



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104640512 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201380048925. 7

(22) 申请日 2013. 09. 19

(30) 优先权数据

13/622, 921 2012. 09. 19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/060532 2013. 09. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/047241 EN 2014. 03. 27

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 T·G·迪茨 Y·塔迪 J·伯格

P·马盖拉兹 T·伯克

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 朱利晓

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006. 01)

A61B 17/3211(2006. 01)

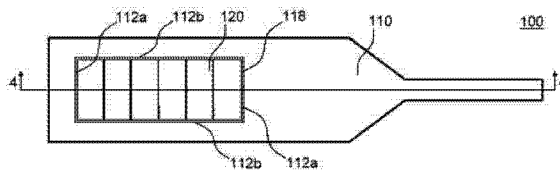
权利要求书3页 说明书9页 附图11页

(54) 发明名称

带嵌入式压电致动器的微机械超声外科手术刀

(57) 摘要

本发明提供了一种超声芯,该超声芯包括纵向伸长的、大体为平面的波导并且具有换能器元件,该波导限定从波导的第一侧朝向波导的中间平面延伸的孔,并且该换能器元件的尺寸和形状设定成与孔的尺寸和形状基本相符且至少部分地嵌入在波导内。在其他方面,超声芯包括纵向伸长的、大体为平面的硅波导,该硅波导具有固定到该硅波导的至少一个换能器元件和包括倾斜侧表面的楔形射声器,其特征在于倾斜侧表面沿着硅材料的 {1, 1, 1} 晶面取向。另外,本发明还提供了制造相应超声芯和包含此类芯的用于超声外科器械的超声手持件的方法。



1. 一种用于超声外科器械的超声芯,所述超声芯包括:

纵向伸长的大体为平面的波导,所述波导具有从所述波导的第一侧朝向所述波导的中间平面延伸的孔;和

换能器元件,所述换能器元件固定到所述孔的相对壁,其中所述换能器元件的尺寸和形状设定成与所述孔的尺寸和形状基本相符。

2. 根据权利要求 1 所述的超声芯,其中所述换能器元件通过胶层固定到所述孔的所述相对壁,所述胶层设置在所述换能器元件与所述孔的所述相对壁之间。

3. 根据权利要求 2 所述的超声芯,其中所述胶层设置在所述孔的端部处。

4. 根据权利要求 3 所述的超声芯,其中所述胶层设置在所述孔的整个周边的周围。

5. 根据权利要求 2 所述的超声芯,其中所述胶层包括多个刚性珠。

6. 根据权利要求 5 所述的超声芯,其中所述刚性珠为玻璃珠。

7. 根据权利要求 1 所述的超声芯,其中所述孔从所述波导的所述第一侧延伸到所述波导的相对的第二侧。

8. 根据权利要求 1 所述的超声芯,其中所述孔为具有封闭端的盲孔。

9. 根据权利要求 8 所述的超声芯,其中所述换能器元件通过胶层固定到所述孔的所述封闭端。

10. 根据权利要求 1 所述的超声芯,其中所述波导为包括多个平面层的层合结构。

11. 一种组装包括纵向伸长的大体为平面的波导的超声芯的方法,所述方法包括以下步骤:

获得限定具有第一长度的孔的纵向伸长的大体为平面的波导,和具有大于所述第一长度的第二长度的换能器元件,但在施加驱动电流时,所述换能器元件能够可逆地收缩至小于所述第一长度的第三长度;

向所述换能器元件施加所述驱动电流,并且将所述换能器元件插入所述孔内;

从所述换能器元件去除所述驱动电流,使得所述换能器元件在所述孔内展开,

由此,所述换能器元件被压缩固定在所述孔的所述相对壁内并且由所述孔的所述相对壁预约束。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括在从所述换能器元件去除所述驱动电流之前,在所述换能器元件与所述孔的相对壁之间设置胶层的步骤。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中所述胶层设置在所述孔的端部处。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中所述胶层设置在所述孔的整个周边的周围。

15. 根据权利要求 12 所述的方法,其中所述胶层包括多个刚性珠。

16. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述刚性珠为玻璃珠。

17. 一种用于超声外科器械的超声芯,所述超声芯包括:

纵向伸长的大体为平面的波导;

固定到所述波导的换能器元件;和

夹持机构,所述夹持机构包括从所述波导的近侧端部朝近侧设置的基座、从所述基座朝远侧突出并且经配置以便在容纳所述波导的通道上彼此互相相对的一对限制臂、和在所述一对限制臂之间的从所述基座朝远侧突出的夹持臂,

其中所述基座和所述夹持臂彼此机械地接合,以便允许所述夹持臂的远侧端部牢固地

定位在所述通道内 ;并且

其中每个限制臂包括在定位在所述换能器元件远侧的节点处接合所述波导的底座。

18. 根据权利要求 17 所述的超声芯,其中所述一对臂为围绕所述换能器元件的手持件外壳的一体构件。

19. 根据权利要求 17 所述的超声芯,其中所述基座包括孔,并且所述夹持臂包括用于与所述孔接合的锯齿状棱纹截面。

20. 根据权利要求 17 所述的超声芯,其中每个底座包括钩,并且所述波导包括在所述节点近侧设置并且接合所述底座的钩的互补钩。

21. 根据权利要求 17 所述的超声芯,其中每个底座包括狭槽,并且所述波导包括在所述节点近侧从所述波导的所述边缘向外延伸并且接合所述底座的狭槽的突出部。

22. 根据权利要求 17 所述的超声芯,其中每个底座包括突出到所述通道中的销或螺杆,并且所述波导包括在所述节点近侧从所述波导的所述边缘向内延伸并且接合所述底座的销或螺杆的承窝。

23. 一种用于超声外科器械的超声手持件,所述超声手持件包括:

纵向伸长的大体为平面的波导;

固定到所述波导的换能器元件;

至少围绕所述换能器元件的外壳;和

夹持机构,所述夹持机构在所述换能器元件近侧固定到所述外壳并且在换能器节点处接合所述换能器元件;

其中所述夹持机构和所述换能器元件包括用于向所述换能器元件施加驱动电流的互补电接触部。

24. 根据权利要求 23 所述的超声手持件,其中所述换能器元件固定到所述波导的第一侧,并且其中所述夹持机构包括在所述换能器节点处接合所述换能器元件的第一夹持臂和在所述换能器节点处接合所述波导的相对的第二侧的第二夹持臂。

25. 根据权利要求 23 所述的超声手持件,其中所述换能器元件为固定到所述波导的第一侧的第一换能器元件,并且还包括:

固定到所述波导的相对的第二侧的相对的第二换能器元件;

其中所述夹持机构包括在所述换能器节点处接合所述第一换能器元件的第一夹持臂和在所述换能器节点处接合所述第二换能器元件的第二夹持臂。

26. 一种超声芯,包括:

纵向伸长的大体为平面的硅波导,所述硅波导具有大体为平面的换能部分和包括倾斜侧表面的楔形射声器部分,其中至少一个换能器元件固定到所述大体为平面的换能部分,其特征在于,所述倾斜侧表面沿着硅材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向。

27. 根据权利要求 26 所述的超声芯,其中所述倾斜侧表面的所述边缘在至少所述楔形射声器部分中朝向所述波导的中心纵向轴线会聚。

28. 根据权利要求 27 所述的超声芯,其中所述边缘朝向所述波导的所述中心纵向轴线直线会聚。

29. 根据权利要求 27 所述的超声芯,其中所述边缘朝向所述波导的所述中心纵向轴线曲线会聚。

30. 根据权利要求 26 所述的超声芯,其中所述楔形射声器部分包括一体的外科手术刀部分,并且其中所述楔形射声器部分和外科手术刀部分都包括所述倾斜侧表面。

31. 一种用于超声外科器械的硅波导的制造方法,所述硅波导具有沿着所述硅材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向的倾斜侧表面,所述方法包括以下有序步骤:

获得硅晶片切割,以便具有以相对于晶片面的非零锐角设置的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面;

在所述硅晶片上生长热氧化物涂层;

将光致抗蚀剂涂层施加到所述硅晶片的一个面;

将所施加的光致抗蚀剂暴露到通过光掩模显示的光下,所述光掩模承载第一图案,所述第一图案表示所述波导的所述倾斜侧表面;

在通过所述光致抗蚀剂涂层的所述光诱导破坏而暴露的所述热氧化物涂层上执行氧化物刻蚀;

在通过所述热氧化物涂层的所述氧化物刻蚀而暴露的所述硅上执行氢氧化物刻蚀,直到将硅去除到预定的最大深度;以及

将所述硅晶片切片,以产生纵向伸长的大体为平面的波导,所述波导至少具有包括所述倾斜侧表面的楔形射声器部分,

由此,所述倾斜侧表面沿着所述硅材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向。

32. 根据权利要求 31 所述的制造的方法,还包括在执行氢氧化物刻蚀的步骤之后并且在将所述硅晶片切片的步骤之前执行的以下有序步骤:

在所述硅晶片上去除并且然后再生长所述热氧化物涂层;

向所述硅晶片的所述相对面施加光致抗蚀剂涂层;

将所施加的光致抗蚀剂暴露在通过光掩模显示的光下,所述光掩模承载第二图案,所述第二图案表示所述波导的所述倾斜侧表面的所述边缘和远侧端部;

在通过所述光致抗蚀剂涂层的所述光诱导破坏而暴露的所述热氧化物涂层上执行氧化物刻蚀;

在通过所述热氧化物涂层的所述氧化物刻蚀而暴露的所述硅上执行 DRIE 刻蚀,以刻蚀通过所述硅晶片的所述倾斜侧表面的所述边缘和远侧端部。

33. 根据权利要求 32 所述的制造方法,其中所述楔形射声器部分具有从其朝远侧突出的一体的外科手术刀部分,并且其中所述楔形射声器部分和外科手术刀部分都包括所述倾斜侧表面。

34. 根据权利要求 32 所述的制造方法,其中所述预定的最大深度刚好小于所述硅晶片的深度。

带嵌入式压电致动器的微机械超声外科手术刀

技术领域

[0001] 各种实施例涉及超声外科器械,并且更具体地涉及用于超声外科手术刀的换能器和波导组件,以及具有超声供电的端部执行器的类似器械。

背景技术

[0002] 用于患者组织的解剖和/或凝结作用的超声外科手术刀和类似器械通常包括超声换能器组件、波导组件和外科端部执行器。超声换能器组件大体包括被压缩在一对端部质量块之间的压电换能器元件,其中前端部质量块被配置为射声器,以在压电换能器元件与波导组件之间创建声增益。在一个已知的示例中,端部质量块设置在轴的相对的两端,并且压电换能器元件包括沿着轴设置的多个环形压电换能器圆盘,其中多个圆盘例如通过绷紧在轴与端部质量块中的至少一个之间的螺纹连接件而被压缩。随后,压电换能器元件经供电建立至少一个驻波或振动模式(其可包括但不限于纵向振动模式、侧向振动模式、扭转振动模式及其组合),至少一个驻波或振动模式通过轴和射声器、通过波导组件传播,并且进入超声供电的端部执行器,用于应用到患者组织。由此类设备供电的示例性端部执行器包括用于解剖患者组织的超声振动外科手术刀和用于接合和灼烧患者组织的超声振动夹持设备。

