



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109843197 A

(43)申请公布日 2019.06.04

(21)申请号 201780052293.X

(22)申请日 2017.08.24

(30)优先权数据

62/379,550 2016.08.25 US

15/679,960 2017.08.17 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/048332 2017.08.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/039410 EN 2018.03.01

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 J·D·梅瑟利 B·D·布莱克

F·埃斯特拉 J·R·莱斯科

B·M·博伊德 K·M·费比格

C·P·布德罗 G·E·沃特斯

K·G·登津格 A·M·克鲁姆

A·A·皮尔斯 C·E·埃克特

J·D·丹尼斯 I·V·尼克拉耶苏

M·L·泽克科尔 W·A·奥尔森

P·J·斯科金斯 L·A·小庞米尔

J·S·弗雷泽 W·A·克劳福德

B·J·亨默尔加恩 E·斯图特

B·D·迪克森

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 刘迎春

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

H01L 41/09(2006.01)

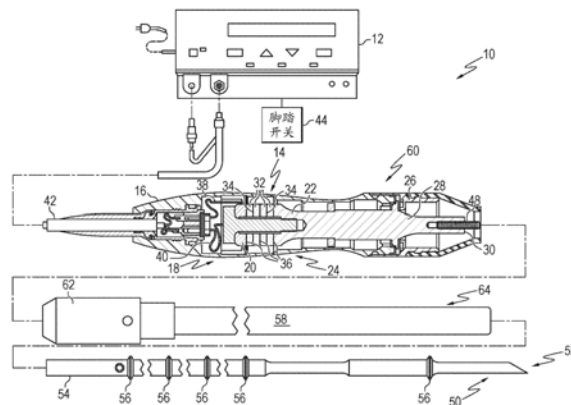
权利要求书3页 说明书30页 附图39页

(54)发明名称

超声换能器与波导管的结合

(57)摘要

本发明公开了各种超声外科器械。至少一种公开的外科器械包括波导管和换能器基板,所述波导管包括刀。所述换能器基板联接到所述波导管以在所述波导管与所述换能器基板之间的界面处限定结合部。所述换能器基板包括限定对应的第一平面和第二平面的第一侧和第二侧,所述第一平面和所述第二平面被构造成接收第一压电元件和第二压电元件。所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造成以D31模式操作。



1. 一种超声外科器械,包括:
波导管,其包括被构造为刀的远端和被构造成联接到换能器基板的近端;和
所述换能器基板,其包括远端,所述远端联接到所述波导管的近端以在所述波导管与
所述换能器基板之间的界面处限定结合部,所述换能器基板包括限定对应的第一平面和
第二平面的第一侧和第二侧,其中所述第一平面被构造成接收第一压电元件并且所述第二
平面被构造成接收第二压电元件,其中所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造成以
D31模式操作。
2. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管由第一材料制成并且所述换
能器基板由不同于所述第一材料的第二材料制成。
3. 根据权利要求2所述的超声外科器械,其中所述第一材料包括钛或钛合金并且所述
第二材料包括铝或铝合金。
4. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定拼合件,并且所述
换能器基板的远端限定互补的配合拼合件,所述互补的配合拼合件被构造成接收由所述波
导管的近端限定的所述拼合件。
5. 根据权利要求4所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定锥形端部并且所
述换能器基板的远端限定孔,所述孔限定锥形壁,其中所述孔被构造成接收所述锥形端部
以形成过盈结合部。
6. 根据权利要求4所述的超声外科器械,其中所述波导管在第一侧上限定至少一个凹
形拼合件并且所述换能器基板限定至少一个凸形拼合件,所述至少一个凸形拼合件被构造
成接收所述至少一个凹形拼合件以形成热膨胀结合部。
7. 根据权利要求4所述的超声外科器械,还包括位于所述波导管的近端与所述换能器
基板的远端之间的C形销压力配合。
8. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定至少两个凸块并
且所述换能器基板的远端限定孔,所述孔限定至少两个孔,其中所述孔被构造成接收所述
波导管的近端,并且在所述波导管的近端上限定的所述至少两个凸块与由所述孔限定的所
述至少两个凸块形成过盈配合。
9. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定阳螺纹端部并且
所述换能器基板的远端限定互补的阴螺纹端部,所述互补的阴螺纹端部被构造成接收由所
述波导管的近端限定的所述阳螺纹端部。
10. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定阴螺纹端部,并
且所述换能器基板限定孔以接收穿过其中的螺钉并螺纹接合所述波导管的阴螺纹端部。
11. 根据权利要求10所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定圆锥特征结构,
所述圆锥特征结构匹配由所述换能器基板的远端限定的互补圆锥通道。
12. 根据权利要求1所述的超声器械,其中所述波导管的近端限定楔形件,并且所述换
能器基板的远端限定互补的配合凹口以接收所述楔形件,其中所述换能器基板的远端限定
从所述凹口侧向设置的阴螺纹孔,并且所述波导管的近端包括从所述楔形件侧向设置的凸
缘,其中所述凸缘限定孔,并且其中在联接配置中,所述孔与由所述换能器基板的远端限定
的所述阴螺纹孔对准。
13. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述换能器基板的远端限定鲁尔阳螺纹

并且所述波导管包括可滑动鲁尔螺母,所述可滑动鲁尔螺母被构造成接合所述鲁尔阳螺纹以在所述波导管与所述换能器基板之间限定鲁尔锁定结合部。

14. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定第一凸缘,所述第一凸缘与限定在所述换能器基板的远端处的第二凸缘互补并配合,其中所述第一凸缘限定孔,所述孔的尺寸和构造被设计成接收由第二凸缘限定的销,所述销的尺寸和构造被设计成在所述波导管与所述换能器基板之间实现过盈凸缘结合部。

15. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定第一凸缘,所述第一凸缘与限定在所述换能器基板的远端处的第二凸缘互补并配合,其中所述第一凸缘和所述第二凸缘限定第一孔和第二孔,所述第一孔和所述第二孔的尺寸和构造被设计成接收穿过其中的销,其中所述销以及所述第一孔和所述第二孔的尺寸和构造被设计成在所述波导管与所述换能器基板之间实现过盈结合部。

16. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定至少两个孔,并且所述换能器基板的远端限定凹陷插座,所述凹陷插座被构造成接收所述波导管的近端的轮廓,其中所述凹陷插座限定至少两个孔,其中所述超声外科器械还包括至少两个紧固件,所述至少两个紧固件设置成穿过由所述波导管限定的所述至少两个孔以及由所述换能器基板的凹陷插座限定的所述至少两个孔,以通过平行柄脚附接结合部将所述波导管和所述换能器基板锁定就位。

17. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述换能器基板的远端限定凹口以接收所述波导管的近端,其中所述换能器基板的远端限定横向销开口并且所述波导管的近端限定横向销开口,并且销压力配合通过由所述换能器基板的远端和所述波导管的近端限定的横向销开口以实现过盈销结合部。

18. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述波导管限定第一纵向轴线并且所述换能器基板限定第二纵向轴线,其中所述第一纵向轴线从所述第二纵向轴线偏移。

19. 一种超声波导管,包括:

包括近端和远端的轴,其中所述近端被构造成联接到超声换能器并且所述远端限定具有平坦垂直底部的圆柱形孔,所述圆柱形孔的平坦垂直底部被构造成接收刀的近端;和

附接到所述轴的刀,所述刀包括用于处理组织的远端和限定圆锥凸形端部的近端,所述圆锥凸形端部限定平坦垂直底部,其中所述圆锥凸形端部限定近侧直径和远侧直径,其中所述近侧直径大于所述远侧直径,并且其中所述圆锥凸形端部接收在由所述轴的远端限定的所述圆柱形孔中。

20. 根据权利要求19所述的超声波导管,其中所述刀通过型锻结合部来结合到所述轴。

21. 根据权利要求20所述的超声波导管,其中通过热模型锻过程来形成所述型锻结合部。

22. 根据权利要求19所述的超声波导管,其中所述圆锥凸形端部在所述远侧直径处或附近限定第一周向凹槽,并在所述近侧直径与所述远侧直径之间限定第二周向凹槽。

23. 根据权利要求19所述的超声波导管,其中所述轴的远端限定在围绕所述圆柱形孔的套环处。

24. 根据权利要求19所述的超声波导管,其中所述轴由第一材料制成并且所述刀由第二材料制成。

25. 一种超声外科器械,包括:

超声波导管,其在近端处限定T形的凸形连接器;以及

对称的两件式蛤壳状壳体,其包括:

被构造成接收所述T形的凸形连接器的第一T形袋和第二T形袋,其中所述T形袋被压配合到所述T形的凸形连接器;和

被构造成支撑第一压电元件和第二压电元件的第一凹陷袋和第二凹陷袋,其中所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造成以D31模式操作。

26. 根据权利要求25所述的超声外科器械,还包括设置在所述第一压电元件和所述第二压电元件之间的第一电极以及设置成穿过限定在所述两件式蛤壳状壳体中的一者中的孔的导电元件。

27. 根据权利要求26所述的超声外科器械,其中所述两件式蛤壳状壳体部件中的每一个由导电材料制成以用作第二电极。

28. 根据权利要求26所述的超声外科器械,其中所述两件式蛤壳状壳体部件中的每一个由导热材料制成以用作散热器。

超声换能器与波导管的结合

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求2016年8月25日提交的美国临时专利申请序列号62/379,550的权益，该临时专利申请全文以引用方式并入本文。

背景技术

[0003] 本公开大体涉及超声外科器械，并且更具体地涉及用于驱动超声波导管的超声换能器。包括空芯器械和实芯器械两者在内的超声器械用于安全有效地治疗许多医学病症。超声器械，尤其是实芯超声器械是有利的，因为它们利用以超声频率向手术末端执行器传输的机械振动形式的能量而被用于切割和/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。此类器械可用于其中端部执行器穿过套管针到达手术部位的开放式手术或微创手术，例如内窥镜式手术或腹腔镜式手术。

[0004] 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。由于超声器械的性质，因此特定的超声致动端部执行器可被设计用来执行多个功能，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。

[0005] 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：

$$[0006] \quad d = A \sin(\omega t)$$

[0007] 其中：

[0008] ω = 角频率 f ，其等于 2π 乘以循环频率， f ；和

[0009] A = 零至峰的幅值。

[0010] 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。在2001年9月4日发布并且题目为“METHOD OF BALANCING ASYMMETRIC ULTRASONIC SURGICAL BLADES”的美国专利No.6,283,981；在2001年10月30日发布并且题目为“CURVED ULTRASONIC WAVEGUIDE HAVING A TRAPEZOIDAL CROSS SECTION”的美国专利No.6,309,400；以及在2002年8月20日发布并且题目为“BALANCED ULTRASONIC WAVEGUIDE INCLUDING A PLURALITY OF BALANCE ASYMMETRIES”的美国专利No.6,436,115公开了各种超声外科器械，其全部公开内容通过引用并入本文。

发明内容

[0011] 在一个大体方面中,提供了一种超声外科器械。所述超声器械包括:波导管,其包括被构造为刀的远端和被构造成联接到换能器基板的近端;以及换能器基板,其包括远端,所述远端联接到所述波导管的近端以在所述波导管与所述换能器基板之间的界面处限定结合部,所述换能器基板包括限定对应的第一平面和第二平面的第一侧和第二侧,其中所述第一平面被构造接收第一压电元件并且所述第二平面被构造接收第二压电元件,其中所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造以D31模式操作。

[0012] 在另一个方面中,一种超声波导管包括:包括近端和远端的轴,其中所述近端被构造联接到超声换能器并且所述远端限定具有平坦垂直底部的圆柱形孔,所述圆柱形孔的平坦垂直底部被构造接收刀的远端;以及附接到所述轴的刀,所述刀包括用于处理组织的远端和限定圆锥凸形端部的近端,所述圆锥凸形端部限定平坦垂直底部,其中所述圆锥凸形端部限定近侧直径和远侧直径,其中所述近侧直径大于所述远侧直径,并且其中所述圆锥凸形端部接收在由所述轴的远端限定的所述圆柱形孔中。

[0013] 在另一个方面中,一种超声外科器械包括:超声波导管,其在近端处限定T形的凸形连接器;以及对称的两件式蛤壳状壳体,其包括:被构造接收所述T形的凸形连接器的第一T形袋和第二T形袋,其中所述T形袋被压配合到所述T形的凸形连接器;以及被构造支撑第一压电元件和第二压电元件的第一凹陷袋和第二凹陷袋,其中所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造以D31模式操作。

附图说明

[0014] 各种方面的特征结构在所附权利要求书中进行了特别描述。然而,通过参考以下结合如下附图所作的说明可最好地理解所述多个方面(有关手术组织和方法)及其进一步的目的和优点。

[0015] 图1示出了根据本公开的一个方面的超声外科器械系统。

[0016] 图2A-2C示出了根据本公开的一个方面的压电换能器。

[0017] 图3示出了根据本公开的一个方面的D31超声换能器架构,其包括超声波导管和固定到超声波导管的一个或多个压电元件。

[0018] 图4是根据本公开的一个方面的以D31超声换能器架构构造的超声外科器械的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0019] 图5A是根据本公开的一个方面的超声外科器械的波导管和换能器基板部件的拼图结合部的剖视图。

[0020] 图5B是根据本公开的一个方面的超声外科器械的波导管和换能器基板部件的拼图结合部的剖视图。

[0021] 图6是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的侧视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0022] 图7是根据本公开的一个方面的图6所示的波导管的端视图。

[0023] 图8是根据本公开的一个方面的图6所示的换能器基板的端视图。

[0024] 图9是根据本公开的一个方面的以在锥形结合部处连接的联接配置的图6所示的超声器械的侧视图。

[0025] 图10A和图10B是沿图9所示的剖面线10-10截取的剖视图,其中图10A是在将波导管结合到换能器基板之前截取的剖视图,并且10B是在将波导管部分地结合到换能器基板之后截取的剖视图。

[0026] 图11是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0027] 图12是根据本公开的一个方面的沿图11所示的剖面线12-12截取的图11所示的超声外科器械的剖视图。

[0028] 图13是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的剖视图,该超声外科器械包括通过热膨胀结合部联接的多个板。

[0029] 图14是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板。

[0030] 图15是根据本公开的一个方面的图14所示的C形销结合部的分解图。

[0031] 图16是根据本公开的一个方面的图14所示的C形销结合部的平面图。

[0032] 图17是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0033] 图18是根据本公开的一个方面的沿图17所示的剖面线18-18截取的超声外科器械的剖视图。

[0034] 图19是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0035] 图20是根据本公开的一个方面的图19所示的超声外科器械的透视图,其中移除波导管和压电元件以示出被构造成接收波导管的近侧部分的切口。

[0036] 图21是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的超声波导管和超声换能器基板部件。

[0037] 图22是根据本公开的一个方面的图21所示的超声外科器械的透视图,其中移除波导管和压电元件以示出被构造成接收波导管的近侧部分的切口。

[0038] 图23是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的侧视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0039] 图24是根据本公开的一个方面的以脱离配置的图23所示超声外科器械的剖视图,其中超声波导管旋转90°。

[0040] 图25是根据本公开的一个方面的以联接配置的图23所示超声外科器械的剖视图,其中超声波导管旋转90°。

[0041] 图26是根据本公开的一个方面的波导管与换能器基板之间的结合部的详细视图。

[0042] 图27是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0043] 图28是根据本公开的一个方面的以联接配置的图27所示的超声外科器械的透视图。

[0044] 图29是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0045] 图30是根据本公开的一个方面的螺纹结合部的侧视图,示出了波导管的螺纹部分

拧入换能器基板的螺纹部分中。

[0046] 图31是根据本公开的一个方面的替代性螺纹结合部的侧视图,其中螺纹部分包括旋转定向部分以提供围绕波导管的螺纹部分的纵向轴线LA的旋转对准。

[0047] 图32是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0048] 图33是根据本公开的一个方面的图32所示的超声波外科器械的分解图。

[0049] 图34是根据本公开的一个方面的图32所示的超声波外科器械的剖视图。

[0050] 图35是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0051] 图36是根据本公开的一个方面的图35所示的超声波外科器械的分解图。

[0052] 图37示出了根据本公开的一个方面的以虚线形式示出的波导管凸缘和以实线形式示出的换能器基板凸缘,其以脱离配置叠加。

[0053] 图38示出了根据本公开的一个方面的处于联接配置的波导管和换能器基板。

[0054] 图39是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0055] 图40是根据本公开的一个方面的图39所示的超声波外科器械的分解图。

[0056] 图41是根据本公开的一个方面的销的剖视图。

[0057] 图42是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0058] 图43是根据本公开的一个方面的图42所示的超声波外科器械的分解图。

[0059] 图44是根据本公开的一个方面的适用于联接两件式超声外科器械的超声波导管和超声换能器基板部件的鲁尔锁定结合部的透视图。

[0060] 图45是根据本公开的一个方面的以联接配置的鲁尔锁定结合部的剖视图。

[0061] 图46是根据本公开的一个方面的图44所示的鲁尔锁定结合部的鲁尔螺母部件。

[0062] 图47是根据本公开的一个方面的以联接配置的图44所示的鲁尔锁定结合部的透视图。

[0063] 图48是根据本发明的一个方面的用于超声外科器械的超声波导管的透视图,该超声波导管包括由一种金属制成并连接到由异种金属制成的超声刀的超声波导管轴。

[0064] 图49是根据本公开的一个方面的联接器的放大视图。图50是根据本公开的一个方面的两件式超声工具之间的型锻结合部的剖视图,该两件式超声工具包括由一种金属制成的超声波导管轴和由不同金属制成的超声刀。

[0065] 图51是根据本公开的一个方面的两件式超声波导管之间实现的型锻结合部的剖视图,该两件式超声波导管包括由一种金属制成的超声波导管轴和由不同金属制成的超声刀。

[0066] 图52-55示出了根据本公开的一个方面的用于制造图51所示的型锻结合部的步骤。

[0067] 图52是根据本公开的一个方面的以脱离配置的图51所示的波导管轴和超声刀的剖视图。

[0068] 图53是根据本公开的一个方面的在施加型锻过程之前的以联接配置的图52所示

的波导管轴和超声刀的预组装件的剖视图。

[0069] 图54是根据本公开的一个方面的在施加型锻过程之后的以联接配置的图53所示的波导管轴和超声刀的剖视图。

[0070] 图55是根据本公开的一个方面的结合的超声波导管的剖视图,示出了图51所示的波导管轴联接到超声刀。

[0071] 图56是根据本公开的一个方面的加热的拉模工具的剖视图。

[0072] 图57是根据本公开的一个方面的图56所示的拉模工具的详细剖视图。

[0073] 图58是根据本公开的一个方面的两件式超声波导管的侧视图,该两件式超声波导管包括使用结合图48-57描述的型锻过程通过型锻结合部联接到超声刀的波导管轴。

[0074] 图59是根据本公开的一个方面的在波导管轴与超声刀之间形成的型锻结合部的剖视图。

[0075] 图60是根据本公开的一个方面的图59所示的波导管轴的侧视图。

[0076] 图61是根据本公开的一个方面的如图59所示的超声刀的侧视图。

[0077] 图62是根据本公开的一个方面的如图59所示的超声刀的平面图。

[0078] 图63示出了根据本公开的一个方面的超声外科器械,该超声外科器械包括联接到偏移超声换能器基板的超声波导管。

[0079] 图64示出了根据本公开的一个方面的以互补定向布置的用于压印或冲压的图63所示的超声外科器械的两个金属基底部件。

[0080] 图65是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管和超声换能器基板部件。

[0081] 图66是根据本公开的一个方面的超声刀的侧视图。

[0082] 图67是根据本发明一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的分解图,该超声外科器械包括单独超声波导管和用于支撑超声换能器压电元件的对称两件式蛤壳状壳体部件。

[0083] 图68是根据本公开的一个方面的图67所示的超声波外科器械的装配图。

[0084] 图69是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械的透视图,该超声外科器械包括单独超声波导管和两件式超声换能器基板以支撑PZT压电元件。

[0085] 图70是根据本公开的一个方面的图69所示的超声波外科器械的分解图。

具体实施方式

[0086] 本申请的申请人拥有与其同时提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0087] 发明人Jeffrey Messerly等人在2017年8月17日提交的题目为“Ultrasonic Transducer Techniques for Ultrasonic Surgical Instrument”的代理人案号END7919USNP/160045M。

[0088] 发明人Jeffrey Messerly等人在2017年8月17日提交的题目为“Ultrasonic Transducer For Surgical Instrument”的代理人案号END7919USNP1/160045-1。

[0089] 发明人Jeffrey Messerly等人在2017年8月17日提交的题目为“Electrical And Thermal Connections For Ultrasonic Transducer”的代理人案号END7919USNP2/

160045-2。

[0090] 发明人Jeffrey Messerly等人在2017年8月17日提交的题目为“Ultrasonic Transducer to Waveguide Acoustic Coupling,Connections,and Configurations”的代理人案号END7919USNP3/160045-3。

[0091] 发明人Jeffrey Messerly等人在2017年8月17日提交的题目为“Tissue Loading of a Surgical Instrument”的代理人案号END7919USNP5/160045-5。

[0092] 在详细说明各种方面之前,应该指出的是,这些方面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。示例性方面可以单独实施,也可以与其他方面、变更形式和修改形式结合在一起实施,并可以通过多种方式实践或执行。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方面进行描述的目而选,并非限制其范围。

[0093] 现在将描述某些方面,以提供对本发明所公开的结构、功能、制造的原理、设备的用途和方法的全面理解。这些方面的一个或多个示例在附图中示出。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方面,并且多个方面的范围仅由权利要求书限定。结合一个方面示出或描述的特征结构可与其它方面的特征结构进行组合。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0094] 本申请所述的各种方面总体涉及超声外科器械以及与其一起使用的刀。在美国专利No.5,322,055;5,954,736;6,309,400;6,278,218;6,283,981;6,325,811;和8,319,400中公开了超声外科器械和刀的示例,其中所述专利的全部公开内容通过引用并入本文。

[0095] 根据各个方面,一种包括具有末端执行器(诸如刀)的外科工具的超声器械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,根据多个方面的刀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。根据多个方面的刀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。

[0096] 图1示出了超声系统10的一个方面。超声系统10的一个方面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。在多个方面中,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。

[0097] 应当理解,本文使用的术语“近”和“远”是相对于握住手柄组件60的外科医生而言的。因此,端部执行器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,本文根据临床医生握住手柄组件60来使用诸如“顶部”和“底部”的空间术语。然而,外科器械能够在许多取向和位置中使用,并且这些术语并非旨在为限制性的和绝对的。

[0098] 端罩20的远侧端部连接至换能部分18的近侧端部,前罩22的近侧端部连接至换能部分18的远侧端部。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。

[0099] 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配合。在多个方面中,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。

[0100] 在多个方面中,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跨一个或多个压电元件32形成电势。正电极34、负电极36和压电元件32中的每一个可具有延伸穿过中心的孔,所述穿孔可被构造成接纳端罩20的螺纹构件。在多个方面中,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。

[0101] 在多个方面中,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,并且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约55.5kHz。

[0102] 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)。波腹与距其最近的节点之间的距离为四分之一波长($\lambda/4$)。

[0103] 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。重复的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缩回,从而产生超声能量的纵向波。

[0104] 在多个方面中,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。

[0105] 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。

[0106] 超声端部执行器50的长度可基本上等于系统半波长($\lambda/2$)的整数倍。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。在多个方面中,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。

[0107] 如上所述,超声末端执行器50可连接至超声传输波导管46。在多个方面中,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构造制成。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(并且具有不同组成),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构造的实芯轴加工而成。

[0108] 在图1所示的方面中,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。

[0109] 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。在多个方面中,护套58可通过螺纹连接或按扣到壳体16的远端上。在至少一个方面中,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。在多个方面中,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。在至少一个方面中,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。

[0110] 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,并且在多个方面中,电势可以与包括例如换能器14、波导管46和末端执行器50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,在多个方面中,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。

[0111] 参考图1的超声外科器械系统10可以认识到,可能需要多个部件以将来自压电元件32的机械振动通过波导管46联接到末端执行器50。包括声学组件24的附加元件可能向系统添加附加的制造成本、制造步骤和复杂性。以下公开了超声医疗装置的方面,该超声医疗装置可能需要比图1所示和以上公开的等效装置更少的部件、制造步骤和成本。

[0112] 再次参考图1,压电元件32被构造成为“Langevin”堆叠,其中压电元件32和其激活电极34和36(一起,换能器14)是交错的。激活的压电元件32的机械振动沿换能器14的纵向轴线传播,并且经由声学组件24耦合到波导管46的端部。压电元件的这种操作模式经常被描述为元件的D33模式,特别是对于包括例如锆钛酸铅、偏铌酸铅或钛酸铅的陶瓷压电元件。在图2A-2C中示出了陶瓷压电元件的D33模式。

[0113] 图2A描绘了由陶瓷压电材料制成的压电元件200。压电陶瓷材料是包括多个单独微晶域的多晶材料。每个微晶域具有偏振轴线,域可以响应于施加的电场而沿着该偏振轴线膨胀或收缩。然而,在天然陶瓷中,微晶域的极化轴线是随机排列的,因此在块状陶瓷中没有净压电效应。可以通过使陶瓷经受高于材料的居里温度的温度并将材料置于强电场中来引发产生偏振轴线的净重定向。一旦样品的温度下降至居里温度以下,大部分的单独偏

振轴线将被重定向并固定在块极化方向上。图2A示出了在沿着感应电场轴线P极化之后的这种压电元件200。虽然未极化的压电元件200没有任何净压电轴线,但极化的元件200可以被描述为具有与感应场轴线P方向平行的偏振轴线d3。为了完整起见,与d3轴线正交的轴线可以被称为d1轴线。压电元件200的尺寸被标记为长度(L)、宽度(W)和厚度(T)。

[0114] 图2B和图2C示出了压电元件200的机械变形,其可以通过使压电元件200经受沿着d3(或P)轴线定向的致动电场E而引发。图2B示出了在压电元件205上具有与沿d3轴线的极化场P相同的方向的电场E的影响。如图2B所示,压电元件205可以通过沿着d3轴线膨胀并同时沿着d1轴线压缩而变形。图2C示出了在压电元件210上具有与沿d3轴线的极化场P相反的方向的电场E的影响。如图2C所示,压电元件210可以通过沿着d3轴线压缩并同时沿着d1轴线膨胀而变形。在沿d3轴线施加电场期间的沿d3轴线的振动耦合可以被称为使用压电元件的D33模式的D33耦合或激活。图1所示的换能器14使用压电元件32的D33模式以用于沿波导管46将机械振动传输到末端执行器50。因为压电元件也沿着d1轴线变形,所以在沿d3轴线施加电场期间的沿d1轴线的振动耦合也可以是机械振动的有效来源。这种耦合可以被称为使用压电元件的D31模式的D31耦合或激活。

[0115] 如图2A-2C所示,在以D31模式的操作期间,压电元件200、205、210的横向膨胀可以通过以下等式在数学上建模:

$$[0116] \quad \frac{\Delta L}{L} = \frac{\Delta W}{W} = -\frac{d_{31}}{d_{33}} \frac{V_{d_{31}}}{L}$$

[0117] 在该等式中,L、W和T分别是指压电元件的长度、宽度和厚度尺寸。 $V_{d_{31}}$ 表示施加到以D31模式操作的压电元件的电压。由上述D31耦合产生的横向膨胀量由 ΔL (即压电元件沿长度方向的膨胀)和 ΔW (即压电元件沿宽度方向的膨胀)表示。附加地,横向膨胀等式对 ΔL 和 ΔW 与施加电压 $V_{d_{31}}$ 之间的关系进行建模。以下公开了基于压电元件的D31激活的超声医疗装置的方面。

[0118] 在各个方面中,如下所述,超声医疗装置可以包括:换能器,其被构造成产生纵向振动;以及外科工具,其具有可操作地联接到换能器的换能器基板安装部分、末端执行器和其间的波导管。在一些方面中,也如以下所述,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)驱动换能器基板安装部分、波导管、末端执行器和/或超声医疗装置的其他各种部件。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。在多个方面中,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基板(例如,换能器安装部分)、波导管和/或末端执行器的长度以正弦(或至少大致正弦)方式变化。在至少一个方面中,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。

