



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103040520 B

(45)授权公告日 2017.09.08

(21)申请号 201210397391.6

(22)申请日 2012.10.10

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103040520 A

(43)申请公布日 2013.04.17

(30)优先权数据
13/272,614 2011.10.13 US

(73)专利权人 伊西康内外科公司
地址 美国俄亥俄州

(72)发明人 S·瑞 S·L·希茨 D·J·穆茂
J·A·韦德三世 C·T·戴维斯
S·A·涅尔德

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 苏娟

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

(56)对比文件

WO 2011/100316 A1,2011.08.18,
WO 2011/008672 A1,2011.01.20,
US 2007/0282333 A1,2007.12.06,
US 2010/0000074 A1,2010.01.07,

审查员 黄晓荣

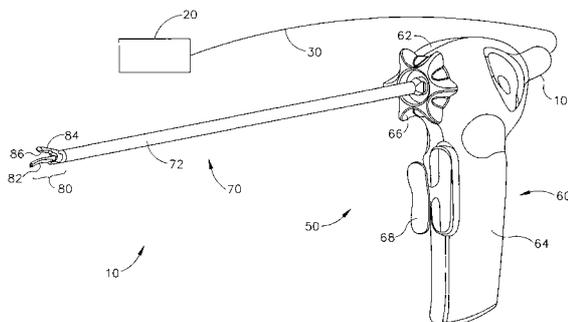
权利要求书3页 说明书18页 附图27页

(54)发明名称

用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接

(57)摘要

本发明涉及一种用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接。具体地,所述超声外科器械包括主体,例如手柄组件和声学传输组件。所述声学传输组件包括超声换能器和端部执行器。安装环设置在所述换能器的传声器上。可旋转圆筒设置在所述安装环的远侧。所述换能器的压电元件设置在所述安装环的近侧。电导管从所述圆筒延伸至所述压电元件并且在所述安装环之上或之中穿行。所述圆筒通过滑环组件与电源连接以选择性地启动所述换能器。



1. 一种外科器械,包括:

(a) 主体;

(b) 传输组件,所述传输组件从所述主体向远侧延伸;

(c) 端部执行器,所述端部执行器连接至所述传输组件的远端;

(d) 超声换能器,所述超声换能器通过所述传输组件与所述端部执行器声学连通以使得所述换能器、所述传输组件、和所述端部执行器一起来限定声学组件;

(e) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述主体可旋转地连接,其中所述换能器的一个或多个压电元件设置在所述安装环的近侧;

(f) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;

(g) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管在所述安装环之上或之中穿行;以及

(h) 夹片,所述夹片安装于所述安装环近侧且位于所述超声换能器远侧,其中双插针连接器设置在所述夹片的凹槽中,用于将从所述超声换能器近端延伸的导线电连接至所述一个或多个电导管,

其中所述安装环包括一个或多个插针以及从所述一个或多个插针凸起的一个或多个凸块,其中所述一个或多个凸块能够接纳在所述夹片的内表面中的一个或多个凹口内从而将所述安装环以卡扣配合连接方式保持至所述夹片。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述圆筒为可旋转的,其中所述主体包括能够从发生器接收功率的电接触组件,其中所述电接触组件相对于所述可旋转圆筒弹性偏置。

3. 根据权利要求2所述的外科器械,其中所述圆筒、所述安装环和所述换能器一起构成一体化可旋转组件。

4. 根据权利要求3所述的外科器械,其中所述主体还包括护罩半部,其中所述护罩半部具有面向所述换能器的光滑内表面,所述光滑内表面能够保持用于将所述电接触组件电连接至所述发生器的一组电导管以防止当所述可旋转组件在所述护罩半部内旋转时所述一组电导管对所述可旋转组件的干扰。

5. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述一个或多个电导管包括导线或挠性电路中的至少一者。

6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述主体包括手柄组件。

7. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述安装环包括设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述一个或多个沟槽能够接纳所述一个或多个电导管。

8. 根据权利要求7所述的外科器械,其中至少一个沟槽能够以卡扣配合连接方式接纳至少一个电导管。

9. 根据权利要求7所述的外科器械,其中所述一个或多个沟槽的横截面为T形、鸠尾形、圆形、或矩形中的一者。

10. 根据权利要求7所述的外科器械,其中所述一个或多个沟槽包括能够将所述一个或多个电导管保持在所述一个或多个沟槽内的销轴或凸块中的至少一者。

11. 根据权利要求7所述的外科器械,还包括粘合剂,所述粘合剂设置在所述一个或多个沟槽上以将所述一个或多个电导管保持在所述一个或多个沟槽内。

12. 根据权利要求7所述的外科器械,还包括外部带,所述外部带设置在所述安装环上

以将所述一个或多个电导管保持在所述一个或多个沟槽内。

13. 根据权利要求7所述的外科器械,还包括一个或多个环状沟槽,所述一个或多个环状沟槽能够接纳保持构件,所述保持构件能够保持所述一个或多个电导管。

14. 一种外科器械,包括:

(a) 主体;

(b) 传输组件,所述传输组件从所述主体向远侧延伸;

(c) 端部执行器,所述端部执行器连接至所述传输组件的远端;

(d) 超声换能器,所述超声换能器通过所述传输组件与所述端部执行器声学连通以使得所述换能器、所述传输组件、和所述端部执行器一起来限定声学组件;

(e) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述主体可旋转地连接,其中所述换能器的一个或多个压电元件设置在所述安装环的近侧;

(f) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;

(g) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管在所述安装环之上或之中穿行;以及

(h) 顶盖,所述顶盖附接至所述安装环的近侧,其中所述顶盖包括位于所述顶盖的近端处的凹槽,所述凹槽能够接纳双插针连接器,

其中所述安装环包括设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述一个或多个沟槽能够接纳所述一个或多个电导管,所述顶盖包括一个或多个沟槽,所述一个或多个沟槽与所述安装环的一个或多个沟槽同轴地对准。

15. 一种外科器械,包括:

(a) 手柄组件;

(b) 声学传输组件,所述声学传输组件包括:

i. 轴,所述轴从所述手柄组件向远侧延伸,和

ii. 端部执行器,所述端部执行器连接至所述轴的远端,其中所述端部执行器包括谐振刀片;以及

(c) 换能器,所述换能器与所述端部执行器声学连通;

(d) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述手柄组件可旋转地连接,所述安装环具有设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述换能器具有一个或多个压电元件,所述压电元件设置在所述安装环的近侧;

(e) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;

(f) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管设置在安装环中的所述一个或多个沟槽内并且通过所述一个或多个沟槽穿行;以及

(g) 至少一个保持构件,所述保持构件将所述电导管保持在所述一个或多个沟槽内。

16. 根据权利要求15所述的外科器械,其中所述换能器包括传声器,其中所述安装环安装至所述传声器。

17. 根据权利要求15所述的外科器械,还包括电源,其中所述手柄组件包括将所述圆筒与所述电源连接的滑环组件。

18. 一种外科器械,包括:

(a) 手柄组件;

(b) 声学传输组件,所述声学传输组件包括:

i. 轴,所述轴从所述手柄组件向远侧延伸,和

ii. 端部执行器,所述端部执行器连接至所述轴的远端,其中所述端部执行器包括谐振刀片;以及

(c) 换能器,所述换能器与所述端部执行器声学连通;

(d) 安装环,所述安装环将所述换能器与所述手柄组件可旋转地连接,所述安装环具有设置在所述安装环内的一个或多个沟槽,其中所述换能器具有一个或多个压电元件,所述压电元件设置在所述安装环的近侧;

(e) 圆筒,所述圆筒设置在所述安装环的远侧;

(f) 一个或多个电导管,所述一个或多个电导管将所述圆筒与所述压电元件连接,其中所述电导管在所述安装环之上或之中穿行;以及

(g) 夹片,所述夹片安装于所述安装环近侧且位于所述超声换能器远侧,其中双插针连接器设置在所述夹片的凹槽中,用于将从所述超声换能器近端延伸的导线电连接至所述一个或多个电导管,

其中所述圆筒、所述安装环、和所述换能器构成能够相对所述手柄组件旋转的一体化可旋转组件,

其中所述安装环包括一个或多个插针以及从所述一个或多个插针凸起的一个或多个凸块,其中所述一个或多个凸块能够接纳在夹片的内表面中的一个或多个凹口内从而将所述安装环以卡扣配合连接方式保持至所述夹片。

用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接

背景技术

[0001] 在一些环境下,内窥镜式外科器械可优于传统的开放式外科装置,因为较小的切口可降低术后恢复时间和并发症。因此,一些内窥镜式外科器械可适于将远端执行器通过套管针的套管设置在所需外科部位处。这些远端执行器(例如,内切割器、抓紧器、切割器、缝合器、施夹钳、进入装置、药物/基因治疗递送装置、以及使用超声、射频、激光等的能量递送装置)可以多种方式接合组织,以达到诊断或治疗的效果。内窥镜式外科器械可包括轴,所述轴位于端部执行器和由临床医生操纵的手柄部分之间。这种轴可允许插入到所需深度并且围绕其纵向轴线旋转,由此有利于将端部执行器设置到患者体内。

[0002] 内窥镜式外科器械的实例包括公开于下述专利中的那些:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”(与超声外科器械一起使用的组织垫)的美国专利公布No.2006/0079874,该公布的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”(用于切割和凝固的超声装置)的美国专利公布No.2007/0191713,该公布的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”(超声波导和刀片)的美国专利公布No.2007/0282333,该公布的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”(用于切割和凝固的超声装置)的美国专利公布No.2008/0200940,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”(用于超声外科器械的旋转换能器安装座)的美国专利公布No.2011/0015660,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2002年12月31日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing Tissue”(用于密封组织的电外科系统和技术)的美国专利No.6,500,176,该专利的公开内容以引用方式并入本文;以及2011年4月14日公布的名称为“Surgical Instrument Comprising First and Second Drive Systems Actuable by a Common Trigger Mechanism”(包括可通过公用扳机机构致动的第一和第二驱动系统的外科器械)的美国专利公布No.2011/0087218,该公布的公开内容以引用方式并入本文。另外,这些外科工具可包括无线换能器,例如公开于2009年6月4日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”(无线手持式超声烧灼切割装置)的美国专利公布No.2009/0143797中的无线换能器,该公布的公开内容以引用方式并入本文。另外,外科器械可用于或者可适用于机器人辅助外科装置,例如公开于2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”(具有超声烧灼和切割器械的机器人外科工具)的美国专利No.6,783,524中的机器人辅助外科装置,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 尽管已研制出若干系统和方法并用于外科器械,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

[0004] 本说明书后附的权利要求书特别指出并明确主张本技术,但据信从下面结合附图对某些实例所作的描述将会更好地理解本技术,附图中类似的参考标号表示相同元件,其中:

[0005] 图1示出了包括外科器械和发生器的示例性外科系统的透视图;

[0006] 图2示出了示例性外科器械的局部侧正视图,其中覆盖件的一部分被移除以显示出示例性多部件手柄组件的配对壳体部分的内部;

[0007] 图3示出了示例性换能器的远端的局部透视图;

[0008] 图4示出了示例性传输组件的透视图;

[0009] 图5示出了显示具有可旋转声学组件的示例性外科器械的正视图;

[0010] 图6示出了示例性换能器安装组件的透视图;

[0011] 图7示出了图6的组件的正视图;

[0012] 图8示出了具有蛤壳形内表面以容纳电导管的示例性外科器械的平面图;

[0013] 图9示出了示例性可旋转组件内的示例性安装环的平面图;

[0014] 图10示出了图9的可旋转组件的正视图;

[0015] 图11示出了示例性安装环和示例性近侧顶盖的透视图;

[0016] 图12示出了图11的已组装的示例性的安装环和近侧顶盖的正视图;

[0017] 图13示出了示例性可旋转组件的示例性安装环和带具组件的透视图;

[0018] 图14示出了图13的安装环和带具组件的端视图;

[0019] 图15示出了具有呈鸠尾横截面形状的沟槽的示例性安装环的透视图;

[0020] 图16示出了具有呈T形横截面形状的沟槽的示例性安装环的透视图;

[0021] 图17示出了具有呈圆形横截面形状的沟槽的示例性安装环的透视图;

[0022] 图18示出了示例性的安装环和卡扣配合式挠性电路组件的透视图;

[0023] 图19示出了示例性的安装环和覆盖元件组件的端视图;

[0024] 图20示出了另一个示例性的安装环和覆盖元件组件的端视图,其中覆盖元件的两个部分各自卡扣配合到设置在安装环中的一对沟槽内;

[0025] 图21示出了另一个示例性的安装环和覆盖元件组件的端视图,其中覆盖元件为卡扣配合到安装环的沟槽内的套管元件;

[0026] 图22示出了示例性可旋转组件和顶盖的正视图;

[0027] 图23示出了图22的顶盖的透视图;

[0028] 图24示出了示例性可旋转组件的正视图,所述示例性可旋转组件包括其中设置有示例性环形沟槽的示例性安装环;

[0029] 图25示出了端视图,其中示出设置在图24的示例性环形沟槽内的O形环;

[0030] 图26示出了可供选择的示例性保持夹片的透视图;

[0031] 图27示出了包括具有示例性顶盖特征的示例性安装环的示例性可旋转组件的局部正视图;

[0032] 图28示出了图27的示例性安装环沿图27的线28-28截取的剖视图;

[0033] 图29示出了图27的示例性安装环的端视图;

- [0034] 图30示出了示例性的安装环和管组件的局部透视图；
- [0035] 图31示出了包括沟槽和设置在沟槽上的粘合剂的示例性安装环的透视图；
- [0036] 图32示出了包括沟槽的示例性安装环的透视图，所述沟槽具有用于保持电导管的相对凸块；
- [0037] 图33示出了示例性安装环的端视图，所述示例性安装环具有呈矩形横截面形状的键入沟槽、以及设置和保持在沟槽内的挠性电路；
- [0038] 图34示出了示例性安装环的端视图，所述示例性安装环具有呈鸠尾横截面形状的替代键入沟槽、以及设置在沟槽内并且由沟槽的边缘保持的挠性电路；
- [0039] 图35示出了包括沟槽的示例性安装环的透视图，所述沟槽具有用于保持电导管的凸出销轴；并且
- [0040] 图36示出了示例性可旋转组件的透视图，所述示例性可旋转组件包括与挠性电路接合的图35的安装环。
- [0041] 附图并非意在以任何方式进行限制，并且可以预期本技术的各种实施例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。附图并入本说明书中并构成其一部分，示出了本技术的若干方面，并与具体实施方式一起用于说明本技术的原理；然而，应当理解，本技术不限于所示出的明确布置方式。

具体实施方式

[0042] 本技术的某些实例的下述描述不应用于限制其范围。通过以下举例说明设想用于实施本技术的最佳方式之一的描述，本技术的其他实例、特征、方面、实施例和优点对于本领域技术人员将变得显而易见。应当认识到，本文所述的技术包括不脱离本技术的所有其他的不同和明显方面。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。

[0043] I. 示例性超声外科系统的概述

[0044] 图1示出了示例性的超声外科系统10，其包括超声外科器械50、发生器20、以及将发生器20连接至外科器械50的电缆30。在一些版本中，发生器20包括由俄亥俄州辛辛那提市(Cincinnati, Ohio)的Ethicon Endo-Surgery公司出售的GEN 300。仅以举例的方式，发生器20可根据2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”（用于超声和电外科装置的外科发生器）的美国公布No. 2011/0087212的教导内容进行构造，该公布的公开内容以引用方式并入本文。尽管在本文中以超声外科器械来描述外科器械50，但应当理解，本文的教导内容可易于适用于多种外科器械，包括（但不限于）内切割器、抓紧器、切割器、缝合器、施夹钳、进入装置、药物/基因治疗递送装置、以及使用超声、射频、激光等的能量递送装置、和/或它们的任何组合，根据本文的教导内容，这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。此外，尽管本实例将参照电缆连接的外科器械50进行描述，但应当理解，外科器械50可适于无线操作，例如公开于2009年6月4日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”（无线手持式超声烧灼切割装置）的美国专利公布No. 2009/0143797中的无线换能器，该公布的公开内容以引用方式并入本文。例如，外科装置50可包括一体和便携式电源，例如电池等。此外，外科装置50也可用于或适用于机器人辅助外科装置，例如公开于2004年8月31日公布的名称

称为“RoboticSurgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument” (具有超声烧灼和切割器械的机器人外科工具)的美国专利No.6,783,524中的机器人辅助外科装置。