[0003] 申请人-受让人最近公开了包括换能器元件的各种超声外科器械,其中换能器元件附接于纵向伸长的大体为平面的波导。参见均于2010年8月16日提交的美国专利申请12/857,373和12/857,399,其全部内容以引用方式并入本文。此类器械可在例如硅晶片上构造,其中换能部分和谐振器部分代替前述的超声换能器组件的轴和端部质量块。然而,在此类设备中的换能器元件不可以被固定在类似前述超声换能器组件中的端部质量块的可调节端部质量块之间,并且不可以通过可调节端部质量块来压缩。因此,申请人及其合作者继续寻求并开发用于这些新型并且基本上单一的换能器支撑的波导的改善构造。

发明内容

[0004] 本发明的第一方面为用于超声外科器械的超声芯。超声芯包括纵向伸长的大体为平面的波导以及换能器元件,该波导限定从波导的第一侧朝向波导的中间平面延伸的孔,该换能器元件固定到该孔的相对壁。换能器元件的尺寸和形状设定成与孔的尺寸和形状基本相符,并且至少部分地嵌入在波导内。在第一实施例中,孔为延伸到波导的相对的第二侧的端部开放的孔。在第二实施例中,孔为盲孔或端部封闭的孔。

[0005] 本发明的第二方面为用于组装前述实施例的超声芯的方法。该方法包括以下步骤:(a) 获得限定具有第一长度的孔的纵向伸长的大体为平面的波导,和具有大于第一长度的第二长度的换能器元件,但在施加驱动电流时,换能器元件能够可逆地收缩至小于第一长度的第三长度;(b) 向换能器元件施加驱动电流,并且将换能器元件插入孔内;以及(c) 将驱动电流从换能器元件中去除,使得换能器元件在孔内展开。在使用或不使用中间胶层的情况下,所得的组件将换能器元件固定在孔内。

[0006] 本发明的第三方面为用于超声外科器械的超声芯。超声芯包括纵向伸长的大体为平面的波导；固定到波导的换能器元件，和夹持机构；夹持机构包括从波导的近侧端部朝近侧设置的基座、从基座朝远侧突出并且经配置以使在容纳波导的通道上彼此互相相对的一对限制臂、和在该一对限制臂之间的从基座朝远侧突出的夹持臂。基座和夹持臂彼此机械地接合，以允许夹持臂的远侧端部被可调并且牢固地定位在通道内，并且每个限制臂包括在定位在换能器元件远侧的节点处接合波导的底座。夹持臂可接合波导的近侧端部或固定到波导的近侧端部的换能器元件的近侧端部。

[0007] 本发明的第四方面为用于超声外科器械的超声手持件。超声手持件包括纵向伸长的大体为平面的波导、固定到波导的换能器元件、至少围绕换能器元件的外壳、和在换能器元件近侧固定到外壳的夹持机构。夹持机构在换能器节点处接合换能器元件，并且夹持机构和换能器元件都包括用于向换能器元件施加驱动电流的互补电接触部。

[0008] 本发明的第五方面为任选地包括外科手术刀部分的超声芯。超声芯包括纵向伸长的大体为平面的硅波导，所述硅波导具有大体为平面的换能部分和包括倾斜侧表面的楔形射声器部分，其中至少一个换能器元件固定到大体为平面的换能部分。超声芯的特征在于，倾斜侧表面沿着硅材料的 {1, 1, 1} 晶面取向。楔形射声器部分可包括作为倾斜侧表面一部分的一体的外科手术刀部分。

[0009] 本发明的第六方面为用于超声外科器械的硅波导的制造方法，其中波导的楔形远侧部分包括沿着硅材料的 {1, 1, 1} 晶面取向的倾斜侧表面。该方法包括以下有序步骤：(a) 获得硅晶片切割，以便具有以相对于晶片面的非零锐角设置的 {1, 1, 1} 晶面；(b) 在晶片上生长热氧化物涂层；(c) 将光致抗蚀剂涂层施加到晶片的一个面；(d) 将所施加的光致抗蚀剂暴露到通过光掩模显示的光下，光掩模承载图案，该图案表示波导的倾斜侧表面；(e) 在通过光致抗蚀剂涂层的光诱导破坏而暴露的热氧化物涂层上执行氧化物刻蚀并随后去除残留的光致抗蚀剂涂层；(f) 在通过热氧化物涂层的氧化物刻蚀而暴露的硅上执行氢氧化物刻蚀，直到将硅去除到预定的最大深度；以及 (g) 将硅晶片切片，以创建纵向伸长的大体为平面的波导，该波导至少具有包括倾斜侧表面的楔形射声器。在将硅晶片切片之前，可执行另外的步骤，以创建具有楔形射声器部分和一体的外科手术刀部分的纵向伸长的大体为平面的波导，其中这两部分均包括倾斜侧表面。

[0010] 从以下说明、附图和随附权利要求中，所公开的超声芯、手持件和外科器械的其他方面将变得显而易见。

附图说明

[0011] 图 1 为用于超声芯的第一实施例的波导的平面图。

[0012] 图 2 为图 1 的波导的剖面图。

[0013] 图 3 为包括配置为“朗之万叠层 (Langevin stack)”的换能器元件的超声芯的第一实施例的平面图。

[0014] 图 4 为图 3 的超声芯的剖面图。

[0015] 图 5 为在图 3 和图 4 的设备的换能器元件与波导之间的界面的细部图。

[0016] 图 6 为用于超声芯的第二实施例的波导的平面图。

[0017] 图 7 为图 6 的波导的剖面图。

- [0018] 图 8 为超声芯的第二实施例的第一示例的剖面图。
- [0019] 图 9 为超声芯的第二实施例的第二示例的剖面图。
- [0020] 图 10 为用于组装第一实施例和第二实施例的超声芯的方法的图示,其具体示出了第一实施例的示例性设备的组件。
- [0021] 图 11 为超声芯的第三实施例的第一示例的平面图,超声芯包括用于预约束换能器元件的夹持机构。
- [0022] 图 12 为超声芯的第三实施例的第二示例的平面图,超声芯包括用于预约束换能器元件的夹持机构。
- [0023] 图 13 为超声芯的第三实施例的第三示例的局部截面图,超声芯包括用于预约束换能器元件的夹持机构。
- [0024] 图 14 为超声芯的第三实施例的第四示例的局部截面图,超声芯包括用于预约束换能器元件的夹持机构。
- [0025] 图 15 为超声芯和手持件的第四实施例的第一示例的剖面图。
- [0026] 图 16 为超声芯和手持件的第四实施例的第二示例的剖面图。
- [0027] 图 17 为超声芯和外科手术刀的第五实施例的平面图。
- [0028] 图 18 为图 17 的超声芯和外科手术刀的剖面图。
- [0029] 图 19A-D 示出用于制备第五实施例的设备的波导的方法。除非另外指明,否则示例性图示均为硅晶片的剖面图。

具体实施方式

[0030] 在详细说明若干实施例之前,应该指出的是,实施例和表达的应用或使用并不局限于附图和说明书中示出的部件的详细构造和布置。例示性实施例和表达可以实施或结合到其他实施例、表达、变型和修改,并可以多种方式实施或执行。此外,除非另外指明,否则本文所用的术语和表达均是方便向读者描述本发明的例示性实施例的目的而选择的,并不是为了限制本发明。

[0031] 应进一步理解,下述实施例、表达、示例等的任何一个或多个均可与其他下述实施例、表达、示例等的任何一个或多个结合。此类修改和变形旨在包括在权利要求的范围内。

[0032] 图 1-5 示出第一实施例。第一实施例为用于超声外科器械的超声芯 100,并且超声芯 100 包括纵向伸长的大体为平面的波导 110。波导材料优选地为单晶材料或多晶材料,主要为硅,但也可使用锗、金刚石或蓝宝石。相反,在另选的构造中,大体为平面的波导 110 可由玻璃、陶瓷、钛、不锈钢或铝制造。尽管通常所示的波导仅具有单层,但应该理解,波导可以为包括多个平面层的层合结构。例如,对于硅波导 110,相邻层的相对侧可通过已知的硅熔凝工艺粘结,以形成具有期望厚度的波导。进一步举例,对于钛波导 110,相邻层的边缘可通过已知的激光焊接技术粘结,以形成具有期望厚度的波导。复合材料结构,诸如层合的硅-玻璃-硅波导,可通过诸如阳极键合的相关工艺粘结。为使本讨论和随附权利要求更清楚,术语“端部”应理解为是指纵向边界,或表示此类边界的表面;术语“边缘”应理解为是指在波导平面内的方向上的侧向边界,或表示此类边界的表面;并且术语“侧”应理解为是指在垂直于波导平面的方向上的侧向边界,或表示此类边界的表面。

[0033] 超声芯 100 也包括换能器元件 120。换能器元件优选地由诸如钛酸钡的无铅压电

材料,或由诸如镍或“GALFENOL“(由 ETREMA Products, Inc. (Ames, Iowa) 销售的镓-铁合金)的磁致伸缩材料形成,使得超声外科器械既可以足够廉价作为单次使用设备又可以适用于作为与含铅有害废物相反的普通医疗废物处理。也可使用包括陶瓷 PZT 材料和电致伸缩材料以及单晶材料的其他换能材料。如图 4 和图 5 所示,换能器元件 120 可包括配置为“朗之万叠层”的多个离散换能子元件。然而,应当理解,换能器元件 120 可相反地为类似在其他附图中所示的那些换能器元件的一体换能器元件。

[0034] 如图 1 和图 2 所详述,平面波导 110 限定从波导 110 的第一侧 114 延伸到波导的相对的第二侧 116 的孔 112。根据所包含的材料,孔 112 可通过激光切割波导 110 形成,或通过诸如喷水切割的另选方法形成。如图 3 和图 4 所详述,换能器元件 120 的尺寸和形状设定成与孔 112 的尺寸和形状(相对于在端部之间的长度和在边缘之间的长度,但未必是在侧面之间的深度或厚度)基本相符,并且换能器元件 120 可通过胶层 118 固定在孔 112 内,胶层 118 设置在换能器元件 120 和孔 112 的相对壁之间。在适用于利用纵向振动模式的设备中的第一实施例的第一表达中,胶层 118 可设置在孔 112 的相对端壁 112a 处。在适用于利用侧向振动模式的设备中的第一实施例的第二表达中,胶层 118 可设置在孔 112 的相对边缘壁 112b 处。优选地,胶层 118 设置在孔 112 的整个周边的周围,以便将换能器元件 120 完全固定在孔 112 内。在孔 112 的整个周边周围的部署将有利地支撑纵向振动模式、侧向振动模式和扭转振动模式到平面波导 110 的传输。

