



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102497826 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201080037744. 0

代理人 苏娟

(22) 申请日 2010. 06. 21

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 17/32(2006. 01)

12/490, 906 2009. 06. 24 US

B06B 1/06(2006. 01)

12/490, 933 2009. 06. 24 US

12/490, 948 2009. 06. 24 US

12/490, 922 2009. 06. 24 US

(56) 对比文件

CN 1117275 A , 1996. 02. 21,

US 2007063618 A1 , 2007. 03. 22,

US 2009036914 A1 , 2009. 02. 05,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

审查员 马立楠

2012. 02. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/039290 2010. 06. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/005467 EN 2011. 01. 13

(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 A·K·马丹 S·D·比亚尔克扎克

K·L·豪瑟 S·A·尼尔德

A·C·沃埃格尔 万山

F·B·斯图伦

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

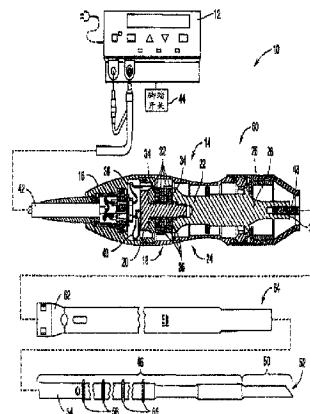
权利要求书1页 说明书29页 附图27页

(54) 发明名称

超声外科器械

(57) 摘要

在一总体方面, 各种实施例涉及一种包括换能器的超声外科器械, 所述换能器能够沿着纵向轴线生成预定频率的振动。在多个实施例中, 超声刀沿着纵向轴线延伸并连接到换能器。在多个实施例中, 超声刀包括具有近端和远端的主体, 其中所述远端能够通过换能器所生成的振动来相对于所述纵向轴线运动。



1. 一种外科器械,所述外科器械包括:

换能器,所述换能器能够生成振动;和

封装件,所述封装件包括:

第一隔室,其中所述换能器设置在所述第一隔室内;

第二隔室;以及

设置在所述第二隔室内的材料,其中所述材料能够从所述第二隔室分配到所述第一隔室中,以至少部分地围绕所述换能器。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述封装件还包括隔离所述第一隔室和所述第二隔室的侧壁,其中所述侧壁能够破裂,以允许所述材料进入所述第一隔室中。

3. 根据权利要求2所述的外科器械,其中所述材料能够在所述侧壁破裂之前为流体,并且其中所述材料能够在其进入所述第一隔室中之后硬化。

4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中所述封装件还包括阀,所述阀能够被打开,以使所述第一隔室与所述第二隔室流体连通,并允许所述材料进入所述第一隔室中。

超声外科器械

背景技术

[0001] 本发明总体涉及超声外科器械。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,尤其是实芯超声器械是有利的,因为它们可以向外科手术末端执行器传输超声频率的机械振动,以这种形式的能量切割和/或凝结有机组织。当以合适的能量级传输至有机组织并且使用合适的末端执行器时,超声振动可用于切割、解剖、拉升或烧灼组织或用于使肌肉组织与骨骼分离。由于通过波导管从超声转换器可传输至外科手术末端执行器的超声能量的量,使用实芯技术的超声器械尤其有利。此类器械可用于开放性手术或微创手术,例如内窥镜手术或腹腔镜手术,其中末端执行器穿过套针到达外科手术部位。

[0002] 以超声频率激活此类器械的末端执行器(例如,切割超声刀)可引发纵向振动,该纵向振动在相邻组织内产生局部热量。由于超声器械的该特性,因此具体的超声驱动的末端执行器可设计成执行许多功能,包括(例如)切割和凝结。例如,通过电激活换能器在外科手术末端执行器中引发超声振动。换能器可由器械手柄中的一个或多个压电元件或磁致伸缩元件构成。换能器产生的振动经由从换能器延伸至外科手术末端执行器的超声波导管传输至外科手术末端执行器。波导管和末端执行器被设计为与换能器以相同的频率共振。因此,当末端执行器连接到换能器时,整个系统的频率与换能器自身的频率相同。

[0003] 末端执行器在顶端处的纵向超声振动的振幅 d 表现为共振频率的简单正弦曲线,用以下公式表示:

$$[0004] \quad d = A \sin(\omega t)$$

[0005] 其中:

[0006] ω 为 2π 乘以循环频率 f 的角频率 f ;并且

[0007] A 为零至峰值振幅。

[0008] 将末端执行器顶端的纵向偏移定义为峰到峰 (p-t-p) 振幅,其恰好为正弦波振幅的两倍或 $2A$ 。通常,末端执行器可包括刀片,由于所述纵向偏移,该刀片可切割和/或凝结组织。公告于 2001 年 9 月 4 日、名称为“METHOD OF BALANCING ASYMMETRIC ULTRASONIC SURGICAL BLADES”的美国专利号 6,283,981;公告于 2001 年 10 月 30 日、名称为“CURVED ULTRASONIC BLADE HAVING A TRAPEZOIDAL CROSS SECTION”的美国专利号 6,309,400;公告于 2002 年 8 月 20 日、名称为“BALANCED ULTRASONIC BLADE INCLUDING A PLURALITY OF BALANCE ASYMMETRIES”的美国专利号 6,436,115 公开了各种超声外科器械,其整个公开内容以引证方式并入本申请。

发明内容

[0009] 在一总体方面,各种实施例涉及包括换能器的超声外科器械,所述换能器能够沿着纵向轴线产生预定频率的振动。在多个实施例中,超声刀沿着纵向轴线延伸,并连接到换能器。在多个实施例中,超声刀包括具有近端和远端的主体,其中所述远端能由换能器所生成的振动而相对于所述纵向轴线运动。

附图说明

[0010] 各种实施例的特征在所附权利要求书中进行了详细描述。然而,参考结合下面附图的随后的详细描述可最好地理解关于构成和操作方法的各种实施例及其目的和优点。

[0011] 图 1 示出一超声外科器械系统的实施例。

[0012] 图 2 示出一用于超声器械的连接件 / 接头的实施例。

[0013] 图 3 为超声外科器械的末端执行器和波导管的示意图以及在波导管和末端执行器内生成的典型纵向应变图和纵向应力图。

[0014] 图 4 为超声外科器械的换能器的示意图以及在换能器内生成的典型纵向应变图和纵向应力图。

[0015] 图 5 为图 3 中所示末端执行器和波导管的示意图以及在波导管和末端执行器内生成的典型纵向位移图。

[0016] 图 6 为图 4 中所示换能器的示意图以及在换能器内生成的典型纵向位移图。

[0017] 图 7 为根据至少一个实施例的超声外科器械的换能器的示意图以及在换能器内生成的典型纵向应变图和纵向应力图。

[0018] 图 8 示出一种包括具有不同厚度压电元件的换能器的实施例。

[0019] 图 9 示出包括具有不同厚度压电元件的换能器的第二种实施例。

[0020] 图 10 示出包括具有不同厚度压电元件的换能器的第三种实施例。

[0021] 图 11 示出包括具有不同厚度压电元件的换能器的第四种实施例。

[0022] 图 12 示出包括具有不同厚度压电元件的换能器的第五种实施例。

[0023] 图 13 示出包括具有不同厚度压电元件的换能器的第六种实施例。

[0024] 图 14 是可由图 8 的换能器和图 11 的换能器生成的功分布的示意图。

[0025] 图 15 示出包括具有不同直径压电元件的换能器的一种实施例。

[0026] 图 16 示出包括具有不同直径压电元件的第二种实施例。

[0027] 图 16A 示出包括具有不同直径压电元件的第三种实施例。

[0028] 图 17 示出包括压电元件和构造成对压电元件进行冷却的可弯曲带的换能器的一种实施例。

[0029] 图 18 示出图 17 的可弯曲带被压电元件产生的振动弯曲。

[0030] 图 19 示出包括压电元件、构造成对压电元件进行冷却的可弯曲带和安装到可弯曲带的多个质量块 (mass) 的换能器的一种实施例。

[0031] 图 20 示出波导管、末端执行器、护套和柔性隔膜的实施例,所述柔性隔膜安装到所述波导管和护套,构造成用于当波导管和末端执行器振动时转移波导管和末端执行器周围的空气。

[0032] 图 21 为图 20 的结构端视图。

[0033] 图 22A 示出压电元件成第一种布置方式的换能器的实施例。

[0034] 图 22B 示出压电元件成第二种布置方式的图 22A 的换能器。

[0035] 图 23A 示出压电元件成第一种布置方式的换能器的实施例。

[0036] 图 23B 示出压电元件成第二种布置方式的图 23A 的换能器。

[0037] 图 24 示出相对于波导管可移动调节的换能器的实施例。

- [0038] 图 25 示出包括多个波导管和末端执行器的超声外科器械的套件。
- [0039] 图 26 示出一种超声外科器械的实施例。
- [0040] 图 27 示出超声外科器械的手柄和波导管的近端部分,其中所述手柄包括柔性壳体。
- [0041] 图 28 示出屈曲状态下的图 27 的手柄。
- [0042] 图 29 示出未屈曲状态下的图 27 的手柄的端视图。
- [0043] 图 30 示出屈曲状态下的图 27 的手柄的端视图。
- [0044] 图 31 示出包括多个换能器的外科器械的一种实施例。
- [0045] 图 32 示出包括多个换能器的外科器械的第二种实施例。
- [0046] 图 33 示出一体的波导管和末端执行器的实施例。
- [0047] 图 34 示出包括直接组装到波导管的压电元件的换能器的实施例。
- [0048] 图 35 示出压电元件以及安装到压电元件的电极的实施例,其中所述电极包括从其延伸的凸块。
- [0049] 图 36 示出包括多个图 35 的压电元件的换能器叠堆。
- [0050] 图 37 示出压电元件以及安装到压电元件的电极的实施例。
- [0051] 图 38 示出包括多个图 37 的压电元件的换能器叠堆。
- [0052] 图 39 示出包括压电元件、设置在压电元件中间的电极以及可操作地连接中间电极的连接电极的换能器叠堆的端视图。
- [0053] 图 40 示出包括具有多个凹口的多个压电元件以及穿过所述凹口延伸的连接电极的换能器叠堆。
- [0054] 图 41 示出图 40 的换能器叠堆的端视图。
- [0055] 图 42 示出包括具有多个平坦表面的多个压电元件以及多个连接电极的换能器叠堆。
- [0056] 图 43 示出图 42 的换能器叠堆的端视图。
- [0057] 图 44 示出包括具有多个索引特征的多个压电元件的换能器叠堆,所述索引特征构造成确保压电元件的正确对齐。
- [0058] 图 45 是示出图 44 的压电元件的索引特征如何能够防止压电元件之间未对齐的示意图。
- [0059] 图 46 示出换能器叠堆以及围绕换能器叠堆的罩的实施例。
- [0060] 图 47 示出图 46 的罩处于破裂状态,和至少部分地包围换能器叠堆的材料。
- [0061] 图 48 示出换能器叠堆以及围绕换能器叠堆的罩的第二种实施例。

具体实施方式

[0062] 在详细说明各种实施例之前,应该指出的是,这些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。所述示例性实施例可单独实施,也可与其他实施例、变型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实现。例如,以下公开的外科器械为示例性的,而并非旨在限制它们的范围或应用。此外,除非另外指明,否则本申请所用的术语和表达是为了方便读者而针对示例性实施例进行描述的目而选,并非限制其范围。

[0063] 现在将描述一些示例性实施例以全面理解本申请公开的装置的结构原理、功能、制造和器械用途以及方法。这些实施例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,本申请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。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。

[0064] 本申请所述的各种实施例总体涉及超声外科器械以及与其一起使用的刀片。超声外科器械和刀片的例子公开于美国专利号 5,322,055、5,954,736、6,309,400、6,278,218、6,283,981 和 6,325,811,其中其整个公开内容以引证方式并入本申请。另外全文以引证方式并入的是共同拥有、共同待决的美国专利申请号 11/726,625,其名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”,申请日为 2007 年 3 月 22 日。下列共同拥有的、同时提交的美国专利申请的公开内容均全文以引证方式并入本申请中:

[0065] (1) 美国专利申请号_____,名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”,代理人案卷号为 END6495USNP1/080599;

[0066] (2) 美国专利申请号_____,名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”,代理人案卷号为 END6495USNP2/080600;

[0067] (3) 美国专利申请号_____,名称为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”,代理人案卷号为 END6495USNP3/080601。

[0068] 除了别的以外,根据各种实施例的超声器械和刀片对于希望去除皮质骨和/或组织,同时控制出血的整形手术可具有特别的有益效果。由于其切割和凝结特性,超声外科器械的刀片可适用于一般的软组织切割和凝结。在某些情况下,根据多个实施例的刀片可适用于同时切割和止血密封或烧灼组织。刀片可为直的或弯曲的,并适用于开放式或腹腔镜式用途。根据多个实施例的刀片可适用于脊椎外科手术,特别是在从骨骼上去除肌肉时帮助从背部进入。

[0069] 图 1 示出超声系统 10 的一个实施例。超声系统 10 的一个实施例包括连接到超声换能器 14 的超声信号发生器 12、包括手柄壳体 16 的手柄组件 60 以及末端执行器 50。超声换能器 14(称为“Langevin stack”)通常包括换能部分 18、第一共振器或端罩 20、第二共振器或前罩 22 以及辅助部件。在多个实施例中,超声换能器 14 的长度优选地为二分之一系统波长的整数倍($n\lambda/2$),如下面所详细描述。声学组件 24 可包括超声换能器 14、安装座 26、速度变换器 28 和表面 30。

[0070] 应当理解,本申请使用的术语“近侧”和“远侧”是相对于握住手柄组件 60 的临床医生而言的。因此,末端执行器 50 相对于较近侧的手柄组件 60 而言处于远侧。还应该理解,为方便和清晰起见,本申请相对于握住手柄组件 60 的临床医生使用诸如“顶部”和“底部”的空间术语。然而,外科器械在多个取向和位置使用,这些术语并非意图进行限制,也并非绝对。

[0071] 端罩 20 的远端连接至换能部分 18 的近端,前罩 22 的近端连接至换能部分 18 的远端。前罩 22 和端罩 20 的长度由多个变量来确定,这多个变量包括换能部分 18 的厚度、用于制造端罩 20 和前罩 22 的材料的密度和弹性模量以及超声换能器 14 的共振频率。可使前罩 22 从其近端到其远端向内成锥形,用于随着速度变换器 28 放大超声振动振幅,或者

前罩 22 可不进行放大。

[0072] 再参照图 1, 端罩 20 可包括从其延伸的螺纹构件, 该螺纹构件可被构造成与前罩 22 中的螺纹孔通过螺纹接合。在多个实施例中, 当端罩 20 和前罩 22 组装在一起时, 压电元件 (例如, 压电元件 32) 可被压缩于端罩 20 和前罩 22 之间。压电元件 32 可由任何合适的材料制成, 例如锆钛酸铅、偏铌酸铅、钛酸铅和 / 或任何合适的压电晶体材料。

[0073] 在多个实施例中, 如下面更详细讨论, 换能器 14 还可包括电极, 例如正电极 34 和负电极 36, 所述电极可被构造成在一个或多个压电元件 32 两端形成电势。正电极 34、负电极 36 和压电元件 32 中的每一个可具有中心穿孔, 所述穿孔可被构造成接纳端罩 20 的螺纹构件。在多个实施例中, 正电极 34 和负电极 36 分别电连接至导线 38 和 40, 其中导线 38 和 40 可包裹在线缆 42 内, 并可电连接至超声系统 10 的超声信号发生器 12。

[0074] 在多个实施例中, 声学组件 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, 该机械能使超声换能器 24 和末端执行器 50 以超声频率主要在纵向振动运动。合适的发生器可以 GEN01 型得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。当声学组件 24 通电时, 振动驻波通过声学组件 24 产生。合适的振动频率范围可为约 20Hz 至 120kHz, 较为适当的振动频率范围可为约 30-70kHz, 一个示例性的操作振动频率可为大约 55.5kHz。

[0075] 沿声学组件 24 的任何点处的振动振幅可取决于沿声学组件 24 测量振动的位置。振动驻波的最小或零交点通常称为波节 (即, 运动通常最小的位置), 而驻波的最大绝对值或峰值通常称为波腹 (即, 运动通常最大的位置)。波腹与距其最近的波节之间的距离为四分之一波长 ($\lambda/4$)。

[0076] 如上所述, 导线 38 和 40 将电信号从超声信号发生器 12 发送到正电极 34 和负电极 36。响应于 (例如) 脚踏开关 44, 通过超声信号发生器 12 提供的电信号给压电元件 32 供电, 从而在声学组件 24 中生成声驻波。电信号在压电元件 32 中引起反复小位移形式的扰动, 使材料中出现较大的压缩力。反复的小位移使压电元件 32 沿电压梯度的轴线以连续方式伸展和收缩, 从而生成超声能量的纵波。

[0077] 在多个实施例中, 换能器 14 所生成的超声能量可经由超声传输波导管 46 通过声学组件 24 传输至末端执行器 50。为了使声学组件 24 将能量传递到末端执行器 50, 声学组件 24 的部件与末端执行器 50 声学连接。例如, 超声换能器 14 的远端可在表面 30 处通过螺纹连接 (例如, 螺柱 48) 与超声传输波导管 46 的近端声学连接。

[0078] 可对声学组件 24 的部件进行声学调谐, 使得任何组件的长度均为二分之一波长的整数倍 ($n\lambda/2$), 其中波长 λ 是声学组件 24 的预选或工作纵向振动驱动频率 f_d 的波长, 并且其中 n 为任意正整数。还可考虑声学组件 24 结合任何合适的声学元件布置。

[0079] 超声末端执行器 50 的长度可大致等于二分之一波长 ($\lambda/2$) 的倍数。超声末端执行器 50 的远端 52 可设置在波腹处 (或至少其附近), 以便提供远端的最大 (或至少接近最大) 纵向偏移。在多个实施例中, 当换能器组件通电时, 超声末端执行器 50 的远端 52 可构造成以预定振动频率在例如大约 10 至 500 微米峰到峰的范围运动, 并且优选地在大约 30 至 150 微米的范围内运动。

[0080] 如上所述, 超声末端执行器 50 可连接至超声传输波导管 46。在多个实施例中, 如图所示的超声末端执行器 50 和超声传输波导管 46 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、不锈钢和 / 或任何其他合适的材料。另一种情况,超声末端执行器 50 可与超声传输波导管 46 分离,并可通过例如螺柱、焊接、粘合剂、快速连接或其他合适的已知方法连接在一起。超声传输波导管 46 的长度可 (例如)基本上等于二分之一系统波长 ($\lambda/2$) 的整数倍。超声传输波导管 46 可优选地由使用例如钛合金 (即, Ti6Al4V) 或铝合金等适合高效传输超声能量的材料制造的实芯轴加工而成。

[0081] 在多个实施例中,参照图 2,超声传输波导管 46 可在近端处包括纵向伸出的连接柱 54,以通过螺纹连接 (例如,螺柱 48) 连接至声学组件的表面 30。超声传输波导管 46 的远端可通过内部螺纹连接 (最好位于波腹处或波腹附近) 连接至末端执行器 50 的近端。例如,可考虑末端执行器 50 通过诸如焊接接头等任何合适的手段连接至超声传输波导管 46 上。尽管末端执行器 50 可以从超声传输波导管 46 上拆下,但还可考虑末端执行器 50 与超声传输波导管 46 形成为一体件。

[0082] 在多个实施例中,进一步地,图 2 示出用于超声器械的连接件 / 接头 70 的一个实施例。连接件 / 接头 70 可形成在超声传输波导管 46 的连接柱 54 和位于声学组件 24 远端的速度变换器 28 的表面 30 之间。连接柱 54 的近端包括带内螺纹的基本圆柱形的凹槽 66,用于在其中接纳带螺纹的螺柱 48 的一部分。速度变换器 28 的远端也可包括带内螺纹的基本圆柱形的凹槽 68,用于接纳带螺纹的螺柱 48 的一部分。凹槽 66、68 基本上周向和纵向对齐。

[0083] 在图 1 所示的实施例中,超声传输波导管 46 包括设置在多个波节处 (或至少其附近) 的多个起稳定作用的硅树脂环或适形支撑件 56。硅树脂环 56 可抑制不期望的振动并将超声能量与至少部分地围绕波导管 46 的护套 58 隔离,从而确保超声能量以最大效率沿纵向流至末端执行器 50 的远端 52。

[0084] 如图 1 所示,护套 58 可连接至手柄组件 60 的远端。护套 58 通常包括适配器或鼻锥 62 和细长管状构件 64。管状构件 64 连接到适配器 62 和 / 或从其延伸,并具有纵向贯穿其中的开口。在多个实施例中,护套 58 可通过螺纹连接或按扣到壳体 16 的远端上。在至少一个实施例中,超声传输波导管 46 穿过管状构件 64 的所述开口延伸,硅树脂环 56 可接触所述开口的侧壁并隔离其中的超声传输波导管 46。在多个实施例中,护套 58 的适配器 62 优选由例如 Ultem® 构造而成,管状构件 64 由例如不锈钢加工而成。在至少一个实施例中,超声传输波导管 46 可带有围绕其的 (例如) 聚合材料,以便将其与外部接触隔离。

[0085] 在多个实施例中,如上所述,外科器械可包括:换能器,其能够生成纵向振动;末端执行器和 / 或波导管,其可操作地连接至换能器;以及其他各种声学组件部件,其可操作地连接和 / 或支撑换能器、波导管和 / 或末端执行器。在一些实施例中,也如上所述,换能器可生成能够传输至末端执行器的振动,其中所述振动可以谐振频率 (或接近谐振频率) 驱动换能器、波导管、末端执行器和 / 或声学组件的其他各种部件。在谐振中,可在例如换能器、波导管和 / 或末端执行器中产生纵向应变图或纵向应力图。在多个实施例中,现在参照图 3 和图 4,此类纵向应变图或纵向应力图可导致纵向应变或纵向应力沿着换能器、波导管和 / 或末端执行器的长度以正弦 (或大致正弦) 方式变化。在至少一个实施例中,例如,纵向应变图可具有最大峰和零点,其中在这样的峰和零点之间应变值可以非线性方式变化。

[0086] 在多种情况下,进一步地,例如,波导管 146 和 / 或末端执行器 150 内的任何给定

位置处的纵向应变或纵向应力可在多种应变或应力状态之间脉动。参照图 3 和图 4,例如,当例如循环电压被供给换能器 114 的压电元件 132 时,特别是当基本上包括波导管 146、末端执行器 150 和换能器 114 的系统以其谐振频率(或接近谐振频率)振动时,波导管 146 内点 A 处的纵向应变可在张拉(或正) $\epsilon_{\max}$ 和压缩(或负) $\epsilon_{\max}$ 之间循环。在多种情况下,压缩和张拉最大纵向应变的绝对值可相等,或至少基本相等。相应地,波导管 146 内点 A 处的纵向应力可在张力(或正) $\sigma_{\max}$ 和压力(或负) $\sigma_{\max}$ 之间循环,其中压力和张力最大纵向应力的绝对值可相等,或至少基本相等。类似地,参照图 4,换能器 114 内点 B 处的纵向应变可在张拉 $\epsilon_{\max}$ 和压缩 $\epsilon_{\max}$ 之间循环,纵向应力可在张力 $\sigma_{\max}$ 和压力 $\sigma_{\max}$ 之间循环。