[0119] 图3示出了根据本公开的一个方面的超声外科器械250,其包括通过粘结材料附接到超声换能器264的超声波导管252,其中超声外科器械250被构造成以D31模式操作。超声换能器264包括通过粘结材料附接到超声波导管252的第一压电元件254a和第二压电元件254b。压电元件254a、254b包括导电板256a、256b以电耦合适合于驱动压电元件254a、254b的电压源(例如,通常是高电压)的一个极。电压源的相反极通过导电结合部258a、258b电耦合到超声波导管252。在一个方面中,导电板256a、256b耦合到电压源的正极,并且导电结合部258a、258b通过金属超声波导管252电耦合到地电位。在一个方面中,超声波导管252由

钛、钛合金、铝或铝合金(即Ti6Al4V)制成,并且压电元件254a、254b由锆钛酸铅金属间无机化合物制成,化学式为 $Pb[Zr_xTi_{1-x}]O_3$ ($0 \leq x \leq 1$)。也称为PZT,它是一种陶瓷钙钛矿材料,其表现出显著的压电效应,这意味着当施加电场时,化合物会改变形状。它用于许多实际应用,诸如超声换能器和压电谐振器PZT。压电元件254a、254b的极化轴线(P)由方向箭头260指示。响应于压电元件254a、254b的激励的超声波导管252的运动轴线由超声波导管252的远端处的运动箭头262示出,该远端通常称为超声波导管252的超声刀部分。运动轴线262与极化轴线(P) 260正交。

[0120] 在如图1所示的常规D33超声换能器架构中,螺栓连接的压电元件32利用电极34、36来产生与每个压电元件34的两侧的电接触。然而,根据本公开的一个方面的D31架构250采用不同的技术来产生与每个压电元件254a、254b的两侧的电接触。用于提供与压电元件254a、254b的电接触的各种技术包括将导电元件(例如,导线)粘结到每个压电元件254a、254b的自由表面以用于高电位连接,以及使用焊料、导电环氧树脂或本文所述的其他技术将每个压电元件254a、254b粘结到超声波导管252以用于接地连接。压缩可以用于保持与声学系的电接触而无需进行永久连接。这可以导致装置厚度的增加,并且应当被控制以避免损坏压电元件254a、254b。低压缩可以通过火花隙来损坏压电元件254a、254b,并且高压压缩可以通过局部机械磨损来损坏压电元件254a、254b。在其他技术中,可以采用金属弹簧触点来形成与压电元件254a、254b的电接触。其他技术可以包括箔上泡沫垫圈、导电泡沫、焊料。以D31声学系配置向压电元件254a、254b的两侧提供电连接。如果压电元件254a、254b与超声波导管252之间存在电接触,则可以对导电的金属超声波导管252进行电接地连接。

[0121] 在各个方面中,如下所述,超声医疗装置可以包括:换能器,其被构造成产生纵向振动;以及外科器械,其具有可操作地联接到换能器的换能器基板、末端执行器和其间的波导管。在一些方面中,也以下所述,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)驱动换能器基板、波导管、末端执行器和/或超声医疗装置的其他各种部件。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。在多个方面中,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基板、波导管和/或末端执行器的长度以正弦(或至少大致正弦)方式变化。在至少一个方面中,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。

[0122] 在如图1所示的常规D33超声换能器架构中,螺栓提供将压电元件环声学耦合到超声波导管的压缩。根据本公开的一个方面的D31架构250采用各种不同的技术来将压电元件254a、254b声学耦合到超声波导管252。以下公开了这些技术。

[0123] 图4是根据本公开的一个方面的以D31超声换能器架构构造的超声外科器械8000的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8002和超声换能器基板8004(例如,换能器安装部分)部件。超声外科器械8000可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8002和换能器基板8004使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8002和换能器基板8004分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8002和换能器基板8004是两个单独零件,并且可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0124] 超声波导管8002和超声换能器基板8004各自限定互补配合几何形状并通过拼图结合部8006连接。波导管8002的近端包括用于附接到换能器基板8004的连接部分。在图5A和图5B中示出了连接部分的一个示例。波导管8002的远端包括超声刀8012。刀8012用于治疗组织。换能器基板8004在换能器基板8004的相对侧上限定平坦面8005,其适合于在每个平坦面8005上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。换能器基板8004的远端包括连接部分,该连接部分与位于波导管8002的近端上的连接部分互补。波导管8002的连接部分可以是凸的、凹的或平坦的,并且换能器基板8004的连接部分可以分别是凹的、凸的或平坦的。当完全组装时,超声器械8000被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8002的远端。

[0125] 在一个方面中,单独波导管8002和换能器基板8004部件通过一个或两个部件的塑性变形在拼图结合部8006处联接,以实现沿超声系的声传输。在一个方面中,超声器械8000的波导管8002和换能器基板8004部件可以联接以形成拼图结合部8006。波导管8002和换能器基板8004部件中的一个或两者的塑性变形可以用于紧固波导管8002和换能器基板8004部件,以使得能够沿超声器械8000的纵向轴线LA传输超声能量。

[0126] 超声器械8000的波导管8002部件在波导管8002的远端处声学耦合在换能器基板8004与超声刀8012或末端执行器之间。换能器基板8004位于超声器械8000的近端,并且其尺寸和构造被设置成将超声换能器元件(例如PZT压电元件)安装在换能器基板8004的相对面8005上。超声刀8012位于超声器械8000的远端。在图4所示的手术器械8000中,沿着超声器械8000的纵向长度指示了波节(N)(即运动通常最小的位置)以及波腹(AN)(即运动通常最大的位置)。波腹(AN)与距其最近的波节(N)之间的距离为四分之一波长($\lambda/4$)。AN位于刀8012的远端处。

[0127] 图5A是根据本公开的一个方面的超声外科器械8000的波导管8002和换能器基板8004部件的拼图结合部8006A的剖视图。波导管8002部件的近端限定凸形拼合件8008,其尺寸和构造被设置成接收在由换能器基板8004部件的远端限定的互补配合凹形拼合件8010内。为了制造拼图结合部8006A,首先将凸形拼合件8008装配到凹形拼合件8010中以实现间隙配合。通过将反向力F施加到第二部件8004的远端以使第二部件8004塑性变形了指示为“d”的量来产生永久结合部8012。在其他方面中,波导管8002的近端限定凹形连接部分,并且换能器基板8004的远端限定凸形连接部分。

[0128] 图5B是根据本公开的一个方面的超声外科器械8000的波导管8002和换能器基板8004部件的拼图结合部8006B的剖视图。波导管8002的凸形拼合件8008的尺寸和构造被设计成接收在换能器基板8004的远侧部分处限定的凹形拼合件8010内,以在结合部8014处形成过盈配合。过盈配合(也称为压力配合或摩擦配合)是在两个部件之间的紧固,其中内部波导管8002部件大于外部换能器基板8004部件。为了实现过盈配合,在组装期间施加力F。在更大的波导管8002部件与外部换能器基板8004部件结合之后,配合表面将由于摩擦而感觉到压力,并且将观察到完成的组件的变形。在其他方面中,波导管8002的近端限定凹形连接部分,并且换能器基板8004的远端限定凸形连接部分。

[0129] 图6是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8020的侧视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管8022和超声换能器基板8024(例如,换能器安装部分)部件。图7是根据本公开的一个方面的图6所示的波导管8022的端

视图。图8是根据本公开的一个方面的图6所示的换能器基板8024的端视图。超声外科器械8020可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8022和换能器基板8024使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8022和换能器基板8024分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8022和换能器基板8024是两个单独零件,并且可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。换能器基板8024在换能器基板8024的相对侧上限定平坦面8023,其适合于在每个平坦面8023上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。当波导管8022和换能器基板8024以D31配置联接时,由PZT压电元件产生的超声振动沿波导管8022传输到波导管8022远端的超声刀。当完全组装时,超声器械8020被构造造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8022的远端。

[0130] 参考图6-8,波导管8022和换能器基板8024分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,钛、钛合金、铝或铝合金)制造。波导管8022和换能器基板8024限定通过厚度尺寸的锥形并且通过锥形结合部8039连接。波导管8022的近端限定凸形连接部分8028,该凸形连接部分的尺寸和构造被设计成接收在互补的配合凹形连接部分8032内。凸形连接部分8028限定锥形颈部8026和锥形端部8038,两者都通过凸形连接部分8028的厚度逐渐变细。凹形连接部分8032限定用于接收波导管8022的颈部8026的第一孔8030,并且限定用于接收波导管8022的锥形端部8038的第二孔8034。互补的配合凹形连接部分8032限定锥形内壁8036,在将波导管8022和换能器基板8024部件按压在一起时,该锥形内壁用作引入件。波导管8022联接到换能器基板8024以使得能够沿超声器械8020的纵向轴线LA传输超声能量。凸形连接部分8028的底部8029的宽度 W_1 比由第二孔8034的锥形壁8036限定的底部开口8037的宽度 W_2 更宽,以便在将波导管8022压配合到换能器基板8024中时形成过盈配合。通过换能器基板8024的厚度的锥形壁8036可以通过水射流或成角度的激光束来形成。

[0131] 图9是根据本公开的一个方面的以在锥形结合部8039处连接的联接配置的图6所示的超声器械8020的侧视图。波导管8024和换能器基板8024分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。如图9所示,波导管8022通过锥形(通过厚度尺寸)联接到换能器基板8024,使得锥形结合部8039形成过盈配合。图10A和图10B是沿图9所示的剖面线10-10截取的剖视图。图10A是在将波导管8022结合到换能器基板8024之前截取的剖视图,并且10B是在将波导管8022部分地结合到换能器基板8024之后截取的截面图。

[0132] 现在参考图10A和图10B,波导管8022的颈部8026的尺寸和构造被设置成装配在互补的配合凹形连接部分8030中。凸形连接部分8028的尺寸和构造被设计成在压配合到互补的配合凹形连接部分8032中时形成过盈配合。例如,颈部8026的顶部8025具有宽度 W_3 并且底部8027具有宽度 W_4 ,其中 W_4 小于 W_3 以限定锥形。凹形连接部分8030的顶部开口8031具有宽度 W_5 并且底部开口8033具有宽度 W_6 ,其中 W_6 小于 W_5 以限定用于接收颈部8026的互补锥形。当波导管8022与换能器基板8024压力配合时,锥形用作引入件。在将波导管8022压配合到换能器基板8024中时,锥形导致更可预测或受控的材料流。在一个方面中,颈部的底部的宽度 W_4 比互补的配合凹形连接部分8030的底部开口8033的宽度 W_6 更宽以形成如图10B所示的过盈配合。宽度 W_3 和 W_5 可以相同,或者在一个方面中,宽度 W_3 可以大于宽度 W_5 。虽然未示出,但锥形端部8038用于实现与限定锥形内壁8036的互补第二孔8034的过盈配合。

[0133] 图11是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8040的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8042和超声换能器基板8044(例如,换能器安装部分)部件。超声外科器械8040可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8042和换能器基板8044使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8042和换能器基板8044分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8042和换能器基板8044是两个单独零件。波导管8042被构造成沿纵向轴线传输超声能量。换能器基板8044部件的尺寸和构造被设计成在换能器基板8044的相对侧上支撑PZT压电元件。波导管8042由适合于传输超声振动的金属制成。通常,波导管8042可以由第一金属材料制成,诸如如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金。在其他方面中,波导管8042和换能器基板8144可以由相同的材料制成。在任何一种情况下,材料应当适合于沿纵向轴线LA传输超声能量。

[0134] 波导管8042的近端包括用于附接到换能器基板8044的连接部分。波导管8042的远端包括用于治疗组织的超声刀8012。换能器基板8044在换能器基板8044的相对侧上限定平坦面8045,其适合于在每个平坦面8045上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。换能器基板8044的远端包括连接部分,该连接部分与位于波导管8002的近端上的连接部分互补。波导管8042的连接部分可以是凸的、凹的或平坦的,并且换能器基板8044的连接部分可以分别是凹的、凸的或平坦的。换能器基板8044由不同于制造波导管8042的第一金属材料的第二金属材料(诸如铝)制成。当完全组装时,超声器械8040被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8042的远端。

[0135] 当波导管8042和换能器基板8044部件以D31配置联接时,由PZT压电元件产生的超声振动沿波导管8042传输到位于波导管8042的远端处的超声刀。因此,超声能量沿波导管8042的纵向轴线传输。如图11所示,波导管8042具有宽度 W_1 并且换能器基板8044具有宽度 W_2 ,其中 W_2 大于 W_1 。可以使用本文描述的任何技术将波导管8042联接到换能器基板8044。可以使用本文描述的任何技术来联接波导管8042和换能器基板8044,该技术包括但不限于拼图结合部、C形销结合部、销结合部、压配结合部、过盈结合部、平行柄脚结合部、螺纹结合部、过盈凸缘结合部、过盈销结合部、楔形结合部、鲁尔锁定结合部、型锻结合部、以及本文所述的其他结合部。

[0136] 图12是根据本公开的一个方面的沿图11所示的剖面线12-12截取的图11所示的超声外科器械8040的剖视图。在一个方面中,换能器基板8044部件的厚度大于波导管8042部件的厚度。如图12所示,波导管8042部件限定厚度 T_1 ,并且换能器基板8044部件限定厚度 T_2 ,其中 T_2 大于 T_1 。因此,与通过单个厚度刀部分产生的增益相比,利用两个部件的平坦刀配置可以通过平坦/片材结构产生更多增益。

[0137] 图13是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8050的剖视图,该超声外科器械包括通过热膨胀结合部联接的多个板。超声外科器械8050可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8052和换能器基板8054a、8054b(例如,换能器安装部分)使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8052和换能器基板8054a、8054b分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8052和换能器基板8054a、8054b是两个单独零件。超声外科器械8050包括超声波导管8052和附接到波导管8052的两个凸缘板8054a、

8054b。波导管8052由适合于传输超声能量的小矩形金属原料制成,诸如钛、钛合金、铝或铝合金。两个凸缘板8054a、8054b由类似的原材料或不同的原材料制成。在任何一种情况下,材料应当适合于沿纵向轴线LA传输超声能量。

[0138] 第一凸缘板8054a包括在第一凸缘板8054a的主体部分中压印的一个或多个凸形拼合件8056a、8060a。第二凸缘板8054b包括在第二凸缘板8054b的主体部分中压印的一个或多个凸形拼合件8058a、8062a。波导管8052的一侧包括在波导管8052的主体部分中压印的一个或多个凹形拼合件8056b、8060b,其尺寸和构造被设计成与对应的凸形拼合件8056a、8060a配合。波导管8052的相对侧包括在波导管8052的主体部分中压印的一个或多个凹形拼合件8058b、8062b,其尺寸和构造被设计成与对应的凸形拼合件8058a、8062a配合。如图13所示,凸形和凹形拼合件8056a-b、8058a-b、8060a-b、8062a-b设置在超声传输波导管8052的AN部分上。当完全组装时,超声器械8050被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8052的远端。

[0139] 波导管8052的凹形拼合件8056b、8058b、8060b、8062b的尺寸被设计成小于凸形凸缘拼合件8056a、8058a、8060a、8062a的对应尺寸。因此,凸缘板8054a、8054b在标称上大于波导管8052。尺寸不匹配防止了在室温下将波导管8052组装到凸缘板8054a、8054b。然而,通过将波导管8052加热到高温,凹形拼合件8056b、8058b、8060b、8062b的尺寸以膨胀配置增加,如图13所示,从而可以使波导管板805与凸缘板8054a、8054b配合。当波导管8052冷却时,拼图型凸形和凹形结合部收缩并实现波导管8052与凸缘板8054a、8054b之间的过盈配合。在其他方面中,波导管8052可以包括凸形拼合件,其被构造成与在凸缘板8054a、8054b上形成的凹形拼合件配合。在另一个方面中,并非加热波导管8052,而是可以冷却或冷冻凸缘板8054a、8054b,以在与波导管8052配合之前使尺寸收缩。

[0140] 图14是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8070的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8072和超声换能器基板8074(例如,换能器安装部分)。波导管8072通过C形销结合部8071联接到换能器基板8074,该C形销结合部包括压力配合在波导管8072与换能器基板8074之间的C形销8078。超声外科器械8070可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8072和换能器基板8074使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8072和换能器基板8074分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8072和换能器基板8074是两个单独零件,并且可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。C形销8078可以由与制造波导管8072或换能器基板8074的材料类似或不同的材料制成。

[0141] 波导管8072的远端限定超声刀8080,并且波导管802的近端限定凸形拼合件8076,该凸形拼合件的尺寸和构造被设置成间隙配合在由换能器基板8074的远端限定的互补配合凹形拼合件8079内。换能器基板8074在换能器基板8074的相对侧上限定平坦面8075,其适合于在每个平坦面8005上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。从平坦面8075向远侧延伸的是颈部8077,其在凹形拼合件8079中结束。凹形拼合件8079还限定用于接收C形销8078的C形。当完全组装时,超声器械8070被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8072的远端。

[0142] 图15是根据本公开的一个方面的图14所示的C形销结合部8071的分解图,并且图

16是该C形销结合部的平面图。图15示出了在组装到凸形和凹形拼合件8076、8079之间限定的孔8073或间隙中的过程中的C形销8078。图16示出了完全压入孔8073中以实现C形销结合部8071的C形销8078。C形销8078的外径(OD)略大于凹形拼合件8079的直径并且其内径(ID)略小于凸形拼合件8076的直径。将C形夹8078压入在凹形和凹形拼合件8076、8079之间限定的孔8073中以将其锁定就位。

[0143] 在一个方面中,可以利用波导管8072、换能器基板8074或C形销8078材料的热膨胀和收缩特性,以在将使用超声外科器械8070的室温条件下实现紧密结合部8078。例如,可以加热一个或多个部件以实现更容易的配合以便使凸形和凹形拼合件8076、8079的尺寸膨胀。在一个方面中,可以在将C形销8078压配合到孔8073中之前加热C形销8078。在另一个方面中,配合的凸形和凹形拼合件8076、8079可在C形销8078之前被加热。在其他方面中,C形销8078的尺寸可以被设置成略大于孔8073,使得C形销8078在将C形销8078压配合到孔8073中之前被冷却以使其尺寸收缩。一旦C形销8078的温度升温至室温,C形销8078就膨胀并实现紧密配合。在一个方面中,C形销8078可以由与波导管8072或换能器基板8074类似或不同的材料制成。在另一种形式中,C形销8078可以由加热的液态金属代替,该加热的液态金属填充孔8073以实现C形销结合部8071。

[0144] 图17是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8100的侧视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8102和超声换能器基板8104(例如,换能器安装部分)部件。超声外科器械8100可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8102和换能器基板8104使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8102和换能器基板8104分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8102和换能器基板8104是两个单独零件。换能器基板8104在换能器基板8104的相对侧上限定平坦面8103,其适合于在每个平坦面8103上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。波导管8102和换能器基板8104分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。波导管8102和换能器基板8104可以由适合于沿纵向轴线传输超声能量的相同材料或不同材料制成。当完全组装时,超声器械8100被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8102的远端。

[0145] 图18是根据本公开的一个方面的沿图17所示的剖面线18-18截取的超声外科器械8100的剖视图。参照图17和图18,波导管8102通过将波导管8102的近端可滑动地接收到在换能器基板8104的远端处限定的凹口8105中来联接到超声换能器基板8104。然后,将销8108压力配合通过由换能器基板8104的远端限定的横向销开口8106和由波导管8102的近端限定的横向销开口8109。当波导管8102插入凹口8105并抵靠凹口8105的后壁8101安置时,横向销开口8106、8109对齐。销8108的直径略大于销开口8106、8109的直径,使得需要力将销8108压配合到销开口8106、8109中以实现过盈销结合部8107。波导管8102和换能器基板8104可以具有类似或不同的材料。销8108、波导管8102和换能器基板8104可以由类似或不同的材料制成。在一个方面中,可以利用销8108、波导管8102和换能器基板8104的热膨胀和热收缩特性来提供紧配合销结合部8107。例如,在一个方面中,在将销8108插入开口8106、8109之前,可以加热波导管8102和换能器基板8104以使开口8106、8109膨胀。可替代地,可以在将销8108插入开口8106、8109之前使销8108冷却。

[0146] 图19是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8110的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8112和超声换能器基板8114(例如,换能器安装部分)部件。超声外科器械8110可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8112和换能器基板8114使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8112和换能器基板8114分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。在所示的方面中,超声外科器械8110被分成单独一件式波导管8112和一件式换能器基板8114。例如,波导管8112和换能器基板8114是两个单独零件,并且可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0147] 波导管8112的近端在由换能器基板8114(也参见图20)限定的切口8115内联接到换能器基板8114以形成压力配合结合部。换能器基板8114在换能器基板8114的相对侧上限定平坦面8113,其适合于在每个平坦面8113上附接和支撑PZT压电元件8116a、8116b,类似于图3中举例示出的D31配置。波导管的一部分8119位于压电元件8116a、8116b下方并夹在其间,以形成由波导管8112和换能器基板8114组成的两件式。波导管8112和换能器基板8114分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。当完全组装时,超声器械8110被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8112的远端。

[0148] 图20是根据本公开的一个方面的图19所示的超声外科器械8110的透视图,其中移除波导管8112和压电元件8116a、8116b以示出被构造成接收波导管8112的近侧部分的切口8115。参照图19和图20,在一个方面中,由换能器基板8114限定的切口8115被构造成接收波导管8112的近侧部分8118。波导管的近侧部分8119插入由换能器基板8114限定的切口8115中,并通过添加压电元件8116a、8116b来重新结合到换能器基板8114。换能器基板8114的切口8115可以具有不同的形状以增加保持或最小化材料浪费。换能器基板8114可能以两个或更多个零件来构造以增加保持或最小化材料浪费。可以使用不同的材料将压电元件8116a、8116b材料结合到波导管部分8119和换能器基板8114的组合,诸如粘合剂、锻接、焊接或其组合。

[0149] 图21是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8120的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的超声波导管8122和超声换能器基板8124a、8124b(例如,换能器安装部分)部件。超声外科器械8120可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8122和换能器基板8124a、8124b使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8122和换能器基板8124a、8124b分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。在所示的方面中,超声外科器械8120被分成单独一件式波导管8122和两件式换能器基板8124a、8124b。例如,波导管8122和换能器基板8124a、8124b是三个单独零件,并且可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0150] 波导管8122的近端在由换能器基板8124a、8124b(也参见图22)限定的切口8125内联接到换能器基板8124a、8124b以形成压力配合结合部。换能器基板8124a、8124b在换能器基板8124a、8124b的相对侧上限定平坦面8123a、8123b,其适合于在每个平坦面8123a、8123b上附接和支撑PZT压电元件8126a、8126b,类似于图3中举例示出的D31配置。波导管8128的近侧部分位于压电元件8126a、8126b下方并夹在其间,以形成由波导管8122和换能

器基板8124a、8124b组成的三件式。波导管的另一个近侧部分8129延伸通过换能器基板8124a、8124b的近端以将换能器基板8124a、8124b分成两件式。波导管8122和换能器基板8124a、8124b分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。当完全组装时,超声器械8120被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8122的远端。

[0151] 图22是根据本公开的一个方面的图21所示的超声外科器械8120的透视图,其中移除波导管8122和压电元件8126a、8126b以示出被构造成接收波导管8122的近侧部分的切口8125。参照图21和图22,在一个方面中,由换能器基板8124a、8124b限定的切口8125被构造成接收波导管8122的近侧部分8128、8129。波导管的近侧部分8128、8129插入由换能器基板8124a、8124b限定的切口8125中,并通过添加压电元件8126a、8126b来重新结合到换能器基板8124a、8124b。换能器基板8124a、8124b的切口8125可以具有不同的形状以增加保持或最小化材料浪费。换能器基板8124a、8124b可能以三个或更多个零件来构造以增加保持或最小化材料浪费。可以使用不同的材料将压电元件8126a、8126b材料连接到波导管的近侧部分8128和换能器基板8124a、8124b的组合,诸如粘合剂、锻接、焊接或其组合。

[0152] 图23是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8130的侧视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管8132和超声换能器基板8134(例如,换能器安装部分)部件。图24是根据本公开的一个方面的以脱离配置的图23所示超声外科器械8130的剖视图,其中超声波导管8132旋转90°。超声外科器械8130可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8132和换能器基板8134使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8132和换能器基板8134分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。当完全组装时,超声器械8130被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8152的远端。波导管8132和换能器基板8134可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0153] 参考图23和图24,波导管8132的近端包括凸块特征结构8140a、8140b,并且换能器基板8134包括凸块特征结构8138a、8138b,以提供扭转压力配合以便结合波导管8132和换能器基板8134。波导管8132的近端插入由换能器基板8134限定的孔8136中。在联接之前,波导管8132如图23所示的那样定向,其中凸块特征结构8140a、8140b未与凸块特征结构8138a、8138b对准,使得波导管8132可滑动地接收在孔8136中而没有过盈。一旦波导管8132的近端插入孔8136中,波导管8132就如图24所示的那样旋转以提供扭转压力配合结合部。换能器基板8134在换能器基板8134的相对侧上限定平坦面8135a、8135b,其适合于在每个平坦面8135a、8135b上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。

[0154] 图25是根据本公开的一个方面的以联接配置的图23所示超声外科器械8130的剖视图,其中超声波导管8132旋转90°。图26是根据本公开的一个方面的波导管8132与换能器基板8134之间的结合部的详细视图。参考图23-26,一旦将波导管8132插入孔8136中,波导管就可以如箭头8142所示的旋转,使得换能器基板8134上的凸块特征结构8138a、8138b和波导管8132上的凸块特征结构8132形成扭转压力配合连接。如图26所示,由换能器基板8134的远端限定的唇缘8141与波导管8132的突起8143接合以防止波导管8132的近端在其已经被扭转压力配合之后滑出孔8136。当完全组装时,超声器械8130被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8152的远端。

[0155] 图27是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8150的透视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管8152和超声换能器基板8154(例如,换能器安装部分)部件。波导管8152和换能器基板8154以平行柄脚结合部附接机构联接。图28是根据本公开的一个方面的以联接配置的图27所示的超声外科器械8150的透视图。参考图27和图28,超声外科器械8150可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8152和换能器基板8154使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8152和换能器基板8154分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8152和换能器基板8154是两个单独零件。换能器基板8154在换能器基板8154的相对侧上限定平坦面8153,其适合于在每个平坦面8153上附接和支撑PZT压电元件8156(未示出),类似于图3中举例示出的D31配置。

[0156] 仍然参考图27和图28,公开了一种平行柄脚结合部附接机构,其用于结合波导管8152和换能器基板8154。波导管8152的近端联接到换能器基板8154的远端。在换能器基板8154的远端中的凹陷插座8164被构造成接收波导管8152的近端的轮廓。紧固件8158a、8158b(诸如销、螺钉、铆钉或其他这样机构)设置成穿过限定在波导管8152的近端处的孔8160a、8160b,接收在由凹陷插座8164限定的对应孔8162a、8162b中,可以用于将波导管8152和换能器基板8154锁定就位。可替代地,波导管8152和换能器基板8154可以被点焊在凹陷插座8164中。当完全组装时,超声器械8150被构造成沿着纵向轴线LA将超声能量传输到波导管8152的远端。波导管8152和换能器基板8154可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0157] 仍然参考图27和图28,超声外科器械8150可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8152和换能器基板8154使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8152和换能器基板8154分开地由适合于传输超声振动的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造。例如,波导管8152和换能器基板8154是两个单独零件。换能器基板8154在换能器基板8154的相对侧上限定平坦面8153,其适合于在每个平坦面8153上附接和支撑PZT压电元件8156(未示出),类似于图3中举例示出的D31配置。

