



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103027749 B

(45)授权公告日 2017.12.29

(21)申请号 201210397423.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2012.10.10

A61B 18/12(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 何煦佳

申请公布号 CN 103027749 A

(43)申请公布日 2013.04.10

(30)优先权数据

13/269,883 2011.10.10 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 D·J·穆茂 D·A·韦特

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟

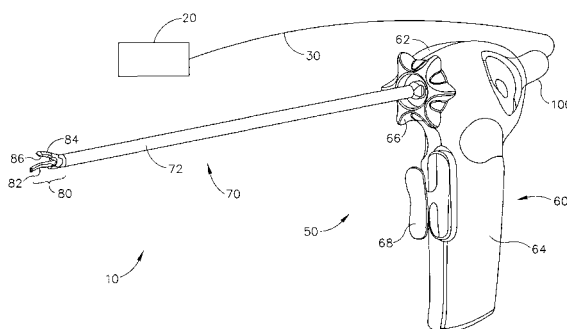
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54)发明名称

具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科器械

(57)摘要

本发明涉及一种具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科系统,所述外科系统包括电源、连接器、和外科器械,所述外科器械具有主体组件、传输组件、换能器、和连接组件。所述连接组件被构造为将所述换能器上的电极与所述连接器的导线选择性地连接。所述连接组件可响应扳机的致动而进行操作。多种连接组件包括将触点延伸至电极的可延展构件、将触点旋转至接触电极的可旋转构件、将连接至螺线管的各个末端的触点延伸至接触所述电极的螺线管、或者将具有触点的框架平移至所述电极的螺线管。作为另外一种选择,所述外科器械可包括具有滑环的连接组件和加重电缆末端。此外,所述连接组件可包括可连接构件上的触点,所述可连接构件上的触点可与所述换能器上的触点分离。



1. 一种外科系统,包括:
 - (a) 电源;
 - (b) 连接器,所述连接器连接至所述电源,其中所述连接器包括第一导线和第二导线;以及
 - (c) 外科器械,所述外科器械连接至所述连接器,所述外科器械包括:
 - (i). 主体组件,
 - (ii). 传输组件,所述传输组件从所述主体组件向远侧延伸,所述传输组件包括波导和位于所述波导的远侧的刀片,
 - (iii). 换能器,所述换能器设置在所述主体组件内并能够连接至所述波导,所述换能器包括:
 - (1) 第一电极,
 - (2) 第二电极,和
 - (3) 换能器元件,所述换能器元件与所述第一电极和所述第二电极连通,其中所述第一电极、所述第二电极和所述换能器元件能够相对于所述主体组件旋转,以及
 - (iv). 连接组件,所述连接组件能够操作以将所述第一导线选择性地电连接至所述第一电极并将所述第二导线选择性地电连接至所述第二电极,其中所述连接组件包括:
 - (1) 第一可延展构件,
 - (2) 螺线管,其中所述螺线管能够操作以便将所述第一可延伸构件从收缩位置驱动到延伸位置,其中所述第一可延展构件被构造成能够在所述延伸位置使所述第一导线与所述第一电极连接,以及
 - (3) 重定向构件,所述重定向构件被构造成能够在所述第一可延展构件从所述收缩位置被驱动到所述延伸位置时朝着所述第一电极引导所述第一可延展构件。
2. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述主体组件还包括扳机。
3. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述螺线管能够操作以使所述第一可延展构件相对于所述重定向构件延伸,从而接触所述第一电极。
4. 根据权利要求3所述的外科系统,其中所述连接组件还包括第二可延展构件,其中所述螺线管能够操作以将所述第一可延展构件延伸至接触所述第一电极并且将所述第二可延展构件延伸至接触所述第二电极。
5. 根据权利要求3所述的外科系统,其中所述重定向构件包括通道,所述通道具有相对于所述重定向构件成第一角度的入口和相对于所述重定向构件成第二角度的出口,其中所述第一角度和所述第二角度为不同的角度。
6. 根据权利要求5所述的外科系统,其中所述第二角度与所述第一角度相差90度。
7. 根据权利要求4所述的外科系统,其中所述第一可延展构件和所述第二可延展构件包括弹性构件。
8. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述电源和所述连接器位于所述主体组件内。
9. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述电源包括发生器。
10. 根据权利要求1所述的外科系统,其中,所述波导还包括近端和远端。
11. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述第一电极和所述换能器元件能够相对于

所述主体组件旋转。

12. 根据权利要求2所述的外科系统,其中所述扳机能够操作以致动所述连接组件。

13. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述可延展构件电连接至所述第一导线。

14. 根据权利要求4所述的外科系统,其中所述第一可延展构件电连接至所述第一导线,并且所述第二可延展构件电连接至所述第二导线。

15. 根据权利要求1所述的外科系统,其中所述连接器被构造成能够连接至所述电源。

16. 根据权利要求9所述的外科系统,其中所述发生器独立于所述外科器械。

具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科器械

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侧执行器通过套管针的套管设置在所需外科部位处。这些远侧执行器(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 SurgicalInstrument”(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 andCoagulating”(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 SurgicalInstruments”(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 forSealing 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 SecondDrive Systems Actuatable by a Common Trigger Mechanism”(包括可通过公用扳机机构致动的第一驱动系统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 CuttingDevice”(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 withUltrasound 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示出了具有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内部;

[0007] 图3A示出了使用一对可延展构件的示例性连接组件的放大正视图;

[0008] 图3B示出了图3A的连接组件的放大正视图,其中示出可延展构件被延伸以电连接至换能器的电极;

[0009] 图4示出了图3A-3B的连接组件的示例性重定向构件的剖视图;

[0010] 图5A示出了使用可旋转构件的另一个示例性连接组件的放大正视图;

[0011] 图5B示出了图5A的连接组件的放大正视图,其中示出可旋转构件被旋转以电连接至电极;

[0012] 图6A示出了使用螺线管延伸一对触点的另一个示例性连接组件的放大正视图;

[0013] 图6B示出了图6A的连接组件的放大正视图,其中示出触点被延伸以电连接至电极;

[0014] 图7A示出了使用可平移框架的示例性替代连接组件的放大正视图;

[0015] 图7B示出了图7A的连接组件的放大正视图,其中示出框架和触点被平移以电连接至电极;

[0016] 图8示出了示例性替代连接组件的放大侧剖视图,所述示例性替代连接组件具有连接至环触点连接的含加重部分的电缆末端;

[0017] 图9A示出了具有能够选择性连接式部件的另一个示例性替代连接组件的放大侧剖视图;并且

[0018] 图9B示出了图9A的连接组件的放大侧剖视图,其中示出被分离的可连接构件。

[0019] 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

[0020] 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。

[0021] I. 示例性超声外科系统的概述

[0022] 图1示出了示例性的超声外科系统10,其包括外科器械50、发生器20、以及将发生

器20连接至外科器械50的电缆30。合适的发生器20为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。应该指出的是, 将参照超声外科器械来描述外科器械50; 然而应当理解, 下文所述的技术可用于多种外科器械, 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。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。

[0023] 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被构造为细长的、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76(另外最佳地示于图2中)、以及位于传输组件70的远侧的端部执行器80。在本实例中, 端部执行器80包括连接至波导76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、以及任选的一个或多个连接至夹持臂84的夹持垫86。

[0024] 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被构造为在配对壳体部分62的近端接纳换能器100并且在配对壳体部分62的远侧接纳传输组件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并且被构造为供用户使用单手抓紧。下部64的一个仅为示例性的构型示于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。

[0025] 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,例如单独的启动部分(可通过用户的手或脚来操作)和单独的配对壳体部分62。这种启动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。在一些其他版本中,省去了扳机68和/或触发按钮69。例如,器械50可作为机器人系统的一部分进行操作。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。仅以举例的方式,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: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.2011/0015660;美国专利No.6,500,176;美国专利公布No.2011/0087218;和/或美国专利公布No.2009/0143797。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。

[0026] 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结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。

[0027] II. 用于超声外科器械的示例性连接组件

[0028] 在某些情况下,可为有用的是选择性地连接从电缆30到换能器100的电连接。例如,换能器100可需要在操作期间被旋转多次。在这种情况下,如果电缆30为相对于换能器100固定的,则电缆30可不必要地缠绕。因此,可为优选的是包括能够选择性连接式电连接机构以降低或消除电缆30拧绕的可能性。另外,也可为优选的是,仅当外科器械50的换能器100和/或刀片82将被使用时才将电缆30选择性地连接至换能器100。这种选择性连接可降低电连接组件的磨损。用于这种连接组件的仅为示例性的构型描述于下文中。

[0029] A. 示例性的多部件手柄组件

[0030] 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和任选的一对触发按钮69。本实例的扳机68可从远侧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的远侧处连接至扳机托架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来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。

[0031] 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连接至传输组件70以操作内部管状致动机构(未示出),由此来选择性地枢转夹持臂84。用于传输组件70、力限制机构180、扳机托架170、和换能器100的仅为示例性的构型描述于与本专利同一天提交的、名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Modular EndEffector”(具有模块化端部执行器的超声外科器械)的美国专利申请序列No.[代理人案卷号END7012USNP.0587821]中,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。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 CoagulatorApparatus 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。腔体140被构造为在其中接纳换能器100(示为不含外部壳体)的至少一部分,以使得换能器100和传输组件70可在多部件手柄组件60内连接在一起。换能器100可永久性地封装在壳体61内,或者换能器100可通过壳体61中的孔而从腔体140中移出。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。

[0032] B. 示例性换能器

[0033] 仍参见图2,本实例的换能器100(示为不含外部壳体)可通过电缆30连接至发生器20,但应当理解,换能器100可为具有容纳在壳体61内的电源的无线换能器。在本实例中,换能器100包括压电叠堆组件110、第一谐振器或端振钟120、以及第二谐振器或前振钟130。在本实例中,换能器100产生的超声能量通过波导76传输至端部执行器80的刀片82。波导76在近端连接至传声器(未示出),所述传声器从第二谐振器130向远侧延伸。传声器可固定地连接至波导76(这样传输组件70的旋转使得换能器100也旋转并且反之亦然)或者传声器可被构造为相对于波导76自由地旋转(以使得传输组件70的旋转独立于换能器100)。

