能器组件(112)被启用时,这些机械振荡被传输通过波导(228)的每个部分(230,232,234)以到达刀(260),由此使刀(260)以谐振超声频率振荡。因此,当将组织固定在刀(260)与夹持垫例如夹持臂(144)之间时,刀(260)的超声振荡可同时切断组织并使邻近组织细胞中的蛋白质变性,由此提供具有相对较少的热扩散的凝结效果。在一些型式中,还可通过刀(260)和夹持臂(144)提供电流,以另外烧灼组织。虽然已经描述了声学传输组件和换能器组件(112)的一些构型,但是参考本文的教导内容,声学传输组件和换能器组件(112)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。类似地,参考本文的教导内容,可构造波导(228)的其他合适的方式对于本

领域的普通技术人员而言将显而易见。

[0056] 近侧部分 (230) 和远侧部分 (234) (包括刀 (260)) 可由实心轴制造, 该实心轴由有效地传播超声能量的材料或材料组合构成, 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材料组合。在本示例中, 如上所述, 中间部分 (232) 包括中空管, 该中空管在一些型式可由钛构成。然而, 在其他示例中, 中间部分 (232) 可由有效地传播超声能量但与近侧部分 (230) 和远侧部分 (234) 的材料不同的材料或材料组合构成, 诸如铝合金、不锈钢或任何其他声学相容材料或材料组合。

[0057] 可使用任何合适的成形技术将波导 (228) 的各种特征部 (诸如, 沟槽 (258a, 258b, 258c, 258d, 258e) 和凹口 (260a, 260b)) 辊制、压制或施加到波导 (228) 上。应当理解, 与在中间部分 (232) 由实心材料构成的型式其可能以其他方式形成结构特征部诸如沟槽 (258a, 258b, 258c, 258d, 258e) 和凹口 (260a, 260b) 相比, 中间部分 (232) 的管状构造可使其容易且有效地形成此类特征部。具体地, 中间部分 (232) 的中空性质为材料变形提供了空间, 从而便于使用在中间部分 (232) 具有实心的设置中不可行的技术诸如压制等。这些附加技术可减少浪费并且还可提高形成波导 (228) 的过程的效率。这些附加技术还可允许中间部分 (232) 由比可以其他方式用于形成具有实心的波导 (28) 的材料便宜的材料形成, 尤其是因为中间部分 (232) 不需要由与近侧部分 (230) 和远侧部分 (234) 相同的材料制成。

[0058] IV. 示例性组合

[0059] 以下实施例涉及本文的教导内容可被组合或应用的各种非穷尽性方式。应当理解, 以下实施例并非旨在限制可在本专利申请或本专利申请的后续提交文件中的任何时间提供的任何权利要求的覆盖范围。不旨在进行免责声明。提供以下实施例仅仅是出于例示性目的。设想到, 本文的各种教导内容可按多种其它方式进行布置和应用。还设想到, 一些变型可省略在以下实施例中所提及的某些特征部。因此, 下文提及的方面或特征中的任一者均不应被视为决定性的, 除非另外由发明人或关注发明人的继承者在稍后日期明确指明如此。如果本专利申请或与本专利申请相关的后续提交文件中提出的任何权利要求包括下文提及的那些特征之外的附加特征, 则这些附加特征不应被假定为因与专利性相关的任何原因而被添加。

[0060] 实施例1

[0061] 一种超声器械, 所述超声器械包括: (a) 主体; (b) 轴组件, 所述轴组件从所述主体朝远侧延伸, 其中所述轴组件包括声波导; 以及 (d) 端部执行器, 所述端部执行器包括超声刀, 其中所述超声刀与所述声波导声学连通, 其中所述超声刀由包括材料或材料组合的实心轴限定; 其中所述声波导的至少一部分包括与所述实心轴联接的中空管状构件。

[0062] 实施例2

[0063] 根据实施例1所述的超声器械, 其中所述中空管状构件可移除地联接到所述超声刀。

[0064] 实施例3

[0065] 根据实施例2所述的超声器械, 其中所述中空管状构件和所述超声刀在彼此可移除地联接时限定结合部, 其中所述结合部位于对应于与通过所述波导传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处。

