



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456130 B

(45)授权公告日 2019.11.19

(21)申请号 201580022668.9

A · W · 格伦兰德 M · C · 卢韦斯

(22)申请日 2015.05.05

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106456130 A

72002

(43)申请公布日 2017.02.22

代理人 刘兴鹏

(30)优先权数据

(51)Int.CI.

14167101.6 2014.05.06 EP

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.11.03

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G10K 11/00(2006.01)

PCT/EP2015/059769 2015.05.05

B06B 1/06(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

(56)对比文件

W02015/169771 EN 2015.11.12

CN 102755176 A, 2012.10.31,

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
专利权人 代尔夫特技术大学

CN 1649678 A, 2005.08.03,

(72)发明人 J · W · 威克普 V · A · 亨内肯

CN 101344588 A, 2009.01.14,

(54)发明名称

US 6236144 B1, 2001.05.22,

超声换能器芯片组件、超声探针、超声成像
系统以及超声组件和探针的制造方法

US 2010262014 A1, 2010.10.14,

(57)摘要

JP 2013005403 A, 2013.01.07,

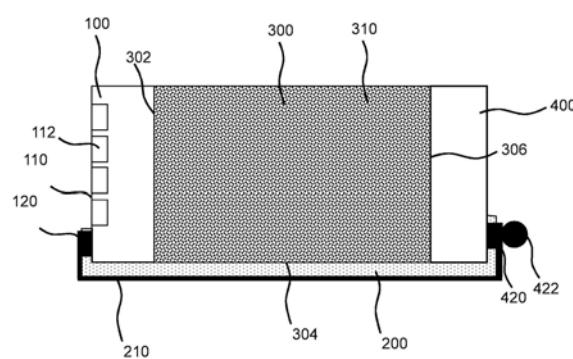
本发明公开了一种超声换能器组件，包括：
超声换能器芯片(100)，所述超声换能器芯片具有包括多个超声换能器元件(112)和多个第一触点(120)的主表面，所述多个第一触点用于连接到所述超声换能器元件；接触芯片(400)，所述接触芯片具有另一主表面，所述另一主表面包括多个第二触点(420)；背衬构件(300)，所述背衬构件包括超声吸收和/或散射主体(310)，所述背衬构件包括：第一表面(302)和第二表面(306)，其中所述换能器芯片安装于所述第一表面上，所述接触芯片安装于所述第二表面上；及柔性互连件(200)，所述柔性互连件在所述背衬构件上从所述主表面延伸到所述另一主表面，所述柔性互连件包括多个导电迹线(210)，每个导电迹线将所

述第一触点中的一个连接到一个第二触点。本发

明还公开了一种包括这种组件的超声探针、一种

包括这种超声探针的超声成像系统，以及这种组

件和探针的制造方法。



1.一种超声换能器组件,包括:

超声换能器芯片(100),所述超声换能器芯片具有包括多个超声换能器元件(112)和多个第一触点(120)的主表面,所述多个第一触点用于连接到所述超声换能器元件;

接触芯片(400),所述接触芯片具有另一主表面,所述另一主表面包括用于接触信号处理组件的多个第二触点(420);

背衬构件(300),所述背衬构件包括超声吸收和/或散射主体(310),所述背衬构件包括:第一表面(302)和第二表面(306),其中所述换能器芯片设置于所述第一表面上,所述接触芯片设置于所述第二表面上;及

柔性互连件(200),所述柔性互连件在所述背衬构件上从所述主表面延伸到所述另一主表面,所述柔性互连件包括多个导电迹线(210),每个导电迹线将所述第一触点中的一个连接到一个第二触点。

2.根据权利要求1所述的超声换能器组件,其特征在于,所述背衬构件(300)包括其中分散有所述超声散射和/或吸收主体(310)的树脂。

3.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述超声散射主体(310)是中空玻璃珠和/或所述超声吸收主体(310)是包括钨的颗粒。

4.根据权利要求3所述的超声换能器组件,其特征在于,所述超声吸收主体(310)是氧化钨颗粒。

5.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述柔性互连件(200)包括第一电绝缘聚合物层和第二电绝缘聚合物层(200'),其中所述导电迹线(210)布置于所述第一电绝缘聚合物层和所述第二电绝缘聚合物层之间。

6.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述第一表面(302)与所述第二表面(306)相对。

7.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述第一表面邻接所述第二表面。

8.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述第二触点(420)包括焊料凸点(422)。

9.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述第二触点(420)限定了球栅阵列。

10.根据权利要求1或2所述的超声换能器组件,其特征在于,所述柔性互连件(200)包住所述第一触点(120)和所述第二触点(420)。

11.一种超声探针(10),包括:

根据权利要求1-10中的任一项所述的超声换能器组件;及

信号处理组件,所述信号处理组件包括在主载体表面(602)上承载至少一个信号处理电路(610)的载体(600),所述信号处理电路用于处理来自所述换能器元件(112)的信号,所述载体包括与所述主载体表面邻接的另一载体表面(604),所述另一载体表面包括连接到所述至少一个信号处理电路的多个载体触点(620),其中所述载体触点导电地联接到所述第二触点(420)。

12.根据权利要求11所述的超声探针,其特征在于,所述另一载体表面(604)是所述载体(600)的边缘表面。

13.一种超声成像系统(1) ,包括根据权利要求11或12所述的超声探针(10)。

14.一种制造超声换能器组件的方法,包括:

提供晶圆(500),所述晶圆包括:

超声换能器芯片(100)构成的第一阵列(520),每个超声换能器芯片具有主表面,所述主表面包括多个超声换能器元件(112)和用于连接到所述超声换能器元件的多个第一触点(120);

接触芯片(400)构成的第二阵列(530),每个接触芯片具有另一主表面,所述另一主表面包括用于接触信号处理组件的多个第二触点(420);及

牺牲区域(510),所述牺牲区域分隔开所述第一阵列与所述第二阵列;

形成在所述牺牲区域上从所述第一触点延伸到所述第二触点的柔性互连件(200),所述柔性互连件包括多个导电迹线(210),每个导电迹线将所述第一触点中的一个连接到一个第二触点;

移除所述牺牲区域以释放所述第一阵列和所述第二阵列;

提供包括超声吸收和/或散射主体的背衬材料(300);

在所述背衬材料的第一表面(302)上设置所述第一阵列;并且

在所述背衬材料的第二表面(306)上设置所述第二阵列,使得所述柔性互连件在所述背衬材料上从所述第一阵列延伸到所述第二阵列。

15.根据权利要求14所述的方法,其特征在于,形成所述柔性互连件(200)的步骤包括:

形成第一层第一柔性电绝缘材料,所述第一层在所述牺牲区域(510)上从所述第一触点(120)延伸到所述第二触点(420),所述第一层包括:暴露所述第一触点的多个第一开口和暴露所述第二触点的多个第二开口;

在图案化的所述第一层上形成多个导电迹线(210),所述导电迹线中的每一个导电地联接到所述第一触点中的一个和所述第二触点中的一个。

16.根据权利要求15所述的方法,其特征在于,形成所述柔性互连件(200)的步骤还包括:

形成另一层(200')第二柔性电绝缘材料,所述另一层覆盖所述第一层和所述多个导电迹线。

17.一种制造超声探针(10)的方法,包括:

提供根据权利要求14至16中的任一项所述的方法制造的超声换能器组件;

提供包括多个载体(600)的信号处理组件,每个载体包括:

主载体表面(602),所述主载体表面用于承载至少一个信号处理电路(610),所述至少一个信号处理电路用于处理来自所述换能器元件的信号;及

邻接所述主载体表面的另一载体表面(604),所述另一载体表面包括用于连接到所述至少一个信号处理电路的多个载体触点(620);

通过将所述第二触点中的每一个联接到相应的载体触点来形成超声探针(10)的组件;并且

将所述超声探针分切成单个。

超声换能器芯片组件、超声探针、超声成像系统以及超声组件 和探针的制造方法

发明领域

- [0001] 本发明涉及一种超声换能器组件，其包括超声换能器芯片和连接到所述超声换能器芯片的柔性互连件。
- [0002] 本发明还涉及一种包括这种超声换能器组件的超声探针。
- [0003] 本发明也涉及一种包括这种超声探针的超声成像系统。
- [0004] 本发明更涉及一种制造这种超声换能器组件的方法。
- [0005] 本发明另外涉及一种制造这种超声探针的方法。

背景技术

[0006] 包括超声感测功能的IC芯片(例如，超声换能器芯片)越来越多地用作超声探针(比如，超声导管)的感测末端。举例来说，所述超声感测功能可由在超声换能器芯片的主表面上的多个换能器元件提供，例如，以提供前视或侧视的超声探针。用于实现换能器元件的热门技术包含由比如锆钛酸铅(PZT)或聚偏二氟乙烯(PVDF)的材料形成的压电换能器元件和电容性微加工超声换能器(CMUT)元件。基于这种CMUT元件的超声换能器芯片有时称为CMUT器件。

[0007] CMUT器件正变得越来越流行，因为CMUT器件可提供出色的带宽和声阻抗特性，这使其优于例如压电换能器。CMUT膜片的振动可通过施加压力(例如使用超声波)或用电感应的方式触发。与CMUT器件的电连接(通常借助于比如专用集成电路(ASIC)的集成电路(IC)来实现)有利于器件的传输和接收模式。在接收模式下，膜片位置的改变导致电容的改变，这可以通过电子方式配准。在传输模式下，施加电信号会导致膜片的振动。

[0008] 压力导致膜片的偏转，这可通过电子方式感测而作为电容的改变。随之可得出压力读数。

[0009] 超声换能器芯片可安装于包含重的吸声材料的环氧树脂背衬块上，如US 2011/0088248 A1中所公开的，其中超声探针还包括嵌入到背衬块中的刚性印刷电路板(PCB)。然而，制造这种超声探针相当麻烦，因为每个探针都必须单独地制造。此外，由于背衬块围住PCB，所以超声探针的总直径增加，如果超声探针将用于对小的腔室成像，例如在用于心脏成像应用中时，这是不利的。