[0034] 在本实例中,压电叠堆组件110包括压电元件112,当将第一谐振器120和第二谐振器130与压电元件112组装在一起时,所述压电元件112压缩在第一谐振器120和第二谐振器130之间以形成压电元件112的叠堆。压电元件112可由任何合适的材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅、和/或(例如)任何合适的压电晶体材料。压电叠堆组件110还包括电极114,116,所述电极114,116包括至少一个正极114和至少一个负极116,所述至少一个正极114和至少一个负极116被构造为在一个或多个压电元件112上产生电势。当然,也可将多个电极114,116和压电元件112堆叠在一起。如图2所示,正极114、负极116、和压电元件112可各自被构造为具有孔腔(未示出)以限定可接纳第一谐振器120的螺纹部分的通道。在示出的实例中,正极114和负极116为圆环,但应当理解,可使用其他电极,包括线性凸起、连接至换能器100的端部的环连接器、和/或任何其他合适的电极或电极组合,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。一种仅为示例性的超声换能器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。

[0035] 当通过触发按钮69和/或扳机68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(或其他振动模式,如,扭转的或横向的等)、超声频率(例如55.5kHz)下的机械能量。如图所示,当换能器100连接至传输组件70时,则将振荡通过波导76传输至端部执行器80。在本实例中,连接至波导76的刀片82由此在超声频率下振荡。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。尽管已描述出换能器100的一些构型,但根据本文的教导内容,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。

[0036] C. 示例性的可延展连接组件

[0037] 如此前所指出的,在某些情况下,可为有用的是选择性地连接和分离电缆30和换能器100之间的电连接。一个仅为示例性的连接组件200包括一个或多个可延展构件230以将功率从发生器20电连接至换能器100,如图3A-4所示。在本实例中,连接组件200包括螺线管210(示于图4中)、重定向构件220、和一对可延展构件230。如图4所示,重定向构件220具有形成于其中且被构造为以相对螺线管210成90度的角度来重定向可延展构件230的一对弧形通道222。但应当理解,可使用用于弧形通道222的其他重定向角度,包括从0度到180度的任何角度。重定向构件220还包括非导电或绝缘材料,以使得可延展构件230与弧形通道222的任何接触将不会导致重定向构件220与可延展构件230的电连接。例如,重定向构件220可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和/或任何其他非导电或绝缘构件,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。作为另外一种选择,重定向构件220可包括导电材料,其中利用绝缘材料或非导电材料使一个或多个弧形通道222为绝缘的。应当理解,重定向构件220可通过使用二极管电路和/或其他电元件而为电绝缘的,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,重定向构件220的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0038] 本实例的可延展构件230包括弹性金属条以使得可延展构件230依照由弧形通道222形成的路径而变形,但当不在弧形通道222内时基本上返回线性外形。可延展构件230可由铜、铝、金、和/或任何其他导电材料制成,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。可延展构件230包括第二末端232,所述第二末端232被构造为接触和电连接至上文所述的正极和/或负极114,116。例如,第二末端232可包括与其连接的平板(未示出)以提供较大的表面来接触正极或负极114,116。作为另外一种选择,可将细电刷构件连接至第二末端232。根据本文的教导内容,第二末端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。可延展构件230还包括第一末端,所述第一末端连接至螺线管210的螺线管头部212。螺线管头部212可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和/或任何其他非导电或绝缘构件。作为另外一种选择,在另一个版本中,螺线管头部212可包括导电材料,但可在螺线管头部212和可延展构件230之间提供绝缘或非导电材料。应当理解,螺线管头部212可通过使用二极管电路和/或其他电元件而为电绝缘的,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。可延展构件230还连接至从电缆30和从发生器20延伸的正导线和/或负导线218。在本实例中,螺线管210为可在第一位置和第二位置之间移动的线性致动型螺线管,在所述第一位置中可延展构件230收缩以不接触正极和/或负极114,116,如图3A所示;在所述第二位置中可延展构件230延伸以与正极和/或负极114,116电连接,如图3B所示。因此,当启动螺线管210时,通过正极和负极114,116以及可延展构件230将得自发生器20的功率电连接至换能器100。

[0039] 在一个仅为示例性的版本中,连接组件200可被构造为当未致动扳机68时位于图

3A所示的第一、收缩位置并且当拉引扳机68(示于图1-2中)时使得连接组件200延伸至图3B所示的第二、延伸位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机68的位置来将功率选择性地施加至螺线管210。因此,当螺线管210响应用户致动型扳机68而被启动时,可通过可延展构件230与正极和负极114,116的连接来将功率选择性地施加至换能器100。作为另外一种选择,可通过触发按钮69(示于图2中)和/或通过任何其他启动装置来启动螺线管210,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。

[0040] 因此,当可延展构件230未被延伸时,换能器100能够相对于壳体61和/或电缆30自由地旋转,由此潜在地降低可延展构件230上的磨损并且还潜在地避免电缆30在换能器100和/或传输组件70旋转时的缠绕。当可延展构件230正接触正极和负极114,116时,换能器100仍可旋转。根据本文的教导内容,连接组件200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,在一些版本中,可省去重定向构件220并且可将可延展构件230连接至单个、双作用螺线管,所述单个、双作用螺线管被构造为向外延伸以将可延展构件230与正极和负极114,116电连接。作为另外一种选择,可使用一对螺线管以代替单个双作用螺线管。在一些其他版本中,扳机68可机械地连接至可延展构件230以使得扳机68的致动会延伸可延展构件230。在另一个替代形式中,可使用马达代替螺线管210来延伸可延展构件230。

[0041] D. 示例性的可旋转连接组件

[0042] 另一个示例性的连接组件300包括一个或多个可旋转构件330以将功率从发生器20电连接至换能器100,如图5A-5B所示。在本实例中,连接组件300包括螺线管310和具有一对触点320的可旋转构件330。如图5A所示,可旋转构件330包括矩形板可旋转构件,所述矩形板可旋转构件具有设置在相对末端的一对触点320。可旋转构件330还包括非导电或绝缘材料,以使得触点320相对于可旋转构件330的外部 and 另一个电触点320电隔离。例如,可旋转构件330可由聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和/或任何其他非导电或绝缘构件,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。当然,应当理解,可旋转构件330可通过使用二极管电路和/或其他电元件而为电绝缘的,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。作为另外一种选择,在另一个版本中,可旋转构件330可包括导电材料,所述导电材料具有绝缘或非导电材料以将触点320相对彼此并且相对可旋转构件330隔离。仅以举例的方式,可旋转构件330可包括印刷电路板(PCB)部分,所述印刷电路板(PCB)部分具有连接至正触点320的第一导电迹线(未示出)和对应于负触点320的第二导电迹线(未示出),其中第一和第二导电迹线为彼此绝缘的。本实例的触点320包括电刷部分以将触点320电连接至正极和/或负极114,116,如图5B所示。触点320可由铜、铝、金、和/或任何其他导电材料制成,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。当然,可使用其他触点320,包括导电凸块、平板触点、电感元件、和/或任何其他合适的触点,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。触点320还连接至从电缆30延伸的正导线和/或负导线322。导线322彼此绝缘并且在本实例中基本上在可旋转构件330的中点332附近电连接至导电迹线。从导线322到导电迹线的这种电连接可通过直接焊接连接、滑环连接、和/或任何其他合适的连接来实现。根据本文的教导内容,可旋转构件330和/或触点320的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0043] 本实例的螺线管310连接在可旋转构件330的中点332处,并且螺线管310能够操作

以旋转可旋转构件330。例如,可旋转构件330可在螺线管310被启动时旋转至90度的角度(如图5B所示)并且可在螺线管310失效时返回0度的角度(如图5A所示)螺线管310可为旋转型螺线管,或者在一种替代形式中,可使用具有齿轮装置(未示出)(例如支架和小齿轮)的线性螺线管以对可旋转构件330进行旋转运动。作为另外一种选择,可使用压电元件、马达(如,步进马达)、扳机68的直接机械连接件、和/或任何其他合适的装置来旋转可旋转构件330,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。在本实例中,当螺线管310失效时,如图5A所示,可旋转构件330为竖直的或成0度,并且触点320不与正极或负极114,116电连接。一旦螺线管310被启动时,如图5B所示,可旋转构件330旋转90度以使得触点320电连接至正极和负极114,116。因此,当螺线管310被启动时,通过正极和负极114,116以及触点320将得自发生器20的功率电连接至换能器100。

[0044] 在一个仅为示例性的版本中,连接组件300可被构造为当未致动扳机68时位于图5A所示的第一位置并且当拉引扳机68(示于图1-2中)时使得连接组件300将可旋转构件330旋转至图5B所示的第二位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机68的位置来将功率选择性地施加至螺线管310。因此,当螺线管310响应用户致动型扳机68而被启动时,可通过触点320与正极和负极114,116的连接来将功率选择性地施加至换能器100。作为另外一种选择,可通过触发按钮69(示于图2中)和/或通过任何其他启动装置来启动螺线管310,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。

[0045] 因此,当可旋转构件330的触点320未旋转到电连接位置时,换能器100能够相对于壳体61和/或电缆30自由地旋转,由此降低触点320和/或可旋转构件330上的潜在磨损。连接组件300还可潜在地避免电缆30在换能器100和/或传输组件70旋转时的任何缠绕。当触点320接触正极和负极114,116时,换能器100仍能够相对于壳体61和/或电缆30进行旋转。当然,根据本文的教导内容,连接组件300的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0046] E. 示例性的替代可延展连接组件

[0047] 另一个示例性的连接组件400包括一个或多个触点420以将功率从发生器20电连接至换能器100,如图6A-6B所示。在本实例中,连接组件400包括螺线管410、一对触点420、和框架430。本实例的框架430包括基部432、第一端板434、和第二端板436。第一端板和第二端板434,436垂直于基部432而延伸并且被构造为延伸超过正极和负极114,116的一端,如图6A-6B所示。框架430包括非导电或绝缘材料,以使得触点420和/或导线422与基部432、第一端板434、和/或第二端板436的任何接触将不会导致框架430与触点420和/或导线422的电连接。例如,框架430可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和/或任何其他非导电或绝缘构件,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。当然,应当理解,框架430可通过使用二极管电路和/或其他电元件而为电绝缘的,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,框架430的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0048] 在本实例中,螺线管410设置在一对触点420之间。本实例的触点420包括被构造为当触点420接触正极和/或负极114,116时与正极和/或负极114,116电连接的金属板。触点420可由铜、铝、金、和/或任何其他导电材料制成,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。作为另外一种选择,可将细电刷构件连接至触点420以连接至

正极和/或负极114,116。根据本文的教导内容,触点420的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。触点420连接至螺线管410的绝缘螺线管头部,以使得施加至螺线管410的任何电流为相对触点420绝缘的并且使得各个触点420为彼此绝缘的。螺线管头部可包括聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和/或任何其他非导电或绝缘构件。当然,应当理解,螺线管头部可通过使用二极管电路和/或其他电元件而为电绝缘的,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。触点420还连接至从电缆30延伸的正导线和/或负导线422。