[0035] 在如图 5 所详述的第一实施例的变型中,胶层 118 可包括多个刚性珠 119。通过在孔 112 的端壁 112a、边缘壁 112b 和 / 或周边与换能器元件 120 的端部、边缘和 / 或周边之间插入基本上更加刚性的结构,边缘刚性珠 119 用来增加胶层 118 的明显弹性模量。然后,胶层 118 的胶用作将刚性珠 119 的位置基本固定在孔 112 的相应部分与换能器元件 120 之间的基质。在该实施例的第一表达中,刚性珠 119 可以为非导电的玻璃珠。在该实施例的第二表达中,刚性珠 119 可以为导电珠,诸如涂覆有金属层、金属珠等的玻璃珠。在第二表达中,根据胶层 118 的特定配置,通过珠用作热极和 / 或接地极(例如,仅设置在孔 112 的相对壁处以便配置为两个极,或设置在孔 112 的整个周边的周围以便可配置为单极),电力可经由刚性珠 119 在平面波导 110 与换能器元件之间传输。在实施例的任一表达中,胶层 118 的胶均可导电,并且除用作刚性珠 119 的互补之外或作为刚性珠 119 的互补,还可用作热极和 / 或接地极。优选地,刚性珠 119 的尺寸设定成在孔 112 的壁与换能器元件 120 之间形成单层。优选地,刚性珠 119 构成胶层 118 体积的 10% 与 65% 之间。

[0036] 与具有胶粘到波导侧的换能器元件,其中运动通过“伸长-传播”类型的动作在换能器元件和波导之间传输的平面波导相比,第一实施例的结构提供了嵌入在波导 110 内的换能器元件 120,从而允许运动以“推动-牵拉”类型的动作在它们之间传输。通过将作用在粘结层上的主要力从剪切力变成压缩力,以及允许使用改善的粘结材料,这种传输特性的改变使在结构之间的耦合和耦合效率增强。另外,与具有胶粘到波导相对侧的换能器元件的平面波导相比,第一实施例的结构消除了将相对的换能器元件精确对准的需要(以避免不希望的振动模式)。

[0037] 图 6-10 示出了第二实施例。第二实施例为用于超声外科器械的超声芯 200,其包括类似的纵向伸长的大体为平面的波导 210 和类似的换能器元件 220。如图 6 和图 7 所详述,平面波导 210 限定从波导 210 的第一侧 214 朝向波导的中间平面“M”延伸的至少一个

孔 212。然而,与第一实施例相比,该孔为与端部开放的孔 112 截然相反的盲孔或端部封闭的孔 212。在许多设备中,诸如以下所讨论的示例性设备,平面波导 210 也限定从波导的相对的第二侧 216 朝向中间平面“M”延伸的相对的孔 212,和 / 或沿着波导的纵向轴线“L”定位的另外的孔 212。每个孔 212 均可通过机加工或化学刻蚀波导 210 形成。另外地或另选地,在要求较大幅度的换能器元件厚度的情况下,波导 210 可以为包括多个平面层的层合结构。主要的层或各层可构成波导 210 的换能和谐振器部分,并且任选地,截短的辅助层或各层可限定孔 212 的侧面。然后,可通过单独或组合切割、机加工和 / 或化学刻蚀一个或多个层来形成每个孔 212。如早前所指出的那样,可通过硅熔凝工艺、阳极键合工艺、激光焊接工艺和适用于一种或多种波导材料的其他已知的技术将各种层粘结。

[0038] 如图 8 所详述,每个换能器元件 220 的尺寸和形状设定成与其对应的孔 212 的尺寸和形状基本相符,并且通过设置在换能器元件 220 与孔 212 的相对壁之间的胶层 218(未具体示出),换能器元件 220 可固定在该孔 212 内。通过胶层 218,或在引入胶层 218 之前通过用于将换能器元件临时定位和固定在孔 212 内的另选的粘结材料,也可将换能器元件 220 固定到孔 212 的封闭端。在第二实施例的表达中,胶层 218 可设置在孔 212 的端部 212a 处,和 / 或孔 212 的边缘 214b(未示出)处。优选地,胶层 218 设置在孔 212 的整个周边的周围,以便将换能器元件 220 完全固定在孔 212 内。在孔 212 的整个周边周围的部署将有利地支撑传输到平面波导 210 的纵向振动模式、侧向振动模式和扭转振动模式。在第二实施例的变型中,胶层 218 可包括类似于在第一实施例中所述那些的多个刚性珠 219(为清楚起见未示出)和 / 或类似于在第一实施例中所述那些的导电部件。

[0039] 与具有胶粘到波导的相对侧的换能器元件的平面波导相比,第二实施例的结构提供了至少部分嵌入到波导 210 自身内的换能器元件 220。每个孔 212 均用来相对于设置在中间平面上的相对的换能器元件,和 / 或设置在另一个预定(通常为纵向)位置处的串行换能器元件明确地定位对应的换能器元件 220,并且在用例如硅晶片或钛板制造波导期间,每个孔 212 均可相对于波导 210 被精确地定位。这种结构特性的变化减少了在中间平面“M”上将相对的换能器元件精确对准的困难,以避免不希望的振动模式。这种结构特性的变化也减少了在预定位置例如在期望的振动模式的节点处将串行换能器元件精确定位的困难,以避免不希望的振动模式和 / 或在串联元件之间的相消干涉。

[0040] 在图 8 所示的第二实施例的第一示例中,波导 210 为包括材料的多个平面层 210a、210b 等的层合结构。两个邻接的主要层 210b 和 210c 限定了可用作例如内腔 211 的纵向通道或其他内部空隙。两个截短的辅助层 210a 和 210d 各自限定盲孔 212,孔在中间平面“M”上彼此相对设置。如上所述,一对相对的换能器元件 220 设置在孔 212 内,并且由胶层 218 固定。因此,第一示例提供了适于用作超声外科手术刀的结构,该超声外科手术刀可由通过内腔 211 泵入的冲洗流体冷却,以便防止灼烧解剖的患者组织。

[0041] 在图 9 所示的第二实施例的第二示例中,波导 210 为包括材料的多个平面层 210a、210b 等的层合结构。三个邻接的主要层 210b、210c 和 210d 限定可用作例如内腔 211 的纵向通道或其他内部空隙。与主要层可经刻蚀或另外的机加工以包括限定内腔 211 的部分穿透的空隙的第一示例相比,只有中间的主要层 210c 必需必须被切割、机加工或另外成形,以提供通道或空隙空间,保留邻接的主要层 210b 和 210d 以用作内腔 211 的侧面。两个截短的辅助层 210a 和 210e 各自至少部分限定沿着装置的纵向轴线连续设置的多个盲孔 212,

其中各孔在中间平面“M”上相互相对设置。邻接的主要层 210b 和 210d 还可部分限定相应的孔 212, 以便提供用于在各种层的层合期间定位截短的辅助层 210a 和 210e 的参照点。如上所述, 相对的换能器元件 220 设置在孔 212 内, 并且任选地通过胶层固定。第二示例提供了适于用作冷却的超声外科手术刀的结构, 并且通过使串联的多个较小的换能器元件能够精确定位, 该结构有效地增加了波导和端部执行器的位移幅度。本领域的技术人员将会知道, 第一实施例的示例类似地采用沿着装置的纵向轴线串行设置的多个端部开放的孔 112, 以提供改善的超声外壳手术刀和类似器械。

[0042] 如图 10 所示, 在组装第一实施例和第二实施例的设备的方法中, 在逆向供电换能器元件以将换能器元件的长度收缩至短于孔的对应长度的长度之后, 一个或多个换能器元件 120、220 的尺寸和形状可设定成与一个或多个孔 112、212 的尺寸和形状基本相符。在步骤 10 中, 可获得限定具有第一长度 113 的孔 112 的纵向伸长的大体为平面的波导 110, 和具有大于第一长度 113 的第二长度 121 的换能器元件 120, 但在施加驱动电流时, 换能器元件 120 能够可逆地收缩至小于第一长度 113 的第三长度 122。在步骤 20 中, 可向换能器元件 120 施加驱动电流, 并且将换能器元件 120 插入孔 112 内。在任选步骤 30 中, 可在换能器元件 120 和孔 112 的相对壁之间设置胶层 118。如上所讨论, 此类胶层 118 可包括多个刚性珠 119, 刚性珠 119 用来增加胶层 118 的明显弹性模量, 和 / 或确保在换能器元件 120 和孔 112 的相对壁之间的恒定的胶层厚度。在步骤 40 中, 可将驱动电流从换能器元件 120 去除, 使得换能器元件 120 在孔 112 内展开。在完成后, 换能器元件 120 就压缩固定在孔 112 内, 并且由孔 112 的相对壁预约束。这种预约束用来增加波导和端部执行器位移的幅度。

[0043] 图 11-14 示出了第三实施例。第三实施例为用于超声外科器械的超声芯 300, 其包括纵向伸长的大体为平面的波导 310、固定到波导 310 的换能器元件 320 和夹持机构 330。如图 11 所示, 波导 310 可包括孔 312, 其中换能器元件 320 的尺寸和形状设定成与孔 312 的尺寸和形状基本相符, 并且换能器元件 320 固定到孔 312 的相对壁。然而, 如图 12 所示, 换能器元件 320 可另选地通过粘结材料 324 固定到波导 310 的近侧端部。

[0044] 夹持机构 330 可包括, 从波导 310 的近侧端部朝近侧设置的基座 332, 从基座 332 朝远侧突出并且经配置以便在容纳波导 310 的通道 336 上彼此互相相对的一对限制臂 334a、334b, 和在该一对限制臂 334a、334b 之间从基座 332 朝远侧突出的夹持臂 338。本领域的技术人员将会知道, 夹持机构可以为如图 11 和图 12 所示的用于超声外科器械的手持件的内部部件, 或可以为如图 13 和图 14 所示的围绕换能器元件 320 的手持件外壳 350 的一体或整体部分。基座 332 和夹持臂 338 可彼此机械地接合, 以便允许夹持臂 338 的远侧端部可调并且牢固地定位在通道 336 内。例如, 基座 332 可包括孔 333, 并且夹持臂 338 可包括锯齿状棱纹截面 339, 从而使夹持臂 338 能够相对于基座 332 棘轮式前进。进一步举例, 基座 332 可包括螺纹孔 333' (未具体示出), 并且夹持臂 338 可包括螺纹截面 339' (未具体示出), 从而使夹持臂 338 能够相对于基部 332 螺杆式前进。在其他示例中, 基部 332 可包括孔、通道或凹槽, 并且在夹持臂 338 经固定以预约束换能器元件 120 时, 夹持臂可被粘附到、焊接到或焊接到该孔、通道或凹槽中。

[0045] 限制臂 334a、334b 各自包括在定位在换能器元件 320 远侧的节点 340 处接合波导 310 的底座 335。在图 11 和图 12 所示的第三实施例的第一表达中, 每个底座均包括钩 335a, 并且波导 310 包括在节点 340 近侧设置并接合底座的钩的互补钩 342a。在图 13 所示的第

三实施例的第二表达中,每个底座均包括狭槽 335b,并且波导包括在节点 340 近侧从波导 310 的边缘向外延伸且接合底座的狭槽的突出部 342b。在图 14 所示的第三实施例的第三表达中,每个底座均包括突出到通道 336 中的销或螺杆 335c,并且波导包括在节点 340 近侧从波导 310 的边缘向内延伸且接合底座的销或螺杆的承窝 342c。