[0045] 本实例的外科器械50包括多部件手柄组件60、细长的传输组件70、和换能器100。传输组件70在传输组件70的近端处连接至多部件手柄组件60并且从多部件手柄组件60向远侧延伸。在本实例中,传输组件70被构造成细长的、细管状组件以用于内窥镜式用途,但应当理解,作为另外一种选择,传输组件70可为短组件,例如公开于2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”(超声波导和刀片)的美国专利公布No.2007/0282333以及2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”(用于切割和凝固的超声装置)的美国专利公布No.2008/0200940中的那些,这些公布的公开内容以引用方式并入本文。本实例的传输组件70包括外部护套72、内部管状致动构件(未示出)、波导(未示出)、以及位于传输组件70的远端的端部执行器80。在本实例中,端部执行器80包括机械和声学地连接至波导的刀片82、能够操作以在传输组件70的近端枢转的夹持臂84、以及连接至夹持臂84的夹持垫86。另外应当理解,夹持臂84以及相关的特征可根据1999年11月9日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp ArmPivot Mount”(具有改善的夹持臂枢转安装座的超声夹持凝固器设备)的美国专利No.5,980,510的教导内容中的至少一些进行构造和操作,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0046] 端部执行器80和传输组件70的示例性版本将在下文中参照图4所示的实例进行更详细的论述。在一些版本中,换能器100包括多个压电元件(未示出),所述多个压电元件压缩在第一谐振器(未示出)和第二谐振器(未示出)之间以形成压电元件的叠堆。压电元件可由任何合适的材料制成,例如为锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅、和/或(例如)任何合适的压电晶体材料。换能器100还包括电极,所述电极包括至少一个正极和至少一个负极,所述至少一个正极和至少一个负极能够在一个或多个压电元件上产生电势,以使得压电元件将电能转换成超声振动。超声振动通过传输组件70中的波导传输至刀片82。

[0047] 本实例的多部件手柄组件60包括配对壳体部分62和下部64。配对壳体部分62能够在配对壳体部分62的近端接纳换能器100并且在配对壳体部分62的远端接纳传输组件70的近端。在本实例中示出了用于旋转传输组件70和换能器100的旋钮66,但应当理解,旋钮66仅为任选的。配对壳体部分62将在下文中参照图2进行更详细的论述。图1所示的多部件手柄组件60的下部64包括扳机68并且能够供用户使用单手抓紧。下部64的一个仅为示例性的替代版本示于2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for UltrasonicSurgical Instruments”(用于超声外科器械的旋转换能器安装座)的美国专利公布No.2011/0015660的图1中,该公布的公开内容以引用方式并入本文。示于本发明的图2中的触发按钮69位于下部64的远侧表面上并且能够操作以利用发生器20来选择性地启动不同操作水平下的换能器100。例如,第一触发按钮69可启动最大能量水平下的换能器100而第二触发按钮69可启动最小、非零能量水平下的换能器100。当然,触发按钮69可被构造用于除最大和/或最小能量水平之外的能量水平,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。此外,触发按钮可位于多部件手柄组件60上、换能器100上、和/或远离外科器械50的任何其他位置,并且可提供任意数量的触发按钮。

[0048] 尽管已参照两个不同部分62,64来描述多部件手柄组件60,但应当理解,多部件手柄组件60可为两个部分62,64结合在一起的一体组件。作为另外一种选择,多部件手柄组件60可分成多个分立元件,例如单独的扳机部分(可通过用户的手或脚来操作)和单独的配对壳体部分62。这种扳机部分能够操作以启动换能器100并且可远离配对壳体部分62。多部件手柄组件60可由耐用塑料(例如聚碳酸酯或液晶聚合物)、陶瓷、金属、和/或任何其他合适的材料进行构造,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。根据本文的教导内容,多部件手柄组件60对于本领域的普通技术人员也将是显而易见的。

[0049] 此外,外科器械50可根据下述专利的教导内容中的至少一些进行构造:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”(用于超声外科器械的夹持凝固器/切割系统)的美国专利No.5,322,055,该专利的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”(具有改善的夹持机构的超声夹持凝固器设备)的美国专利No.5,873,873;该专利的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”(具有改善的夹持臂枢转安装座的超声夹持凝固器设备)的美国专利No.5,980,510,该专利的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”(与超声外科器械一起使用的具有功能平衡不对称性的刀片)的美国专利No.6,325,811,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”(与超声外科器械一起使用的组织垫)的美国公布No.2006/0079874,该公布的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”(用于切割和凝固的超声装置)的美国公布No.2007/0191713,该公布的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”(超声波导和刀片)的美国公布No.2007/0282333,该公布的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”(用于切割和凝固的超声装置)的美国公布No.2008/0200940,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2009年6月4日公布的名称为“Cordless Hand-held Ultrasonic Cautery Cutting Device”(无线手持式超声烧灼切割装置)的美国公布No.2009/0143797,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”(指尖控制的超声装置)的美国公布No.2010/0069940,该公布的公开内容以引用方式并入本文;2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”(用于超声外科器械的旋转换能器安装座)的美国公布No.2011/0015660,该公布的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”(基于能量的外科器械)的美国临时专利申请序列No.61/410,603,该临时专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

[0050] 另外应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施例、实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、实施例、实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、实施例、实例等不应视为彼此隔离。根据本文的教导内

容,其中本文的教导内容可进行组合的各种合适方式对于本领域普通技术人员将是显而易见的。这种修改形式和变化形式旨在包括在权利要求书的范围之内。

[0051] II. 用于超声外科器械的示例性连接组件

[0052] 在某些情况下,可为有用的是从多部件手柄组件60和换能器100拆卸传输组件70。例如,可拆卸的传输组件70可允许多部件手柄组件60与具有各种端部执行器80的多个传输组件70一起再使用。仅以举例的方式,各种端部执行器80可具有不同尺寸和/或形状的刀片82,或者各种端部执行器80可具有完全不同的功能,例如RF端部执行器、缝合端部执行器、切割端部执行器等。此外,可通过下述方式将单个多部件手柄组件60再用于不同操作:由用户拆除变脏的传输组件70、任选地清洁多部件手柄组件60、并且将新传输组件70连接至多部件手柄组件60以用于新操作。因此,对于外科器械50的一些用户而言,构造与多种传输组件70连接的多部件手柄组件60可为优选的。

[0053] A. 示例性的多部件手柄组件

[0054] 图2示出了多部件手柄组件60的局部侧视图,其中覆盖件61的一部分被移除以显示出容纳在配对壳体部分62内以及下部64的一部分内的内部元件。如上文所述,下部64包括可枢转扳机68和一对触发按钮69。本实例的扳机68可从远端打开位置枢转至近端闭合位置。扳机组件150连接至扳机68并且可枢转地支承在多部件手柄组件60内。本实例的扳机组件150包括可围绕销轴(未示出)枢转的可枢转附接臂152、扳机臂154、中间联接件156、以及致动臂158。致动臂158在致动臂158的远端连接至扳机托架170。致动臂158包括从致动臂158向外延伸的一个或多个安装销轴160并且销轴160形成合适的尺寸以可滑动地接纳在形成于覆盖件61中的相应细长沟槽162内。因此,当扳机68从打开位置向近端枢转到闭合位置时,附接臂152和扳机臂154在多部件手柄组件60内枢转。连接至扳机臂154的中间联接件156将这种枢转运动从扳机臂154传递至致动臂158以通过沟槽162内的销轴160向近端可滑动地平移致动臂158。连接至致动臂158的扳机托架170也向近端平移。在本实例中,扳机托架170连接至力限制机构180,所述力限制机构180又连接至传输组件70以操作内部管状致动构件74,如将在下文更详细所述。图2所示的腔体140能够将换能器100从形成于覆盖件61中的换能器孔142接纳于其中。腔体140能够在其中接纳换能器100的至少一部分以使得换能器100和传输组件70可连接在一起。根据本文的教导内容,多部件手柄组件60的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0055] B. 示例性换能器

[0056] 如图3所示,本实例的换能器100为通过电缆30连接至发生器20的管状元件,但应当理解,换能器100可替换为无线换能器。例如,根据本文引用的各种参考文献或者其他文献的教导内容,换能器100可改为从容纳在手柄组件60内的电源接收功率。在本实例中,换能器100包括设置在换能器100的主体110内的第一导电环102和第二导电环104。在本实例中,第一导电环102包括环构件,所述环构件具有一个或多个电触点,所述电触点设置在环构件上并且能够将第一导电环102电连接至电源。第一导电环102设置在主体110和从主体110向远侧延伸的传声器120之间。传声器120包括远端传声器螺纹122以使得传声器120可连接至波导210,如将在下文中参照图4进行论述。本实例的第一导电环102与凸缘106同轴并且相邻。本实例的凸缘106能够将换能器100进一步地机械连接在多部件手柄组件60内。换能器腔体108设置在第一导电环102和第二导电环104之间,以使得第一导电环102与第二

导电环104和/或换能器100其他导电元件电隔离。第一导电环102位于从主体110向远侧延伸的非导电平台上。第一导电环102通过主体110内的一个或多个电线或者导电蚀刻件(未示出)电连接至电缆30(示于图1中)。第一导电环102与电缆30的这种电连接可包括滑环以有利于换能器100相对电缆30的自由旋转。

[0057] 换能器100的第二导电环104类似地包括设置在主体110和传声器120之间的环构件。第二导电环104设置在第一导电环102和传声器120之间。如图3所示,第一和第二导电环102,104为同轴构件。第二导电环104同样与第一导电环102和换能器100的其他导电元件电隔离。类似于第一导电环102,第二导电环104从非导电平台延伸。可在第二导电环104和传声器120之间设置一个或多个垫圈形垫片112以将通过传声器120传输的振动与换能器100的其他元件相隔离。第二导电环104也通过主体110内的一个或多个电线或者导电蚀刻件(未示出)电连接至电缆30(示于图1中)。第二导电环104与电缆30的这种电连接也可包括滑环以有利于换能器100相对电缆30的自由旋转。一个仅为示例性的合适超声换能器100为由俄亥俄州辛辛那提市(Cincinnati, Ohio)的Ethicon Endo-Surgery公司出售的型号No. HP054,但应当理解可使用任何其他合适的换能器。

[0058] 如本实例所示,换能器100的远端通过传声器120螺纹连接至传输组件的近端。换能器100的远端还通过第一和第二导电环102,104接合至一个或多个电导管(未示出)以将换能器100电连接至触发按钮69,由此在使用外科器械50时为用户提供用于启动换能器100的手指启动型控制。一个或多个电导管与第一和第二导电环102,104之间的接合可包括滑环连接件以允许换能器100相对多部件手柄组件60的自由旋转。根据本文的教导内容,换能器100的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,可从换能器100的远端省去第一和第二导电环102,104并且可通过替代性结构来实现换能器100到触发按钮69的电连接,例如通过换能器100近端的导体、沿换能器100的主体110的侧面设置的导体、直接通过电缆30、和/或任何其他结构。当通过触发按钮69启动本实例的换能器100时,换能器100能够操作以产生线性振荡或振动形式的、超声频率(例如55.5kHz)下的机械能量。当换能器100通过传声器120连接至传输组件70时,则这些机械振荡通过传输组件70的内部波导传输至端部执行器80。在本实例中,由于刀片82连接至波导,则刀片82因而在超声频率下振荡。因此,当将组织固定在刀片82和夹持臂84之间时,刀片82的超声振荡可同时切割组织并且使相邻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。也可通过刀片82和夹持臂84提供电流以另外烧灼组织。尽管已描述出传输组件70和换能器100的一些构型,但根据本文的教导内容,传输组件70和换能器100的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0059] C. 用于螺纹附接的示例性传输组件

[0060] 如此前所指出的,在某些情况下,可为有用的是从多部件手柄组件60和换能器100拆卸传输组件70。仅为示例性的情况包括使用具有包括不同尺寸和/或形状的刀片82的多个传输组件70的多部件手柄组件60、使用具有完全不同功能和形式的各种端部执行器80(如,RF端部执行器、缝合端部执行器、切割端部执行器等)、或者再使用多部件手柄组件60以供用户进行多种操作。因此,允许用户为多部件手柄组件60更换传输组件70的版本可为有用的。

[0061] 图4中示出了一个仅为示例性的传输组件200,其具有近端202、远端204、波导210、

内部管状致动构件220、外部护套230、以及位于传输组件200的远端的端部执行器240。在本实例中，波导210、内部管状致动构件220、和外部护套230为同轴构件，其中波导210位于中心，内部致动构件220设置在波导210周围，并且外部护套230设置在内部致动构件220周围。

[0062] 首先参见传输组件200的远端204，端部执行器240包括刀片242、夹持臂244、以及一个或多个任选的夹持垫246。在本实例中，刀片242连接至波导210以使得从换能器100传输至波导210的机械振动也传输至刀片242。刀片242与波导210之间的仅为示例性的连接包括将刀片242焊接至波导210、一体地形成刀片242和波导210、将刀片242机械或化学地连接至波导210、和/或任何其他合适的构型，根据本文的教导内容，这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在一些版本中，刀片242为弯曲刀片，例如示于图4中的刀片242；并且在一些版本中，刀片242可为直刀片。此外，刀片242可具有多种形状和尺寸。在本实例中，刀片242为渐缩矩形刀片，但应当理解，刀片242可为圆柱形、三角形、半圆柱形、方形、钩形、和/或用于刀片242的任何其他形状。此外，可将附加特征添加至刀片242，包括球形尖端、钩形尖端、方形尖端、锯齿状边缘、和/或任何其他附加特征。根据本文的教导内容，刀片242的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0063] 本实例的夹持臂244为对应于刀片242的曲率的弯曲构件。夹持臂244可任选地包括夹持垫246以紧靠刀片242来夹持或固定组织。这种夹持垫可根据2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”（与超声外科手术器械一起使用的组织垫）的美国专利公布No. 2006/0079874的教导内容中的至少一些进行构造。夹持臂244相对于刀片242的枢转运动是通过夹持臂244上的第一对枢转点248（枢转地连接至外部护套230）和夹持臂244上的第二组枢转点249（枢转地连接至内部管状致动构件220）来实现的。在本实例中，外部护套230可通过旋钮250连接至多部件手柄组件60，由此使外部护套230接地。夹持臂244的第一组枢转点248通过外部护套230上的相应通孔232枢转地连接至外部护套230。在一些版本中，第一组枢转点248包括通孔并且可通过第一组枢转点248和通孔232插入固定销轴或铆钉以将夹持臂244固定至外部护套230。在此版本中，可将销轴激光焊接至夹持臂244或者可将销轴激光焊接至外部护套230。当然，通孔232可改为向外延伸的销轴并且第一组枢转点248可为通孔。根据本文的教导内容，第一组枢转点248和通孔232的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0064] 夹持臂244的第二组枢转点249通过内部管状致动构件220上的相应通孔（222）枢转地连接至内部管状致动构件220。在一些版本中，第二组枢转点249包括通孔并且可通过第二组枢转点249和通孔222插入固定销轴或铆钉以将夹持臂244固定至内部管状致动构件220。在此版本中，可将销轴激光焊接至夹持臂244或者可将销轴激光焊接至内部管状致动构件220。当然，通孔222可改为向外延伸的销轴并且第二组枢转点249可为通孔。根据本文的教导内容，第二组枢转点249和通孔222的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0065] 在夹持臂244如此固定至外部护套230和内部管状致动构件220的情况下，当内部管状致动构件220纵向平移时则夹持臂244可进行枢转。在本实例中，内部管状致动构件220可相对于外部护套230的纵向轴线平移并且连接至多部件手柄组件60内的力限制机构180。因此，当力限制机构180通过扳机68和扳机组件150平移时，夹持臂244可从打开位置枢转至闭合位置。应当理解，如同本文提及的其他元件，夹持臂84，244仅为任选的。同样，扳机68和

扳机组件150以及本文所述的用于枢转夹持臂84,244的元件也仅为任选的。因此,端部执行器80,240的一些版本可仅包括刀片82,842和/或其他特征。

[0066] 如图4所示,可将垫片290插入夹持臂244和刀片242之间以将夹持臂244保持在打开位置。在此实例中,垫片290具有平坦的底部表面292和成角度的顶部表面294。顶部表面294设置成一角度以在底部表面292邻接刀片242时将夹持臂244相对于刀片242保持在打开位置。在一些版本中,底部表面292可能够搭扣或夹持到刀片242上以相对于刀片242来固定垫片290。作为另外一种选择,可在垫片290中提供凹槽以使得垫片290可在刀片242上滑动。此外,可将粘合剂涂覆至底部表面292和/或顶部表面294以另外固定垫片290。因此,当将垫片290插入夹持臂244和刀片242之间时,阻止夹持臂244枢转至闭合位置。这可允许用户将传输组件200连接至多部件手柄组件60,同时将夹持臂244和扳机68保持在其各自的打开位置。作为另外一种选择,用户可将传输组件200在不使用垫片290的情况下连接至多部件手柄组件60。例如,用户可将传输组件200的不同元件与手柄组件60的不同元件在不同的时间(例如)按照下文所述的方式或者其他方式进行连接。