发明内容

- [0010] 本发明旨在提供一种可用简单直接的方式制造的紧凑型超声换能器组件。
- [0011] 本发明还旨在提供一种包括这种超声换能器组件的超声探针。
- [0012] 本发明进一步旨在提供一种包括这种超声探针的超声成像系统。
- [0013] 本发明更进一步旨在提供一种制造这种超声换能器组件的方法。
- [0014] 本发明还进一步旨在提供一种制造这种超声探针的方法。
- [0015] 根据一方面，提供了一种超声换能器组件，包括：超声换能器芯片，所述超声换能

器芯片具有包括多个超声换能器元件和多个第一触点的主表面，所述多个第一触点用于连接到所述超声换能器元件；接触芯片，所述接触芯片具有另一主表面，所述另一主表面包括用于接触信号处理组件的多个第二触点；背衬构件，所述背衬构件包括超声吸收和/或散射主体，所述背衬构件包括第一表面和第二表面，其中所述换能器芯片设置于所述第一表面上，所述接触芯片设置于所述第二表面上；及柔性互连件，所述柔性互连件在所述背衬构件上从所述主表面延伸到所述另一主表面，所述柔性互连件包括多个导电迹线，每个导电迹线将所述第一触点中的一个连接到一个第二触点。

[0016] 通过由于在超声换能器芯片后方的超声散射和/或吸收背衬构件的存在而抑制干扰超声换能器芯片读数的反射的超声波，这种组件有利于提供高分辨率的超声监控。另外，所述超声换能器组件可连接到比如载体的信号处理组件的表面，例如与所述接触芯片的所述另一主表面相对的印刷电路板表面，以形成超声探针(末端)。由于这些连接位于所述载体表面与所述另一主表面之间，所以，这些连接并不影响(即增加)超声探针的外径，因此提供了一种紧凑的探针，当在诊断设置下使用所述超声探针时，所述超声探针可用于检查例如血管或心脏的小空间。此外，在接触芯片与载体边缘之间设置触点有利于实现超声探针的尤其简单直接的组装工艺，如下文将更详细地阐释。

[0017] 所述背衬构件可包括其中分散有超声散射和/或吸收主体的树脂。例如，所述超声散射主体可以是中空玻璃珠或可用于超声散射的其他适合主体。所述超声吸收主体可以是由一种或多种重的元素制成的主体。例如，所述超声吸收主体可以是包括钨的颗粒，例如氧化钨颗粒。

[0018] 在一实施例中，所述柔性互连件包括第一电绝缘聚合物层和第二电绝缘聚合物层，其中导电迹线布置于所述第一电绝缘聚合物层和所述第二电绝缘聚合物层之间。所述柔性互连件可包住所述第一触点和所述第二触点，例如，以将所述柔性互连件锚定到所述超声换能器芯片和所述接触芯片的相应表面上。

[0019] 在一实施例中，所述第一表面可以与所述第二表面相对。例如，这种超声换能器组件可用于提供前视的超声探针。

[0020] 作为选择，所述第一表面可邻接所述第二表面。例如，这种超声换能器组件可用于提供侧视的超声探针。

[0021] 第二触点可以是焊料凸点和/或可限定球栅阵列。这有利于将接触芯片连接到信号处理组件。

[0022] 根据另一方面，提供了一种超声探针，包括：根据前述实施例中的一个或多个实施例所述的超声换能器组件；及信号处理组件，所述信号处理组件包括在主载体表面上承载至少一个信号处理电路的载体，所述至少一个信号处理电路用于处理来自所述换能器单元的信号，所述载体包括与所述主载体表面邻接的另一载体表面，所述另一载体表面包括接触所述至少一个信号处理电路的多个载体触点，其中所述载体触点导电地联接到所述第二触点。

[0023] 这种超声探针的有益效果在于：由于背衬构件而抑制了反射或散射的超声波，使超声换能器芯片获得高分辨率的超声成像；以及由于超声换能器组件与信号处理组件之间的连接被隐藏在这些相应组件的相对表面之间这一事实而具有小的形状因数。此外，由于超声换能器组件可用紧凑的方式制造，所以可提供具有较柔性的末端的超声探针。

[0024] 所述超声探针可包括于超声诊断系统中。

[0025] 根据另一方面，提供了一种制造超声换能器组件的方法，包括：提供晶圆，所述晶圆包括：由超声换能器芯片构成的第一阵列，每个超声换能器芯片具有主表面，所述主表面包括多个超声换能器元件和用于连接到所述超声换能器元件的多个第一触点；由接触芯片构成的第二阵列，每个接触芯片具有另一主表面，所述另一主表面包括用于接触信号处理组件的多个第二触点；及牺牲区域，所述牺牲区域分隔开所述第一阵列与所述第二阵列；形成在所述牺牲区域上从所述第一触点延伸到所述第二触点的柔性互连件，所述柔性互连件包括多个导电迹线，每个导电迹线将所述第一触点中的一个连接到一个第二触点；移除所述牺牲区域以释放所述第一阵列和所述第二阵列；提供包括超声吸收和/或散射主体的背衬材料；在所述背衬材料的第一表面上设置所述第一阵列；并且在所述背衬材料的第二表面上设置所述第二阵列，使得所述柔性互连件在所述条带上从所述第一阵列延伸到所述第二阵列。

[0026] 提供超声换能器组件构成的这种阵列有利于以高产量且高性价比的方式高效地制造超声探针，因为探针分切成单个可延迟到探针已完成之后。

[0027] 形成柔性互连件的步骤可包括：形成一层第一柔性电绝缘材料，所述层在所述牺牲区域上从所述第一触点延伸到所述第二触点，所述层包括：暴露所述第一触点的多个第一开口和暴露所述第二触点的多个第二开口；在图案化的所述层上形成多个导电迹线，所述导电迹线中的每一个可导电地联接到所述第一触点中的一个和所述第二触点中的一个；并且可选地形成另一层第二柔性电绝缘材料，所述另一层覆盖所述第一层和所述多个导电迹线。

[0028] 这种柔性互连件可电绝缘所述第一触点和所述第二触点，同时将所述超声换能器芯片和所述接触芯片连接在一起。这进一步简化了超声换能器组件的制造。

[0029] 因此，制造的超声换能器组件可提供到一种制造超声探针的方法中，所述方法还包括：提供包括多个载体的信号处理组件，每个载体包括：主载体表面，所述主载体表面用于承载至少一个信号处理电路，所述至少一个信号处理电路用于处理来自所述换能器单元的信号；及邻接所述主载体表面的另一载体表面，所述另一载体表面包括用于连接到所述至少一个信号处理电路的多个载体触点；通过将所述第二触点中的每一个联接到相应的载体触点来形成超声探针组件；以及将所述超声探针分切成单个。

[0030] 这样有利于这些超声探针的高性价比和高产量的制造工艺，因为探针分切成单个被推迟到信号处理组件连接到超声换能器组件之后。具体地讲，由于相应组件被彼此连接，同时仍然形成这些组件构成的阵列的一部分，所以提供了改进的稳定性，使形成这些连接变得不太麻烦。

[0031] 附图简要说明

[0032] 参照附图通过非限制性示例更详细地描述本发明的实施例，其中：

[0033] 图1示意性地示出根据本发明一实施例的超声换能器组件；

[0034] 图2示意性地示出根据本发明另一实施例的超声换能器组件；

[0035] 图3示意性地示出根据本发明又一实施例的超声换能器组件；

[0036] 图4示意性地示出制造图2所示的超声换能器组件构成的阵列的方法；

[0037] 图5示意性地示出使用通过图4所示的方法制造的超声换能器组件构成的阵列来

制造超声探针组件的方法；

[0038] 图6示意性地示出从根据本发明一实施例的超声探针组件形成单个超声探针；

[0039] 图7示意性地示出从根据本发明另一实施例的超声探针组件形成单个超声探针；并且

[0040] 图8示意性地示出根据本发明一实施例的超声成像系统。

具体实施方式

[0041] 应当理解的是，附图仅是示意性的且并非按比例绘制。还应当理解的是，整个附图中使用相同的附图标记来指示相同或相似的部件。

[0042] 图1示意性地示出根据本发明一实施例的超声换能器组件。所述组件包括超声换能器芯片100，所述超声换能器芯片具有包括超声换能器区域 110的主表面，所述超声换能器区域通常包括多个换能器元件112，比如 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 112形成的超声换能器区域110。所述主表面还包括多个触点120，所述触点可通过本身公知的任何适合的方式提供与换能器元件112接触的接触点。可选择这种换能器芯片100的任何适合的实施例；应当理解的是，本发明的实施例并不限于这种换能器芯片的具体实施例。例如，换能器芯片100 可使用例如硅、绝缘体上硅、SiGe、GaAs等的任何适合的半导体基底材料在例如CMOS、BiCMOS、双极性技术等的任何适合的半导体技术中实现。

[0043] 超声换能器芯片100通常安装(例如粘附)在背衬构件300的第一表面302上。背衬构件300通常包括比如环氧树脂的树脂，其中包括有超声散射和/或吸收主体310。例如，超声散射主体310和/或超声吸收主体310 可分散在树脂中。此类主体310抑制或甚至避免散射和/或反射的超声波到达超声换能器芯片100的超声换能器元件112。这可改善超声换能器芯片 100产生的超声图像的分辨率，因为主要是或仅仅沿预期方向产生并反射的超声波(例如，在包括超声换能器芯片100的前视的超声探针的情况下，向前产生并反射的超声波)会被超声换能器芯片100的超声换能器元件112 检测到。换句话说，背衬构件300对沿其他方向到达超声换能器芯片100 的超声波的抑制或避免减少或甚至避免了这些零星的超声波对来自目标方向的超声波的干扰。

[0044] 可使用任何适合的超声散射材料来形成背衬构件300中的超声散射主体310。例如，这种超声散射主体310的非限制性示例是中空玻璃球，但对本领域的技术人员来说，其他适合的超声散射主体是显而易见的。类似地，可使用任何适合的固态材料来形成超声吸收主体310。本身公知的是，基于重金属材料的重质材料理想地适用于此目的。这种材料的非限制性示例是钨。例如，超声吸收主体可包括钨，比如呈氧化钨的形式。同样，对本领域的技术人员来说显而易见的是，钨的诸多适合的替代物是易于获得的，且此类适合的替代物同样可用于背衬构件300中。

