



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101772327 A

(43) 申请公布日 2010.07.07

(21) 申请号 200880101530.8

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(22) 申请日 2008.07.31

11256

代理人 苏娟

(30) 优先权数据

11/888,171 2007.07.31 US

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.02.01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/071702 2008.07.31

(87) PCT申请的公布数据

W02009/018406 EN 2009.02.05

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 E·T·维纳 F·B·斯图伦

W·克赖默 M·J·斯托克斯

K·K·伊萨克斯

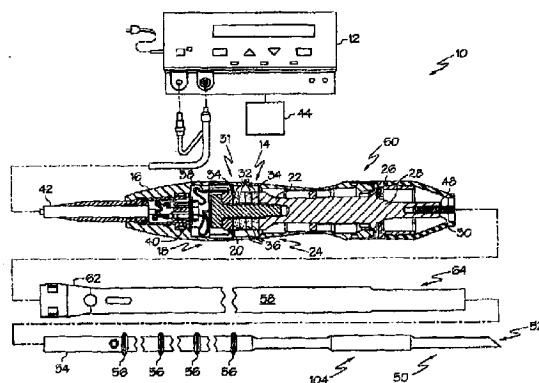
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声手术器械

(57) 摘要

本发明公开了一种外科器械。该外科器械可以包括换能器和端部执行器。换能器可以被构造为沿着纵向轴线以预定频率产生振动，并且可以包括沿着纵向轴线设置的压电叠堆。换能器另外可以包括沿着纵向轴线与压电叠堆的第一末端相邻设置的第一金属末端块和沿着纵向轴线与压电叠堆的第二末端相邻设置的第二金属末端块。换能器的长度可以大于或等于一个波长的 1/4 并且小于一个波长的 1/2。端部执行器可以连接到换能器，并且可以沿着纵向轴线延伸。换能器和端部执行器的长度可以是一个波长的 1/2 的倍数。



1. 一种外科器械,包括:

换能器,所述换能器能够沿着纵向轴线以预定频率产生振动,所述换能器包括:

压电叠堆,所述压电叠堆沿着所述纵向轴线设置;

第一金属末端块,所述第一金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第一末端相邻设置;

第二金属末端块,所述第二金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第二末端相邻设置,其中所述换能器的长度大于或等于一个波长的 $\frac{1}{4}$ 并且小于一个波长的 $\frac{1}{2}$;和

端部执行器,所述端部执行器沿着所述纵向轴线延伸并连接到所述换能器,其中所述换能器和所述端部执行器的长度为一个波长的 $\frac{1}{2}$ 的倍数。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述端部执行器包括波导。

3. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述压电叠堆包括多个压电元件。

4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述压电叠堆设置在所述换能器的节点处的周围,其中所述节点为沿着所述纵向轴线的距离所述换能器的末端约一个波长的 $\frac{1}{4}$ 的点。

5. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述外科器械的长度为约一个波长。

6. 一种用于处理外科手术用的外科器械的方法,所述方法包括:

获得权利要求1所述的外科器械;

对所述外科器械进行消毒;以及

将所述外科器械储存在消毒容器中。

7. 一种外科器械,包括:

换能器,所述换能器能够沿着纵向轴线以预定频率产生振动,所述换能器包括:

压电叠堆,所述压电叠堆沿着所述纵向轴线设置;

第一金属末端块,所述第一金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第一末端相邻设置;

第二金属末端块,所述第二金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第二末端相邻设置,其中所述换能器的振幅增益等于1;以及

端部执行器,所述端部执行器沿着所述纵向轴线延伸并连接到所述换能器。

8. 根据权利要求7所述的外科器械,其中所述端部执行器包括波导。

9. 根据权利要求7所述的外科器械,其中所述超声外科器械的所述振幅增益在约10与约50之间。

10. 一种用于处理外科手术用的外科器械的方法,所述方法包括:

获得权利要求7所述的外科器械;

对所述外科器械进行消毒;以及

将所述外科器械储存在消毒容器中。

11. 一种外科器械,包括:

换能器,所述换能器能够沿着纵向轴线以预定频率产生振动,所述换能器包括:

压电叠堆,所述压电叠堆沿着所述纵向轴线在距离所述换能器的第一末端约一个波长的 $\frac{1}{4}$ 处设置;

第一金属末端块,所述第一金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第一末端相邻设置;

第二金属末端块,所述第二金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第二末端相邻设置,其中所述换能器的长度等于约一个波长,其中所述换能器限定第一安装点和第二安装点,并且其中所述第一安装点设置在沿着所述纵向轴线的距离所述换能器的所述第一末端为一个波长的 $\frac{1}{4}$ 的位置处,以及所述第二安装点设置在沿着所述纵向轴线的距离所述换能器的第二末端为一个波长的 $\frac{1}{4}$ 的位置处;以及

外壳,所述外壳在所述第一安装点和第二安装点处连接到所述换能器。

12. 根据权利要求 11 所述的外科器械,其中所述第二金属末端块包括单位增益共振器。

13. 根据权利要求 11 所述的外科器械,其中所述第一安装点具有凸缘。

14. 根据权利要求 11 所述的外科器械,其中所述第一安装点具有凹槽。

15. 根据权利要求 11 所述的外科器械,其中所述第一安装点具有一对限定凹槽的凸缘,其中所述凹槽设置在沿着所述纵向轴线的距离所述换能器的所述第一末端为约一个波长的 $\frac{1}{4}$ 的位置处。

16. 根据权利要求 11 所述的外科器械,其中所述第一安装点的直径大于所述第二安装点的直径。

17. 一种用于处理外科手术用的外科器械的方法,所述方法包括:

获得权利要求 11 所述的外科器械;

对所述外科器械进行消毒;以及

将所述外科器械储存在消毒容器中。

18. 一种外科器械,包括:

挠性构件;

换能器,所述换能器连接到所述挠性构件的远侧部分,其中所述换能器设置为沿着纵向轴线以预定频率产生振动,所述换能器包括:

压电叠堆,所述压电叠堆沿着所述纵向轴线设置;

第一金属末端块,所述第一金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第一末端相邻设置;

第二金属末端块,所述第二金属末端块沿着所述纵向轴线与所述压电叠堆的第二末端相邻设置;以及

端部执行器,所述端部执行器设置在所述换能器远端。

19. 一种用于处理外科手术用的外科器械的方法,所述方法包括:

获得权利要求 18 所述的外科器械;

对所述外科器械进行消毒;以及

将所述外科器械储存在消毒容器中。

20. 一种外科器械,包括:

外科装置,包括:

换能器,所述换能器能够沿着纵向轴线以预定频率产生振动;和端部执行器端,所述部执行器设置在所述换能器远端;

套管,所述套管能够接纳所述外科手术装置;和

导轨,所述导轨沿着所述套管内部设置,其中所述外科装置具有用于接纳所述导轨的

特征,并且其中所述外科装置能够沿着所述导轨滑动。

21. 根据权利要求 20 所述的外科器械,还包括平行于所述第一套管的第二套管,其中所述第二套管能够接纳内窥镜。

22. 根据权利要求 20 所述的外科器械,还包括:

臂,所述臂远离所述外科器械延伸;和

夹紧垫,所述夹紧垫设置在所述臂上,其中所述臂能够相对于所述端部执行器滑动,以使所述端部执行器朝所述夹紧垫移动。

23. 根据权利要求 20 所述的外科器械,其中所述外科器械还包括缆线套环,并且其中所述缆线套环能够回缩,以使所述缆线套环朝所述端部执行器移动。

24. 一种用于处理外科手术用的外科器械的方法,所述方法包括:

获得权利要求 20 所述的外科器械;

对所述外科器械进行消毒;以及

将所述外科器械储存在消毒容器中。

25. 一种外科器械,包括:

第一操作构件;

第二操作构件,其中所述第一操作构件和第二操作构件能够围绕枢轴点朝向彼此枢转;

换能器,所述换能器沿着所述第一操作构件的纵向轴线设置,用于沿着所述纵向轴线以预定频率产生振动;

端部执行器,所述端部执行器连接到所述换能器并且沿着所述纵向轴线向远端延伸;和

夹紧垫,所述夹紧垫连接到所述第二操作构件上,其中当所述第一操作构件和所述第二操作构件围绕所述枢轴点朝向彼此枢转时,所述夹紧垫朝所述端部执行器移动。

26. 根据权利要求 25 所述的外科器械,还包括在远离所述枢轴点的点处连接到所述第一操作构件的第一指环。

27. 根据权利要求 26 所述的外科器械,其中所述第一指环能够围绕垂直于所述纵向轴线的轴线旋转。

28. 根据权利要求 25 所述的外科器械,还包括支撑构件,所述支撑构件设置在枢轴点处并能够在所述第一操作构件和所述第二操作构件上施加扭矩,其中所述扭矩趋向于使所述第一操作构件和所述第二操作构件远离彼此地枢转。

29. 根据权利要求 25 所述的外科器械,其中所述第一操作构件从所述枢轴点向近端延伸并且具有设置在所述枢轴点近端的指环。

30. 根据权利要求 29 所述的外科器械,其中所述第一操作构件在位于所述枢轴点近端的点处与所述纵向轴线成一角度。

31. 一种用于处理外科手术用的外科器械的方法,所述方法包括:

获得权利要求 25 所述的外科器械;

对所述外科器械进行消毒;以及

将所述外科器械储存在消毒容器中。

超声手术器械

背景技术

[0001] 包括空芯器械和实芯器械在内的超声器械用于安全有效地治疗许多病症。超声器械尤其是实心超声器械具有优势,因为它们可以利用以超声频率传输到外科手术端部执行器的机械振动形式的能量来切割和 / 或凝固组织。当以合适的能量级并使用合适的端部执行器将超声振动传输到有机组织时,超声振动可以用于切割、解剖、凝固组织或者将肌组织从骨上分离。超声器械可以用于开放式手术或微创手术,例如内窥镜或腹腔镜手术,其中端部执行器穿过套针到达外科手术部位。

[0002] 超声频率激活或激发此类器械的单元件或多元件端部执行器(例如切割刀片、球形凝固器)产生纵向、横向或扭转振动,这些振动在相邻组织产生局部热量,既可用于切割也可用于凝固。由于超声器械的特性,可设计特殊的超声致动端部执行器来完成多种功能,其中包括例如切割和凝固。

[0003] 通过例如电激励换能器,可以在外科手术端部执行器内引发超声振动。换能器可由器械手把内的一个或多个压电元件或磁致伸缩元件构成。转换器部分产生的振动经由从转换器部分延伸至外科手术端部执行器的超声波导传输至外科手术端部执行器。可以将波导和端部执行器设计成以与换能器相同的频率进行共振。因此,当把端部执行器连接到换能器时,整个系统的频率将与换能器自身的频率相同。

[0004] 转导子和端部执行器可设计成在两个不同的频率共振,当接合或连接到一起时,可以第三个频率共振。端部执行器在顶端处的纵向超声振动的零至峰振幅 d 表现为共振频率的简单正弦曲线,用以下公式表示:

$$[0005] \quad d = A \sin(\omega t)$$

[0006] 其中:

[0007] ω = 角频率,它等于循环频率 f 的 2π 倍;并且

[0008] A = 零至峰振幅。

[0009] 纵向偏移被定义为峰至峰 (p-t-p) 振幅,它刚好是正弦波振幅的两倍或 $2A$ 。

[0010] 超声外科器械可分为两类:单元件端部执行器器械和多元件端部执行器器械。单元件端部执行器包括诸如解剖刀(例如刀片、利钩刀片、解剖钩刀片、弯刀片)和球形凝固器等器械。当组织较软或支撑结构松散时,单元件端部执行器器械在施加刀片至组织的压力方面能力有限。要有效地将超声能量作用到组织上,必须提供较大压力。无法抓住组织会进一步导致施加超声能量时无法完全接合组织表面,从而造成止血和组织连接效果不理想。在这些情况下,可使用多元件端部执行器。诸如夹紧凝固器的多元件端部执行器器械包括将组织紧压在超声刀片上的机构,该机构可以弥补这些缺陷。

[0011] 现有超声器械的一个缺点是其尺寸。现有超声器械尺寸大而笨重,这使得临床医生难以在需要精细动作的外科手术环境中操纵器械,并且还会阻碍临床医生的视线。这样可能会限制超声器械在小外科手术部位的可用性。而且,由于现有换能器体积较大,许多现有超声器械都将换能器放在最靠近端部执行器的位置处,因此需要延长的并且通常是相对不可挠曲的波导。因此,难以或不可能使端部执行器与刀片接合。这就限制了现有超声器

械在内窥镜和腹腔镜外科手术中的可用性。

发明内容

[0012] 在一个一般方面,多个实施例涉及外科器械。外科器械可以包括换能器和端部执行器。换能器可以被构造为提供沿着纵向轴线的预定频率振动,并且可以包括沿着纵向轴线设置的压电叠堆。换能器还可以包括沿着纵向轴线设置的、与压电叠堆的第一末端相邻的第一金属末端块和沿着纵向轴线设置的、与压电叠堆的第二末端相邻的第二金属末端块。换能器的长度可以大于或等于一个波长的 $1/4$ 并且小于一个波长的 $1/2$ 。端部执行器可以连接到换能器,并且可以沿着纵向轴线延伸。换能器和端部执行器的长度可以为多个一个波长的 $1/2$ 。

[0013] 在另一个一般方面,多个实施例涉及另一个具有换能器和端部执行器的外科器械。换能器可以被构造为提供沿着纵向轴线的预定频率振动。换能器可以包括沿着纵向轴线设置的压电叠堆,沿着纵向轴线设置的、与压电叠堆的第一末端相邻的第一金属末端块,以及沿着纵向轴线设置的、与压电叠堆的第二末端相邻的第二金属末端块。端部执行器可以沿着纵向轴线延伸并且可以连接到换能器。根据多个实施例,换能器的振幅增益可以等于 1。

[0014] 在另一个一般方面,多个实施例涉及外科器械。外科器械可以包括被构造为提供沿着纵向轴线以预定频率振动的换能器和连接到换能器的外壳。换能器可以包括压电叠堆、第一金属末端块和第二金属末端块。压电叠堆可以沿着纵向轴线设置,距离换能器的第一末端约一个波长的 $1/4$ 。第一和第二金属末端块可以沿着纵向轴线设置,分别与各自对应的压电叠堆的第一和第二末端相邻。根据多个实施例,换能器的长度等于约 1 个波长。此外,换能器可以限定第一安装点和第二安装点,其中第一安装点沿着纵向轴线设置,距离换能器的第一末端为一个波长的 $1/4$,第二安装点沿着纵向轴线设置,距离换能器的第二末端一个波长的 $1/4$ 。可以在第一安装点和第二安装点处将外壳连接到换能器。

[0015] 在另一个一般方面,多个实施例涉及具有挠性构件、换能器和设置在换能器远端的端部执行器的外科器械。换能器可以连接到挠性构件的远侧部分,并且可以设置为提供沿着纵向轴线的预定频率振动。换能器可以包括沿着纵向轴线设置的压电叠堆、第一金属末端块和第二金属末端块。第一和第二金属末端块可以沿着纵向轴线设置,分别与各自对应的压电叠堆的第一和第二末端相邻。

[0016] 在另一个一般方面,多个实施例涉及具有外科手术装置、被构造为接纳外科手术装置的套管和沿着套管内部设置的导轨的外科器械。外科手术装置可以具有接纳导轨的特征,并且可以沿着导轨滑动。此外,外科手术装置可以包括提供沿着纵向轴线以预定频率振动的换能器和设置在换能器远端的端部执行器。

[0017] 在又一个一般方面,多个实施例涉及具有第一操作构件和第二操作构件的外科器械。第一操作构件和第二操作构件可以围绕枢轴点朝向彼此枢转。外科器械还可以包括沿着第一操作构件的纵向轴线设置的换能器,以提供沿着纵向轴线的预定频率振动。此外,外科器械可以包括连接到换能器并且沿着纵向轴线向远端延伸的端部执行器。夹紧垫可以连接到第二操作构件上,当第一操作构件和第二操作构件围绕枢轴点朝向彼此枢转时,夹紧垫可以朝端部执行器移动。

附图说明

[0018] 多个实施例的新型特征在所附权利要求书中详细示出。然而,通过参考结合以下附图给出的下列具体实施方式,无论是在手术的组织和方法方面,还是在手术的进一步目标和优点方面,都可以最好地了解多个实施例。

[0019] 图 1 示出了超声系统的一个实施例。

[0020] 图 2 示出了用于超声器械的连接件 / 接头的一个实施例。

[0021] 图 3 示出了可以用于图 1 所示超声系统的外科器械的一个实施例的分解透视图。

[0022] 图 4 示出了示出驻波整个波长位移图的一个实施例。

[0023] 图 5 示出了全波长超声换能器的一个实施例,该换能器具有两个包括凸缘的安装点。

[0024] 图 6 示出了全波长超声换能器的一个实施例,该换能器具有两个限定凹槽的安装点。

[0025] 图 7-8 示出了全波长超声换能器的一个实施例,该换能器具有一个包括凸缘的安装点和一个限定凹槽的安装点。

[0026] 图 9 示出了全波长超声换能器的一个实施例,该换能器具有两个安装点,每个安装点都包括一对凸缘。

[0027] 图 10 示出了包括外壳、换能器和端部执行器的超声装置的一部分的一个实施例。

[0028] 图 11 示出了包括超声换能器和端部执行器的超声装置的一部分的一个实施例。

[0029] 图 12 示出了四分之一波长超声换能器的一个实施例。

[0030] 图 12A 示出了图 12 所示四分之一波长超声换能器的一个实施例的剖视图。

[0031] 图 13 示出了超声换能器的一个实施例。

[0032] 图 14 示出了具有第一和第二压电叠堆的超声换能器的一个实施例。

[0033] 图 15 示出了超声器械的一个实施例。

[0034] 图 16 示出了具有指环的超声器械的一个实施例。

[0035] 图 17 示出了图 16 所示超声器械的一个实施例。

[0036] 图 18 示出了超声器械的一个实施例。

[0037] 图 19 示出了图 18 所示超声器械的一个实施例。

[0038] 图 20 示出了设置在挠性构件远端的超声端部执行器和换能器组件的一个实施例。

[0039] 图 21 示出了用于内窥镜或腹腔镜环境的外科器械的一个实施例。

[0040] 图 22 示出了图 21 所示外科器械的一个实施例。

[0041] 图 23 示出了图 21 所示外科器械的一个实施例。

[0042] 图 24 示出了图 21 所示包括柔韧套索的外科器械的一个实施例。

[0043] 图 25 示出了图 24 所示外科器械的一个实施例。

[0044] 图 26 示出了图 24 所示外科器械的一个实施例。

具体实施方式

[0045] 在详细阐述多个实施例之前,应该指出的是,实施例的应用或使用并不局限于附

图和具体实施方式中详细示出的部件的构造和布置。示例性实施例可以单独实施,也可以与其他实施例、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施或执行。例如,下文公开的外科器械和刀片构型仅是示例性的,并不旨在限制其范围或应用。此外,除非另外指明,本文所用的术语和表达是为了方便向读者描述示例性实施例的目的而选择的,并不是为了限制其范围。

[0046] 超声外科器械和刀片的例子公布于美国专利 No. 5,322,055、5,954,736、6,309,400B2、6,278,218B1、6,283,981B1 和 6,325,811B1,其全文以引用方式并入本文中。这些参考文献公开了刀片被纵向激励的超声手术器械设计和刀片设计。结果为器械内产生纵向驻波。因此,器械具有纵向运动等于零的节点,以及纵向运动处于其最大值的波腹。器械的组织操纵装置通常位于波腹以使其纵向运动最大化。

[0047] 现在将描述多个实施例来提供对本文公开的所述装置和方法的结构、功能、制造和使用原理的综合理解。这些实施例中的一个或多个实例在附图中示出。本领域的普通技术人员将会理解,本文特别描述和在附图中示出的器械和方法为非限制性的示例性实施例,并且多个实施例的范围仅由权利要求书限定。结合一个示例性实施例示出或描述的特征可以与其他实施例的特征组合。这种修改形式和变化形式旨在包括在权利要求书的范围之内。

[0048] 图 1 示出了超声系统 10 的一个实施例。超声系统 10 可以包括连接到超声换能器 14 的超声信号发生器 12、包括手控壳体 16 的手控组件 60 以及超声致动的单元件端部执行器或超声致动的刀片 50。超声换能器 14 又称为“Langevin 叠堆”,通常包括换能部分 18、第一共振器部分或钟形后部 20、第二共振器部分或钟形前部 22,以及辅助元件。这些部分的总体构造是共振器。超声换能器 14 的长度优选地为二分之一系统波长的倍数 ($n\lambda/2$, 其中“n”为任意正整数,例如 $n = 1, 2, 3, \dots$),下文将详细描述。声波组件 24 包括超声换能器 14、前端锥体 26、速度变换器 28 和表面 30。

[0049] 应当理解,本文使用的术语“近端”和“远端”是以临床医师手持手控组件 60 为参照的。因此相对于更近端的手控组件 60 而言,端部执行器 50 是远端。还应当理解,为了简洁明了,本文使用的诸如“顶部”和“底部”等空间术语也是相对于临床医师手持手控组件 60 而言。然而,手术器械的使用方向和位置多种多样,这些术语非旨在限制和绝对化。

[0050] 钟形后部 20 的远端连接到换能部分 18 的近端,钟形前部 22 的近端连接到换能部分 18 的远端。钟形前部 22 和钟形后部 20 的长度由换能部分 18 的厚度、钟形后部 20 和钟形前部 22 所用材料的密度和弹性模量以及超声换能器 14 的共振频率等多个变量决定。钟形前部 22 可以与速度变换器 28 一样,从其近端到其远端向内成锥形以放大超声振幅,也可以没有放大作用。合适的振动频率范围可以为约 20Hz 至 120kHz,特别合适的振动频率范围可以为约 30Hz 至 100kHz,工作振动频率的一个实例可以为(例如)约 55.5kHz。

[0051] 压电叠堆 31 可以包括一个或多个压电元件 32,其可以由任何合适的材料制成,例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅、钛酸钡或其他压电陶瓷材料。正电极 34、负电极 36 和压电元件 32 中的每一个均可以具有穿过中心的孔。正电极 34 和负电极 36 分别与导线 38 和 40 电连接。导线 38 和 40 封闭在缆线 42 中,与超声系统 10 的超声信号发生器 12 电连接。