[0049] 在本实例中,螺线管410为可从第一位置移动至第二位置的双作用线性致动型螺线管,在所述第一位置中触点420从正极和/或负极114,116收缩(如图6A所示),在所述第二位置中触点420被延伸以与正极和/或负极114,116电连接(如图6B所示)。在本实例中,螺线管410的中部412为相对于框架430固定的,以使得螺线管410的端部从中部412向外延伸。如图6A-6B所示,当触点420相对于螺线管410的中部412向外延伸时,触点420则相对第一和/或第二端板434,436来压缩正极和/或负极114,116。因此,正极和/或负极114,116的钳盘制动式压缩可确保触点420与正极和/或负极114,116的电连接。应当理解,该压缩不必为高度压缩,所述高度压缩将会阻止换能器100在正极和/或负极114,116与触点420和第一和/或第二端板434,436接触时的旋转。极其显而易见的是,当螺线管410被启动时,通过正极和负极114,116以及触点420将得自发生器20的功率电连接至换能器100。当然,根据本文的教导内容,框架430、触点420、和螺线管410的替代构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,螺线管410可为一端固定的并且可被构造为相对正极或负极114,116来压缩单个触点420。可提供第二螺线管410和单个触点420以用于另一个电极114,116。此外,可将螺线管410设置在剪刀型联接件的一端且将触点420连接至剪刀型联接件的相对端。因此,当螺线管410相对剪刀型联接件的第一末端向外延伸时,剪刀型联接件的相对端也扩张以相对第一和/或第二端板434,436来压缩正极和/或负极114,116。当然,这种替代形式仅为示例性的。

[0050] 在示出的实例中,连接组件400被构造为当未致动扳机68时位于图6A所示的第一、收缩位置并且当用户拉引扳机68(示于图1-2中)时使得连接组件400延伸至图6B所示的第二、延伸位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机68的位置来将功率选择性地施加至螺线管410。因此,当螺线管410响应用户致动型扳机68而被启动时,可通过触点420与正极和负极114,116的连接来将功率选择性地施加至换能器100。作为另外一种选择,可通过触发按钮69(示于图2中)和/或通过任何其他启动装置来启动螺线管410,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。

[0051] 因此,当触点420未相对正极或负极114,116进行压缩时,换能器100能够相对于壳体61和/或电缆30自由地旋转,由此潜在地降低触点420上的磨损并且还潜在地避免电缆30在换能器100和/或传输组件70旋转时的缠绕。当触点420接触正极和负极114,116时,换能器100仍能够相对于壳体61和/或电缆30进行旋转。当然,根据本文的教导内容,连接组件400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,可按照类似于上述连接组件300的方式来将触点420旋转成与触点114,116压缩性接触。应当理解,可省去螺线管410并且可通过直接连接至扳机68的机械组件(如,驱动于触点420之间的楔等等)来驱动触点420。

[0052] F. 示例性的可平移连接组件

[0053] 另一个示例性的连接组件500包括一个或多个触点520以将功率从发生器20电连接至换能器100,如图7A-7B所示。在本实例中,连接组件500包括螺线管510、一对触点520、和连接至螺线管510的框架530。本实例的框架530包括基部532、第一接触凹槽534、和第二接触凹槽536。第一接触凹槽和第二接触凹槽534,536各自通过从基部532垂直延伸的一对壁538来限定,由此形成U形沟槽,所述U形沟槽形成合适的尺寸以接纳正极和/或负极114,116的末端,如图7A-7B所示。框架530包括非导电或绝缘材料,以使得触点520和/或导线522与基部532和/或壁538的接触将不会导致框架530与触点520和/或导线522的电连接。例如,框架530可为聚合物或塑料构件(例如聚乙烯或PVC)、陶瓷构件、玻璃构件、和/或任何其他非导电或绝缘构件,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。当然,应当理解,框架530可通过使用二极管电路和/或其他电元件而为电绝缘的,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,框架530的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0054] 在本实例中,触点520包括位于第一接触凹槽和第二接触凹槽534,536内的金属板并且被构造为当触点520接触正极和/或负极114,116时与正极和/或负极114,116电连接。触点520可由铜、铝、金、和/或任何其他导电材料制成,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。作为另外一种选择,可将细电刷构件连接至触点520以连接至正极和/或负极114,116。根据本文的教导内容,触点520的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。在一个仅为示例性的版本中,框架530、第一接触凹槽和第二接触凹槽534,536、和触点520可为对应于正极和负极114,116(示于图2中)的曲率的弧形构件。本实例的触点520还各自电连接至从电缆30延伸的正导线和/或负导线522。

[0055] 在本实例中,螺线管510在背对第一接触凹槽和第二接触凹槽534,536以及触点520的侧面上连接至框架530。螺线管510可从第一位置移动至第二位置的线性致动型螺线管,在所述第一位置中框架530上的触点520收缩以不接触正极和/或负极114,116,如图7A所示,在所述第二位置中框架530的触点520延伸以与正极和/或负极114,116电连接,如图7B所示。在本实例中,单个螺线管510为相对框架530固定的,以使得螺线管510的末端可向上延伸以同样向上平移框架530。如图7A-7B所示,当启动螺线管510时,框架530向上平移以使得触点520电连接至正极和/或负极114,116。因此,当启动螺线管510时,通过正极和负极114,116以及触点520将得自发生器20的功率电连接至换能器100。应当理解,框架530也可由螺线管510沿其他方向进行平移,包括向侧面、向下、或沿任何其他合适的方向(如,基于触点520的位置)。当然,框架530、触点520、和螺线管510的替代构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。例如,可将螺线管510固定到单个框架530和/或触点520上以将触点520与正极或负极114,116电连接。可提供第二螺线管510和单个触点520以用于另一个电极114,116。此外,不止一个螺线管510可连接至框架530并且可被设置为使得各个螺线管510位于各个触点520的下方和对面。当然,这种替代形式仅为示例性的。

[0056] 在示出的实例中,连接组件500被构造为当未致动扳机68时位于图7A所示的第一、收缩位置并且当用户拉引扳机68(示于图1-2中)时使得连接组件500延伸至图7B所示的第二、延伸位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机68的位置来将功率选择性地施加至螺线管510。因此,当螺线管510响应用户致动型扳机68而被启动时,可通过触点

520与正极和负极114,116的连接来将功率选择性地施加至换能器100。作为另外一种选择,可通过触发按钮69(示于图2中)和/或通过任何其他启动装置来启动螺线管510,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。

[0057] 因此,当触点520未相对正极或负极114,116进行压缩时,换能器100能够相对于壳体61和/或电缆30自由地旋转,由此潜在地降低触点520上的磨损并且还潜在地避免电缆30在换能器100和/或传输组件70旋转时的缠绕。当触点520接触正极和负极114,116时,换能器100仍能够相对于壳体61和/或电缆30进行旋转。当然,根据本文的教导内容,连接组件500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,扳机68可机械地连接至框架530以使得扳机68的致动将框架530延伸到接触电极114,116。在另一个替代形式中,可使用马达代替螺线管510来延伸框架530。

[0058] 应当理解,上述连接组件200,300,400,500中的至少部分可容纳在换能器100的外部壳体内。此外或者作为另外一种选择,连接组件200,300,400,500的至少部分可位于外科器械50的配对壳体部分62内并且可被构造为连接至延伸出换能器100的外部壳体的正极和负极114,116。此外,上述连接组件200,300,400,500可被构造为响应弹出按钮(未示出)而致动远离正极和负极114,116,以使得可将可拆除换能器100从配对壳体部分62内移出且不会卡在连接组件200,300,400,500上。另外,尽管上述连接组件200,300,400,500描述出螺线管或其他装置响应扳机68和/或触发按钮69的致动,但应当理解,可包括单独按钮以启动螺线管等。作为另一个仅为示例性的实例,得自发生器20的信号可启动响应单独信号(例如指示扳机68已被致动的信号)的螺线管等。

[0059] 此外,应当理解,可将得自一个连接组件200,300,400,500的特征与不同的连接组件200,300,400,500进行组合。例如,将框架530向上平移至正极和负极114,116的连接组件500可与具有将触点420与正极和负极114,116连接的第二螺线管410(其代替位于内部的侧壁538)的连接组件400一起使用。因此,一对螺线管510,410可致动框架530并且将触点420与正极和负极114,116电连接。另外,可通过将连接组件200的特征与连接组件300进行组合来产生可旋转且可延展的组合件。此外,可将连接组件500与连接组件200和/或连接组件300进行组合以提供具有可延展构件230和/或可旋转构件330的可平移框架。此外,也可将多个连接组件200,300,400,500进行组合以用于冗余度和/或可靠性目的。根据本文的教导内容,其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0060] G.具有加重电缆末端的示例性滑环

[0061] 在某些情况下,可为有用的是提供从电缆30到换能器100的可旋转电连接。例如,在某些情况下,换能器100可需要在操作期间相对壳体61旋转多次。在这些情况下,如果电缆30为相对于换能器100固定的,则电缆30可不必要地缠绕。因此,可为优选的是在电缆末端和换能器100之间提供可旋转电连接以降低或消除电缆30在换能器100旋转时拧绕的可能性。换言之,可为有利的是允许换能器100相对于电缆30旋转同时仍保持换能器100和电缆30之间的电连续性。

[0062] 这种可旋转连接组件600的一个仅为示例性的构型示于图8中。在示出的实例中,电缆30包括延伸至电缆末端610的一个或多个导线612,所述电缆末端610可旋转地连接至换能器700以使得电缆30、电缆末端610、换能器700、和/或壳体61能够相对彼此旋转。电缆末端610将更详细地论述于下文中。本实例的换能器700可根据上述换能器100的教导内容

中的至少一些进行构造。在示出的实例中,换能器700包括外部壳体702、压电叠堆组件710、第一谐振器或端振钟720、以及第二谐振器或前振钟730。在本实例中,换能器700产生的超声能量通过波导76(示于图1-2中)传输至端部执行器80的刀片82。波导76在近端连接至传声器(未示出),所述传声器从第二谐振器730向远侧延伸。传声器可固定地连接至波导76(这样传输组件70的旋转使得换能器700也旋转并且反之亦然)或者传声器可被构造为相对于波导76自由地旋转(以使得传输组件70的旋转独立于换能器700)。

