



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112423901 B

(45) 授权公告日 2023.02.21

(21) 申请号 201980047853.1

(22) 申请日 2019.07.17

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112423901 A

(43) 申请公布日 2021.02.26

(30) 优先权数据  
18184192.5 2018.07.18 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2021.01.18

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2019/069287 2019.07.17

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02020/016323 EN 2020.01.23

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·G·M·诺滕 P·迪克森  
N·M·A·德维尔德

R·G·毛奇斯措克 A·C·范伦斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002  
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.  
B06B 1/02 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
CN 104583769 A, 2015.04.29  
CN 105828962 A, 2016.08.03  
CN 107405130 A, 2017.11.28  
US 4359767 A, 1982.11.16

审查员 鹿士杰

权利要求书3页 说明书14页 附图13页

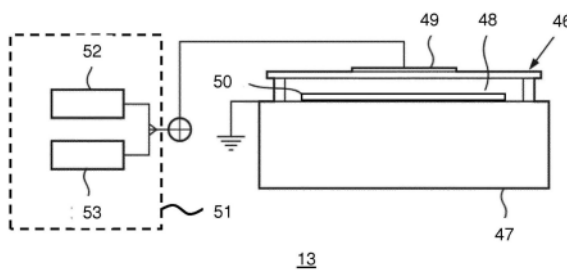
(54) 发明名称

使用换能器元件阵列的超声成像系统和成像方法

(57) 摘要

本发明提供了一种超声成像系统,其包括被分组为元件组的换能器元件的阵列,其中,元件组包括多个第一元件组(具有第一取向)和多个第二元件组(具有不同于第一取向的第二取向)。第一导体被连接到每个第一元件组中的元件中的每个元件,并且第二导体被连接到每个第二元件组中的元件中的每个元件。每个元件组适于通过通过多个偏压电路的方式施加偏压而被激活并且由多个发射和接收电路控制以进行发射或接收。所述系统适于采集第一超声数据,其中,所述偏压被施加到所述阵列(或子阵列)的第一导体,并且换能器从发射和接收电路接收信号。所述系统还适于采集第二超声数据,其中,所述偏压被施加到所述阵列(或不同的子阵列)的第二导体,并且换能器从发射和接收电路接收信号。因此,所述超声系统适于采集对应于不同视图的两个分离的超声数据(例如超声图像),而无需阵

列的任何物理运动。



1. 一种超声系统(9),包括:

换能器元件(56)的阵列(55),其被分组为元件组,其中,所述阵列的所述换能器元件是CMUT,其中,每个CMUT仅包括两个电极,由腔体分开的第一电极(49)和第二电极(50),并且其中,所述元件组包括:

具有第一取向的多个第一元件组;以及

具有第二取向的多个第二元件组,所述第二取向与所述第一取向不同;

第一导体(60)的集合和第二导体(61)的集合,其中,第一导体在每个第一元件组中的元件之间被共享,其中,第一导体(60)被连接到第一元件组中的每个元件的所述第一电极(49),第二导体在每个第二元件组中的元件之间被共享,其中,第二导体(61)被连接到第二元件组中的每个元件的所述第二电极(50);

第一多个偏压电路( $V_B$ );以及

第二多个发射和接收电路(T/R);

其中,每个元件组适于通过从偏压电路施加偏压而被激活以进行发射或接收,并且由发射和接收电路控制,

其中,所述系统适用于采集:

第一超声数据,其中,所述阵列的元件组或所述元件组的子阵列的元件组由偏压电路经由第一导体来激活;以及

第二超声数据,其中,所述阵列的元件组或所述元件组的子阵列的元件组由偏压电路经由第二导体来激活。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一取向与所述第二取向之间的角度为:

90度;

60度;

45度;

30度;或者

0度。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一元件组和所述第二元件组以鱼骨式布局布置。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中,所述系统还适于在时间上顺序地采集:

第一超声数据,其中,所述阵列(55)的所有所述换能器元件(56)由偏压电路( $V_B$ )经由第一导体来激活并且经由第二导体而被连接到发射和接收电路(T/R);以及

第二超声数据,其中,所述阵列(55)的所有所述换能器元件(56)由偏压电路( $V_B$ )通过第二导体来激活并且经由第一导体而被连接到发射和接收电路(T/R)。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,每个第一导体与第一开关相关联,所述第一开关选择性地将行导体连接到偏压电路( $V_B$ )或者连接到发射和收到电路(T/R),并且每个第二导体与第二开关相关联,所述第二开关选择性地将列导体连接到偏压电路( $V_B$ )或者连接到发射和接收电路(T/R)。

6. 根据权利要求4所述的系统,其中,每个第一导体与第一电路(58)相关联,所述第一电路被布置为通过电感器(82)将所述第一导体连接到偏压电路( $V_B$ )并且通过电容器(84)

将所述第一导体连接到发射和接收电路(T/R),并且每个第二导体与第二电路(59)相关联,所述第二电路被布置为通过电感器将所述第二导体连接到偏压电路并且通过电容器将所述第二导体连接到发射和接收电路。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统适于生成:

第一超声数据,其中,所述元件组的第一子阵列(92)中的元件组(56)由偏压电路( $V_B$ )经由第一导体来激活并且被连接到发射和接收电路(T/R);以及

第二超声数据,其中,所述元件组的第二子阵列(90)中的元件组由偏压电路经由第二导体来激活,并且被连接到发射和接收电路。

8. 权利要求7所述的系统,其中,所述第一子阵列(92)包括第一区域和第二区域,并且所述第二子阵列(90)包括被设置在所述第一区域和所述第二区域之间的第三区域。

9. 根据权利要求7或8所述的系统,其中,所有所述换能器元件(56)被永久连接到所述多个偏压电路( $V_B$ ),并且多个发射和接收电路(T/R)能够在所述第一子阵列(92)和所述第二子阵列(90)之间切换。

10. 权利要求1至3中的任一项所述的系统,其中,第一元件组和第二元件组被同时激活,从而同时采集所述第一超声数据和所述第二超声数据。

11. 根据权利要求1至3中的任一项所述的系统,包括超声探头。

12. 一种超声装置,包括:

根据权利要求1至11中的任一项所述的第一系统;以及

根据权利要求1至11中的任一项所述的第二系统,所述第二系统包括:

所述第二系统的具有第一取向的多个第一元件组;以及

所述第二系统的具有第二取向的多个第二元件组,所述第二取向不同于所述第二系统的所述第一取向,其中,所述第二系统的第一元件组和第二元件组的第一取向和第二取向不同于所述第一系统的第一元件组和第二元件组的第一取向和第二取向。

13. 根据权利要求12所述的装置,包括超声探头。

14. 一种用于使用换能器元件(56)的阵列(55)来执行超声数据采集的超声方法,其中,所述阵列的所述换能器元件是CMUT,其中,每个CMUT仅包括两个电极,由腔体分开的第一电极(49)和第二电极(50),所述换能器元件利用第一导体(60)的集合和第二导体(61)的集合而被分组为元件组,其中,第一导体在具有第一取向的多个第一元件组中的每个第一元件组中的元件之间被共享,其中,第一导体(60)被连接到第一元件组中的每个元件的所述第一电极(49),第二导体在多个第二元件组中的每个第二元件组中的元件之间被共享,所述第二元件组具有不同于所述第一取向的第二取向,其中,第二导体(61)被连接到第二元件组中的每个元件的所述第二电极(50),其中,所述方法包括:

由第一导体将所述阵列中的所述元件组或所述元件组的子阵列中的所述元件组连接至偏压电路( $V_B$ )来生成第一超声数据;并且

由第二导体将所述阵列中的所述元件组或所述元件组的子阵列中的所述元件组连接至偏压电路来生成第二超声数据。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括在时间上顺序地生成:

第一超声数据,其中,所述阵列(55)的所有换能器元件(56)由偏压电路( $V_B$ )经由所述第一导体来激活并且经由第二导体而被连接到发射和接收电路(T/R);以及

第二超声数据,其中,所述阵列的所有所述换能器元件由偏压电路经由第二导体来激活,并且通过第一导体而被连接到发射和接收电路。

16. 根据权利要求14所述的方法,包括生成:

第一超声数据,其中,所述元件组的第一子阵列(92)中的所述元件组(56)由偏压电路( $V_B$ )经由第一导体来激活并且被连接到发射和接收电路(T/R);以及

第二超声数据,其中,所述元件组的第二子阵列(90)中的所述元件组由偏压电路经由第二导体来激活,并且被连接到发射和接收电路。

## 使用换能器元件阵列的超声成像系统和成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像系统,其使用换能器元件的阵列,特别是电容式微机械超声换能器(CMUT)元件。

### 背景技术

[0002] 图1示出了典型的成像工作流程1,在该示例中用于执行血管成像,其在需要视觉引导以辅助针头插入的过程中采用超声贴片2(在该示例中为低轮廓超声探头)。为了实现最佳的图像导航支持,重要的是具有感兴趣区域3的多个视图。在一些情况下,单个2D视图可能无法提供足够的视觉引导,并且可能需要同时具有感兴趣区域的横截面视图和纵向视图。

[0003] 有几种使用常规2D传感器捕获两个视图的方法:但是,这需要将传感器手动移动90度,这可能会导致丢失初始图像的参考开始位置。

[0004] 另一种选择是将两个CMUT换能器彼此正交地放置。在这种情况下,可以创建两个视图。但是,两个换能器之间将存在物理距离,这将导致视图未对齐。

[0005] 因此,需要一种系统,所述系统使得能够使用超声元件的阵列来生成具有不同取向的成像区域的多个视图,但是能够在多幅图像上保持相同的成像参考点,而无需大量额外的硬件。

[0006] 文献US 2016/0310992公开了一种三电极CMUT单元,其为超声换能器提供了两个有源驱动的电极。

### 发明内容

[0007] 本发明由权利要求所定义。

[0008] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种超声系统,包括:

[0009] 换能器元件的阵列,其被分组为元件组,其中,所述元件组包括:

[0010] 具有第一取向的多个第一元件组;以及

[0011] 具有不同于所述第一取向的第二取向的多个第二元件组;

[0012] 第一导体的集合和第二导体的集合,其中,第一导体在每个第一元件组中的元件之间被共享,第二导体在每个第二元件组中的元件之间被共享;

[0013] 第一多个偏压电路;以及

[0014] 第二多个发射和接收电路;

[0015] 其中,每个元件组适于通过从偏压电路施加偏压而被激活以进行发射或接收并且由发射和接收电路控制,

[0016] 其中,所述系统适用于采集:

[0017] 第一超声数据,其中,所述阵列的元件组或所述元件组的子阵列的元件组经由偏压电路经由第一导体来激活;以及

[0018] 第二超声数据,其中,所述阵列的元件组或所述元件组的子阵列的元件组由偏压

电路经由第二导体来激活；

[0019] 并且其中，第一元件组和第二元件组被同时激活，从而同时采集所述第一超声数据和所述第二超声数据。

[0020] 该系统无需物理地移动系统即可提供感兴趣区域的双平面视图。替代地，第一超声数据基于根据第一取向在第一方向上传播的第一元件组致动，而第二超声数据基于根据第二取向在第二方向上传播的第二元件组致动。超声数据被同时采集，从而生成感兴趣区域的同时双平面视图。

[0021] 术语“同时”是指同时激活第一元件组和第二元件组，从而导致同时采集第一和第二超声数据。

[0022] 在超声成像的情况下，第一超声数据可以用于生成第一超声图像。第一图像的成像平面的方向将与第一元件组的第一取向相关联。类似地，第二超声数据可以用于生成第二超声图像，所述第二超声图像的取向可以与第二元件组的第二取向相关联。因此，所述系统可以用于采集双平面超声图像，而无需在图像采集之间物理地操纵探头。

[0023] 替代地，超声数据可以被用于确定指示给定生理过程的分析信号，例如血液动力学监测。在这种情况下，如上所述，可以双平面方式查看感兴趣区域中的血液动力学。超声数据可以用于采集任何合适过程的双平面视图。

