



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561912 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780050375.0

(22)申请日 2017.07.12

(30)优先权数据

62/361,136 2016.07.12 US

62/381,785 2016.08.31 US

15/626,768 2017.06.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/041626 2017.07.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/013629 EN 2018.01.18

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 S·莱 J·S·格

S·P·斯莫利克 S·J·贝尔克

W·D·丹纳赫 F·B·斯图伦

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 刘迎春

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

B06B 1/06(2006.01)

A61B 17/22(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书32页 附图23页

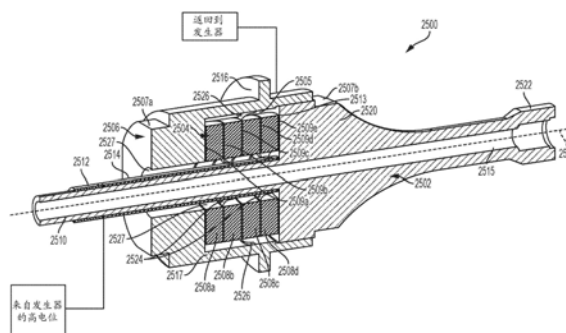
(54)发明名称

具有压电中心内腔换能器的超声外科器械

(57)摘要

本发明公开了一种外科器械,所述外科器械包括具有外壳(2502)的换能器组件(2500),所述外壳具有导管部分(2510)和基座部分(2520)。流体通道(2515)被限定通过所述导管部分和基座部分(2520),包括多个压电元件(2508A-D)和多个电极(2509A-D)的超声换能器(2504)以叠堆(2504)构造布置,其中电极位于每对压电元件之间。第一钻孔(2527)被限定穿过所述超声换能器(2504)和端部质量块(2506),所述端部质量块具有穿过其限定的第二钻孔(2527)。所述端部质量块(2506)的表面(2330)被定位成与所述超声换能器(2504)的第一端部相邻,所述端部质量块(2506)被构造造成与所述外壳(2502)接合,并且所述外壳(2502)的所述导管部分(2510)被构造造成穿过所述端部质量块(2506)的所述第二钻孔(2527)。所述端部质量块(2506)被构造造成在所述端部质量块(2506)与所述外壳(2502)接合时压缩所述超声换能器(2504)贴靠所述外壳(2502)

的表面(2330)。



1. 一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:
换能器组件,包括:
外壳;
超声换能器,所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,其中所述多个电极中的至少一个位于所述多个压电元件中的至少一对压电元件之间;
端部质量块,所述端部质量块与所述超声换能器的第一端部相邻布置,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;并且
其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面。
2. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括对准特征部,所述对准特征部被构造成在所述多个压电元件和所述外壳的内表面之间提供间隙。
3. 根据权利要求1所述的外科器械,其中:
所述超声换能器被构造成适配在所述外壳的一部分内,所述部分中限定开口,并且
所述端部质量块被构造成通过所述端部质量块和所述外壳的所述部分之间的螺纹连接与所述外壳接合。
4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述多个压电元件中的至少一个为实心的盘形压电元件。
5. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述叠堆构造包括:
所述多个电极中的位于所述叠堆构造的第一端部处的第一电极,其中所述第一电极与所述多个压电元件中的第一压电元件的表面接触;以及
所述多个电极中的位于所述叠堆构造的第二端部处的第二电极,其中所述第二电极与所述多个压电元件中的第二压电元件的表面接触。
6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述换能器组件被配置为以40kHz谐振。
7. 根据权利要求1所述的外科器械,其中:
所述端部质量块结合到所述外壳以在所述外壳的所述内表面周围形成密封;并且
所述超声换能器被密封在所述外壳内。
8. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括电接触件,所述电接触件被配置为电联接到所述外壳的外表面。
9. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括外科器械外壳,其中所述换能器组件与所述外科器械外壳一起定位,并且被构造成能够在所述外科器械外壳内旋转。
10. 根据权利要求5所述的外科器械,还包括间隔元件,所述间隔元件被配置为在所述端部质量块压缩所述超声换能器时接触所述端部质量块,其中所述间隔元件位于所述叠堆构造的所述第一端部处。
11. 根据权利要求1所述的外科器械,其中:
所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面;并且
所述多个压电元件中的第一压电元件和所述多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。
12. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括:

与所述多个电极中的第一电极接触的第一间隔元件,其中所述第一间隔元件被构造成当所述端部质量块与所述超声换能器接合时接触所述端部质量块的第一端部;

与所述多个电极中的第一电极接触的第二间隔元件,其中所述第二间隔元件被构造成当所述端部质量块与所述超声换能器接合时接触所述外壳的内表面;

所述多个电极中的位于所述叠堆构造的第一端部处的第一电极;以及

所述多个电极中的位于所述叠堆构造的第二端部处的第二电极。

13.一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:

换能器组件,包括:

外壳,所述外壳包括导管部分和基座部分,其中所述导管部分和所述基座部分限定流体通道;

超声换能器,所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,其中所述多个电极中的至少一个位于所述多个压电元件中的至少一对压电元件之间,并且其中第一钻孔被限定穿过所述超声换能器;以及

端部质量块,所述端部质量块包括穿过所述端部质量块限定的第二钻孔,其中所述端部质量块的表面被定位成与所述超声换能器的第一端部相邻,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;并且

其中:

所述外壳的所述导管部分被构造成穿过所述超声换能器的所述第一钻孔和所述端部质量块的所述第二钻孔;并且

所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面。

14.根据权利要求13所述的外科器械,其中所述端部质量块包括至少部分地围绕并容纳所述超声换能器的壁。

15.根据权利要求13所述的外科器械,其中所述叠堆构造包括:

所述多个电极中的位于所述超声换能器的第一端部处的第一电极,其中所述第一电极与所述多个压电元件中的第一压电元件的表面接触;以及

所述多个电极中的位于所述超声换能器的第二端部处的第二电极,其中所述第二电极与所述多个压电元件中的第二压电元件的表面接触。

16.根据权利要求13所述的外科器械,其中所述端部质量块包括允许扭矩施加到所述端部质量块的扭矩特征部。

17.根据权利要求13所述的外科器械,还包括:

被定位成与所述外壳的所述导管部分相邻的导电元件,其中所述导电元件至少部分地围绕所述外壳的所述导管部分;以及

绝缘体,所述绝缘体位于所述导电元件和所述导管部分之间,其中所述绝缘体被构造成将所述导电元件与所述导管部分电隔离。

18.根据权利要求17所述的外科器械,其中所述多个电极中的每一个通过每个电极的至少一个突片电联接到所述导电元件。

19.根据权利要求13所述的外科器械,其中所述端部质量块结合到所述外壳以在所述外壳和所述端部质量块接合时限定的内部隔室周围形成密封。

20. 根据权利要求13所述的外科器械, 其中所述端部质量块被构造成当所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面, 包括所述超声换能器的所述第一端部与所述端部质量块的内表面接触, 以及所述超声换能器的第二端部受压而贴靠所述外壳的所述内表面。

21. 根据权利要求13所述的外科器械, 其中所述多个电极中的每一个包括外边缘和限定每个电极的内边缘的孔。

22. 根据权利要求21所述的外科器械, 其中:

所述内边缘包括朝所述孔的中心延伸的至少一个突片; 并且

所述外边缘包括远离所述孔的所述中心向外延伸的至少一个突片。

23. 根据权利要求13所述的外科器械, 其中:

所述端部质量块被构造成通过螺纹连接与所述外壳接合;

所述多个压电元件中的第一压电元件和所述多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

24. 一种换能器组件, 包括:

外壳, 所述外壳包括导管部分和基座部分, 其中流体通道被限定穿过所述导管部分和所述基座部分;

导电元件, 所述导电元件至少部分地围绕所述外壳的所述导管部分;

位于所述导电元件和所述导管部分之间的绝缘体, 其中所述绝缘体被构造成将所述导电元件与所述导管部分电隔离;

超声换能器, 所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极, 其中所述超声换能器包括第一端部和第二端部;

被限定穿过所述超声换能器的第一钻孔;

端部质量块, 所述端部质量块包括穿过所述端部质量块限定的第二钻孔, 其中所述端部质量块被定位成与所述超声换能器的第一端部相邻, 并且所述端部质量块被构造成与所述外壳接合; 并且

其中:

所述外壳的所述导管部分被构造成穿过所述超声换能器的所述第一钻孔和所述端部质量块的所述第二钻孔,

所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的表面, 并且

所述多个压电元件中的第一压电元件和所述多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

25. 根据权利要求24所述的换能器组件, 其中所述多个电极中的至少一个位于所述多个压电元件中的至少一对压电元件之间。

26. 根据权利要求25所述的换能器组件, 其中:

所述多个电极中的第一电极位于所述超声换能器的所述第一端部处; 并且

所述第一电极电联接到所述导电元件。

27. 根据权利要求26所述的换能器组件, 其中第二电极位于所述超声换能器的所述第二端部处。

具有压电中心内腔换能器的超声外科器械

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求2016年7月12日提交的名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT WITH PIEZOELECTRIC TRANSDUCER”的美国临时专利申请序列号62/361,136和2016年8月31日提交的名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT WITH PIEZOELECTRIC CENTRAL LUMEN TRANSDUCER”的美国临时专利申请序列号62/381,785的权益,这两篇临时专利申请全文均以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本公开一般涉及超声外科系统,并且更具体地,涉及允许外科医生执行切割和凝固并且调整和定制用于执行此类规程的技术的超声系统。

背景技术

[0004] 超声外科器械凭借此类器械的独特性能特性而在外科规程中得到日益广泛的应用。根据具体器械构型和操作参数,超声外科器械能够基本上同时进行组织的切割和通过凝固的止血,从而有利地使患者创伤最小化。切割动作通常通过器械的远侧端部处的端部执行器或刀头来实现,所端部执行器或刀头将超声能量传输到与该端部执行器接触的组织。这种性质的超声器械可被构造用于开放性外科手术用途、腹腔镜式或内窥镜式外科规程,包括机器人辅助规程。

[0005] 一些外科器械将超声能量同时用于精确切割和受控凝固。超声能量通过振动与组织接触的刀进行切割和凝固。通过高频振动(例如,每秒55,500次),超声刀使组织中的蛋白变性以形成粘性凝固物。刀表面施加到组织上的压力使血管塌缩并且允许凝固物形成止血密封。切割和凝固的精度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。

[0006] 存在对于超声外科器械的一些领域改进。此类器械的成本仍然阻碍着其更广泛的应用。例如,必须大大降低换能器的成本,以允许将换能器整合到单个患者使用装置中。换能器的成本驱动因素之一是压电元件或所使用的元件的組合的复杂性。期望提供一种克服当前器械的某些缺陷的外科器械。本文所述的外科系统能够克服这些缺陷。

发明内容

[0007] 根据本公开的各方面,压电换能器生产的成本有效的几何形状是圆板或圆盘。将成对平行板与湿组件组合使用,各个板表面的几何公差和平行度也可用于改善超声外科器械的性能并降低其成本。另外,本公开的各方面包括外部压缩压电叠堆与中心流体腔的组合,所述外部压缩压电叠堆与中心流体腔组合以形成包装,使得超声外科器械能够用于需要引入或移除流体的过程中。

[0008] 本公开的各方面还相对于远侧凸缘式半波换能器改进了效率,因为压电换能器可位于节点处。除此之外或另选地,本公开的各方面可基于提供紧凑结构因子(在一个方面,

使换能器组件的外径减小约0.250英寸),通过省去部件(例如,外壳和端盖)来节省相应成本,由于减少泄漏路径而实现的稳固密封,以及省去或减少用于密封的弹性体部件来提高效率。焊接和密封的换能器可直接暴露于身体、组织、血液等,其中暴露于湿敏电极元件和金属化陶瓷盘的风险最小。因此,这些方面可改善换能器的寿命,这将使得进行更多的手术。手术的数量增加可进一步降低销售成本,因为成本将通过更多手术摊销。

[0009] 本公开的各方面提供了一种中心内腔,其可关于换能器组件中的超声换能器的中心线轴对称地实施,以用于超声外科器械。在许多情况下,希望将流体输送到基于超声的能量装置的组织作用区域或从中移除流体。中央内腔可用作流体输送的导管。为了形成节省空间包装,对超声换能器的压电元件的压缩力作出反应的部件可位于盘的径向外侧。根据各方面,本文所公开的压电换能器的架构简化了中央内腔的实施。另外,限定内腔的部件上的外螺纹(或其他紧固机构)允许横跨换能器内腔的整个长度的材料的恒定分布。该恒定分布还可抵消密封(基于O型环、干扰或压力配合等)的需要,这可能妨碍外科器械的清洁、消毒或灭菌过程。本公开的益处可包括减小径向包装的尺寸,尤其是与位于中心的压缩机构(例如螺栓)进行比较时。益处还可包括较冷的操作温度,该温度允许较高的可用组织功率,消除超声换能器区域内的内腔密封的必要性,便于简单的电连接,以及用于构造换能器组件的电极的对准。

[0010] 在一个方面,提供了一种用于解剖和凝固组织的设备。该设备包括:外科器械,该外科器械具有位于其远侧端部处的端部执行器,该端部执行器被构造成能够与组织相互作用;发生器,该发生器电联接到外科器械并且被构造成能够将超声能量递送到端部执行器,以允许端部执行器与组织相互作用。该外科器械包括换能器组件,该换能器组件包括外壳和超声换能器,其中超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极。多个电极中的每一个位于每对实心压电元件之间,其中端部质量块位于超声换能器的第一端部附近。端部质量块被构造成与外壳接合,并且端部质量块被构造成在端部质量块与外壳接合时压缩超声换能器贴靠外壳的内表面。

[0011] 在另一方面,外科器械包括换能器组件,该换能器组件包括:外壳;超声换能器,该超声换能器包括以叠堆构造布置的多个实心压电元件和多个电极,具有纵向轴线、第一端部和第二端部,其中多个电极中的每一个位于每对实心压电元件之间,使得一个电极位于所述叠堆构造的所述第一端部处,并且一个电极位于所述叠堆构造的所述第二端部处;端部质量块,该端部质量块被定位成沿纵向轴线与超声换能器的第一端部相邻,并且联接到超声换能器,其中端部质量块被构造成与外壳接合,其中端部质量块被构造成在端部质量块与外壳接合时压缩超声换能器贴靠外壳的内表面,并且其中多个实心压电元件中的第一实心压电元件和多个实心压电元件中的第二实心压电元件并联电连接。

[0012] 在另一方面,外科器械包括换能器组件,换能器组件包括外壳、超声换能器和端部质量块,该端部质量块具有第一端部、第二端部和穿过其中的孔。超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,所述叠堆构造具有第一端部和第二端部,其中第一电极位于第一对压电元件之间,第二电极位于第二对压电元件之间,第三电极位于所述叠堆构造的所述第一端部处,并且第四电极位于所述叠堆构造的所述第二端部处,第一间隔元件被定位成与第三电极接触,第二间隔元件被定位成与第四电极接触。端部质量块位于超声换能器的第一端部附近,其中端部质量块被构造成与外壳接合,并且端部质量块被构造

成在端部质量块与外壳接合时压缩超声换能器贴靠外壳的内表面。另外,当端部质量块压缩超声换能器时,端部质量块的第一端部接触第一间隔元件,并且当端部质量块压缩超声换能器时,第二间隔元件接触外壳的内表面。

[0013] 在另一方面,一种用于凝固和解剖组织的外科器械包括换能器组件,该换能器组件包括外壳、超声换能器和端部质量块。外壳包括导管部分和基座部分,其中流体通道被限定穿过导管部分和基座部分。超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,其中多个电极中的每一个位于每对压电元件之间,并且第一钻孔被限定穿过所述超声换能器。端部质量块包括穿过其限定的第二钻孔,该端部质量块的表面被定位成与超声换能器的第一端部相邻,并且该端部质量块被构造成与外壳接合。此外,外壳的导管部分被构造成穿过超声换能器的第一钻孔和端部质量块的第二钻孔,并且端部质量块被构造成在端部质量与外壳接合时压缩超声换能器贴靠外壳的内表面。

[0014] 在另一方面,一种用于凝固和解剖组织的外科器械包括换能器组件,该换能器组件包括外壳、超声换能器和端部质量块。外壳包括导管部分和基座部分,其中流体通道被限定穿过导管部分和基座部分。超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,并且超声换能器具有纵向轴线、第一端部和第二端部。第一钻孔被限定穿过超声换能器,其中多个电极中的每一个位于每对压电元件之间,第二电极位于超声换能器的第一端部,并且第三电极位于超声换能器的第二端部。端部质量块包括穿过其限定的第二钻孔,并且该端部质量块被定位成沿纵向轴线并与超声换能器的第一端部相邻,其中端部质量块被构造成与外壳接合。外壳的导管部分被构造成穿过超声换能器的第一钻孔和端部质量块的第二钻孔,并且端部质量块被构造成在端部质量块与外壳接合时压缩超声换能器贴靠外壳的表面,并且多个压电元件中的第一压电元件和多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

[0015] 在另一方面,换能器组件包括外壳、导电元件、绝缘体和超声换能器。外壳包括导管部分和基座部分,其中流体通道被限定穿过导管部分和基座部分。导电元件至少部分地围绕外壳的导管部分,并且绝缘体位于导电元件和导管部分之间,使得绝缘体将导电元件与导管部分电隔离。超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极。超声换能器具有纵向轴线、第一端部和第二端部,其中第一钻孔被限定穿过超声换能器,多个电极中的每一个位于每对压电元件之间,第二电极位于超声换能器的第一端部,并且第三电极位于超声换能器的第二端部。此外,多个电极中的每一个电联接到导电元件。端部质量块包括穿过其限定的第二钻孔,并且该端部质量块被定位成沿纵向轴线并与超声换能器的第一端部相邻。端部质量块被构造成与外壳接合,外壳的导管部分被构造成穿过超声换能器的第一钻孔和端部质量块的第二钻孔,端部质量块被构造成在端部质量块与外壳接合时压缩超声换能器贴靠外壳的表面,并且多个压电元件中的第一压电元件和多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

[0016] 除上述内容之外,在诸如本公开的文本(例如,权利要求和/或具体实施方式)和/或附图的教导内容中列出和描述了各种其他方法和/或系统和/或程序产品方面。

[0017] 上述内容是概述,因此可包括简化、概括、纳入部分和/或细节的省略;因此,本领域技术人员应当理解,该概述仅仅是说明性的,并不旨在以任何方式进行限制。本文描述的装置和/或过程和/或其他主题的其他方面、特征和优点将在本文列出的教导内容中变得显

而易见。

[0018] 在各方面中的一个或多个方面,相关系统包括但不限于用于执行本文引用的方法方面的电路和/或编程;电路和/或编程实际上可以是被构造成能够根据系统设计者的设计选择来影响本文引用的方法方面的硬件、软件和/或固件的任意组合。除上述内容之外,在诸如本公开的文本(例如,权利要求和/或具体实施方式)和/或附图的教导中列出和描述了各种其他方法和/或系统方面。

[0019] 此外,应当理解,下述方面、方面表达、实例中的任何一个或多个可与下述其它方面、方面表达和实例中的任何一个或多个结合。

[0020] 上述发明内容仅为例示性的,并非旨在以任何方式进行限制。除了上述例示性方面、形式和特征,参考附图和下文详细说明,其他方面、形式和特征将变得显而易见。

附图说明

[0021] 所述方面的新型特征部在随附权利要求书中具体阐述。然而,关于组织和操作方法的所述方面可通过结合附图参照以下描述最好地理解,其中:

[0022] 图1示出了包括发生器和可与其一起使用的各种外科器械的外科系统的一个方面的示意图;

[0023] 图2是图1所示的外科系统的各个方面的示意图;

[0024] 图3是图1和图2的组合超声和电外科器械的一个方面的示意图;

[0025] 图4是超声换能器的等效电路的一个方面的模型,示出了动态支路电流;

[0026] 图5是超声换能器组件的一个方面的局部剖视图;

[0027] 图6是图5所示的超声换能器组件的超声换能器部件的透视图;

[0028] 图7是图5所示的换能器组件的局部剖视图,其示出了由换能器组件的外壳部分限定的开口;

[0029] 图8是图5所示的换能器组件上的应力的有限元分析网格;

[0030] 图9是本公开的组合端部质量块和超声换能器的一个方面的正视图;

[0031] 图10是本公开的第一电极的一个方面的顶视图;

[0032] 图11是本公开的第二电极的一个方面的顶视图;

[0033] 图12是本公开的第三电极的一个方面的顶视图;

[0034] 图13是本公开的换能器组件的另一方面的剖视图;

[0035] 图14是本公开的换能器组件的一个方面的剖视图;

[0036] 图15是图14所示的换能器组件的顶视图;

[0037] 图16是本公开的换能器组件的一个方面的分解图;

[0038] 图17是本公开的换能器组件的照片;

[0039] 图18是图17所示的换能器组件的照片;

[0040] 图19是本公开的另一种换能器组件的前视图;

[0041] 图20是本公开的另一种换能器组件的透视图;

[0042] 图21是本公开的活塞装置的透视图;

[0043] 图22是本公开的承窝头装置的透视图;

[0044] 图23是包括超声外科器械的外科系统的一个方面的示意图;

- [0045] 图24是超声外科器械的一个方面的剖视图；
- [0046] 图25是超声换能器组件的一个方面的透视图；
- [0047] 图26是图25所示的超声换能器组件的剖视图；
- [0048] 图27是图25所示的超声换能器组件的外壳的一个方面的透视图；
- [0049] 图28是图25所示的超声换能器组件的一个方面的部件的透视图；
- [0050] 图29是图25所示的超声换能器组件的一个方面的部件的另一个透视图；
- [0051] 图30是图25所示的超声换能器组件的电极的一个方面的透视图；
- [0052] 图31是图25所示的超声换能器组件的电极的一个方面的透视图；
- [0053] 图32是图25所示的超声换能器组件的电极和导电元件的一个方面的特写视图；并且

具体实施方式

[0054] 在详细说明外科器械的各个方面之前,应该指出的是,示例性方面的应用或使用并不局限于附图和具体实施方式中所示出的部件的配置和布置的细节。示例性方面可以单独实施,也可以与其他方面、变更形式和修改形式结合在一起实施,并可以通过多种方式实践或执行。此外,除非另外指明,否则本文所用的术语和表达是为了方便读者而对示例性方面进行描述而所选的,并非为了限制性的目的。

[0055] 此外,应当理解,下述方面、方面表达、实例中的任何一个或多个可与下述其它方面、方面表达和实例中的任何一个或多个结合。

[0056] 各个方面均涉及被构造成能够在外科规程中执行组织解剖、切割和/或凝固的改进的超声器械和/或组合电外科(RF)和超声器械。在一个方面,组合的超声和电外科器械可被构造成用于开放式外科手术中,但也可应用于其他类型的手术中,诸如腹腔镜式、内窥镜式和机器人辅助手术。超声和/或超声和RF能量的选择性使用有利于实现多种用途。

[0057] 将结合本文所述的超声器械来描述各个方面。此类说明以举例而非限制性的方式提供,并且不旨在限制其范围和应用。例如,所述方面中的任一个可结合多个超声器械使用,所述多个超声器械包括例如美国专利No.5,322,055、No.5,449,370、No.5,630,420、No.5,935,144、No.5,938,633、No.5,944,737、No.5,954,736、No.6,278,218、No.6,283,981、No.6,309,400、No.6,325,811、No.6,387,109、No.6,491,708、No.7,821,143、No.8,147,508、No.8,152,825、No.8,277,471、No.8,430,898、No.8,512,364、No.8,882,792、No.9,114,245和美国专利申请公布No.US20050192612、No.US2011/0040212、No.US2011/0040213、No.US20120215244、No.20130090576、No.20130197550、No.US20130253558中所描述的那些,每个专利的全文均以引用方式并入本文。