[0087] 在多个实施例中,如上所述,波导管 146 和/或末端执行器 150 内的任何给定点处的纵向应变或纵向应力可在两个值之间循环,所述值的绝对值可基本上相同。在此类实施例中,一个位置处发生的纵向应变或纵向应力的范围可分别被评价为峰到峰值,即, ϵ_{ptp} 或 σ_{ptp} 。在至少一个实施例中,尽管未示出,但供应给换能器 114 的压电元件 132 的电压可被整流,使得所述电压在零和最大电压之间循环,或者在零和最小值之间循环。结果是,纵向应变分布可在零和最大压缩应变之间循环,或者在零和最大张拉应变之间循环。在任何情况下,再参照图 3 所示的纵向应力和纵向应变图,应力图被示出为与应变图重叠。然而,在多种情况下,波导管 146 和/或末端执行器 150 中的任何给定点处的纵向应力和纵向应变将不具有相同的大小。相反,例如,应力(以 psi 测量)的大小可大于(最可能的,显著大于)应变(以 in/in 无量纲尺寸测量)的大小。在各种情况下,应力(σ)和应变(ϵ)值可成线性关系,并且可按照下面的关系式相关:

[0088]
$$\sigma = E * \epsilon$$

[0089] 其中 E 包括(例如)波导管 146 和/或末端执行器 150 的特定点处的材料的弹性模量。

[0090] 在多个实施例中,例如如图 3 和图 4 所示,换能器 116、波导管 146 和/或末端执行器 150 内的纵向应变图或纵向应力图可包括一个或多个零应变点(或者一个或多个零应力点)。结合图 5 和图 6,换能器 116、波导管 146 和末端执行器 150 内的零应变点和零应力点可与换能器 116、波导管 146 和末端执行器 150 内的振动驻波的波腹重合,其中所述波腹由点 AN 表示。读者将记得,参照图 5 和图 6,例如,纵向振动驻波的波腹可与振动驻波的最大纵向振动位移,即, $\delta_{\max}$ 和/或 $-\delta_{\max}$ 对应。另外,换能器 116、波导管 146 和末端执行器 150 内的最大应变点和最大应力点可与振动驻波的波节(由点 N 表示)重合。读者也将记得,参照图 5 和图 6,纵向振动驻波的波节可与振动驻波的零纵向位移点对应。如图 3 所示,参照上面的讨论,点 A 位于波节 N 处或其附近。还如图 3 所示,末端执行器 150 的远端 152 设置于波腹 AN 处或其附近。类似地,波导管 146 的近端也设置于波腹 AN 处。如上所述,通过确保末端执行器 150 的远端 152 设置于波腹处或其附近可获得某些优点,其中至少一个此类优点可包括(例如)充分利用了波腹处所实现的最大纵向振动位移。通过确保波导管 146 的近端设置于波腹处或其附近可获得一些其他的优点,其中至少一个此类优点可包括充分利用了波腹处所实现的纵向零应变或纵向零应力点。与上述类似,波导管 146 的近端可包括连接接头,例如图 2 所示的连接接头 70,通过将此连接接头设置在波腹处或其附近,可使接头暴露于很少(如果有的话)的由振动驻波引起的纵向应力或纵向应变。

[0091] 如上所述,电压或功率源可与换能器的一个或多个压电元件可操作地连接,其中

施加于每一压电元件的电势可使压电元件沿纵向伸展和收缩（或振动）。也如上所述，电势可为循环的，并且在多个实施例中，电势可以与具有包括例如换能器 116、波导管 146 和末端执行器 150 在内的部件的系统的谐振频率相同（或几乎相同）的频率循环。然而，在多个实施例中，换能器内的某些压电元件可比换能器内的其他压电元件对纵向振动驻波贡献更多。更具体地讲，换能器内可产生纵向应变分布，其中应变分布可控制或限制纵向位移，使得一些压电元件对振动驻波做出贡献，尤其是当系统以其谐振频率或接近谐振频率振动时。

[0092] 现在参照图 7，比换能器 214 的其他压电元件更靠近波节 N 设置的压电元件 232a 可能经受比换能器 214 的其他压电元件更大的应变或应力。在多个实施例中，压电元件内的应变可决定能够流过或被拉过压电元件的电流的量。在一些实施例中，应变和电流可成线性关系，而在其他实施例中，应变和电流可成等比关系。因为在换能器 214 内压电元件 232a 最靠近波节设置，因而暴露于最高的应变，所以压电元件 232a 能够比更远离波节，因而暴露于较少应变的其他压电元件从电源拉引更多电流。例如，更大电流流过压电元件 232a 可使得压电元件 232a 比换能器 214 的更远离波节设置的其他压电元件具有更大的纵向振动，并为换能器 214 以及连接到换能器的末端执行器内的振动驻波贡献更大位移。在一些实施例中，压电元件所拉引的电流和压电元件的纵向位移可成线性关系，而在其他实施例中，电流和纵向位移可成等比关系。

[0093] 例如，进一步地，压电元件 232a 比压电元件 232b 更靠近波节 N，并且如图 7 所示，压电元件 232b 可经受比压电元件 232a 少的应变。结果是，根据上述讨论，压电元件 232b 可拉引比压电元件 232a 少的电流。另外，因为压电元件所消耗的功率可通过流过压电元件的电流与施加于压电元件两端的电势的乘积来定义，压电元件 232b 可消耗比压电元件 232a 少的功率。在压电元件 232a 和 232b 两端的电势相同（或至少基本相同）的实施例中尤其成这样的关系。相应地，压电元件 232c 可比压电元件 232b 拉引更少电流并消耗更少功率。类似地，压电元件 232d 可比压电元件 232c 拉引更少电流并消耗更少功率。

[0094] 进一步地，拉引较大电流并消耗较大功率的压电元件可做较大的功。更具体地讲，此类压电元件在振动时可形成更大的纵向位移和 / 或产生更大的纵向力，因为压电元件所生成的功可与压电元件所产生的力和位移的乘积成正比，所以此类压电元件可输出更多的功。因此，更靠近波节设置的压电元件可比更远离波节设置的压电元件做更多的功。在换能器的压电元件由相同材料构成并具有基本上相同的尺寸的实施例中尤其如此。然而，在多个实施例中，消耗大量的功率并做大量的功的压电元件可产生大量的热。在至少一个实施例中，结果是，最靠近波节设置的压电元件可比更远离波节设置的压电元件生成更多热。在多种情况下，最靠近波节设置的压电元件的散热可能受到抑制，因为此类压电元件可能设置于相邻压电元件之间，这些相邻压电元件会减少其周围的空气流动。在某些情况下，大量的热对各种压电元件的性能会具有负面影响。例如，大量的热会在一个或多个压电元件内生成热电，这会抵消施加于其两端的电势，和 / 或可能减少压电元件的寿命。

[0095] 在多个实施例中，进一步地，换能器可包括若干不同的压电元件，其中所述压电元件可被选择为能够均衡（或至少较好地分配）由换能器的压电元件所做的功。在某些实施例中，更远离波节设置的压电元件可与更靠近波节设置的压电元件做相同的功。在某些

其他的实施例中,更远离波节设置的压电元件可不与更靠近波节设置的压电元件做相同的功,但其可做由更靠近波节设置的压电元件做的功的大约 90%、大约 80%、大约 70%、大约 60%、大约 50%、大约 40% 和 / 或大约 30%。在至少一个实施例中,所述不同的压电元件可由具有不同应变常数 (d_{33}) 的材料构成,其中材料的应变常数可表示为材料内生成的应变 (ϵ) 除以压电元件所经受的电场 (E)。在至少一个此类实施例中,再参照图 7,例如,压电元件 232a 可由具有第一应变常数的第一材料构成,压电元件 232b 可由具有第二应变常数的第二材料构成。在多个实施例中,第一应变常数可高于第二应变常数。通常,压电元件生成某一量的功所需的电流可与压电元件的应变常数成反比,因此为压电元件选择具有较高应变常数的材料可减小压电元件将拉引的电流,从而相应地减少压电元件将生成的热。相应地,为压电元件选择具有较低应变常数的材料可增大生成某一量的功所需的电流,因而增加压电元件将生成的热。

[0096] 进一步地,可通过在更靠近波节处使用由具有较高应变常数的材料构成的压电元件,而在远离波节处使用由具有较低应变常数的材料构成的压电元件,来平衡 (或至少较均匀地平衡) 换能器的压电元件所做的功。在多个实施例中,压电元件 232a 可由具有第一应变常数的第一材料构成,压电元件 232b 可由具有第二应变常数的第二材料构成,压电元件 232c 可由具有第三应变常数的第三材料构成,压电元件 232d 可由具有第四应变常数的第四材料构成,其中在至少一个实施例中,第一应变常数可大于第二应变常数,第二应变常数可大于第三应变常数,第三应变常数可大于第四应变常数。在多个实施例中,例如,压电元件的应变常数可在大约 $100 \text{e}^{-12} \text{m/V}$ 至大约 $600 \text{e}^{-12} \text{m/V}$ 范围内,和 / 或大约 $150 \text{e}^{-12} \text{m/V}$ 至大约 $500 \text{e}^{-12} \text{m/V}$ 范围内,和 / 或大约 $150 \text{e}^{-12} \text{m/V}$ 至大约 $350 \text{e}^{-12} \text{m/V}$ 范围内。在任何情况下,由于对压电元件材料的选择,再参照图 7,例如,压电元件 232b 可做与压电元件 232a 所做的功相同量 (或至少其一大部分) 的功。类似地,例如,压电元件 232c 可做与压电元件 232b 所做的功相同量 (或至少其一大部分) 的功。同样,压电元件 232d 可做与压电元件 232c 所做的功相同量 (或至少其一大部分) 的功。

[0097] 在多个实施例中,作为上述情形的结果,可平衡 (或至少较均匀地平衡) 换能器的压电元件所产生的热,使得在整个换能器中均匀地 (或至少较均匀地) 产生热。此类实施例可,例如,防止 (或至少降低其可能性) 在换能器内的单个或集中的位置处产生和 / 或保留有不期望量的热。在某些情况下,作为上述情形的结果,例如,压电元件 232b 可产生与压电元件 232a 所产生的热相同量 (或至少其一大部分) 的热。类似地,例如,压电元件 232c 可产生与压电元件 232b 所产生的热相同量 (或至少其一大部分) 的热。同样,压电元件 232d 可产生与压电元件 232c 所产生的热相同量 (或至少其一大部分) 的热。在至少一个此类实施例中,由压电元件产生和 / 或保留的热可在换能器 214 内均匀地分配 (或至少较均匀地分配)。在多个实施例中,例如,压电元件 232d 内产生和 / 或保留的附加热可更容易被吸收到例如远端构件 222 和 / 或近端构件 220 中,使得热可更容易从换能器 214 消散。在某些实施例中,端构件 220 和 222 可包括散热器,其可将热从压电元件吸走,其中在至少一个实施例中,例如,端构件 220 和 222 可由金属构成。在此类实施例中,压电元件变得过热的可能性可降低。

[0098] 在多个可供选择的实施例中,期望在更靠近波节处使用由具有较低应变常数的材料构成的压电元件,而在远离波节处使用由具有较高应变常数的材料构成的压电元件。在

多个实施例中,压电元件 232a 可由具有第一应变常数的第一材料构成,压电元件 232b 可由具有第二应变常数的第二材料构成,压电元件 232c 可由具有第三应变常数的第三材料构成,压电元件 232d 可由具有第四应变常数的第四材料构成,其中在至少一个实施例中,第一应变常数可小于第二应变常数,第二应变常数可小于第三应变常数,第三应变常数可小于第四应变常数。

[0099] 在某些实施例中,进一步地,可通过使用具有不同介电损耗或阻尼性质的材料,来平衡(或至少较均匀地平衡)由换能器的压电元件产生的热。在多种情况下,材料的介电损耗可表示为耗散系统中振荡模式的功率损失率的大小。换句话说,在某些情况下,材料的介电损耗可表示振动压电元件和/或换能器内可发生的能量耗散或损失,其中此类耗散或损失可导致热的产生。在任何情况下,在多个实施例中,例如,可使用具有较大和/或较小耗散或阻尼性能的不同材料,其中具有较小耗散或阻尼性能的材料可产生较少的热。在至少一个实施例中,由具有较小耗散性能的材料构成的压电元件可更靠近波节设置,而由具有较大耗散性能的材料构成的压电元件可远离波节设置。在多个实施例中,例如,换能器的压电材料的介电损耗因子可在大约 .002 至大约 .01 范围内。

[0100] 在某些实施例中,进一步地,可通过使用具有不同介电常数的材料,来平衡(或至少较均匀地平衡)由换能器的压电元件做的功。在多个实施例中,由具有较低介电常数的材料构成的压电元件可比具有较高介电常数的压电元件做更多功。在至少一个实施例中,结果是,压电元件 232a 可由具有第一介电常数的第一材料构成,压电元件 232b 可由具有第二介电常数的第二材料构成,压电元件 232c 可由具有第三介电常数的第三材料构成,压电元件 232d 可由具有第四介电常数的第四材料构成,其中在至少一个实施例中,第一介电常数可大于第二介电常数,第二介电常数可大于第三介电常数,第三介电常数可大于第四介电常数。在多个实施例中,进一步地,例如,压电材料的相对介电常数可在大约 900 至大约 1200 范围内,其中材料的相对介电常数(ϵ_r)可被定义为材料的静电介电常数(ϵ_s)除以介电常数(ϵ_0)。在任何情况下,由于对压电元件材料的选择,再参照图 7,例如,压电元件 232b 可做成与压电元件 232a 所做的功相同量(或至少其一大部分)的功。类似地,例如,压电元件 232c 可做与压电元件 232b 所做的功相同量(或至少其一大部分)的功。同样地,压电元件 232d 可做与压电元件 232c 所做的功相同量(或至少其一大部分)的功。

[0101] 在某些实施例中,进一步地,可通过使用具有不同电压灵敏度的材料,来平衡(或至少较均匀地平衡)由换能器的压电元件做的功。在多个实施例中,由具有较高电压灵敏度的材料构成的压电元件可比具有较低电压灵敏度的压电元件做更多功。在至少一个实施例中,结果是,压电元件 232a 可由具有第一电压灵敏度的第一材料构成,压电元件 232b 可由具有第二电压灵敏度的第二材料构成,压电元件 232c 可由具有第三电压灵敏度的第三材料构成,压电元件 232d 可由具有第四电压灵敏度的第四材料构成,其中在至少一个实施例中,第一电压灵敏度可小于第二电压灵敏度,第二电压灵敏度可小于第三电压灵敏度,第三电压灵敏度可小于第四电压灵敏度。在多个实施例中,压电材料的电压灵敏度可被定义为材料对电势的响应性或形状改变,其中具有较高电压灵敏度的压电材料可能需要较少电压来在材料内生成较大位移。在任何情况下,由于对压电元件材料的选择,再参照图 7,例如,压电元件 232b 可做与压电元件 232a 所做的功相同量(或至少其一大部分)的功。类似地,例如,压电元件 232c 可做与压电元件 232b 所做的功相同量(或至少其一大部分)的

功。同样,压电元件 232d 可做与压电元件 232c 所做的功相同量(或至少其一大部分)的功。

[0102] 如上所述,再参照图 7,换能器的更靠近波节设置的压电元件可比换能器的更远离波节设置的压电元件产生和/或保留更多热。也如上所述,压电元件的材料可被选择为使在整个换能器上由压电元件生成和/或保留的热可平衡(或至少较好地平衡)。然而,在多种情况下,热产生和/或保留可能集中于波节附近的压电元件内。在多个实施例中,如下面更详细讨论的,换能器的压电元件可由具有不同的居里温度(T_c)的不同材料构成。压电材料的居里温度可被描述为这样的温度,高于该温度时压电材料会失去其极化和压电特性。在多种情况下,结果是,期望压电材料的温度不超过其居里温度。

[0103] 在多个实施例中,尤其是在换能器中在换能器叠堆中处于中心或波节处的压电元件 232a 与换能器叠堆中处于末端或波腹处的压电元件 232d 之间存在大的热梯度的实施例中,更靠近波节设置的压电元件可由其居里温度比更远离波节设置的压电元件的居里温度高的材料构成。在至少一个实施例中,压电元件 232a 可由具有第一居里温度的第一材料构成,压电元件 232b 可由具有第二居里温度的第二材料构成,压电元件 232c 可由具有第三居里温度的第三材料构成,压电元件 232d 可由具有第四居里温度的第四材料构成,其中在至少一个实施例中,第一居里温度可大于第二居里温度,第二居里温度可大于第三居里温度,第三居里温度可大于第四居里温度。例如,在至少一个此类实施例中,压电元件 232a 和/或 232b(例如)可由 $(K, Na)NbO_3$ (通常称作铌酸钾钠或“KNN”,并具有大约 410°C 的居里温度)构成。进一步地,例如,压电元件 232a 和/或 232b 可由 $Bi_4Ti_3O_{12}$ (通常称作“BT0”并具有大约 280°C 的居里温度)和/或 $(Bi, Na)TiO_3$ -(Bi, K) TiO_3 -(Ba, Sr) TiO_3 (通常称作“BNBK”并具有大约 675°C 的居里温度)和/或任何合适的高 T_c 无铅压电材料构成。除此之外,例如,压电元件 232c 和/或 232d 可由 $BaTiO_3$ (通常称作钛酸钡并具有大约 110°C 的居里温度)和/或任何合适的低 T_c 无铅压电材料构成。在至少一个实施例中,例如,压电元件 232a 可由 BNBK($T_c = 675^\circ C$)构成,压电元件 232b 可由 KNN($T_c = 410^\circ C$)构成,压电元件 232c 可由 BT0($T_c = 280^\circ C$)构成,压电元件 232d 可由钛酸钡($T_c = 110^\circ C$)构成。尽管此类布置可适用于多种情况,但换能器叠堆内的每一压电元件可由本申请中所提及的任何材料中的一种或多种构成。

[0104] 在多个实施例中,进一步地,具有第一居里温度的第一压电元件 232a 可拉引第一电流,具有第二居里温度的第二压电元件 232b 可拉引第二电流,其中第一电流可大于第二电流。由于较高的第一居里温度,第一(或较高)电流不会使第一压电元件 232a 不利地过热。类似地,第二(或较低)电流不会使第二压电元件 232b 不利地过热。在至少一个此类实施例中,第三压电元件 232c 可拉引第三电流,第三电流小于第二电流;另外,第四压电元件 232d 可拉引第四电流,第四电流小于第三电流。

[0105] 在多个实施例中,现在参照图 8-13,可采用具有不同厚度的压电元件来分配由换能器的压电元件做的功以及拉引的电流。参照图 8,例如,换能器 314a 可包括具有第一厚度的四个压电元件 332 和具有第二厚度的四个压电元件 333,其中第二厚度大于第一厚度。在此类实施例中,压电元件 332 和 333 可布置成使得由压电元件做的功可产生如图 14 所示的功分布。参照图 8 和图 14,较厚的压电元件 333 比较薄的压电元件 332 更靠近波节 N 设置,其中由于压电元件 332 和 333 的布置方式以及换能器内产生的纵向应力分布 $\epsilon(1)$,由

压电元件做的功可能没有在整个压电元件上均匀分配。事实上,参照图 14,由换能器做的功可能严重集中于紧邻波节 N 的大压电元件 333 处。相应地,换能器 314 的较薄压电元件 332 可做比压电元件 333 少很多的功,因为其更远离波节 N,而更靠近波腹 AN,结果是其经受较少的纵向应变。

[0106] 在多个实施例中,现在参照图 9、图 10、图 12 和图 13 分别示出的换能器 314b、314c、314e 和 314f,压电元件 332 和 333 可以不同的布置方式堆叠,其中不同的布置方式可生成不同的功分布。在实施例中,进一步地,例如,换能器的压电元件可布置为使得由压电元件生成的功分布在整个换能器上平衡,或者至少比换能器 314a 所生成的功分布更逼近平衡功分布。在至少一个实施例中,现在参照图 11,与上面类似,例如,换能器 314d 可包括四个压电元件 332 和四个压电元件 333。在此类实施例中,换能器 314d 的压电元件 332 和 333 可布置成使得由压电元件做的功可产生如图 14 所示的功分布。更具体地讲,参照图 11 和图 14,换能器 314d 的较薄的压电元件 332 比较厚的压电元件 333 更靠近波节 N 设置,其中由于压电元件 332 和 333 的布置方式,由换能器 314d 的压电元件做的功可在整个压电元件上更均匀地分配。通过比较,可由换能器 314a 做的集中于波节 N 周围的功的大集中或峰会显著大于可由换能器 314d 做的集中于波节 N 周围的功的较不明显的集中。另外,通过比较,设置在换能器 314d 的换能器叠堆末端的较厚的压电元件 333 可比设置在换能器 314a 的换能器叠堆末端的较薄压电元件 332 做更多的功,从而进一步平衡换能器 314d 的功分布。

[0107] 尽管图 14 所示的功分布可表示多种换能器的实际功分布,但此类功分布只是为了说明和讨论目的而提供。多种其他功分布也是可能的。例如,参照图 14,读者将注意到,水平轴用数字 1-8 标记,其表示换能器 314a 和 314d 的示例性实施例的八个压电元件。更具体地讲,数字 1 可表示第一或最近侧的压电元件,数字 2 可表示第二或第二最近侧的压电元件等等。读者还将注意到,垂直轴用百分比值标记。此类百分比值表示与换能器所拉引的总电流相比,特定压电元件可拉引的电流。例如,换能器 314a 的第一压电元件可拉引换能器 314a 所拉引总电流的大约 10.5%,而换能器 314d 的第一压电元件可拉引换能器 314d 所拉引总电流的大约 11.5%。在多个实施例中,鉴于以上内容,如果对换能器 314a 的每一压电元件所拉引的电流百分比求和,则结果应该为 100%。类似地,对换能器 314d 的每一压电元件所拉引的电流百分比求和时,应该也为 100%。

[0108] 在多个实施例中,如上所述,换能器内的振动驻波所生成的纵向应变分布可为正弦曲线,其中纵向应变可在第一和第二值之间以非线性或几何方式变化。在某些实施例中,例如,现在再参照图 8,换能器 314a 内的应变分布 $\epsilon(1)$ 可由在振动驻波的两个波腹 AN 之间延伸的半正弦波表示,但也可想到任何合适数量的波腹可位于换能器内的其他实施例。作为另外一种选择,可想到换能器内没有波腹的实施例。在任何情况下,也如上所述,应变分布 $\epsilon(1)$ 的最大纵向应变可发生于振动驻波的波节 N 处,其中例如换能器 314a 的最靠近波节 N 设置的压电元件(例如,压电元件 333₃和 333₄)可经受最多的纵向应变。例如,参照图 8,压电元件 333₃和 333₄就设置在波节 N 的左侧或近侧,其中元件 333₄经受纵向应变 ϵ_4 ,元件 333₃经受纵向应变 ϵ_3 ,其中应变 ϵ_4 小于 $\epsilon_{\max}$,并且其中应变 ϵ_3 小于应变 ϵ_4 。出于此实施例的目的,纵向应变 ϵ_4 可表示整个压电元件 333₄ 上的平均应变,纵向应变 ϵ_3 可表示整个压电元件 333₃ 上的平均应变。相应地,再参照图 8,示出纵向应变 ϵ_3 和纵向应变

ε_4 发生于压电元件 333₃和 333₄的中心。在任何情况下,进一步地,应变 ε_3 和应变 ε_4 可使压电元件 333₃和 333₄比相对于压电元件 333₃和 333₄更靠近设置的压电元件 332₂和 332₁贡献更大的功,其中压电元件 332₂和 332₁分别经受纵向应变 ε_2 和纵向应变 ε_1 。与上面类似,例如,应变 ε_2 和 ε_1 可表示整个压电元件 332₂和 332₁上可经历的平均纵向应变。

