



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348218 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680065435.1

罗伯特·柯拉佳

(22)申请日 2016.11.22

(74)专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

(30)优先权数据

62/260,219 2015.11.25 US

代理人 郭玥 方挺

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.09

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/063433 2016.11.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/091633 EN 2017.06.01

(71)申请人 富士胶片索诺声公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 尼古拉斯·克里斯托弗·沙格尔

德西蒙·希尔森

奥列格·伊凡尼斯基 庞国锋

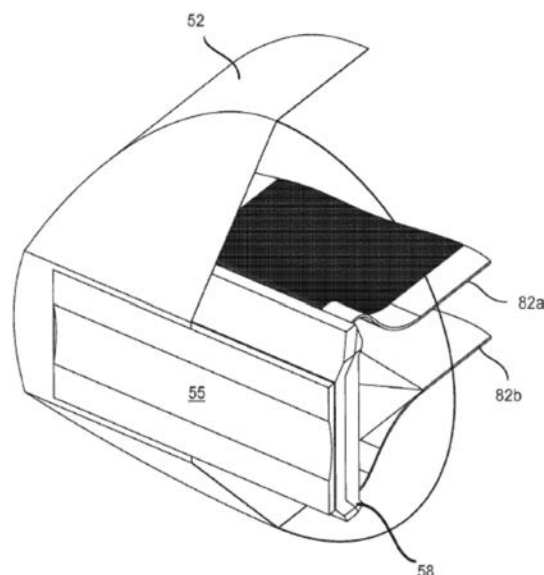
权利要求书2页 说明书7页 附图11页

(54)发明名称

具有高频超音波换能器阵列的医疗仪器

(57)摘要

本申请公开了具有相位阵列超音波换能器的医疗装置。所述换能器包括电耦合到相应电导体的多个换能器元件。于一实施例中,所述导体被包括在柔性电路中并且通过导电表面接合相应的换能器元件,所述导电表面形成在持有超音波阵列的框架的向外延伸的肋部上。于一实施例中,医疗装置中的相位阵列为前向,并且元件节距等于或小于 0.75λ ,更优选为等于或小于 0.6λ 。于一实施例中,换能器可在 $\pm 90^\circ$ 的角度上旋转,从而可提供装置远端周围组织的360度视角。



1. 一种用于检查人体区域的探针,包括:
探针本体;
所述探针本体内的超音波换能器,包括:
框架;
具有底表面和顶表面的换能器元件的阵列,其形成于连接到所述框架的压电材料片中;
多个导电路径,其将所述换能器元件的一个表面连接到电路迹线,其中所述导电路径包括通过间隙与相邻肋部间隔开的肋部,每个肋部包括适于接合导电迹线的暴露部分的导电表面;以及
一个或多个柔性电路,其具有连接到所述换能器上的所述肋部的迹线。
2. 根据权利要求1所述的探针,其中每个肋部由置于所述框架中的环氧树脂材料形成。
3. 根据权利要求2所述的探针,其中所述环氧树脂包括填充材料。
4. 根据权利要求3所述的探针,其中所述填充材料是二氧化硅。
5. 根据权利要求2所述的探针,其中每个导电路径还包括换能器元件相邻区域中形成的通道部分,其中每个通道的深度减小到一个点,在所述点处所述导电路径升高到框架中环氧树脂材料的表面的上方以形成一个肋部。
6. 根据权利要求1所述的探针,其中所述框架包括一个或多个配准特征,所述配准特征设为与其内具有电导体的柔性电路上的相应特征对准,从而使所述柔性电路中的暴露迹线与所述框架的肋部对准。
7. 根据权利要求1所述的探针,其中每个肋部包括其上所形成的多条划痕线,所述多条划痕线增加所述肋部的顶部的表面积。
8. 根据权利要求1所述的探针,其中每个肋部在超音波换能器的框架上终止于同一高度。
9. 根据权利要求1所述的探针,其中所述超音波换能器的肋部在所述换能器的框架上终止于不同高度。
10. 根据权利要求1所述的探针,还包括其内具有多条暴露迹线的柔性电路,其中所述柔性电路的所述迹线接合所述肋部,从而使每条迹线通过肋部的顶部上的导电表面电连接到所述阵列中的换能器元件。
11. 根据权利要求10所述的探针,其中所述柔性电路包括设于所述暴露迹线与所述肋部接合的区域中的所述迹线之间的多个孔,其中所述孔被配置为当所述柔性电路被粘合到所述肋部并形成多个铆钉头时允许粘合剂穿过所述多个孔。
12. 一种医疗成像装置,包括:
细长轴,具有远端和近端;
前向高频相位阵列超音波换能器,其具有节距等于或小于 0.75λ 的多个换能器元件,其中所述换能器设于所述细长轴的所述远端,且定向成引导超音波信号并从所述远端之前的方向接收超音波回波。
13. 根据权利要求12所述的医学成像装置,其中所述超音波换能器具有等于或大于15MHz的工作频率。
14. 根据权利要求12所述的医学成像装置,其中所述超音波换能器具有等于或大于

20MHz的工作频率。

15. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述超音波换能器具有等于或大于50MHz的工作频率。

15. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述超音波换能器在所述阵列的换能器元件之间的节距小于 0.6λ 。

16. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述轴的所述远端可转向。

17. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述轴是刚性的。

18. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述相位阵列超音波换能器包括多个换能器元件, 所述多个换能器元件通过支撑阵列的框架上形成的多个向外延伸的肋部连接到柔性电路上的电导体, 其中所述向外延伸的肋部具有导电表面并设为与柔性电路上的电导体的暴露部分对准。

19. 根据权利要求18所述的医学成像装置, 其中所述框架包括一个或多个配准特征, 所述配准特征设为与所述柔性电路上的对准特征协作。

20. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述相位阵列被纳入到静脉内导管、内窥镜、支气管镜、膀胱镜、牙齿成像探针或其它微创成像探针中的一个。

21. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述轴具有小于5mm的外径。

22. 根据权利要求12所述的医学成像装置, 其中所述相位阵列超音波换能器具有64个或更多的元件, 并且所述轴具有等于或小于5mm的外径。

23. 一种用于检查人体区域的探针包括:

探针本体, 其具有等于或小于8mm的外径;

所述探针本体内的前向高频超音波换能器, 包括:

具有宽度尺寸的框架;

具有底表面和顶表面的换能器元件的阵列, 其形成于连接到所述框架的压电材料片中, 其中相邻的换能器由全部延伸穿过压电材料的切口线分开, 并且换能器元件具有等于或小于 0.75λ 的节距; 以及

一个或多个柔性电路, 具有电性连接到所述换能器上的换能器元件的迹线, 其中所述柔性电路的宽度等于或小于所述换能器的框架的宽度。

24. 根据权利要求23所述的探针, 其中所述框架包括一个或多个配准特征, 所述配准特征设为与其内具有电导体的柔性电路上的相应特征对准。

具有高频超音波换能器阵列的医疗仪器

[0001] 相关申请

[0002] 本发明申请要求于2015年11月25日申请的美国临时申请号62/260,219的优先权，其全部内容通过引用并入于此。

技术领域

[0003] 公开的技术涉及医疗装置，尤其涉及包括超音波换能器的医疗装置。

背景技术

[0004] 超音波导管通常用于血管和其他组织的体内成像。大多数情况下，超音波导管型换能器（例如血管内超音波（IVUS）换能器）需在高频（ $>15\text{MHz}$ 中心频率）下工作，从而使阵列式换能器难以制造，并且在导管轴的严格限制下电互连和包装均具有挑战性。市场上无法获得高频相位阵列（高于 15MHz 中心频率），从而基于导管的前向超音波换能器需依赖机械扫描的单元件解决方案，而侧视线形阵列或环阵列有时与单独的前向换能器结合使用。大多数情况下，导管的尺寸会限制使用常规超音波阵列技术和内窥镜应用相关的电互连技术。

[0005] 典型的超音波导管包括侧面发光的单元件或多元件阵列，其位于细小可转向轴的远端处。一些装置中，将一种机制连接到换能器，使其可 $\pm 180^\circ$ 或全方位 360° 旋转，从而在围绕导管的所有方向上对组织进行成像。这种机制通常涉及一个或多个滑环或其它可移动电连接的使用。此类导管包括以下问题：单元件换能器所需的可移动连接经常会发生故障，并且多元件环形阵列换能器无法对导管前面的组织进行成像，通常需要额外使用前向换能器来实现该功能。为了使换能器阵列在部分前向方向上定向，常会受到连接到各换能器元件的电缆或电线尺寸的限制，并且需依靠机械扫描来生成血管壁圆周的完整图像。此外，针对基于导管的应用所需的小包装高频曲线阵列无法从市场上买到。

[0006] 考虑到这些问题，需要一种可减小换能器阵列的连接尺寸以及阵列元件和互连尺寸的机制，从而使其可像前向方向上定位的高频相位阵列一样工作，或在允许导管的直径足够小可对小血管或其他组织进行成像的同时，可使用侧面发光定位或部分侧面发光定位（例如向前 45° ）的较大换能器。

