



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106536068 B

(45)授权公告日 2020.06.05

(21)申请号 201580039047.1

J・W・威克普 R・德克尔

(22)申请日 2015.06.25

M・G・M・诺滕 A・C・J・范伦斯

(65)同一申请的已公布的文献号

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

申请公布号 CN 106536068 A

代理人 李光颖 王英

(43)申请公布日 2017.03.22

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

B06B 1/02(2006.01)

14177454.7 2014.07.17 EP

B06B 1/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(56)对比文件

2017.01.17

EP 0853919 A2,1998.07.22,

(86)PCT国际申请的申请数据

CN 1930689 A,2007.03.14,

PCT/EP2015/064365 2015.06.25

CN 101960673 A,2011.01.26,

(87)PCT国际申请的公布数据

CN 101960673 A,2011.01.26,

W02016/008690 EN 2016.01.21

CN 101868185 A,2010.10.20,

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

CN 201270345 Y,2009.07.08,

地址 荷兰艾恩德霍芬

US 2014148703 A1,2014.05.29,

(72)发明人 V・A・亨内肯 M・C・卢韦斯

审查员 王俊德

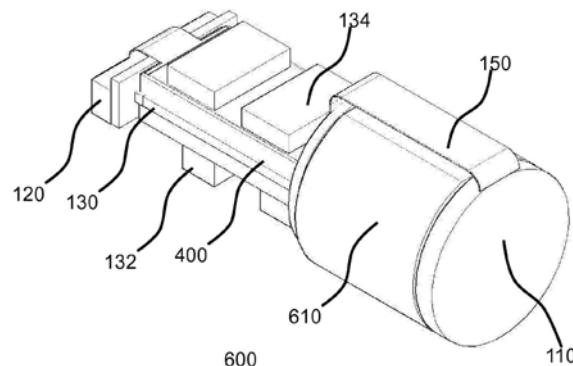
权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54)发明名称

线包括从第一主表面安装在所述通孔中的一个中的暴露的端子芯部分，并且其中，每个通孔由第二主表面上的焊料突起(214)密封，使得所述超声换能器布置能够直接安装在柔性管状体上，而不需要PCB。

超声换能器布置和组件、同轴电线组件、超声探头及超声成像系统

(57)摘要



本申请公开了一种超声换能器布置(100)，包括：在空间上分离并且由柔性聚合物组件(150)电互连的多个衬底岛(110、120、130)，所述柔性聚合物组件包括提供所述电互连的导电迹线，所述多个衬底岛包括第一衬底岛(110)和第二衬底岛(120)，所述第一衬底岛包括多个超声换能器单元(112)，所述第二衬底岛包括外部触点的阵列，以用于将所述超声传感器布置连接到柔性管状体，所述柔性管状体包括同轴电线组件(200)，所述同轴电线组件包括多条同轴电线(220)，每条同轴电线具有由电绝缘套筒(226)覆盖的导电芯(228)；以及电绝缘体(210)，其具有第一主表面(211)、第二主表面(213)以及多个通孔(212)，每个通孔从第一主表面延伸到第二主表面并且被涂覆有导电构件，其中，每条同轴电

1.一种超声换能器组件(600),包括:

能够折叠的超声换能器布置(100),其包括在空间上分离并且由柔性聚合物组件(150)电互连的多个衬底岛(110、120、130),所述柔性聚合物组件包括提供所述电互连的导电迹线,所述多个衬底岛包括第一衬底岛(110)和第二衬底岛(120),所述第一衬底岛包括多个超声换能器单元(112),所述第二衬底岛包括外部触点的阵列,以用于将所述能够折叠的超声换能器布置连接到柔性管状体;以及

刚性支撑结构(400),其具有包括第一表面的第一平面部分(410)、与所述第一平面部分相对的第二平面部分(420)以及具有第三表面的第三平面部分(430),所述第二平面部分具有第二表面,所述第三表面在所述第一表面与所述第二表面之间延伸;

其中,所述能够折叠的超声换能器布置被布置为被折叠到所述刚性支撑结构上,使得所述第一衬底岛(110)被安装在所述第一表面上并且第二衬底岛(120)被安装在所述第二表面上。

2.根据权利要求1所述的超声换能器组件(600),其中,所述能够折叠的超声换能器布置(100)还包括至少一个另外的衬底岛(130),所述至少一个另外的衬底岛包括多个外部触点,以用于接收有源和/或无源部件(132、134),所述至少一个另外的衬底岛被安装在所述第三平面部分(430)上。

3.根据权利要求2所述的超声换能器组件(600),还包括被安装在所述至少一个另外的衬底岛(130)上的有源和/或无源部件(132、134)。

4.根据权利要求2所述的超声换能器组件(600),其中,所述第一衬底岛(110)、所述第二衬底岛(120)以及所述至少一个另外的衬底岛(130)中的至少一个包括定义去耦电容器的多个沟槽(1006),每个沟槽由导电材料(1010)填充,所述导电材料通过电绝缘材料(1008)与衬底材料(1000)分离。

5.根据权利要求4所述的超声换能器组件(600),包括多个所述去耦电容器,每个去耦电容器被定位于不同的衬底岛(110、120、130)上。

6.根据权利要求1所述的超声换能器组件(600),其中,所述刚性支撑结构(400)是金属支撑结构。

7.根据权利要求1-6中的任一项所述的超声换能器组件(600),其中,所述第一衬底岛(110)通过背衬构件(610)与所述第一表面分离。

8.根据权利要求7所述的超声换能器组件(600),其中,所述柔性聚合物组件(150)的至少部分沿着所述背衬构件的外表面延伸。

9.一种同轴电线组件(200),包括:

多条同轴电线(220),每条同轴电线均具有由电绝缘套筒(226)覆盖的导电芯(228);以及

电绝缘体(210),其具有第一主表面(211)、第二主表面(213)以及多个通孔(212),所述多个通孔中的每个通孔从所述第一主表面延伸到所述第二主表面,所述孔中的每个被涂覆有导电构件;

其中,每条同轴电线包括从所述第一主表面安装在所述多个通孔中的一个中的暴露的端子芯部分,并且其中,每个通孔由所述第二主表面上的焊料突起(214)密封。

10.根据权利要求9所述的同轴电线组件(200),还包括容纳所述同轴电线(220)的柔性

管状体，其中，所述电绝缘体(210)被安装在所述柔性管状体的端部部分上。

- 11.一种包括根据权利要求1至8中的任一项所述的超声换能器组件(600)的超声探头。
- 12.一种包括根据权利要求1至7中的任一项所述的超声换能器组件(600)的超声探头，其中，从所述第一衬底岛(110)到所述第二衬底岛(120)的总长度小于10mm或小于8mm。
- 13.一种超声探头，包括根据权利要求1-8中的任一项所述的超声换能器组件(600)和根据权利要求9所述的同轴电线组件(200)，其中，所述第二衬底岛(120)的所述外部触点中的每个被电耦合到焊料突起(214)中的一个。
- 14.一种包括根据权利要求11至13中的任一项所述的超声探头的超声成像系统(1)。

超声换能器布置和组件、同轴电线组件、超声探头及超声成像系统

技术领域

- [0001] 本发明涉及超声换能器布置，所述超声换能器布置包括在空间上分离并且由柔性聚合物组件电互连的多个衬底岛。
- [0002] 本发明还涉及包括这样的超声换能器布置的超声换能器组件。
- [0003] 本发明还涉及用于与所述超声换能器组件配合的同轴电线组件。
- [0004] 本发明还涉及包括这样的超声换能器组件和同轴电线组件的超声探头。
- [0005] 本发明还涉及包括这样的超声探头的超声成像系统。

背景技术

- [0006] 包括超声感测能力的IC管芯(例如超声换能器芯片)被越来越多地用作超声探头(诸如超声导管)的感测端。超声感测能力可以例如由超声换能器芯片的主表面中的多个换能器元件来提供，例如以提供前视或侧视超声探头。用于实施换能器元件的流行技术包括由诸如锆钛酸铅(PZT)或聚偏氟乙烯(PVDF)的材料形成的压电换能器元件以及电容性微机械超声换能器(CMUT)元件。基于这样的CMUT元件的超声换能器芯片有时被称为CMUT设备。
- [0007] CMUT设备正变得越来越受欢迎，因为CMUT设备可以提供优良的带宽和声学阻抗特性，这使得它们相比于例如压电换能器是优选的。CMUT膜的振动可通过施加压力(例如，使用超声)来触发或者可被电学地感应。通常借助于集成电路(IC)(诸如专用集成电路(ASIC))到CMUT设备的电连接便利设备的发射模式和接收模式。在接收模式中，膜位置的变化引起电容的变化，其可以被电子地记录。在发射模式中，施加电信号引起膜的振动。压力导致膜的偏转，所述偏转被电子地感测为电容的变化。然后，可以导出压力读数。
- [0008] 在开发超声探头时小型化是具体的挑战。尤其地，在这样的探头要被用于先进的诊断目的(例如心脏调查和手术)时，这些探头必须尽可能小，以允许探头进入感兴趣身体部分。同时，超声探头应当是刚性的，例如当用作导管的端部以允许探头以受控方式被引导到感兴趣身体部分中时。这些要求难以与在探头处包括重要信号处理能力的期望相一致。
- [0009] 具体地，可以期望在探头端部处包括有源部件(例如专用集成电路(ASIC))以向超声换能器单元提供控制信号并处理响应信号，并且可以期望包括无源部件(例如去耦电容器)，其例如保护各种电路免受电源电压的波动(例如电源反弹)影响，这可能由一些部件(特别是ASIC)的功耗行为引起。
- [0010] US 2010/0280388 A1公开了一种与支持电子器件一起安装在柔性构件上的CMUT阵列。该子组件可以卷成管状(圆柱)以形成基于CMUT的超声扫描器，其中，超声换能器分布在所述圆柱的侧表面上。然而，以这种方式实现足够紧凑的超声扫描器不是简单的。具体而言，为了将子组件安装到导管腔上，所述子组件通常被连接到承载另外的支持电子器件的印刷电路板(PCB)，所述支持电子器件诸如为分立部件(例如去耦电容器)，所述分立部件不能够容易地在子组件制造过程中形成，例如因为这些部件是以不同的技术制造的。PCB被连接到腔内的多条同轴电线，其数量通常与超声扫描器的通道的数量匹配。这样的PCB给予超

声扫描器所需的刚性。然而,PCB和分立部件的最小尺度通常妨碍便利在尺度具有挑战性的环境(例如,心脏环境)中使用这样的探头的足够小型化.US 2010/0280388 A1中示出的阵列的另一个缺点是其在前视方向上的限制的视场。

发明内容

[0011] 本发明寻求提供一种消除对独立PCB的需要的超声换能器组件。

[0012] 本发明寻求提供一种能够以直接的方式连接到这样的超声换能器组件的同轴电线组件。

[0013] 本发明还寻求提供一种超声探头,其包括连接到彼此的这样的超声换能器组件和同轴电线组件。

[0014] 本发明还寻求提供一种超声成像系统,其包括这样的超声探头。

[0015] 根据方面,提供了一种可折叠超声换能器布置,其包括:在空间上分离且通过柔性聚合物组件电互连的多个衬底岛,所述柔性聚合物组件包括提供所述电互连的导电迹线,所述多个衬底岛包括包含多个超声换能器单元的第一衬底岛以及包含用于将所述超声传感器布置连接到柔性管状体的外部触点的阵列的第二衬底岛;以及刚性支撑结构,其具有包括第一表面的第一平面部分、带第二表面的与第一部分相对的第二平面部分以及带在第一表面与第二表面之间延伸的第三表面的第三平面部分,其中,所述可折叠超声换能器布置被布置成折叠到所述支撑结构上,使得第一衬底岛被安装在第一表面上并且第二岛被安装在第二表面上。