[0158] 图29是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8160的透视图,该超声外科器械包括以脱离配置示出的单独超声波导管8162和超声换能器基板8164(例如,换能器安装部分)部件。波导管8162包括阳螺纹部分8166,并且换能器基板8164包括在换能器基板8164的远端8170的U形槽8168中的阴螺纹部分8172,以实现螺纹结合部8171。超声外科器械8160可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8162和换能器基板8164使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8162和换能器基板8164分开地由适合于沿着纵向轴线LA传输超声能量的平坦金属原料(例如,如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金)制造,并可以由相同材料或不同材料制成。例如,波导管8162和换能器基板8164是通过螺纹连接来结合的两个单独零件。换能器基板8164在换能器基板8164的相对侧上限定平坦面8163a、8163b,其适合于在每个平坦面8163a、8163b上附接和支撑PZT压电元件8172a、8172b,类似于图3中举例示出的D31配置。波导管8162包括阳螺纹部分8166,并且换能器基板8164包括在换能器基板8164的远端8170的U形槽8168中的阴螺纹部分8172。

[0159] 图30是根据本公开的一个方面的螺纹结合部8171的侧视图,示出了波导管8162的螺纹部分8166拧入换能器基板8164的螺纹部分8172中。一旦波导管8162与换能器基板8164螺纹接合,成形压力8176将成形力F施加到U形槽8168的外壁,从而将螺纹部分8172限定为更牢固地将两个部件附接就位。波导管8162的螺纹部分8166可以使用瑞士螺纹机加工、常规车床、杆原材料上的螺纹成形、或类似技术来作为单独部件制成。螺纹部分8166通过侧向成形、锻造或类似过程来结合到平坦波导管8162部分。因此,螺纹部分8166中的螺纹并非在结合操作(通过成形、锻造或类似过程)之前在平坦波导管8162部分上切割或形成,并因此降低了波导管8162的平坦部分的成本。在一个方面中,波导管8162的螺纹部分8166的螺纹可以在成形、锻造或类似过程期间制成。在一个方面中,平坦波导管8162部分由可成形等级的铝制成。然而,螺纹部分8166由比波导管8162材料更硬的材料(诸如钛)制成。

[0160] 图31是根据本公开的一个方面的替代性螺纹结合部7183的侧视图,其中螺纹部分8166包括旋转定向部分以提供围绕波导管8162的螺纹部分8166的纵向轴线LA的旋转对准。波导管8162和换能器基板8164的两个结合部分由在螺纹波导管8162的螺纹部分8166的近端上或附近(例如,在螺纹部分8166的最近端)形成的平切8174保持。平切8174基本上平行于接收螺纹部分8166的槽8168的侧面,使得当形成螺纹部分8166时,螺纹部分8166的平坦部分8174与槽8168的螺纹部分8172螺纹接合。在一个方面中,激光器可以用于在波导管8162和换能器基板8164的选定点或界面处熔合波导管8162和换能器基板8164。在另一个方面中,粘合剂可以用于在波导管8162和换能器基板8164的选定点或界面处熔合波导管8162和换能器基板8164。

[0161] 图32是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8180的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8182和超声换能器基板8184(例如,换能器安装部分)部件。图33是根据本公开的一个方面的图32所示的超声波外科器械8180的分解图。图34是根据本公开的一个方面的图32所示的超声波外科器械8180的剖视图。

[0162] 参考图32-34,波导管8182通过螺纹结合部8188附接到换能器基板8184。超声外科器械8180可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8182和换能器基板8184使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8182由圆形金属原料制造,并且换能器基板8184分开地由平坦金属原料制造。用于两种部件的金属适合于传输超声振动,并且可以是例如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金。例如,波导管8182和换能器基板8184是通过螺纹结合部8188结合的两个单独零件,并且可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。该配置使得能够在现场替换波导管8182或换能器基板8184。换能器基板8184在换能器基板8184的相对侧上限定平坦面8183a、8183b,其适合于在每个平坦面8183a、8183b上附接和支撑PZT压电元件8186a、8186b,类似于图3中举例示出的D31配置。

[0163] 如图32和图33所示,波导管8182的远端限定用于处理组织的刀8198,并且波导管8182的近端限定圆锥特征结构8190,该圆锥特征结构匹配在换能器基板8184的远端处形成的互补圆锥通道8194。圆锥通道8194与通过换能器基板8184的近端限定的圆柱形通道8195相交。波导管8182的圆锥特征结构8190包括阴螺纹8198并通过螺钉8192来螺栓连接到换能器基板8184,该螺钉从换能器基板8184的限定埋头孔8196的近端插入,例如通过圆柱形孔

8195,并且拧入由波导管8182的圆锥特征结构8190限定的阴螺纹8198中。在使用中,超声振动移动从换能器基板8184沿纵向轴线LA通过相应的圆锥表面8190、8194传递到波导管8182。圆锥特征结构的角度被选择为使得其接触表面上的压缩较高,而螺钉暴露于低应力,因此它可以较小。换能器基板8184可以由铝或其他合适的金属材料制成。这在压电元件8186a、8186b的低成本、可用性、易机加工性和热管理的导热性方面是有利的。

[0164] 图35是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8200的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8202和超声换能器基板8204(例如,换能器安装部分)部件。图36是根据本公开的一个方面的图35所示的超声波外科器械8200的分解图。参考图35和图36,波导管8202通过过盈凸缘结合部8208附接到换能器基板8204。换能器基板8204在换能器基板8204的相对侧上限定平坦面8203a、8203b,其适合于在每个平坦面8203a、8203b上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。

[0165] 超声外科器械8200可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8202和换能器基板8204使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8202和换能器基板8204分开地由平坦金属原料制造。用于两种部件的金属适合于传输超声振动,并且可以是例如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金。例如,波导管8202可以由钛或钛合金制成并且换能器基板8204可以由铝或铝合金制成,并且通过过盈凸缘结合部8208来结合。该配置使得能够在现场替换波导管8202或换能器基板8204。换能器基板8204可以由铝或其他合适的金属材料制成。这在压电元件的低成本、可用性、易机加工性和热管理的导热性方面是有利的。波导管8202和换能器基板8204可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0166] 如图35和图36所示,波导管8202的远端限定用于处理组织的刀8216,并且波导管8202的近端限定凸缘8212,该凸缘与换能器基板8204的远端处限定的凸缘8214互补并配合。波导管凸缘8212限定孔8210,该孔的尺寸和构造被设计成接收由换能器基板凸缘8214限定的销8206,该销的尺寸和构造被设计成在波导管8202与换能器基板8204之间实现过盈凸缘结合部8208。在所示的示例中,换能器基板8204包括整体机加工销8206。波导管凸缘8212限定凹陷区域8213,其与由换能器基板凸缘8214限定的凹陷区域8215配合。

[0167] 图37示出了根据本公开的一个方面的以虚线形式示出的波导管凸缘8212和以实线形式示出的换能器基板凸缘8214,其以脱离配置叠加。在组装之前的室温下,波导管凸缘8212和换能器基板凸缘8214的长度是 L_1 。在这种布置中,在室温下,凸缘8212、8214的长度 L_1 略长于配合部件中的凹陷区域8213、8215,在图37中用 δ 来描绘。附加地,由波导管凸缘8212限定的孔8210在波导管凸缘8212上稍微偏移,使得在室温下波导管8202和换能器基板8204由于在换能器基板凸缘8214中的销8206与凹陷区域8215之间的轴向间隙不足而不能安置在一起。

[0168] 图38示出了根据本公开的一个方面的处于联接配置的波导管8202和换能器基板8204。为了组装波导管8202和换能器基板8204,对波导管8202和换能器基板8204部件施加极冷,由此使对应凸缘8212、8214的轴向范围收缩。波导管8202和换能器基板8204部件在冷条件下进行组装,并且当它们返回到室温或更高温度时,凸缘8212、8214,销8206和孔8210彼此结合。在组装状态下,波导管凸缘8212和换能器基板凸缘8214的长度为 L_2 ,其中 $L_2 < L_1$ 。因此,在部分中始终存在标称压缩载荷并且在销8206处存在对应的剪切载荷 v 以实现过盈

凸缘结合部8208。销8206配置适应该标称剪切载荷,并且针对销8206的强度,换能器基板8204部件可以由具有比铝更高强度的金属制成,例如钛。然而,可以采用铝合金来适应销8206的剪切力要求。

[0169] 图39是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8220的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8222和超声换能器基板8224(例如,换能器安装部分)部件。图40是根据本公开的一个方面的图39所示的超声波外科器械8220的分解图。参考图39和图40,波导管8222通过过盈销结合部8228附接到换能器基板8224。换能器基板8224在换能器基板8224的相对侧上限定平坦面8223a、8223b,其适合于在每个平坦面8223a、8223b上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。

[0170] 超声外科器械8220可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8222和换能器基板8224使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8222和换能器基板8224分开地由平坦金属原料制造。用于两种部件的金属适合于传输超声振动,并且可以是例如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金。例如,波导管8222可以由钛或钛合金制成并且换能器基板8224可以由铝或铝合金制成,并且通过过盈销结合部8228来结合。该配置使得能够在现场替换波导管8222或换能器基板8224。换能器基板8224可以由铝或其他合适的金属材料制成。这在压电元件的低成本、可用性、易机加工性和热管理的导热性方面是有利的。波导管8222和换能器基板8224可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0171] 如图39和图40所示,波导管8222的远端限定用于处理组织的刀8238,并且波导管8222的近端限定凸缘8234,该凸缘匹配换能器基板8224的远端处限定的凸缘8236。波导管凸缘8234限定孔8230,该孔的尺寸和构造设计成接收销8225的轴8228(如图41的剖视图所示),该销的尺寸和构造被设计成在波导管8222与换能器基板8224之间实现过盈销结合部8228。孔8230包括用于容纳销8225的头部8226的沉孔。在所示的示例中,换能器基板8224还包括孔8232,该孔的尺寸和构造被设计成接收销8225的轴8228。波导管凸缘8212限定凹陷区域8213,其与由换能器基板凸缘8214限定的凹陷区域8215配合。销8225可以由钢或具有高剪切强度的其他金属制成。

[0172] 参考图39-41,使用过盈配合销结合部8228来实现以D31配置结合波导管8222和换能器基板8224的不同材料和部件。结合部销8225的轴8228在非常低的温度下的直径 Φ_1 等于波导管8222和换能器基板8224中的两个孔8230、8232在这些部件处于高温时的直径 Φ_2 。在该热失配条件下执行波导管8222和换能器基板8224的组装,并且当波导管8222和换能器基板8224部件冷却/加热到均匀温度时,销8225实现过盈配合结合部8228并结合波导管8222和换能器基板8224。销8225处的过盈配合结合部8228产生沿着纵向轴线LA将超声振动从换能器基板8224通过波导管8222传递到刀8238所需的材料的连续性。

[0173] 图42是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8240的透视图,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8242和超声换能器基板8244(例如,换能器安装部分)部件。图43是根据本公开的一个方面的图42所示的超声波外科器械8240的分解图。参考图42和图43,波导管8242通过楔形结合部8249附接到换能器基板8244。超声外科器械8240可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供针对波导管8242和换能器基板8244使用替代性材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8242和换能

器基板8244分开地由平坦金属原料制造。用于两种部件的金属适合于传输超声振动,并且可以是例如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金。例如,波导管8242和换能器基板8244是通过楔形结合部8249来结合的两个单独零件。该配置使得能够在现场替换波导管8242或换能器基板8244。换能器基板8244在换能器基板8244的相对侧上限定平坦面8243a、8243b,其适合于在每个平坦面8243a、8243b上附接和支撑PZT压电元件8246a、8246b,类似于图3中举例示出的D31配置。换能器基板8244可以由铝制成。这在压电元件8246a、8246b的低成本、可用性、易机加工性和热管理的导热性方面是有利的。波导管8242和换能器基板8244可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0174] 如图42和图43所示,波导管8242的远端限定用于处理组织的刀8253,并且波导管8242近端限定楔形件8247特征结构,其与换能器基板8244的远端中的凹口8260匹配。楔形件8247限定两个锥形侧壁8248a、8248b,其匹配限定凹口8260的锥形侧壁8258a、8258b。波导管8242通过两个螺钉8250a、8250b来螺栓连接到换能器基板8244,该螺钉通过由从楔形件8247特征结构侧向设置的凸缘所限定的埋头孔8254a、8254b接收,该楔形件8247特征结构由波导管8244的近端限定。螺钉8250a、8250b经由螺纹孔8256a、8256b螺纹紧固到换能器基板8244。在使用中,通过楔形件8247和凹口8260的表面8248a、8248b、8258a、8258b,超声振动移动沿着纵向轴线LA从换能器基座后部8244通过波导管8242传输到刀8253。可以选择楔形件8247和凹口8260的角度,使得其接触表面8248a、8248b、8258a、8258b上的压缩较高,而螺钉8250a、8250b暴露于低应力,因此它们可以较小。

[0175] 图44是根据本公开的一个方面的适用于联接两件式超声外科器械8270的超声波导管8272和超声换能器基板8274(例如,换能器安装部分)部件的鲁尔锁定结合部8282的透视图。图45是根据本公开的一个方面的以联接配置的鲁尔锁定结合部8282的剖视图。图46是根据本公开的一个方面的图44和图47所示的鲁尔锁定结合部的鲁尔螺母8276部件,并且图47是以联接配置的图44所示的鲁尔锁定结合部8282的透视图。

[0176] 参考图44-47,波导管8272通过鲁尔锁定结合部8282附接到换能器基板8274。超声外科器械8270可以包括多个零件以减少材料浪费,并且提供了对波导管8272和换能器基板8274使用替代材料和/或制造方法的能力。在一个方面中,波导管8272和换能器基板8274分开地由平坦金属原料制造。用于两种部件的金属适合于传输超声振动,并且可以是例如本文所述的钛、钛合金、铝或铝合金。例如,波导管8272和换能器基板8274是通过鲁尔锁定结合部8282来结合的两个单独零件。该配置使得能够在现场替换波导管8272或换能器基板8274。尽管未示出,换能器基板8274在换能器基板的相对侧上限定平坦面,其适合于在每个平坦面上附接和支撑PZT压电元件,类似于图3中举例示出的D31配置。换能器基板8274可以由铝制成。这在压电元件的低成本、可用性、易机加工性和热管理的导热性方面是有利的。波导管8272和换能器基板8274可以由适合于沿纵向轴线LA传输超声能量的相同材料或不同材料制成。

[0177] 现在特别参考图44和图45,鲁尔螺母8276限定用于可滑动地接合波导管8272的内部区域8280。当鲁尔螺母8276向近侧缩回8275时,鲁尔螺母8276(以虚线形式示出)接合在换能器基板8274的远端处限定的阳鲁尔锁定螺纹8278。施加顺时针旋转8279引起由鲁尔螺母8276的圆柱形侧壁8286限定的螺纹8284。底壁部分8277a、8277b用作鲁尔螺母8276的止动件。换能器基板8274或波导管8272可以具有按其形状制成的鲁尔状阳螺纹8278。在所示

的示例中,半圈鲁尔螺母8276装配在波导管8272上并拧入换能器基板8274中将以两个部件锁定在一起。鲁尔锁定螺纹8278在换能器基板8274的远端处的螺钉侧是二维的,并且例如与诸如平坦波导管8272的简单形状兼容使用。

[0178] 以下描述涉及用于制造三件式超声外科器械的技术。在一个方面中,超声外科器械包括超声换能器基板、超声波导管轴和超声换能器。换能器基板可以例如通过本文结合图4-47描述的技术联接到波导管轴。波导管轴可以通过型锻两个部件来联接到超声刀。应当理解,型锻是其中使用模具来改变物品尺寸的锻造过程,物品被强制进入该模具中。虽然型锻通常是冷加工过程,但它也可能是热加工的。术语“型锻”可以适用于该过程或该过程中使用的模具或工具。在一个方面中,可以采用型锻过程来结合换能器基板和波导管轴。通常,换能器基板、波导管轴和超声刀可以由适合于沿纵向轴线传输超声振动的不同金属制成。例如,型锻过程可以用于将铝(或其合金)超声换能器基板结合到钛(或其合金)超声波导管。附加地,可以采用型锻过程将铝波导管结合到钛(或其合金)超声刀上。以下描述提供了适合于将某些铝超声波导管轴型锻到某些钛超声刀的配置、工具和过程。

[0179] 生物医学钛合金,诸如超低间隙(ELI)级的锻造Ti-6Al-4V合金已经用于生物医学应用,因为它具有高强度重量比和优异的生物相容性。ELI是迄今为止已知的,具有足够硬度和足够高的Q(共振损耗因子值)以在功能上适合于在超声医疗装置中用作超声刀和超声声学波导管系统,即传输超声能量作为换能器芯的唯一可用实用材料。然而,锻造Ti-6Al-4V合金是一种制造相对昂贵的材料;在原始铸造锻造材料以及然后机加工成零件中,相比于机加工锻造Al 6061-T6或Al7075-T6合金,因为它们硬度较低,不太适合保持医疗装置的坚固外科超声刀刀。然而,锻造Al 6061-T6或Al7075-T6合金确实具有与Ti-6Al-4V ELI合金几乎相同的合适超声能量传输特性,其材料和制造成本仅为基于锻造Ti-6Al-4V ELI合金的一件式超声医疗装置的一半。

[0180] 图48是根据本发明的一个方面的用于超声外科器械的超声波导管8300的透视图,该超声波导管包括由一种金属制成并联接到由异种金属制成的超声刀8306的超声波导管轴8302。波导管轴8302包括连接器8304,该连接器位于近端以增加保持并减小超声波导管8300的远侧尖端与波导管轴8302之间的旋转。超声刀8306在型锻结合部8309处联接到波导管轴8302的远端。超声刀8306的近端包括圆柱形壁8309,其尺寸和构造被设计成接收波导管轴8302的远端以进行型锻过程。在一个方面中,波导管轴8302可以由锻造Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金制成,并且超声刀8306可以由锻造Ti-6Al-4V ELI钛合金制成。

[0181] 图49是根据本公开的一个方面的连接器8304的放大视图。连接器8304包括呈纵向凹槽形式的保持特征结构8318,以增加保持并减小刀8306与波导管轴8302之间的旋转。连接器8304还包括圆柱形壁8312、8316和环形凹槽8313、8314以将波导管轴8302联接到超声波基板,例如本文结合图4-47所述的。连接器8304可以与波导管轴8302一体地形成或联接到波导管轴8302。圆柱形壁8310的尺寸和构造被设计成接收连接器8304的远端。

[0182] 这里展示的是一种用于在超声波导管轴8302与超声刀8306之间实现可靠的坚固机械型锻结合部8309的独特永久性机械型锻结合部8309设计和热拉模型锻过程,该型锻结合部保持了钛和铝合金材料的理想弹性声学锻造微晶粒结构,该钛和铝合金材料由于在两种材料之间形成的型锻结合部8309而有效地传输超声能量同时几乎没有损失,并且具有与钛合金(例如,Ti-6Al-4V ELI钛合金)超声医疗装置一样可接受的功能。

[0183] 这种配置提供了超声波导管8300,其制造成本相对于全钛合金(例如,Ti-6Al-4V ELI钛合金)超声医疗装置的成本为一半左右。铝波导管轴8302与钛刀8306之间的其他焊接连接过程,诸如固态、摩擦、惯性、超声波、电子束和激光焊接被尝试但没有产生具有足够功能强度以传输所需超声能量而不会发生结合部故障的可接受结合部。同样在焊接区内,材料微结构从锻造(可接受的高Q值)变为退火(低于期望的低Q值),从而导致波导管8300内的超声波的局部阻尼。

[0184] 图50是根据本公开的一个方面的两件式超声工具之间的型锻结合部8320的剖视图,该两件式超声工具包括由一种金属制成的超声波导管轴8324和由不同金属制成的超声刀8322。在施加型锻过程之前,波导管轴8324限定具有平坦垂直底部8328的圆柱形孔。超声刀8322包括圆锥凸形端部8326,其限定被接收到由波导管轴8324限定的圆柱形孔中的圆锥体8323。圆锥凸形端部8326的近端限定了平坦垂直底部8325,其应当邻接由波导管轴8324限定的平坦垂直底部8328。在将圆锥凸形端部8326插入由波导管轴8324限定的圆柱形孔中之后,施加型锻过程以产生图50所示的型锻结合部8320。

[0185] 通过将具有限定圆锥性状的凸形端部8326的超声刀8322的近端结合到由波导管轴8324的远端限定的圆柱形孔中来实现型锻结合部8320。刀8322的圆锥凸形端部8326的长度L约是超声刀8322的凸形端部8326的大直径 Φ_1 的长度的两倍,并且具有对于小直径 Φ_2 成 2° - 6° 的圆锥体8323。圆锥形凸形端部8326限定平坦的垂直近侧底部8325。在一个方面中,超声刀8322由Ti-6Al-4V ELI钛合金制成,并且波导管轴8324由Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金制成。圆锥形凸形端部8326位于Ti-6Al-4V ELI钛合金刀8322部件的近端,并且装配到由Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金波导管轴8324部件限定的盲圆柱形孔。波导管轴8324中的盲圆柱形孔限定平坦垂直底部8328,并且与刀8322的圆锥凸形端部8326具有相同的直径 Φ_1 。围绕盲圆柱形孔的外径设置有附加材料的套环8329(也参见图49中的套环8308),使得在型锻过程期间有附加的材料(2° - 6°)围绕圆锥凸形端部8326的形状塑性流动,从而填充空隙并导致在圆锥凸形端部8326的平坦底部8325与波导管轴8324的盲圆柱形孔的平坦底部8328之间以及圆锥凸形端部8326周围保持的线性压缩。然而,图50所示的型锻结合部8320限定了间隙 g_1 和 g_2 ,这导致较低的性能。图51所示的方面在型锻过程期间移除了间隙 g_1 和 g_2 。

[0186] 图51是根据本公开的一个方面的两件式超声波导管8300(图48、49、55)之间实现的型锻结合部8330的剖视图,该两件式超声波导管包括由一种金属制成的超声波导管轴8334和由不同金属制成的超声刀8332。图52-55示出了根据本公开的一个方面的用于制造图51所示的型锻结合部8330的步骤,其中图52是处于脱离配置的波导管轴8334和超声刀8334的剖视图,图53是在施加型锻过程之前的以联接配置的波导管轴8334和超声刀8334的预组装件8331的剖视图。图54是根据本公开的一个方面的在施加型锻过程之后的以联接配置的波导管轴8334和超声刀8334的剖视图,并且图55是根据本公开的一个方面的结合的超声波导管8300的剖视图,示出了波导管轴8334联接到超声刀8332。超声刀8332包括位于超声刀8332的远端处的组织处理部分8344,其用于对与其接触的组织起作用。

[0187] 现在参考图51-55,在施加型锻过程之前,波导管轴8334限定具有平坦垂直底部8338的圆柱形孔8348。超声刀8332包括限定圆锥形状的凸形端部8336,该圆锥形状限定被接收到由波导管轴8334限定的圆柱形孔8348中的圆锥体8333。圆锥凸形端部8336的近端限

定了平坦垂直底部8335,其应当邻接由波导管轴8334限定的平坦垂直底部8338。在将圆锥凸形端部8336插入由波导管轴8334限定的圆柱形孔8348中之后,施加型锻过程以产生图51所示的型锻结合部8330。两个周向凹槽8340、8342围绕刀8332的圆锥凸形端部8336限定,一个凹槽8340位于最小直径 Φ_2 附近或最小直径处,并且一个凹槽8342位于超声刀8332的圆锥凸形端部8336的最小直径 Φ_2 与最大直径 Φ_1 之间。在一个方面中,一个凹槽8342位于圆锥凸形端部8336的最小直径 Φ_2 与最大直径 Φ_1 之间的中间位置。在一个方面中,超声刀8322由Ti-6Al-4V ELI钛合金制成,并且波导管轴8324由Al6061-T6或Al7075-T6铝合金制成。周向凹槽8340、8342限定了用于使波导管轴8334材料在型锻过程期间流动的空间以消除图50所示的间隙 g_1 、 g_2 ,由此改善了性能损失并提供了附加特征结构以改善超声刀8322部件在波导管轴8334部件中的保持。

[0188] 超声刀8332的圆锥凸形端部836的其他特征结构类似于结合图50描述的特征结构。例如,通过将超声刀8332的圆锥凸形端部8336结合到由波导管轴8334的远端限定的圆柱形孔8348 8中来实现型锻结合部8330。超声刀8332的圆锥凸形端部8336的长度L约是超声刀8332的圆锥凸形端部8336的大直径 Φ_1 的长度的两倍,并且具有对于小直径 Φ_2 成 2° - 6° 的圆锥体8333。圆锥凸形端部8336限定平坦的垂直近侧底部8335。在一个方面中,圆锥凸形端部8336位于Ti-6Al-4V ELI钛合金刀8322部件的近端,并且装配到由Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金波导管轴8334部件限定的盲圆柱形孔8348。波导管轴8334中的盲圆柱形孔8348限定平坦垂直底部8338,并且与超声刀8332的圆锥凸形端部8336具有相同的直径 Φ_1 。围绕盲圆柱形孔8348的外径设置有附加材料的套环8339(也参见图49中的套环8308),使得在型锻过程期间有附加的材料(2° - 6°)围绕圆锥凸形端部8336的形状塑性流动,并且填充由周向凹槽8340、8342限定的空隙,从而导致在圆锥凸形端部8336的平坦底部8335与波导管轴8334的盲圆柱形孔8348的平坦底部8338之间以及圆锥凸形端部8336周围保持的线性压缩。

[0189] 现在描述转向根据本公开的一个方面的通过使用热模型锻过程来产生结合图51-55所讨论的型锻结合部8330从而制造超声波导管8300的方法。图56是根据本公开的一个方面的加热的拉模工具8400的剖视图,并且图57是根据本公开的一个方面的图56所示的拉模工具8400的详细剖视图。现在参考图56和图57,加热的拉模工具8400包括用于保持预组装件8331(图53)的基部夹具8402。拉模8404位于基部夹具8402上方。拉模8404限定用于接收预组装件8331(图53)的孔8406。热耦合到加热元件8410的圆筒8408围绕拉模8404以加热拉模8404。圆形模工具圆筒8412限定样品室8414。预组装件8331的远端位于样品室8414中。将负载F施加到圆形模工具圆筒8412以将预组装件8331按压通过拉模8404。

[0190] 参考图52-57,通过将预组装件8331插入通过加热的拉模工具8400来开始加热拉模过程,该拉模工具包括机械位置止动件以使预组装件8331相对于彼此线性笔直地并与拉模8404的位置对准地精确定位。圆形模工具圆筒8412将预组装件8331按压通过拉模8404,该拉模通过产生压力来在盲圆柱形孔8348和超声刀8332的Ti-6Al-4V ELI钛合金圆锥凸形端部8336的准确位置中围绕预组装件8331的外圆周均等地压缩(墩粗)波导管轴8334的Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金材料,从而致使Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金材料变成塑性的并均匀地减小环向面积,考虑到金属的回弹,在Ti-6Al-4V ELI钛合金圆锥凸形端部8336的长度和周长周围永久形成,并且牢固且永久地保持波导管轴8334和超声刀8332部件。附

加地,波导管轴8334的Al 6061-T6或Al7075-T6铝合金材料被加热元件8410和圆筒8408加热到不超过400°F,以有助于附加的塑性流动而不损失锻造材料特性或引起材料的开裂/破裂。

[0191] 通过该型锻过程制造的超声波导管8300产生包括波导管轴8302和超声刀8306的两件式组件,其功能类似于由单一均质部件材料制成的超声外科器械部件。在一个方面中,两件式型锻超声波导管8300在功率要求内良好地起作用而没有显著的自加热,实现了可接受的频率锁定,并且实现了功能性横向和纵向位移而没有断裂。Al7075-T6/Ti-6Al-4V ELI铝合金/钛合金的两件式型锻波导管8300的功能基本类似于单件锻造Ti-6Al-4V ELI钛合金波导管。