[0058] 通过以下说明将变得显而易见的是,设想本文所述的外科器械的方面可与外科系统的振荡器单元相关联地使用,由此振荡器单元的超声能量为当前的外科器械提供期望的超声致动。还设想,本文所述的外科器械的方面可与外科系统的信号发生器单元相关联地使用,由此例如射频(RF)形式的电能被用来为与外科器械有关的用户提供反馈。超声振荡器和/或信号发生器单元可与外科器械不可拆卸地一体化,或者可被提供为可电附接到外科器械的单独部件。

[0059] 本外科设备的一个方面由于其简单构造而被特别构造用于一次性使用。然而,还

设想本外科器械的其它方面可被构造用于非一次性或多次使用。仅出于例证性目的,当前公开了本外科器械与相关联的振荡器和信号发生器单元的可拆卸连接供单个患者使用。然而,还设想了本外科器械与相关联的振荡器和/或信号发生器单元的不可拆卸的一体式连接。因此,当前所述的外科器械的各个方面的可被构造用于与可拆卸的和/或不可拆卸的一体化振荡器和/或信号发生器单元一起用于单次使用和/或多次使用,然而并非仅限于此,而是这些构型的所有组合均被设想为落入本公开的范围。

[0060] 参考图1至图3,描述了包括超声外科器械的外科系统100的一个方面。图1和图2示出了包括发生器102和可与外科系统100一起使用的各种外科器械104、108的外科系统100的一个方面。图3是图1和图2的超声外科器械104的示意图。

[0061] 在各个方面,发生器102可包括若干独立的功能性元件,诸如模块和/或块。不同的功能元件或模块可以被构造成能够驱动不同类型的外科器械104、108。例如,超声发生器驱动电路114可经由缆线142驱动超声装置,诸如超声外科器械104。电外科/RF发生器驱动电路116可经由缆线(未示出)驱动电外科器械(未示出)。例如,相应的驱动电路114、116可生成用于驱动合适的外科器械104、108的相应驱动信号。在各个方面,超声发生器驱动电路114(例如,超声驱动电路)和/或电外科/RF发生器驱动电路116(例如,RF驱动电路)各自可与发生器102整体地形成。另选地,驱动电路114、116中的一者或多者可作为电联接到发生器102的单独的电路模块提供。(驱动电路114和116以虚线显示以示出该选项。)此外,在一些方面,电外科/RF发生器驱动电路116可与超声发生器驱动电路114整体地形成,或反之亦然。此外,在一些方面,发生器102可被完全省略并且驱动电路114、116可由相应外科器械104、108内的处理器或其他硬件来执行。

[0062] 在其他方面,超声发生器驱动电路114和电外科/RF发生器驱动电路116的电输出可组合成单个驱动电路,以提供能够经由缆线146同时驱动多功能外科器械108与电外科RF和超声能量的单个电信号。多功能外科器械108包括联接到超声刀149的超声换能器部件120以及端部执行器124中的一个或多个电极,以接收电外科RF能量。在此类具体实施中,组合的RF/超声信号联接到多功能外科器械108。多功能外科器械108包括信号处理部件,以将组合的RF/超声信号分离,使得RF信号可被递送到端部执行器125中的电极,并且超声信号可被递送到超声换能器部件120。

[0063] 根据所述方面,超声发生器驱动电路114可产生特定电压、电流和频率例如55,500周每秒(Hz)的一个或多个驱动信号。该一个或多个驱动信号可被提供到超声外科器械104,并且具体地到可例如如本文所述进行操作的换能器部件120。换能器部件120和延伸穿过轴126的波导(图1中未示出波导)可共同地形成驱动端部执行器122的超声刀128的超声驱动系统。在一个方面,发生器102可被配置成生成特定电压、电流和/或频率输出信号的驱动信号,所述驱动信号可在高分辨率、精度和再现性方面进行修改。

[0064] 发生器102可被启动以按照任何合适的方式将驱动信号提供到换能器部件120。例如,发生器102可包括经由脚踏开关缆线132联接到发生器102的脚踏开关130。临床医生可通过压下脚踏开关130来启动换能器部件120。此外,或作为脚踏开关130的替代,超声外科器械104的一些方面可利用定位在手柄上的一个或多个开关,当该一个或多个开关被激活时可致使发生器102激活换能器部件120。在一个方面,例如,该一个或多个开关可包括一对切换按钮134a、134b(图2),例如以确定外科器械104的操作模式。当切换按钮134a被压下

时,例如,超声发生器102可将最大驱动信号提供到换能器部件120,从而使其产生最大超声能量输出。压下切换按钮134b可致使超声发生器102向换能器部件120提供用户可选的驱动信号,从而使换能器产生小于最大值的超声能量输出。除此之外或另选地,外科器械104可包括第二开关(未示出)以例如指示用于操作端部执行器122的钳口的钳口闭合触发器的位置。此外,在一些方面,超声发生器102可基于钳口闭合触发器的位置被启动(例如,当临床医生压下钳口闭合触发器以闭合钳口时,可施加超声能量)。除此之外或另选地,该一个或多个开关可包括切换按钮134c,当该切换按钮被压下时,导致发生器102提供脉冲输出。脉冲例如可按任何合适的频率和分组提供。在某些方面,例如,脉冲的功率电平可与切换按钮134a、134b相关联的功率电平相同(最大值、小于最大值)。

[0065] 根据所述方面,电外科/RF发生器驱动电路116可生成具有足以使用射频(RF)能量执行双极性电外科手术的输出功率的一个或多个驱动信号。例如,在双极性电外科应用中,驱动信号可被提供至例如电外科器械(未示出)的电极。因此,发生器102可被构造用于通过将足以治疗组织(例如,凝固、烧灼、组织焊接)的电能施加到组织而达到治疗目的。

[0066] 发生器102可包括位于例如发生器102控制台的前面板上的输入装置110。输入装置110可包括产生适于对发生器102的操作进行编程的信号的任何合适的装置。在操作中,用户可使用输入装置110对发生器102的操作进行编程或以其它方式进行控制。输入装置110可包括生成可由发生器(例如,由包含在发生器中的一个或多个处理器)用来控制发生器102的操作(例如,超声发生器驱动电路114和/或电外科/RF发生器驱动电路116的操作)的信号的任何合适的装置。在各个方面,输入装置110包括按钮、开关、指轮、键盘、小键盘、触摸屏显示器、指点装置中的一种或多种,所述输入装置远程连接到通用或专用计算机。在其它方面,输入装置110例如可包括合适的用户界面,例如显示于触摸屏显示器上的一个或多个用户界面屏幕。因此,通过输入装置110,用户可设定或编程发生器的各种操作参数,诸如例如由超声发生器驱动电路114和/或电外科/RF发生器驱动电路116所生成的一个或多个驱动信号的电流(I)、电压(V)、频率(f)和/或周期(T)。

[0067] 发生器102还可包括位于例如发生器102控制台的前面板上的输出装置112(图1、图2),诸如输出指示器。输出装置112包括用于为用户提供感观反馈的一个或多个装置。此类装置可包括例如视觉反馈装置(例如,视觉反馈装置可包括白炽灯、发光二极管(LED)、图形用户界面(GUI)、显示器、模拟指示器、数字指示器、柱状图显示器、数字字母显示器、液晶显示器(LCD)显示屏、LED指示器)、听觉反馈装置(例如,听觉反馈装置可包括扬声器、蜂鸣器、可听设备、计算机产生的音调、经计算机处理的语言、通过语音/语言平台与计算机进行交互的语音用户界面(VUI))或触觉反馈装置(例如,触觉反馈装置包括任何类型的振动反馈、触觉致动器)。

[0068] 在一个方面,超声发生器驱动电路114和电外科/RF驱动电路116可包括作为固件、软件、硬件或其任意组合实施的一个或多个嵌入式应用程序。驱动电路114,116可包括各种可执行模块,诸如软件、程序、数据、驱动器、应用程序接口(API)等。固件可存储在非易失性存储器(NVM)(诸如位屏蔽只读存储器(ROM)或闪速存储器)中。在各种具体实施中,将固件存储在ROM中可保护闪存存储器。NVM可包括其它类型的存储器,包括例如可编程ROM(PROM)、可擦除可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)或电池支持的随机存取存储器(RAM)(诸如动态RAM(DRAM)、双数据率DRAM(DDR)和/或同步DRAM(SDRAM))。

[0069] 在一个方面,驱动电路114、116包括硬件组件,所述硬件组件被实施成用于执行程序指令的处理器,以用于监测外科器械104、108的各种可测量特性并生成用于操作外科器械104、108的对应输出控制信号。在其中发生器102与外科器械104结合使用的方面中,输出控制信号可在切割和/或凝固操作模式下驱动超声换能器部件120。外科器械104和/或组织的电特性可被测量并且用于控制发生器102的操作方面和/或作为反馈提供给用户。在其中发生器102与电外科器械结合使用的方面中,输出控制信号可在切割、凝固和/或脱水模式下向电外科器械的端部执行器提供电能(例如,RF能量)。电外科器械和/或组织的电特性可被测量并且用于控制发生器102的操作方面和/或向用户提供反馈。在各个方面,如前面所讨论的,硬件部件可被实施为数字信号处理器(DSP)、可编程逻辑装置(PLD)、专用集成电路(ASIC)、其他电路和/或寄存器。在一个方面,处理器可被构造成能够存储和执行计算机软件程序指令,以生成用于驱动外科器械104、108的各种部件(诸如超声换能器部件120和端部执行器122、125)的输出信号功能。

[0070] 尽管可以举例的方式描述发生器102的某些模块、电路和/或区块,但可理解,可使用更多或更少数目的模块、电路和/或区块,并且仍落入所述方面的范围内。另外,虽然各个方面可按照模块、电路和/或区块的形式描述以便于说明,但这些模块、电路和/或区块可通过一个或多个硬件部件(例如处理器、DSP、PLD、ASIC、电路、寄存器)和/或软件部件(例如程序、子例程、逻辑)、和/或硬件部件与软件部件的组合加以实施。此外,在一些方面,本文所述的各种模块可利用位于外科器械104、108内的相似硬件来实施(即,发生器102可被省略)。

[0071] 图2示出了被构造成能够驱动多个外科器械104、108的发生器102。第一外科器械104包括手柄105、超声换能器部件120、轴126和端部执行器122。端部执行器122包括夹持臂140和声学地联接到换能器部件120的超声刀128。手持件105包括用于操作夹持臂140的触发器143以及用于给超声刀128供能和驱动超声刀128或其他功能的切换按钮134a, 134b, 134c的组合。切换按钮134a、134b、134c可以被构造成能够利用发生器102给超声换能器部件120供能。仍参照图2,发生器102还被构造成能够驱动电外科和超声组合器械108。电外科和超声组合多功能外科器械108包括手持件109、轴129和端部执行器125。端部执行器包括超声刀149和夹持臂145。超声刀149声学地联接到超声换能器部件120。手持件109包括用于操作夹持臂145的触发器147以及用于给超声刀149供能和驱动超声刀149或其他功能的切换按钮137a, 137b, 137c的组合。切换按钮137a、137b、137c可以被构造成能够利用发生器102给超声换能器部件120供能,并且利用同样容纳在发生器102内的双极能量源给超声刀149供能。发生器102经由缆线142联接到组合电外科和超声器械108的超声换能器部件120。

[0072] 发生器102还被构造成能够驱动外科器械104。发生器102经由缆线146联接到外科器械104的超声换能器部件120(参见图1)。外科器械104的超声换能器部件120和延伸穿过轴126的波导(图2中未示出的波导)可集体形成驱动端部执行器122的超声刀128的超声驱动系统。端部执行器122还可包括夹持臂140,用于将组织夹持在夹持臂140和超声刀128之间。在一个方面,发生器102可被构造成能够生成特定电压、电流和/或频率输出信号的驱动信号,所述驱动信号可阶跃或换句话说讲修改为具有高分辨率、精度和再现性。

[0073] 应当理解,外科器械104可包括切换按钮134a、134b、134c的任意组合。例如,外科器械104可被构造成能够具有仅两个切换按钮:切换按钮134a和切换按钮134c,切换按钮

134a用于产生最大超声能量输出,切换按钮134c用于产生最大或小于最大功率电平的脉冲输出。以此方式,发生器102的驱动信号输出件配置可为5个连续信号和适当数量的(例如,1至5个)脉冲信号。在某些方面,例如可基于发生器102中的EEPROM设定和/或用户功率水平选择来控制特定的驱动信号配置。在某些方面,可提供双位开关来替代切换按钮134c。例如,外科器械104可包括用于产生最大功率电平的连续输出的切换按钮134a,以及双位切换按钮134b。在第一位置,切换按钮134b可产生小于最大功率电平的连续输出,并且在第二位置,切换按钮134b可产生脉冲输出(例如,根据EEPROM设定,以最大功率电平或小于最大功率电平)。

[0074] 参照图3,发生器102的方面可实现与基于器械的数据电路的通信。例如,发生器102可以被构造成能够与第一数据电路136和/或第二数据电路138连通。例如,第一数据电路136可指示老化频率斜率,如本文所述。除此之外或另选地,任何类型的信息均可经由数据电路接口(例如,使用逻辑装置)连通至第二数据电路138以存储于其中。此类信息例如可包括其中使用外科器械的操作的更新数目和/或其使用的日期和/或时间。在某些方面,第二数据电路可传输由一个或多个传感器(例如,基于器械的温度传感器)采集的数据。在某些方面,第二数据电路138可从发生器102接收数据并基于所接收的数据向用户提供指示(例如,LED指示或其它可视指示)。第二数据电路138可包含在多功能外科器械108中。在一些方面,第二数据电路138可以类似于本文所述的第一数据电路136的方式实施。

[0075] 器械接口电路可包括用于实现此种通信的第二数据电路138接口。在一个方面,第二数据电路接口可包括三态数字接口,然而也可使用其他接口。在某些方面,第二数据电路138通常可为用于传输和/或接收数据的任何电路。在一个方面,例如第二数据电路138可存储与相关联的特定外科器械相关的信息。此类信息可包括例如型号、序列号、其中已使用外科器械的多个操作、和/或任何其它类型的信息。在一些方面,第二数据电路138可存储关于相关联的换能器部件120、端部执行器122或超声驱动系统的电性能和/或超声性能的信息。本文所述的各种过程和技术可由发生器执行。然而,应当理解,在某些方面,这些过程和技术的全部或部分可由多功能外科器械108的内部逻辑部件139执行。

[0076] 此外,发生器102可被构造成能够在功能上以与Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 销售的GEN300相似的方式进行操作,如在以下美国专利中的一个或多个中所公开的(所有这些专利的全文以引用方式并入本文):美国专利No. 6,480,796 (Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions);美国专利No. 6,537,291 (Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information);美国专利No. 6,662,127 (Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System);美国专利No. 6,678,899 (Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Surgical System);美国专利No. 6,977,495 (Detection Circuitry for Surgical Handpiece System);美国专利No. 7,077,853 (Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature);美国专利No. 7,179,271 (Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup);和美国专利No. 7,273,483 (Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System)。

[0077] 图4示出根据一个方面的超声换能器诸如图1至图3所示的超声换能器部件120的等效电路150。电路150包括第一“动态”支路和第二电容支路,所述第一“动态”支路具有串联连接并限定谐振器的机电性能的电感 L_s 、阻抗 R_s 和电容 C_s ,所述第二电容支路具有静电电容 C_o 。可在驱动电压 V_g 下从发生器接收驱动电流 I_g ,其中动态电流 I_m 流过第一支路并且电流 $I_g - I_m$ 流过电容支路。可通过适当地控制 I_g 和 V_g 来实现超声换能器的机电特性的控制。如上所述,传统发生器架构可包括调谐电感器 L_t (在图4中以虚线显示),以用于在并联谐振电路中将静电电容 C_o 调谐成谐振频率,使得基本上所有发生器的电流输出 I_g 流过动生支路。以此方式,通过控制发生器电流输出 I_g 来实现动态支路电流 I_m 的控制。然而,调谐电感器 L_t 对超声换能器的静电电容 C_o 是特定的,并且具有不同静电电容的不同超声换能器需要不同的调谐电感器 L_t 。此外,因为调谐电感器 L_t 与静电电容 C_o 在特定谐振频率下的标称值相匹配,所以仅在所述特定频率下才能确保对动态分支电流 I_m 的精确控制,并且当频率随着换能器温度向下偏移时,对动态支路电流的精确控制会折中。

[0078] 图1至图3所示的发生器102的方面可被配置成使得它们并不依赖于调谐电感器 L_t 来监视动生支路电流 I_m 。相反,发生器102可在用于特定超声外科器械104的功率的应用(连同驱动信号电压和电流反馈数据)之间使用静电电容 C_o 的测量值,以在动态和持续的基础上(例如,实时)确定动生支路电流 I_m 的值。因此,此类方面发生器102能够提供虚拟调谐,以模拟在任何频率下而不只在静电电容 C_o 的标称值所指示的谐振频率下与任何静电电容 C_o 值调谐或谐振的系统。

[0079] 为了描述本公开的各个方面,应当注意,超声换能器组件是这样一种换能器组件,当附接到换能器组件时,其以基本频率(即,基本谐振频率)振动模式超声振动可超声振动的医疗器械(诸如,不限于超声手术刀或超声夹具),节点是振动的节点(即,零振动幅度的位置),并且波腹是最大振动幅度的位置。振动模式的示例包括但不限于纵向振动模式、扭转振动模式、振动弯曲模式和振动膨胀模式,其中换能器组件不限于以本领域技术人员已知的单一振动模式操作。而且,术语“增益阶段”是指正增益阶段并且是导致振动幅度增加的换能器组件的纵向延伸部分。如本领域技术人员已知的,增益阶段可以由换能器组件的一部分提供,该部分具有减小的直径(如一些附图中所示)、(恒定或非恒定)锥形形状或由不同材料制成中的至少一种。需要指出的是,压电换能器盘不限于具有圆形外周的那些,并且可包括具有另一种形状(例如但不限于椭圆形)的外周的那些。

[0080] 在一个方面,本公开描述了一种外科器械,其包括:包括外壳的换能器组件、包括处于叠堆构造的多个压电元件的超声换能器,以及端部质量块,其中所述端部质量块被构造造成接合外壳并将超声换能器以特定关系保持在外壳内。根据各个方面,端部质量块将超声换能器压缩在外壳的喇叭形部分内。端部质量块的第一表面接触超声换能器的第一表面,并且当端部质量块与外壳接合时,超声换能器的第二表面受压而贴靠外壳的喇叭形部分的内表面。超声换能器的压缩是由于端部质量块和外壳之间的接合引起的。此类压缩与螺栓或螺钉无关,否则螺栓或螺钉可能通过压电元件并被扭转到外壳中。换能器组件可以在外科器械的远侧端部处声学上联接到端部执行器的超声刀,并且外科器械可以是超声外科器械或类似于图1至图3中所示的超声和电外科器械的组合。换能器组件以及因此超声换能器被配置为从发生器接收驱动信号以引起超声刀的超声运动。此外,术语“近侧”和“远侧”可以参考换能器组件的部件的接近度或位置来使用,所述接近度或位置基于临床医生

可以握持包括换能器组件的外科器械的位置。

[0081] 图5至图8示出了换能器组件200的一个方面,该换能器组件包括外壳202和超声换能器204,其中超声换能器204(其可被称为“Langevin叠堆件”)包括以叠堆构造布置的多个压电元件208a、208b、208c、208d,并且该换能器组件具有沿压电元件208a-208d的中心线的纵向轴线211,以及沿着纵向轴线211定位的端部质量块206,其邻近超声换能器204的第一端。在一个方面,压电元件叠堆208a-208d包括如图5至图7所示的四个实心盘,其由包含在压缩外壳中的锆钛酸铅(PZT)材料制成。在其他方面,超声换能器204压电叠堆可包括偶数倍($n \times 2$)个压电元件208a-208d。例如压电叠堆可以直接湿式(胶粘)组装到螺纹端部质量块206上,并且配备有导电元件诸如导线或缆线,以将压电叠堆连接到有源能量源并在发生器102处接地(图1至图3)。因此,端部质量块206和超声换能器204可以是随后被结合在一起以允许组装换能器组件200的单独的部件。

[0082] 压电元件208a-208d并联电连接并且沿相反方向配对。第一电极209b设置在相邻的压电元件208a-208b之间,第二电极209c设置在相邻的压电元件208b-208c之间,并且第三电极209d设置在相邻的压电元件208c-208d之间。第四电极209a设置在压电元件208a的近侧端部,并且第五电极209e设置在压电元件208d的端部。在一种构造中,电极209a-209e由薄盘构造的导电材料形成。电极209a-209e被配置为电联接到发生器102(图1至图3中所示)以使压电元件208a-208d通电。在一种构造中,电极209a、209c、209e被配置为电联接到发生器102输出端口的负极或返回(-),并且电极209b、209d被配置为联接到发生器102输出端口的正极(+)。在操作中,发生器102向电极209a-209e施加交流电压电位,以使压电元件208a-208d通电,并使它们响应于交流电压电位在纵向上机械地伸展和收缩。当交流电压电位在大约30-100kHz的频率范围内时,交流电压电位使压电元件208a-208d以超声频率振动。例如,交流电压电位的一个合适频率值可以是55.5kHz。

[0083] 此外,超声换能器204包括位于压电元件208a和208d的端部的压缩元件210。根据本公开,压缩元件210在换能器204的第一端部处的端部质量块206与超声换能器204之间以及在超声换能器204的第二端部处的外壳202与超声换能器204之间提供接触点。压缩元件210可包括具有对应于压电元件208a-208d的尺寸和形状因子的金属压缩板或间隔件。当端部质量块206被拧入外壳202并与该外壳接合时,压缩元件210可有助于避免损坏压电元件208a-d的叠堆。压缩可以防止各个压电元件208a-208d经受可能会引发机械故障的张力。压缩元件210可各自由适合于在超声换能器204中应用的一种材料制造,包括金属,例如铝、不锈钢、钛和/或其合金或其他材料,诸如碳纤维、玻璃纤维、塑料等。

[0084] 如图5至图7所示的示例所示,外壳202包括喇叭形部分220。喇叭形部分220限定用于接收超声换能器204的开口的近侧端部和当其被插入由外壳202的喇叭形部分220限定的开口213中时围绕并容纳超声换能器204的壁。喇叭形部分220可包括内壁表面上的内螺纹,从而允许端部质量块206被扭转到适当位置。喇叭形部分220还起到放大超声换能器204的位移的作用,并且喇叭形部分220压缩超声换能器204的压电元件208a-208d。根据各个方面,超声换能器204的直径可以小于外壳202的喇叭形部分220的内径。因此,在超声换能器204和外壳202的喇叭形部分220的内部之间限定间隙205。该间隙205允许插入超声换能器204并防止压电元件208a-208d与外壳202的喇叭形部分220的内表面的侧壁发生不希望的接触。

[0085] 外壳202还包括凸缘216。凸缘216被示出为围绕喇叭形部分220的周边的环形环。然而,在一些方面,凸缘216可以替代地定位在围绕周边定位的部分中,而不是布置为连续的环。在其他方面,可存在类似于位于外壳202上的预定位置处的凸缘216并且除了该凸缘216之外的附加凸缘。此外,凸缘216可以位于沿着外壳202的其他位置,例如,凸缘216可以沿着外壳202定位成更靠近外壳202的远侧端部。根据各个方面,凸缘216可包括O型环或其他弹性材料构件(未示出),其可整体上在凸缘216和外壳202内提供密封以及振动阻尼。O型环可以安装在凸缘216的沟槽或其他特征部(未示出)内。而且,根据各个方面,凸缘216可以用径向尺寸类似于叠堆204和质量块206的径向尺寸的质量块替换。外科器械的手柄外壳或其他框架构件可包括用于接纳凸缘216的相应形状。