[0024] 举例来说，可以在偏压施加到第一导体和连接到第二导体的发射接收电路上，的情况下击发元件组的整个阵列，在这种情况下可以是CMUT元件，之后偏压被施加到第二导体和连接到第一导体的发射和接收电路击发完整的阵列。因此，在换能器元件阵列保持静止的同时，收集了表示不同视图的第一和第二超声数据。

[0025] 替代地，元件组的第一子阵列，子阵列指的是比整个阵列小的元件组的任何集合的子阵列，可以由偏压电路经由第一导体和通过第二导体的方式连接到发射和接收电路来激活，以便生成第一超声数据。元件组的第二子阵列，其可以与第一子阵列交叠也可以不与第一子阵列交叠，可以经由第二导体的偏压电路激活，并且通过第一导体的方式被连接到发射和接收电路，从而生成具有与第一超声数据不同的视图的第二超声数据。

[0026] 因此，在超声成像系统的示例中，可以生成例如具有成像区域的横截面视图的第一图像和例如具有成像区域的纵向视图的第二图像，同时减少或消除换能器阵列在捕获两幅图像之间的任何移动。

[0027] 换能器元件的第一和第二元件组分别是指与公共的第一和第二导体共享连接的换能器元件。此外，每个单独的换能器元件将通过分别连接到第一导体和第二导体的方式而属于第一元件组和第二元件组。换能器元件本身可以物理地布置在换能器芯上的行和列中；但是，换能器也可以交替排列，例如密堆积或六角堆积排列。

[0028] 在一个实施例中，第一取向与第二取向之间的角度为：90度60度45度30度或0度。

[0029] 第一和第二取向可以根据系统的应用而变化，以便获得感兴趣区域的最佳视图。

[0030] 在一种布置中，第一元件组和第二元件组以鱼骨式布局布置。

[0031] 鱼骨式布局允许在逐应用的基础上将第一和第二元件组以最佳角度相互排列。

[0032] 在一个实施例中，所述系统还适于以时间顺序采集：

[0033] 第一超声数据，其中，阵列的所有换能器元件由偏压电路经由第一导体来激活，并且经由第二导体连接到发射和接收电路；以及

[0034] 第二超声数据,其中,阵列的所有换能器元件由偏压电路通过第二导体来激活,并经由第一导体而被连接到发射和接收电路;

[0035] 在该实施例中,整个换能器阵列用于以时间顺序的方式形成第一和第二超声数据组。因此,针对每幅图像使用换能器阵列的全分辨率,并且除了同时采集的双平面数据外,两个数据组之间还有完美的位置交叠。

[0036] 在一些实施例中,每个第一导体与将行导体选择性地连接到偏压电路或发射和接收电路的第一开关相关联,并且每个第二导体与将列导体选择性地连接到偏压电路或发射和接收电路的第二开关相关联。

[0037] 第一和第二开关使得第一元件组和第二元件组的功能能够分别切换。在超声成像系统的情况下,基于由元件组定义的换能器元件的线形成图像切片,所述换能器元件的线连接到发射和接收电路,并且切换使得能够形成两组正交的图像切片。可以使用硬件或软件方法来实现该开关。

[0038] 在一些实施例中,每个第一导体与第一电路相关联,所述电路被布置为通过电感器将第一导体连接到偏压电路,并且通过电容器而被连接到发射和接收电路,并且每个第二导体与第一电路相关联,所述电路被布置为通过电感器将第二导体连接到偏压电路,并且通过电容器而被连接到发射和接收电路。

[0039] 第一和第二电路避免了开关操作的需要,因为每个第一和第二元件组都被耦合到偏压电路以及发射和接收电路。

[0040] 在一种布置中,所述系统适于生成:

[0041] 第一超声数据,其中,所述元件组的第一子阵列的元件组由偏压电路经由第一导体来激活,并且被连接到发射和接收电路;以及

[0042] 第二超声数据,其中,所述元件组的第二子阵列的元件组由偏压电路经由第二导体来激活,并且被连接到发射和接收电路;

[0043] 在该示例中,换能器阵列的不同区域用于不同的数据采集方向。偏压电路以及发射和接收电路可以被连接到相同的导体,或者发射和接收电路可以连接到偏压电路的相反的导体。以这种方式,在数据采集期间,两种取向都可以对用户可用。

[0044] 在进一步的布置中,第一子阵列包括第一和第二区域,第二子阵列包括设置在第一和第二区域之间的第三区域。

[0045] 这样,从其采集超声数据的两个区域被交错。

[0046] 在一些设计中,所有换能器元件被永久地连接到多个偏压电路,并且多个发射和接收电路可在第一和第二子阵列之间切换。

[0047] 在一种布置中,每个换能器元件包括一个或多个CMUT。

[0048] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种超声装置,包括:

[0049] 如上所述的第一系统;以及

[0050] 如上所述的第二系统,包括:

[0051] 具有第一取向的第二系统的多个第一元件组;以及

[0052] 具有第二取向的第二系统的多个第二元件组,所述第二取向不同于所述第二系统的第一取向,其中,所述第二系统的第一和第二元件组的第一和第二取向不同于所述第一系统的第一和第二元件组的第一和第二取向。

[0053] 以这种方式,有可能在同一布置中包含两个双平面换能器阵列,从而增加了对用户可用的视图的数量。

[0054] 在一个实施例中,上述系统或布置可以包括超声探头。

[0055] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种超声成像方法,所述超声成像方法使用换能器元件的阵列来进行超声数据采集,所述换能器元件利用第一导体的集合以及第二导体的集合被分组为元件组,其中,第一导体在具有第一取向的多个第一元件组中的每个第一元件组的元件之间被共享,其中第二导体在具有第二取向的多个第二元件组中的每个第二元件组的元件之间被共享,所述第二取向不同于所述第一取向,其中,所述方法包括:

[0056] 通过第一导体将阵列中的元件组或所述元件组的子阵列的元件组连接至偏压电路来生成第一超声数据;以及

[0057] 通过第二导体将阵列中的元件组或所述元件组的子阵列的元件组连接至偏压电路来生成第二超声数据;

[0058] 在一个实施例中,所述方法包括时间顺序地生成:

[0059] 第一超声数据,其中,阵列的所有换能器元件由偏压电路经由第一导体来激活,并经由第二导体连接到发射和接收电路;以及

[0060] 第二超声数据,其中,阵列的所有换能器元件由偏压电路经由第二导体来激活,并通过第一导体连接到发射和接收电路;以及

[0061] 同时激活第一元件组和第二元件组,从而同时生成所述第一超声数据和所述第二超声数据。

[0062] 在一个实施例中,所述方法还包括生成:

[0063] 第一超声数据,其中,所述元件组的第一子阵列的元件组由偏压电路经由第一导体来激活,并且被连接到发射和接收电路;以及

[0064] 第二超声数据,其中,所述元件组的第二子阵列的元件组由偏压电路经由第二导体来激活,并且被连接到发射和接收电路;

[0065] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

## 附图说明

[0066] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中:

[0067] 图1示出了可能的成像工作流程;

[0068] 图2示出了用于解释一般操作的超声成像系统;

[0069] 图3示意性地描绘了可在塌陷模式下操作的超声系统的典型CMUT单元;

[0070] 图4示出了换能器芯的示意图;

[0071] 图5示出了包括CMUT的第一超声成像阵列的示意图;

[0072] 图6a和6b示出了图5中所示的第一超声成像阵列的替代布置;

[0073] 图7示出了使用图4的换能器芯生成的两个视图的示例;

[0074] 图8示出了使用图4的换能器芯以与图4中所使用的模式不同的模式操作而生成的视图的另一示例。

[0075] 图9示出了图4的换能器芯的示意图,其指示换能器的第一和第二元件组;

- [0076] 图10示出了图4的换能器芯的示意图,其指示从成像区域获得图像切片的方向;
- [0077] 图11示出了替代的换能器芯的示意图;
- [0078] 图12示出了另一替代换能器芯的示意图;
- [0079] 图13示出了被分成子阵列的换能器芯的示意图;
- [0080] 图14示出了使用偏置开关操作的图13的换能器芯的示例;
- [0081] 图15示出了使用发射和接收信号切换操作的图13的换能器芯的示例;并且
- [0082] 图16显示了一个换能器芯,其中,第一和第二元件组以鱼骨形布局排列。

### 具体实施方式

[0083] 将参考附图来描述本发明。

[0084] 应当理解,详细说明和具体示例虽然指示了设备、系统和方法的示例性实施例,但是仅旨在用于说明的目的,而并不旨在限制本发明的范围。根据以下说明、所附权利要求书和附图,将更好地理解本发明的设备、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应该理解,附图仅是示意性的,并且未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0085] 本发明提供了一种超声成像系统,其包括被分组为元件组的换能器元件的阵列,其中,元件组包括多个第一元件组(具有第一取向)和多个第二元件组(具有不同于第一取向的第二取向)。第一导体被连接到每个第一元件组中的元件中的每个元件,并且第二导体被连接到每个第二元件组中的元件中的每个元件。每个元件组适于通过通过多个偏压电路的方式施加偏压而被激活并且由多个发射和接收电路控制以进行发射或接收。所述系统适于采集第一超声数据,其中,所述偏压被施加到所述阵列(或子阵列)的第一导体,并且换能器从发射和接收电路接收信号。所述系统还适于采集第二超声数据,其中,所述偏压被施加到所述阵列(或不同的子阵列)的第二导体,并且换能器从发射和接收电路接收信号。所述系统适于同时采集第一和第二超声数据。因此,所述超声系统适于采集对应于不同视图的两个分离的超声数据(例如超声图像),而无需阵列的任何物理运动。

[0086] 首先将参考图2来描述示例性超声(成像)系统9的一般操作,并着重于系统的信号处理功能。

[0087] 首先将参考图2来描述示例性超声系统的一般操作,并且重点在于系统的信号处理功能,因为本发明涉及对由换能器阵列测量的信号的处理。

[0088] 所述系统包括阵列换能器探头10,所述阵列换能器探头具有用于发射超声和接收回波信息的换能器阵列11。换能器阵列11可以包括:CMUT换能器;压电换能器,由PZT或PVDF等材料制成;或任何其他合适的换能器技术。在该示例中,换能器阵列11是能够扫描感兴趣区域的2D平面或三维体积的换能器13的二维阵列。在另一个示例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0089] 换能器阵列11被耦合到微波束形成器12,微波束形成器控制换能器元件的信号接收。如美国专利US 5997479 (Savord等),US 6013032 (Savord)和US 6623432 (Powers等)中所述,微波束形成器能够对换能器的子阵列(一般称为“组”或“贴片”)接收的信号进行至少部分波束成形。

[0090] 应当指出,微波束形成器是完全任选的。此外,系统包括发射/接收(T/R)开关16,

微型波束形成器12可以被耦合到括发射/接收开关16并在发射和接收模式之间对阵列进行切换,并且在没有使用微波束形成器并且换能器阵列由主系统波束形成器直接操作的情况下保护主波束形成器20免受高能量发射信号的影响。从换能器阵列11的超声束的发射通过T/R开关16耦合到微波束形成器和主发射波束形成器(未示出)的换能器控制器18指示,其可以从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。控制器18可以包括发射电路,所述发射电路被布置为在发射模式期间(直接地或经由微波束形成器)驱动阵列6的换能器元件。

[0091] 在典型的逐线成像序列中,探头内的波束形成系统可以如下地操作。在发射期间,波束形成器(取决于实现方式可以是微波束形成器或主系统波束形成器)激活换能器阵列或换能器阵列的子孔口。子孔口可以是较大阵列内的换能器的一维线或换能器的二维片。在发射模式下,如下所述地控制由阵列或阵列的子孔口产生的超声束的聚焦和转向。

[0092] 在接收到来自对象的反向散射回波信号后,接收到的信号将进行接收波束成形(如下所述),从而将接收到的信号对齐,并且在使用子孔口的情况下,例如通过一个换能器元件来对子孔口进行移位。然后激活经移位的子孔口,并且重复该过程,直到激活了换能器阵列的所有换能器元件。