[0063] 在示出的实例中,压电叠堆组件710包括多个压电元件712,当将第一谐振器720和第二谐振器730与压电元件712组装在一起时,所述压电元件712压缩在第一谐振器720和第二谐振器730之间以形成压电元件712的叠堆。压电元件712可由任何合适的材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅、和/或(例如)任何合适的压电晶体材料。压电叠堆组件710还包括多个电极714,716,所述多个电极714,716包括至少一个正极714和至少一个负极716,所述至少一个正极714和至少一个负极716被构造为在一个或多个压电元件712上产生电势。如图8所示,多个电极(714,716)和压电元件712堆叠在第一谐振器和第二谐振器720,730之间。另外,正极714、负极716、和压电元件712还包括孔腔718(以虚线显示),所述孔腔718限定通道以接纳第一谐振器720的螺纹部分和/或第一滑环结构750的轴752,如将在下文更详细所述。例如,轴752可与第一谐振器720的中空螺纹部分同轴并且能够插入第一谐振器720的中空螺纹部分(其螺纹配合到孔腔718内)。孔腔718由此允许压电叠堆组件710、第一谐振器720、和第二谐振器730相对于轴752平移和/或旋转。在本实例中,正极714和负极716为圆环,但应当理解,可使用其他电极,例如线性凸起和/或任何其他合适的电极或电极组合,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。

[0064] 当通过触发按钮69和/或扳机68(示于图2中)启动本实例的换能器700时,换能器700能够操作以产生线性振荡或振动形式(如,扭转的或横向的等)、超声频率(例如55.5kHz)下的机械能量。因此,当换能器700连接至传输组件70时,则将振荡通过波导76传输至端部执行器80。因此,连接至波导76的刀片82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。尽管已描述出换能器700的一些构型,但根据本文的教导内容,换能器700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。

[0065] 本实例的第一滑环结构750被构造为将电缆30的导线612电连接至正极714和负极716同时允许压电叠堆组件710、第一谐振器720、和第二谐振器730相对于电缆30的旋转。压电叠堆组件710、第一谐振器720、和第二谐振器730的这种旋转可使用利用旋钮(例如示于图1-2中的旋钮66)或通过任何其他合适的方式来实现。在本实例中,第一滑环结构750由辊轴承组件(未示出)支承,所述辊轴承组件被构造为允许第一滑环结构750相对于壳体610旋转。第一滑环结构750包括轴752(如此前所指出的)、一个或多个杆754、以及被构造为电连接至正极和/或负极714,716的一个或多个电刷触点756。在示出的实例中,一对杆754为L形的并且位于电极714,716的相对侧,但应当理解,可使用单个直立或L形的杆754或者作为另外一种选择,也可使用多个杆754,例如三杆、四杆、五杆、或六杆构型。本实例的轴752和杆754包括非导电或绝缘材料以使得电刷触点756并不电连接至轴752或杆754。电刷触点756被构造为电连接至正极和/或负极714,716以将功率提供至压电叠堆组件710。电刷触点756

可由铜、铝、金、和/或任何其他合适的导电材料制成。在示出的实例中，一个杆754包括多个正电刷触点756，而第二杆754包括多个负电刷触点756，但应当理解，这仅为任选的。在使用单杆754的情况下，所有的电刷触点756均可包括在此单杆754上。电刷触点756还可任选地根据上述连接组件200,300,400,500进行构造。第一滑环结构750还包括导电路径758，所述导电路径758将电刷触点756电连接至相应的环触点762,764，如在下文更详细所述。导电路径758可为沿着或穿过第一滑环结构750延伸的导线，或者可将导电路径758按照类似于PCB的方式蚀刻到第一滑环结构750内。

[0066] 近侧轴760从轴752向近端延伸并且固定地附接至杆754以使得轴752、近侧轴760、和杆754形成一体结构。当然，可省去近侧轴760并且轴752可与杆754交汇而向近端延伸。近侧轴760的近端处为各自电连接至相应导电路径758的一对环触点762,764。在示出的实例中，正环触点762电连接至与正极714电连接的这些电刷触点756，并且负环触点764电连接至与负极716电连接的这些电刷触点756。在示出的实例中，正环触点762与负环触点764同轴并且嵌套在负环触点764内。环触点762,764电连接至电缆末端610内的互补环触点614,616以使得导线612电连接至相应的导电路径758。一个仅为示例性的连接为滑环连接。因此，导线612和导电路径758保持为电连接的，即使第一滑环结构750相对于电缆末端32旋转。此外，电缆末端610包括加重部分620，所述加重部分620被构造为取向具有加重部分620的电缆末端610以使其因重力作用而显著指向下方。在本实例中，加重部分基本上位于电缆末端610的下部或下侧。因此，即使第一滑环结构750相对于电缆末端610旋转，加重部分620也将电缆30基本上保持在其初始位置，由此降低电缆30在换能器700和/或外科器械50旋转时缠绕的可能性。作为另外一种选择，可将滑环结构750容纳在中间壳体(未示出)内，所述中间壳体能够相对于换能器700旋转并且位于换能器700和电缆末端610之间。滑环结构750也可被设计为包括在换能器700的声学构型内以使得滑环结构750不影响由换能器700产生的振荡运动。在另一个替代形式中，第一滑环结构750可为固定的并且电连接至正极和/或负极714,716以使得换能器700为一体构造的。当然，根据本文的教导内容，可旋转连接组件600的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。

[0067] H. 示例性的能够选择性连接式滑环

[0068] 尽管上述论述涉及可旋转连接组件，但在其他情况下，可为有用的是提供从电缆30到换能器100的能够选择性连接式电连接。在其中换能器100在操作期间必须被旋转多次的情况下，如果电缆30相对于换能器100固定，则电缆30可不必要地缠绕。作为可旋转电连接的替代形式，可为优选的是，使电缆末端的至少部分与换能器100选择性地分离而壳体61和电缆末端仍物理连接。因此，可为优选的是在电缆末端和换能器100包括能够选择性连接式电连接以选择性地解除电缆30中的任何拧绕。这种能够选择性连接式电连接的一个仅为示例性的构型描述于下文中。

[0069] 如图9A-9B所示，替代性的连接式连接组件800被示出以将电缆30选择性地连接至换能器900。在本实例中，基本上根据换能器700的教导内容来构造换能器900。在示出的实例中，换能器900包括外部壳体902、压电叠堆组件910、第一谐振器或端振钟920、以及第二谐振器或前振钟930。在本实例中，换能器900产生的超声能量通过波导76(示于图1-2中)传输至端部执行器80的刀片82。波导76在近端连接至传声器(未示出)，所述传声器从第二谐振器930向远侧延伸。传声器可固定地连接至波导76(这样传输组件70的旋转使得换能器

900也旋转并且反之亦然)或者传声器可被构造为相对于波导76自由地旋转(以使得传输组件70的旋转独立于换能器900)。

[0070] 在示出的实例中,压电叠堆组件910包括多个压电元件912,当将第一谐振器920和第二谐振器930与压电元件912组装在一起时,所述压电元件912压缩在第一谐振器920和第二谐振器930之间以形成压电元件912的叠堆。压电元件912可由任何合适的材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅、和/或(例如)任何合适的压电晶体材料。压电叠堆组件910还包括多个电极914,916,所述多个电极914,916包括至少一个正极914和至少一个负极916,所述至少一个正极914和至少一个负极916被构造为在一个或多个压电元件912上产生电势。如图9A-9B所示,多个电极914,916和压电元件912堆叠在第一谐振器和第二谐振器920,930之间。另外正极914、负极916、和压电元件912还包括孔腔918(以虚线显示),所述孔腔918限定通道以接纳第一谐振器920的螺纹部分和/或第一滑环结构950的轴952,如将在下文更详细所述。例如,轴952可与第一谐振器920的中空螺纹部分同轴并且能够插入第一谐振器920的中空螺纹部分(其螺纹配合到孔腔918内)。孔腔918由此允许压电叠堆组件910、第一谐振器920、和第二谐振器930相对于轴952平移和/或旋转。在本实例中,正极914和负极916为圆环,但应当理解,可使用其他电极,例如线性凸起和/或任何其他合适的电极或电极组合,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。

[0071] 当通过触发按钮69和/或扳机68(示于图2中)启动本实例的换能器900时,换能器900能够操作以产生线性振荡或振动形式(或其他振动模式,如,扭转的或横向的等)、超声频率(例如55.5kHz)下的机械能量。因此,当换能器900连接至传输组件70时,则将振荡通过波导76传输至端部执行器80。因此,连接至波导76的刀片82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。尽管已描述出换能器900的一些构型,但根据本文的教导内容,换能器900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。

[0072] 本实例的第一滑环结构950被构造为将电缆30的导线818电连接至正极914和负极916同时允许压电叠堆组件910、第一谐振器920、和第二谐振器930相对于电缆30的旋转。压电叠堆组件910、第一谐振器920、和第二谐振器930的这种旋转可利用旋钮(例如示于图1-2中的旋钮66)或通过任何其他合适的方式来实现。第一滑环结构950包括轴952(如此前所指出的)、一个或多个杆954、以及被构造为电连接至正极和/或负极914,916的一个或多个电刷触点956。在示出的实例中,一对杆954为L形的并且位于电极914,916的相对侧,但应当理解,可使用单个直立或L形的杆954,或者作为另外一种选择,也可使用多个杆954,例如三杆、四杆、五杆、或六杆构型。本实例的轴952和杆954包括非导电或绝缘材料以使得电刷触点956并不电连接至轴952或杆954。电刷触点956被构造为电连接至正极和/或负极914,916以将功率提供至压电叠堆组件910。电刷触点956可由铜、铝、金、和/或任何其他合适的导电材料制成。在示出的实例中,一个杆954包括多个正电刷触点956,而第二杆954包括多个负电刷触点956,但应当理解,这仅为任选的。在使用单杆954的情况下,所有的电刷触点956均包括在此单杆954上。电刷触点956还可任选地根据上述连接组件200,300,400,500进行构造。第一滑环结构950还包括将电刷触点956电连接至相应触点962,964的导电路径958,所述触点962,964可电连接至可连接构件810,如在下文更详细描述。导电路径958可为沿着

或穿过第一滑环结构950延伸的导线,或者可将导电路径958按照类似于PCB的方式蚀刻到第一滑环结构950内。

[0073] 近侧轴960从轴952向近端延伸并且固定地附接至杆954以使得轴952、近侧轴960、和杆954形成一体结构。当然,可省去近侧轴960并且轴952可与杆954交汇而向近端延伸。近侧轴960的近端处为各自电连接至相应导电路径958的一对触点962,964。在示出的实例中,正触点962电连接至与正极914电连接的这些电刷触点956,并且负触点964电连接至与负极916电连接的这些电刷触点956。在一个实例中,正触点962为与负触点964同轴且嵌套在负触点964内的环触点,所述负触点964也为环触点。在可连接构件810上提供互补环触点812,814以电连接至正触点或负触点962,964。作为另外一种选择,可使用插头和互补插座作为圆环触点962,964,812,814的替代形式。