[0016] 本发明是基于如下见解:可以提供能够折叠到预整形的刚性载体(结构)上的柔性换能器布置的一些实施例,使得所述换能器布置可以直接连接到同轴电线的集合而不需要互连PCB。因此,可以产生特别紧凑的换能器组件,其能够在超声探头中用于诸如导管的柔性管状体。另外,包括多个超声换能器单元的第一衬底岛可以提供高密度超声阵列,所述高密度超声阵列能够在远离刚性支撑结构的第一表面上的前视方向上采集高分辨率超声图像。

[0017] 有利地,所述超声换能器组件还包括至少一个另外的衬底岛,所述另外的衬底岛包括用于接收有源和/或无源部件的多个外部触点。这还避免对独立PCB的需求,因为另外的衬底岛可以充当针对这样的有源部件(例如ASIC)和/或无源部件(例如去耦电容器)的安装垫。

[0018] 在实施例中,第一衬底岛、第二衬底岛和至少一个另外的衬底岛中的至少一个包括定义去耦电容器的多个沟槽,每个沟槽由通过电绝缘材料与衬底材料分离的导电材料填充。这样的嵌入式垂直或沟槽电容器可以具有由于这样的电容器的三维性质的大的板面积,并且因此可以用作去耦电容器,从而避免对分立电容器的需要。这进一步降低了超声换能器布置的总体尺寸,因为分立去耦电容器通常是相对大的,并在一些应用领域太大而不能便于超声换能器配置的足够小型化。

[0019] 超声换能器布置可以包括多个所述去耦电容器,每个去耦电容器位于不同的衬底岛上。这具有另外的优点,即相应的去耦电容器是真正彼此电绝缘的,使得不同的去耦电容器可以在不同的电位下操作,即衬底可以在不同的电位下操作。这增加了超声换能器布置的操作灵活性和鲁棒性。

[0020] 在备选实施例中,柔性聚合物组件是带状组件,并且第一衬底岛和第二衬底岛是

在带状组件的相反端部处,所述超声换能器布置还包括在第一衬底岛与第二衬底岛之间的多个支撑岛,相应的衬底岛和支撑岛由柔性聚合物组件互连。

[0021] 这允许形成紧凑刚性超声换能器组件,其中,可以避免对独立的PCB或预整形的刚性载体的需要。

[0022] 所述超声换能器布置还可以包括至少一个另外的衬底岛,所述至少一个另外的衬底岛包括用于接收有源和/或无源部件的多个外部触点,所述至少一个另外的衬底岛被安装在第三平面部分上。由于在第一表面与第三表面之间的第二表面的平面性质,这样的部件可以被添加到超声换能器布置中,同时保留了紧凑布置。所述超声换能器可以包括安装在至少一个另外的衬底岛上的有源和/或无源部件。

[0023] 刚性支撑结构可以是金属支撑结构。这除了能够以低成本制造之外提供特别刚性的支撑结构。

[0024] 第一衬底岛可以通过背衬构件与第一表面分离,以便使超声换能器单元与来自不期望方向的散射超声波隔绝。

[0025] 根据另一方面,提供了一种超声换能器组件,其包括:背衬构件;以及根据备选实施例所述的超声换能器布置,其中,第一衬底岛被安装在背衬构件的第一表面上,并且所述带状组件被折叠以定义安装在背衬构件的与所述第一表面相对的第二表面上多个蜿蜒的折叠,其中,所述折叠的尺度被设置为使得相邻的支撑岛在单个折叠内被粘合在一起,并且其中,所述第二衬底岛在折叠的带状组件的远端处相对于背衬构件被暴露。这提供了一种紧凑和刚性的超声换能器组件,而不需要分离的刚性支撑结构。

[0026] 根据另一方面,提供了一种同轴电线组件,其包括:多条同轴电线,每条同轴电线具有由电绝缘套筒覆盖的导电芯;以及具有第一主表面、第二主表面和多个通孔的电绝缘体,每个通孔从第一主表面延伸到第二主表面,所述孔中的每个被涂覆有导电构件;其中,每条同轴电线包括从第一主表面安装在所述通孔中的一个中的暴露端子芯部分,并且其中,每个通孔由第二主表面上的焊料突起密封。

[0027] 通过将同轴电线固定在连接焊盘(其可以例如用作球栅阵列)中,可以以简单直接的方式实现同轴电线和要与之连接的项目(例如,超声换能器布置的第二衬底岛)之间的连接。为此,同轴电线组件还可以包括柔性管状体,诸如容纳所述同轴电线的导管腔,其中,电绝缘体被安装在柔性管状体的端部上。然而,应该理解的是,这样的同轴电线组件不限于与本发明的同轴电线组件连接;这样的同轴电线组件可以被连接到需要连接到多条同轴电线的任何项目。具体地,同轴电线组件可以被连接到诸如PCB的载体的边缘部分,以便于同轴电线组件与载体之间的直接连接。

[0028] 根据另外的方面,提供了一种超声探头,其包括以上超声换能器组件和同轴电线组件的一个或多个实施例,其中,第二衬底岛的外部触点中的每个被导电地耦合到焊料突起之一。这就产生了可在小空间(诸如心脏体积)中可靠地使用的特别紧凑且刚性的超声探头。

[0029] 根据又一个方面,提供了一种包括这样的超声探头的超声成像系统。这样的成像系统可以被可靠地用于产生感兴趣的小空间(诸如心脏体积)的图像。

附图说明

- [0030] 更详细地并且参考附图通过非限制性范例来描述本发明的实施例,其中:
- [0031] 图1示意性描绘了根据实施例的同轴电线组件的方面;
- [0032] 图2示意性描绘了根据实施例的同轴电线组件的另一方面;
- [0033] 图3示意性描绘了根据实施例的同轴电线组件,其被安装在印刷电路板的边缘上;
- [0034] 图4示意性描绘了根据实施例的超声换能器布置;
- [0035] 图5示意性描绘了图4的超声换能器布置可以安装于其上的刚性载体;
- [0036] 图6示意性描绘了根据实施例的超声换能器组件;
- [0037] 图7示意性描绘了包括根据另一实施例的超声换能器布置的超声探头端部的方面;
- [0038] 图8示意性描绘了图7的超声探头端部,其具有处于折叠布置中的超声换能器布置;
- [0039] 图9示意性描绘了制造超声换能器布置的方法的范例实施例;
- [0040] 图10示意性描绘了根据实施例的将沟槽电容器集成到超声换能器布置中的方法;并且
- [0041] 图11示意性描绘了根据范例实施例的超声成像系统。

具体实施方式

[0042] 应当理解,附图仅是示意性的而没有按比例绘制。还应该理解,相同的附图标记在整个附图上被用于指示相同或相似的部分。

[0043] 本发明的实施例涉及提供紧凑和刚性的超声探头端部,其中,可以在不需要印刷电路板(PCB)的情况下提供端部的刚性。为此,已经设想一种插头和插座类型的布置,其中,相对于现有技术布置,超声换能器组件和同轴电线组件被直接配合以将超声换能器组件连接到柔性腔,诸如柔性导管,在现有技术布置中,超声换能器组件通常被安装到PCB,同轴电线被焊接到所述PCB上。如先前所解释的,这些现有技术布置由于PCB的尺寸约束而不能实现超声探头端部的期望小型化。

[0044] 图1和图2示意性地提供了根据实施例的同轴电线组件200的相应透视视图。同轴电线组件200包括多条同轴电线220,每条同轴电线具有由电绝缘套筒226覆盖的导电芯228。电绝缘套筒226通常将导电芯228与导电外部鞘224分离,所述导电外部鞘由外套筒222电绝缘。由于这样的同轴电线220本身是公知的,因此这将不更详细地解释。然而,为了避免疑问,应注意,任何合适类型的同轴电线都可以用在同轴电线组件200中。

[0045] 同轴电线组件还包括电绝缘体210,所述电绝缘体具有第一主表面211、第二主表面213和多个通孔212,每个通孔从第一主表面211延伸到第二主表面213。所述通孔212中的每个被涂覆有导电构件,例如金属或金属合金层,所述导电构件可以以任何合适的方式(例如通过任何合适的镀覆技术)被应用于通孔212的内表面。通孔212可以以任何合适的方式(例如,使用合适的蚀刻配方)形成在电绝缘体210中。电绝缘体210可以由任何合适的材料制成,例如,未掺杂的硅或可以以合适的方式通过其形成通孔212的任何其它电绝缘材料,例如可以被蚀刻以形成通孔212的任何电绝缘材料。每条同轴电线220包括暴露的端子芯部分,其中,电绝缘套筒226已被向后剥开以暴露出所述端子芯部分。每个暴露的端子芯部分

被安装在通孔212之一中,使得所述端子芯部分从第一主表面211进入通孔212。每个端子芯部分被固定在其通孔212中,使得所述端子芯部分被电耦合到通孔212内部的导电构件。例如,端子芯部分可以使用焊料被固定在通孔212中。每个通孔212可以由第二主表面213上的焊料突起(未示出)进一步密封,所述焊料突起可以限定第二主表面213上的球栅阵列。焊料突起可以形成将端子芯部分固定在通孔212内的焊料的部分。备选地,被形成在每个通孔212内部的导电构件可以被整形以使得导电构件从第二主表面213凸起,所述凸起可以代替地限定第二主表面213上的触点的阵列。在实施例中,同轴电线220形成诸如导管的柔性腔的部分,其中,同轴电线220通常被容纳在本身已公知的柔性管状体内。在该实施例中,触点的阵列(例如球栅阵列)可被用于将柔性腔直接连接到超声换能器组件,即不需要将同轴电线220连接到PCB,如将在后面更详细地说明的。

[0046] 然而,应该理解的是,同轴电线组件200不限于这样的使用。同轴电线组件200可以用作针对任何另外的组件的同轴电线连接,所述另外的组件需要连接到其的多条同轴电线。尤其地,同轴电线组件200可以有利地用在其中要将同轴电线220相对紧密邻近地连接到彼此的设备中,其中,所需的紧密邻近使得难以在个体的基础上可靠地建立期望的互连。例如,根据实施例的同轴电线组件200可以便利具有200微米或更小的间距的同轴电线220的连接矩阵。

[0047] 图3示意性描绘了范例,其中,同轴电线组件200被安装到承载一个或多个分立部件310的PCB 300。此处,同轴电线组件200被电耦合(例如焊接或在相对触点之间使用导电胶的液滴胶合)到PCB 300的边缘部分。这样的边缘布置是特别紧凑的并且可以实现,因为同轴电线组件200可以具有约1毫米或更小的总高度,这很好地在多数PCB的厚度内。更一般地,同轴电线组件200的形式因子使得其特别适用于连接到另外的组件的边缘部分,其中,所述边缘部分连接另外的组件的两个相对主表面。

[0048] 在特定的实施例中,同轴电线组件200可以形成柔性腔(例如,导管)的部分,并可以用于形成具有超声换能器布置的紧凑的刚性探头端部,其中,所述超声换能器布置被设计成包括衬底岛,所述衬底岛包括外部触点的阵列,以经由同轴电线组件200将超声传感器布置连接到导管,而无需中间刚性载体,如在超声换能器布置和同轴电线组件200之间的PCB。

[0049] 图4示意性描绘了根据这样的实施例的超声换能器布置100。超声换能器布置100通常包括超声换能器衬底岛或芯片110,其具有包括超声换能器区的主表面,所述超声换能器区域通常包括多个换能器元件,诸如CMUT或PZT元件。在优选实施例中,所述主表面包括由多个CMUT元件形成的超声换能器区。