[0052] 声波组件 24 的超声换能器 14 将来自超声信号发生器 12 的电信号转化为机械能,该机械能主要致使超声换能器 14 和端部执行器 50 出现以超声频率纵向振动运动的声学驻

波。在另一个实施例中,超声换能器的振动运动可以在不同的方向进行。例如,振动运动可以包含超声系统 10 顶端更复杂运动的局部纵向分量。由 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 生产的 GEN01 型发生器是合适的发生器。当声波组件 24 通电时,声波组件 24 会产生振动运动驻波。可以将超声系统 10 设计为在共振下运行,使得产生预定振幅的声学驻波样式。沿着声波组件 24 的任何点处的振动运动振幅可以取决于沿着声波组件 24 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)。波腹与距其最近的节点之间的距离为四分之一波长($\lambda/4$)。

[0053] 导线 38 和 40 将来自超声信号发生器 12 的电信号传输至正电极 34 和负电极 36。超声信号发生器 12 在对开关 44 做出响应后将提供电信号使压电元件 32 通电,从而在声学组件 24 中产生声学驻波。开关 44 可以被构造为用临床医生的脚激活。电信号会使压电元件 32 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 32 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。反复小位移会使压电元件 32 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。超声能量通过声学组件 24 经由传输元件或超声传输波导 104 传输至端部执行器 50。根据多个实施例,波导 104、端部执行器 50 和刀片 52 通常可以统称为端部执行器。

[0054] 为了使声波组件 24 传输能量至端部执行器 50,声波组件 24 的所有元件必须与端部执行器 50 声波连接。超声换能器 14 的远端可以使用诸如双头螺栓 48 等螺纹连接与超声传输波导 104 的近端在表面 30 处声波连接。

[0055] 优选地对声波组件 24 的元件进行声波调谐,使得任何组件的长度均为二分之一波长的倍数($n\lambda/2$),其中波长 λ 是预选的或形成声波组件 24 的纵向振动驱动频率 f_d 的波长,并且其中 n 为正整数。还构思声波组件 24 可以结合声波元件的任何合适布置。

[0056] 超声端部执行器 50 的长度可以大致等于二分之一波长($\lambda/2$)的倍数。超声端部执行器 50 的远端或刀片 52 可以设置在波腹附近,以便提供最大的远端纵向偏移。当换能器组件通电时,超声端部执行器 50 的远端 52 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。

[0057] 超声端部执行器 50 可以连接到超声传输波导 104。如图所示的超声端部执行器 50 和超声传输波导 104 由适合超声能量传输的材料以一体式形式制成,合适的材料为例如 Ti6Al4V(含铝和钒的钛合金)、铝、不锈钢或其他合适的材料。另外,超声端部执行器 50 可以与超声传输波导 104 分开,也可以通过例如双头螺栓、焊接、粘合剂、快速连接或其他合适的已知方法连接在一起。超声传输波导 104 的长度可以为(例如)大致等于二分之一系统波长($\lambda/2$)的倍数。超声传输波导 104 可以优选地由使用适合高效传输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。

[0058] 超声传输波导 104 包括位于近端的、纵向伸出的连接柱 54,通过诸如双头螺栓 48 等螺纹连接与超声传输波导 104 的表面 30 连接。在图 1 所示的实施例中,超声传输波导 104 包括位于多个节点处的多个稳定硅胶环或适形的支撑 56。硅胶环 56 可抑制不需要的振动并将超声能量与外护套 58 隔离,以确保纵向的超声能量流以最大效率到达超声端部

执行器 50 的远端 52。

[0059] 如图 1 所示, 外护套 58 保护超声器械 10 的使用者和患者不受超声传输波导 104 超声振动的影响。护套 58 通常包括套节 62 和细长的管状构件 64。管状构件 64 连接到套节 62 上并且具有纵向贯穿的开口。护套 58 可以螺纹连接到或卡入外壳 16 的远端。超声传输波导 104 延伸通过管状构件 64 的开口, 硅胶环 56 将超声传输波导 104 与外护套 58 隔开。可以使用隔离销轴 112 将外护套 58 连接到波导 104 上。波导 104 中的孔可能出现很小的位移。波导 104 可以通过双头螺栓 48 旋到或卡入手控组件 60。套节 62 的扁平部分使得组件可以扭转到所需水平。

[0060] 护套 58 的套节 62 优选地由 ULTEM[®] 制成, 管状构件 64 由不锈钢制成。作为另外一种选择, 超声传输波导 104 可以具有环绕在其周围的聚合材料, 以避免其与外部接触。

[0061] 超声传输波导 104 的远端可以通过内部螺纹连接连接到超声端部执行器 50 的近端, 优选地位于或靠近波腹。可构思超声端部执行器 50 通过诸如焊接接头或类似方法等任何合适的手段连接到超声传输波导 104 上。虽然超声端部执行器 50 可以从超声传输波导 104 上拆下, 但还可构思端部执行器 50 与超声传输波导 104 形成为一体式组件。

[0062] 图 2 示出了超声器械的连接接头 70 的一个实施例。连接接头 70 可以在超声传输波导 104 的连接柱 54 与位于声波组件 24 远端的速度变换器 28 的表面 30 之间形成。连接柱 54 的近端包括大致圆柱形的内螺纹凹槽 66, 以便将螺纹双头螺栓 48 的一部分容纳在其中。速度变换器 28 的远端还可以包括包括大致圆柱形的内螺纹凹槽 68, 以便将螺纹双头螺栓 40 的一部分容纳在其中。凹槽 66 和 68 为大致圆形并且纵向对齐。在另一个实施例中 (未示出), 双头螺栓是超声换能器末端的一体式元件。例如, 双头螺栓和速度变换器可以为一体式构造, 其中双头螺栓在声波组件的远端自速度变换器的远端表面上伸出。在此实施例中, 双头螺栓不是单独的元件, 并且不需要在换能器末端具有凹槽。

[0063] 图 3 示出了无菌超声手术器械 100 的一个实施例的分解透视图。超声外科器械 100 可以用于上述超声系统 10。然而, 如本文所述, 本领域的普通技术人员将会理解, 在不脱离其范围的情况下, 可构思本文所公开的超声手术器械的多个实施例及其任何相当的结构能结合其他已知的超声手术器械一起有效地使用。因此, 对本文所公开的多个超声手术刀片实施例进行保护的范围不应仅限于与上述示例性超声手术器械联用。

[0064] 超声手术器械 100 可以通过本领域已知的方法灭菌, 例如, γ 辐射灭菌、环氧乙烷灭菌、热压灭菌、杀菌液浸泡或其他已知的方法。在示例性实施例中, 通常称为端部执行器的超声传输组件 102 可以包括超声端部执行器 50 和超声传输波导 104。示出的超声端部执行器 50 和超声传输波导 104 为一体式构造, 由适合传输超声能量的材料制成, 例如 Ti6Al4V (包含铝和钒的钛合金)、铝、不锈钢或其他已知的材料。另外, 超声端部执行器 50 可以与超声传输波导 104 分开, 也可以通过例如双头螺栓、焊接、粘合剂、快速连接或其他合适的已知方法连接在一起。超声传输波导 104 的长度可以为 (例如) 大致等于二分之一系统波长的倍数 ($n\lambda/2$)。超声传输波导 104 可以优选地由适合高效传播超声能量的材料制成的实芯轴加工而成, 合适的材料例如钛合金 (如 Ti-6Al-4V) 或铝合金。

[0065] 在图 3 所示的实施例中, 超声传输波导 104 通过固定 O 形环 108 和密封环 110 设置在外护套 106 中。与超声传输波导 104 一起包括在内还可以有一个或多个附加避震器或支撑构件 (未示出)。超声传输波导 104 通过固定销 112 附连到外护套 106 上, 其中固定销

穿过外护套 106 中的安装孔 114 和超声传输波导 104 中的安装槽 116。

[0066] 图 4 示出了在全波长换能器中形成的驻波形 400 的一个周期或波长。波形 400 的长度即为换能器的长度,其可以取决于系统频率和换能器所用的材料。例如,如果换能器由钛制成、激活频率为 55.5kHz,一个波长可以为约 3.44 英寸。由于是全波长,所以波形 400 包括两个位移为 0 的节点 402。这些是零位移节点 402,它们出现在 $\lambda/4$ 和 $3\lambda/4$ 处,即在 x 轴上距离各自对应波形 400 的边缘为 $\lambda/4$ 处。换能器的安装点可以设置在与零位移节点 402 对应的位置处。

[0067] 图 5-9 示出了全波长超声换能器的实施例,这些换能器可以用于任何合适的超声系统,包括例如上述系统 10。因为全波长换能器比典型的半波长换能器长,所以它们可以包括较长的压电叠堆。因此,全波长换能器能够传输与现有大直径半波长换能器相当的能量。此外,全波长换能器,例如图 5-9 所示的换能器,可以包括多个安装点。这样便可以提供更大的阻力,以防止换能器为了响应施加在端部执行器上的力而在手控外壳内枢转,并且可以提供更大的阻尼,以防止出现不希望的振动模式,例如横向和扭转振动。

[0068] 图 5 示出了全波长超声换能器 500 的一个实施例,其具有两个包括凸缘 514、516 的安装点 506、508。换能器 500 通常可以包括压电叠堆 510,压电叠堆可以包括一系列压电元件 512。换能器 500 可以任选地分成包括压电叠堆 510 的活效段 504 和提供振幅增益的增益段 502。例如,增益段 502 可能涉及设置在零位移节点 402 处或附近的换能器横截面积的变化。如上文所述,安装点 514、516 可以位于换能器 500 中各自对应的零位移节点处。这样可以防止大量横向振动从换能器 500 传输至手控外壳(未示出)。

[0069] 安装点 506、508 可以采用任何合适的形式。例如,在图 5 所示的实施例中,安装点 506、508 包括凸起在换能器 500 表面上方的凸缘 514、516。手控外壳或其他框架构件可以具有可接纳凸缘 514、516 的对应形状。图 6 示出了全波长超声换能器 600 的一个实施例,其具有两个限定凹槽 530、528 的安装点 506、508。手控外壳或其他框架构件(未示出)可以具有与凹槽 530、528 连接的对应特征。另外,例如,可以将 O 形环或其他类型的弹性体构件(未示出)设置在凹槽 530、528 之一或全部两个凹槽内。O 形环可以与手控外壳或其他框架构件连接。图 7 示出了全波长超声换能器 700 的一个实施例,其具有一个限定凹槽 526 的安装点 506 和一个包括凸缘 524 的安装点 508。图 8 示出了全波长超声换能器 800 的一个实施例,其具有一个包括凸缘 522 的安装点 506 和一个限定凹槽 520 的安装点 508。图 9 示出了全波长超声换能器 900 的一个实施例,其具有两个安装点 506、508。安装点 506、508 中的每一个可以包括一对共同限定凹槽 532、534 的凸缘。这样,凸缘可以在凹槽无需延伸到换能器 500 中的情况下牢固地固定 O 形环。

[0070] 图 10 示出了超声装置的部分 1000 的实施例,其包括外壳 1002、换能器 1004 和端部执行器 1006。换能器 1004 可以包括不同尺寸的安装点 1008 和 1009。例如,在图 10 所示的实施例中,所示远端安装点 1008 的尺寸小于近端安装点 1009 的尺寸,这样便可通过从近端将换能器插入外壳 1002 而简化制造。