[0109] 进一步地,再参照图 8,纵向应变 ε_2 小于纵向应变 ε_3 ;另外,纵向应变 ε_1 小于应变 ε_2 并显著小于应变 ε_4 。这种关系是由应变分布 $\varepsilon(1)$ 的正弦曲线性质或形状导致的。更具体地讲,由于这种形状,换能器内产生的纵向应变可相对于波节 N 以几何或非线性方式减小,结果是,换能器内的应变分布可在更远离波节 N 的位置和 / 或更靠近波腹 AN 的位置处经历较大的纵向应变改变。结果是,更远离波节 N 设置的压电元件可经受显著减小的纵向应变,并且较不可能做较大的功。为了更好的平衡换能器的压电元件的功分布,现在再参照图 11,压电元件可布置成使得整个压电元件上经历的平均纵向应变差异可减小。在至少一个比较例中,参照图 8 和图 11,换能器 314d 的压电元件可布置成使得波节 N 与换能器 314d 的压电元件 333₁中心之间的距离 B11 小于波节 N 与换能器 314a 的压电元件 332₁中心之间的距离 A11。由于距离 B11 比距离 A11 短,所以换能器 314d 的压电元件 333₁内经历的平均纵向应变以及由其做的功可大于换能器 314a 的压电元件 332₁内经历的平均应变以及由其做的功。例如,由于换能器 314d 的压电元件 333₁可提供的功增加,所以,由换能器 314d 的压电元件 333₁和压电元件 332₄做的功的差异可小于由换能器 314a 的压电元件 332₁和压电元件 333₄做的功的差异。

[0110] 进一步地,再参照图 8 和 11,波节 N 与换能器 314d 的压电元件 333₂中心之间的距离 B12 小于波节 N 与换能器 314a 的压电元件 332₂中心之间的距离 A12。与上面类似,由于距离 B12 比距离 A12 短,所以换能器 314d 的压电元件 333₂内经历的平均纵向应变以及由其做的功可大于换能器 314a 的压电元件 332₂内经历的平均应变以及由其做的功。与上面类似,由于换能器 314d 的压电元件 333₂可提供的功增加,所以例如,由换能器 314d 的压电元件 333₂和压电元件 332₄做的功的差异可小于由换能器 314a 的压电元件 332₂和压电元件 333₄做的功的差异。类似地,关于第三压电元件,距离 B13 可比距离 A13 短;另外,关于第四压电元件(即,最靠近波节 N 设置的元件),距离 B14 可比距离 A14 短。如图 8 和图 11 所示,换能器 314a 和 314d 的其他压电元件,即,换能器 314a 的元件 333₅、333₆、332₇和 332₈,以及换能器 314d 的元件 332₅、332₆、333₇和 333₈,可以对应或镜像方式布置,其中关于波节 N 和第二或相对的波腹 AN,上述讨论适用于这些元件。在任何情况下,现在再参照图 14,可通过将压电元件布置成使得每一元件所经受的平均应变相同或接近相同,来平衡(或至少较接近地平衡)整个换能器上压电元件所做的功。

[0111] 在多个实施例中,进一步地,经受较大平均纵向应变的压电元件可生成较大的纵向振动振幅,在较厚的压电元件,即,在纵向方向上较厚的压电元件中尤其如此。在多种情况下,压电元件的纵向应变可被定义为压电元件的厚度改变(Δt)除以其初始或未加电的厚度(t_0),并且,当压电元件内的纵向应变由谐振换能器内产生的应变场决定时,较厚压电元件的使用可能要求压电元件内发生较大纵向位移,以便保持($\Delta t/t_0$)的相对比。换句话说,对于给定纵向应变值,较大的(t_0)可决定较大的 Δt ,相应地,较小的(t_0)可决定较小的 Δt 。如上所述,再参照图 11,换能器 314d 的较厚压电元件 333 比压电元件 332 更远离波节 N 设置,尽管较厚元件 333 可经受比较薄元件 332 小的平均应变,但压电元件 333 的厚度可

补偿较小的平均应变,从而仍可提供足够的纵向位移或振动并做足够量的功,使得换能器 314d 所生成的功分布可平衡,或至少较接近平衡。尽管未示出,但多种压电元件可用于换能器内使得压电元件可具有多种不同的厚度,并且其中,在某些实施例中,换能器可包括具有三种或更多种不同厚度的压电元件。例如,在某些实施例中,也未示出,换能器可包括压电元件,其中最厚的压电元件设置在换能器叠堆的末端,最薄的压电元件设置在叠堆的中部,具有中间厚度的压电元件设置在两者间,使得这些压电元件的厚度朝着叠堆的中部成降序排列。

[0112] 进一步地,再参照图 8-13,换能器的压电元件可具有相同(或至少基本相同)的宽度、高度和/或直径。在某些其他实施例中,现在参照图 15,例如,换能器(例如,换能器 414)可包括具有不同宽度、高度和/或直径的压电元件。更具体地讲,在至少一个实施例中,换能器 414 可包括具有第一直径的第一压电元件 432a、具有第二直径的第二压电元件 432b、具有第三直径的第三压电元件 432c 和具有第四直径的第四压电元件 432d。在此类实施例中,第一、第二、第三和/或第四压电元件可具有由其不同的直径导致的不同电容。更具体地讲,如上所述,每一压电元件可包括电极,所述电极设置在压电元件的相对侧以在元件两端产生电压或电势,其中由于电极的表面积与压电元件的电势电容之间的正比关系,具有较大直径的压电元件可包括具有较大表面积的电极,因此可在较大压电元件内产生较大的电容。在多种情况下,电极的表面积与压电元件的电容之间的正比关系可为线性的(或至少基本为线性的),但也可考虑到具有几何关系的实施例。另外,由于压电元件的电容与流过压电元件的电流之间的正比关系,具有较大电容的较大压电元件可拉引较大电流,因此做更大量的功。在各种情况下,电容与流过压电元件的电流之间的正比关系可为线性的(或至少大致线性的),但也可想到具有几何关系的实施例。在某些情况下,压电元件的电容可由下面的关系式表示:

$$[0113] \quad C = (K * \epsilon_0 * A) / t$$

[0114] 其中 K 表示压电元件材料的介电常数,其中 ϵ_0 表示空气的介电常数,其中 A 表示电极的表面积,并且其中 t 表示电极之间的压电元件的厚度。

[0115] 现在再参照图 15,换能器 414 的压电元件 432a 的直径可在其整个厚度上恒定(或至少基本恒定)。类似地,压电元件 432b、432c 和/或 432d 的直径可在其整个厚度上恒定(或至少基本恒定)。在至少一个实施例中,此类压电元件可包括第一和第二电极,所述电极设置在其具有相同(或至少基本相同)的直径的相对侧上。在各种可供选择的实施例中,换能器的一个或多个压电元件的直径可在其整个厚度上不恒定。在至少一个此类实施例中,现在参照图 16,例如,换能器 514 可包括压电元件 532a,该压电元件可包括第一直径 531 和第二直径 535,其中第二直径 535 可大于第一直径 531。如图 16 所示,压电元件 532a 的直径可在较大的第二直径 535 和较小的第一直径 531 之间减小。在多个实施例中,压电元件 532a 的直径可以线性(或至少基本线性)方式减小,但也可考虑其他直径变化方式,例如非线性或几何减小。

[0116] 进一步地,第一和第二电极可连接到压电元件 532a 的侧面,其中第一电极可具有与第一直径 531 相同的直径(或至少基本相同的直径),并且其中第二电极可具有与第二直径 535 相同的直径(或至少基本相同的直径)。由于第一和第二电极的不同的直径和/或面积 A,在多个实施例中,压电元件 532a 的电容 C 可使得压电元件 532a 所做的功符合所需功

分布。在某些实施例中,换能器 514 还可包括压电元件 532b、532c 和 / 或 532d,其中这些压电元件的直径也可在第一和第二直径之间减小。在至少一个实施例中,再参照图 16,换能器 514 的压电元件的直径可在压电元件 532d 的最大直径与压电元件 532a 的最小直径之间按照恒定(或至少大基本恒定)的速率减小。在多个实施例中,现在参照图 16A,换能器 2714 的压电元件的直径可在压电元件 2732d 的最小直径与压电元件 2732a 的最大直径之间按照恒定(或至少基本恒定)的比率增大。尽管未示出,但也可想到压电元件的直径以非线性方式增大和 / 或减小和 / 或具有任何其他合适的分布的其他实施例。在任何情况下,与上面类似,压电元件 532a、532b、532c 和 / 或 532d 的较大和较小直径可布置成使得压电元件的电容 C 导致所需功分布。更具体地讲,如上所述,相比于与较小直径相连的较小电极,较大电极可与压电元件的较大直径相连,其中较大电极可更靠近波腹 AN 设置,结果是可提供整个功分布上更均匀的功分配。在多个其他实施例中,再参照图 16A,压电元件 2732a、2732b、2732c 和 2732d 的最大直径可更靠近波节设置,以充分利用应变分布内的较大应变值。

[0117] 在多个实施例中,如上所述,换能器的压电元件可产生热,其中在一些情况下,过量的热会影响压电元件的性能。在某些实施例中,换能器可包括泵。参照图 17 和图 18,换能器 614 可包括一个或多个带或带状物 617,其可被构造用于在换能器 614 被如上所述启动时泵送空气环绕换能器 614 的一个或多个压电元件 632。在至少一个此类实施例中,压电元件 632 可设置在端罩 620 和前罩 622 中间,其中尽管图 17 未示出,端罩 620 和前罩 622 可被紧固在一起,以将压电元件 632 捕获和 / 或压缩在两者间。在某些情况下,一个或多个带 617 可安装到端罩 620 和前罩 622,其中在至少一个实施例中,带 617 可在端罩 620 和前罩 622 已通过螺栓连接在一起之后安装到端罩 620 和前罩 622。在至少一个实施例中,换能器 614 可包括四个带 617,其可通过焊接和 / 或以其他方式适当紧固到端罩 620 和前罩 622,其中带 617 可围绕换能器的周边等距(或至少基本等距)地设置。尽管示出带 617 为矩形且具有恒定的厚度,但带 617 可具有任何合适的形状和 / 或非恒定厚度。在多个实施例中,参照图 17,带 617 和压电元件 632 之间可设定间隙 637,使得当带 617 挠曲时(如下面更详细描述),带 617 不会接触压电元件 632。

[0118] 在多种情况下,参照图 18,压电元件 632 所生成的振动会引起带 617 振动和挠曲。例如,带 617 的挠曲可转移带 617 周围的空气(例如,位于带 617 和压电元件 632 中间的空气)并使空气从压电元件上流过。在多种情况下,从压电元件 632 上流过的空气可(至少最初)比压电元件 632 温度低,使得空气可从压电元件 632 吸热。在某些实施例中,换能器 614 可设置在外科器械的柄内,其中所述柄可包括一个或多个气孔,所述气孔可允许热空气从柄部排出,而允许冷空气进入柄部并进一步冷却压电元件 632。在某些实施例中,具有一个或多个风扇叶片的风扇可设置在柄内,以帮助使冷空气围绕压电元件移动和 / 或使热空气移出柄。在多个实施例中,再参照图 18,带 617 能够沿一个或多个方向振动或挠曲。在至少一个实施例中,带 617 能够沿横切纵向轴线 699 的方向挠曲,使得带 617 从压电元件上沿径向(或基本径向)抽方向泵送空气。在某些实施例中,带 617 能够沿相对于纵向轴线 699 垂直、平行和 / 或偏斜的方向挠曲。在某些实施例中,带 617 能够在压电元件 632 上方生成空气层流 e 和 / 或空气湍流,这取决于压电元件的几何形状和表面条件。在多个实施例中,例如,带 617 可由金属(例如,铜或黄铜)构成,其中带 617 可被构造用于在端罩 620 和前罩 622 之间传导热。在至少一个此类实施例中,热可从换能器 614 的一端流向另一端,

使得储存在换能器 614 内的热可在整个换能器 614 上均匀（或至少大致均匀）地散布。

[0119] 在多个实施例中，如上所述，换能器 614 的压电元件 626 可产生纵向振动，该纵向振动可引起带或带状物 617 振动和挠曲。在某些情况下，例如，压电元件 626 可产生（例如）横切或垂直于纵向轴线 699 的振动，该振动可引起带 617 振动和挠曲。在这样的情况下，可发生带 617 的相当大的挠曲。然而，在某些实施例中，带 617 可能没有挠曲足够量以生成所需空气流。在至少一个实施例中，现在参照图 19，一个或多个重物或质量块 739 可安装到一个或多个带 717，其可被构造用于在带 717 内引起偏心或不平衡。由于这种不平衡，换能器 714 的压电元件 732 所生成的振动（至少最初）可被放大以在带 717 内形成较大的挠曲。换句话说，质量块 739 可“启动”带 717 的挠曲。在各种情况下，质量块的附加重量可在换能器 714 工作的整个持续时间内引起带 717 的较大挠曲。在至少一个实施例中，质量块 739 可包括（或至少近似）点质量块，其不使带 717 变硬（或至少基本变硬）。在任何情况下，每一带 717 可包括安装到其上的一个或多个质量块，或者在某些其他的实施例中，一些带 717 可包括安装到其上的一个或多个质量块，而一些带 717 可能根本没有安装任何带子。在某些实施例中，质量块 739 可焊接到带 717。在多个实施例中，质量块 739 可粘附和 / 或紧固到带子 717。

[0120] 在多个实施例中，如上所述，超声外科器械可包括线缆，其被构造用于向外科器械的换能器供应电流。在某些实施例中，所述线缆可被构造用于将热带离外科器械的换能器和 / 或换能器位于其中的手柄。在至少一个实施例中，所述线缆可包括若干层。例如，在至少一个此类实施例中，线缆可包括内芯、外芯、设置在内芯和外芯中间的第一绝缘层、围绕外芯的第二绝缘层、围绕第二绝缘层的导热材料以及外绝缘层。内芯和外芯可被构造用于向换能器和从换能器传导电流，其中第一和第二绝缘层可被构造用于防止电流从其泄露。导热材料可被构造用于将热从换能器和 / 或手柄吸出，并将热传导出外科器械。在某些情况下，导热材料可充当散热器。在至少一个实施例中，导热材料可由铝构成。在任何情况下，外绝缘层可被构造用于保护外科医生（例如）免于在使用过程中触摸到烫的导热材料。

[0121] 在多个实施例中，如上所述，超声器械的换能器所生成的振动可被传递给例如波导管（例如，波导管 46）和例如末端执行器（例如，末端执行器 50）。由于这种振动，尤其是当波导管和末端执行器以谐振驱动时，波导管和末端执行器可能产生并储存热，尤其是在振动驻波的波节处。在一些情况下，这样的局部热产生可能是有用的。然而，在多种情况下，期望分散波导管和 / 或末端执行器内产生的热，使得热不局限于（或至少较少局限于）一个或多个位置。在多个实施例中，参照图 20 和图 21，例如，外科器械可包括波导管 846、末端执行器 850 和护套（例如 841），所述护套能够围绕（或至少部分地围绕）波导管 846 和末端执行器 850 的一部分。在某些实施例中，外科器械可包括泵，其被构造用于使空气沿着波导管和 / 或末端执行器运动。在至少一个实施例中，外科器械还可包括一个或多个隔膜，其在护套 841 和波导管 846 之间和 / 或在护套 841 和末端执行器 850 之间延伸。在至少一个此类实施例中，外科器械可包括安装到护套 841 和波导管 846 的隔膜 843，其中当波导管 846 如上所述经受振动时，隔膜 843 可使空气沿着波导管 846 和 / 或末端执行器 850 移动（或抽吸）。更具体地讲，例如，在至少一个实施例中，隔膜 843 的中心部分 845 可附连到波导管 846，使得当波导管 846 经受纵向振动时，隔膜 843 的中心部分 845 可发生纵向偏移，而隔膜的外侧部分 847 可保持静止（或至少基本静止），因为其可附连到护套 841。

[0122] 由于中心部分 845 的纵向偏移,例如,位于护套 841 和波导管 846 中间的空气可沿着波导管 846 纵向移动,使得所述空气可吸收由例如波导管 846 产生并储存于其内的热。在某些实施例中,隔膜可在波导管 846 和末端执行器 850 的整个表面上生成空气层流和 / 或湍流。在多个实施例中,一个或多个隔膜 843 可设置在振动驻波的波腹处,使得可利用发生于波腹处的波导管 846 的较大纵向位移来生成隔膜 843 的较大位移和较大空气流。在至少一个此类实施例中,隔膜可设置在波导管和末端执行器内发生的每一波腹处。在多个实施例中,隔膜可仅设置在波腹处,而在其他实施例中,若干隔膜可设置在例如围绕波腹的区域中。在任何情况下,例如,隔膜还可包括一个或多个孔、狭槽、穿孔和 / 或开口 849,其可被构造用于允许空气流过隔膜 843。在多个实施例中,例如,隔膜可包括任何合适数量的孔,例如一个或多个孔、四个或更多个孔和 / 或十个或更多个孔。在至少一个实施例中,例如,一个隔膜 843 的孔可与相邻隔膜 843 的孔对齐。在多个实施例中,隔膜 843 的外侧部分 847 可粘附到和 / 或以其他方式适当地连接到护套 841,而隔膜 843 的内侧部分 845 可粘附到和 / 或以其他方式适当地连接到波导管 846。在某些实施例中,内侧部分 845 可包括洞,其可允许隔膜 843 滑到波导管 846 上并设置在其上。在多个实施例中,例如,隔膜 843 可由聚合材料构成,其中所述材料可足够薄以允许隔膜的至少一部分纵向运动,同时也足够厚以经受其反复运动。

[0123] 在各种情况下,如上所述,换能器的更靠近波节设置的压电元件可能比更远离波节设置的压电元件需要做更大的功,并且可能经受更高的温度。在这种情况下,最靠近波节的压电元件可能以比更远离波节设置的压电元件更快的速度劣化,并失去其做特定量的功的能力。过去当发生这种劣化时,换能器被丢弃。在本申请所述的各种实施例中,换能器在使用后可被拆卸,使得换能器的压电元件可被重新布置。在至少一个实施例中,参照图 22A,换能器 914 可包括压电元件 932a、932b、932c 和 932d,其中至少在图 22A 所示的布置方式中,压电元件 932a 最靠近波节 N 设置,压电元件 932d 最靠近波腹 AN 设置。在换能器 914 使用过之后,有可能的是压电元件 932a 的劣化程度将高于压电元件 932b、932c 和 932d。在某些实施例中,结果是压电元件 932a 可被换到换能器叠堆的末端,而压电元件 932b、932c 和 932d 可向内运动,如图 22B 所示。随后,在此类实施例中,压电元件 932b 可做比压电元件 932a 要做的功更大的功。在换能器 914 再次被使用之后,换能器 914 可被拆卸,使得压电元件 932b 可被换到叠堆末端或最远离波节,而压电元件 932c 和 932d 可向内运动或更靠近波节。尽管重新排列压电元件的这种特定顺序是可用的,但也可使用任何其他合适的顺序。

[0124] 在多个实施例中,进一步地,可利用已使用了不止一次或已经历了不同的工作循环的若干压电元件来组装换能器。在至少一个实施例中,例如,参照图 23A,换能器 1014 可利用已经历第一量的工作循环的第一压电元件 1032a(如果有的话)、已经历第二量的工作循环的第二压电元件 1032b、已经历第三量的工作循环的第三压电元件 1032c 以及已经历第四量的工作循环的第四压电元件 1032d。在至少一个此类实施例中,第一量的工作循环可为零或小于第二量的工作循环,第二量的工作循环可小于第三量的工作循环,第三量的工作循环可小于第四量的工作循环。在某些情况下,结果是,第四压电元件 1032d 可比第三压电元件 1032c 更多劣化或更无法做功,第三压电元件 1032c 可比第二压电元件 1032b 更多劣化,第二压电元件 1032b 可比第一压电元件 1032a 更多劣化。在此类实施例中,具有较少

工作循环的压电元件可更靠近波节设置,使得较少劣化的压电元件可更有效地对纵向振动驻波作出贡献,并做更大量的功。换句话说,进一步地,换能器所生成的最大纵向位移或振动由设置在驻波波节处或附近的压电元件产生,其中设置在波节处或附近的较少劣化的压电元件可更好地利用其位置。

[0125] 例如,在根据上述内容组装的换能器(例如,换能器 1014)使用之后,换能器的压电元件(即,元件 1032a、1032b、1032c 和 1032d)中的每一个将经历附加的工作循环,并可变得进一步劣化。在至少一个实施例中,结果是,可从换能器叠堆移除此时经历最多工作循环的压电元件 1032d。剩余的其他压电元件(即,元件 1032a、1032b 和 1032c)可在换能器叠堆内向外移位,或者在换能器叠堆内重新设置以使其进一步远离波节设置。在至少一个此类实施例中,现在参照图 23B,例如,新的压电元件(例如,元件 1032e)可设置在波节处或最靠近波节设置。在多个实施例中,例如,压电元件 1032e 可没有经历过工作循环,或者可比压电元件 1032a 经历较少的工作循环。在任何情况下,可重新组装换能器并再次使用。随后,可再次拆卸换能器,可将新的(或者至少较少使用过的)压电元件插入叠堆中。尽管将新的(或者至少较少使用过的)元件插入换能器叠堆中通常可能对应于从换能器叠堆移除相应量的压电元件,但也可想到这样的实施例:可将新的元件添加到换能器叠堆,从而增加叠堆内压电元件的总量。另外,尽管可在给定时间在换能器内替换成对的新的(或者至少较少使用过的)压电元件,但也可想到这样的实施例:在给定时间替换仅一个压电元件或超过两个的压电元件。

[0126] 在多个可供选择的实施例中,进一步地,换能器内具有较多工作循环的压电元件可设置在波节处或最靠近波节设置,而具有较少工作循环的压电元件可较远离波节设置。在某些实施例中,由于具有较少工作循环的压电元件可更靠近波腹设置,所以此类压电元件能够平衡(或至少较好地平衡)由压电元件做的功。更具体地讲,如上面更详细讨论的,更靠近振动驻波的波腹设置的压电元件可经历较少的应力和应变,因此拉引电流和做功的能力较低,通过将新的或较少劣化的压电元件设置在波腹附近,此类压电元件能够补偿所述较少的应力和应变,并提供比较旧的或较多劣化的压电元件能提供的功更大量的功。类似地,通过更靠近波节使用较旧的或较多劣化的压电元件,此类元件可生成比新的或较少劣化的压电元件能提供的功分布更平的功分布。在多个实施例中,可生成更平的功分布,其在多种情况下是有益的,如本申请所述。

[0127] 如上面更详细讨论的,超声器械可包括换能器、波导管和末端执行器,其中换能器可被构造用于生成振动,所述振动引起包括换能器、波导管和末端执行器的系统或组件以谐振频率振动。也如上所述,例如,此类组件的谐振频率可能受各种安装或连接构件的影响。在任何情况下,例如,所述组件可被设计为具有特定谐振频率,例如大约 55000kHz。然而,由于多种制造误差,每一组件可能具有略微不同的谐振频率,结果是,可测试每一组件以便找到其谐振频率。如果确定需要调节组件的自然频率,则波导管和/或末端执行器的末端可被研磨,以便调节其长度,从而调节组件的谐振频率。尽管此类组装工艺可用于其预期目的,但此类工艺耗时和/或无法提供组件足够的可调节性。例如,在波导管的长度被研磨过多的情况下,波导管通常必须扔掉,而必须针对新的波导管重复调节工艺。

[0128] 在多个实施例中,现在参照图 24,超声器械可包括换能器 1114、波导管 1146 和末端执行器 1150,其可共同包括具有谐振频率的组件,其中波导管 1146 可安装到换能器