[0050] 所述主表面还包括多个触点,所述触点可以以本身公知的任何合适的方式向换能器元件提供接触的点。可以选择这样的换能器衬底岛或芯片110的任何合适的实施例;应该理解的是,本发明的实施例不限于这样的换能器芯片的特定实施例。例如,换能器芯片110可以以任何合适的半导体技术(例如,CMOS、BiCMOS、双极技术等)使用任何合适的半导体衬底材料(例如,硅、绝缘体上硅、SiGe、GaAs等)来实现。此外,应该理解,仅通过非限制性范例的方式将换能器衬底岛或芯片110示出为圆形芯片;换能器衬底岛或芯片110可以采取任何合适的形状或形式。

[0051] 所述超声换能器组件还包括通过柔性聚合物组件150与换能器衬底岛或芯片110

在空间上分离的接触衬底岛或芯片120，所述柔性聚合物组件包括(例如，嵌入)换能器衬底岛或芯片110与接触衬底岛或芯片120之间的导电迹线。接触芯片120通常包括用于与同轴电线组件200接合的多个外部触点420，如将在稍后更加详细地解释的。可以选择这样的接触衬底岛或芯片120的任何合适的实施例；应该理解，本发明的实施例不限于这样的接触芯片的特定实施例。例如，接触芯片120可以以任何合适的半导体技术(例如，CMOS、BiCMOS、双极技术等)使用任何合适的半导体衬底材料(例如，硅、绝缘体上硅、SiGe、GaAs等)来实现。

[0052] 外部触点可以以任何合适的导电材料来实现，诸如通常用于形成这样的触点的任何材料，例如任何合适的金属或金属合金。在实施例中，外部触点420承载用于建立与同轴电线组件200的电连接的焊料突起。

[0053] 例如，柔性聚合物组件150可以由诸如聚酰亚胺的电绝缘柔性聚合物形成，其中，导电迹线可以通过以下来形成：在电绝缘柔性聚合物之上沉积金属层(诸如，铜层)并且将所述金属层图案化以形成导电迹线。在实施例中，柔性互连150可以是Flex箔或铜涂覆的聚酰亚胺，诸如由杜邦公司销售的Pyralux[®]箔。

[0054] 在图4所示的实施例中，超声换能器衬底岛或芯片110和接触衬底岛或芯片120可以是离散制造的芯片，例如在不同的制造工艺中使用不同的技术制造的芯片，这些芯片在单片化(singulation)之后由柔性聚合物组件150彼此互连。这具有在超声换能器芯片110和接触芯片120的设计中的增加的灵活性的优点，但是以超声产生器组件的更复杂的组装过程为代价，因为将柔性互连150连接到相应的芯片110、120可能是麻烦的。因此，在稍后将借助于图9更详细解释的备选实施例中，超声换能器衬底岛或芯片110、接触衬底岛或芯片120以及柔性聚合物组件150可以在单个(集成)的生产工艺中产生。

[0055] 超声换能器布置100还可以包括一个或多个安装衬底岛或芯片130，其可以以与超声换能器衬底岛或芯片110和/或接触衬底岛或芯片120相同的技术来实现，即在单个集成生产过程中实现或者以如先前解释的不同技术实现。一个或多个安装衬底岛或芯片130通过柔性聚合物组件150中的导电迹线电连接到超声换能器衬底岛或芯片110和/或接触衬底岛或芯片120。一个或多个安装衬底岛或芯片130包括在暴露表面上的触点，可以在所述暴露表面上以任何合适的方式(例如，焊接、热压键合等)安装有源部件132(例如，换能器控制器和/或信号处理部件如IC，例如专用IC(ASIC))或者无源部件134(例如，去耦电容器等)。这具有如下优点：分立部件可被添加到超声换能器布置100，而不必以与例如超声换能器衬底岛或芯片110相同的技术来制造这些元件。这增加了超声换能器布置100的设计灵活性。至少一个安装衬底岛或芯片130实际用作这样的分立部件的替换安装平台，从而便于从包括超声换能器布置100的超声换能器组件中消除PCB。

[0056] 然而，应该理解，本发明的实施例不限于分立部件被安装在专用衬底岛130上；同样可行的是超声换能器衬底岛或芯片110和/或接触衬底岛或芯片120包含用于将这样的分立部件额外地或替代地安装在衬底岛或芯片130上的这样的外部触点。

[0057] 在不存在这样的PCB的情况下，需要额外的措施以确保超声换能器组件在被用作例如侵入性诊断布置(诸如导管)的探头端部时实现期望的硬度。在第一实施例中，超声换能器布置100可以被安装在预整形的刚性支撑结构400(其范例实施例在图5中被示意性描绘)上以形成如图6中示意性描绘的超声换能器组件600。刚性支撑结构400可以具有第一平面部分410、第二平面部分420和第三平面部分430，第一平面部分410包括用于支撑超声换

能器衬底岛或芯片110的第一表面,第二平面部分420与第一部分410相对,具有用于支撑接触衬底岛或芯片120的第二表面,第三平面部分430具有在第一表面和第二表面之间延伸的用于支撑一个或多个安装衬底岛或芯片130的第三平面,所述一个或多个安装衬底岛或芯片130可以承载如先前所解释的有源部件132和/或无源部件134。第三平面部分可以与探头的总长度一致(alighted) (同时垂直于第一和第二表面),其中,这样的组件可被使用。在实施例中,第三平面部分430的两者主表面可以被用于支持安装衬底岛或芯片130。

[0058] 可以通过折叠柔性聚合物组件150使得相关的衬底岛被安装在前述的平坦表面上,来将超声换能器布置100安装在刚性支撑件400上。为此,柔性聚合物组件150可以被整形(例如图案化)以包含均承载一个或多个衬底岛的多个翼板,所述翼板被折叠在刚性支撑结构400的合适平坦表面之上以形成刚性的超声换能器组件600。超声换能器布置100可以以任何合适的方式被固定在刚性支撑结构400上,例如使用合适的粘合剂,其本身将是本领域技术人员已知的。

[0059] 刚性支撑结构400可以由任何合适的刚性材料制成,例如刚性(生物)聚合物、金属、金属合金,例如不锈钢,等等。在实施例中,刚性支撑结构400由明确地供患者内部使用的刚性材料(例如钛或不锈钢)制成。刚性支撑结构400可以采取任何合适的形状。在实施例中,第一平面部分410的第一表面与第二平面部分420的第二表面基本平行,其中,第一表面和第二表面面对相对的方向。

[0060] 这例如可以被用于提供具有前视超声换能器阵列和被布置为连接到安装在柔性管状构件(例如腔或导管)的端部上的同轴电线组件100的接触衬底岛或芯片120的超声换能器组件600。在将这样的超声换能器组件600连接到这样的同轴电线组件100后,可以实现特别紧凑的探头端部,其例如具有从换能器芯片110到接触芯片120的小于10mm或甚至小于8mm的整体长度,具有高度的刚性,因此提供了特别适合于涉及小身体体积的调查和流程(例如,心脏的调查和流程)的超声探头端部。包括位于其端部的前表面上的前视超声阵列的这样的探头的优点可以是紧凑的尺寸和高分辨率超声成像的能力,这是由于变化超声换能器衬底岛110中的换能器密度的可能性。

[0061] 任选地,在用于探头端部的超声换能器组件600中,超声换能器芯片110可以与第一平面部分410的第一表面通过背衬构件610分离。在该实施例中,柔性聚合物组件150的至少部分可以沿背衬构件610的外侧延伸,使得换能器芯片110和接触芯片120电互连。背衬构件610通常包括树脂,例如,其中包括超声散射和/或吸收体的环氧树脂。例如,超声散射体和/或超声吸收体可以分散在树脂中。这些体抑制或甚至防止散射和/或反射的超声波到达超声换能器芯片110的超声换能器元件。这可以改进由超声换能器芯片110生成的超声图像的分辨率,因为主要或仅在预期方向上生成和反射的超声波(例如,在包括超声换能器芯片100的前视超声探头的情况下向前生成和反射的超声波)被超声换能器芯片100的超声换能器元件检测到。换言之,来自其它方向的超声波由背衬构件610抑制或防止到达超声传感器芯片110将减少或甚至避免这样的杂散超声波与来自感兴趣方向的超声波的干扰。

[0062] 任何合适的超声散射材料都可以用于形成背衬构件610中的超声散射体。例如,这样的超声散射体的非限制性范例是中空的玻璃球,尽管其它合适的超声散射体对于本领域技术人员而言也将立即显而易见的。类似地,任何合适的固体材料都可以用于形成超声吸收体。本身公知的是重材料(例如,基于重金属的材料)是非常适合于这一目的的。这样的

材料的非限制性范例是钨。例如，超声吸收体可以包括钨，例如表现为氧化钨的形式。同样，对本领域技术人员来说将立即显而易见的是，钨的许多合适的备选是容易得到的，并且这样的合适的备选可在要用于背衬构件610中时是同样可行的。

[0063] 图7示意性描绘了可以被折叠成具有如图8中示意性示出的多个蜿蜒折叠的刚性超声换能器组件600的超声换能器布置100的备选实施例。在该实施例中，柔性聚合物组件150被整形为细长条，其中，除了超声换能器衬底岛或芯片110和接触衬底岛或芯片120以外超声换能器布置100还包括如前面解释的由柔性聚合物组件150互连的多个支撑衬底岛或芯片140。

[0064] 支撑衬底岛或芯片140被间隔开，使得相邻支撑衬底岛或芯片140的暴露主表面可以在柔性聚合物组件150被折叠成多个蜿蜒回路或折叠时彼此接触，其中相邻支撑衬底岛或芯片140占用如图8所示的单个折叠或回路。相邻支撑衬底岛或芯片140可以以任何合适的方式（例如，使用合适的粘合剂）彼此固定。支撑衬底岛或芯片140充当超声换能器组件600的刚性支撑构件，其有助于赋予超声换能器组件600其所需的刚性。

[0065] 在实施例中，支撑衬底岛或芯片140中的至少一些可能执行先前描述的安装衬底岛或芯片130的功能。换言之，支撑衬底岛或芯片140中的至少一些可以包括在暴露表面上的触点，可以在该暴露表面上以任何合适的方式（例如，焊接、热压键合等）安装有源部件132（例如，换能器控制器和/或信号处理部件诸如IC，例如专用IC（ASIC））或者无源部件134（例如，去耦电容器或类似物）。

[0066] 在实施例中，超声换能器衬底岛或芯片110通过背衬构件610与另外的衬底岛（例如，支撑衬底岛或芯片140之一）在空间上分离，所述背衬构件可以是如先前解释的背衬构件。超声换能器衬底岛或芯片110和另外的衬底岛可以以任何合适的方式（例如使用粘合剂）固定到背衬构件610。

[0067] 超声换能器衬底岛或芯片110可以位于带状柔性聚合物组件150的近端并且接触衬底岛或芯片120可以相对于背衬构件610位于带状柔性聚合物组件150的远端。如图8所示，接触衬底岛或芯片120可以连接到同轴电线组件200，所述同轴电线组件包括如先前解释的多条同轴电线220。

[0068] 在图9中，示意性描绘了根据本发明的实施例的方法的非限制性范例，其中，形成了超声换能器布置100。在图9(a)所描绘的第一步骤中，提供晶片900，其中，具有多个超声换能器元件112和多个第一触点114的多个超声换能器衬底岛或芯片110已被形成在一个或多个阵列920中，并且其中，包括多个第二触点122的接触衬底岛或芯片120被形成在一个或多个阵列930中（通过非限制性范例的方式示出了两个阵列920、930）。超声换能器衬底岛或芯片110的阵列920与接触衬底岛或芯片120的相邻阵列930通过晶片900的牺牲区域910分离。在阵列920、930中的每个内的个体衬底岛或芯片通过另外的牺牲晶片区域912（例如将在后面更详细地解释的划线等）分离。