[0067] 现在参见传输组件200的近端202,旋钮250将外部护套230连接至多部件手柄组件60。在本实例中,旋钮250包括内环部分(未示出)(具有从其向近侧延伸的一或多个连接器252)、外环254、和销轴(未示出),所述销轴延伸穿过外环254、外部护套230、内部管状致动构件220、和波导210。因此,当旋转旋钮250的外环254时,波导210、内部管状致动构件220、和外部护套230也旋转。本实例的内环部分和外环254为互补轴承元件,以使得外环254可相对于内环部分旋转。应当理解,销轴不延伸穿过内环部分。如此前所指出的,内环部分包括连接器252。在本实例中,连接器252示为卡扣配合连接器,但可使用其他合适的连接特征,例如螺纹、粘合剂、销轴、夹片、搭锁、和/或其他连接器,根据本文的教导内容,这对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。当将传输组件200与多部件手柄组件60和换能器100进行组装时,如将在下文所述,本实例的连接器252插入一个或多个凹槽(未示出)内并且将旋钮250连接至多部件手柄组件60的覆盖件61。可提供释放机构(例如位于多部件手柄组件60上或旋钮250上的按钮(未示出))以在将拆除传输组件200时使覆盖件61与连接器252分离。作为另外一种选择,连接器252可被设计为当分离传输组件200时脱开。此外,如果使用螺纹,则可旋转旋钮250的内部以从多部件手柄组件60分离。根据本文的教导内容,旋钮250的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0068] 仍参见传输组件200的近端202,在内部管状致动构件220的近端处包括外部螺纹228,如图4所示。外部螺纹228拧入力限制机构180的互补螺纹(未示出)内,所述力限制机构180又由扳机组件150驱动。另外,在波导210的近端处包括具有内部螺纹218的凹槽,如图4所示。内部螺纹218拧到传声器螺纹122上以将波导210机械或声学地连接至换能器100。当然,根据本文的教导内容,传输组件200的其他合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。类似地,根据本文的教导内容,传输组件200可与手柄组件60连接的各种其他合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0069] III. 示例性的圆筒、安装环、和换能器组件

[0070] 下文所述的实例涉及一次性声学传输组件与超声外科器械的可重复使用部分的连接和使用。可提供用于器械50的其他示例性修改形式将更详细地描述于下文中。可将下述教导内容结合到器械50内的各种合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

类似地,可将下述教导内容与本文引用的参考文献的各种教导内容进行组合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。另外应当理解,下述教导内容并不限于本文引用的参考文献中教导的器械50或装置。下述教导内容可易于应用至多种其他类型的器械,包括将不被分类为超声外科器械的器械。根据本文的教导内容,可应用下述教导内容的各种其他合适装置和设置对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0071] 参见图5,按照类似于上文所述的用于将传输组件70的波导210连接至换能器100的方式,将声学传输组件300连接至器械(50A)的手持件组件304内的换能器302。声学传输组件300和换能器302一起限定声学组件306。安装环308设置在换能器302的传声器310上。安装环308在结构上支承换能器302同时允许换能器302相对于手持件组件304进行旋转。圆筒312相对于安装环308设置在远侧。圆筒312牢固地固定至换能器302以使得圆筒312与换能器302一起相对于手持件组件304进行旋转。圆筒312还提供用于换能器302的电接口,如将在下文更详细所述。压电元件314接纳换能器302上的导线316并且相对于安装环308设置在近侧。

[0072] 接触组件318固定在外科器械50A的手持件组件304内。接触组件318相对圆筒312的外圆周320弹性偏置,以使得围绕圆周320的电导管将固定电源连接至旋转换能器302。一个引线用于第一电导管中的地线,并且另一个引线用于具有单独接触组件318的第二电导管的高位电压。例如,接触组件318通过导管324(包括一个或多个导线)电连接至发生器322。由此将得自发生器322的功率传输至固定的接触组件318。接触组件318电接触至滑环,例如设置在可旋转圆筒312周围的滑环326。连接至圆筒312的一个或多个导线316随后将所接收功率传输至换能器302。使用时,安装环308设置在圆筒312和换能器302之间,以使得导线316必须在安装环308周围穿过以便将圆筒312与换能器302相连接。下文所公开的安装环组件的版本因而描述了使导线316在安装环之中或之上穿过的示例性方式。安装环组件可附接至传声器310并且可能够与传声器310一起在容纳于外科器械50A的手持件组件304中的旋转轴承内旋转。作为另外一种选择,安装环组件可能够容纳传声器310并且旋转轴承可设置在安装环组件和传声器310之间以允许传声器310在相应的安装环组件内旋转。这种轴承可被设置为使其不接收和/或传输得自传声器310的超声振动。

[0073] 按钮328与控制器330连通并且由此能够操作以选择性地启动声学组件306。在一些版本中,包括两个或多个按钮328。例如,各个按钮328能够操作以启动相应不同功率电平下的声学组件306。在一些版本中,声学传输组件300、声学组件306的换能器302、以及相关的安装环和圆筒组件可作为单元旋转以形成可旋转组件。应当理解,手持件组件304可具有多种其他元件、特征、和构型。一些示例性的替代元件、特征、和构型教导于本文引用的各种参考文献中;而根据本文的教导内容,这些替代形式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0074] A. 示例性的螺旋形沟槽和夹片组件

[0075] 图6-7示出了包括安装环334和夹片336的示例性的螺旋形沟槽和夹片组件332。组件332可用作器械50A中的安装环308的变型形式。图6示出了包括围绕外圆周的螺旋形沟槽338的安装环334。螺旋形沟槽338能够保持导线316。使用时,安装环334可与声学传输组件300和换能器302一起旋转。当导线316保持在安装环334的沟槽338中时,导线316与安装环334一起旋转以使得导线316不妨碍安装环334或可旋转组件的任何其他元件的旋转。具体

地讲,使导线316位于沟槽338内允许环状轴承(未示出)设置在安装环334的外部周围以在结构上支承安装环334和换能器302,同时允许安装环334和换能器302相对于器械主体旋转且不存在导线316被环状轴承卷曲或接触的情况。

[0076] 夹片336包括环状部分340以及从环状部分340的近端344延伸的细长型连接器壳体部分342。细长型连接器壳体部分342包括凹槽346,所述凹槽346由侧壁348和两者间的保持壁350来限定。保持壁350延伸到换能器302的传声器310上。导线316连接至设置在夹片336的凹槽346中的双插针连接器352。连接器352可连接至换能器302的配对连接器(未示出)以将从换能器302的近端延伸的导线(未示出)电连接至穿过/沿着安装环334延伸的导线316。在此实例中,导线316的另一端与圆筒(如,上文所述的圆筒312),所述圆筒又通过滑环组件(如,上文所述的接触组件318)连接至电源(如,上文所述的发生器322)。导线316由此将得自电源的功率传输至换能器302。

[0077] 图7示出了从夹片336的远端356延伸的插针354。安装环334包括内孔358,所述内孔358能够接纳传声器310和/或换能器302的其他部分。内壁360限定了孔358。凹口362限定于内壁360中。凹口362能够在保持连接(例如,其中凸起364弹性偏置在凹口362内的压力配合连接或卡扣配合连接)中接纳插针354的凸起364。作为另外一种选择,插针354可包括凹口,所述凹口能够接纳从内壁360延伸并且相对插针354的凹口弹性偏置的凸起。根据本文的教导内容,夹片336可与安装环334连接的其他合适方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0078] B. 示例性的蛤壳组件

[0079] 图8示出了另外包括连接器(例如上述双插针连接器352)的外科器械50A的版本的俯视图。手持件组件304可分成一对提供内表面366的护罩半部368。内表面366为具有蛤壳形状的圆柱状表面。内表面366的蛤壳形区域提供光滑且向外弓弯的内表面以面向换能器302。内表面366可包绕所有如下特征,例如导管324,所述特征原本可能导致圆筒312和换能器302旋转运动期间的缠绊或其他类型的机械干扰。例如,内表面366的光滑度可降低导线(例如导管324)在换能器302于手持件组件304内旋转时将被缠绊的可能性。当然,手持件组件304的内表面可具有任何其他合适的形状、结构、特征、构型等。

[0080] C. 安装环中的示例性凹槽

[0081] 图9-10示出了安装环382的版本,所述安装环382包括具有凹槽380的近侧安装座381。在此实例中,安装环382安装在换能器302的传声器310上,但应当理解,安装环382可改为安装在换能器302的某些其他部分上。另外应当理解,安装环382可用作器械50A中的安装环308的变型形式。凹槽380能够接纳和保持相配合的双插针连接器352。双插针连接器352可压力配合到近侧安装座381中的凹槽380内或者可以其他方式与近侧安装座381相连接。

[0082] 双插针连接器352能够操作以将圆筒312延伸的导线316A与配合连接器374相连接。具体地讲,双插针连接器352包括插针376,所述插针376能够沿箭头方向A或相反方向与配合连接器374的插座378相配合以提供双插针连接器352和配合连接器374之间的电连接。配合连接器374与从换能器302的压电元件314延伸的导线316B相连接。

[0083] 应当理解,如同本文提及的任何其他导线,导线316A,316B可被替换成挠性电路和/或其他类型的导电结构/特征。在本实例中,导线316A在沿安装环382设置的一个或多个沟槽(未示出)内穿行以允许一个或多个轴承环绕安装环382且不会遇到来自导线316A的干

扰。在一些版本中,导线316A沿着安装环382的外部从圆筒312延伸至连接器352。

[0084] 本实例的安装环382还包括连接在近侧安装座381和圆筒312之间的远端安装座383。当然,如果需要,可将远端安装座383近侧安装座381合并成一体结构。在本实例中,近侧安装座381在几乎到达换能器302的压电元件314的长度上延伸,以降低导线316B接触传声器310或压电元件314的可能性。根据本文的教导内容,其它合适构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0085] D. 示例性的压力配合顶盖

[0086] 图11和12示出了可附接至安装环386的近侧顶盖384。安装环386可用作器械50A中的安装环308的变型形式。具体地讲,从近侧顶盖384的远端390延伸的销轴388形成合适的构造和尺寸以接纳在安装环386的近端394中的孔392内,由此将近侧顶盖384以压力配合式构型固定至安装环386。近侧顶盖384可包括塑料或任何其他合适的材料。

[0087] 近侧顶盖384包括连接至挠性电路396的双插针连接器352。当近侧顶盖384附接至安装环386时,将挠性电路396设置在近侧顶盖384的沟槽398和安装环386的沟槽400内。挠性电路396最终连接至圆筒,例如上述圆筒312,以使得挠性电路396最终通过滑环组件(如,上文所述的接触组件318)将连接器352与电源(如,上文所述的发生器322)连接。安装环386包括作为两个单独元件进行附接的近侧安装座404和远端安装座402,但应当理解,作为另外一种选择,安装环386可包括形成为单一元件的一体化整体材料。

[0088] 近侧顶盖384充当可卡扣配合到安装环386的近端394内的定制引脚连接器夹持器或臂。近侧顶盖384因而可充当圆筒312和换能器302之间的挠性电路396连接的载体,所述挠性电路396连接可在近侧顶盖384的外圆周上或可在限定于近侧顶盖384中的表面内穿行。

[0089] E. 示例性的挠性电路带具

[0090] 图13-14示出了包括挠性电路带具408的安装环406的版本。安装环406可用作器械50A中的安装环308的变型形式。本实例的带具408包括由塑料或任何其他合适的材料形成的管。带具408的远端410附接至安装环406的近端412。例如,如图14所示,得自安装环406的近端412的近侧表面416的凸块414被构造用于保持接纳在狭槽418内以将安装环406按照压力配合连接固定到带具408上,所述狭槽418设置在带具408的远端410的远侧表面420内。

[0091] 带具408设置在换能器302和挠性电路424之间,所述挠性电路424从安装环406延伸并且能够附接至导线316。带具408支承挠性电路424并且阻止挠性电路424接触传声器310和/或换能器302的其他部分。挠性电路424可在安装环406之中或之上穿行。例如,安装环406包括平坦表面426,这有利于方便挠性电路424在安装环406上穿行。

[0092] 带具408充当旋转换能器302与电导管(例如在安装环406上穿行到压电元件314的挠性电路424)的机械屏蔽件。带具408可另外充当可附接至带具408的一部分的连接器(例如双插针连接器352)的夹持器,所述带具408被构造为(例如)以压力配合连接来接纳连接器352。连接器352可随后配合至换能器302的电连接器(未示出),并且该电连接器可连接至导线316。电导管可在带具408的外面或在限定带具408的孔(428)的内表面内穿行。

[0093] F. 安装环中的示例性成形沟槽

[0094] 图15-17分别示出了安装环430,432,434。安装环430,432,434可用作器械50A中的安装环308的相应变型形式。安装环430,432,434各自包括限定于相应表面442,444,446中

的沟槽436,438,440。安装环430,432,434各自包括(例如)被构造为接纳换能器302的传声器310的孔448,450,452。

[0095] 沟槽436,438,440被构造为接纳电导管(未示出),例如图5中的导线316。可将相应安装环430,432,434上的电导管保持和固定在沟槽436,438,440内以使得不妨碍换能器302的旋转运动。沟槽可以多种形状加工到相应安装环内并且可能保持电导管,例如导线316。例如,安装环430的沟槽436包括鸠尾形状,安装环432的沟槽438包括T形切口,并且安装环434的沟槽440包括圆孔形状。根据本文的教导内容,可以使用对于本领域的普通技术人员显而易见的矩形横截面形状和任何其他合适的形状。

[0096] G. 安装环中的示例性沟槽和/或保持元件

[0097] 图18-29示出了示例性的沟槽和/或保持元件的不同版本,所述沟槽和/或保持元件为一个或多个安装环的特征。下述安装环为上文针对器械50A所述的安装环508的变型形式。类似地,安装环在结构上支承换能器302同时允许换能器302相对于手持件组件304旋转。在下文的实例中,图18-29示出了与换能器302连接的挠性电路。挠性电路可设置在图18-29的安装环的相应沟槽内。将挠性电路保持在这种沟槽内可降低挠性电路妨碍换能器302和各自相关的安装环旋转的可能性。除挠性电路之外或者作为挠性电路的另外一种选择,图18-29的安装环可用于保持导线等元件,例如显示位于针对图7-17所述的安装环内的那些元件。

[0098] 1. 示例性的轨道搭扣元件

[0099] 图18示出了安装环454,所述安装环454包括位于远端458的孔456以及位于远端458和近端464之间的安装环454的外表面462上的沟槽460。安装环454可用作器械50A中的安装环308的变型形式。孔456能够接纳挠性电路保持器470的远端468的插针466,所述挠性电路保持器470为保持和覆盖沟槽460中的单独挠性电路(未示出)的元件。挠性电路保持器470可由塑料和/或任何其他合适的材料形成。挠性电路保持器470的细长杆472延伸于挠性电路保持器470的远端468和近端474之间。安装环454的沟槽460形成合适的尺寸和构造以接纳挠性电路保持器470的细长杆472。安装环454还包括限定孔478的内壁表面476。在近端474处,挠性电路保持器470包括L形凸起480,所述L形凸起480被构造为门锁至安装环454的内壁表面476以另外将挠性电路保持器470固定至安装环454。具体地讲,紧靠着安装环454的近端464处的内壁表面476接纳的L形凸起480提供如下反向力从而得到卡扣配合连接,所述反向力为与将挠性电路保持器470的插针466接纳在安装环454的远端458处的孔456内的力相反的力。挠性电路保持器470或安装环454可被修改成也包括用于连接器(例如连接器352)的保持特征。挠性电路保持器470的细长杆472的表面可与安装环454的外表面462基本上齐平,以使得所设置的挠性电路保持器470以相对无缝的方式补足安装环454的外圆周。因此,挠性电路保持器470和安装环454的组件可在轴承内自由地旋转且不存在得自挠性电路保持器470和/或其他导线的干扰。