[0093] 对于每条线(或子孔口),用于形成最终超声图像相关联的线的总接收信号将是在接收时段期间由给定子孔口的换能器元件测得的电压信号的总和。在下面的波束成形过程之后,所得的线路信号通常称为射频(RF)数据。然后,由各个子孔口生成的每个线信号(RF数据集)都经过额外处理,以生成最终超声图像的线。线信号的幅值随时间的变化将有助于超声图像的亮度随深度的变化,其中,高幅值峰将对应于最终图像中的亮像素(或像素集合)。出现在线信号开始附近的峰值将表示来自浅层结构的回波,而出现在线路信号后期的峰值将表示来自对象内深度不断增加的结构的回波。

[0094] 由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被操纵为从换能器阵列垂直向前(垂直于换能器阵列),或者以不同的角度用于更宽的视场。可以根据换能器元件致动时间来控制发射束的转向和聚焦。

[0095] 在常规超声数据采集中可以区分两种方法:平面波成像和“波束转向”成像。两种方法的区别在于在发射模式(“波束转向”成像)和/或接收模式(平面波成像和“波束转向”成像)中存在波束形成。

[0096] 首先来看聚焦功能,通过同时激活所有换能器元件,换能器阵列生成平面波,所述平面波在穿过对象时发散。在这种情况下,超声波的波束保持不聚焦。通过将取决于位置的时间延迟引入换能器的激活,可以使波束的波前会聚在期望的点上,所述点称为聚焦区。聚焦区定义为横向波束宽度小于发射波束宽度一半的点。以这种方式,提高了最终超声图像的横向分辨率。

[0097] 例如,如果时间延迟导致换能器元件从最外面的元件开始并在换能器阵列的(一个或多个)中心元件结束处系列地激活,则将在距探头给定距离处形成焦点区域,与(一个或多个)中心元件成一条线。焦点区域与探头的距离将根据换能器元件激活的每个后续一轮之间的时间延迟而变化。在波束通过聚焦区后,它将开始发散,形成远场成像区域。应当注意,对于位于靠近换能器阵列的聚焦区,超声束将在远场中迅速发散,从而导致最终图像中的波束宽度伪影。通常,由于超声波束中的大的交叠,位于换能器阵列与聚焦区之间的近

场显示的细节很少。因此,改变聚焦区的位置能够导致最终图像质量的显著变化。

[0098] 应当注意,在发射模式下,除非将超声图像划分为多个焦点区域(每个焦点区域可能具有不同的发射焦点),否则只能定义一个焦点。

[0099] 另外,在从对象内部接收到回波信号时,可以执行上述处理的逆过程以执行接收聚焦。换句话说,进入的信号可以被换能器元件接收并且在被传递到系统中用于信号处理之前经历电子时间延迟。最简单的示例称为延迟和求和波束成形。可以根据时间动态地调整换能器阵列的接收聚焦。

[0100] 现在来看波束转向的功能,通过对换能器元件正确地施加时间延迟,可以在超声束离开换能器阵列时在超声束上赋予期望的角度。例如,通过激活换能器阵列的第一侧上的换能器,然后以在阵列的相对侧上结束的顺序激活其余的换能器,波束的波前将朝向第二侧倾斜。相对于换能器阵列的法线的转向角的大小取决于随后的换能器元件激活之间的时间延迟的大小。

[0101] 此外,可以对转向波束进行聚焦,其中,应用于每个换能器元件的总时间延迟是聚焦和转向时间延迟之和。在这种情况下,换能器阵列称为相控阵列。

[0102] 在CMUT换能器需要激活直流偏压的情况下,换能器控制器18可以被耦合以控制换能器阵列的DC偏置控制器45。DC偏置控制器45设置被应用到CMUT换能器元件的(一个或多个)偏压。

[0103] 对于换能器阵列的每个换能器元件,模拟超声信号(通常称为通道数据)通过接收通道进入系统。在接收通道中,通过微波束形成器12从通道数据中产生部分波束成形的信号,并且然后被传送到主接收波束形成器20,在主接收波束形成器20中,来自个体换能器片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号,称为射频(RF)数据。可以如上所述执行在每个阶段执行的波束成形,或者可以包括额外的功能。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中的每个接收来自换能器元件的数十或者数百的部分波束形成的信号。以此方式,由换能器阵列的数千个换能器接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0104] 波束形成的接收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接收到的回声信号,例如:带通滤波;抽取;I和Q分量分离;以及谐波信号分离,用于分离线性和非线性信号,以便识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。处理器还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合以及噪声消除。信号处理器中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大尝试的较高频率处的噪声,所述噪声通常没有解剖信息。

[0105] 用于发射和用于接收的波束形成器以不同的硬件实现并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑到发射波束形成器的特性。为了简化,在图2中仅示出了接收器波束形成器12、20。在整个系统中,还将有具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0106] 微波束形成器12的功能是提供信号的初始组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0107] 最终的波束形成在主波束形成器20中完成,并且通常在数字化之后。

[0108] 发射和接收信道使用具有固定频带的同一换能器阵列11。但是,发射脉冲占用的带宽可以根据使用的发射波束成形而变化。接收通道可以捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理,它可以只提取包含期望的信息(例如主谐波的谐波)的带宽。

[0109] RF信号可以然后被耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26对接收到的超声信号执行幅值检测,以对身体中的结构(例如,器官组织和血管)进行成像。在逐线成像的情况下,每条线(波束)由关联的RF信号表示,其幅值用于生成要分配给B模式图像中像素的亮度值。图像内像素的确切位置由沿RF信号的相关幅度测量值的位置以及RF信号的线(束)数确定。这样的结构的B模式图像可以以谐波或基本图像模式或两者的组合形成,如美国专利US6283919(Roundhill等人)和美国专利US 6458083(Jago等人)中所描述。多普勒处理器28可以处理源自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测运动的物质,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器28通常包括壁滤波器,其具有被设置为或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波的参数。

[0110] 将由B模式和多普勒处理器生成的结构和运动信号耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。换句话说,扫描转换器的作用是将RF数据从圆柱坐标系转换为适于在图像显示器40上显示超声图像在的笛卡尔坐标系。在B模式成像的情况下,给定坐标处像素的亮度与从该位置接收的RF信号的幅值成比例。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。扫描转换器可以在B模式结构图像上叠加与图像场中各个点的运动相对应的颜色,在这些点处多普勒估计的速度可产生给定的颜色。组合的B模式结构图像和彩色多普勒图像描述了结构图像场内组织和血流的运动。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利US 6443896(Detmer)中所描述。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,如在美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所描述。

[0111] 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30用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示。成像处理器可以适于从最终的超声图像中去除某些成像伪像,例如:声学阴影,例如由强衰减物或折射引起的;后增强,例如由弱衰减物引起的;混响伪影,例如,高度反射的组织界面的紧邻定位之处;等等。另外,图像处理可以适于处理特定纹波减少功能,以便改善最终超声图像的对比度。

[0112] 除了用于成像外,由多普勒处理器28生成的血流值以及由B模式处理器26生成的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的尺寸和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板38的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0113] 来自量化处理器的输出数据PUHC耦合到图形处理器36,用于在显示器40上与图像一起再现量图形和值,以及从图像显示器40输出音频。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,例如患者

姓名。所述用户接口还被耦合到发射控制器18以控制来自换能器阵列11的超声信号生成，并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。控制器18的发射控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器18还考虑了操作模式(由用户给定)以及接收器模数转换器中的相应所需的发射器配置和带通配置。控制器18可以是具有固定状态的状态机。

[0114] 用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器44以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0115] 图3示出了以阵列形式使用以形成超声探头的CMUT单元形式的换能器元件。

[0116] 这样的CMUT单元13通常包括悬挂在硅衬底47上方的柔性膜或隔膜46,在其之间具有间隙或腔体48。在该示例中,第一电极50位于基底47的上表面上的单元的底板上。第二电极49定位于隔膜46上并且与隔膜一起移动。在所示的示例中,两个电极是圆形的。

[0117] 电介质(未显示)被提供在衬底47上并且在顶部(第二)电极49的下方。这两种电介质的成分和厚度可以相等,但也可以不对称(不同的材料和厚度)。

[0118] 可以考虑电极49设计的其他实现方式,例如电极49可以嵌入膜46中,或者可以作为额外的层沉积在膜46上。在该范例中,通过非限制性范例的方式,第一电极50被圆形地配置并且被嵌入在硅衬底47中。其他合适的布置,例如,第一电极50的其他电极形状和其他位置,例如硅衬底47,使得第一电极50直接暴露于间隙48或与间隙48通过电绝缘层或膜隔开以防止第二电极49与第一电极50之间的短路。另外,膜46相对于硅衬底47的顶面固定,并且被配置和定尺寸为定义膜46与硅衬底47之间的球形或圆柱形腔体48。

[0119] 应注意的是,为避免疑问,在图3中,第一电极50通过非限制性范例的方式接地。其他布置,例如接地的第二电极49或两个第二电极49和第一电极50浮置当然是同样可行的。

[0120] 单元13及其间隙48可以表现出替代的几何形状。例如,腔体48可以呈现矩形或正方形横截面、六边形横截面、椭圆形横截面、或者不规则横截面。这里,参考CMUT单元13的直径应理解为单元的最大横向尺寸。

[0121] 在图3中,圆柱形腔48的直径大于圆形构造的第一电极50的直径。电极49的外径可以与圆形配置的第一电极50具有相同的外径,但是不需要这种一致性,并且图3示出了较大的第一电极50。因此,第二电极9可以相对于膜46的顶面固定,以便与下面的第一电极板50对齐。CMUT单元13的电极提供设备的电容板,并且间隙48是电容器的板之间的电介质。当隔膜振动时,板之间的电介质间隙的变化的尺寸提供变化的电容,其被感测为CMUT单元13对接收到的声学回声的响应。除了圆柱形之外,CMUT单元的腔体48可以具有其他形状,例如矩形,六边形或五边形。

[0122] 通过利用电压源51向电极施加静态电压(例如DC偏压)来控制电极之间的间隔。电压源51还可以任选地包括独立的级52、53,用于分别提供CMUT单元13的驱动电压的DC和AC或激励分量,例如,在发射模式中。第一级52可以适于生成静态(DC)电压分量(其称为偏压),并且第二级53可以适于生成具有设定的交变频率的交变可变电压分量或刺激,所述信号通常是总驱动电压与上述静态部件之间的差。施加的驱动电压的静态或偏置分量优选地满足或超过阈值电压,以迫使CMUT单元13进入其塌陷状态。这具有的优点是,第一级52可以包括相对大的电容器,例如平滑电容器,以便生成总体电压的特别低噪声的静态分量,所述静态分量通常在总体电压中占优势,使得总体电压信号的噪声特性将被该静态分量的噪声特性所主导。

[0123] 电压供应源51的其它合适的实施例应该是显而易见的,诸如,例如其中电压供应源51包含三个分立的级的实施例中,包括用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量的第一级,用于生成驱动电压的可变DC分量的第二级和用于生成信号的频率调制或刺激分量的第三级,例如脉冲电路等。总之,电压供应源51可以以任何合适的方式来实现。

[0124] 如已知的,通过施加高于特定阈值的静态电压,CMUT单元13被迫进入塌陷状态,其中,膜46塌陷到基底47上。该阈值可以取决于CMUT单元13的确切设计,并且被定义为DC偏压,称为塌陷电压,在该DC偏压处,膜46通过电极之间的电场所产生的力而粘附(接触)到单元底部。膜46和基底47之间的接触的量(面积)取决于施加的偏压。增大膜46与衬底47之间的接触面积增加了膜46的共振频率。

[0125] 塌陷模式CMUT单元13的频率响应可以通过调节在塌陷之后施加到CMUT电极的DC偏压来改变。结果,CMUT单元的谐振频率随着更高的DC偏压被施加到电极而增加。