附图说明

[0007] 图1所示为根据公开的技术的一个实施例的超音波导管；

[0008] 图2A为根据公开的技术的一个实施例的位于导管内的前向超音波换能器的近视图；

[0009] 图2B为根据公开的技术的一个实施例的如何将一对柔性电路中的迹线连接到换能器元件的阵列的图示；

[0010] 图3A为根据公开的技术的一个实施例的超音波换能器元件的阵列和导电框架的图示；

[0011] 图3B为根据公开的技术的一个实施例的压电材料片中的换能器元件的阵列的图示；

[0012] 图3C为根据公开的技术的一个实施例的换能器阵列的一部分、匹配层堆叠和透镜元件的等距横截面视图；

[0013] 图3D为根据公开的技术的一个实施例的换能器阵列的一部分、匹配层堆叠和透镜元件的等距横截面图；

[0014] 图4所示为根据公开的技术的一个实施例的导电换能器框架和配准特征的一角的近视图；

[0015] 图5所示为根据公开的技术的一个实施例的框架上形成的多个向外延伸的肋部的近视图，所述肋部设为与柔性电路上的电迹线接合；

[0016] 图6所示为包括多个暴露迹线的简化柔性电路；

[0017] 图7所示为根据公开的技术的一个实施例的柔性电路，其包括一对可使迹线与连接到换能器元件的导体对准的对准特征；

[0018] 图8所示为根据公开的技术的一个实施例的放置在多个向外延伸的肋部上的柔性电路；

[0019] 图9所示为根据公开的技术的另一实施例的具有两行连接到每个单独换能器元件的交错肋的换能器；以及

[0020] 图10所示为根据公开的技术的一个实施例的具有柔性电路的超声波换能器，所述柔性电路具有与换能器阵列的元件电性连接的迹线。

具体实施方式

[0021] 图1所示为根据公开的技术的一个实施例的构造的超音波导管。所示的实施例中，导管50包括具有远端54和近端的柔性轴52。所述轴的远端是前向超音波相位换能器阵列58，其位于聚合物透镜55(图2A)，例如Rexolite™聚苯乙烯或TPX™聚甲基戊烯，的后面。所述柔性轴52还可包括引导线路或其它医疗装置的通道的一个或多个内腔(未示出)。于一实施例中，所述轴52包括多条控制线(未示出)，其可用于将轴的远端定向于所期望的方向。

[0022] 所示的实施例中，所述导管50的近端包括电连接器(未示出)，在所述电连接器处可向导管提供电信号或从导管接收电信号。于一些实施例中，所述导管可包括具有手动或电子控制机构的手柄，其工作时可使换能器阵列58的定位旋转 $\pm 90^\circ$ 的角度。于一实施例中，所述控制机构64可包括连接到超音波换能器阵列58的弹性体或金属套筒，通过所述弹性体或金属套筒可路由接入换能器元件的电导体。旋转导管的手柄中的套筒的近端可在导管远端处旋转所述换能器阵列58。本领域技术人员应了解到，也可利用其他机构来旋转所述换能器阵列58的定向。由于所述换能器的旋转范围仅在 $\pm 90^\circ$ 度，因此不需要可移动的连接或接头。例如，通过简单旋转近端，整段导管长度可在 $\pm 90^\circ$ 度的角度内来回旋转。因为换能器光束可通过电子转向对导管所在的血管壁进行成像，旋转血管或其他器官中的导管可使换能器获得其前方组织的360度全方位视图。

[0023] 由超音波换能器阵列58产生的信号以常规方式处理，并显示在监视器80上或存储在计算机可读媒体上，以便以后检索或分析。因为超音波换能器阵列58是前向的，所以操作者可更好地观察导管所在的血管或组织，以便将装置推进身体。

[0024] 图2A所示为连接到所述换能器阵列58中每个单独元件的多个导体。于一实施例中,所述换能器阵列58连接到一个或多个柔性电路82a、82b。柔性电路82a其内具有连接到偶数编号换能器元件的多条迹线,而柔性电路82b具有连接到换能器阵列的奇数编号换能器元件的迹线。于另一实施例中,连接到换能器一侧的单个柔性电路包括连接到每个换能器元件的迹线。于一实施例中,换能器阵列58具有64、96、128(或更多)元件,节距约为15-45 μm 。在换能器元件的节距小于 0.6λ 且更优选为约 0.5λ (例如所传输的超声波信号的波长)的情况下,换能器阵列可作为相位阵列工作,其中光束形成方向可在一定范围内(例如 ± 45 度)延长。频率为15-60+MHz时,由换能器元件产生的回波信号可使人们看到希望观察区域的细节。

[0025] 于一实施例中,使用本文所述的技术,预计可将元件节距为15微米、工作频率为50MHz的64元件换能器阵列安装在直径约为2-3mm的导管或探针内。这样可使探针插入血管或其他脉管的细小体腔中。使用本文所述的技术,还可制造其他操作频率(例如15-60MHz及更高)并具有不同数目阵列元件(例如128、256、512等)的超声波成像阵列。例如,可制造128元件、15MHz相位阵列换能器,以适于安装在直径约为8mm的探针中。第二示例中,可制造64元件、40MHz相位阵列换能器,以适于安装在直径约为2mm的探针中。也可使用其他组合。

[0026] 应了解的是,探针可以是非柔性的。例如,具有超声波成像阵列的刚性或半刚性探针可用于外科手术中成像或对体内组织成像。探针可以是直的,其形状可预先设定或通过模制来选择形状对特定身体组织进行成像。具有较少元件的探针可等节距制成更小,或者若导管直径更大则可使用更大的阵列。一些实施例中,超声波换能器的定向可固定在探针中,并且需要操作者移动或旋转探针来对身体组织的其他区域进行成像。另于一实施例中,相位阵列换能器不直接定位于前向方向,而应与探针的前方成一定角度(例如45度)。再于一实施例中,换能器阵列58可在导管中侧面发光。

[0027] 于一实施例中,一个或多个柔性电路82a、82b沿导管长度延伸,围绕导管轴的纵向轴线而扭转。这样使得导管的远端可在任何方向上定向,而非在一个平面中为柔性而在另一平面中为刚性。

[0028] 如上所述,使导管安装前向超声波换能器阵列的一个挑战是要用多个略大于或宽于换能器本身的迹线来连接换能器元件。若将换能器元件连接到比换能器本身宽得多的柔性电路中的导体上,则该阵列无法插入足够细从而可插入指定区域的导管中。公开的技术的一个实施例中,可通过使用光刻技术印刷迹线来形成含有迹线的细窄柔性电路82。然而,迹线应准确地放置在换能器上,从而使迹线与各换能器元件对准。

[0029] 以前导电迹线必须靠手动来对准换能器元件,之后应小心处理直到完成制造过程。若换能器组件意外碰撞或迹线未正确对准,则会导致部件不合格。随着超声波换能器的工作频率的增加以及换能器元件的小型化,此问题更加尖锐。本文所述的技术简化了实现最小宽度超声波换能器的制造工艺步骤。

[0030] 如图2B所示,换能器具有一框架,框架具有一尺寸84大于(例如宽于)柔性电路82的宽度,所述柔性电路82将信号传送到换能器阵列的元件并传送来自换能器阵列的元件的信号。图2B为换能器的一角切开时的示意图,从而可以看到换能器阵列的肋部之间的连接,其中所述肋部连接到柔性电路82上迹线的暴露部分,下文将详细说明。背衬构件90置于阵列元件的近侧上方,用来吸收和/或反射从阵列后表面辐射的超声波信号。

[0031] 图3A-3D和下文说明给出了根据公开的技术一些方面、制造高频超音波换能器时多个需实施步骤的简要概述。制造方法一些方面的其他具体内容可参见美国专利公开号US2013/0207519、US2013/0140955、US2014/0350407和US2015/0173625,以上所有均转让给本申请的受让人Fujifilm SonoSite公司,并在此通过引用的方式整体并入本文。于一实施例中,将压电材料150的矩形片安装到平面制造圆盘上,使其下表面朝上,再用准分子激光器等图案化工具进行加工。再使用激光或其他图案化工具来制造各换能器元件158的阵列,并制造围绕换能器阵列周长而间隔开的多个导通孔160。如图3B所示,阵列包括多个换能器元件158a、158b、158c等;于一实施例中,在各元件中心将各换能器元件158沿其长度进一步切分,从而避免在非指定的模式中振动。如图所示的实施例中,图中展示了界定阵列元件和进一步切分的切口槽,所述切口槽的长度小于压电材料的宽度。但也可将切口延伸到所述压电材料150的边缘。

[0032] 换能器元件之间以及进一步切分的切口槽中的间隙应用合适的声学软材料填充,例如使用真空压力浸渍技术的软环氧树脂。切口填充好后,将表面重叠或研磨成刚好适合压电材料的平面,再用金或铬加金的导电金属进行溅镀涂覆,从而在传感器的下表面或前表面形成接地导体。所述导通孔160用导电环氧树脂进行覆盖并通过孔填充镀层。现导通孔经过电镀和填充,所述导通孔160可形成到达换能器阵列前面导体的导电路径。操作过程中,所述换能器下表面上的导体通常连接到公共接地,而驱动信号通过导电引线(未示出)作用到所选换能器元件的顶表面。所选换能器元件通过振动可产生声学超音波信号。在接收周期内,声能撞击换能器元件并在通过信号处理电路(未示出)读取的引线上产生信号。

[0033] 如图3C和3D所示,换能器的前面通过多个匹配层连接到透镜材料154。于一实施例中,将两个粉末填充的环氧树脂匹配层162和164施加于压电材料150的镀金表面,各形成四层匹配层系统的一部分。施加完成后将所述匹配层162和164各自重叠,从而确保所述层具有适当的厚度。如图3D所示,切口167位于与换能器元件之间间隙相应区域中的匹配层162、164上。所述切口167填有将透镜154粘合到匹配层164的粘合剂。

[0034] 再用粘合剂166将透镜154粘合到匹配层164的外表面。于一实施例中,所述透镜154由Rexolite™聚苯乙烯或TPX™聚甲基戊烯等聚合物制成。但可使用其它透镜材料。于一实施例中,所述透镜154涂有粘合剂层,例如能粘附到特殊透镜材料的氰基丙烯酸酯(CA)胶168。所述CA胶可粘合到透镜表面,并可通过更常用于制造声匹配层的其它粘合剂粘附于透镜表面。

[0035] 将氰基丙烯酸酯层研磨到一定厚度,可适于在阵列频率下用作声匹配层,例如四分之一波长的匹配层。再用粘合剂166,例如粉末填充的环氧树脂,将CA胶层的外表面粘合到匹配层164的外表面,所述粘合剂166粘附到涂有氰基丙烯酸酯的透镜材料54上。所述粘合剂166形成所述四层系统的四分之三波长匹配层,其中CA层168形成了四层中的第四层。应在真空下施加粘合剂166,以便去除切口167中的任何空气。于一实施例中,匹配层162、164、166的组分在共同转让的美国专利号7,750,536和8,343,289中进行了说明,并在此通过引用的方式整体并入本文。