[0066] 实施例4

[0067] 根据实施例2至3中任一项或多项所述的超声器械,所述超声器械还包括相对于所述中空管状构件定位在近侧的连接部分,其中所述连接部分被构造成能够将所述波导声学地联接到换能器。

[0068] 实施例5

[0069] 根据实施例4所述的超声器械,其中所述连接部分可移除地联接到所述管状构件。

[0070] 实施例6

[0071] 根据实施例5所述的超声器械,其中所述连接部分和所述超声刀在相对端部处各自以螺纹方式联接到所述管状构件。

[0072] 实施例7

[0073] 根据实施例6所述的超声器械,其中所述连接部分限定第一凸形螺纹部分,其中所述超声刀限定第二凸形螺纹部分,其中所述管状构件在其第一端部处限定第一凹形螺纹部分,其中所述管状构件在其第二端部处限定第二凹形螺纹部分,其中所述第一凸形螺纹部分被构造成能够以螺纹方式接合所述第一凹形螺纹部分,其中所述第二凸形螺纹部分被构造成能够以螺纹方式接合所述第二凹形螺纹部分。

[0074] 实施例8

[0075] 根据实施例7所述的超声器械,其中所述螺纹部分中的至少一个定位在与通过所述波导传送的谐振超声振动相关联的波腹处。

[0076] 实施例9

[0077] 根据实施例1至8中任一项或多项所述的超声器械,其中所述管状构件包括第一端部和第二端部,其中所述管状构件限定在所述第一端部与所述第二端部之间延伸的连续内腔。

[0078] 实施例10

[0079] 根据实施例1至9中任一项或多项所述的超声器械,其中所述声波导包括多个纵向间隔的环形沟槽。

[0080] 实施例11

[0081] 根据实施例1至10中任一项或多项所述的超声器械,其中所述环形沟槽中的第一环形沟槽具有比所述环形沟槽中的第二环形沟槽长的长度。

[0082] 实施例12

[0083] 根据实施例1至11中任一项或多项所述的超声器械,其中所述声波导包括多个相对的纵向间隔的凹口。

[0084] 实施例13

[0085] 根据实施例1至12中任一项或多项所述的超声器械,其中所述端部执行器还包括夹持臂,其中所述夹持臂被构造成能够相对于所述超声刀枢转以将组织夹持在所述夹持臂与所述超声刀之间。

[0086] 实施例14

[0087] 根据实施例1至13中任一项或多项所述的超声器械,所述超声器械还包括换能器,其中所述换能器被构造成能够将电力转换成超声振动;其中所述超声刀被构造成能够经由所述管状构件与超声换能器声学连通,使得所述超声换能器能够操作以驱动所述超声刀超声振动。

[0088] 实施例15

[0089] 根据实施例1至14中任一项或多项所述的超声器械,其中所述管状构件包含钛。

[0090] 实施例16

[0091] 一种声波导,所述声波导包括:(a)近侧部分,所述近侧部分被构造成能够声学联接到换能器组件;(b)远侧部分,所述远侧部分限定超声刀;以及(c)中间部分,所述中间部分定位在所述近侧部分与所述远侧部分之间;其中所述中间部分的至少一部分是中空的;其中所述近侧部分和所述远侧部分各自自由包括材料或材料组合的实心轴构成。

[0092] 实施例17

[0093] 根据实施例16所述的声波导,其中所述声波导由钛构成。

[0094] 实施例18

[0095] 根据实施例16至17中任一项或多项所述的声波导,其中所述声波导由铝构成。

[0096] 实施例19

[0097] 根据实施例16至17中任一项或多项所述的声波导,其中所述中间部分由第一材料或材料组合构成,其中所述近侧部分和所述远侧部分各自自由对应的第二材料或材料组合构成,其中所述第二材料或材料组合不同于所述第一材料或材料组合。