[0126] 图3显示了带有一个接地电极和一个信号电极的CMUT单元。替代地,可以将偏压施加在一个电极上,并且可以将AC刺激施加到另一电极上。

[0127] 图4示出了具有换能器56的阵列55的换能器芯54的示意图。该图中所示的换能器阵列以简单的方格布置;然而,也可以将换能器阵列布置成交替的图案,例如下面参考图6b所述的六边形或致密堆积图案。

[0128] 换能器阵列54的换能器56可以被分组为具有第一取向的第一元件组57a和具有与第一取向不同的第二取向的第二元件组57b。在图4所示的示例中,第一取向与第二取向相互正交。然而,根据系统的给定应用中的要求,第一和第二取向可以成任何角度。

[0129] 此外,换能器芯54可以包括多个第一电路58和多个第二电路59,其可以被连接到偏压电路和/或发射和接收电路,并连接到换能器56,如下所述。在一些布置中,偏压电路可以连接到位于阵列的一侧(例如,在该示例中的B侧)的第一电路,并且发射和接收电路可以被连接至位于阵列的另一侧(例如,A侧)的第二电路。在其他布置中,偏压电路可以连接到位于A侧的第二电路,并且发射和接收电路可以连接至位于B侧的第一电路。替代地,第一电路58和第二电路59可以根据换能器芯的期望操作而在A侧和B侧被连接到所述偏压电路以及发射和接收电路两者以及提供偏压和发射和接收信号的之间的开关。下面参考图11和12进一步描述第一和第二电路的操作。

[0130] 在换能器为CMUT的情况下,偏压将导致换能器单元的鼓进入塌陷模式,而发射信号将导致塌陷的鼓振动。然后将返回的振动作为接收信号接收并进行处理以形成超声图像。

[0131] 图5显示了超声换能器阵列55的示例,其中,换能器56是CMUT,其包括上电极49和下电极50。现在将描述换能器阵列作为双平面成像系统的操作。

[0132] 如上所述,CMUT包括上电极和下电极。这些电极由腔体间隔开,其中,底部电极固定在腔体的一侧,而上部电极通过柔性膜悬挂在腔体的相对侧。当向其中一个电极提供偏压时,使得它们在一起,并且柔性膜进入压下状态。在这种状态下,可以通过向另一个电极提供射频(RF)信号来使膜以超声频率振动。

[0133] 如上所述,换能器阵列可以逐线方式操作以便建立超声图像。2D阵列具有两个方向,其中,逐线成像序列可以在两个方向上进行,这意味着可以使用单个阵列执行双平面成像。

[0134] 超声换能器阵列56的CMUT可以连接到第一导体60和第二导体61,第一导体60和第二导体61分别限定第一元件组57a和第二元件组57b。在该示例中,第一导体被连接到上电极49,并且第二导体被连接到下电极50。通过公共的第一或第二导体(即元件组)连接的每个换能器定义了逐线成像过程的一条线。

[0135] 当捕获第一成像平面时,可以通过第二导体61将偏压提供给CMUT的下部电极50。然后通过第一导体60逐线地将RF信号提供给CMUT的上电极49。

[0136] 类似地,当捕获第二成像平面时,可以通过第一导体60将偏压提供给CMUT的上电极49。然后通过第二导体61逐线地将RF信号提供给CMUT的下部电极50。

[0137] 在图5所示的示例中,第一成像平面和第二成像平面将彼此正交。然而,可以以如下的方式布置第一超声换能器阵列:生成具有不同于彼此正交的取向的第一和第二成像平面。

[0138] 图6a和6b示出了能够分别产生彼此成 $45^\circ$ 和 $60^\circ$ 的成像平面的超声换能器阵列的示例。如前所述,根据系统的应用,第一元件组和第二元件组之间可以有任何角度,例如: $90^\circ$ ;  $60^\circ$ ;  $45^\circ$ ;  $30^\circ$ ; 或 $0^\circ$ 。第一和第二超声数据之间的角度将根据第一和第二元件组之间的角度而变化。

[0139] 图7中显示了操作换能器芯以生成上述成像区域的两个不同视图。

[0140] 图7示出了与对象62接触的换能器芯54。

[0141] 在经由第一导体将偏压施加到换能器56并且经由第二导体发射/接收信号时,生成了感兴趣区域的横截面视图63。当通过第二导体将偏压施加到换能器并且通过第一导体将发射/接收信号施加时,生成感兴趣区域的纵向视图64。对于诸如图5中所示的阵列的换能器阵列,横截面视图和纵向视图的成像平面将彼此正交;而,图6a和6b所示的阵列将产生具有分别以 $45^\circ$ 和 $60^\circ$ 相互定向的平面的图像。

[0142] 图8示出了换能器芯54与对象62接触的操作的替代方法。

[0143] 在这个示例中换能器56分为三个子阵列,定义了两个操作区域:第一双平面区域66;以及第二双平面区域68,第二双平面区域68可分别用于生成横截面视图63和纵向视图64。

[0144] 通过将换能器阵列54分成第一和第二双平面区域,可以同时产生感兴趣区域的横截面视图和纵向视图。在该示例中,偏压经由第一导体被施加到第一双平面区域66的换能器,并且经由第二导体被施加到发射/接收信号。类似地,在该示例中,偏压经由第二导体被施加到第二双平面区域68的换能器并且经由第一导体被施加到发射/接收信号。可以通过从每个元件(或元件的子组)收集/应用不同RF信号相位的接收/发射信号来实现波束转向。

[0145] 在这种情况下,横截面视图和纵向视图都可以同时用于查看。例如,两个视图可以同时显示给用户。替代地,例如,可以向用户显示横截面视图,然后用户可以指示他们希望查看纵向视图。由于两个视图同时可用,因此在用户指示后,视图的改变将立即发生。

[0146] 在换能器元件的整个阵列的扫描产生两幅图像的意义,同时获得两个双平面图像,而不是用一种配置执行第一扫描,然后用新配置执行第二扫描。

[0147] 图9给出了换能器芯54的示意图,其中,换能器56被分组为第一和第二元件组。如上所述,换能器不需要以网格图案排列,并且可以以密集堆积图案、六边形堆积图案或任何其他合适的图案布置。

[0148] 每个第一元件组的换能器都通过第一导体70的方式被连接到B侧的第一电路58,并且每个第二元件组的换能器通过第二导体72的方式被连接到A侧的第二电路59。每个换能器既构成第一元件组又构成第二元件组的一部分,因此既连接到第一导体又连接到第二导体。

[0149] 因此,当生成成像区域的横截面视图时,将通过第一导体70的形式从B侧的第一电路58供应偏压,并且通过第二导体的形式从A侧的第二电路59接收/发射信号。类似地,当生成成像区域的纵向视图时,将通过第二导体的方式来提供偏压,并且将通过第一导体方式来提供发射/接收信号。

[0150] 图10示出了在逐线成像循环中生成横截面视图和纵向视图时第一和第二元件组击发的方向。应该注意的是,图10所示的换能器芯相对于图4所示的换能器芯旋转了90°。

[0151] 在生成横截面视图时,偏压通过第一导体的方式从B侧提供给换能器,并通过第二导体的方式从A侧提供发射/接收信号。然后在方向74上逐线激活第一元件组,以建立逐线的横截面视图像。

[0152] 类似地,当生成纵向视图时,偏压通过第二导体的方式从A面提供给换能器,并通过第一导体的方式从B面提供发射/接收信号。然后在方向76上逐线激活第二元件组,以建立逐线纵向视图像。

[0153] 在本发明的这种最简单的实现中,在A侧和B侧都可以有偏压电路以及发射和接收电路,其中,根据所需的视图,适当的电路通过列和行导体连接到换能器。但是,这会使驱动换能器阵列所需的前端和后端硬件数量增加一倍。

[0154] 图11示出了换能器芯54的实施例。应该注意的是,图11所示的换能器芯相对于图4所示的换能器芯旋转了90°。

[0155] 在该示例中,换能器芯包括通过第一导体70的方式连接到换能器56的第一开关的集合和通过第二导体72的方式连接到换能器的第二开关79的集合。开关允许换能器在连接到偏压电路 $V_B$ 的集合之间切换,从而将偏压提供给换能器或发射和接收电路T/R的集合。因此,可以在不需要大量附加硬件的情况下将第一导体或第二导体连接至偏压电路或发射和接收电路。第一和第二开关实施方式可以分别容纳在第一电路58和第二电路59内。

[0156] 此外,可以提供额外的开关选项0,所述选项使连接的换能器进入空闲状态。换句话说,连接的换能器被接地。因此,可以通过选择性地停用换能器来动态地改变换能器孔的尺寸。开关78可以是通过Si处理制成的简单晶体管,并且可以集成到换能器阵列本身中。如果在靠近换能器的地方使用了波束形成器,则开关可以被集成在换能器芯中。

[0157] 图12示出了换能器芯54的另一实施例。应该注意的是,图12所示的换能器芯相对于图4所示的换能器芯旋转了90°。

[0158] 在该实施例中,系统包括偏置三通80,其是双工器的一种。双工器是实现频域复用的无源设备。偏置三通包括电感器82和电容器84。偏置三通的连接到偏压电路 $V_B$ 的分支形成低频臂,并且连接到发射和接收电路T/R的分支形成高频臂。

[0159] 低频臂用于设置偏压,高频臂使射频信号通过,射频信号被提供给换能器并且从换能器被接收,但是直流偏压被阻挡。连接到换能器56的其余分支通过偏压和射频信号两者。

[0160] 偏置三通80可以与换能器阵列55集成在同一印刷电路板(PCB)上,也可以集成在

换能器本身内。替代地,偏置三通可以集成到第一58和第二59电路。

[0161] 偏压和发射/接收信号通过偏置三通施加在同一根导线上,在这种情况下,另一根导线接地。换句话说,可以通过经由第一导体(对于第一视图)或第二导体(对于第二视图)将偏压和RF信号两者提供给换能器来执行双平面成像。

[0162] 图13示出了换能器芯54的实施例,其中,换能器56被分成子阵列。

[0163] 如上所述,每个换能器56都属于第一元件组和第二元件组两者,并且因此连接到第一导体70和第二导体72,第一导体70和第二导体72可以提供偏压或发射/接收信号。通过经由第一导体70为子阵列提供偏压并且经由第二导体72为发射器和接收器提供信号,所述子阵列将生成成像区域的横截面图。类似地,通过经由第二导体72为子阵列提供偏压并且经由第一导体70为子阵列提供发射和接收信号,所述子阵列将生成成像区域的纵向视图。换句话说,可以将换能器芯划分为多个子阵列,其可以基于如何将偏压和发射/接收信号提供给所述子阵列的元件组来捕获不同的视图。

[0164] 在图13所示的示例中,换能器芯54被分成一个纵向子阵列90和两个横截面子阵列92。通过将芯划分为专用区域(例如图13中所示的区域),可以生成同时的双平面视图。换句话说,横截面视图和纵向视图都可以同时可用。

[0165] 图14示出了图13的换能器芯54的实施方式,其中,换能器阵列被划分为一个纵向子阵列92和两个横截面子阵列90。应该注意的是,图14所示的换能器芯相对于图4所示的换能器芯旋转了 $90^{\circ}$ 。

[0166] 在图14所示的示例中,将偏压选择性地提供给第一或第二导体,以便形成子阵列。偏压电路的该集合以及发射和接收电路的该集合由电路块94表示。发射和接收信号可以通过T/R线96的方式传输到换能器或从换能器传输,所述T/R线96连接到B侧的第一电路58和A侧的第二电路59。

[0167] 偏压通过第一偏压线98的方式被提供给横截面子阵列92的B侧,从而提供给第一导体。类似地,通过第二偏压线100将偏压提供给纵向子阵列90的A侧,从而提供给第二导体。

[0168] 然后,可以例如在方向74上逐线地借助于由发射和接收电路组提供的发射信号来发射横截面子阵列92的元件组。纵向子阵列90的元件组例如可以通过由发射和接收电路组提供的发射信号沿方向76逐线发射。