[0074] 在某些情况下,换能器900、壳体61、和/或电缆30的旋转可使得导线818彼此拧绕。因此,提供螺线管820以及设置在可连接构件810周围并且能够相对近侧轴960平移的轴承构件830以使正触点和负触点962,964与互补环触点812,814选择性地分离。轴承构件830允许当可连接构件810与近侧轴960分离时可连接构件810相对于壳体61的旋转。应当理解,可允许电缆末端840相对于壳体61自由地旋转,而无论可连接构件810是否连接至近侧轴960。如图9A所示,螺线管820为有效和延伸的,这使得当可连接构件810邻接近侧轴960时正触点或负触点962,964与互补环触点812,814进行电连接。当螺线管820失效时,如图9B所示,向近端平移可连接构件810以使得正触点和负触点962,964与互补环触点812,814分离。在可连接构件810设置在轴承构件830内的情况下,当可连接构件810在轴承构件830内旋转时可允许导线818不拧绕。在示出的实例中,连接组件800被构造为当致动扳机68时位于图9A所示的第一位置并且当用户释放扳机68(示于图1-2中)时使得连接组件800移动至图9B所示的第二位置。可通过开关(未示出)来实现这种启动以基于扳机68的位置来将功率选择性地施加至螺线管820。因此,当用户致动扳机68时,可通过正触点和负触点962,964与互补环触点812,814的连接来将功率选择性地施加至换能器100。作为另外一种选择,可通过触发按钮69(示于图2中)和/或通过任何其他启动装置来启动螺线管820,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。

[0075] 当然,作为另外一种选择,螺线管820可被构造为使得当螺线管820有效时则分离可连接构件810,并且当螺线管820失效时则将可连接构件810连接至近侧轴960。此外,近侧轴960可被构造为形成螺线管的芯,其中选择性电启动式线圈(未示出)设置在近侧轴960周围。因此,当启动线圈时,近侧轴960平移以连接或脱离接合可连接构件810。然而另一个版本可省去螺线管820并且可通过致动上述扳机68和/或扳机组件150(例如通过离合器组件)来机械地致动可连接构件810。例如,第二中间构件(未示出)可将轴承构件830机械地联接至扳机组件150。

[0076] 在另一个替代形式中,可连接构件810和近侧轴960可各自包括磁铁以使得可连接构件810和近侧轴960以磁性方式保持在一起。螺线管820、马达、或来自扳机68的直接机械连接件可被构造为驱动可连接构件810和近侧轴960之间的楔以分离可连接构件810和近侧轴960的磁性连接。在一些版本中,可省去磁铁并且可使用弹性偏置弹簧以将可连接构件810和近侧轴960压缩在一起。在其他版本中,可省去楔并且可将压力囊或第二螺线管设置在可连接构件810和近侧轴960两者上的凸缘之间。因此,当囊膨胀或者第二螺线管被启动

时,外向地驱动可连接构件810和近侧轴960以使可连接构件810和近侧轴960分离。在一些版本中,可将可连接构件810上的凸缘固定至壳体902以使得仅近侧轴960相对于壳体902进行平移。在一些其他版本中,可将近侧轴960上的凸缘固定至壳体902。根据本文的教导内容,近侧轴960和可连接构件810的其他构型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。此外,尽管可连接式连接组件800示为位于换能器900的外部壳体902内,但应当理解,可连接式连接组件800可设置在电缆末端840内或设置在换能器900和电缆末端840之间。

[0077] 根据本文的教导内容,可连接式连接组件800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,在一个仅为示例性的替代形式中,可连接构件810和近侧轴960可包括选择性锁定式滑环组件。在这种版本中,螺线管820能够操作以将一个或多个摩擦垫选择性地施加至近侧轴960和/或可连接构件810,由此阻止近侧轴960和/或可连接构件810相对彼此的旋转。近侧轴960和/或可连接构件810的这种制动可在用户致动扳机68时被施加,但在不再被致动扳机68时而被释放。因此,当未施加由螺线管820提供的制动时,可连接构件810能够相对于换能器900、壳体610、电缆30、和/或电缆末端840自由地旋转,由此允许导线(816)基本上不缠结和/或不缠绕。当然,可从上述实例中省去螺线管820并且作为替代可从扳机68提供机械联接件。

[0078] 尽管已描述出示例性外科器械的某些构型,但根据本文的教导内容,可构造外科器械的各种其他方式对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。仅以举例的方式,本文提及的外科器械可根据下述专利的教导内容中的至少一些进行构造:美国专利No.6,500,176;美国专利No.6,783,524;美国专利No.7,416,101;美国专利No.7,738,971;美国专利No.6,783,524;美国公布No.2006/0079874;美国公布No.2007/0191713;美国公布No.2007/0282333;美国公布No.2008/0200940;美国公布No.2009/0209990;美国公布No.2009/043797;美国公布No.2010/0069940;和/或美国临时专利申请序列No.61/410,603。

[0079] 应当理解,所述以引用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,仅在并入的材料与本公开中给出的定义、陈述或其他公开材料不冲突的范围内并入本文。由此,在必要的程度下,本文所明确阐述的公开内容将取代以引用方式并入本文的任何冲突材料。如果据述以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

[0080] 本发明的一些实施例可在传统的内窥镜检查和开放性手术器械以及机器人辅助手术中得到应用。例如,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”(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。

[0081] 本文所公开的装置的实施例可在至少一次使用之后进行修复以供再使用。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,可对本文所公开的装置的实施例进行拆卸,并且能够选择性地、以任何组合更换或拆除装置的任意数量的具体部件或零件。在清洗和/或更换特定零件时,装置的实施例可在修复设施中重新组装或者在即将进行外科手术前由外科手术团队重新组装,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。

[0082] 可对本文所述的实施例在外科手术前进行处理,以下仅通过举例的方式说明。首先,可获取新的或用过的器械,并根据需要进行清洗。然后可对器械进行消毒。在一种消毒技术中,将该装置置于闭合并密封的容器中,例如塑料或TYVEK袋中。然后可将容器和器械置于可穿透该容器的辐射场,例如 γ 辐射、X射线或高能电子。辐射可将器械上和容器中的细菌杀死。然后可将消毒后的器械保存在消毒容器中。该密封容器可将器械保持在无菌状态,直到在医疗设施中打开该容器。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。

[0083] 已经示出和描述了本发明的多个实施方案,可由本领域普通技术人员进行适当修改来实现本文描述的方法和系统的进一步改进而不偏离本发明的范围。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,上面讨论的例子、实施例、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤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。