[0046] 图 15 和图 16 示出了第四实施例。第四实施例为用于超声外科器械的超声手持件 400,其包括纵向伸长的大体为平面的波导 410,固定到波导 410 的换能器元件 420,至少围绕换能器元件 420 的外壳 450,和在换能器元件 420 近侧固定到外壳 450 并且在换能器节点 444 处接合换能器元件的夹持机构 460。通过向这些机构施加横向压缩力,夹持机构 460 可主要将平面波导 410 和换能器元件 420 固定在外壳 450 内,但也可使用诸如舌状物或柱子的互补结构接合凹槽、孔或其他定位结构。互补结构可至少部分是弹性体(例如,包括弹性体尖端或衬垫),以便将外壳 450 与换能器元件 420 振动隔离。夹持机构 460 和换能器元件 420 包括互补的电接触部 466、426,其用于向换能器元件 420 施加驱动电流。夹持机构电接触部 466 可经由手持件缆线 467 电气连接到远程超声波发生器,并且换能器元件电接触部 426 可电气连接到设置在换能器元件 420 上和其内的多个电极 428(为清楚起见未示出)。

[0047] 在图 15 所示的第四实施例的第一示例中,换能器元件 420 固定到波导 410 的第一侧 414,而相对的换能器元件未固定到波导的相对的第二侧 416。夹持机构 460 可包括在换能器节点 444 处接合换能器元件 420 的第一夹持臂 462,和在换能器节点 444 处接合波导 410 具体地接合波导的相对的第二侧 416 的第二夹持臂 464。然后,在第一夹持臂 462 上设置夹持结构电接触部 466。接合部 468,诸如 O 形环或类似大体环形的弹性体部件,可在定位在换能器元件 420 远侧的节点 440 处接合波导 410,以增加波导 410 的刚度,并且防止污染物进入外壳 450。

[0048] 在图 16 所示的第四实施例的第二示例中,第一换能器元件 420a 固定到波导 410 的第一侧 414,并且相对的第二换能器元件 420b 固定到波导的相对的第二侧 416。夹持机构 460 可包括在换能器节点 444 处接合第一换能器元件 420a 的第一夹持臂 462,和在换能器节点 444 处接合第二换能器元件 420b 的第二夹持臂 464。然后,可将夹持结构电接触部 466 设置在第一夹持臂 462 和第二夹持臂 464 两者上,用于与相应的换能器元件的互补电接触部 426 接合。另外,接合部 468,诸如 O 形环或类似大体环形的弹性体部件,可在定位在换能器元件 420a 和 420b 远侧的节点 440 处接合波导 410,以增加波导 410 的刚度,并且防止污染物进入外壳 450。

[0049] 图 17 和图 18 示出了第五实施例。第五实施例为超声芯 500,其包括纵向伸长的大体为平面的硅波导 510,该硅波导 510 具有大体为平面的换能部分 510' 和包括倾斜侧表面 570 的楔形射声器部分 510",其中至少一个换能器元件 520 固定到大体为平面的换能部分 510'。第五实施例的特征在于倾斜侧表面 570 沿着硅材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向。倾斜侧表面 572a 和 572b 的边缘也可朝向波导的中心纵向轴线“L”会聚,以便提供三维变化的射声器。在图 17 和图 18 所示的第五实施例的第一示例中,倾斜侧表面 572a 和 572b 的边缘可朝向在射声器部分 510" 中的中心纵向轴线“L”直线会聚。在图 19C 部分所示的第五实施例的第二示例中,倾斜侧表面 572a 和 572b 的边缘可朝向在射声器部分 510" 中的中心纵向轴线“L”曲线会聚。

[0050] 在第五实施例的变型中,射声器部分 510" 可包括一体的外科手术刀部分。

[0051] 尽管下面的讨论集中在用于第五实施例的超声芯的波导的制造方法,但可明确预期的是大体为平面的换能部分 510' 可采取第一实施例到第四实施例中的任何一个及其组合的形式,并且第五实施例的波导 510 可以为具有一对互相相对的主要层的层合结构,每个层均包括楔形射声器部分 510",相邻使得相应层的倾斜侧表面 570 被设置在波导 510 的相对侧上。为清楚起见,在本讨论和随附权利要求中,术语“有序”将理解为指的是相对于彼此以规定的顺序执行的一组步骤,但不应解释为排除在列出的步骤之前、期间或之后被执行的某些其他步骤或各步骤或在列出的步骤之间被执行的某些其他步骤或各步骤的可能性。相反,每个列出的步骤的执行均作为执行下一步骤的前提。

[0052] 如图 19A-19D 所示,在用于超声手术器械的硅波导的制造方法中,硅晶片以多个有序步骤被连续涂覆、刻蚀并切片,以便制造具有沿着硅材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向的倾斜侧表面 570 的至少一个波导 510。在步骤 1010 中,可获得硅晶片切割,以具有以相对于晶片面的非零锐角设置的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面。优选地, $\{1, 1, 1\}$ 晶面以相对于该面的 1 度和 10 度之间的角度 α 来设置。在步骤 1020 中,可在硅晶片上生长热氧化物涂层 1022;在步骤 1030 中,可向硅晶片的一面施加光致抗蚀剂涂层 1032;以及在步骤 1040 中,可将所施加的光致抗蚀剂涂层 1032 暴露到通过光掩模显示的光中,光掩模承载第一图案,该第一图案表示波导 510 的倾斜侧表面 570。在步骤 1050 中,可向通过光致抗蚀剂涂层 1032 的光诱导破坏而暴露的热氧化涂层 1022 执行氧化物刻蚀,诸如氟氢酸刻蚀 (BHF 刻蚀) 或等离子体刻蚀,并且然后将残余的光致抗蚀剂涂层 1032 去除。

[0053] 在步骤 1060 中,使用蚀刻剂诸如氢氧化钾或氢氧化四甲胺,可向通过热氧化物涂层 1022 的氧化物刻蚀而暴露的硅执行氢氧化物刻蚀。沿着材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向并且具有由热氧化物保护的边缘的硅将相对耐受刻蚀过程,然而沿着其他晶面诸如 $\{1, 0, 0\}$ 平面并且具有暴露于蚀刻剂的边缘的硅将相对易受刻蚀过程影响。例如,在 KOH 刻蚀工艺中,在 $\{1, 1, 1\}$ 和 $\{1, 0, 0\}$ 平面中的材料的刻蚀速率的相对比可约为 1:100,从而在硅材料中创建 V 样凹口,该凹口具有沿着 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向的“长”侧边或侧面,并且在硅材料被更快速去除的情况下具有“短”侧边或侧面。执行氢氧化物刻蚀,直到暴露的硅被去除到预定的最大深度,从而创建沿着硅材料的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面取向的倾斜表面。优选地,预定最大深度刚好小于硅晶片的深度,以便形成从其朝远侧突出的射声器和一体的超声外科手术刀。另选地,预定最大深度为显著小于硅晶片深度的非零深度,以便形成提供用于附接超声端部执行器的接线柱的射声器。在后者的实例中,在步骤 1065 中,可将硅晶片切片,以产生具有包括倾斜侧表面 570 的楔形射声器部分 510"的波导 510 或波导层。应当理解,通过氢氧化物刻蚀和可能的切片操作暴露的硅可转化成热氧化物涂层,以便改善射声器部分的强度。稍后,通过已知的硅熔凝工艺、阳极键合工艺等,超声端部执行器可胶粘到已形成的射声器的远侧端部,或熔融到已形成的射声器的远侧端部以产生具有射声器的超声外科器械,像常规超声换能器组件的机加工前端部质量块射声器一样,该射声器在两个横向尺寸均逐渐减小。

[0054] 在寻求制造一体的超声外科手术刀的以前实例中,执行了进一步的加工步骤。在步骤 1070 中,在硅晶片上去除并且再生长热氧化物涂层 1022;并且,在步骤 1080 中,向硅晶片的相对面施加光致抗蚀剂涂层 1082。在步骤 1090 中,将所施加的光致抗蚀剂涂层暴露到通过光掩模显示的光下,光掩模承载第二图案,该第二图案表示波导 510 的倾斜侧表

面 570 的边缘 572a 和 572b 以及远侧端部 574。在步骤 1100 中,对通过光致抗蚀剂涂层的光诱导破坏而暴露的热氧化物涂层执行氧化物刻蚀,诸如等离子体刻蚀。在步骤 1110 中,执行 DRIE 刻蚀,以刻蚀通过硅晶片的倾斜侧表面 570 的边缘 572a 和 572b 以及远侧端部 574。然后,在步骤 1120 中,任选地在硅晶片上去除并且然后再生长热氧化物涂层,以便改善外科手术刀部分的强度和生物相容性;并且,在步骤 1130 中,将晶片切片,以产生具有均包括倾斜表面 570 的楔形射声器部分 510”和外科手术刀部分的波导 510 或波导层。

[0055] 具有倾斜侧表面的楔形射声器使制造商能够生产像常规超声换能器组件的机加工前端部质量块射声器一样,在两个横向尺寸均逐渐减小的射声器,并且由于沿着倾斜侧表面的波导材料收窄,所以射声器可传送增强的超声增益。在类似第五实施例的构造中,在波导的楔形远侧部分包括射声器部分和一体的外科手术刀部分的情况下,两个部分均可包括倾斜侧表面。因此,倾斜侧表面用来向外科手术刀提供增强的超声增益,并且提供非常锋利的最远侧边缘,以及提供从射声器部分到外科手术刀部分的平滑过渡。制造波导的方法利用了硅刻蚀工艺可以为各向异性的事实优点,其中晶体平面的结构以不同的速率刻蚀,以便优先去除在 $\{1, 0, 0\}$ 和 $\{1, 1, 0\}$ 晶面上的硅,同时本质上形成与 $\{1, 1, 1\}$ 晶面对准的表面。因此,可制造基本上单一的换能器支撑的波导,以向远侧端部提供优越的声增益,而无需昂贵且完全三维的机加工设备和技术,并且为了所需的端部执行器位移量,利用此类波导的超声手持件可用较小的超声芯制造。

[0056] 尽管本发明的各方面已经通过描述若干实施例来说明,但申请人并非旨在将所附权利要求书的实质和范围约束或限制在此类细节。在不脱离本发明的范围的条件下,本领域的技术人员可以作出各种变型、改变和置换。此外,可将与本发明相关的每一个元件的结构另选地描述为用于提供由该元件执行的功能的装置。因此,本发明旨在仅受所附权利要求书的实质和范围限制。