[0036] 于一实施例中,通过在压电材料片150下周长的周围放置多个间隔元件169来控制制造第三匹配层所需粘合剂166的厚度。将所述间隔元件169重叠成期望的厚度以形成具有选定高度的柱体,从而使粘合剂166形成四分之一波长匹配层。如最佳效果图3C所示,在间

隔元件169就位的情况下,将粘合剂166置于已施加到压电片表面的匹配层上,并将涂有CA的透镜材料154压抵在间隔器169上,从而在所期望的距离(从预先已施加到经电镀的压电材料150的最上部匹配层表面开始)上粘合透镜。

[0037] 再将压电材料片150、声匹配层162、164、166和168以及透镜154(透镜侧向下)安装到制造圆盘,并在暴露的压电侧上重叠,从而使换能器元件具有期望的厚度。

[0038] 如图3A所示,用导电环氧树脂将由铝等金属制成的导电金属框架170粘合到换能器阵列的上表面。因此,所述导电框架通过由填充好的导通孔160制成的导电路径电连接到换能器阵列前表面的导电材料。框架170具有开放的底表面,从而换能器元件的上表面可通过所述框架170底部的开口进入。框架170具有倾斜的侧壁,从而共同在元件158阵列上形成槽部。本发明实施例所使用的是导电框架,但应当了解到也可使用非导电框架,并且可用导电箔、电线或其他电导体来实现到换能器远侧电极的连接。

[0039] 框架170粘合到换能器阵列后,将封盖放置在换能器元件上,并将粉末填充的环氧树脂172材料添加到框架170的开口侧。于一实施例中,添加到粘合材料中的粉末是粉末状二氧化硅,激光加工后所述粉末状二氧化硅可在环氧树脂表面添加纹理。再将覆有脱模剂的模具180压入环氧树脂172中,此时其发生固化进而在框架中形成多个所期望的特征形状。于一实施例中,形状可包括一对凹部176a、176b,位于超音波阵列端部远处框架的侧壁上。可在所述框架(未示出)的相对侧壁上形成附加凹部。

[0040] 图4所示为所述框架170和环氧树脂172中所形成凹部176b的一角的近视图。配准特征178置于各凹部176中,并用于将柔性电路的电迹线对准换能器元件,下文将进行说明。于一实施例中,优选地,配准特征由粉末填充的模制环氧树脂材料制成并且经过精确激光加工到特定公差,例如 ± 5 微米。可利用粘合剂将所述配准特征178固定在凹部176内。一些实施例中,尺寸较小的凹部76可模制到环氧树脂中并用激光或其它微加工工具调整尺寸,从而使凹部精确地定位到肋部位置。凹部经过精确定位和调整后,将配准特征78胶合到凹部中,从而可在柔性电路上安装相应的对准特征。一些其它实施例中,可将一团过量环氧树脂或其它胶合剂放置在框架上,并用激光器等微加工成配准特征。框架上的配准特征和柔性电路上的相应对准特征可使柔性电路的暴露迹线与框架上的导电肋部对齐。

[0041] 再使用准分子激光器加工换能器框架170中粉末填充的环氧树脂172,制成多个通道,所述通道部分沿着框架的侧壁向上延伸并连接到换能器阵列的各换能器元件。以往在将粉末填充的环氧树脂添加到框架之前,需将柔性电路固定到框架170,以使用环氧树脂覆盖暴露的电路迹线。再使用准分子激光器等图案化工具挖通环氧树脂,进而使柔性电路上一部分电路迹线暴露。虽然这种方法很好,但在固定到框架之前,需手动将柔性电路上的迹线与换能器元件对准。此外,在将换能器封装到用于将柔性电路和换能器组件组合在一起的材料中之前,组件十分易碎。

[0042] 为改进这种组装技术,应将连接各换能器元件到迹线的通道设计成各通道在沿框架170侧壁向上延伸时形成凸起的肋部。如图5所示,在粉末填充的环氧树脂172中切成多个通道200a、200b和200c等,其节距等于其他每个换能器元件,例如所有奇数编号换能器元件的节距,同时在框架的另一侧建立交错的通道,与所有偶数编号换能器元件对准。或可仅在与各换能器元件所对准框架的一侧上建立通道。于一实施例中,与各换能器元件对准的通道深度随着通道从换能器元件向外延伸而减小。沿框架170侧壁向上约一半处,通道深度减

小一点,在该点上“通道”开始从环氧树脂表面向外延伸以形成向外延伸的肋部202a、202b和202c等;于一实施例中,通过烧蚀限定肋部区域任一侧上的粉末填充的环氧树脂172来形成肋部202。于一实施例中,利用激光沿着各肋部202的顶表面形成多条刻痕线,以增加肋部202顶部的表面积,并确保压制过程中金电极的坚固性,所述压制过程是将柔性电路固定到凸起肋部的导电表面的一部分。

[0043] 通道和肋部在环氧树脂中经图案化后,将换能器组件的顶表面镀上金或金加铬等导体并加工处理,进而使通道200中和肋部202顶部镀有导电层。于一实施例中,通过在包括顶表面、换能器元件和肋部的换能器阵列的表面上溅镀涂覆金或金加铬等金属层来施加导电材料。接着将抗蚀剂层施加在换能器上并暴露在将用光刻技术去除导电材料的区域中。于一实施例中,将导电材料从换能器元件之间、导电路径通道区域之间去除,并且应从肋部的各侧去除。使用化学蚀刻材料将抗蚀剂和导电材料从不需要的区域去除。最后使用激光器去除蚀刻工艺之后遗留的任何导电材料痕迹。

[0044] 激光蚀刻激光 (LEL) 工艺之后,各换能器元件的顶表面与框架170上的相应肋部202之间存在导电路径。再将具有多条暴露迹线的柔性电路固定到框架,使暴露的迹线与框架上相应的肋部对准并接合,从而使所述迹线和换能器元件之间产生电连接。该方法的优点之一是无需将柔性电路固定到换能器组件,同时换能器的顶表面涂有导电材料。因此,在换能器的处理过程中,柔性电路的连接不太可能会损坏。另外,可将更多的换能器组件安装到溅镀机室中,因为在施加涂层时未附接柔性电路。因此,可一次处理更多的换能器组件。

[0045] 图5所示的实施例中,每个肋部202在换能器的框架壁上的终止于相同高度。于另一实施例中,肋部202可终止于不同高度,以便交错的迹线连接到所述肋部。例如,如要使到换能器元件的连接小于迹线之间的距离,则迹线可以是错开或交错的。例如,一组迹线1、3、5等可置于柔性电路的一层中,迹线2、4、6等可置于柔性电路的不同层中,所述柔性电路可从第一层中的暴露迹线撤回。各层中迹线的暴露部分可粘合到肋部,所述肋部在换能器框架壁上延伸到不同高度。用于交错迹线的类似技术在上文所引用的已发布美国专利申请公开号US2013-0140955A1中公开,并在此通过引用的方式整体并入本文。

[0046] 图9展示了两组肋部在不同水平面上的超声波换能器的一部分的示例。如图所示的示例中,框架包括沿换能器框架的侧壁部分向上延伸的第一组肋部202,和沿换能器框架的侧壁向上延伸的第二层肋部222。各层上的肋部是交错的。

[0047] 具有暴露迹线的一个柔性电路(未示出)接合所述肋部202,而具有暴露迹线的另一柔性电路(也未示出)接合所述肋部222。应当了解的是,如需要可在环氧树脂材料中形成两层以上的肋部。

[0048] 于一实施例中,用非导电粘合剂将柔性电路上的暴露迹线粘合到肋部202上的导电涂层。因为粉末填充的环氧树脂的表面经激光加工后是粗糙的(基于微观比例),所以当柔性电路和肋部粘合在一起时,肋部顶部上的填充材料涂覆颗粒可用作穿过粘合剂并接合柔性电路导体的导电钉。图10展示了抵着金属换能器框架170上的肋部202而固定的柔性电路250一部分的示例。将下侧迹线(未示出)的暴露部分压靠肋部202上的导电涂层,并用粘合剂固定就位,以便与换能器阵列中的相应换能器元件形成电连接。用导电环氧树脂将柔性电路的一个或多个接地连接到换能器组件的金属换能器框架170,并由此通过导电通孔连接到换能器阵列前表面的导电涂层。

[0049] 虽然柔性电路制造商可以所期望的高精度节距形成迹线,但他们通常无法以相同公差控制柔性电路边缘和迹线起点之间的距离。柔性电路边缘和迹线起点之间的距离可能存在很大差异。因此,人们不可能简单地将柔性电路边缘与换能器框架上的特征对准,同时期望迹线可与连接到换能器元件的导体对准。图6为包括多个导电暴露迹线252a、252b、252c.....252h的典型柔性电路250示意图。通常迹线252之间的距离非常精确。然而,在不同柔性电路之间,边缘254与最接近迹线252a之间或者边缘256与最接近迹线252h之间的距离会明显不同。为解决这个问题,应使用如图4所示的配准特征178。

[0050] 如图7所示,公开的技术的一个实施例将对准孔或对准特征260a、260b设于柔性电路中。可利用激光在自参考点(例如最近的迹线)起的预定距离266、268处形成此类特征。应当了解的是,可将对准孔260安装在置于框架170上的对应配准特征178上,从而当所述配准特征178置于所述对准孔260中时,柔性电路上的迹线可与框架上的相应肋部对准。