[0100] 2. 示例性的FEP套管或卡扣配合元件

[0101] 图19-21示出了具有其他示例性元件的安装环的版本,所述其他示例性元件可用于紧靠安装环的外部和/或在安装环的沟槽内固定和/或保持导线、挠性电路等。具体地讲,图19示出了安装环482,所述安装环482包括被构造为接纳换能器传声器(例如上述传声器310)的孔484。安装环482可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环482包括限定在

安装环482的外表面488中的沟槽486。单个卡扣配合元件490被构造为包绕安装环482的外表面488。单个卡扣配合元件490包括一对插针492,所述一对插针492被构造为接纳在沟槽486内以将单个卡扣配合元件490连接至沟槽486,由此有助于将任何电导管(例如导线316)保持在沟槽486内。元件490可由弹性塑料和/或任何其他合适的材料形成。

[0102] 图20示出了安装环494,所述安装环494包括被构造为接纳传声器310的孔(496)。安装环494可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环494包括限定在安装环494的外表面502中的相对沟槽498,500。二元卡扣配合元件504包括第一部分506和第二部分508,并且各个部分分别被构造为包绕安装环482的沟槽498,500之间的外表面502的相对侧。第一部分506包括插针510,512,所述插针510,512被构造为分别接纳在沟槽498,500内以将第一部分506连接至安装环482,由此有助于将任何电导管(例如导线316)保持在沟槽498,500内。类似地,第二部分508包括插针514,516,所述插针514,516被构造为分别接纳在沟槽498,500内以将第二部分508连接至安装环482,由此有助于将任何电导管(例如导线316)保持在沟槽498,500内。元件504可由弹性塑料和/或任何其他合适的材料形成。

[0103] 图21示出了安装环518,所述安装环518包括被构造为接纳传声器310的孔520。安装环518可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环518包括限定在安装环518的外表面524中的沟槽522。套管元件526包括塑料或任何其他合适的材料。塑料材料可由含氟聚合物(例如,聚四氟乙烯(FEP)、或任何其他合适的含氟聚合物)构成。FEP为六氟乙烯和四氟乙烯的共聚物,其具有低摩擦和惰性的特性。FEP套管元件526被构造为包绕外表面524并且具有凸起528,所述凸起528被构造为压力配合地接纳在安装环518的沟槽522内。这种连接有助于将任何电导管(例如导线316)保持在沟槽522内。

[0104] 单个卡扣配合元件490、二元卡扣配合元件504、或FEP套管元件526的外表面补足相应安装环482,494,518的外圆周以允许由元件490,504,526和安装环482,494,518形成的组件在支承相应安装环的轴承内自由地旋转。

[0105] 3. 示例性的双沟槽顶盖

[0106] 图22-23示出了示例性顶盖530,所述顶盖530包括塑料,但可以使用其他合适的材料。包括孔531的塑料顶盖530包绕传声器310上的安装环的外部、或者可充当安装环。安装环可为安装环308或者本文所述的变型形式。塑料顶盖530包括限定在顶盖530的外表面536中的相对双沟槽532,534。导线316包括铲形接线片538,所述铲形接线片538通过选择性地插入顶盖530的相应插座内来提供快速电连接。当然,可使用任何其他合适类型的电连接。导线316穿过插座近侧的顶盖530的沟槽532,534而延伸到圆筒312和换能器302之间。

[0107] 4. 示例性的保持夹片

[0108] 图24示出了设置在换能器302的传声器310上的安装环540。安装环540可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环540包括具有环状沟槽544,546的第一部分542和具有环状沟槽550的第二部分548。作为另外一种选择,安装环540可仅包括第一部分542。

[0109] 环状沟槽544,546,550各自能够接纳保持装置。例如,保持装置可为设置在挠性电路554上的一个或多个O形环、或者如图25-26所示的保持夹片556。保持夹片556可设置在挠性电路或导线(例如挠性电路554)上,所述挠性电路或导线设置在安装环540的纵向沟槽547内。保持夹片556可包括半环状U形部分558,所述半环状U形部分558具有横向延伸出杆562的中间、中部表面560。U形部分558可被构造为接纳在沟槽544,546,550中的一者内而杆

562被构造为接纳在安装环540的轴向取向沟槽内,所述轴向取向沟槽基本上对准安装环540的纵向轴线。

[0110] 沟槽544,546,550可附加至形成于安装环540中的其他轴向取向沟槽以保持电导管。附加沟槽将允许添加保持装置,例如由橡胶或任何其他合适材料构成的O形环或者由塑料或任何其他合适材料构成的保持夹片556。

[0111] 5. 示例性的圆筒和顶盖组件

[0112] 图27-29示出了具有塑料顶盖566的安装环564的版本,所述塑料顶盖566搭扣到限定于安装环564中的沟槽568上。安装环564可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环564和顶盖566被构造为设置在传声器310上并且布置在圆筒312的近侧和换能器302的远侧。顶盖566可包括凸块,所述凸块被构造为贴合到安装环564的狭槽内以将顶盖566连接至安装环564。作为另外一种选择,顶盖566中的狭槽可被构造为接纳安装环564的凸块。

[0113] 图28示出了安装环564沿线28-28截取的剖视图,其中在安装环564中限定出一对沟槽568A,568B。图29示出了包括沟槽568A,568B且在沟槽568A内接纳有挠性电路570的安装环564。顶盖566被构造为设置在挠性电路570上以在(例如)换能器502旋转时将挠性电路570保持在沟槽568A内。作为另外一种选择,挠性电路570可包括连接器,以使得将挠性电路570和连接器预组装到限定在顶盖566中的沟槽上,由此来保持导线,例如得自护罩半部368和传声器310的导线316和连接器。

[0114] H. 安装环中的示例性替代沟槽组件

[0115] 图30-36示出了可包括各种沟槽和/或元件的安装环的版本,所述沟槽和/或元件可用于紧靠安装环的外部和/或在沟槽(如果包括的话)内固定和/或保持导线、挠性电路等。可将下述教导内容与得自上文的教导内容和得自本文引用的各种参考文献的教导内容进行组合的各种方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0116] 1. 示例性的收缩管组件

[0117] 图30示出了安装环572,所述安装环572具有限定在外表面576内的沟槽574和被构造为保持换能器302的传声器310的孔578。安装环572可用作器械50A中的安装环308的变型形式。将大直径的受热收缩管或外部带环580环状地设置在安装环572的近侧部分的外表面576周围,以使得收缩管580的一部分覆盖沟槽574以将电导管(例如导线316)、挠性电路、和/或连接器保持在沟槽574内。除此之外或作为另外一种选择,可紧靠安装环572的外表面576来设置一个或多个电导管。此外,安装环572的替代版本可不含沟槽574。本实例的外部带环580为弹性偏置的以压缩和收缩在安装环572上,由此使得外部带环580弹性地覆盖沟槽574。应当理解,外部带环580可易于与(除了其他构型以外)上文所述的示于图15-17中的实例结合使用。

[0118] 2. 示例性的粘合剂组件

[0119] 图31示出了安装环588,所述安装环588包括被构造为接纳换能器302的传声器310的孔589。安装环588可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环588包括沟槽590,所述沟槽590设置在外表面592中以使得沟槽590被构造为接纳一个或多个电导管(例如导线)、挠性电路、和/或连接器。可包含粘着剂、胶水、和/或任何其他合适的粘合剂材料的粘合剂594覆盖沟槽590的一部分以将电导管保持在沟槽590内。根据本文的教导内容,对于本领域的技术人员已知的是,粘合剂594可由下述粘合剂构成,所述粘合剂为例如(但不限于)

可聚合和/或可交联的材料(例如氰基丙烯酸酯粘合剂)或任何其他合适类型的粘合剂。应当理解,粘合剂594可易于与(除了其他构型以外)上文所述的示于图15-17中的实例结合使用。

[0120] 3. 沟槽组件中的示例性凸块

[0121] 图32示出了安装环596,所述安装环596包括被构造为接纳换能器302的传声器310的孔598。安装环596可用作器械50A中的安装环308的变型形式。安装环596包括沟槽600,所述沟槽600由相互面对的侧壁602以及设置在侧壁602之间的中间壁604来限定,其中侧壁602和中间壁604设置在安装环596的外表面606内。成对的相对凸块608从侧壁602凸出以有助于将一个或多个电导管(例如导线)、挠性电路、和/或连接器保持在沟槽600内。可将电导管通过凸块608按扣、点击、或者说是变形到沟槽600内以设置和保持在中间壁604和凸块608之间。可将上文所述的粘合剂和/或外部带环设置在沟槽600上以进一步地将电导管保持在沟槽600内,由此确保电导管将保持其所需定位。

[0122] 另外,沟槽的横截面可被成形为有助于保持电导管。例如,沟槽可被成形为鸠尾形、T形、或其他合适的形状,如下文更详细所述,并且随后可将电导管胶合到成形沟槽内。应当理解,凸块608可易于与(除了其他构型以外)上文所述的示于图15-17中的实例结合使用。

[0123] 4. 示例性的键孔挠性安装组件

[0124] 图33-34示出了安装环,所述安装环具有被加工到外表面内的不同类型的形状以形成被构造为接纳电导管的沟槽。应当理解,示于图33-34中的沟槽可结合或取代示于图15-17中的沟槽构型进行使用。另外应当理解,上文参照图30-32所述的各种保持特征可易于与示于图33-34中的沟槽进行组合。本文的教导内容可进行组合的各种合适方式对于本领域普通技术人员将是显而易见的。

[0125] 图33示出了安装环610,所述安装环610包括能够接纳换能器302的传声器310的孔612。安装环610可用作器械50A中的安装环308的变型形式。沟槽614限定在安装环610的外表面615中。沟槽614被构造为键合和接纳电导管(例如平挠性电路616)以使得利用压力配合方式将挠性电路616牢固地保持在壁618限定的沟槽614内。作为另外一种选择,沟槽614可形成为具有T形横截面构型的T形狭槽(未示出),其中在T形狭槽的下部具有相对较大的横截面宽度并且在T形狭槽的上部具有相对较小的横截面宽度。挠性电路616可形成合适的尺寸以在被弯曲/变形并且推送通过T形狭槽的较小上部之后自由地装配到较大的下部内。因此,挠性电路616可宽于T形狭槽的较小上部并且可由弹性材料形成。

[0126] 图34示出了安装环620,所述安装环620包括被构造为接纳换能器302的传声器310的孔622。安装环620可用作器械50A中的安装环308的变型形式。沟槽624限定在安装环620的外表面626中。具有边缘630的内部倾斜壁628和中间壁632限定了沟槽624。其中限定沟槽624的外表面626部分可包括变平表面(以实线示出,相比之下,较圆形表面以虚线示出),以降低当换能器302、圆筒312、和设置在换能器302上的安装环620正在旋转时边缘630被卡在手持件组件304的壳体部分中的机率、或者此外以降低电导管妨碍换能器302和安装环620在手持件组件304的护罩半部内的旋转运动的机率。除此之外或者作为另外一种选择,边缘630可为圆形的以类似地降低这些机率。沟槽624被构造为当边缘630设置在电导管(例如挠性电路634)上时来接纳和保持电导管,以使得挠性电路634牢固地保持在壁628,632限定

的沟槽624内。

[0127] 5. 沟槽组件中的示例性销轴

[0128] 图35-36示出了另一个示例性的安装环636。如图35所示,本实例的安装环636包括孔638,所述孔638被构造为接纳换能器302的传声器310。沟槽640限定在安装环636的外表面642中。内部相对的侧壁644包括设置在两者间的中间壁646,以使得侧壁644和中间壁646一起来限定沟槽640。图36示出了设置在换能器302的传声器310周围的安装环636,其中在换能器302的压电元件314上设置有电触点652。安装环636可用作器械50A中的安装环308的变型形式。

[0129] 本实例的安装环650的沟槽640被构造为接纳电导管,例如挠性电路656。各个电触点652接纳相应的挠性电路656。因此应当理解,安装环650可包括用于各个挠性电路656的单独沟槽640。销轴或插头648从安装环636的沟槽640凸出以摩擦性地装配到穿过挠性电路656形成的相应孔内。这种插头648因而可有助于将挠性电路656保持在沟槽640内。除此之外或者作为另外一种选择,挠性电路656本身可具有销轴,所述销轴有助于当其被接纳在安装环650中的相应孔内时来牢固地定位挠性电路656。

[0130] 应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施例、实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、实施例、实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、实施例、实例等不应视为彼此隔离。根据本文的教导内容,其中可结合本文的教导内容的各种合适方式对于本领域普通技术人员将是显而易见的。这种修改形式和变化形式旨在包括在权利要求书的范围之内。

[0131] 上文所述的装置的版本可适用于由医学专家执行的常规医疗处理和手术中、以及可适用于机器人辅助的医疗处理和手术中。

[0132] 上文所述的版本可被设计为单次使用后丢弃,或者它们可被设计为可使用多次。在上述任一种或两种情况下,都可对这些版本进行修复,以便在使用至少一次后重复使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置、然后清洗或更换特定部件和随后进行重新组装。具体地讲,可拆卸所述装置的一些版本,并且可选择性地以任何组合形式来更换或拆除所述装置的任意数量的特定部件或零件。在清洗和/或更换特定零件时,所述装置的一些版本可在修复设施中重新组装或者在即将进行手术前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会知道,修复装置时可利用多种技术进行拆卸、清洗/更换和重新组装。这些技术的使用以及所得的修复装置均在本发明的范围内。

[0133] 仅以举例的方式,本文所述的版本可在手术之前和/或之后进行消毒。在一种消毒技术中,将装置置于闭合并密封的容器中,例如,置于塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置置于可穿透该容器的例如 γ 辐射、X射线或高能电子等辐射的辐射场中。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。消毒后的装置随后可存放于消毒容器中,以备以后使用。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、环氧乙烷或蒸汽消毒。

[0134] 尽管已在本发明中示出和描述了多个版本,但本领域的普通技术人员可在不脱离本发明范围的前提下进行适当修改以对本文所述的方法和系统进行进一步改进。已经提及了若干此类潜在的修改形式,并且其他修改形式对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如,上文讨论的实例、版本、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等等均是示例性的而非必需