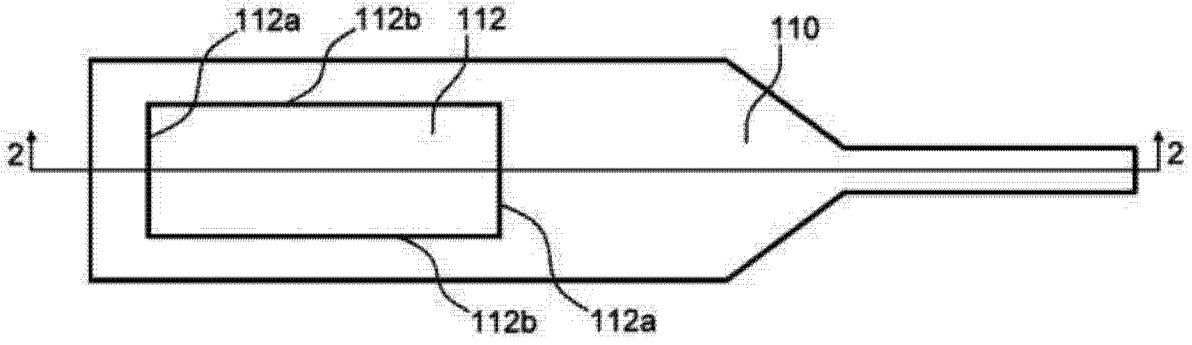


图 1

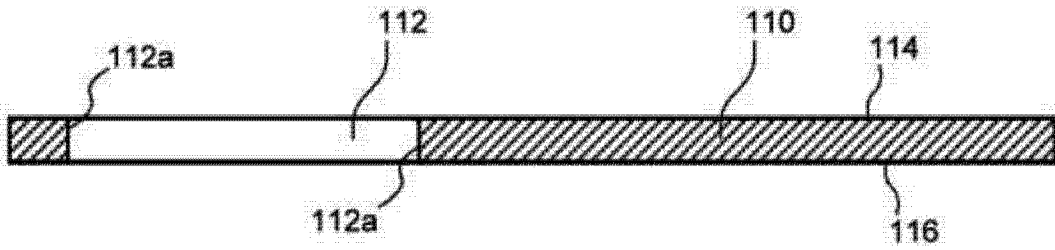


图 2

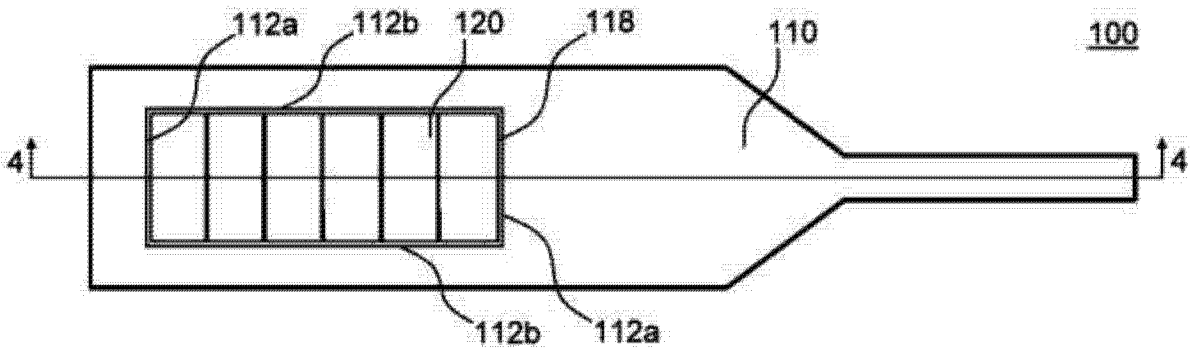


图 3

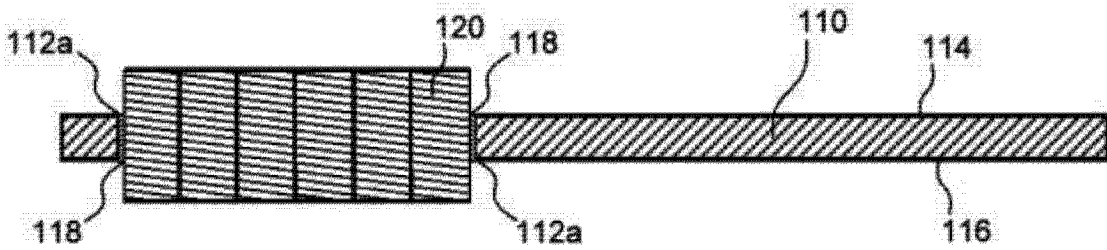


图 4

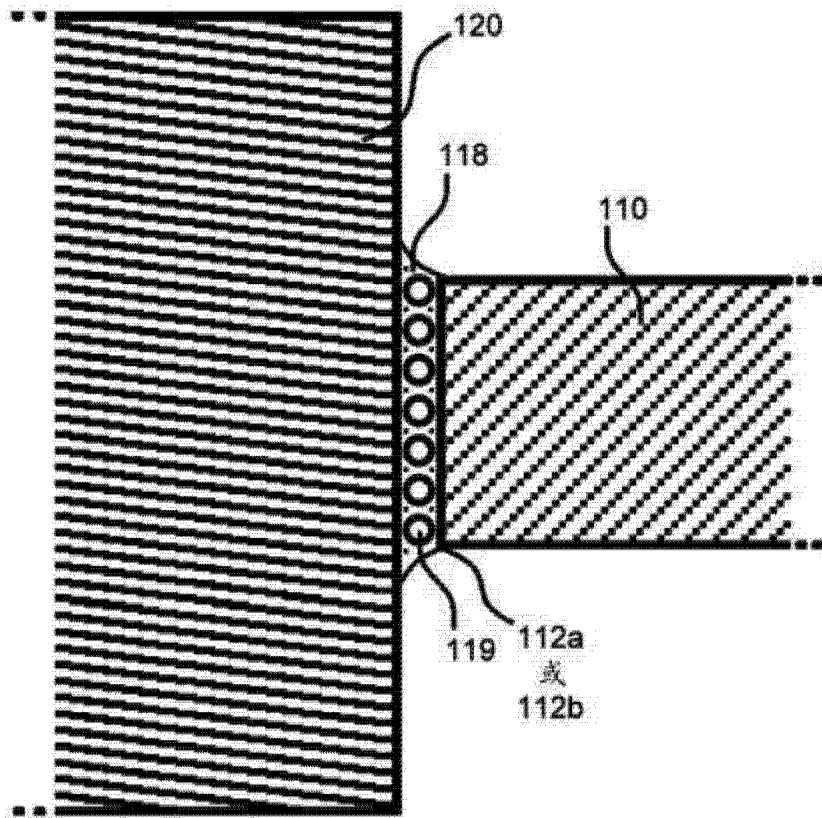


图 5

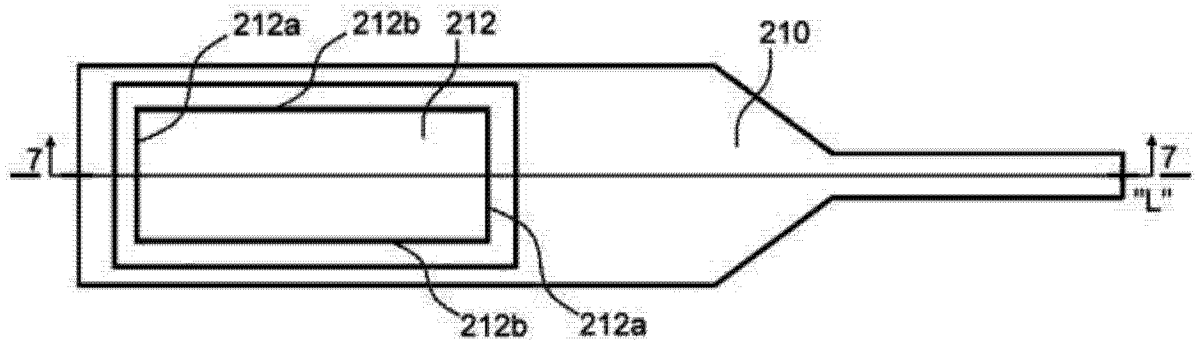


图 6

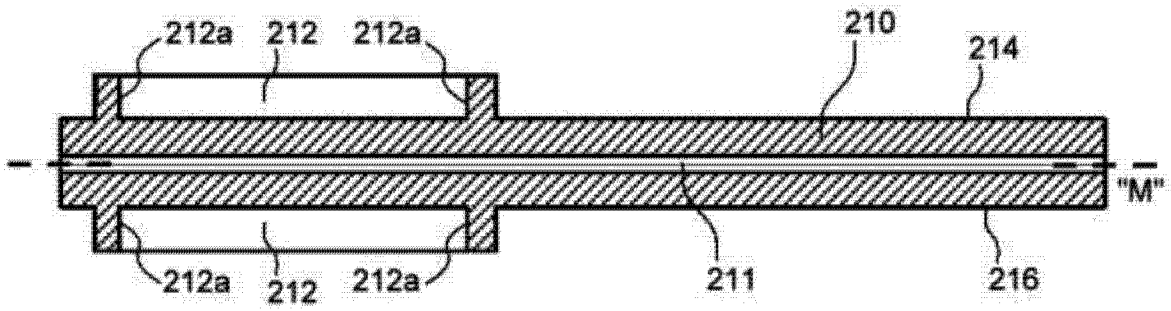


图 7

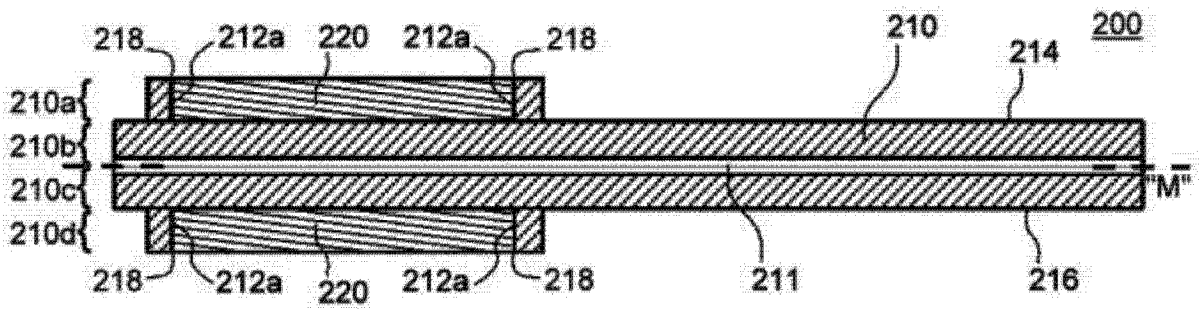


图 8

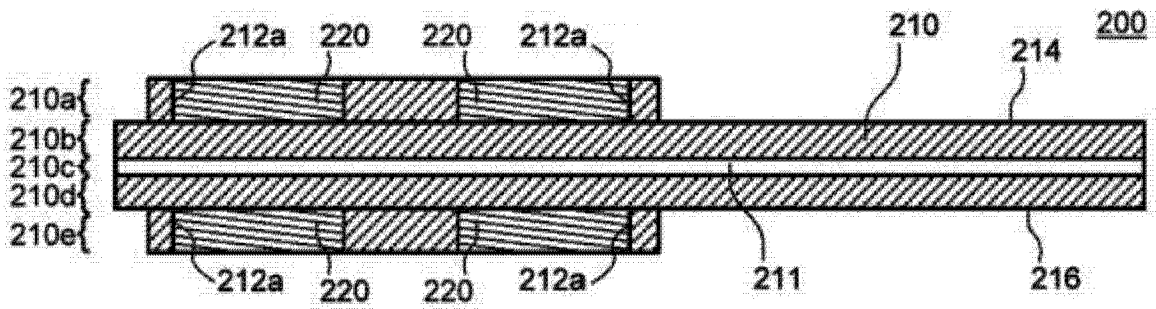
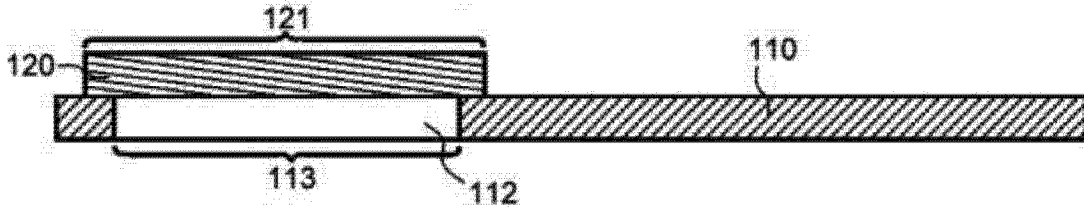