[0045] 超声换能器组件还包括安装(例如，粘附)于背衬构件300的另一表面306上的接触芯片400。接触芯片400通常包括用于与信号处理组件建立连接的多个第二触点420，如下文将更详细地阐释。可选择这种接触芯片 400的任何适合的实施例；应当理解的是，本发明的实施例并不限于这种接触芯片的具体实施例。例如，接触芯片400可使用例如硅、绝缘体上硅、SiGe、GaAs等的任何适合的半导体基底材料在例如CMOS、BiCMOS、双极性技术等的任何

适合的半导体技术中实现。

[0046] 第二触点420可通过任何适合的导电材料实现,比如通常用于形成这些触点的任何材料,如任何适合的金属或金属合金。在一实施例中,第二触点420承载用于与信号处理组件建立电连接的焊料凸点422。

[0047] 超声换能器组件还包括柔性互连件200,所述柔性互连件包括用于在超声换能器芯片100的第一触点120与接触芯片400的第二触点420之间建立导电连接的多个导电迹线210。在图1中,柔性互连件在背衬构件300的另一表面304上延伸。例如,这种柔性互连件200可由电绝缘柔性聚合物形成,比如聚酰亚胺,其中导电迹线210可通过将比如铜层的金属层沉积在电绝缘柔性聚合物上并使金属层图案化以形成导电迹线210而形成。在一实施例中,柔性互连件200可以是柔性箔或覆铜的聚酰亚胺,比如Du Pont 公司销售的Pyralux® 箔。

[0048] 在图1所示的实施例中,每个导电迹线210通过第一接合线212连接到第一触点120,且通过第二接合线214连接到第二触点420。需强调的是,这些仅仅是非限制性的示例,且导电迹线210可通过任何适合的方式连接到第一触点120和第二触点420。

[0049] 在图1所示的实施例中,超声换能器芯片100和接触芯片400可以是分开制造的芯片,例如使用不同技术以不同制造工艺制造的芯片,所述芯片在分切成单个之后通过柔性互连件200彼此互连。这在超声换能器芯片 100和接触芯片400的设计中具有增加柔性的优势,但随之而来的是超声换能器组件的更多组装工艺的花费,因为将柔性互连件连接到相应的芯片可能是麻烦的。

[0050] 图2示意性地示出了超声换能器组件的可供选择的实施例,其中超声换能器芯片100、接触芯片400和柔性互连件200是在单个生产工艺中生产的,如下文将参照图4更详细地阐释。

[0051] 在该实施例中,柔性互连件200附连到和/或锚定到超声换能器芯片100 的主表面和接触芯片400的主表面上。在一实施例中,柔性互连件200可包住第一触点120和/或第二触点420。柔性互连件200可包括暴露第一触点120的第一开口和/或暴露第二触点420的第二开口。在一实施例中,第一触点120可由柔性互连件200覆盖以使第一触点120电绝缘,而第二触点420可通过柔性互连件200中的开口而暴露。

[0052] 如图2所示,柔性互连件200可包括由导电迹线210覆盖的第一电绝缘柔性聚合物层,使得暴露出导电迹线210。在将参照图4更详细地描述的可供选择的实施例中,柔性互连件200可包括覆盖第一电绝缘柔性聚合物层和导电迹线210的第二电绝缘柔性聚合物层,使得导电迹线210被夹在第一电绝缘柔性聚合物层和第二电绝缘柔性聚合物层之间。这具有以下优势:在将超声换能器组件用作超声探针末端的一部分以便进行患者体内的侵入式诊断调查时,导电迹线与环绕超声换能器组件的物质电绝缘,比如体液,例如血液。

[0053] 图3示意性地示出超声换能器组件的另一示例性实施例,其中超声换能器芯片100安装在背衬构件300的第一表面上且借助柔性互连件200互连到背衬构件300的第二表面上的接触芯片400。在该实施例中,柔性互连件200的边缘部分也被互连件210覆盖,所述边缘部分202使用焊料220 导电地联接到延伸超出超声换能器芯片100的周长的第一触点120。例如,如果超声换能器芯片100是圆形芯片,且柔性互连件200限定了超声换能器芯片100的圆柱形保持器,即超声换能器芯片100嵌入到由柔性互连件 200和背衬构件300限定的空腔内,则这是有利的。导电迹线210可使用电镀技术形成于柔性互连件200的边缘部分202上。

类似地,通过在将芯片从其晶圆释放之前将导电材料电镀到芯片触点上,第一触点120可制作成延伸超出超声换能器芯片100的周长,其中电镀材料延伸超出芯片的边界。这允许使超声换能器芯片100借助第一触点120而悬置在空腔中。这个实施例具有以下优势:可实现具有特别小的外径的超声换能器组件。

[0054] 在图3中,仅作为非限制性示例,导电迹线210利用接合引线214连接到接触芯片400的第二触点420。应当理解,柔性互连件200延伸超出接触芯片400的主表面的一部分以提供如图2所示的触点类型也是同样可行的,其中柔性互连件200包住第二触点420且包括开口,第二触点420通过所述开口暴露。

[0055] 此时,应当注意的是,图1-3示出了超声换能器组件的示例性实施例,强调了在超声换能器芯片100与一方的接触芯片400和另一方的柔性互连件之间的适合连接方式的示例。要重申的是,本发明并不限于这些具体的示例,且可设想到此类芯片与柔性互连件200之间的任何适合的连接方式,只要在背衬构件300处提供接触芯片400,所述接触芯片有利于将超声换能器组件连接到形成信号处理组件的一部分的比如印刷电路板(PCB)的载体的边缘表面,如下文将更详细地阐释。

[0056] 在本发明的上下文中,除了换能器区域110中的换能器元件112和第一触点120外,超声换能器芯片100还可以包括无源以及有源部件,且可具有任何适合的功能,例如传感器装置、信号处理电路等。类似地,除了用于接触载体边缘上的载体触点的第二触点420外,接触芯片400还可以包括无源以及有源部件,且可具有任何适合的功能,例如传感器装置、信号处理电路等,但这当然并非必需的。

[0057] 还应该注意的是,在图1-3所示的实施例中,作为非限制性示例,超声换能器芯片100和接触芯片400安装于背衬构件300的相对表面上。例如,这种布置适合用作前视的超声探针的末端。然而,将超声换能器芯片100 安装在背衬构件300的邻接安装有接触芯片400的第二表面306的表面上是同样可行的。例如,这种布置适合用作侧视的超声探针的末端。

[0058] 所述超声换能器组件还可以包括附加的超声换能器芯片100,以增加超声换能器组件在用作超声探针的末端时成像功能的方向性。例如,第一超声换能器芯片100可安装于背衬构件300的第一表面302上,且至少一个附加的超声换能器芯片100可安装于背衬构件300的一个或多个表面上,从背衬构件300的第一表面302延伸到第二表面306,以提供可用作超声探针的前视和侧视的探针末端的超声换能器组件。作为选择,超声换能器组件可包括安装于背衬构件300的邻接安装有接触芯片400的表面306的相应表面上的多个超声换能器芯片,以便提供可用作超声探针的侧视的多向探针末端。对本领域的技术人员来说,其它变化形式将是显而易见的。

[0059] 在特别有利的实施例中,超声换能器组件被形成为由此类组件构成的阵列,其可在分切成单个之前连接到由信号处理组件构成的阵列,使得可用高效且高性价比的方式形成多个超声探针,因为单个探针不必单独地组装,这简化了此类探针的制造工艺。

[0060] 在图4中,示意性地示出根据本发明一实施例的方法的非限制性示例,其中形成有这种组件阵列。在图4(a)示出的第一步骤中,提供晶圆500,其中多个超声换能器芯片100已形成为一个或多个阵列520,且其中包括第二触点420的接触芯片400形成为一个或多个阵列530(通过非限制性示例的方式示出了两个阵列520、530)。超声换能器芯片100的阵列520通过晶圆500的牺牲区域510与接触芯片400的相邻阵列530分隔开。阵列520、530中的每一

个内的各个芯片通过另一牺牲晶圆区域512分隔开,例如下文将更详细阐释的切割线或类似结构。

[0061] 如前提及的,晶圆500可以是任何适合的晶圆,比如硅晶圆、绝缘体上硅晶圆或其它适合的半导体材料制成的晶圆。在实施例中,晶圆10可包括蚀刻阻挡层12,比如氧化物层。其目的将在下文更详细地阐释。每个超声换能器芯片100的第一触点120将通过延伸跨越牺牲区域510的柔性互连件200连接到相对的接触芯片400的第二触点420。这种柔性接触伸出部可被视为扁平电缆的微观样式,其使用在印刷电路板(PCB)领域是众所周知的。

[0062] 如图4(b)所示,所述方法将一层柔性电绝缘材料200设置在晶圆500的前侧上,随后以光刻法对其图案化以暴露层200下方的第一触点120和第二触点420。任何适合的材料可用于层200。柔性电绝缘材料可从由以下各项组成的组中选择:聚对二甲苯、聚酰亚胺、聚酰亚胺树脂、聚碳酸酯、氟烃、聚砜、环氧树脂、酚、三聚氰胺、聚酯和硅树脂或其共聚物。在将IC集成到侵入式医疗装置中时,聚酰亚胺和聚对二甲苯是尤其适合的,因为这些材料已经获准在侵入式医疗装置中使用。

[0063] 柔性电绝缘材料层200的厚度优选地选择为介于1-20μm的范围内,且更优选地介于1-10μm的范围内,以确保所得产物具有足够的柔性。如果层200变得太厚,则其柔性将降低。然而,如果层200变得太薄,则其可能太容易被损坏。

[0064] 在图4(c)示出的后一步骤中,将导电材料沉积于柔性电绝缘材料的层200上,随后将所述导电材料图案化以便提供与层200下方暴露的第一触点120和第二触点420导电接触的相应的导电迹线210。可使用任何适合的导电材料,比如Al、Cu或其他适合的金属和金属合金。