的。因此,本发明的范围应以下面的权利要求书考虑,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细节。

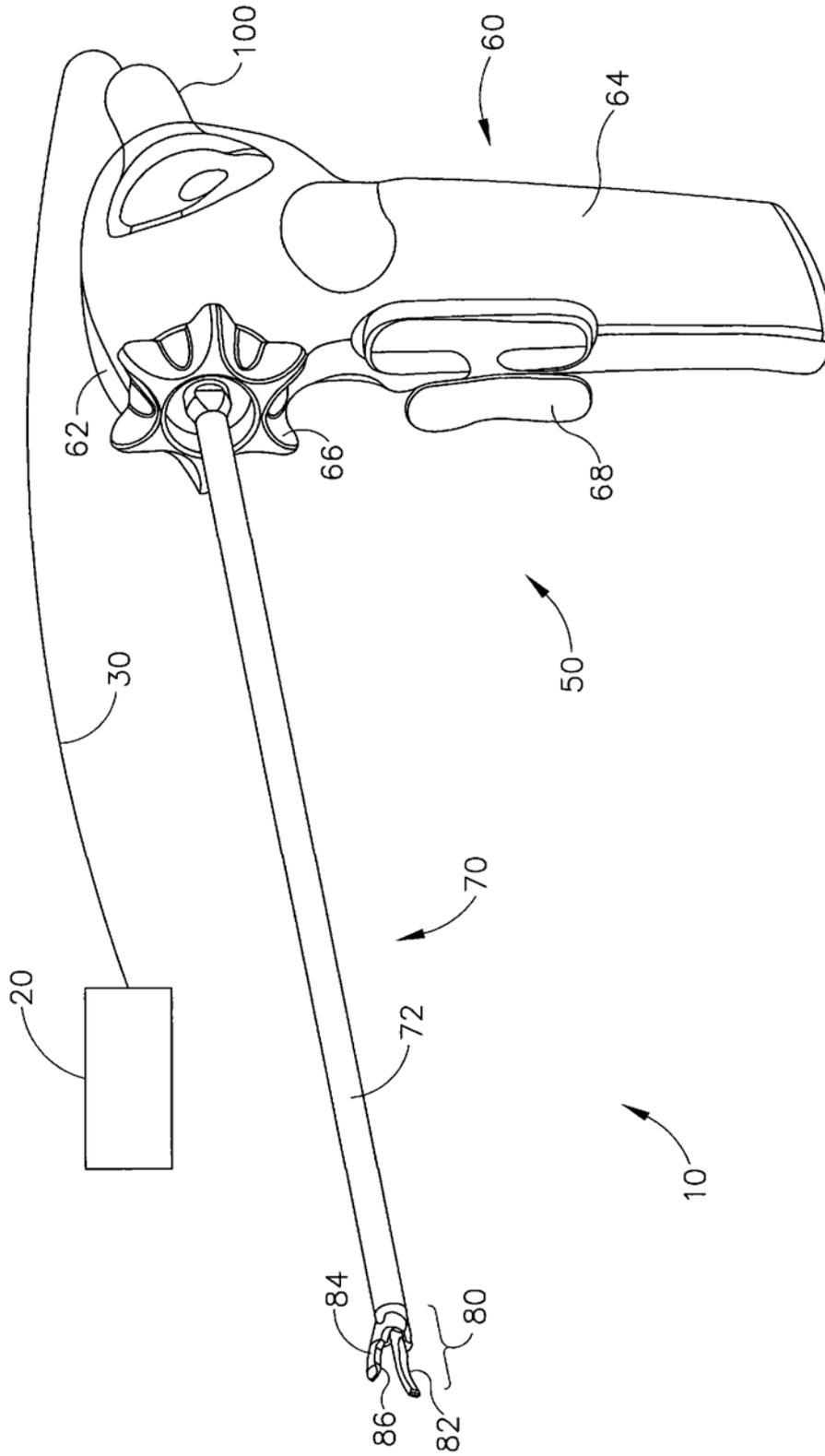


图1

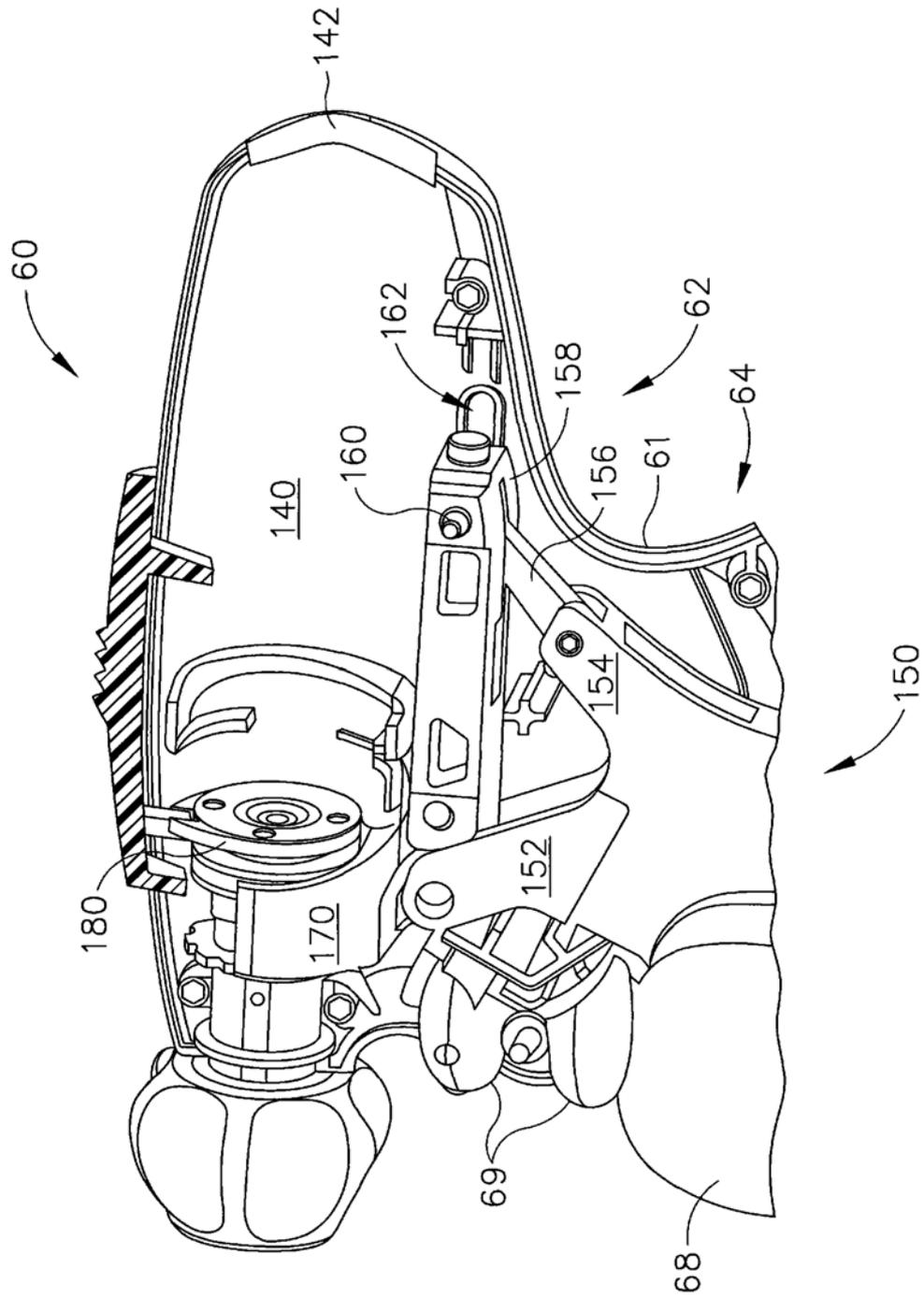


图2

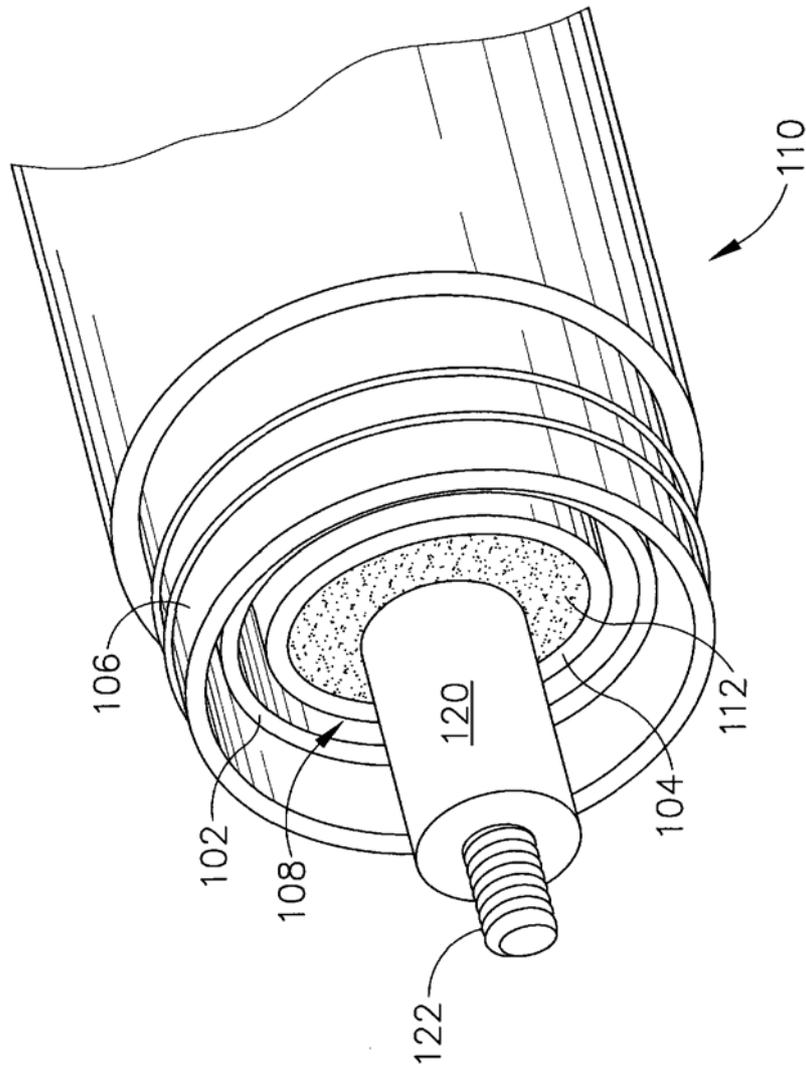


图3

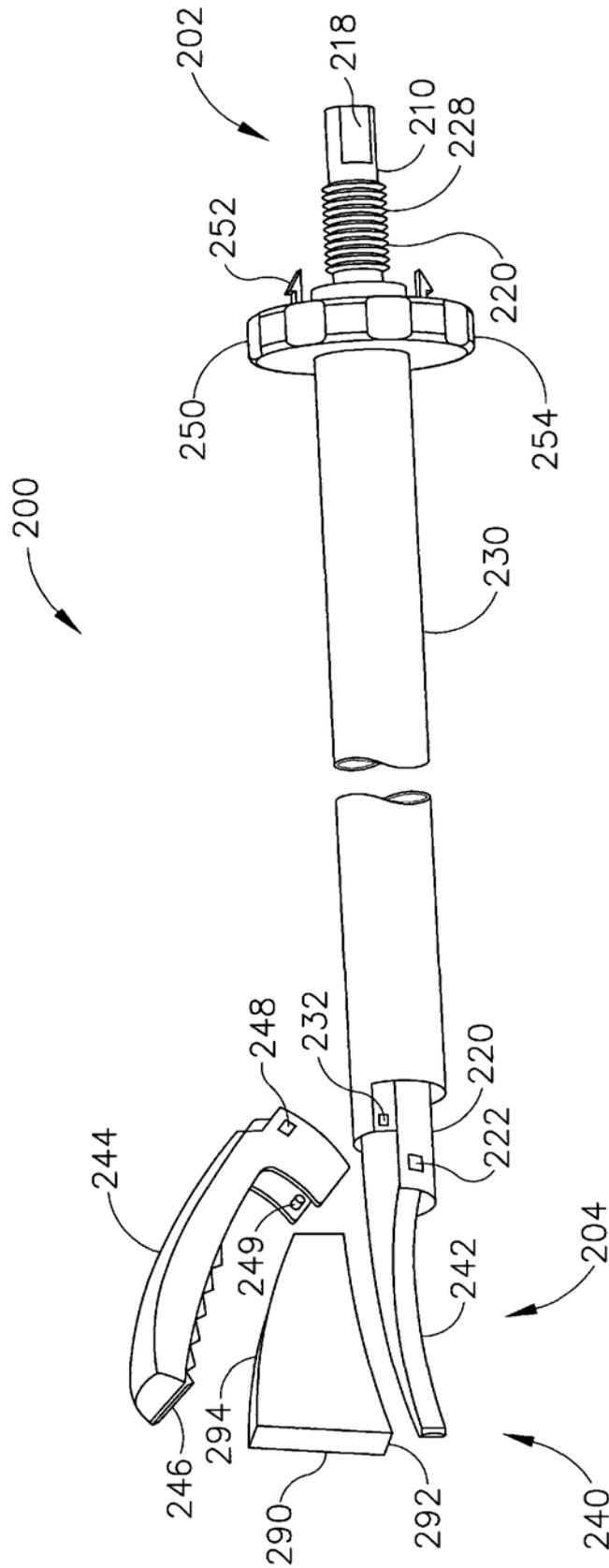


图4

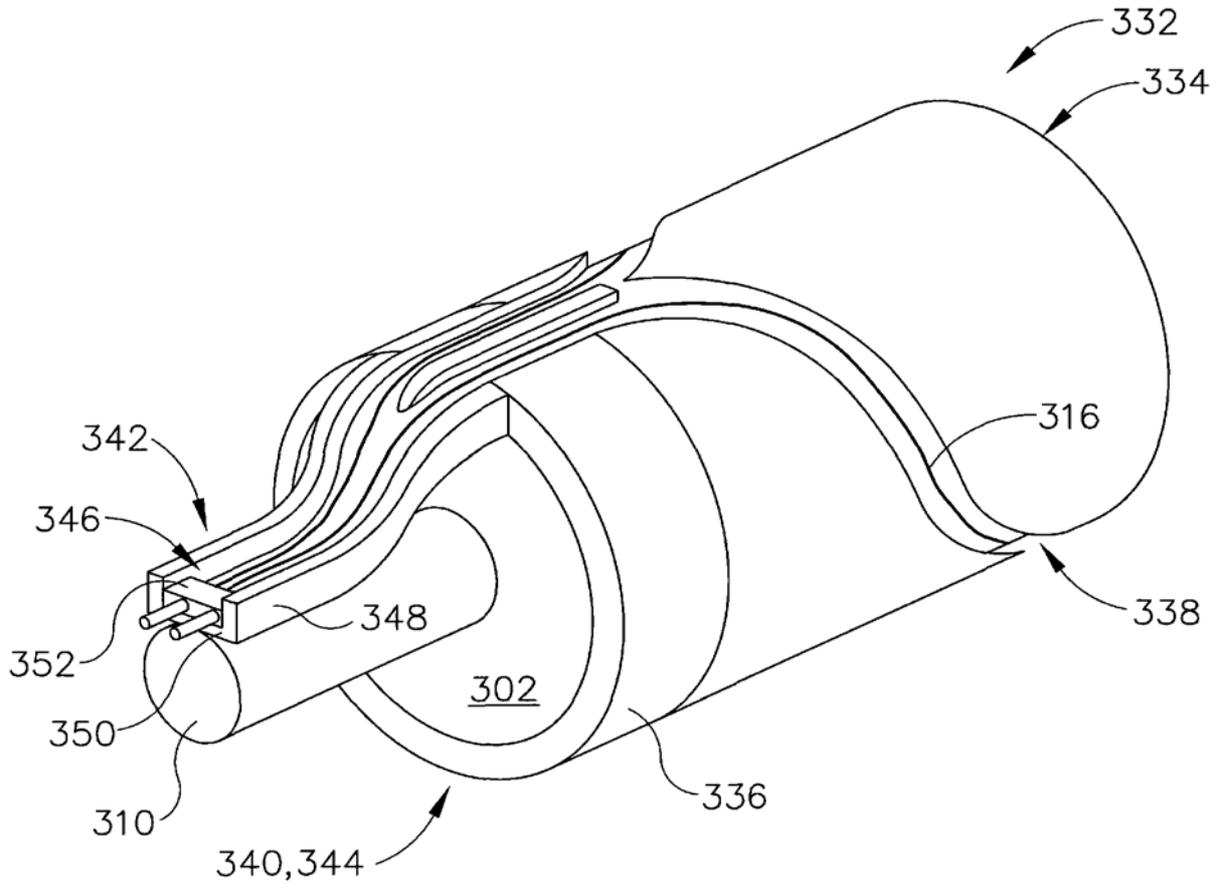


图6

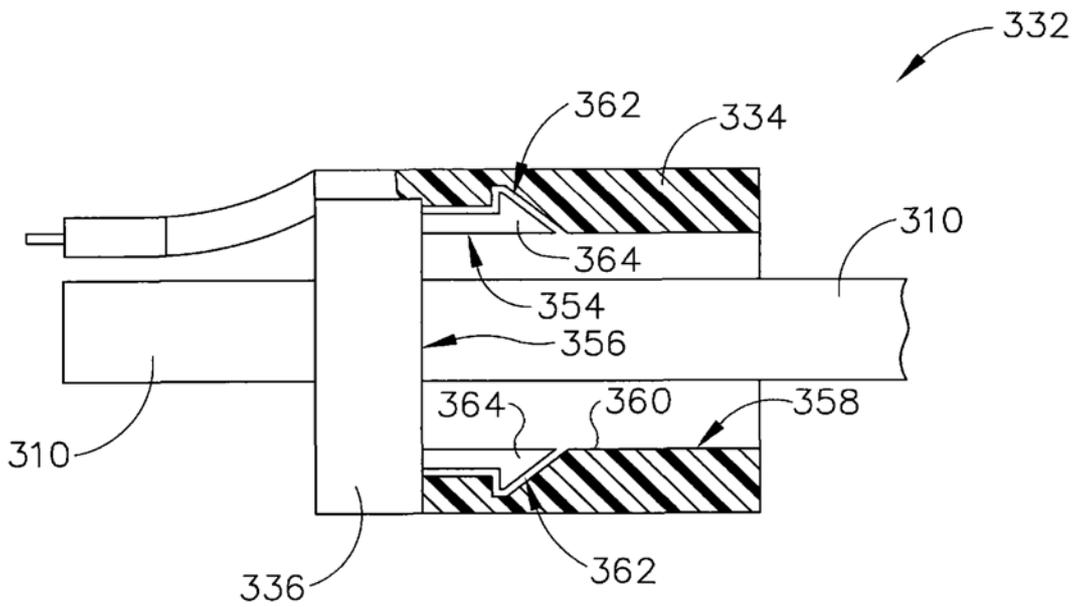


图7

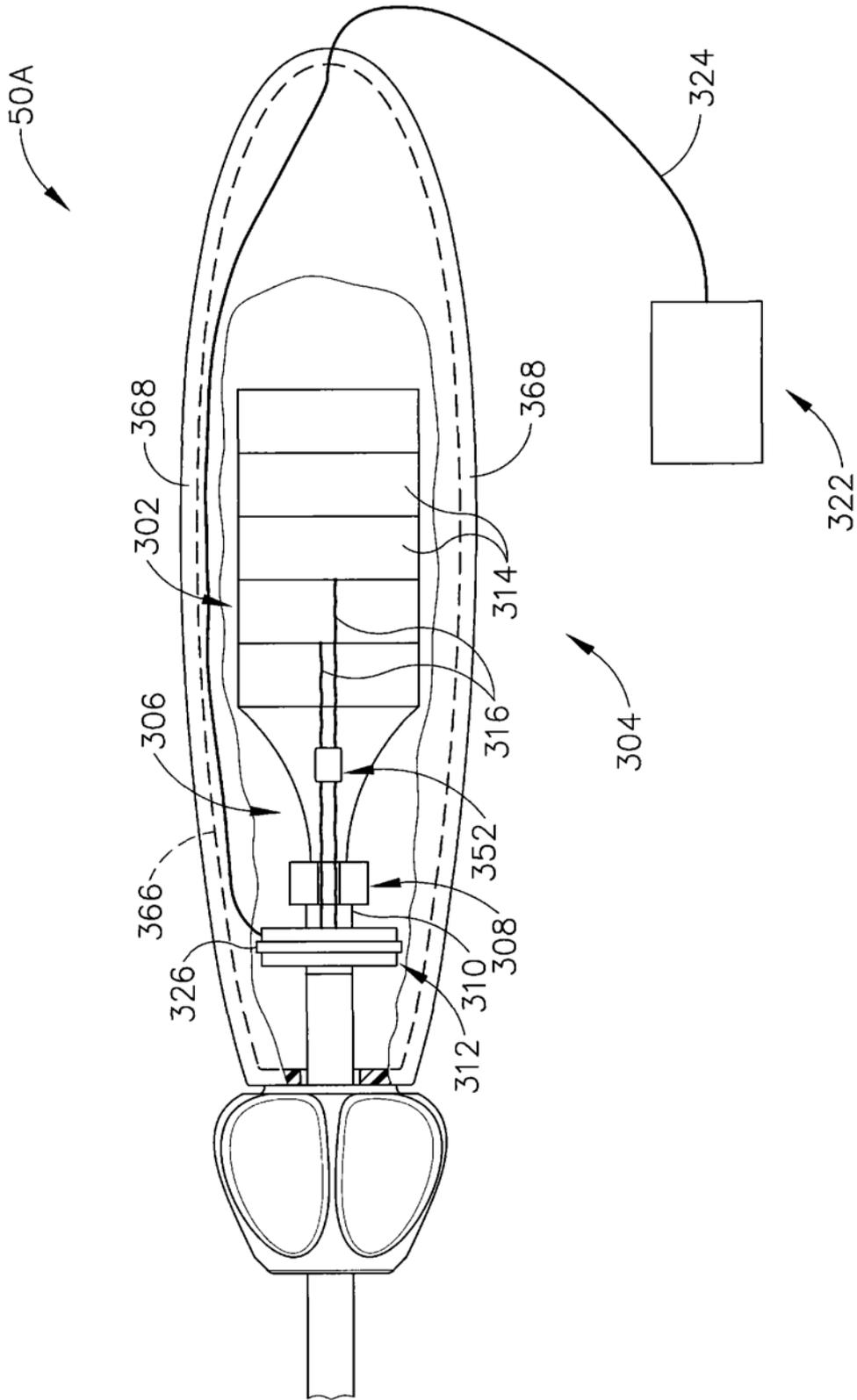


图8

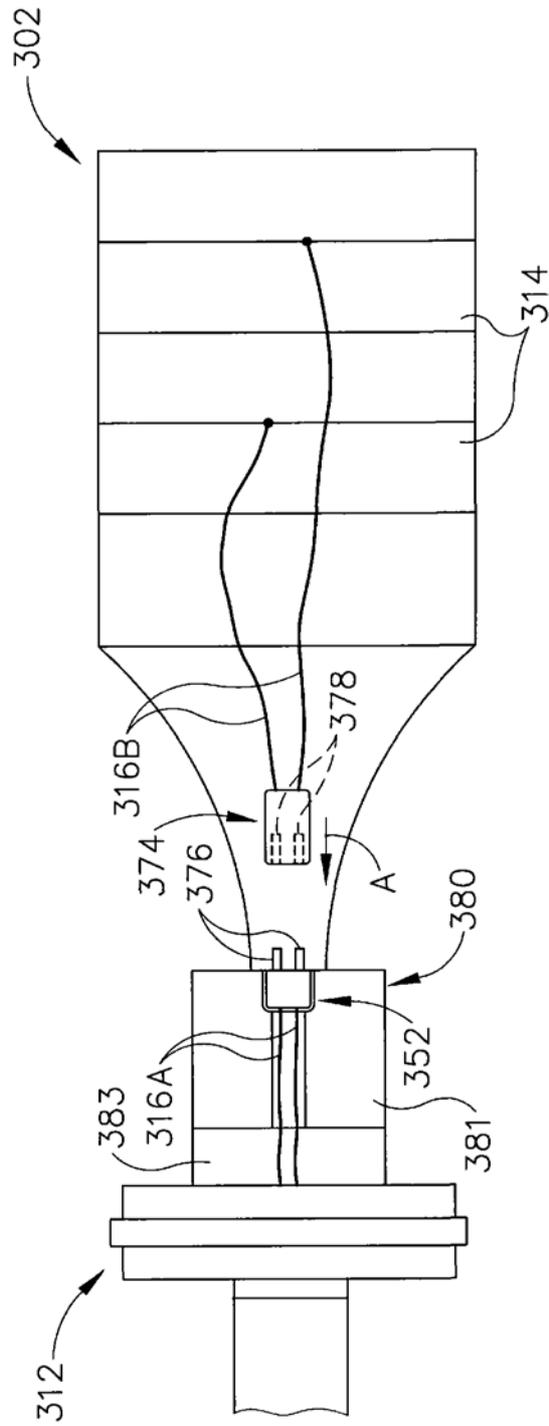


图9

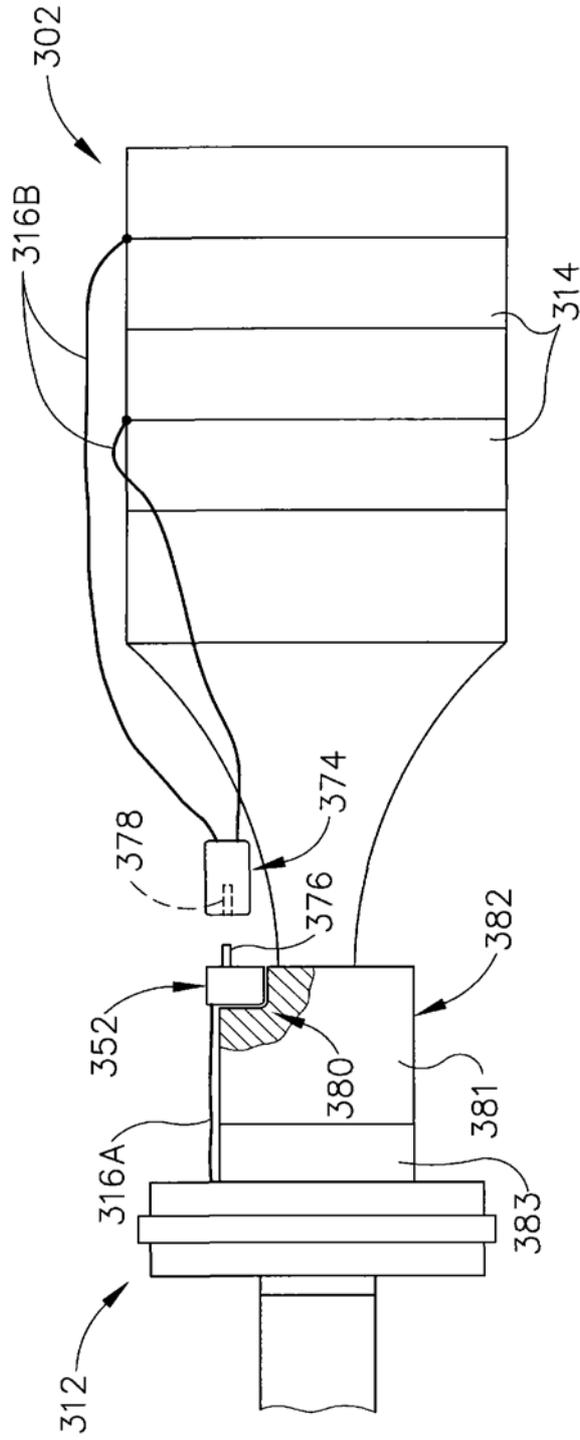


图10

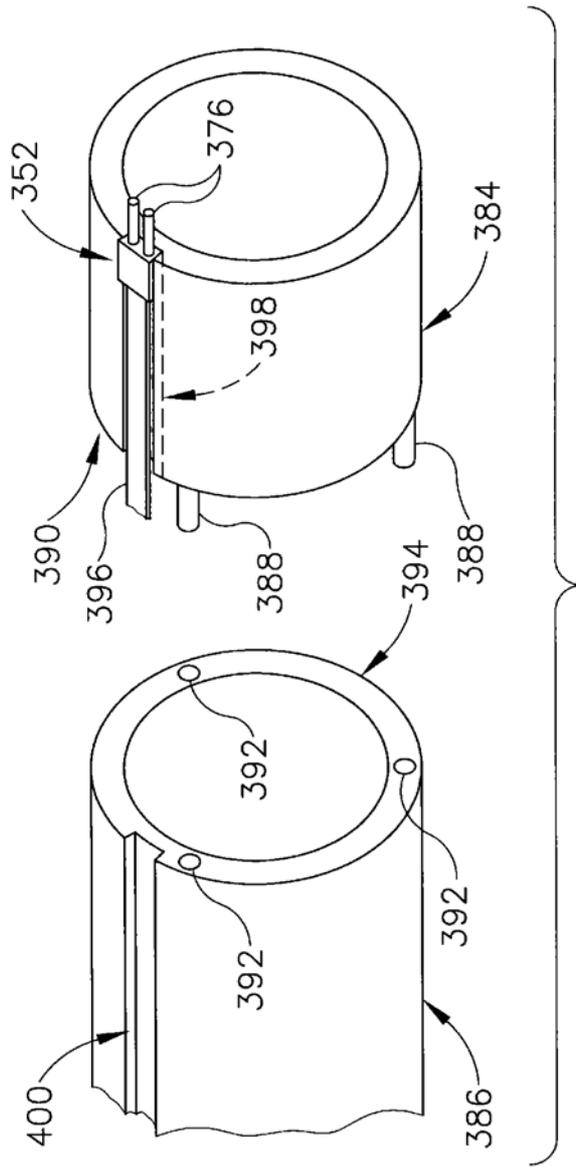


图11

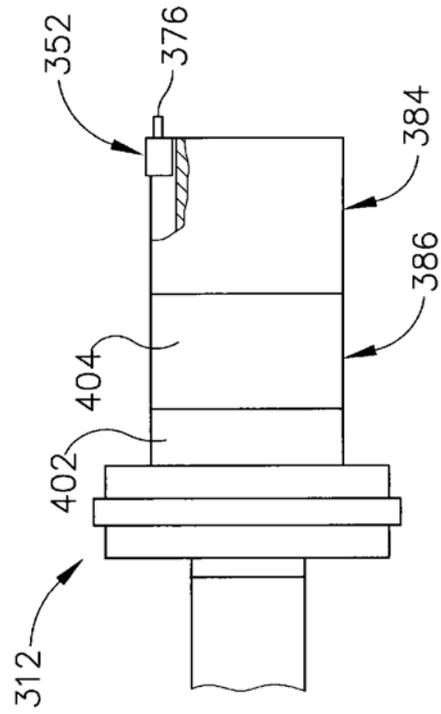


图12