图 9

10

获得限定具有第一长度113的孔112的波导110，和具有大于第一长度的第二长度121的换能器元件120，但换能器元件120能够可逆地收缩至小于第一长度的第三长度122。

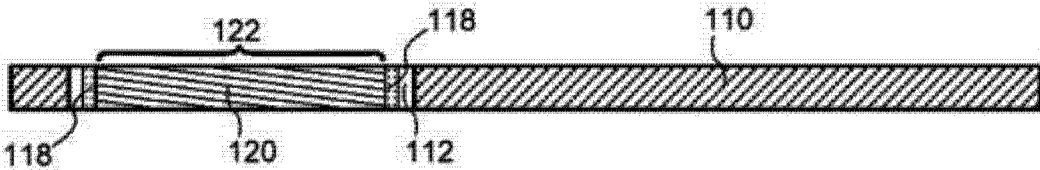


20

向换能器元件120施加驱动电流，并且将元件120插入孔112内。

30 (可选的)

在换能器元件120和孔112的相对壁之间设置胶层118。



40

将驱动电流从换能器元件120去除，使得换能器元件120在孔112内展开。

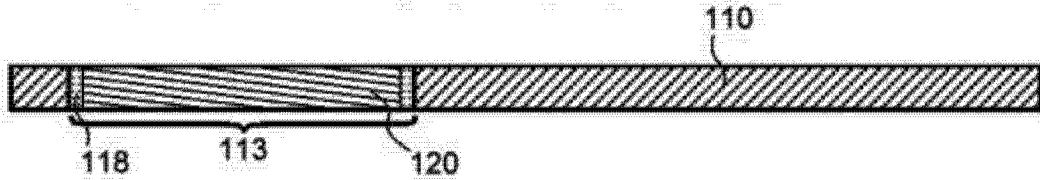


图 10

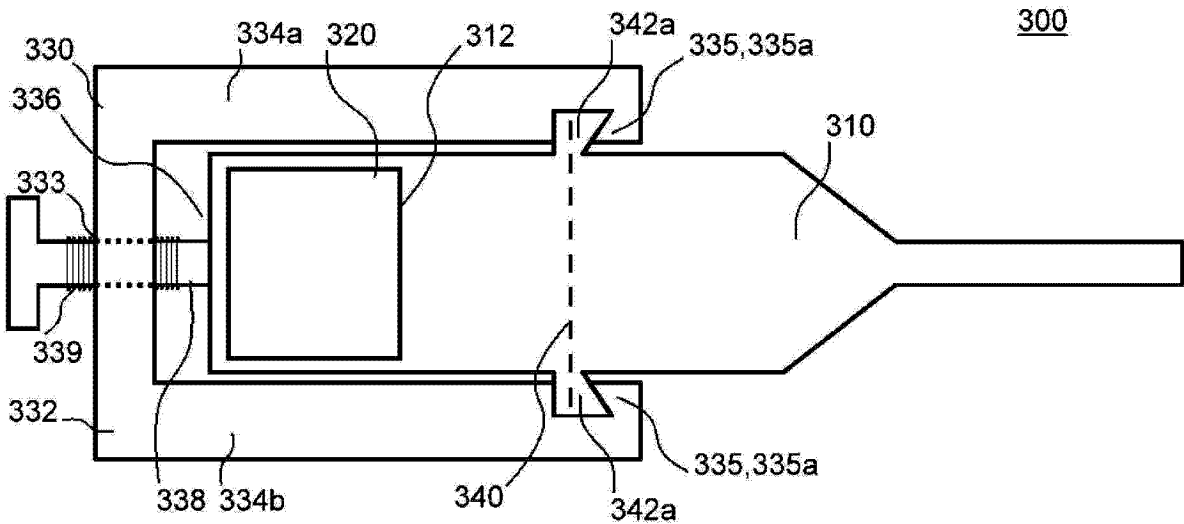


图 11

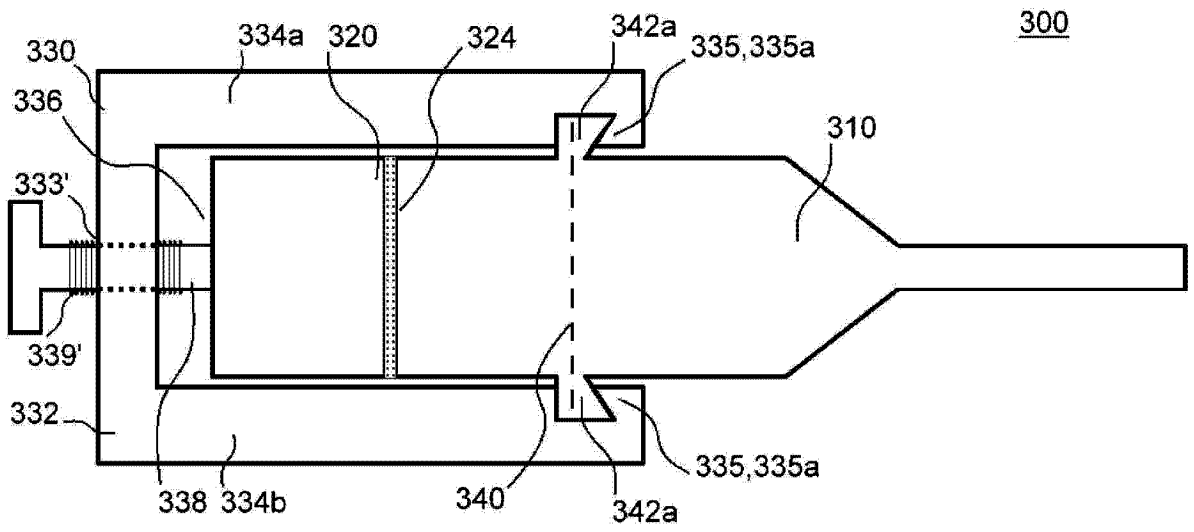


图 12

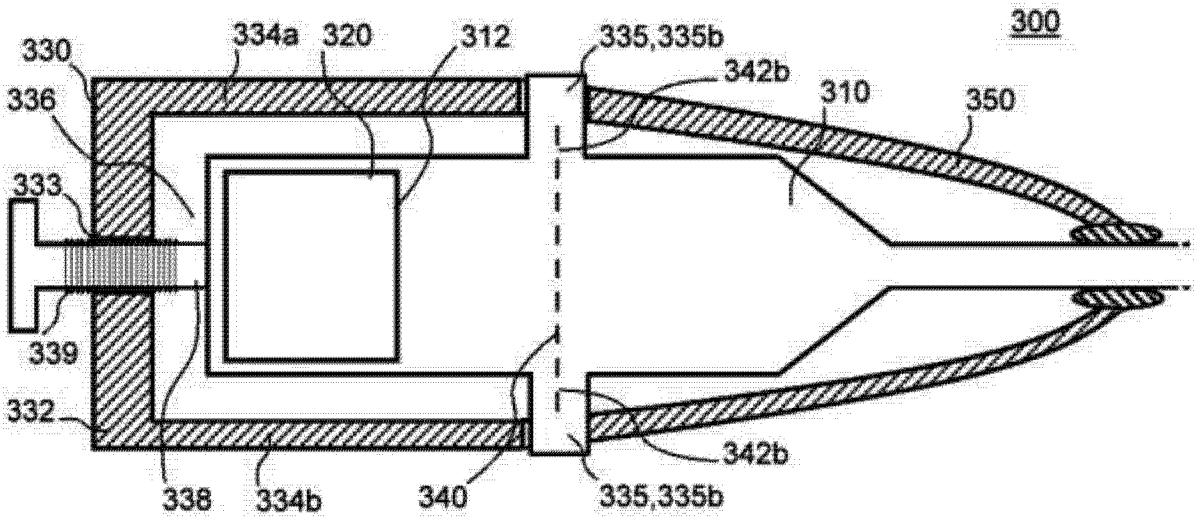


图 13

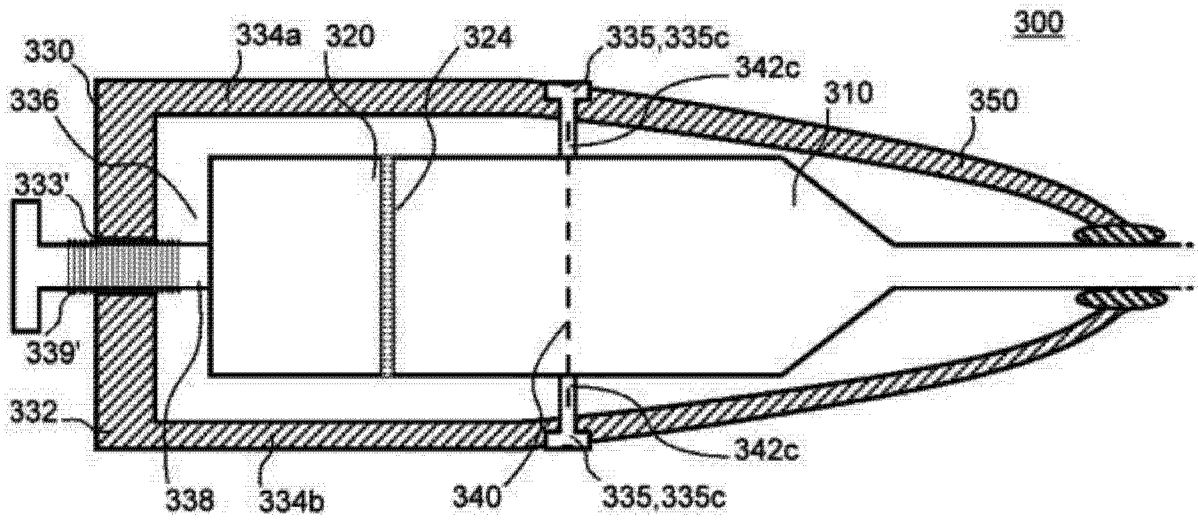


图 14

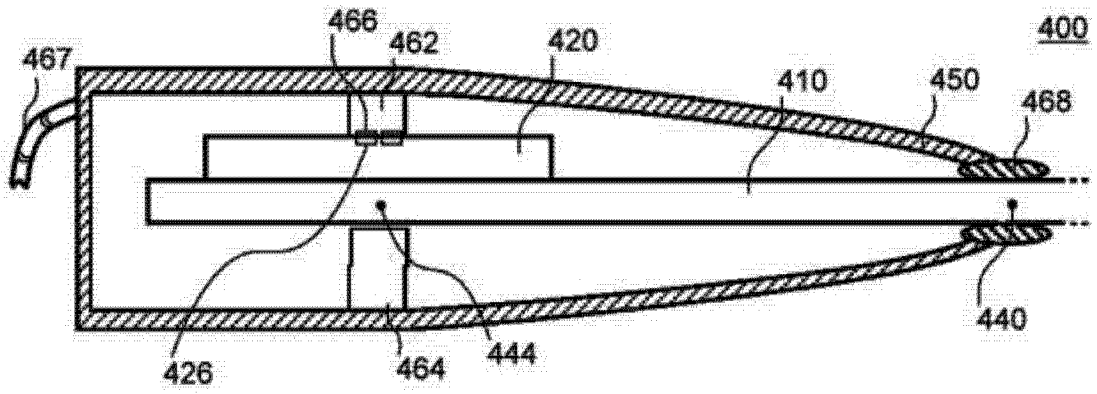


图 15

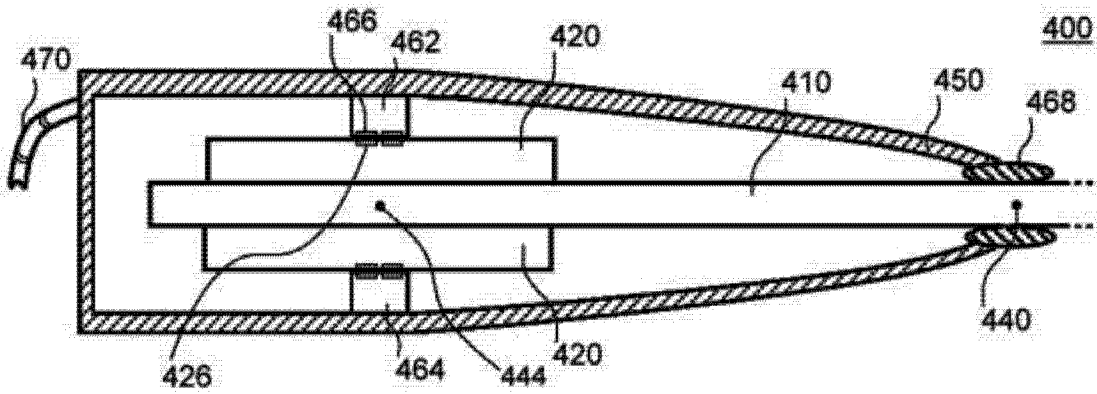


图 16

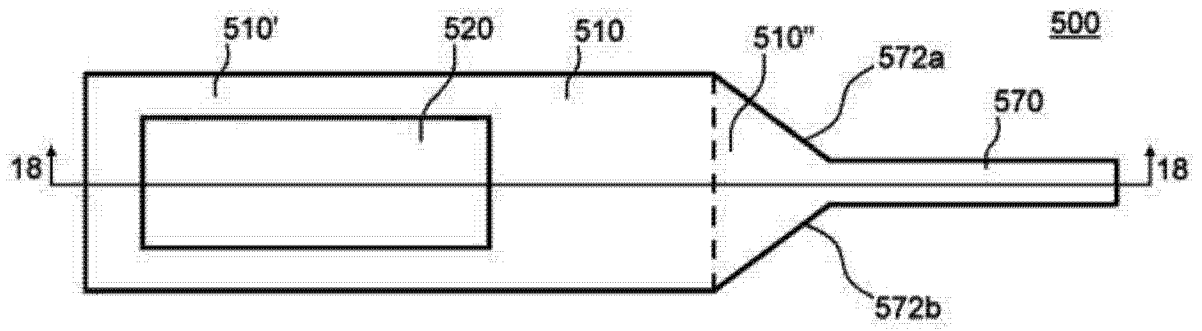