[0086] 外壳202的喇叭形部分220使得能够容易地组装换能器组件200,并且提供超声换能器204和压电元件208a-208d叠堆的散热和电位密封的优点。在另一方面,喇叭形部分220可以拧在与端部质量块206上的螺纹匹配的外表面上。因此,端部质量块206可以适配在喇叭形部分220上,同时处于外壳202的喇叭形部分220内时压缩超声换能器204。另外,外壳202可包括用于附接波导部分或其他器械部分214的通道222。通道222可以是带螺纹的或者可以包括快速连接特征部和/或锁定特征部,用于将其他部件附接到其上。在各个方面,外壳202和端部质量块206均可制成一体件或分段。此外,外壳202和端部质量块206均可由适合应用于换能器组件的一种金属制成,例如铝、不锈钢、钛和/或其合金。在其他方面,外壳202可适当地由其他材料制成,诸如碳纤维、玻璃纤维、塑料等。

[0087] 端部质量块206可联接到超声换能器204,并且端部质量块206可固定地或可拆卸地附接到外壳202。在一个方面,超声换能器204通过合适的结合机构联接到端部质量块206。超声换能器204和端部质量块206可通过粘合剂、焊接件或其他合适的结合机构结合在一起。在图5至图7所示的方面中,端部质量块206被构造成在端部质量块206与外壳202接合时压缩多个压电元件208a-208d。端部质量块206被构造成通过螺纹连接与外壳202接合。当端部质量块206与外壳202接合时,超声换能器204的第二端部受压而贴靠外壳202的内表面。端部质量块206还包括一个或多个纵向通道218,以允许布线连接到超声换能器204。另外,端部质量块206可包括扭矩特征部207,其允许扭矩施加到端部质量块206。在图5至图7中,扭矩特征部207是六角头。在其他方面,扭矩特征部207可以是允许扭转端部质量块206的任何类型的驱动器;例如,扭矩特征部207可以是任何类型的螺杆驱动器。

[0088] 压电元件208a-208d可由例如锆钛酸铅(PZT)、铌酸铅、钛酸铅、钛酸钡或其他压电陶瓷材料的任何合适的材料加工而成。如图5至图7所示,每个压电元件208a-d具有圆形或盘形构造,并形成具有不间断表面的实心元件。在其他方面,压电元件208a-208d可具有不同的形状和/或不同的表面特性,诸如用于将多个元件螺栓连接在一起的孔。元件208a-208d可具有用于特定应用的适当的方面因子。另外,压电元件208a-208d可通过分别位于压电元件208a-208d之间和压电元件208a和208e的端部处的正电极209b、209d和负电极209a、209c、209e通电,如图5和图6所示。正电极和负电极209a-209e可电联接到可封装在缆线内的导线,并且可电连接到如上所述的超声系统的超声信号发生器102。电极209a-209e可与下文结合图9和图10描述的电极324、326和328相同或相似。另外,根据各个方面,压电元件208a-208d可包括穿过元件208a-208d中的每一个的钻孔,其允许组装超声换能器204的其他特征部。

[0089] 每个正电极209b、209d、负电极209a、209c、209e和构成超声换能器204的压电元件208a-208d均可以是具有不间断表面的实心元件。另选地,换能器204限定延伸穿过其的孔。例如,在一个方面,孔延伸穿过压电元件208a-208d的中心。换能器组件200的超声换能器204被构造成将来自超声发生器(诸如上文结合图1至图3描述的发生器102)的电信号转换为机械能,该机械能主要致使超声换能器204和端部执行器(图1至图8中未示出)出现以超声频率纵向振动运动的声学驻波。在另一方面,超声换能器204的振动运动可在不同方向上起作用。例如,振动运动可包括超声器械的顶端更复杂的运动的局部纵向分量。当换能器组件200通电时,振动运动驻波可通过换能器组件200产生。换能器组件200可被设计为在谐振时工作,从而产生预定振幅的声学驻波图案。沿换能器组件200的任何点处的振动运动振幅可取决于沿换能器组件200测量振动运动的位置。振动运动驻波的最小或零交点通常称为节点(例如运动通常最小的位置),并且驻波的局部最大绝对值或峰值通常称为波腹(例如运动通常最大的位置)。根据各个方面,波腹与距其最近的波节之间的距离可为四分之一波长($\lambda/4$)。

[0090] 此外,多个压电元件208a-208d和电极209a-209e可通过粘合剂结合,诸如用环氧树脂或其他胶水、焊接件或其他合适的结合机构结合。在一个方面,压电元件的表面可具有放置在其上的粘合剂(诸如环氧树脂),并且随后可将电极209a-209e放置在粘合剂上方。粘合剂可设置在层中,使得它不会干扰电极209a-209e和压电元件208a-208d自身之间的电连接。此外,根据各方面,仅一些压电元件208a-208d可以结合在一起,而不是整个多个压电元件208a-208d。另外,多个压电元件208a-208d可以干燥地装配,在每个层之间没有粘合剂或结合机构。

[0091] 另外,图8是被构造成能够作为例如40kHz的半波谐振器的换能器组件200的节点224处的应力的有限元分析网格轮廓曲线图。根据各方面,换能器组件200的设计可基于适当的应用来放大或缩小频率和波长。例如,换能器组件200可被制成用作四分之一波长换能器或全波长换能器。

[0092] 图9示出了端部质量块306和超声换能器304的组合,该组合的尺寸和构造可被设置成定位在超声外科器械的外壳内,例如也在下文描述的外壳302。适当地,端部质量块306、超声换能器304和外壳302的任何方面可分别具有与端部质量块206、超声换能器204和外壳202相同或相似的属性。在图10至图12中更详细描述电极324、326和328与构成超声换能器304的压电元件308a-308d相邻的关系示出。如图9所示,端部质量块306具有穿过其限定的通道332。通道332可用于连接到电极324、326和328中的一个或多个的导线或缆线,以允许电极324、326和328通电以及向压电元件308a-308d施加电力。通道332还可具有位于其中的密封产品,诸如焊料、环氧树脂、胶水、橡胶或其他绝缘材料,以防止外来物质进入端部质量块306和超声换能器304。此外,通道332的尺寸和构造可被设置成与电极324、326和328的导线或缆线的尺寸和形状相匹配,使得不需要密封产品。而且,如图9所示,端部质量块306可包括在端部质量块的外表面上的螺纹,以用于与如本文所述的外科器械的超声换能器组件的外壳302和/或其他部件接合。

[0093] 电极324、326和328根据从发生器102接收的驱动信号基于超声波的预定波长和频率使压电元件308a-308d通电,以便外科器械将超声能量施加到目标。电极324、326和328的形状可贴合压电元件308a-308d的形状,以允许相应电极324、326和328与压电元件308a-

308d之间实现最大表面积接触。电极324、326和328分别位于超声换能器304的近侧端部、最靠近端部质量块306处和超声换能器304的远侧端部。电极324、326和328可由导电材料(诸如金属,例如铜)制成,该导电材料用于向压电元件308a-308d提供电流。

[0094] 如图10所示,电极324具有盘形中心304,其具有穿过中心的孔305。如图9和图11所示,电极328包括具有孔405的盘形中心404和从中心404向外延伸的多个臂402。臂402的尺寸和构造可被设置成接触换能器组件的导电外壳(诸如上述外壳202)的内壁,以为超声换能器304提供电接地。因此,臂402可被构造成提供接地路径或返回到发生器102的路径。另外,当换能器304放置在外壳202中时,臂402为换能器304提供对准特征部。此外,电极324可分别基于与电极324、外壳202和端部质量块306的接触来提供电接地。如图12所示,电极326包括两个接触件或焊盘502a-502b,每个接触件或焊盘具有带孔505a-505b的中心503a-503b,其中接触件502a-502b电连接在一起。接触件502a-502b通过导电连接元件502c连接。导线或缆线506连接到接触件502a-502b中的一个,以用于使接触件502a-502b通电。缆线506可联接到发生器102输出端口的正极(+)。包括挡板504,以用于使电极326绝缘,从而电隔离电极326并防止其他电极与外科器械的外壳一起潜在通电。

[0095] 再次参照图9,当电极326通电时,电流可流过超声换能器叠堆304中间的两个压电元件308a-308d并流过接地路径,致使压电元件308a-308d分别在超声换能器304的近侧端部处、最靠近端部质量块306处通电,并且压电元件308a-308d在超声换能器304的远侧端部处通电。通过压电元件308a-308d的电流使压电元件308a-308d伸展和收缩,从而产生超声波。

[0096] 图13显示了换能器组件300'的剖视图,该换能器组件包括外壳302'、超声换能器304'和端部质量块306'。类似于换能器组件200,端部质量块306'压缩外壳302'的喇叭形部分320'内的超声换能器304'。因此,端部质量块306'可基于螺纹连接接合外壳302'的喇叭形部分320'。此外,外壳302'包括凸缘316'。凸缘316'提供用于附接外科器械部件342'的位置,例如围绕换能器组件300'的外科器械外壳,其中外科器械包括换能器组件300'。另外,器械部件342'可包括意图阻尼或隔离来自换能器组件300'的振动的隔离器。在一个方面,隔离器包括弹性体。

[0097] 适当地,压电元件308a'-308d'的各方面与上面关于图5至图8描述的换能器组件200的压电元件208a-208d相同或相似。因此,压电元件308a'-308d'可并联电连接并且沿相反方向配对。第一电极309b'设置在相邻的压电元件308a'-308b'之间,第二电极309c'设置在相邻的压电元件308b'-308c'之间,并且第三电极309d'设置在相邻的压电元件308c'-308d'之间。第四电极309a'设置在压电元件308a'的近侧端部,第五电极309e'设置在压电元件308d'的端部。在一种构造中,电极309a'-309e'由薄盘构造的导电材料形成。电极309a'-309e'被配置为电联接到发生器102(图1至图3中所示)以使压电元件308a'-308d'通电。在一种构造中,电极309a'、309c'、309e'被配置为电联接到发生器102输出端口的负极或返回(-),并且电极309b'、309d'被配置为联接到发生器102输出端口的正极(+)。在操作中,发生器102向电极309a'-309e'施加交流电压电位,以使压电元件308a'-308d'通电,并使它们响应于交流电压电位在纵向上机械地伸展和收缩。当交流电压电位在大约30-100kHz的频率范围内时,交流电压电位使压电元件308a'-308d'以超声频率振动。在一个示例中,交流电压电位的操作频率为约为55.5kHz。在一个方面,每个电极308a'-308d'是平端

面电极。

[0098] 另外,根据图13所示的方面,压电元件308a'-d'和电极309a'-e'包括穿过其中的钻孔328',其允许通过钻孔328'插入对准特征部336'。对准特征部336'被构造使得超声换能器304'以及相应的压电元件308a'-d'和电极309a'-e'可以保持在外壳302'的喇叭形部分320'内的适当位置。保持间隙305'以防止超声换能器304'贴靠外壳302'而短路。

[0099] 另外,对准特征部336'包括柱336',该柱提供结构支撑并允许适当电极309a'-309e'通电。在一个方面,柱336'包括内腔,该内腔用于在将端部质量块306'扭转 to 外壳302'的喇叭形部分320'期间使换能器叠堆304'居中。内腔可具有通道,以允许连接到电极309a'-309e'的导线插入内腔的中心。在将端部质量块306'扭转 to 喇叭形部分320'完成之后,可以移除内腔。这可以改善压电元件308a'-308b'的对准并允许使用阻抗非常低(例如12欧姆)的电极/布线。

[0100] 如图13所示,源极或“热”引线332'和返回或“冷”引线334'连接到柱336'。源极引线332'联接到发生器诸如上述发生器102,并联接到电极309b'、309d'。返回引线332'联接到接地连接件或以其他方式提供到发生器的返回路径,并且还联接到电极309c'和309e'。在本公开的各方面,源极引线332'和/或返回引线334'可包括位于柱336'内的导线。另外,柱336'可以由导电材料制成,并且可以为电极309a'、309c'和309e'提供返回路径。如图13所示,对准特征部330'的柱336'可延伸到外壳302'中的凹口或孔中,这可允许柱336'保持与外壳302'牢固接合。在一个方面,对准特征部330'可以与端部质量块306'一体形成,并且端部质量块306'可以是实心物体而没有穿过其中的孔。在另一方面,对准特征部330'可以是穿过孔(诸如钻孔328')、穿过端部质量块306'装配的单独部件。在这方面,导线可延伸穿过端部质量块306'的钻孔328'。钻孔328'和端部质量块306'与外壳302'之间的任何开口可以用位于其中的密封产品(诸如焊料、环氧树脂、胶水、橡胶、胶带或其他绝缘材料)覆盖,以防止外来物质进入换能器组件300'的内部。另外,对准特征部330'可包括螺纹,使得超声换能器304'或各个压电元件308a'-d'和电极309a'-e'可以与对准特征部330'螺纹接合。在另一方面,对准特征部330'可依赖于超声换能器304'或各个压电元件308a'-d'中的一个与电极309a'-e'之间的压缩配合。

[0101] 同样如图13所示,返回电极340'连接到凸缘316',并且电极340'连接到接地引线338'(即地线),该接地引线提供接地路径或返回到发生器102的路径。返回电极340'的外径可以成形为与凸缘316'的几何形状匹配,并且其内径可提供足够间隙,以允许返回电极340'在外壳302'的喇叭形部分320'的外径上滑动。在一个方面,在超声换能器叠堆304'所在的喇叭形部分320'内部,可通过喇叭形部分320'到一个或多个压电元件308a'-d'并通过端部质量块306'到一个或多个压电元件308a'-d'建立返回路径。

[0102] 图14和图15示出了超声换能器组件300的一个方面,该超声换能器组件包括端部质量块306、超声换能器叠堆304和外壳302。外壳302包括凸缘316。类似于凸缘216,凸缘316可以是围绕外壳302的外表面的环,或者它可包括沿着外壳302的外表面的分开位置处的部件。超声换能器叠堆304的各方面可适当地与上述超声换能器204相同或相似。超声换能器叠堆304包括处于叠堆构造的多个压电元件,其中多个电极位于多个压电元件之间以使压电元件通电。此外,外壳302的任何方面可适当地与上述外壳202相同或相似。

[0103] 如图14所示,端部质量块306具有穿过其中的通道332。通道332可用于连接到换能

器叠堆304的一个或多个电极的导线或缆线,以允许电极305a-305e通电以及向压电元件304a-304d施加电力。电极305a-305e和压电元件304a-304d的各方面适当地与上面关于图5至图8描述的换能器组件200的压电元件208a-208d和电极209a-209e相同或相似。通道332还可具有位于通道内或仅位于离换能器叠堆304最远的近侧端部的密封产品334(诸如焊料、环氧树脂、胶水、橡胶、胶带或其他绝缘材料),以防止外来物质进入端部质量块306和超声换能器304。此外,虽然端部质量块306可以拧入外壳302中,但是密封产品334也位于端部质量块306的近侧端部处,邻近端部质量块306接合外壳302的位置,使得外壳302的内部与换能器304和位于外壳302内的端部质量块306的一部分一起被密封,并且端部质量块306被结合到外壳302。在一个方面,外壳内部的密封可以是气密密封。此外,在一个方面,可以焊接端部质量块306与外壳302接合的任何部分以及通道332,以便形成密封。

[0104] 图16显示了类似于上面讨论的那些的换能器组件600。换能器组件600包括外壳602、超声换能器叠堆604和端部质量块606。适当地,外壳602、换能器叠堆604和端部质量块606的任何方面可分别具有与上述任何外壳、超声换能器叠堆和端部质量块相同或相似的属性。换能器604和端部质量块606可沿纵向轴线611定位。端部质量块606的远侧端部包括帽部分627,该帽部分被构造成装配在外壳602的喇叭形部分620的近侧端部处的近侧边缘625上。端部质量块606的帽部分627和外壳602的喇叭形部分620用于容纳换能器604,并且帽部分627被设计成与外壳602的近侧边缘625重叠。在一个方面,在端部质量块606和外壳602之间存在间隙,该间隙提供可填充有铝丝的间隙以用于激光焊接过程。近侧边缘625的厚度可使得其比外壳602的相邻部分更薄。此外,近侧边缘625的厚度可使得当端部质量块606的远侧端部放置在近侧边缘625上方时,外壳602和端部质量块606的圆周沿着换能器组件600是一致的。在一个方面,换能器组件600包括类似于近侧边缘625的远侧边缘629。另外,端部质量块606的帽部分627可以是这样的长度,使得当端部质量块606与外壳602接合时,换能器604保持预定的压缩量。换能器604可通过端部质量块606的远侧端部和外壳602的近侧端部处的固定接合或结合而保持压缩状态。可通过适当的结合装置,例如粘合剂、带子、焊接件(诸如激光焊接件),围绕换能器组件600的圆周来实现结合,并且可形成气密密封。通过结合端部质量块606和外壳602,超声换能器604可保持压缩状态并且即使在换能器组件600被激活多次之后也保持在该压缩状态之下。

[0105] 图17和图18显示了类似于换能器组件600的换能器组件700的照片。换能器组件700包括由铝制成并且已通过焊接件734焊接在一起的外壳702和端部质量块706。缆线735被配置为穿过端部质量块706的开口以向超声换能器(未示出)提供电力或提供由换能器的压电元件给出的电压读数。换能器组件700可包括超声换能器,其中任何方面与上述超声换能器204和304适当地相同或相似。

[0106] 图19显示了包括外壳802和端部质量块806的换能器组件800。环形沟槽或通道842位于换能器组件800的外表面上的换能器组件800的近侧端部附近。电接触件840被构造成与沟槽842接触并在连接到电接触件840的电路和换能器组件800的外表面之间提供电联接。在一个方面,电接触件840包括销,例如,弹簧销。根据各个方面,换能器组件800可被放置在外科器械外壳内。基于换能器组件800的外表面和电接触件840之间的电连接,基于电接触件840和换能器组件800之间允许的相对运动,换能器组件800可在外科器械外壳内旋转。适当地,外壳802和端部质量块806的任何方面可分别具有与上述外壳和端部质量块相

同或相似的属性。此外,位于换能器组件800内部的超声换能器的任何方面可适当地与上述任何超声换能器相同或相似。因此,电接触件840可提供到换能器叠堆的接地连接,其中电极(例如电极328)接触换能器组件800的外壳802。在一个方面,沟槽或通道842可位于端部质量块806和外壳802结合在一起的点处。因此,沟槽842可基于端部质量块806和外壳802之间的焊接件形成,其中导电材料(诸如铝)用于焊接。此外,沟槽842可形成在端部质量块806或外壳802的外表面中。

[0107] 图20是包括外壳902、超声换能器叠堆904和端部质量块906的换能器组件900的顶视图。适当地,外壳902、换能器叠堆904和端部质量块906的任何方面可分别具有与上述任何外壳、超声换能器叠堆和端部质量块相同或相似的属性。外壳902还包括凸缘916。类似于上文所述的凸缘216,凸缘916可以是围绕外壳902的外表面的环,或者它可包括沿着外壳902的外表面的分开位置处的部件。类似于上述超声换能器204,压电元件908a-90d的叠堆由四个实心盘组成,如图20所示,并且压缩元件910位于压电元件908a-90d叠堆的任一端。压缩元件910可包括具有对应于压电元件908a-908d的尺寸和形状因子的金属压缩板或间隔件。当端部质量块906拧入外壳902并与该外壳接合时,压缩元件910可有助于避免损坏压电元件908a-908d的叠堆。压电元件908a-908d并联电连接并且沿相反方向配对。第一电极909b设置在相邻的压电元件908a-908b之间,第二电极909c设置在相邻的压电元件908b-908c之间,第三电极909d设置在相邻的压电元件908c-908d之间。第四电极909a设置在压电元件908a的近侧端部,第五电极909e设置在压电元件908d的端部。

[0108] 此外,端部质量块906包括扭矩特征部907(例如六角头907)和通过端部质量块906限定的孔932。另外,图21中所示的活塞装置1000和图22中所示的承窝装置1100可以允许超声换能器904预压缩和端部质量块906与外壳902扭转接合。活塞装置1000通过承窝装置1100的中空承窝头1102馈通。中空承窝头1102接触端部质量块906上的六角头907并扭转端部质量块906。孔932允许插入活塞装置1000的活塞头1002。活塞装置1000还包括负荷传感器1004和致动器1006。致动器1006可以是线性致动器或液压致动器。活塞头1002被构造成在外壳902内对超声换能器904施加力。活塞头1002推压间隔件910(其为非压电部件),以防止在压电元件908a-90d上形成局部应力。当活塞头1002对换能器叠堆904施加足够的压力时,在端部质量块906和换能器叠堆904之间的接触点处的力较低。在端部质量块906与换能器904之间的力较小的情况下,摩擦较小,因此施加到换能器904的扭矩较小。当端部质量块906在外壳902内扭转 to 适当位置时,可监测活塞头1002上的力。随着活塞头1002上的力减小(例如,通过端部质量块906的负载分担引起),操作员可发信号通知换能器904处于正确的压力并且装配步骤完成。

[0109] 图23示出了超声系统2300的一个方面。超声系统2300可包括超声信号发生器2312,其联接到外科器械的超声换能器组件2301,该超声换能器组件称为手柄组件2360。手柄组件2360包括手柄外壳2336,以及可超声致动的单个元件端部执行器或可超声致动的刀2352。超声换能器组件2301的外壳2302通常包括换能部分2318、第一谐振器部分或端罩2320、第二谐振器部分或前罩2322,以及辅助部件,诸如凸缘2316。这些部分的总体构造包括谐振器。超声换能器组件2301的长度优选为整数个系统半波长($n \cdot \lambda / 2$;其中“n”是任何正整数;例如, $n = 1, 2, 3, \dots$)。此外,超声换能器组件2301包括超声换能器2304、端部质量块2306和外壳2302,其中外壳2302包括鼻锥2326、速度变换器2328和表面2330。超声换能器组

件2301的各方面可适当地与上文关于换能器组件200、300、600、700、800和900所描述的那些相同或相似,包括其部件。

[0110] 此外,所使用的术语“近”和“远”是相对于握住手柄组件2360的外科医生而言的。因此,端部执行器2350相对于较近侧的手柄组件2360而言处于远侧。还应该理解,为方便和清晰起见,本文根据临床医生握住手柄组件2360来使用诸如“顶部”和“底部”的空间术语。然而,外科器械能够在许多取向和位置中使用,并且这些术语并非旨在为限制性的和绝对的。

[0111] 端罩2320的远侧端部连接至换能部分2318的近侧端部,前罩2322的近侧端部连接至换能部分2318的远侧端部。前罩2322和端罩2320的长度由多个变量来确定,这多个变量包括换能部分2318的厚度、用于制造端罩2320和前罩2322的材料的密度和弹性模量以及超声换能器组件2301的谐振频率。可使前罩2322从其近侧端部到其远侧端部向内成锥形,用于随着速率变换器2328放大超声振动振幅,或者前罩可不进行放大。合适的振动频率范围可为约20Hz至120kHz。非常合适的振动频率范围可为约30-100kHz。在一个实例中,工作振动频率可为约55.5kHz。