[0069] 晶片900可以是任何合适的晶片，例如硅晶片、绝缘体上硅晶片或其它合适的半导体材料的晶片。在实施例中，晶片900可以包括蚀刻停止层（未示出），例如氧化物层。其目的将在下文更详细地解释。每个超声换能器衬底岛或芯片110的第一触点114将通过跨牺牲区910延伸的柔性聚合物组件150连接到相对的接触衬底岛或芯片120的第二触点122。这样的柔性接触延伸件可以被看作是扁平线缆的微观版本，它的用途在印刷电路板（PCB）水平处

是公知的。

[0070] 所述方法如图9 (b) 所示行进,在晶片900的前侧上提供一层柔性电绝缘材料150,其随后通过光刻法被图案化以暴露出在层200下方的第一和第二触点114、122。任何合适的材料都可被用于层200。柔性电绝缘材料可以从由聚对二甲苯、聚酰亚胺、聚酰亚胺树脂、聚碳酸酯、氟碳化合物、聚砜、环氧化物、酚、三聚氰胺、聚酯和有机硅树脂或它们的共聚物构成的组中选择。在IC要被集成到侵入性医疗布置中时,聚酰亚胺和聚对二甲苯是特别合适的,因为这些材料已被明确用于侵入性医学设备。

[0071] 柔性电绝缘材料150的层厚度优选在1–20 μm 的范围内并且更优选在1–10 μm 的范围内选择,以确保结果具有足够的柔性。如果层150变得太厚,则其柔性将减小。然而,如果层150变得太薄,则它可能太容易损坏。

[0072] 在如图9 (c) 所示的随后步骤中,导电材料被沉积在柔性电绝缘材料150的层上并且随后被图案化以提供与在层150下方的暴露的第一触点114和第二触点122导电接触的相应导电迹线152。也可以使用任何合适的导电材料,诸如Al、Cu或其他合适的金属和金属合金。

[0073] 在图9 (d) 所示的任选步骤中,导电迹线152随后被覆盖有第二层柔性电绝缘材料150’,第二层柔性电绝缘材料150’优选是与用于层150的材料相同的材料,尽管这不是必要的。换言之,用于层150和150’的材料可以分别个体地从前面描述的合适化合物的组中选择。

[0074] 在优选实施例中,层150和150’由相同的材料(例如聚酰亚胺或聚对二甲苯)制成,并具有相同的厚度,例如大约5 μm 。通过为两个层150和150’使用相同的厚度,(一个或多个)导电迹线152位于触点114、122的柔性接触延伸件的应力的所谓中性线处。如果存在的话,柔性电绝缘材料的第二层150’可以被覆盖有来自后续晶片处理步骤的薄保护层(未示出)。可以使用任何合适的材料,例如金属,例如Al。使用可服务于在后续处理步骤期间的保护层150’以及用于柔性电绝缘材料150’的第二层的后续图案化的硬蚀刻掩膜两者的材料是优选的,因为它降低了晶片处理复杂性。出于该原因,诸如铝的金属是优选的。

[0075] 如图9 (e) 所示,所述方法通过在晶片900的背侧上施加并图案化抗蚀层902来行进。备选地,抗蚀层902可以由图案化的硬掩膜来代替。图案化的抗蚀层902可以是包括用于第二层150’上方的前述薄保护层的类似或相同的材料的任何合适材料,其保护(覆盖)晶片500中的阵列920、930的区。

[0076] 在如图9 (f) 所示的最后步骤中,晶片900的背侧的暴露部分(即未由图案化抗蚀902覆盖的部分)被暴露于蚀刻配方,优选是诸如Bosch工艺的各向异性蚀刻配方,例如在晶片900是硅晶片的情况下,其中,暴露的部分被蚀刻至对应于要由晶片900形成的衬底岛或芯片110、120的预期最终厚度的深度,以释放(单片化)阵列920、930,其中,每个阵列920由柔性互连200连接到阵列530。值得注意的是,通常包括连续蚀刻和钝化步骤的Bosch工艺本身是公知的,并且因此仅出于简洁的目的将不作进一步的详细说明。当然其他合适的蚀刻配方也可以是预期的。图案化的抗蚀902随后被从晶片900的背侧剥离。

[0077] 尽管没有具体示出,但可以采用另外步的单片化步骤来将超声换能器布置100单片化,例如通过切割牺牲区域912。备选地,在步骤 (f) 中所示的蚀刻步骤可以包括去除牺牲区域912,使得超声换能器布置100在单个步骤过程中被个体化。

[0078] 在这点上,应该注意的是晶片900当然可以包括另外的衬底岛,例如安装衬底岛130和/或虚拟衬底岛140,其中,在必要时,这些另外的衬底岛可被连接到如上面解释的超声换能器衬底岛或芯片110和/或接触衬底岛或芯片120以用于触点114、122之间的电连接。这些另外的衬底岛仅出于清楚的原因没有示出。

[0079] 还应注意,接触衬底岛或芯片120还包括多个外部触点以将接触衬底岛或芯片120连接到同轴电线组件200,如前面解释的。同样,这些外部触点可以以任何合适的方式形成并且仅出于清楚的原因没有被示出。在实施例中,可以在这些外部触点上形成焊料突起。这些焊料突起可以在上述制造过程中的任何合适时间点处形成在外部触点上,例如在阵列520、530的单片化之前或之后。所述焊料突起可以以任何合适的方式形成在触点上,例如通过使用可从德国Nauen的PacTech公司获得的激光工艺。

[0080] 如前所述,超声换能器布置100可以包括无源部件134,诸如一个或多个电容器,例如去耦电容器。如果超声换能器布置100包括产生大到足以损害电源的完整性的开关瞬态的部件,则通常需要这样的去耦电容。这样的部件的范例是诸如ASIC的信号处理IC。该问题在微型探头端部处特别普遍,其中,电源线趋向于具有相对高的不确定阻抗。在这样的情形下,去耦电容器被用于将各种部件与电源线去耦,使得这些部件被屏蔽免受电源波动影响。这样的去耦电容器具有范围通常从1到100nF的电容。此外,可以包括分立电容器以建立在不同DC电位处操作的不同电路部分之间的AC连接,例如在CMUT换能器阵列和ASIC的情况下。这样的电容器必须是电浮动的,即必须与衬底和地介电绝缘。

[0081] 这样的分立电容器的尺寸使得小型化超声探头端部的集成是被禁止的,因为这样的电容器太大了。在实施例中,通过将沟槽电容器集成到衬底岛110、120、130中的至少一些中以使得避免在超声换能器布置100中包含分立电容器的需要来解决该问题。

[0082] 有利的是,超声换能器布置100包括多个衬底岛,所述衬底岛至少包括第一衬底岛110和第二衬底岛120,第一衬底岛110包括多个超声换能器单元112,第二衬底岛120包括用于将超声传感器布置连接到柔性管状体的外部触点的阵列,其中,多个衬底岛任选地还包括如前面解释的用于将一个或多个有源和/或无源部件安装于其上的至少一个安装衬底岛130。在实施例中,这些衬底岛中的至少两个均包括这样的沟槽电容器,其具有的优点在于相应的沟槽电容器是真正彼此电隔离的,这是因为它们位于不同的衬底中的事实,使得这些不同的衬底可以在不同的电位下工作。此外,包括沟槽电容器避免了在超声换能器布置100中包括分立电容的需要,从而还帮助超声换能器布置100以及由这样的布置形成的超声探头端部的小型化。

[0083] 在本申请的背景下,沟槽电容器是由几乎垂直地从衬底的主表面延伸到衬底中的多个沟槽形成的电容器。这些沟槽可以具有任何合适的形状,例如轮廓,例如沟槽可以是正方形、矩形、圆形沟槽等。衬底通常是导电或半导电的衬底并且用作沟槽电容器的第一板。这些沟槽通常衬有电绝缘体,例如介电材料,并且填充有另外的导电或半导电材料以用作沟槽电容器的第二板,其中,电绝缘体将第一板与第二板的分离。由于沟槽电容器的板在所有三个维度上延伸并且由多个沟槽形成的事,获得电容器,其在紧凑的衬底体积中具有大板面积,从而实现了紧凑的高容量电容器。

[0084] 图10示意性地描绘了制造这样的沟槽电容器的方法的范例实施例。应当理解的是,备选制造方法是容易得到并且对于本领域技术人员而言将是已知的。这样的备选制造

方法也是可预期的。

[0085] 所述方法在步骤(a)中开始于提供导电衬底1000,所述导电衬底可以是晶片900的部分并且可以被转换成如先前例如借助图9解释的上述衬底岛110、120、130之一。例如,导电衬底1000可以是高导电硅衬底,诸如n型衬底,例如As掺杂衬底,尽管也可以使用p型衬底。另外,如前面所解释的,不同于硅的衬底材料也是可以预期的。合适的蚀刻掩膜1002例如通过在衬底1000上增长热氧化物而在衬底100上形成,所述热氧化物在要形成沟槽电容器的沟槽之处被打开以创建开口1004。蚀刻掩膜1002可以形成为任何合适的厚度,例如约1 μm 。

[0086] 接下来,如步骤(b)所示,使用合适的蚀刻配方(例如,在硅衬底1000的情况下使用深反应离子蚀刻)来蚀刻沟槽1006。沟槽1006可以被蚀刻到要形成的衬底岛的最终厚度的约50-60%的深度。例如,对于具有约50 μm 的最终厚度的衬底岛,沟槽1006可以被蚀刻至约30 μm 的深度。沟槽1006可以具有任何合适的宽度,例如约1-2 μm 的宽度。

[0087] 在孔1006的蚀刻后,在步骤(c)中沉积电容器电介质1008。任何合适的介电材料都可以被用于此目的。特别合适的材料是氮化硅,其例如可以使用LPCVD来沉积。然而,也可以使用其他介电材料,诸如氧化硅、氧化铝或者这些材料的组合,并且也可以考虑其它沉积技术,例如ALD。电容器电介质1008可以被形成为任何合适的厚度,例如几十nm,例如20nm。

[0088] 在步骤(d)中,用导电材料1010填充内衬有电容器电介质1008的沟槽1006以形成沟槽电容器的第二板。在实施例中,可以通过沉积一层原位掺杂多晶硅来填充沟槽1006,尽管也可以使用其它导电材料。在图案化导电材料1010(例如,在步骤(e)中使用合适的蚀刻配方)之后,在步骤(f)中在图案化的导电材料1010之上形成另外的电介质层1012,以将导电材料1010与后续的金属化步骤电隔离开。通过在步骤(g)中蚀刻接触窗口1014、1016并且在步骤(h)中沉积和图案化金属互连层(诸如铝互连层)以形成分别针对沟槽电容器的第一板和第二板的金属触点1020和1022来完成沟槽电容器的制造。由于这样的结束步骤本身是公知的,因此仅为了简明起见没有进一步详细解释它们。

[0089] 如本领域技术人员将明白,衬底1000可以随后经历进一步的处理步骤,例如在其上形成换能器元件的阵列。例如,可以在沟槽电容器上形成钝化层或层堆叠,之后可以在钝化层(堆叠)上形成超声换能器元件(例如CMUT元件)的阵列,这本身是公知的。其他进一步的处理步骤(例如在这样的衬底上形成其它元件)对本领域技术人员来说将是显而易见的。还应该理解的是,每个衬底岛可以包括多个这样的沟槽电容器。

[0090] 参照图11,以框图形式示出根据本发明的实施例的具有阵列换能器探头的超声诊断成像系统的范例实施例。在图11中,超声换能器芯片100上的CMUT换能器阵列110(未示于图11中)被提供在超声探头10上以发射超声波并接收回声信息。换能器阵列110可以备选地包括由诸如锆钛酸铅(PZT)或聚偏氟乙烯(PVDF)的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列110可以是一维或二维换能器元件的阵列,所述换能器元件能够在二维平面扫描或在三维空间中扫描以用于3D成像。