[0098] 实施例20

[0099] 一种超声器械,所述超声器械包括:(a)超声换能器,其中所述超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动;以及(b)声波导,所述声波导与所述超声换能器声学连通,使得所述超声换能器能够操作以驱动超声刀超声振动,其中所述声波导包括:(i)近侧部分,(ii)远侧部分,以及(iii)中间部分,其中所述中间部分的至少一部分具有比所述近侧部分和所述远侧部分低的平均密度。

[0100] V. 杂项

[0101] 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部。仅以举例的方式,本文所述器械中的任一者还可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征部中的一者或多者。还应当理解,本文的教导内容可易于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易于以多种方式与本文所引用的任何参考文献中的教导内容相结合。此外,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于应用于电外科器械、缝合器械以及其他类型的外科器械。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。

[0102] 应当理解,据称以引用的方式并入本文的任何专利、专利公布或其他公开材料,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。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它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程度下并入。

[0103] 上述装置的类型可应用于由医疗专业人员进行的传统医学治疗和手术、以及机器人辅助的医学治疗和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于并入机器人外科系统,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California)的DAVINCI™系统。相似

地,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于与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的各种教导内容相结合,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0104] 上述型式可被设计成在单次使用后废弃,或者其可被设计成使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可对这些型式进行修复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,可拆卸一些型式的装置,并且可以任何组合来选择性地替换或移除装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或替换特定部件时,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之前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可利用多种技术进行拆卸、清洁/替换、以及重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围內。

[0105] 仅以举例的方式,本文所述的型式可在手术之前和/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诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透容器的辐射场中,诸如 γ 辐射、x射线、或高能电子。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。然后经消毒的装置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进行消毒,该技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0106] 已经示出和阐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可能的修改,并且其他修改对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如,上文所讨论的实施例、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必需的。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附图中示出和描述的结构和操作的细节。