[0071] 图 11 示出了包括超声换能器 1100 和端部执行器 1102 的超声装置的一部分的一个实施例。超声换能器 1100 可以包括具有一个或多个压电片 1106 的压电叠堆 1104。换能器 1100 可以构造为单位增益或近似于单位增益换能器。例如,换能器 1100 远端的驻波振幅可以基本上类似于换能器 1100 近端的驻波振幅。在一个示例性实施例中,换能器 1100 远

端的峰至峰振幅可以在 1 至 5 微米之间。如上文所述,希望端部执行器 1102 以例如 10 至 100 微米之间的峰至峰振幅位移。因此,希望端部执行器 1102 被构造为在其近端与远端之间实现振幅增益。所示端部执行器 1102 具有一系列直径较大的部分 1110 和直径较小的部分 1108。零位移节点附近发生过渡时,每个从大直径部分 1110 到小直径部分 1108 的过渡都可以产生振幅增益。根据多个实施例,换能器 1100 和端部执行器 1102 的总振幅增益可以在约 10 至 50 之间。例如,总振幅增益可以为约 40。

[0072] 图 12-14 示出了长度小于二分之一 ($1/2$) 波长的多个换能器的实施例。由于它们的尺寸较小,因此图 12-14 所示的实施例可以用于需要较低超声能量的小型超声应用。超声外科器械中的元件尺寸通常为二分之一波长的倍数 ($n\lambda/2$)。例如,换能器、波导和端部执行器的长度通常为 $\lambda/2$ 的倍数。然而,个别元件的长度可以小于 $\lambda/2$,前提条件是系统的整体长度(例如,换能器加上任何端部执行器的长度)为 $\lambda/2$ 的倍数。例如,根据多个实施例,换能器的长度可以在 $\lambda/4$ 至 $\lambda/2$ 之间。

[0073] 图 12 示出了四分之一波长 ($\lambda/4$) 的超声换能器 1200 的一个实施例。换能器 1200 可以包括凸缘 1208 和块 1210,以及设置在其间的压电叠堆 1204。凸缘 1208 和块可以由任何合适的材料制成,包括例如金属材料,如钛或钛合金。根据多个实施例,凸缘 1208 可以包括 O 形环或其他弹性体材料构件(未示出),以在凸缘 1208 内起到密封和减震作用。O 形环可以安装在凸缘的凹槽或其他特征(未示出)内,例如,如以上图 5-9 所示。另外,根据多个实施例,可以用半径与压电叠堆 1204 类似的第二块和块 1210 来取代凸缘 1208。图 12A 示出了四分之一波长超声换能器 1200 的一个实施例的剖视图,图中示出了双头螺栓 1212,双头螺栓 1212 可以接合压电叠堆 1204 的元件 1206,从而使其压缩。这样可以防止各个压电元件 1206 经受可能会引发机械故障的张力。

[0074] 在图 12 所示的实施例中,示出了换能器 1200 的零位移节点 1202。节点 1202 可以位于距离换能器 1200 的相对边缘 1220 四分之一波长的位置处。图 13 示出了长度大于四分之一波长的超声换能器 1300 的一个实施例。例如,换能器 1300 的尺寸可以设计为使得节点 1202 位于凸缘 1208 内。这样,换能器叠堆 1204 可以更靠近节点 1202,从而可以提高叠堆 1204 的效力。图 14 示出了具有第一压电叠堆 1408 和第二压电叠堆 1404 的超声换能器 1400 的一个实施例。可以用凸缘 1416 将叠堆 1404 和 1408 分开,其中块 1412 和 1414 位于各自的末端处。根据多个实施例,换能器 1400 的长度可以在 $\lambda/4$ 至 $\lambda/2$ 之间。

[0075] 图 15-19 示出了具有可围绕枢轴点朝向彼此枢转的第一操作构件和第二操作构件的超声外科手术装置的实施例。第一操作构件可以包括换能器和连接到换能器的端部执行器。第二操作构件可以包括夹紧垫。操作构件朝向彼此枢转时,夹紧垫可以靠近端部执行器。可以根据任何合适的构型布置外科器械。例如,图 15-17 所示的实施例可以布置为类似镊子的构型。此外,例如,图 18-19 所示的实施例可以布置为剪刀或枪式握把。

[0076] 图 15 示出了具有第一构件 1504 和第二构件 1502 的外科器械 1500 的一个实施例。构件 1504、1502 可以围绕枢轴点 1520 朝向彼此枢转。支撑构件 1512 可以设置在枢轴点 1520 处,并且可以抵抗构件 1504、1502 朝向彼此或远离彼此移动。根据多个实施例,构件 1502 可以包括换能器组件 1505 和端部执行器 1506。端部执行器 1506 可以包括波导组件 1507 和刀片 1508。口 1509 可以接纳连接换能器组件 1505 和信号发生器(图 15 中未示出)的一条或多条导线(未示出)。端部执行器 1506 可以包括波导和防止波导接触组

织的防护套。可以如上文所述的那样操作刀片 1508 来切割和 / 或凝固组织。构件 1504 和 1502 一起枢转时,端部执行器 1508 可以与夹紧垫 1510 接触,从而使得临床医生向与刀片 1508 接触的组织施加压力。

[0077] 图 16 示出了类似于器械 1500 且包括指环 1604 的超声器械 1600 的一个实施例。外科器械 1600 还可以包括位于枢轴点 1520 处的铰链 1602。铰链 1602 使得构件 1502、1504 可围绕枢轴点 1520 自由枢转。指环 1604 可以设置在构件 1502、1504 上距离枢轴点 1520 较远的位置。临床医生可以使用指环 1604 操纵构件 1502、1504。另外,根据多个实施例,指环 1604 可以相对于构件 1502、1504 旋转。例如,图 17 示出了具有指环 1604 的器械 1600 的一个实施例,其中指环 1604 可相对于图 16 实施例中所示指环的位置旋转 90°。应当理解,指环 1604 可以具有足以放入多个手指的孔。

[0078] 图 18-19 示出了超声器械 1800 的一个实施例。器械 1800 包括可围绕枢轴点 1806 朝向彼此枢转的第一构件 1802 和第二构件 1804。第一构件 1802 可以包括换能器组件 1812 和端部执行器 1808。端部执行器 1808 包括波导组件 1810 和刀片 1811。第二构件 1804 可以包括与刀片 1811 相对的夹紧垫 1814。构件 1802、1804 朝向彼此枢转时,夹紧垫 1814 可以与刀片 1811 接触,这样,临床医生便可以向与端部执行器 1808 接触的组织施加压力。指环 1816 和 1818 可以相对于枢轴点 1806 设置,使得临床医生能以类似剪刀的方式围绕枢轴点 1806 枢转构件 1802 和 1804。如图所示,指环 1816 和 1818 可以任选地成一角度,以形成“枪柄”构型。应当理解,指环 1818 和 1816 可以具有足以放入多个手指的孔。

[0079] 图 20 示出了设置在挠性构件 2002 远端的超声端部执行器 2006 和换能器组件 2004 的一个实施例。使用时,其他组件(例如柄部)可以连接到部分 2000。

[0080] 图 21-26 示出了可用于内窥镜或腹腔镜环境的外科器械的多个实施例。外科器械可以具有包括换能器和端部执行器的外科手术装置。外科器械还可以具有被构造为可接纳外科手术装置的套管。套管可以包括沿着其内部设置的导轨。外科手术装置可以具有用于接纳导轨的特征。使用时,外科手术装置可以沿着导轨在套管内滑动。这样,在内窥镜或腹腔镜外科手术过程中,可以将外科手术装置引入手术部位或将其从手术部位移除。

[0081] 图 21 示出了用于内窥镜或腹腔镜环境的超声器械 2101 的一个实施例。外科器械 2101 可以容纳在套管 2104 内。套管 2104 可以连接到用于容纳内窥镜 2100 的内窥镜套管 2102。外科器械 2101 的部分(例如控制线材)可以穿过套管 2104 延伸至控制外科器械 2101 的临床医生。外科器械 2101 可以在套管 2104 内滑动至内窥镜 2100 视野内的位置处,如图所示。

[0082] 外科器械 2101 可以包括换能器 2112、端部执行器 2110 和夹紧臂 2106。夹紧臂 2106 可以包括夹紧垫 2108。使用时,夹紧垫 2108 可以与端部执行器 2110 接触,以在组织与端部执行器 2110 之间提供夹紧力。例如,可以将外科器械调整至相对于组织的位置。然后可以给端部执行器 2110 通电,并且使其接触组织。根据多个实施例,端部执行器 2110 可以移向夹紧臂 2106,或者夹紧臂 2106 可以移向端部执行器 2110。图 22-23 示出了外科器械 2101 的实施例,其中夹紧臂 2106 具有两个支撑构件 2114、2116。图 22-23 的实施例可以通过拉动两个支撑构件之间的组织的套环或楔来使用。

[0083] 图 24-26 示出了包括柔韧套索 2402 的外科器械 2401 的实施例。套索 2402 可以从外科器械 2401 伸展和缩回,从而使得组织与端部执行器 2110 接触。例如,临床医生可以

通过延伸套索 2402 套住息肉或其他类型的组织。然后临床医生可以通过回缩套索 2402 拉动息肉或其他组织,使其与端部执行器 2110 接触,然后给端部执行器 2110 通电以切割和 / 或凝固组织。套索 2402 可以具体表现为缆线或刚性带材。应当理解,由刚性带材制成的套索 2402 有助于将组织引导至端部执行器 2110 的顶端。

[0084] 本文所公开的器械可设计为单次使用后即丢弃,或设计为可多次使用。然而,无论在哪种情况下,都可对器械进行修复,以便在至少使用一次后重复使用。修复可包括以下步骤的任何组合:拆卸器械,然后清洗或更换特定构件,以及重新组装。具体地讲,器械可以拆卸,并且可以任何组合选择性地更换或移除器械中任意数目的某些元件或组件。清洗和 / 或更换特定组件后,可在修复场所重新组装器械以供后续使用或由外科手术团队在即将进行外科手术前重新组装器械。本领域的技术人员将会知道,修复器械时可利用多种技术进行拆卸、清洗 / 更换和重新组装。此类技术的使用以及修复后所得的器械都在本专利申请的范围内。

[0085] 优选地,本文所述的多个实施例将在手术之前进行。首先,获取新的或用过的器械,并根据需要进行清洗。然后对器械进行消毒。在一种消毒技术中,将器械置于闭合并密封的容器中,例如塑料或 TYVEK® 袋中。然后将容器和器械置于可穿透该容器的辐射场,例如 γ 辐射、X 射线或高能电子。辐射将杀死器械上和容器中的细菌。然后可将消毒后的器械保存在消毒容器中。该密封容器将器械保持在无菌状态,直到在医疗场所打开该容器。

[0086] 优选地消毒器械。可通过任意数目的本领域技术人员已知的方法来进行消毒,包括 β 辐射、 γ 辐射、环氧乙烷、蒸汽。

[0087] 虽然本文已经描述了多个实施例,但可以对这些实施例进行许多修改和变型。例如,可以采用不同类型的端部执行器。此外,对于针对某些元件公开的材料,也可以使用其他材料。上述具体实施方式和以下权利要求旨在涵盖所有这类修改形式和变型形式。