[0065] 在图4(d)所示的可选步骤中,导电迹线22随后覆盖有第二层柔性电绝缘材料200',所述柔性电绝缘材料优选是与用于层200的材料相同的材料,但这不是必需的。换句话说,层200和200'使用的材料可分别从先前描述的适合的化合物形成的组中单独选择。

[0066] 在一优选实施例中,层200和200'由比如聚酰亚胺或聚对二甲苯的同种材料制成,且具有大致5μm的相同厚度。通过为层200和200'使用同一厚度,使导电迹线210位于触点14的柔性接触伸出部的所谓应力中线处。

[0067] 在后续晶圆处理步骤中,可用薄保护层(未示出)覆盖第二层200'的柔性电绝缘材料(如果存在)。可使用任何适合的材料,比如Al的金属。使用可用于在后续处理步骤期间保护层200'同时用作第二层柔性电绝缘材料24的后续图案化的硬掩膜的材料是优选的,因为其降低了晶圆处理的复杂性。出于此原因,比如Al的金属是优选的。

[0068] 如图4(e)所示,所述方法继续进行,将阻挡层502施加到晶圆500背侧上并对其图案化。作为选择,可用图案化的硬掩膜代替阻挡层502。图案化的阻挡层502可以是包含与第二层200'上的前述薄保护层所使用的材料相似或相同的任何适合的材料,其保护(覆盖)晶圆500中的阵列520、530的区域。

[0069] 在图4(f)所示的后一步骤中,晶圆500背侧的暴露部分,即图案化阻挡层502未覆盖的部分,被暴露至蚀刻工艺,优选地为比如Bosch工艺的各向异性蚀刻工艺,例如在晶圆500是硅晶圆的情况下,其中暴露部分被蚀刻至对应于将由晶圆500形成的芯片100、400的最终期望厚度的深度,以将阵列520、530释放(分切成单个),其中每个阵列520通过柔性互连件200连接到阵列530。应当指出的是,通常包括连续蚀刻和钝化步骤的Bosch工艺本身

是公知的,因此仅出于简要的目的而不再详细阐释。当然,也可设想到其他适合的蚀刻工艺。图案化阻挡层502随后从晶圆500的背侧剥离。

[0070] 最后,如步骤(g)所示,超声换能器组件通过将第一阵列520、柔性互连件200和第二阵列530卷绕在一条背衬构件300上而完成,其中第一阵列可借助第一粘合剂522粘附到所述条带的第一表面,且第二阵列可借助第二粘合剂532粘附到所述条带的第二表面。第一粘合剂522和第二粘合剂532可以是相同或不同的粘合剂。适合的粘合剂包括但不限于由Epoxy Technology有限公司(美国马萨诸塞州,比尔里卡)销售的Epotek301®或其他适合的双组份环氧基粘合剂。

[0071] 此时,应当指出的是,焊料凸点422可在前述制造工艺的任何适当时间点形成于第二触点420上,例如在将阵列520、530分切成单个之前或之后。焊料凸点422可用任何适合的方式形成于触点420上,例如通过使用可自PacTech公司(德国瑙恩)获得的激光工艺。

[0072] 此时,还应当指出的是,背衬构件300可用任何适当方式形成于第一阵列520和第二阵列530之间。例如,作为步骤(g)的替代方案,可将包括其中分散有超声散射和/或吸收主体310的背衬构件300以液体或流体形式浇注到第一阵列520与第二阵列530之间,此后例如通过冷却或固化的方式使背衬构件300凝固以便形成超声换能器组件阵列。为此,可将第一阵列510和第二阵列520放置于保持器中,因此形成将由背衬构件300占据的空间。此空间随后填充流体或液体形式的背衬材料300。所述保持器通常在背衬材料300已凝固之后移除。在该实施例中,无需使用粘合剂即可将第一阵列520和第二阵列530安装到背衬构件300的相应表面上。

[0073] 所形成的超声换能器组件阵列在图5中示出,其中还示出了信号处理组件阵列,所述信号处理组件阵列包括例如PCB的载体600构成的阵列,所述载体具有第一表面602,所述第一表面安装有一个或多个信号处理元件610(所述信号处理元件用于处理由超声换能器芯片100产生的信号),例如下文将更详细阐释的一个或多个信号处理电路。载体600还包括邻接第一表面602的第二表面604,所述第二表面604可以是边缘表面,比如载体600的前沿表面。在一实施例中,载体600在承载一个或多个信号处理元件的区域可具有第一厚度,且在包括第二表面604的区域可具有第二厚度,所述第二厚度大于所述第一厚度。例如,载体600可包括邻近接触芯片400的隆起部分,以便增加第二表面604的面积,从而有利于在第二表面604上以所需的节距提供所需数目的载体触点620。

[0074] 每个第二表面604通常承载多个载体触点620,所述载体触点以与相应接触芯片400上的第二触点420的图案和节距相匹配的图案和节距布置。因此,可通过使接触芯片400上的第二触点420与载体600的相应第二表面604上的对应载体触点620相配合来制造超声探针组件。例如,第二触点420可包括如先前阐释的焊料球422,所述焊料球可熔融以建立第二触点420与载体触点620之间的连接。对本领域的技术人员来说,在相应触点之间建立此类连接的其他适合的方式将是显而易见的,且仅出于简洁的目的而不再进一步详细阐释。如先前阐释,由于超声换能器组件与信号处理组件之间的导电连接形成于一方的接触芯片400的相对表面和另一方的载体600的边缘表面604之间,因此实现了尤其紧凑的互连结构,其有助于实现通过组装的超声换能器组件和信号处理组件而形成的超声探针的微型化,即外径减小。

[0075] 此外,由于超声换能器组件和信号处理组件在形成相应组件之间的互连之前并未

被个体化,因此实现了更简单直接的超声探针组装工艺,因为超声换能器组件和信号处理组件的阵列比单个组件更易处理。超声探针的个体化可在组合前述的组件阵列之后实现,其中使单个超声换能器组件彼此定界,如虚线512所指示,且使单个信号处理组件彼此定界,如虚线605 所指示。例如,虚线512、605可指示要个体化的部件的切割线或其他适合的轮廓,这在本领域中本身是公知的。

[0076] 这在图6中已详细示出,其中通过沿着虚线512、605例如用(激光) 切割、锯、切块或类似方式将探针10个体化而形成超声探针10,对于部件个体化来说,例如对晶圆上的芯片进行个体化,所述技术本身是公知的,因此仅出于简洁的目的而不再详细阐释此类技术。因此,可实现个体化的超声探针,其中每个超声探针包括具有换能器区域110的超声换能器芯片 100,所述超声换能器芯片100安装于包括如先前阐释的超声波散射和/或吸收材料的背衬构件300上。背衬构件300还承载了连接到信号处理组件的接触芯片400,所述信号处理组件包括比如PCB的载体600,所述载体承载一个或多个信号处理元件610,例如一个或多个信号处理电路。接触芯片 400与载体600之间的互连件位于载体600的面向接触芯片400的边缘表面与接触芯片400的面向该边缘表面的主表面之间。

[0077] 尽管未具体示出,但超声探针10可进一步包括其上可安装有图6所示组件的管状主体。此管状主体可以是任何适合的管状主体,其可容纳用于将超声探针10的信号处理组件连接到诊断控制单元的一个或多个线材或线缆。这完全是常规做法,因此仅出于简洁的目的而不再进一步详细阐释。

[0078] 在目前已描述的实施例中,超声换能器芯片100和接触芯片400已显示为长方形芯片。应当理解,这仅作为非限制性示例,因为这些芯片中的每一个均可具有任何适合的形状。具体地讲,超声换能器芯片100可具有圆形形状,该形状例如可通过本身公知的前述 Bosch工艺而轻松地实现。图7示意性地示出分切成单个的工艺,其中具有此圆形超声换能器芯片100 的超声探针10通过延伸于背衬构件300上的柔性互连件200连接到接触芯片400,所述超声探针是在将此类超声换能器组件的阵列已经组装于信号处理组件的阵列上之后才形成的,其中所述信号处理组件的阵列包括载体 600,所述载体承载连接到如先前阐释的接触芯片400的一个或多个信号处理元件610。应当理解,在此实施例中,背衬构件300的形状可根据超声换能器芯片100的形状来调整。接触芯片400也可以具有圆形形状,但接触芯片400具有矩形或方形的长方形形状可以是有利的,以更容易地匹配承载载体触点620的载体600的边缘表面的形状。

[0079] 要重申的是,在上述实施例中,仅作为非限制性示例,超声探针10是前视的超声探针。同样可行的是在背衬构件300的侧表面上,即与其上安装有接触芯片400的表面邻接的表面上,提供一个或多个超声换能器芯片 100,以提供侧视的超声探针10。除了在前述实施例中明确示出的前视的超声换能器芯片100外,或替代前视的超声换能器芯片100,此类侧视的超声换能器芯片100也可包括在内。

[0080] 此外还应当注意的是,此时,尽管图5示意性地示出了其中在将第一阵列520和第二阵列530分切成单个之前形成柔性互连件200的制造方法,但在将所述阵列分切成单个以形成如图1和图3所示的超声换能器组件之后形成柔性互连件200当然也是同样可行的。由于柔性互连件到此类芯片的连接本身是公知的,这将出于简洁的目的而不再进一步详细阐释。

[0081] 参见图8,以方框图形式示出了具有根据本发明一实施例的换能器探针阵列的超声诊断成像系统的示例性实施例。在图8中,在超声探针10中提供位于超声换能器芯片100上的CMUT换能器阵列110(图8未示出),用于传输超声波和接收回声信息。作为选择,换能器阵列110可包括由比如锆钛酸铅(PZT)或聚偏二氟乙烯(PVDF)的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列110可以是换能器元件的一维或二维阵列,能够在2D平面或三维空间进行扫描以进行3D成像。

[0082] 换能器阵列110联接到探针10中的微波束成形器12,所述微波束成形器控制由CMUT阵列单元或压电元件实现的信号传输和接收。微波束成形器能够将换能器元件的群组或“块”接收的信号至少部分地形成波束,例如,如美国专利US 5,997,479(Savord等人)、US 6,013,032(Savord)和US 6,623,432(Powers等人)中所述的。

