



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104271051 B

(45)授权公告日 2017.09.08

(21)申请号 201380022660.3

(22)申请日 2013.04.26

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104271051 A

(43)申请公布日 2015.01.07

(30)优先权数据

61/640,227 2012.04.30 US

61/722,986 2012.11.06 US

13/868,336 2013.04.23 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.10.29

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/038396 2013.04.26

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/165842 EN 2013.11.07

(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 F·B·斯图伦 J·B·舒尔特
J·L·奥尔德里奇 J·T·柯克
R·T·拜拉姆 R·W·蒂姆
D·J·特纳 J·M·萨利
D·A·威特 W·A·奥尔森
K·P·穆尔

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 苏娟 尹景娟

(51)Int.Cl.
A61B 17/12(2006.01)

(56)对比文件
US 2012/078278 A1,2012.03.29,

审查员 江磊

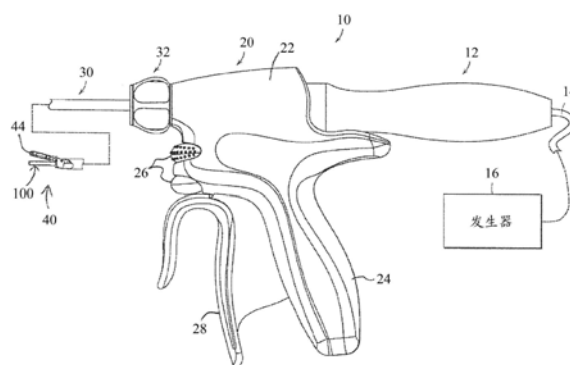
权利要求书2页 说明书16页 附图24页

(54)发明名称

用于切割和凝结的超声装置

(57)摘要

本发明公开了一种外科设备,所述外科设备包括主体、超声换能器、轴、和端部执行器。所述超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动。所述轴将所述端部执行器和所述主体连接到一起。所述端部执行器包括与所述超声换能器声学连通的超声刀。所述超声刀包括具有多个凹陷部的凹陷区域。所述凹陷区域为渐缩的,使得所述凹陷区域的横截面积沿所述凹陷区域的长度递减。所述超声刀还为弯曲的,使得所述超声刀的中心纵向轴线沿弯曲路径延伸。使用参考电路来补偿在所述外科设备的操作期间的未知值的电压降。



1. 一种用于在组织上进行操作的外科器械,所述外科器械包括:

(a) 主体;

(b) 能够操作以将电力转化成超声振动的超声换能器;

(c) 从所述主体朝远侧延伸的轴,其中所述轴限定纵向轴线;和

(d) 在所述轴的远侧端部处的端部执行器,其中所述端部执行器包括与所述超声换能器声学连通的超声刀,其中所述超声刀包括具有多个凹陷部的凹陷区域,其中所述凹陷区域为渐缩的,使得所述凹陷区域的横截面积沿所述凹陷区域的长度减少,

其中,所述多个凹陷部包括第一凹陷部和第二凹陷部,其中,所述第一凹陷部具有第一弧形部分,该第一弧形部分由沿穿过所述轴的所述纵向轴线的所述第一正交平面扫过的第一半径限定,其中,所述轴的所述纵向轴线沿所述第一正交平面延伸;所述第二凹陷部具有第二弧形部分,该第二弧形部分由沿所述第一正交平面扫过的第二半径限定;以及

其中,所述凹陷部还包括第三弧形部分,该第三弧形部分由沿第二正交平面扫过的第三半径至少部分地限定,其中,所述第二正交平面平行于所述第一正交平面,其中,所述第二正交平面相对于所述第一正交平面偏置,使得所述轴的所述纵向轴线不沿所述第二正交平面延伸。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述超声刀为弯曲的,使得所述超声刀的中心纵向轴线沿弯曲路径延伸。

3. 根据权利要求2所述的外科器械,其中所述超声刀具有远侧末端,其中所述远侧末端相对于由所述轴限定的所述纵向轴线侧向地偏置。

4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述多个凹陷部包括所述第一弧形部分、第二弧形部分、第三弧形部分和纵向延伸部分。

5. 根据权利要求4所述的外科器械,其中所述第一弧形部分、第二弧形部分、第三弧形部分中的至少一个为凹的。

6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述第一弧形部分和所述第二弧形部分位于所述超声刀的相对侧。

7. 根据权利要求6所述的外科器械,其中所述超声刀为弯曲的,使得所述超声刀的中心纵向轴线沿弯曲路径延伸,其中所述第一弧形部分定位在所述超声刀的弯曲部的内侧区域上,其中所述第二弧形部分定位在所述超声刀的弯曲部的外侧区域上。

8. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述第三弧形部分还由沿第三正交平面扫过的第四半径部分地限定,其中所述第三正交平面垂直于所述第一正交平面和所述第二正交平面。

9. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述第一弧形部分和所述第三弧形部分共享公共边缘。

10. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述第一弧形部分朝近侧终止在沿所述超声刀的长度的第一位置处,其中所述第三弧形部分朝近侧终止在沿所述超声刀的长度的第二位置处,其中所述第二位置相对于所述第一位置位于近侧。

11. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述超声刀还包括由围绕所述超声刀周向延伸的凹切口形成的平衡特征结构。

12. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述端部执行器还包括夹持臂,其中所述夹

持臂能够朝向和远离所述超声刀选择性地枢转。

13. 根据权利要求12所述的外科器械, 其中所述超声刀包括后切割刃, 其中所述后切割刃面向所述夹持臂。

14. 根据权利要求13所述的外科器械, 其中所述第三弧形部分的部分终止在所述后切割刃处。

15. 一种设备, 包括:

(a) 根据权利要求1-14中任一项所述的外科器械, 其中所述外科器械还包括能够在所述外科器械的操作期间提供可变电压降的一个或多个可变电压降特征结构;

(b) 与所述外科器械连通的功率源, 其中所述功率源能够操作以向所述外科器械提供功率; 和

(c) 与所述外科器械连通的参考电路, 其中所述参考电路还与所述功率源连通, 其中所述参考电路包括能够在所述外科器械的操作期间提供预先确定的电压降的一个或多个预先确定的电压降特征结构;

其中所述功率源能够操作以基于在所述外科器械的操作期间来自所述一个或多个预先确定的电压降特征结构的电压降来减除来自所述一个或多个可变电压降特征结构的电压降。

16. 根据权利要求15所述的设备, 其中所述一个或多个预先确定的电压降特征结构包括电阻器或二极管, 其中所述参考电路还包括接通延迟电路。

用于切割和凝结的超声装置

[0001] 优先权

[0002] 本专利申请要求2012年4月30日提交的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国临时专利申请61/640,227的优先权,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 本专利申请还要求2012年11月6日提交的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating”的美国临时专利申请61/722,986的优先权,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

背景技术

[0004] 多种外科器械包括具有刀元件的端部执行器,所述刀元件以超声频率振动以切割和/或密封组织(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压电元件,所述超声振动沿声波导被传送到刀元件。切割和凝结的精度可受外科医生的技术以及对功率水平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节的控制。

[0005] 超声外科器械的例子包括HARMONICACE[®]超声剪刀、HARMONICWAVE[®]超声剪刀、HARMONICFOCUS[®]超声剪刀、和HARMONICSYNERGY[®]超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。此类装置和相关概念的另外的例子公开于下述专利中:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055中,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”的美国专利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”的美国专利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”的美国专利6,325,811,该专利的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,该专利的公开内容以引用方式并入本文;和2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0006] 超声外科器械的其他例子公开于下述专利中:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国公布2006/0079874,该专利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”的美国公布2007/0191713,该专利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”的美国公布2007/0282333,该专利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”的美国公布

2008/0200940,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2009年4月23日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国公布2009/0105750,该专利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”美国公布2010/0069940,该专利的公开内容以引用方式并入本文;和2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国公布2011/0015660,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2012年2月2日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”美国公布2012/0029546,该专利的公开内容以引用方式并入本文;2012年6月29日提交的名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利申请13/538,588,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文;和2012年10月22日提交的名称为“Flexible Harmonic Waveguides/Blades for Surgical Instruments”的美国专利申请13/657,553,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。

[0007] 另外,上述外科器械中的一些可包括无线换能器,例如,公开于下述专利中的无线换能器:2012年5月10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国公布2012/0112687,该专利的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,该专利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”的美国专利申请61/410,603,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0008] 尽管已研制和使用了若干系统和器械,但据信在本发明人之前还无人研制出或使用本发明。

附图说明

[0009] 本说明书所附权利要求书中特别指出并且明确主张了本技术,但是据信,通过以下结合附图对某些例子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:

- [0010] 图1示出了示例性超声外科器械的侧正视图;
- [0011] 图2示出了图1的外科器械的超声刀的左正视图;
- [0012] 图3示出了图2的超声刀的右正视图;
- [0013] 图4示出了图2的超声刀的顶部平面视图;
- [0014] 图5示出了图2的超声刀的底部平面视图;
- [0015] 图6示出了图2的超声刀的顶部平面视图,其中标明了若干横截平面;
- [0016] 图7示出了图2的超声刀沿图6的线7-7截取的剖视图;
- [0017] 图8示出了图2的超声刀沿图6的线8-8截取的剖视图;
- [0018] 图9示出了图2的超声刀沿图6的线9-9截取的剖视图;
- [0019] 图10示出了适于结合到图1的器械中的示例性的可供选择的超声刀的顶部平面视图;
- [0020] 图11示出了图1的外科器械的声波导的一部分的侧正视图;
- [0021] 图12示出了图11的声波导的一部分的顶部平面视图;
- [0022] 图13示出了适于结合到图1的器械中的示例性电路的示意图;

- [0023] 图14示出了适于结合到图1的器械中的另一个示例性电路的示意图；
- [0024] 图15示出了适于结合到图1的器械中的另一个示例性电路的示意图；
- [0025] 图16示出了适于结合到图1的器械中的另一个示例性电路的示意图；
- [0026] 图17示出了适于结合到图1的器械中的另一个示例性电路的示意图；
- [0027] 图18示出了图15-17的电路的示例性输出波形；
- [0028] 图19示出了适于结合到图1的器械中的另一个示例性电路的示意图；
- [0029] 图20示出了图19的电路的示例性输出波形；
- [0030] 图21示出了可结合到图1的器械中的示例性外壳部件的分解透视图；
- [0031] 图22示出了图21的外壳部件的第一外壳的局部透视图；
- [0032] 图23示出了图21的外壳部件的第二外壳的局部透视图；
- [0033] 图24示出了与示例性保持特征结构耦接的图22的第一外壳的局部侧正视图；
- [0034] 图25示出了图24的保持特征结构的透视图；
- [0035] 图26示出了可结合到图1的器械中的示例性的可供选择的外壳部件的分解透视图；
- [0036] 图27示出了来自图1的器械的第一示例性外壳部件的侧正视图，所述第一示例性外壳部件具有形成的洞以有利于从第二外壳部件分离；
- [0037] 图28示出了来自图1的器械的第二示例性外壳部件的侧正视图，所述第二示例性外壳部件具有形成的洞以有利于从第一外壳部件分离；
- [0038] 图29示出了可结合到图1的器械中的示例性超声刀组件的顶部平面视图；
- [0039] 图30示出了图29的刀组件沿图29的线30-30截取的横截面侧视图；
- [0040] 图31示出了示例性电力电缆连接组件的顶部局部视图，所述电力电缆连接组件具有与连接组件分开的外科器械的一个外壳半部和与连接组件接合的另一个外壳半部；
- [0041] 图32示出了示例性电力电缆连接组件的顶部局部视图，其中所述电力电缆连接组件具有固定到该连接组件的外壳半部。
- [0042] 附图并非意在以任何方式进行限制，并且可以预期本发明的各种实施例能够以多种其它方式来执行，包括那些不必要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

[0043] 以下对本技术的某些实例的描述不应用来限制本发明的范围。通过以下举例说明设想用于实施本发明的最佳方式之一的描述，本发明的其它示例、特征、形态、实施例和优点对于本领域的技术人员而言将变得显而易见。正如将意识到，本文所述技术包括其它不同并明显的方面，这些都不与本技术脱离。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。

[0044] 另外应当理解，本文所述的教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一个或多个可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施例、实例等中的任何一个或多个相结合。因此，下述教导内容、表达方式、实施例、例子等不应视为彼此隔离。参考本文教导内容，其中本文教导内容可结合的各种合适方式将对本领域的普通技术人员显而易见。此类修改

形式以及变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0045] 为了公开内容的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中为相对于外科器械的人或机器人操作员限定的。术语“近侧”是指较靠近外科器械的人或机器人操作员并且较远离外科器械的外科端部执行器的元件位置。术语“远侧”是指较靠近外科器械的外科端部执行器并且较远离外科器械的人或机器人操作员的元件位置。

[0046] I. 示例性超声外科器械

[0047] 图1示出了示例性超声外科器械10。器械10的至少一部分可根据下述专利的教导内容的至少一些来构造和操作: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;美国公布2006/0079874;美国公布2007/0191713;美国公布2007/0282333;美国公布2008/0200940;美国公布2009/0105750;美国公布2010/0069940;美国公布2011/0015660;美国公布2012/0112687;美国公布2012/0116265;美国专利申请13/538,588;美国专利申请13/657,553;和/或美国专利申请61/410,603。上述专利、公布、和专利申请中的每一个的公开内容均以引用方式并入本文。如在这些专利中所述并且如将在下文中更详细所述,器械10能够操作以基本上同时地切割组织和密封或焊接组织(例如,血管等)。还应当理解的是,器械10可与在以下器械具有各种结构和功能相似性:HARMONICACE®超声剪刀、HARMONICWAVE®超声剪刀、HARMONICFOCUS®超声剪刀、和/或HARMONICSYNERGY®超声刀。此外,器械10可与在本文中引述和以引用方式并入的其他参考文献中任一教导的装置具有各种结构和功能相似性。

[0048] 就本文引用的参考文献、HARMONICACE®超声剪刀、HARMONICWAVE®超声剪刀、HARMONICFOCUS®超声剪刀、和/或HARMONICSYNERGY®超声刀的教导内容与以下涉及器械10的教导内容之间存在的某些程度的重叠而言,并非意图将本文的任何描述假定为公认的现有技术。本文的若干教导内容事实上将超出本文引用的参考文献以及HARMONICACE®超声剪刀、HARMONICWAVE®超声剪刀、HARMONICFOCUS®超声剪刀、和HARMONICSYNERGY®超声刀的教导内容的范围。

[0049] 本实例的器械10包括柄部组件20、轴组件30、和端部执行器40。柄部组件20包括主体22,所述主体22包括手枪式握把24和一对按钮26。柄部组件20还包括触发器28,所述触发器28能够朝向和远离手枪式握把24枢转。然而,应当理解,可使用各种其他合适的构型,所述构型包括但不限于剪刀式握把构型。端部执行器40包括超声刀100和枢转夹持臂44。夹持臂44与触发器28耦接使得夹持臂44能够响应触发器28朝手枪式握把24的枢转而朝超声刀100枢转;并且使得夹持臂44能够响应触发器28远离手枪式握把24的枢转而远离超声刀100枢转。根据本文的教导内容,夹持臂44可与触发器28耦接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。在一些型式中,使用一个或多个弹性构件来将夹持臂44和/或触发器28偏置到图1中所示的打开位置。

