



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920803 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680050469.3

(22)申请日 2016.06.16

(30)优先权数据

2015-175699 2015.09.07 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/002905 2016.06.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/042997 JA 2017.03.16

(71)申请人 索尼公司

地址 日本东京都

(72)发明人 森本类

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理有限公司 11006

代理人 王玉双 谢雪闽

(51)Int.Cl.

A61B 8/10(2006.01)

H04R 17/00(2006.01)

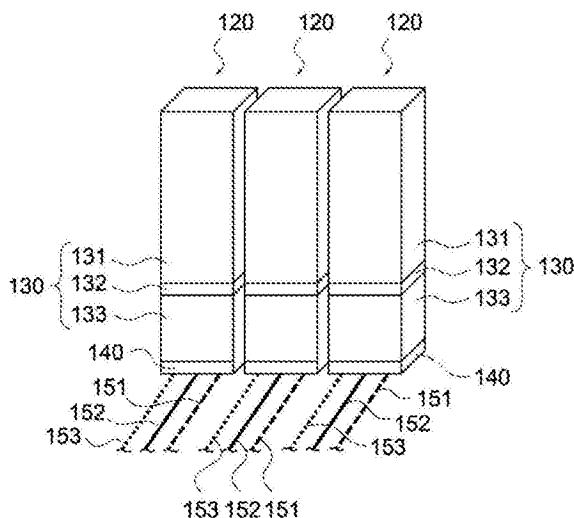
权利要求书2页 说明书12页 附图16页

## (54)发明名称

超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置

## (57)摘要

为了提供一种具有高阻抗匹配效果和优秀生产率的超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置。根据本技术的超声波阵列振荡器包括超声波振荡器(130)和半导体芯片(140)。所述超声波振荡器(130)构成阵列。所述半导体芯片(140)与每个所述超声波振荡器(130)分别接合,并形成阻抗匹配电路。



1. 一种超声波阵列振荡器,包括:  
构成阵列的超声波振荡器;以及  
与每个所述超声波振荡器分别接合、并形成阻抗匹配电路的半导体芯片。
2. 根据权利要求1所述的超声波阵列振荡器,其中:  
每个所述阻抗匹配电路包括放大器和收发(TR)开关。
3. 根据权利要求2所述的超声波阵列振荡器,其中:  
每个所述半导体芯片包括第一半导体芯片和第二半导体芯片,所述第一半导体芯片包括所述放大器,所述第二半导体芯片包括所述收发开关。
4. 根据权利要求1所述的超声波阵列振荡器,其中:  
所述半导体芯片是绝缘体上硅(SOI)芯片。
5. 根据权利要求1所述的超声波阵列振荡器,其中:  
所述超声波振荡器包括第一超声波振荡器和第二超声波振荡器,所述第一超声波振荡器每个以第一频率作为中心振荡频率,所述第二超声波振荡器以不同于所述第一频率的第二频率作为中心振荡频率。
6. 根据权利要求1所述的超声波阵列振荡器,还包括:  
微机电系统(MEMS),所述微机电系统与所述超声波振荡器共同构成阵列。
7. 根据权利要求1所述的超声波阵列振荡器,还包括:  
光学器件,所述光学器件和所述超声波振荡器共同构成阵列。
8. 一种制造超声波阵列振荡器的方法,包括:  
通过使用拾取与放置方法安装超声波振荡器,所述超声波振荡器与形成阻抗匹配电路的半导体芯片相接合。
9. 根据权利要求8所述的制造超声波阵列振荡器的方法,其中:  
所述超声波振荡器包括第一超声波振荡器和第二超声波振荡器,所述第一超声波振荡器每个以第一频率作为中心振荡频率,所述第二超声波振荡器每个以不同于所述第一频率的第二频率作为中心振荡频率。
10. 根据权利要求8所述的制造超声波阵列振荡器的方法,其中:  
所述安装步骤包括通过使用拾取与放置方法共同安装所述超声波振荡器和MEMS(微机电系统)。
11. 根据权利要求8所述的制造超声波阵列振荡器的方法,其中:  
所述安装步骤包括通过使用拾取与放置方法共同安装所述超声波振荡器和光学器件。
12. 一种超声波探头,包括:  
超声波阵列振荡器,所述超声波阵列振荡器包括  
构成阵列的超声波振荡器;以及  
与每个所述超声波振荡器分别接合、并形成阻抗匹配电路的半导体芯片。
13. 一种超声波诊断装置,包括:  
超声波探头,所述超声波探头包括超声波阵列振荡器,所述超声波阵列振荡器包括  
构成阵列的超声波振荡器;以及  
与每个所述超声波振荡器分别接合、并形成阻抗匹配电路的半导体芯片;以及  
主体,所述主体与所述超声波探头相连接,所述主体向所述超声波阵列振荡器提供驱

动信号,并基于从所述超声波阵列振荡器输出的检测信号产生超声波图像。

## 超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及可以用于超声波成像的超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 广泛用在医疗等领域中的超声波诊断装置通过利用超声波探头对诊断对象物体进行照射、并利用超声波探头检测其反射波,生成诊断对象物体的超声波图像。超声波探头包括多个超声波振荡器排布而成的阵列振荡器,且可以通过调节输入到各个超声波振荡器的驱动信号和从各个超声波振荡器输出的检测信号的延迟时间,来控制超声波的会聚点(convergent point)。

[0003] 阵列振荡器的示例包括1D阵列和2D阵列,1D阵列包括排布成线状的超声波振荡器,2D阵列包括排布成平面形状的振荡器。不过为了提高分辨率和成像速度,倾向于增加在一个阵列振荡器上安装的超声波振荡器的数量。同时,插入血管等中的超声波导管等已广泛使用,需要减小超声波探头的尺寸。因此,需要高密度地安装超声波振荡器。并且,倾向于减小每个超声波振荡器的安装面积。

[0004] 而另一方面,在减小超声波振荡器的安装面积的情况下,阻抗会失配,且可能降低超声波的检测灵敏度。作为这种问题的对策,可使用放大器来匹配阻抗。一般地,使用ASIC(专用集成电路)(例如参见专利文献1)。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本专利申请公开号2006-166985。

### 发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 然而,ASIC需要一定的尺寸。如果在每个振荡器上安装ASIC,则难以确保安装空间。尽管可以与振荡器分离地安装ASIC,但是如果连接ASIC和振荡器的布线较长,那阻抗匹配效果很小。此外,ASIC需要根据阵列振荡器的结构来设计,因此难以降低制造成本。

[0010] 本技术是基于上述情况做出的,并且本技术的一个目的是提供一种具有高阻抗匹配效果和优秀生产率的超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置。

[0011] 解决问题的技术方案

[0012] 为了实现上述目的,根据本技术的实施方式的超声波阵列振荡器包括超声波振荡器和半导体芯片。

[0013] 上述超声波振荡器构成阵列。

[0014] 上述半导体芯片被分别接合到上述超声波振荡器,形成阻抗匹配电路。

[0015] 在这种构造的情况下,超声波振荡器和阻抗匹配电路是一体构成的,连接两者的布线可以很短。因此,可以实现高阻抗匹配效果,可以提高SNR(信噪比),且可以提高超声波图像的对比度。此外,当将其中超声波振荡器和阻抗匹配电路一体构成的模块(下文中称作振荡器模块)安装到基板时,这些模块的布置自由度很高,并且容易实现具有不同频率的超声波振荡器的阵列化及配置。此外,具有特定结构的振荡器模块可以以任何形状阵列化,因此可以对应于各种设备,并且可以在各种设备中重复使用振荡器模块。此外,在超声波振荡器的占用空间大于半导体芯片的占用空间的情况下,对于任何尺寸的超声波振荡器都可使用相同的半导体芯片。

[0016] 上述阻抗匹配电路可以包括放大器和TR(收发)开关。

[0017] 在超声波振荡器中,用于产生超声波的驱动信号和由超声波的检测产生的检测信号流动。然而,驱动信号和检测信号的信号强度显著不同。在上述构造的情况下,可通过TR开关切换信号路径以仅仅放大检测信号,从而能够形成阻抗匹配电路。

[0018] 上述半导体芯片可以包括具有上述放大器的第一半导体芯片和具有上述TR开关的第二半导体芯片。

[0019] 通过形成具有多个半导体芯片的阻抗匹配电路,可以缩小各个半导体芯片的尺寸,且可以将阻抗匹配电路安装到小尺寸的超声波振荡器中。

[0020] 上述半导体芯片可以是SOI(绝缘体上硅,Silicon on Insulator)芯片。

[0021] SOI芯片具有尺寸小、漏电流少等的优点,且适合作为接合到超声波振荡器的半导体芯片。

[0022] 上述超声波振荡器可以包括第一超声波振荡器和第二超声波振荡器,第一超声波振荡器每个以第一频率作为中心振荡频率,第二超声波振荡器每个以不同于上述第一频率的第二频率作为中心振荡频率。

[0023] 超声波振荡器的振荡频率依据压电层的厚度的不同而不同。通过一体形成超声波振荡器和阻抗匹配电路,可以以高的自由度布置具有显著不同的振荡频率的超声波振荡器。

[0024] 上述超声波阵列振荡器还可以包括MEMS(微机电系统)。MEMS和上述超声波振荡器一起构成阵列。

[0025] 通过将超声波振荡器和MEMS阵列化,可以通过使用具有大超声波强度的超声波振荡器产生超声波,并且通过使用具有高灵敏度的MEMS来检测反射波。因此,可以提高检测灵敏度。

[0026] 上述超声波阵列振荡器还可以包括光学器件,该光学器件和上述超声波振荡器一起构成阵列。

[0027] 通过将超声波振荡器和光学器件阵列化,可以利用单个阵列执行利用超声波振荡器检测由从光学器件照射的光产生的超声波的光超声波成像。

[0028] 为了实现上述目的,根据本技术的实施方式的制造超声波阵列振荡器的方法包括通过使用拾取与放置方法安装超声波振荡器,形成阻抗匹配电路的半导体芯片接合到所述超声波振荡器。

[0029] 上述超声波振荡器可以包括第一超声波振荡器和第二超声波振荡器,第一超声波振荡器每个以第一频率作为中心振荡频率,第二超声波振荡器每个以不同于第一频率的第

二频率作为中心振荡频率。

[0030] 在上述的制造超声波阵列振荡器的方法中,安装步骤可以包括通过使用拾取与放置方法一起安装上述超声波振荡器和MEMS。

[0031] 为了实现上述目的,根据本技术的实施方式的超声波探头包括超声波阵列振荡器。

[0032] 上述超声波阵列振荡器包括构成阵列的超声波振荡器、和分别接合到上述超声波振荡器以形成阻抗匹配电路的半导体芯片。

[0033] 为了实现上述目的,根据本技术的实施方式的超声波诊断装置包括超声波探头和主体。

[0034] 上述超声波探头包括超声波阵列振荡器,所述超声波阵列振荡器包括构成阵列的超声波振荡器、和分别接合到上述超声波振荡器以形成阻抗匹配电路的半导体芯片。

[0035] 上述超声波探头连接到上述主体,上述主体向上述超声波阵列振荡器提供驱动信号,并基于从上述超声波阵列振荡器输出的检测信号产生超声波图像。

[0036] 发明的有益效果

[0037] 如上所述,本技术可以提供一种具有高阻抗匹配效果和优秀生产率的超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置。应该注意的是,这里所述的效果不一定是限定性的,而可以是本说明书中描述的任意效果。