[0083] 微波束成形器12通过例如同轴线缆410的探针线缆联接到发射/接收(T/R)切换器16,在不存在或不使用微波束成形器且直接通过主系统波束成形器20操作换能器阵列110时,所述发射/接收切换器在发射和接收之间切换且保护主波束成形器20免受高能发射信号损害。在微波束成形器12的控制下,超声波束自换能器阵列110的发射是通过T/R切换器16和主系统波束成形器20由联接到微波束成形器的换能器控制器18引导的,所述主系统波束成形器根据用户对用户界面或控制面板38的操作来接收输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束引导和聚焦的方向。波束可从换能器阵列110笔直向前(垂直于换能器阵列)引导,或沿不同角度以实现较大视野。换能器控制器18可经联接以控制CMUT阵列的DC偏压控件45。例如,DC偏压控件45设定施加到CMUT阵列110的CMUT单元150的DC偏压。

[0084] 由微波束成形器12产生的部分波束成形信号被转发到主波束成形器20,在此将来自单块换能器元件的部分波束成形信号组合成完全波束成形信号。例如,主波束成形器20可具有128条通道,每个通道从一块数十个或数百个CMUT换能器单元112(见图1-3)或压电元件接收部分波束成形信号。以此方式,由换能器阵列110的数千个换能器元件接收的信号可有效地形成单个波束成形信号。

[0085] 所述波束成形信号联接到信号处理器22。信号处理器22可用各种方式处理所接收的回声信号,比如带通滤波、抽取采样、I及Q分量分离以及谐波信号分离,其用于分离线性信号和非线性信号以便能够识别出从组织和微泡返回的回声信号(基频的较高频谐波)。

[0086] 信号处理器22可选地执行比如斑减少、信号复合和噪音消除的附加信号增强。信号处理器22中的带通滤波器可以是追踪滤波器,在从不断增加的深度处接收回声信号时所述追踪滤波器的通带从较高频带滑动到较低频带,从而拒绝来自较大深度处的较高频噪音,在所述较大深度处这些频率缺乏解剖学信息。

[0087] 经过处理的信号联接到B-模式处理器26且可选地联接到多普勒处理器28。B-模式处理器26采用所接收超声信号的振幅检测来对比如体内器官组织和血管的体内结构成像。身体结构的B-模式图像可通过谐波图像模式或基频图像模式或两者的组合来形成,例如,如美国专利US 6,283,919(Roundhill等人)和US 6,458,083(Jago等人)中所述的。

[0088] 多普勒处理器28(如果存在)处理根据组织移动和血流而暂时显现的信号,以便检测比如图像区域内的血细胞流动的物质运动。多普勒处理器通常包括壁式滤波器,其参数可被设定成通过和/或拒绝从体内选定类型的物质返回的回声。例如,壁式滤波器可被设定成具有通带特性,使得来自较高速物质的相对低振幅的信号通过,同时拒绝来自较低或零

速度物质的相对强的信号。

[0089] 这种通带特性将使来自流动血液的信号通过,同时拒绝来自几乎静止或慢速移动的物体(如心脏壁)的信号。反相特性将使来自心脏的活动组织的信号通过,同时拒绝血流信号,这称之为组织多普勒成像、检测以及绘示组织的运动。多普勒处理器从图像区域中的不同点接收和处理一系列暂时离散的回声信号,来自特定点的一系列回声称为一个集合。由于多普勒频率对应于指示血流速度的速度,因此在相对短的间隔内快速连续接收的回声集合可用于估计流动血液的多普勒频移。在较长时间段接收的回声集合用于估计较慢流动的血液或慢速移动的组织的速度。

[0090] 由B-模式(及多普勒)处理器产生的结构信号和运动信号联接到扫描转换器32和多平面重定格式器44。扫描转换器32将回声信号布置成空间关系,所述回声信号根据所述空间关系按期望的图像格式被接收。例如,扫描转换器可将回声信号布置成二维(2D)扇形格式,或锥体三维(3D)图像。

[0091] 扫描转换器可借助其多普勒预估速度使B-模式结构图像与对应于图像区域中若干点处的运动的色彩重叠,以产生在图像区域中示出组织和血流运动的彩色多普勒图像。多平面重定格式器44将从身体的体积区域中的公共平面中的多个点接收的回声转换成该平面的超声图像,例如在美国专利 US 6,443,896 (Detmer) 中所述。体积绘制器42将3D数据集的回声信号转换成从给定参考点观察的投影3D图像,如美国专利6,530,885 (Entrekkin 等人) 中所述的。

[0092] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重定格式器44和体积绘制器 42联接到图像处理器30供进一步增强、缓冲和暂时存储,以便在图像显示器40上显示。除了用于成像外,多普勒处理器28产生的血流值和B-模式处理器26产生的组织结构信息也联接到定量处理器34。定量处理器产生不同流动条件的测量值,比如血流的体积率,以及比如器官尺寸和孕龄的结构测量。定量处理器可从用户控制面板38接收输入,比如图像的解剖结构中的将进行测量的点。来自定量处理器的输出数据联接到图形处理器36,用于借助显示器40上的图像重现测量图像和值。图形处理器36也可以产生图形叠层以便与超声图像一起显示。这些图形叠层可包括比如患者姓名、图像日期和时间、成像参数等的标准识别信息。出于这些目的,图形处理器从用户界面38接收输入,比如患者姓名。

[0093] 用户界面也连接到发射控制器18以控制来自换能器阵列110的超声信号的产生,以及由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户界面还联接到多平面重定格式器44以便选择和控制多个多平面重定格式(MPR)图像的平面,所述MPR图像可用于在MPR图像的图像区域执行定量测量。

[0094] 如本领域的技术人员将了解,超声诊断成像系统的上述实施例旨在给出这种超声诊断成像系统的非限制性示例。本领域的技术人员将立刻认识到,在不背离本发明的教导的情况下,所述超声诊断成像系统的体系结构的多种变化形式是可行的。例如,如上述实施例中同样示出的,微波束成形器12和/或多普勒处理器28可省略,且超声探针10可不具有3D成像功能,等等。对本领域的技术人员来说,其它变化形式是显而易见的。

[0095] 应该指出的是,上述实施例旨在示例性说明而非限制本发明,且本领域的技术人员将在不背离随附权利要求范围的情况下设计出许多可供选择的实施例。在权利要求书中,置于括号内的任何附图标标记不应理解为对权利要求进行限制。词语“包括”并不排除列

于权利要求中的元件或步骤之外的其它元件或步骤的存在。出现在元件前面的词语“一个”和“一”并不排除多个这种元件的存在。本发明可通过包括数个分立元件的硬件实施。在列出几个部件的装置权利要求中，这些部件中的几个可用同一件硬件来实施。事实上在相互不同的从属权利要求中记载的某些措施并不表明这些措施的组合不能够用来获益。