[0169] 图15示出了图13的换能器芯54的替代实施方式,其中,换能器56被分组为一个纵向子阵列90和两个横截面子阵列92。应该注意的是,图15所示的换能器芯相对于图4所示的换能器芯旋转了 $90^{\circ}$ 。

[0170] 在图15所示的示例中,将发射和接收信号选择性地提供给第一或第二导体,以便形成子阵列。偏压通过偏压线102的方式提供给换能器芯的两侧A和B。

[0171] 发射和接收电路的集合可以通过T/R线104的方式连接到A侧或B侧,其中,T/R线包括开关106,开关106适于根据正在驱动哪个子阵列而将发射信号提供给A侧或B侧。例如,如果激活纵向子阵列的换能器线,则发射和接收电路可以连接到A侧;否则如果横截面子阵列的换能器中的线被激活,则发射和接收电路可以被连接到换能器芯的B侧。

[0172] 图16示出了换能器阵列的另一个实施例,其中,第一元件组57a和第二元件组57b以鱼骨图案布置。

[0173] 上述示例涉及具有单个换能器阵列的系统。可以根据上述方法操作多个阵列,每个阵列都包含在相同的布置中,例如具有多个阵列的超声探头。多个阵列可以具有具有不同取向的元件组。例如,第一阵列的第一和第二元件组可以彼此正交;而第二阵列的第一和第二元件组之间可以具有 $45^\circ$ 的角度。以这种方式,单个超声探头可以从四个不同的视图采集超声数据。

[0174] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

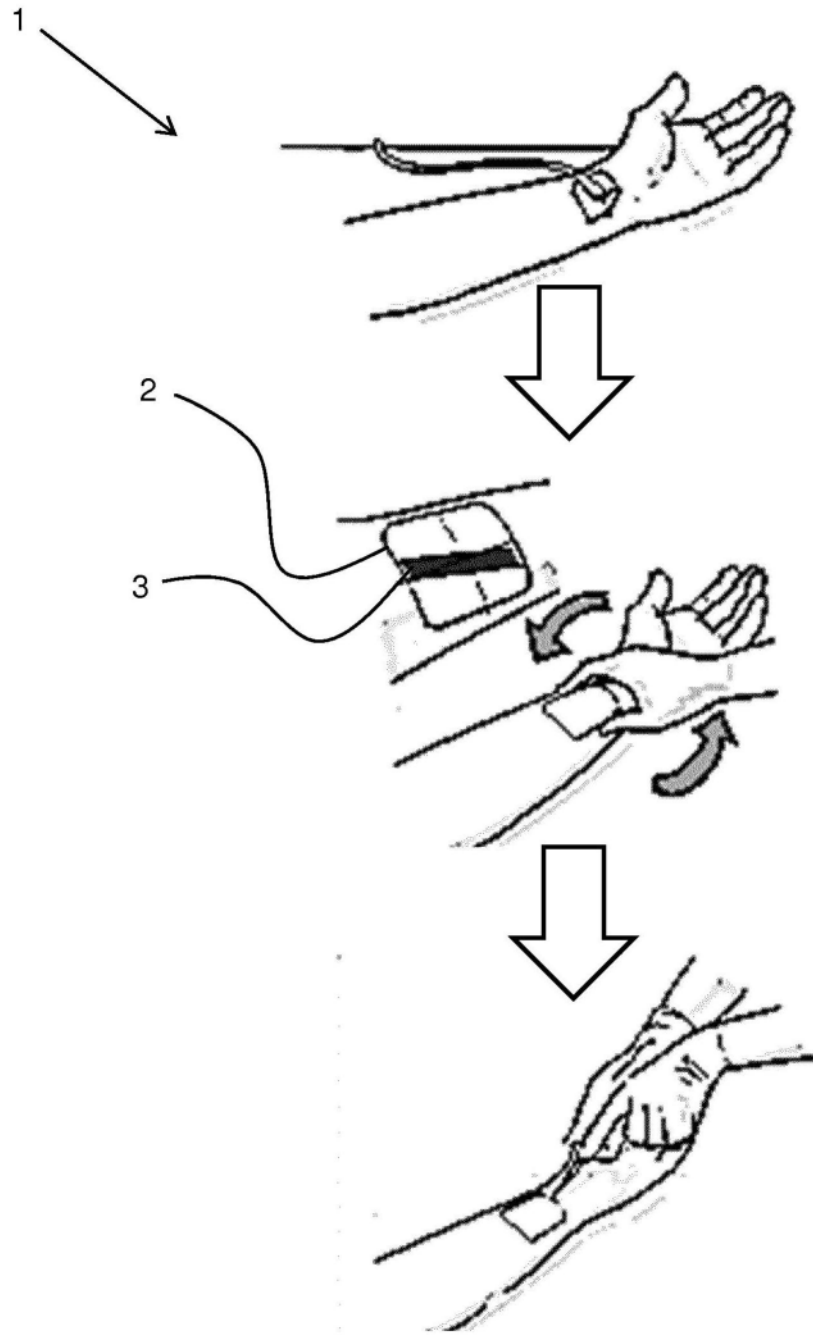


图1

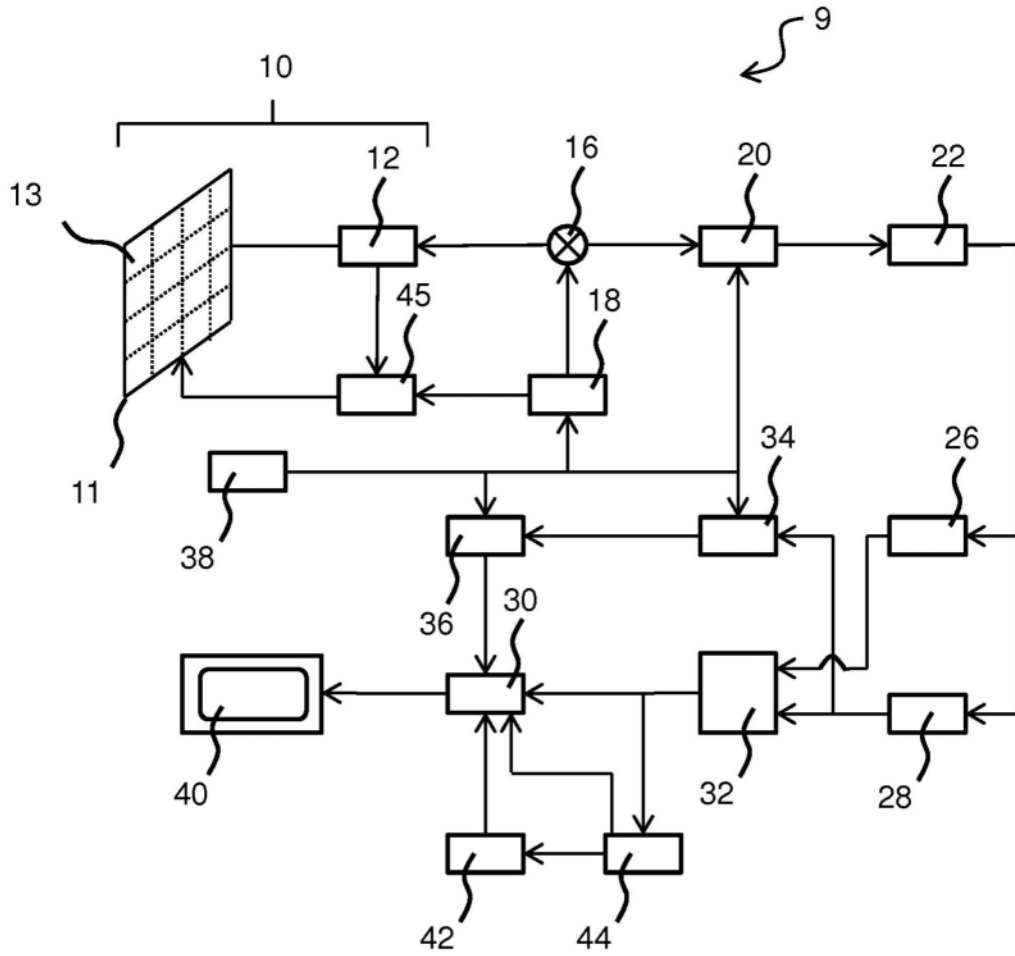
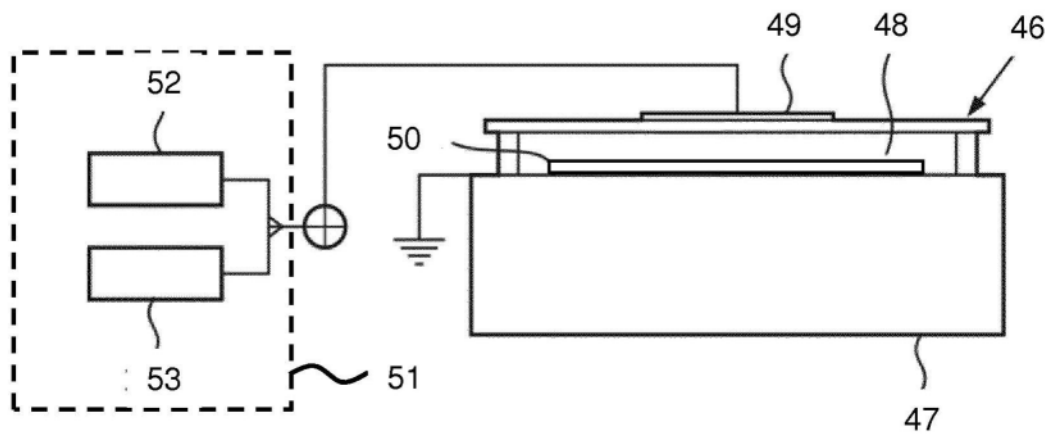