[0112] 超声换能器包括超声换能器叠堆2304,其方面与本文所述的任何其他超声换能器叠堆相同或相似。换能器叠堆2304的正电极和负电极分别电连接到导线2338和2340。导线2338和2340封闭在电缆2342中,可与超声系统2300的超声信号发生器2312电连接。换能器组件2301的超声换能器2304将来自超声信号发生器2312的电信号转化为机械能,该机械能主要致使超声换能器2304和端部执行器2350出现以超声频率纵向振动运动的声学驻波。在另一方面,超声换能器的振动运动可在不同方向上起作用。例如,振动运动可包括超声系统2300的顶端更复杂的运动的局部纵向分量。当换能器组件2301通电时,振动运动驻波通过换能器组件2301产生。超声系统2300可被设计为在谐振时工作,从而产生预定振幅的声学驻波图案。沿换能器组件2301的任何点处的振动运动振幅可取决于沿换能器组件2301测量振动运动的位置。振动运动驻波的最小或零交点通常称为节点(例如运动通常最小的位置),并且驻波的局部最大绝对值或峰值通常称为波腹(例如运动通常最大的位置)。根据各个方面,波腹与距其最近的波节之间的距离可为四分之一波长($\lambda/4$)。

[0113] 导线2338和2340将电信号从超声信号发生器2312发送到超声换能器叠堆2304的正电极和负电极。通过响应于开关2344从超声信号发生器2312供应的电信号给压电元件2308供电,从而在换能器组件2301中产生声学驻波。开关2344可被构造成由临床医生的脚致动。电信号会使压电元件2308以连续方式沿着电压梯度的轴线膨胀和收缩,从而产生超声能量的纵向波。元件的应变会引起材料内较大的交替压缩力和张力。压电元件2308中的这些力表现为反复小位移,其会导致材料中出现较大的交替压缩力和张力。重复的小位移会使压电元件2308以连续方式沿着电压梯度的轴线膨胀和缩回,从而产生超声能量的纵向波。超声能量通过换能器组件2301经传输部件或超声传输波导2366传输到端部执行器2350。根据各个方面,波导2366、端部执行器2350和刀2352通常可全部称为端部执行器2350。

[0114] 为了使换能器组件2301将能量传递到端部执行器2350,换能器组件2301的所有部件必须与端部执行器2350声学连接。超声换能器2304的远侧端部可以在表面2330处通过螺纹连接(例如螺柱2348)与超声传输波导2366的近侧端部声学连接。换能器组件2301的部件

最好经声学调整,使得任何组件的长度均为半波长($n \cdot \lambda/2$)的整数倍,其中波长 λ 为换能器组件2301在预先选择的纵向振动驱动频率或工作纵向振动驱动频率 f_d 下的波长,并且其中 n 为任意正整数。还可考虑换能器组件2301结合任何合适的声学元件布置。

[0115] 超声端部执行器2350的长度可基本上等于系统半波长($\lambda/2$)的整数倍。超声端部执行器2350的远侧端部或刀片2352可以设置在波腹附近,以便提供最大的远侧端部纵向偏移。当换能器组件通电时,超声端部执行器2350的远侧端部2352可以被构造为以预定振动频率在例如大约10至500微米峰到峰的范围移动,并且优选地在约30至150微米的范围内移动。

[0116] 超声端部执行器2350可与超声传输波导2366连接。如图所示的超声端部执行器2350和超声传输波导2366由适合超声能量传输的材料以一体形式制成,所述材料为例如Ti6Al4V(含铝和钒的钛合金)、铝、不锈钢或其他合适的材料。另选地,超声端部执行器2350可与超声传输波导2366分离(并且属于不同部件),并可通过例如螺柱、焊接件、粘合剂、快速连接件或其他合适的已知方法连接在一起。超声传输波导2366的长度可(例如)基本上等于系统半波长($\lambda/2$)的整数倍。超声传输波导2366可以优选地由使用适合高效传播超声能量的材料制成的实芯轴加工而成,合适的材料为例如上述钛合金(如Ti-6Al-4V)或任何适合的铝合金或其他合金。

[0117] 超声传输波导2366包括近侧端部的纵向突起附柱2354,用于通过例如螺柱2348的螺纹连接与超声传输波导2366的表面2330连接。在图23所示的方面中,超声传输波导2366包括设置在多个节点处的多个起稳定作用的有机硅环或适形支撑件2356。有机硅2356可抑制不需要的振动并将超声能量与外护套2358隔离,以确保纵向的超声能量流以最大效率到达端部执行器2350的远侧端部2352。

[0118] 同样如图23所示,外护套2358保护超声器械2360的使用者以及患者不受超声传输波导2366超声振动的影响。护套2358通常包括毂2362和细长管状构件2364。管状构件2364附连到毂2362上,并具有纵向穿过其中的开口。护套2358可通过螺纹连接或按扣到手柄外壳2336的远侧端部上。超声传输波导2366贯穿管状构件2364的开口,而有机硅环2356将超声传输波导2366与外护套2358隔离。外护套2358可使用绝缘销(未示出)附连到波导2366。波导2366中的孔可具有微小的位移。波导2366可通过螺柱2348拧到或者扣到手柄组件2360上。毂2362的平坦部分可以允许组件扭转至所需程度。

[0119] 护套2358的套节2362优选地由ULTEM[®]制成,管状构件2364由不锈钢制成。作为另外一种选择,超声传输波导2366可以具有环绕在其周围的聚合材料,以避免其与外部接触。超声传输波导2366的远侧端部可以通过内部螺纹连接连接到端部执行器2350的近侧端部,优选地位于或靠近波腹。可构思端部执行器2350通过诸如焊接接头或类似方法的任何合适的手段连接到超声传输波导2366上。尽管端部执行器2350可以从超声传输波导2366上拆下,但还可考虑端部执行器2350与超声传输波导2366形成为一体件。

[0120] 图24示出了手柄组件2460的一个方面,其方面适当地与手柄组件2360相同或相似。图24示出了换能器组件2401的一部分的特写视图,该换能器组件包括外壳2402和凸缘2416,以及手柄组件2460的手柄外壳2436和鼻锥2426。电极2409位于外壳2402的凸缘2416和隔离器2470之间。隔离器2470用于抑制或隔离从换能器组件2401到手柄组件2460的振动。在一个方面,隔离器2470包括弹性体。

[0121] 电极2409与凸缘2416相邻,并且电极2409连接到接地引线2438,该接地引线提供接地路径或返回到向手持组件2460供电的发生器的路径。电极2409的外径可以成形为与凸缘2416的几何形状匹配,并且其内径可提供足够间隙,以允许电极2409放置在外壳2402的外表面上。用于返回到发生器的路径的电连接旨在穿过换能器的外表面。在一个方面,电极2409是平端面电极,其被放置成与凸缘2416接触并由隔离器2470保持在适当位置。

[0122] 图25至图26示出了换能器组件2500的一个方面,图27示出了图25至图26中所示的换能器组件2500的外壳2502。换能器组件包括外壳2502、超声换能器2504和端部质量块2506。外壳2502包括导管部分2510和基座部分2520,其中内腔或流体通道2515被限定穿过导管部分2510和基座部分2520。基座部分2520在图25至图27中示出为喇叭形状,并且可被称为喇叭形部分2520。换能器组件2500还可包括导电元件2514,绝缘体2512和外壳2502的导管部分2510。基于绝缘体2512可以存在内部隔离器区域,该绝缘体在外壳2502的导管部分2510和导电元件2514之间提供非导电路径。外壳2502可以处于地电位或低电位,并提供到发生器102的返回路径。导电元件2514可以连接到来自发生器102的高电位。

[0123] 如图28至图29中更详细所示,导电元件2514可以定位成使得其围绕外壳2502的导管部分2510并且与导管部分2510电隔离。根据各方面,导电元件2514可以完全或至少部分地围绕导管部分2510。此外,绝缘体2512可定位并保持在导电元件2514和导管部分2510之间的适当位置。如图29所示,可以存在诸如外部环形环2528的特征部,例如由橡胶或塑料制成的O型环或凸起的材料边缘,以将导电元件2514保持在所需位置并在绝缘体2512和导电元件2514之间提供密封。导电元件2514可形成管,该管的尺寸和构造被设置成适配在外壳2502的绝缘体2512和导管部分2510周围。导电元件2514可由导电材料制成,例如铜、铝、钢或适当的其他材料。导电元件2514为适当的电极2509a-2509e提供高电位的隔离和导电路径。在一个方面,每个电极2509a-2509e是平端面电极。因此,在图26所示的方面,导电元件2514允许经由电极2509b和2509d使压电元件2508a-2508d通电,如下文更详细描述。绝缘体2512也可形成管,该管的尺寸和构造被设置成适配在外壳2502的导管部分2510周围。绝缘体2512可由绝缘材料制成,例如玻璃纤维、塑料、橡胶或其他适当的材料。

[0124] 超声换能器2504包括以叠堆构造布置的多个压电元件2508a、2508b、2508c、2508d,该超声换能器可被称为“Langevin叠堆件”。纵向轴线2511形成压电元件2508a-2508d的中心线。钻孔2527被限定穿过超声换能器2504,并且端部质量块2506沿着纵向轴线2511定位在超声换能器2504的第一端部附近。端部质量块2506还包括钻孔2527。外壳2502的导管部分2510与绝缘体2512和导电元件2514一起构造成穿过超声换能器2504和端部质量块2506中的钻孔2527。这为超声换能器2504提供了对准特征部,因为端部质量块2506放置在超声换能器2504上方并与外壳2502接合。然后,超声换能器2504可以保持在由端部质量块2506和外壳2502形成的内部隔室中的适当位置,并且与组件2500的其他部件适当地间隔开,使得电极和导电元件不会发生电弧放电和/或短路。此外,端部质量块2506被构造成在端部质量块2506与外壳2502接合时压缩超声换能器2504的端部贴靠外壳2502的内表面2528。

[0125] 在一个方面,压电元件叠堆2508a-2508d包括四个盘,其由包含在压缩外壳中的锆钛酸铅(PZT)材料制成。在其他方面,超声换能器2504压电叠堆可包括偶数倍($n \times 2$)个压电元件。例如,压电叠堆可以直接湿式(胶粘)组装到螺纹端部质量块2506上,并且配备有导电

元件诸如导线或缆线,以将压电叠堆连接到有源能量源并在发生器102处接地(图1至图3)。因此,端部质量块2506和超声换能器2504可以是随后被结合在一起以允许组装换能器组件2500的单独的部件。压电元件2508a-2508d并联电连接并且沿相反方向配对。第一电极2509b设置在相邻的压电元件2508a-2508b之间,第二电极2509c设置在相邻的压电元件2508b-2508c之间,并且第三电极2509d设置在相邻的压电元件2508c-2508d之间。第四电极2509a设置在压电元件2508a的近侧端部,并且第五电极2509e设置在压电元件2508d的端部。在一种构造中,电极2509a-2509e由薄盘构造的导电材料形成。电极2509a-2509e被配置为电联接到发生器102(图1至图3中所示)以使压电元件2508a-2508d通电。

[0126] 在一种构造中,电极2509a、2509c、2509e被配置为电联接到发生器102输出端口的负极或返回(-),并且电极2509b、2509d被配置为电联接到发生器102输出端口的正极(+)。电极2509a、2509c、2509e基于与端部质量块2506和外壳2502的接触形成到发生器的返回路径。如图26所示,当超声换能器2504通过端部质量块2506和外壳2502的接合保持在压缩状态时,电极2509a和2509e分别与端部质量块2506的内表面和外壳2502的内表面接触。此外,电极2509c基于电极2509c上的突片2526与端部质量块2506的壁2517接触。电极2509b和2509d基于每个电极2509b、2509d的突片2524与导电元件2514之间的接触形成到发生器102输出端口的正极的路径。电极2509b、2509d、2509c的突片2524和2526的尺寸和构造可被设置成使得它们将超声换能器2504保持在距离具有端部质量块2506和外壳2502的表面的特定距离处并且提供牢固的贴合性。根据各方面,基于突片2524和2526可适当地保持与导电元件或其他表面接触。

[0127] 在操作中,发生器102向电极2509a-2509e施加交流电压电位,以使压电元件2508a-2508d通电,并使它们响应于交流电压电位在纵向上机械地伸展和收缩。当交流电压电位在大约30-100kHz的频率范围内时,交流电压电位使压电元件2508a-2508d以超声频率振动。在一个示例中,交流电压电位的操作频率为约为55.5kHz。此外,在一个方面,换能器组件被配置为以40kHz谐振。另外,在一个方面,超声换能器2504可包括位于压电元件2508a和2508d的端部的压缩元件,其与上文讨论的压缩元件210相似或相同。

[0128] 如图26所示,端部质量块2506具有远侧部分,该远侧部分具有限定在其中的开口2513,用于接纳超声换能器2504,端部质量块还具有壁2517,当超声换能器2504插入由端部质量块2506的远侧部分限定的开口2513中时,该壁围绕并容纳该超声换能器。端部质量块2506可包括内壁表面上的内螺纹,从而允许端部质量块2506相对于外壳2502被扭转到适当位置。外壳2520的喇叭形部分2520可以起到放大超声换能器2504的位移的作用,并且超声换能器2504的压电元件2508a-2508d被构造成受压而贴靠外壳2502的喇叭形部分2520的内表面2528。根据各个方面,超声换能器2504的直径可以小于端部质量块2506的内径。因此,可在超声换能器2504和端部质量块2506的内部之间限定间隙2505。这允许插入超声换能器2504并防止压电元件2508a-2508d与端部质量块2506的壁2517的内表面发生不希望的接触。

[0129] 此外,端部质量块2506包括凸缘2516。凸缘2516被示出为围绕端部质量块2506的周边的环形环。然而,凸缘2516可以定位在围绕周边定位的部分中,而不是布置为连续的环。在其他方面,可存在类似于位于端部质量块2506和/或外壳2502上的预定位置处的凸缘2516并且除了该凸缘2516之外的附加凸缘。此外,凸缘2516可位于沿端部质量块2506或外壳

2502的其他位置。例如,凸缘2516可沿着外壳2502定位成更靠近外壳2502的远侧端部。根据各个方面,凸缘2516可包括O型环或其他弹性材料构件(未示出),其可整体上在凸缘2516和端部质量块2506内提供密封以及振动阻尼。O型环可以安装在凸缘2516的沟槽或其他特征部(未示出)内。而且,根据各个方面,凸缘2516可以用径向尺寸类似于超声换能器2504和端部质量块2506的径向尺寸的质量块替换。外科器械的手柄外壳或其他框架构件可包括用于接纳凸缘2516的相应形状。

[0130] 端部质量块2506和外壳2502的喇叭形部分2520的相应接合使能够更容易地组装换能器组件2500,并且提供超声换能器2504和压电元件2508a-2508d叠堆的散热和电位密封的优点。在其他方面,端部质量块2506可以与喇叭形部分2520上的螺纹匹配的方式螺纹连接在外表面上。这使得喇叭形部分2520能够适配在端部质量块2506上,同时在端部质量块2506的内部压缩超声换能器2504。端部质量块2506可基于任何适当的连接与外壳2502接合。例如,在一个方面,端部质量块2506具有附接表面,并且外壳2502具有附接表面,该附接表面具有用于接合端部质量块2506和喇叭形部分2520的相应螺纹。在另一方面,端部质量块2506可使用适当强度的胶水或环氧树脂粘附到外壳2502。在又一方面,端部质量块2506和外壳可焊接在一起。此外,端部质量块2506和外壳2502之间的接合可包括密封以防止外来物质进入超声换能器所在的区域。

[0131] 另外,外壳2502可包括用于附接波导部分或其他器械部分的附接端2522。附接端2522可以是带螺纹的或者可以包括快速连接特征部和/或锁定特征部,用于将其他部件附接到其上。在各个方面,外壳2502和/或端部质量块2506均可构成一体件或分段。此外,外壳2502和端部质量块2506均可由适合应用于换能器组件的一种金属制成,例如铝、不锈钢、钛和/或其合金。在其他方面,外壳2502可适当地由其他材料构成,诸如碳纤维、玻璃纤维、塑料等。

[0132] 如图27所示,外壳2502包括导管部分2510和基座部分2520。基座部分2520可包括具有第一直径的第一部分2530、从第一直径到第二直径逐渐变细的第二部分2532,以及具有第二直径的第三部分2534。附接端2522可具有允许附接波导部分或其他器械部分的第三直径。第一部分2530还可包括螺纹(未示出),其对应于端部质量块2506上的螺纹,该螺纹允许外壳2502和端部质量块2506之间的螺纹接合。另外,内表面2528对应于基座部分2520的第一部分2530的第一直径。内表面2528的尺寸和构造被设置成对应于超声换能器2504的电极的尺寸和形状。内表面2528可与电极的表面区域匹配,以提供电极和外壳2502之间的接触表面和电联接。内腔或流体通道2515通过导管部分2510和基座部分2520限定,使得流体可穿过整个外壳2502。根据各方面,外壳2502可被构造成没有间隙、接缝等的单个部件,使得外壳2502易于清洁、消毒等。虽然外壳2502的基座部分2520具有图25至图27中所示的喇叭形状,但是根据其他方面,外壳2502可具有其他形状和构造。例如,在一个方面,外壳2502可以不具有锥形的第二部分2532。相反,基座部分2520中的过渡部分可包括第一部分2530和第三部分2534各自的两个不同直径之间的突然变化,同时仍然具有穿过其限定的流体通道2515。

[0133] 重新参照图26,端部质量块2506可联接到超声换能器2504,并且端部质量块2506可固定地或可拆卸地附接到外壳2502。在一个方面,超声换能器2504联接或结合到端部质量块2506。超声换能器2504和端部质量块2506或超声换能器2504和外壳2502可通过粘合

剂、焊接件或其他合适的结合机构结合在一起。在图25至图27所示的方面,端部质量块2506被构造成在端部质量块2506与外壳2502接合时,压缩多个压电元件208a-208d的端部贴靠在端部质量块2506的内部远侧表面,并且压缩多个压电元件208a-208d的另一端部贴靠外壳2502的内部近侧表面2528。端部质量块2506可被构造成通过螺纹连接与外壳2502接合。当端部质量块2506与外壳2502接合时,超声换能器204的第二端部受压而贴靠端部质量块2506的内表面。根据各方面,端部质量块2506还可包括一个或多个通道,以允许布线连接到超声换能器2504。这些通道可允许超声换能器2504通电而不使用导电元件2514。另外,如图25至图26所示,端部质量块2506可包括近侧扭矩特征部2507a,其允许扭矩施加到端部质量块2506。扭矩特征部2507a包括四个光滑表面。在其他方面,扭矩特征部2507a可以是允许扭转端部的任何类型的驱动器,例如任何类型的螺杆驱动器。此外,根据图25至图27所示的方面,外壳2502还可包括类似于近侧扭矩特征部2507a的远侧扭矩特征部2507b,其也可包括四个光滑表面。

[0134] 类似于上述压电元件208a-208d,压电元件2508a-2508d可由例如锆钛酸铅(PZT)、铌酸铅、钛酸铅、钛酸钡或其他压电陶瓷材料等任何合适的材料加工而成。如图26所示,每个压电元件2508a-2508d具有环形(annular)或环-形的(ring-shaped)构造,并且形成为具有穿过其限定的孔的元件。另外,压电元件2508a-2508d包括穿过每个元件的钻孔2527,其允许组装超声换能器2504的其他特征部。在其他方面,压电元件2508a-2508d可具有不同的形状、不同的表面特性,诸如用于将多个元件结合在一起的附加孔,并且元件可具有用于特定应用的适当的纵横因子。另外,压电元件2508a-2508d可通过位于压电元件2508a-2508d之间和压电元件2508a和2508e的端部处的正电极2509b、2509d和负电极2509a、2509c、2509e通电,如图26所示。正电极和负电极2509a-2509e可经由导电元件2514电联接到导线,该导线可封装在缆线内,并且可电连接到如上所述的超声系统的超声信号发生器。电极2509a-2509e中的一些或全部可与先前描述的电极209a-209e相同或相似。

[0135] 如图26所示,构成超声换能器2504的每个正电极2509b、2509d、负电极2509a、2509c、2509e和压电元件2508a-2508d各自具有延伸穿过其的钻孔2527。换能器组件2500的超声换能器204被构造成将来自超声发生器(诸如上文结合图1至图3描述的发生器102)的电信号转换为机械能,该机械能主要致使超声换能器2504和端部执行器(图25至图26中未示出)出现以超声频率纵向振动运动的声学驻波。在另一方面,超声换能器2504的振动运动可在不同方向上起作用。例如,振动运动可包括超声器械的顶端更复杂的运动的局部纵向分量。当换能器组件2500通电时,振动运动驻波可通过换能器组件2500产生。换能器组件2500可被设计为在谐振时工作,从而产生预定振幅的声学驻波图案。沿换能器组件2500的任何点处的振动运动振幅可取决于沿换能器组件200测量振动运动的位置。振动运动驻波的最小或零交点通常称为节点(例如运动通常最小的位置),并且驻波的局部最大绝对值或峰值通常称为波腹(例如运动通常最大的位置)。根据各个方面,波腹与距其最近的波节之间的距离可为四分之一波长($\lambda/4$)。

[0136] 此外,多个压电元件2508a-2508d和电极2509a-e可通过粘合剂结合,诸如用环氧树脂或其他胶水、焊接件或其他合适的结合机构结合。在一个方面,压电元件2508a-2508d的表面可具有放置在其上的粘合剂(诸如环氧树脂),并且然后可将电极放置在粘合剂上方。粘合剂可设置在层中,使得它不会干扰电极2509a-2509e和压电元件2508a-2508d以及

压电元件2508a-2508d自身之间的电连接。此外,根据各方面,仅一些压电元件2508a-2508d可以结合在一起,而不是整个多个压电元件2508a-2508d。另外,多个压电元件2508a-2508d可以干燥地装配,在每个层之间没有粘合剂或结合机构。另外,导电元件2514和钻孔2527之间穿过端部质量块2506的任何开口或间隔可具有位于其中的密封产品,例如焊料、环氧树脂、胶水、橡胶或其他绝缘材料,以防止外来物质进入由端部质量块2506和外壳2502的接合形成的内部隔室中。

[0137] 图30和图31分别示出了电极3002和3008的各方面。如图30所示,电极3002包括具有外边缘3005的环形表面3001和限定电极3002的内边缘3007的孔。电极3002还包括朝向电极3002的中心向内延伸的多个突片3003。如图31所示,类似于电极3002,电极3008包括具有外边缘3005的环形表面3001和限定电极3008的内边缘3007的孔。电极3008还包括远离电极3008的中心向外延伸的多个突片3009。电极突片3003和3009用于在构造换能器组件2500的过程中提供导电路径以及定心功能。因此,突片3003的尺寸和构造可被设置成接触导电元件2514,以提供超声换能器2504的压电元件2508a-2508d的电通电。另外,突片3009的尺寸和构造可被设置成接触端部质量块2506的壁的内表面,以为超声换能器2504提供电接地。在一个方面,每个突片3003、3009可以在换能器组件2500的构造期间被扭曲,使得在换能器组件2500的组装期间,突片的接触边缘/区域更有利地与配合部件的接触表面的运动对准。