## 附图说明

[0038] [图1]图1是示出根据本技术的实施方式的超声波诊断装置的示意图。

[0039] [图2]图2是示出包括在超声波诊断装置中的超声波阵列振荡器的横截面视图。

[0040] [图3]图3是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡器模块的透视图。

[0041] [图4]图4是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡器模块的电路结构的示意图。

[0042] [图5]图5是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

[0043] [图6]图6是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

[0044] [图7]图7是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

[0045] [图8]图8是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

[0046] [图9]图9是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

[0047] [图10]图10是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡器模块的排布的示意图。

[0048] [图11]图11是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡模块的凸面式(convex type)超声波探头的示意图。

[0049] [图12]图12是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡器模块的Hanafy透镜式(Hanafy lens type)超声波探头的示意图。

[0050] [图13]图13是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡器模块的1D排布阵列的示意图。

[0051] [图14]图14是示出包括在超声波阵列振荡器中的振荡器模块的电路结构的示意图。

[0052] [图15]图15是示出包括比较例中的超声波阵列振荡器的IVUS的示意图。

[0053] [图16]图16是示出包括根据本技术的实施方式的超声波阵列振荡器的IVUS的示

意图。

[0054] [图17]图17是示出包括根据本技术的实施方式的振荡器模块和MEMS模块的超声波阵列振荡器的横截面视图。

[0055] [图18]图18是示出超声波阵列振荡器的排布的示意图。

[0056] [图19]图19是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

[0057] [图20]图20是示出包括根据本技术的实施方式的振荡器模块和光学器件模块的超声波阵列振荡器的横截面视图。

[0058] [图21]图21是示出超声波阵列振荡器的排布的示意图。

[0059] [图22]图22是示出制造超声波阵列振荡器的方法的示意图。

## 具体实施方式

### [0060] 【超声波诊断装置的构造】

[0061] 图1是示出根据本实施方式的超声波诊断装置1的构造的示意图。如图1中所示,超声波诊断装置1包括主体11、超声波探头12和电缆15。主体11经由电缆15连接到超声波探头12。

[0062] 主体11经由电缆15向超声波探头12提供驱动信号,并且基于从超声波探头12输出的超声波检测信号产生超声波图像,并在显示器上显示超声波图像。

[0063] 超声波探头12包括阵列振荡器121。超声波探头12与诊断对象物体接触,发射超声波,并检测其反射波。超声波探头12经由电缆15接受从主体11提供的驱动信号,并向主体11输出检测信号。

[0064] 超声波探头12的类型没有特别限制。可以使用任何类型的超声波探头,例如线型、扇区型、凸面型或放射型超声波探头。也可以使用二维阵列式超声波探头。替代性地,超声波探头12可以是能够插入到血管等中的超声波导管(ultrasonic catheter)。

### [0065] 【阵列振荡器的构造】

[0066] 图2是示出阵列振荡器121的结构横截面视图。如图2中所示,阵列振荡器121包括基板122、振荡器层123、上部电极层124、声学匹配层125和声学透镜126。它们按照基板122、振荡器层123、上部电极层124、声学匹配层125和声学透镜126的顺序层叠。

[0067] 基板122可以是刚性印刷基板(rigid print substrate)、FPC(柔性印刷电路)基板等基板。在安装表面上形成布线H和凸块B。布线H经由电缆15连接到主体11。

[0068] 振荡器层123包括多个振荡器模块120和填充物127。多个振荡器模块120中的每个经由凸块B安装到基板122。填充物127填充在各个振荡器模块120之间。填充物127可以是丙烯酸树脂、聚氨酯树脂或者声音吸收剂。后面将详细描述振荡器模块120。

[0069] 需要注意的是,虽然在图2中仅示出三个振荡器模块120,但是实际上阵列振荡器121可包括大量(数百到数千个)振荡器模块120。

[0070] 上部电极层124起到了如后所述的压电层131的电极的功能。上部电极层124由导电材料构成,例如金属镀层。需要注意的是,上部电极层124可横亘形成在如图2所示的多个振荡器模块120上方,或者可为每个振荡器模块120分离地形成上部电极层124。

[0071] 声学匹配层125减少诊断对象物体与超声波振荡器130之间的声学阻抗差异,且防止超声波朝向诊断对象物体反射。声学匹配层125由合成树脂或陶瓷材料构成。如图2中所

示,声学匹配层125的数量可以是两层。替代性地,声学匹配层125的数量可以是可一层,或者三层或更多层。

[0072] 声学透镜126对在振荡器层123中产生的超声波进行会聚。如图1中所示,声学透镜126位于超声波探头12的顶端上,且与诊断对象物体接触。声学透镜126由硅橡胶等构成,其尺寸和形状没有具体限制。

[0073] **【振荡器模块的构造】**

[0074] 图3是示出振荡器模块120的示意图。如图3中所示,每个振荡器模块120包括超声波振荡器130和电路芯片140。电源线151、信号线152和接地线153连接到每个振荡器模块120。

[0075] 每个超声波振荡器130包括压电层131、下部电极层132和衬背层(backing layer)133。它们按照衬背层133、下部电极层132和压电层131的顺序层叠。

[0076] 压电层131由诸如PZT(锆钛酸铅)之类的压电材料构成。当在下部电极层132与上部电极层124(参见图2)之间施加电压时,压电层131由于逆压电效应而产生振动,并产生超声波。此外,当来自于诊断对象物体的反射波入射到压电层131时,压电层131由于压电效应而产生极化。压电层131的大小没有具体限制,但是例如可以是250平方微米( $\mu\text{m}^2$ )。

[0077] 下部电极层132起到了压电层131的电极的作用。下部电极层132由导电材料构成,例如金属镀层。

[0078] 衬背层133层叠在电路芯片140上,并吸收超声波振荡器130的不必要的振动。衬背层133由诸如填充料和合成树脂的混合材料之类的材料构成。

[0079] 电路芯片140可以分别接合到每个超声波振荡器130,构成超声波振荡器130的阻抗匹配电路。电路芯片140是由半导体材料构成的半导体芯片。具体地,电路芯片140可以通过SOI(绝缘体上硅)工艺生产的SOI芯片。更具体地,电路芯片140可以由BCD-SOI(双极CMOS DMOS)工艺生产的BGD-SOI芯片。

[0080] 电路芯片140可以分别接合到每个超声波振荡器130,并且不一定要设置在衬背层133与基板122之间。此外,电路芯片140可以不接合到所有的超声波振荡器130,而可以仅接合到一部分的超声波振荡器130。电路芯片140的大小可以与超声波振荡器130的底表面相同或者比超声波振荡器130的底表面小。

[0081] 图4是示出电路芯片140的电路构造的示意图。如图4中所示,电路芯片140包括第一TR(收发)开关141、放大器142和第二TR开关143。

[0082] 电源线151连接到放大器142。信号线152连接到上部电极层124,且分为不经过放大器142的信号线152A和经过放大器142的信号线152B。接地线153连接到下部电极层132。

[0083] 第一TR开关141连接到信号线152,并在信号线152A与信号线152B之间切换信号路径。第一TR开关141可以是晶体管或二极管。

[0084] 放大器142连接到信号线152B,并通过使用从电源线151供应的电能,对流过信号线152B的信号进行放大。放大器142可以是二极管。

[0085] 第二TR开关143连接到信号线152,并在信号线152A与信号线152B之间切换信号路径。第二TR开关143可以是晶体管或二极管。

[0086] 振荡器模块120具有上述构造。如上所述,因为每个振荡器模块120分别包括构成阻抗匹配电路的电路芯片140,所以超声波振荡器与阻抗匹配电路之间的布线长度较短,有

效地实现了阻抗匹配。这样能够提高SHR (信噪比),且能够提高超声波图像的对比度。

**[0087] 【超声波诊断装置的操作】**

[0088] 将描述超声波诊断装置1的操作。当超声波诊断装置1的电源接通时,从主体11经由电缆15向超声波探头12提供电能(参见图1)。电能经由基板122流到电源线151并被供应到放大器142(参见图4)。

[0089] 当超声波探头12与诊断对象物体接触且输入开始诊断的指令时,主体11产生驱动信号。驱动信号经由电缆15被提供到超声波探头12,并经由基板122流到信号线152。在这种情况下,第一TR开关141和第二TR开关143被切换到信号线152A一侧,驱动信号经由第二TR开关143和第一TR开关141被提供到上部电极层124。

[0090] 由于上部电极层124与下部电极层132之间的电势差,压电层131由于逆压电效应而产生振动,并产生超声波。产生的超声波经由声学匹配层125和声学透镜126入射到诊断对象物体。

[0091] 在诊断对象物体中产生的反射波经由声学透镜126和声学匹配层125入射到压电层131。压电层131由于压电效应而产生极化,电流(下文中称作检测信号)流过信号线152。在这种情况下,第一TR开关141和第二TR开关143被切换到信号线152B一侧,检测信号被放大器142放大。放大的检测信号从第一TR开关141流到信号线152,并经由基板122和电缆15被传输到主体11。

[0092] 主体11基于检测信号产生超声波图像。如上所述,驱动信号在未经由放大器142的情况下被传输到上部电极层124,而检测信号被放大器142放大并传输到主体11。通过第一TR开关141和第二TR开关143来执行驱动信号和检测信号的路线切换。由此,可以实现具有大的信号强度的驱动信号与具有小的信号强度的检测信号之间的阻抗匹配。

**[0093] 【制造阵列振荡器的方法】**

[0094] 图5到图8是示出制造阵列振荡器121的方法的示意图。如图5(a)中所示,电路芯片140布置在牺牲基板K上。可以利用通过UV(紫外线)照射而剥离的粘结剂,将电路芯片140粘贴到牺牲基板K。

[0095] 接下来,如图5(b)中所示,将衬背层133层压在牺牲基板K和电路芯片140上。

[0096] 接下来,如图5(c)中所示,除去衬背层133的一部分,以露出电路芯片140。通过所述去除,形成开口133a。

[0097] 接下来,如图6(a)中所示,在开口133a内以及衬背层133的上层布置导体D1。导体D1例如包括铜等金属。

[0098] 接下来,如图6(b)中所示,在导体D1上布置导体D2。导体D2可以是导电性粘结剂。导体D1和导体D2构成下部电极层132。

[0099] 接下来,如图6(c)中所示,在导体D2上布置压电层131,并通过导体D2粘结所述压电层131。

[0100] 接下来,如图7(a)中所示,通过切片工艺(dicing)对压电层131和衬背层133进行切割(cut),以分成单个的振荡器模块120。

[0101] 接下来,将振荡器模块120从牺牲基板K分离。可以通过紫外线照射使电路芯片140与牺牲基板K之间的粘结剥离。图7(b)是示出从牺牲基板K分离的振荡器模块120的示意图。

[0102] 接下来,如图7(c)中所示,将振荡器模块120安装到基板122。如图7(c)中所示,在

基板122上形成布线H和凸块B。需要注意的是,布线H是上述的电源线151、信号线152和接地线153。可以通过将电路芯片140经由凸块B连接到布线H,将振荡器模块120安装到基板122。

[0103] 接下来,如图8(a)中所示,将其他振荡器模块120分别安装到基板122。需要注意的是,安装对象物体以这种方式单独安装的方法称作拾取与放置(pick-and-place)方法。

[0104] 接下来,如图8(b)中所示,将填充物127填充在各个振荡器模块120之间,形成振荡器层123。

[0105] 接下来,如图8(c)中所示,在振荡器层123上层压上部电极层124和声学匹配层125。

[0106] 接下来,在声学匹配层125上层压声学透镜126(参见图2)。可以按照上述方法制造阵列振荡器121。如上所述,在根据本实施方式的阵列振荡器121中,因为每个超声波振荡器130和每个布线芯片140是一体构成的,所以可以使用拾取与放置方法进行安装。