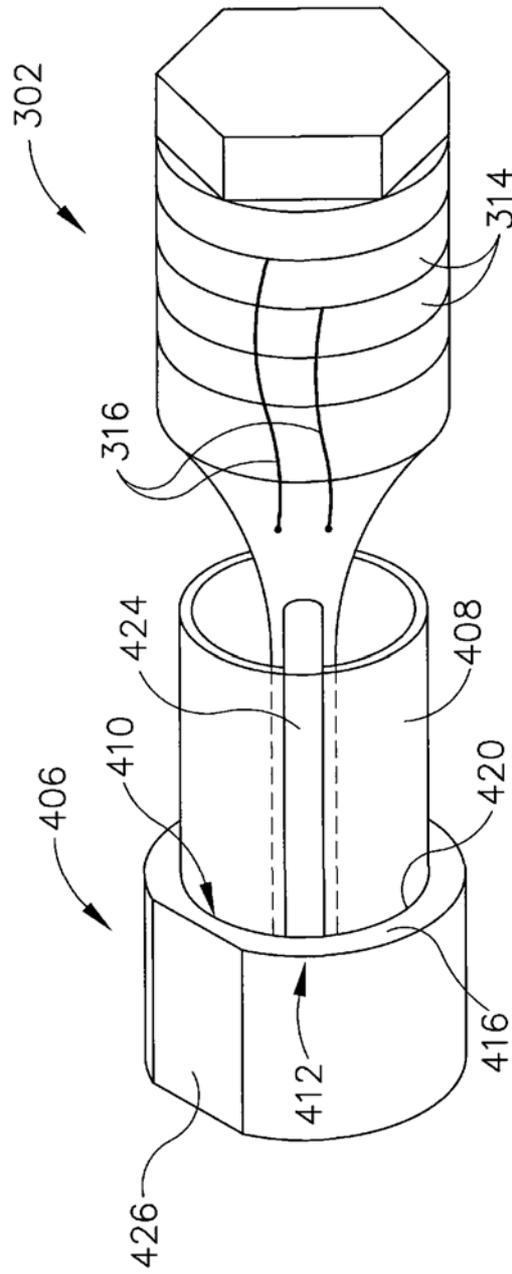


图13

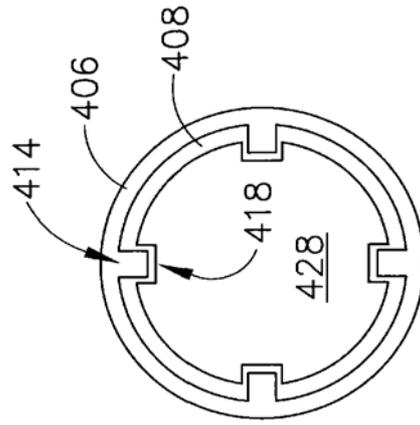


图14

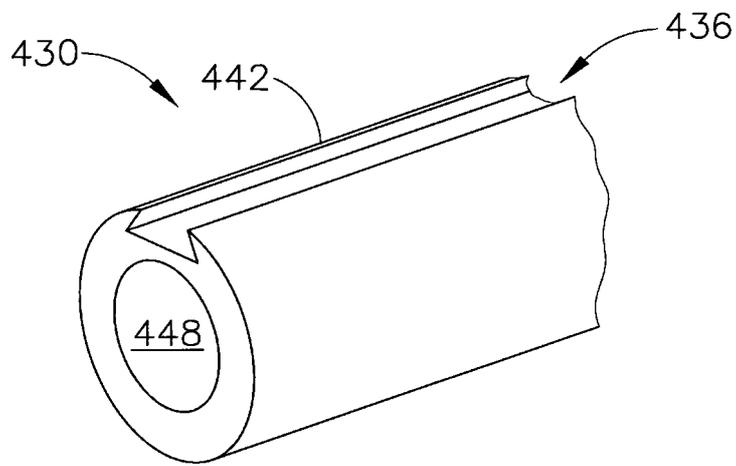


图15

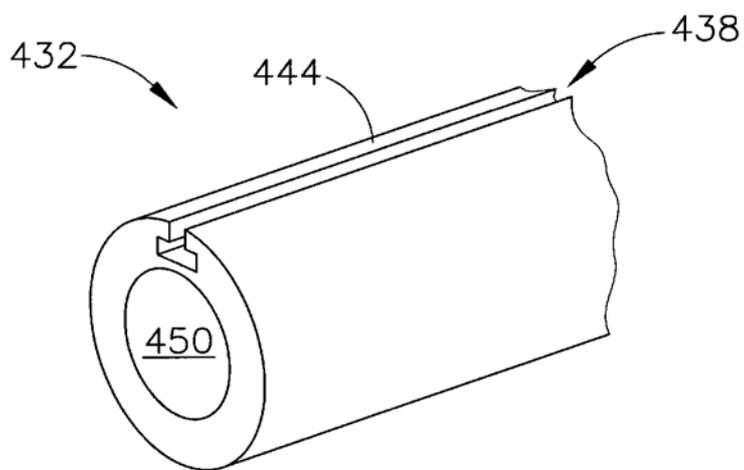


图16

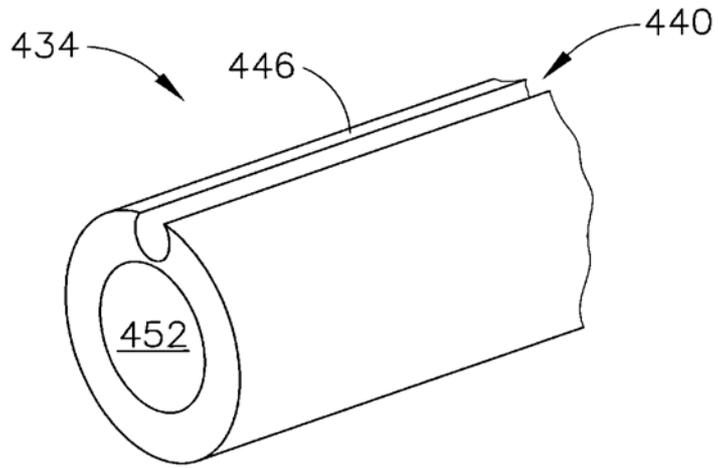


图17

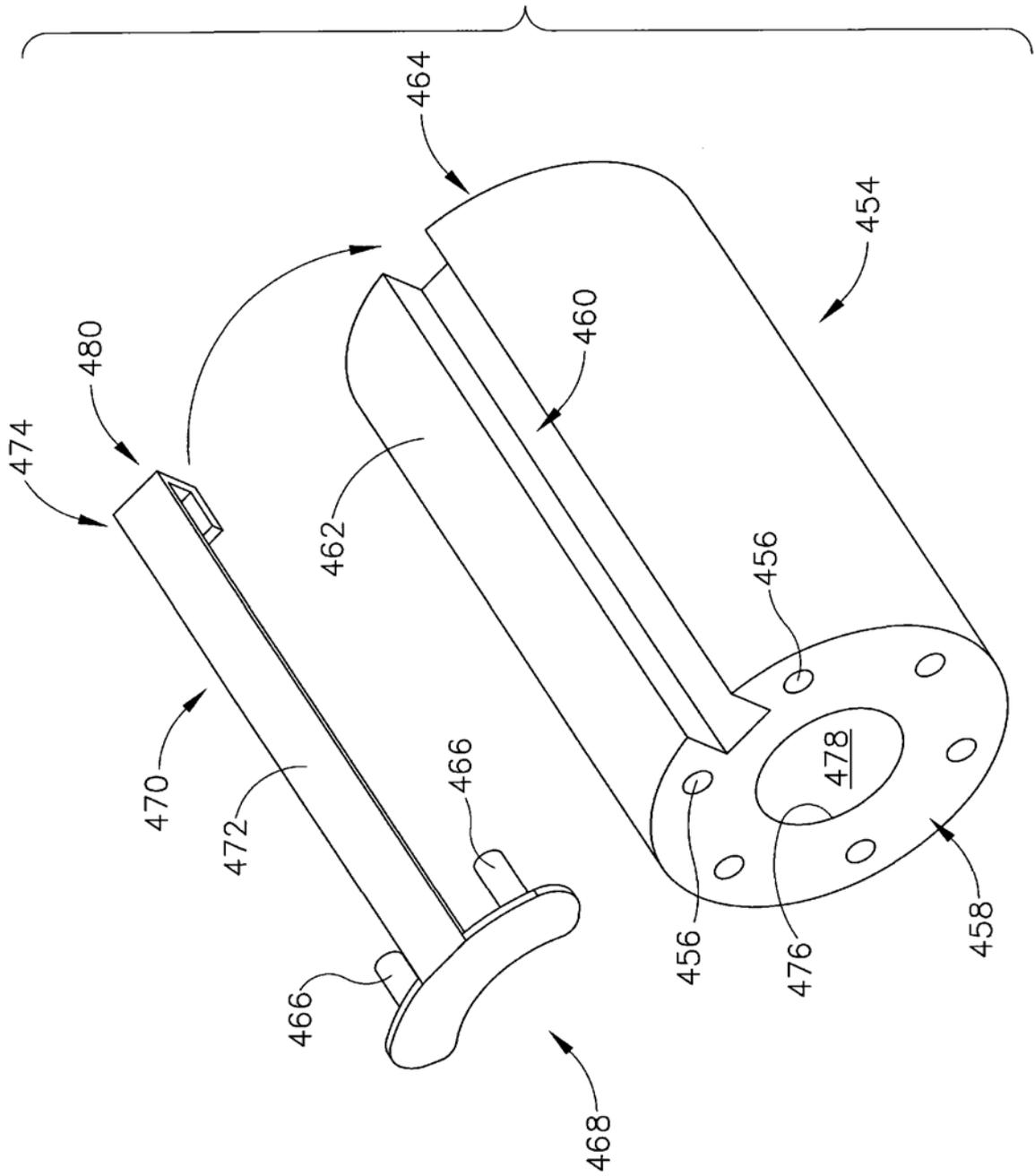


图18

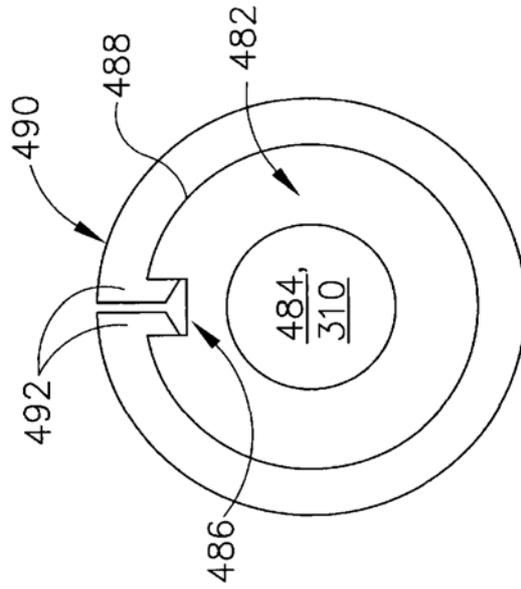


图19

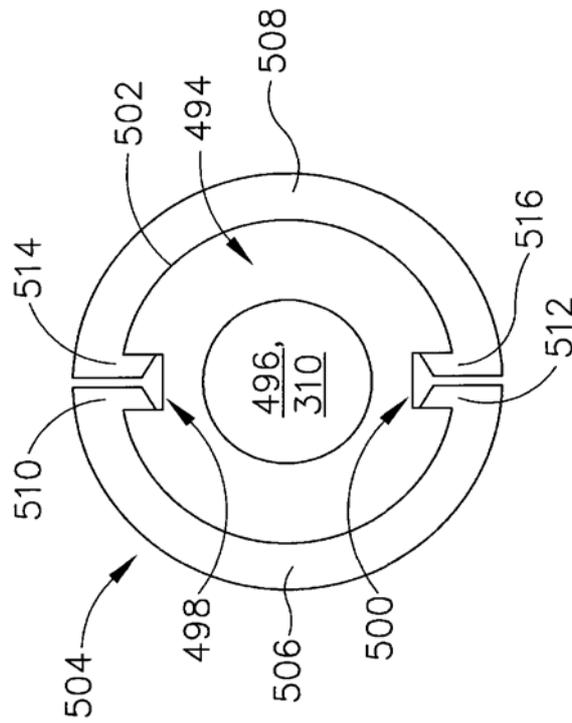


图20

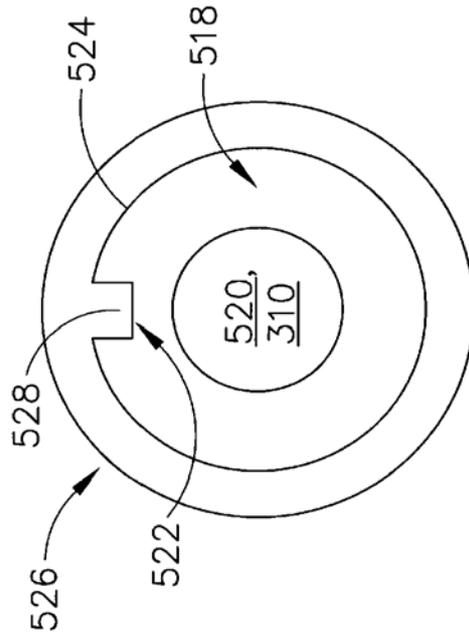


图21

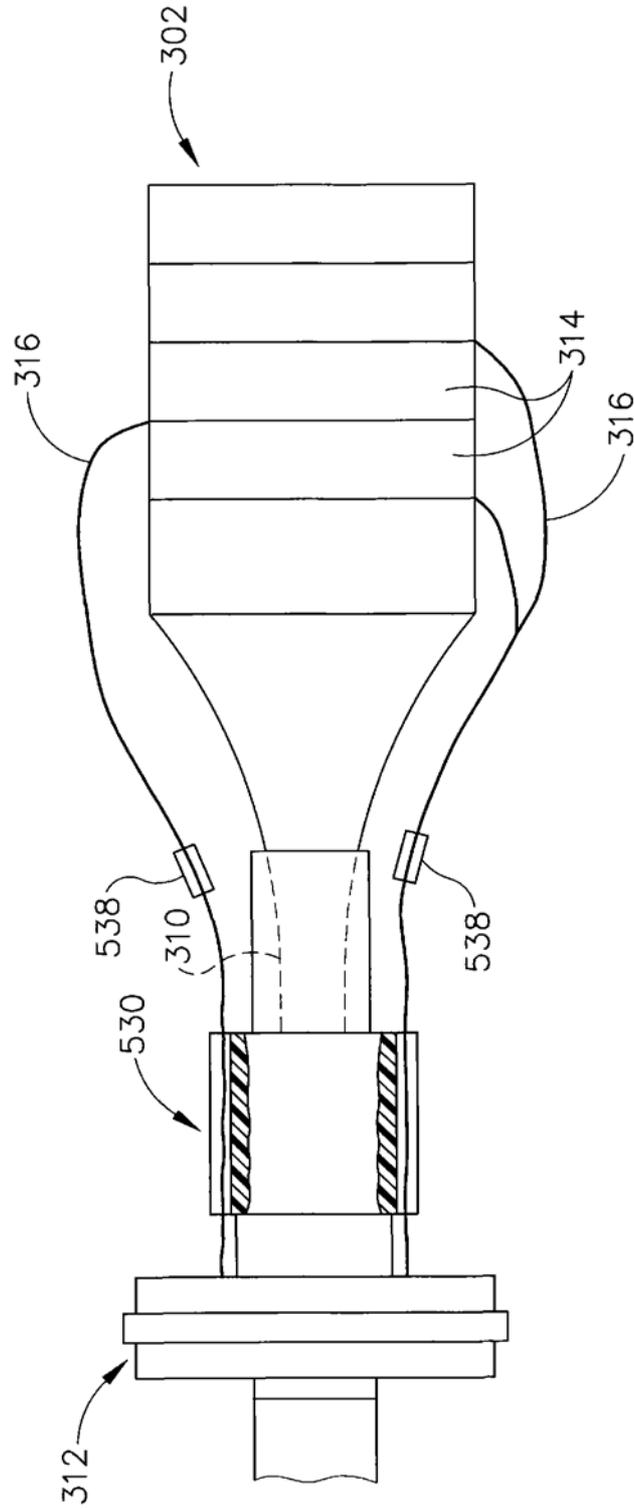


图22

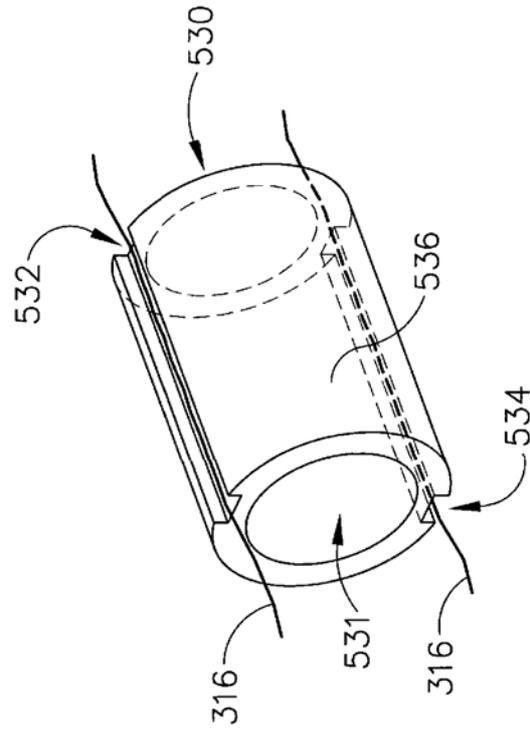


图23

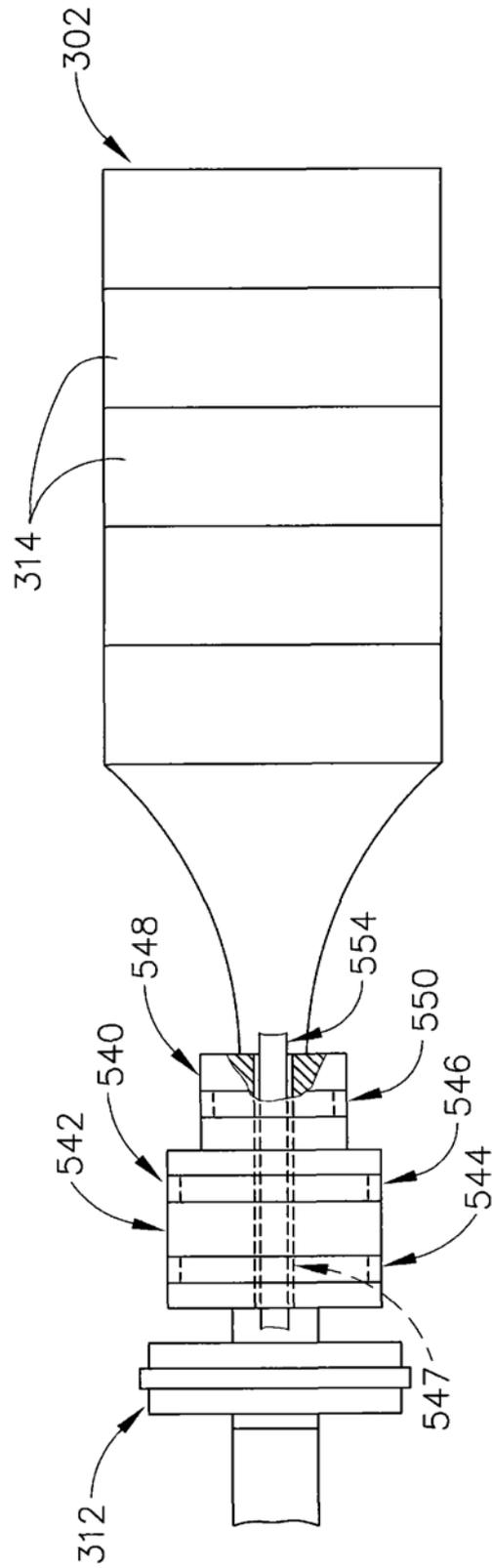


图24

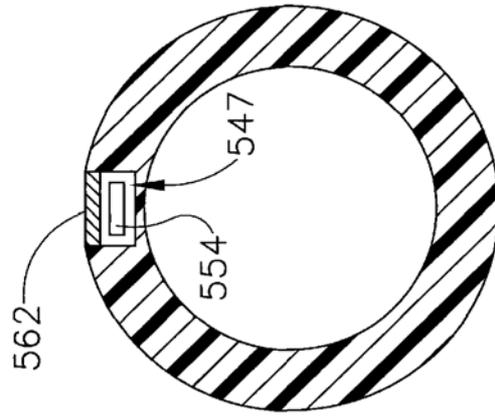


图25