[0192] 图58是根据本公开的一个方面的两件式超声波导管8350的侧视图,该两件式超声波导管包括使用结合图48-57描述的型锻过程通过型锻结合部8370联接到超声刀8352的波导管轴8354。图59是根据本公开的一个方面的在波导管轴8354与超声刀之间8352形成的型锻结合部8370的剖视图。图60中示出了波导管轴8354的侧视图。图61示出了超声刀8352的侧视图,并且图62示出了超声刀8352的平面图。超声刀8352的远端限定处理部分8360,该处理部分用于处理与其接触的组织。超声刀8352的近端在围绕位于波导管轴8354的远端的圆柱形孔的套环8358部分处结合到波导管轴8354。超声刀的远端限定凸形圆锥端部8356,其接收在由轴8354的套环部分8359限定的圆柱形孔8362内。凸形圆锥端部8356限定两个周向凹槽8364、8366以改善超声刀8352部件在波导管轴8354部件中的性能损失和保持。

[0193] 图63示出了根据本公开的一个方面的超声外科器械8500,该超声外科器械包括联接到偏移超声换能器基板8504的超声波导管8502。换能器基板8504在每一侧上限定平坦面8503a以在每一侧上接收PZT压电元件8506a。换能器基板8504限定第一纵向轴线LA1,并且波导管8502限定第二纵向轴线LA,其中纵向轴线相对于彼此偏移。

[0194] 图64示出了根据本公开的一个方面的以互补定向布置的用于压印或冲压的图63所示的超声外科器械8500的两个金属基底8510部件。使超声外科器械的近侧换能器基板8504端部偏移允许基底8510以互补定向来进行定向,以便在基底被冲压或压印出金属板时,最大限度地减少材料浪费并最大限度地提高材料效率。在各个方面中,片材金属是钛、钛合金、铝、铝合金等。

图65是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8600,该超声外科器械包括以联接配置示出的单独超声波导管8602和超声换能器基板8604(例如,换能器安装部分)部件。图66是根据本公开的一个方面的超声刀8602的侧视图。现在参考图65和图66,超声刀8602围绕枢轴点8616枢转到在换能器基板8604中形成的凹槽8608中,随着其旋转8610,过盈增加。超声刀8602包括窗口8612,该窗口限定槽8614以接合凹槽8608中的销8606。超声刀8602以角度 θ 组装到换能器基板8604并然后旋转8610,同时刀8602旋转界面在刀8602的近端处与换能器基板8604中的凹槽8608一起增加。

[0195] 图67是根据本发明的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8700的分解图,该超声外科器械包括单独超声波导管8702和用于支撑超声换能器PZT压电元件8706a、8706b的对称两件式蛤壳状壳体部件8602。图68是根据本公开的一个方面的图67所示的超声波外科器械8700的装配图。现在参考图67和图68,超声刀8702的近端限定T形的凸形连接器8712,其接收在对应的T形袋8714a、8714b中,该T形袋限定在相应的顶部和底部蛤

壳状壳体部件8704a、8704b中。对称的两件式蛤壳状壳体部件8704a、8704b限定凹陷袋8716a、8716b以保持PZT压电元件8706a、8706b。当两件式蛤壳状壳体部件8704a、8704b被压在一起时，T形的袋8714a、8714b压配合到超声刀8702的T形的凸形连接器8712。电极8708设置在PZT压电元件8706a、8706b之间，并且导电元件（例如，导线尾部）设置成穿过限定在顶部蛤壳状壳体部件8704a中的孔8718。两件式蛤壳状壳体部件8704a、8704b中的每一个由导电材料制成并且用作另一个电极。蛤壳状壳体部件8704a、8704b也是导热的并且用作散热器。蛤壳状壳体部件8704a、8704b可以被按压、螺栓连接、带连接或焊接在一起。

[0196] 图69是根据本公开的一个方面的以D31换能器架构构造的超声外科器械8800的透视图，该超声外科器械包括单独超声波导管8802和两件式超声换能器基板8804a、8804b（例如，换能器安装部分）以支撑PZT压电元件8808a、8808b。图70是根据本公开的一个方面的图69所示的超声波外科器械8800的分解图。现在参考图69和图70，超声波导管8802的远端限定了用于处理与其接触的组织的手术刀8806。超声外科器械8800包括通过粘结、树脂或钎焊来结合在一起的三个部分。中心部分是波导管8802，并且添加侧向部分8804a、8804b以根据需要增加宽度来支撑PZT压电元件8808a、8808b。与从单个材料坯料机加工波导管和换能器基板的方法相比，该技术节省了材料并节省了有价值的钛或钛合金。

[0197] 本文所公开的装置可被设计成在单次使用后废弃，或者其可被设计成多次使用。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整再行使用。修整可包括拆卸装置、之后清洁或替换特定零件以及后续重新组装步骤的任意组合。具体地，该装置可拆卸，而且可以任意组合选择性地替换或移除该装置的任意数目的特定零件或部件。在清洁和/或替换特定部件后，可对该装置进行重新组装，以便随后在修整设施处使用或就在外科手术之前由手术团队使用。本领域的技术人员将会理解，修整装置可利用多种技术来进行拆卸、清洁/替换和重新组装。此类技术的使用以及所得的修整装置均在本申请的范围内。

[0198] 虽然本文已描述了各方面，但是可以对那些方面实施多种修改和变型。例如，可以采用不同类型的端部执行器。另外，在公开了用于某些部件的材料的情况下，也可使用其它材料。上述具体实施方式和下述权利要求旨在涵盖所有此类修改和变型。

[0199] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、公布或其他公开材料均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文。因此，并且在必要的程度下，本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分，将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0200] 本文所述主题的各个方面的以下编号的实施例中陈述：

[0201] 实施例1. 一种超声外科器械，包括：波导管，其包括被构造为刀的远端和被构造成联接到换能器基板的近端；以及所述换能器基板，其包括远端，所述远端联接到所述波导管的近端以在所述波导管与所述换能器基板之间的界面处限定结合部，所述换能器基板包括限定对应的第一平面和第二平面的第一侧和第二侧，其中所述第一平面被构造成接收第一压电元件并且所述第二平面被构造成接收第二压电元件，其中所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造成以D31模式操作。

[0202] 实施例2. 根据实施例1所述的超声外科器械，其中所述波导管由第一材料制成并

且所述换能器基板由不同于所述第一材料的第二材料制成。

[0203] 实施例3.根据实施例1或实施例2所述的超声外科器械,其中所述第一材料包括钛或钛合金并且所述第二材料包括铝或铝合金。

[0204] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定拼合件,并且所述换能器基板的远端限定互补的配合拼合件,所述互补的配合拼合件被构造成接收由所述波导管的近端限定的所述拼合件。

[0205] 实施例5.根据实施例4所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定锥形端部并且所述换能器基板的远端限定孔,所述孔限定锥形壁,其中所述孔被构造成接收所述锥形端部以形成过盈结合部。

[0206] 实施例6.根据实施例4至实施例5中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管在第一侧上限定至少一个凹形拼合件并且所述换能器基限定至少一个凸形拼合件,所述至少一个凸形拼合件被构造成接收所述至少一个凹形拼合件以形成热膨胀结合部。

[0207] 实施例7.根据实施例4至实施例6中的一项或多项所述的超声外科器械,还包括位于所述波导管的近端与所述换能器基板的远端之间的C形销压力配合。

[0208] 实施例8.根据实施例1至实施例7中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定至少两个凸块并且所述换能器基板的远端限定孔,所述孔限定至少两个孔,其中所述孔被构造成接收所述波导管的近端,并且在所述波导管的近端上限定的所述至少两个凸块与由所述孔限定的所述至少两个凸块形成过盈配合。

[0209] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定阳螺纹端部并且所述换能器基板的远端限定互补的阴螺纹端部,所述互补的阴螺纹端部被构造成接收由所述波导管的近端限定的所述阳螺纹端部。

[0210] 实施例10.根据实施例1至实施例9中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定阴螺纹端部,并且所述换能器基限定孔以接收穿过其中的螺钉并螺纹接合所述波导管的阴螺纹端部。

[0211] 实施例11.根据实施例10所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定圆锥特征结构,所述圆锥特征结构匹配由所述换能器基板的远端限定的互补圆锥通道。

[0212] 实施例12.根据实施例1至实施例11中的一项或多项所述的超声器械,其中所述波导管的近端限定楔形件,并且所述换能器基板的远端限定互补的配合凹口以接收所述楔形件,其中所述换能器基板的远端限定从所述凹口侧向设置的阴螺纹孔,并且所述波导管的近端包括从所述楔形件侧向设置的凸缘,其中所述凸缘限定孔,并且其中在联接配置中,所述孔与由所述换能器基板的远端限定的所述阴螺纹孔对准。

[0213] 实施例13.根据实施例1至实施例12中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述换能器基板的远端限定鲁尔阳螺纹并且所述波导管包括可滑动鲁尔螺母,所述可滑动鲁尔螺母被构造成接合所述鲁尔阳螺纹以在所述波导管与所述换能器基板之间限定鲁尔锁定结合部。

[0214] 实施例14.根据实施例1至实施例13中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定第一凸缘,所述第一凸缘与限定在所述换能器基板的远端处的第二凸缘互补并配合,其中所述第一凸缘限定孔,所述孔的尺寸和构造被设计成接收由第二凸缘

限定的销,所述销的尺寸和构造被设计成在所述波导管与所述换能器基板之间实现过盈凸缘结合部。

[0215] 实施例15.根据实施例1至实施例14中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定第一凸缘,所述第一凸缘与限定在所述换能器基板的远端处的第二凸缘互补并配合,其中所述第一凸缘和所述第二凸缘限定第一孔和第二孔,所述第一孔和所述第二孔的尺寸和构造被设计成接收穿过其中的销,其中所述销以及所述第一孔和所述第二孔的尺寸和构造被设计成在所述波导管与所述换能器基板之间实现过盈结合部。

[0216] 实施例16.根据实施例1至实施例15中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管的近端限定至少两个孔,并且所述换能器基板的远端限定凹陷插座,所述凹陷插座被构造成接收所述波导管的近端的轮廓,其中所述凹陷插座限定至少两个孔,其中所述超声外科器械还包括至少两个紧固件,所述至少两个紧固件设置成穿过由所述波导管限定的所述至少两个孔以及由所述换能器基板的凹陷插座限定的所述至少两个孔,以通过平行柄脚附接结合部将所述波导管和所述换能器基板锁定就位。

[0217] 实施例17.根据实施例1至实施例16中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述换能器基板的远端限定凹口以接收所述波导管的近端,其中所述换能器基板的远端限定横向销开口并且所述波导管的近端限定横向销开口,并且销压力配合通过由所述换能器基板的远端和所述波导管的近端限定的横向销开口以实现过盈销结合部。

[0218] 实施例18.根据实施例1至实施例17中的一项或多项所述的超声外科器械,其中所述波导管限定第一纵向轴线并且所述换能器基限定第二纵向轴线,其中所述第一纵向轴线从所述第二纵向轴线偏移。

[0219] 实施例19.一种超声波导管,包括:包括近端和远端的轴,其中所述近端被构造成联接到超声换能器并且所述远端限定具有平坦垂直底部的圆柱形孔,所述圆柱形孔的平坦垂直底部被构造成接收刀的近端;以及附接到所述轴的刀,所述刀包括用于处理组织的远端和限定圆锥凸形端部的近端,所述圆锥凸形端部限定平坦垂直底部,其中所述圆锥凸形端部限定近侧直径和远侧直径,其中所述近侧直径大于所述远侧直径,并且其中所述圆锥凸形端部接收在由所述轴的远端限定的所述圆柱形孔中。

[0220] 实施例20.根据实施例19所述的超声波导管,其中所述刀通过型锻结合部来结合到所述轴。

[0221] 实施例21.根据实施例20所述的超声波导管,其中通过热模型锻过程来形成所述型锻结合部。

[0222] 实施例22.根据实施例19至实施例21中的一项或多项所述的超声波导管,其中所述圆锥凸形端部在所述远侧直径处或附近限定第一周向凹槽,并在所述近侧直径与所述远侧直径之间限定第二周向凹槽。

[0223] 实施例23.根据实施例19至实施例22中的一项或多项所述的超声波导管,其中所述轴的远端限定在围绕所述圆柱形孔的套环处。

[0224] 实施例24.根据实施例19至实施例23中的一项或多项所述的超声波导管,其中所述轴由第一材料制成并且所述刀由第二材料制成。

[0225] 实施例25.一种超声外科器械,包括:超声波导管,其在近端处限定T形的凸形连接器;以及对称的两件式蛤壳状壳体,其包括:被构造成接收所述T形的凸形连接器的第一T形

袋和第二T形袋,其中所述T形袋被压配合到所述T形的凸形连接器;以及被构造成支撑第一压电元件和第二压电元件的第一凹陷袋和第二凹陷袋,其中所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造成以D31模式操作。

[0226] 实施例26.根据实施例25所述的超声外科器械,还包括设置在所述第一压电元件和所述第二压电元件之间的第一电极以及设置成穿过限定在所述两件式蛤壳状壳体中的一者中的孔的导电元件。