[0107] 这里,用于超声波诊断装置的阵列振荡器包括大约数千个超声波振荡器。特别地,在医疗超声波探头中,依据各种诊断项目,超声波探头具有不同的构造。因此即使使用了拾取与放置方法,成本也不高。

[0108] 此外,在现有技术中,必须为包括不同形状的阵列振荡器的各种超声波探头分别地制造阵列振荡器。而与之不同,根据本实施方式,可以通过拾取与放置方法自由布置振荡器模块120。因此,可以在各种超声波探头中使用相同结构的振荡器模块120。

[0109] 需要注意的是,制造阵列振荡器121的方法并不局限于上述方法。图9是示出制造阵列振荡器121的另一种方法的示意图。

[0110] 如图5(a)中所示,将电路芯片140布置在牺牲基板K上。

[0111] 随后,如图9(a)中所示,以与电路芯片140的厚度相同的厚度形成衬背层133。

[0112] 随后,如图9(b)中所示,制造衬背层133、导体D1和导体D2的层叠结构。

[0113] 通过将所述层叠结构层叠在图9(a)中示出的结构上,可以制造图6(b)中示出的结构。

[0114] 随后,以与上述说明类似的制造方法制造阵列振荡器121。

[0115] **【振荡器模块的布置】**

[0116] 如上所述,根据本实施方式的超声波探头12包括振荡器模块120,每个振荡器模块120包括超声波振荡器130和分别设置在超声波振荡器130上的电路芯片140,并且可以逐个地将振荡器模块120安装到基板122。因此,可以以高自由度排布振荡器模块120。

[0117] 图10是示出振荡器模块120的排布的示意图,并且是从与基板122垂直的方向(参见图2)观看振荡器模块120的示意图。如图10中所示,振荡器模块120可以具有蜂巢状2D排布。蜂巢状2D排布指的是从与基板122垂直的方向来看时连接振荡器模块120的中心点的线构成正六边形的排布。

[0118] 一般来讲,超声波探头中所要解决的问题例如是减小旁波瓣(side lobe)(从与超声波指向的中心方向相偏离的方向发出的超声波)。蜂巢状2D排布可以增大相邻超声波振荡器130之间的间隔,因此可以抑制旁波瓣。

[0119] 特别是,可通过现有技术中的在制造阵列振荡器时使用的切片和填充方法(Dice and Fill method),在格子状切片的小的压电器件上布置蜂巢状2D排布的大的电极。然而,这种方法会显著降低器件节距。而与之不同,在根据本实施方式的阵列振荡器121中,可以

通过拾取与放置方法以器件加工的最小节距排布超声波振荡器130。

[0120] 图11是示出包括根据本实施方式的振荡器模块120的凸面式超声波探头的示意图。如图11中所示,在凸面式超声波探头中,需要将振荡器模块120布置在曲面上。然而,在通过ASIC实现阻抗匹配电路的现有技术结构中,难以将ASIC布置在曲面上。

[0121] 而与之不同,根据本实施方式的阵列振荡器121包括振荡器模块120,每个振荡器模块120包括一体形成的超声波振荡器130和电路芯片140。如图11中所示,振荡器模块120可以高密度安装。因此,可以提高超声波图像的对比度,并且改善切片分辨率(在诊断对象物体的深度方向上的分辨率)。

[0122] 图12是示出包括根据本实施方式的振荡器模块120的Hanafy透镜式超声波探头的示意图。Hanafy透镜使用所产生的超声波频率不同的两种或多种超声波振荡器作为阵列振荡器,以提高切片分辨率。

[0123] 如图12中所示,阵列振荡器121包括振荡器模块120L和振荡器模块120H,每个振荡器模块120L包括具有低中心振荡频率(大开口尺寸)的超声波振荡器130L,每个振荡器模块120H包括具有高中心振荡频率(小开口尺寸)的超声波振荡器130H。需要注意的是,因为每个超声波振荡器130的频率是由压电层131的厚度确定的,所以超声波振荡器130L包括的压电层131的厚度不同于超声波振荡器130H包括的压电层131的厚度。

[0124] Hanafy透镜能够通过改变超声波在内周边侧上和外周边侧上的焦点位置,使超声波束直径在深度方向上是均匀的。如上所述,因为每个超声波振荡器的频率是由压电层的厚度确定的,所以在现有技术中是通过将压电层加工成曲面形状的弯曲工艺、以及使压电层分离的切片工艺来制造阵列振荡器的。而与之不同,根据本实施方式,能够预先制造包括具有不同厚度的压电层131的超声波振荡器130,并通过使用拾取与放置方法单独地安装。

[0125] 因此,与通过弯曲工艺制造阵列振荡器的情形相比,本技术可以制造其中超声波振荡器130L和超声波振荡器130H之间的频率差较大的阵列振荡器121。此外,可以自由地决定超声波振荡器130L和超声波振荡器130H的布置。此外,在Hanafy透镜中也可以采用上述的蜂巢状2D排布,从而可以减小旁波瓣。

[0126] **【电路芯片的布置和数量】**

[0127] 如上所述,构成阵列振荡器121的每个振荡器模块120包括超声波振荡器130和电路芯片140。因此,电路芯片140可以不是一个芯片,而可以使用多个芯片。

[0128] 图13是示出包括具有多个电路芯片的振荡器模块120的阵列振荡器121的示意图。如图13中所示,阵列振荡器121可以是窄节距1D排布阵列,其中包括在一个方向上排布的宽度较窄的超声波振荡器130。电路芯片140可以包括三个电路芯片,即布线芯片140A、电路芯片140B和电路芯片140C。

[0129] 图14是示出电路芯片140A到C的电路构造的示意图。如图14中所示,电路芯片140A包括第二TR开关143,电路芯片140B包括放大器142,电路芯片140C包括第一TR开关。第一TR开关141、放大器142和第二TR开关143的操作如上文所述。电路芯片140A到C可以通过以切片工艺切割电路芯片140来制造,或者可以单独制造。

[0130] 通过将电路芯片140分割成构成阻抗匹配电路的各个器件,可以减小电路芯片140的尺寸。并且,即使超声波振荡器130的宽度像窄节距1D排布阵列这样狭窄,仍可以将电路芯片140接合到超声波振荡器130。需要注意的是,电路芯片140也可以包括两个电路芯片。

例如,一个电路芯片具有放大器142,另一个电路芯片具有第一TR开关141和第二TR开关143。

**[0131] 【在IVUS方面的应用】**

[0132] IVUS(血管内超声波内窥镜,intravascular ultrasonic endoscope)是一种超声波探头,用于观察冠状血管的血管壁。IVUS包括具有以圆周形状布置的多个超声波振荡器的阵列振荡器,以及对从各个超声波振荡器输出的检测信号进行放大的放大器。

[0133] 图15是示出具有现有技术结构的IVUS 300的示意图。如图15中所示,IVUS 300包括导管(catheter)301、阵列振荡器302、信号处理芯片303和布线304。在阵列振荡器302中产生的超声波经由插入血管中的导管301对血管壁进行照射,其反射波经由导管301入射到阵列振荡器302中并被检测到。检测信号由信号处理芯片303放大并经由布线304传输到主体。

[0134] 因此,在IVUS 300中,需要与阵列振荡器302分开地设置信号处理芯片303。信号处理芯片303妨碍IVUS 300的弯曲,使得导管301的操作变得困难。

[0135] 图16是示出使用根据本实施方式的阵列振荡器121的IVUS 400的示意图。如图16中所示,IVUS 400包括导管401、阵列振荡器121和布线402。在阵列振荡器121产生的超声波经由插入血管中的导管401对血管壁进行照射,其反射波经由导管401入射到阵列振荡器121中并被检测到。检测信号由包括在阵列振荡器121中的电路芯片140放大,并经由布线402传输到主体。

[0136] 因为阵列振荡器121包括电路芯片140,所以在IVUS 400中,不需要与阵列振荡器121分开地设置信号处理芯片。因此,IVUS 400的弯曲不会受到信号处理芯片的妨碍,使得导管401的操作变得容易。需要注意的是,在IVUS400中可以包括与阻抗匹配电路无关的其他信号处理芯片。即使在这种情况下,由于无需使用阻抗匹配电路,所以可以缩小信号处理芯片的尺寸。

**[0137] 【超声波振荡器与MEMS的共同安装】**

[0138] 根据本实施方式的振荡器模块120可以与包括MEMS(微机电系统)的MEMS模块共同安装。

[0139] 图17是示出包括共同安装的振荡器模块和MEMS模块的阵列振荡器160的示意图。如图17中所示,阵列振荡器160包括振荡器模块120和MEMS模块161。阵列振荡器160的其他构造与上述的阵列振荡器121相同。

[0140] 每个MEMS模块161包括MEMS 162、下部电极层163、衬背层164和电路芯片165。MEMS 162是由MEMS形成的超声波传感器。MEMS的具体构造没有特别限制。下部电极层163、衬背层164和电路芯片165的构造与振荡器模块120的各个构造相同。需要注意的是,MEMS模块161的构造并不局限于此,只要至少包括MEMS 162即可。

[0141] 图18是示出阵列振荡器160中的振荡器模块120和MEMS模块161的排布的示意图,并且是从垂直于基板122的方向观看的示图。如图18中所示,振荡器模块120和MEMS模块161共同安装在基板122上,以构成阵列。需要注意的是,振荡器模块120和MEMS模块161的排布并不局限于图18中示出的情形。

[0142] 通过这种构造,能够利用超声波强度较大的振荡器模块120产生超声波,并利用灵敏度较高的MEMS模块161检测反射波。因此,可以提高超声波检测灵敏度。

[0143] 图19是示出制造阵列振荡器160的方法的示意图。如图19中所示,振荡器模块120和MEMS模块161可以通过使用拾取与放置方法共同安装到基板122。在将两个模块安装到基板122之后,类似于阵列振荡器121,形成填充物127、上部电极层124、声学匹配层125和声学透镜126。结果,可以制造图17中示出的阵列振荡器160。

[0144] **【超声波振荡器与光学器件的共同安装】**

[0145] 根据本实施方式的振荡器模块120可以与包括光学器件的光学器件模块共同安装。

[0146] 图20是示出包括共同安装的振荡器模块和光学器件模块的阵列振荡器170的示意图。如图20中所示,阵列振荡器170包括振荡器模块120和光学器件模块171。阵列振荡器170的其他构造与上述的阵列振荡器121相同。

[0147] 每个光学器件模块171包括光学器件172、下部电极层173、衬背层174和电路芯片175。光学器件172是发光器件,例如是激光二极管。下部电极层173、衬背层174和电路芯片175的构造与振荡器模块120的各个构造相同。需要注意的是,光学器件模块171的构造并不局限于此,只要至少包括光学器件172即可。

[0148] 图21是示出阵列振荡器170中的振荡器模块120和光学器件模块171的排布的示意图,并且是从垂直于基板122的方向观看的示图。如图21中所示,振荡器模块120和光学器件模块171共同安装在基板122上,以构成阵列。需要注意的是,振荡器模块120和光学器件模块171的排布并不局限于图21中示出的情形。

[0149] 通过这种构造,可以实现光超声波成像,其中由光学器件模块171产生的光对诊断对象物体进行照射,并由振荡器模块120检测产生的热量,从而实施成像。

[0150] 在现有技术中,为了光超声波成像,必须分别制备包括光学器件的发光设备和包括声学器件的声学设备。而根据本技术,超声波振荡器130和光学器件171可以构成一个阵列,并可以利用单个超声波探头实现光超声波成像。