图2



13

图3

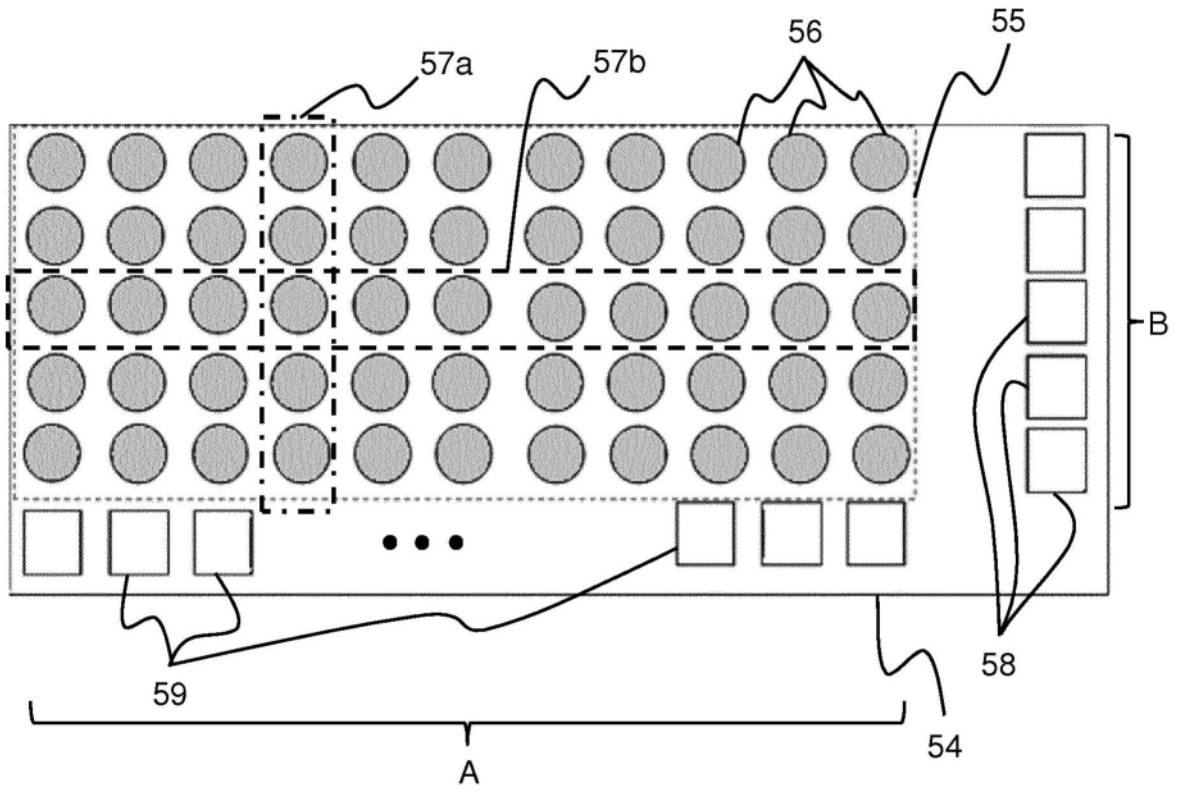


图4

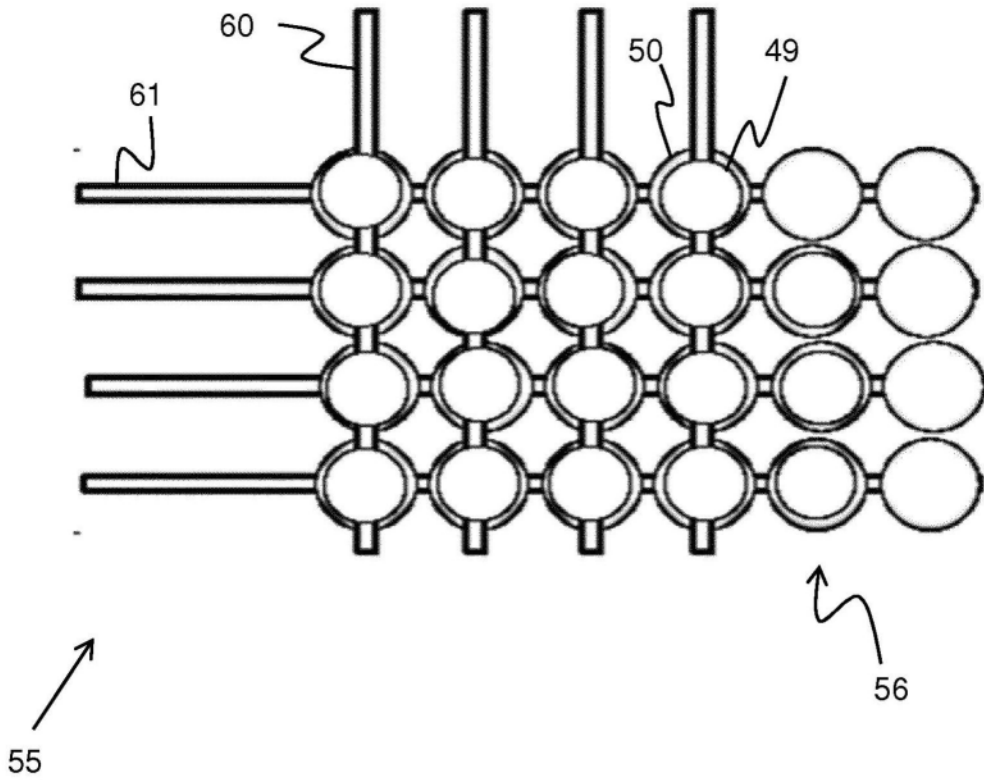


图5

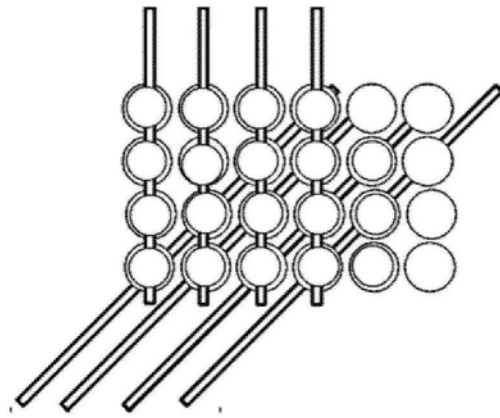


图6a

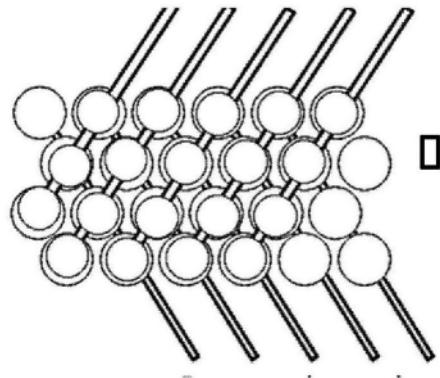


图6b

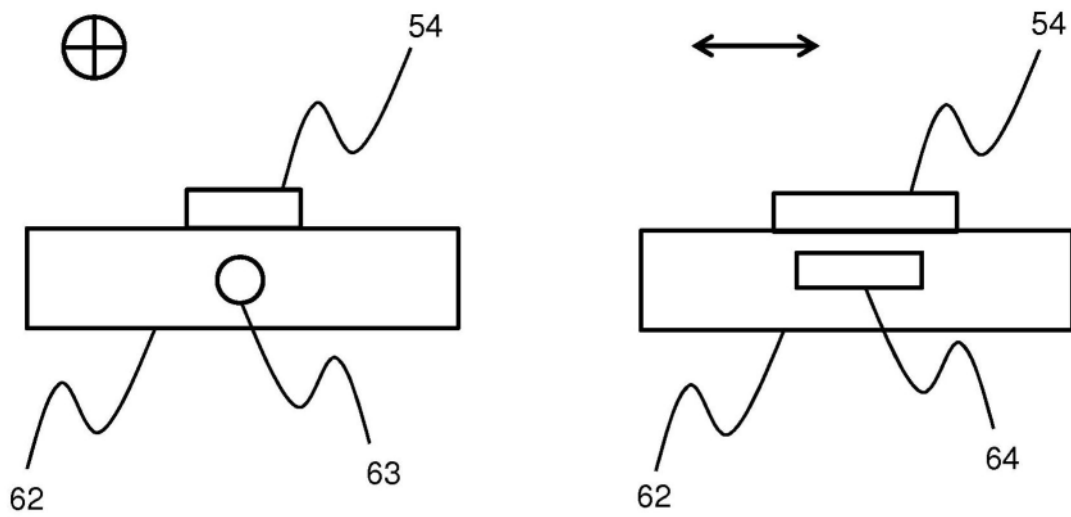