[0050] 超声换能器组件12从柄部组件20的主体22朝近侧延伸。换能器组件12经由缆线14与发生器16耦接。换能器组件12从发生器16接收电力并且通过压电原理来将功率转换成超声振动。发生器16可包括功率源和控制模块,所述控制模块能够将功率分布提供给换能器组件12,所述功率分布尤其适合通过换能器组件12产生超声振动。仅以举例的方式,发生器16可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio.) 出售的GEN 300。除此之外或

作为另外一种选择,发生器16可根据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的教导内容中的至少一些进行构造,该专利的公开内容以引用方式并入本文。还应当理解,发生器16的功能中的至少一些可被整合到柄部组件20中,并且柄部组件20甚至可包括电池或其他板载功率源使得缆线14被省去。根据本文的教导内容,发生器16可呈现的其他合适形式以及发生器16可提供的各种特征和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0051] 由换能器组件12产生的超声振动沿声波导150(示于图11-12中)进行传送,所述声波导150延伸穿过轴组件30以到达超声刀100。因此,尤其当组织被夹持在夹持臂44和刀100之间时,刀100能够操作以有效地切穿并且密封组织。应当理解,波导150可能够放大通过波导150传输的机械振动。此外,波导150可包括能够操作以控制沿波导150的纵向振动的增益的特征结构和/或将波导150调谐到该系统的谐振频率的特征结构。按钮26能够操作以选择性地启动换能器组件12,由此启动超声刀100。在本实例中,提供了两个按钮26:一个按钮用于启动低功率下的超声刀100,并且另一个按钮用于启动高功率下的超声刀100。然而,应当理解,可提供任何其他合适数量的按钮和/或换句话说讲可选择的功率水平。

[0052] 在本实例中,超声刀100的远侧端部位于与波腹对应的位置处,该波腹与通过波导传输的谐振超声振动相关联,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 。当换能器组件12通电时,超声刀100的远侧端部能够在例如大约10至500微米峰到峰范围内,并且在一些情况下在约20至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预先确定的振动频率 f_0 纵向运动。当本实例的换能器组件12被启动时,这些机械振荡通过波导传输,以到达超声刀100,由此提供超声刀100在谐振超声频率下的振荡。因此,当将组织固定在超声刀100和夹持臂44之间时,超声刀100的超声振荡可同时切断组织并且使相邻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促凝效果。当换能器组件12和超声刀100未通电时,夹持臂44可相对于超声刀100进行枢转,以在不切割或不损坏组织的情况下来抓握和操纵组织。

[0053] 在一些型式中,还可通过超声刀100和夹持臂44来提供电流,以另外烧灼组织。尽管已描述出用于声学传输组件和换能器组件12的一些构型,但根据本文所教导的内容,用于声学传输组件和换能器组件12的另一些其他合适构型对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。相似地,根据本文的教导内容,端部执行器40的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0054] 在本实例中,轴组件30能够与换能器组件12选择性地耦接。为了有助于正确耦接,可包括围绕轴组件30的扭矩扳手(未示出)。当轴组件30在耦接期间相对于换能器组件12进行旋转时,此类扭矩扳手可能够有利于轴组件30的抓持。此外,一旦已达到适当的扭矩量以提供换能器组件12和轴组件30的适当紧密度的耦接,此类扭矩扳手就可能够提供听觉和/或触觉反馈。例如,一旦已达到适当的扭矩或紧密度水平,扭矩扳手就可提供一对听觉和触觉卡嗒声。根据本文的教导内容,扭矩扳手的其他变型对于本领域的普通技术人员将是显而易见的。此外,应当理解,如果需要,可完全省去扭矩扳手。

[0055] 在一些型式中,轴组件30包括铰接部分,所述铰接部分使得端部执行器40能够成角度地侧向偏离由轴组件30限定的纵向轴线。仅以举例的方式,此类铰接部分可根据美国公布2012/0078247的一个或多个教导内容来进行构造,该专利的公开内容以引用方式并入

本文。作为另一个仅示例性的例子,此类铰接部分可根据美国专利申请13/538,588和/或美国专利申请13/657,553中的一个或多个教导内容进行构造,这些专利申请的公开内容以引用方式并入本文。当然,轴组件30的一些型式可完全不含铰接连接。本实例的轴组件30包括旋钮32,所述旋钮32能够操作以相对于柄部组件20围绕轴组件30的纵向轴线来旋转轴组件30和端部执行器40。然而,应当理解,轴组件30的可旋转性和旋钮32仅为任选的。

[0056] 器械10的上述部件和可操作性仅为示例性的。根据本文的教导内容,器械10可以多种其他方式进行构造,这对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。仅举例而言,器械10的至少一部分可根据以下专利中的任一个的教导内容的至少一些而进行构造和/或操作,这些专利的公开内容以引用方式并入本文: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;美国公布2006/0079874;美国公布2007/0191713;美国公布2007/0282333;美国公布2008/0200940;美国公布2009/0105750;美国公布2010/0069940;美国公布2011/0015660;美国公布2012/0112687;美国公布2012/0116265;美国专利申请13/538,588;美国专利申请13/657,553;和/或美国专利申请61/410,603。器械10的其他变型将在下文进行更详细地描述。应当理解,下述变型可易于应用到(除了别的以外)本文引用的参考文献的任一个中所涉及的任何器械。

[0057] II. 示例性超声刀构型

[0058] 图2-9更详细地示出了器械10的超声刀100。本实例的超声刀100的形式为具有功能不对称性和最小化的不可取运动的渐缩多功能弯曲刀。应当理解,提供超声刀100的弯曲型式将引入一组需要解决的工程学考虑因素。例如,弯曲的超声刀100可需要进行适当地平衡,包括沿端部执行器40的仔细质量定位。适当平衡的另一方面可包括希望独立地平衡由启动的超声刀100遇到的正交位移,所述正交位移在刀100弯曲时可尤其成问题。此外,弯曲的超声刀100可易于因刀100的弯曲区域中的高应力而断裂,尤其是如果刀100在刀100处于启动状态时接触金属。此外,弯曲的超声刀100可提供相对较短的有效长度,所述有效长度可继而限制可由刀100操作的血管(或其他组织结构)的尺寸。("有效长度"可被限定为从刀100的远侧端部102到位移为其远侧端部102位移一半的位置的长度。)本实例的刀100解决了上述考虑因素。

[0059] 还应当理解,在上述工程学考虑因素被解决的情况下,刀100的弯曲构型和渐缩构型可提供外科有益效果,诸如改善的外科医生可视性。此外,弯曲和渐缩可一起通过增加的声速和逐渐降低的质量来提供较长的有效长度。另外,渐缩可导致远侧端部102处的较小表面,由此可通过增大施加到组织上的局部压力来改善穿孔能力或剥离能力。可通过控制刀100的暴露部分中的声学应力与弯曲应力的比率来改善强健性能。刀100可因此不易经受因不经意地接触其他金属材料而带来的损坏,由此来改善寿命。

[0060] 本实例的刀100被定位在波导150的远侧端部处。波导150的近端与换能器组件12耦接。因此,刀100和波导150一起限定与换能器组件12声学耦接的声学传输组件。仅以举例的方式,此声学传输组件可具有大约36cm的长度、大约23cm的长度、或者任何其他合适的长度。在本实例中,超声刀42的远侧端部102被定位在与波腹对应的位置处,该波腹与通过波导150传输的谐振超声振动相关联,以便当声学组件未被组织加载时来将声学组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。在该实例中,刀100和波导150一体地形成,但刀100和波导150可选择性

地形成接合在一起(如,通过螺纹联接、过盈配合、焊接接合等)的单独部件。刀100可被理解为在近侧有效地终止在与通过波导150传送的谐振超声振动相关联的最远侧波节处。换句话说讲,刀100从最远侧波节延伸到最远侧波腹。

[0061] 当换能器组件12通电时,超声刀100的远侧端部102能够在例如大约10至500微米峰到峰范围内,并且在一些情况下在约20至约200微米的范围内以例如55.5kHz的预定振动频率 f 纵向运动(沿 x 轴线)。当启动本实例的换能器组件12时,这些机械振荡通过波导150传输以到达超声刀100,由此提供超声刀100在谐振超声频率下的振荡。因此,当将组织固定在超声刀100和夹持臂44之间时,超声刀100的超声振荡可同时切断组织并且使相邻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促凝效果。

[0062] 本实例的刀100从其近端向远侧端部102渐缩。刀100还为弯曲的,使得远侧端部102的中心被定位成在由波导150限定的纵向轴线的侧向。应当理解,可需要某些平衡特征结构,以用于保持基本上沿 x 轴线并且在 x - y 平面内的纵向运动,并且还用于使振动的横模范围与55.5kHz谐振频率下的振动的所需纵模分离。如将在下文更详细所述,波导150包括一系列增益步骤,所述增益步骤能够提供大约3.5的增益,使得刀100的远侧端部102在最大功率生成下将沿 x 轴以大约73.5微米的最大冲程振动(例如,使得换能器150的冲程为大约21.5微米)。

[0063] 刀100的渐缩最佳地见于图7-9中,其示出了沿刀100的长度的多个位置处的一组横截面。具体地,图7示出了沿以下平面的刀100的近侧横截面,所述平面沿垂直于波导150的纵向轴线的轴线(PA)延伸。图8示出了沿第一平面的刀100的中间横截面,所述第一平面为相对于轴线(PA)倾斜取向的。图9示出了沿第二平面的刀100的远侧横截面,所述第二平面为相对于轴线(PA)倾斜取向的。在本实例中,刀100在图7所示的横截面中的宽度介于约0.055英寸和约0.070英寸之间,并且更具体地,介于约0.060英寸和约0.065英寸之间。刀100在图8所示的横截面中的宽度介于约0.045英寸和约0.060英寸之间,并且更具体地,介于约0.050英寸和约0.055英寸之间。刀100在图9所示的横截面中的宽度介于约0.035英寸和0.050英寸之间,并且更具体地,介于约0.040英寸和约0.045英寸。当然,可以使用任何其它合适的尺寸。

[0064] 弯曲和渐缩刀100由单一径向切口以及较复杂的复合径向切口限定,所述切口被制备在基弯曲的圆筒中。这些切口限定多个平衡特征结构110,112,114,120。具体地,并且如图4最佳可见,第一平衡特征结构110由具有第一曲率半径(R_1)的侧向凹切口形成。仅以举例的方式,第一曲率半径(R_1)可介于约0.200英寸和约0.250英寸之间,并且更具体地,可为约0.225英寸。当然,任何其他合适的值可用于第一曲率半径(R_1)。在本实例中,第一平衡特征结构110由沿正交 x - y 平面扫过的第一曲率半径(R_1)限定,所述正交 x - y 平面穿过轴组件30的纵向轴线。第二平衡特征结构112由侧向凹切口形成,所述侧向凹切口具有沿正交 x - y 平面扫过的第二曲率半径(R_2),所述正交 x - y 平面穿过轴组件30的纵向轴线。仅以举例的方式,第二曲率半径(R_2)可介于约0.250英寸和约0.275英寸之间,并且更具体的,可为约0.268英寸。当然,任何其他合适的值可用于第二曲率半径(R_2)。在本实例中,第二平衡特征结构112沿刀100的长度与第一平衡特征结构110偏置。具体地,第二平衡特征结构112比第一平衡特征结构110定位更远侧并且相距约0.002英寸至约0.010英寸,更具体地,相距约0.005英寸。作为另外一种选择,可使用任何其他合适的偏置(或完全没有偏置)。在本实例

中,第二平衡特征结构112由沿穿过轴组件30的纵向轴线的正交x-y平面扫过的第二曲率半径(R2)限定,所述正交x-y平面与和第一平衡特征结构110和第一曲率半径(R1)相关的正交x-y平面相同。

[0065] 第三平衡特征结构114周向地围绕刀100延伸,并且由具有第三曲率半径(R3)的凹切口形成。仅以举例的方式,第三曲率半径(R3)可介于约0.600英寸和约0.700英寸之间,并且更具体地,可为约0.650英寸。当然,任何其他合适的值可用于第三曲率半径(R3)。

[0066] 第四平衡特征结构120最佳地见于图4和图7-8中。第四平衡特征结构120被形成为在刀100的一角中的纵向延伸的凸状凹陷部。平衡特征结构120的凹陷部由沿x-y平面扫过的第四曲率半径(R4)和沿y-z平面扫过的第五曲率半径(R5)限定。仅以举例的方式,第四曲率半径(R4)可介于大约1.350英寸和大约1.425英寸之间,并且更具体地,可为约1.395英寸。作为另外一种选择,任何其他合适的值可用于第四曲率半径(R4)。在本实例中,第四曲率半径(R4)扫过的x-y平面与第一和第二曲率半径(R1、R2)扫过的x-y平面平行然而间隔开。另外,仅以举例的方式,第五曲率半径(R5)可介于大约0.060英寸和大约0.065英寸之间,并且更具体地,可为约0.062英寸。作为另外一种选择,任何其他合适的值可用于第五曲率半径(R5)。第四平衡特征结构120可能够平衡刀100的运动,如美国专利6,773,444所述,该专利的公开内容以引用方式并入本文。此外,第四平衡特征结构120呈现可用于回切组织和/或用于其他目的的边缘122。在具有夹持臂44的器械10的一些型式,超声刀100被取向成使得边缘122面朝夹持臂44。在具有夹持臂44的器械10的一些其他型式,超声刀100被取向成使得边缘122背向夹持臂44。

[0067] 如图4中可见,第二平衡特征结构112的侧向凹切口转变成延伸到远侧端部102的凸状弯曲。此凸状弯曲由沿正交x-y平面扫过的第六曲率半径(R6)限定,所述正交x-y平面穿过轴组件30的纵向轴线。仅以举例的方式,第六曲率半径(R6)可为大约1.446英寸。当然,任何其他合适的值可用于第六曲率半径(R6)。

[0068] 图10示出了可被定位在波导150的远侧端部处的示例性的可供选择的超声刀200。此实例的刀200基本上类似于上述刀100,并且包括远侧端部202和多个平衡特征结构210,212,214,220。在一些型式,刀100的长度为大约36厘米,而刀200的长度为大约23厘米。当然,可以使用任何其它合适的尺寸。可选择与刀200相关联的曲率半径差值以说明具有短于刀100的长度的刀200。

[0069] 在图10所示的实例中,刀200的平衡特征结构210,212与刀100的相应平衡特征结构110,112基本上相同,所述平衡特征结构210,212包括具有与平衡特征结构110,112相同的曲率半径。尽管刀200的平衡特征结构220也类似于刀100的平衡特征结构120,但平衡特征结构220由曲率半径(R7、R8)限定,所述曲率半径(R7、R8)不同于限定平衡特征结构120的相应曲率半径(R4、R5)。具体地,平衡特征结构220的凹陷部由沿x-y平面扫过的第七曲率半径(R7)和沿y-z平面扫过的第八曲率半径(R8)限定。仅以举例的方式,第七曲率半径(R7)可介于大约1.390英寸和大约1.500英寸之间,并且更具体地,可为约1.420英寸。在一些其他型式,第七曲率半径(R7)为大约1.395英寸。作为另外一种选择,任何其他合适的值可用于第七曲率半径(R7)。另外,仅以举例的方式,第八曲率半径(R8)可介于大约1.000英寸和大约1.200英寸之间,并且更具体地,可为约1.100英寸。在一些其他型式,第八曲率半径(R8)为大约1.395英寸。作为另外一种选择,任何其他合适的值可用于第八曲率半径(R8)。