1114,使得换能器 1114 可相对于波导管 1146 调节。更具体地讲,在至少一个实施例中,换能器 1114 可包括螺纹孔 1115,该螺纹孔可被构造用于通过螺纹接纳波导管 1146 的螺纹末端 1151,使得波导管 1146 可相对于换能器 1114 旋转,以使波导管 1146 和末端执行器 1150 沿着轴线 1199 运动。例如,波导管 1146 可沿顺时针方向旋转,以使末端执行器 1150 的远端 1152 相对于换能器 1114 朝远侧运动或远离换能器 1114 运动。相应地,波导管 1146 可沿逆时针方向旋转,以使末端执行器 1150 的远端 1152 朝近侧或朝着换能器 1114 运动。在某些实施例中,螺纹孔 1115 可在端罩 1120 的近端和前罩 1122 的远端之间延伸。在多种情况下,上述的结果是,换能器 1114 和末端执行器 1150 的远侧顶端 1152 之间的长度“L”可被调节,以调谐组件的谐振频率,使其匹配所需谐振频率。在至少一个实施例中,长度“L”可被调节为使得末端执行器 1150 的远侧顶端 1152 设置在纵向振动驻波的波腹处或其附近,和/或使得压电元件 1132 的换能器叠堆的中心设置在纵向振动驻波的波节处或其附近。

[0129] 在任何情况下,例如,一旦波导管 1146、末端执行器 1150 和换能器 1114 相对于彼此适当设置,波导管 1146 就可固定地连连到换能器 1114。在至少一个实施例中,波导管 1146 可焊接到端罩 1120 和/或前罩 1122。在某些实施例中,尽管未示出,但所述组件还可包括连接器,该连接器可被构造用于可操作且可脱开地将波导管 1146 连接到换能器 1114。在至少一个此类实施例中,所述组件还可包括一个或多个压缩卡圈,其可通过螺纹接合到端罩 1120 和/或前罩 1122 上,以将端罩 1120 和/或前罩 1122 压向波导管 1146,并在两者间形成摩擦接合。在此类实施例中,压缩卡圈可与端罩 1120 和/或前罩 1122 脱开,从而可再次调节波导管 1146 和换能器 1114 的相对位置。在多个实施例中,尽管未示出,超声组件可包括换能器和波导管、和/或末端执行器,其中波导管的至少一部分可压力接合到换能器内的孔中。在至少一个此类实施例中,即使在外科器械的普通操作过程中波导管可能相对于换能器固定,也可通过向其施加足够的轴向力来调节波导管在换能器孔中的位置。

[0130] 在多个实施例中,也未示出,例如,超声器械可包括具有孔的换能器,另外,波导管或末端执行器能够插入所述孔中,其中可在波导管和换能器孔的侧壁之间形成热过盈接合。更具体地讲,在至少一个此类实施例中,换能器孔和波导管能够使得当换能器和波导管处于相同温度(或至少基本相同的温度)时波导管无法插入换能器孔中,但换能器可被加热以使得孔扩张,和/或波导管可被冷却以使其收缩,从而波导管可插入换能器孔中。由于这样的温度差,波导管和换能器孔的侧壁之间将存在足够的间隙,使得波导管相对于换能器的位置可调节。在换能器被充分冷却之后,和/或在波导管被充分加热之后,波导管和换能器孔的侧壁之间可存在过盈接合。这样的过盈接合可称为热过盈接合。在任何情况下,如果确定需要重新调节波导管的位置,则换能器可被再次加热,和/或波导管可被再次冷却,以便再次允许波导管相对于换能器运动。

[0131] 在多个实施例中,包括换能器、波导管和/或末端执行器的组件的长度和重量可决定组件的谐振频率。在多种情况下,组件的长度可被选择为使得组件的谐振频率在电压或电流源可供应给换能器的频率范围内。在某些实施例中,给定换能器、波导管和/或末端执行器可能需要一起使用,在需要不同长度的波导管或不同的末端执行器的情况下,可能需要整个不同的外科器械。在多个可供选择的实施例中,现在参照图 25,外科器械套件可包括手持件,所述手持件可包括换能器以及两个或更多个波导管和/或两个或更多个末端执行器,其可组装到换能器,以使外科器械适于具有各种长度和/或具有各种用途。更具

体地讲,在至少一个实施例中,例如,套件可包括换能器 1214、一体的第一波导管 1246a 和第一末端执行器 1250a、以及一体的第二波导管 1246b 和第二末端执行器 1250b,其中在至少一个此类实施例中,外科医生可选择性地将一体的第一波导管 1246a 和第一末端执行器 1250a 和 / 或一体的第二波导管 1246b 和第二末端执行器 1250b 组装到换能器 1214,使得外科器械可具有不同的长度。在多个实施例中,一体的第一波导管 1246a 和末端执行器 1250a 的长度和质量可使得当其附接到换能器 1214 时,电压和 / 或电流源可以第一谐振频率向换能器 1214 供应功率,类似地,一体的第二波导管 1246b 和末端执行器 1250b 的长度和质量可使得当其附接到换能器 1214 时,电压和 / 或电流源可以第二或不同的谐振频率向换能器 1214 供应功率。在某些实施例中,第一和第二谐振频率可相同或至少基本相同。在多个实施例中,换能器 1214 可包括螺纹孔 1268,波导管 1246a 和 1246b 可各包括螺柱 1248,所述螺柱可通过螺纹插入螺纹孔 1268 中。在某些实施例中,一体的波导管 1246a 和末端执行器 1250a 可具有第一长度,所述第一长度是组件的谐振频率下的振动驻波的波长一半的整数倍,即, $(n * \lambda) / 2$ 。类似地,在至少一个实施例中,例如,一体的波导管 1246b 和末端执行器 1250b 可具有第二长度,所述第二长度是组件的谐振频率下的振动驻波的波长一半的整数倍,即, $(m * \lambda) / 2$,其中 m 可小于 n。在多个实施例中,波导管和末端执行器的长度能够使得组件的顶端 1252a 和 1252b 和 / 或螺柱 1248 设置在振动驻波的波腹处或其附近。

[0132] 在多个实施例中,进一步地,超声器械可包括换能器、波导管和末端执行器,其中超声器械还可包括至少部分地围绕换能器的壳体和至少部分地围绕波导管和 / 或末端执行器的护套。在至少一个实施例中,参照图 26,超声外科器械 1310 可包括换能器 1314、包围换能器 1314 的壳体 1316、波导管 1346、包围波导管 1346 的护套 1341 和末端执行器 1350。在某些实施例中,外科器械 1310 还可包括一个或多个稳定支撑件 1356,其可被构造用于在护套 1341 内支撑波导管 1346 和 / 或末端执行器 1350。在至少一个此类实施例中,护套 1341 可包括柄部和 / 或能够由外科医生抓紧或握紧,使得外科医生能够精确地操纵外科器械 1310,具体地讲,精确地操纵末端执行器 1350 的远端 1352。在至少一个实施例中,护套 1341 的外表面的至少一部分可包括粗糙化和 / 或纹理化表面。在某些实施例中,护套 1341 的外表面可具有圆形(或至少大致圆形)的横截面,其直径为大约 5 毫米、大约 10 毫米、大约 15 毫米,和 / 或直径介于大约 4 毫米和大约 16 毫米之间。

[0133] 在任何情况下,支撑件 1356 可足够刚性以在护套 1341 和波导管 1346 之间传递力,同时仍可足够适形以允许波导管 1346 和护套 1341 之间的相对运动。在某些实施例中,例如,支撑件 1356 还可抑制波导管 1346 和护套 1341 之间的振动传递。在多个实施例中,支撑件 1356 可设置在纵向振动驻波的波节处或其附近,但支撑件 1356 也可设置在任何合适的位置。例如,设置在纵向振动驻波的波节处或其附近的支撑件 1356 可经历较小的位移,因此较小的振动可传递至护套 1341。在任何情况下,换能器壳体 1316 可安装到护套 1341,其中在多个实施例中,壳体 1316 可粘附、紧固和 / 或以其他方式适当地附连到护套 1341。在多个实施例中,壳体 1316 可安装到护套 1341,使得壳体 1316 不与换能器 1314 直接接触。在至少一个此类实施例中,换能器 1314 和壳体 1316 可相对于彼此运动或浮动。在至少一个实施例中,再参照图 26,例如,外科器械 1310 还可包括一个或多个适形支撑件,例如设置在壳体 1316 和护套 1341 中间的支撑件 1353,其中支撑件 1353 可被构造用于抑制在护套 1341 和壳体 1316 之间传递的振动。在某些实施例中,支撑件 1353 可包括压缩于护套 1341

和壳体 1316 之间的 O 形环。由于这样的布置方式,在至少一个实施例中,可沿着外科器械 1310 的长度在任何合适的位置处发生换能器壳体 1316 和护套 1341 之间的连接,而与这样的位置是否处于纵向振动驻波的波节和 / 或波腹处有很少或没有关系。

[0134] 在多个实施例中,进一步地,例如,换能器壳体(例如,换能器壳体 1316)可由刚性(或至少基本刚性)材料构成,例如塑料。在某些实施例中,换能器壳体可足够柔性以使其能够在第一构型(其中换能器壳体不接触或至少基本不接触设置于其中的换能器)和第二位置(其中换能器壳体接触换能器)之间挠曲或弹性变形。在至少一个实施例中,现在参照图 27-30,超声外科器械可包括换能器 1414、至少部分地围绕换能器 1414 的换能器壳体 1416 以及可与换能器 1414 可操作地连接的波导管 1446。与上面类似,尽管图 27-30 未示出,但外科器械还可包括至少部分地围绕波导管 1446 的护套,其中例如,壳体 1416 的至少一部分可安装到护套。在某些实施例中,参照图 28,外科医生或其他临床医生可抓紧壳体 1416 以便向其施加抓握力并使其向内朝着换能器 1414 挠曲,使得壳体 1416 可接合换能器 1414 的至少一部分,例如抓握部分。在这种情况下,外科医生或临床医生在将波导管 1446 安装到换能器 1414 时可经由壳体 1416 将换能器 1414 保持就位。更具体地讲,在至少一个实施例中,例如,换能器 1414 可包括远端或抓握部分 1422,其具有一个或多个平坦表面或至少基本平坦表面 1421,所述表面在波导管 1446 的近端如上所述通过螺纹插入换能器时可由外科医生或临床医生容易地抓握。在这种情况下,再参照图 28,外科医生或临床医生能够使换能器 1414 沿第一方向旋转或扭转,和 / 或使波导管 1446 沿第二或相反方向旋转或扭转,直到波导管 1446 和换能器 1414 适当地固定在一起。在其他多个实施例中,例如,换能器可包括可抓握特征,其可允许外科医生将波导管沿轴向或纵向插入换能器中。在任何情况下,在至少一个实施例中,例如,抓握部分 1422 可位于纵向振动驻波的波腹处。

[0135] 在多个实施例中,一旦波导管已安装到换能器,外科医生或临床医生就可放开壳体 1416,使得壳体 1416 充分扩张并不再与换能器 1414 接触。在多个实施例中,壳体 1416 可足够弹性以使其返回其初始形状。由于上述内容,在某些实施例中,换能器壳体可不接触换能器,因此在使用过程中不会阻碍或影响换能器所形成的振动驻波。在外科医生或临床医生试图将波导管 1446 从换能器 1414 上分离的情况下,他们可再次抓握壳体 1416 并使波导管和换能器沿相反方向旋转或扭转。在多个实施例中,尽管未示出,手柄的一部分可包括一个或多个向内延伸的联锁特征,当手柄向内朝着换能器压缩时,所述特征可被构造用于接合换能器上的对应联锁特征。此类实施例可提供键接结构,其可有利于在例如将波导管或末端执行器安装到换能器时将换能器保持就位。尽管未示出,可想到各种可供选择的实施例,其中柔性壳体安装到换能器至少一个位置,但可向内屈曲以如本申请所述将波导管或末端执行器连接到换能器。

[0136] 在多个实施例中,如上所述,例如,超声外科器械的换能器所生成的功率和 / 或换能器所生成的振动的大小可与换能器的压电元件两端所施加的电势成比例。尽管增大施加于压电元件上的电压可增加换能器的功率输出,但如上所述,这样的功率增加会遭遇不期望的温度增加。在某些实施例中,现在参照图 31,外科器械可包括波导管 1546、末端执行器 1550、第一换能器 1514a 和第二换能器 1514b,其中波导管 1546 可安装到第一换能器 1514a,并且其中第一换能器 1514a 可安装到第二换能器 1514b。在至少一个实施例中,与上面类似,例如,换能器 1514a 和换能器 1514b 之一可包括螺纹孔,例如孔 1568,换能器 1514a

和换能器 1514b 中的另一个可包括螺纹柱,例如柱 1548,其中螺纹柱 1548 和螺纹孔 1568 能够将第一换能器 1514a 和第二换能器 1514b 牢固地紧固在一起。

[0137] 在多个实施例中,进一步地,例如,可通过有选择地将第二换能器 1514b 连接到第一换能器 1514a 来增加超声器械的功率。在至少一个实施例中,可向外科医生提供套件,该套件包括手柄、第一换能器、第二换能器和波导管和 / 或末端执行器,其中如果外科医生期望外科器械具有第一或较低功率,则外科医生或其他临床医生可将第一换能器 1514a 插入手柄中并将第一换能器 1514a 组装到波导管和 / 或末端执行器,而不将第二换能器 1514b 组装到器械。在某些实施例中,当外科医生或其他临床医生接收到套件时,第一换能器 1514a 可能已经插入手柄中,并且可能已经与波导管和 / 或末端执行器可操作地接合。在任一种情况下,如果外科医生期望外科器械应该具有第二或较大的功率,则外科医生可有选择地将第二换能器 1514b 连接到第一换能器 1514a、波导管和 / 或末端执行器。与上面类似,在某些实施例中,当外科医生或其他临床医生接收到套件时,第二换能器 1514b 可能已经组装到第一换能器 1514a。

[0138] 在多个实施例中,进一步地,外科器械套件可包括超过两个的换能器。在至少一个实施例中,例如,套件可包括:第一换能器,其能够供应第一量的功率;第二换能器,其能够供应第二量的功率;和第三换能器,其能够供应第三量的功率。在某些实施例中,套件可具有超过三个的换能器,在一些实施例中,套件内的换能器能够供应相同(或至少基本相同)量的功率。在任何情况下,外科医生或其他临床医生可从提供的换能器中进行选择,以便达到将供应给外科器械的所需量的功率。在至少一个此类实施例中,超过两个的换能器可被组装在一起,以便向波导管递送功率。在多个实施例中,再参照图 31,换能器可以串联布置方式彼此连接,其中外科器械可递送的总功率可通过对每一换能器可递送的功率求和来确定。

[0139] 在多个实施例中,进一步地,包括可操作地连接到外科器械的波导管和 / 或末端执行器的两个或更多个换能器的超声外科器械能够使得换能器生成彼此重叠(或至少基本重叠)的振动驻波。在至少一个实施例中,外科器械可包括:第一换能器,其在波导管内生成第一振动驻波;以及第二换能器,其在波导管内生成第二振动驻波,其中第一和第二振动驻波的波节和波腹可彼此重合(或至少几乎重合)。在至少一个此类实施例中,第一和第二振动驻波可互补,使得驻波所生成的位移彼此叠加,并具有加成效果。

[0140] 在某些实施例中,现参照图 32,两个或更多个换能器可以并联布置方式安装到超声外科器械的波导管和 / 或末端执行器。更具体地讲,在至少一个实施例中,超声外科器械可包括波导管 1646、末端执行器 1650、第一换能器 1614a 和第二换能器 1614b,其中换能器 1614a 和 1614b 均可安装到波导管 1646 的共同安装部分。在某些实施例中,与上面类似,换能器和波导管可包括协作的螺纹孔和柱,其可用于将换能器固定到波导管。也与上面类似,换能器 1614a 和 1614b 所生成的纵向振动驻波可互补,使得驻波所生成的位移彼此叠加,并具有加成效果。在多个实施例中,尽管未示出,超声外科器械可包括可以并联和串联两种布置方式与波导管和 / 或末端执行器可操作地接合的换能器。例如,第一和第二换能器可彼此并联地直接安装到波导管,其中例如,第三换能器可安装到第一换能器,使得其与第一换能器串联,并且其中第四换能器可安装到第二换能器,使得其与第二换能器串联。

[0141] 在多个实施例中,进一步地,外科器械的第一和第二换能器能够使得第一和第二

换能器的压电叠堆中的每一个的中心设置在振动驻波的波节处或其附近。在其他多个实施例中,外科器械的第一和第二换能器能够使得第一换能器的压电叠堆的中心设置在波节处或其附近,第二换能器的压电叠堆的中心更靠近波腹设置。在此类实施例中,进一步地,第一压电叠堆能够比第二压电叠堆贡献更多的功,并可产生更多的热。在至少一个此类实施例中,结果是,第一换能器内的压电元件可不同于第二换能器内的压电元件。更具体地讲,第一换能器的压电元件,即,更靠近波节设置的换能器可由例如具有比第二换能器的压电元件的材料更高的应变常数的材料构成。在多个实施例中,第一换能器的压电元件可由例如具有比第二换能器的压电元件的材料更高的居里温度的材料构成。在某些实施例中,第一换能器的压电元件可包括比第二换能器的压电元件经历更高或更低量的工作循环的压电元件。

[0142] 在多个实施例中,超声外科器械可包括波导管和 / 或末端执行器、第一换能器和第二换能器,其中如上所述,第一和第二换能器可与波导管和 / 或末端执行器可操作地接合。在至少一个实施例中,第一换能器和第二换能器可各自选择性地启动。在至少一个此类实施例中,外科器械可包括手柄,所述手柄可包括一个或多个开关,所述开关能够选择性地启动设置在其中的第一和第二换能器。例如,开关可从关闭位置运动到第一位置以便启动第一换能器,运动到第二位置以启动第二换能器,和 / 或运动到第三位置以启动第一换能器和第二换能器。在某些其他实施例中,手柄可包括:第一开关,其能够选择性地启动第一换能器;以及第二开关,其能够选择性地启动第二换能器。在此类实施例中,外科医生可选择将供应给波导管和 / 或末端执行器的功率。在各种可供选择的实施例中,外科器械可包括可选择性地启动的三个或更多个换能器。

[0143] 在多个实施例中,如上所述,换能器可包括前罩、端罩以及压缩或夹在前罩和端罩之间的一个或多个压电元件。通常,前罩和 / 或端罩可包括轴,所述轴能够设置在压电元件中的孔内,以使压电元件彼此对齐。一旦换能器已被组装,在多个实施例中,就可将波导管和 / 或末端执行器可操作地安装到换能器。在本申请所述的多个其他实施例中,超声外科器械可包括波导管、末端执行器以及可直接安装到波导管和 / 或末端执行器的一个或多个压电元件。在至少一个实施例中,参照图 33,外科器械可包括末端执行器 1750 和一体的对齐柱或轴 1722,其中带有孔的压电元件可与柱 1722 对齐,使得压电元件可沿着柱 1722 滑动,直到其邻接肩部 1746。在多个实施例中,现参照图 34,超声外科器械可包括末端执行器 1850、波导管 1846 和压电元件 1832,其中元件 1832 可沿着轴 1822 滑动,直到其堆叠到波导管 1846 上。随后,例如,端构件(例如,端构件 1820)可与对齐轴 1822 接合,并用于将压电元件 1832 固定在端构件 1820 和波导管 1846 之间。在至少一个此类实施例中,对齐轴 1822 可包括螺纹端,另外,端构件 1820 可包括螺纹孔,其中螺纹孔能够通过螺纹来接纳对齐轴 1822 的螺纹端。

[0144] 在多个实施例中,如上所述,电势可施加到换能器的压电元件,以使压电元件收缩和伸展并产生振动。也如上所述,例如,这种电势可在两个值之间循环,例如在最小值和最大值之间循环。在多个实施例中,压电元件可极化,以使得电势可影响压电元件。更具体地讲,压电元件可经历极化处理,使得净电或磁偶极储存在某一压电元件中,其中电势可与磁偶极相互作用,引起压电元件振动。在极化处理过程中,可在压电元件的相对侧施加电极,使得大电场可施加于压电元件的两端,以排列压电材料内的畴并在压电元件内形成净磁偶

极。在至少一个实施例中,电极可丝网印刷成电极,其中一个或多个模板可与压电元件的侧面对齐,并且其中带有导电性油墨的辊可在整个模板上滚动,使得导电性油墨选择性地施加于压电元件上。在某些实施例中,网状材料可施加于压电元件的表面,其中导电性油墨可受压穿过未被模板的掩蔽部分覆盖的网状或织造材料。

[0145] 在多个实施例中,如上所述,用于极化压电元件的电极可被研磨掉和/或以其他方式从压电元件上去除,使得第二组电极可设置在换能器叠堆的各种压电元件中间,其中第二组电极可产生在外科器械的操作过程中使用的电势。在其他多个实施例中,可利用物理气相沉积工艺(PVD)将第二组电极施加于压电元件,其中例如,某些导电材料(例如,金属)可在低压环境下蒸发,使得导电材料可沉积到压电元件上。在某些实施例中,模板或掩模可设置在压电元件的表面上方,使得导电材料可选择性地沉积在压电元件上。

[0146] 在多个实施例中,用于极化压电元件的电极还可用于在使用过程中向压电元件施加电势。在至少一个实施例中,电极可移印(pad-print)到压电元件上。在至少一个此类实施例中,例如,导电性油墨可设置或倾倒在印刷板上,其中油墨的表面在暴露于空气之后会变得发粘。随后,可将转印垫压到油墨上,使得油墨的发粘部分粘附到转印垫,可将转印垫设置在压电元件上方,并可将转印垫压到压电元件上,使得油墨粘附到压电元件。在此类实施例中,印刷板可具有各种浮雕或轮廓,其可限定印刷板的可储存导电性油墨的区域,相应地,可限定压电元件的将施加导电性油墨的相应区域。在多个实施例中,例如,导电性油墨可包括流体、银和/或碳。

[0147] 在多个实施例中,进一步地,一个或多个电极可粘附到压电元件。在至少一个实施例中,现在参照图 35,例如,换能器可包括一个或多个压电元件 1932,其中每一压电元件 1932 可包括芯或盘 1931、正电极 1934 和负电极 1936。在至少一个此类实施例中,正电极 1934 和/或负电极 1936 可利用导电性粘合剂粘附到芯 1931。结果是,在使用中,电压源可以可操作地连接到正电极 1934 和负电极 1936,使得如上所述,可在正和负电极之间形成电势。例如,当压电元件 1932 组装到换能器叠堆,例如换能器叠堆 1914(图 36)时,压电元件 1932 可布置成使得其正和/或负电极彼此对齐。例如,压电元件 1932a 的负电极 1936 可设置成倚靠压电元件 1932b 的负电极 1936,类似地,例如,压电元件 1932b 的正电极 1934 可设置成倚靠压电元件 1932c 的正电极 1934。由于相邻负电极 1936 之间的接触,和/或由于相邻正电极 1934 之间的接触,负电极 1934 或正电极 1936 之一的极化可使相邻电极极化。

[0148] 在多个实施例中,进一步地,每一电极可包括:主体,其粘附到压电元件芯 1931;突出部或部分 1935,其能够从电极主体和/或芯 1931 向外延伸。在至少一个此类实施例中,压电元件的压电元件芯 1931 可包括外侧轮廓,其中突出部或部分 1935 可相对于芯 1931 的外侧轮廓向外延伸。在某些实施例中,相邻压电元件 1932 的突出部 1935 可彼此连接。在至少一个此类实施例中,例如,可利用导电夹片、连接器和/或连接电极来连接相邻压电元件 1932 的突出部 1935,使得相邻负电极 1936 或相邻正电极 1934 可彼此电连通,并具有相同(或至少基本相同)的电势。在至少一个实施例中,夹片 1933 可连接相邻的突出部 1935,其中在至少一个实施例中,例如,夹片 1933 可包括弹簧,该弹簧可使夹片从开口构型偏置成封闭构型。在某些实施例中,如下面进一步更详细描述,例如,各种压电元件的芯 1931 可包括对齐特征,其可被构造用于确保相邻压电元件仅能以一种方式(或有限的几种方式)彼此组装。在至少一个此类实施例中,对齐特征能够使得当压电元件的对齐特征彼