图7

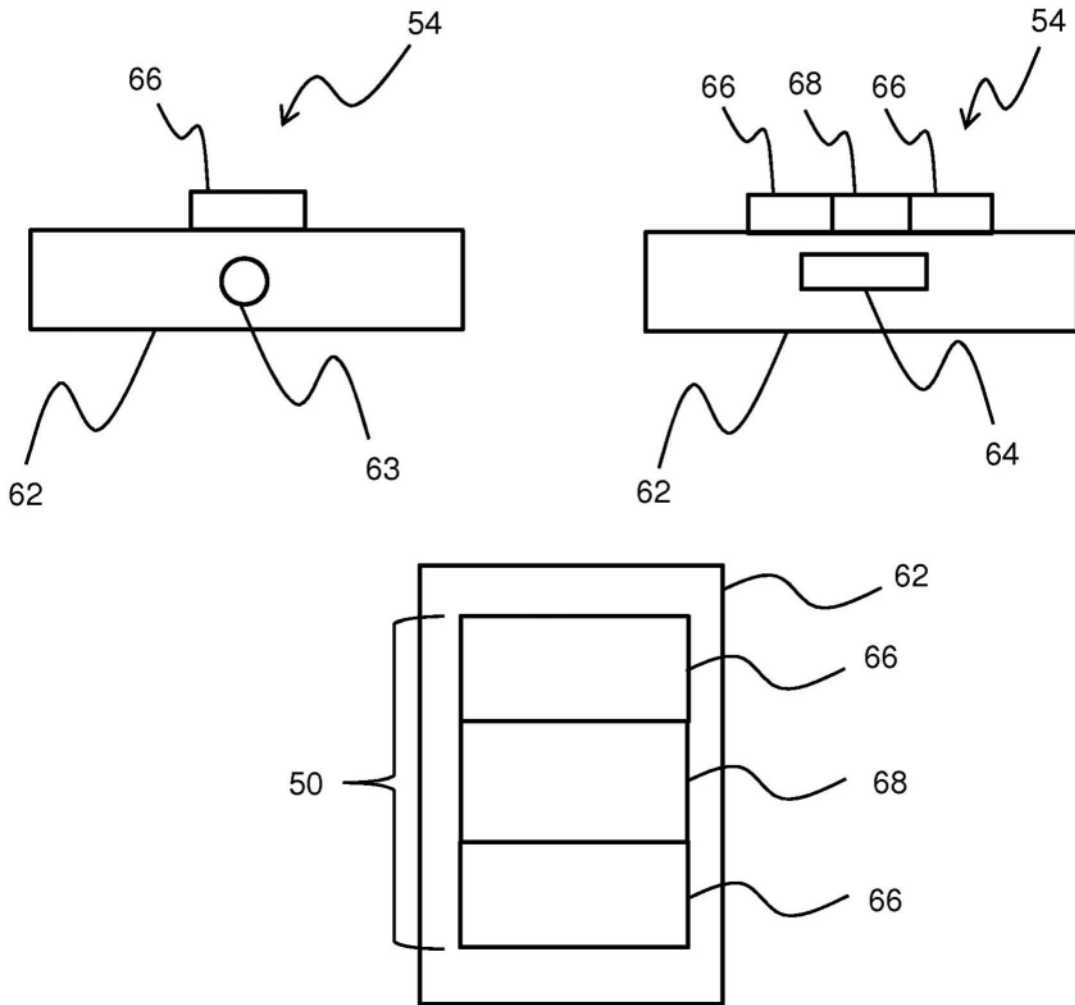


图8

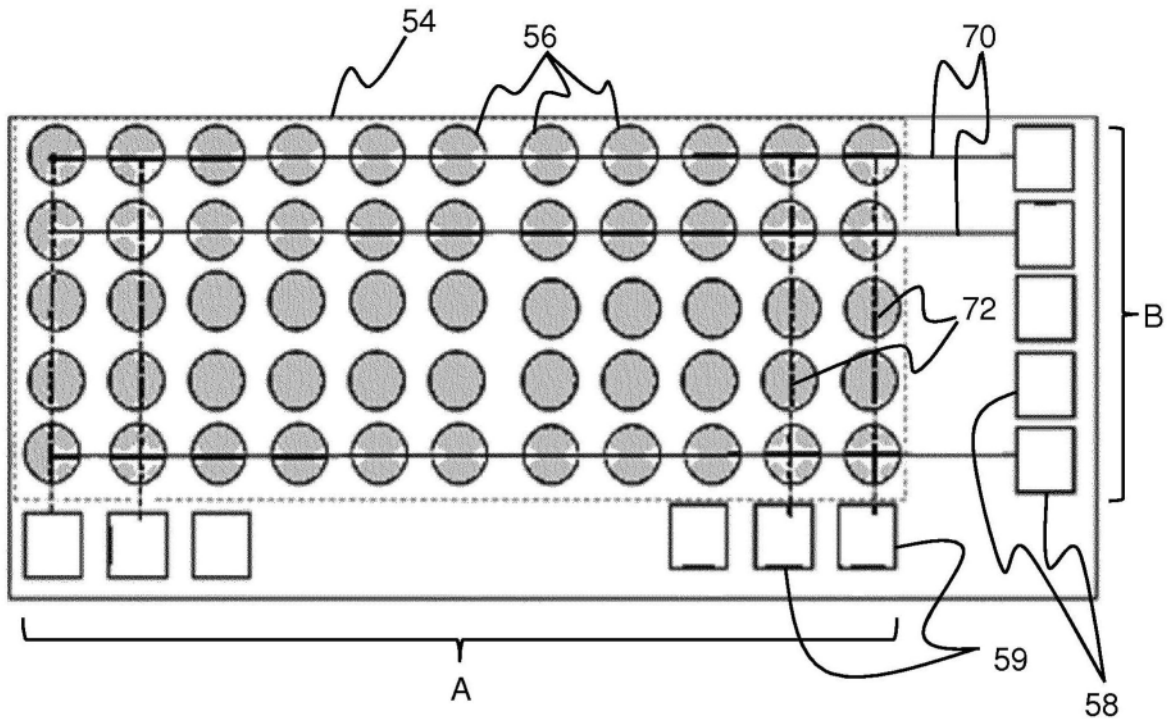


图9

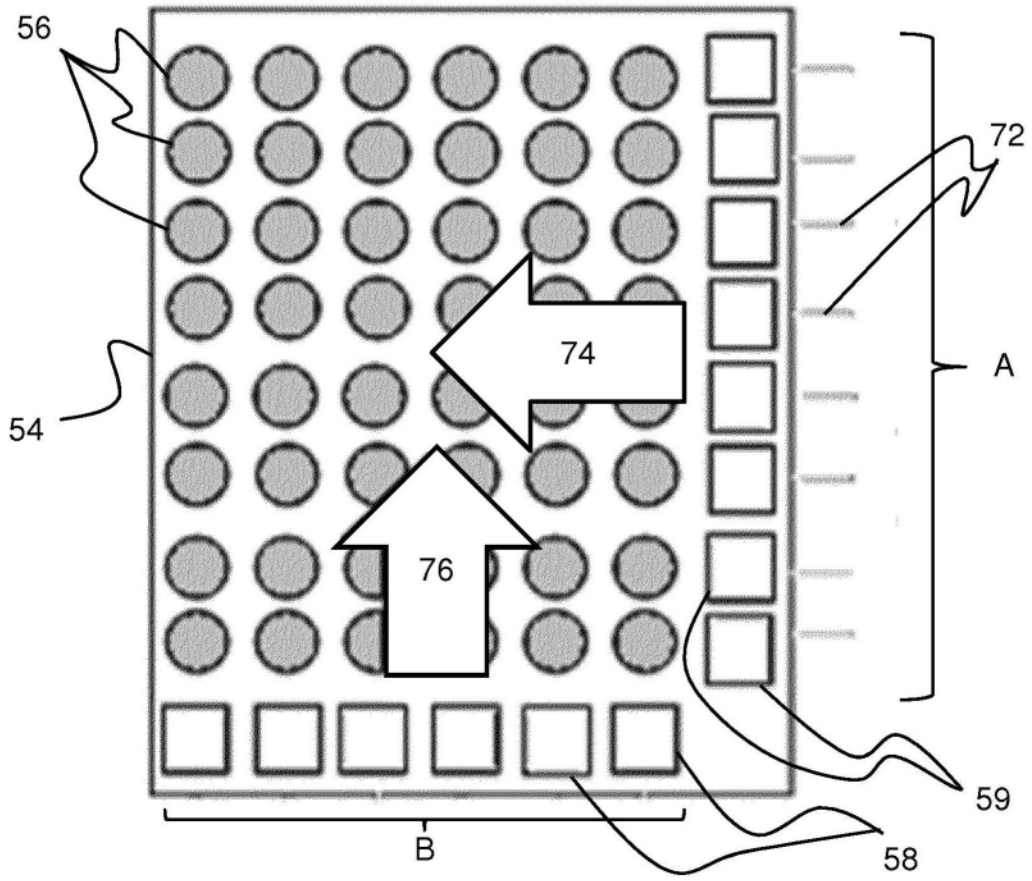


图10

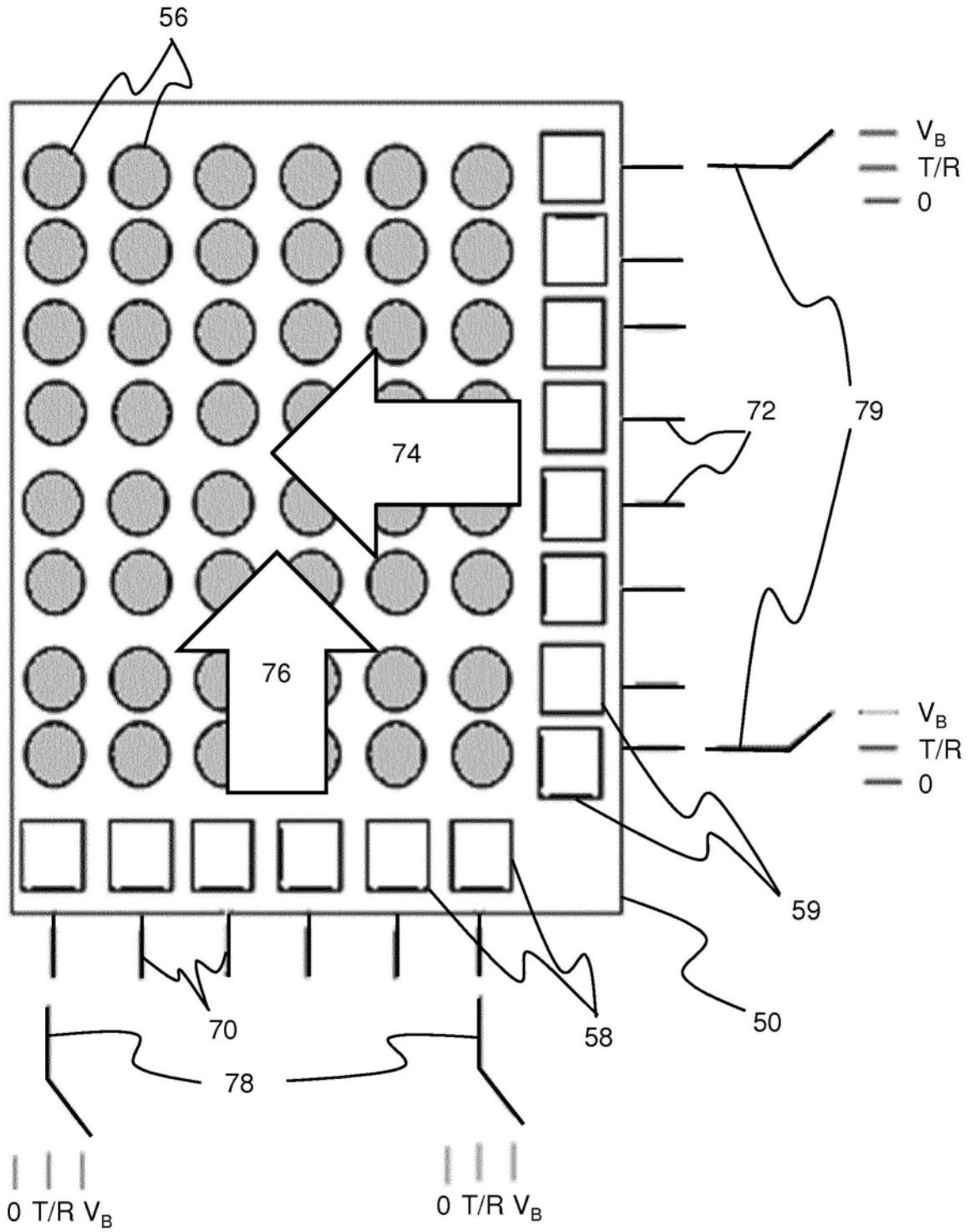


图11