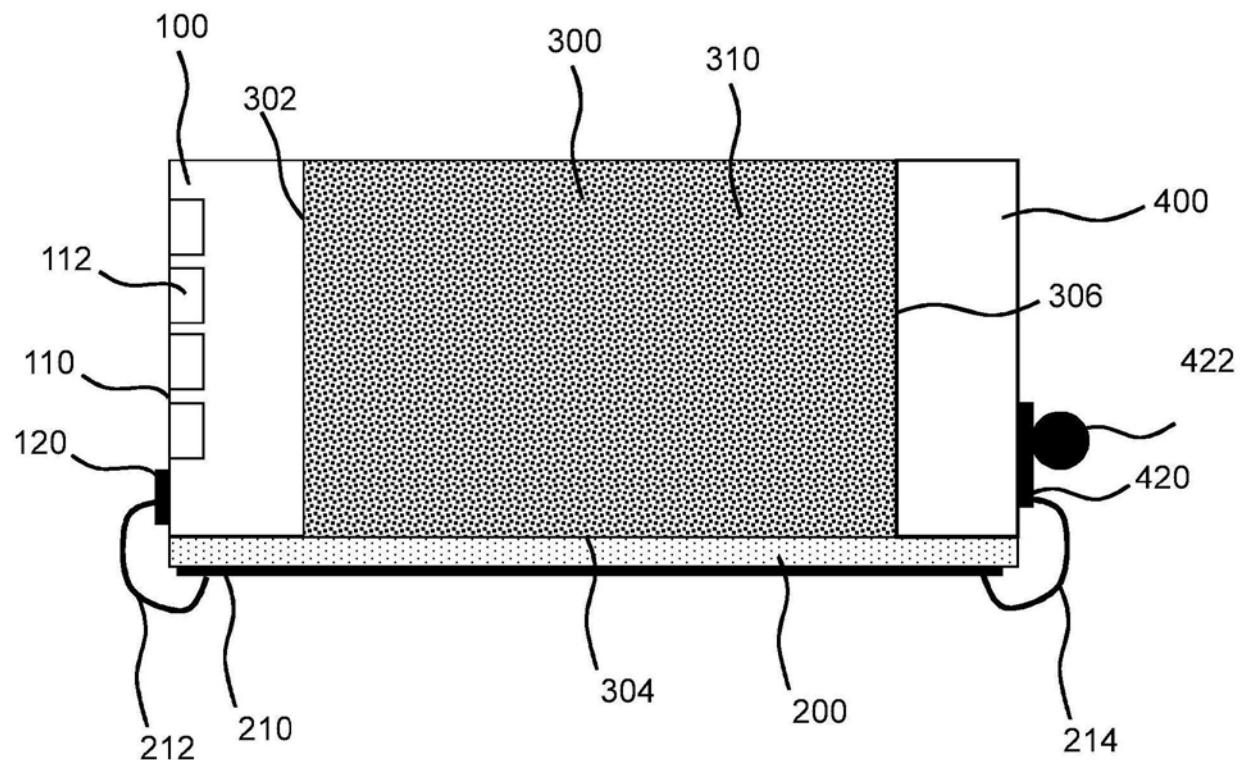


图1

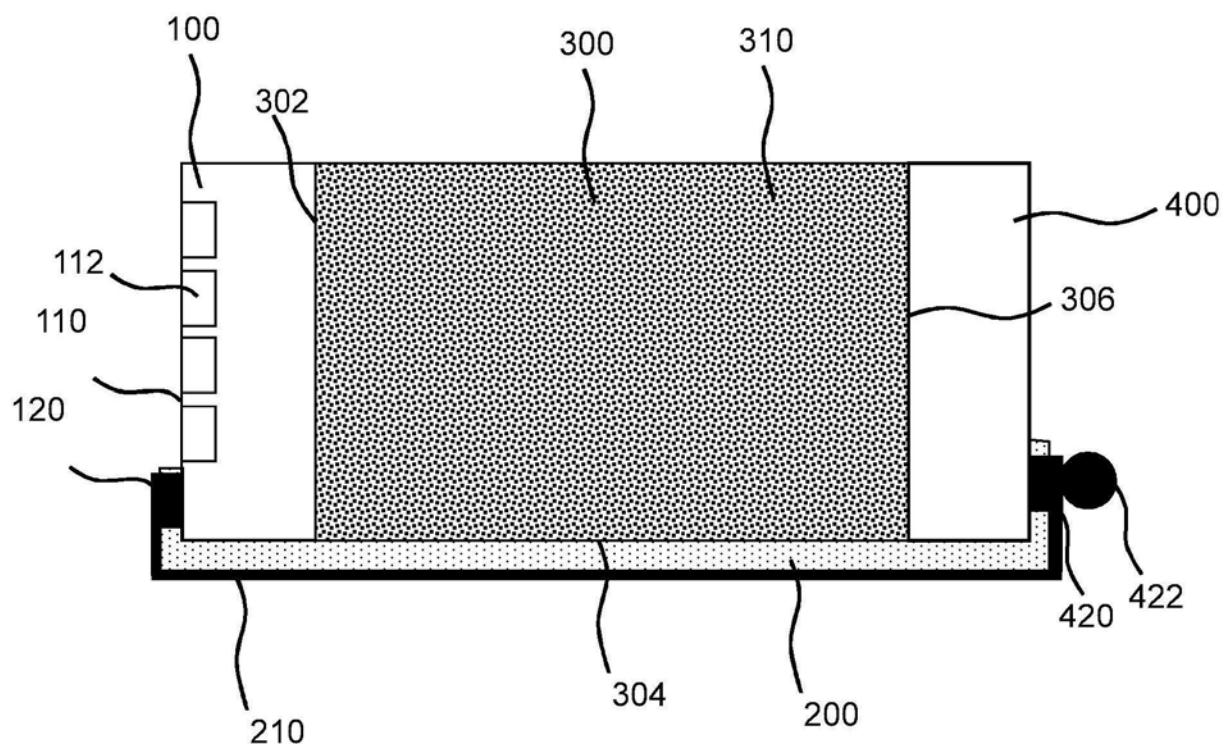


图2

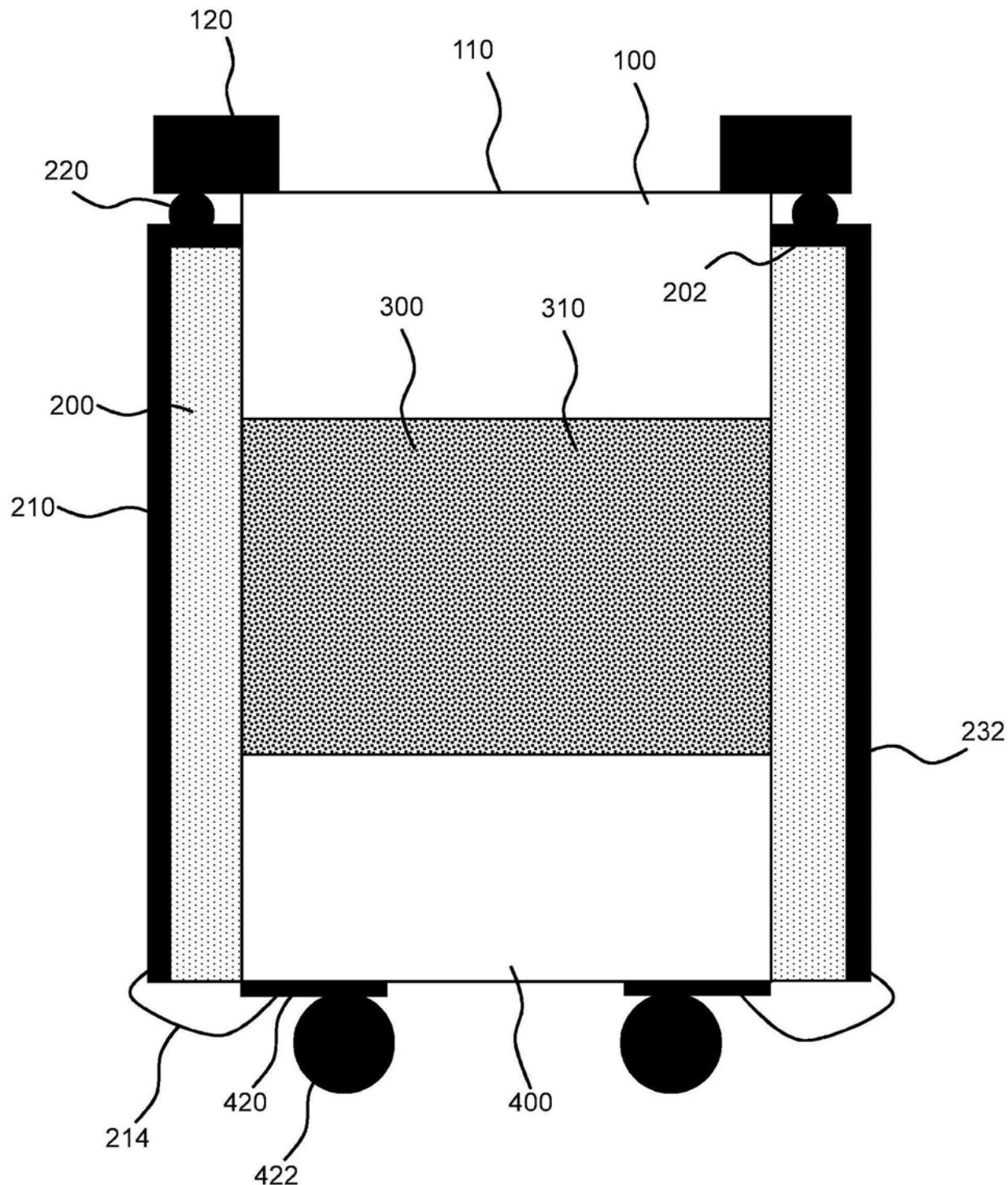


图3