[0138] 图32提供了在部件组装期间在电极3002的突片3003和导电元件2514之间形成接触的图示。突片3003中的一个或多个可具有存在于其上的焊料3010,以在电极3002和导电元件2514之间建立电连接。在一个方面,在电极3002已放置于适当位置之后,焊料3010可放置在突片3003上,例如,通过在导电元件2514上在适当位置沿着导电元件2514扭转电极3002。在另一方面,可以预焊接突片3003,使得在组装电极3002和导电元件2514之前将焊料3010放置在突片3003上。焊料3010可被加热,例如,在回流焊接工艺期间或通过对焊料直接加热,以完成连接。根据各方面,电极3008的突片3009可预焊接并以相同或相似的方式连接到表面。在一个方面,可在导电元件或其他表面与电极突片3003、3009之间的接触压力变得不足并且突片3003、3009可预焊接、安装的位置使用焊料,并且向导电元件或其他表面施加必要的热量以熔化焊料并形成气密连接。

[0139] 虽然前述描述中已陈述了各种细节,但应当理解,可在没有这些具体细节的情况下实践利用基于组织参数采用同时能量模态的用户自适应技术的外科系统的各个方面。例如,为简洁和清楚起见,以框图的形式示出了选择的方面,而不是详细地示出。本文提供的详细描述某些部分可以呈现为对存储在计算机存储器中的数据进行操作的指令。本领域的技术人员用此类描述和表达向本领域的其它技术人员描述和传达他们的工作要旨。通常,技术是指导致所需结果的步骤的自相容序列,其中“步骤”是指物理量的操纵,物理量可以(但不一定)采用能被存储、传送、组合、比较和以其他方式操纵的电或磁信号的形式。常用于指这些信号,如位、值、元素、符号、字符、术语、数字等。这些和类似的术语可与适当的物理量相关联并且仅仅是应用于这些量的方便的标签。

[0140] 除非上述讨论中另外明确指明,否则应当理解,在上述描述中,使用术语诸如“处理”或“估算”或“计算”或“确定”或“显示”的讨论是指计算机系统或类似的电子计算设备的动作和处理,其操纵表示为计算机系统的寄存器和存储器内的物理(电子)量的数据并将其转换成相似地表示为计算机系统存储器或寄存器或其他此类信息存储、传送或显示设备内

的物理量的其他数据。

[0141] 值得一提的是,任何对“一个方面”、“一方面”的提及均意指结合所述方面所述的具体特征、结构或特性包括在至少一个方面中。因此,在整个说明书的不同位置出现的短语“在一个方面”、“在一方面”不一定都指同一方面。此外,具体特征、结构或特性可在一个或多个方面中以任何合适的方式组合。

[0142] 一些方面可使用表达“联接”和“连接”连同其衍生词来描述。应当理解,并不希望这些术语彼此同义。例如,某些方面可使用术语“连接”来描述,以表示两个或更多个元件彼此直接物理接触或电接触。又如,一些方面可使用术语“联接”来描述,以表示两个或更多个元件直接物理接触或电接触。然而,术语“联接”还可指两个或更多个元件彼此不是直接接触,而是彼此配合或相互作用。

[0143] 尽管本文已描述了各种方面,但可以实施并且本领域的技术人员将会想到这些方面的许多修改形式、变型形式、替换形式、改变形式和等效形式。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,也可使用其他材料。因此,应当理解,上述具体实施方式和所附的权利要求旨在涵盖属于本发明所公开的方面的范围内的所有此类修改形式和变型形式。以下权利要求旨在涵盖所有此类修改形式和变型形式。

[0144] 在一般意义上,本领域的技术人员将会认识到,可以用多种硬件、软件、固件或它们的任何组合单独和/或共同实施的本文所述的多个方面可以被看作是由多种类型的“电子电路”组成。因此,如本文所用,“电子电路”包括但不限于具有至少一个离散电路的电子电路、具有至少一个集成电路的电子电路、具有至少一个专用集成电路的电子电路、形成由计算机程序配置的通用计算设备的电子电路(例如,至少部分地实施本文描述的方法和/或设备的由计算机程序配置的通用计算机,或至少部分地实施本文描述的方法和/或设备的由计算机程序配置的微处理器)、形成存储器设备(例如,随机存取存储器方面)的电子电路,和/或形成通信设备(例如,调制解调器、通信开关或光电设备)的电子电路。本领域的技术人员将会认识到,可以模拟或数字方式或它们的一些组合实施本文所述的主体。

[0145] 上述具体实施方式已通过使用框图、流程图和/或示例阐述了装置和/或方法的各种方面。只要此类框图、流程图和/或示例包含一个或多个功能和/或操作,本领域的技术人员就要将其理解为此类框图、流程图或示例中的每个功能和/或操作都可以单独和/或共同地通过多种硬件、软件、固件或实际上它们的任何组合来实施。在一个方面,本文所述的主体的一部分可通过专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)或其他集成格式来实施。然而,本领域的技术人员将会认识到,本文公开的方面中的一些形式可作为在一台或多台计算机上运行的一个或多个计算机程序(如,作为在一个或多个计算机系统上运行的一个或多个程序),作为在一个或多个处理器上运行的一个或多个程序(如,作为在一个或多个微处理器上运行的一个或多个程序),作为固件,或作为实际上它们的任何组合全部或部分地在集成电路中等效地实现,并且根据本发明,设计电子电路和/或编写软件和/或硬件的代码将在本领域技术人员的技术范围内。另外,本领域的技术人员将会认识到,本文所述主体的机制能够作为多种方面的程序产品进行分布,并且本文所述主体的示例性方面适用,而不管用于实际进行分布的信号承载介质的具体类型是什么。信号承载介质的示例包括但不限于如下:可录式媒体,诸如软盘、硬盘驱动器、光盘(CD)、数字视频光盘(DVD)、数字磁带、计算机存储器等;和传输式介质,诸如数字和/或模拟

通信介质(例如,光纤缆线、波导、有线通信链路、无线通信链路(例如,发射器、接收器、传输逻辑、接收逻辑等)等)。

[0146] 上述美国专利、美国专利申请公开、美国专利申请、国外专利、国外专利申请、本说明书中所提及和/或任何应用数据表中所列出的非专利申请或任何其它公开材料均在不与其相抵触的程度上以引用方式并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0147] 本领域技术人员将会认识到,本文所述的组成部分(例如,操作)、装置、对象和它们随附的论述是为了概念清楚起见而用作示例,并且可以设想多种构型修改形式。因此,如本文所用,阐述的具体示例和随附的论述旨在代表它们更一般的类别。通常,任何具体示例的使用旨在代表其类别,并且具体组成部分(例如,操作)、装置和对象的未纳入部分不应采取限制。

[0148] 对于本文中使用的基本上任何复数和/或单数术语,本领域技术人员可从复数转换成单数和/或从单数转换成复数,只要适合于上下文和/或应用即可。为清楚起见,各种单数/复数置换在本文中并没有明确表述。

[0149] 本文所述的主题有时阐述了包含在其它不同部件中的不同部件或与其它不同部件连接的不同部件。应当理解,这样描述的架构仅是示例,并且事实上可以实施实现相同功能性的许多其他架构。在概念意义上,获得相同功能性的组件的任何布置结构方式都是有效“相关联的”,从而获得所需的功能性。因此,本文中为获得特定功能性而结合在一起的任何两个组件都可被视为彼此“相关联”,从而获得所需的功能性,而不论结构或中间组件如何。同样,如此相关联的任何两个部件也可视为彼此“操作地连接”或“操作地联接”,以实现所需的功能性,并且能够如此相关联的任何两个部件都可视为彼此“可操作地联接”,以实现所需的功能性。以可操作的方式联接的具体示例包括但不限于可物理匹配的和/或物理交互组件,和/或无线交互式,和/或无线交互式组件,和/或逻辑交互式,和/或逻辑交互式组件。

[0150] 在一些情况下,一个或多个部件在本文中可被称为“被构造成能够”、“可被构造成能够”、“可操作/可操作地”、“适于/可适于”、“能够”、“可适形/适形于”等。本领域的技术人员将会认识到,除非上下文另有所指,否则“被构造成能够”通常可涵盖活动状态的部件和/或未活动状态的部件和/或待机状态的部件。

[0151] 虽然已经示出并描述了本文所述的本发明主题的特定方面,但是对本领域的技术人员将显而易见的是,基于本文的教导,可在不脱离本文所述的主题的情况下作出改变和变型,并且如在本文所述的主题的真实实质和范围内,其更广泛的方面并因此所附权利要求将所有此类改变和变型包括在其范围内。本领域的技术人员应当理解,一般而言,本文、以及特别是所附权利要求(例如,所附权利要求的正文)中所使用的术语通常旨在为“开放”术语(例如,术语“包括”应解释为“包括但不限于”,术语“具有”应解释为“至少具有”,术语“包含”应解释为“包含但不限于”等)。本领域的技术人员还应当理解,如果所引入权利要求叙述的具体数目为预期的,则这样的意图将在权利要求中明确叙述,并且在不存在这样的叙述的情况下,不存在这样的意图。例如,为有助于理解,下述所附权利要求可含有对介绍

性短语“至少一个”和“一个或多个”的使用以引入权利要求。然而,对此类短语的使用不应视为暗示通过不定冠词“一个”或“一种”引入权利要求表述将含有此类引入权利要求表述的任何特定权利要求限制在含有仅一个这样的表述的权利要求中,甚至当同一权利要求包括介绍性短语“一个或多个”或“至少一个”和诸如“一个”或“一种”(例如,“一个”和/或“一种”通常应解释为意指“至少一个”或“一个或多个”)的不定冠词时;这也适用于对用于引入权利要求表述的定冠词的使用。

[0152] 另外,即使明确叙述引入权利要求叙述的特定数目,本领域的技术人员应当认识到,此种叙述通常应解释为意指至少所叙述的数目(例如,在没有其它修饰语的情况下,对“两个叙述”的裸叙述通常意指至少两个叙述、或两个或更多个叙述)。此外,在其中使用类似于“A、B和C中的至少一者等”的惯例的那些情况下,一般而言,这种结构意在具有本领域的技术人员将理解所述惯例的意义(例如,“具有A、B和C中的至少一者的系统”将包括但不限于具有仅A、仅B、仅C、A和B一起、A和C一起、B和C一起和/或A、B和C一起等的系统)。在其中使用类似于“A、B或C中的至少一者等”的惯例的那些情况下,一般而言,这种结构意在具有本领域的技术人员将理解所述惯例的意义(例如,“具有A、B或C中的至少一者的系统”应当包括但不限于具有仅A、仅B、仅C、A和B一起、A和C一起、B和C一起和/或A、B和C一起等的系统)。本领域的技术人员还应当理解,通常,除非上下文另有指示,否则无论在具体实施方式、权利要求或附图中呈现两个或更多个替代术语的转折性词语和/或短语应理解为涵盖包括所述术语中的一者、所述术语中的任一个或这两个术语的可能性。例如,短语“A或B”通常将被理解为包括“A”或“B”或“A和B”的可能性。

[0153] 对于所附的权利要求,本领域的技术人员将会理解,其中表述的操作通常可以任何顺序进行。另外,尽管以一定顺序列出了多个操作流程,但应当理解,可以不同于所示顺序的其它顺序进行所述多个操作,或者可以同时进行所述多个操作。除非上下文另有规定,否则此类替代排序的示例可包括重叠、交错、中断、重新排序、增量、预备、补充、同时、反向,或其它改变的排序。此外,除非上下文另有规定,否则像“响应于”、“相关”这样的术语或其它过去式的形容词通常不旨在排除此类变体。

[0154] 尽管本文已描述了各种方面,但可以实施并且本领域的技术人员将会想到这些方面的许多修改形式、变型形式、替换形式、改变形式和等效形式。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,也可使用其他材料。因此,应当理解,上述具体实施方式和所附的权利要求旨在涵盖属于本发明所公开的方面的范围内的所有此类修改形式和变型形式。以下权利要求旨在涵盖所有此类修改形式和变型形式。

[0155] 概括地说,已经描述了由采用本文所述的概念产生的许多有益效果。为了举例说明和描述的目的,已经提供了一个或多个方面的上述说明。这些具体实施方式并非意图为详尽的或限定到本发明所公开的精确方面。可以按照上述教导内容对本发明进行修改或变型。所选择和描述的一个或多个方面是为了示出本发明的原理和实际应用,从而使得本领域的普通技术人员能够利用多个方面,在适合设想的具体应用的情况下进行各种修改。与此一同提交的权利要求书旨在限定完整范围。

[0156] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0157] 实施例1.一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:换能器组件,所述换能器组件包括:

[0158] 外壳；

[0159] 超声换能器，所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极，其中一个电极位于每对实心压电元件之间；

[0160] 端部质量块，所述端部质量块与所述超声换能器的第一端部相邻，其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合；并且

[0161] 其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面。

[0162] 实施例2.根据实施例1所述的外科器械，其中所述多个压电元件具有纵向轴线，并且所述端部质量块具有与所述多个压电元件的所述纵向轴线对齐的纵向轴线。

[0163] 实施例3.根据实施例1或2所述的外科器械，其中所述外壳包括具有限于其中的开口的部分，其中所述超声换能器被构造成适配在所述外壳的所述部分内，并且所述端部质量块被构造成通过所述端部质量块和所述外壳的所述部分之间的螺纹连接与所述外壳接合。

[0164] 实施例4.根据实施例1至实施例3中任一项或多项所述的外科器械，其中所述多个压电元件中的至少一个是实心压电元件。

[0165] 实施例5.根据实施例1至实施例4中任一项或多项所述的外科器械，其中所述叠堆构造还包括：

[0166] 第一电极，所述第一电极位于所述叠堆构造的第一端部并与第一压电元件的一个表面接触；以及

[0167] 第二电极，所述第二电极位于所述叠堆构造的第二端部并与第二压电元件的一个表面接触。

[0168] 实施例6.根据实施例1至实施例5中任一项或多项所述的外科器械，还包括对准特征部，所述对准特征部被构造成在所述多个压电元件和所述外壳的所述内表面的侧壁之间提供间隙。

[0169] 实施例7.根据实施例1至实施例6中任一项或多项所述的外科器械，其中所述端部质量块包括允许扭矩施加到所述端部质量块的扭矩特征部。

[0170] 实施例8.根据实施例1至实施例7中任一项或多项所述的外科器械，其中所述换能器组件被配置为以40kHz谐振。

[0171] 实施例9.根据实施例1至实施例8中任一项或多项所述的外科器械，其中所述端部质量块被构造成通过螺纹连接与所述外壳接合。

[0172] 实施例10.根据实施例1至实施例9中任一项或多项所述的外科器械，其中所述多个压电元件中的第一压电元件和所述多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

[0173] 实施例11.根据实施例1至实施例10中任一项或多项所述的外科器械，其中所述超声换能器密封在所述外壳内。

[0174] 实施例12.根据实施例1至实施例11中任一项或多项所述的外科器械，其中所述端部质量块结合到所述外壳，以在所述外壳的所述内表面周围形成密封。

[0175] 实施例13.根据实施例1至实施例12中任一项或多项所述的外科器械，还包括电接触件，所述电接触件被配置为电联接到所述外壳的外表面。

[0176] 实施例14.根据实施例1至实施例13中任一项或多项所述的外科器械，还包括外科

器械外壳,其中所述换能器组件与所述外科器械外壳一起定位,并且被构造成能够在所述外科器械外壳内旋转。

[0177] 实施例15.根据实施例1至实施例14中任一项或多项所述的外科器械,还包括间隔元件,其中所述间隔元件位于所述叠堆构造的第一端部,并且其中当所述端部质量块压缩所述超声换能器时,所述端部质量块的第一端部接触所述间隔元件。

[0178] 实施例16.根据实施例1至实施例15中任一项或多项所述的外科器械,其中,当所述端部质量块压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的所述内表面时,所述超声换能器的所述第一端部接触所述端部质量块的第一端部,并且所述超声换能器的第二端部受压而贴靠所述外壳的所述内表面。

[0179] 实施例17.根据实施例1至实施例16中任一项或多项所述的外科器械,其中所述多个压电元件中的至少一个是盘形实心压电元件。

[0180] 实施例18.一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:

[0181] 换能器组件,包括:

[0182] 外壳;

[0183] 超声换能器,所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个实心压电元件和多个电极,具有纵向轴线、第一端部和第二端部,其中一个电极位于每对实心压电元件之间,一个电极位于所述叠堆构造的所述第一端部处,并且一个电极位于所述叠堆构造的所述第二端部处;

[0184] 端部质量块,所述端部质量块沿所述纵向轴线与所述超声换能器的第一端部相邻并且联接到所述超声换能器,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;并且

[0185] 其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面;并且

[0186] 其中所述多个实心压电元件中的第一实心压电元件和所述多个实心压电元件中的第二实心压电元件并联电连接。

[0187] 实施例19.一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:

[0188] 换能器组件,包括:

[0189] 外壳;

[0190] 一种超声换能器,包括:

[0191] 以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,所述叠堆构造具有第一端部和第二端部,其中第一电极位于第一对压电元件之间,第二电极位于第二对压电元件之间,第三电极位于所述叠堆构造的所述第一端部处,并且第四电极位于所述叠堆构造的所述第二端部;

[0192] 与所述第三电极接触的第一间隔元件;

[0193] 与所述第四电极接触的第二间隔元件;

[0194] 端部质量块,所述端部质量块具有第一端部、第二端部和穿过所述端部质量块的孔,所述端部质量块定位在所述超声换能器的第一端部附近,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;

[0195] 其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面;并且

[0196] 其中当所述端部质量块压缩所述超声换能器时,所述端部质量块的所述第一端部接触所述第一间隔元件;并且

[0197] 其中当所述端部质量块压缩所述超声换能器时,所述第二间隔元件接触所述外壳的所述内表面。

[0198] 实施例20.一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:

[0199] 换能器组件,包括:

[0200] 外壳;

[0201] 一种超声换能器,包括:

[0202] 以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,所述叠堆构造具有第一端部和第二端部,其中第一电极位于第一对压电元件之间,第二电极位于第二对压电元件之间,第三电极位于所述叠堆构造的所述第一端部处,并且第四电极位于所述叠堆构造的所述第二端部;

[0203] 与所述第三电极接触的第一间隔元件;

[0204] 与所述第四电极接触的第二间隔元件;

[0205] 端部质量块,所述端部质量块具有第一端部、第二端部和穿过所述端部质量块的孔,所述端部质量块定位在所述超声换能器的第一端部附近,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;

[0206] 其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的内表面;并且

[0207] 其中当所述端部质量块压缩所述超声换能器时,所述端部质量块的所述第一端部接触所述第一间隔元件;并且

[0208] 其中当所述端部质量块压缩所述超声换能器时,所述第二间隔元件接触所述外壳的所述内表面。

[0209] 实施例21.根据实施例20所述的外科器械,其中所述多个压电元件具有纵向轴线,并且所述端部质量块具有与

[0210] 所述多个压电元件的所述纵向轴线对齐的纵向轴线。

[0211] 实施例22.根据实施例20或21所述的外科器械,其中所述端部质量块包括具有限定于其中的开口的远侧部分,其中所述超声换能器被构造成适配在所述端部质量块的所述远侧部分内,并且所述外壳被构造成通过所述外壳和所述端部质量块的所述远侧部分之间的螺纹连接与所述端部质量块接合。

[0212] 实施例23.根据实施例20至22中任一项或多项所述的外科器械,其中所述端部质量块包括至少部分地围绕并容纳所述超声换能器的壁。

[0213] 实施例24.根据实施例20至23中任一项或多项所述的外科器械,其中所述电极是第一电极并且其中所述超声换能器还包括:第二电极,所述第二电极位于所述超声换能器的所述第一端部,并与所述多个压电元件中的第一压电元件的一个表面接触;以及第三电极,所述第三电极位于所述超声换能器的所述第二端部,并与所述多个压电元件中的第二压电元件的一个表面接触。

[0214] 实施例25.根据实施例20至24中任一项或多项所述的外科器械,其中所述端部质量块包括允许扭矩施加到所述端部质量块的扭矩特征部。

[0215] 实施例26.根据实施例20至25中任一项或多项所述的外科器械,其中所述端部质量块被构造成通过螺纹连接与所述外壳接合。

[0216] 实施例27.根据实施例20至26中任一项或多项所述的外科器械,还包括与所述外壳的所述导管部分相邻的导电元件。

[0217] 实施例28.根据实施例27所述的外科器械,其中所述导电元件至少部分地围绕所述外壳的所述导管部分并且与所述导管部分电隔离。

[0218] 实施例29.根据实施例27所述的外科器械,还包括在所述导电元件和所述导管部分之间的绝缘体。

[0219] 实施例30.根据实施例27所述的外科器械,其中所述电极电联接到所述导电元件。

[0220] 实施例31.根据实施例27所述的外科器械,其中所述电极通过所述电极的至少一个突片电联接到所述导电元件。

[0221] 实施例32.根据实施例20至31中任一项或多项所述的外科器械,其中所述端部质量块结合到所述外壳,以在所述外壳和所述端部质量块接合时限定的内部隔室周围形成密封。

[0222] 实施例33.根据实施例20至32中任一项或多项所述的外科器械,还包括外科器械外壳,其中所述换能器组件与所述外科器械外壳一起定位。

[0223] 实施例34.根据实施例20至33中任一项或多项所述的外科器械,其中,当所述端部质量块压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的所述内表面时,所述超声换能器的所述第一端部接触所述端部质量块的内表面,并且所述超声换能器的第二端部受压而贴靠所述外壳的所述内表面。

[0224] 实施例35.根据实施例20至34中任一项或多项所述的外科器械,其中所述电极包括外边缘和限定所述电极的内边缘的孔。

[0225] 实施例36.根据实施例35所述的外科器械,其中所述内边缘包括至少一个朝所述孔的中心延伸的至少一个突片。

[0226] 实施例37.根据实施例35所述的外科器械,其中所述外边缘包括至少一个远离所述孔的中心向外延伸的突片。

[0227] 实施例38.一种用于凝固和解剖组织的外科器械,所述外科器械包括:

[0228] 换能器组件,包括:

[0229] 外壳,所述外壳包括导管部分和基座部分,其中流体通道被限定穿过所述导管部分和所述基座部分;

[0230] 超声换能器,所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,超声换能器具有纵向轴线、第一端部和第二端部,其中第一钻孔被限定穿过所述超声换能器,其中第一电极位于每对压电元件之间,第二电极位于所述超声换能器的所述第一端部处,并且第三电极位于所述超声换能器的所述第二端部处;

[0231] 端部质量块,所述端部质量块包括穿过所述端部质量块限定的第二钻孔,所述端部质量块被定位成沿所述纵向轴线并与所述超声换能器的第一端部相邻,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;并且

[0232] 其中所述外壳的所述导管部分被构造成穿过所述超声换能器的所述第一钻孔和所述端部质量块的所述第二钻孔;并且

[0233] 其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的表面；并且

[0234] 其中所述多个压电元件中的第一压电元件和所述多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

[0235] 实施例39.换能器组件,包括:

[0236] 外壳,所述外壳包括导管部分和基座部分,其中流体通道被限定穿过所述导管部分和所述基座部分;

[0237] 导电元件,所述导电元件至少部分地围绕所述外壳的所述导管部分;以及

[0238] 绝缘体,所述绝缘体位于所述导电元件和所述导管部分之间,其中所述绝缘体将所述导电元件与所述导管部分电隔离;

[0239] 超声换能器,所述超声换能器包括以叠堆构造布置的多个压电元件和多个电极,超声换能器具有纵向轴线、第一端部和第二端部,其中第一钻孔被限定穿过所述超声换能器,其中第一电极位于每对压电元件之间,第二电极位于所述超声换能器的所述第一端部处,并且第三电极位于所述超声换能器的所述第二端部处,其中所述第一电极电联接到所述导电元件;以及

[0240] 端部质量块,所述端部质量块包括穿过所述端部质量块限定的第二钻孔,所述端部质量块被定位成沿所述纵向轴线并与所述超声换能器的第一端部相邻,其中所述端部质量块被构造成与所述外壳接合;并且