图 17

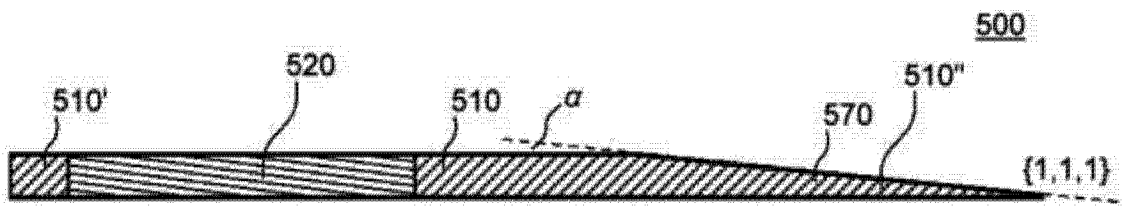
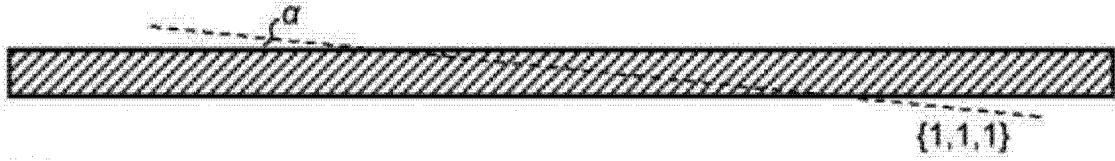


图 18

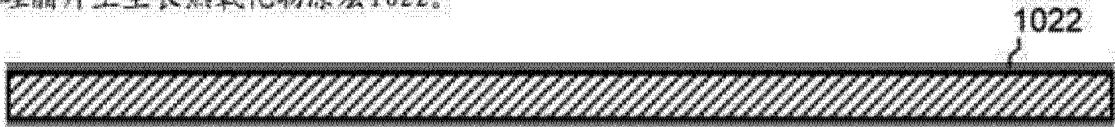
1010

获得硅晶片切割，以便具有以相对于晶片面的非零锐角设置的 $\{1, 1, 1\}$ 晶面。



1020

在硅晶片上生长热氧化物涂层1022。



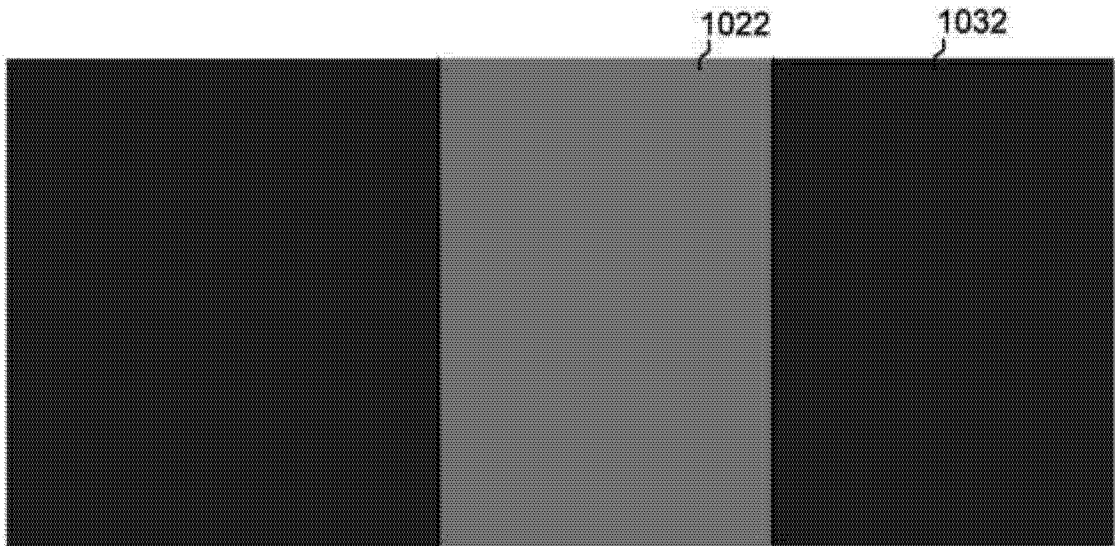
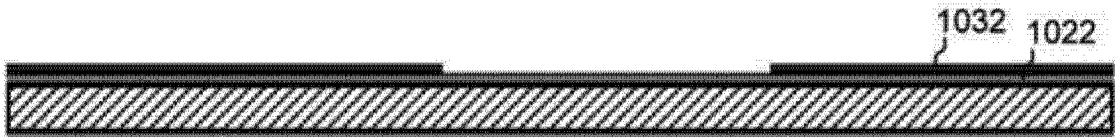
1030

将光致抗蚀剂涂层1032施加到硅晶片的一个面。



1040

将所施加的光致抗蚀剂涂层1032暴露到通过光掩模显示的光下，光掩模承载第一图案，该第一图案表示波导的倾斜侧表面。

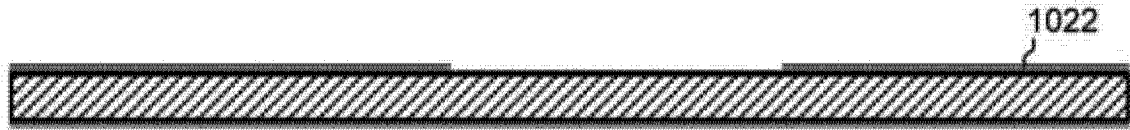


(部分平面图)

图 19A

1050

向通过光致抗蚀剂涂层1032的光诱导破坏而暴露的热氧化物涂层1022执行氧化物刻蚀。



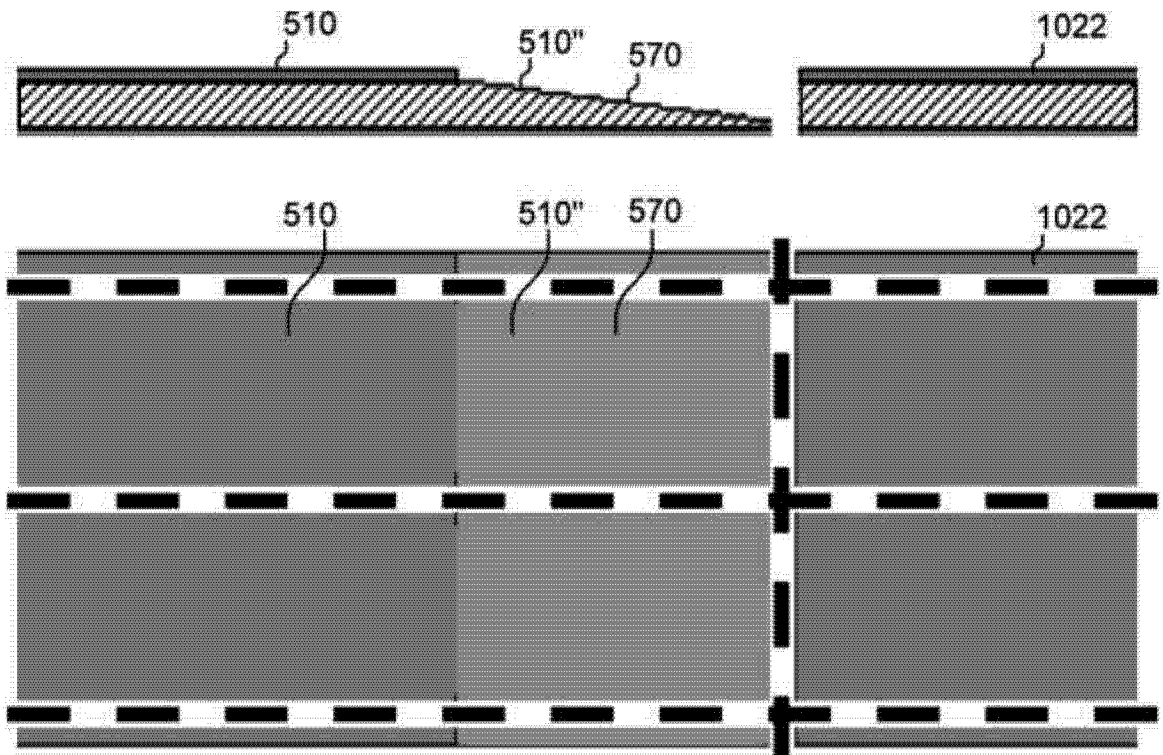
1060

向通过热氧化物涂层1022的氧化物刻蚀而暴露的硅执行氢氧化物刻蚀，直到暴露的硅被去除到预定的最大深度。



1065(可选的端值)