[0070] 图10的刀200还具有由大约1.500英寸的第九曲率半径(R9)限定的周向延伸的平衡特征结构214。作为另外一种选择,任何其他合适的值可用于第九曲率半径(R9)。平衡特征结构212的侧向凹切口转变成延伸到远侧端部202的凸状弯曲部。此凸状弯曲由沿正交x-y平面扫过的第十曲率半径(R10)限定,所述正交x-y平面穿过轴组件30的纵向轴线。仅以举例的方式,第十曲率半径(R10)可为大约1.395英寸。当然,任何其他合适的值可用于第十曲率半径(R10)。如上所述,在一些情况下,具有大约36cm的长度的超声刀根据刀100来进行构造;而具有大约23cm的长度的超声刀根据刀200来进行构造。作为另外一种选择,任一个刀100,200的构型可与任何其他合适的超声刀长度进行结合。

[0071] 图11至图12更详细地示出了本实例的波导150。波导150可为柔性的、半柔性的、或刚性的。正如本领域中所熟知的,波导150还可能放大通过波导150传输到刀100的机械振动。波导150还可具有用以控制沿波导150的纵向振动增益的特征结构以及用以将波导150调谐到系统的谐振频率的特征结构。具体地,波导150可具有任何合适的横截面尺寸。例如,波导150可在多个截面处渐缩以控制纵向振动的增益。波导150可例如具有基本上等于系统波长的二分之一的整数倍($n\lambda/2$)。波导150和刀100可优选地由用有效传播超声能量的材料制成的实芯轴来制备,例如钛合金(如,Ti-6Al-4V)、铝合金、蓝宝石、不锈钢或任何其他声学相容材料。波导150可还包括贯穿延伸其中的至少一个径向洞或孔,所述洞或孔基本上垂直于波导150的纵向轴线。此类孔可被定位在波节处。如本领域中所公知的,近侧O形环(未示出)和远侧O形环130(参见图2-6)被装配到波导150的超声波节附近的声学传输组件上。

[0072] 如图11-12进一步所示,波导150还包括平衡特征结构160。平衡特征结构160被成形为侧向提供在波导150上的平坦表面,所述波导150原本为圆柱状的。平衡特征结构160用于增宽横模范围,以远离沿来自谐振频率(如,55.5kHz)的两个方向的优选纵模。在一些型式中,平衡特征结构160在波导150上间隔开 180° ,并且延伸约2.600英寸至约2.800英寸,并且更具体地约2.700英寸的长度。平衡特征结构160的中间线为约7.000英寸至约7.200英寸,并且更具体地约7.148英寸。作为另外一种选择,可使用任何其他合适的尺寸。

[0073] III. 示例性控制电路

[0074] 在一些情况下,器械10可包括提供用于对换能器12和超声刀100选择性通电的开关的脚踏开关(未使用)。作为另外一种选择,操作者可使用按钮26作为开关,以对换能器12和超声刀100选择性地通电。然而,在一些此类情况下,缆线14的电阻和/或发生器16与按钮26之间的触点的电阻均可存在显著变化。此类可变电阻可使发生器16难以检测开关闭合状态(如,当按钮26被按下时)。电阻变化可归因于清洁过程之后留在柄部组件20的触点上的残余物;和/或归因于其他因素。电路的一些型式可不易显著受到此类风险的影响。例如,电路的一些型式可实时有效地清除可变电阻的影响。此类电路的各种实例将在下文进行更详细地描述;然而根据本文的教导内容,其他例子对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0075] 在一些型式中,发生器16包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. 制造和出售的GEN11发生器。发生器16可充当恒流电源(如,大约 $\pm 16\text{mA}$,以低频率(例如约500Hz)交替变化),并且可通过在发生器16的正面处测量手控开关线之间的电压降来确定柄部组件20中的开关状态(打开或闭合)。此电压降可包括由缆线14的电阻和/或柄部组件20中的触点处的电阻引起的未知电压降,所述未知电压降可随时间推移而改变,这归因于以下因素,诸如器械

使用期间的器械旋转和接触力变化等。下文所述的实例使发生器16能够通过测量柄部组件20中的已知参考部件来确定和减除此未知电压降,所述已知参考部件在紧邻测量开关状态时产生已知电压降。

[0076] 图13示出了一个仅示例性的电路200,所述电路200可结合到器械10内,以说明上文所述的电阻变化。电路200包括一起提供布置在电路200的正极引脚上的参考特征的参考电阻器210和EEPROM 212。由参考电阻器210和EEPROM 212形成的此参考特征可在来自发生器16的询问信号的正半周期上进行读取。应当理解,EEPROM 212消耗此低电流,使得EEPROM 212将不显著地影响由参考电阻器210产生的电压降。电路200还包括一组开关220、相应的电阻器222、和一对二极管224。开关220由柄部组件20中的按钮26、触发器28、和/或其他可移动特征结构来致动。开关220、电阻器222、和二极管224被布置在电路200的负极引脚上。开关220、电阻器222、和二极管224因此在发生器16的询问信号的负半周期上进行读取。发生器16能够操作以紧邻测量开关状态220时基于来自参考电阻器210的已知电压降来确定和减除来自开关220、电阻器222、和二极管224的电压降。

[0077] 图14示出了另一个仅示例性的电路300,所述电路300可结合到器械10内,以说明如上文所述的电阻变化。电路300包括一起提供布置在电路300的正极引脚上的参考特征的参考齐纳二极管310和EEPROM 312。由参考齐纳二极管310和EEPROM 312形成的此参考特征可在来自发生器16的询问信号的正半周期上进行读取。应当理解,EEPROM 312消耗此低电流,使得EEPROM 312将不显著地影响由齐纳二极管310产生的电压降。电路300还包括一组开关320、相应的二极管322、和附加的一对二极管324。开关320由柄部组件20中的按钮26、触发器28、和/或其他可移动特征结构来致动。开关320和二极管322,324被布置在电路300的负极引脚上。开关320和二极管322,324因此在来自发生器16的询问信号的负半周期上进行读取。发生器16能够操作以紧邻测量开关状态320时基于来自参考齐纳二极管310的已知电压降来测定和减除来自开关320和二极管322,324的电压降。

[0078] 图15示出了另一个仅示例性的电路400,所述电路400可结合到器械10中,以说明如上文所述的电阻变化。电路400基本上类似于上文所述的电路300,因为电路400包括全部以类似于电路300的齐纳二极管310、EEPROM 312、开关320、和二极管322,324的布置的方式布置的参考齐纳二极管410、EEPROM 412、开关420、和二极管422,424。不同于电路300,此实例的电路400还包括接通延迟电路430。接通延迟电路430被设定成发生器16的询问信号周期时间的大约1/4,使得发生器16在负半周期的第一半期间仅访问参考特征结构(即,齐纳二极管410和EEPROM 412);并且随后在负半周期的第二半期间访问与参考特征结构并联的开关420和二极管422,424。在一些型式中,接通延迟电路430可包括驱动Philips PMV65XP p-channel FET的Maxim MAX6895定序器。根据本文的教导内容,用于接通延迟电路430的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0079] 图16示出了另一个仅示例性的电路500,所述电路500可结合到器械10中,以说明如上文所述的电阻变化。电路500基本上类似于上文所述的电路200,因为电路200包括全部以类似于电路200的参考电阻器210、EEPROM 212、开关220、电阻器222、和二极管224的布置的方式布置的参考电阻器510、EEPROM 512、开关520、电阻器522、和二极管524。不同于电路200,此实例的电路500还包括接通延迟电路530。接通延迟电路530被设定成发生器16的询问信号周期时间的大约1/4,使得发生器16在负半周期的第一半期间仅访问参考特征(即,

参考电阻器510和EEPROM 512);并且随后在负半周期的第二半期间访问与参考特征并联的开关520、电阻器522、和二极管524。在一些型式中,接通延迟电路530可包括驱动Philips PMV65XP p-channel FET的Maxim MAX6895定序器。根据本文的教导内容,用于接通延迟电路530的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0080] 图17示出了另一个仅示例性的电路600,所述电路600可结合到器械10内,以说明如上文所述的电阻变化。电路600基本上类似于上文所述的电路500,因为电路600包括全部以类似于电路500的参考电阻器510、EEPROM 512、开关520、电阻器522、和二极管524的布置的方式布置的参考电阻器610、EEPROM 612、开关620、电阻器622、和二极管624。电路600还包括接通延迟电路630,所述接通延迟电路630可仅以类似于上述接通延迟电路530的方式进行构造和操作。然而,在该例子中,接通延迟电路630被嵌入在开关620梯的相对端。接通延迟电路630的此类定位可允许使用输出级,所述输出级采用n-通道FET或基本上开漏集成电路(如,Zetex ZSCT1555低电压555定时器)。

[0081] 图18示出了接通延迟电路430,530,630的示例性输入和输出波形。具体地,信号A代表用于接通延迟电路430,530,630的输入信号;而信号B代表用于接通延迟电路430,530,630的输出信号。

[0082] 图19示出了另一个仅示例性的电路700,所述电路700可结合到器械10内,以说明如上文所述的电阻变化。电路700基本上类似于上文所述的电路400,因为电路300包括全部以类似于电路400的齐纳二极管410、EEPROM 412、开关420、和二极管422,424的布置的方式布置的参考齐纳二极管710、EEPROM 712、开关720、和二极管722、724。不同于电路400,此实例的电路700还包括取代接通延迟电路430的触发电路730。此实例的触发电路730为触发器型电路,所述电路由负半周期期间的第二脉冲触发,并且由正半周期上的正脉冲复位。尽管未示出,但应当理解,作为另外一种选择,触发电路730可被定位在开关720梯的相对端(如,类似于接通延迟电路630在电路600中的布置)。图20示出了触发电路730的示例性输入波形和输出波形。具体地,信号C代表触发电路730的输入信号;而信号D代表触发电路730的输出信号。

[0083] 应当理解,上述电路200,300,400,500,600,700为仅示例性的实例。作为另外一种选择,各种其他合适的部件、特征结构、和技术可用于仅参考特征结构中的开关,并且随后可用于与参考特征结构并联的开关梯或者用于单个开关。还应当理解,开关220,320,420,520,620,720的数量可有所变化;使得可使用多于三个开关220,320,420,520,620,720或少于三个开关220,320,420,520,620,720。

[0084] IV. 示例性的单次使用特征结构

[0085] 器械10的一些型式的至少一个或多个部分可进行灭菌和再使用。例如,可期望回收和再使用柄部组件20内的电子部件,例如电路等。然而,可不期望再使用柄部组件20的其他部分,例如柄部组件20的外壳、按钮26等等。因此,可期望构造柄部组件20,以使得柄部组件20内的一些部件可被回收和再使用;还使得柄部组件20的其他部分不可被回收和再使用。在一些设置中,器械10的至少一部分在器械10已用于外科手术之后可进行再使用。在一些其他装置中,器械10的至少一部分甚至在器械10离开制造设备之前可进行再使用。例如,如果器械10未通过质量控制测试,则器械10的一个或多个部件(如,对质量控制测试失效没有影响的部件)可被回收和再使用,以构造另一个器械10。可结合到柄部组件20中以提供选

择性的可再使用性的构型的若干实例将在下文进行更详细地描述;然而根据本文的教导内容,其他例子对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0086] 在器械10的一些型式中,电路的至少一部分可包括形成为层合体的柔性电路。此层合体的外层的一个或多个区域可附着到柄部组件20的外壳,使得当在回收处理期间拆卸外壳时一个或多个层从柔性电路剥离,使得柔性电路将被损坏。层的此类剥离可使得柔性电路不可操作。在一些此类情况下,电路的整个外层附着到柄部组件20的外壳。在一些其他情况下,关键电路部件附近的仅一部分电路附着到柄部组件20的外壳。作为另一种变型,电路的一个或多个部件可附着到柄部组件20的外壳,而不必将柔性电路的柔性层合体附着到柄部组件20的外壳。在一些此类型式中,柔性电路的柔性层合体可为穿孔的,或者换句话说讲可为弱化的,以提供受控的断裂区域,使得当在尝试回收期间拉开柄部组件部分时,柔性电路从附着的电路部件撕离,而附着的电路部件与柄部组件的外壳保持在一起。作为另一个仅示例性的实例,柄部组件20中的电路的一个或多个区域可对水、乙醇、或其他流体敏感,使得当此类区域接触可在尝试回收期间使用的水、甲醇、或其他流体时电路被破坏。例如,电路层合体可能能够在接触水、甲醇、或其他流体时剥离。

[0087] 图21至图25示出了可结合到器械10中的示例性柄部外壳组件1000。此实例的组件1000包括第一外壳构件1010、第二外壳构件1030、和保持构件1050。如图21最佳可见,外壳构件1010包括多个接线柱1012和一个承窝1014。还如图21最佳可见,外壳构件1030包括多个承窝1032和一个接线柱1034。接线柱1012、1034被配置用于插入对应承窝1014、1032内,以将外壳构件1010、1030固定在一起。仅以举例的方式,接线柱1012、1034可压装到对应承窝1014、1032中,可使用超声焊接固定在承窝1014、1032中,可热熔在承窝1014、1032中,可使用粘合剂粘着在承窝1014、1032中,和/或以其他方式相对于承窝1014、1032进行固定。如图22至图23最佳可见,外壳构件1010、1030还包括互补的榫槽特征结构1018、1038。在一些其他型式中,利用互补式搭接特征或一些其他类型的结构来代替榫槽特征结构1018、1038。榫槽特征结构1018、1038可通过过盈配合、超声焊接、热熔、粘合剂等固定在一起。

[0088] 还如图22至图23最佳可见,外壳构件1010、1030各自包括V形切口形式的弱化带1016、1036。当拉开外壳构件1010、1030时,弱化带1016、1036提供减小的壁厚以促进沿弱化带1016、1036的断裂。换句话说讲,当人尝试通过拉开接合的外壳构件1010、1030来分离接合的外壳构件1010、1030时,外壳构件1010、1030中的一者或两者可使其相应的弱化带1016、1036断裂。因此,一个外壳构件1010、1030的裂片可保持接合到另一个外壳构件1010、1030,同时分裂的外壳构件1010、1030的其余部分可与另一个外壳构件1010、1030分离。此断裂/分裂可阻止两个外壳构件1010、1030的再使用。外壳构件1010、1030的较小裂片可保持接合到另一个外壳构件1010、1030,这由于榫槽特征结构1018、1038之间、承窝1014和接线柱1034之间、和/或其他特征之间的固定关系。根据本文的教导内容,可在外壳构件1010、1030中设置受控断裂的其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0089] 如图25最佳可见,本实例中的保持构件1050通常具有“Y”形状,所述“Y”形状具有第一分支1052、第二分支1054、和第三分支1056。第一分支1052包括终止在边缘1072处的弯曲部分1058和凹陷部1070。第二和第三分支1054、1056各自具有相应的接线柱1060。如图21和图24最佳可见,保持构件1050能够适配在外壳构件1010、1030的保持构件特征结构1020、1040中。如图23所示,外壳构件1010的保持构件特征结构1020包括具有六边形外形的一对