[0241] 其中所述外壳的所述导管部分被构造成穿过所述超声换能器的所述第一钻孔和所述端部质量块的所述第二钻孔;并且

[0242] 其中所述端部质量块被构造成在所述端部质量块与所述外壳接合时压缩所述超声换能器贴靠所述外壳的表面;并且

[0243] 其中所述多个压电元件中的第一压电元件和所述多个压电元件中的第二压电元件并联电连接。

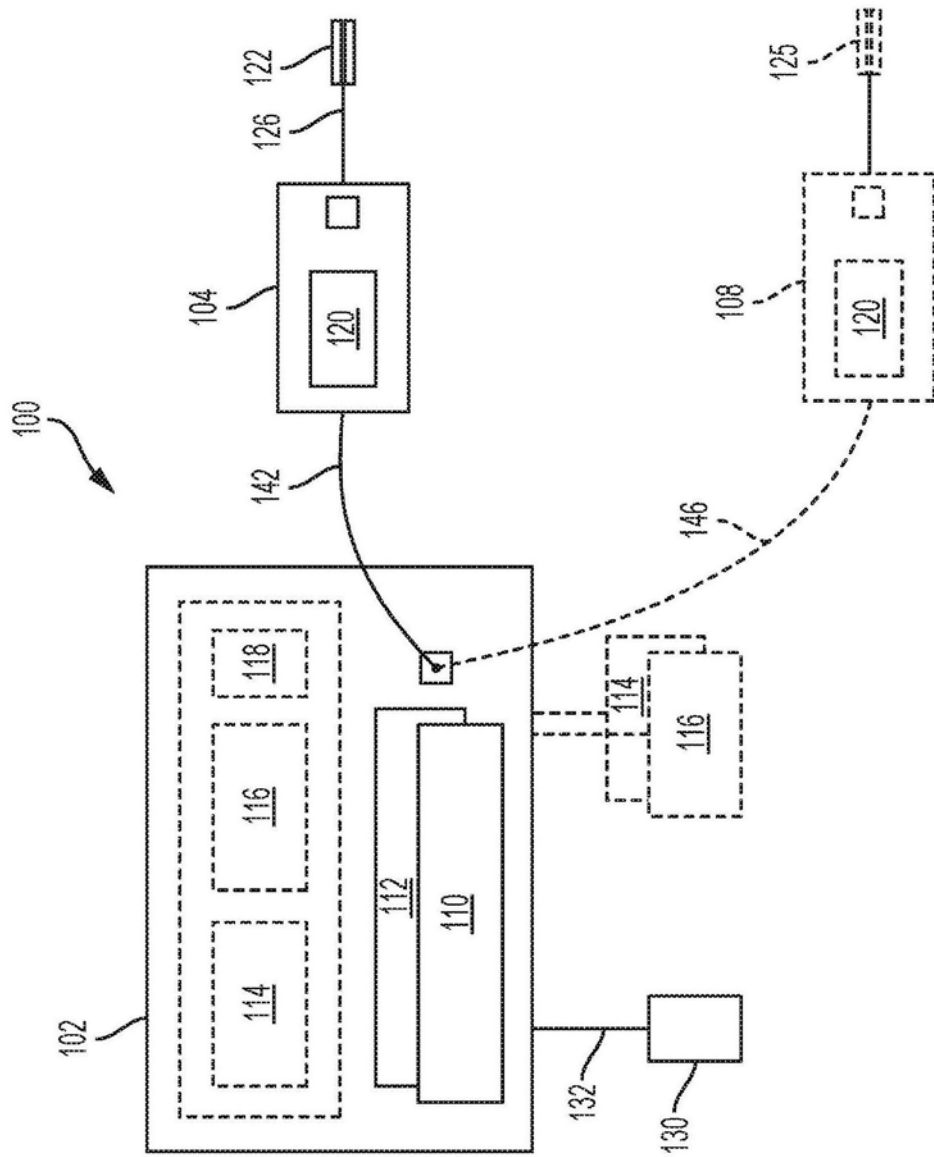


图1

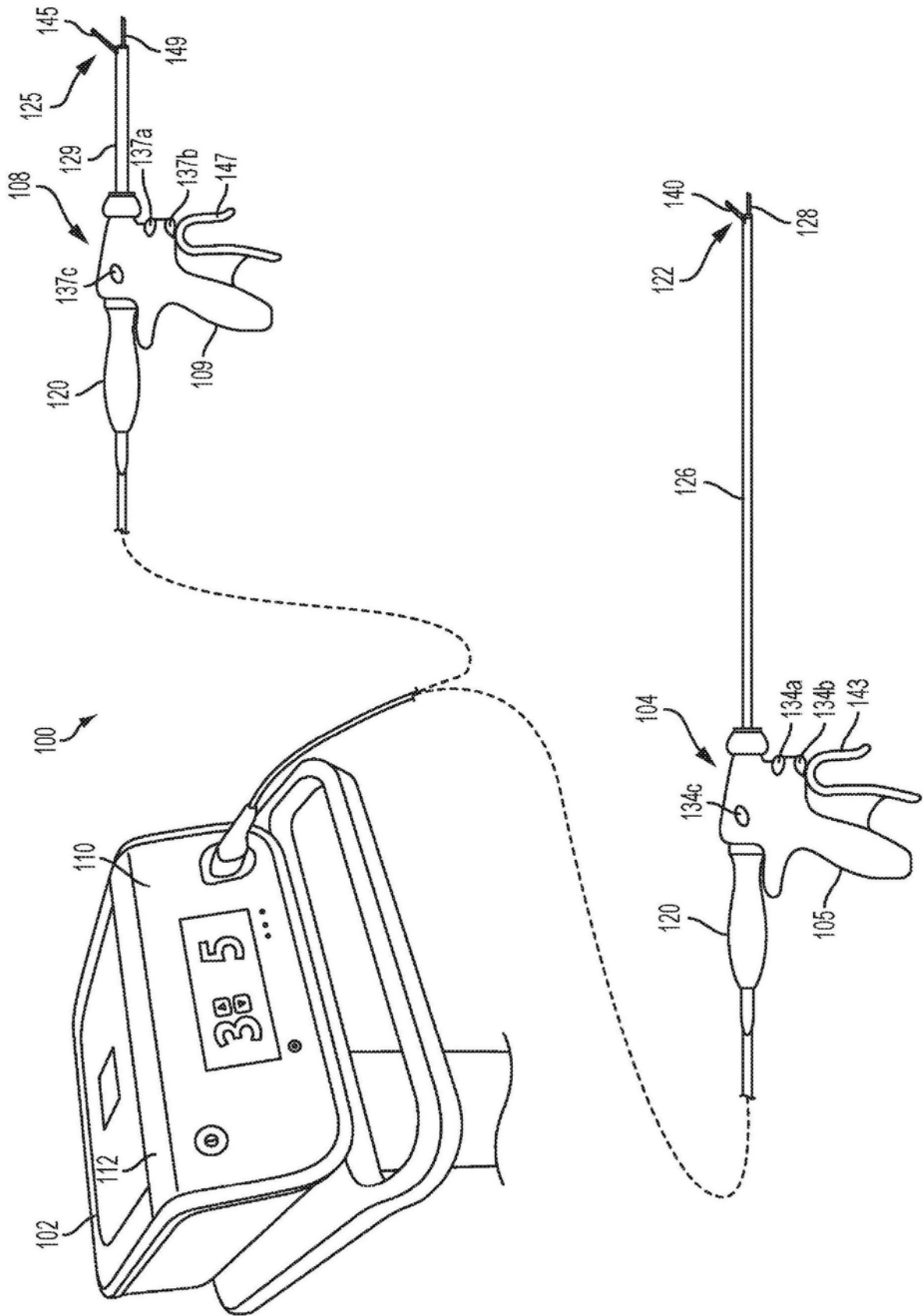


图2

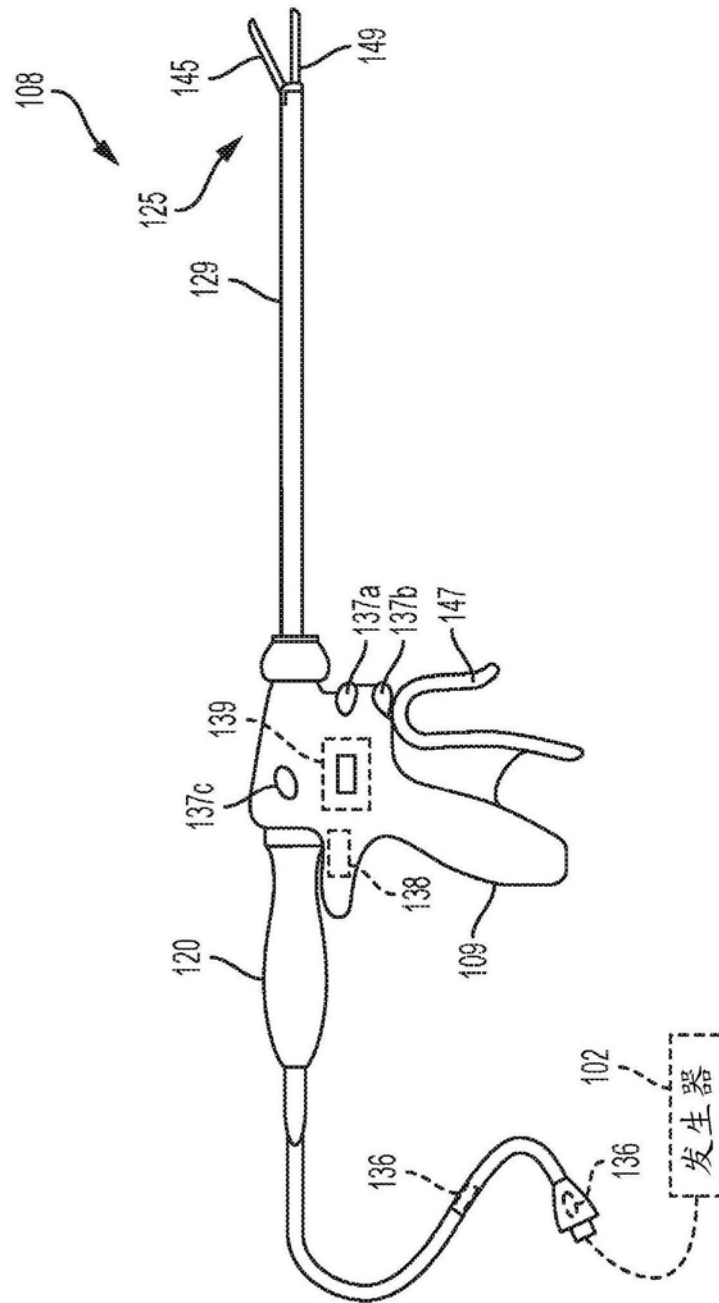


图3

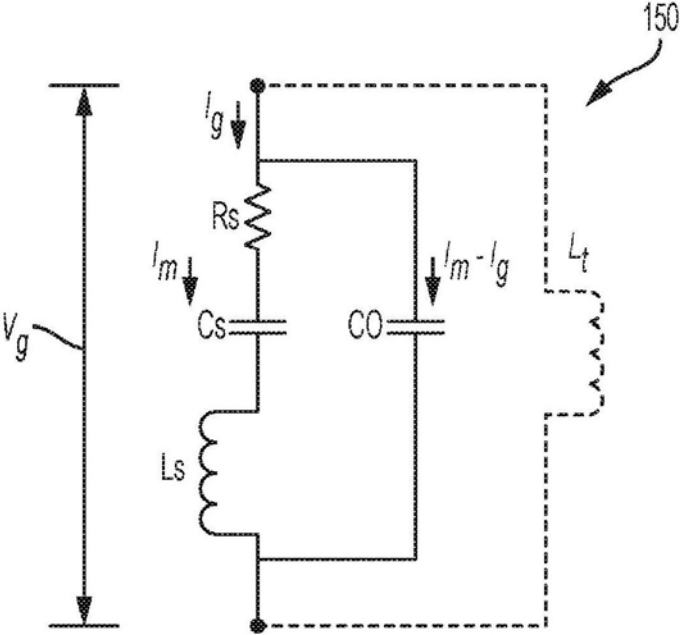


图4

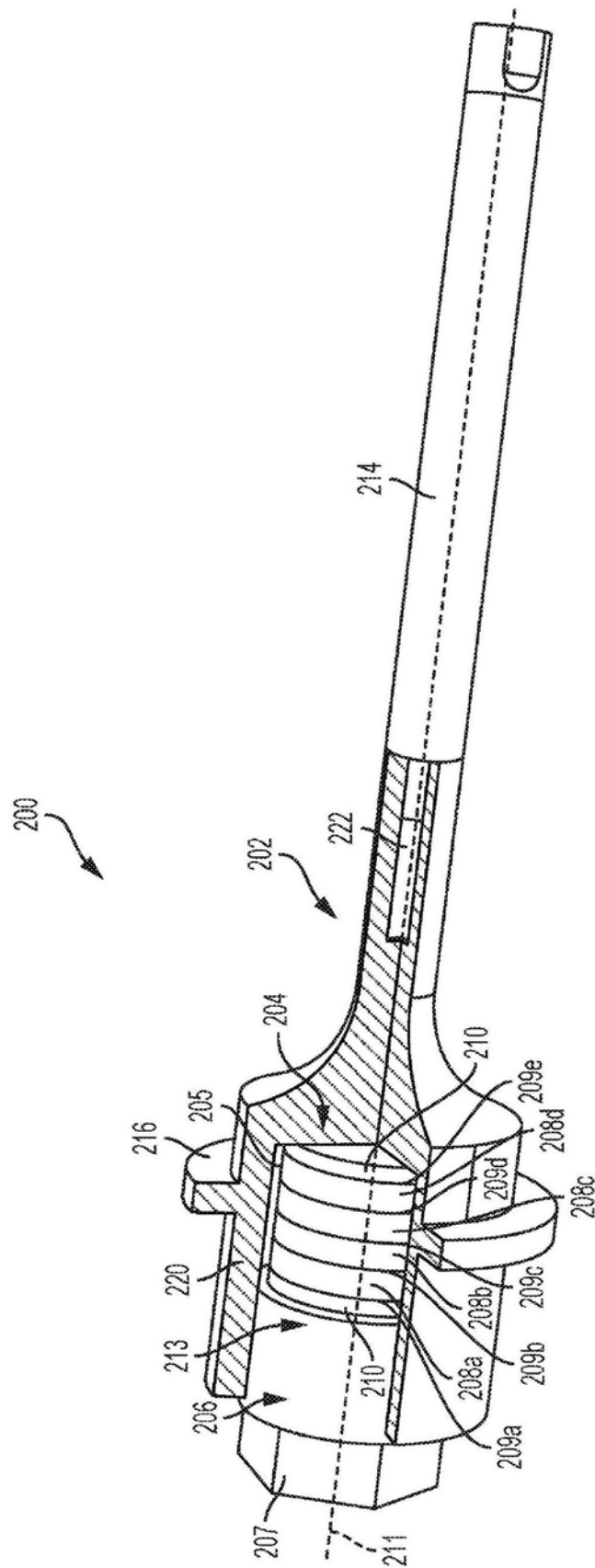


图5

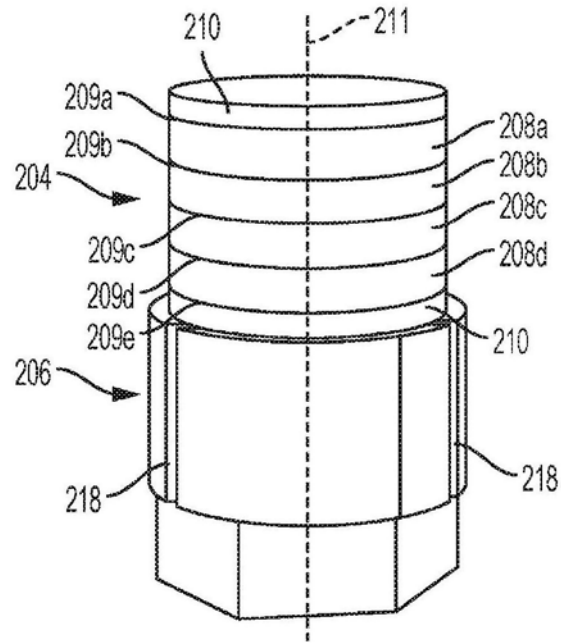


图6

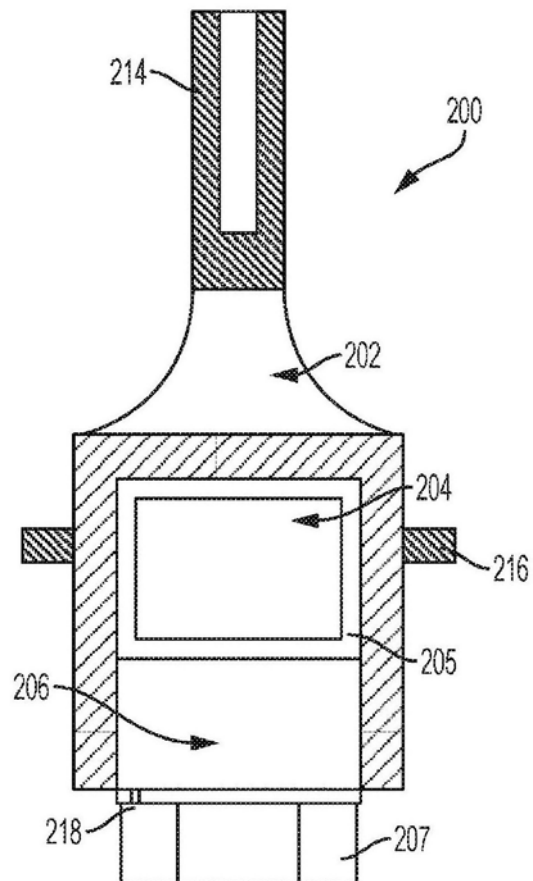


图7

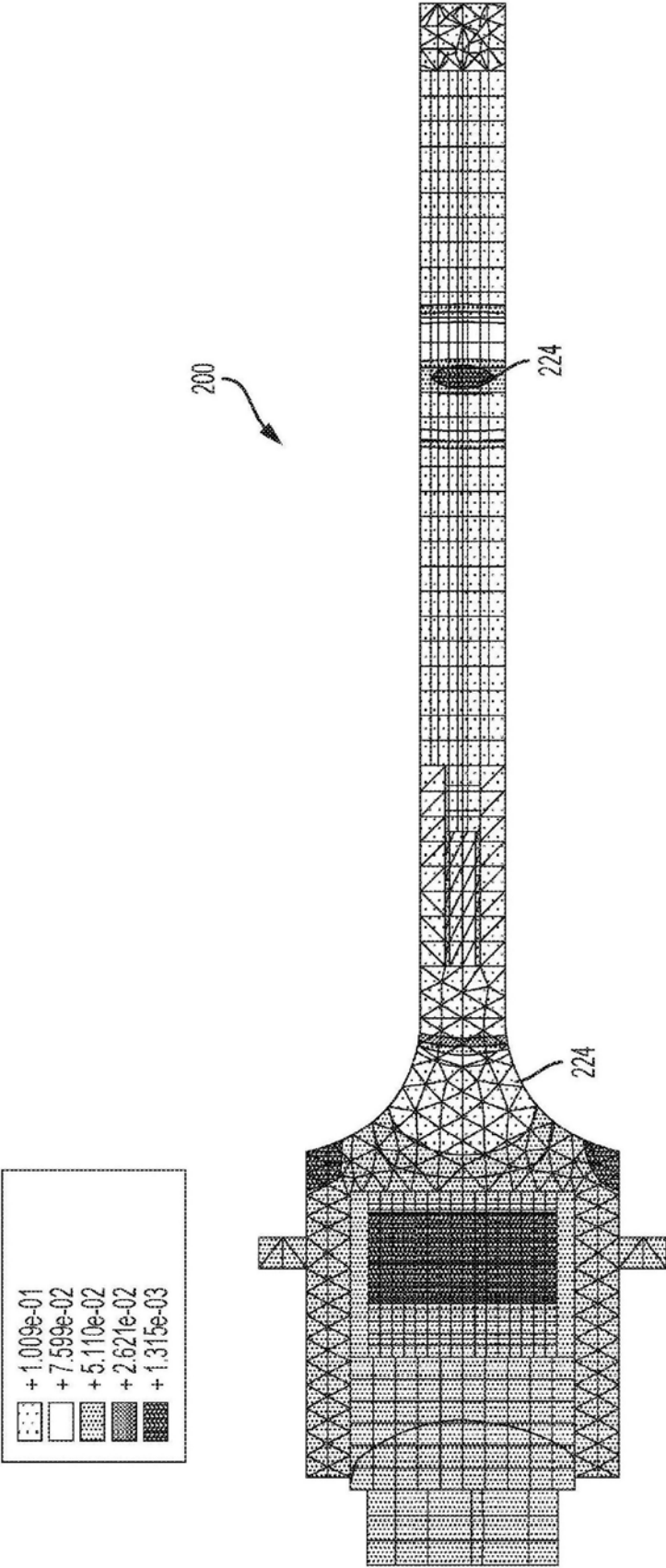


图8

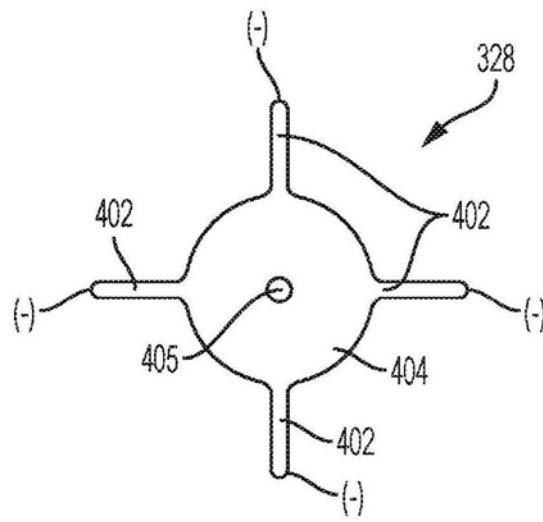


图11

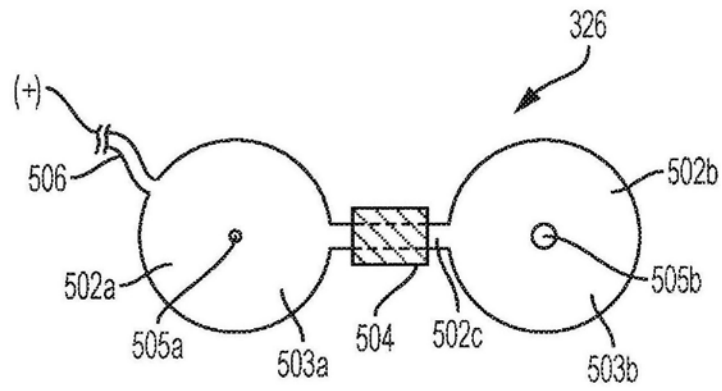


图12

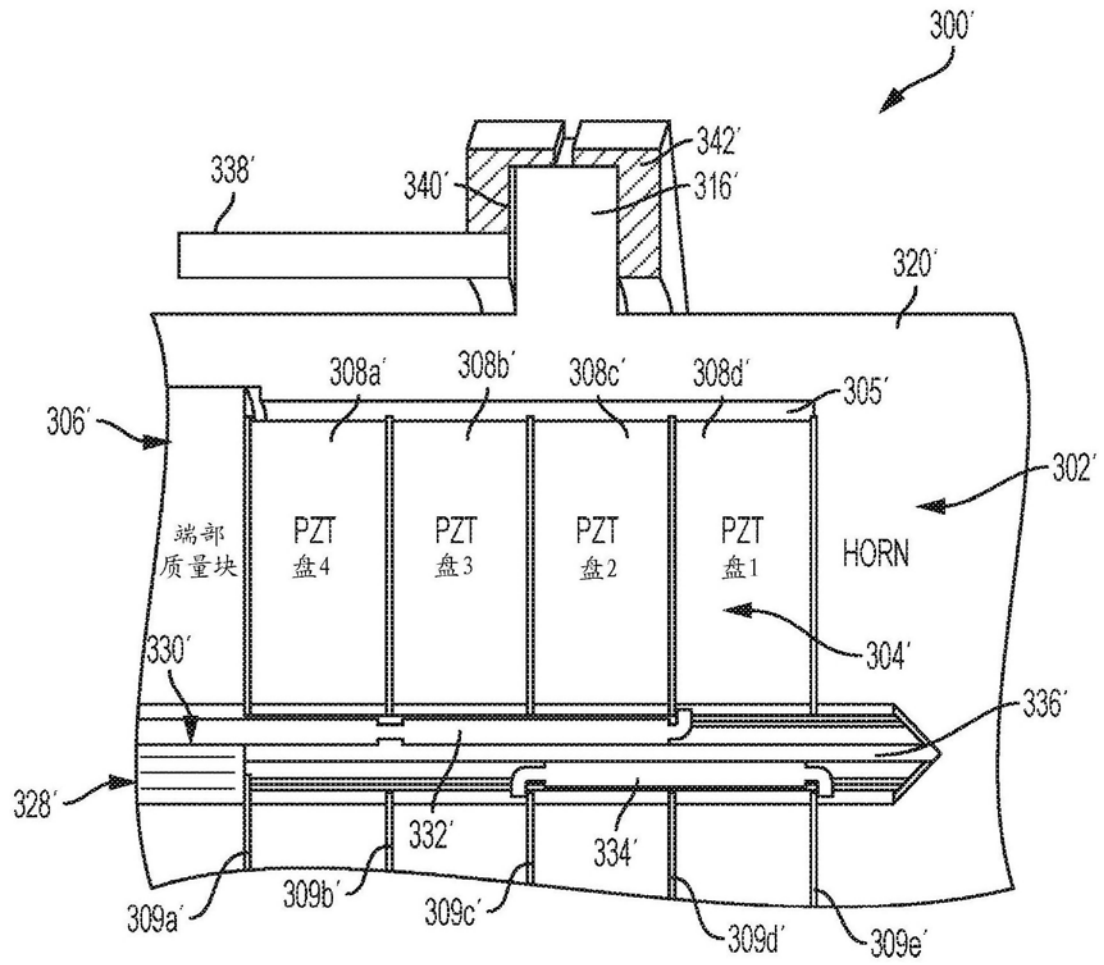


图13

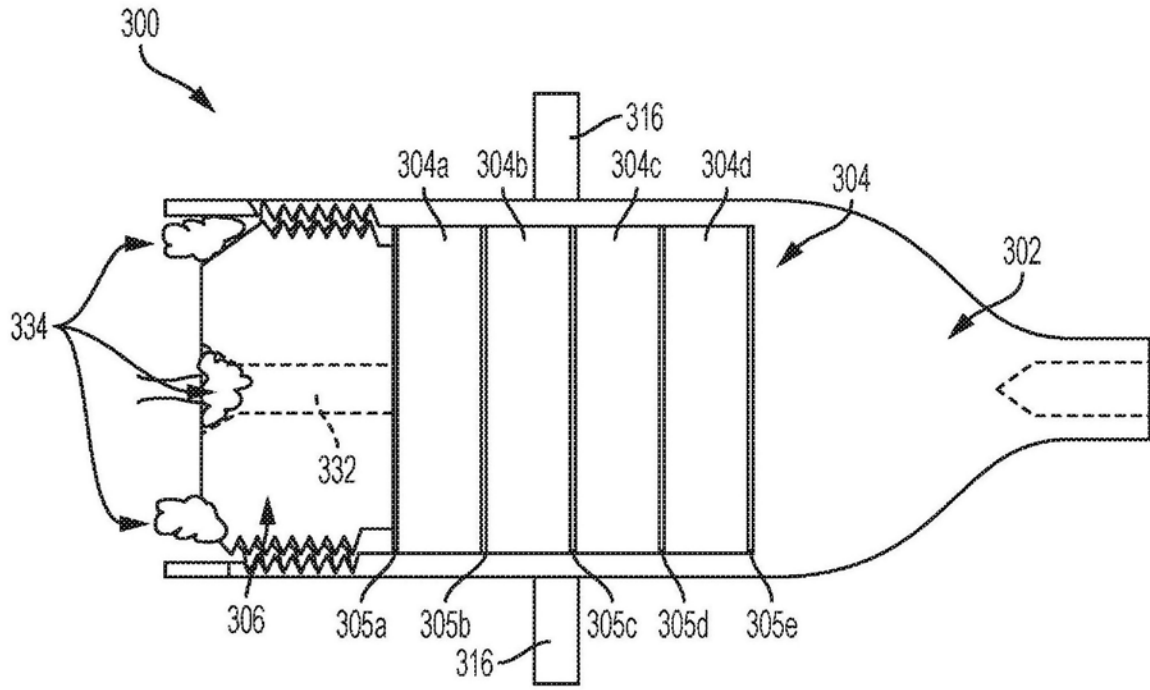


图14

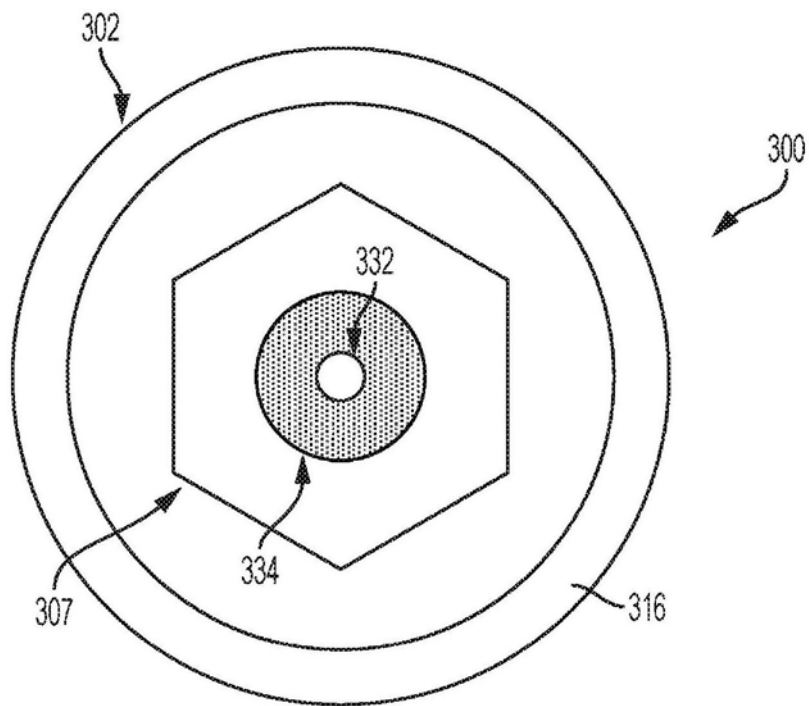


图15

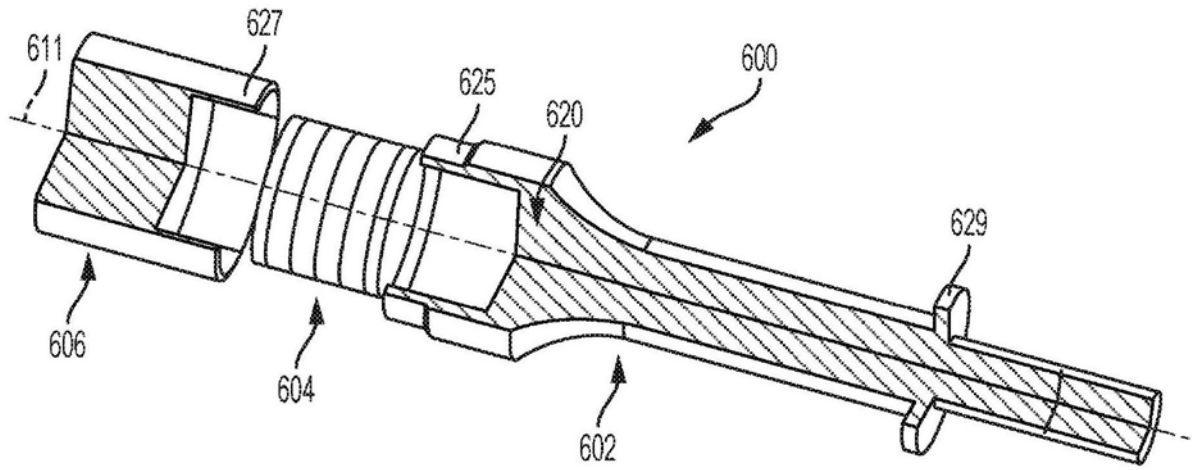


图16

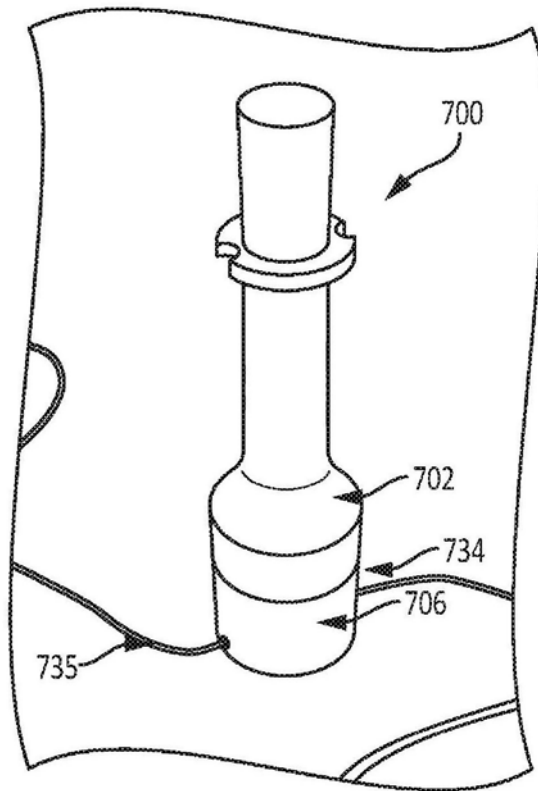


图17