[0227] 实施例27.根据实施例25或实施例26所述的超声外科器械,其中所述两件式蛤壳状壳体部件中的每一个由导电材料制成以用作第二电极。

[0228] 实施例28.根据实施例25或实施例26所述的超声外科器械,其中所述两件式蛤壳状壳体部件中的每一个由导热材料制成以用作散热器。

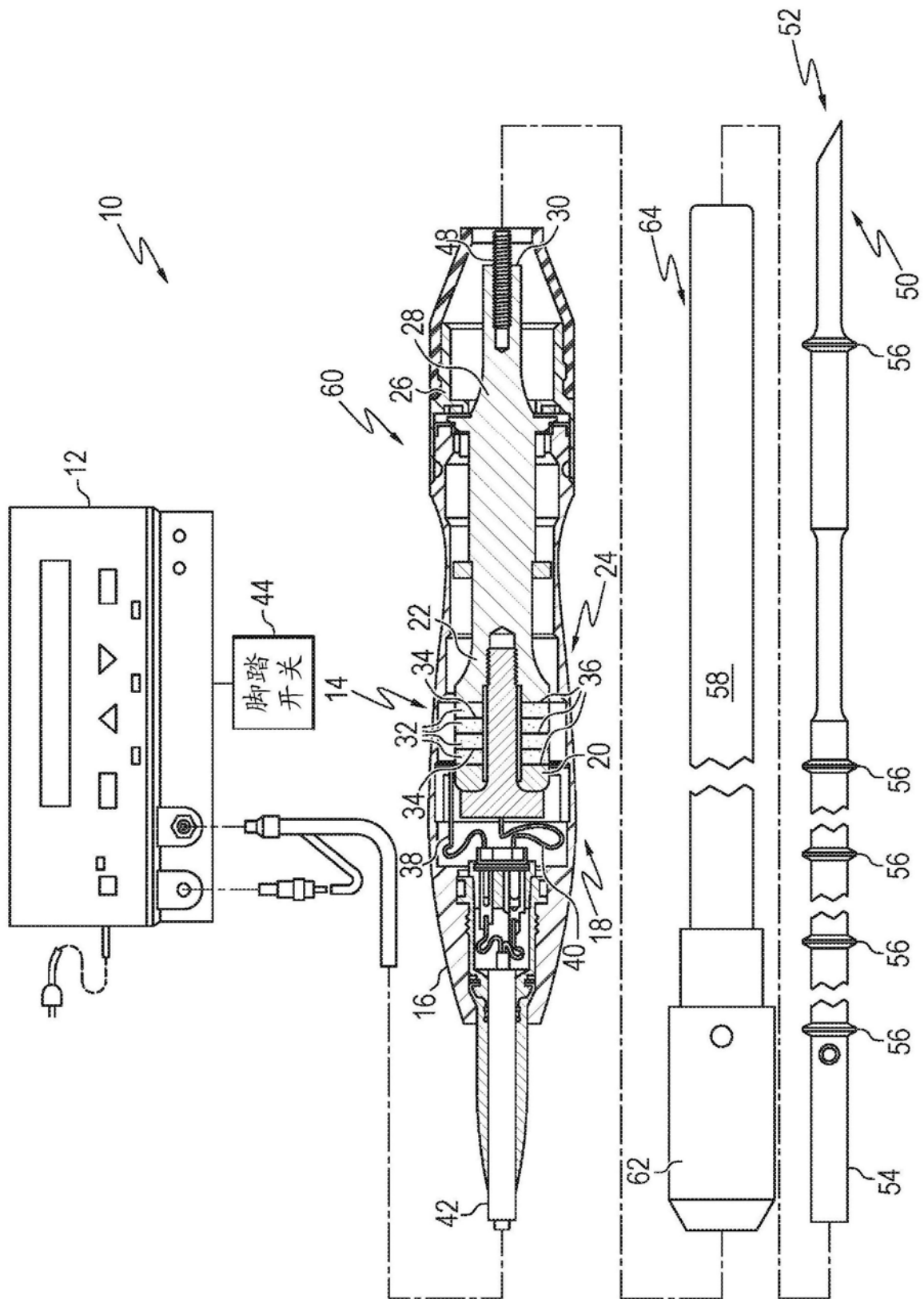


图1

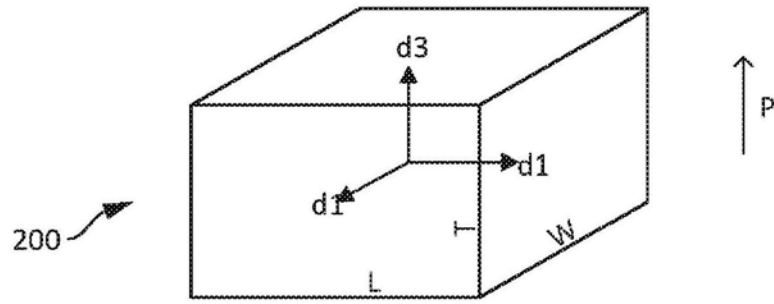


图2A

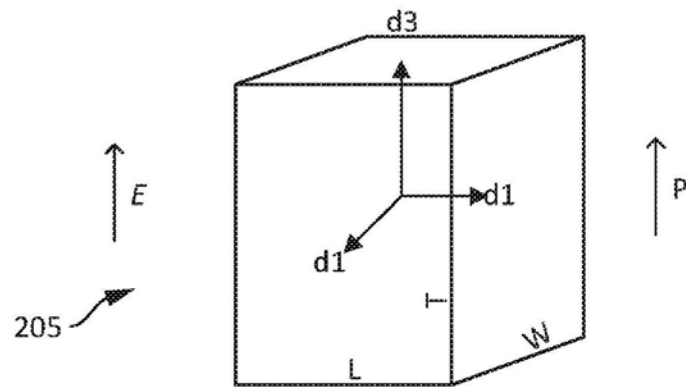


图2B

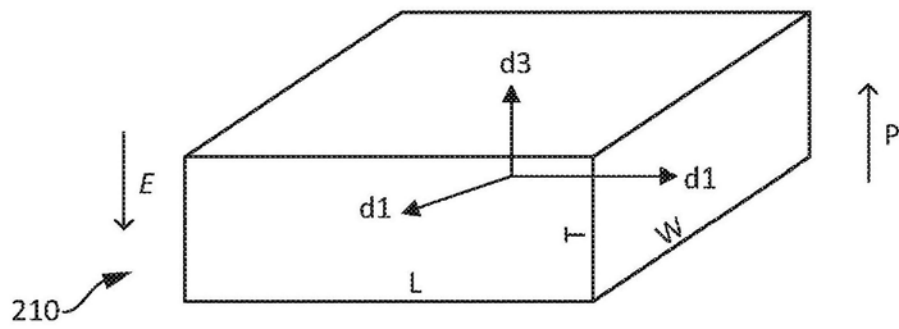


图2C

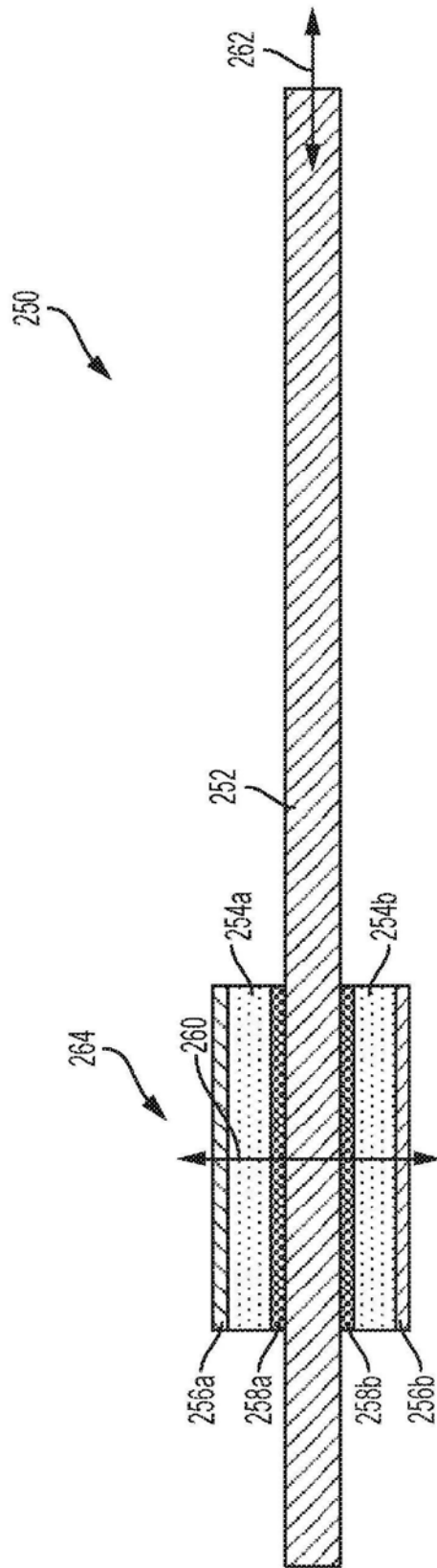


图3

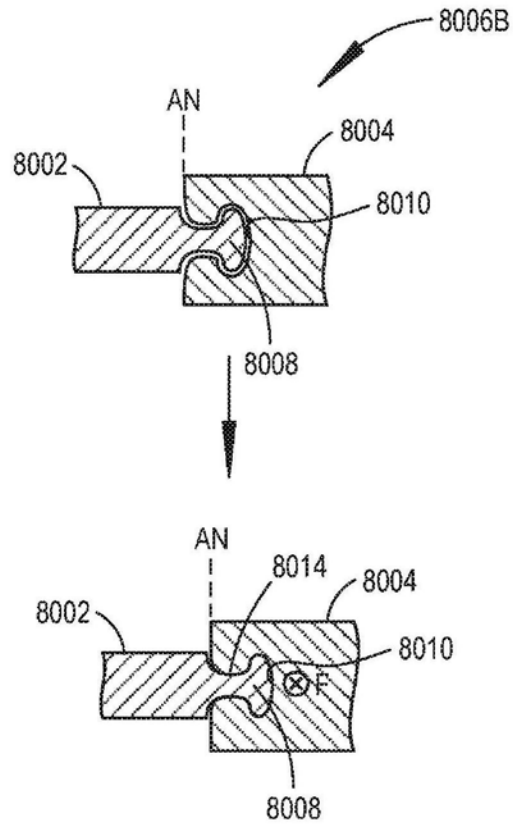


图5B

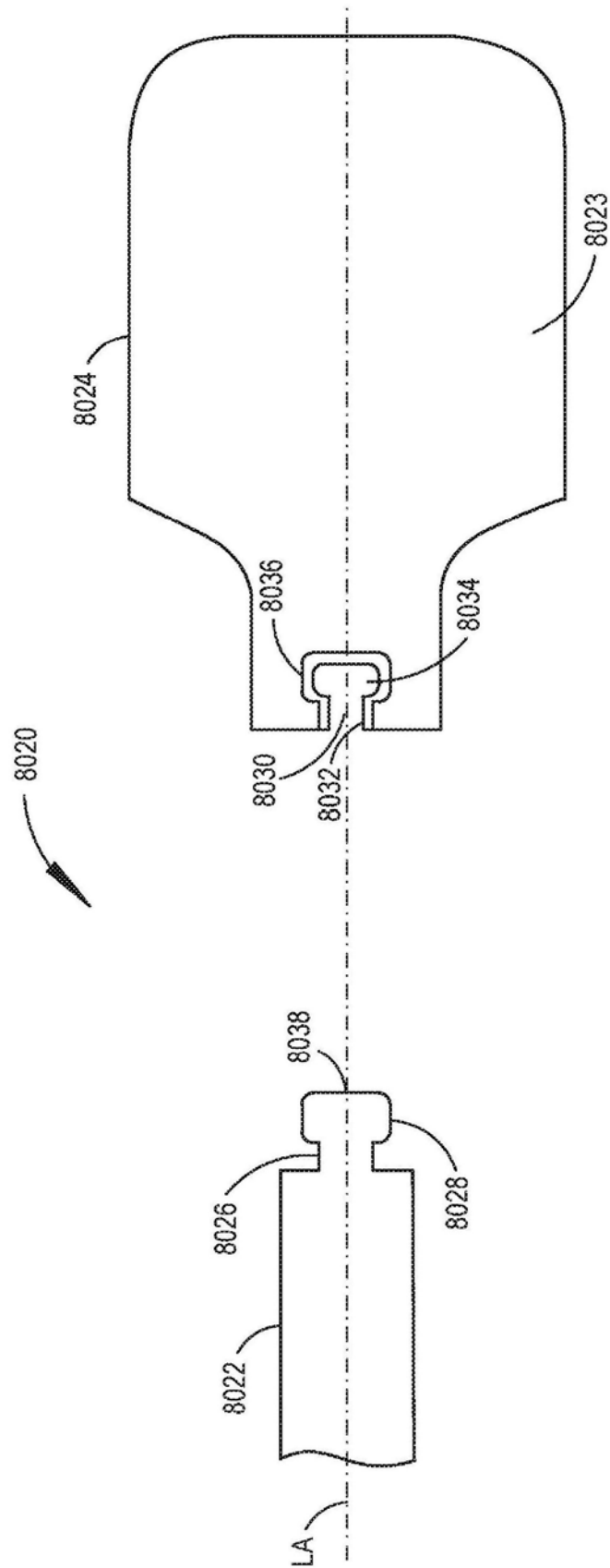


图6

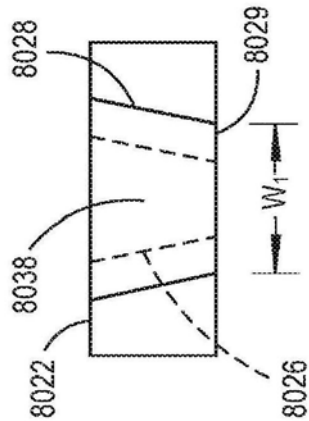


图7

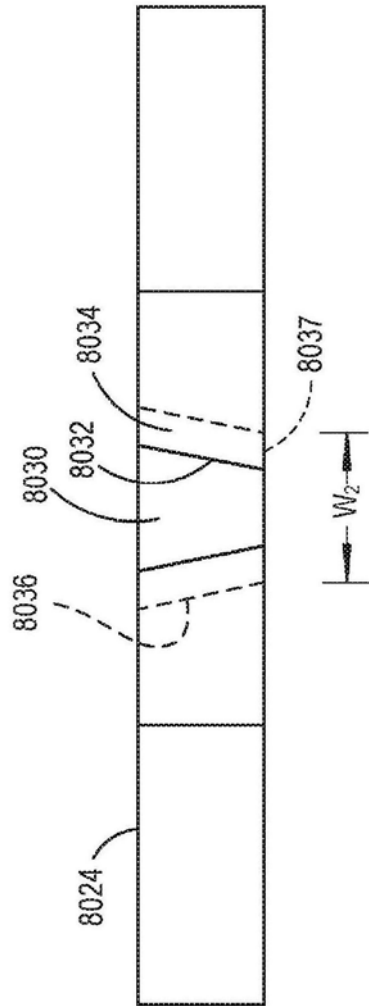


图8

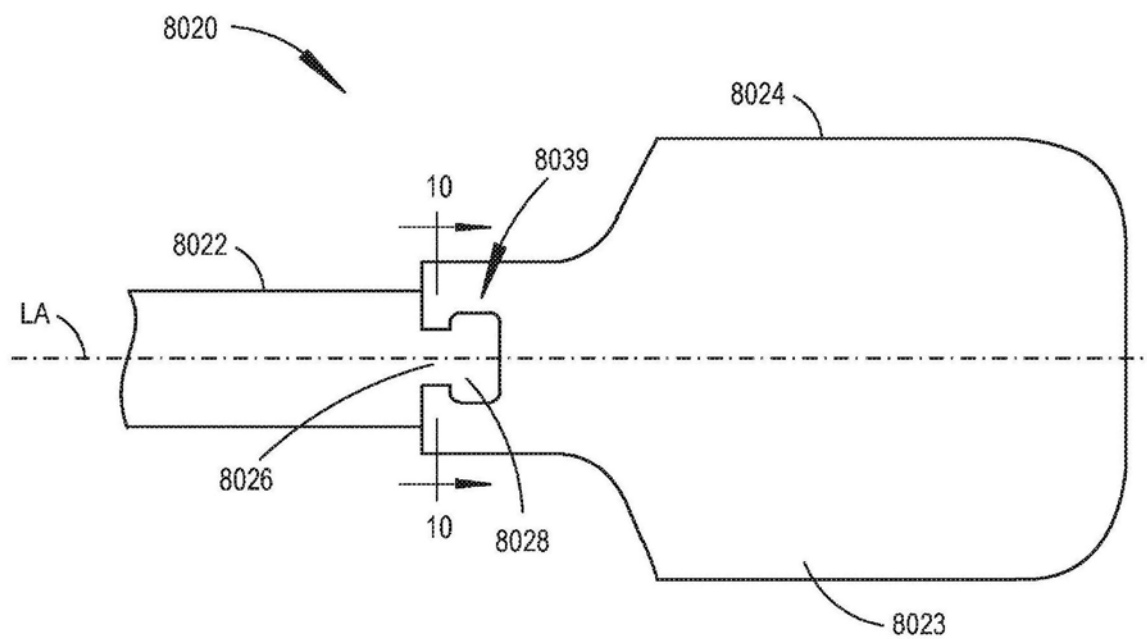


图9

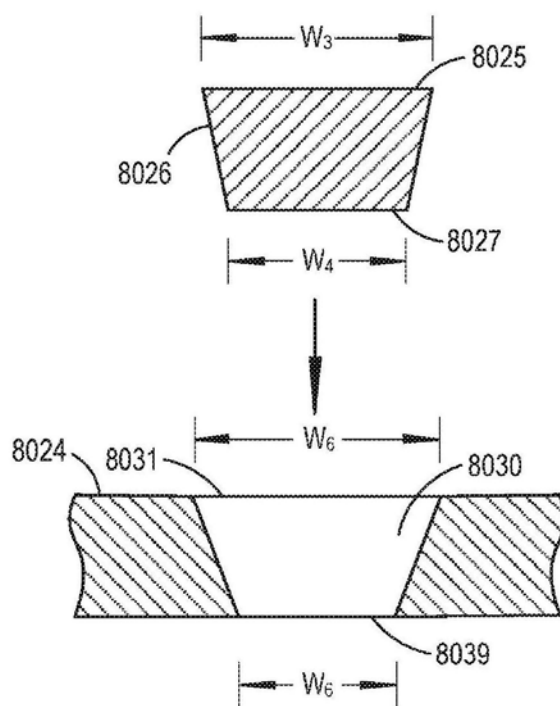


图10A

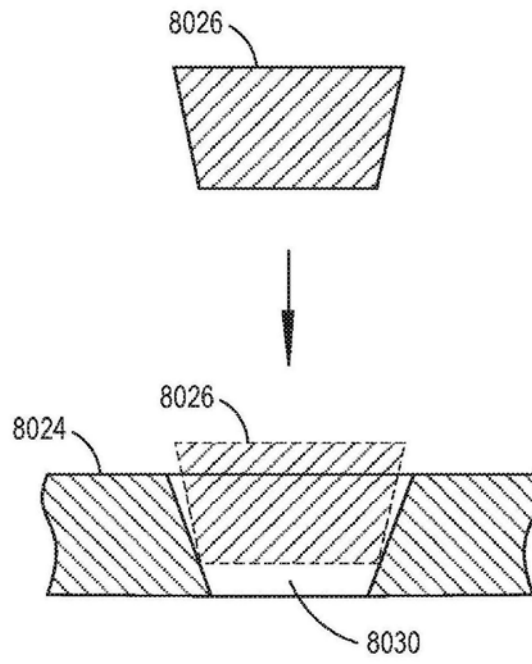


图10B

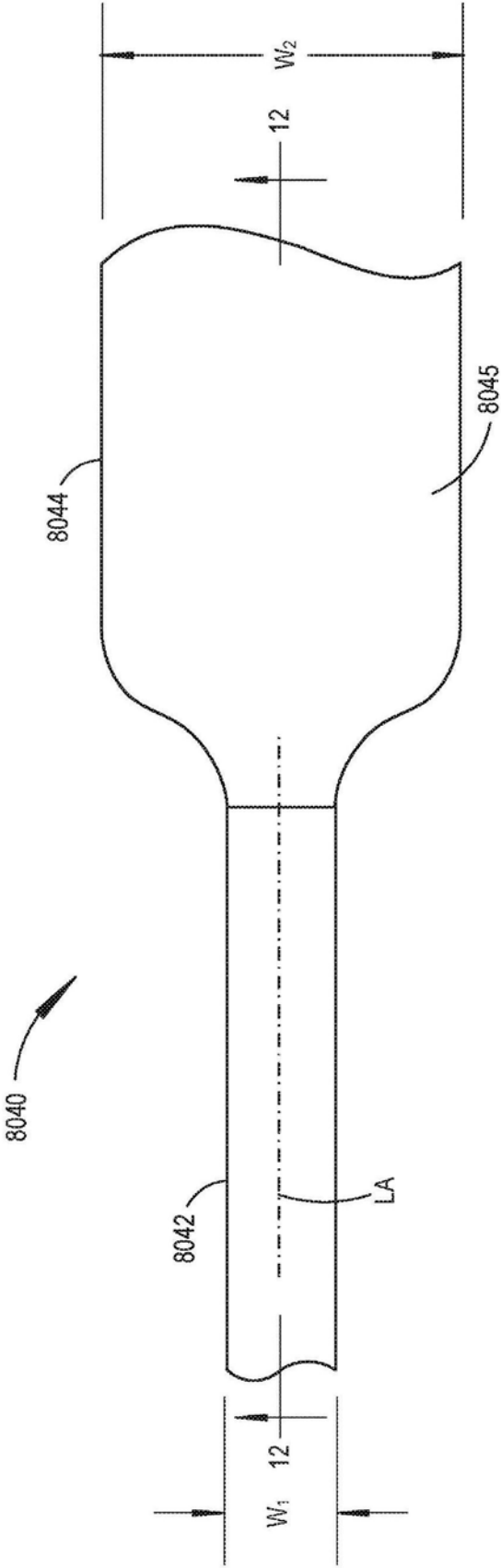


图11

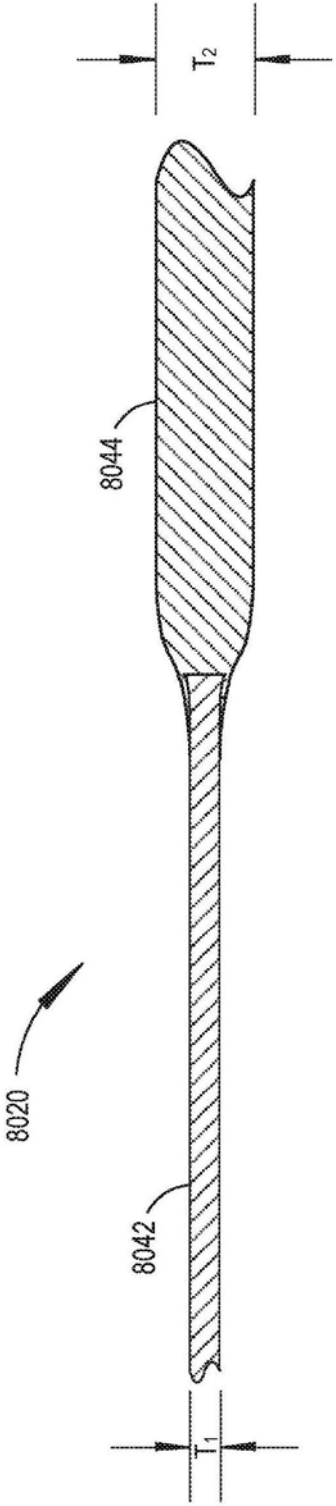


图12

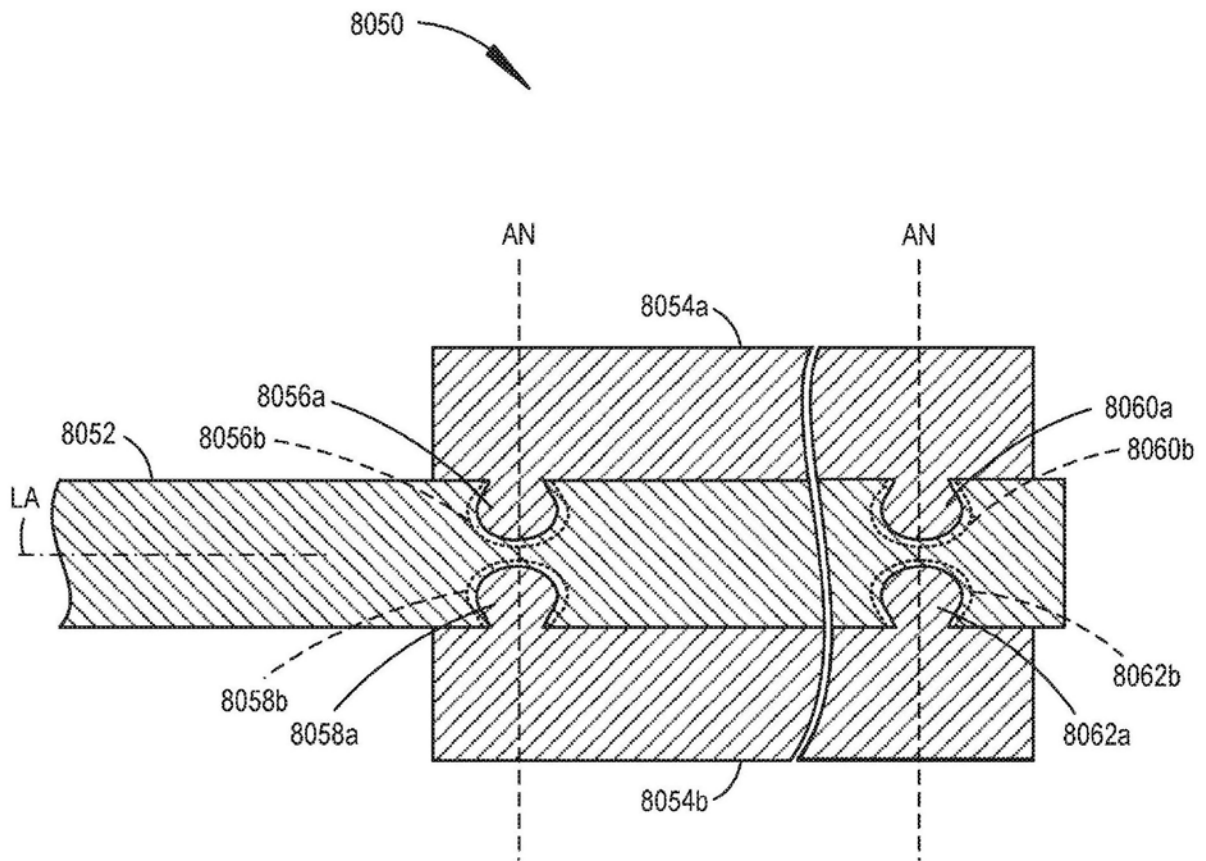