此对齐（或至少基本对齐）时，电极的突出部 1935 彼此对齐（或至少基本对齐）。

[0149] 在多个实施例中，现在参照图 37 和图 38，例如，换能器叠堆 2014 可包括多个压电元件，例如元件 2032，其中每一元件 2032 可包括负电极 2034 和正电极 2036。在某些实施例中，换能器叠堆 2014 还可包括：一个或多个第一连接电极 2033a，其可以可操作地连接多个负电极 2034；一个或多个第二连接电极 2033b，其可以可操作地连接多个正电极 2036。更具体地讲，在至少一个实施例中，第一连接电极 2033a 可连接到与负电极 2034 相连的突出部 2035，以便以相同（或至少基本相同）的电势极化每一负电极 2034；另外，第二连接电极 2033b 可连接到与正电极 2036 相连的突出部 2035，以便以相同（或至少基本相同）的电势极化每一正电极 2036。在多个实施例中，例如，连接电极可包括黄铜或铜条或材料，其中第一连接电极 2033a 可焊接（用或不用焊料）到负电极 2034，类似地，第二连接电极 2033b 可焊接（用或不用焊料）到正电极 2036。在一些实施例中，连接电极可包括绝缘线和 / 或任何其他合适的导体。在某些实施例中，尽管未示出，例如，连接电极可包括一个或多个夹片或夹持元件，其可与突出部 2035 可操作地接合。在任何情况下，进一步地，例如，第一连接电极 2033a 可与电池 2029 和 / 或任何其他合适的电源的负端子可操作地连接，第二连接电极 2033b 可与电池 2029 的正端子可操作地连接。

[0150] 在多个实施例中，参照图 39，换能器叠堆 2114 的连接电极 2133 可相对于压电元件 2132 的外径 (OD) 或外侧轮廓径向向外设置。在多种情况下，压电元件 2132 的外径 (OD) 或外侧轮廓与换能器壳体 2116 之间可存在各种径向间隙，以便容纳连接电极 2133。然而，这样的间隙可表示压电元件的损失功率容量。更具体地讲，如上所述，例如，具有较大直径的压电元件具有做较大量的功的容量，由于上述间隙可表示压电元件的直径或尺寸的损失，所以所述间隙可降低压电元件的功率容量。然而，在某些情况下，压电元件 2132 与换能器壳体 2116 之间的一些量的间隙 G 可能是可取的，以便适应压电元件 2132 的径向扩张或泊松扩张 (Poisson's expansion)，尤其是当压电元件经受纵向收缩时。

[0151] 在多个实施例中，现在参照图 40 和图 41，换能器叠堆 2214 可包括多个压电元件 2232、设置在压电元件 2232 中间的正极化电极 2236 和 / 或负极化电极 2234、以及可操作地连接负电极 2234 和 / 或可操作地连接正电极 2236 的一个或多个连接电极 2213。在至少一个实施例中，参照图 41，每一压电元件 2232 可包括外径或外侧轮廓以及其中的一个或多个凹槽、凹口或狭槽 2239，其中凹口 2239 能够在其中设置连接电极 2213。更具体地讲，在至少一个实施例中，例如，每一凹口 2239 可被调整尺寸并构造用于接纳连接电极 2213，使得连接电极 2213 与凹口 2239 的侧壁之间存在间隙接合。在至少一个此类实施例中，例如，每一凹口 2239 的宽度可比连接电极 2213 的宽度“W”宽，深度比连接电极 2213 的高度“L”深。在至少一个实施例中，宽度 W 可为大约 2mm，高度 L 可为大约 0.6mm。在多个实施例中，连接电极 2213 和凹口 2239 能够使得连接电极 2213 不会延伸超出压电元件 2232 的外侧轮廓或相对于其向外延伸。在任何情况下，由于凹口 2239，参照图 41，例如，压电元件 2232 的最大外径 ($OD = 2r + 2L$) 或外侧轮廓可大于压电元件 2132 的最大外径 ($OD = 2r$) 或外侧轮廓，结果，压电元件 2232 能够产生比压电元件 2132 更多的功率。在某些实施例中，例如，压电元件 2232 的直径 ($OD = 2r + 2L$) 可具有大约 8mm、大约 10mm、大约 12mm、大约 14mm 和 / 或大约 16mm 的直径，其中在某些实施例中，例如，与压电元件 2132 相比，此类压电元件可提供介于大约 13% 和大约 53% 之间的功率增加。

[0152] 在多个实施例中,进一步地,例如,换能器叠堆 2214 的连接电极 2213 可将一个或多个负极化电极 2234 和 / 或一个或多个正极化电极 2236 与电源可操作地连接。例如,再参照图 40,例如,连接电极 2213 可将第一正电极 2236 和第二正电极 2236 与电池的正端子连接,其中连接电极 2213 可包括桥,其跨越设置在第一和第二正电极 2236 中间的负电极 2234 而不与其可操作地接合。例如,在换能器叠堆的另一例,另一连接电极 2213 可将第二正电极 2236 与第三正电极 2236 可操作地连接,其中与上面类似,连接电极 2213 可包括桥,其跨越设置在第二和第三正电极 2236 中间的另一负电极 2234 而不与其可操作地接合。在多个实施例中,这种图形可重复,以便将换能器叠堆 2214 内的所有正电极 2236 与彼此以及电源的正端子可操作地连接。可从图 41 看出,压电元件 2232 可在其相对侧包括凹口 2239,以便适应上述连接电极的布置,但其他布置方式也是可能的。与上面类似,例如,连接电极能够将第一负电极 2234 和第二负电极 2234 与电池的负端子连接,其中连接电极 2213 可包括桥,其跨越设置在第一和第二负电极 2234 中间的正电极 2236 而不与其可操作地接合。例如,在换能器叠堆的另一侧,另一连接电极 2213 可将第二负电极 2234 与第三负电极 2234 可操作地连接,其中与上面类似,连接电极 2213 可包括桥,其跨越设置在第二和第三负电极 2234 中间的另一正电极 2236 而不与其可操作地接合。

[0153] 在多个实施例中,现在参照图 42 和图 43,换能器叠堆 2314 可包括多个压电元件 2332、设置在压电元件 2332 中间的正电极 2336 和 / 或负电极 2334、以及可操作地连接负电极 2334 和 / 或可操作地连接正电极 2336 的一个或多个连接电极 2313。在至少一个实施例中,压电元件 2332 可包括一个或多个平坦表面 2339,其能够容纳连接电极 2313,同时允许压电元件 2332 的平均直径与压电元件 2132 的平均直径相比增大。更具体地讲,参照图 43,每一压电元件 2332 的各种圆形部分(即,平坦表面 2339 中间的部分)的直径可增大,使得压电元件的外径($OD = 2r + 2L$)为与连接电极 2313 所限定的直径相同的距离(或至少基本相同的距离)。在至少一个此类实施例中,这样的中间部分可增加每一压电元件 2332 的总体尺寸或面积,因此增加压电元件可做的功的量。在某些实施例中,与上面类似,例如,压电元件 2332 的多个部分可具有大约 8mm、大约 10mm、大约 12mm、大约 14mm 和 / 或大约 16mm 的直径,其中在某些实施例中,例如,这种压电元件与压电元件 2132 相比可提供介于大约 11% 和大约 42% 之间的功率增加。在多个实施例中,例如,平坦表面 2339 可机加工到压电元件中。

[0154] 在多个实施例中,如上所述,换能器的压电元件可经历极化处理,使得压电元件内可形成净偶极。在至少一个实施例中,这种净偶极可包括正电荷(+)、负电荷(-)以及负电荷和正电荷之间限定的净偶极矩矢量。在某些实施例中,现在参照图 44 和图 45,例如,压电元件(例如,压电元件 2432)的正电荷(+)可位于压电元件的一侧,而负电荷(-)可位于压电元件的相对侧。在至少一个此类实施例中,每一压电元件 2432 可包括一个或多个标记,其可指示净偶极矩矢量的方向。例如,压电元件 2432 可包括形成在其侧面的箭头 2433,其中箭头 2433 可指向朝着正电荷而远离负电荷的方向。在至少一个实施例中,例如,箭头 2433 可研磨到、压到和 / 或蚀刻到压电元件的侧面中,而在其他实施例中,例如,箭头 2433 可在制造压电元件时与压电元件一体形成。在多个实施例中,箭头 2433 可从压电元件的侧面伸出和 / 或凹陷到压电元件的侧面内。在某些实施例中,箭头 2433 可涂到和 / 或以其他方式适当地施加到压电元件上。在任何情况下,具有至少一个标记的压电元件可允许组装

换能器的人容易地识别压电元件的极性,从而快速且可靠地设置压电元件使其各极彼此正确对齐。在多个实施例中,第一压电元件的标记可与第二压电元件的标记对齐,以使第一元件的偶极矩矢量与第二元件的偶极矩矢量对齐。

[0155] 除了上述之外或作为替代,压电元件可包括一个或多个索引特征,其可被构造用于确保相邻压电元件彼此正确对齐。例如,再参照图 44 和图 45,压电元件 2432 可包括一个或多个凹陷或凹槽 2437 以及一个或多个凸起 2439,其中凸起 2439 能够当压电元件 2432 彼此正确对齐时安置于凹陷 2437 内。更具体地讲,在至少一个实施例中,仅当压电元件沿着共同轴线 2499 对齐,并且压电元件 2432 的极性对齐,使得元件一侧上的正电荷 (+) 与相邻元件的正电荷对齐,和 / 或元件另一侧上的负电荷 (-) 与相邻元件的负电荷对齐时,凸起 2439 才可安置于凹陷 2437 内。如果索引特征之间没有适当对齐,参照图 45,压电元件 2432 无法彼此正确安置,组装换能器的人或机器能够快速检测到这样的未对齐。在多个实施例中,例如,多个压电元件 (例如,元件 2432) 能够使得其可成对组装,并且使得压电元件的面向外的表面平坦且彼此平行 (或至少基本平坦且彼此基本平行),其中再参照图 44,元件的负电荷可与平坦表面相邻,并且其中各个成对的压电元件可堆叠在彼此上方,使得平坦表面负电荷彼此对齐。在至少一个此类实施例中,压电元件的偶极矩矢量可相对于压电元件的面向外的平坦表面垂直 (或至少基本垂直)。

[0156] 在多种情况下,如上所述,换能器的压电元件可能 (不管什么原因) 失去其产生足够振动以使超声外科器械的末端执行器振动的能力 (或其能力的至少一部分)。一旦换能器已超过其使用寿命,换能器常常被处理掉。在多种情况下,例如,此类换能器的压电元件可至少部分地由铅和 / 或其他某些材料构成。在本申请所述的多个实施例中,换能器和 / 或外科器械可包括用于在期望处理掉换能器时封装或容纳换能器的压电元件的装置。在多个实施例中,现在参照图 46,例如,换能器组件 (例如,换能器组件 2514) 可包括换能器叠堆 2518,其包括端罩 2520、前罩 2522、设置在例如端罩 2520 和前罩 2522 中间的一个或多个压电元件 2532、以及被构造用于至少部分地包封换能器叠堆 2518 的封装件。在至少一个实施例中,封装件可围绕整个压电元件叠堆 2518,使得仅前罩 2522 的一部分伸出封装件,以允许波导管和 / 或末端执行器与换能器叠堆 2518 可操作地接合。

[0157] 在多个实施例中,进一步地,换能器组件 2514 可包括封装件 2561,其可具有第一隔室 2563 和第二隔室 2565,其中换能器叠堆 2518 可位于第一隔室 2563 内,材料 2567 可位于第二隔室 2565 内。在处理掉换能器组件 2514 之前,在至少一个实施例中,第二隔室 2565 可被破裂,使得材料 2567 从第一隔室 2563 流到第二隔室 2565 中,并至少部分地围绕换能器叠堆 2518,如图 47 所示。在至少一个此类实施例中,参照图 46,侧壁 2569 能够分离第一隔室 2563 和第二隔室 2565,其中侧壁 2569 能够在至少一个位置处破裂。在多个实施例中,例如,侧壁 2569 可包括例如一个或多个划痕标记或弱点,其可确定侧壁 2569 最可能破裂的位置。在某些实施例中,封装件 2561 能够使得人可用其手挤压封装件 2561,使分离第一隔室 2563 和第二隔室 1265 的侧壁 2569 破裂。在多个实施例中,封装件 2561 能够使得材料 2567 随后无法从封装件 2561 逸出 (或至少基本无法逸出)。在至少一个此类实施例中,例如,封装件 2561 可被密封 (或至少基本密封) 到前罩 2522,使得材料 2567 无法在封装件 2561 与前罩 2522 伸出封装件 2561 的部分之间流动 (或至少基本无法流动)。

[0158] 在多个实施例中,现在参照图 48,换能器组件 2614 可包括封装件 2661,其包括至

少一个阀,所述阀可被打开以使第一隔室 2665 与第二隔室 2663 流体连通。更具体地讲,在至少一个实施例中,例如,封装件 2661 可包括侧壁 2669 和一个或多个阀 2671,所述阀可选择性地打开,以允许材料 2667 从第一隔室 2665 流到第二隔室 2663 中。在至少一个此类实施例中,尤其是在材料 2667 为流体的实施例中,阀 2671 能够,在封装件 2661 被压缩时,当经受材料 2667 内所产生的足够的流体压力的情况下弹开。在多个实施例中,材料 2667 可在其处于第一隔室 2665 内时以及在其初始围绕换能器叠堆 2618 时为流体。然而,在某些实施例中,材料 2667 能够在其进入第一隔室 2665 中之后硬化。在至少一个此类实施例中,第一隔室 2665 可为气密的,当材料 2667 进入第二隔室 2663 中时,例如,材料 2667 可暴露于空气,这可导致其硬化。在任何情况下,无论材料是仍维持流体还是硬化,材料可将某些材料封装(或至少部分地封装)在换能器叠堆内,以进一步降低此类材料逸出封装件的可能性。

[0159] 本申请公开的装置可被设计为在一次使用之后丢弃,或它们可被设计为多次使用。然而无论是哪种情况,该装置都可在至少使用一次后经过修复再行使用。修理可包括拆卸装置、清洗或更换具体部件、以及后续重新组装步骤的任何组合。具体地讲,可拆卸该装置,并且可按照任何组合选择性地更换或拆下装置的任何数量的特定零件或部件。清洗和/或更换特定部件后,可在修理厂或在紧临外科手术前由手术小组人员将器械重新装配,以供后续使用。本领域技术人员将会知道,装置的修理可利用拆卸、清洁/更换、和再组装的多种技术。这些技术的使用以及所得的修复器械均在本发明的范围内。

[0160] 优选地,在外科手术前实施本申请所述的各种实施例。首先,获取新的或用过的器械,并根据需要进行清洗。然后可对器械进行消毒。在一种消毒技术中,将器械置于闭合并密封的容器中,诸如塑料或 TYVEK 口袋中。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,直到在医疗设备中打开该容器。消毒还可通过本领域技术人员已知的任意多种方式进行,包括 β 辐射、 γ 辐射、环氧乙烷和/或蒸汽消毒。

[0161] 在多个实施例中,超声外科器械可以波导管和/或末端执行器已经与外科器械的换能器可操作地连接的形式提供给外科医生。在至少一个此类实施例中,外科医生或其他临床医生可将超声外科器械从消毒包装中取出,如上所述将超声器械插入发电机中,并在外科手术过程中使用超声器械。这种系统可不再需要外科医生或其他临床医生将波导管和/或末端执行器组装到超声外科器械。在超声外科器械使用过之后,外科医生或其他临床医生可将超声器械置于可密封的包装中,其中可将所述包装运送至消毒设施。在消毒设施处,超声器械可被灭菌,其中任何已消耗部件可被丢弃并更换,而任何可重复使用的部件可被消毒并再次使用。随后,超声器械可被组装、测试、置于消毒包装中和/或在置于包装之后消毒。一旦消毒,重新处理过的超声外科器械就可再次使用。

[0162] 虽然本申请已描述了多种实施例,但可以对这些实施例进行多种修改和变型。例如,可以采用不同类型的末端执行器。另外,凡是公开了用于某些元件的材料的,均可使用其他材料。上述具体实施方式和下述权利要求旨在涵盖所有这样的修改和变化形式。

[0163] 以引证方式全文或部分地并入本申请的任何专利、公布、或其他公开材料仅在所并入的材料不与本发明所述的现有定义、陈述、或其他公开材料相冲突的范围内并入本申

请。同样地并且在必要的程度下,本申请明确阐述的公开内容取代了以引证方式并入本申请的任何冲突材料。如果任何材料或其一部分以引证方式并入本申请,但与本申请所述的现有定义、陈述、或其他公开材料相冲突,那么仅在所并入的材料与本公开材料之间不产生冲突的程度下才将其并入本申请。