承窝1022。承窝1022能够通过过盈配合来接收接线柱1060。当然,承窝1022可具有任何其他合适的构型;并且还可使用超声焊接、热熔、粘合剂等等来将接线柱1060固定在承窝1022中。如图22和图24所示,外壳构件1030的保持构件特征结构1040包括一对卡扣门锁构件1042。保持构件1050可滑到卡扣门锁构件1042后的位置中,使得卡扣门锁构件1042可有助于维持保持构件1050相对于外壳构件1030的定位。如图所示,当分支1054、1056被定位在卡扣门锁构件1042后面时,保持构件1050的弯曲部分1058在卡扣门锁构件1042之间和之前通过。

[0090] 在本实例中,一个或多个开关组件(未示出)被定位在按钮26后面,并且包括响应于按钮26的致动的切换电路。凹陷部1070的尺寸设定成接收此类开关组件的一部分。具体地,开关组件可在第一分支1052的弯曲部分1058和卡扣门锁构件1042之间滑动,其中开关组件被接收在凹陷部1070中。卡扣门锁构件1042有助于将开关组件相对于外壳构件1030保持就位。限定在外壳构件1010中的一对肋1043还抵靠外壳构件1030来保持开关组件。因此,开关组件的一个外边缘由卡扣门锁构件1042保持,而安置在凹陷部1070中的开关组件的相对外边缘由保持构件1050保持。由于保持构件1050被固定到外壳构件1010,因此应当理解,当拉开外壳构件1010,1030时,保持构件1050和卡扣门锁构件1042将对开关组件的外边缘施加反向力。开关组件上的这些相对表面可切断/断裂开关组件(如,通过剪切)或者换句话说讲使其可工作。因此,如果人尝试通过拉开外壳构件1010,1030来拆卸柄部组件1000,则如此做法也将破坏位于按钮26后面的开关组件。开关组件可包括任何合适的部件,例如刚性电路板、柔性电路、导线、常规开关等。在一些情况下,边缘1072为锐利的,以有利于切断开关组件。

[0091] 尽管在本实例中卡扣门锁构件1042将开关组件相对于外壳构件1030保持固定,但应当理解,开关组件可以其他方式来相对于外壳构件1030保持固定。例如,开关组件的至少一部分可焊接到外壳构件1030(如,使用旋转焊接、超声焊接、热熔、粘合剂等)。作为另一个仅示例性的实例,第二保持特征结构可围绕保持构件1050的凹陷部1070覆盖。作为另一个仅示例性的实例,开关组件可附着到外壳构件1030。参考本文中的教导内容,可固定开关组件的其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0092] 图26示出了可结合到器械10中的另一个示例性柄部外壳组件1100。此实例的组件1100包括第一外壳构件1110和第二外壳构件1130。外壳构件1110包括多个接线柱1112和一个承窝1114。外壳构件1130包括多个承窝1132和一个接线柱1134。接线柱1112、1134被配置用于插入对应承窝1114、1132内,以将外壳构件1110,1130固定在一起。仅以举例的方式,接线柱1112、1134可压装到对应承窝1114、1132中,可使用超声焊接固定在承窝1114、1132中,可热熔在承窝1114、1132中,可使用粘合剂粘着在承窝1114、1132中,和/或可以其他方式相对于承窝1114、1132进行固定。

[0093] 外壳构件1110包括具有一对叉状物1152的一体保持特征结构1150。叉状物1152限定能够接收开关组件的一部分的间隙,所述开关组件可包括响应于按钮26的致动的切换电路。可使用粘合剂来将开关组件附着到叉状物1152。在外壳组件1100被拆开的情况下,开关组件可保持在保持特征结构1150中。应当理解,由于开关组件附着在保持特征结构1150中,正装配若干外壳组件1100的人可能将外壳组件1100迅速地识别为已进行组装并且或许随后进行拆卸的外壳组件。这可提示人将外壳组件1100作为废料丢弃。此外,可使用粘合剂

来将开关组件附着到外壳构件1130的相邻区域。因此,当通过拉开外壳构件1110,1130来拆卸外壳组件1100时,可撕裂开关组件并且由此导致其不可操作。同样,如果两个撕裂的开关组件断片保持附着到各个外壳构件1110,1130,则正装配若干外壳组件1100的人可能将外壳组件1100迅速地识别为已进行组装并且随后进行拆卸的外壳组件。

[0094] 在一些情况下,可期望小心地拆卸柄部组件20,同时最小化对柄部组件20的损坏。例如,这样可抢救柄部组件20的至少一部分和/或柄部组件20内的某些部分。就柄部组件20的一些型式而言,这可通过在柄部组件20中小心地钻出一个或多个孔来实现。例如,图27示出了以下例子,其中可在外壳构件1010,1110中对应于接线柱1034、1134和承窝1014、1114的位置处来钻出洞1200,从而有效地拆离接线柱1034、1134和承窝1014、1114。图28示出了以下例子,其中可在外壳构件1030中对应于接线柱1060和承窝1022的位置处来钻出洞1210,1220,从而有效地拆离接线柱1060和承窝1022。当然,外壳构件1010,1030,1110,1130可在多个其他位置处进行钻孔,所述位置包括与接线柱1012、1112和承窝1032、1132相关的位置。钻出的洞可有利于利用最小力来使外壳构件1010,1110与外壳构件1030,1130分离,可基本上保持外壳构件1010,1110,1030,1130的结构完整性,并且/或者可最小化对外壳构件1010,1110,1030,1130内的部件的损坏。在经钻孔的外壳构件1010,1110,1030,1130可进行再使用的情况下,钻出的洞可进行填充、覆盖、或者以其他方式进行处理。

[0095] 图29至图30示出了包括设置在管1320中的超声刀1310的示例性超声刀组件1300。超声刀1310被定位成使得刀1310的远侧端部1312相对于管1320为暴露的。管1320的内径显著大于刀1310的外径,使得圆柱状间隙被限定在管1320的内径和刀1310的外径之间。环形外模1330被定位在刀1310的周围,以相对于管1320来支撑刀1310。仅以举例的方式,外模1330可由塑性材料或弹性体材料形成。外模1330可被定位在与波节对应的位置处,该波节与通过刀1310传输的谐振超声振动相关联。外模1330的定位和/或特性提供出管1320相对于刀1310的显著声学隔离。尽管示出了一个外模1330,但应当理解,可使用若干外模。还应当理解,可使用除外模1330之外的特征结构。仅以举例的方式,可使用设置在波节处的一个或多个O形环来代替外模1330。

[0096] 管1320包括由管1320中的“U”-形切口形成的远侧定向突片1322。如图30最佳可见,突片1322在管1320内朝内侧和远侧定向。在本实例中,突片1322未接触超声刀1310。在一些其他型式中,突片1322在与通过刀1320传输的谐振超声振动相关联的波节处接触超声刀1310。突片1322为弹性的,使得当刀1310和外模1330在超声刀组件1300的组装期间朝远侧穿过管1320时,突片1322向外挠曲;而突片1322在外模1330清除突片1322之后返回到图30所示的位置。然而,如果在刀1310和外模1330在超声刀组件1300的拆开期间通过管1320朝近侧回缩,则突片1322将撕裂外模1330或换句话说讲破坏外模1330。就有人尝试随后再使用刀1310和外模1330而言,破坏的外模1330将导致重构的超声刀组件1300不能通过裂漏测试。

[0097] 在器械10的一些型式中,换能器组件12可通过连接器外壳支撑在柄部组件20内,所述连接器外壳允许换能器组件12围绕由换能器组件12限定的纵向轴线相对于柄部组件20旋转。图31至图32示出了此类连接器外壳1400的实例以及可用于将连接器外壳1400联接到柄部组件20的示例性特征结构。具体地,此实例的连接器外壳1400包括限定开口1412的保持凸出部1410。柄部的一个外壳半部包括固定夹1420;而柄部的另一个外壳半部包括一

对保持凸缘1430。固定夹1420包括一对倒钩臂(未示出)。倒钩臂能够配合穿过保持凸出部1410的开口1412并且由此提供连接器外壳1400和柄部的相关外壳半部之间的卡扣配合,如从图31到图32的过渡所示。凸缘1430能够部分地包含连接器外壳1400并且由此限制连接器外壳1400的一定程度的运动;然而允许连接器外壳1400在柄部组件内的一定程度的浮动。

[0098] 在另一实例中,第一蛤壳半部(未示出)和第二蛤壳半部(未示出)接合在一起以包围类似于上述连接器外壳1400的连接器外壳(未示出)。接合半部可通过夹紧销、粘合剂、超声焊接、一些其他形式的焊接、或者以任何其他合适的形式来与柄部组件20联接在一起。接合半部可相对于柄部组件20运动或可不相对于柄部组件20运动。然而,接合半部可根据需要来使连接器外壳能够相对于接合半部浮置。作为另一个仅示例性的变型,可将硅氧烷构件插入连接器外壳和柄部组件20之间,以代替接合半部。此类硅氧烷构件可将连接器外壳基本上保持在柄部组件20内,然而仍允许连接器外壳相对于柄部组件20的一定程度的运动(即,浮动)。根据本文的教导内容,连接器外壳可与柄部组件联接的其他合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。这些连接器外壳联接特征结构可与上述特征中的任何一个结合使用,以提供识别已用开关组件或护罩的方式。

[0099] V. 杂项

[0100] 应当理解,本文所述的器械的任何型式均可包括除了上文所述的或者代替上文所述的各种其他特征结构。仅以举例的方式,本文所述的器械中的任何一个还可包括公开于以引用方式并入本文的各参考文献中的任何一个中的各种特征结构中的一者或多者。还应当理解,本文的教导内容可以容易地应用于本文所引用的任何其他参考文献中的任何器械,使得本文的教导内容可以容易地以多种方式与本文所引用的任何参考文献中的教导内容组合。可以与本文的教导相结合的其它类型的器械对于本领域普通技术人员将是显而易见的。

[0101] 应当理解,所述以引用的方式并入本文中的任何专利、出版物或其它公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中给出的定义、陈述或者其它公开材料不冲突的范围内来并入本文。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相冲突的材料。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。

[0102] 上文所述装置型式可适用于医学专家所执行的常规医疗处理和手术中,并且可适用于机器人辅助的医疗处理和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于结合到机器人外科系统内,例如,得自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。

[0103] 上文所述型式可设计为在单次使用后丢弃,或者它们可设计为能够使用多次。在上述任一种或两种情况下,都可针对这些型式进行修复,以便在使用至少一次后再使用。修复可以包括以下步骤任何组合:拆卸装置,然后清洗或者更换特定部件,并且随后重新组装。具体地,可以拆卸所述装置中的一些型式,并可选择性地以任何组合的形式更换或者移

除所述装置中任何数量的特定件或部件。在清洗和/或更换特定零件时,所述装置的一些型式可在修复设施中重新组装或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了解,装置修复可以利用多种技术进行拆卸、清洗/更换以及重新组装。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。

[0104] 仅以举例方式,本文所述型式可在手术之前和/或之后进行消毒。在一种消毒技术中,装置放置在闭合并密封的容器、诸如塑料袋或TYVEK袋中。随后,可将容器和装置放置在可穿透容器的诸如 γ 辐射、X射线或高能电子等的辐射场中。辐射可以杀死装置上和容器中的细菌。消毒后的装置随后可以存放在消毒容器中,以备以后使用。还可使用在本领域中已知的任何其它技术进行装置消毒,所述技术包括但不限于 β 或 γ 辐射、环氧乙烷或者蒸汽消毒。

[0105] 尽管已在本发明中示出并描述了各种实施例,但是本领域的普通技术人员可在不脱离本发明的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地改进。已经提及若干此类潜在修改形式,并且其它修改形式对于本领域的技术人员而言将会显而易见。例如,上文所讨论的例子、型式、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等等均是示例性的而非所要求的。因此,本发明的范围应以以下权利要求书作考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出并描述的结构以及操作细节。