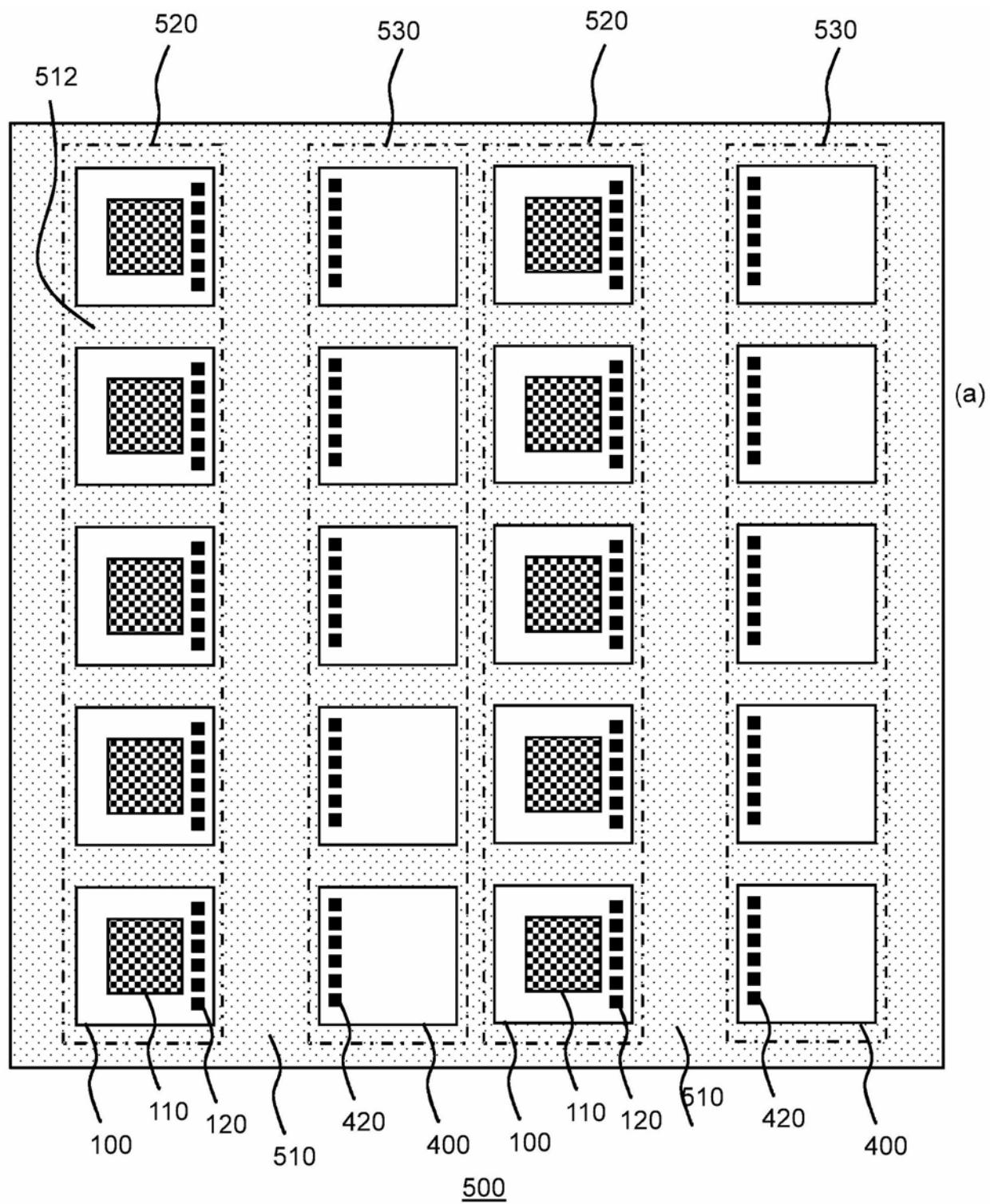


图4

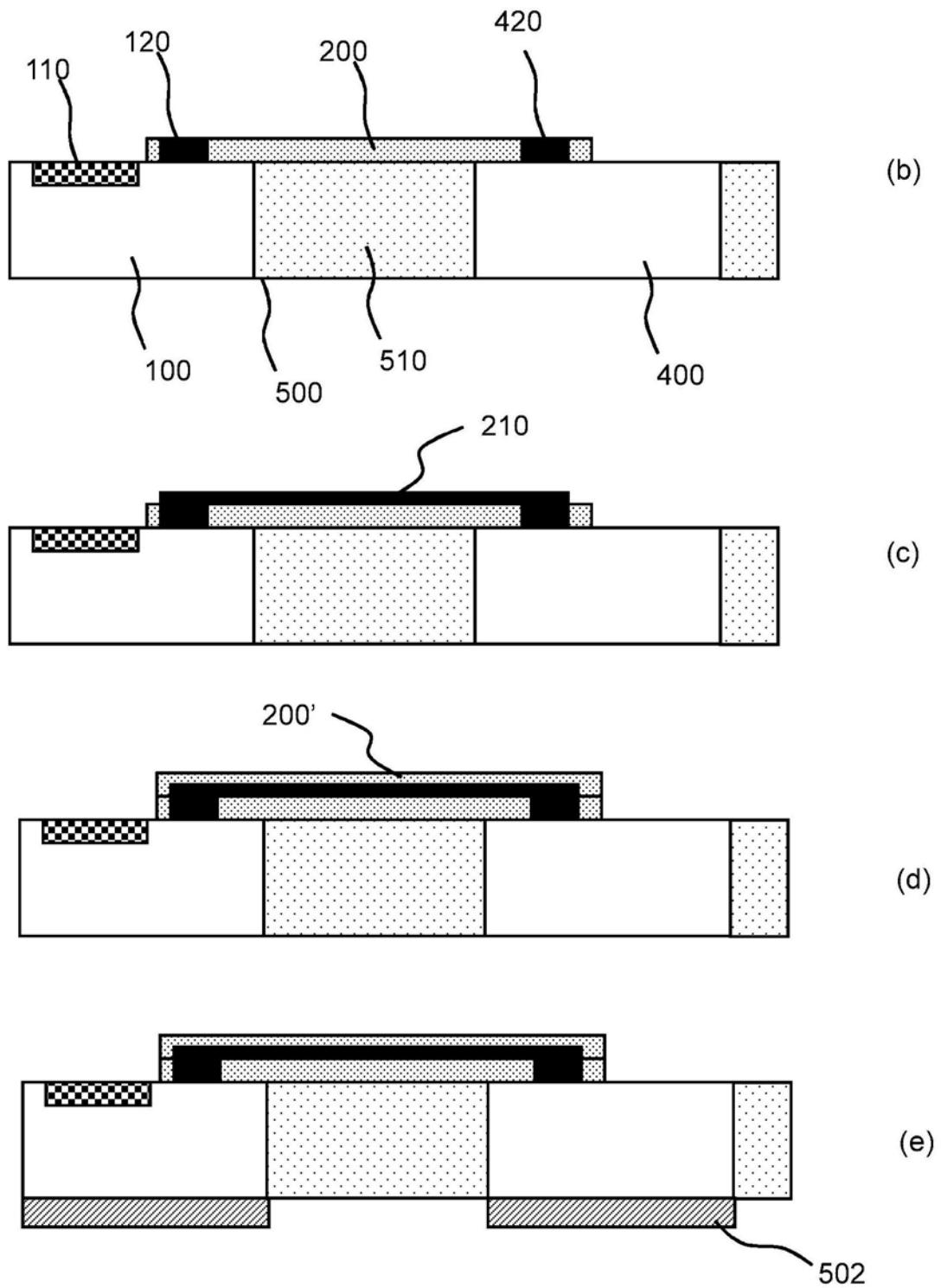


图4(接上页)

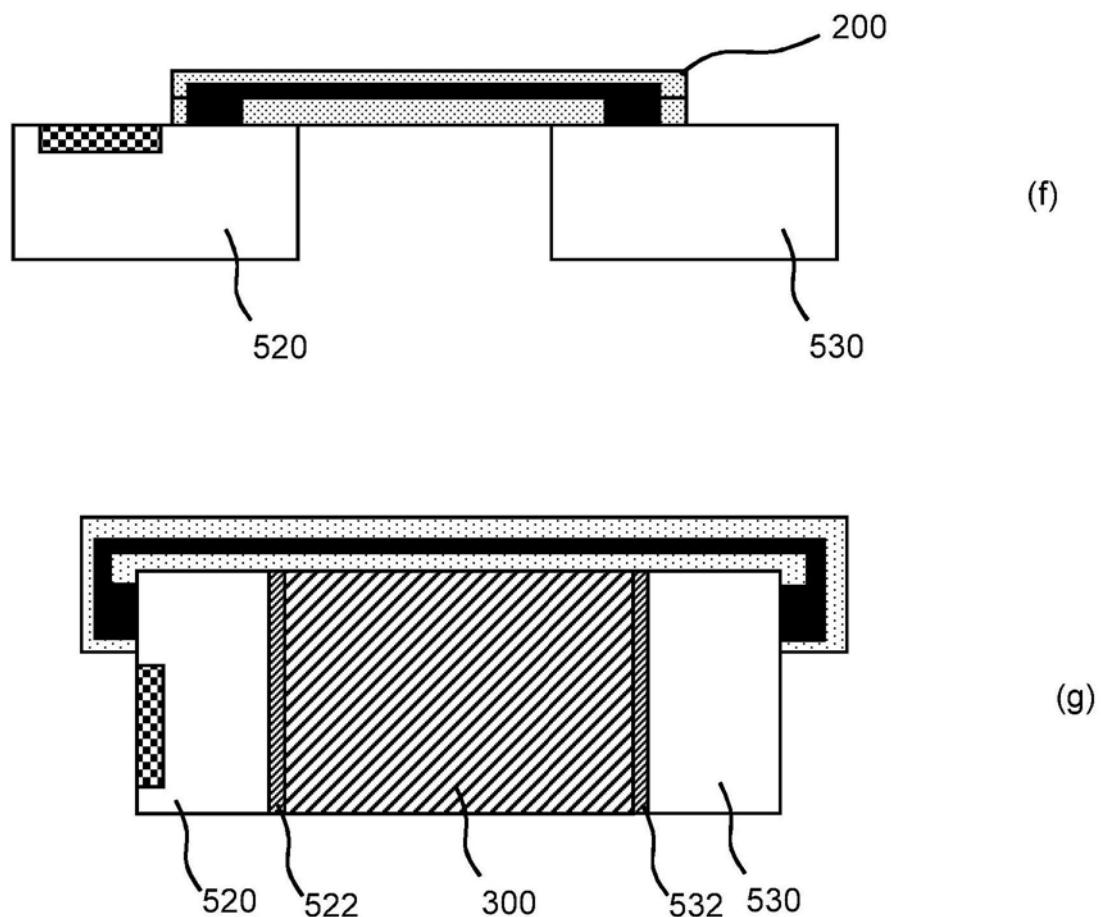


图4(接上页)