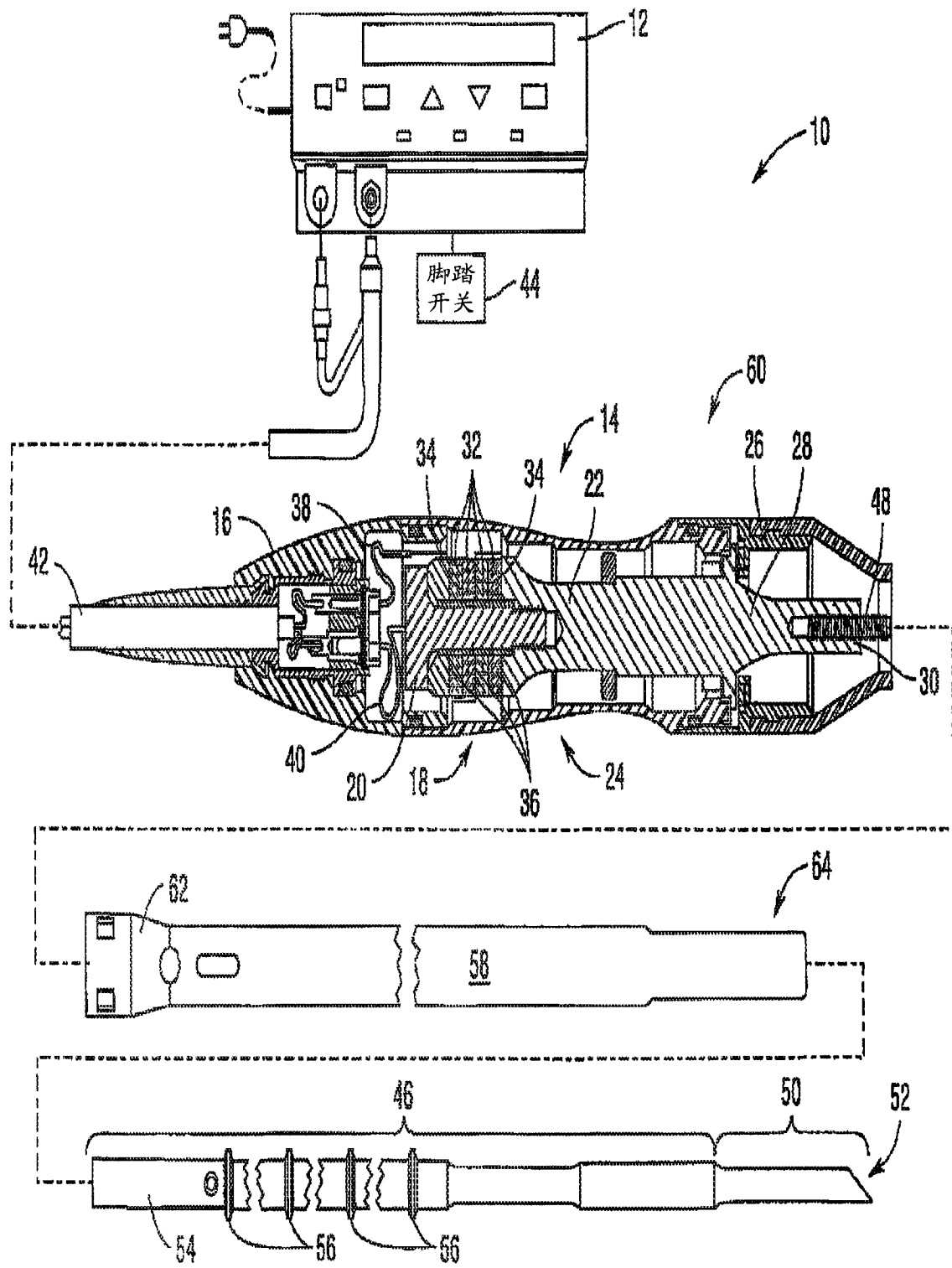


图 1

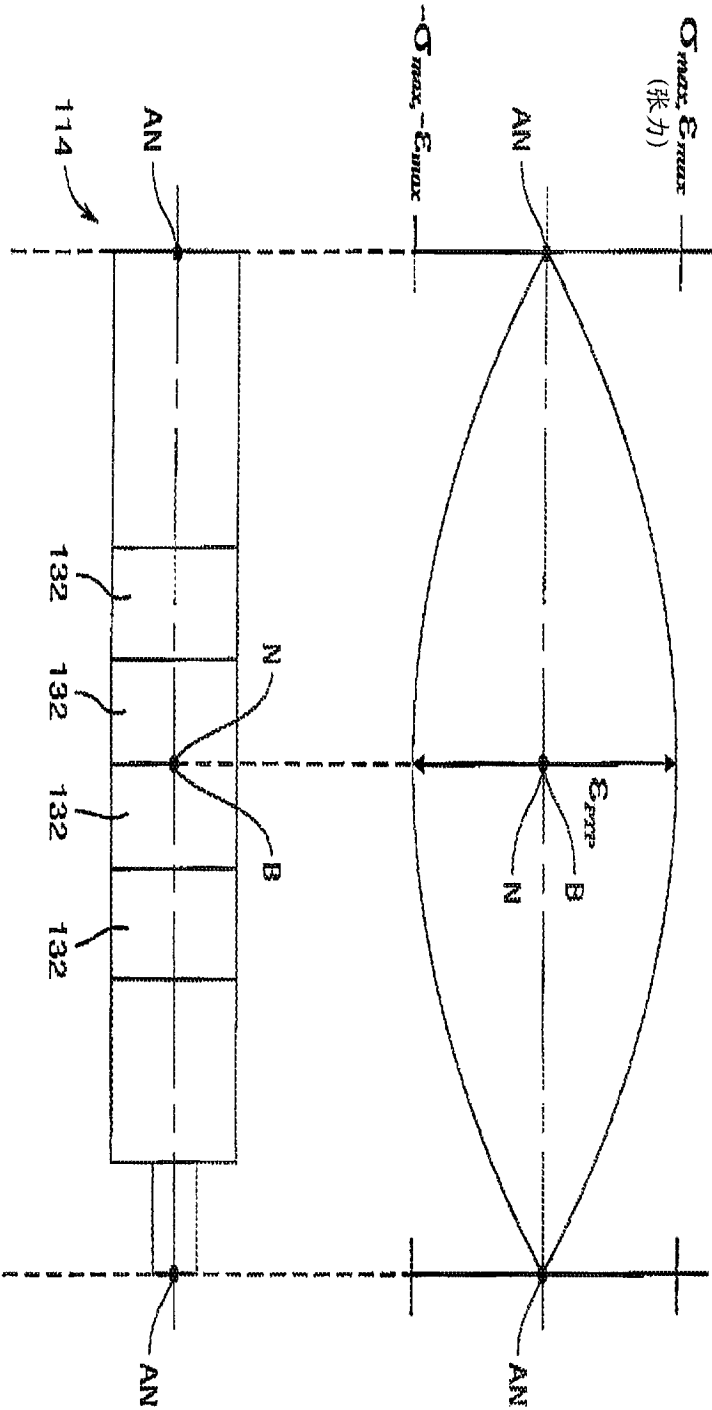


图 4

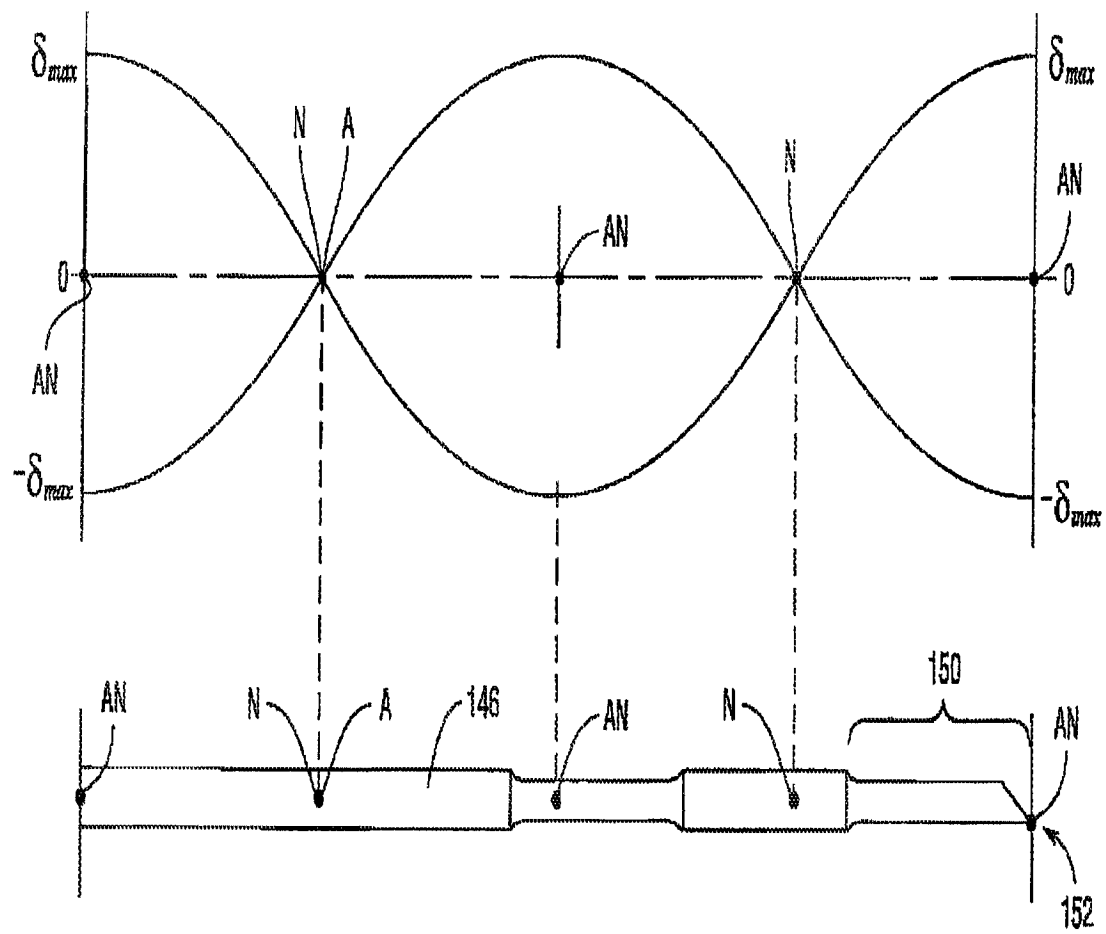


图 5

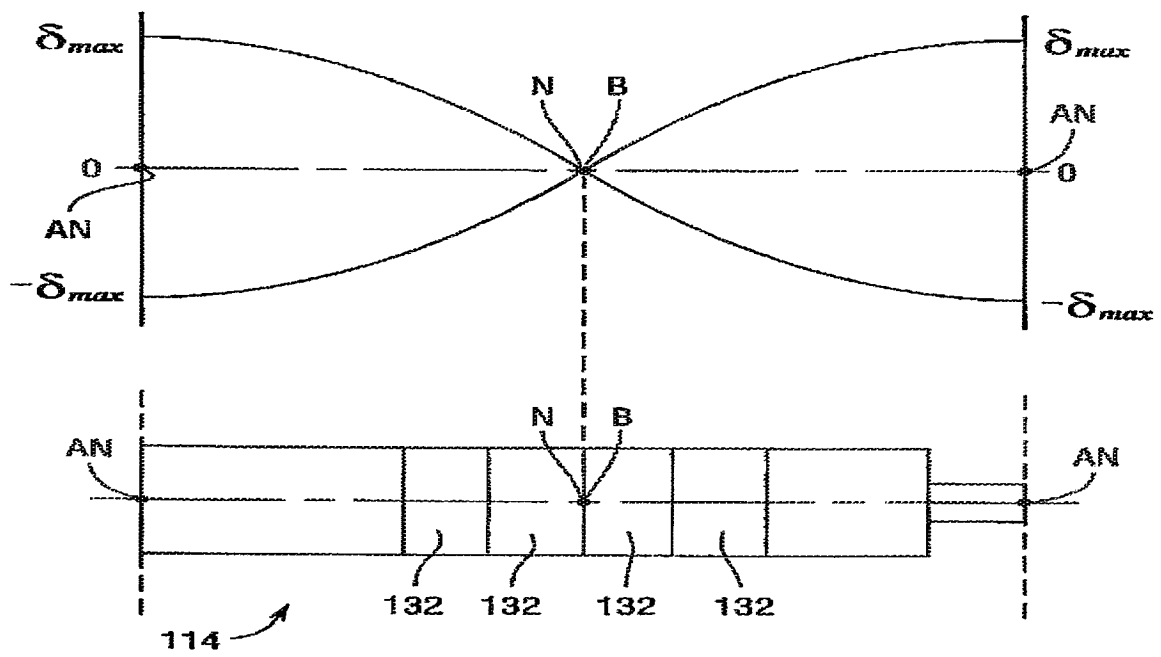


图 6

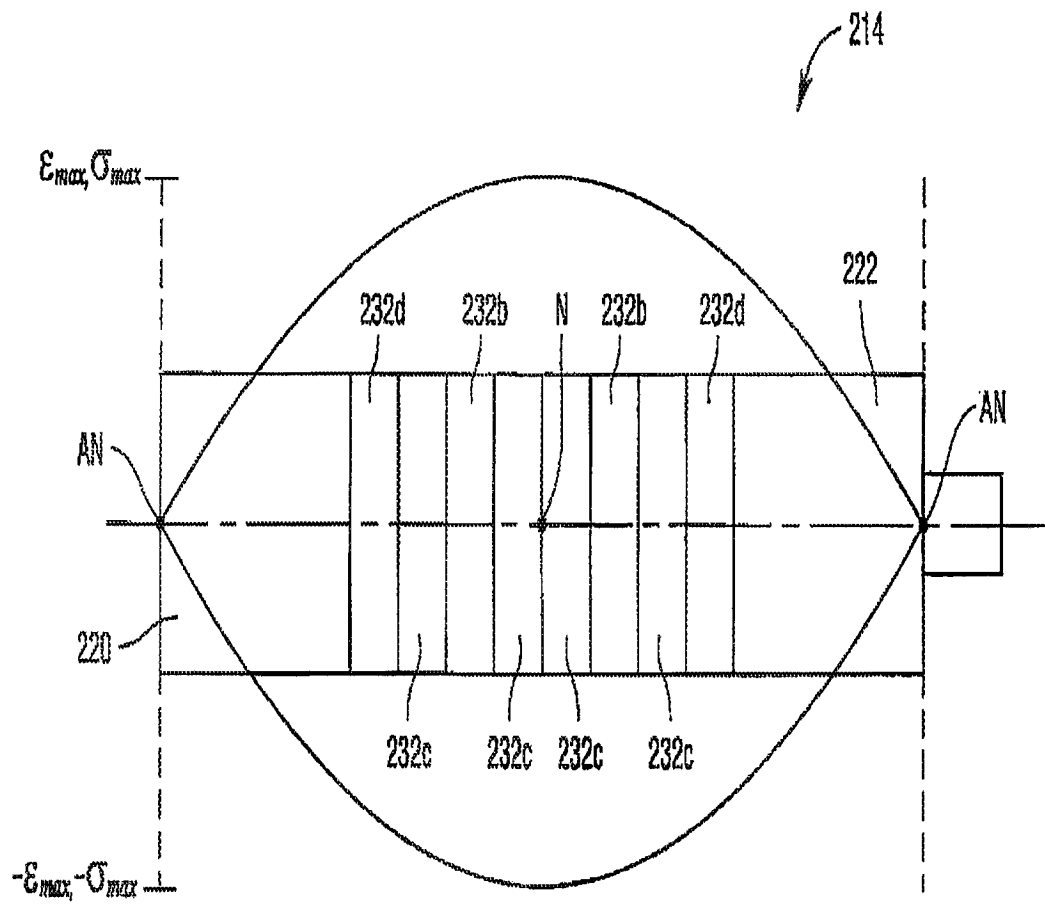


图 7

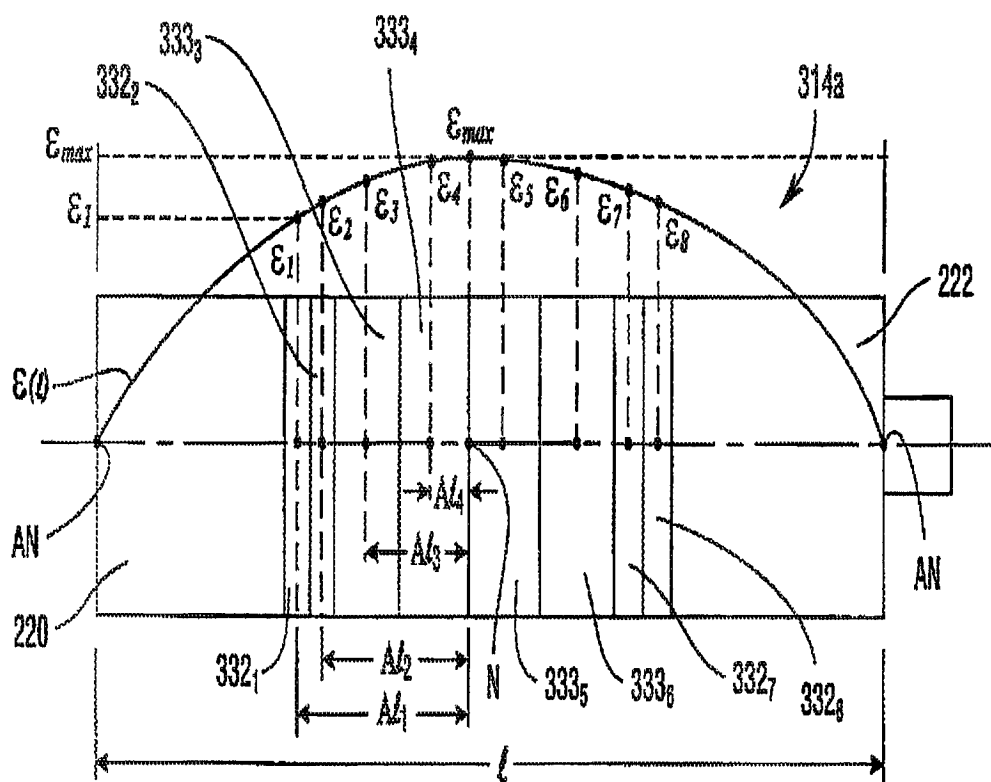


图 8

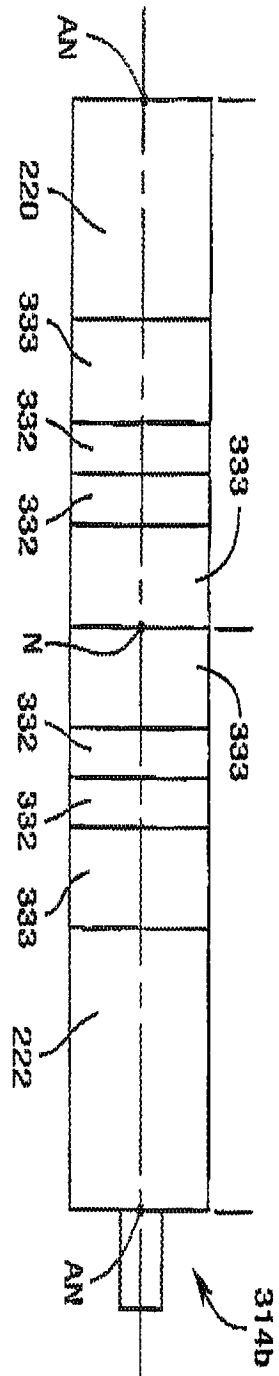


图 9

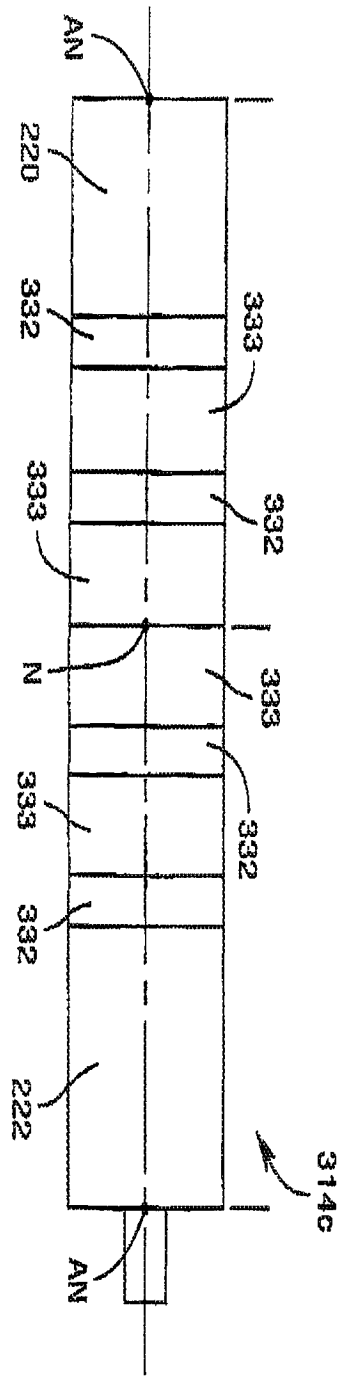


图 10

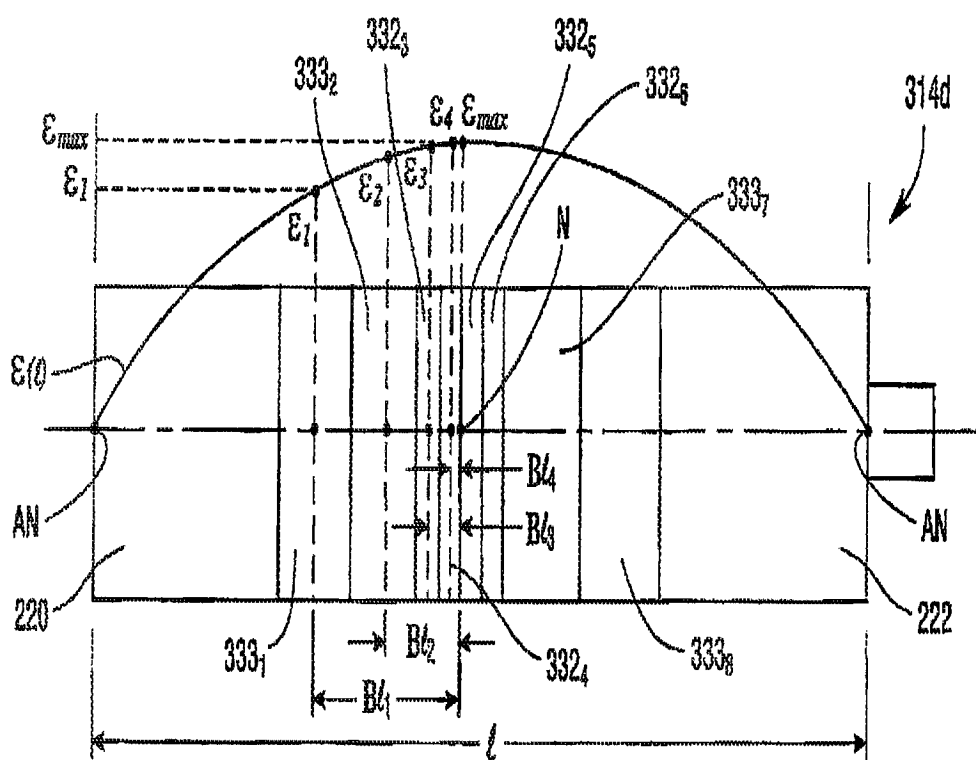


图 11

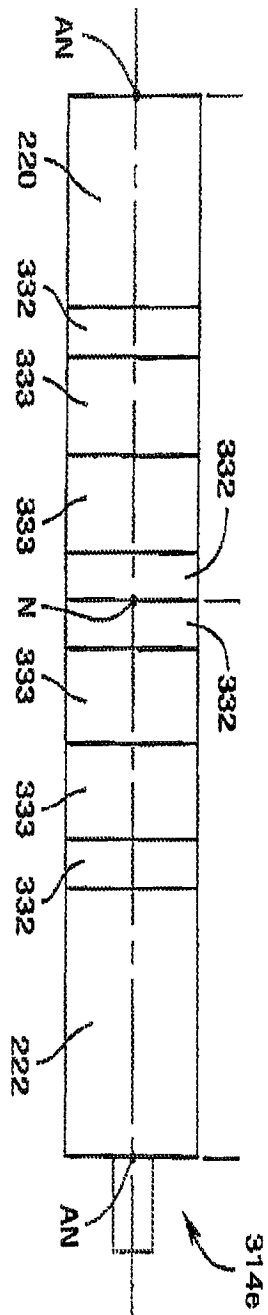


图 12

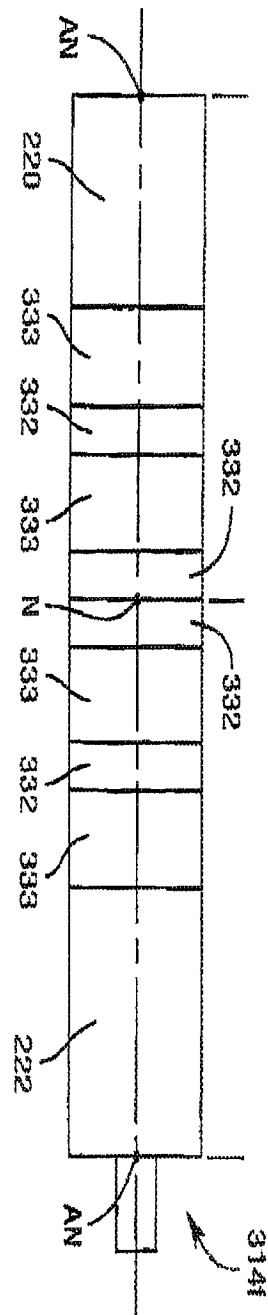


图 13

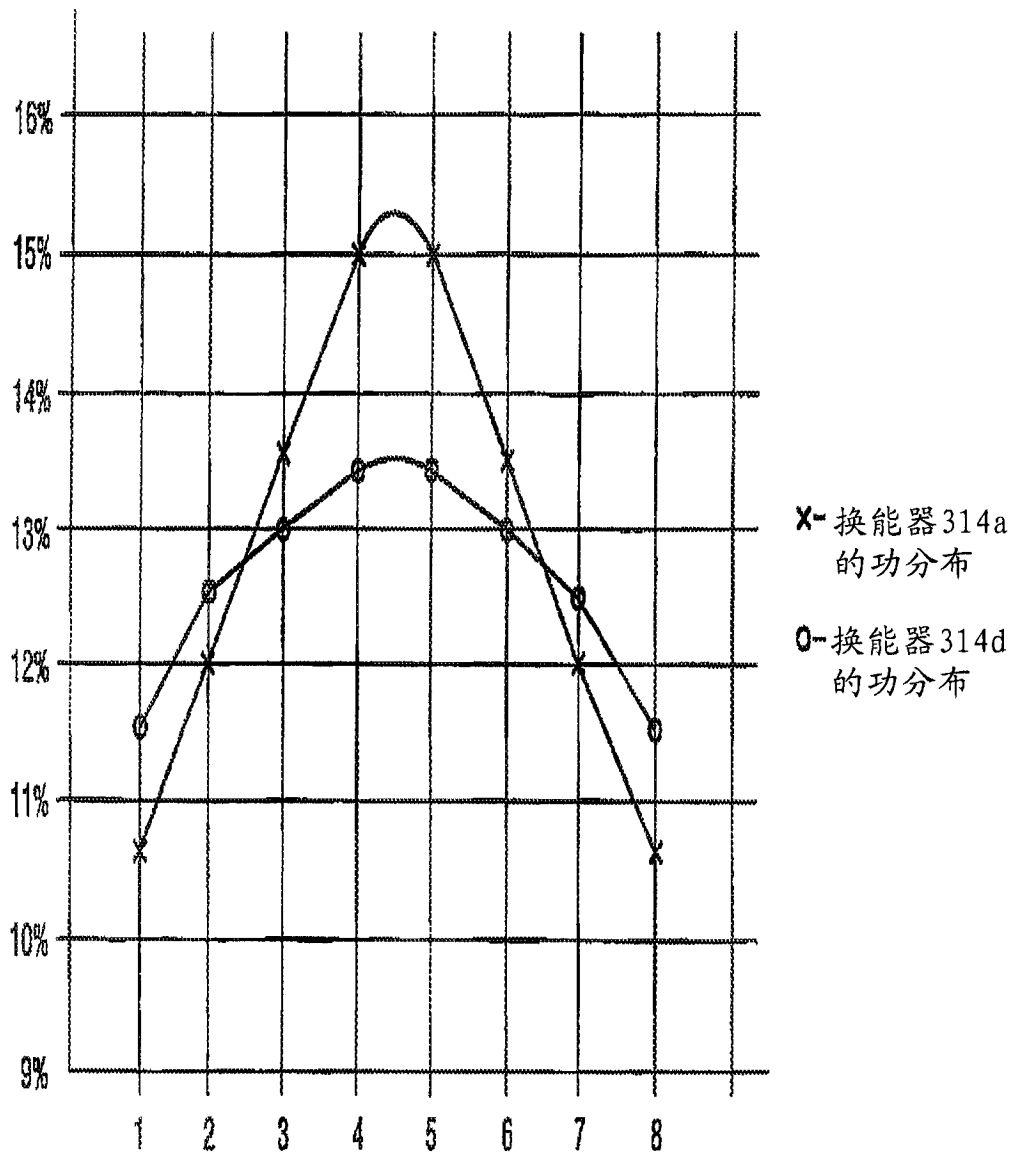


图 14

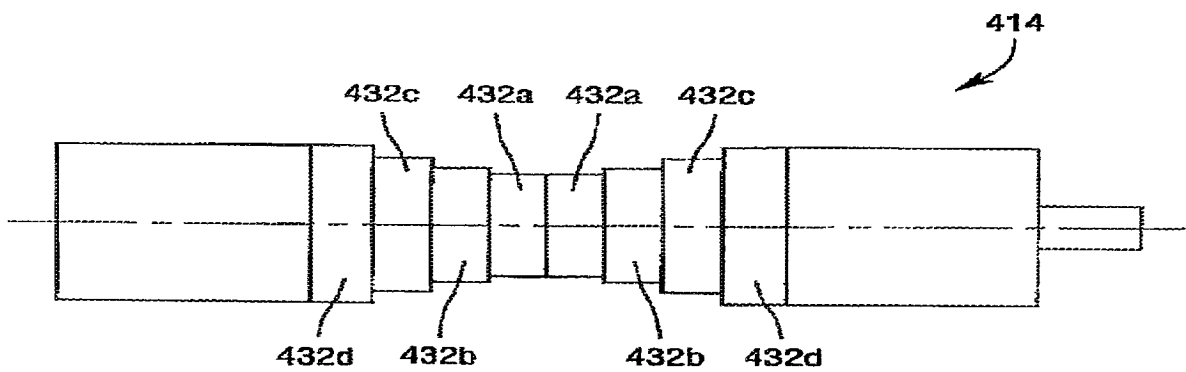


图 15

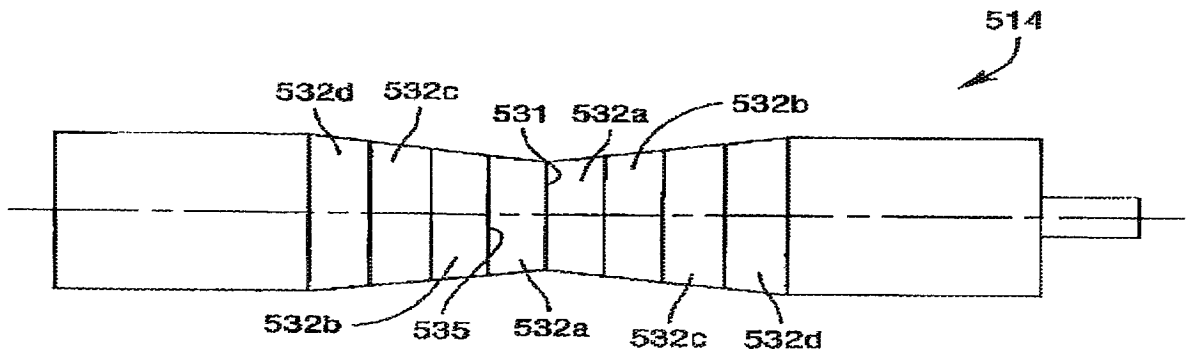


图 16

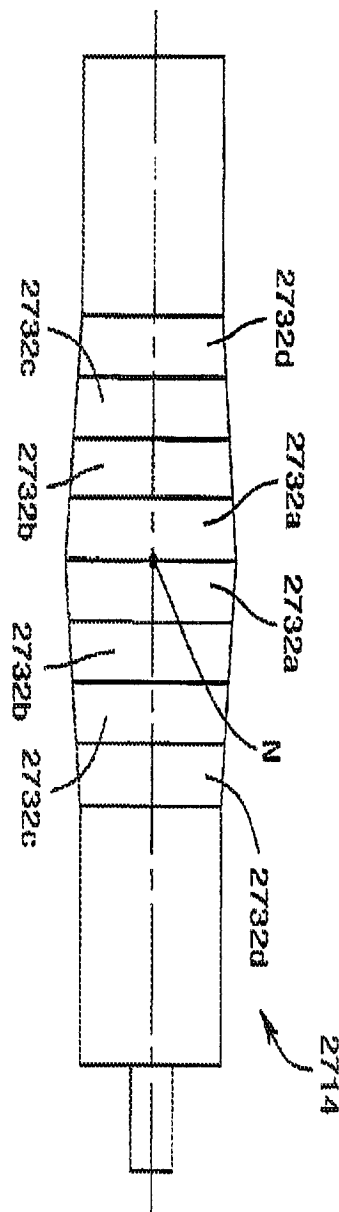


图 16A

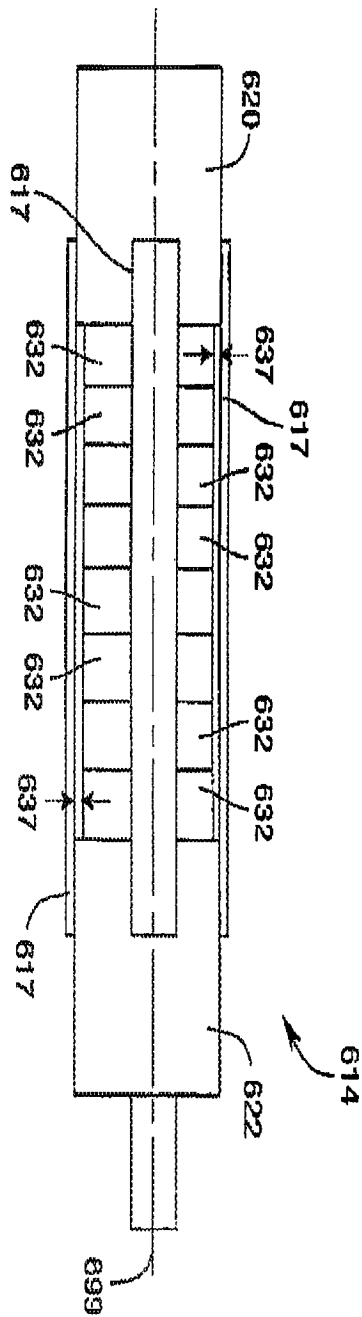


图 17

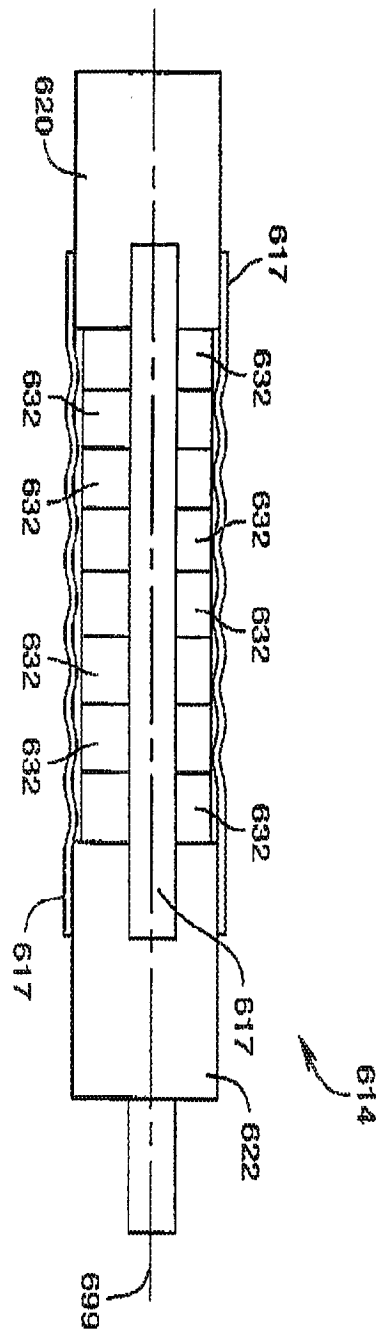


图 18

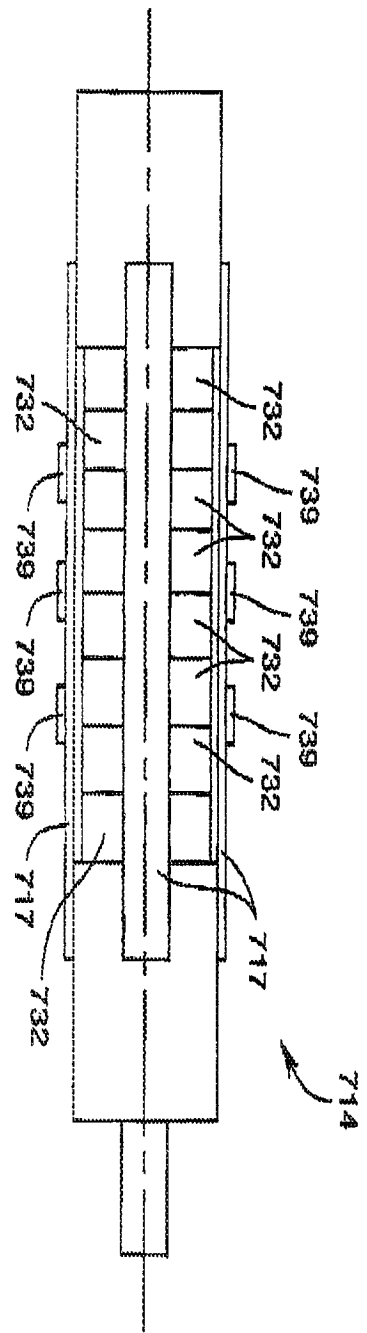


图 19

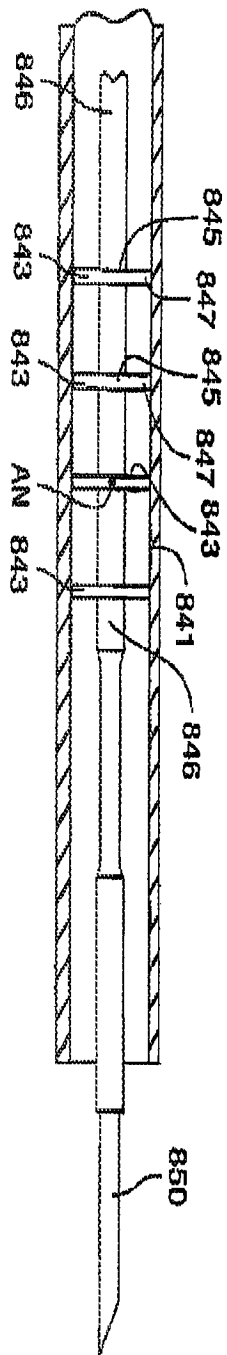


图 20

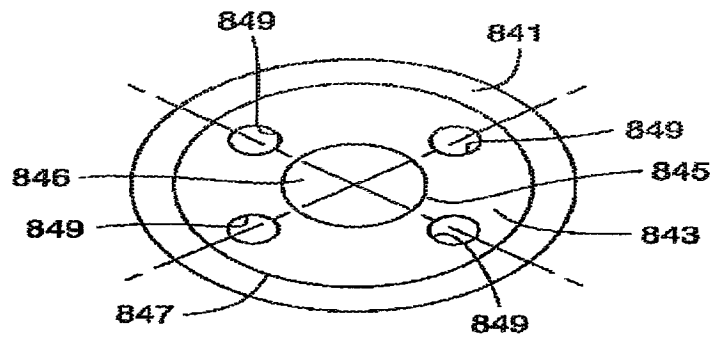


图 21

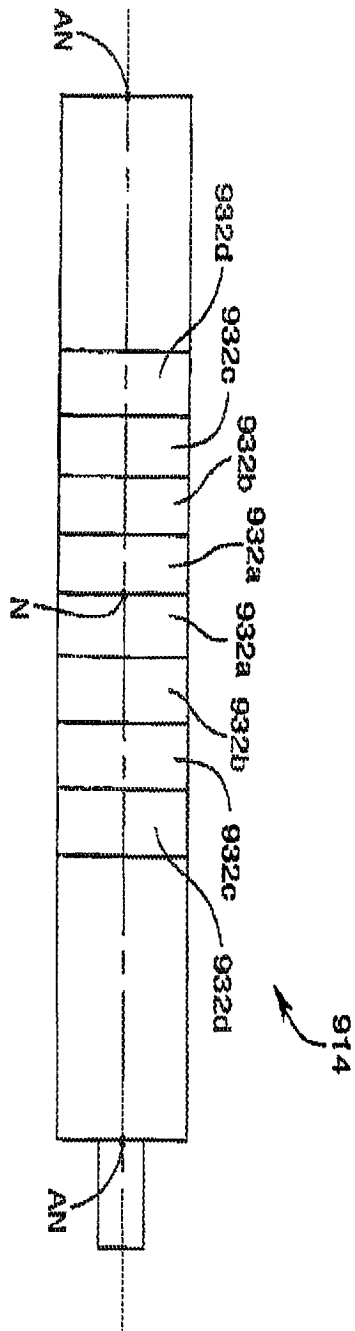


图 22A

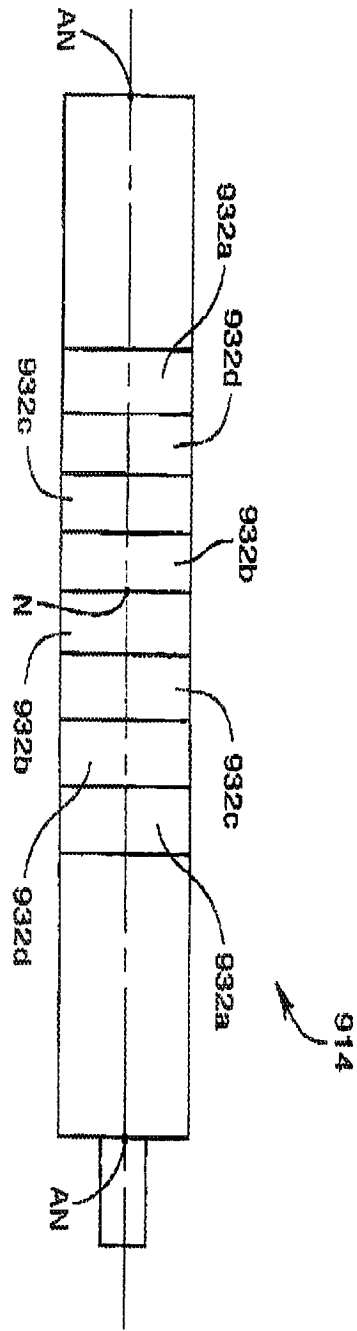


图 22B

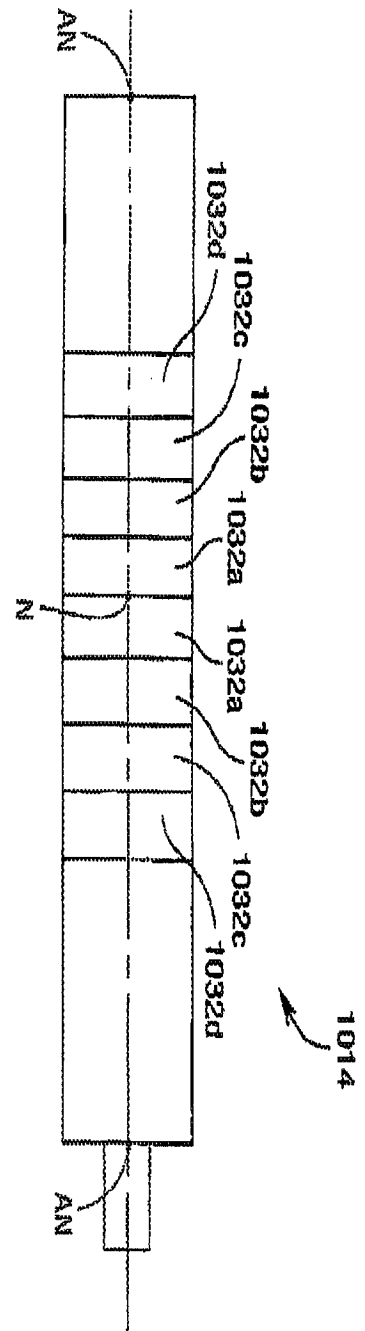