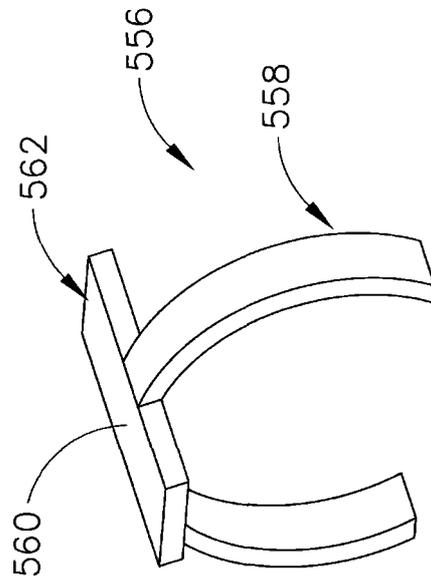


图26

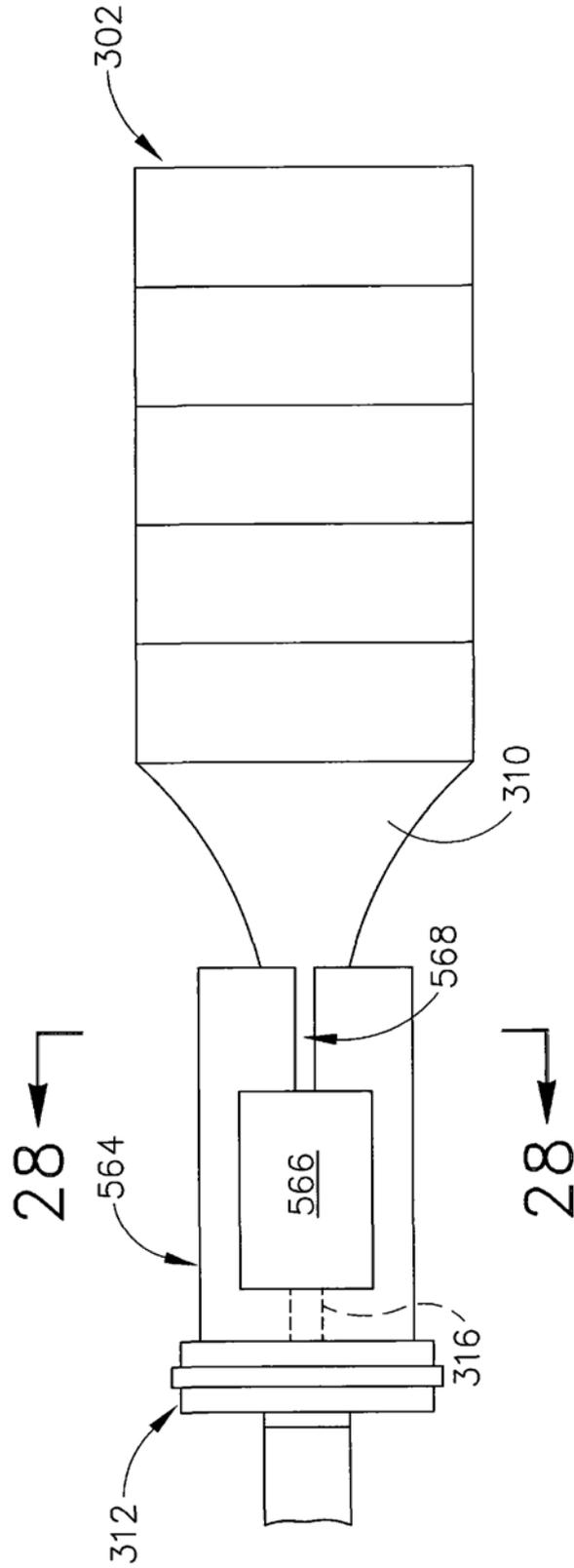


图27

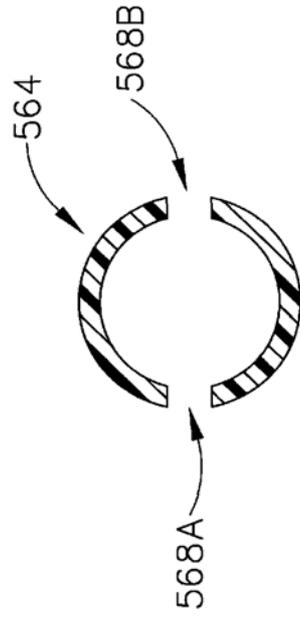


图28

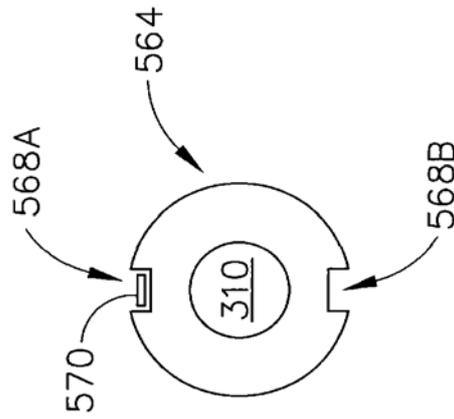


图29

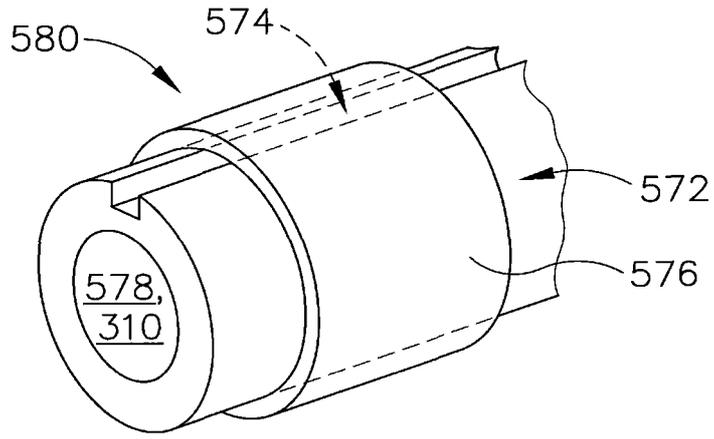


图30

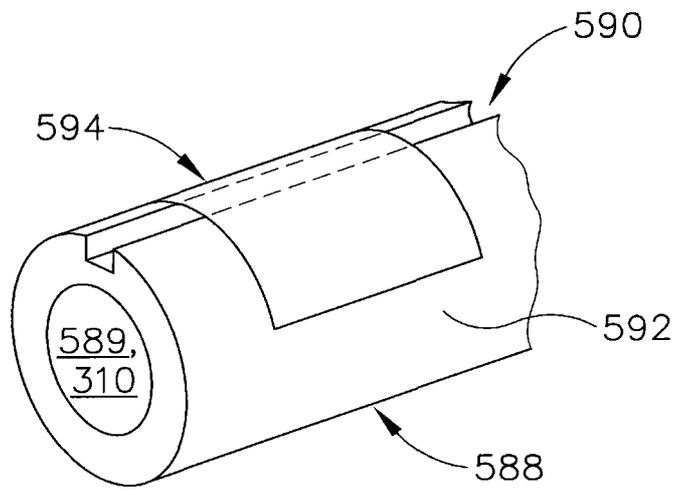


图31

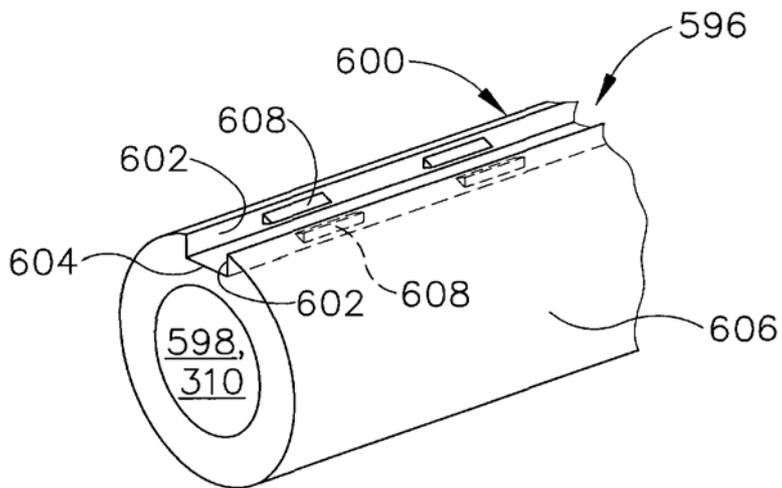


图32

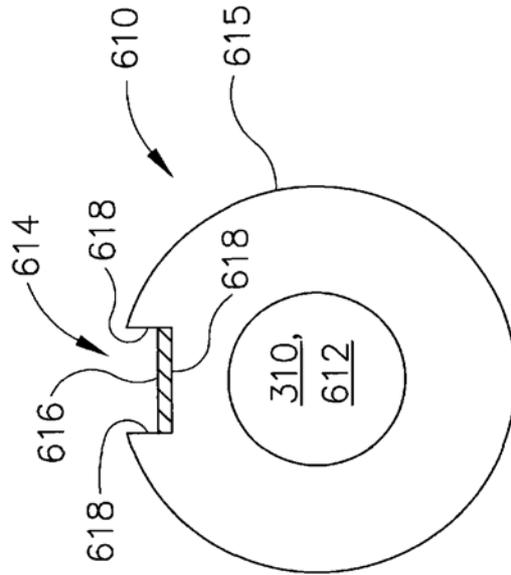


图33

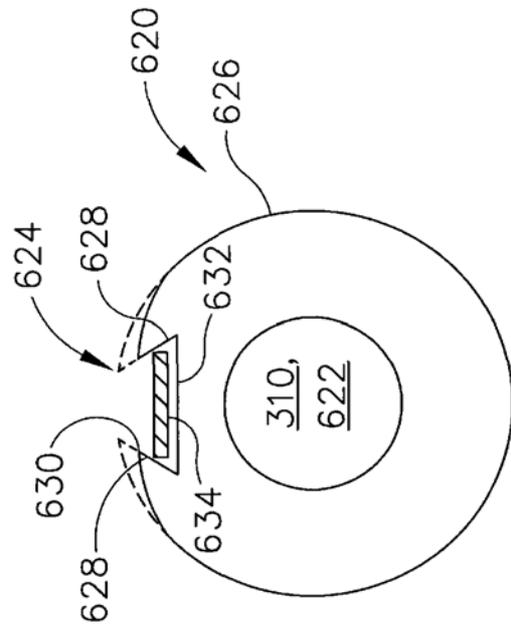


图34

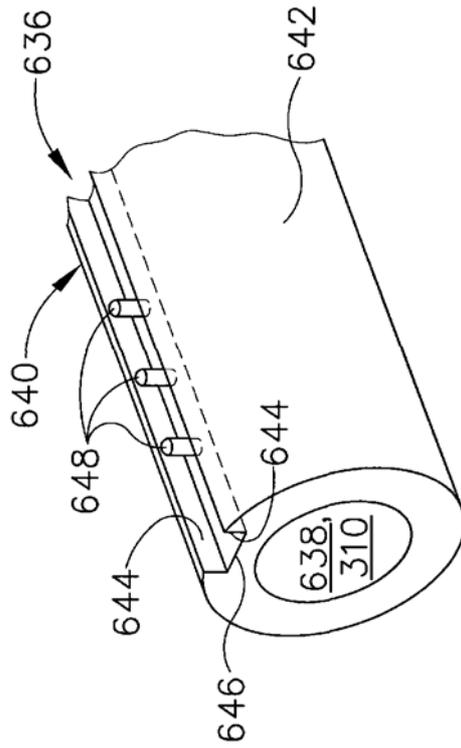


图35

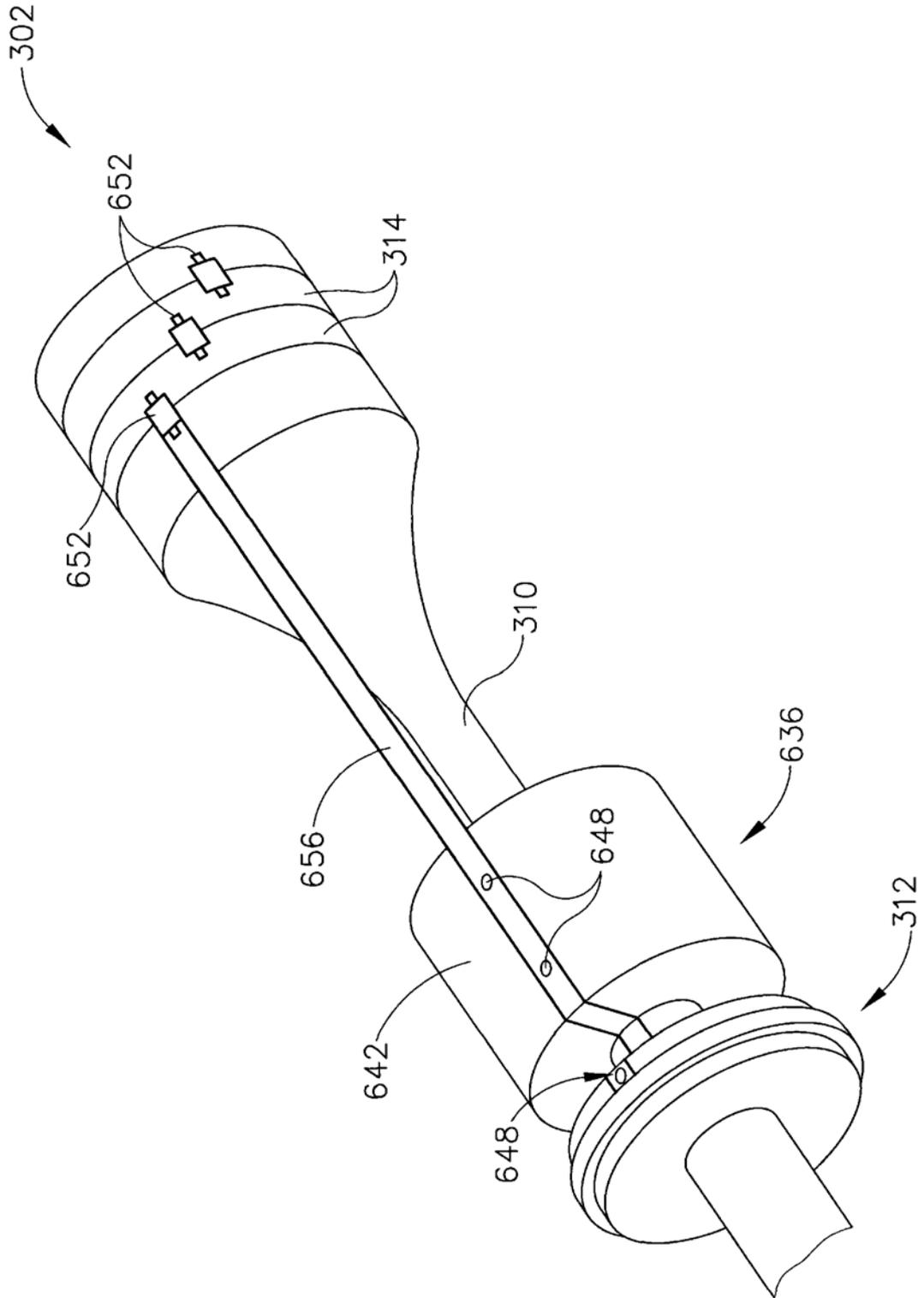


图36

专利名称(译)	用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接		
公开(公告)号	CN103040520B	公开(公告)日	2017-09-08
申请号	CN201210397391.6	申请日	2012-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	S瑞 SL希茨 DJ穆茂 JA韦德三世 CT戴维斯 SA涅尔德		
发明人	S·瑞 S·L·希茨 D·J·穆茂 J·A·韦德三世 C·T·戴维斯 S·A·涅尔德		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/320092 A61B2017/00477 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/320097		
代理人(译)	苏娟		
审查员(译)	黄晓荣		
优先权	13/272614 2011-10-13 US		
其他公开文献	CN103040520A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于外科器械中的滑环组件和超声换能器的连接。具体地，所述超声外科器械包括主体，例如手柄组件和声学传输组件。所述声学传输组件包括超声换能器和端部执行器。安装环设置在所述换能器的传声器上。可旋转圆筒设置在所述安装环的远侧。所述换能器的压电元件设置在所述安装环的近侧。电导管从所述圆筒延伸至所述压电元件并且在所述安装环之上或之中穿行。所述圆筒通过滑环组件与电源连接以选择性地启动所述换能器。