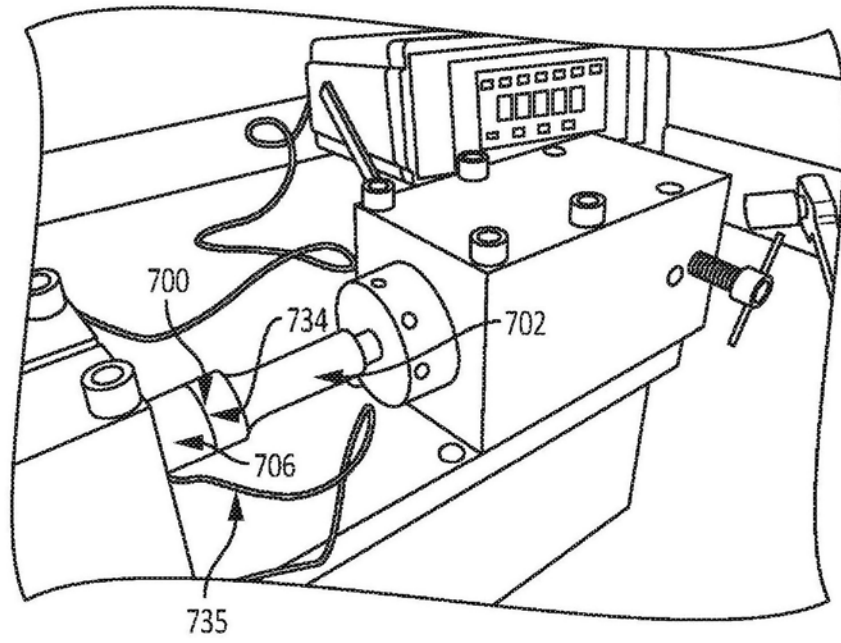


图18

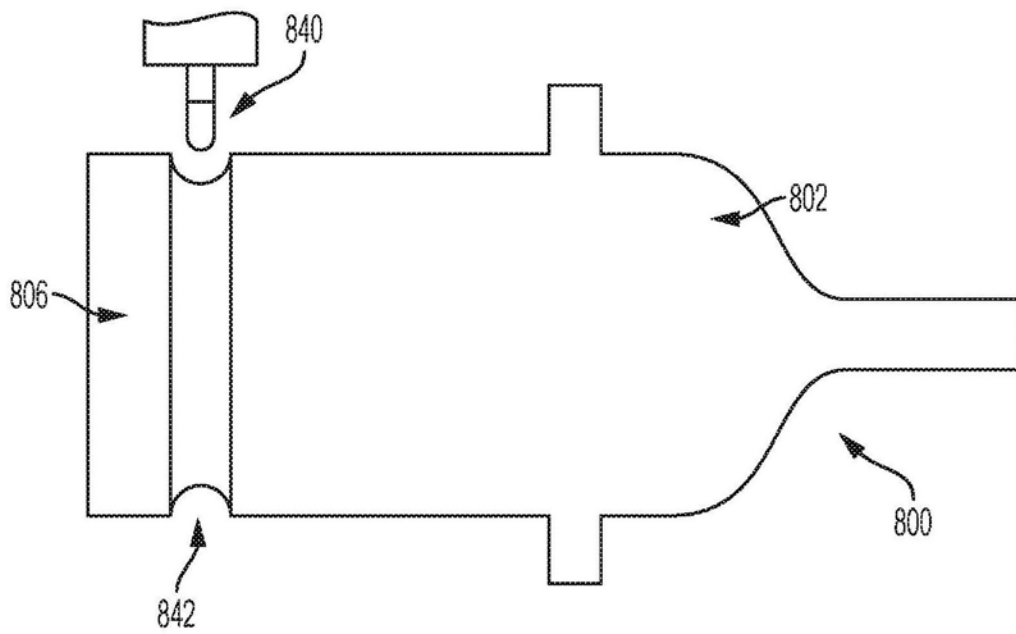


图19

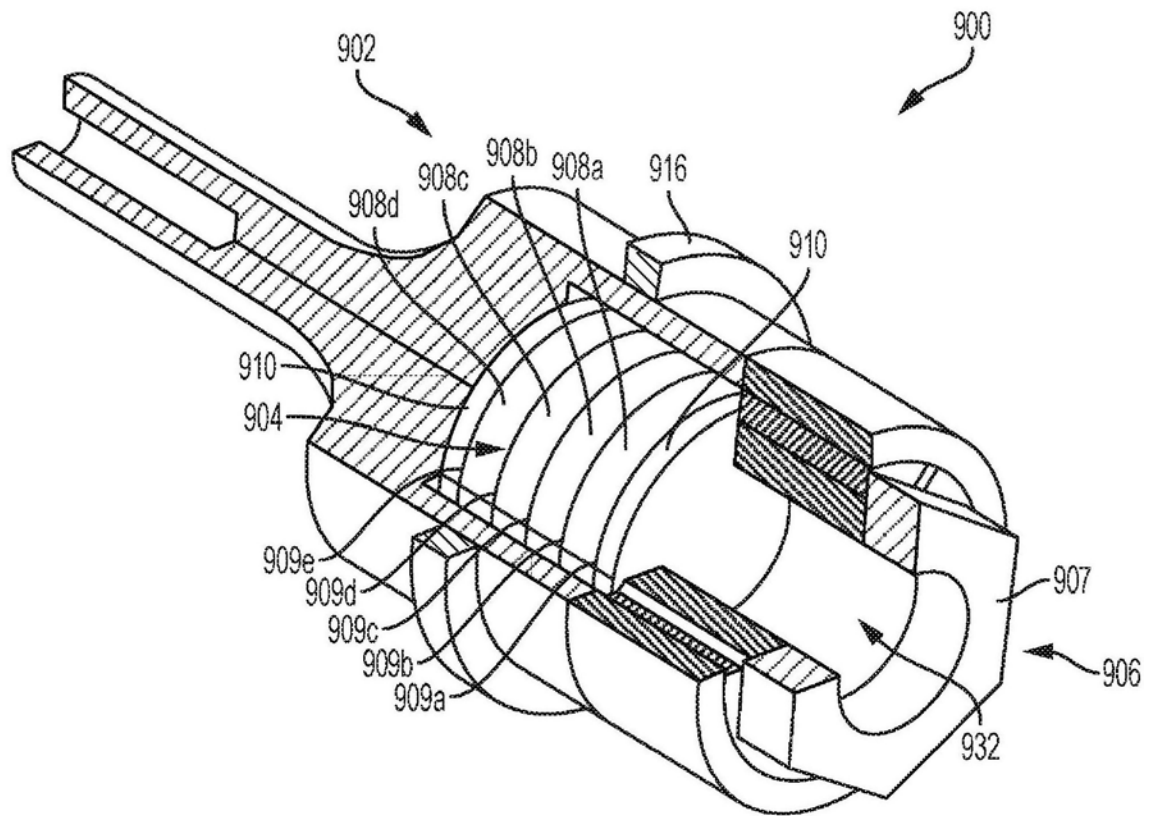


图20

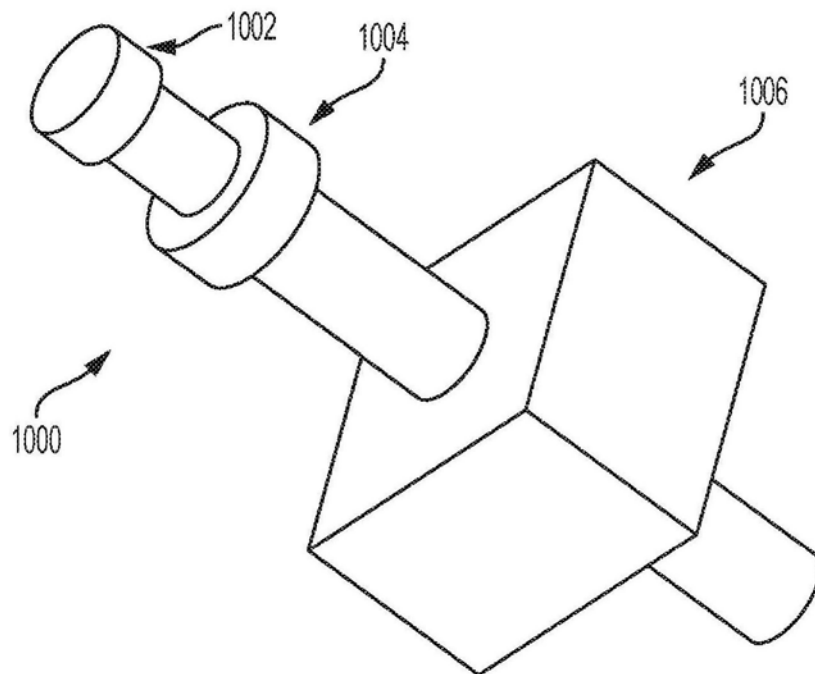


图21

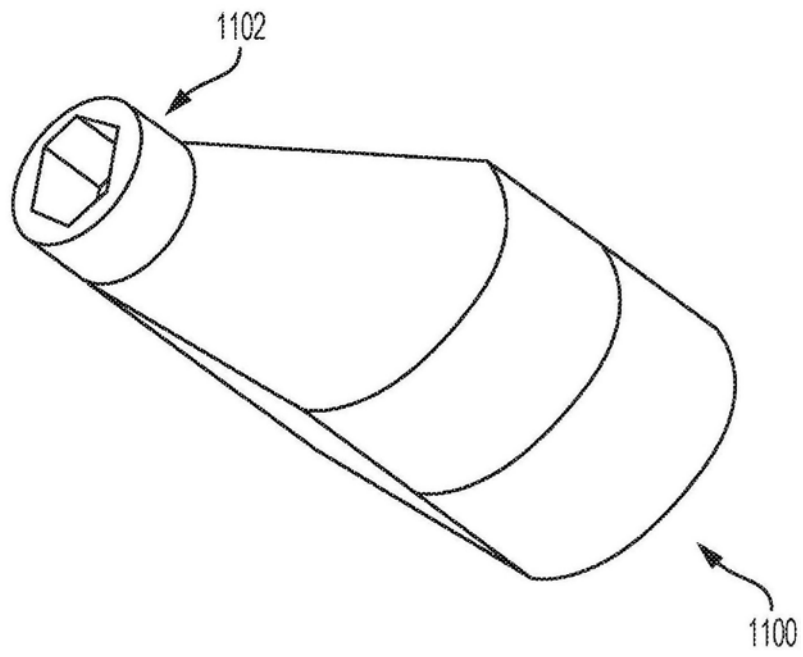


图22

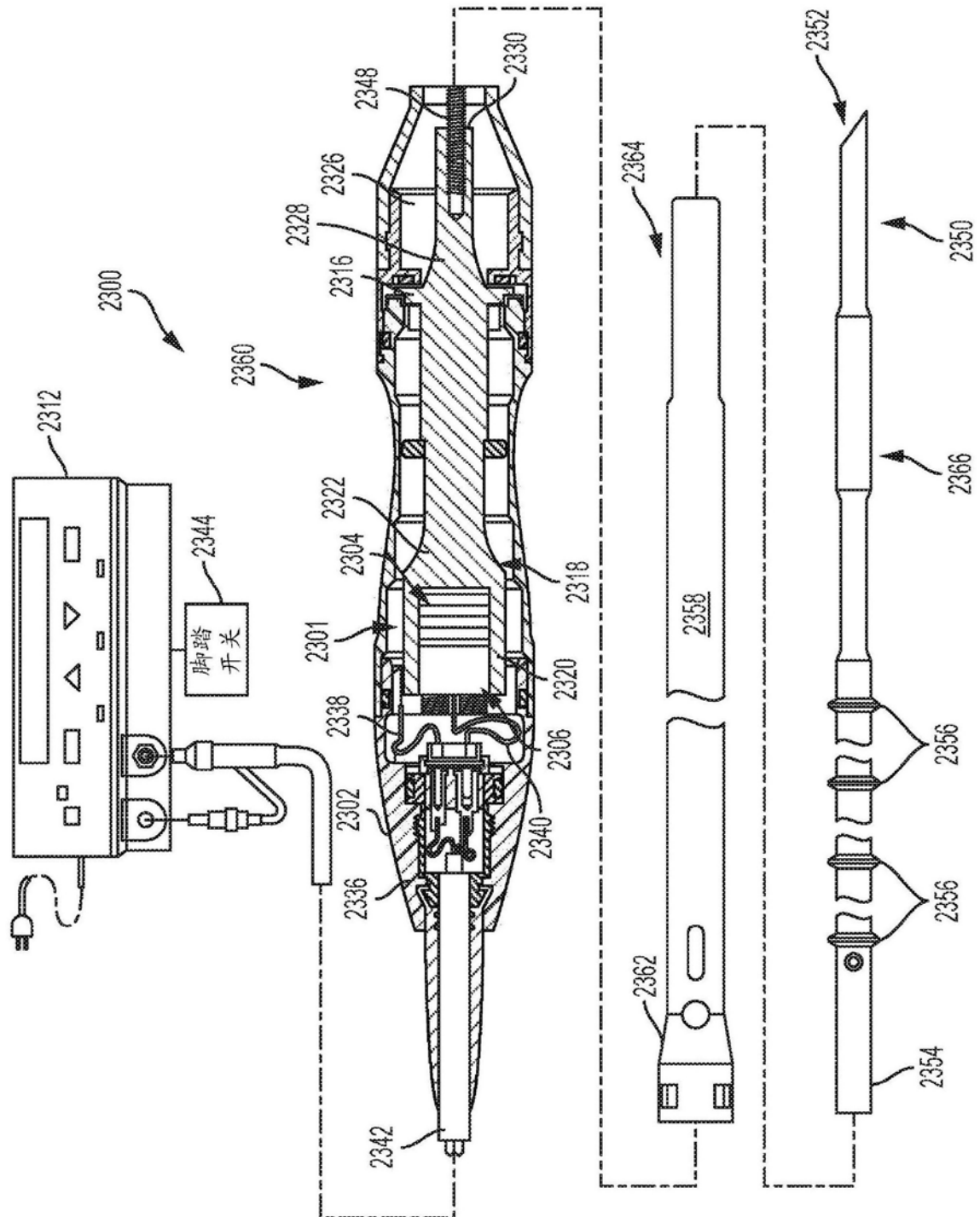


图23

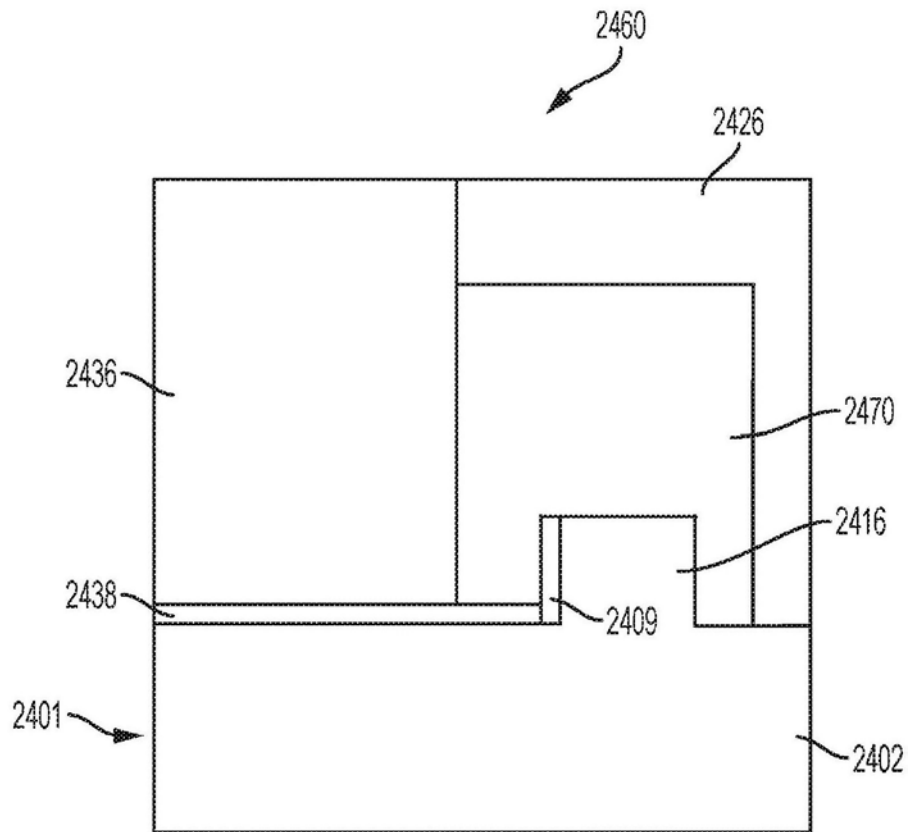


图24

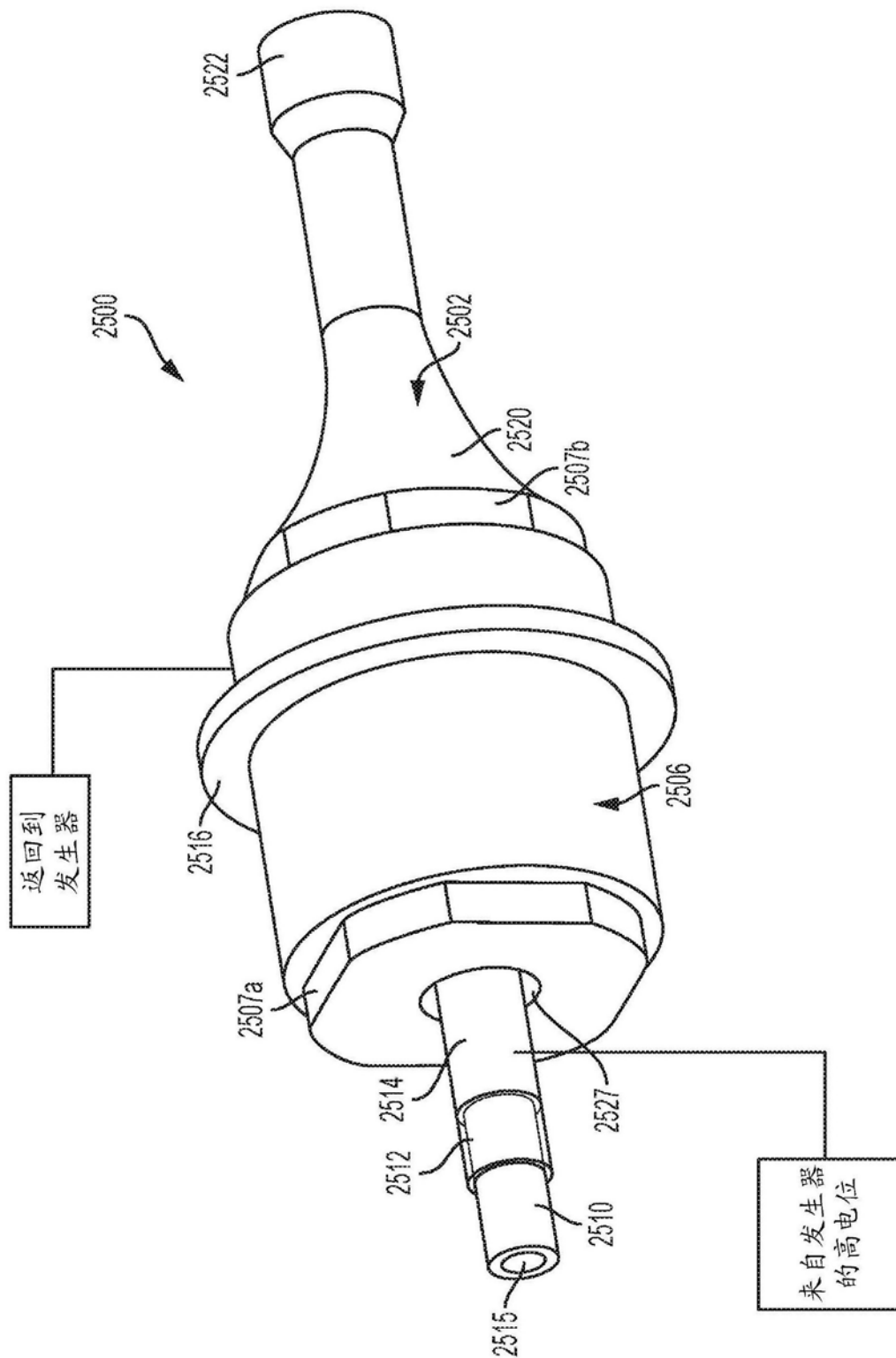


图25

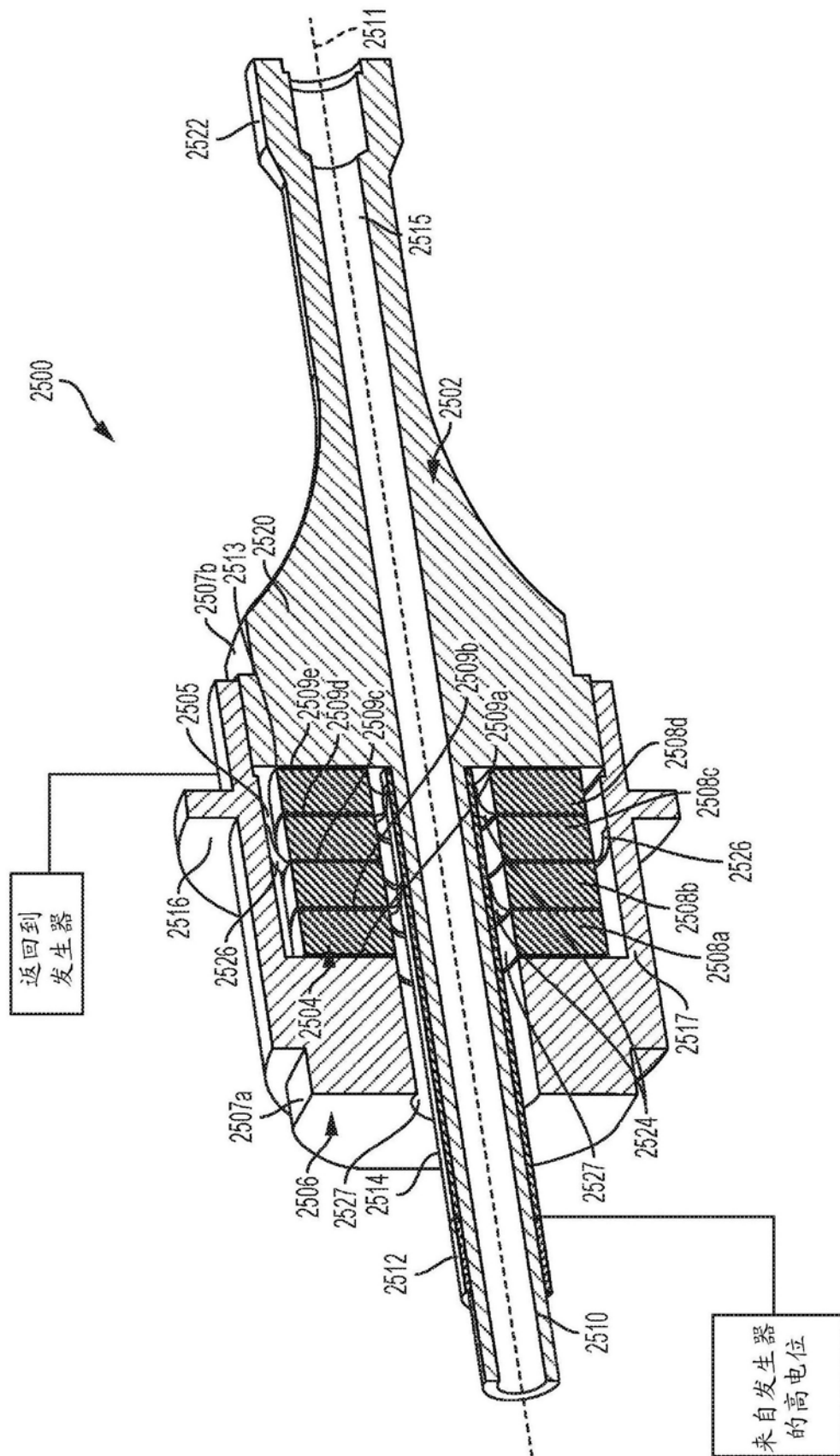


图26

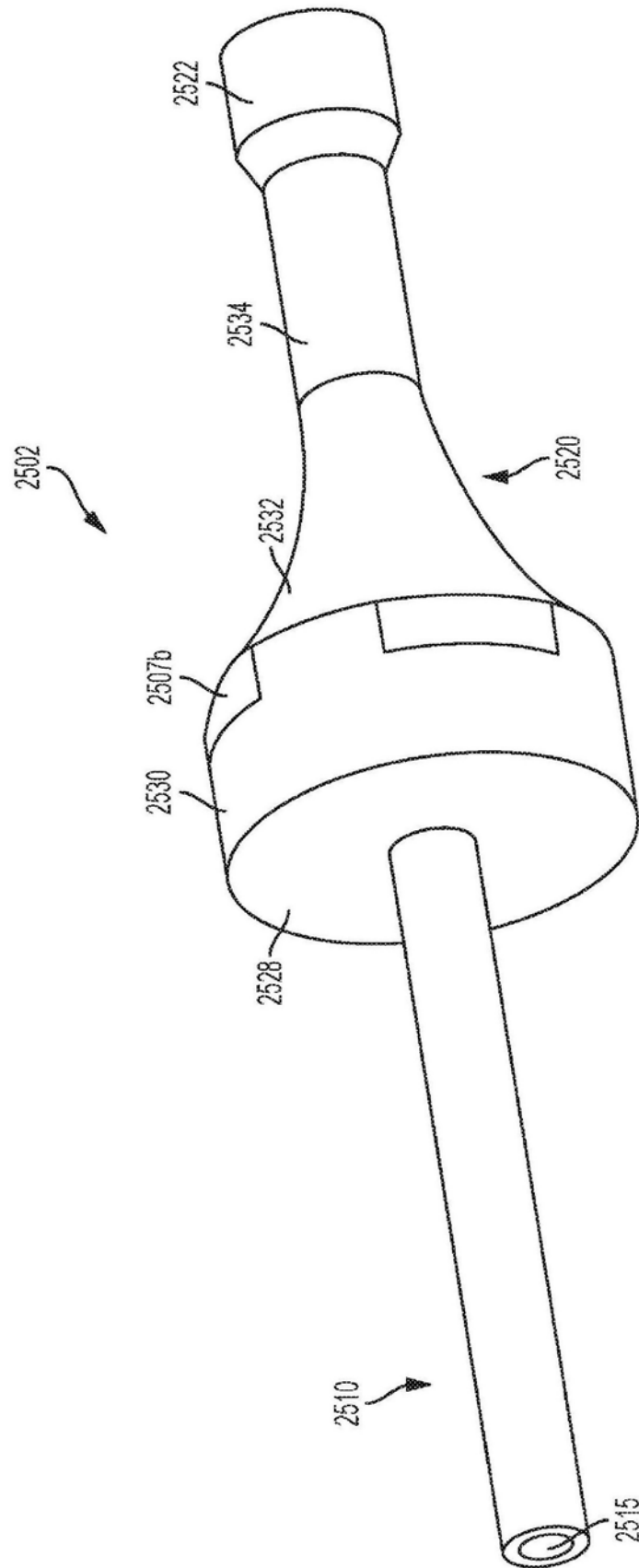


图27

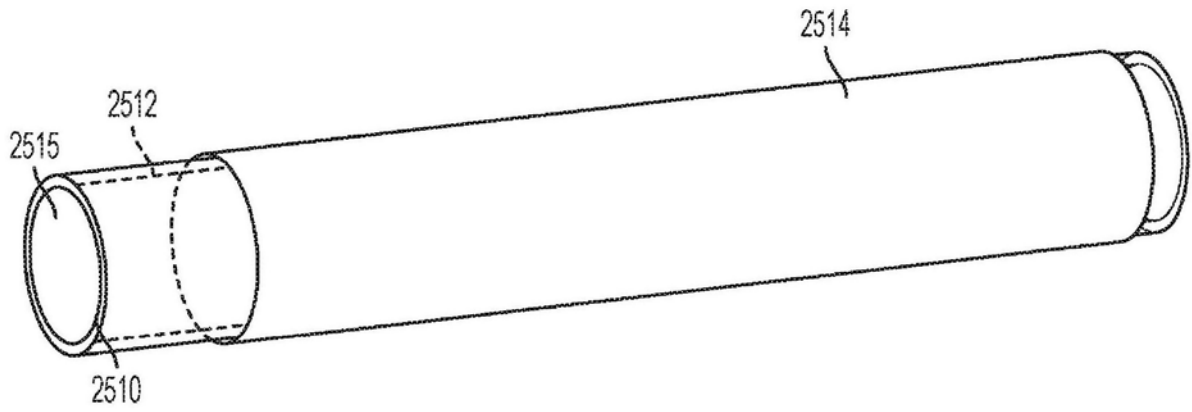


图28

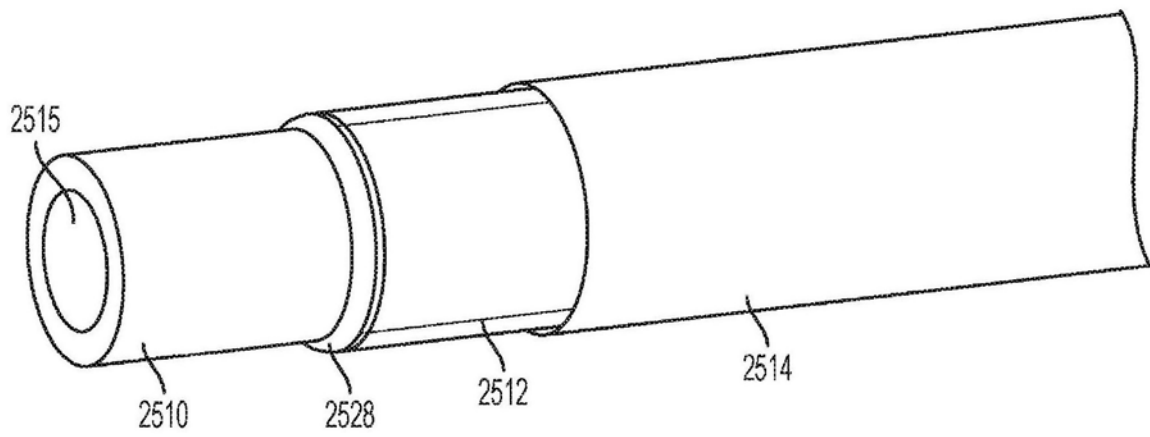


图29

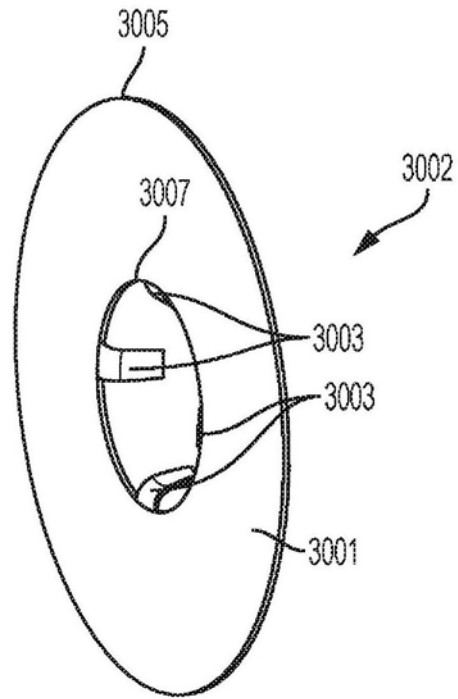


图30

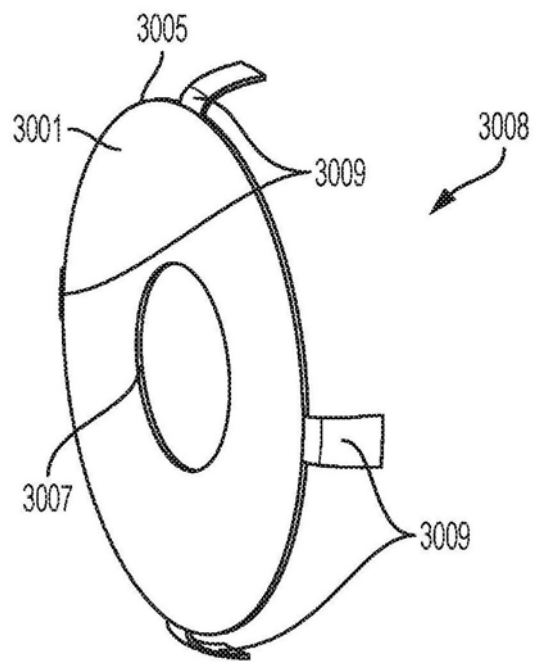


图31

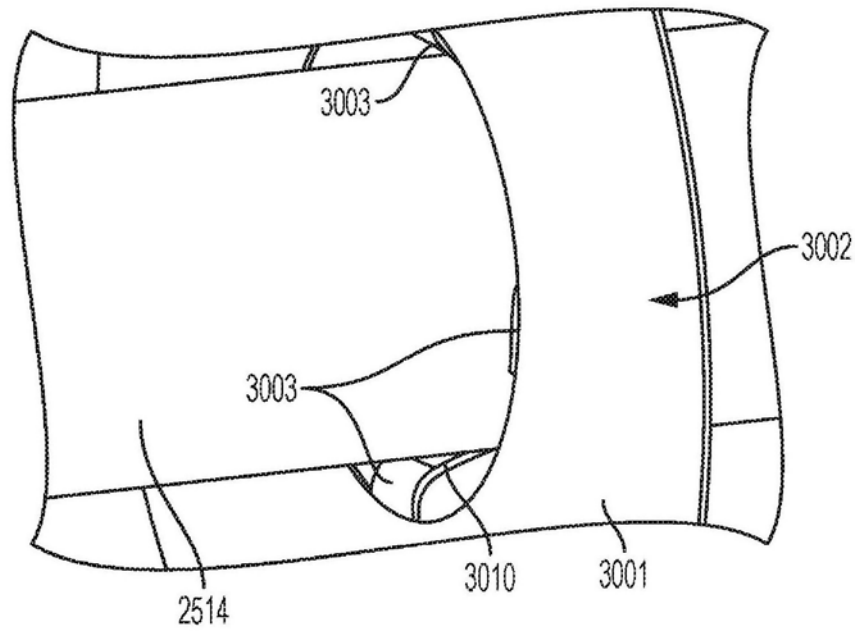


图32

专利名称(译)	具有压电中心内腔换能器的超声外科器械		
公开(公告)号	CN109561912A	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780050375.0	申请日	2017-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
[标]发明人	S莱 J S 格 SP斯莫利克 SJ贝尔克 WD丹纳赫 FB斯图伦		