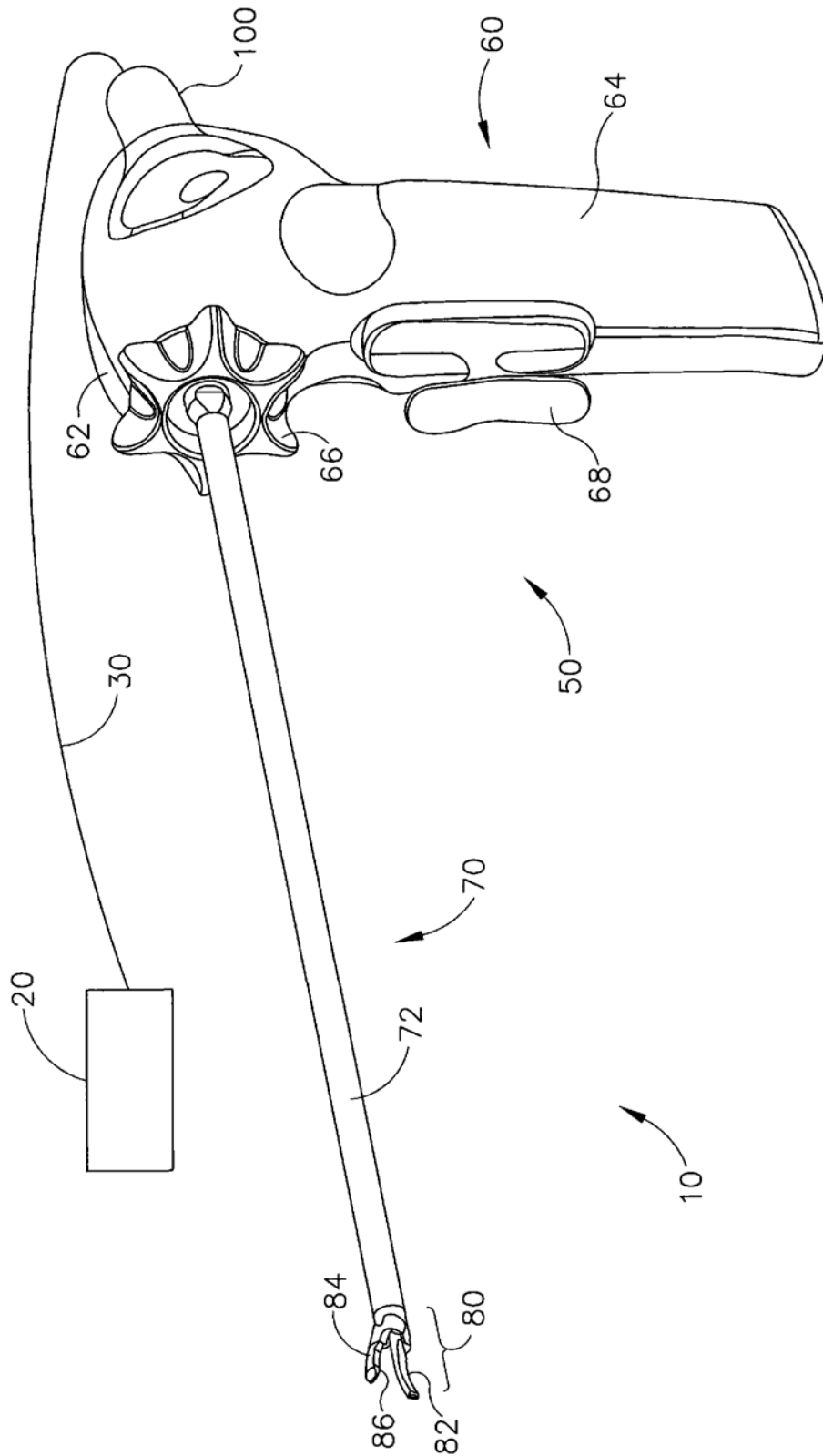


图1

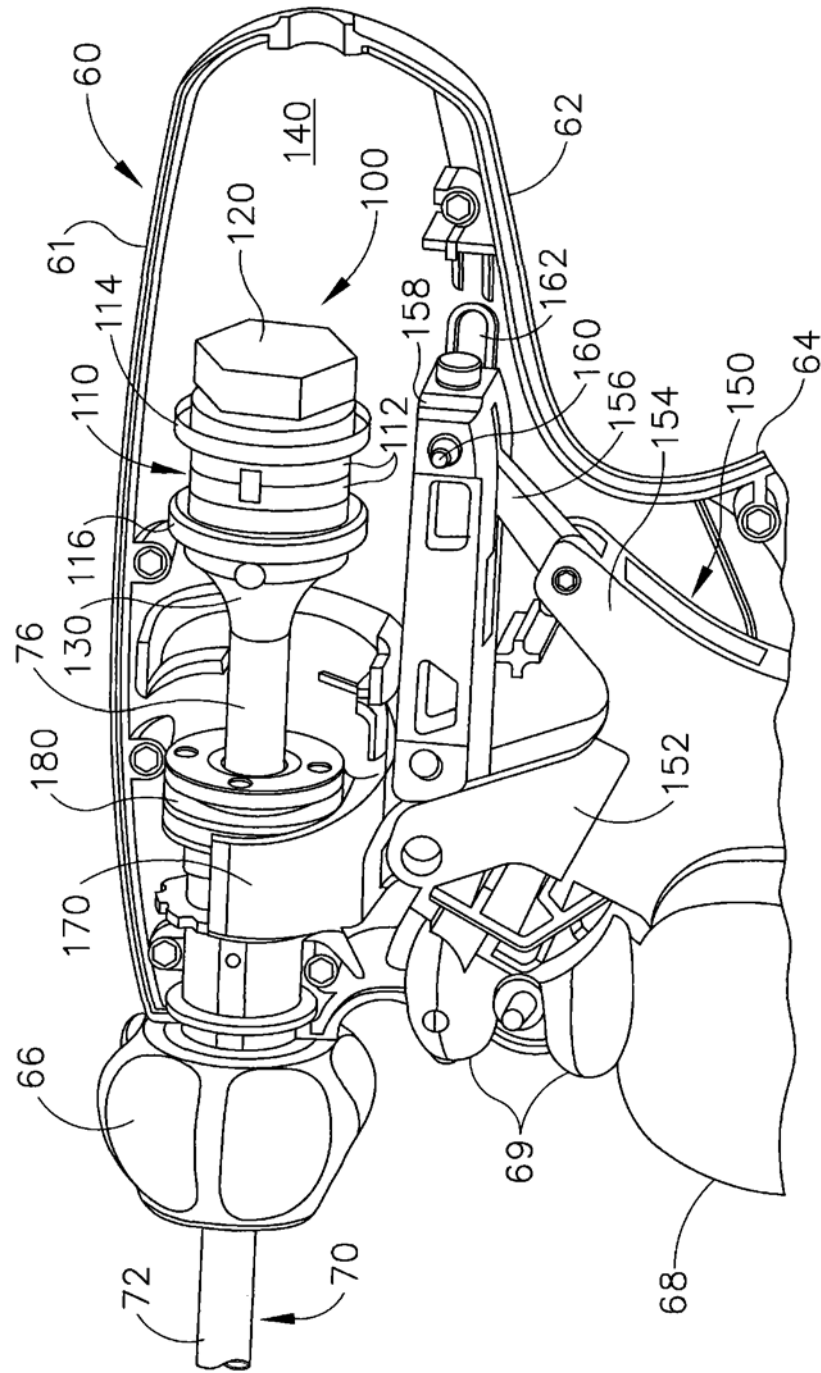


图2

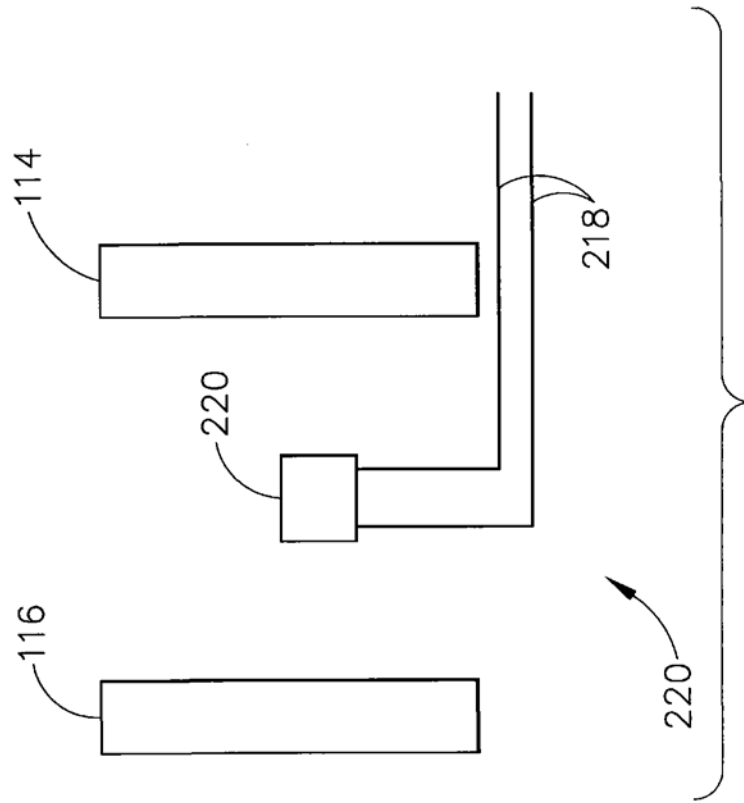


图3A

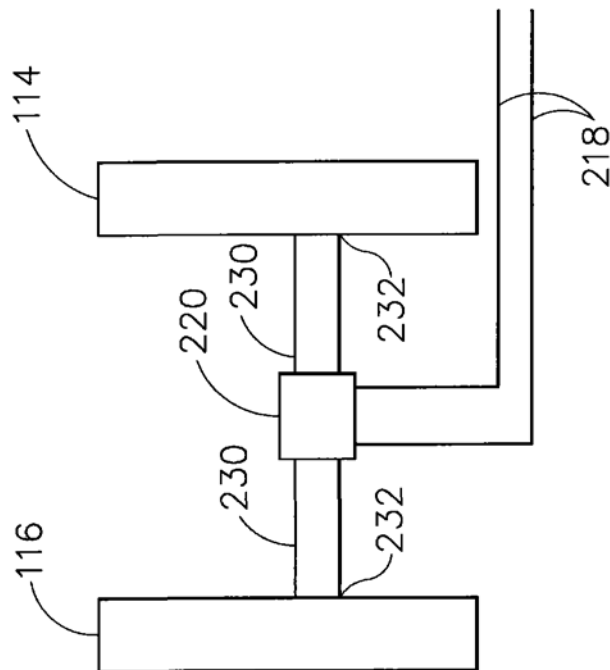


图3B

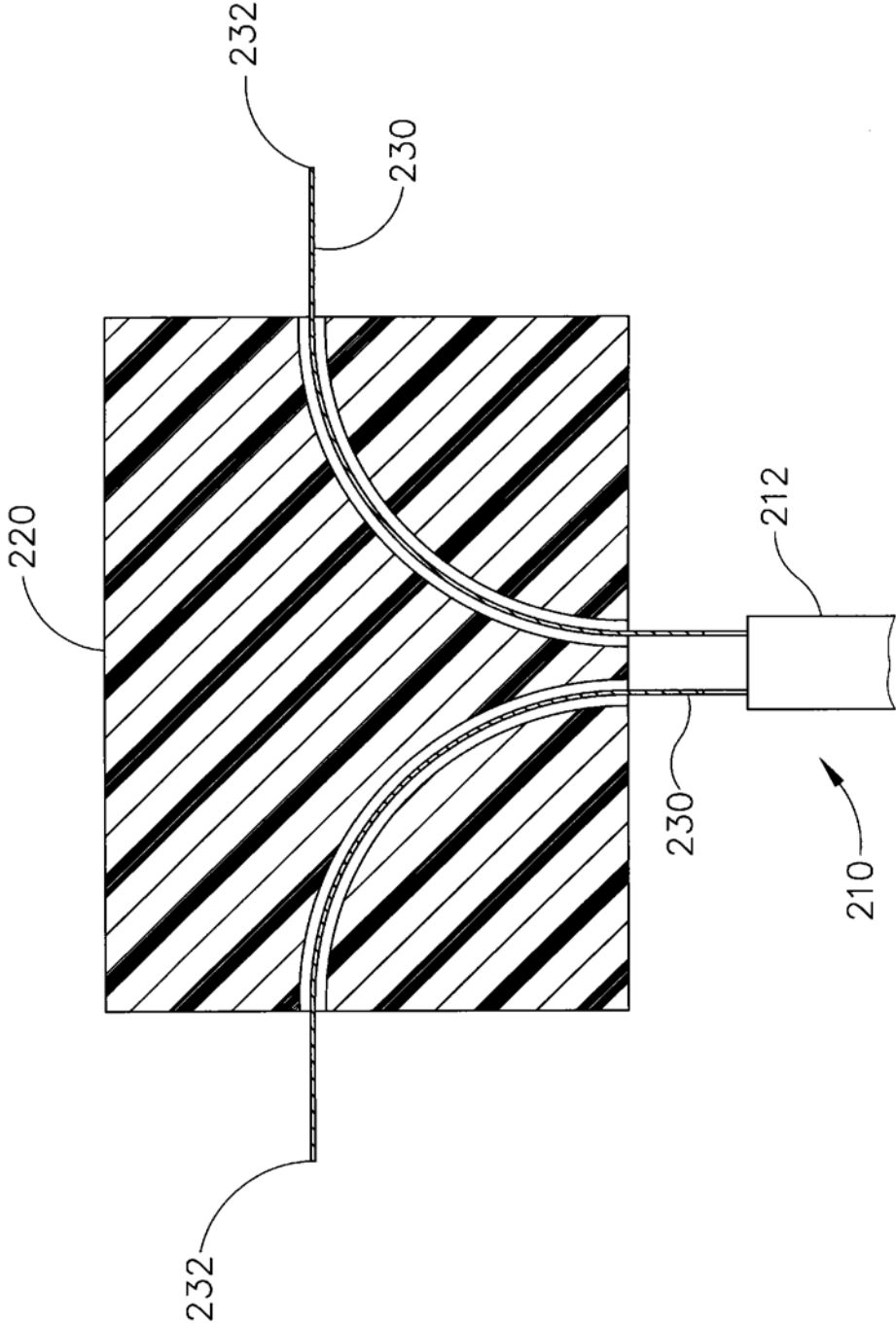


图4

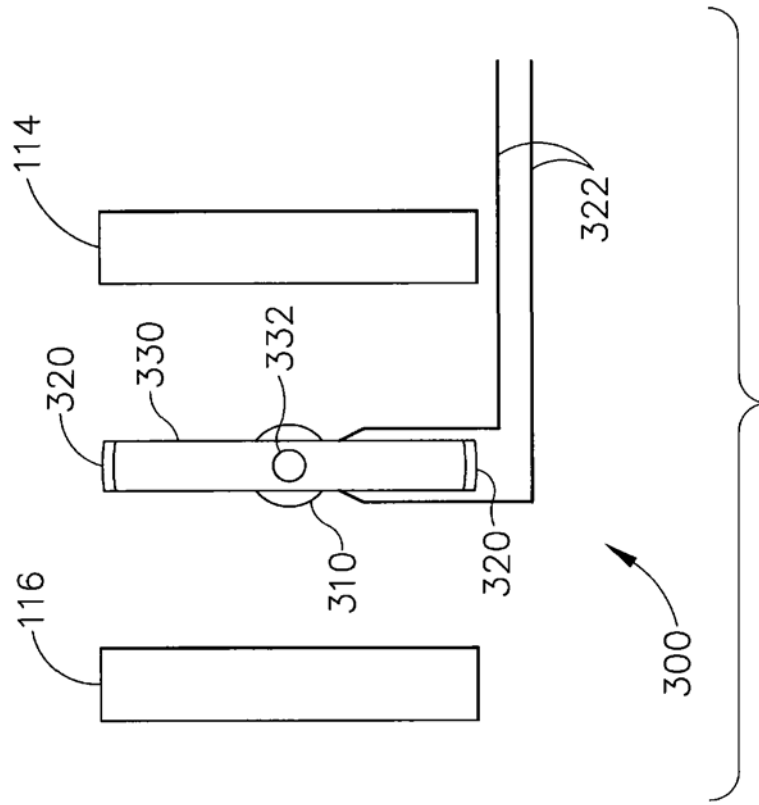


图5A

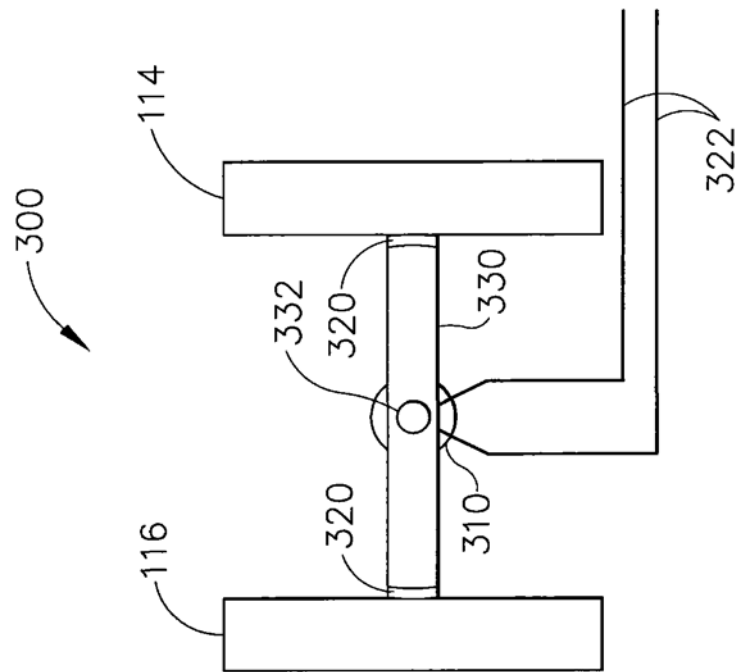


图5B

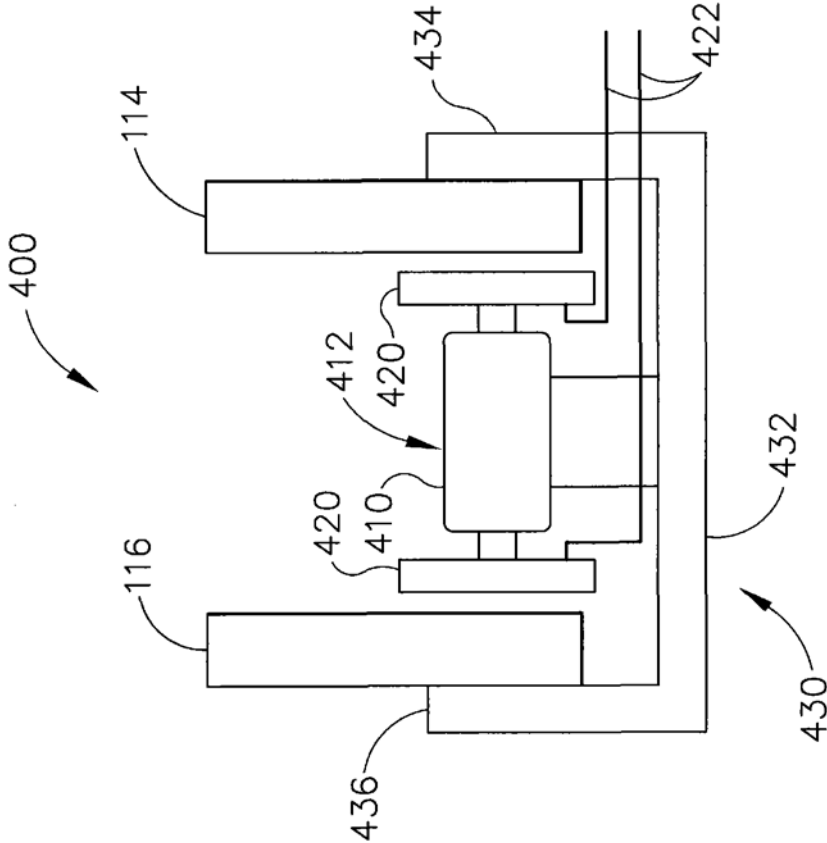


图6A

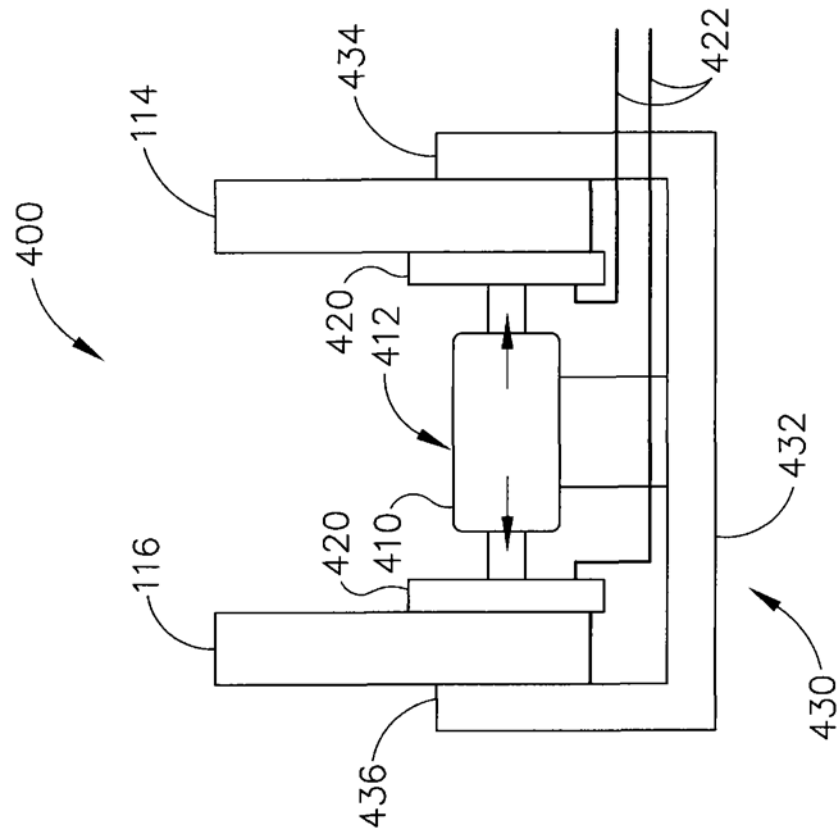


图6B

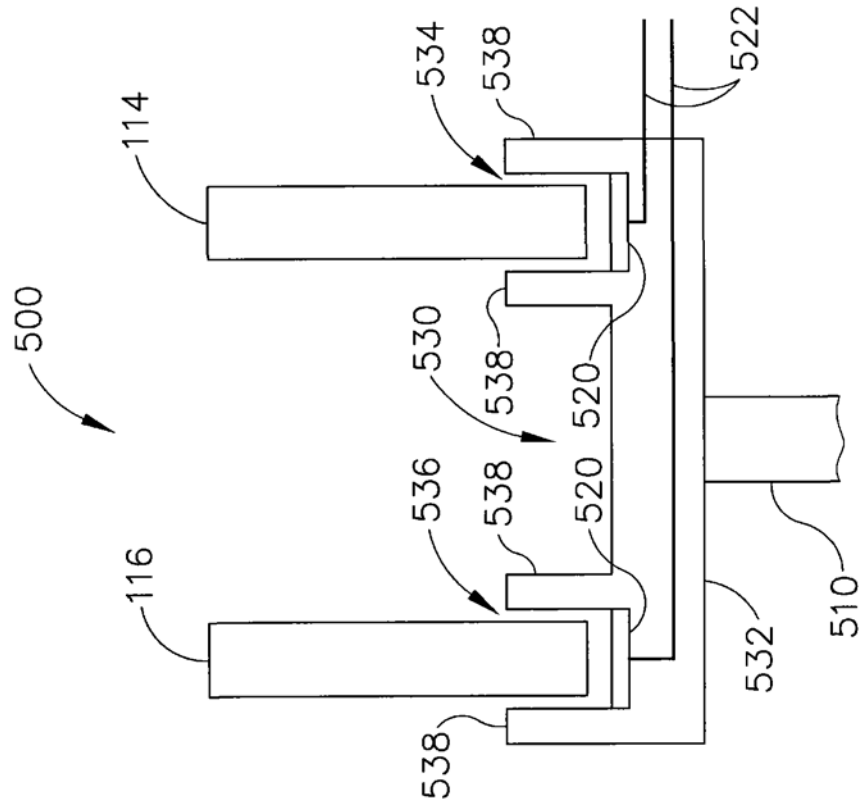