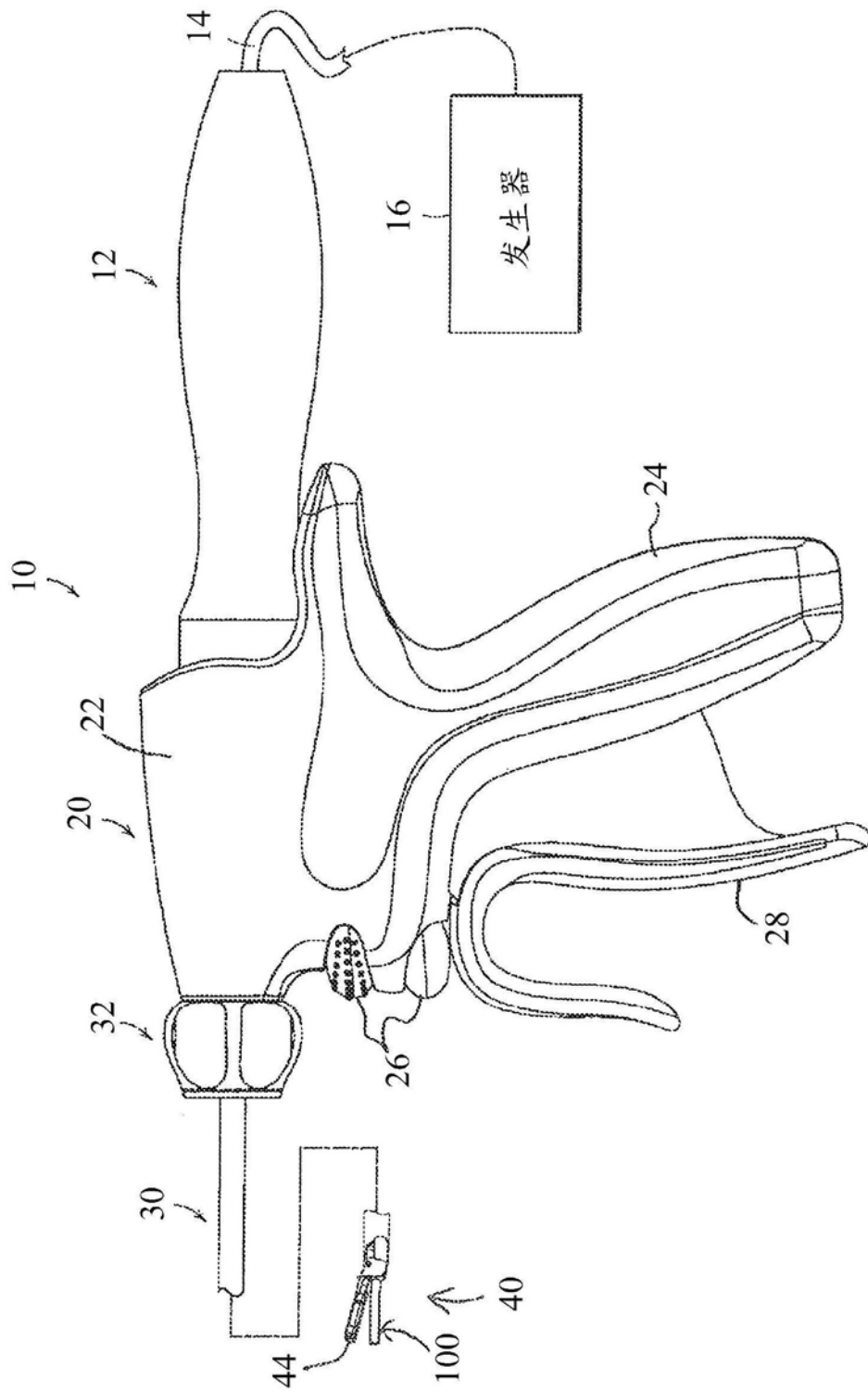


图1

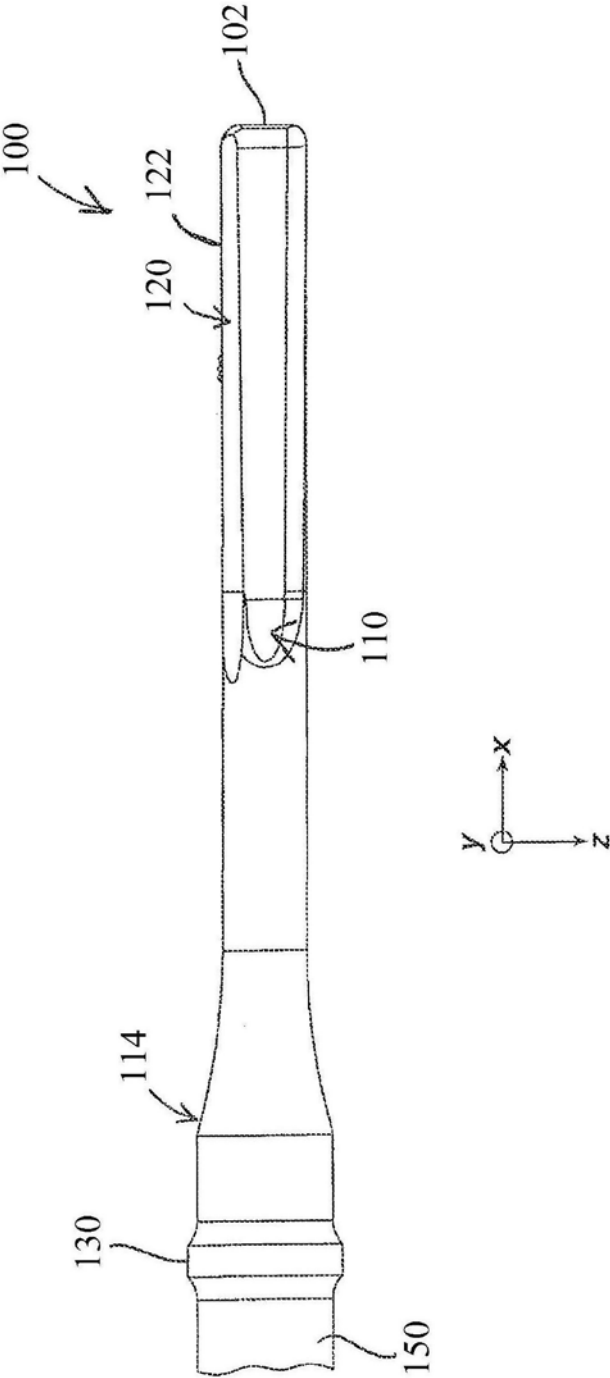


图2

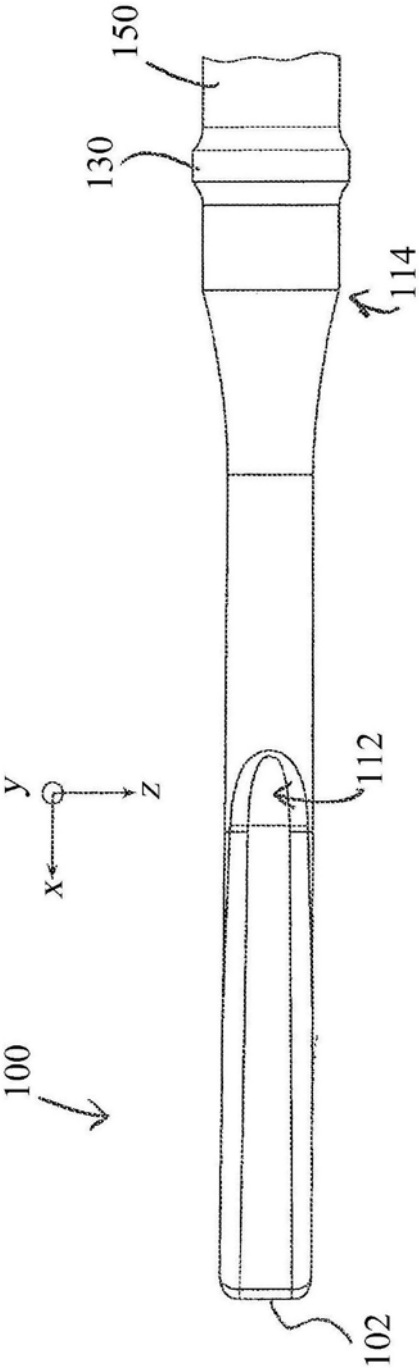


图3

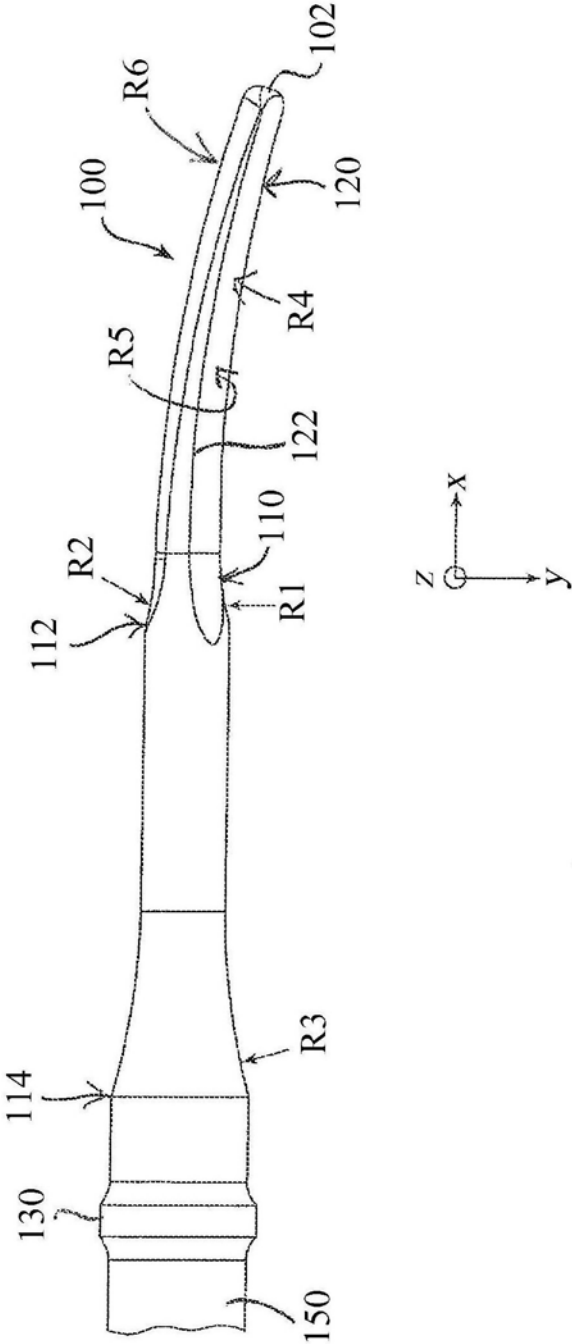


图4

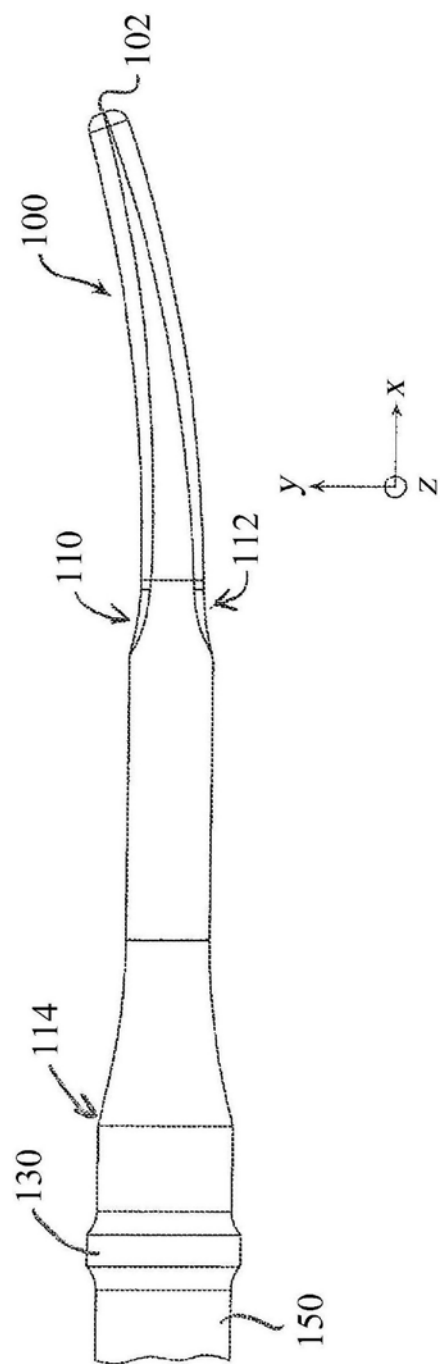


图5

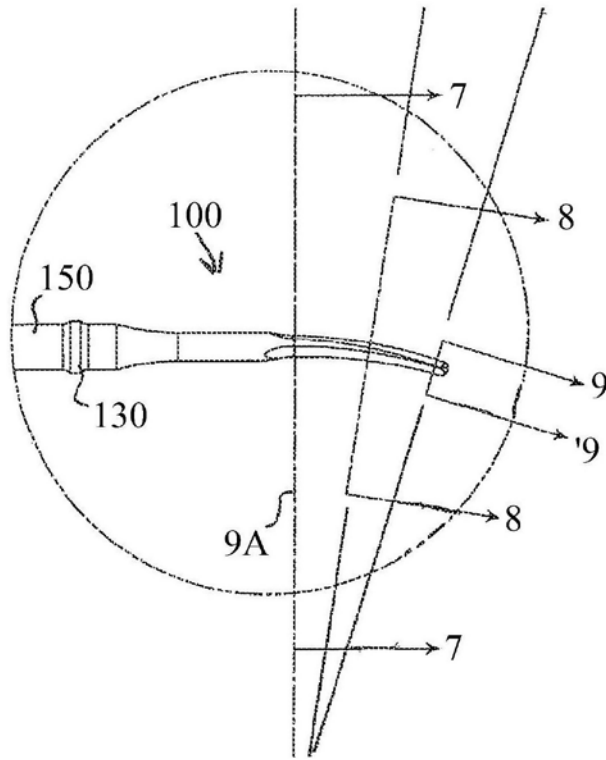


图6

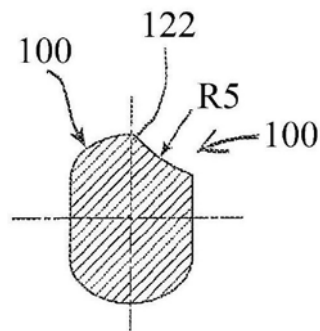


图7

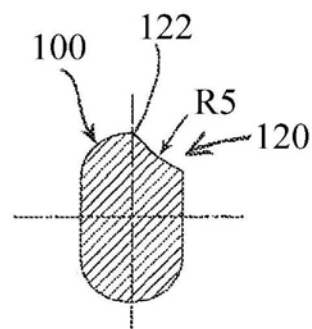


图8

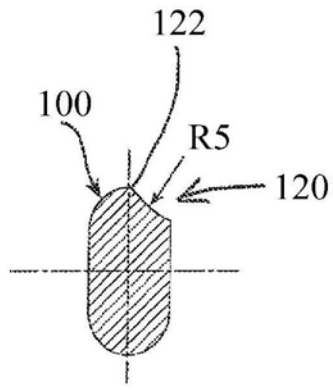


图9

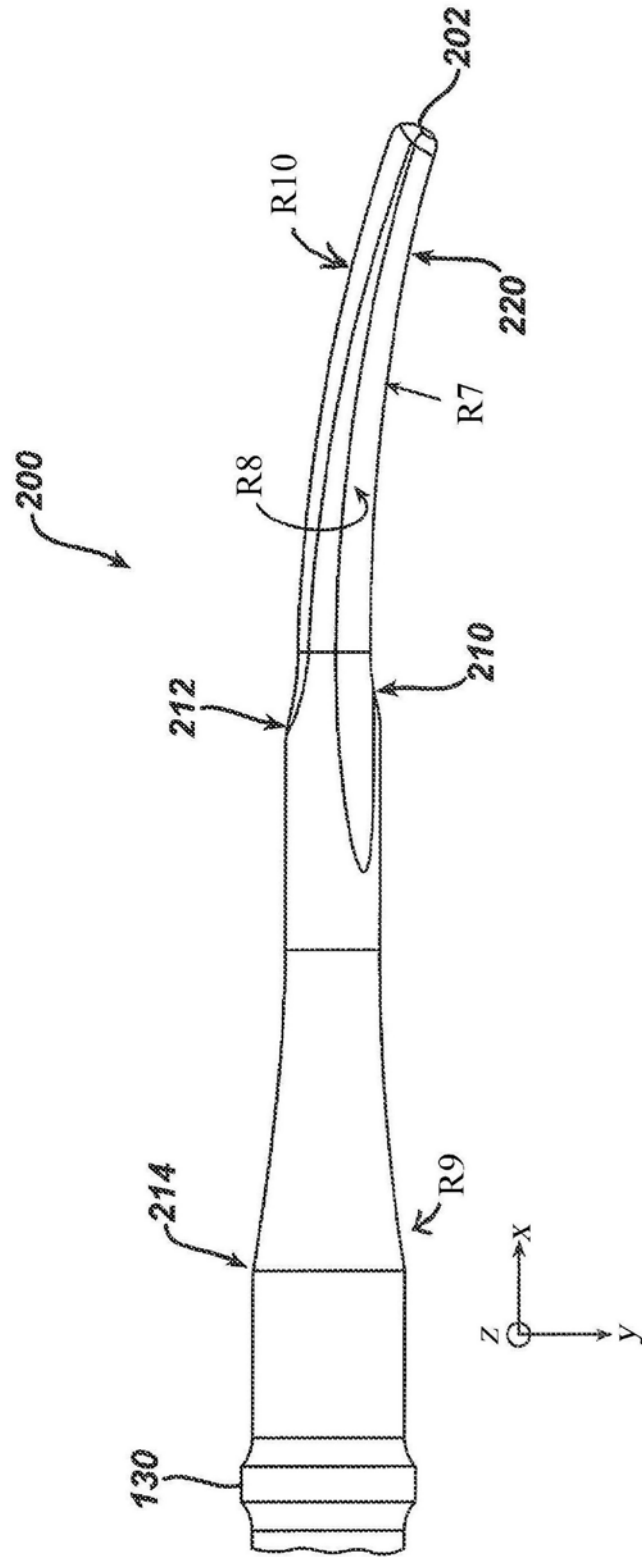


图10

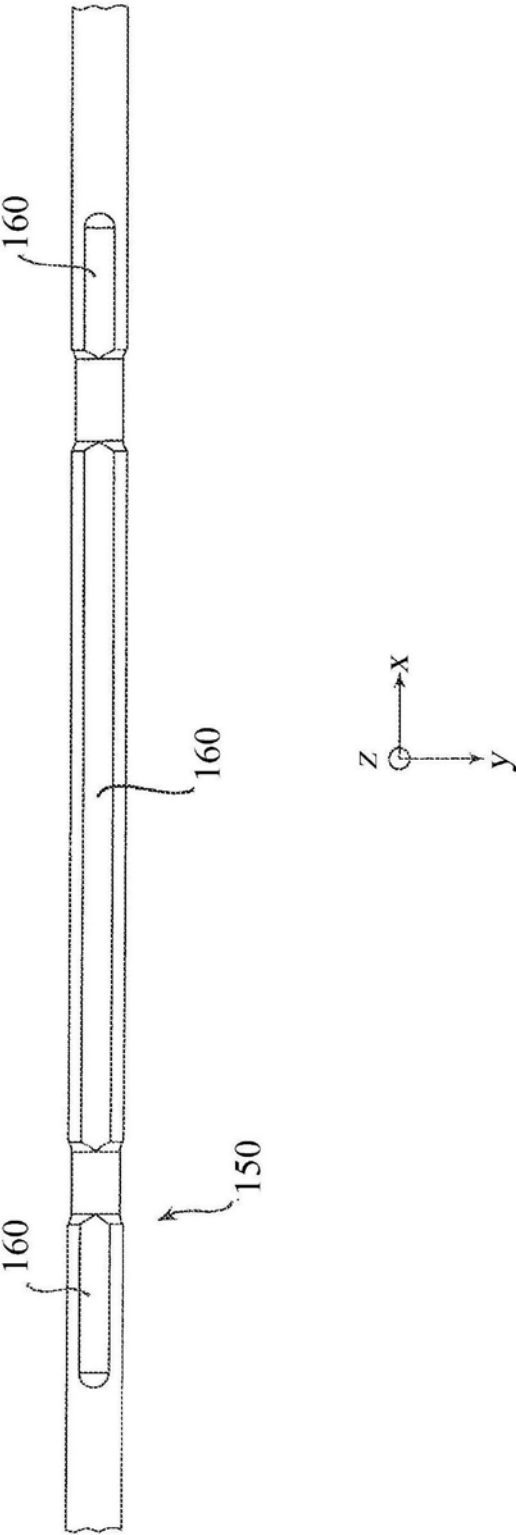


图11

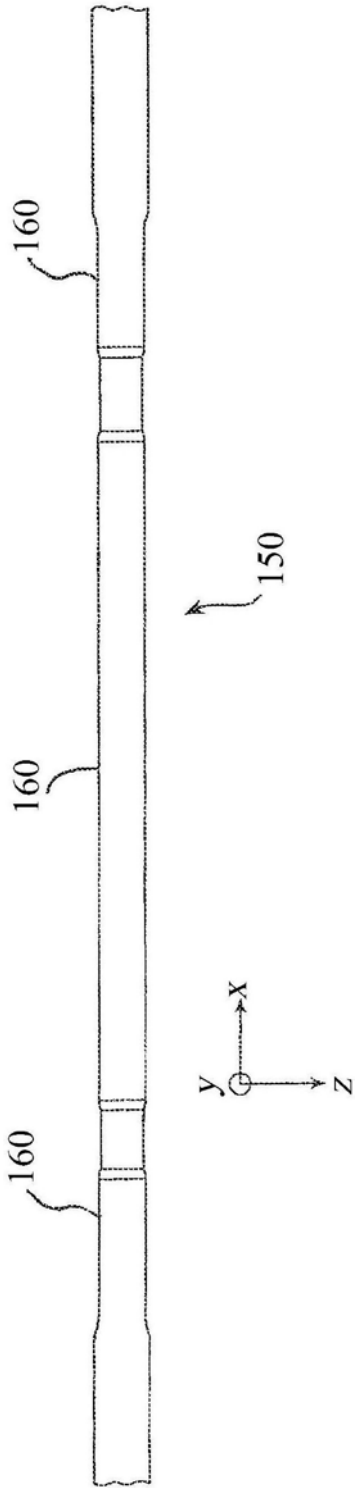


图12

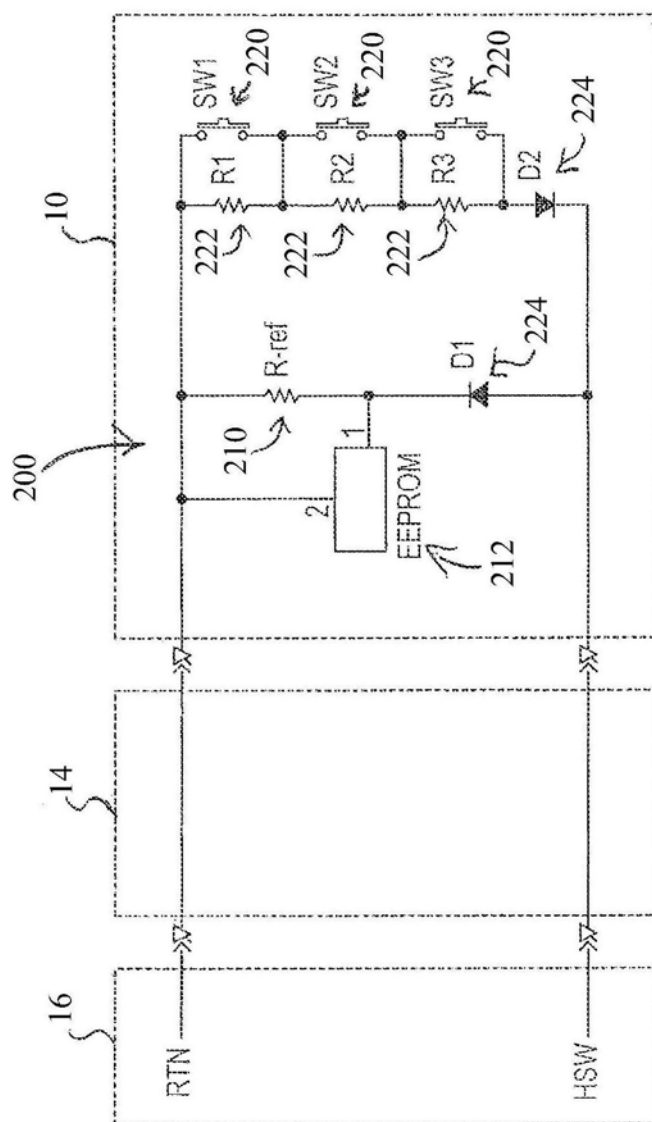