图 23A

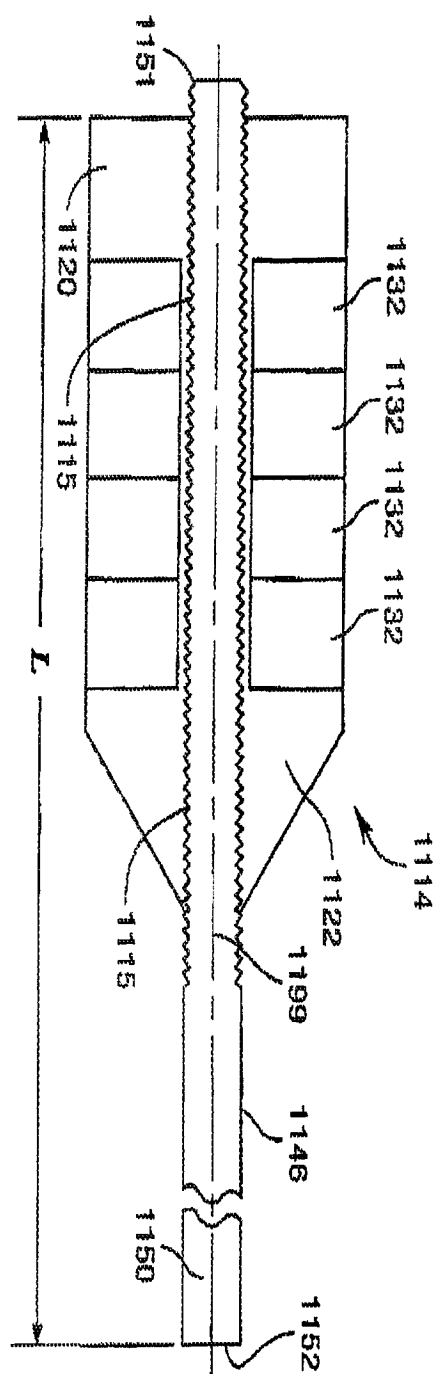


图 24

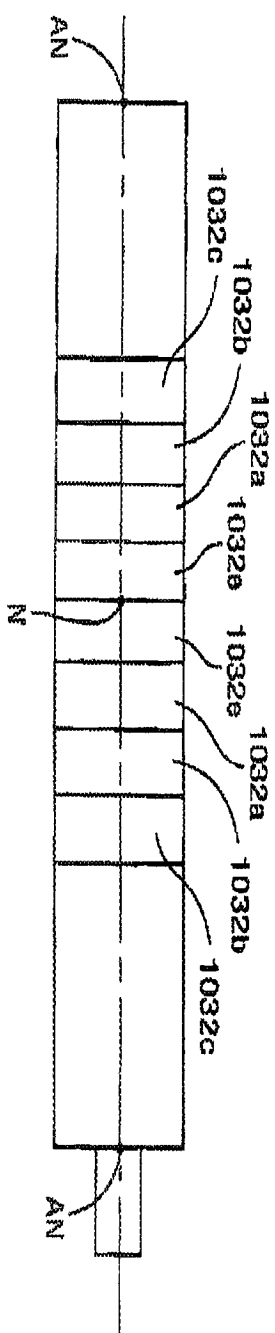


图 23B

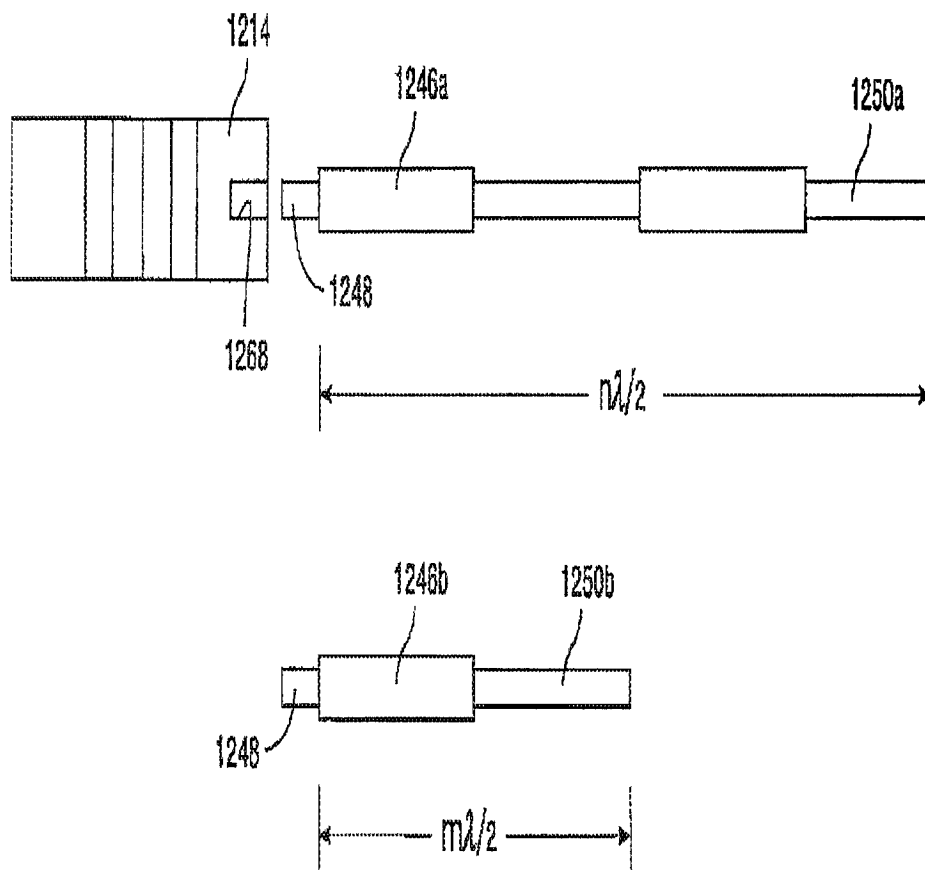


图 25

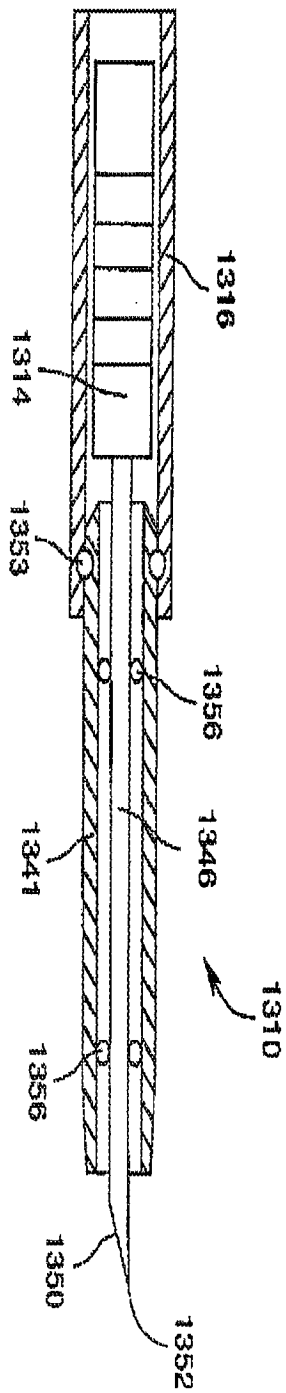


图 26

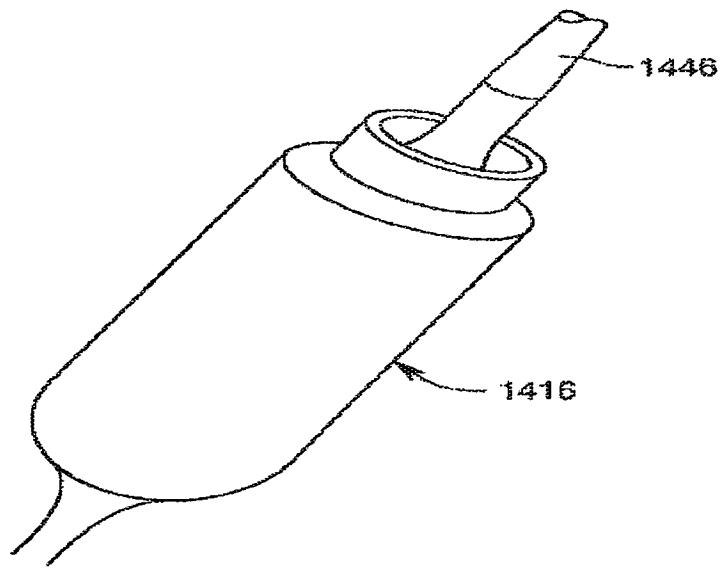


图 27

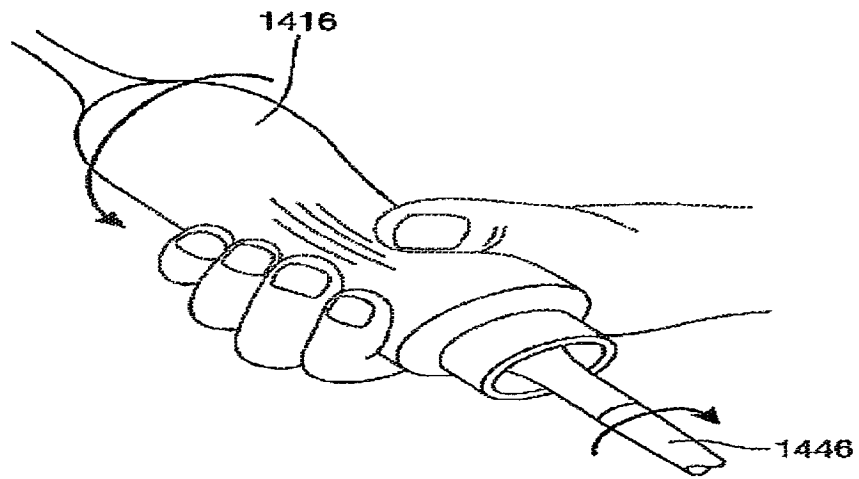


图 28

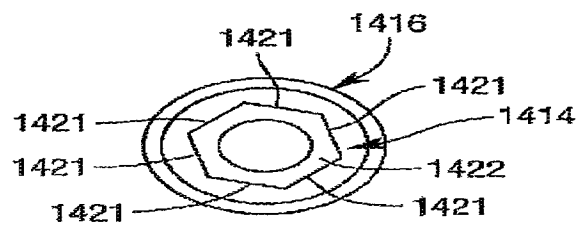


图 29

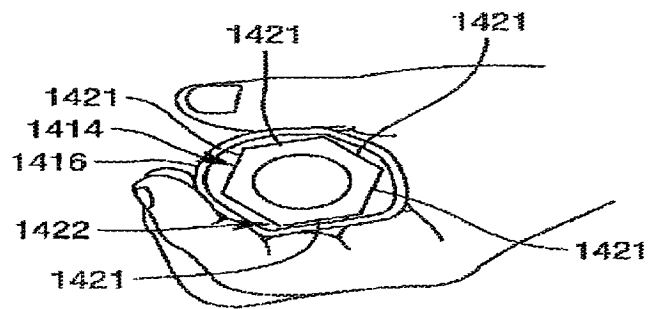


图 30

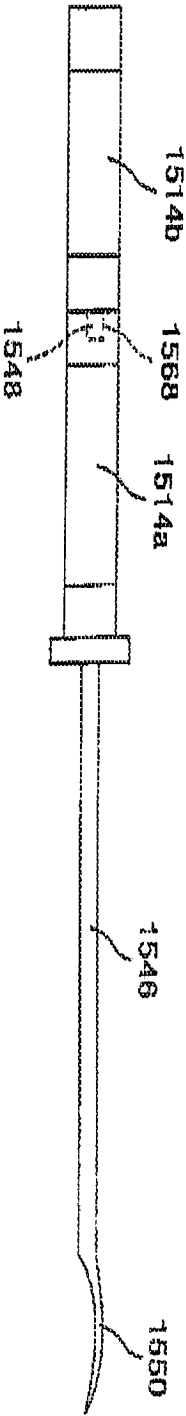


图 31

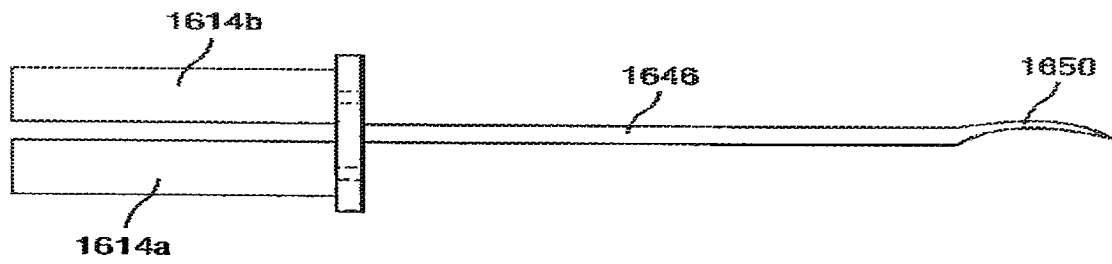


图 32

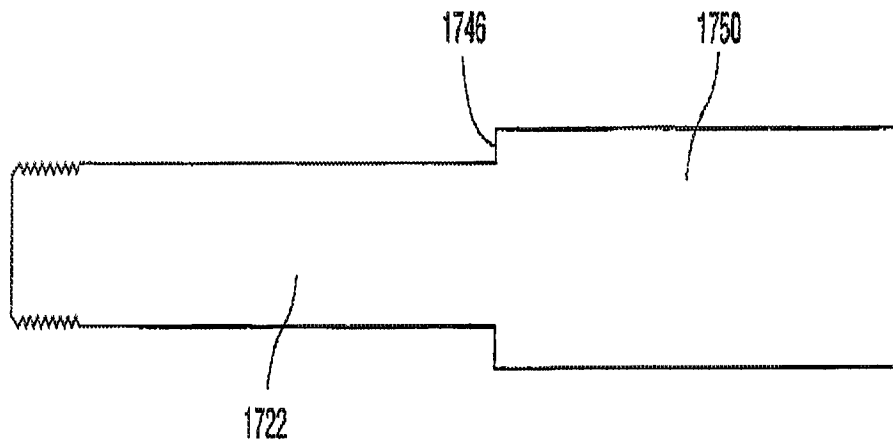


图 33

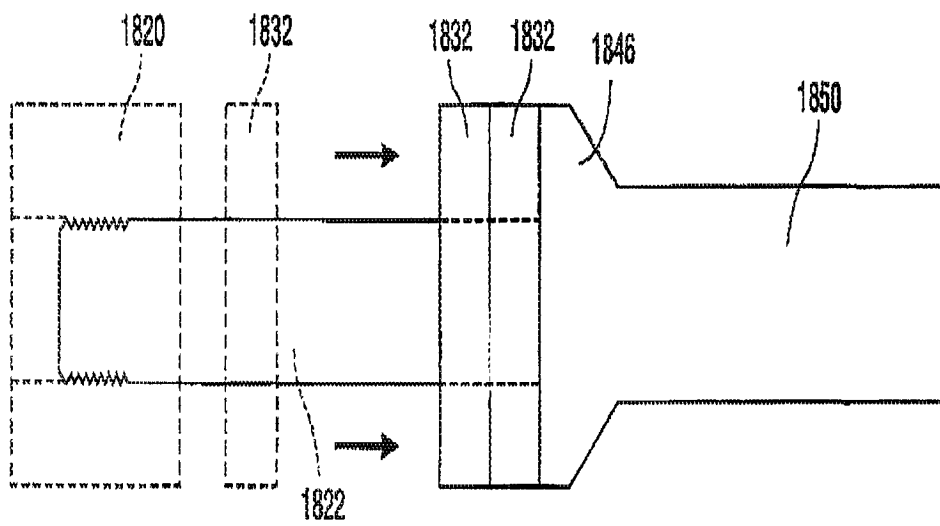


图 34

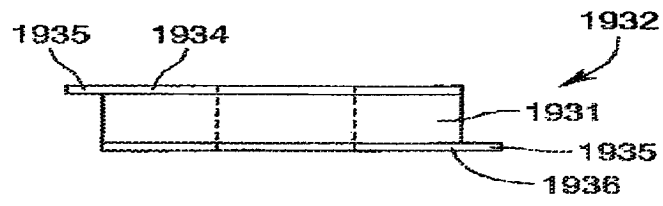


图 35

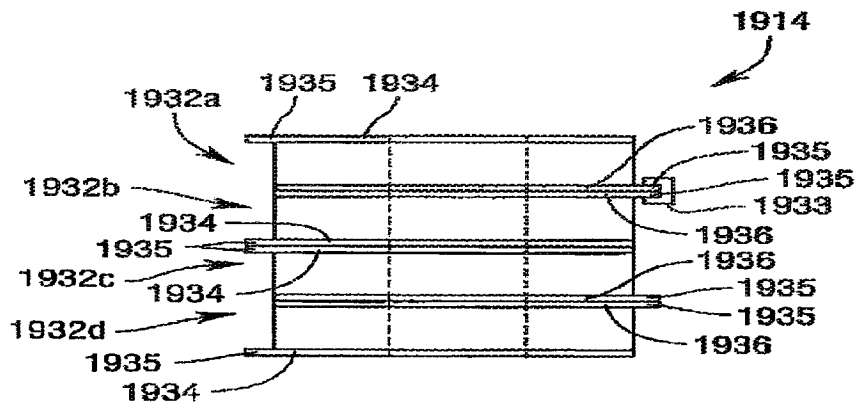


图 36

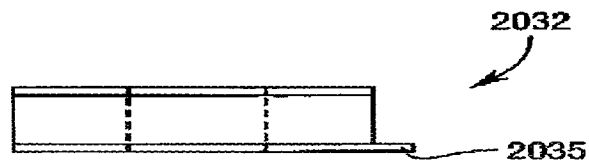


图 37

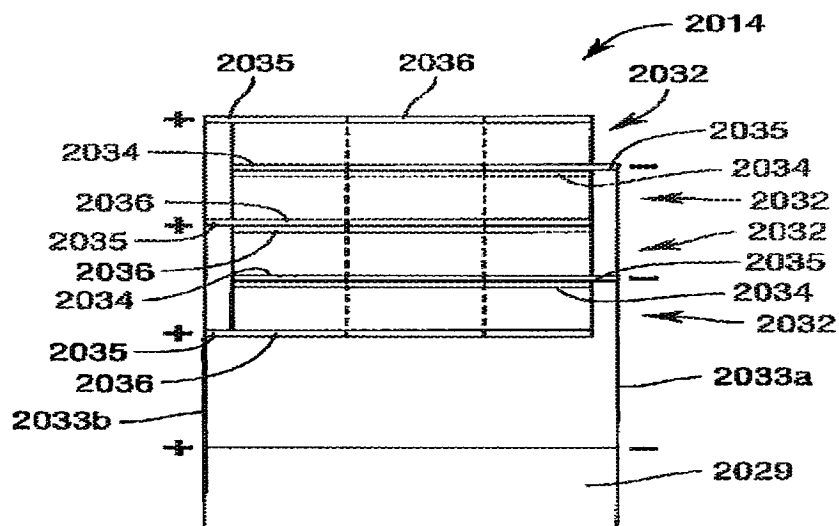


图 38

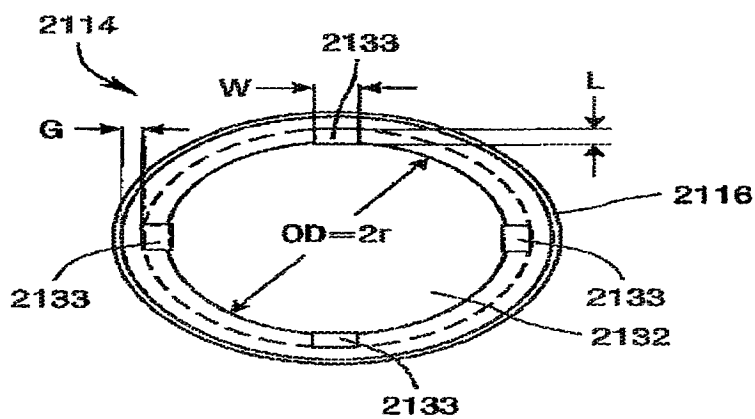


图 39

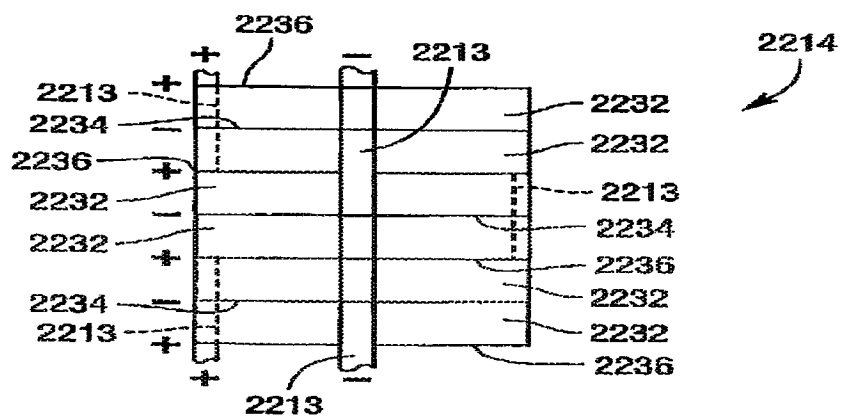


图 40

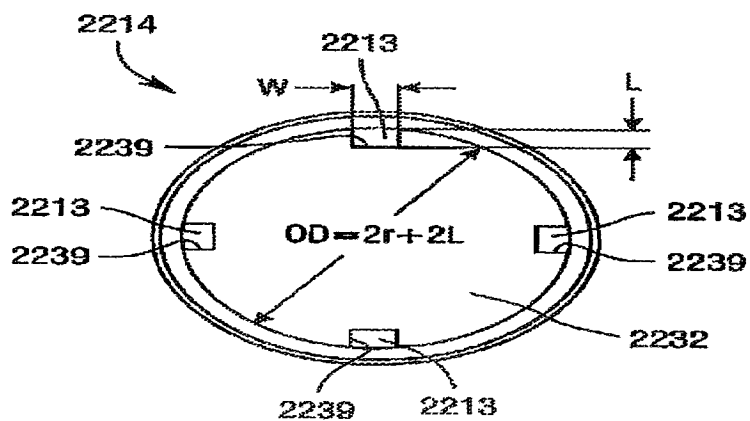


图 41

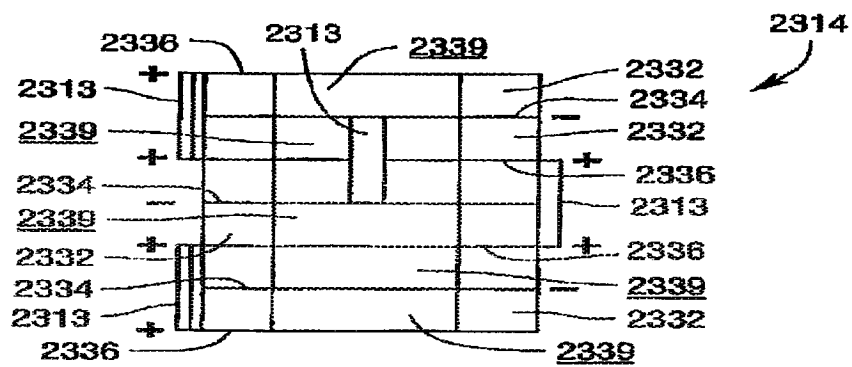


图 42

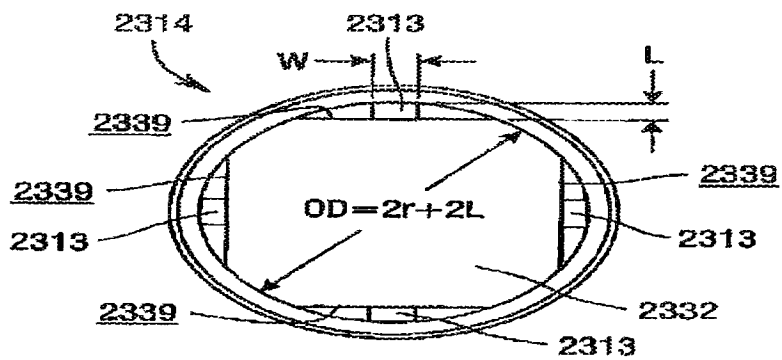


图 43

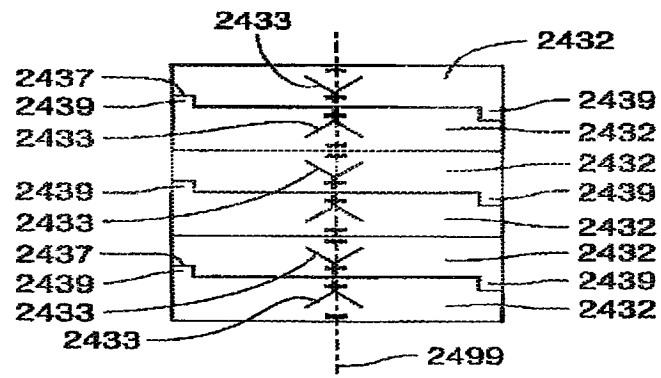


图 44

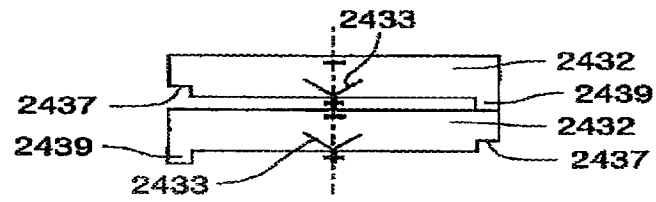