将硅晶片切片，以产生具有包括倾斜侧表面570的楔形射声器部分510"的波导510。

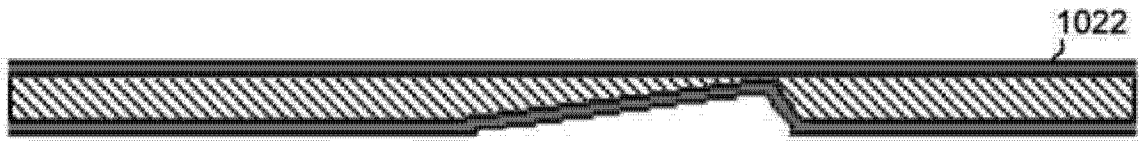


(部分平面图)

图 19B

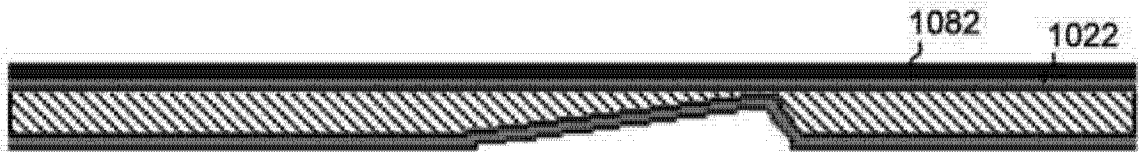
1070

在硅晶片上去除并且然后再生长热氧化物涂层1022。



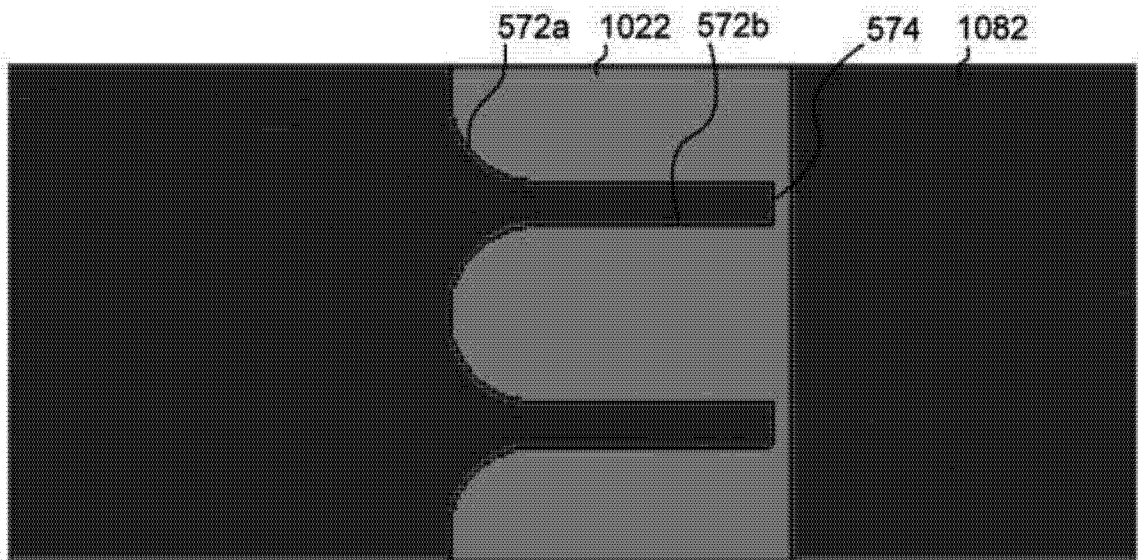
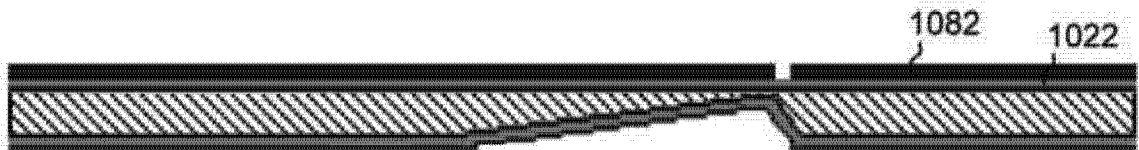
1080

向硅晶片的相对面施加光致抗蚀剂涂层1082。



1090

将所施加的光致抗蚀剂涂层1082暴露到通过光掩模显示的光下，光掩模承载第二图案，该第二图案表示波导510的倾斜侧表面570的边缘572a和572b以及远侧端部574。

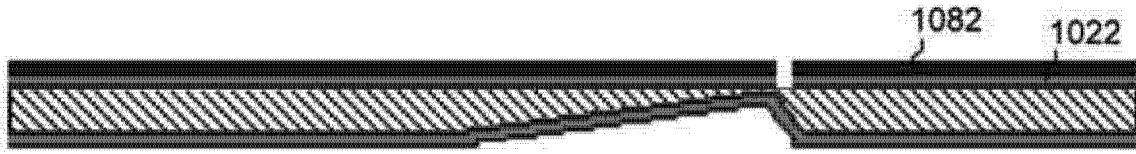


(部分平面图)

图 19C

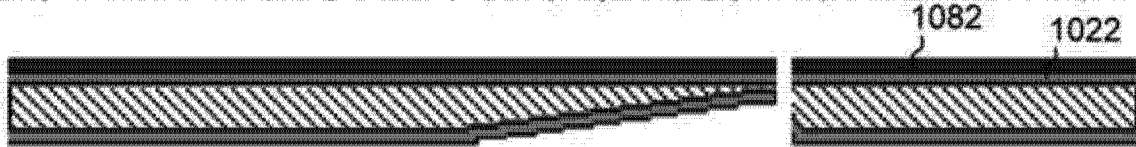
1100

向通过光致抗蚀剂涂层的光诱导破坏而暴露的热氧化物涂层1022执行氧化物刻蚀。



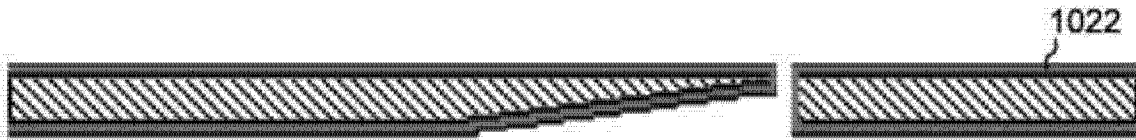
1110

执行DRIE刻蚀，以刻蚀通过硅晶片的倾斜侧表面的边缘572a和572b以及远侧端部574。



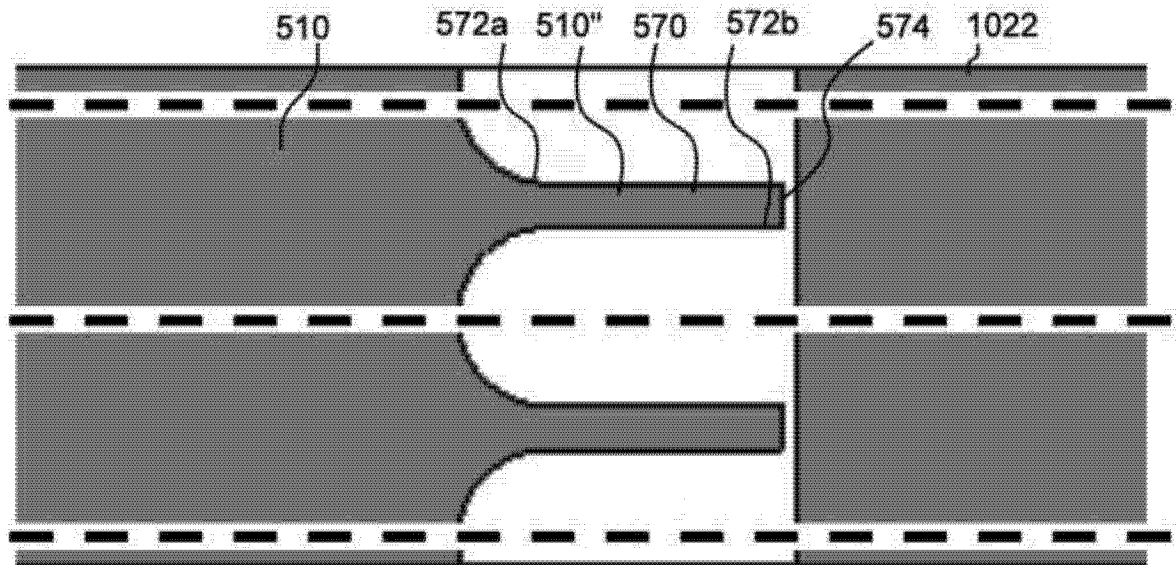
1120 (可选的)

在硅晶片上去除并且然后再生长热氧化物涂层1022。



1130

将硅晶片切片，以产生具有两者均包括倾斜侧表面570的射声器部分510"和外科手术刀部分的波导510。



(部分平面图)

图 19D

专利名称(译)	带嵌入式压电致动器的微机械超声外科手术刀		
公开(公告)号	CN104640512A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201380048925.7	申请日	2013-09-19
[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	TG迪茨 Y塔迪 J伯格 P马盖拉兹 T伯克		
发明人	T·G·迪茨 Y·塔迪 J·伯格 P·马盖拉兹 T·伯克		
IPC分类号	A61B17/32 A61B17/3211		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/3211 A61B17/320068 A61B2017/00526 H01L21/62		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/622921 2012-09-19 US		
其他公开文献	CN104640512B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声芯，该超声芯包括纵向伸长的、大体为平面的波导，并且具有换能器元件，该波导限定从波导的第一侧朝向波导的中间平面延伸的孔，并且该换能器元件的尺寸和形状设定成与孔的尺寸和形状基本相符且至少部分地嵌入在波导内。在其他方面，超声芯包括纵向伸长的、大体为平面的硅波导，该硅波导具有固定到该硅波导的至少一个换能器元件和包括倾斜侧表面的楔形射声器，其特征在于倾斜侧表面沿着硅材料的{1,1,1}晶面取向。另外，本发明还提供了制造相应超声芯和包含此类芯的用于超声外科器械的超声手持件的方法。