[0091] 换能器阵列110被耦合到探头10中的微束形成器12,微束形成器12控制由CMUT阵列单元或压电元件对信号的发射和接收。微束形成器能够进行由换能器元件的群组或“补片”接收到的信号的至少部分波束形成,例如,如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中描述的。

[0092] 微束形成器12通过探头线缆(例如,同轴电线410)耦合到发射/接收(T/R)开关16,T/R开关16在发射和接收之间切换并且在不存在或不使用微束形成器时保护主波束形成器20免受高能发射信号影响,并且换能器阵列110由主系统波束形成器20直接操作。在微束形成器12的控制下从换能器阵列110对超声波束的发射由通过T/R开关16和主系统波束形成器20耦合到微束形成器的换能器控制器18来引导,其接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。由换能器控制器18控制的功能之一是其中波束被操纵并聚焦的方向。波束可以被操纵在换能器阵列110的正前方(正交于换能器阵列110)或者处于针对更宽视野的不同角度处。换能器控制器18可以被耦合以控制针对CMUT阵列的DC偏置控制45。例如,DC偏置控制45设置被应用于CMUT阵列110的CMUT单元150的(一个或多个)DC偏置电压。

[0093] 由微束形成器12产生的部分波束形成信号被转发给主波束形成器20,其中,来自换能器元件的个体补片的部分波束形成信号被组合成完全波束形成信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中每个通道从数十或数百个CMUT换能器单元112的补片(参见图1-3)或压电元件接收部分波束形成信号。以这种方式,由换能器阵列110的数千个换能器元件接收的信号可以有效地贡献于单个波束形成信号。

[0094] 波束形成信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理回声信号,所述方式诸如为带通滤波、抽选、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其作用于分离线性和非线性的信号,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)的回声信号。

[0095] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号复合和噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其通带随着从增加的深度处接收回声信号而从较高频带滑动到较低频带,由此抑制来自更大深度的较高频率处的噪声,其中,这些频率缺乏解剖信息。

[0096] 经处理的信号被耦合到B模式处理器26并且任选地耦合到多普勒处理器28。B模式处理器26采用对所接收的超声信号的幅度的检测,以对身体中的结构(诸如身体中的器官和血管的组织)进行成像。如美国专利US 6283919 (Roundhill等人) 和US 6458083 (Jago等人) 中所描述的,可以以谐波图像模式或基本图像模式或两者的组合来形成身体的结构的B模式图像。

[0097] 多普勒处理器28(如果存在的话)处理来自组织运动和血液流动的时间上不同的信号以便检测物质的运动,诸如在像场中的血细胞的流动。多普勒处理器通常包括具有参数的壁滤波器,所述参数可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回声。例如,壁滤波器可以被设置成具有通带特性,其使来自较高速度的材料的相对低振幅的信号通过,同时拒绝来自较低速度或零速度的材料的相对强的信号。

[0098] 该带通特性将使来自流动的血液的信号通过,同时拒绝来自附近的静止或缓慢移动的物体(如心脏壁)的信号。倒转特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝血流信号,这被称为所谓的组织多普勒成像,其检测和描绘组织的运动。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同点的时间离散回声信号的序列,来自特定点的回声的序列被称为系综(ensemble)。在相对短的时间间隔内快速连续地接收的回声的系综可以被用于估计流动的血液的多普勒偏移频率,其中,多普勒频率与速度的对应指示血流速度。在较长的时间段内接收的回声的系综被用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。

[0099] 由(一个或多个)B模式处理器(和多普勒处理器)产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以空间关系布置回声信号,根据所述空间关系,以期望的图像格式接收所述回声信号。例如,所述扫描转换器可以将回声信号布置成二维(2D)扇形格式或锥体三维(3D)图像。

[0100] 实施扫描转换器可以利用具有与图象场中的点处的运动对应的颜色将B模式结构图像交叠有其多普勒估计速度,以产生描绘组织和血流在像场中的运动的彩色多普勒图像。多平面重新格式化器44将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回声转换成该平面的超声图像,例如如美国专利US 6443896 (Detmer) 所描述。体积绘制器42将3D数据集的回声信号转换成如同从给定的参考点查看到的投影3D图像,如美国专利US6530885 (Entrekin等人) 所描述的。

[0101] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44以及体积绘制器42耦合到图像处理器30,用于进一步增强、缓冲和临时存储以显示在图像显示器40上。除了被用于成像外,由多普勒处理器28产生的血流量值和由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。量化处理器产生不同流动条件的量度(例如,血流的体积流量)以及结构测量结果(例如,器官的尺寸和胎龄)。量化处理器可以接收来自用户控制面板38的输入,诸如其中要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0102] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,以用于利用显示器40上的图像再现测量图形和值。图形处理器36还可以生成用于与超声图像一起显示的图形交叠。这些图形交叠可以包含标准识别信息(例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等)。为了这些目的,所述图形处理器接收来自用户接口38的输入,诸如患者姓名。

[0103] 用户接口还耦合到发射控制器18以控制从换能器阵列110对超声信号的生成,并且因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口还耦合到多平面再格式化器44,以用于选择和控制可被用于在MPR图像的图像场中执行量化测量的多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面。

[0104] 如本领域技术人员所理解的,超声诊断成像系统的以上实施例旨在给出这样的超声诊断成像系统的非限制性范例。本领域技术人员将立即意识到,超声诊断成像系统的架构的若干变型在不脱离本发明的教导的情况下是可行的。例如,也如在上述实施例所指出的,微束形成器12和/或多普勒处理器28可以被省略,超声探头10能够不具有三维成像能力等。其他变型对于本领域技术人员而言将是显而易见的。

[0105] 应当注意,上述实施例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够设计许多备选实施例而不脱离权利要求书的范围。在权利要求书中,置于括号之间的任何附图标记不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除除了在权利要求中列出那些之外的其他元件或步骤的存在。元件之前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。本发明可以借助于包括若干不同元件的硬件来实现。在列举了若干单元的设备权利要求中,这些单元中的一些可以由同一个硬件项目来体现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