[0051] 根据公开的技术的另一方面,柔性电路250的一些实施例包括切割于电迹线252之间的孔或导通孔270。于一实施例中,所述孔270位于柔性电路上的各迹线之间。另一实施例中,所述孔270以不同间隔(或变化的间隔)位于柔性电路迹线之间。所述孔270可使用于将柔性电路250固定到肋部202的粘合剂挤出,并形成有利于将柔性电路固定到换能器框架的铆钉形帽部。图8为固定到框架170上多个肋部202的柔性电路250的示例示意图。用于将柔性电路固定到框架上肋部的一部分粘合剂压过所述孔270形成铆钉276,所述铆钉276有利于保持肋部和迹线之间的接触并可防止柔性电路从框架170脱离。

[0052] 使用高频换能器后,换能器元件可制造成足够小,从而使大型阵列(例如64+元件)可容纳在小型外壳中。本领域技术人员应了解到,换能器元件的尺寸会影响光束转向或光束形成与阵列一起使用时的最大角度。如上所述,所述换能器的连接应足够小,从而使整个换能器和连接可纳入静脉内导管、内窥镜、支气管镜、膀胱镜、牙齿成像探针或其它微创成像探针中。

[0053] 因为连接到换能器元件的柔性电路具有大概与换能器相同的宽度(或更小),所以换能器可在导管中的前向方向定位,而无需明显增加导管直径。于一实施例中,可去除柔性电路到迹线侧边的过量材料。因此,柔性电路的宽度可制成等于换能器阵列的宽度或更小。

[0054] 因为换能器元件的节距很小,例如优选小于或等于 0.75λ 且更优选小于约 0.6λ ,所以可使用光束转向或光束形成技术从换能器周围的不同方向获得超音波信号,而无需移动换能器超过一定角度,例如 $\pm 90^\circ$ 。这样形成了前向相位阵列超音波导管,从而操作者可观察导管前进的方向并且能观察导管尖端周围的组织壁。此外,因为换能器元件利用切口线切割,因而减少了各元件之间的串扰,可产生高质量信号。此外,还可对元件进行进一步切分以便将侧模谐振移出带外,从而进一步减少了元件之间的串扰。

[0055] 如上所述,应当了解到,为说明本发明,本文对公开的技术的具体实施例进行了说明,但在不偏离本发明范围的前提下可进行各种修改。例如,无需将换能器框架和柔性电路上的配准特征作为柱体和孔一起安装。可采用其它形状,例如键形和键槽形。或者可将柱体或其他形状固定在柔性电路上的已知位置,并且可在框架上形成孔或其他形状,从而使柔性电路与框架上的肋部对准。另外,导管或其他微创医疗装置可包括侧面发光换能器阵列。如需使用侧面发光阵列,则可使用128、256或512(或其他)换能器元件的较大阵列。因此,除了应符合所附权利要求,本发明不受其他限制。