图13

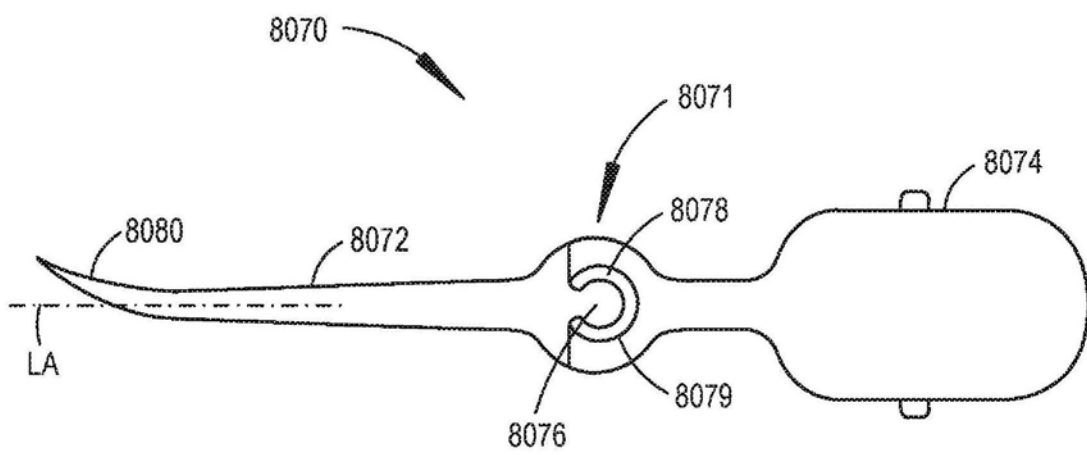


图14

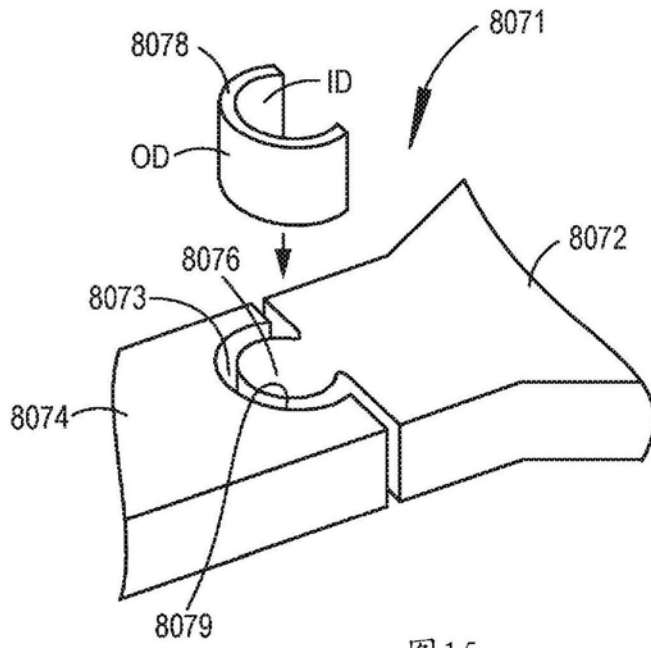


图 15

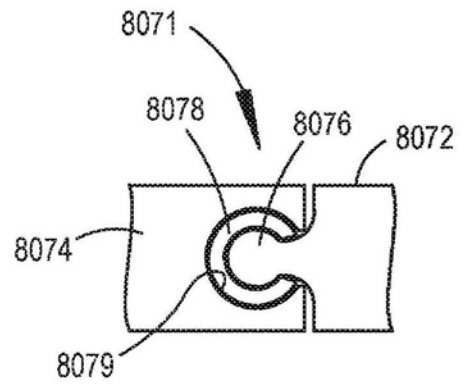


图 16

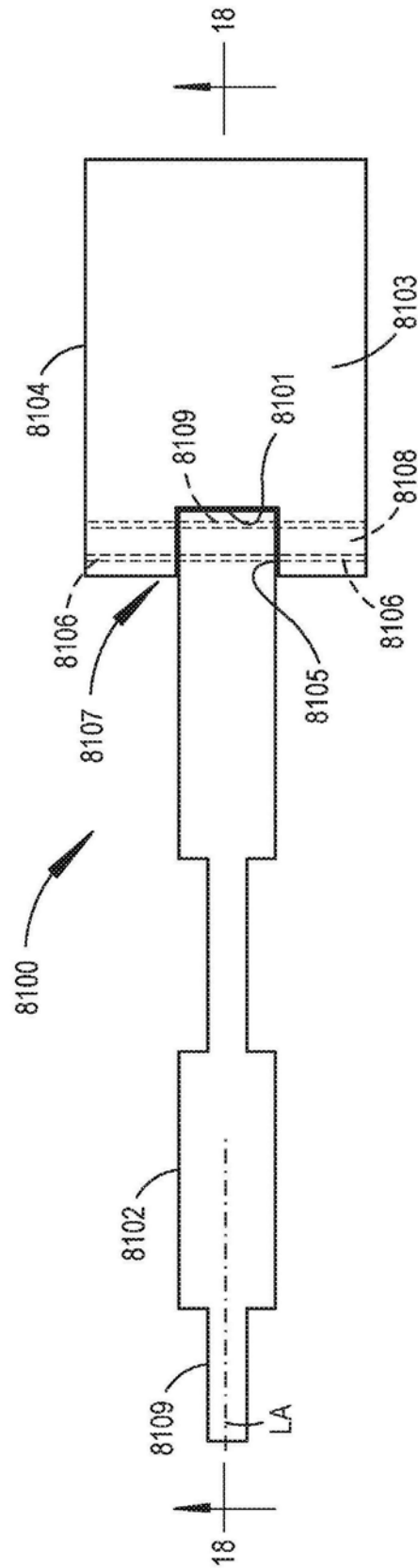


图17

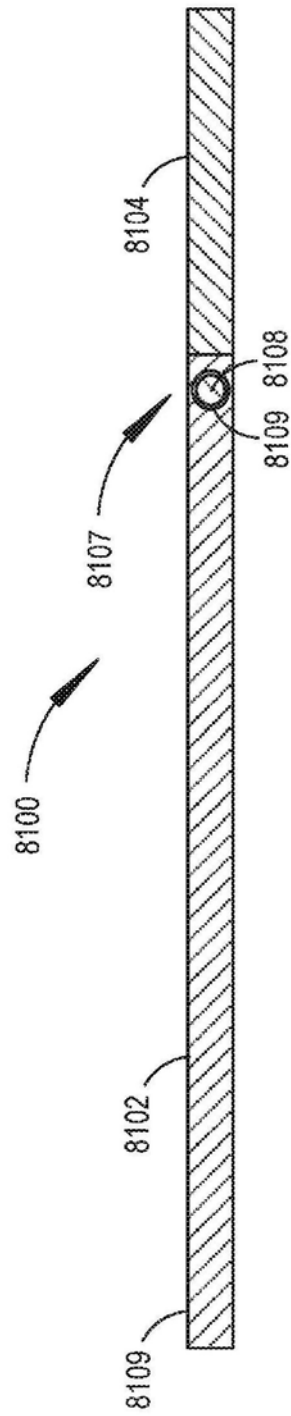


图18

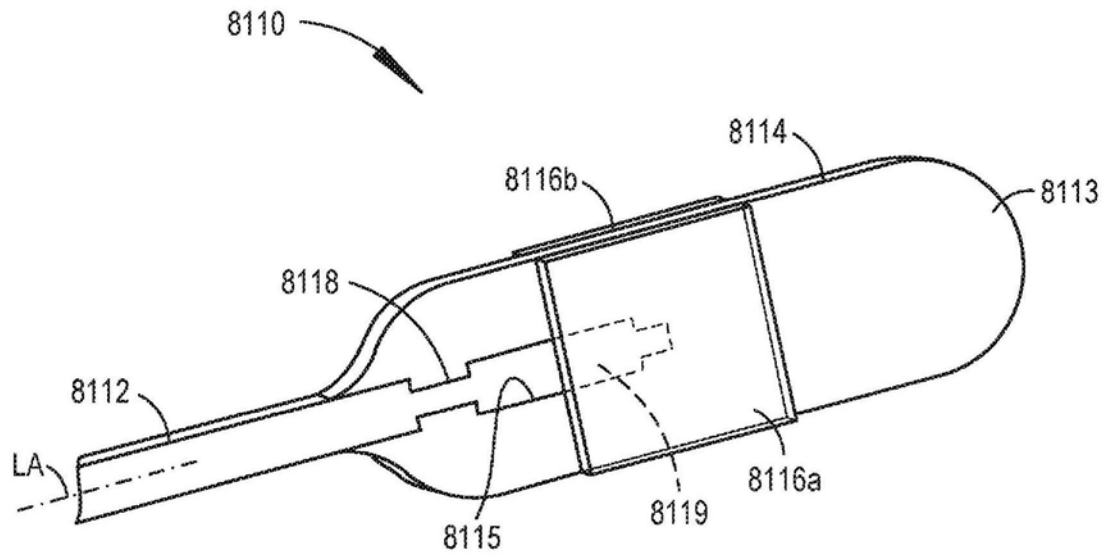


图19

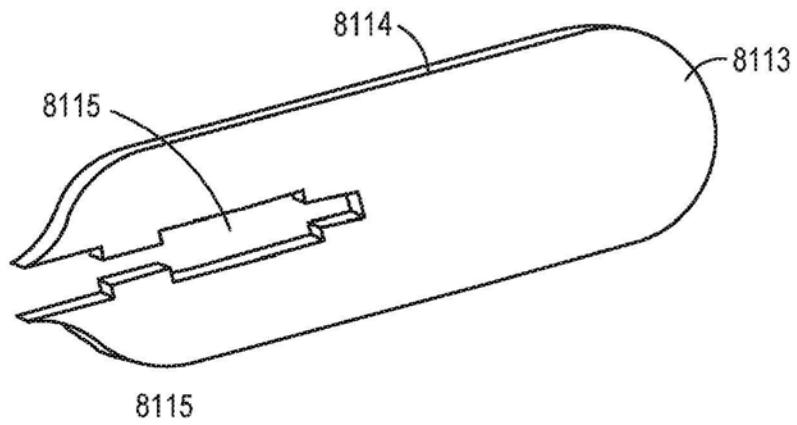


图20

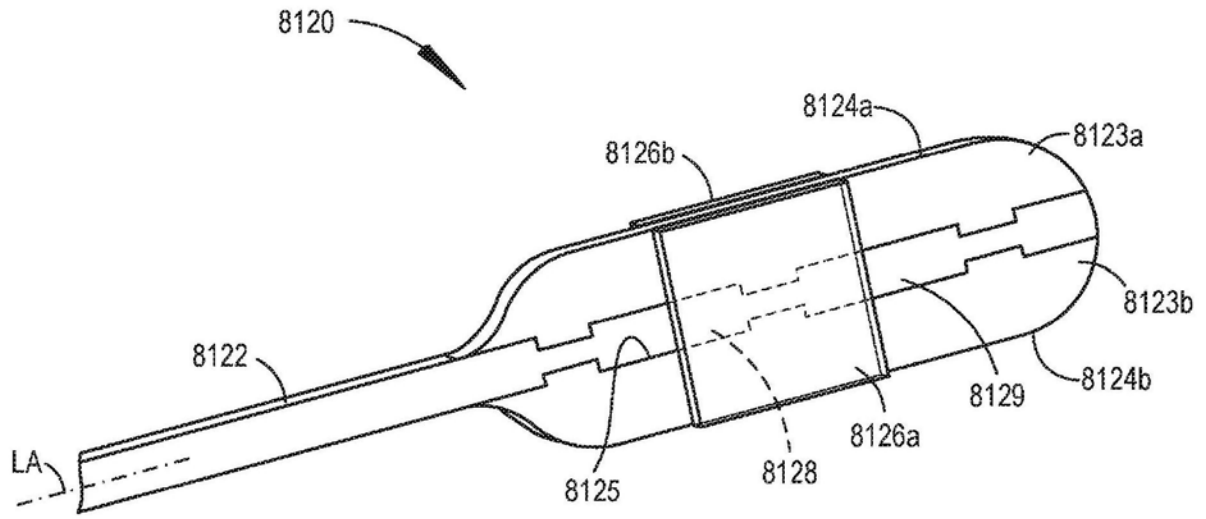


图21

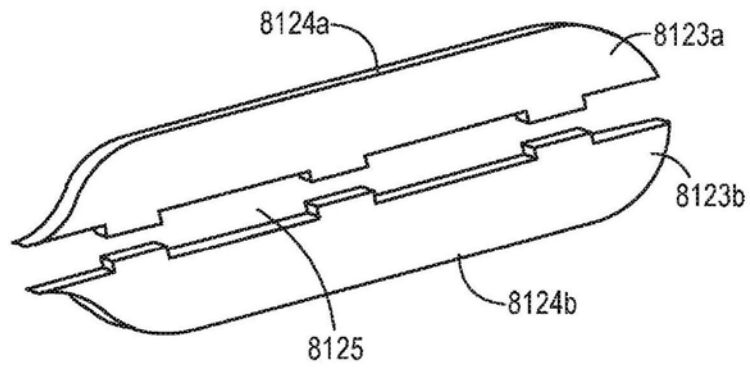


图22

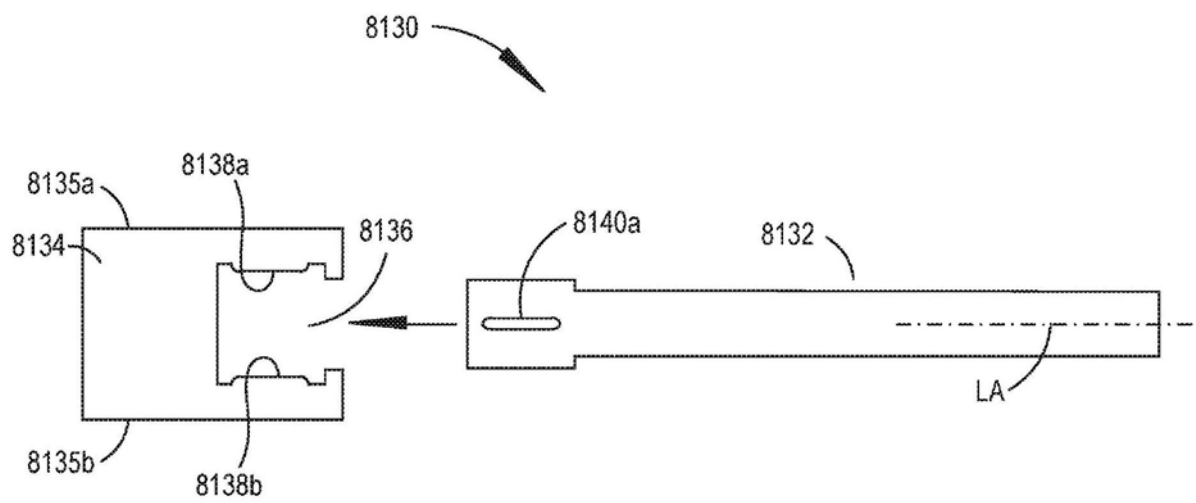


图23

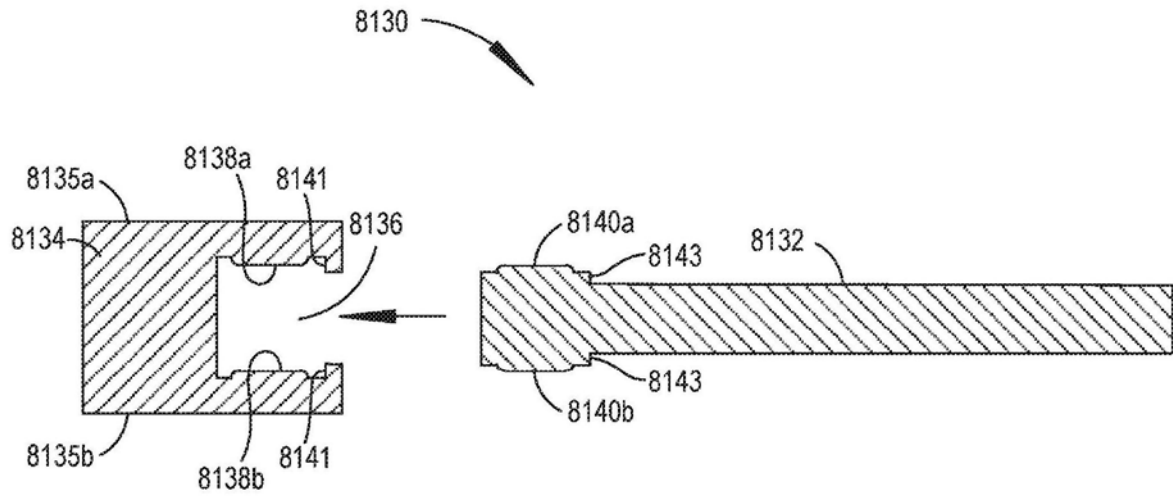


图24

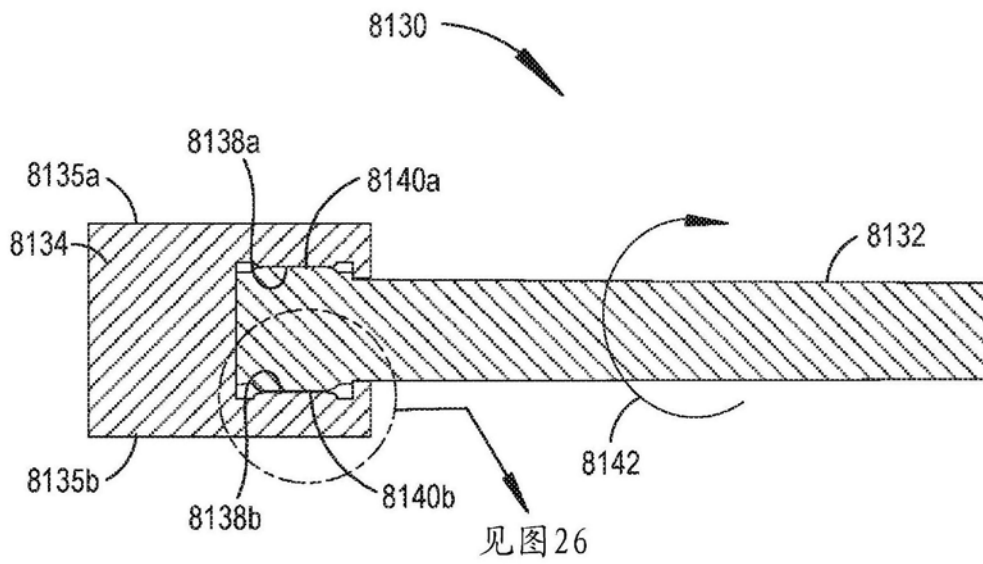


图25

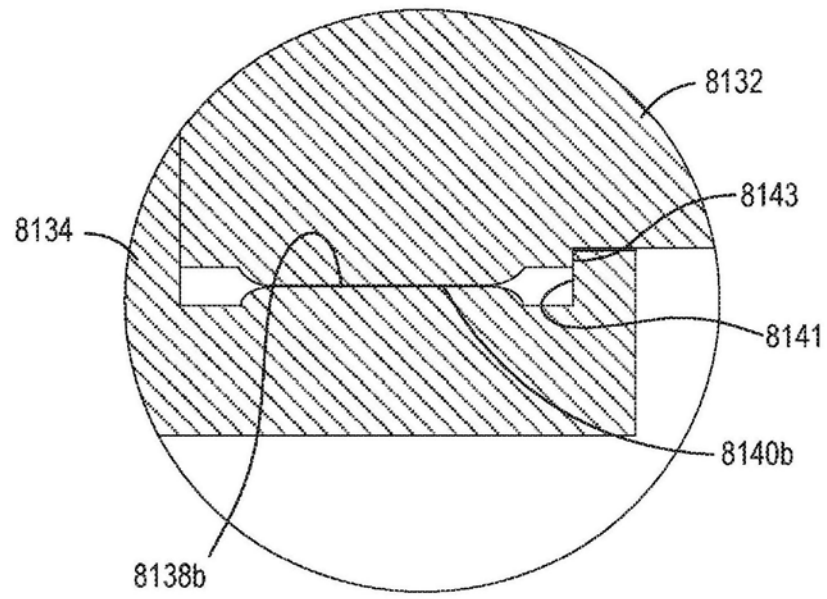


图26

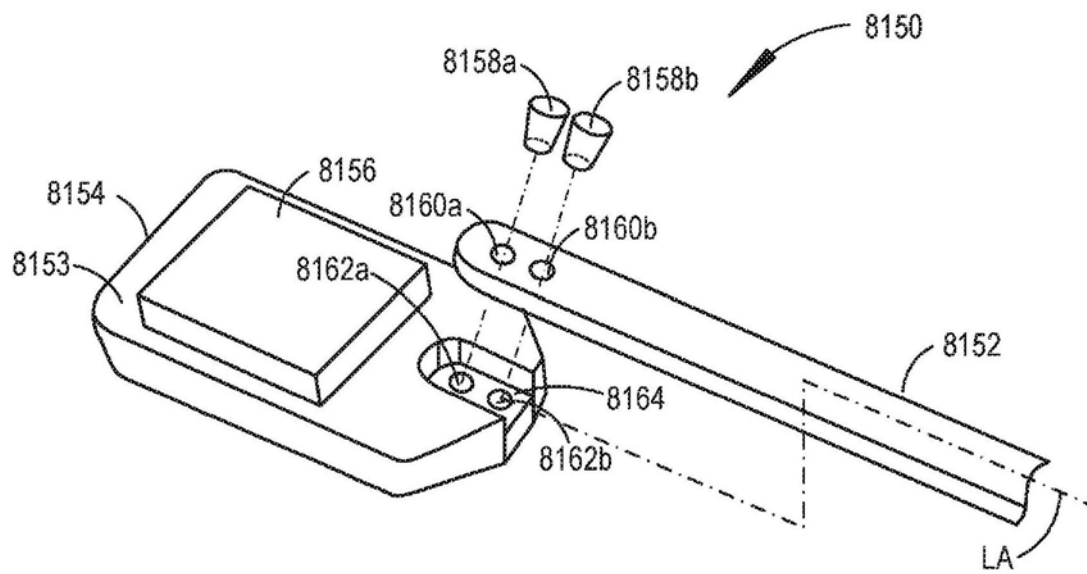


图27

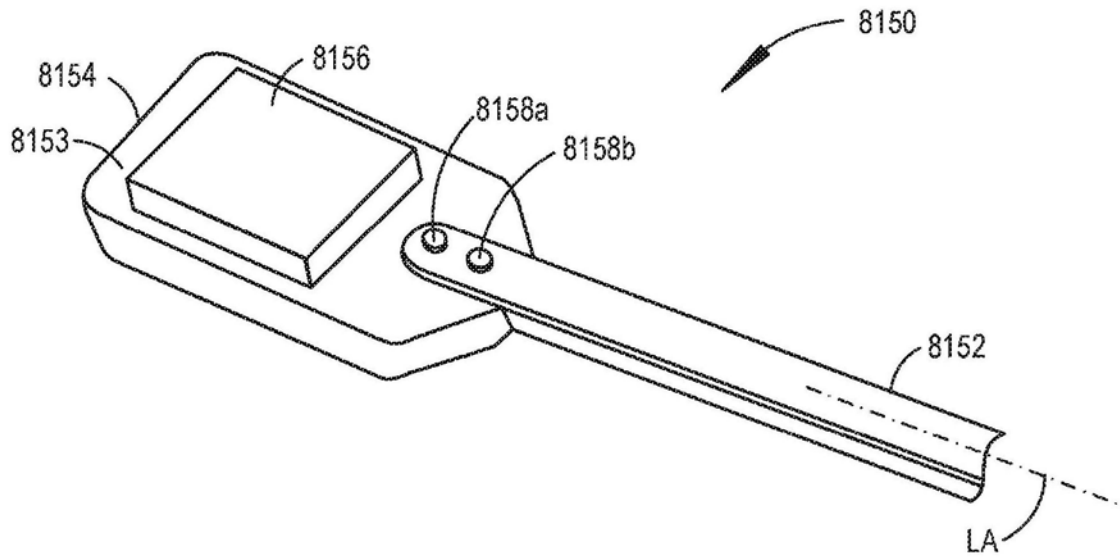


图28

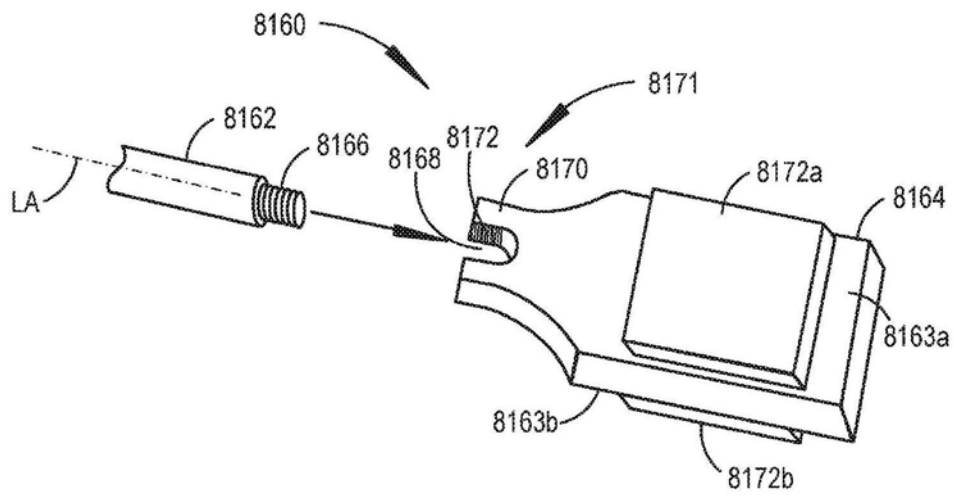


图29

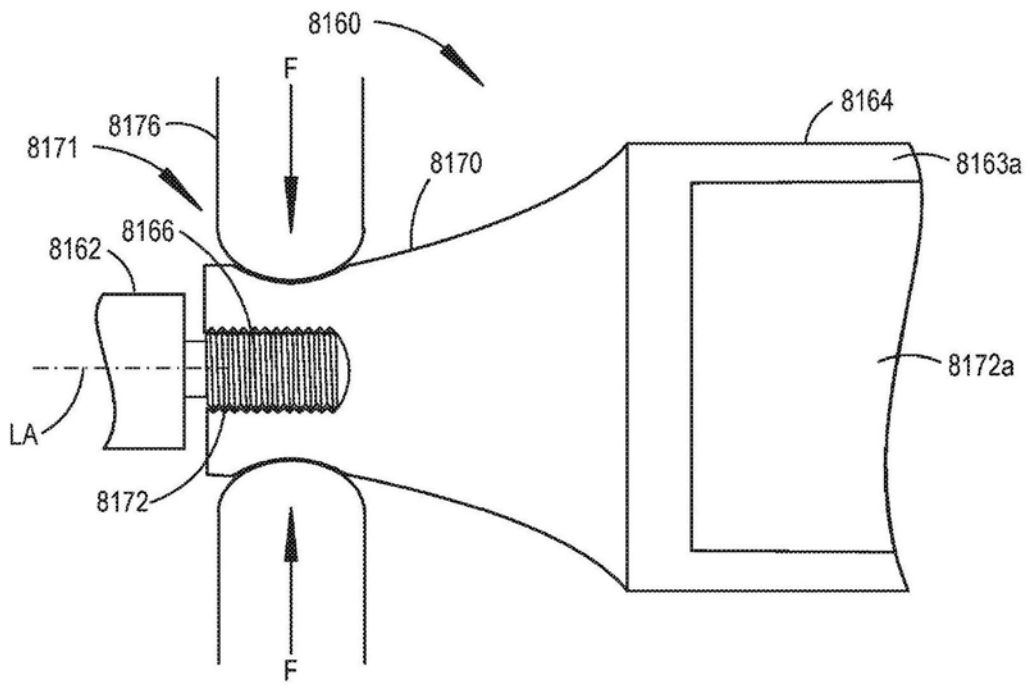


图30