图13

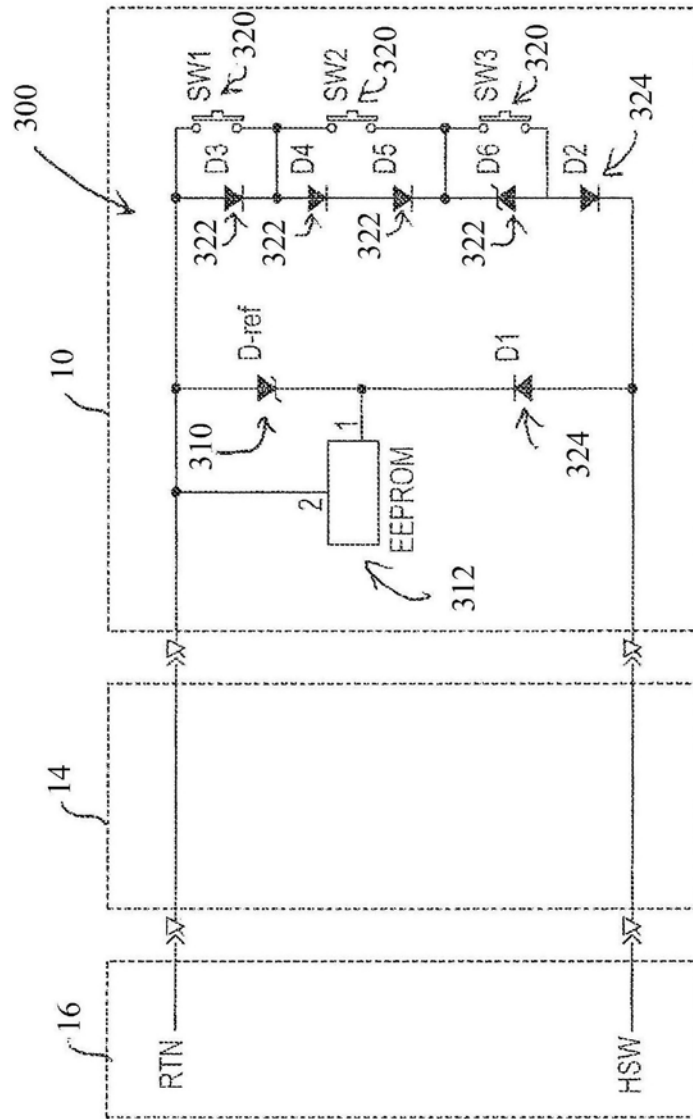


图14

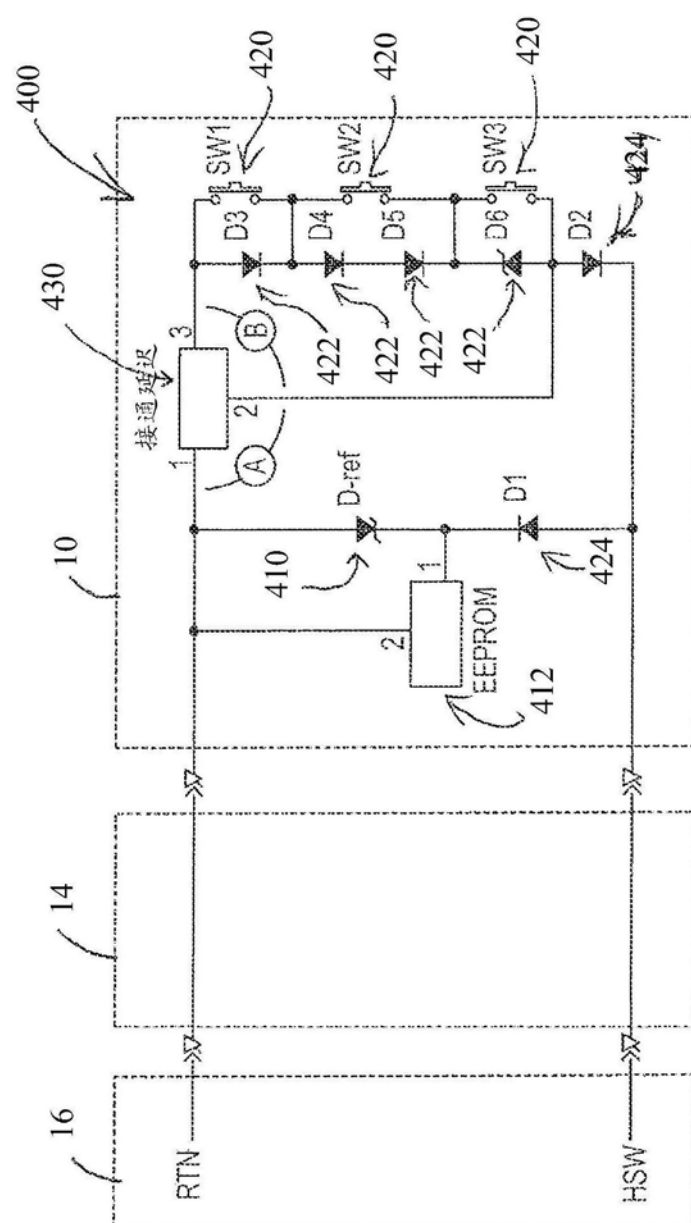


图15

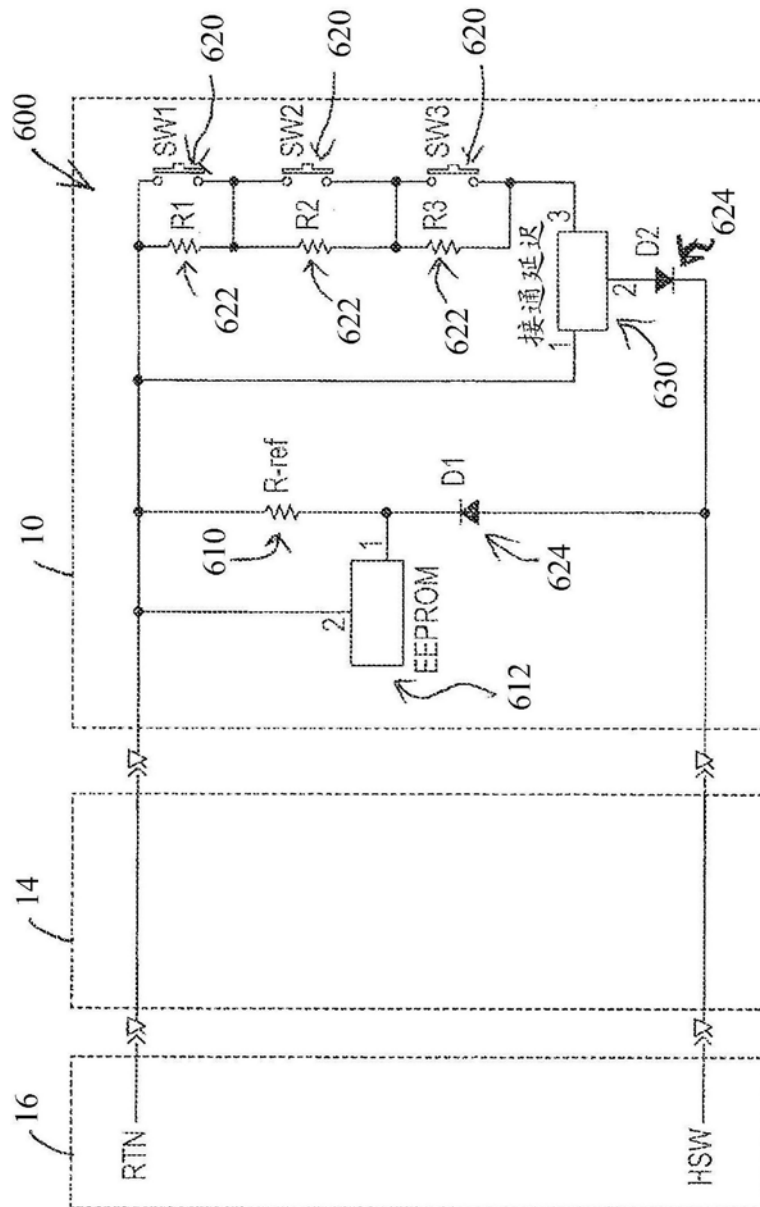


图17

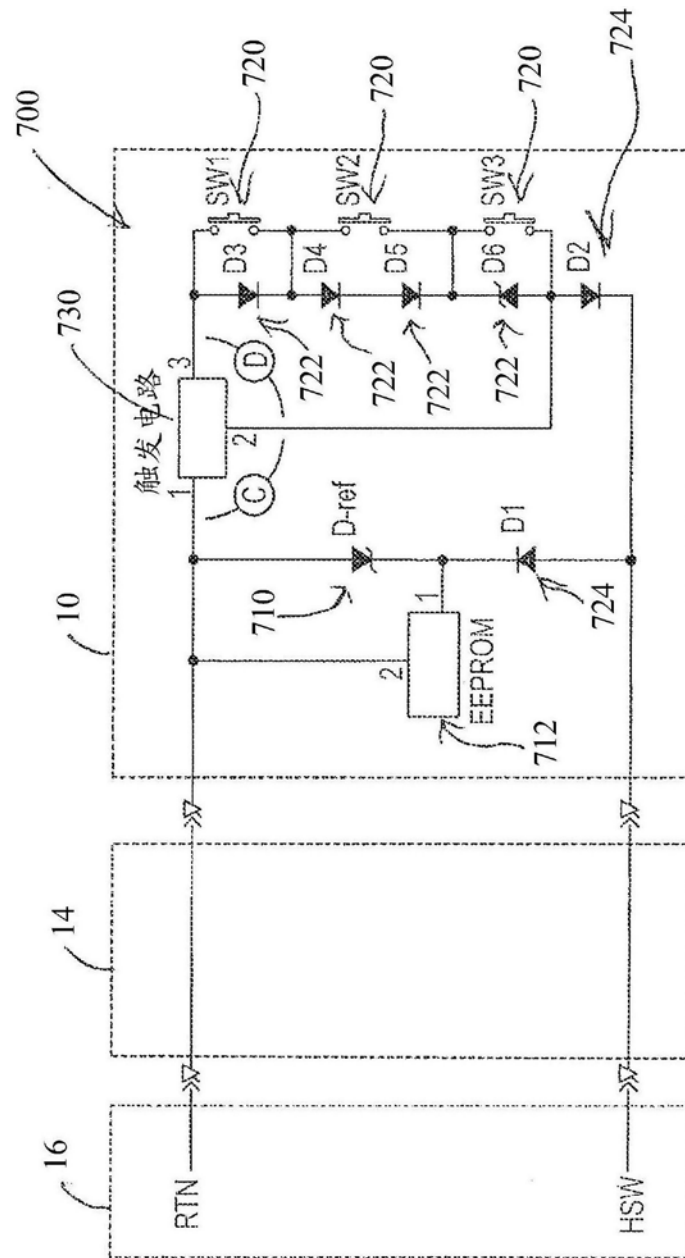


图19

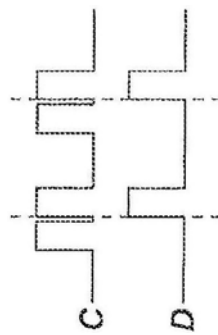


图20

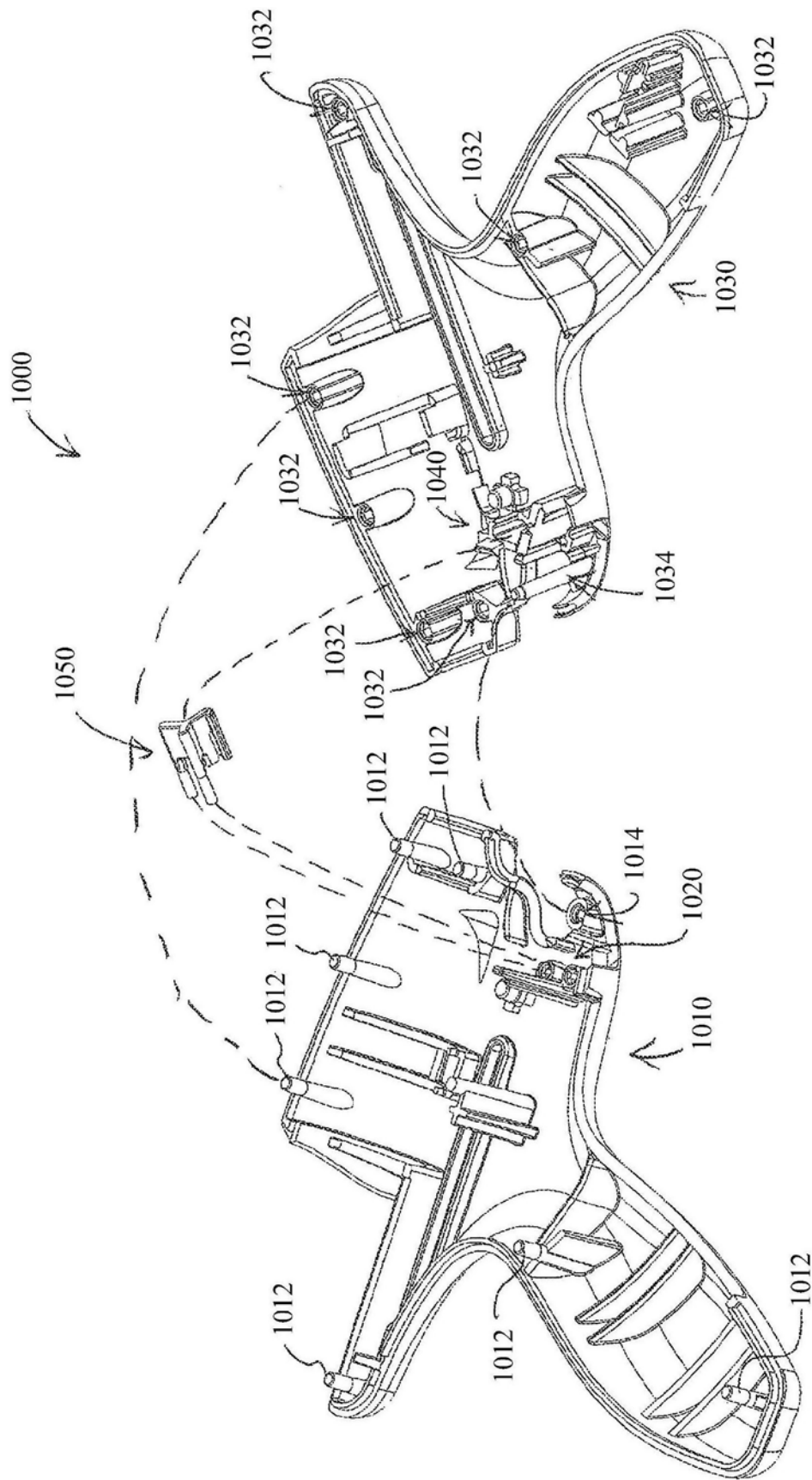


图21

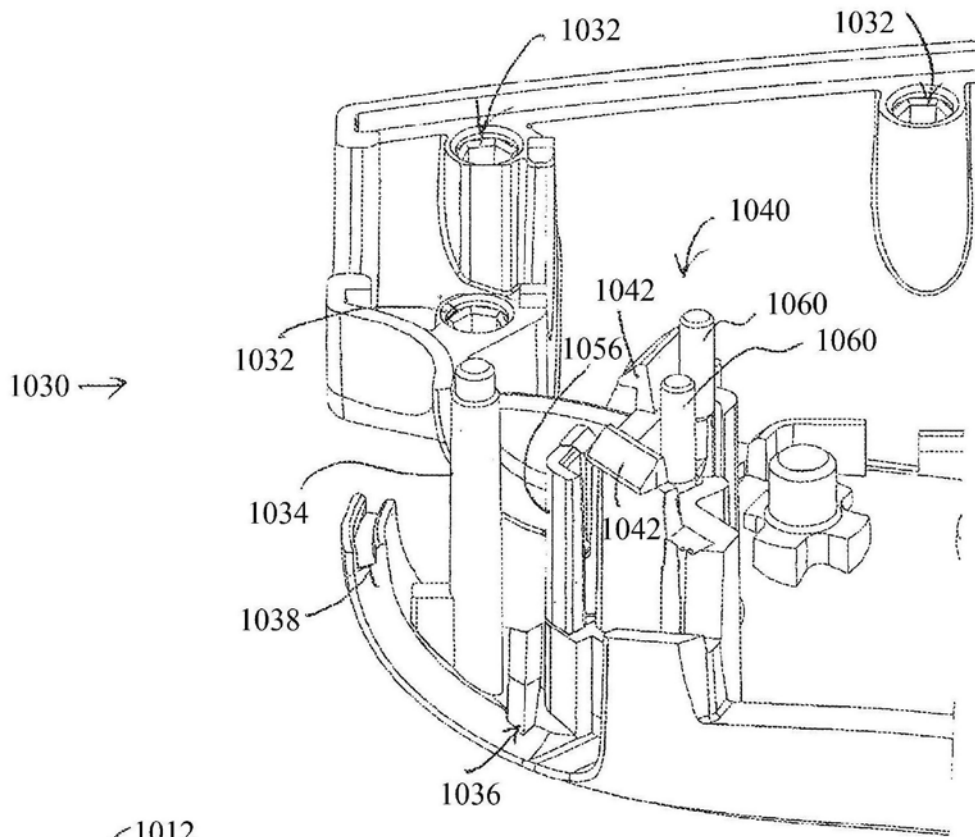


图22

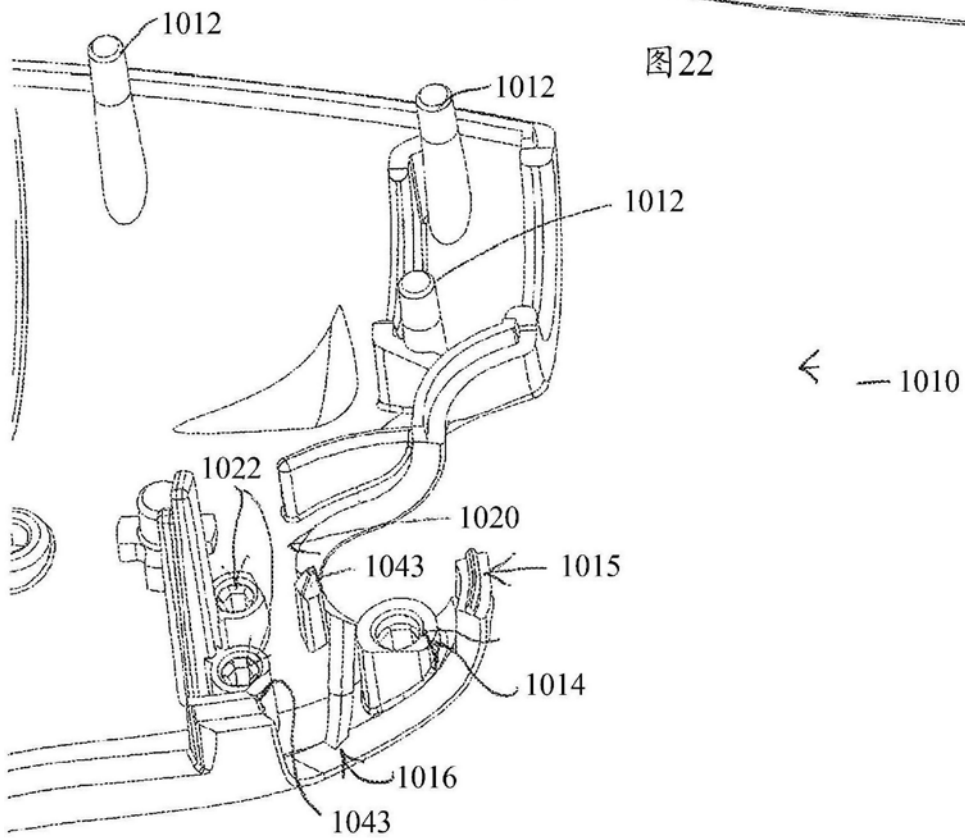


图23

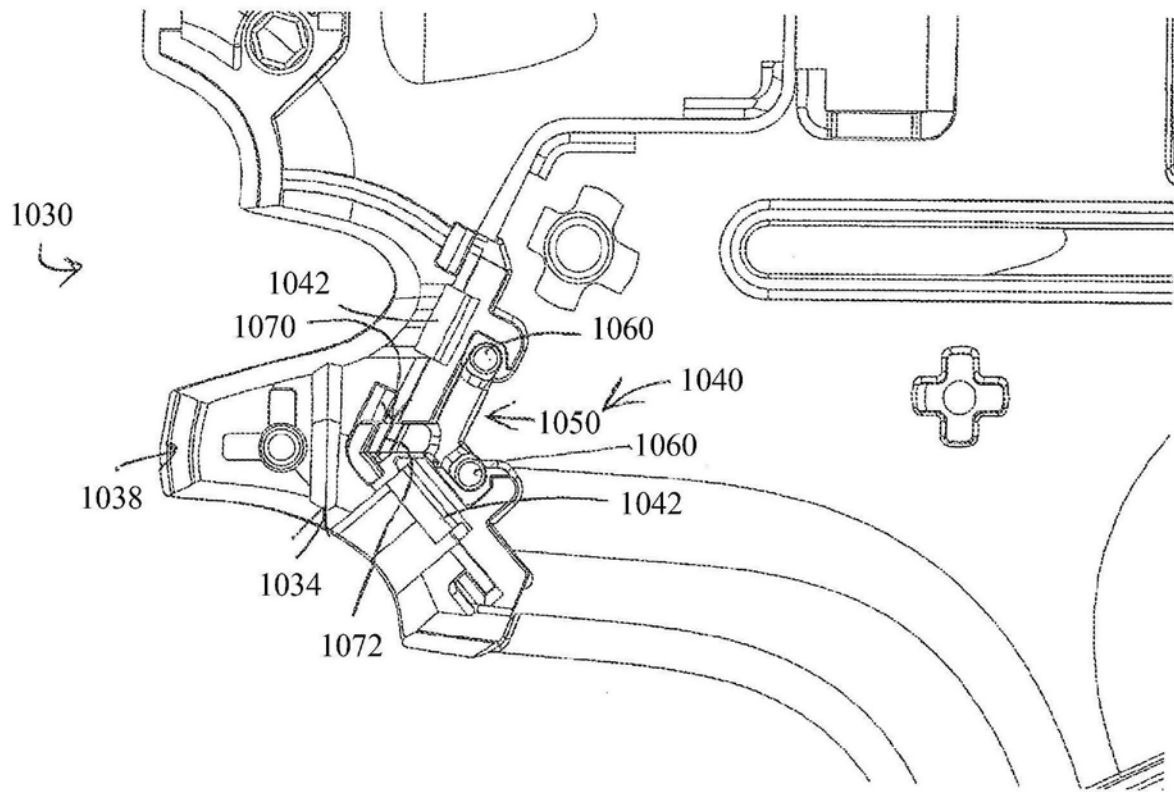


图24

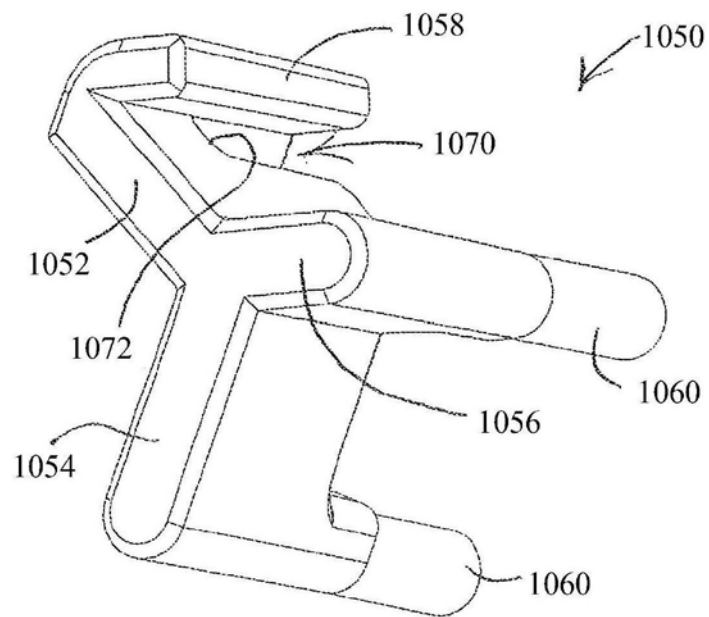


图25

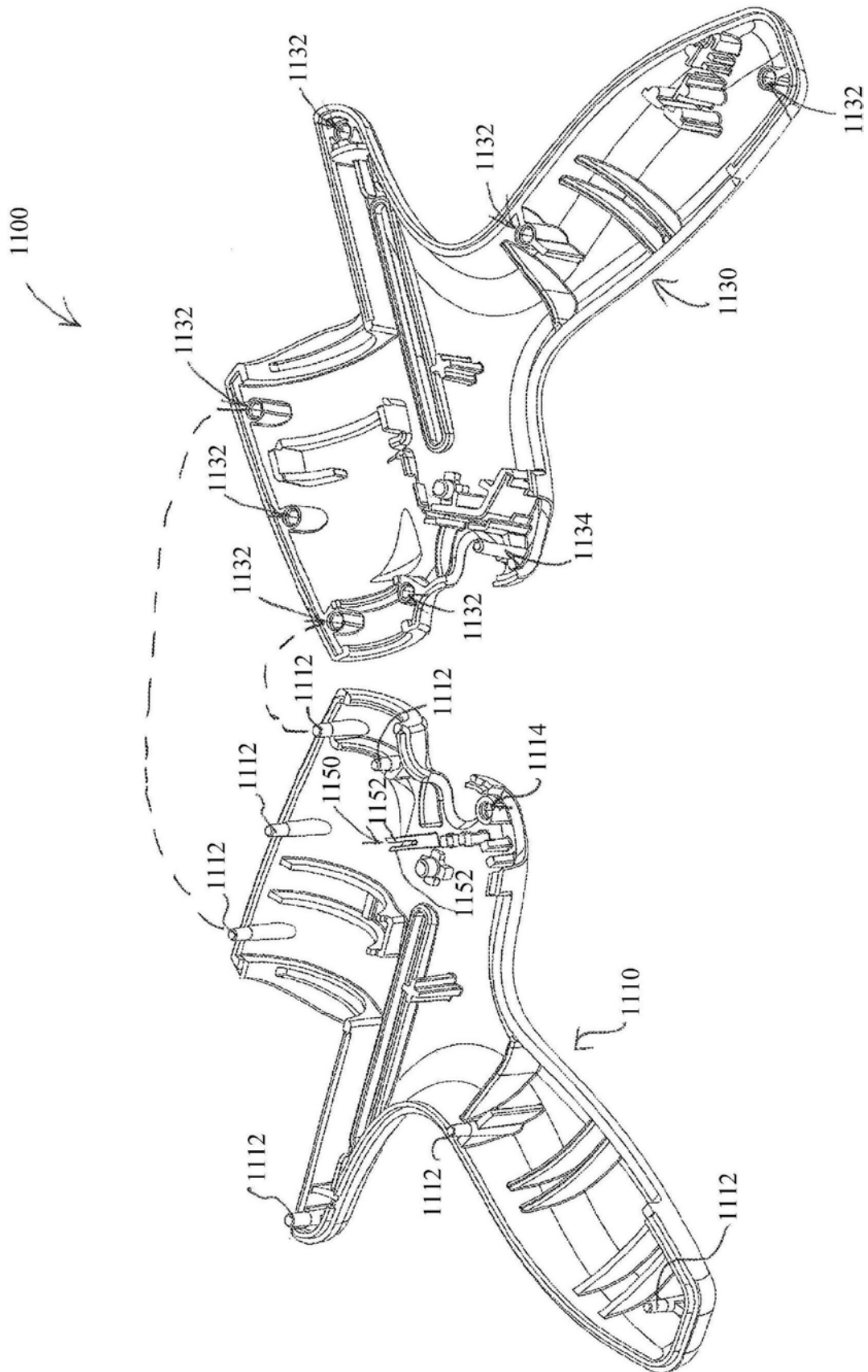


图26

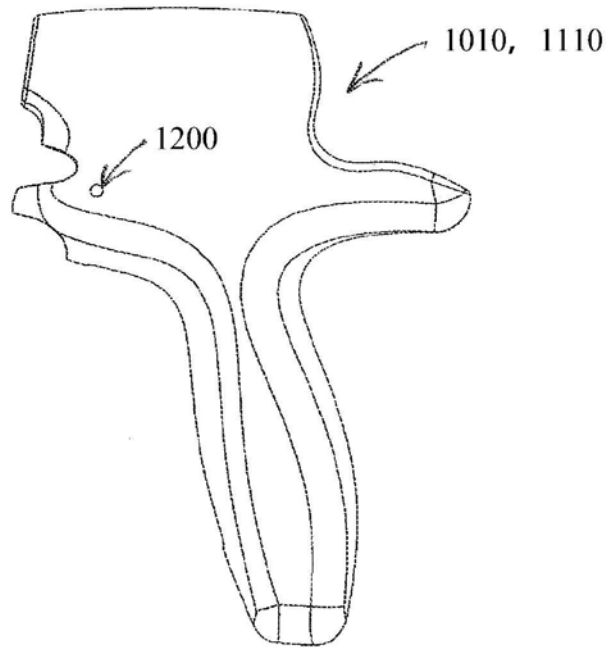


图27