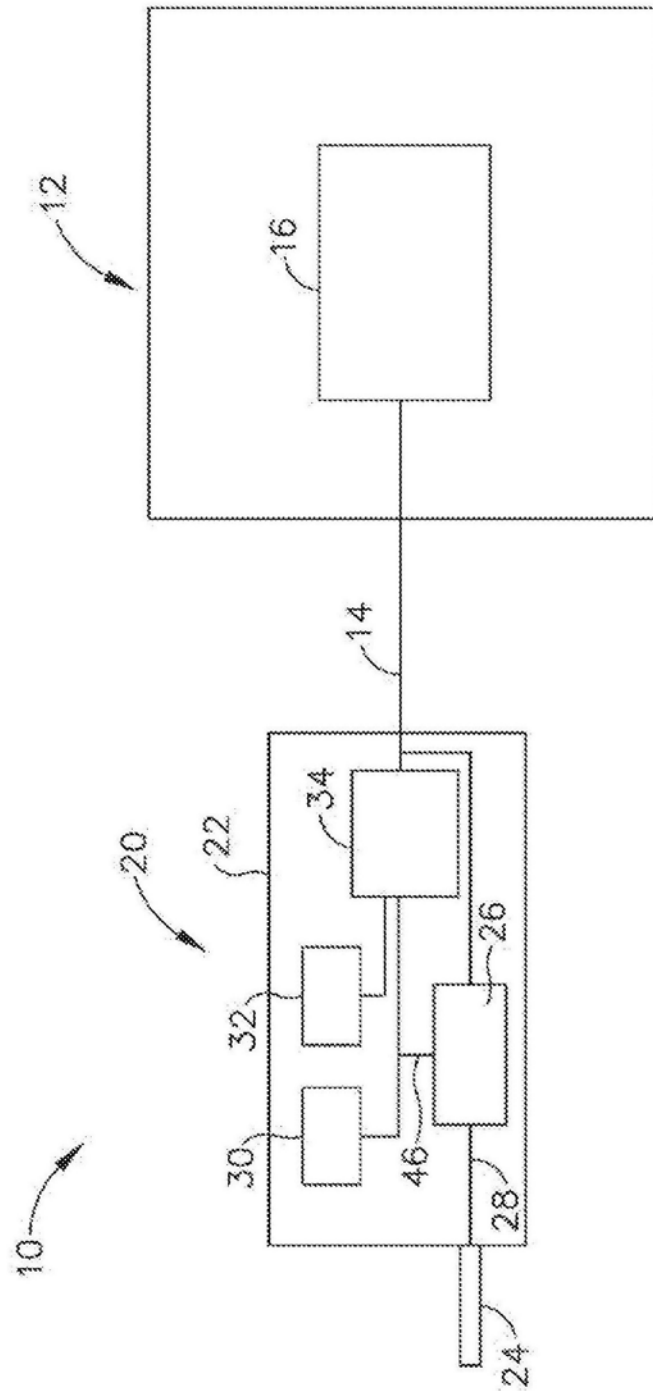


图1

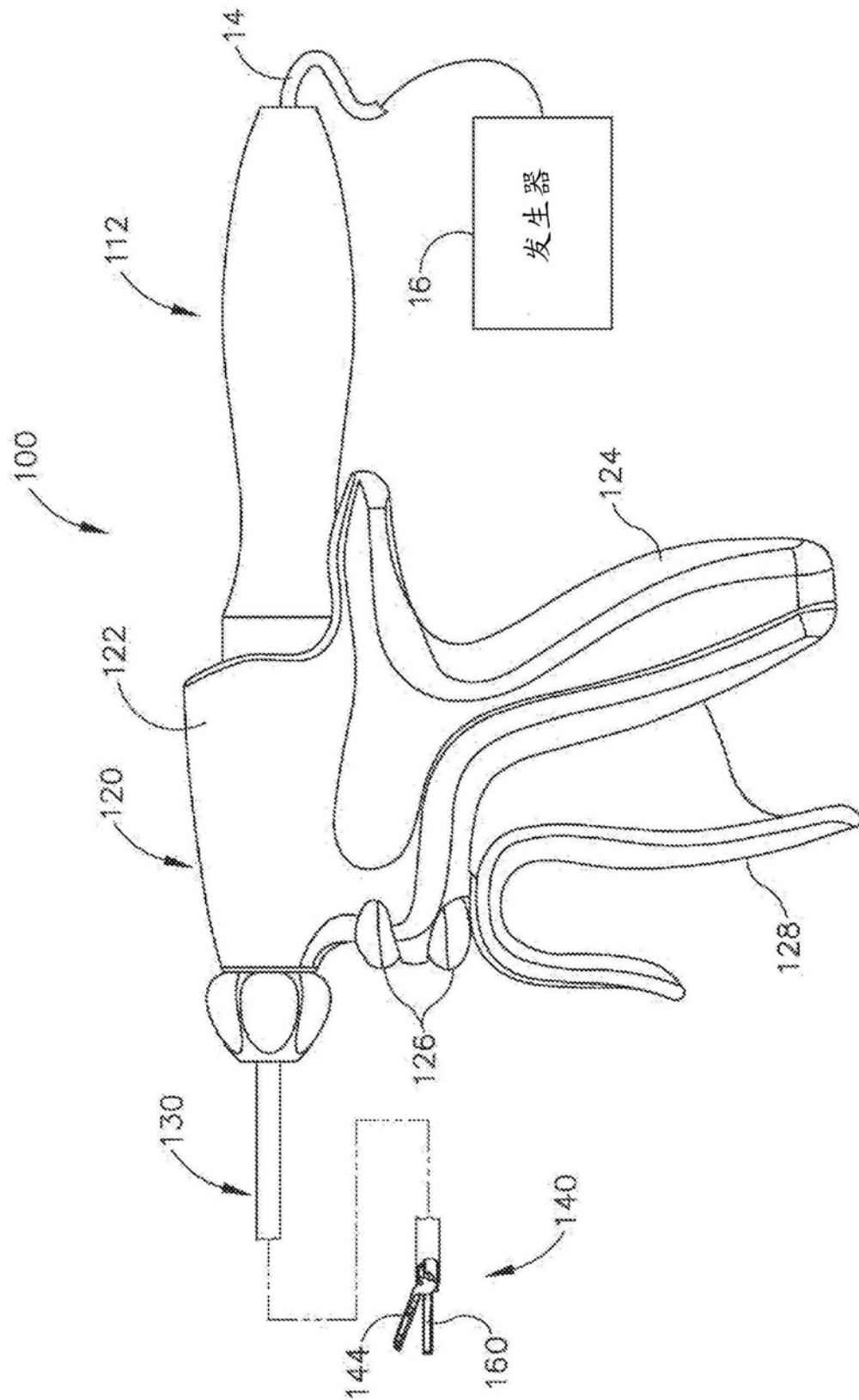


图2

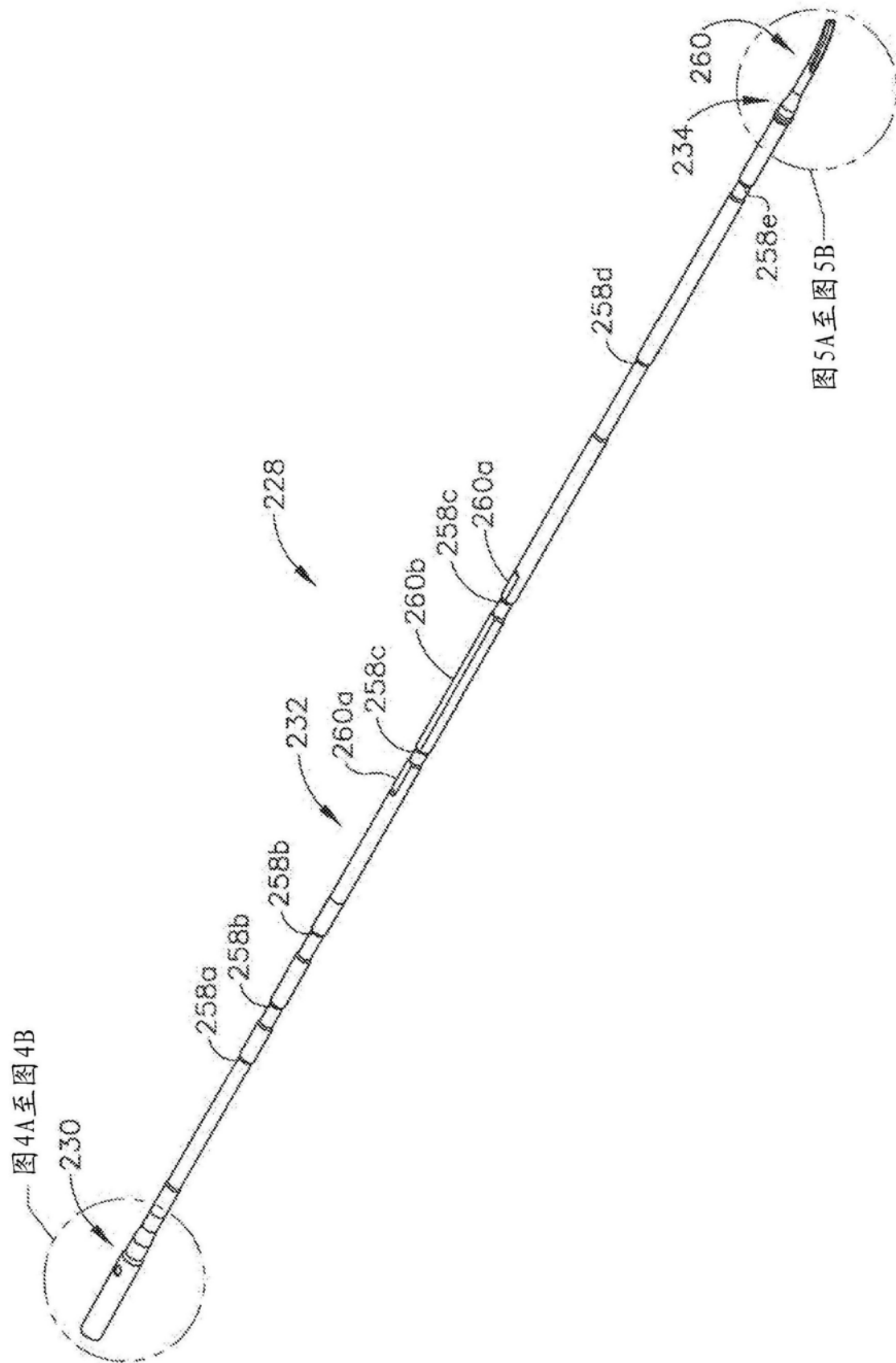


图3

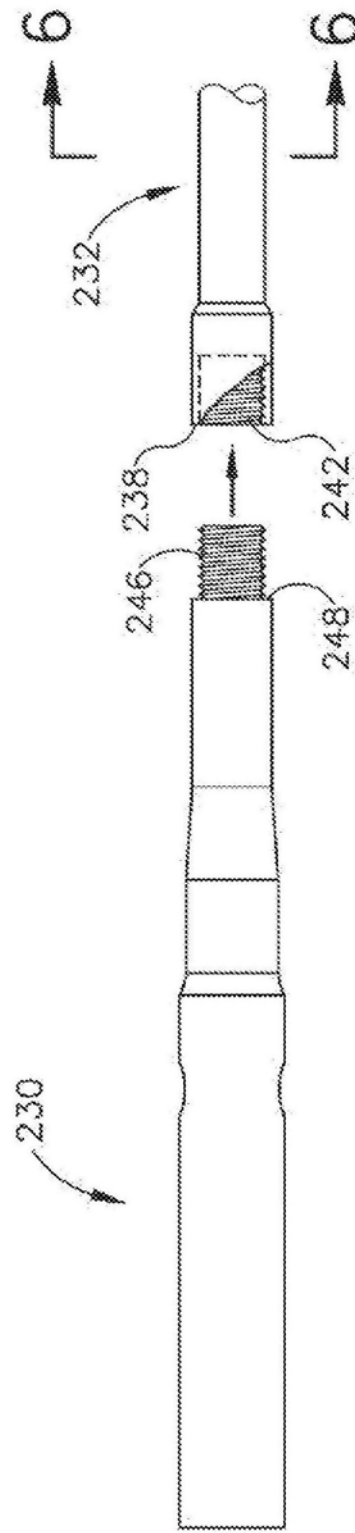


图4A

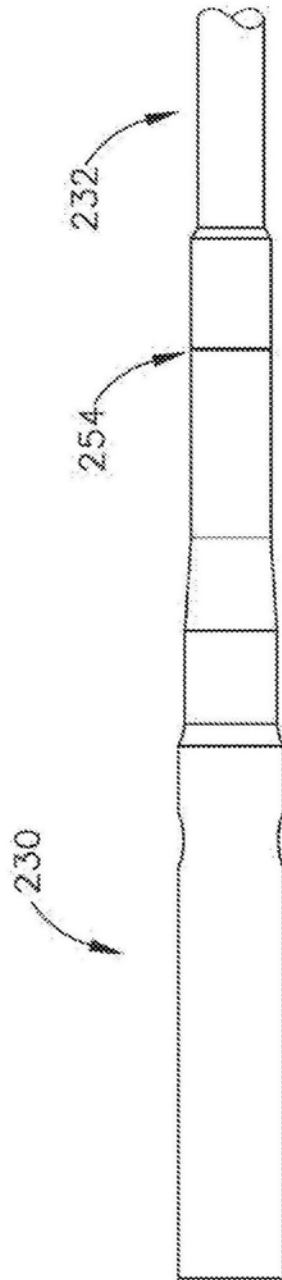


图4B

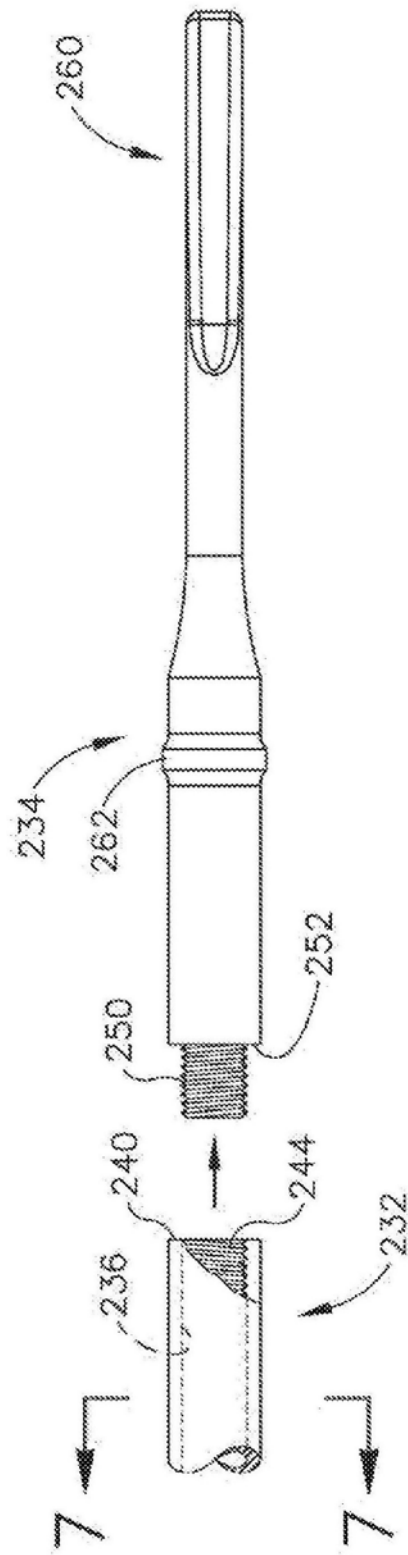


图5A