[0151] 图22是示出制造阵列振荡器170的方法的示意图。如图22中所示,振荡器模块120和光学器件模块171可以通过使用拾取与放置方法共同安装到基板122。在将两个模块安装到基板122之后,类似于阵列振荡器121,形成填充物127、上部电极层124、声学匹配层125和声学透镜126。结果,可以制造图20中示出的阵列振荡器170。

[0152] 需要注意的是,阵列振荡器170可以包括上述的MEMS模块161,以替代振荡器模块120。此外,阵列振荡器170可以包括构成一个阵列的三种模块,即振荡器模块120、MEMS模块161和光学器件模块171。

[0153] 除了阵列振荡器160和阵列振荡器170之外,能够通过拾取与放置方法安装的任何器件也可以与振荡器模块120共同安装,并且可以与振荡器模块120一起阵列化。

[0154] 本技术还可以具有如下的构造:

[0155] (1) 一种超声波阵列振荡器,包括:

[0156] 构成阵列的超声波振荡器;以及

[0157] 与每个所述超声波振荡器分别接合、并形成阻抗匹配电路的半导体芯片。

[0158] (2) 根据(1)所述的超声波阵列振荡器,其中:

[0159] 每个所述阻抗匹配电路包括放大器和收发(TR)开关。

[0160] (3) 根据(1)所述的超声波阵列振荡器,其中:

[0161] 每个所述半导体芯片包括第一半导体芯片和第二半导体芯片,所述第一半导体芯片包括所述放大器,所述第二半导体芯片包括所述收发开关。

[0162] (4) 根据(1)到(3)中任一项所述的超声波阵列振荡器,其中:

[0163] 所述半导体芯片是绝缘体上硅(SOI)芯片。

[0164] (5) 根据(1)到(4)中任一项所述的超声波阵列振荡器,其中:

[0165] 所述超声波振荡器包括第一超声波振荡器和第二超声波振荡器,所述第一超声波振荡器每个以第一频率作为中心振荡频率,所述第二超声波振荡器以不同于所述第一频率的第二频率作为中心振荡频率。

[0166] (6) 根据(1)到(5)中任一项所述的超声波阵列振荡器,还包括:

[0167] 微机电系统(MEMS),所述微机电系统与所述超声波振荡器共同构成阵列。

[0168] (7) 根据(1)到(6)中任一项所述的超声波阵列振荡器,还包括:

[0169] 光学器件,所述光学器件和所述超声波振荡器共同构成阵列。

[0170] (8) 一种制造超声波阵列振荡器的方法,包括:

[0171] 通过使用拾取与放置方法安装超声波振荡器,所述超声波振荡器与形成阻抗匹配电路的半导体芯片相接合。

[0172] (9) 根据(8)所述的制造超声波阵列振荡器的方法,其中:

[0173] 所述超声波振荡器包括第一超声波振荡器和第二超声波振荡器,所述第一超声波振荡器每个以第一频率作为中心振荡频率,所述第二超声波振荡器每个以不同于所述第一频率的第二频率作为中心振荡频率。

[0174] (10) 根据(8)或(9)所述的制造超声波阵列振荡器的方法,其中:

[0175] 所述安装步骤包括通过使用拾取与放置方法共同安装所述超声波振荡器和MEMS(微机电系统)。

[0176] (11) 根据(8)到(10)中任一项所述的制造超声波阵列振荡器的方法,其中:

[0177] 所述安装步骤包括通过使用拾取与放置方法共同安装所述超声波振荡器和光学器件。

[0178] (12) 一种超声波探头,包括:

[0179] 超声波阵列振荡器,所述超声波阵列振荡器包括

[0180] 构成阵列的超声波振荡器;以及

[0181] 与每个所述超声波振荡器分别接合、并形成阻抗匹配电路的半导体芯片。

[0182] (13) 一种超声波诊断装置,包括:

[0183] 超声波探头,所述超声波探头包括超声波阵列振荡器,所述超声波阵列振荡器包括

[0184] 构成阵列的超声波振荡器;以及

[0185] 与每个所述超声波振荡器分别接合、并形成阻抗匹配电路的半导体芯片;以及

[0186] 主体,所述主体与所述超声波探头相连接,所述主体向所述超声波阵列振荡器提供驱动信号,并基于从所述超声波阵列振荡器输出的检测信号产生超声波图像。

[0187] 附图标记说明

[0188] 1 超声波诊断装置

[0189] 11 主体

---

[0190]	12	超声波探头
[0191]	120	振荡器模块
[0192]	121	阵列振荡器
[0193]	122	基板
[0194]	123	振荡器层
[0195]	124	上部电极层
[0196]	125	声学匹配层
[0197]	126	声学透镜
[0198]	127	填充物
[0199]	130	超声波振荡器
[0200]	131	压电层
[0201]	132	下部电极层
[0202]	133	衬背层
[0203]	160	阵列振荡器
[0204]	161	MEMS模块
[0205]	170	阵列振荡器
[0206]	171	光学器件模块