图7A

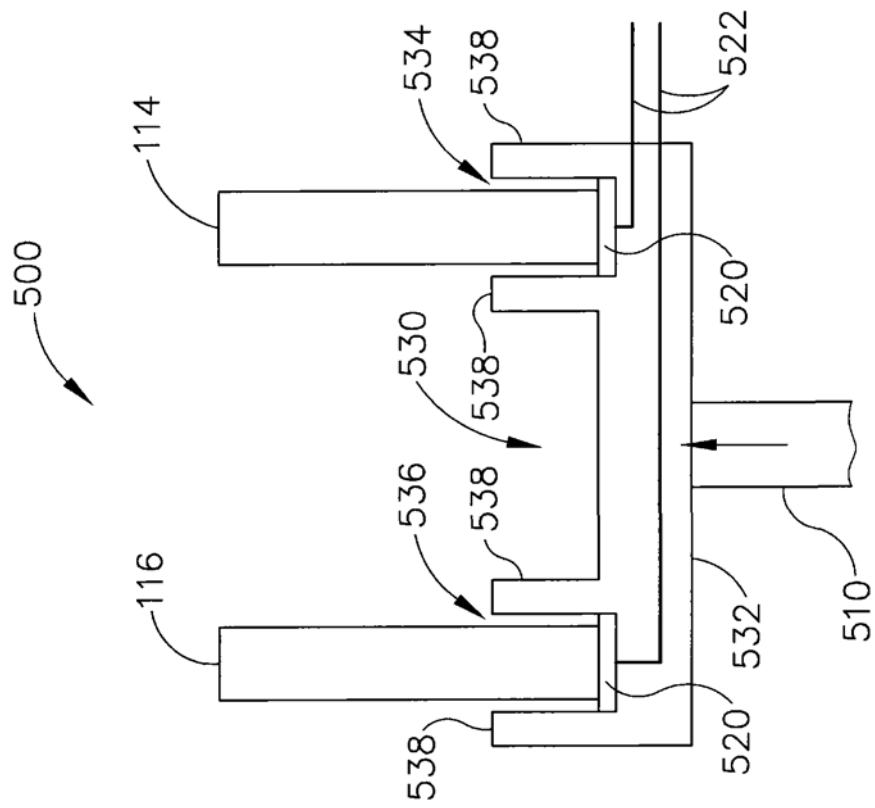


图7B

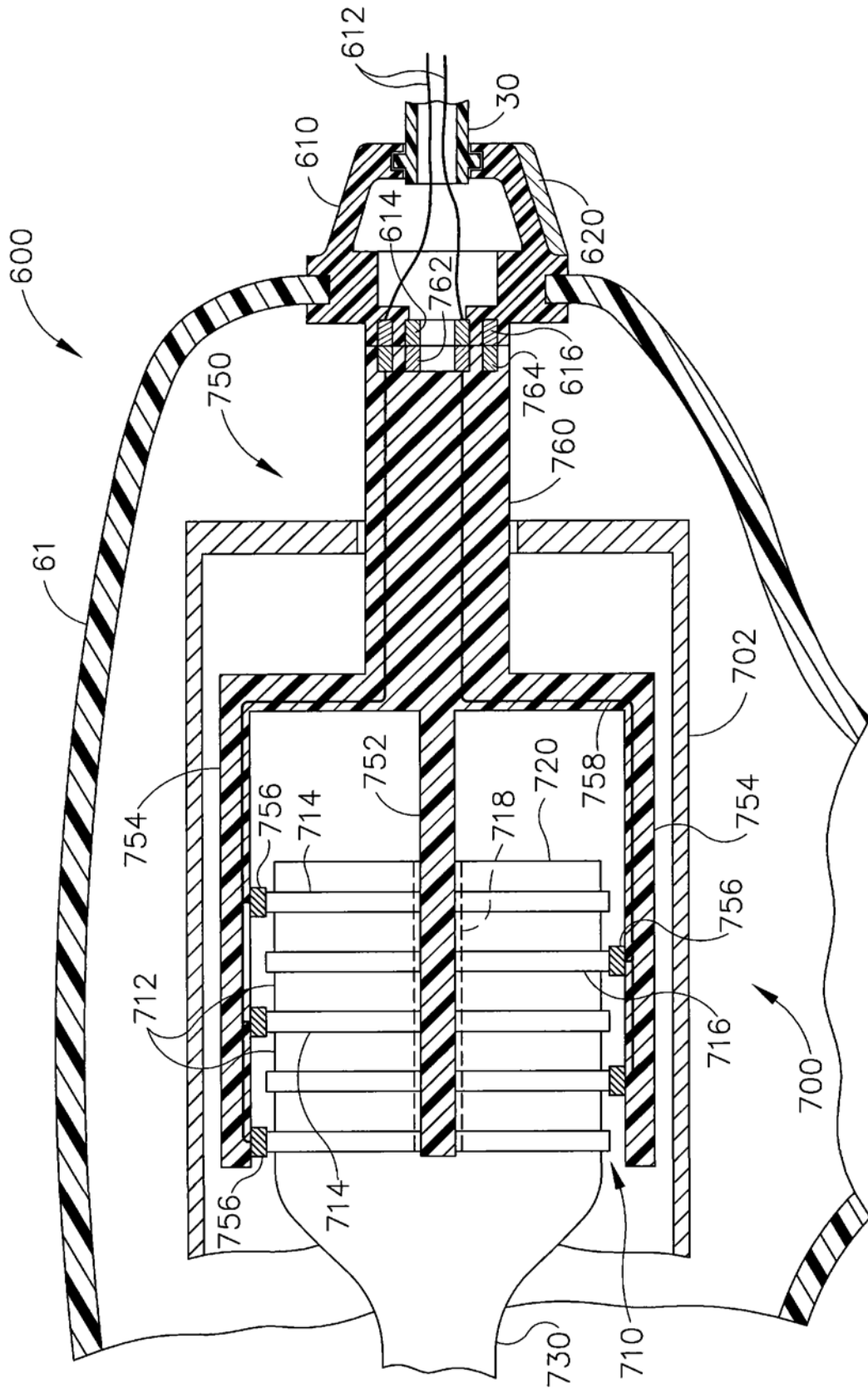


图8

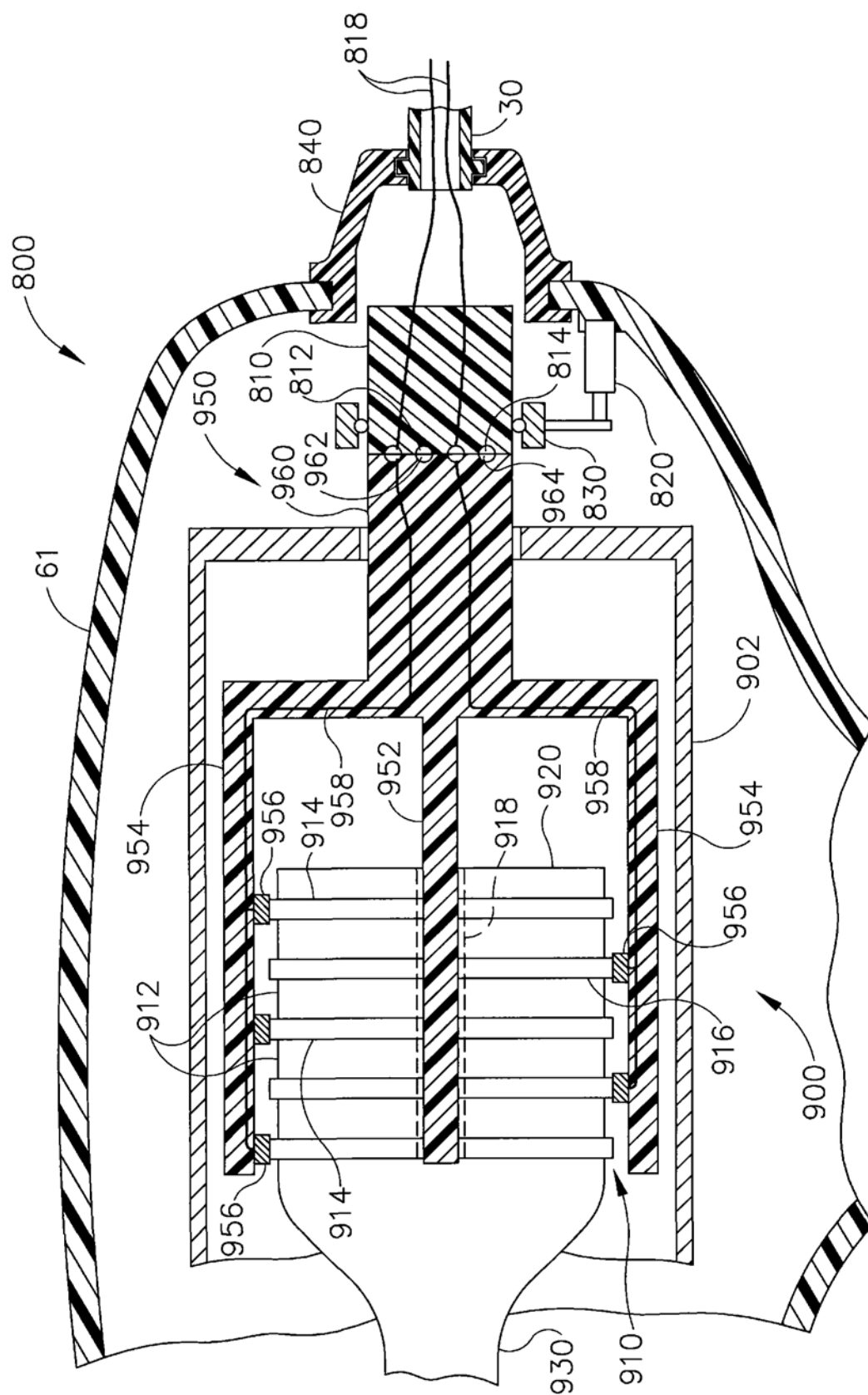


图9A

专利名称(译)	具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科器械		
公开(公告)号	CN103027749B	公开(公告)日	2017-12-29
申请号	CN201210397423.2	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	DJ穆茂 DA韦特		
发明人	D·J·穆茂 D·A·韦特		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/00234 A61B2017/00477 A61B2017/291 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/269883 2011-10-10 US		
其他公开文献	CN103027749A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种具有紧扣至功率超声换能器的滑环组件的外科系统，所述外科系统包括电源、连接器、和外科器械，所述外科器械具有主体组件、传输组件、换能器、和连接组件。所述连接组件被构造为将所述换能器上的电极与所述连接器的导线选择性地连接。所述连接组件可响应扳机的致动而进行操作。多种连接组件包括将触点延伸至电极的可延展构件、将触点旋转至接触电极的可旋转构件、将连接至螺线管的各个末端的触点延伸至接触所述电极的螺线管、或者将具有触点的框架平移至所述电极的螺线管。作为另外一种选择，所述外科器械可包括具有滑环的连接组件和加重电缆末端。此外，所述连接组件可包括可连接构件上的触点，所述可连接构件上的触点可与所述换能器上的触点分离。