[0088] 除操作实例之外或另外指明外,说明书和权利要求中使用的所有表示成分数量、处理条件等的数字应当理解为在所有情况下都用术语“约”来修饰。因此,除非有相反的指示,在以下说明书和所附权利要求中提及的数字参数都是近似值,其可以根据希望获得的所需性能而改变。

[0089] 尽管用以阐明本发明之宽范围的数值范围和参数是近似的,但在具体的实施例中提出的数值却是尽可能精确地报告的。然而,任何数值本身都包含某些必然由存在于它们各自的测试测量值中的标准偏差而导致的误差,例如设备和 / 或操作者误差。

[0090] 另外,应当理解,本文所列的任何数值范围旨在包括所有其中包含的子范围。例如,范围“1 至 10”旨在包括列出的最小值 1 与所列最大值 10 之间(包括 1 和 10)的所有子范围,也就是说,具有等于或大于 1 的最小值和小于或等于 10 的最大值。

[0091] 所述全文或部分章节以引用方式并入本文的任何专利、出版物或其他公开材料并入本文的前提是其内容不与本公开已有的定义、说明或其他公开材料相抵触。就这点而论,必要时,本文明确提出的公开内容将取代以引用方式并入本文中的任何相冲突的材料。对于谈到以引用方式并入本文但又与本文提出的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分,将只能在被并入的材料与现有公开材料不冲突的情况下并入本文。