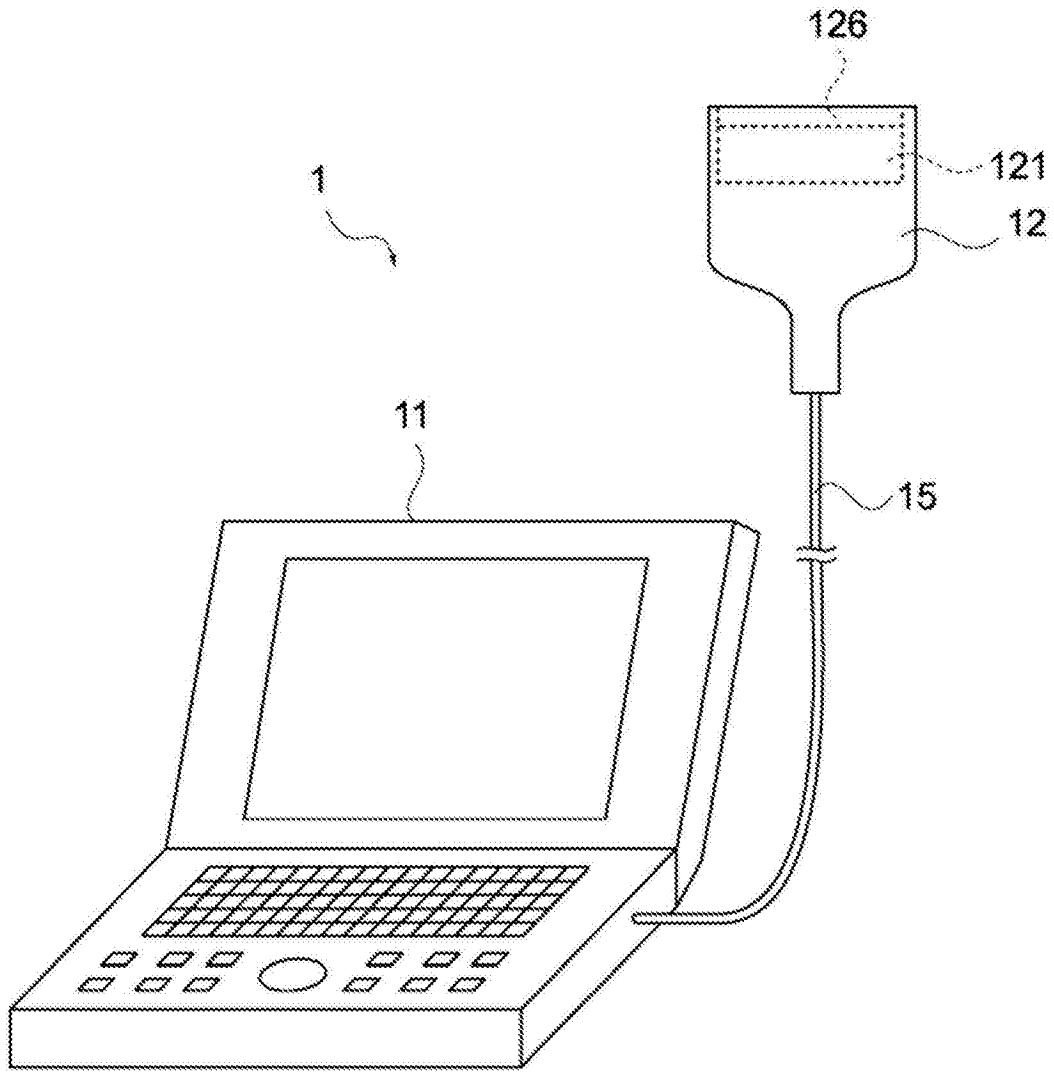


图1

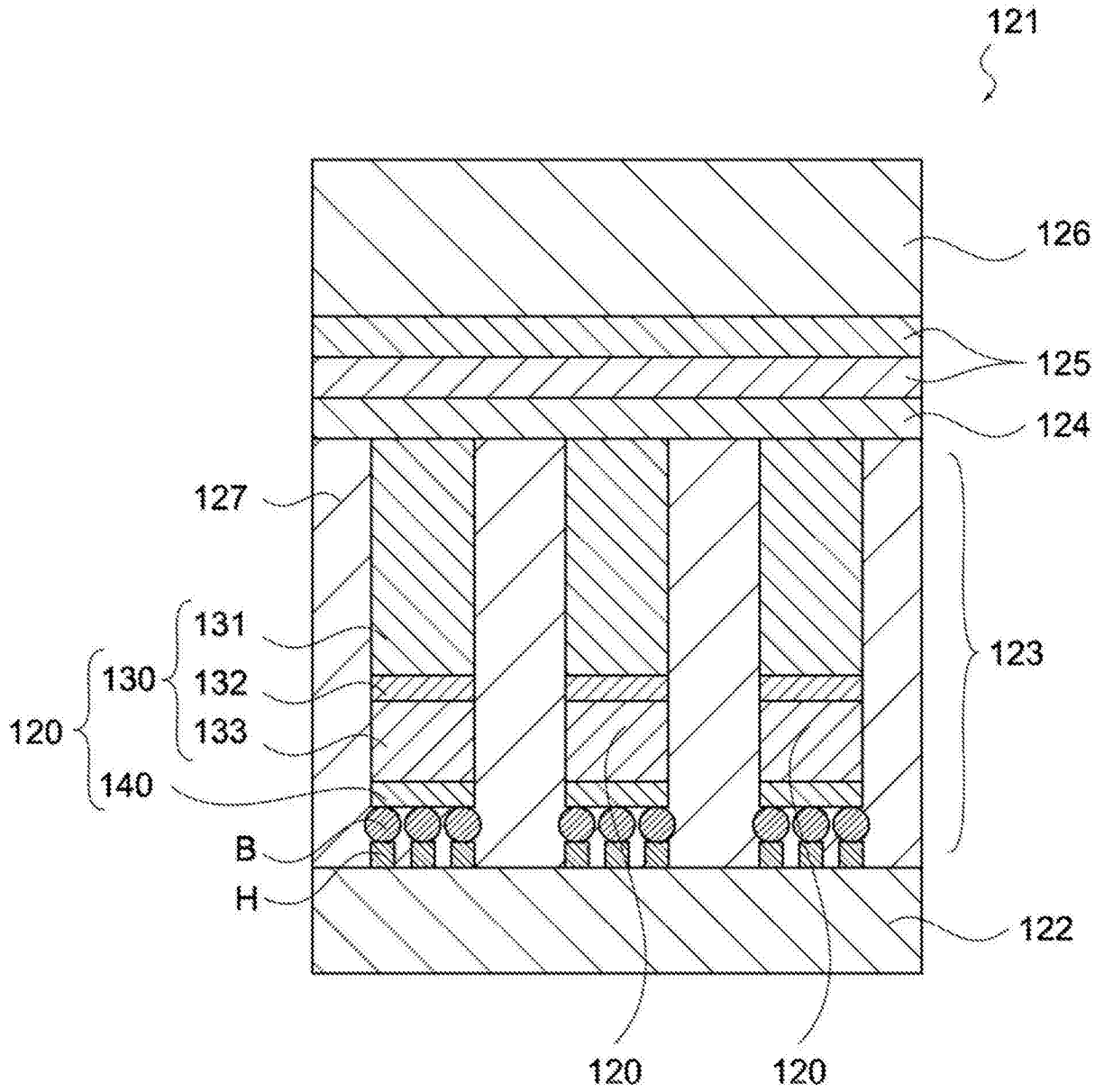


图2

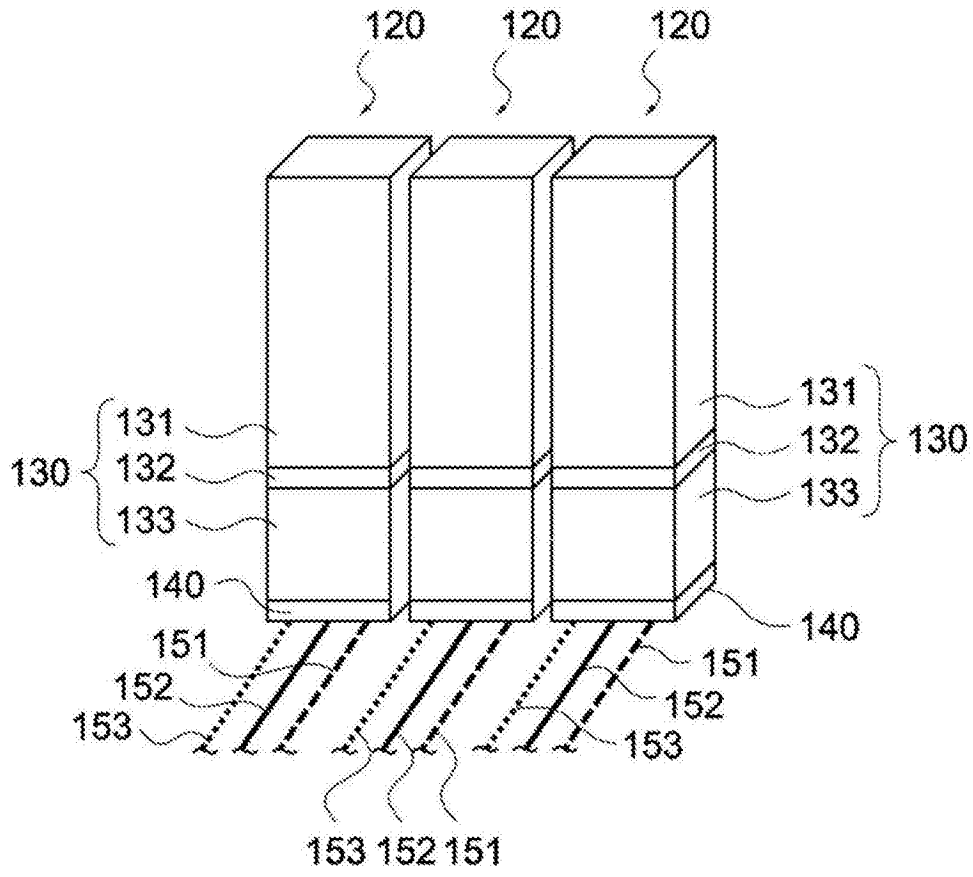


图3

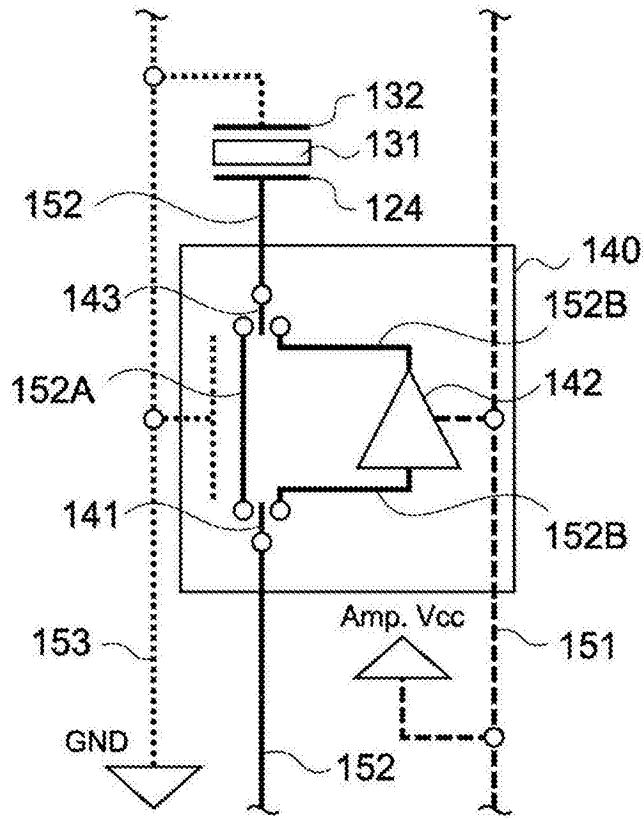


图4

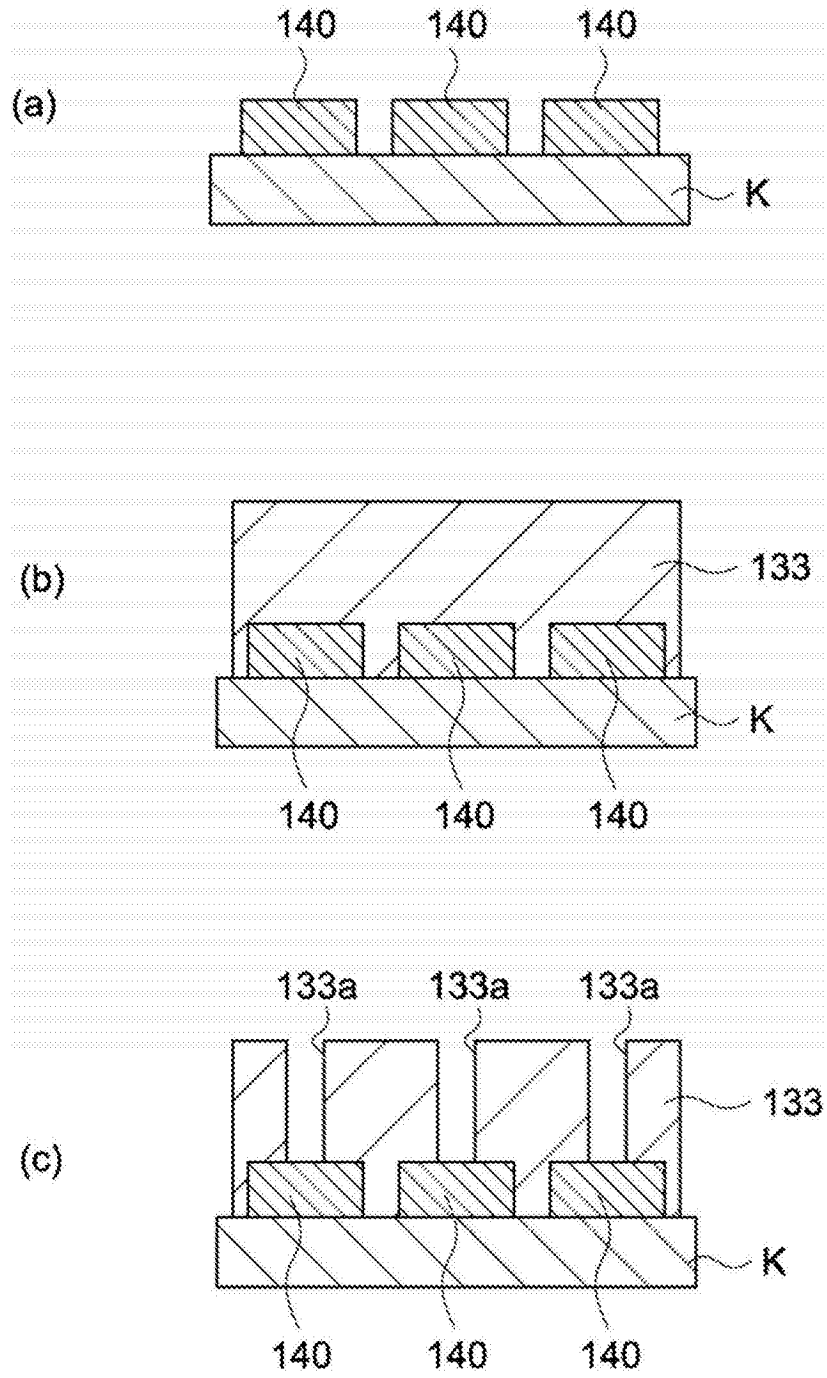


图5

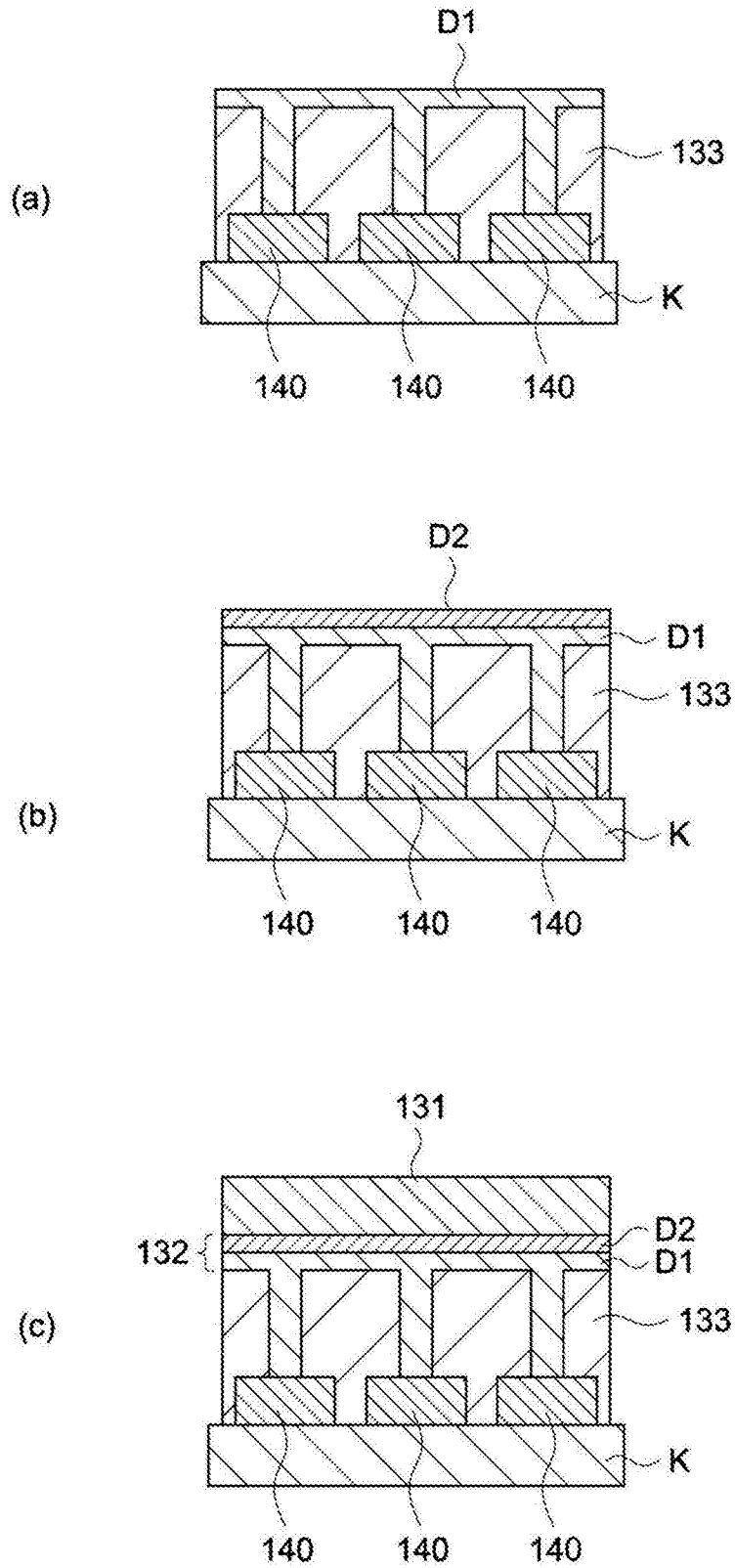


图6

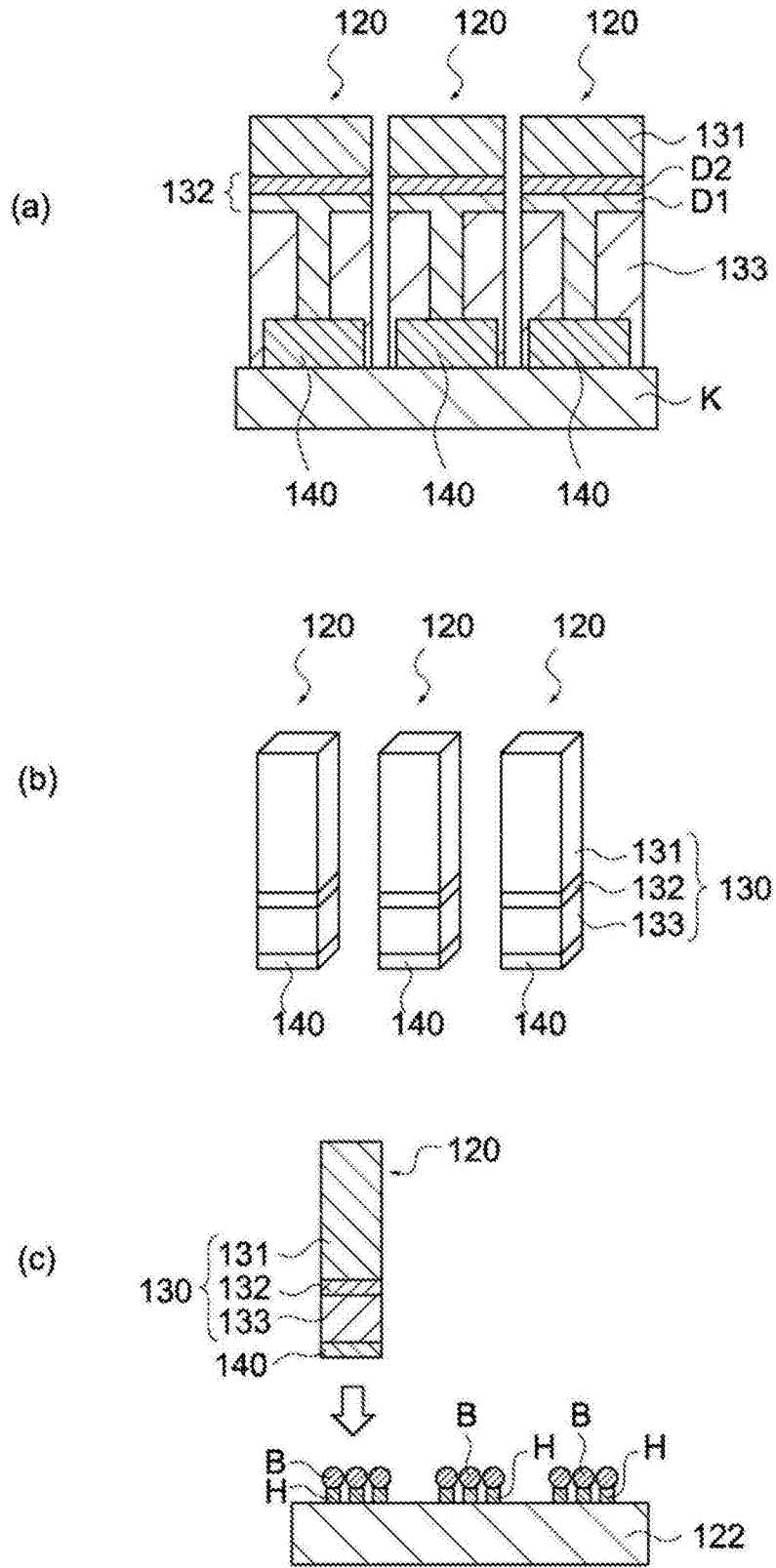


图7

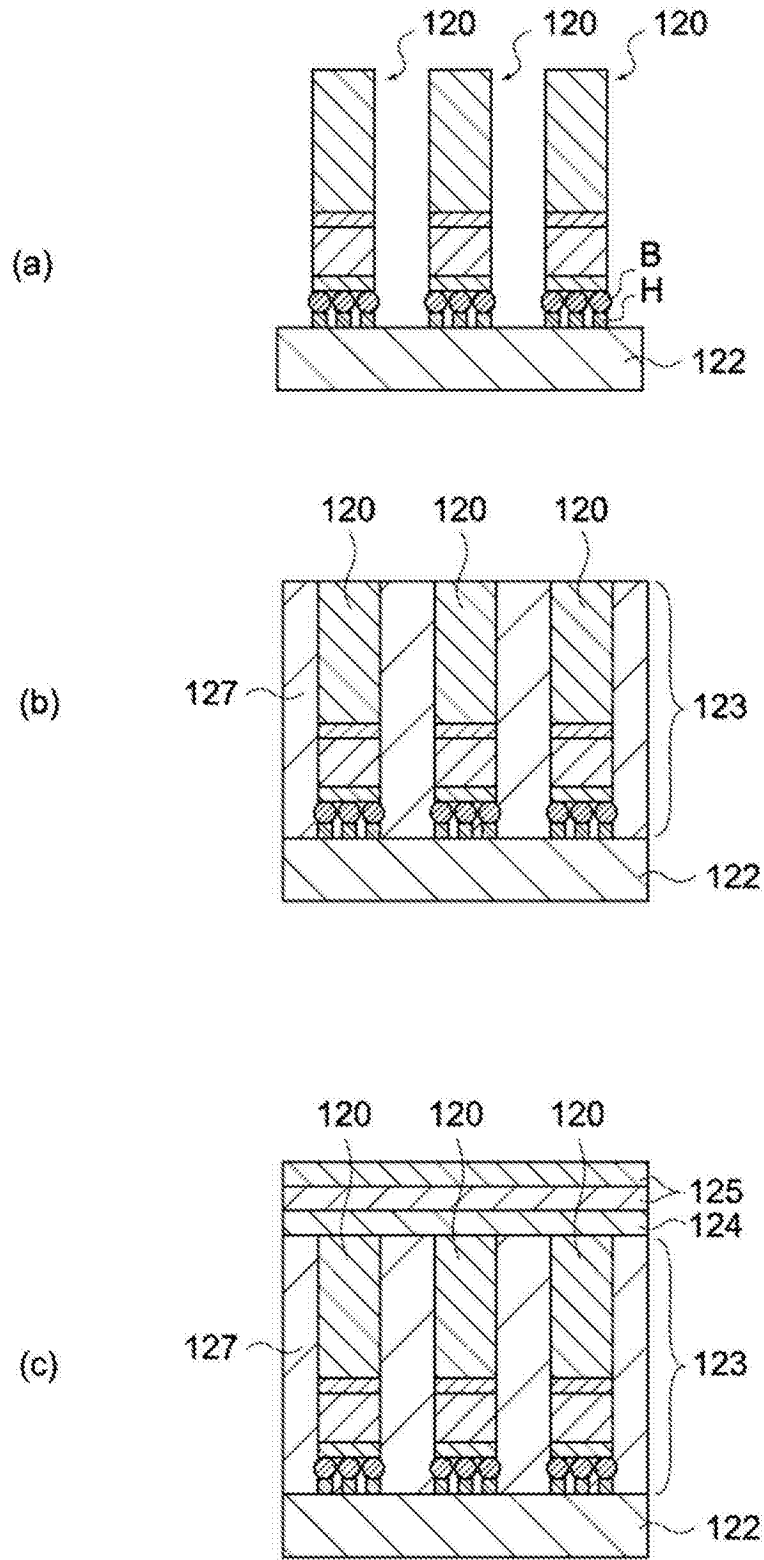


图8

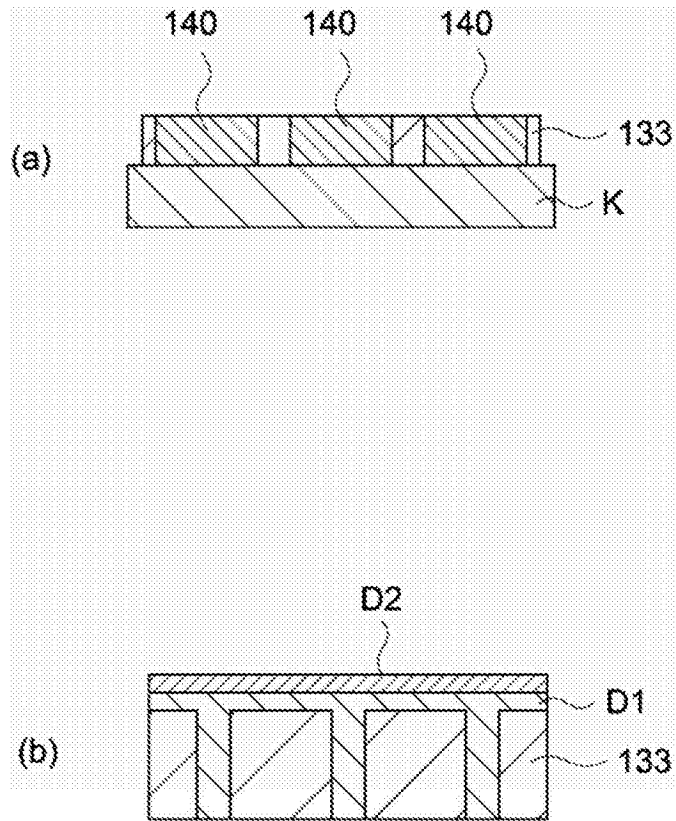


图9