发明人	S·莱 J·S·格 S·P·斯莫利克 S·J·贝尔克 W·D·丹纳赫 F·B·斯图伦		
IPC分类号	A61B17/32 B06B1/06 A61B17/22 A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/320092 A61B2017/00084 A61B2017/0011 A61B2017/00402 A61B2017/00504 A61B2017/22027 A61B2017/320071 A61B2017/320084 A61B2017/320094 B06B1/0611 B06B3/00		
代理人(译)	刘迎春		
优先权	62/361136 2016-07-12 US 62/381785 2016-08-31 US 15/626768 2017-06-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种外科器械，所述外科器械包括具有外壳(2502)的换能器组件(2500)，所述外壳具有导管部分(2510)和基座部分(2520)。流体通道(2515)被限定通过所述导管部分和基座部分(2520)，包括多个压电元件(2508A-D)和多个电极(2509A-D)的超声换能器(2504)以叠堆(2504)构造布置，其中电极位于每对压电元件之间。第一钻孔(2527)被限定穿过所述超声换能器(2504)和端部质量块(2506)，所述端部质量块具有穿过其限定的第二钻孔(2527)。所述端部质量块(2506)的表面(2330)被定位成与所述超声换能器(2504)的第一端部相邻，所述端部质量块(2506)被构造成与所述外壳(2502)接合，并且所述外壳(2502)的所述导管部分(2510)被构造穿过所述端部质量块(2506)的所述第二钻孔(2527)。所述端部质量块(2506)被构造在所述端部质量块(2506)与所述外壳(2502)接合时压缩所述超声换能器(2504)贴靠所述外壳(2502)的表面(2330)。