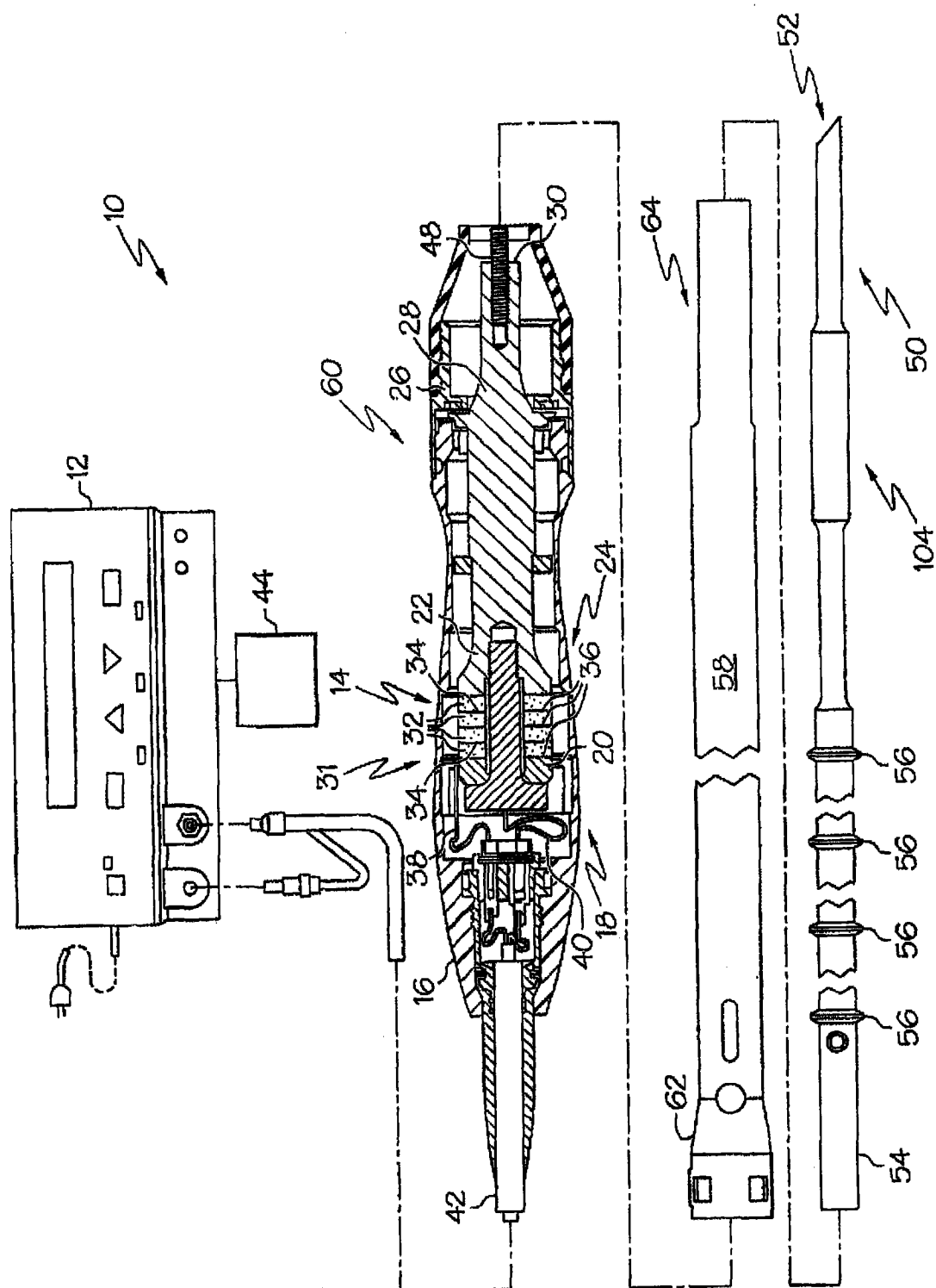


图 1

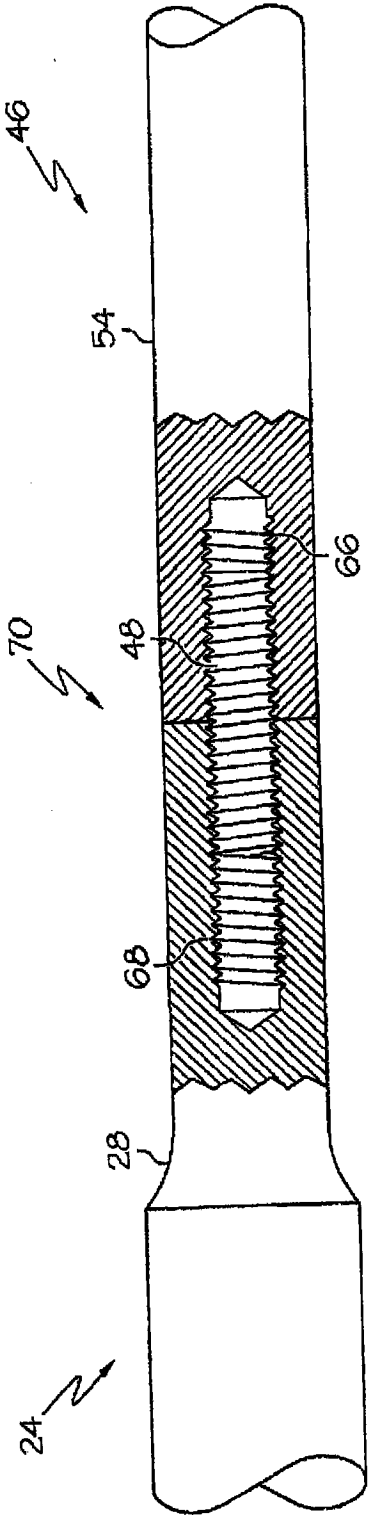


图 2

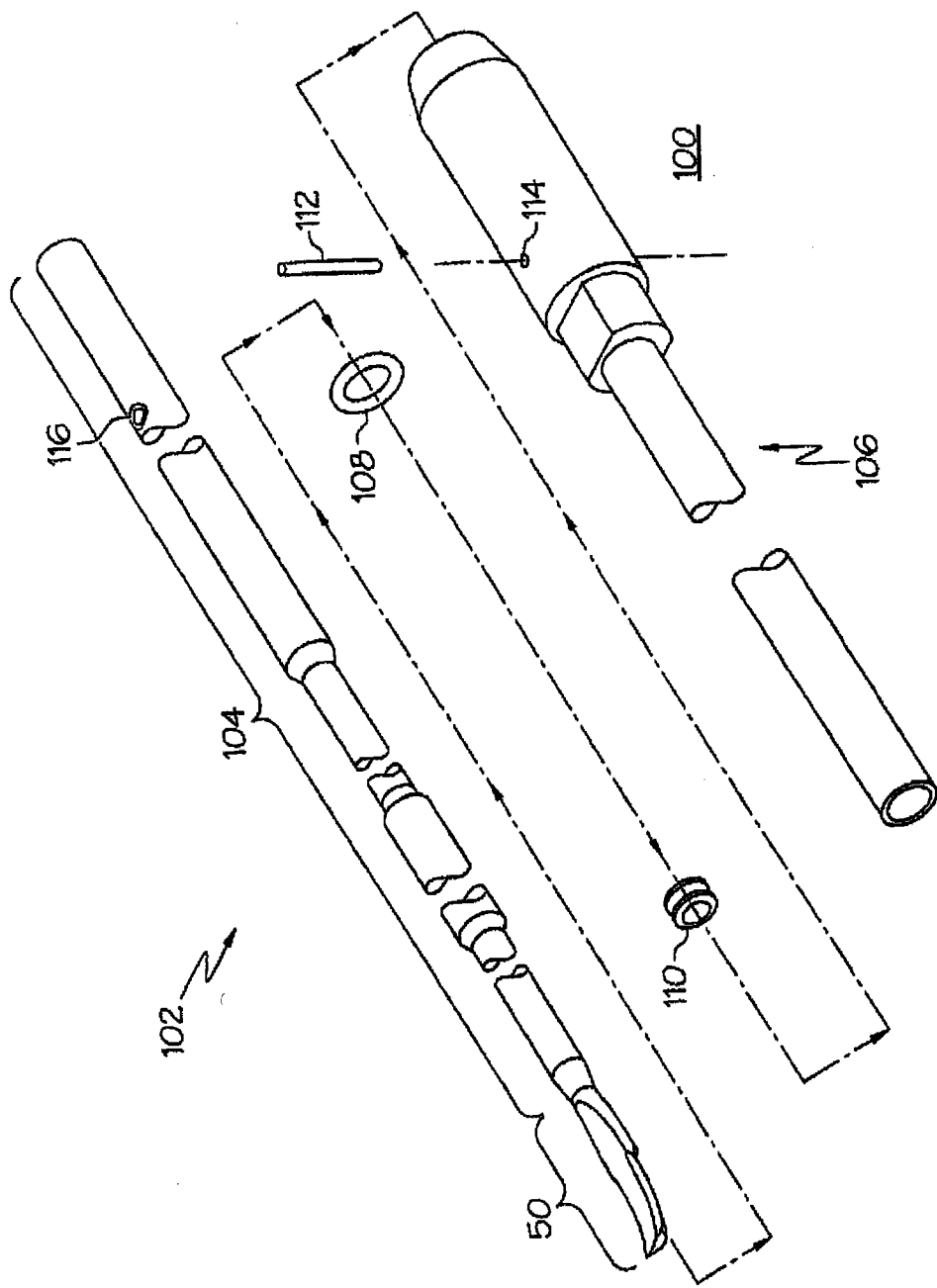


图 3

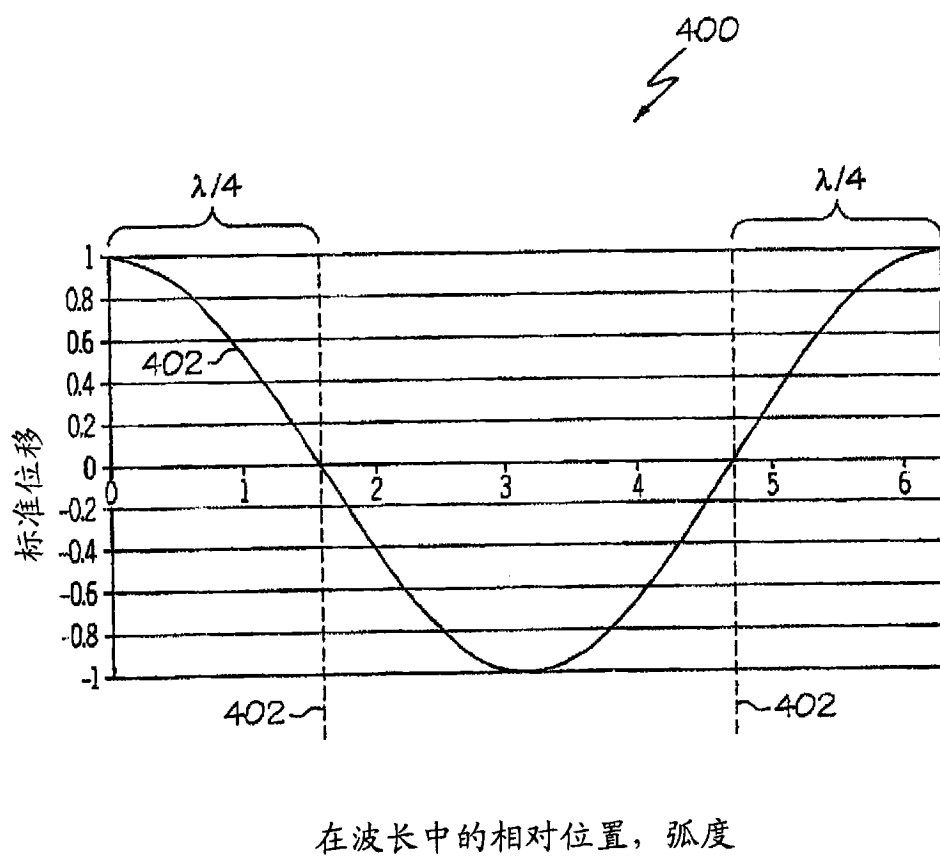


图 4

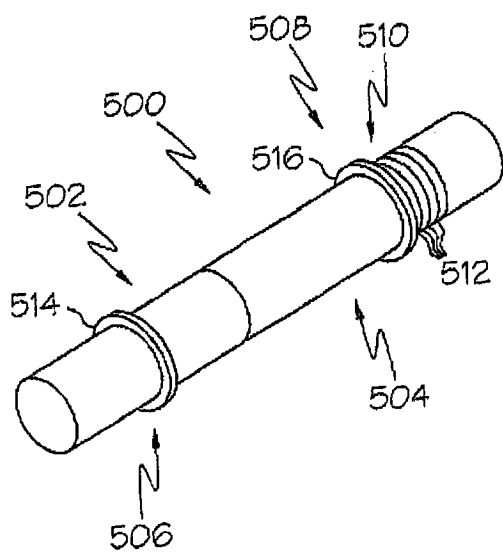


图 5

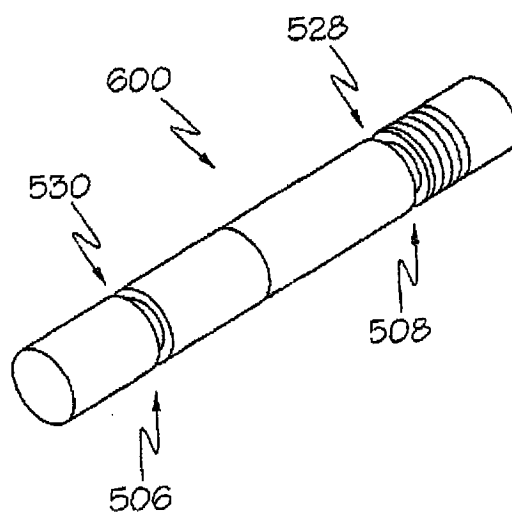


图 6

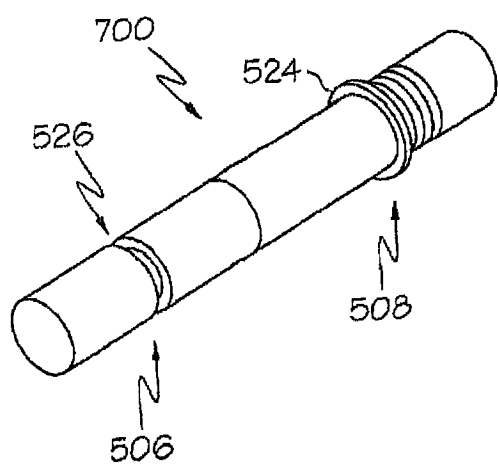


图 7

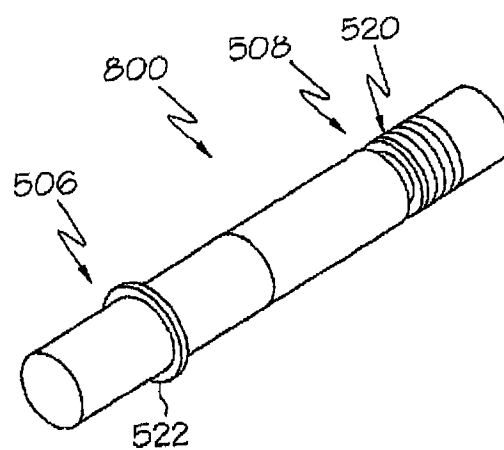


图 8

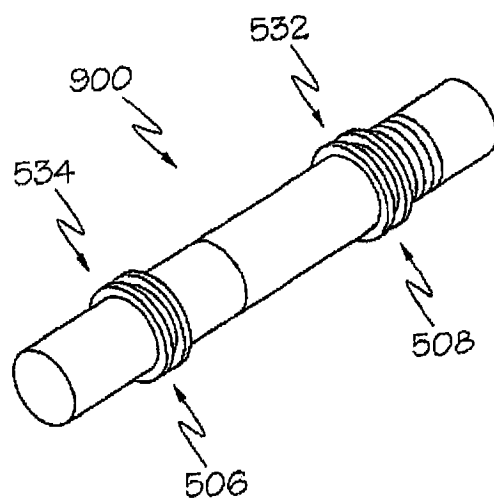


图 9

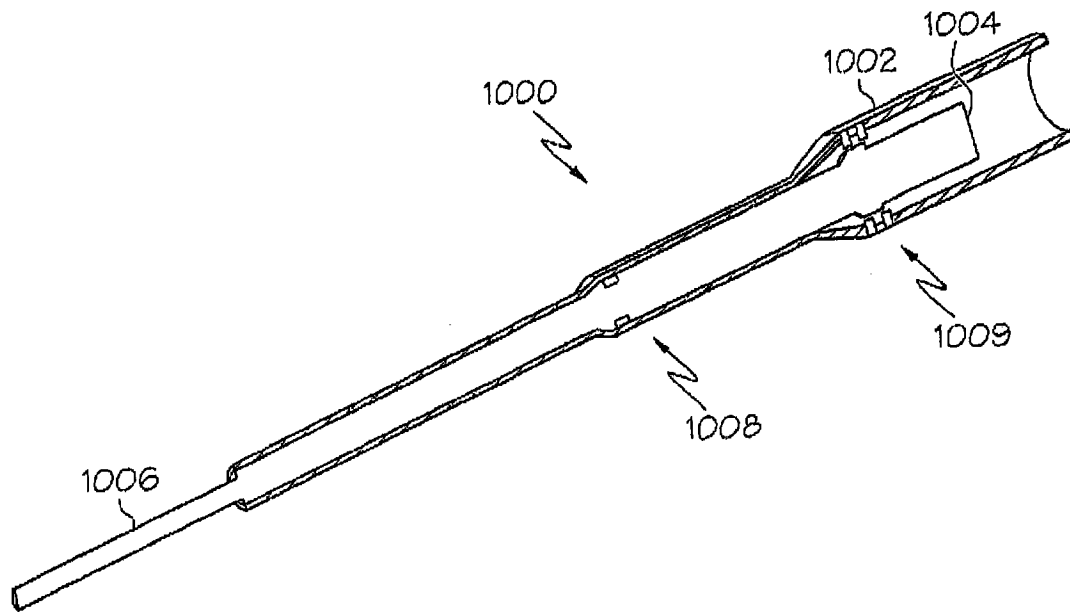


图 10

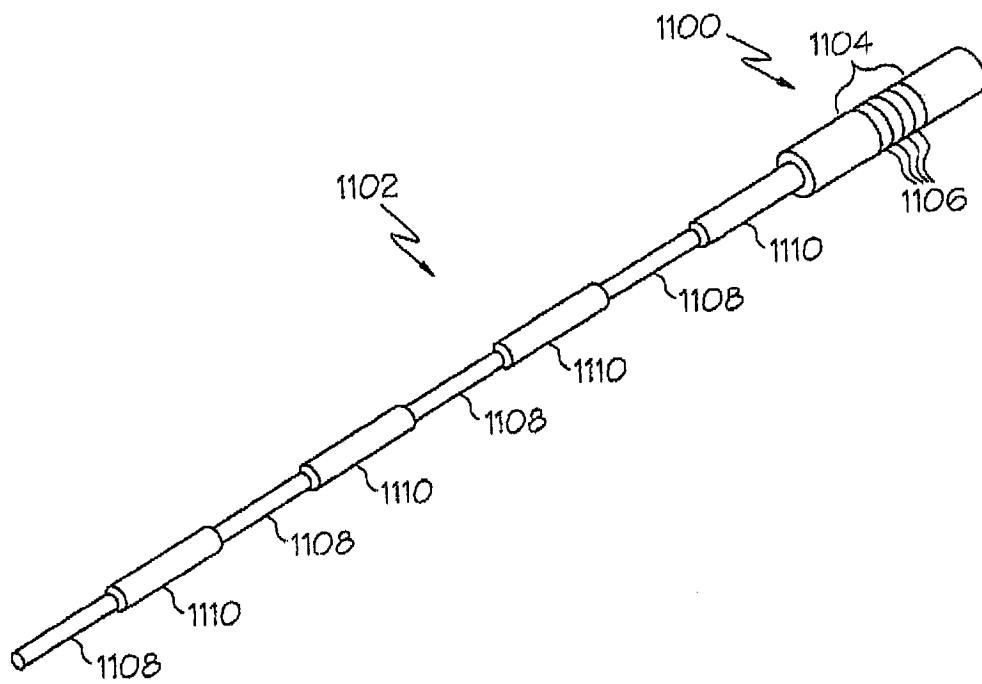


图 11

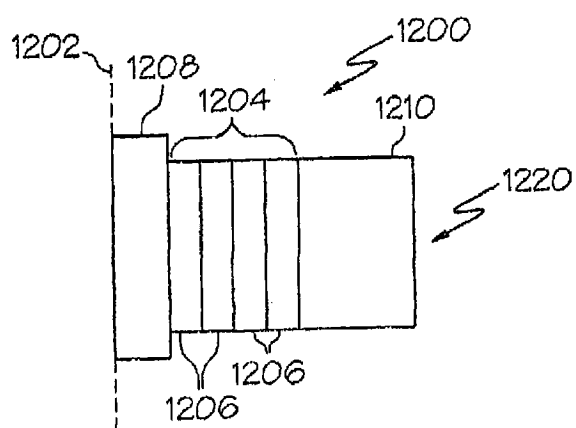


图 12

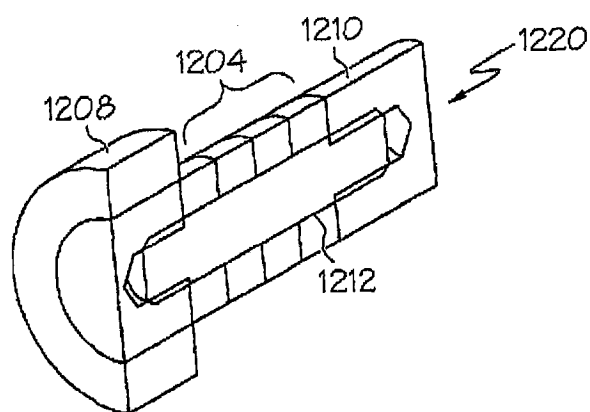


图 12A

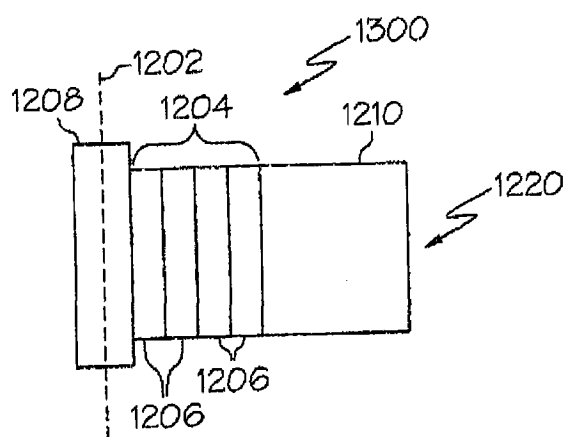


图 13

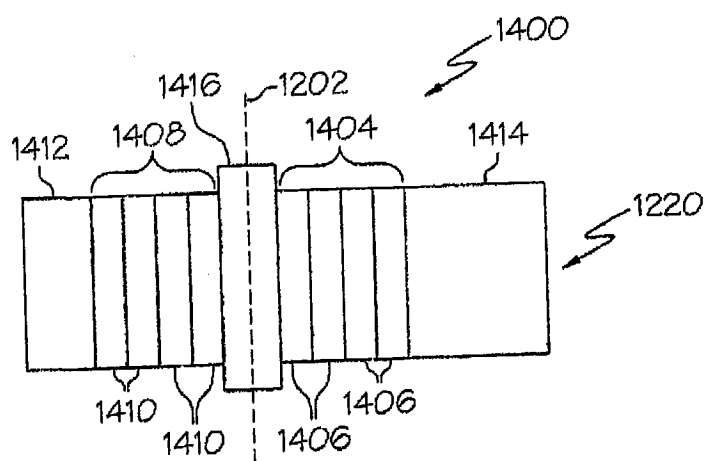


图 14