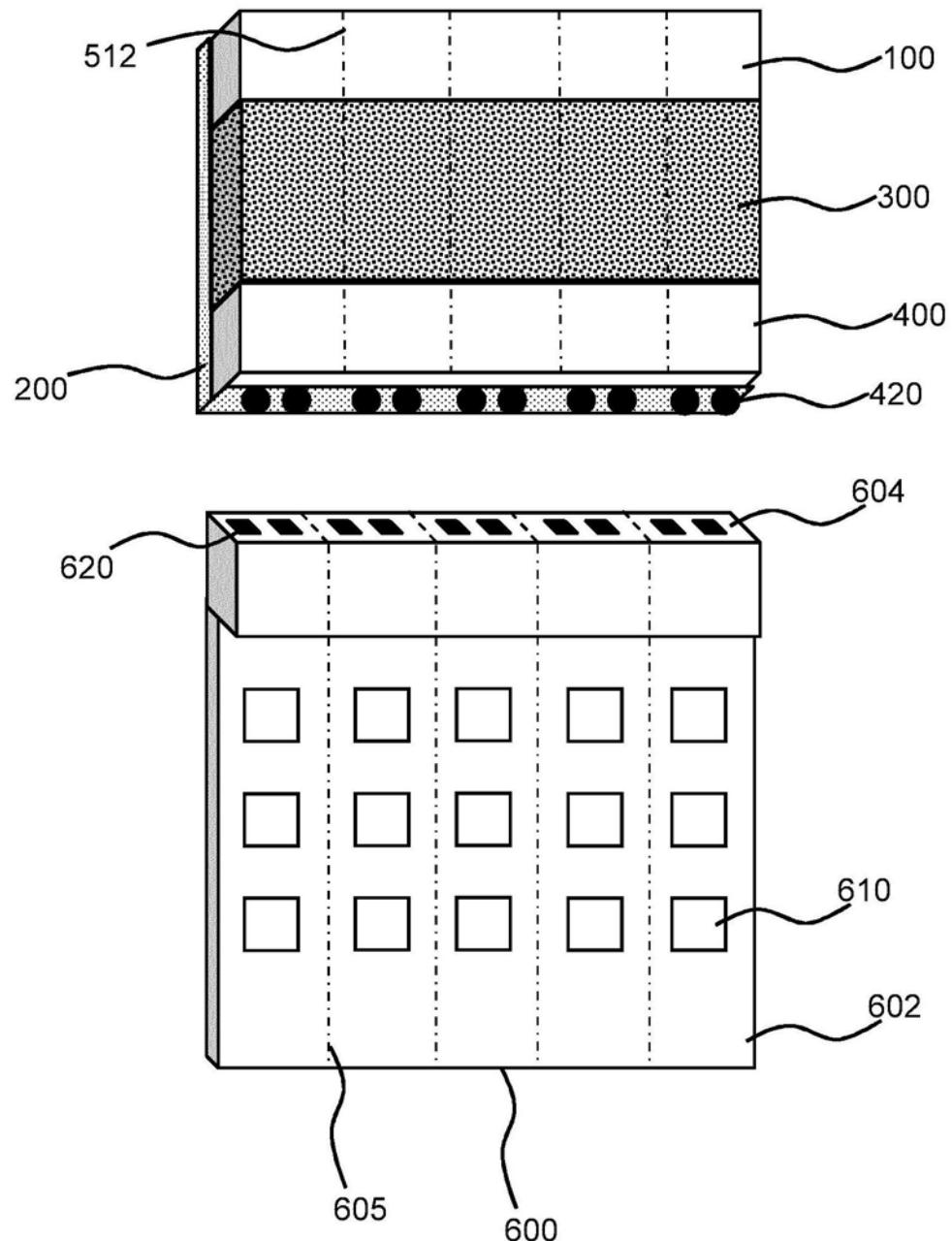


图5

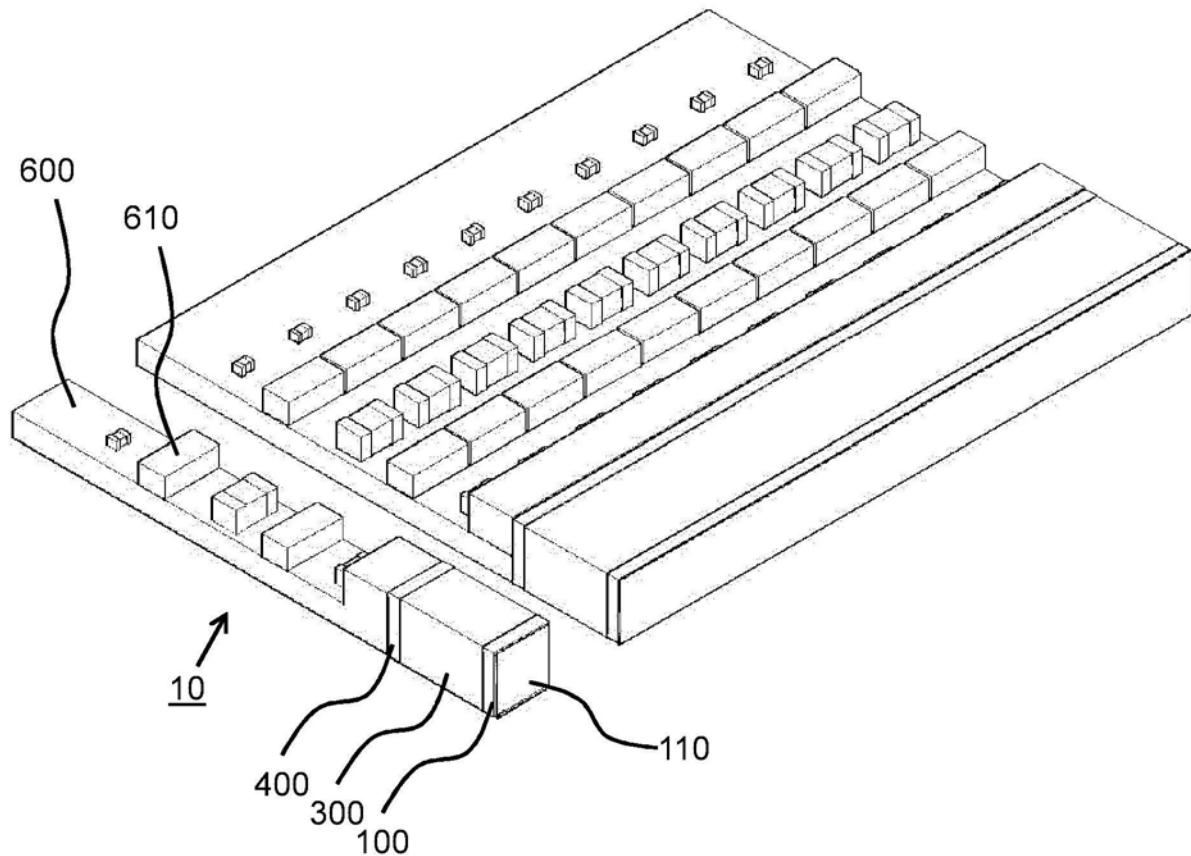


图6

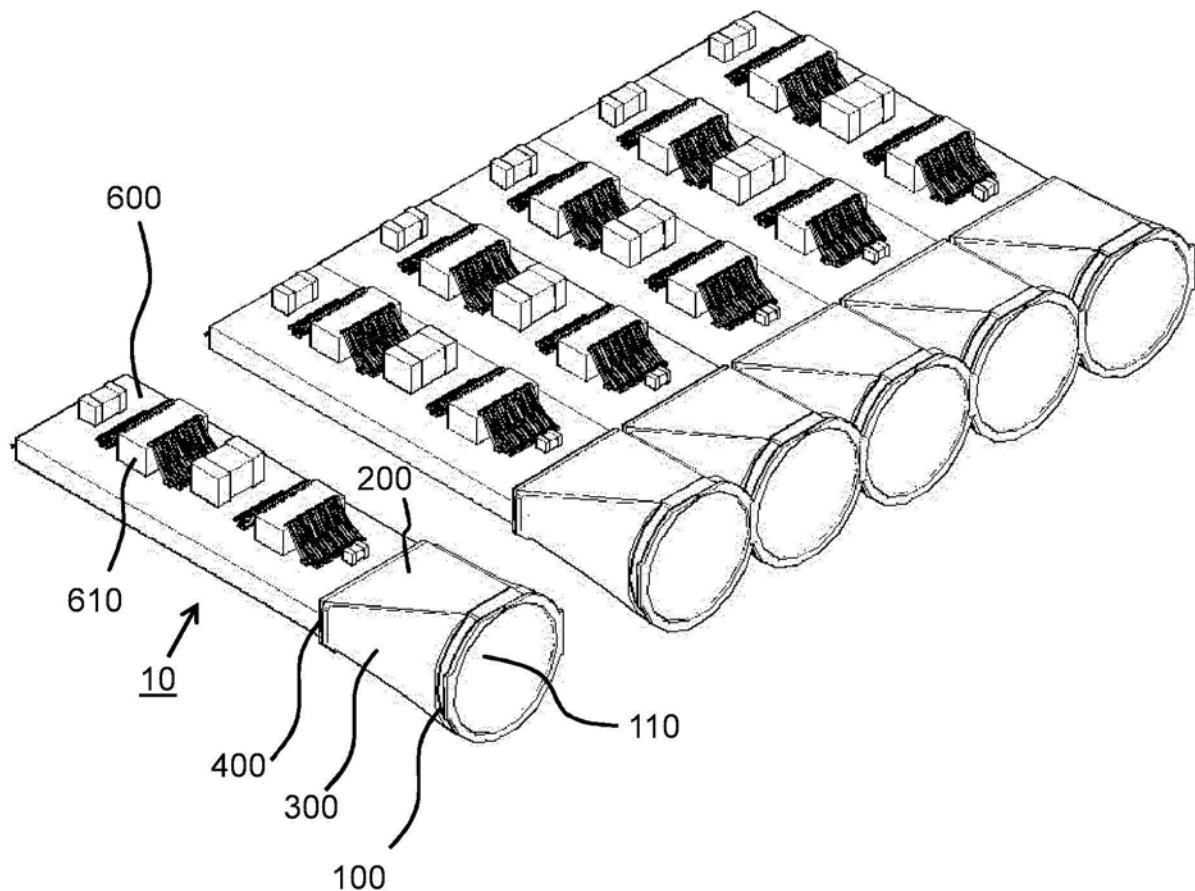
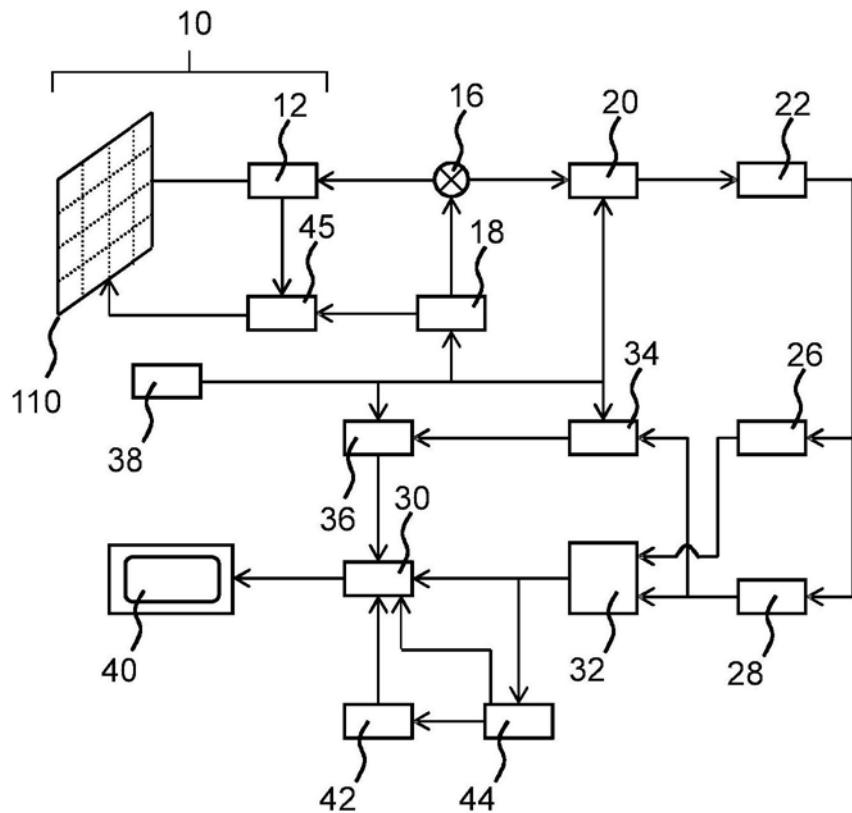


图7



1

图8