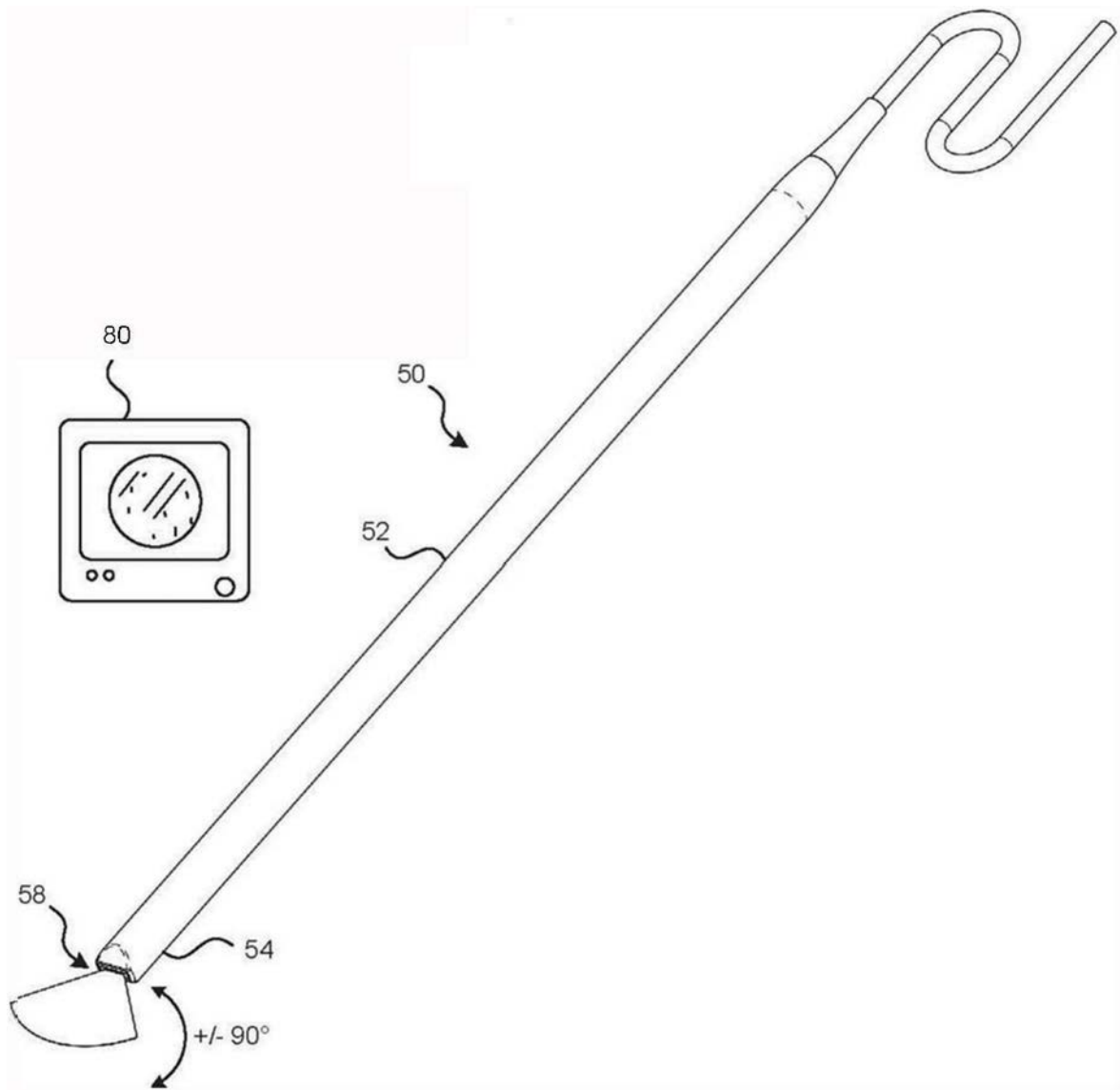


图1

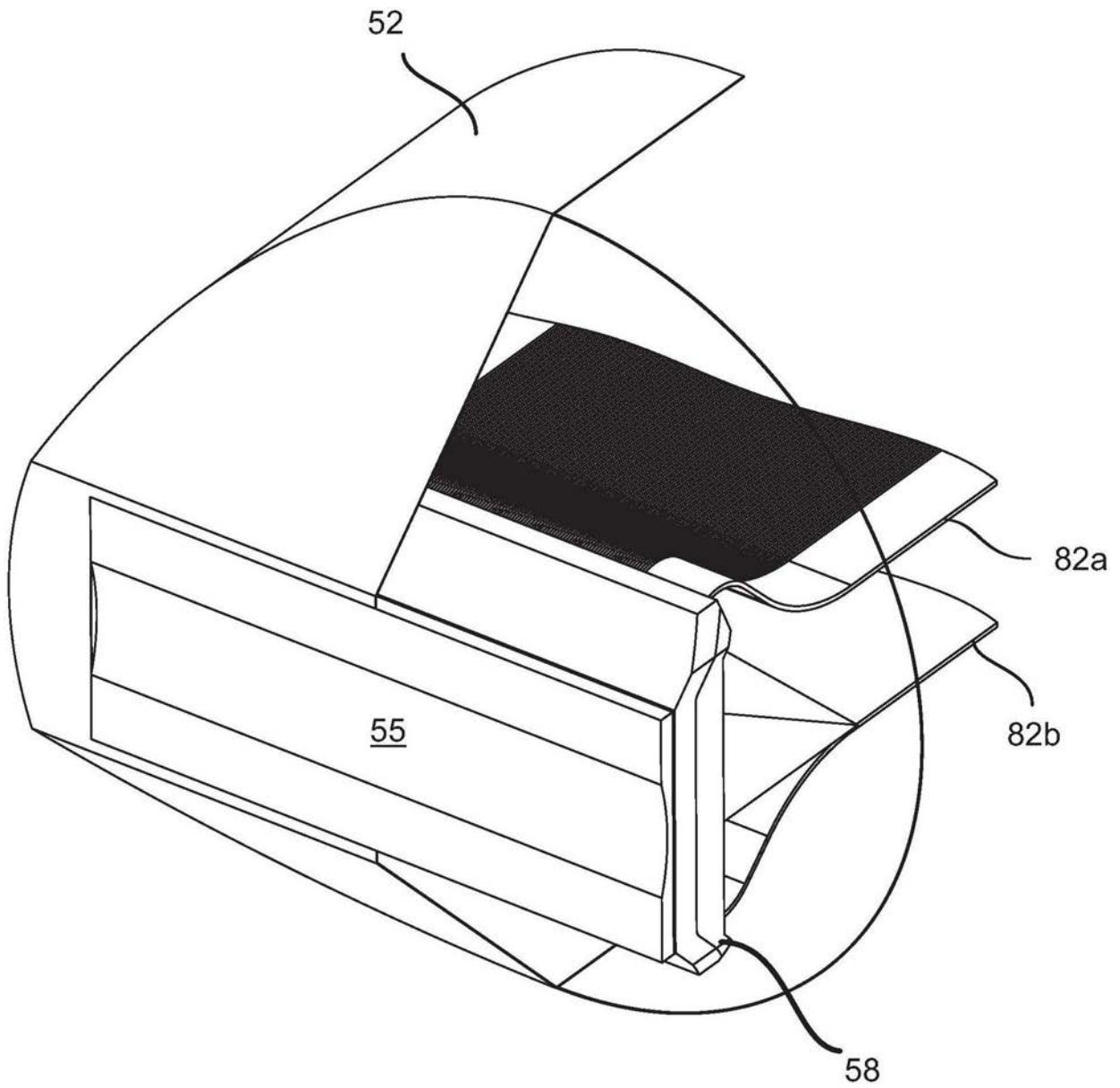


图2A

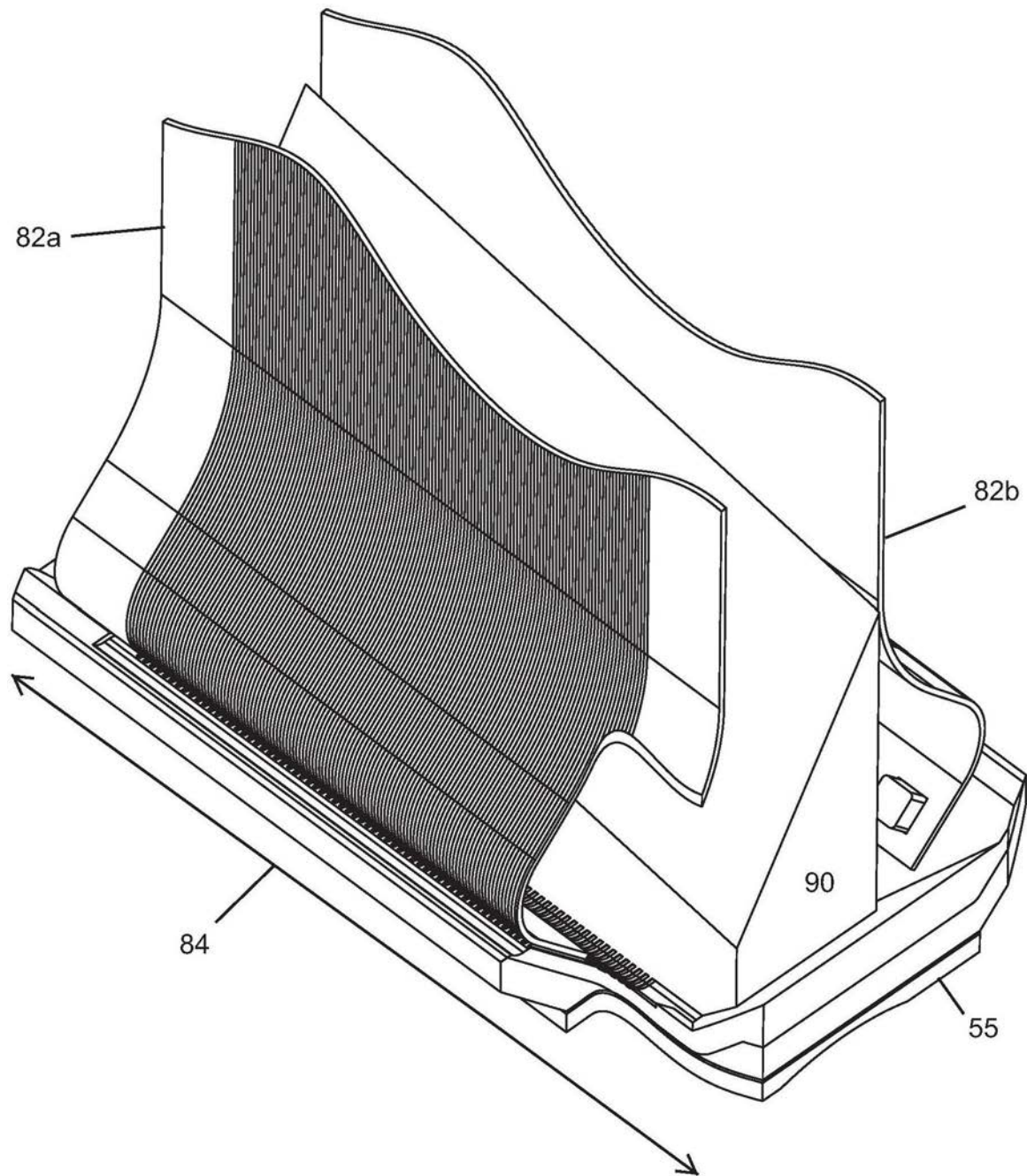


图2B

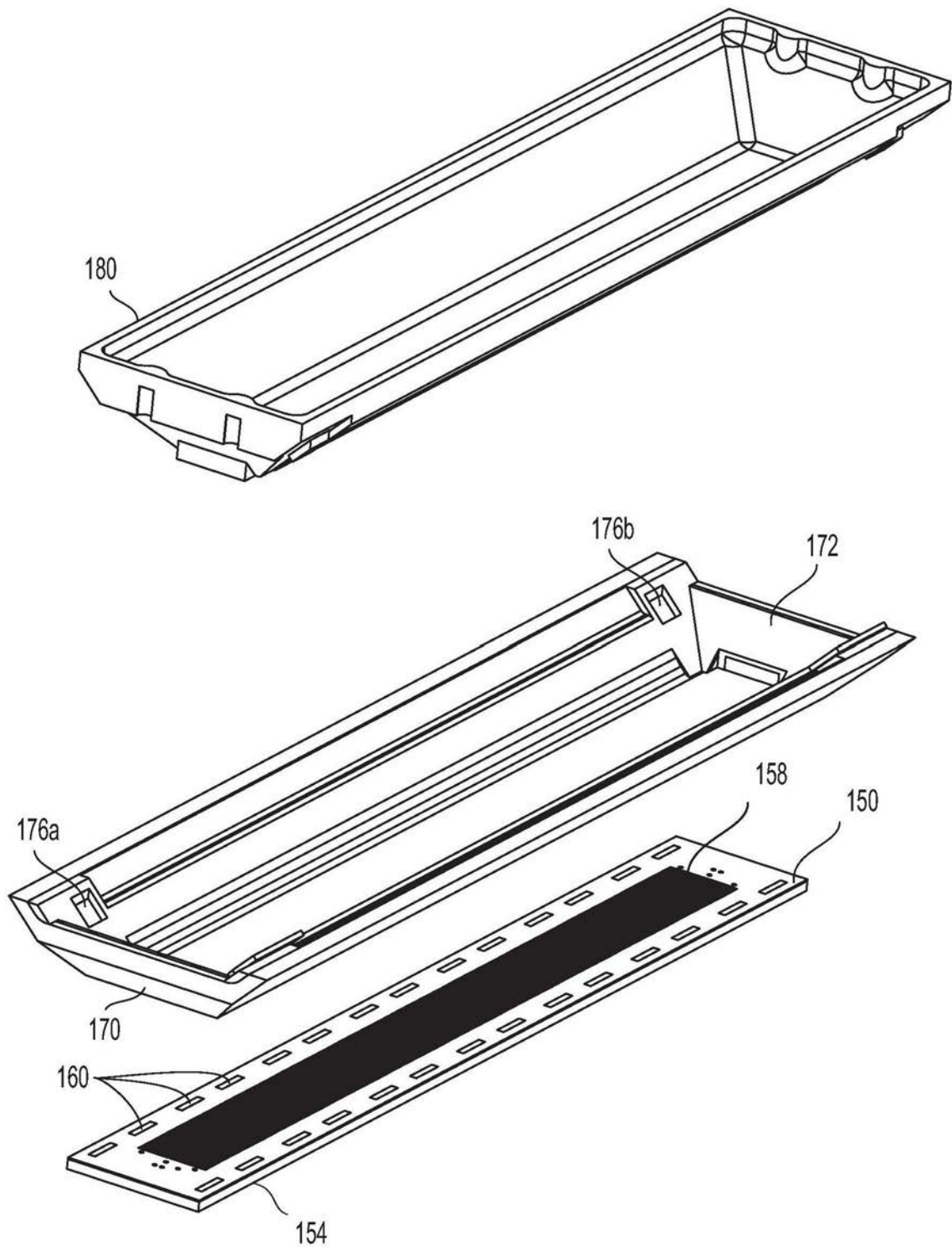


图3A

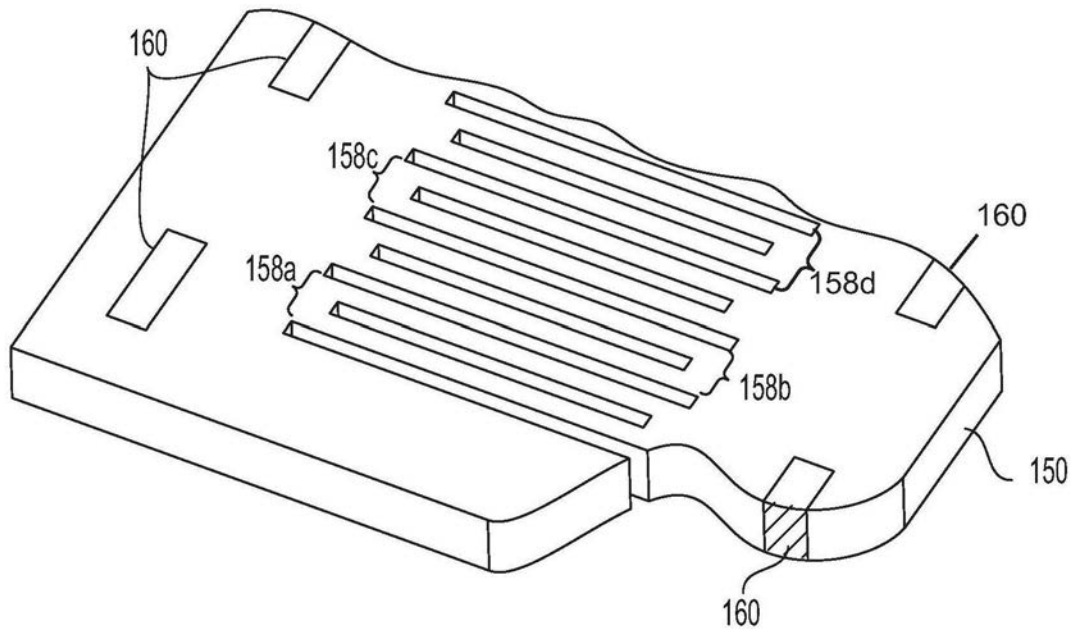


图3B

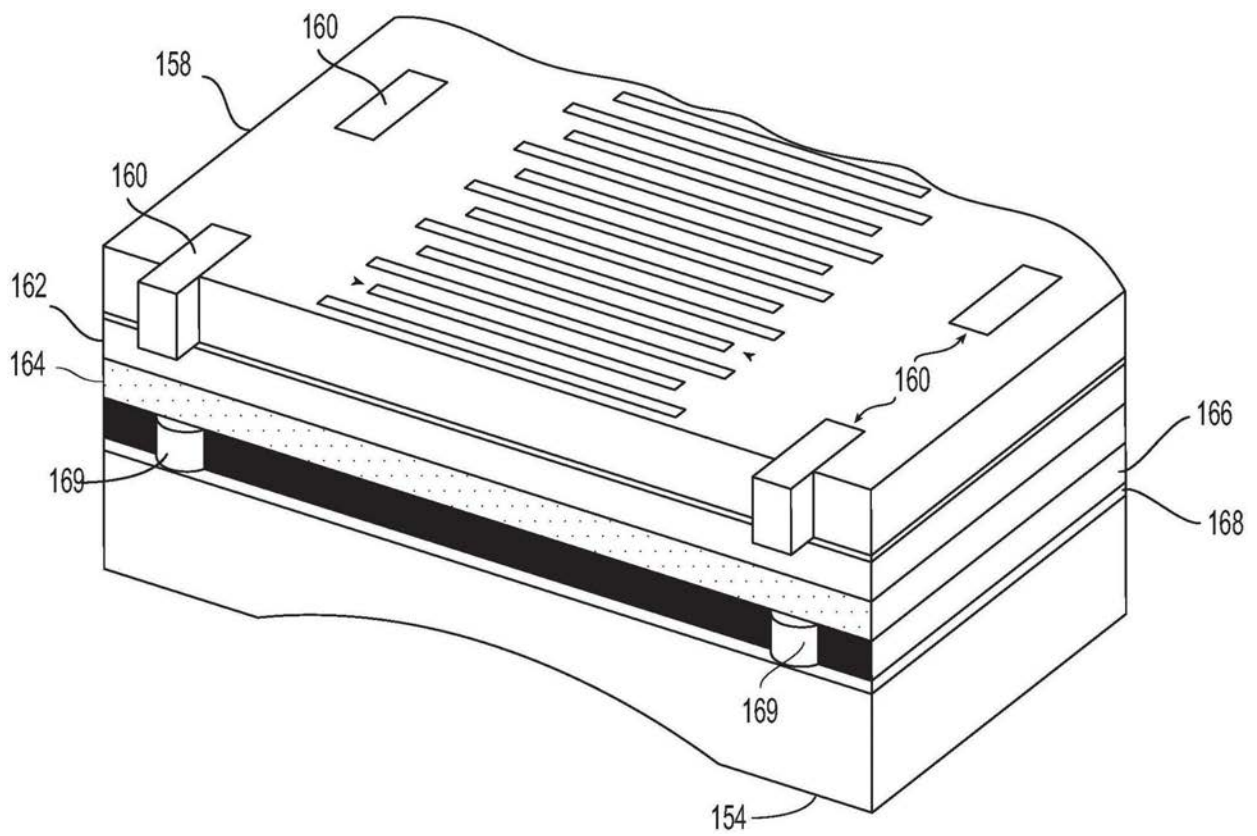


图3C

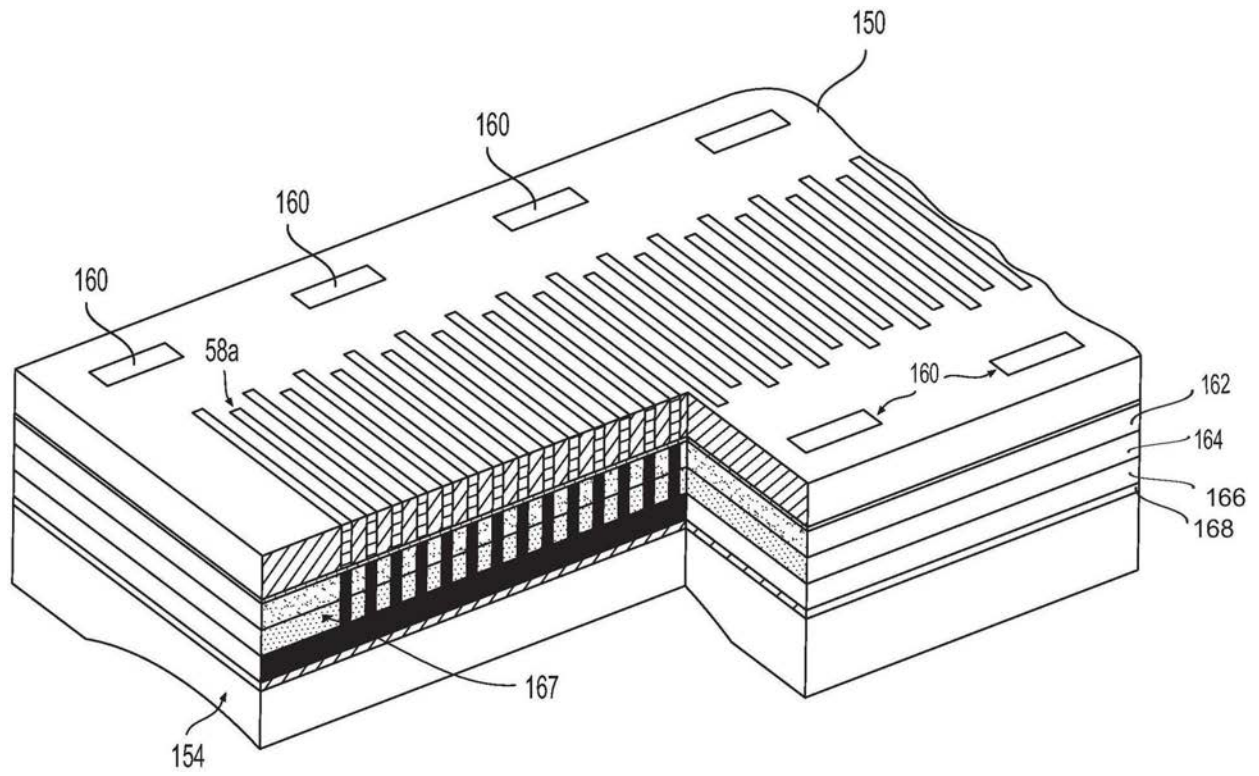


图3D