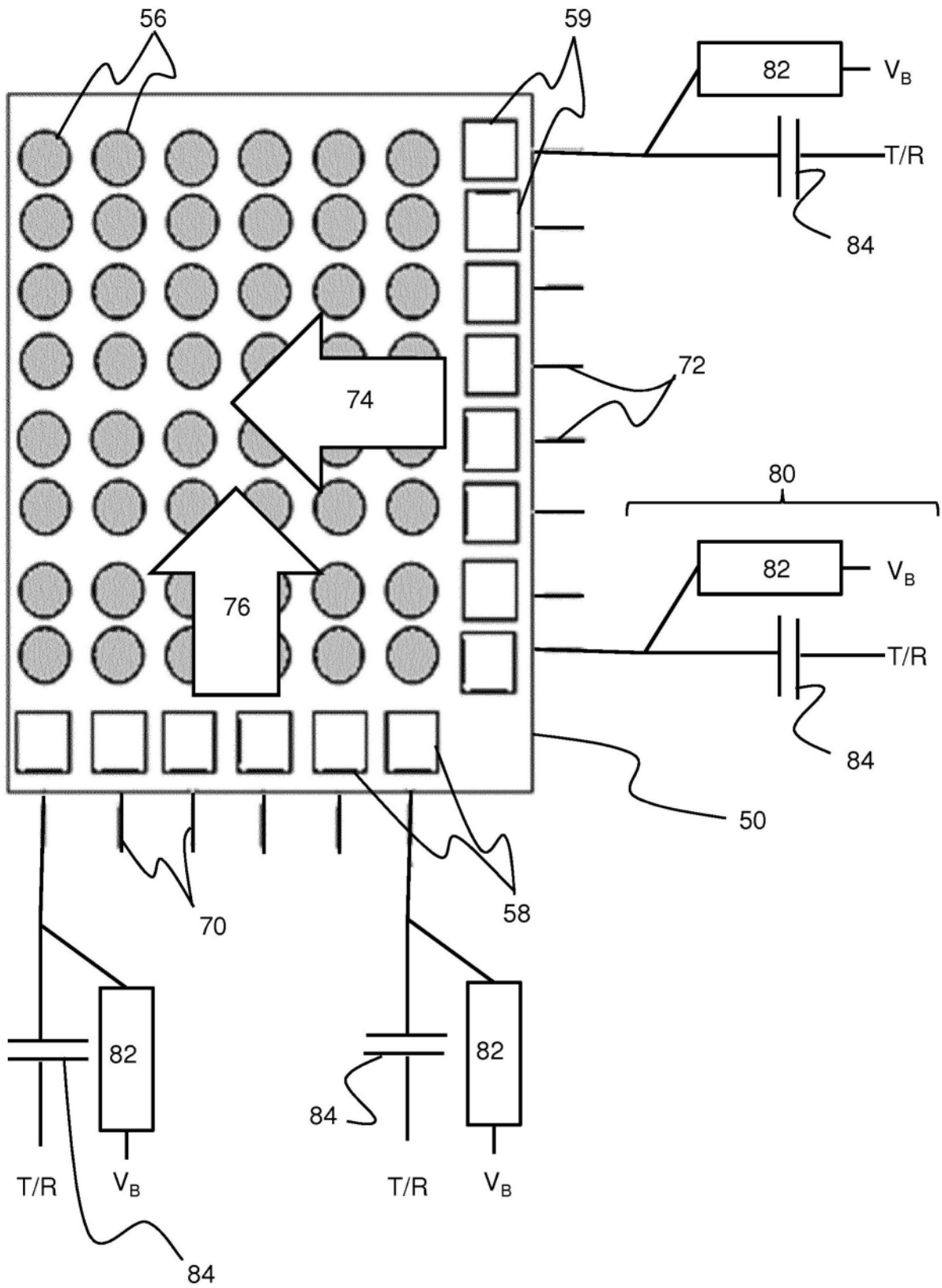


图12

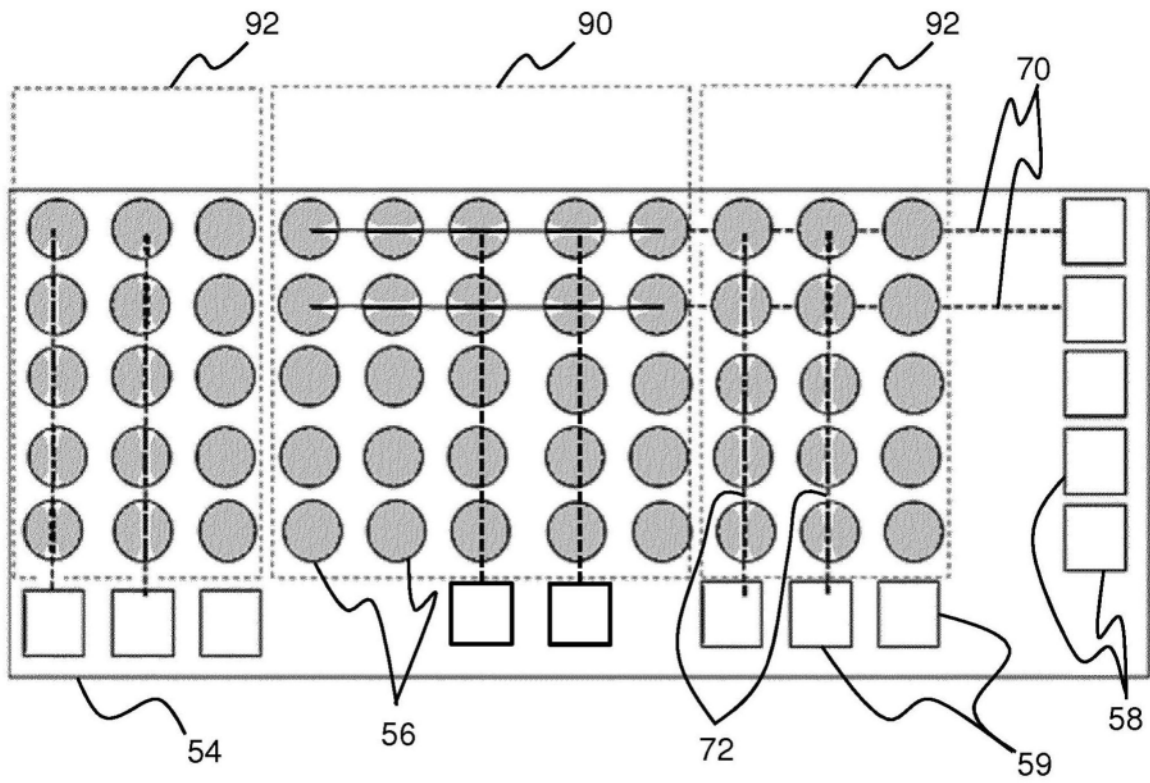


图13

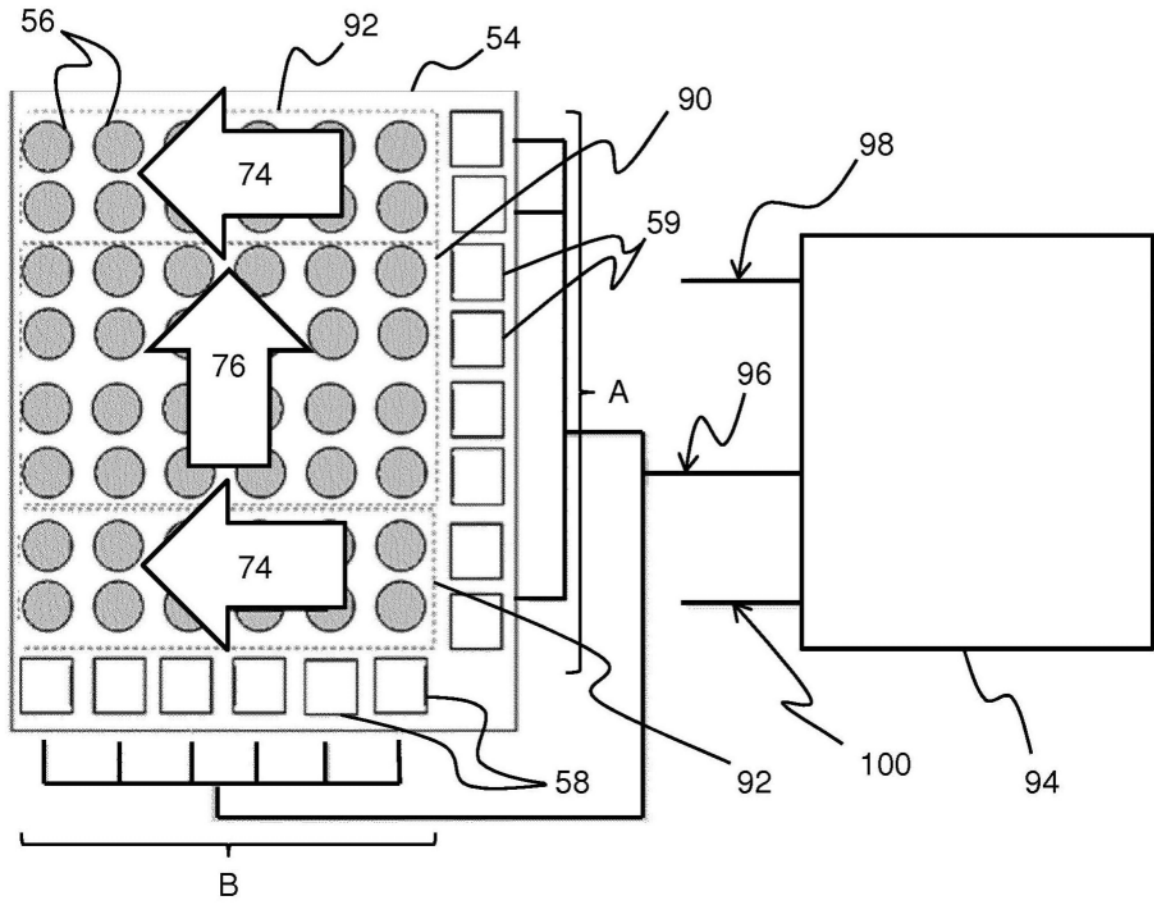


图14

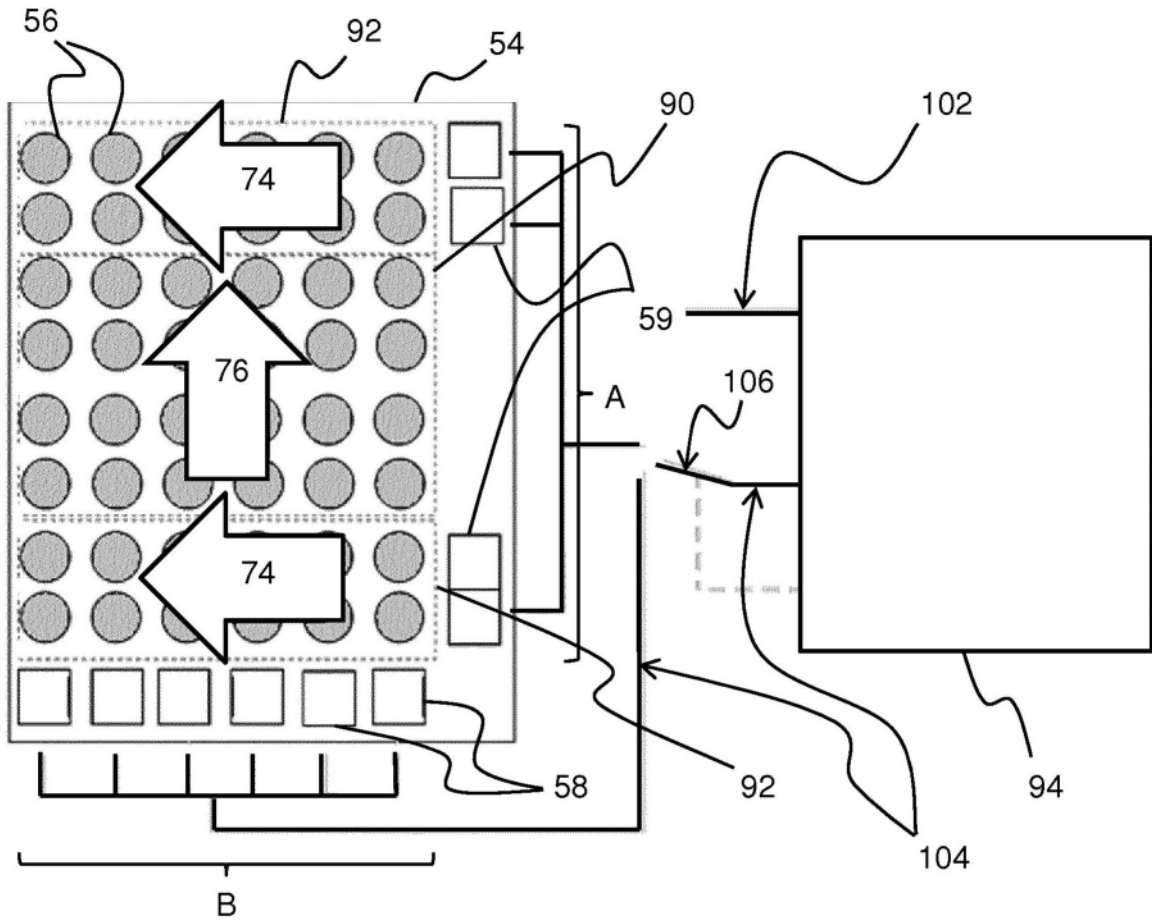


图15

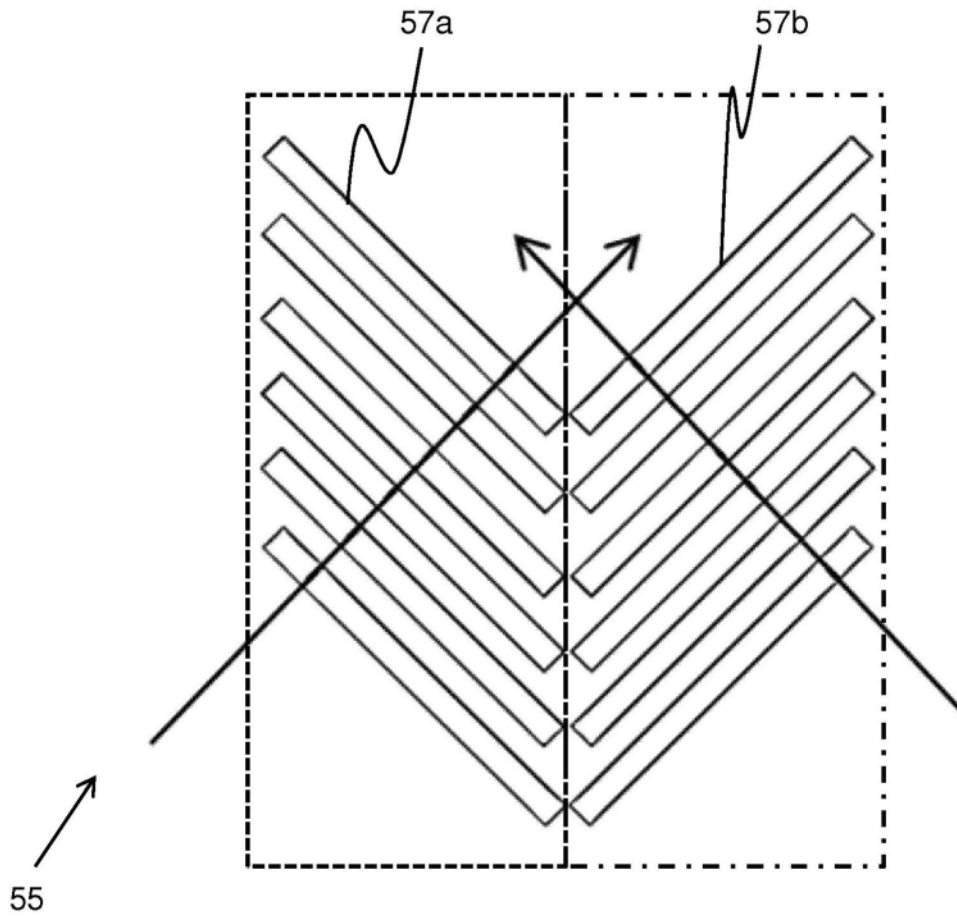


图16