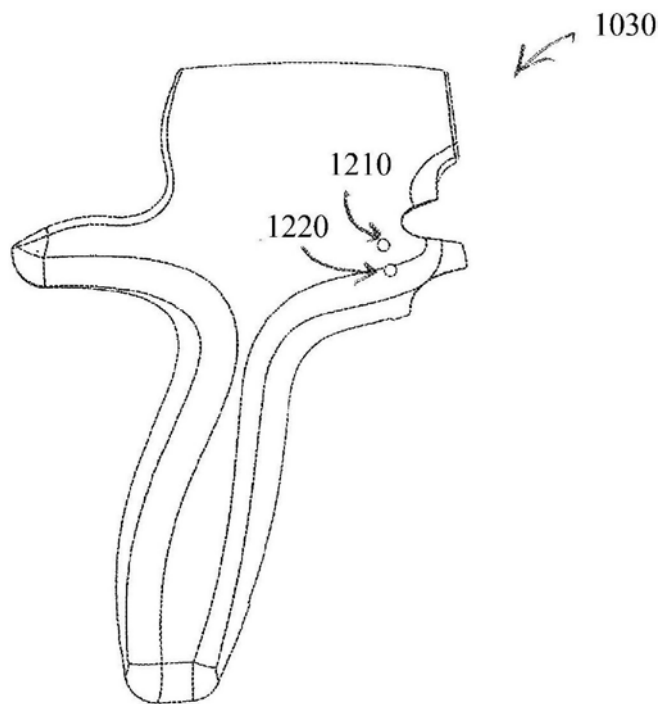


图28

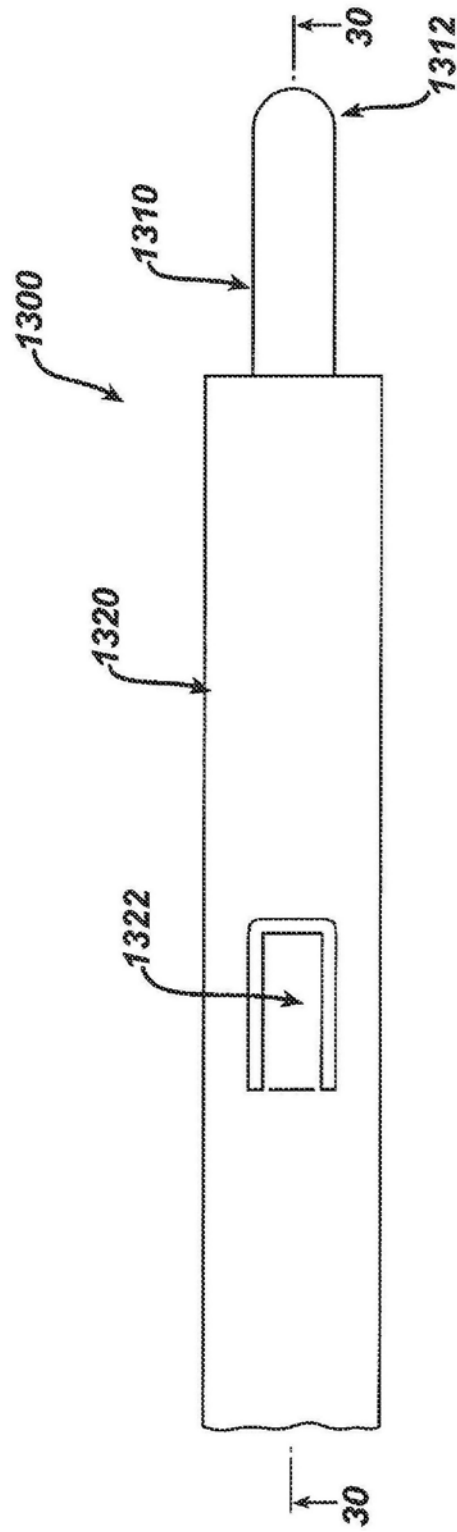


图29

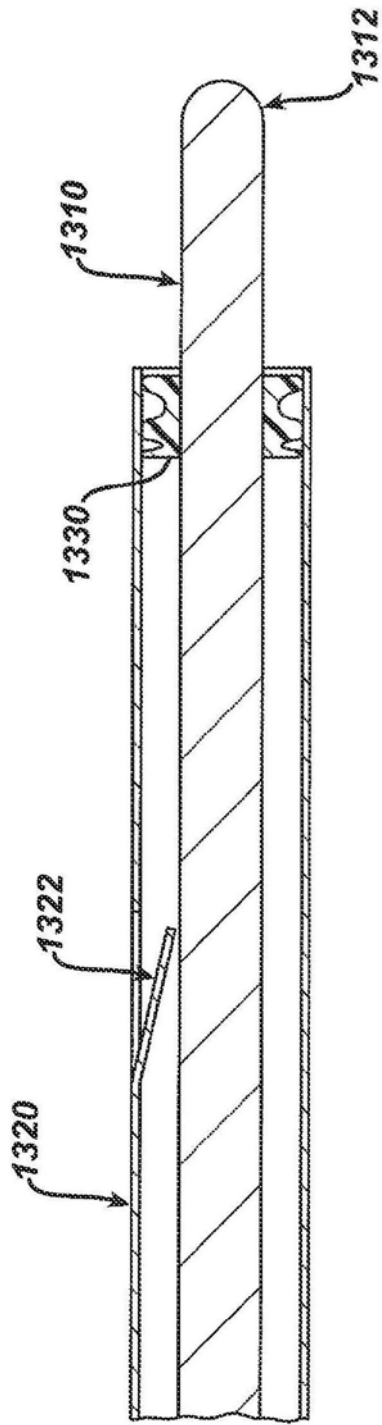


图30

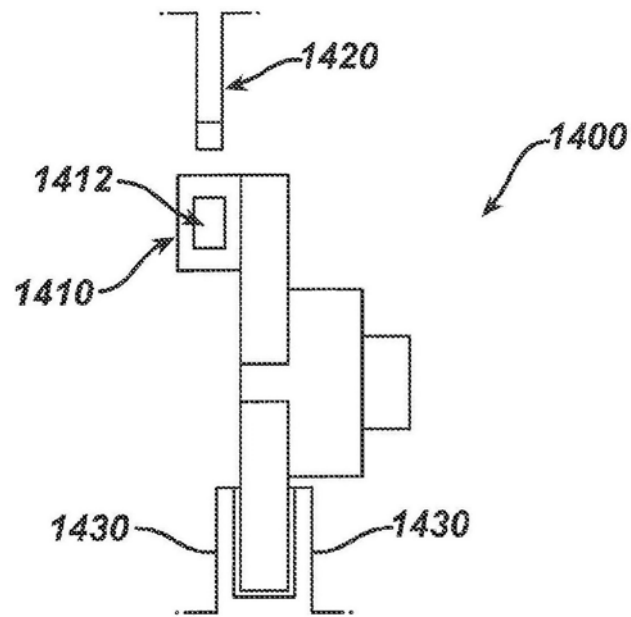


图31

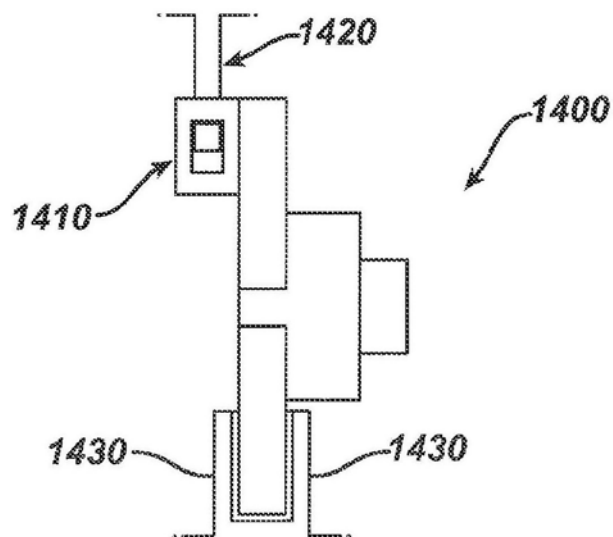


图32

专利名称(译)	用于切割和凝结的超声装置		
公开(公告)号	CN104271051B	公开(公告)日	2017-09-08
申请号	CN201380022660.3	申请日	2013-04-26
[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	FB斯图伦 JB舒尔特 JL奥尔德里奇 JT柯克 RT拜拉姆 RW蒂姆 DJ特纳 JM萨利 DA威特 WA奥尔森 KP穆尔		
发明人	F·B·斯图伦 J·B·舒尔特 J·L·奥尔德里奇 J·T·柯克 R·T·拜拉姆 R·W·蒂姆 D·J·特纳 J·M·萨利 D·A·威特 W·A·奥尔森 K·P·穆尔		
IPC分类号	A61B17/12		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/320092 A61B2017/00017 A61B2017/00725 A61B2017/320072 A61B2017/320088 A61B2017/320071 A61B2017/320077 A61B2017/320089 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2090/0814		
代理人(译)	苏娟		
审查员(译)	江磊		
优先权	61/640227 2012-04-30 US 61/722986 2012-11-06 US 13/868336 2013-04-23 US		
其他公开文献	CN104271051A		
外部链接	Espacenet SIPO		
摘要(译)			

本发明公开了一种外科设备，所述外科设备包括主体、超声换能器、轴、和端部执行器。所述超声换能器能够操作以将电力转换成超声振动。所述轴将所述端部执行器和所述主体联接到一起。所述端部执行器包括与所述超声换能器声学连通的超声刀。所述超声刀包括具有多个凹陷部的凹陷区域。所述凹陷区域为渐缩的，使得所述凹陷区域的横截面积沿所述凹陷区域的长度递减。所述超声刀还为弯曲的，使得所述超声刀的中心纵向轴线沿弯曲路径延伸。使用参考电路来补偿在所述外科设备的操作期间的未知值的电压降。