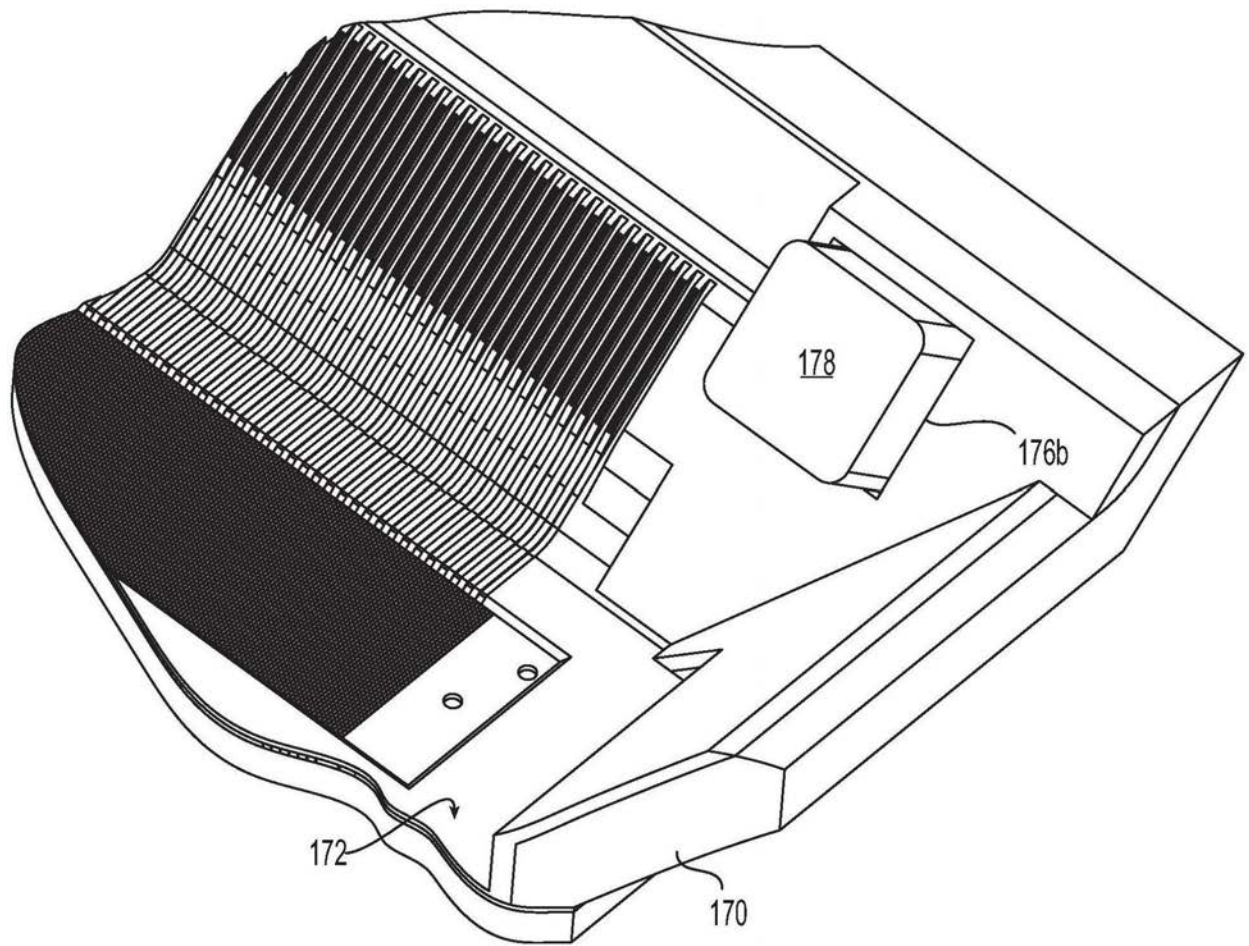


图4

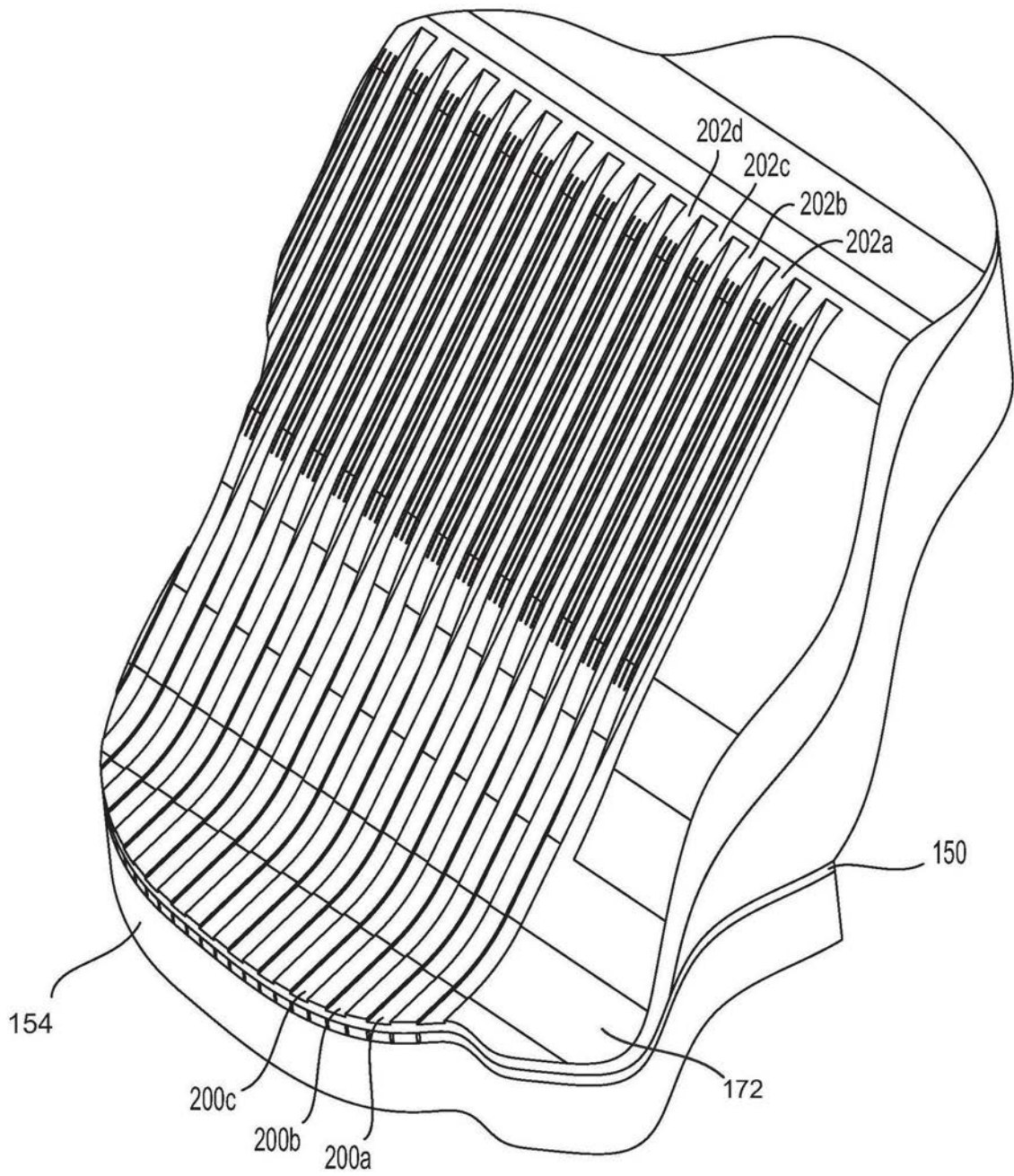


图5

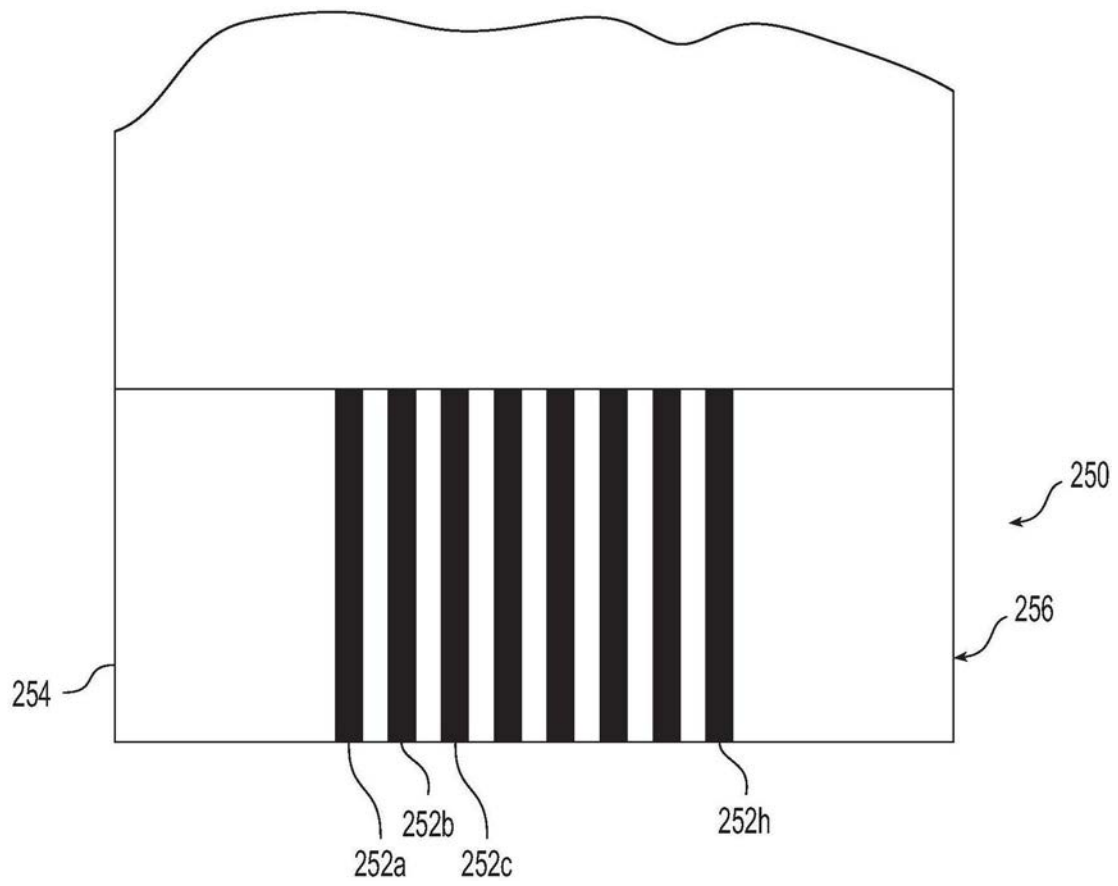


图6

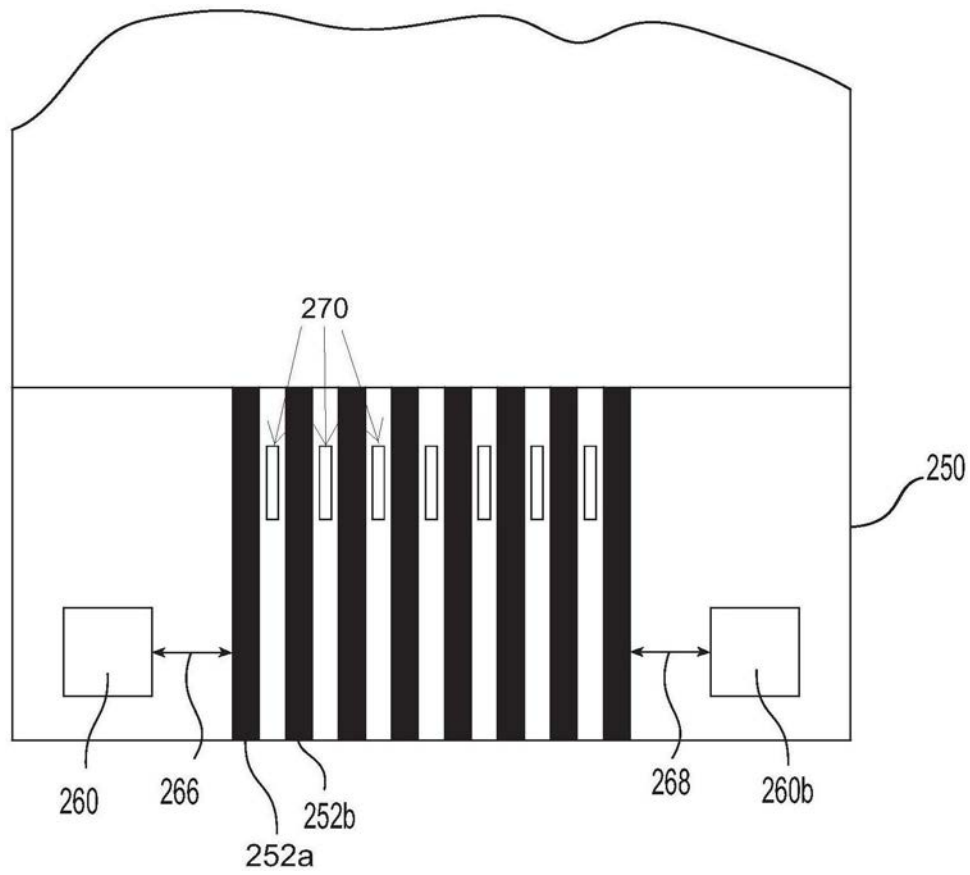


图7

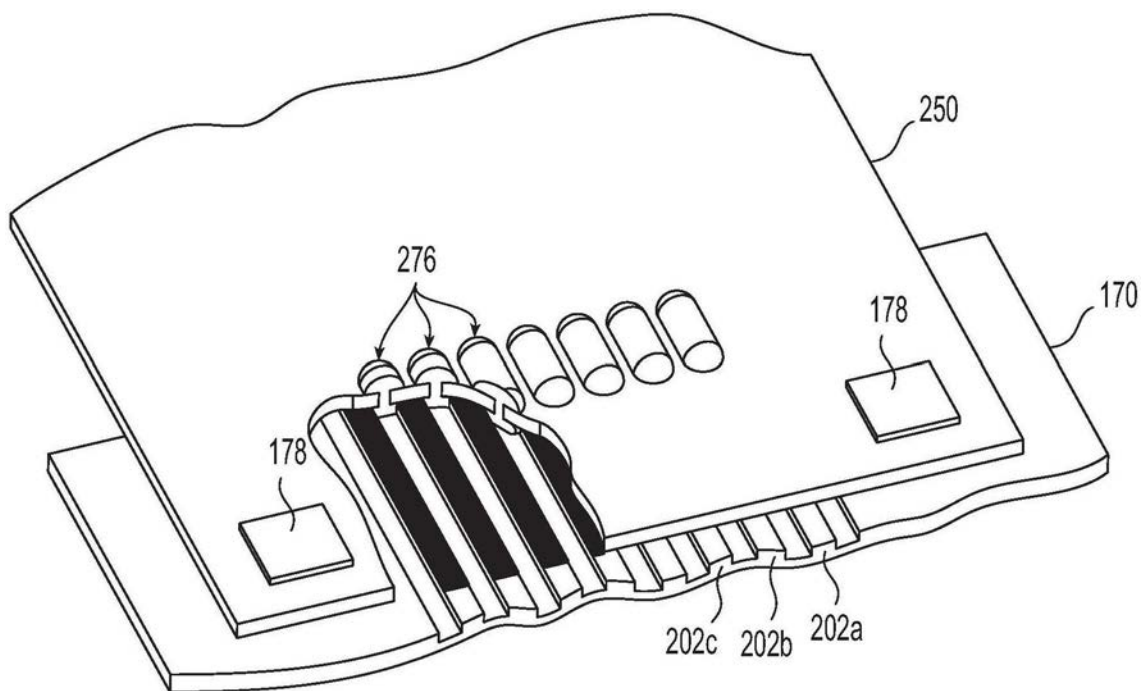


图8

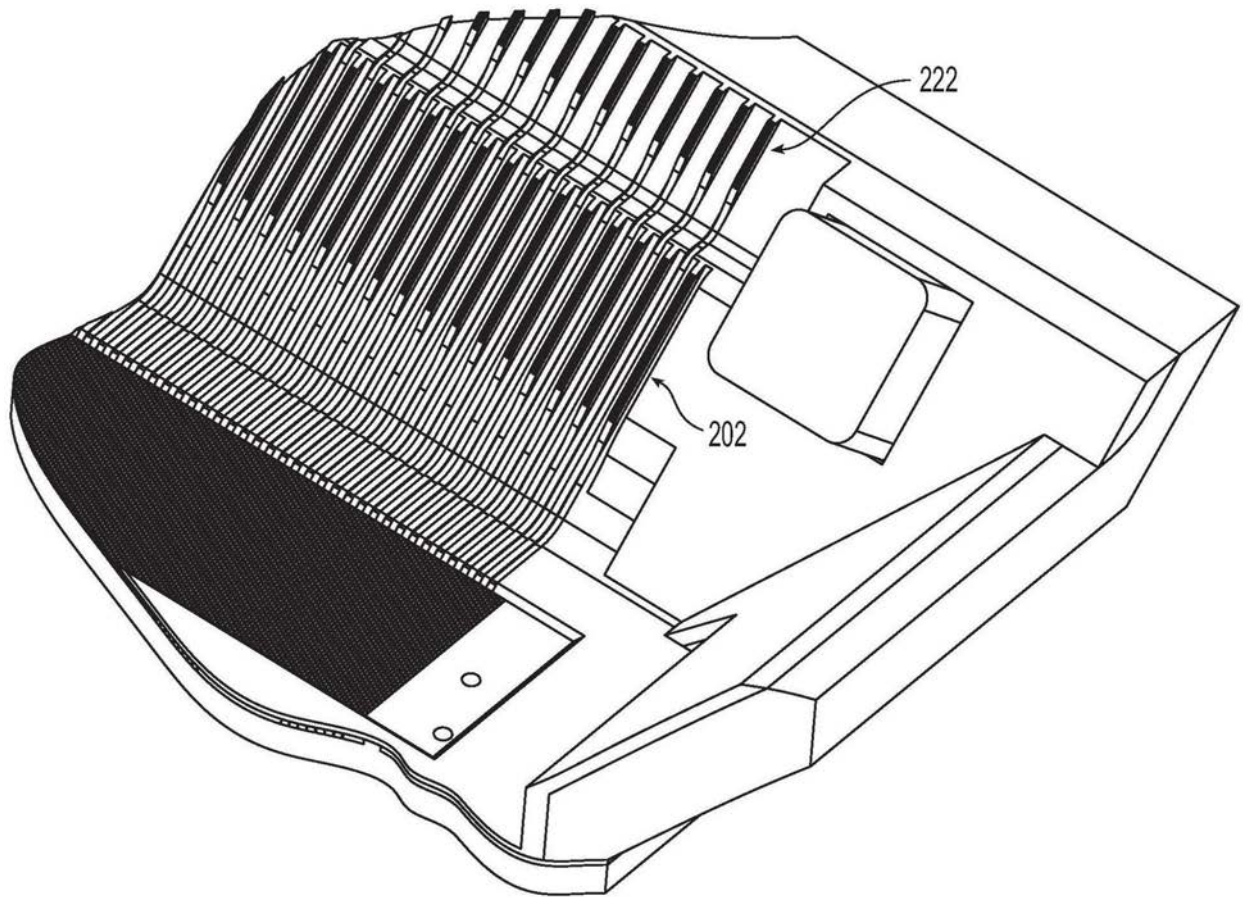


图9

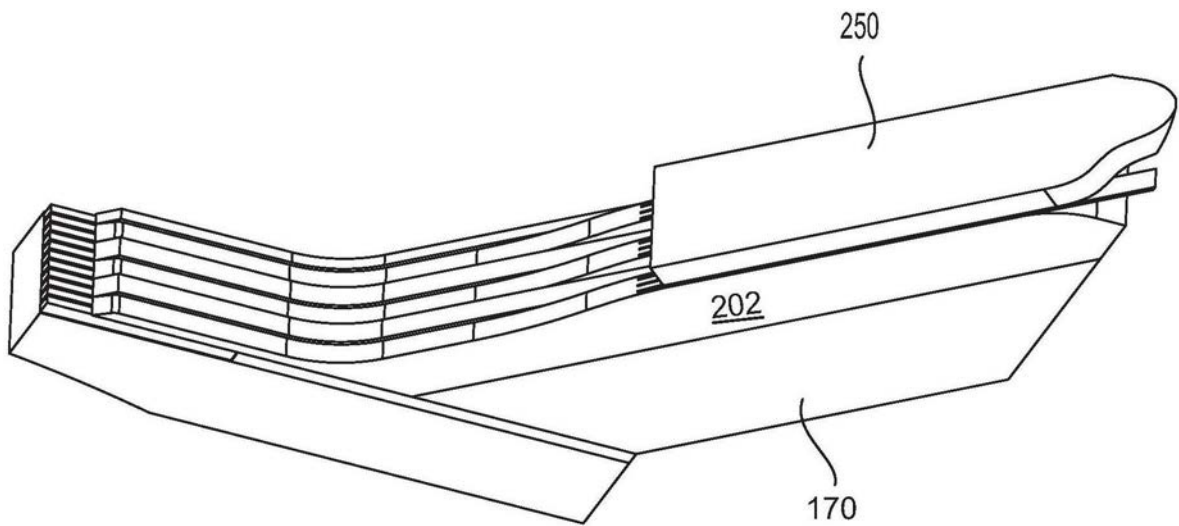


图10

专利名称(译)	具有高频超声波换能器阵列的医疗仪器		
公开(公告)号	CN108348218A	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680065435.1	申请日	2016-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
[标]发明人	尼古拉斯克里斯托弗沙格尔 德西蒙希尔森 奥列格伊凡尼斯基 庞国锋 罗伯特柯拉佳		
发明人	尼古拉斯·克里斯托弗·沙格尔 德西蒙·希尔森 奥列格·伊凡尼斯基 庞国锋 罗伯特·柯拉佳		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/4494 B06B1/0622 A61B8/4477 A61B8/4483 B06B2201/76 H01L41/00 Y10T29/42		
代理人(译)	方挺		
优先权	62/260219 2015-11-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了具有相位阵列超声波换能器的医疗装置。所述换能器包括电耦合到相应电导体的多个换能器元件。于一实施例中，所述导体被包括在柔性电路中并且通过导电表面接合相应的换能器元件，所述导电表面形成在持有超音波阵列的框架的向外延伸的肋部上。于一实施例中，医疗装置中的相位阵列为前向，并且元件节距等于或小于 0.75λ ，更优选为等于或小于 0.6λ 。于一实施例中，换能器可在 $\pm 90^\circ$ 的角度上旋转，从而可提供装置远端周围组织的360度视角。