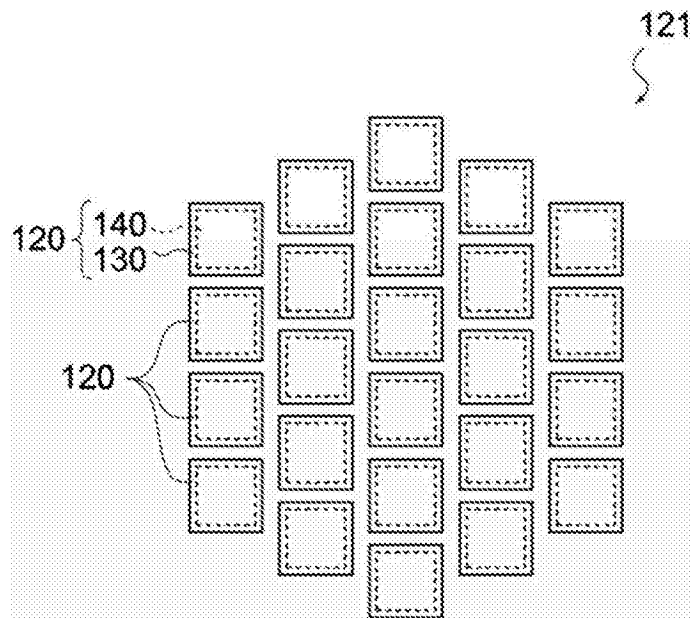


图10

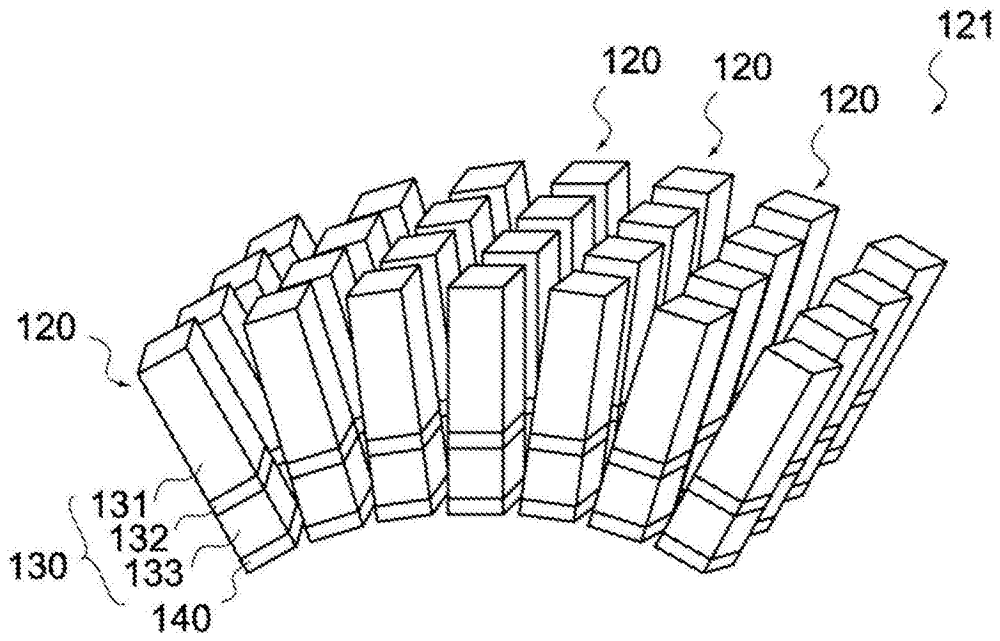


图11

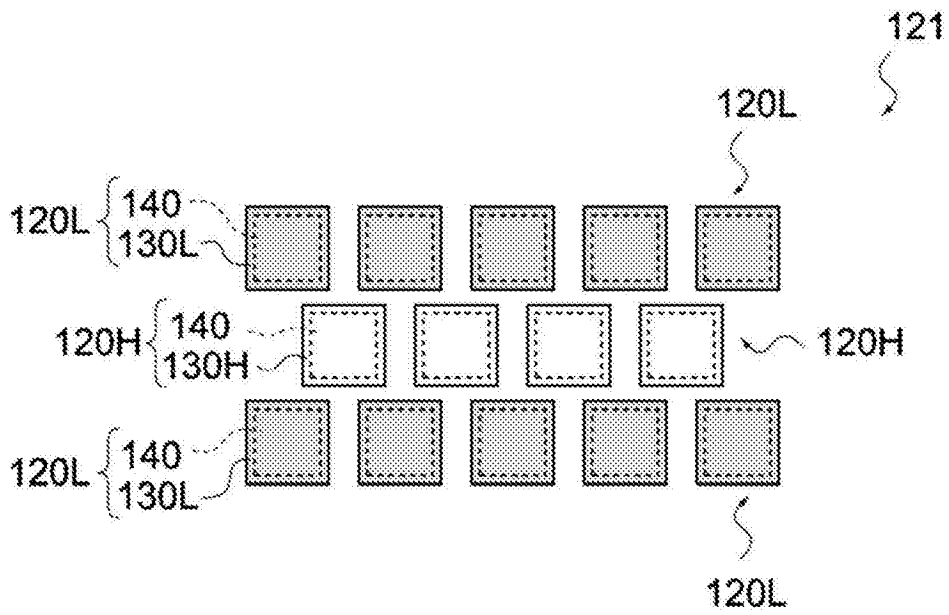


图12

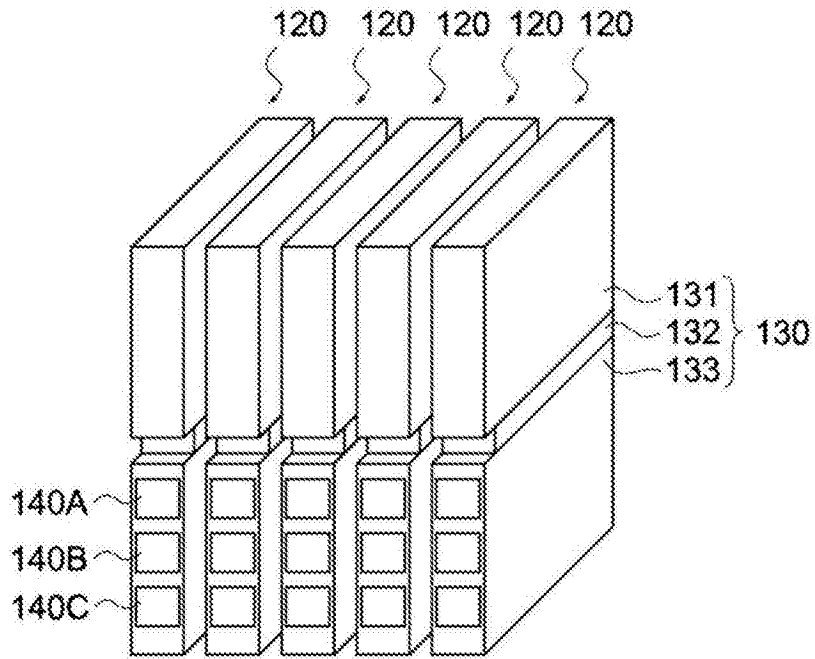


图13

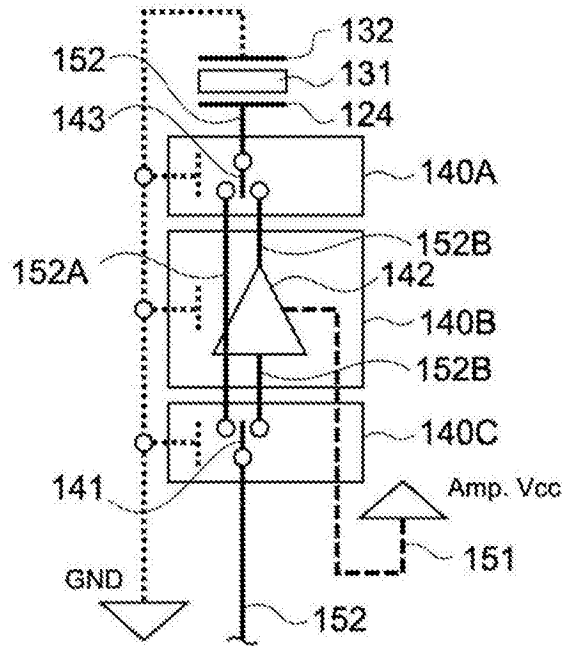


图14

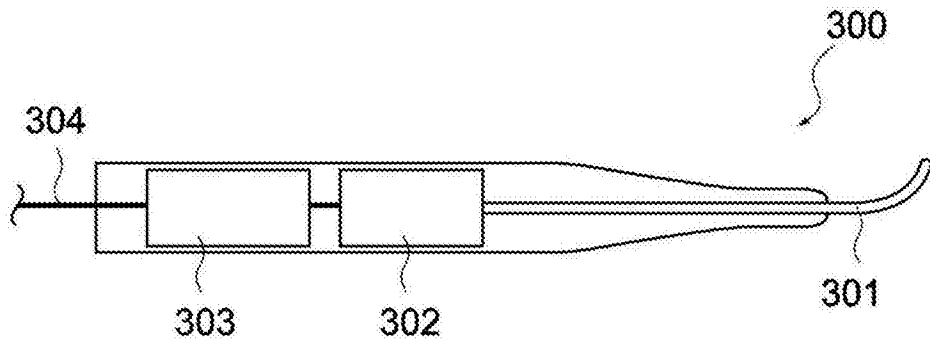


图15

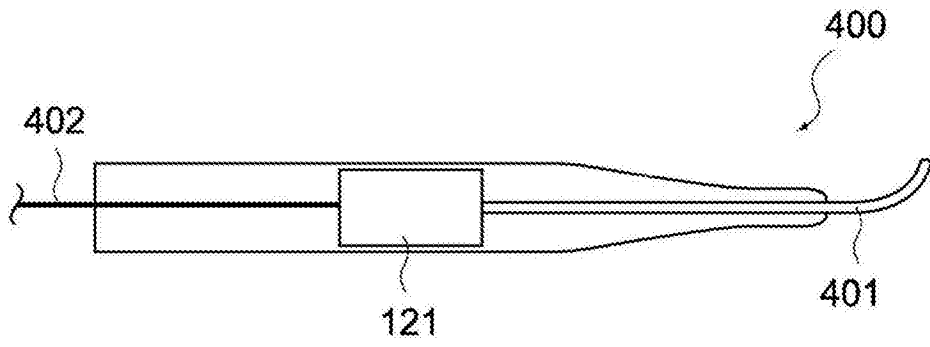


图16

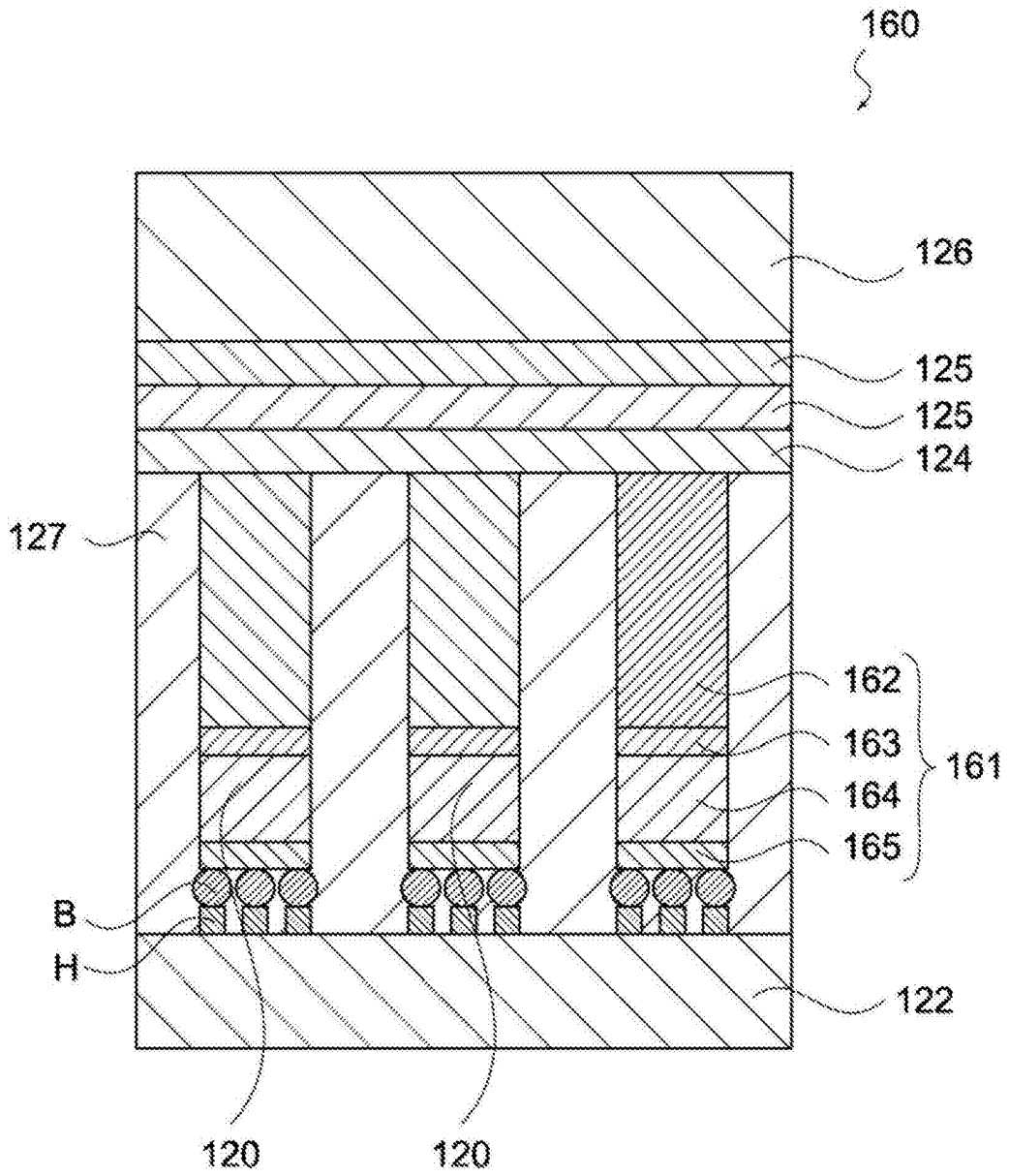


图17

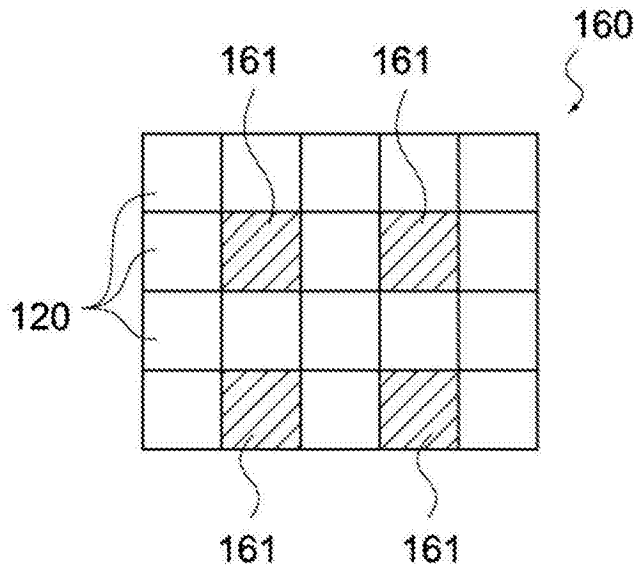


图18