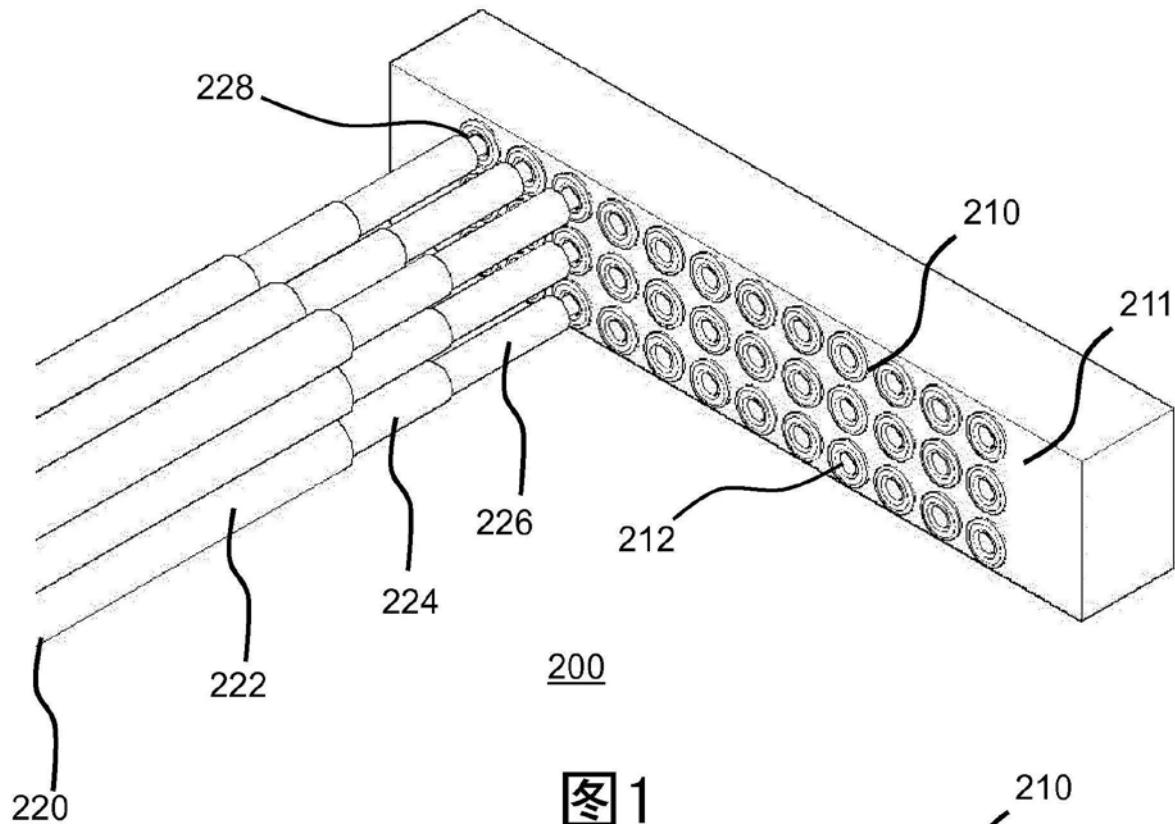


图1

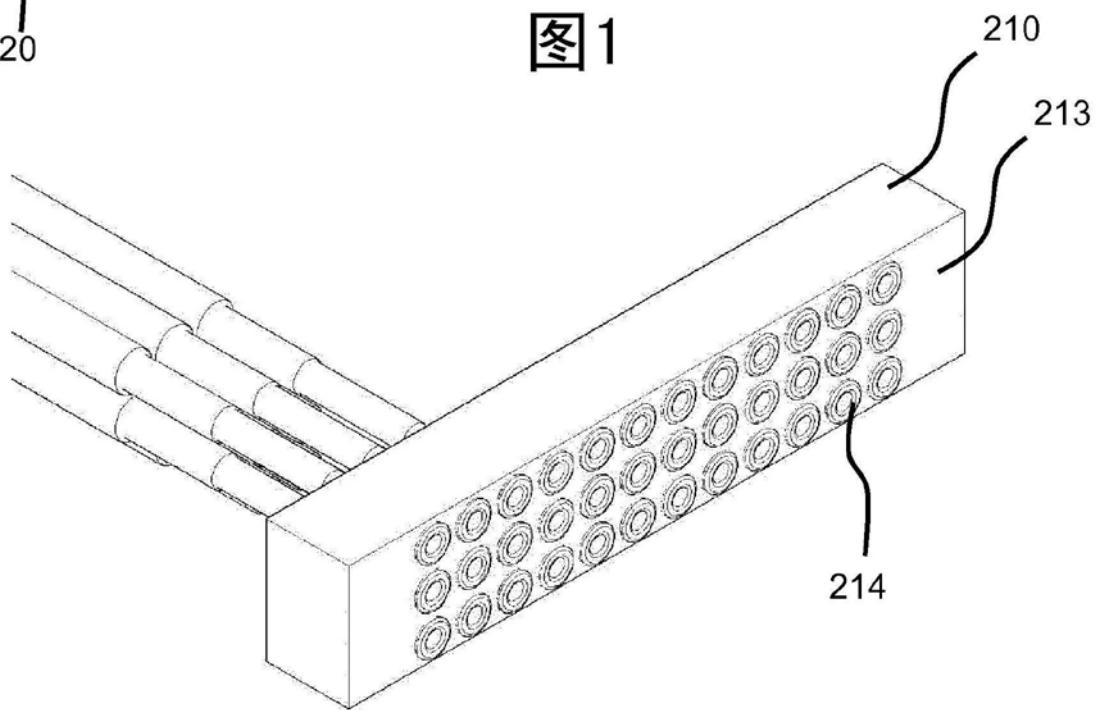


图2

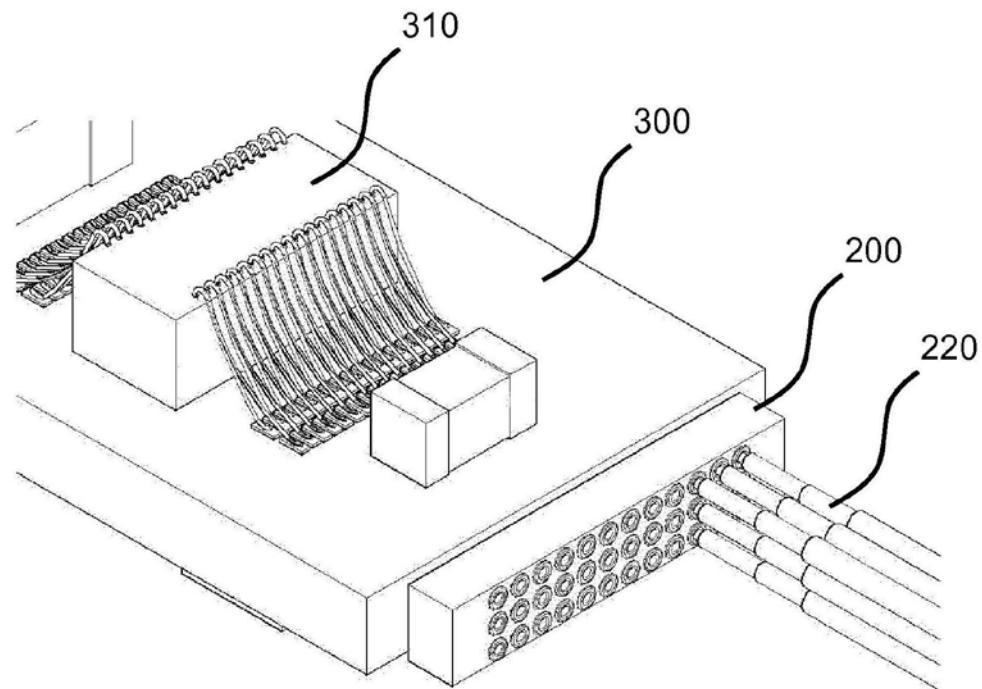


图3

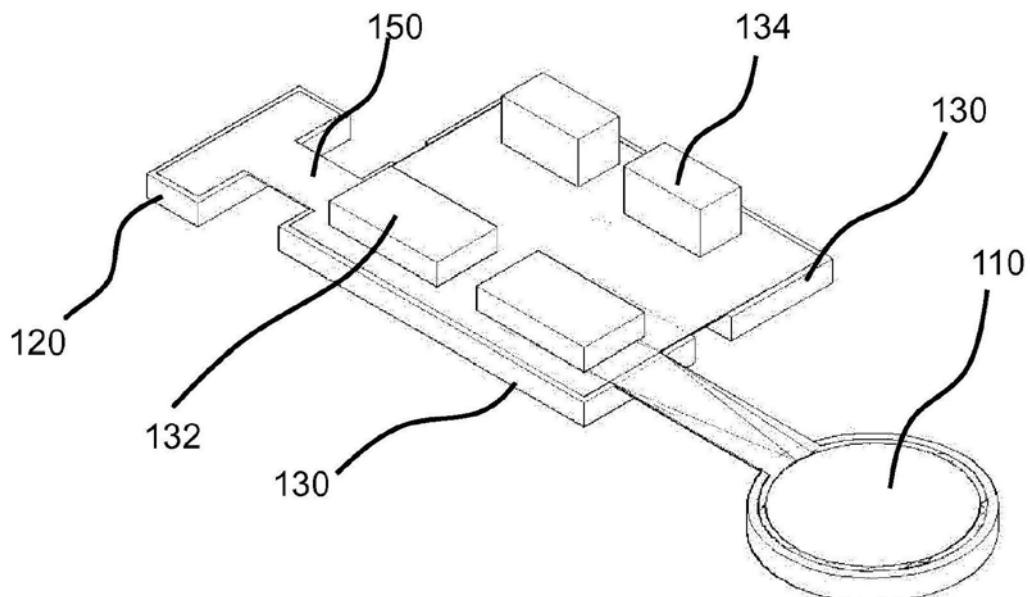
100

图4

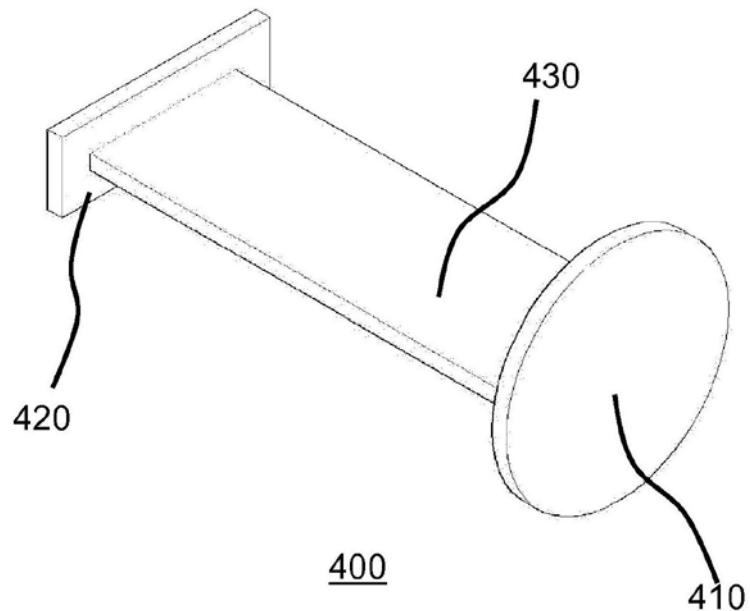


图5

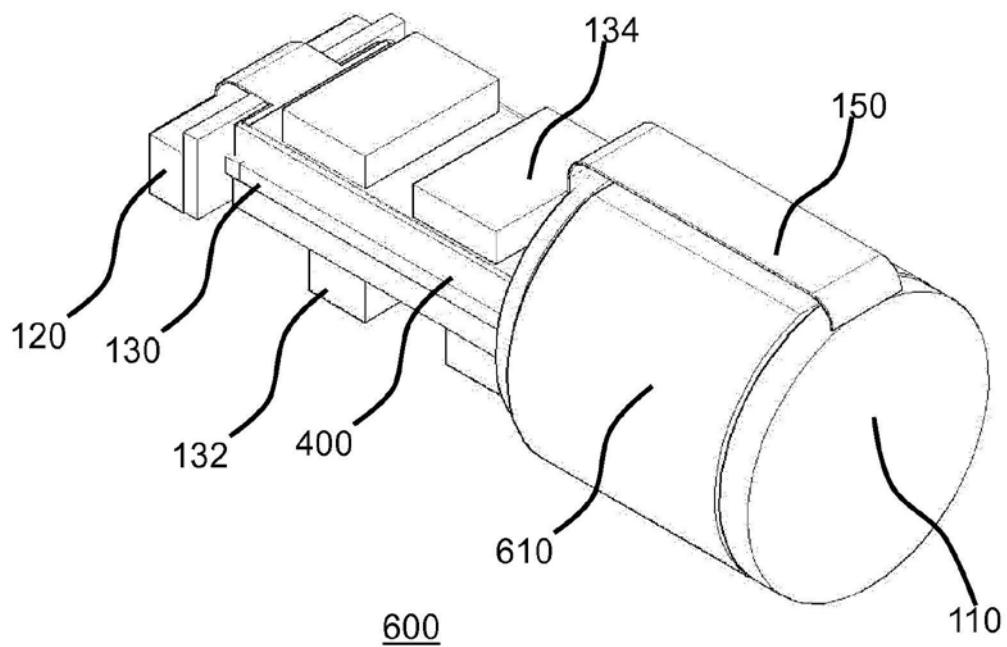