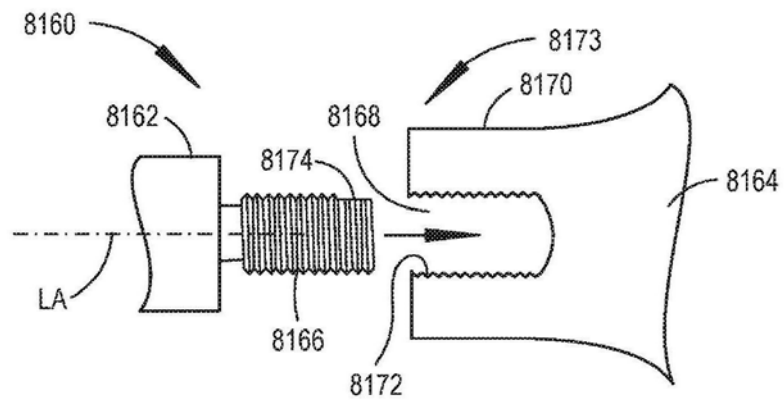


图31

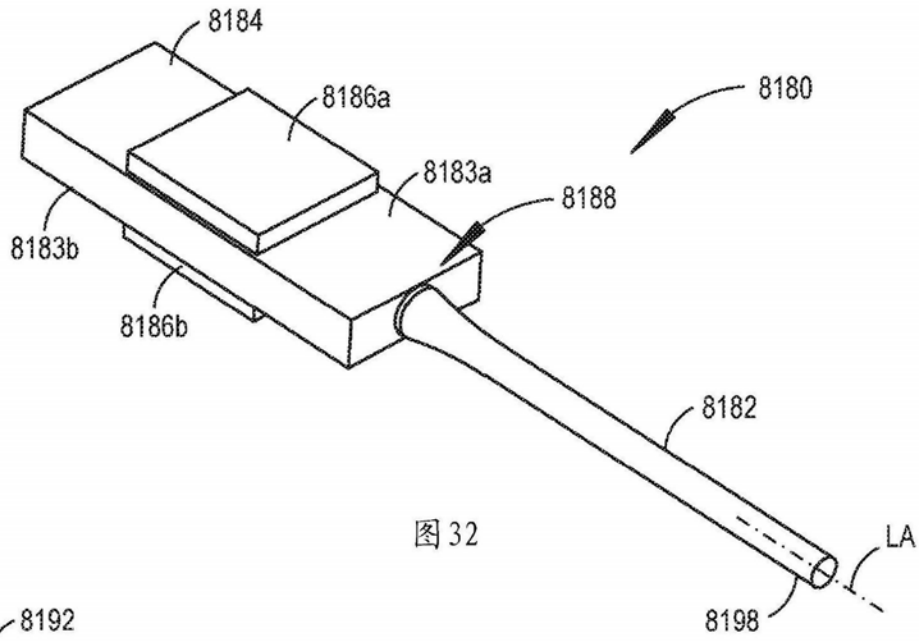


图 32

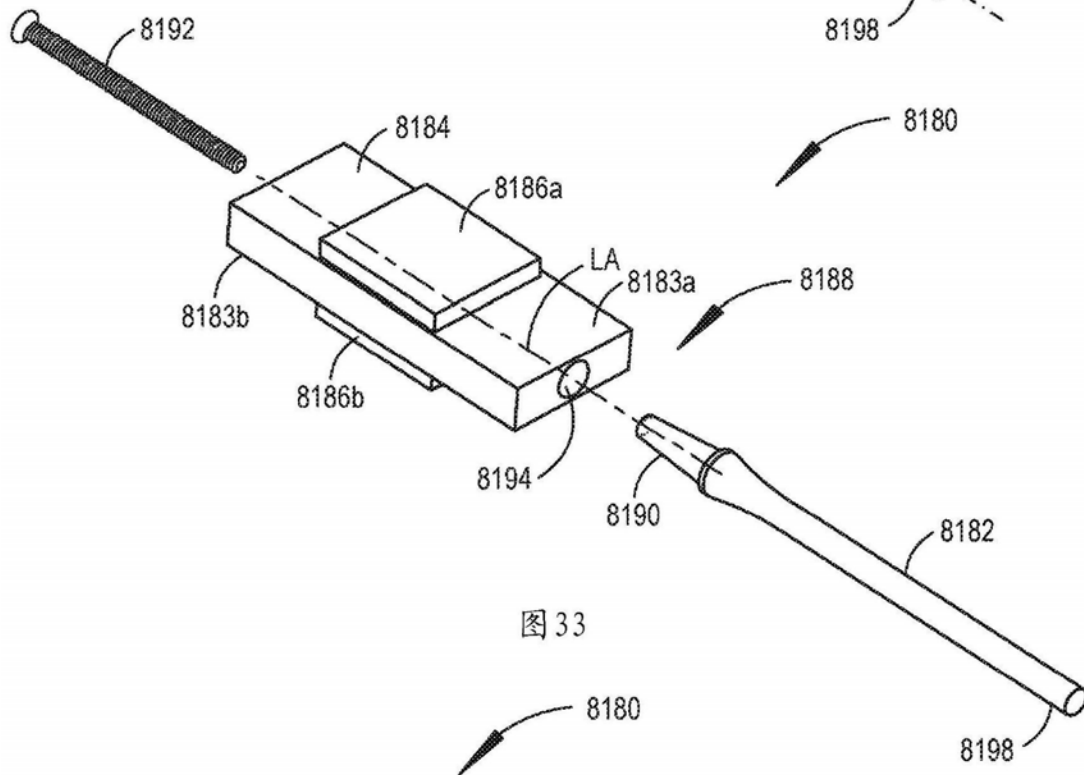


图 33

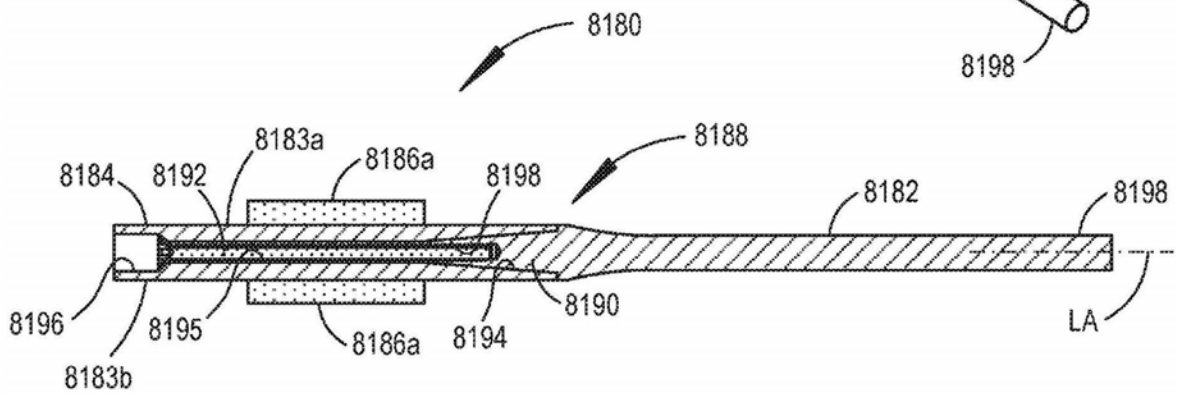


图 34

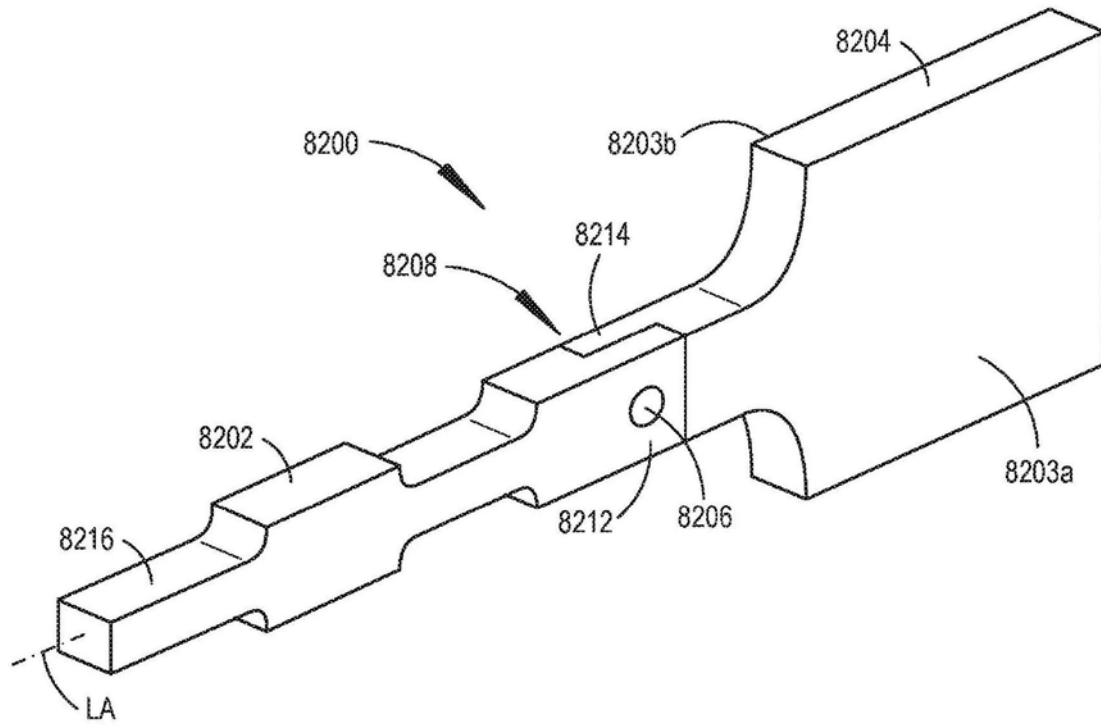


图35

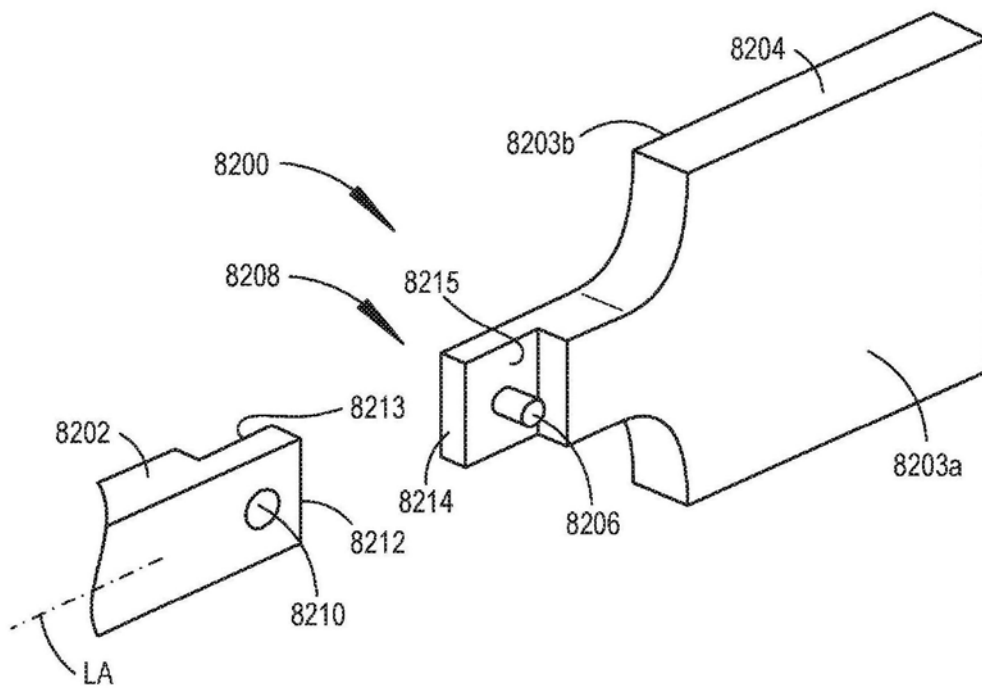


图36

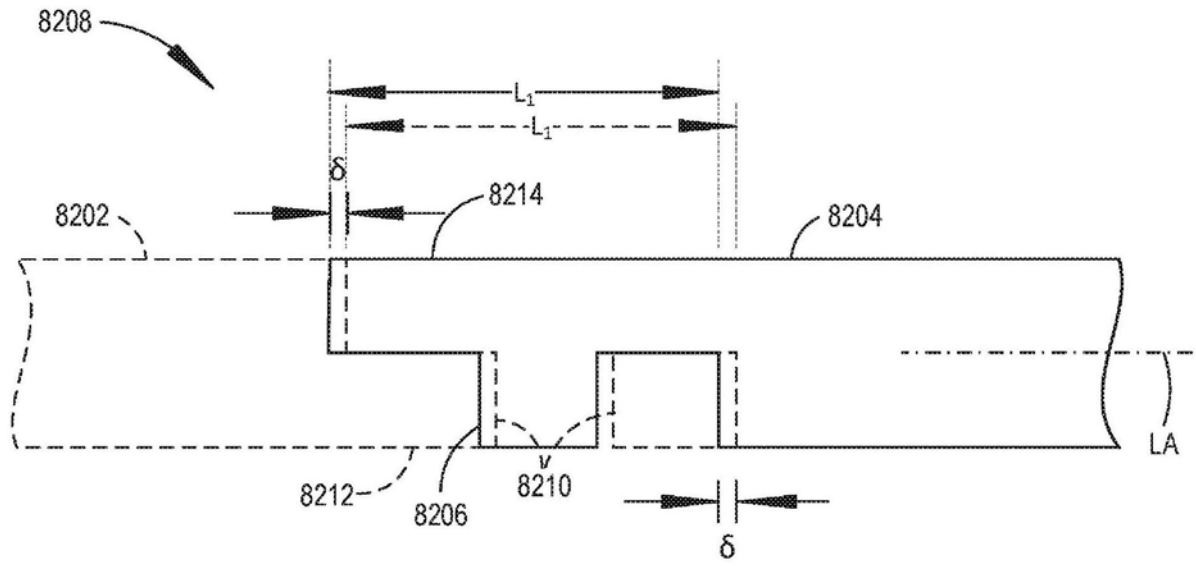


图37

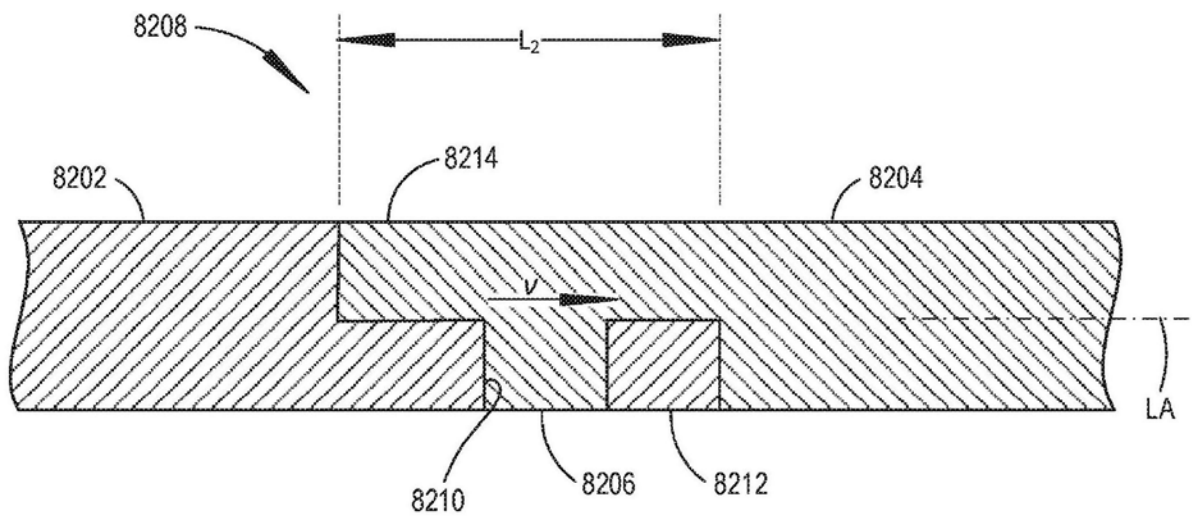
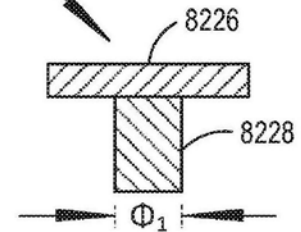
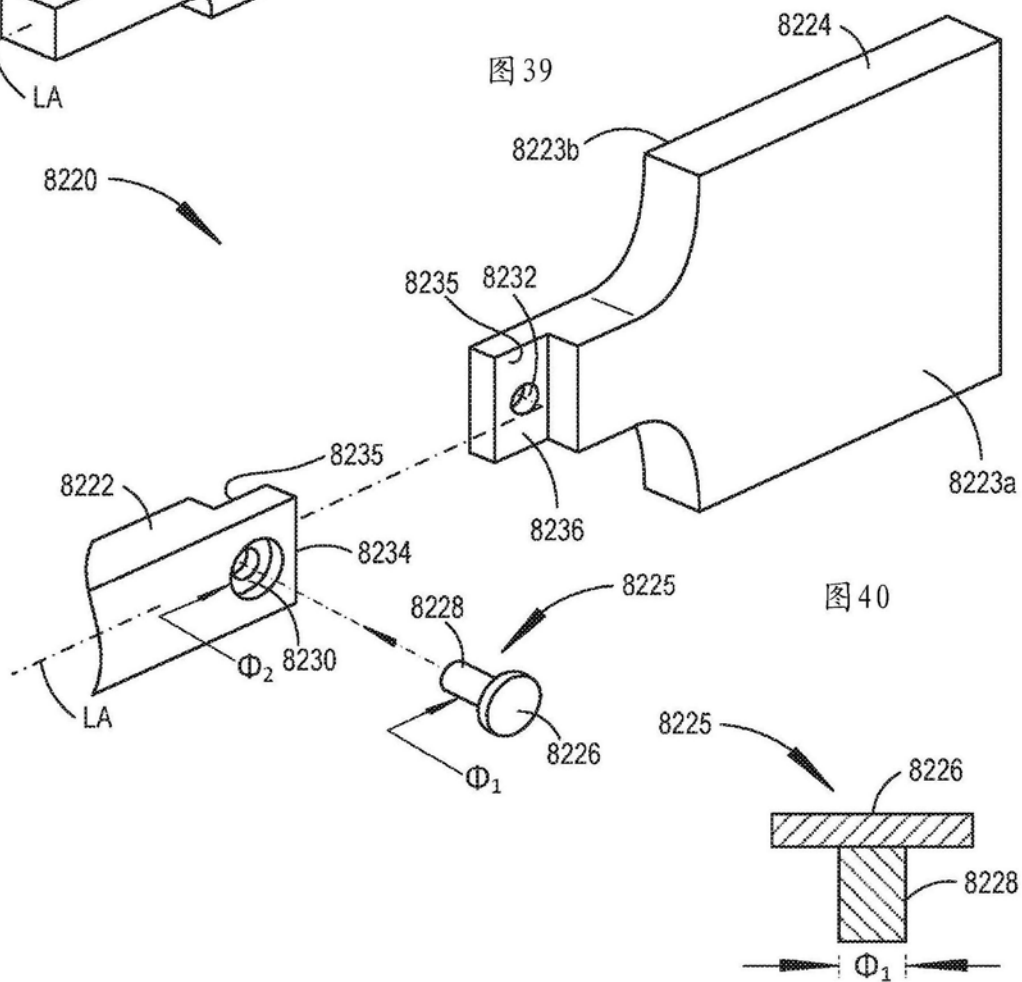
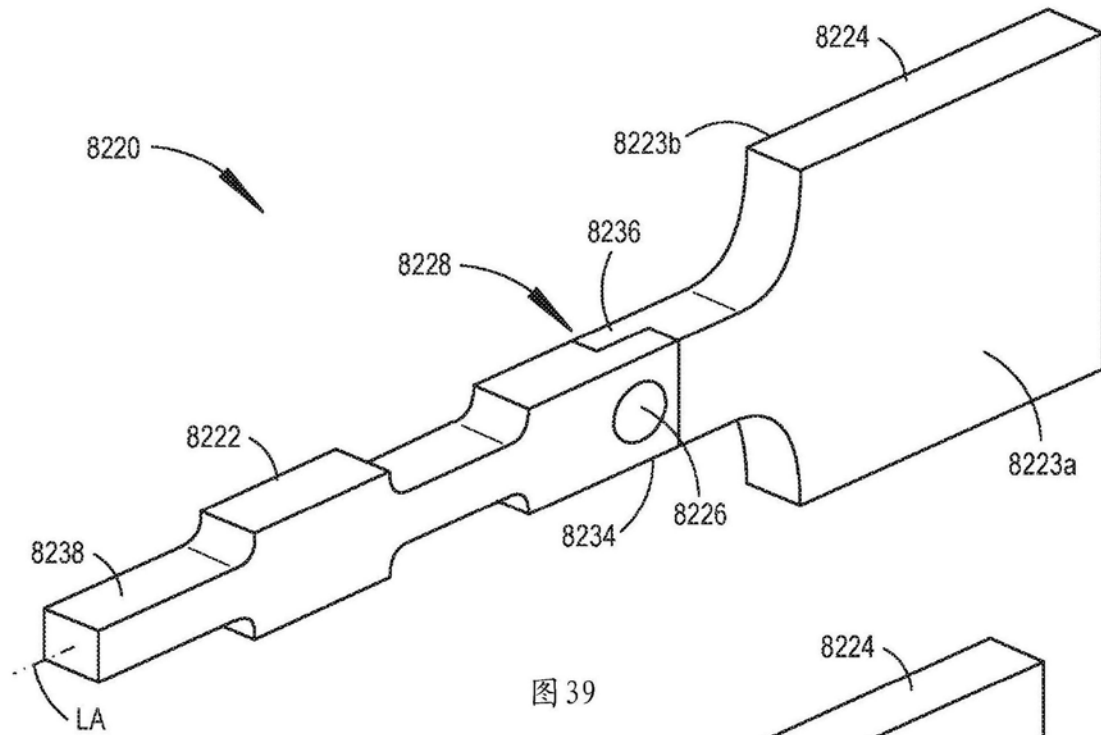


图38



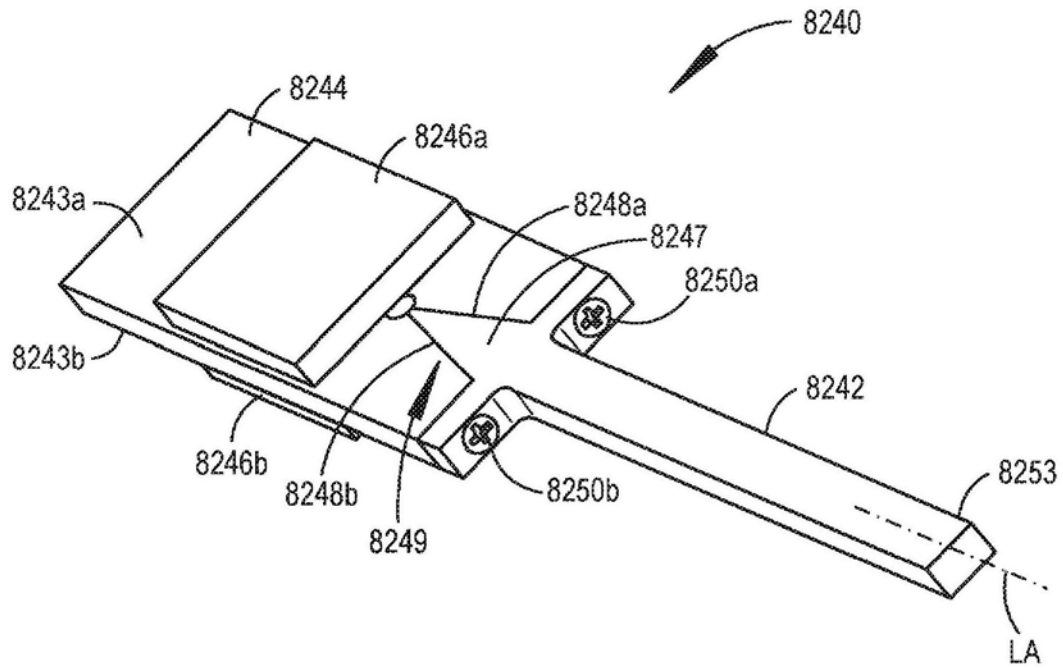


图42

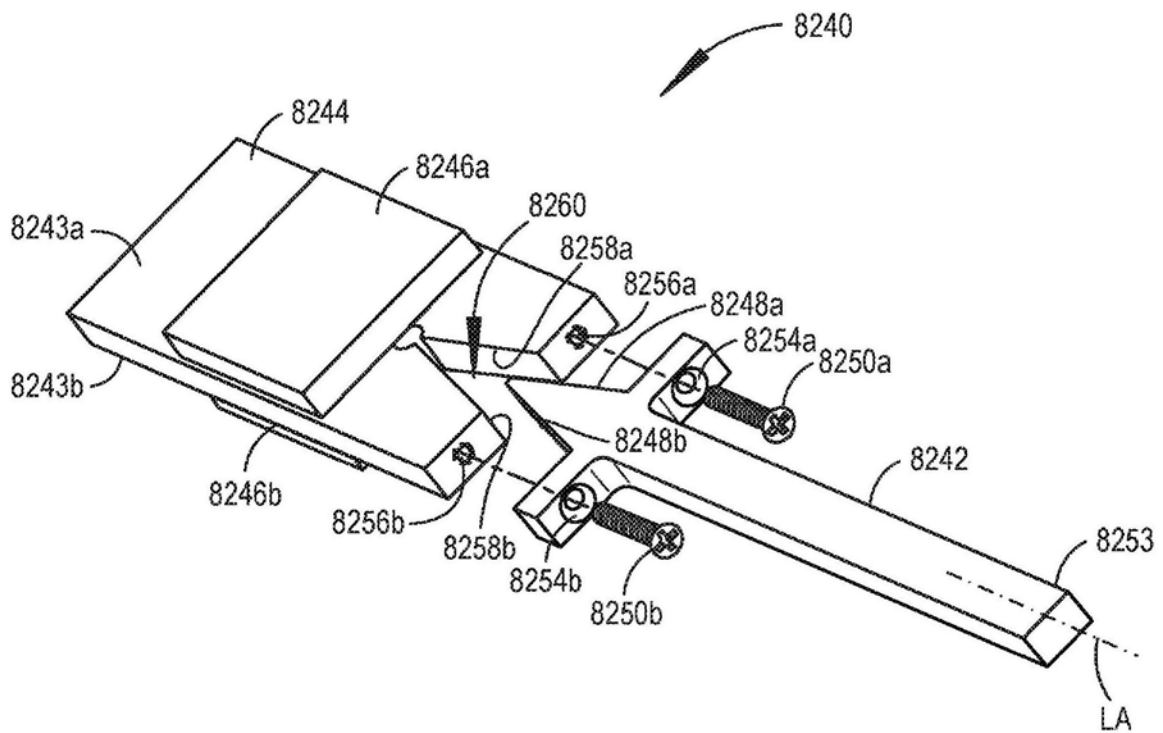


图43

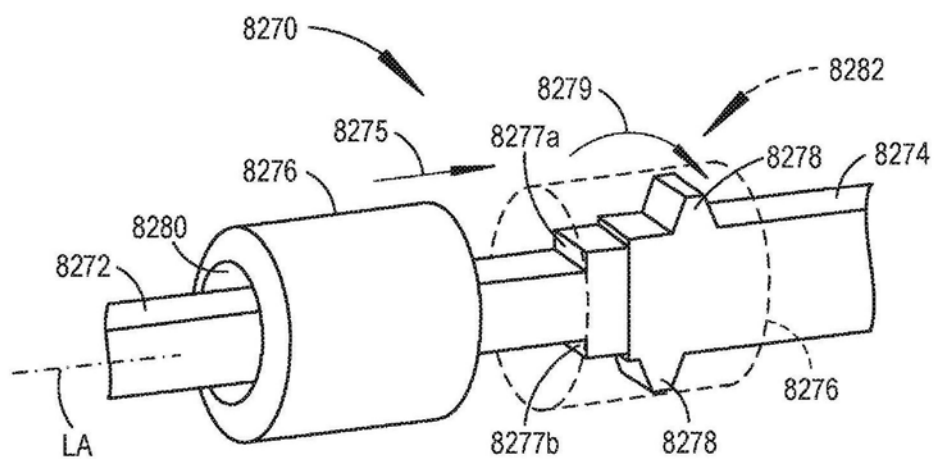


图44

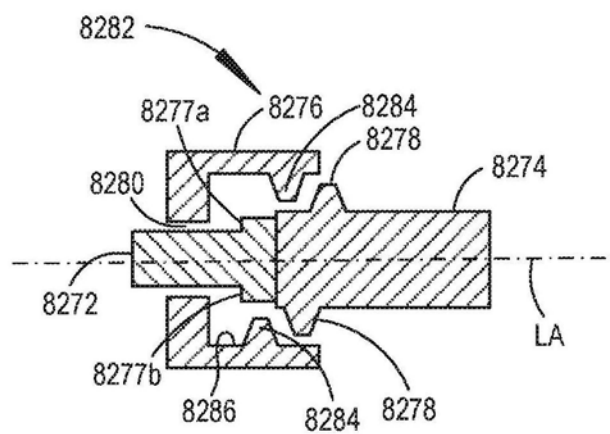


图45

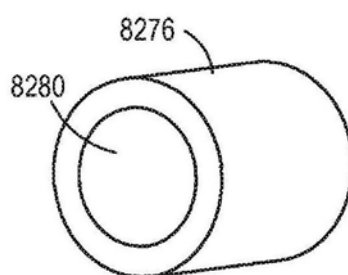


图46

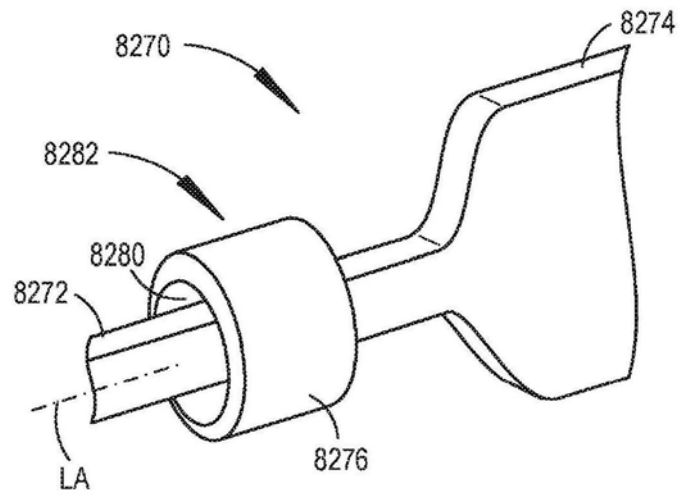
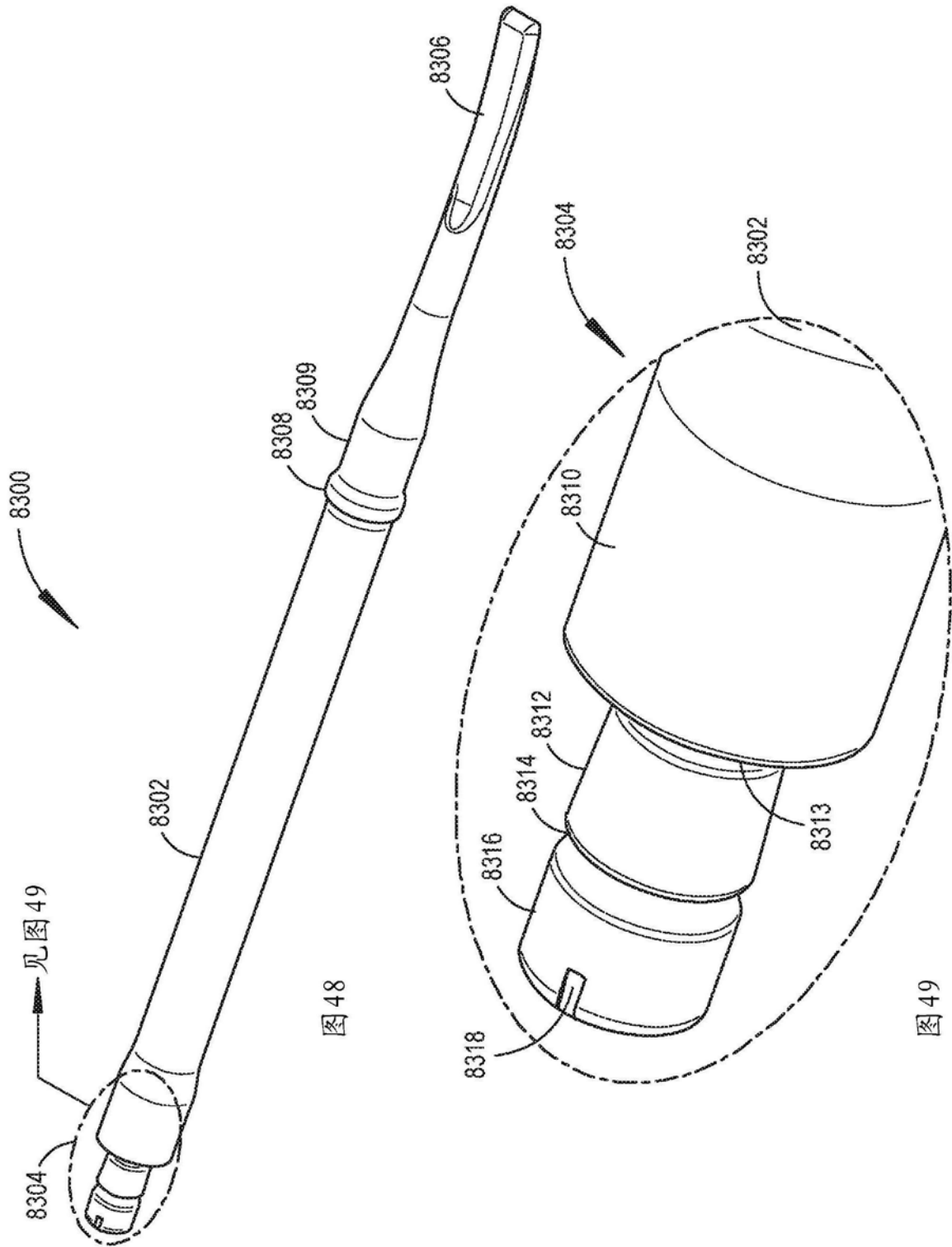