图 45

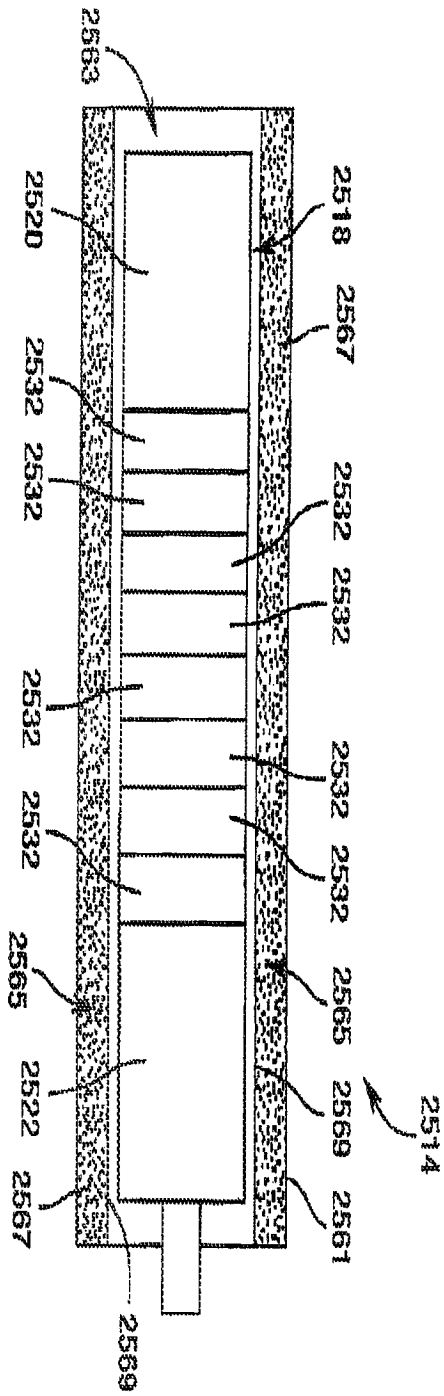


图 46

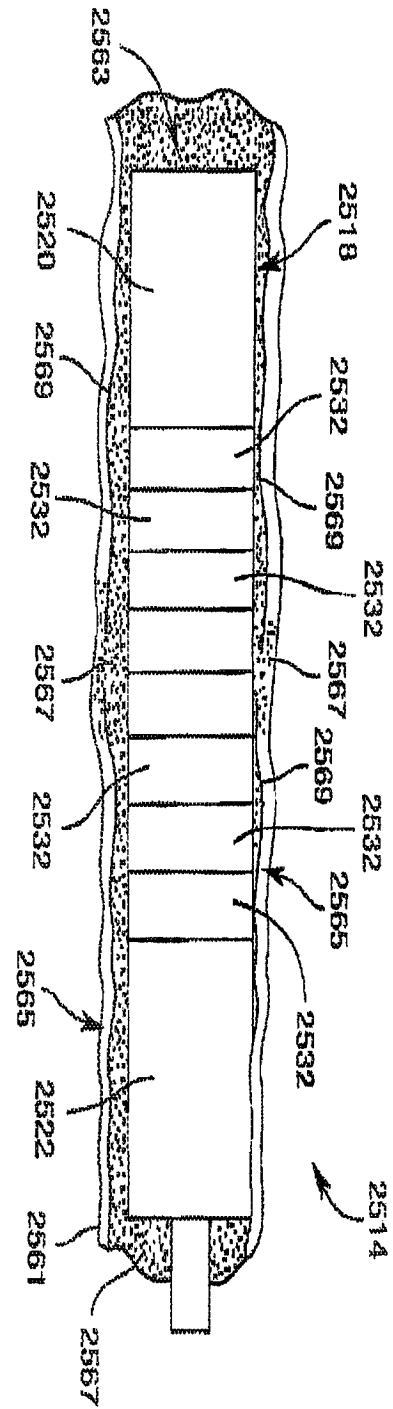


图 47

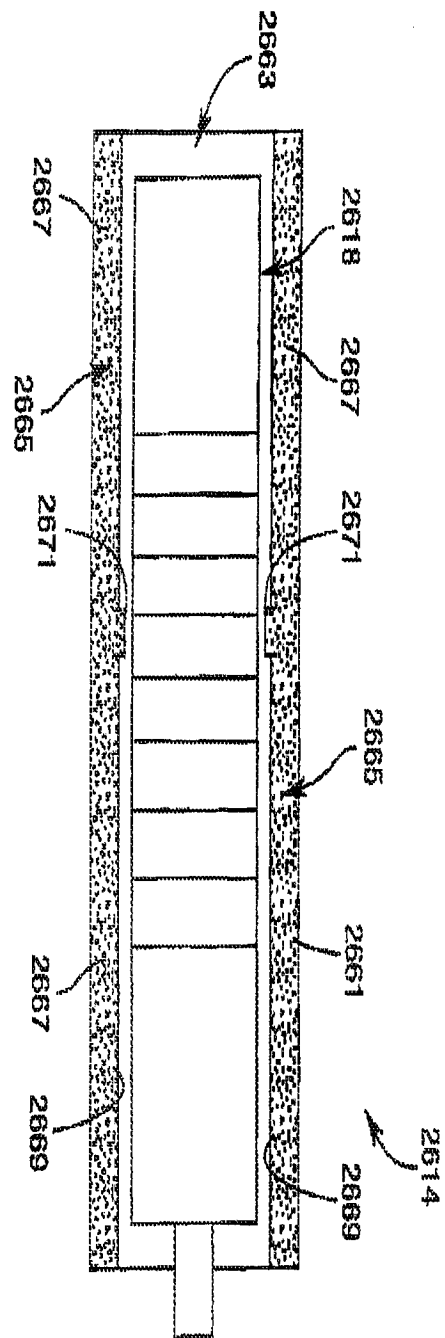


图 48

专利名称(译)	超声外科器械		
公开(公告)号	CN102497826B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201080037744.0	申请日	2010-06-21
[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	AK马丹 SD比亚尔克扎克 KL豪瑟 SA尼尔德 AC沃埃格尔 万山 FB斯图伦		
发明人	A·K·马丹 S·D·比亚尔克扎克 K·L·豪瑟 S·A·尼尔德 A·C·沃埃格尔 万山 F·B·斯图伦		
IPC分类号	A61B17/32 B06B1/06		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B8/4209 A61B8/4494 A61B2017/0023 A61B2017/00402 A61B2017/320072 A61B2017/320076 A61B2017/320088 H01L41/0906 Y10T29/42 Y10T29/49005 Y10T29/49155 A61B2017/00526 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320078 A61B2017/320089 B06B1/0607 B06B3/00 A61B2018/00607 A61N7/02		
代理人(译)	苏娟		
优先权	12/490906 2009-06-24 US 12/490933 2009-06-24 US 12/490948 2009-06-24 US 12/490922 2009-06-24 US		
其他公开文献	CN102497826A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在一总体方面，各种实施例涉及一种包括换能器的超声外科器械，所述换能器能够沿着纵向轴线生成预定频率的振动。在多个实施例中，超声刀沿着纵向轴线延伸并连接到换能器。在多个实施例中，超声刀包括具有近端和远端的主体，其中所述远端能够通过换能器所生成的振动来相对于所述纵向轴线运动。