图6

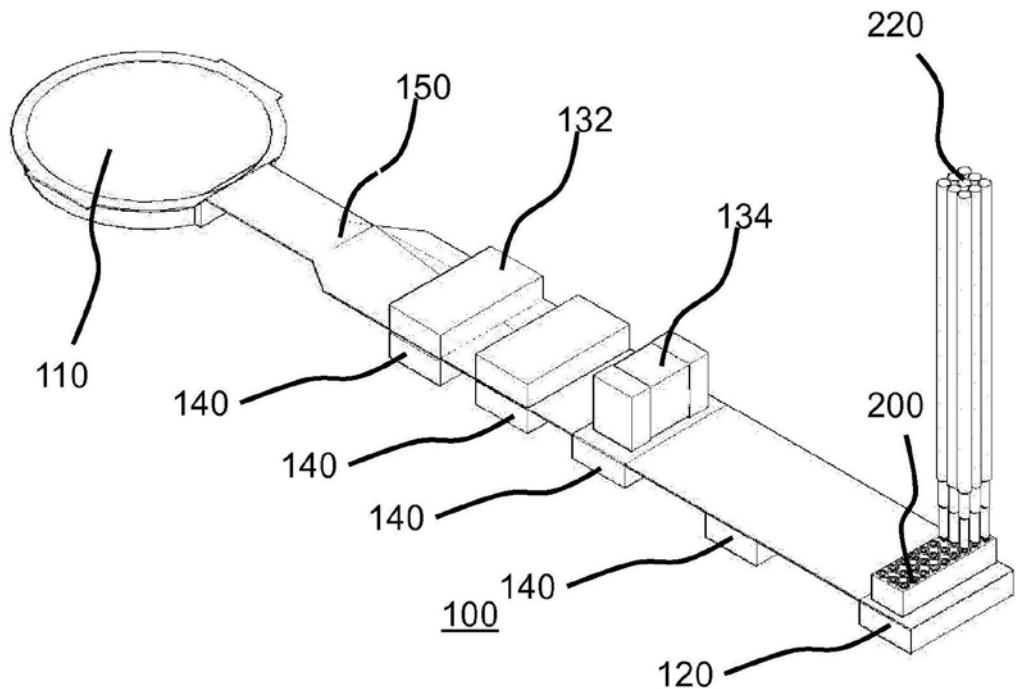


图7

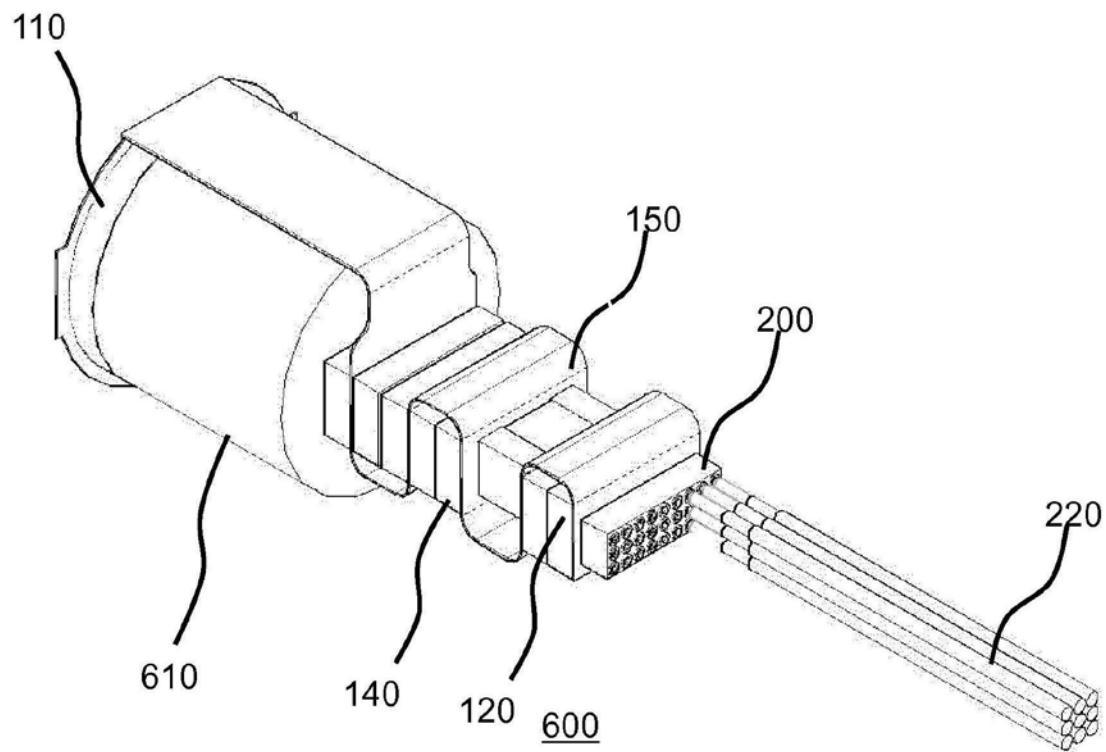


图8

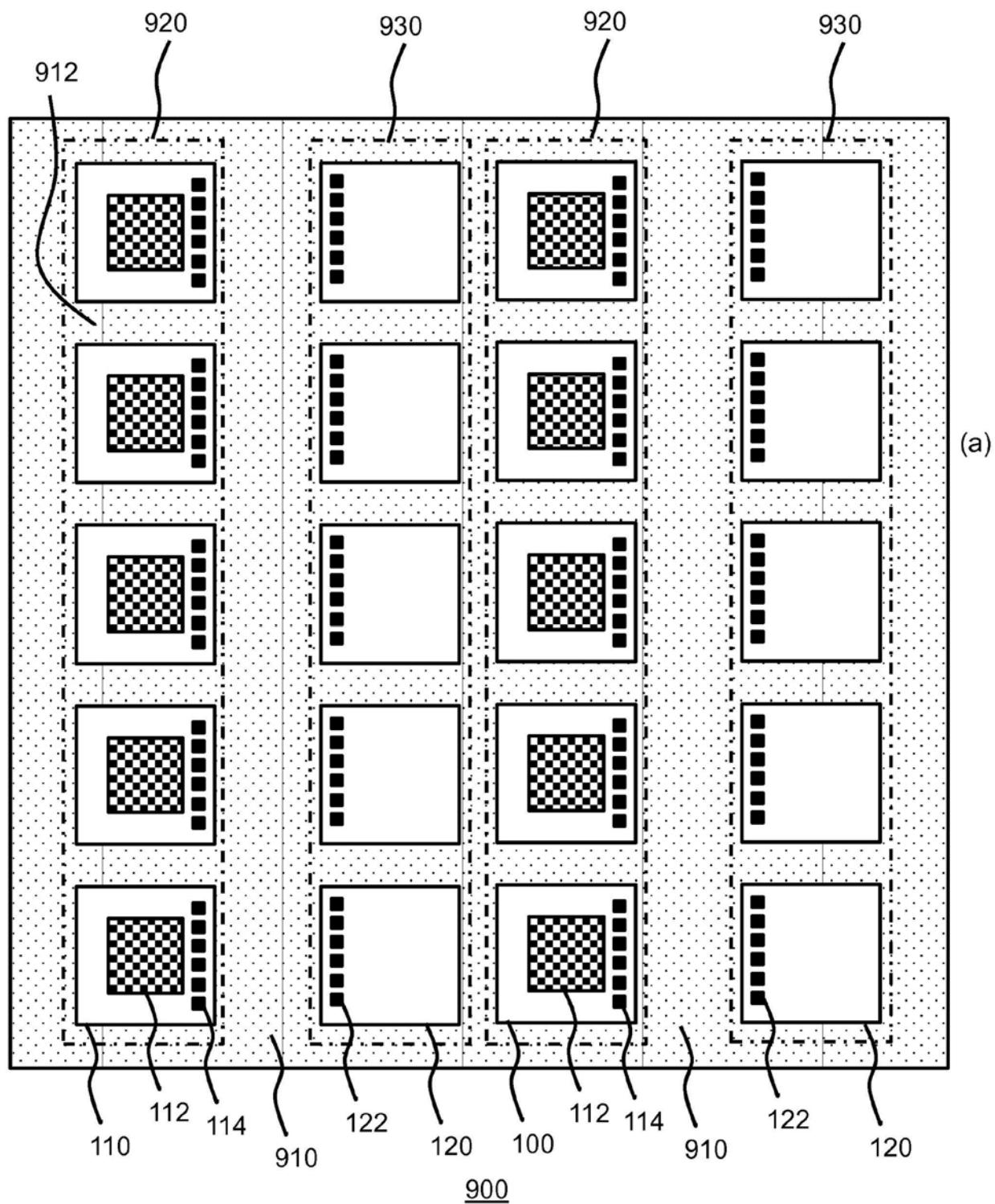


图9

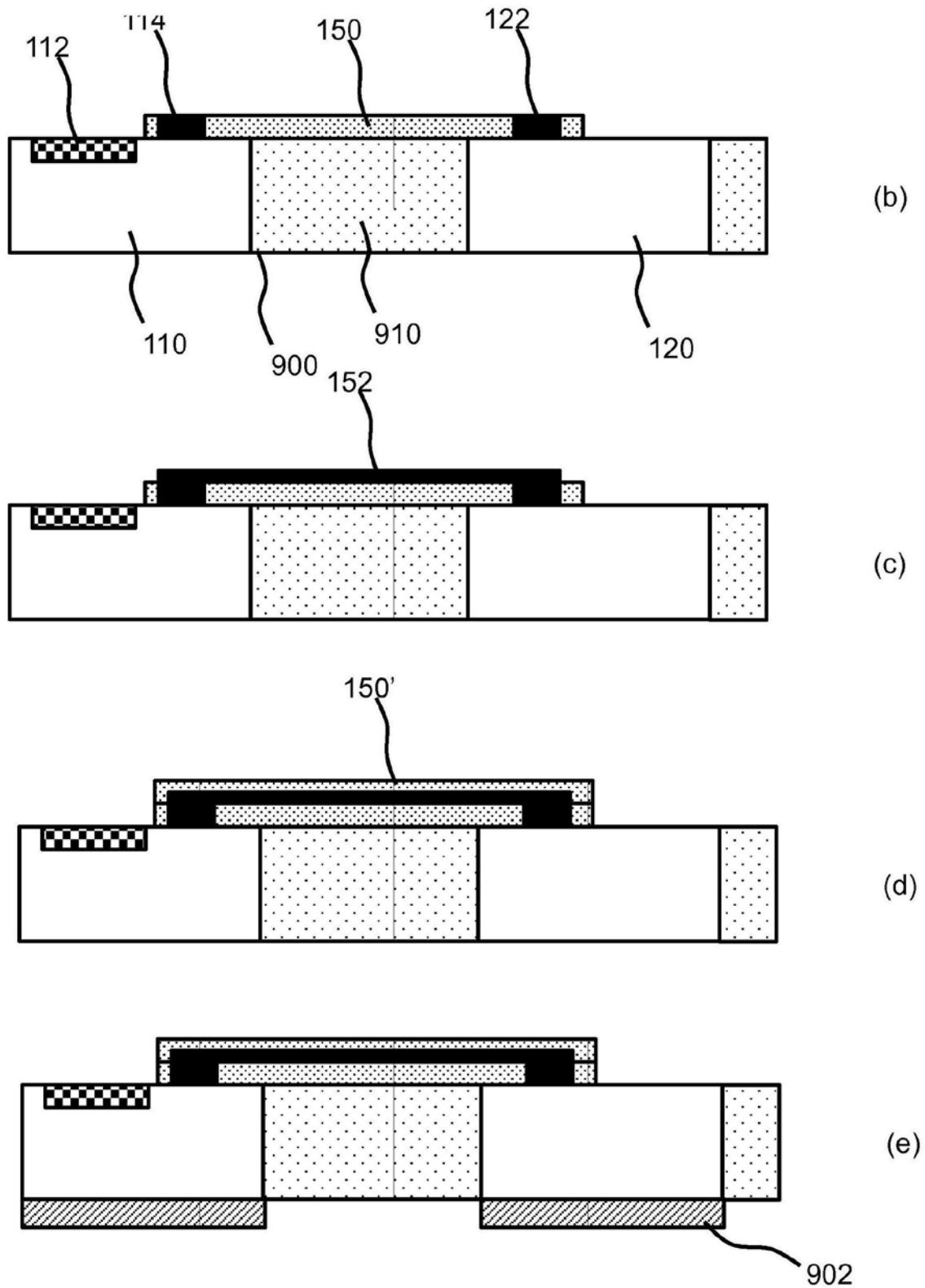


图9(续)

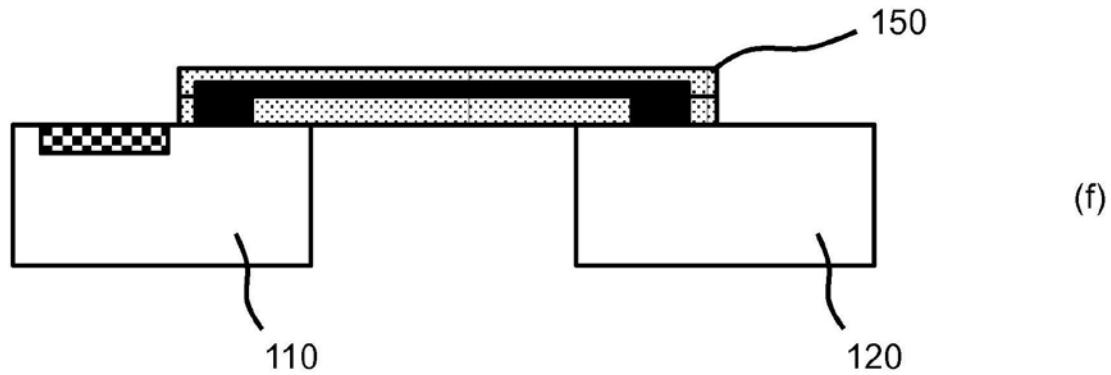


图9(续)