图47



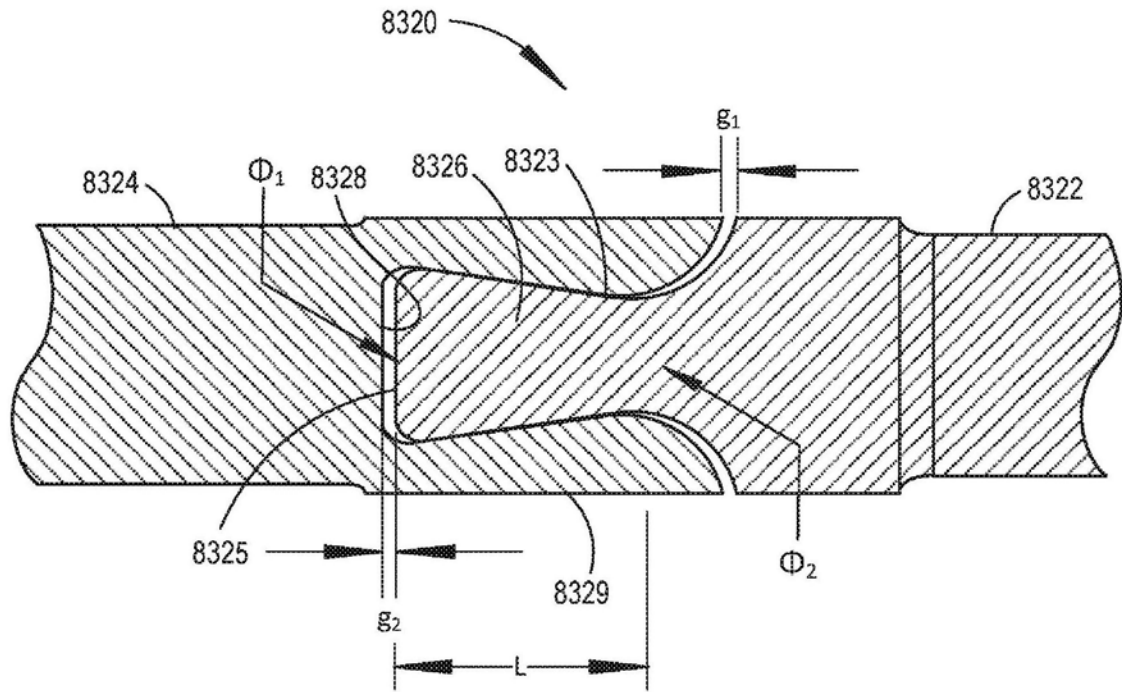


图50

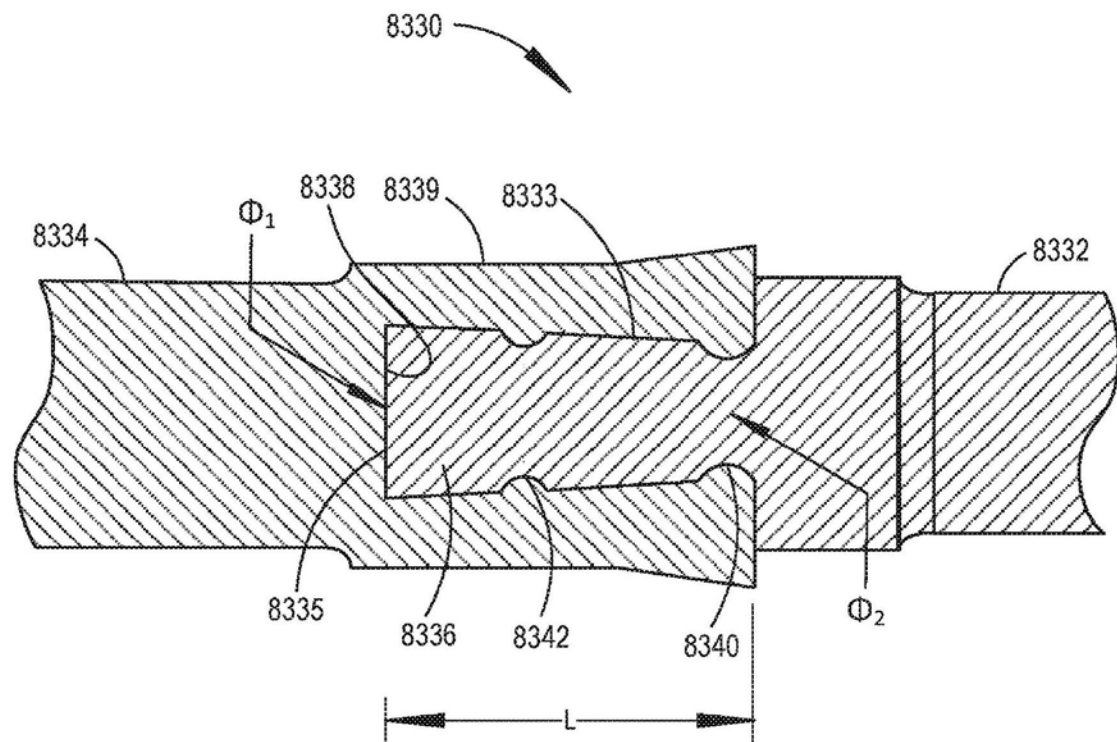


图51

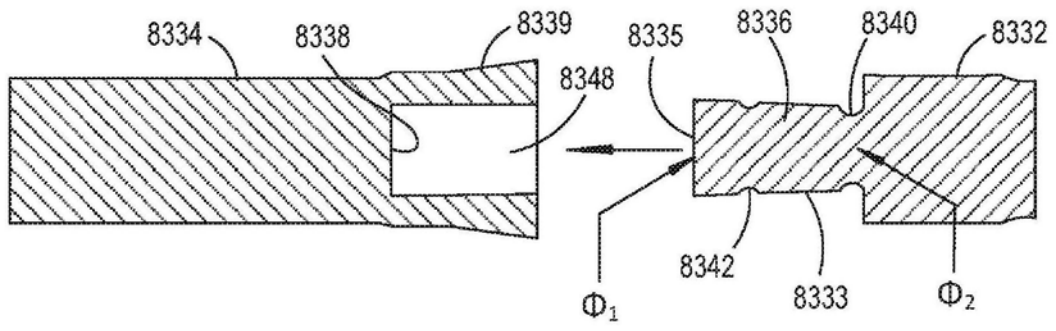


图52

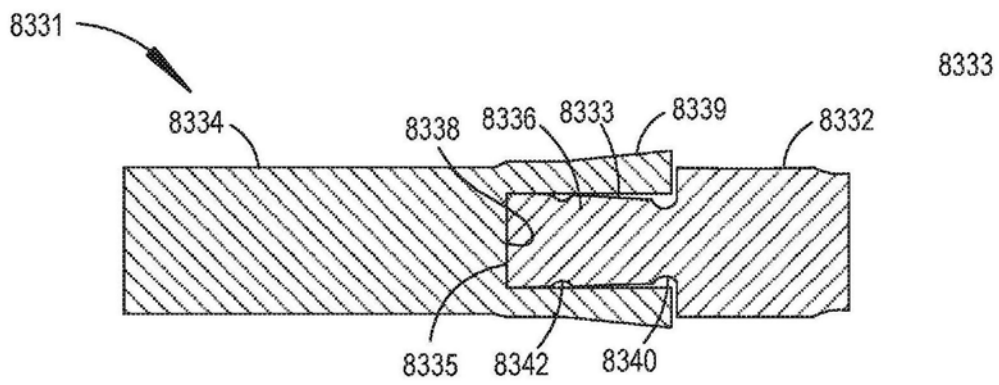


图53

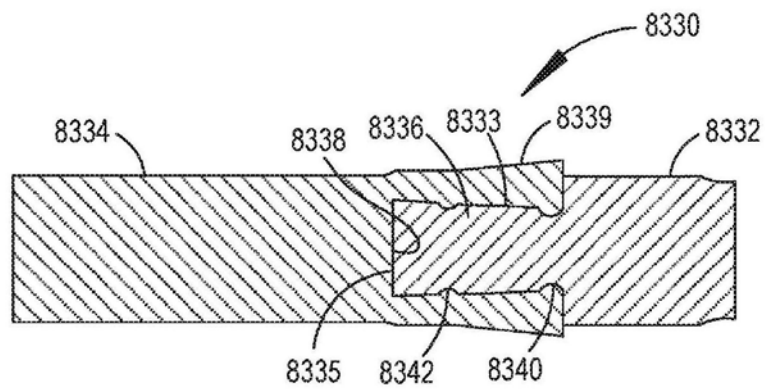


图54

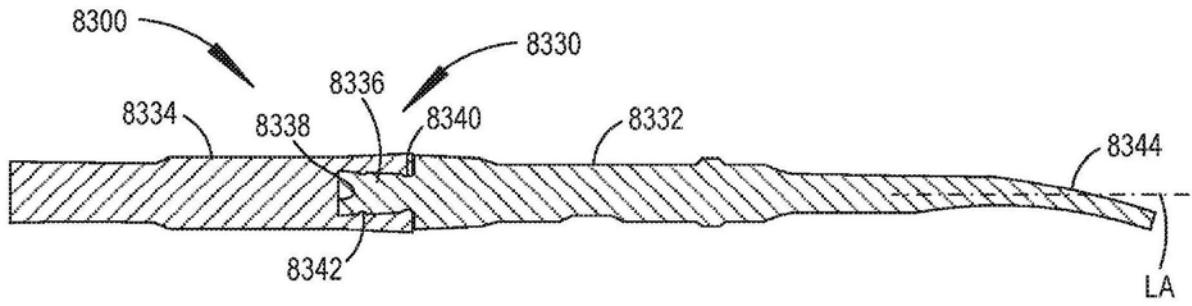


图55

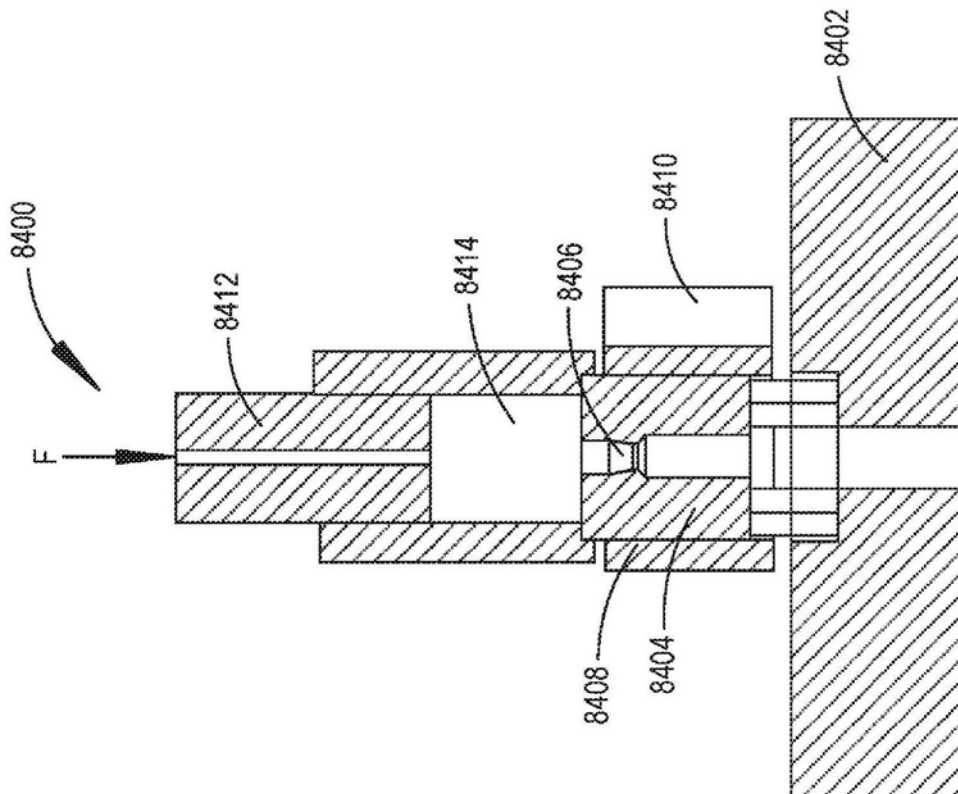


图56

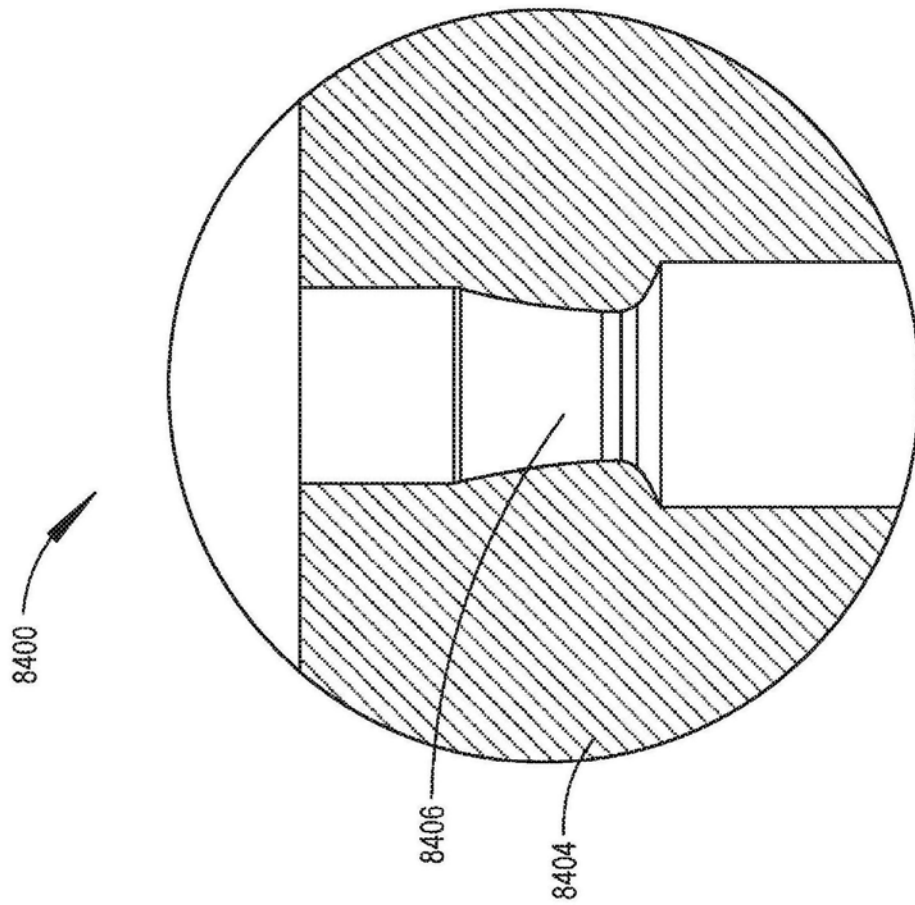


图57

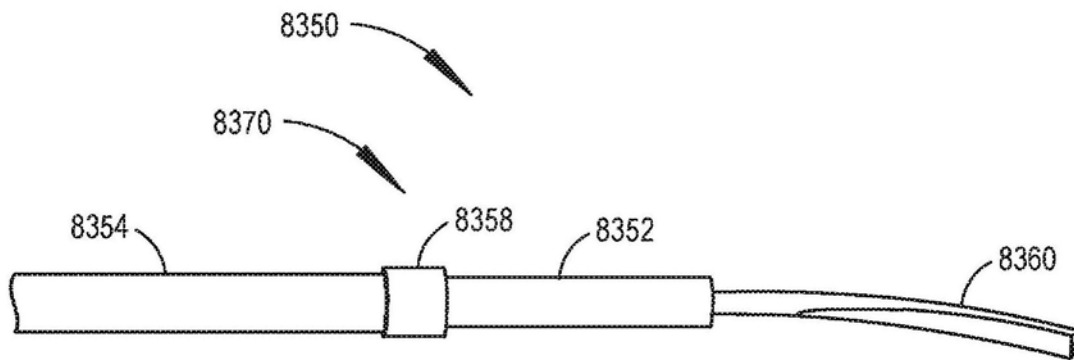


图58

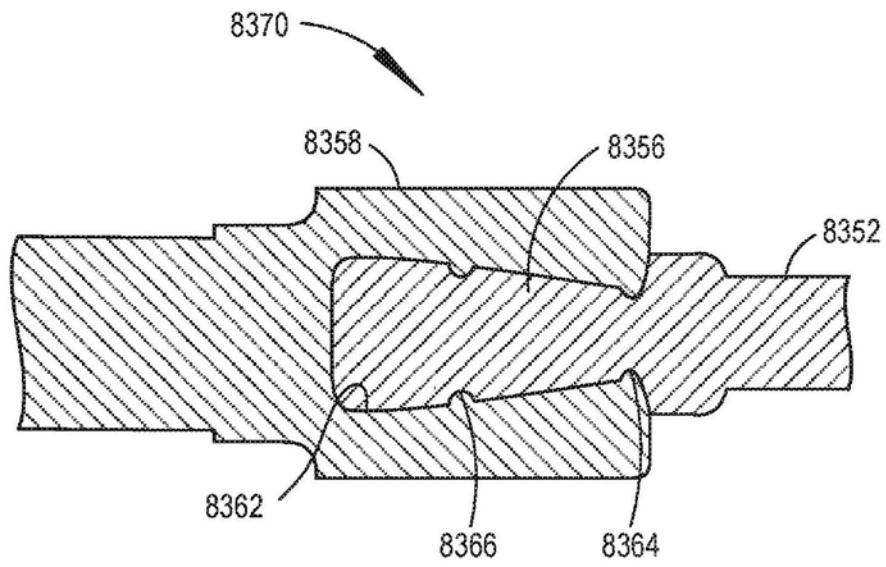


图59



图60

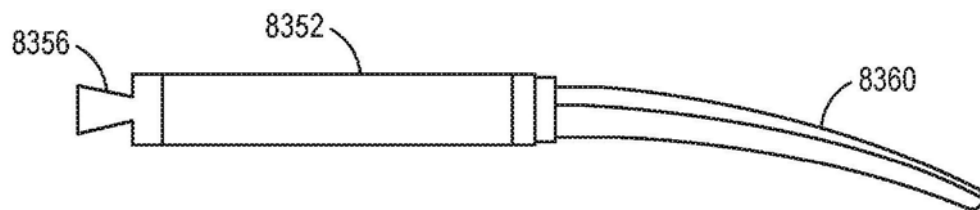


图61



图62

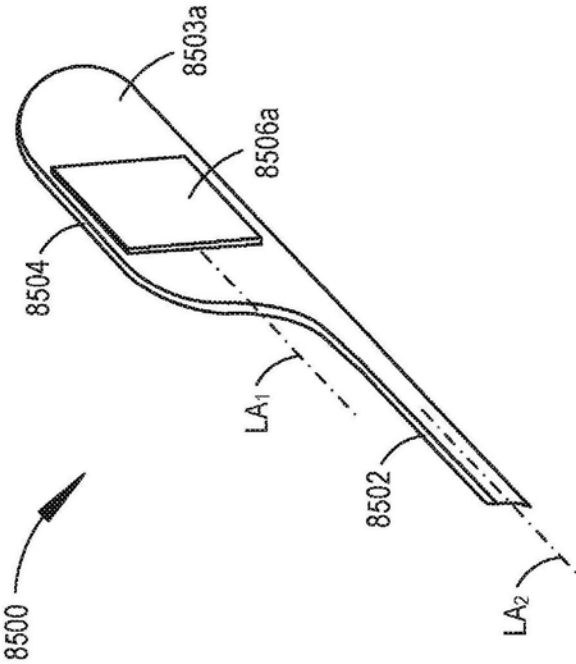


图63

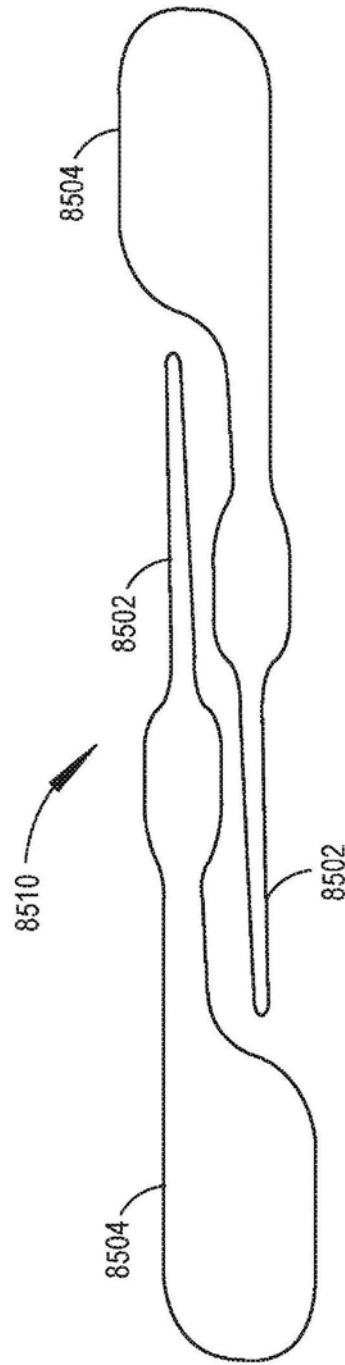


图64

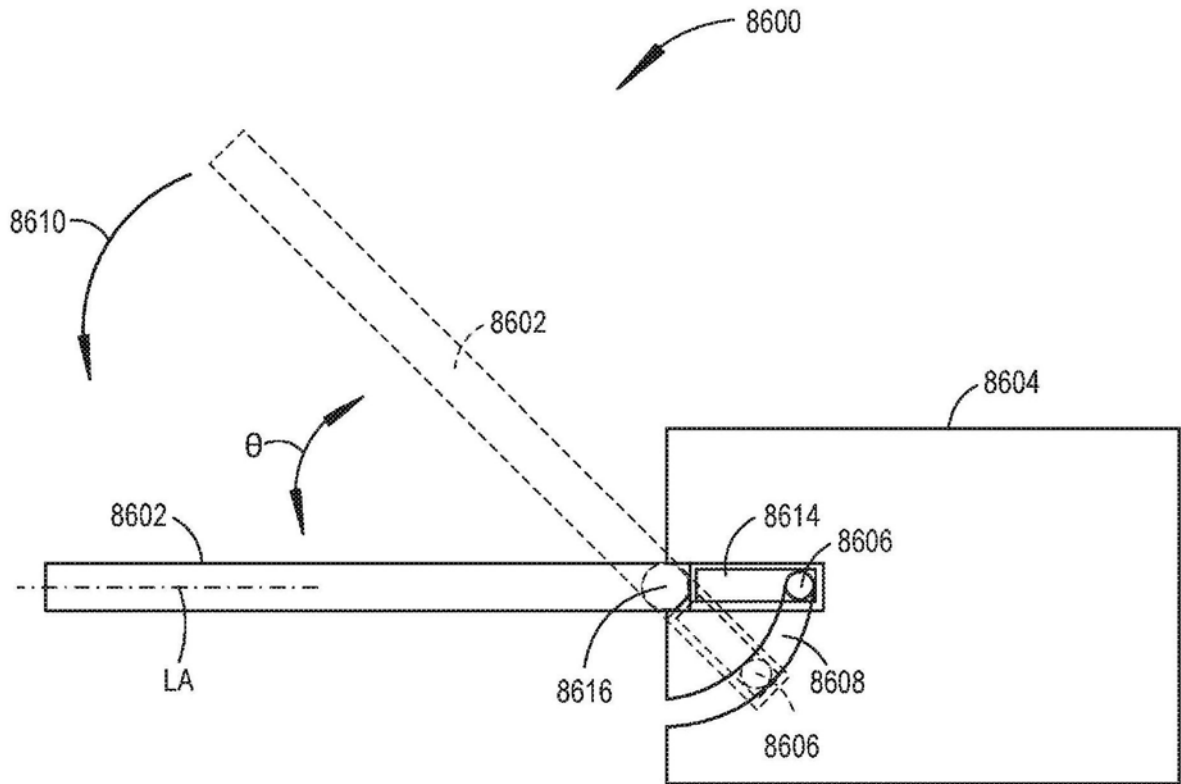


图65



图66

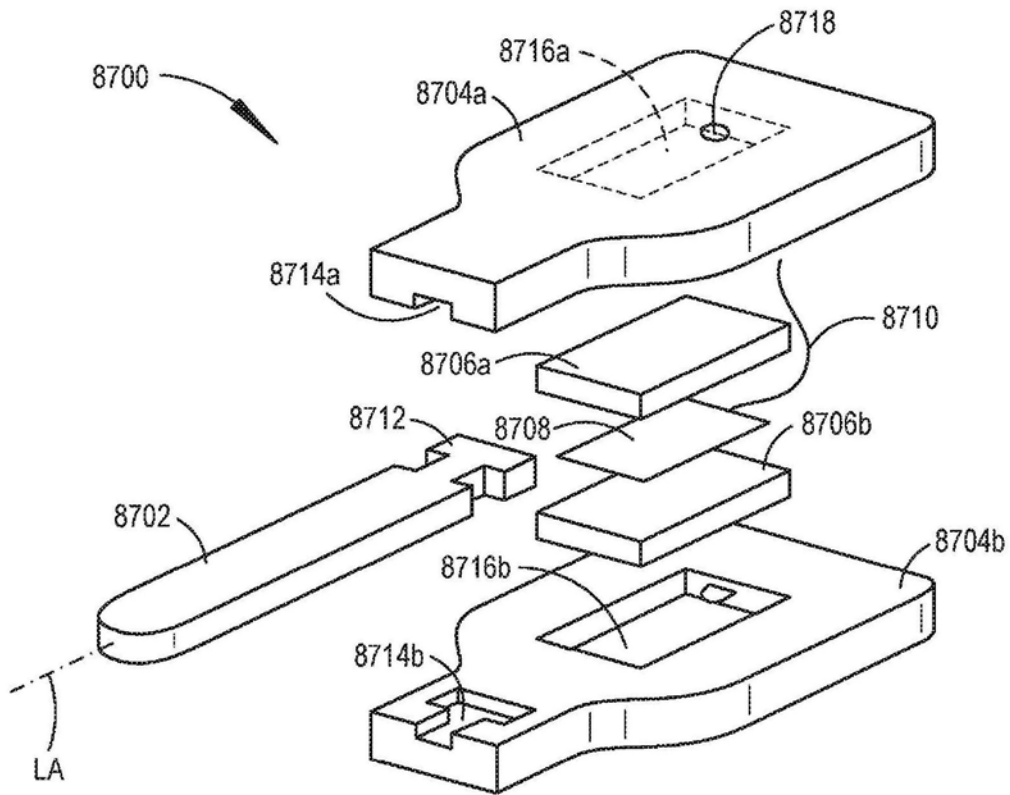


图67

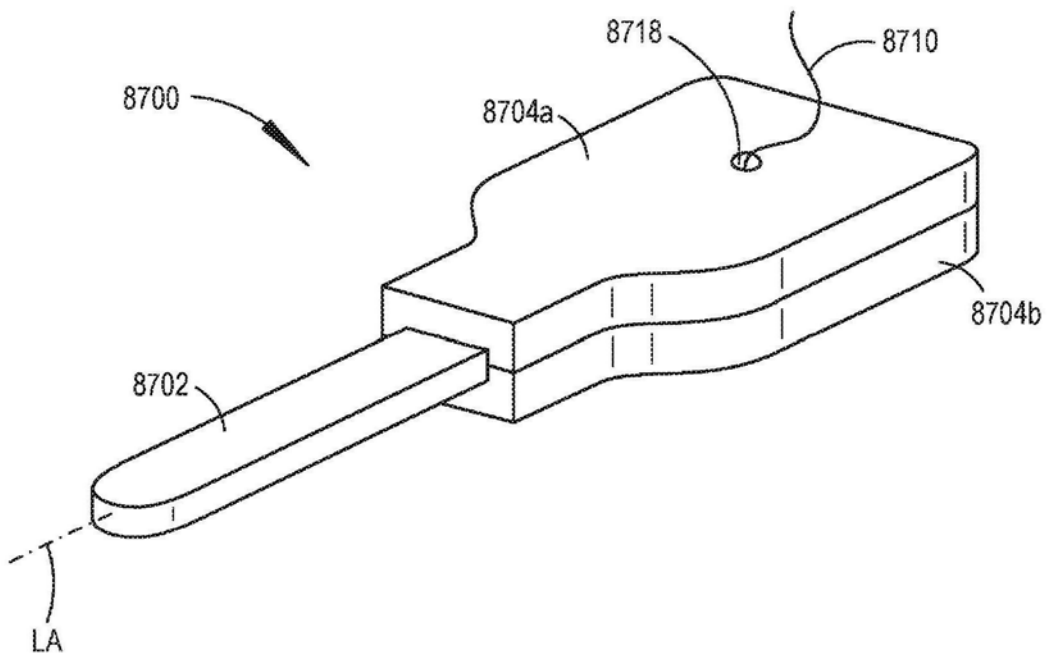


图68

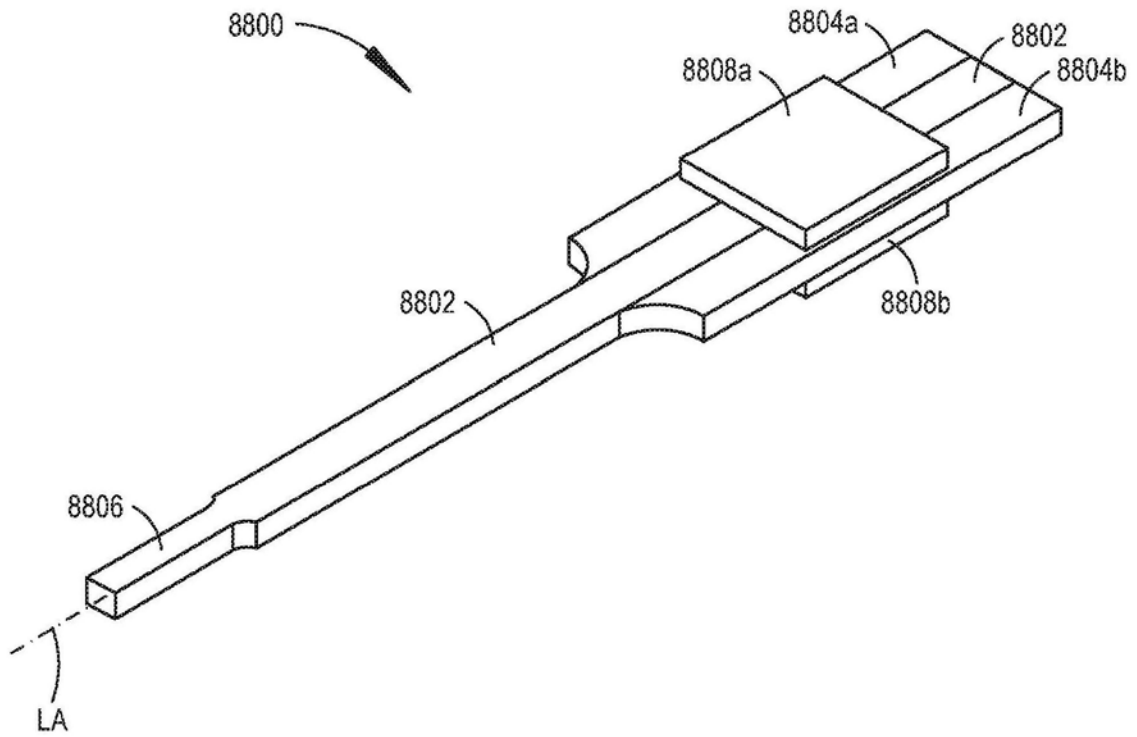


图69

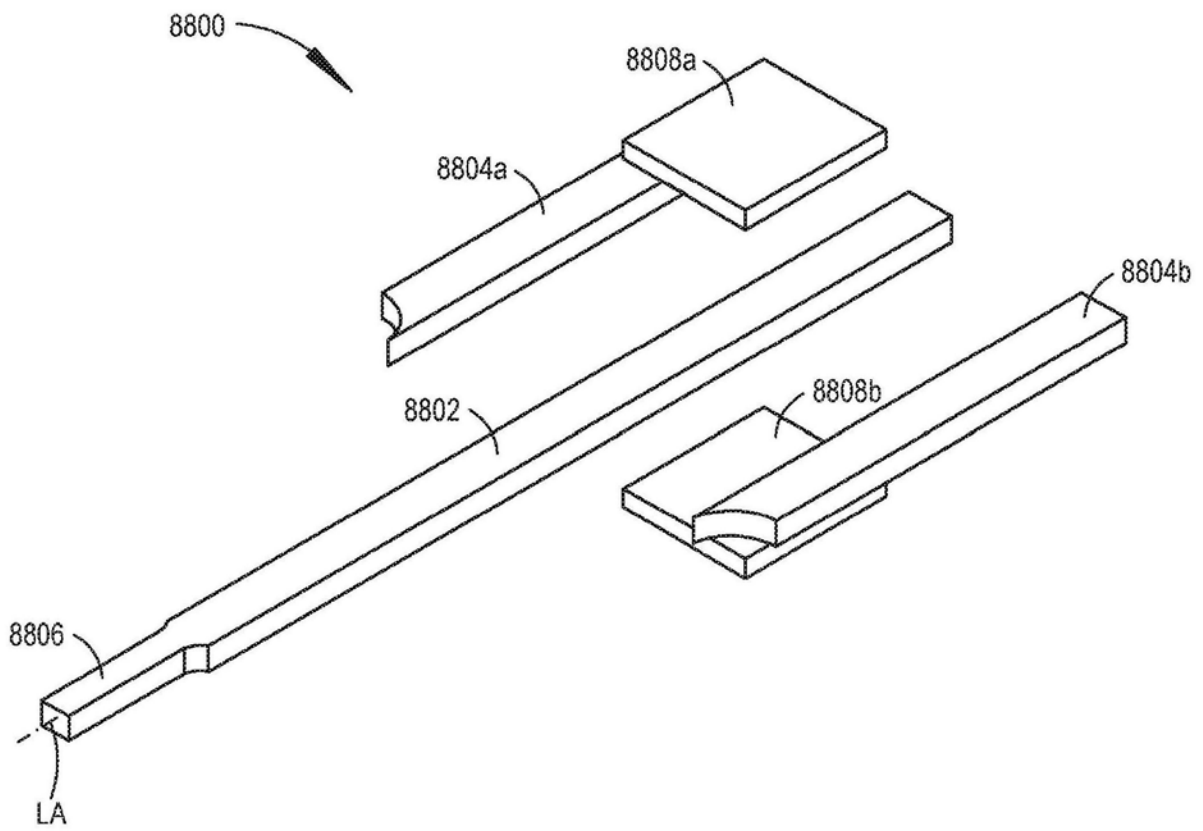


图70

专利名称(译)	超声换能器与波导管的结合		
公开(公告)号	CN109843197A	公开(公告)日	2019-06-04
申请号	CN201780052293.X	申请日	2017-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
[标]发明人	JD梅瑟利 BD布莱克 JR莱斯科 BM博伊德 K M 费比格 C P 布德罗 KG登津格 A A 皮尔斯 C E 埃克特 I V 尼克拉耶苏 M L 泽克科尔 WA奥尔森 PJ斯科金斯 LA小庞米尔 JS弗雷泽 WA克劳福德 BD迪克森		
发明人	J·D·梅瑟利 B·D·布莱克 F·埃斯特拉 J·R·莱斯科 B·M·博伊德 K·M·费比格 C·P·布德罗 G·E·沃特斯 K·G·登津格 A·M·克鲁姆 A·A·皮尔斯 C·E·埃克特 J·D·丹尼斯 I·V·尼克拉耶苏 M·L·泽克科尔 W·A·奥尔森 P·J·斯科金斯 L·A·小庞米尔 J·S·弗雷泽 W·A·克劳福德 B·J·亨默尔加恩 E·斯图特 B·D·迪克森		
IPC分类号	A61B17/32 H01L41/09		

CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/22027 A61B2017/32007 A61B2017/320074 A61B2017/320082 A61B2017/320088 A61B2017/320089 A61B2017/320098 A61B2017/294 H01L41/0536 H01L41/083 H01L41/0835 H01L41/0986 A61B17/00234 A61B17/1628 A61B2017/00017 A61B2017/00402 A61B2017/00477 A61B2017/00526 A61B2017/0088 A61B2018/00565 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61N7/02 B29C65/4805 B29L2031/7546
代理人(译)	刘迎春
优先权	62/379550 2016-08-25 US 15/679960 2017-08-17 US
外部链接	Espacenet SIPO

摘要(译)

本发明公开了各种超声外科器械。至少一种公开的外科器械包括波导管和换能器基板，所述波导管包括刀。所述换能器基板联接到所述波导管以在所述波导管与所述换能器基板之间的界面处限定结合部。所述换能器基板包括限定对应的第一平面和第二平面的第一侧和第二侧，所述第一平面和所述第二平面被构造成接收第一压电元件和第二压电元件。所述第一压电元件和所述第二压电元件被构造成以D31模式操作。