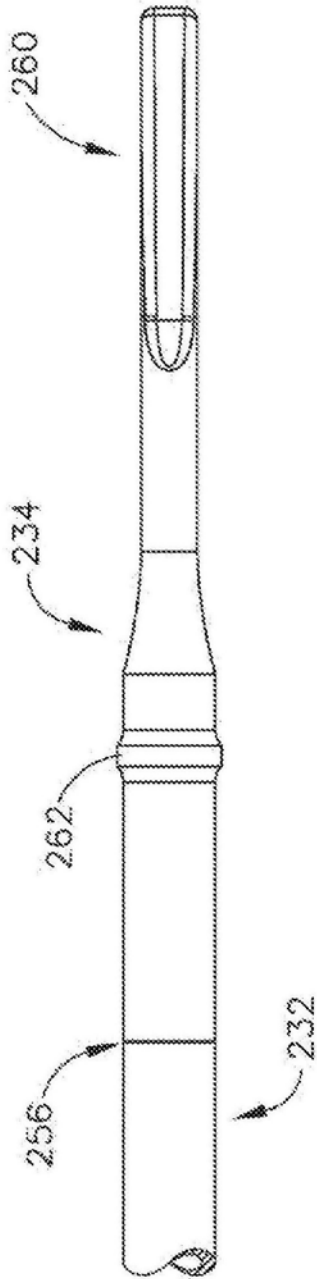


图5B



图6



图7

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有管状声波导片段的超声外科器械 | | |
| 公开(公告)号 | CN108366805A | 公开(公告)日 | 2018-08-03 |
| 申请号 | CN201680074922.4 | 申请日 | 2016-12-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 伊西康内外科公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 伊西康有限责任公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 伊西康有限责任公司 | | |
| [标]发明人 | KL豪泽 | | |
| 发明人 | K·L·豪泽 | | |
| IPC分类号 | A61B17/28 A61B17/32 A46B15/00 | | |
| CPC分类号 | A61B17/320068 A61B17/28 A61B17/320092 A61B2017/2825 A61B2017/320071 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00601 A61B2018/00607 | | |
| 代理人(译) | 刘迎春 | | |
| 优先权 | 14/976047 2015-12-21 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提供了一种超声器械，所述超声器械包括主体和从所述主体朝远侧延伸的轴组件。所述轴组件包括声波导。所述器械还包括端部执行器，所述端部执行器包括超声刀。所述超声刀与所述声波导声学连通。所述超声刀由包括材料或材料组合的实心轴限定。所述声波导的至少一部分包括与所述实心轴联接的中空管状构件。