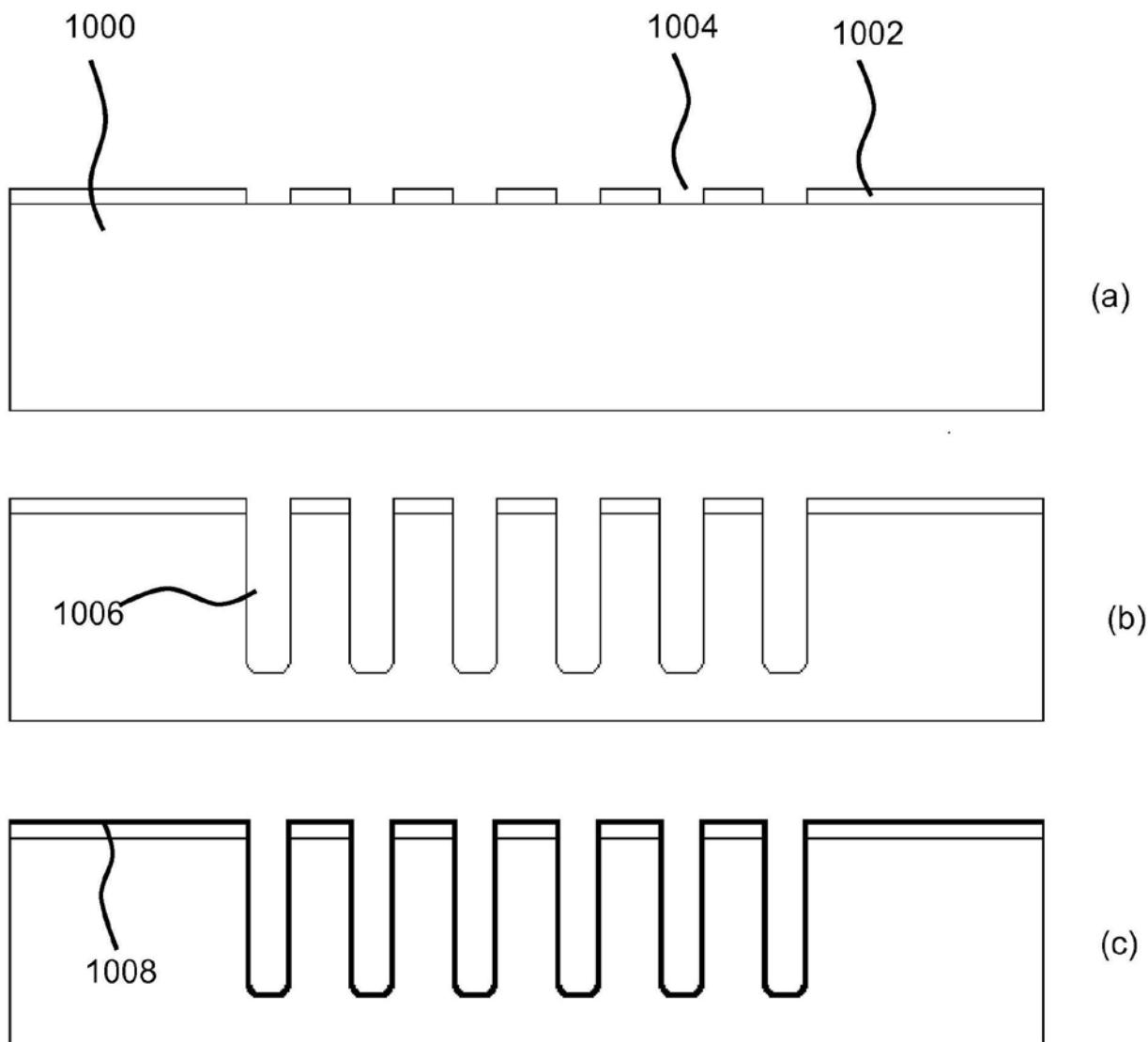


图10

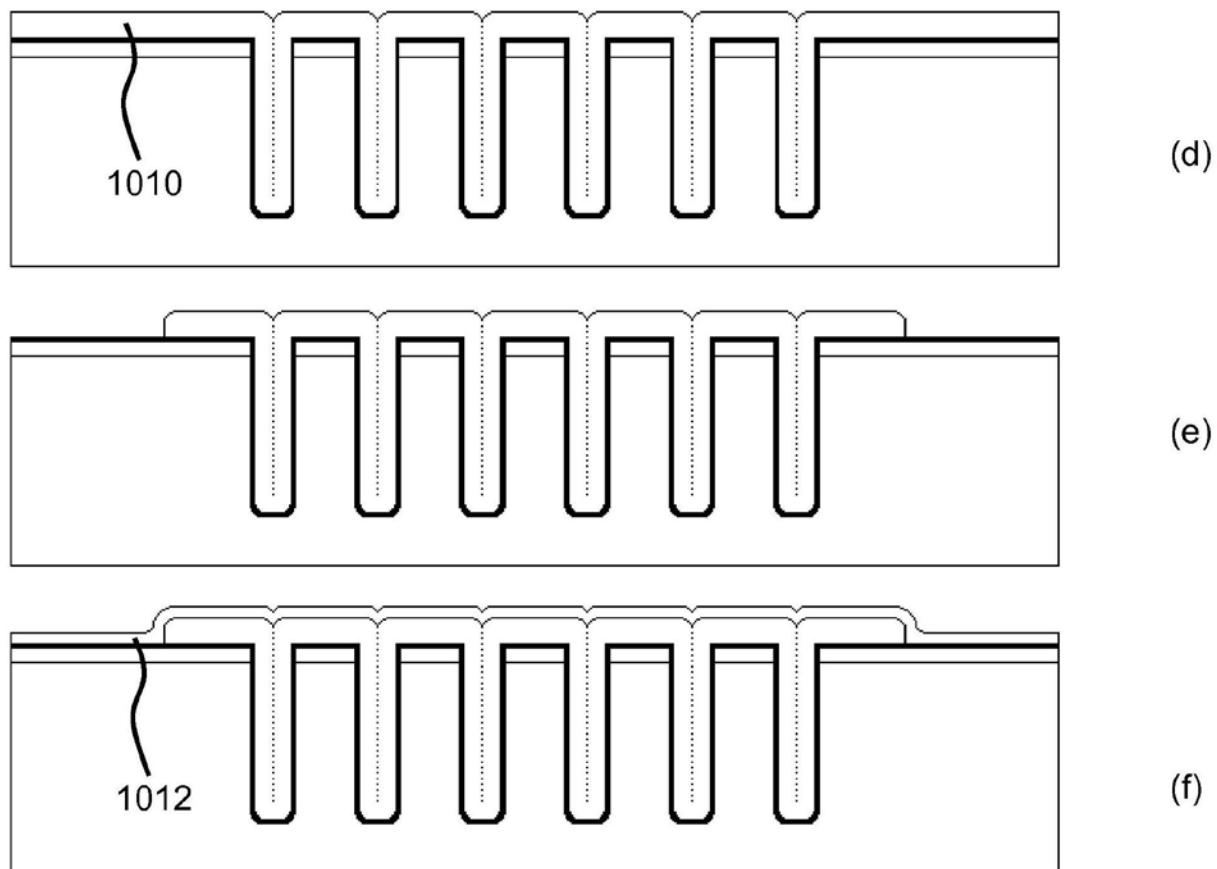


图10 (续)

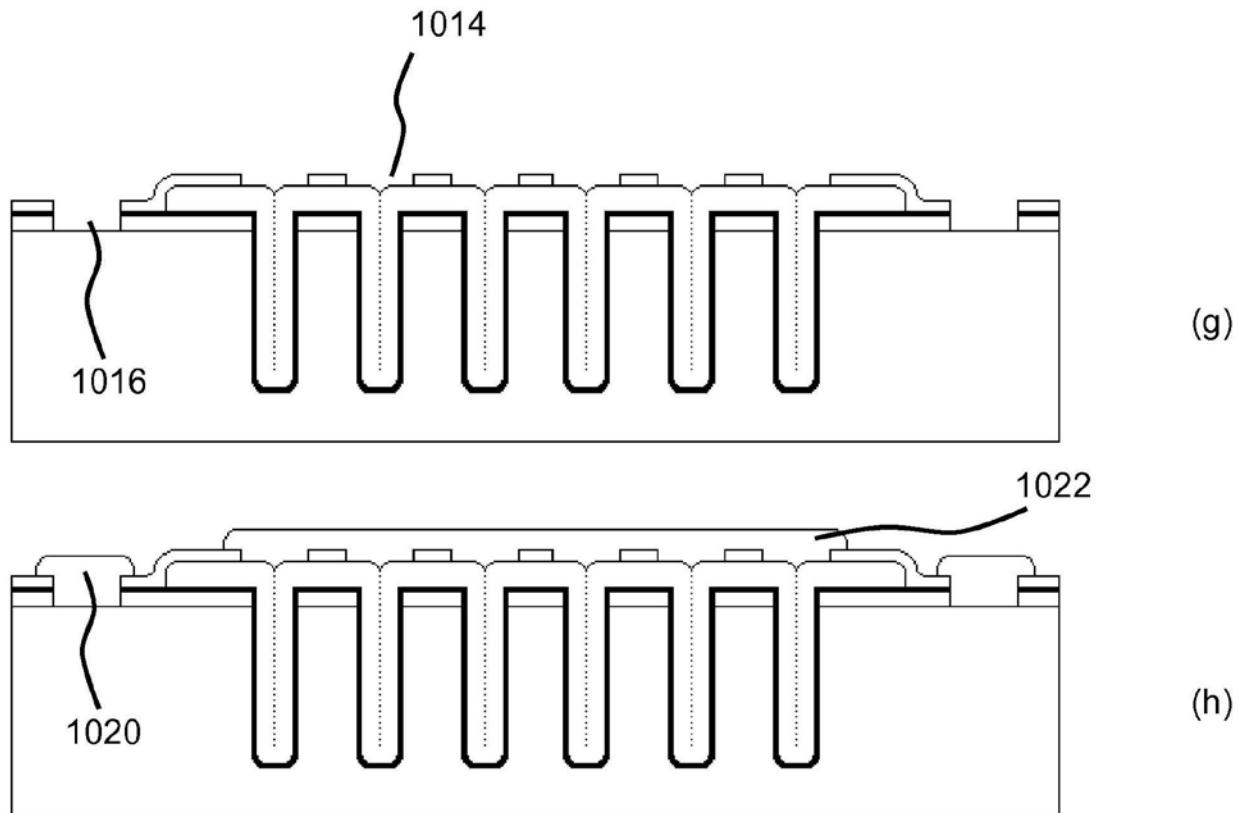
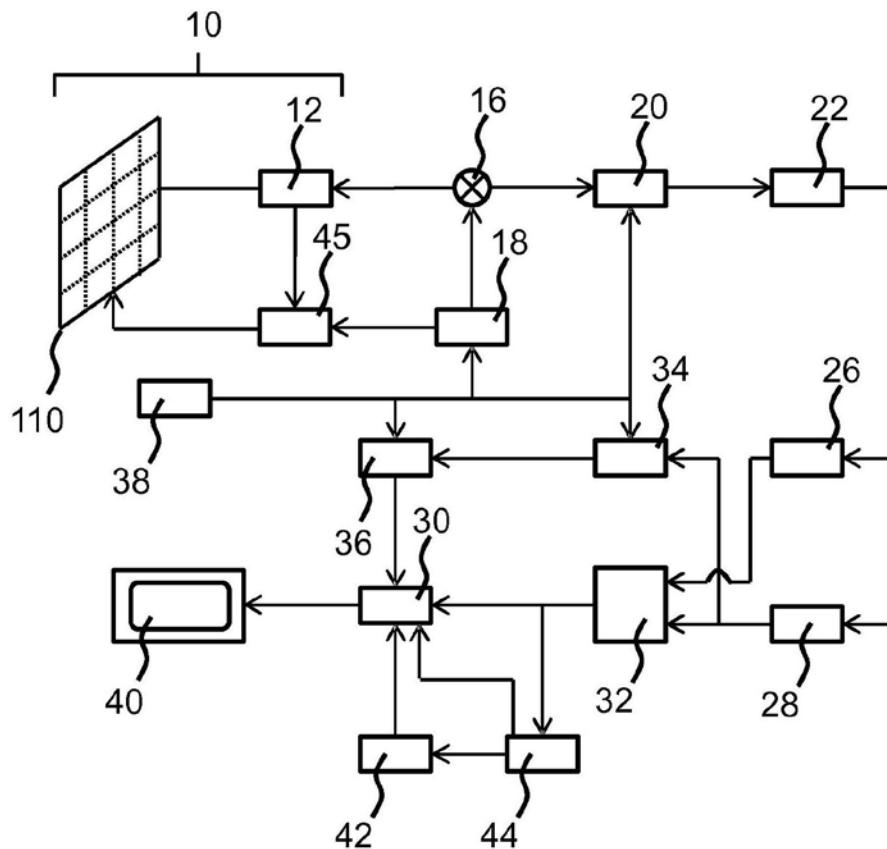


图10 (续)



1

图11