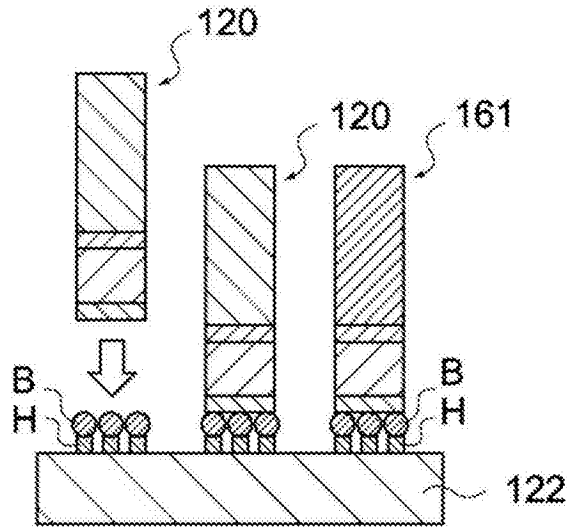


图19

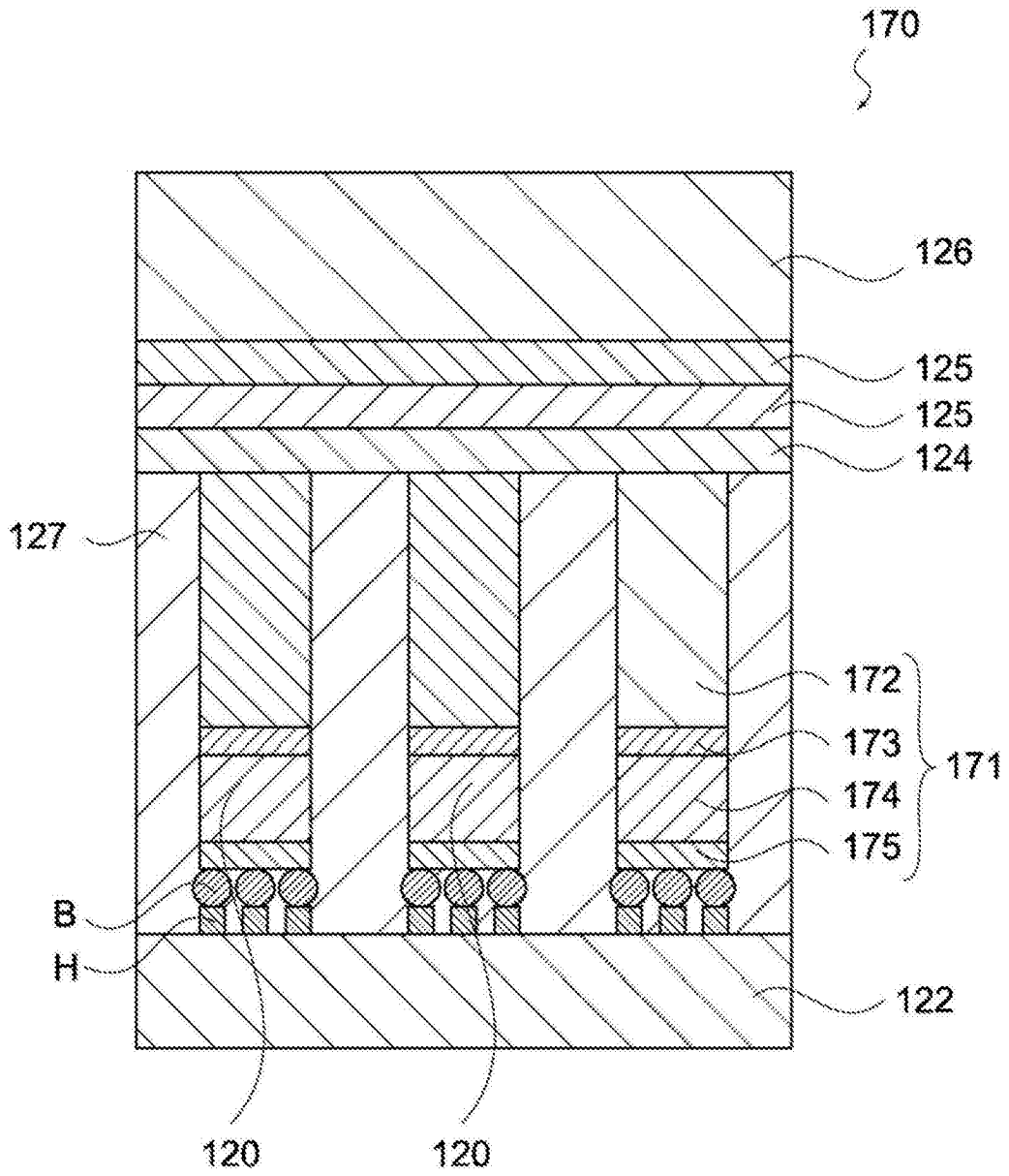


图20

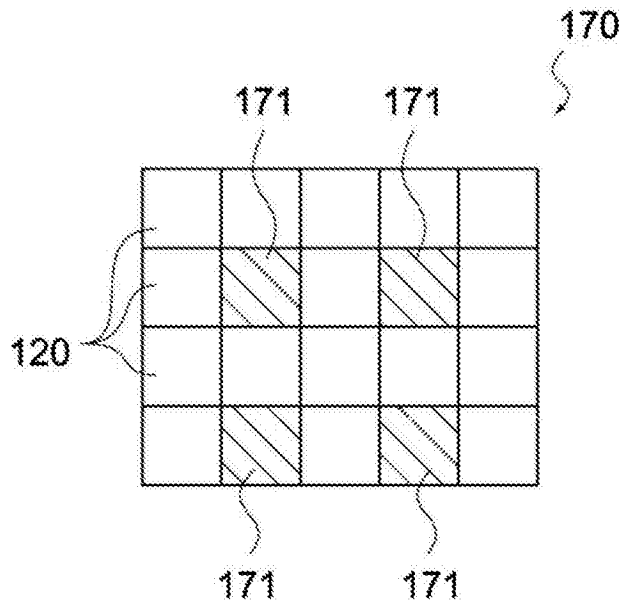


图21

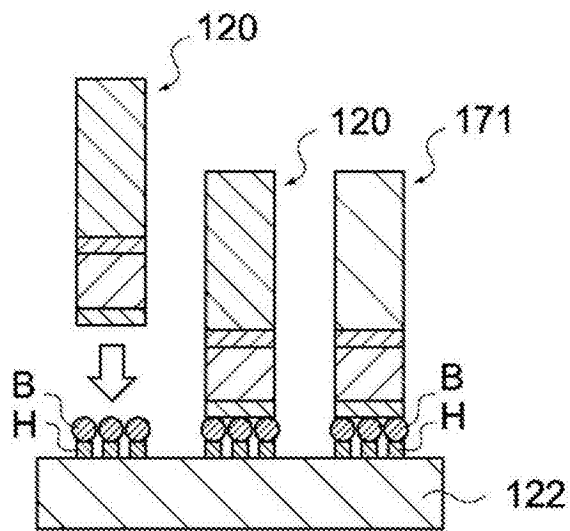


图22

专利名称(译)	超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN107920803A</a>	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680050469.3	申请日	2016-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	森本类		
发明人	森本类		
IPC分类号	A61B8/10 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/10 B06B1/0215 B06B1/0269 B06B1/0625 B06B2201/20 H04R17/00 A61B8/4281 A61B8/4455 A61B8/4483 B06B1/0207 B06B1/0622		
代理人(译)	王玉双		
优先权	2015175699 2015-09-07 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

为了提供一种具有高阻抗匹配效果和优秀生产率的超声波阵列振荡器、制造超声波阵列振荡器的方法、超声波探头以及超声波诊断装置。根据本技术的超声波阵列振荡器包括超声波振荡器(130)和半导体芯片(140)。所述超声波振荡器(130)构成阵列。所述半导体芯片(140)与每个所述超声波振荡器(130)分别接合，并形成阻抗匹配电路。