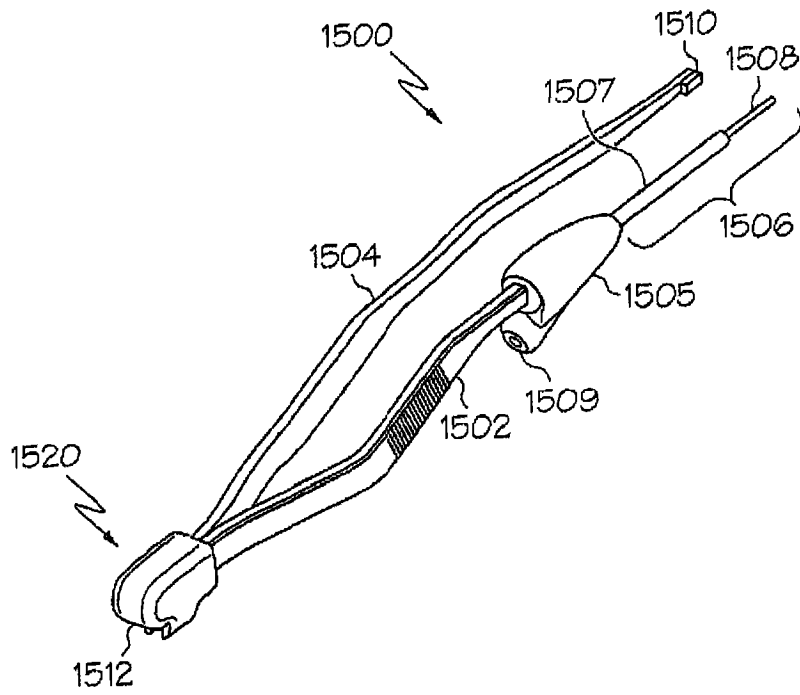


图 15

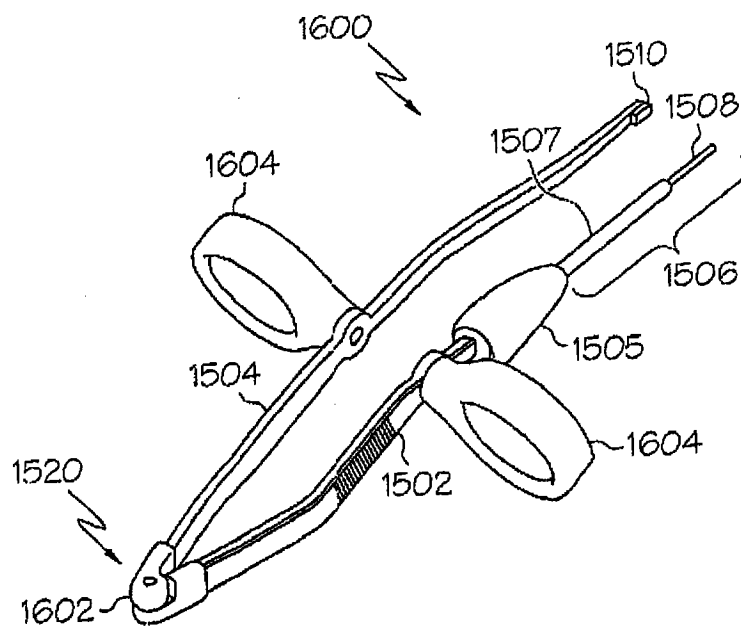


图 16

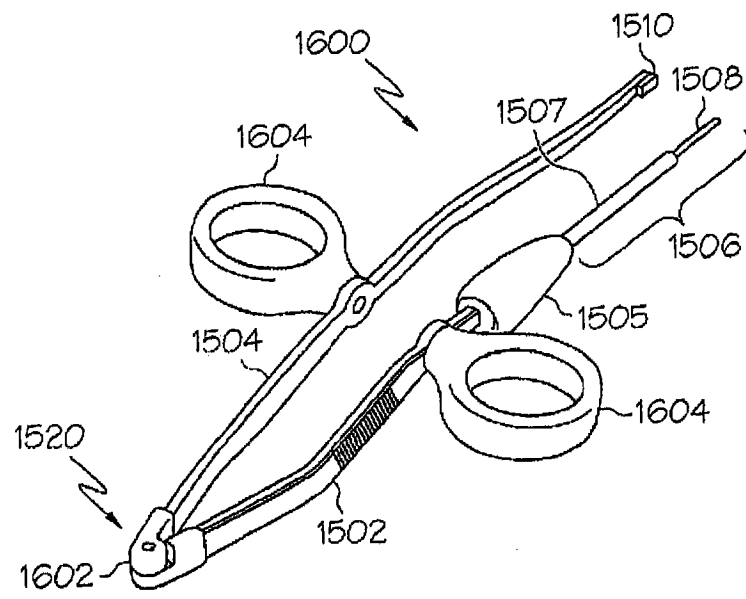


图 17

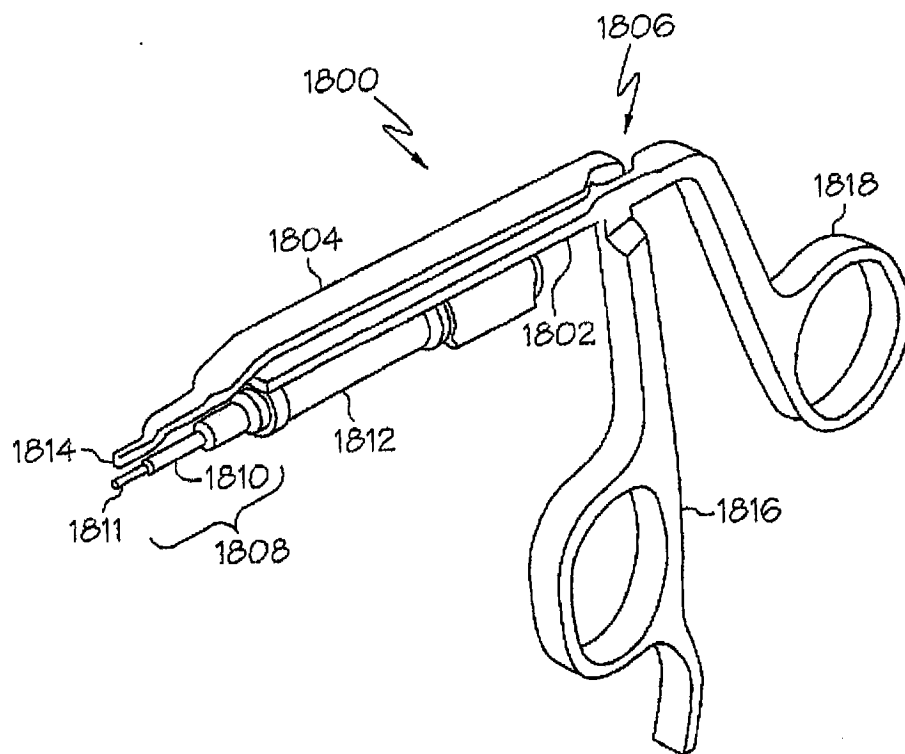


图 18

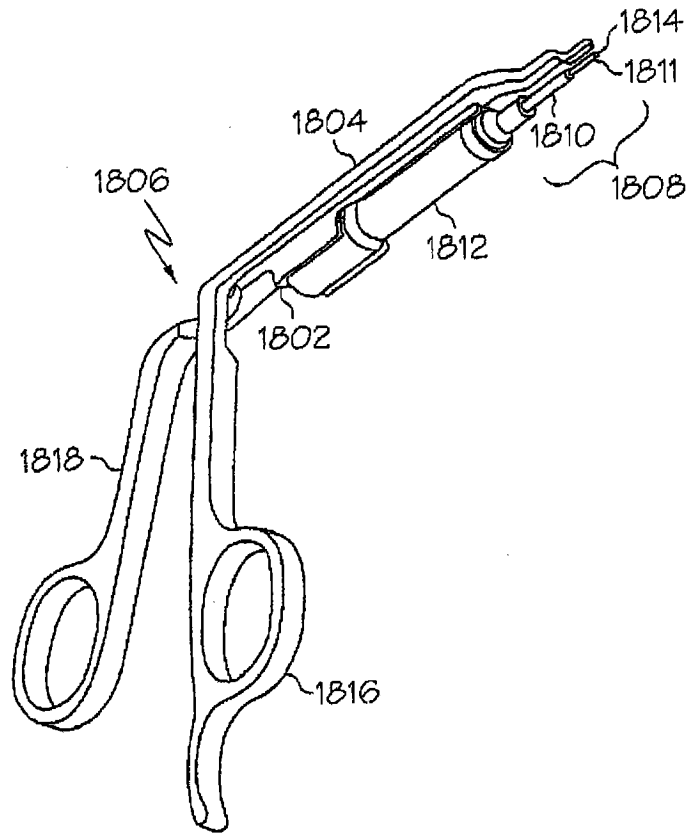


图 19

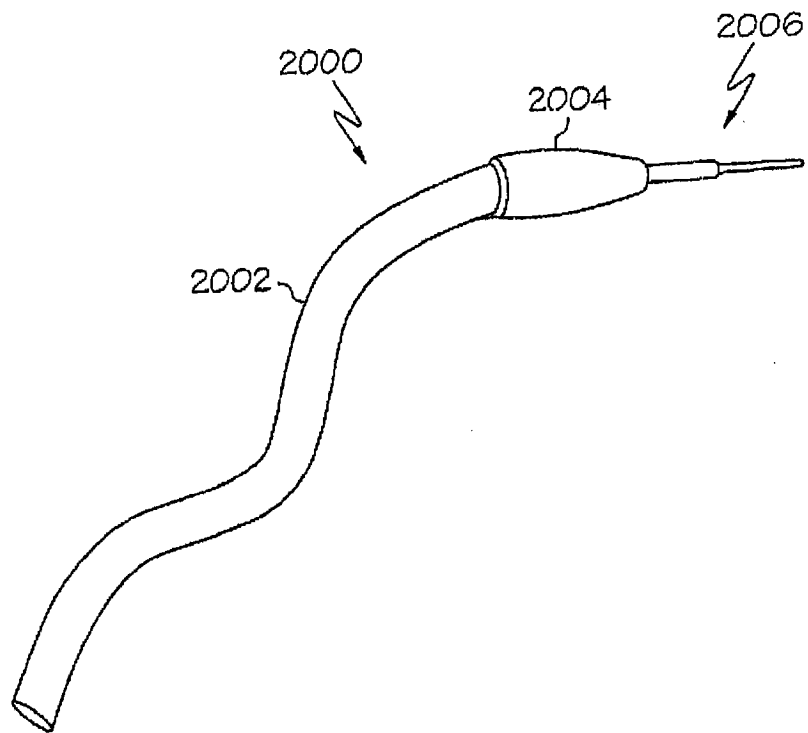


图 20

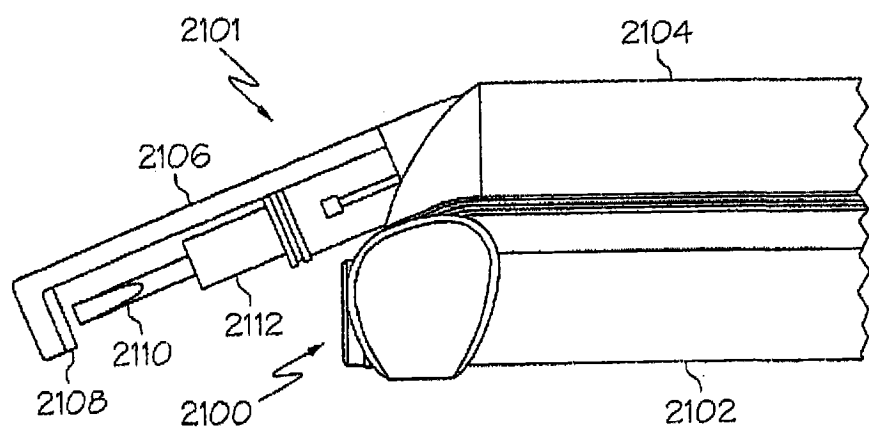


图 21

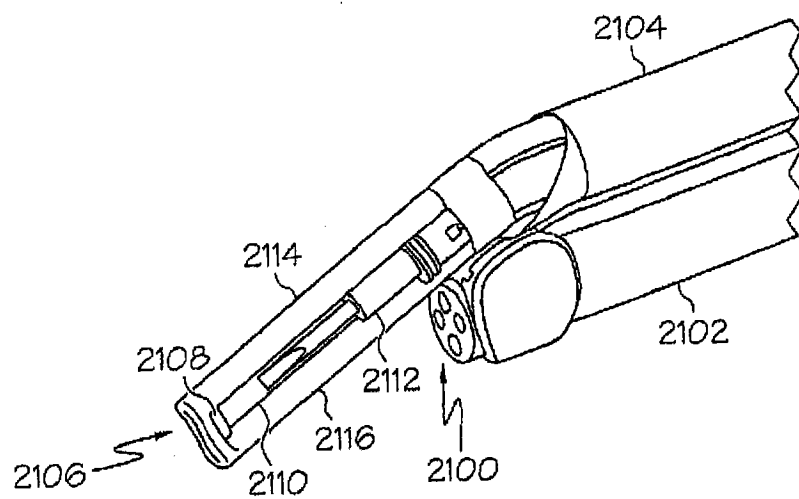


图 22

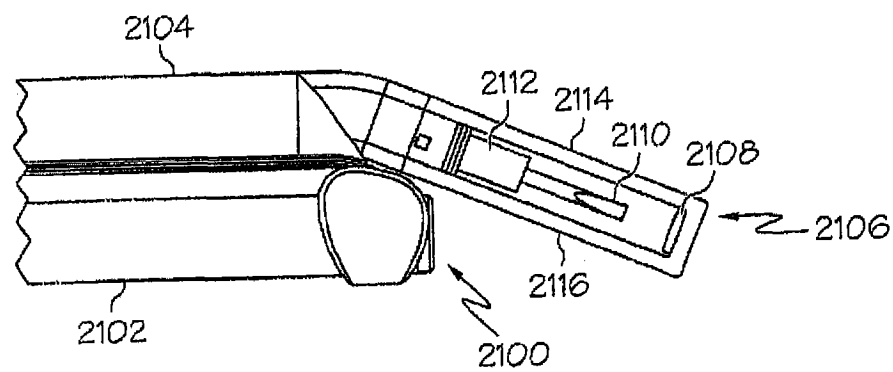


图 23

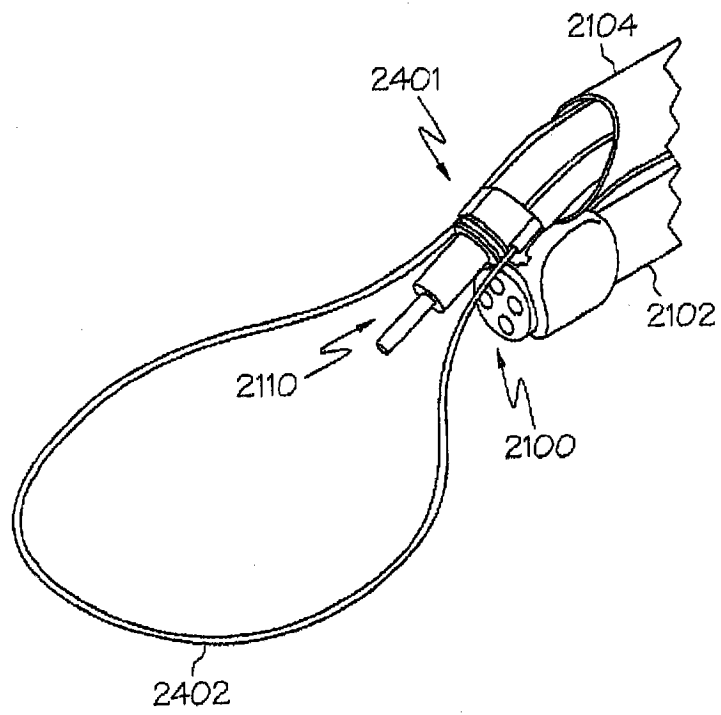


图 24

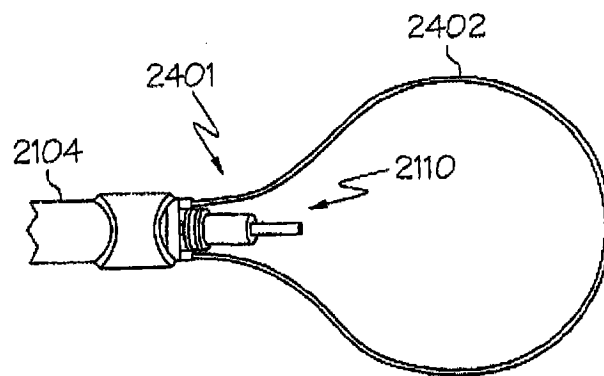


图 25

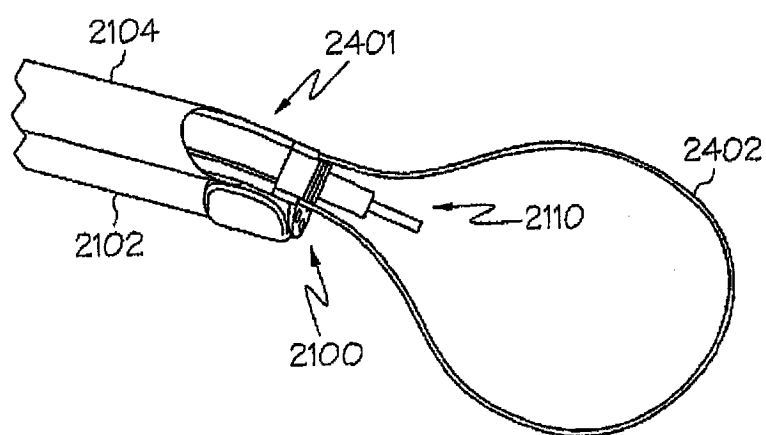


图 26

专利名称(译)	超声手术器械		
公开(公告)号	CN101772327A	公开(公告)日	2010-07-07
申请号	CN200880101530.8	申请日	2008-07-31
[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	ET维纳 FB斯图伦 W克赖默 MJ斯托克斯 KK伊萨克斯		
发明人	E·T·维纳 F·B·斯图伦 W·克赖默 M·J·斯托克斯 K·K·伊萨克斯		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B2017/00296 A61B2017/00336 A61B2017/320088 A61B17/2202 A61B2017/22018 A61B2017/2911 A61B17/32056 A61B17/320092 A61B17/320068 A61B17/30 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320089 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B17/00234		
代理人(译)	苏娟		
优先权	11/888171 2007-07-31 US		
其他公开文献	CN101772327B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种外科器械。该外科器械可以包括换能器和端部执行器。换能器可以被构造为沿着纵向轴线以预定频率产生振动，并且可以包括沿着纵向轴线设置的压电叠堆。换能器另外可以包括沿着纵向轴线与压电叠堆的第一末端相邻设置的第一金属末端块和沿着纵向轴线与压电叠堆的第二末端相邻设置的第二金属末端块。换能器的长度可以大于或等于一个波长的1/4并且小于一个波长的1/2。端部执行器可以连接到换能器，并且可以沿着纵向轴线延伸。换能器和端部执行器的长度可以是一个波长的1/2的倍数。

